ISSN: 2476-6909; Modares Mechanical Engineering. 2022;22(08):541-553

Design and Implementation of a Fuzzy Output Feedback Assistive Controller for a Series-Elastic-Actuator-Driven Knee Exoskeleton

ARTICLE INFO

Article Type
Original Research

Authors
Ashrafi M. S.[1],
Nazari M.[1]*,
Sepehry N.[1],
Mahdizadeh Rokhi M.[1],
Samimi P.[1],
Attarchi M.[1],

How to cite this article
M S Ashrafi, M Nazari, N Sepehry, M Mahdizadeh Rokhi, P Samimi, M Attarchi, Design and Implementation of a Fuzzy Output Feedback Assistive Controller for a Series-Elastic-Actuator-Driven Knee Exoskeleton, Modares Mechanical Engineering. 2022;22(08):541-553.

[1] Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran.

***Correspondence**
Address: Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran.
nazari_mostafa@shahroodut.ac.ir

Article History
Received: April 02, 2021
Accepted: November 27, 2021
ePublished: July 15, 2022

ABSTRACT

The series elastic actuators make more comfort in the use of assistive exoskeletons. In this paper, an assistive controller is designed for a series-elastic-actuator-driven knee exoskeleton to restore normative mobility of individuals with weak muscles. The main target of the proposed controller is to modify the dynamics performance of the coupled human-exoskeleton system. In other words, the proposed controller modifies the relationship between the net muscle torque exerted by the human and the resulting angular motion. There are fewer sensors in the proposed intent-independent method relative to other methods. Moreover, there are less controller coefficients to regulate where these coefficients are extracted from a type zero Takagi-Sugeno-Kang fuzzy system. The performance of the controller is evaluated by simulations and experiments. The amplitude of the EMG signals decreased in a healthy person worn the SUT-KneeExo. Moreover, the proposed algorithm has a better performance in comparison with integral admittance shaping mothed and output feedback assistive controller. In other words, the amplitude of the integral admittance is more and the phase lag is less than other methods.

Keywords Exoskeleton Robot, Fuzzy output feedback control method, Assistive control, Integral admittance

CITATION LINKS

[1] Merriam-Webster Online. [2] The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing ... [3] Clinical effectiveness and safety … [4] A review of lower limb exoskeleton assistive devices for sit-to-stand and gait motion. [5] Review of assistive strategies ... [6] Handyman to hardiman. [7] Assistive devices of human knee joint. [8] A review on lower limb rehabilitation exoskeleton robots. [9] Review of upper limb exoskeleton ... [10] Development of active lower limb robotic-based orthosis and exoskeleton devices. [11] Hybrid assistive limb based on cybernics. [12] A novel brain-computer interface based on the rapid serial ... [13] Power assist method based on phase sequence ... [14] An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot. [15] A myosignal-based powered exoskeleton system. [16] Improving elbow torque output of stroke patients with assistive torque controlled by EMG signals. [17] Passivity based adaptive control for upper extremity assist exoskeleton. [18] Tele-impedance based assistive control ... [19] Immersion and invariance-based output feedback control ... [20] Adaptive impedance control of a robotic ... [21] Exoskeleton control for lower-extremity assistance ... [22] Oscillator-based assistance of cyclical movements. [23] Implementation of a trajectory predictor and an exponential sliding mode controller ... [24] Neuro-fuzzy control of a robotic exoskeleton with EMG signals. [25] Adaptive impedance control for upper limb assist exoskeleton. [26] Stability-guaranteed assist-as-needed controller ... [27] Review of control strategies for lower-limb exoskeletons to assist gait. [28] Review on control strategies for lower limb rehabilitation exoskeletons. [29] Integral admittance shaping for exoskeleton control. [30] Integral admittance shaping... Robotics and Autonomous Systems. [31] Output feedback assistive control of single-dof sea powered exoskeletons. [32] Robust output feedback assistive control of a compliantly ... [33] Kinematic analysis and optimization of a planar parallel ... [34] Clinical gait analysis: theory and practice. [35] Compliance of the human ankle joint. [36] Biomechanics and motor control of human movement.

Copyright© 2020, TMU Press. This open-access article is published under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License which permits Share (copy and redistribute the material in any medium or format) and Adapt (remix, transform, and build upon the material) under the Attribution-NonCommercial terms.

طراحی و پیاده‌سازی کنترلر یاری‌گر پسخور خروجی فازی برای یک ربات اسکلت خارجی زانو با عملگر الاستیک سری

مونا سادات اشرفی
دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود
مصطفی نظری*
دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود
ناصرالدین سپهری
دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود
مسعود مهدی‌زاده رخی
دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود
پارسا صمیمی
دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود
متین عطارچی
دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود

چکیده
استفاده از عملگرهای الاستیک سری در ربات‌های اسکلت خارجی باعث افزایش سطح راحتی در کاربران شده است. در این مقاله برای یک ربات اسکلت خارجی زانو که مجهز به یک عملگر الاستیک سری است، کنترلری ارائه و پیاده‌سازی شده است تا افراد دارای ضعف عضلانی بتوانند با استفاده از این ربات حرکات خود را بازیابی نمایند. هدف اصلی کنترلر ارائه شده اصلاح پاسخ دینامیکی سیستم کوپل انسان-ربات می‌باشد. به عبارت دیگر، کنترلر ارائه شده رابطه بین گشتاور اعمال شده خالص توسط ماهیچه انسان و برآیند حرکت زاویه‌ای زانو را به گونه‌ای تنظیم می‌کند تا یاری‌گری موثر ایجاد شود. در این روش که مستقل از قصد بیمار است، سنسورهای کمتری نسبت به سایر روش‌ها استفاده شده است. همچنین، ضرایب کمتری برای تنظیم دارد که این ضرایب با استفاده از منطق فازی نوع صفر تاکاگی-سوگینو-کانگ محاسبه می‌شوند. عملکرد ربات ساخته شده اس‌یوتی-نی-اگزو (SUT-KneeExo) و کنترلر ارائه شده، بر روی یک فرد ارزیابی شده است. نتایج شبیه‌سازی و ارزیابی عملی نشان می‌دهد که ربات اسکلت خارجی به خوبی توانسته است دامنه سیگنال‌های الکترومایوگرافی را کاهش‌دهد که به معنی یاری‌رسانی در حین حرکت است. همچنین، مقایسه الگوریتم ارائه شده با حالت‌های غیریاری شده، کنترل یاری‌گر بر مبنای شکل‌دهی انتگرال ادمیتانس و کنترل یاری‌گر فیدبک خروجی نشان می‌دهد که الگوریتم ارائه شده عملکرد بهتری دارد. به عبارت دیگر، در الگوریتم ارائه شده دامنه ادمیتانس انتگرالی بیشتر و اختلاف فاز کمتر شده است.

کلیدواژه‌ها: ربات اسکلت خارجی، روش کنترلی پسخور خروجی فازی، کنترل یاری‌گر، ادمیتانس انتگرالی

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۱/۱۳
تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۰۹/۰۶
*نویسنده مسئول: nazari_mostafa@shahroodut.ac.ir

۱- مقدمه
تاکنون تعاریف متعددی در رابطه با ربات‌های اسکلت خارجی ارائه شده‌است. مریام وبستر، یک اسکلت خارجی را به عنوان "یک ساختار حمایتی خارجی مصنوعی" تعریف کرده است[1]. به گفته پرات و همکاران، هر دستگاهی که کاربر می‌تواند بپوشد یک اسکلت خارجی می‌باشد[2]. لری میلر و همکاران یک تعریف کاربردی و جامع از ربات اسکلت خارجی را ارائه کرده‌اند؛ طبق این تعریف، اسکلت خارجی به دستگاهی گفته می‌شود که شامل یک ارتز خارجی موتوردار و متحرک می‌باشد و برای سهولت در ایستادن، راه‌رفتن، بالارفتن از پله‌ها و انجام فعالیت‌های روزمره روی اندام‌های فلج یا ضعیف شده فرد قرار می‌گیرد[3]. بنابراین، می‌توان گفت که اسکلت‌های خارجی، تقویت کننده‌های قدرت خارجی بدن هستند که عملکرد انسان را تقویت یا بازیابی می کنند[4].

مطالعات اولیه در مورد ربات‌های اسکلت خارجی مربوط به اواخر دهه ۱۹۶۰ در ایالات متحده آمریکا و یوگسلاوی سابق می‌باشد[5]. ربات اسکلت خارجی هاردیمن اولین نمونه ربات با اندام فعال بود که در شرکت جنرال‌الکتریک و انستیتو میهاجوپوپین در بلگراد تولید شد. این ربات یک ربات اسکلت خارجی تمام‌تنه بود که با هدف کمک به راه‌رفتن برای بیمارانی با معلولیت‌های حرکتی طراحی شده بود[6].

پس از آن، تحقیقات در این زمینه گسترش یافت و انواع مختلفی از این ربات‌ها با اهداف مختلف از جمله کمک به افراد معلول و ناتوان برای انجام کارها، کمک به افراد سالم برای حمل بارهای سنگین و کمک به سالمندان و بیماران مفصلی طراحی و ساخته شده‌اند[7-10]. بر همین اساس یان و همکاران ربات‌های اسکلت خارجی را به سه دسته اصلی حمل‌بار، توان‌بخشی و یاری‌گر دسته‌بندی کردند[5]. ربات‌های یاری‌گر برای کمک به سالمندان و بیماران مفصلی و افرادی که از ضعف عضلانی رنج می‌برند، از طریق فراهم کردن بخشی از نیروهای موردنیاز مفاصل بکار می‌روند. علاوه بر این، به دلیل کاهش بار واردشده بر مفاصل و عضلات برای افراد سالم نیز مورد استفاده قرار می‌گیرند. ربات هال، هوندا، ربات‌های لگِ اکس، بک اکس وشولدر اکس، روبونی، لوپز، اکسپوز و آپو چند نمونه از ربات‌های یاری‌گر می‌باشند[7,8,10]. ربات اسکلت خارجی هال با هدف کمک به افراد مبتلا به اختلالات حرکتی و همچنین افزایش قدرت مفاصل افراد سالم، در اشکال مختلف مانند ربات اسکلت خارجی تمام‌تنه، پایین‌تنه، تک‌مفصله برای آرنج و زانو تولید شده است. نمونه پایین‌تنه این ربات، نسخه سوم هال است که برای کمک به گام برداشتن افراد مبتلا به اختلالات حرکتی تولید شده است و نمونه تمام‌تنه آن نسخه پنجم هال می‌باشد که باهدف افزایش توانایی حمل بار مورد استفاده قرار می‌گیرد[11-13]. یکی دیگر از ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر، ربات روبونی می‌باشد که یک ربات اسکلت خارجی پایین‌تنه تک‌مفصله است و باعث تقویت عملکرد زانو در هنگام راه‌رفتن می‌شود[2]. در این ربات برای اولین بار از عملگرهای الاستیک سری استفاده شده است، بدین‌صورت که یک فنر بین خروجی عمل‌گر و موتور قرار می‌گیرد و با اندازه‌گیری میزان جابجایی فنر می‌توان نیروی تبادل شده بین

عملگر و بدنه ربات را محاسبه کرد. تا کنون ربات‌های مختلفی برای توانبخشی و یاری‌رسانی ارائه شده‌اند.

تاکنون الگوریتم‌های کنترلی مختلفی برای ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر ارائه شده است که می‌توان به تأمین نیروی کمکی با توجه به تلاش اندازه‌گیری شده مفاصل توسط حس‌گرهای الکترومایوگرام[14-16] (EMG)، ایجاد نیروی کمکی با تخمین از حس‌گرهای نیروی عکس‌العمل زمین[2]، الگوریتم‌های تخمین نیت کاربر[17-19]، استفاده از مدل دینامیک معکوس سیستم[20]، نوسانگرهای تطبیقی[21-23]، کاهش امپدانس ظاهری اندام کاربر با استفاده از حس‌گرهای الکترومایوگرام، نیرو یا حس‌گرهای اطراف عضلات[24-26] اشاره کرد. مروری بر کارهای کنترلی انجام شده در این زمینه در[27,28] ارائه شده است؛ که در آن‌ها انواع روش‌های کنترلی مورد استفاده دسته‌بندی و بحث شده است.

اکثر روش‌های ذکرشده دارای معایب و مشکلاتی می‌باشند که کاربرد آن‌ها را محدود کرده است. ازجمله این مشکلات، نیاز به تشخیص نیت کاربر، پیچیدگی این روش‌ها و وجود حس‌گرهای اضافی مانند شتاب سنج، الکترومایوگرام و نیرو می‌باشد که باعث نویز پذیری و ناپایداری در برابر ضربه می‌شوند. همچنین، تخمین نیت کاربر و نیروهای کمکی، نیاز به مدل‌های پیچیده دارد. بنابراین الگوریتمی که چنین مشکلاتی را نداشته باشد بسیار مفید خواهد بود.

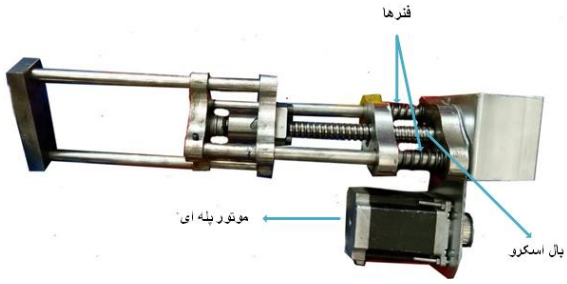
ناگاراژان و همکاران برای رفع مشکلات موجود یک الگوریتم یاری‌گر به نام شکل‌دهی ادمیتانس انتگرالی را ارائه و بر روی ربات اس‌ام‌ای (SMA) پیاده‌سازی کردند که باعث کاهش امپدانس ظاهری سیستم کمکی می‌شود. این الگوریتم علاوه بر سادگی، مستقل از نیت کاربر می‌باشد و همچنین در این روش از حس‌گرهای نیرو و سیگنال‌های الکترومایوگرام استفاده نشده است. در کنار مزایای ذکر شده، این روش نیز مشکلاتی دارد. از مشکلات این روش می‌توان به وابستگی این روش به نرمی محل تماس ربات و بدن کاربر و همچنین استفاده از شتاب‌سنج اشاره کرد[29,30]. اکبرزاده و همکاران برای بهبود عملکرد الگوریتم‌های یاری‌گر، یک روش کنترلی جدید به نام کنترل یاری‌گر با پس‌خور خروجی را ارائه کرده‌اند. این روش امپدانس ظاهری اندام کاربر را با کمترین تعداد حس‌گر و بدون درنظرگرفتن نیت کاربر کاهش می‌دهد. همچنین در مقایسه با الگوریتم شکل-دهی ادمیتانس انتگرالی ساختار ساده‌تری داشته و متکی بر نرمی اجزا الاستیک نمی‌باشد[31,32]، ولی عوامل کنترلر در یک بازه فرکانسی بهینه شده‌اند که کاربرد آن را محدود می‌کند.

در این مقاله از کنترل یاری‌گر با فیدبک خروجی فازی استفاده شده است که ضرایب کنترل‌کننده به دلیل ماهیت غیرخطی سیستم انسان-ربات با استفاده از منطق فازی محاسبه می‌گردد. ضرایب برای بازه‌های مختلف فرکانسی، با بهینه‌سازی مقید ادمیتانس انتگرالی محاسبه می‌شوند. روش ارائه شده دارای مزایای مستقل بودن از نیت کاربر و همچنین کم بودن تعداد سنسورهای مورد استفاده نیز می‌باشد. عملکرد ربات ساخته شده اس‌یوتی-نی‌اگزو در مود حرکتی نوسان عمودی مورد ارزیابی قرار خواهد گرفت.

۲- معرفی ربات یاری‌گر اس‌یوتی-نی‌اگزو

ربات نشان داده‌شده در شکل ۱، یک ربات اسکلت خارجی پایین‌تنه از نوع یاری‌گر به نام اس‌یوتی-نی‌اگزو می-باشد که برای کمک به حرکت زانو برای اولین بار در آزمایشگاه مکاترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود طراحی و ساخته‌شده است. این ربات از دو لینک L شکل مجزا تشکیل‌شده است که از طریق یک مفصل دورانی در زانو به هم متصل می-شوند. در بین این دو لینک، عمل‌گر الاستیک سری قرار دارد که قابلیت تغییر طول دارد. نیروی محرکه این ربات توسط یک عمل‌گر الاستیک سری که در بین لینک‌های مربوط به ران و ساق پا قرارگرفته است تأمین می-شود. این عمل‌گر گشتاورهای کمکی مفصل زانو را تولید می‌کند. نیروی محرکه این عملگر توسط یک موتور ۲ فاز ساخت شرکت مونز (MOONS) با گشتاور ۱۳ کیلوگرم سانتیمتر و جریان فاز ۳ آمپر تأمین می‌شود. راه-اندازی این موتور با استفاده از یک برد آردوینو مگا ۲۵۶۰ و درایور انجام می‌شود. درایور استفاده شده در این بخش یک درایور میکرواستپ ۸ آمپر مدل ای‌اِی‌سی-ام‌وی‌دی ۶۲ با ولتاژ تغذیه ۲۴ الی ۷۵ ولت دی‌سی و یا ۱۸ الی ۵۵ ولت اِی‌سی می‌باشد. پس از راه اندازی موتور، حرکت دورانی توسط تسمه و قرقره به یک بال‌اسکرو منتقل شده و به حرکت خطی تبدیل می‌شود. سپس این حرکت از طریق یک فنر به خروجی منتقل می‌شود. برای اندازه‌گیری تغییر طول فنرها از انکودر خطی استفاده می‌شود. مفصل زانو ربات یک اتصال یکدرجه آزادی است که جهت تطبیق حرکت ربات با حرکت طبیعی زانو طراحی شده است[33]. شکل ۲ عمل‌گر الاستیک سری ساخته‌شده را نشان می‌دهد.

شکل ۱) ربات اسکلت خارجی یاری‌گر اس‌یوتی-نی‌اگزو به همراه عملگر الاستیک سری



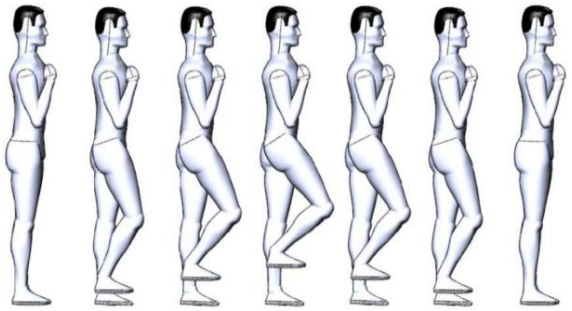
شکل ۲) عملگر الاستیک سری استفاده شده در ربات اس‌یوتی-نی‌اگزو

ساختار مقاله در ادامه بدین صورت است که در بخش آتی مدل ریاضی ربات با استفاده از معادلات لاگرانژ استخراج و سپس خطی‌سازی می‌شود. همچنین، اعتبارسنجی مدل در نرم‌افزار آدامز مورد بررسی قرار می‌گیرد. در بخش ۳ به طراحی و شبیه‌سازی عملکرد کنترلر پرداخته شده و نتایج آن با سایر روش‌ها مقایسه می‌گردد. سپس، عملکرد کنترلر ارائه شده در بخش ۴ به صورت تجربی با اندازه‌گیری سیگنال‌های الکترومایوگرام در حالت کمکی و غیر کمکی بررسی شده است. در نهایت در بخش ۵، نتیجه گیری بیان می‌شود.

۳- مدل‌سازی ریاضی ربات

برای تحلیل رفتار سامانه و پیاده‌سازی کنترل‌کننده مناسب بر روی ربات، نیاز به مدل‌سازی و استخراج معادلات دینامیکی آن می‌باشد. روش‌های مختلفی برای مدل‌سازی دینامیکی مانند روش نیوتن-اولر و روش لاگرانژ وجود دارد، که در این مقاله، روابط دینامیکی ربات موردنظر با بهره‌گیری از روش لاگرانژ استخراج شده است. در حین راه رفتن، ابتدا یک پا از زمین جداشده و در قسمتی جلوتر از بدن قرار می‌گیرد، و هنگام تماس با زمین وزن بدن به آن منتقل می‌شود و سپس نقش دو پا در این فرآیند با یکدیگر جابجا می‌شود. به این فرآیند چرخه‌ی گام زدن می‌گویند و مدت زمان لازم برای این امر را زمان گام می‌نامند. راه رفتن انسان را می‌توان یک فرآیند چرخشی متشکل از یک مرحله ایستایش و یک مرحله نوسان در نظر گرفت. معمولاً یک چرخه راه رفتن شامل ۴۰ % نوسان و ۶۰ % ایستایش است[34].

برای تبدیل حرکت کاربر به یک حرکت یک درجه آزادی، نوع خاصی از راه رفتن در نظر گرفته‌شده است که در آن با فرض ثابت بودن بالاتنه، مفصل مچ در راستای مفصل ران حرکت می‌کند (مشابه سازوکار لنگ و لغزنده). این نحوه حرکت، نوسان عمودی نامیده می‌شود. شکل ۳ چرخه حرکت نوسان عمودی را نشان می‌دهد[32]. در این مقاله به مدل‌سازی راه رفتن، در فاز نوسان عمودی پرداخته شده است.



شکل ۳) سیکل حرکت نوسان عمودی در حین راه رفتن [۳۲]

۳-۱- مدل‌سازی دینامیکی سیستم انسان-ربات درحرکت نوسان عمودی

طرح‌واره ربات و عوامل مورد استفاده برای مدل‌سازی در شکل ٤ نشان داده شده است. در ابتدای کار مختصات مرکز جرم لینک‌ها، یعنی x_{cgi} و y_{cgi} با توجه به شکل ۴ و مطابق روابط زیر به دست می‌آیند.

$$\begin{cases} x_{cg1} = L_{cg1}\cos(\varphi_1) \\ y_{cg1} = L_{cg1}\sin(\varphi_1) \end{cases} \quad (۱)$$

$$\begin{cases} x_{cg2} = L_1\cos(\varphi_1) + L_{cg2}\cos(\varphi_2) \\ y_{cg2} = L_1\sin(\varphi_1) + L_{cg2}\sin(\varphi_2) \end{cases} \quad (۲)$$

$$\begin{cases} x_{cg3} = L_1\cos(\varphi_1) + L_2\cos(\varphi_2) + L_{cg3}\cos(\varphi_3) \\ y_{cg3} = L_1\sin(\varphi_1) + L_2\sin(\varphi_2) + L_{cg3}\sin(\varphi_3) \end{cases} \quad (۳)$$

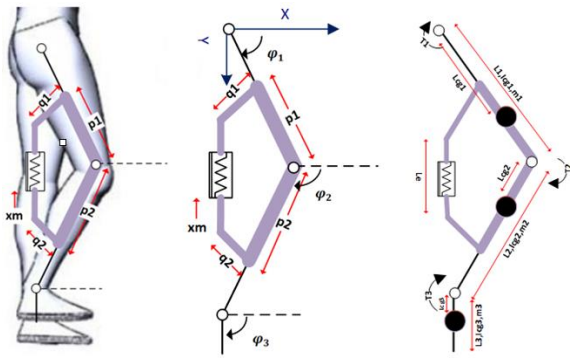
که در آن L_i طول لینک شماره i، L_{cgi} فاصله مرکز جرم لینک‌ها از محور دوران و φ_1، φ_2 و φ_3 به ترتیب زوایای مربوط به مفصل ران، زانو و مچ پا می‌باشند. حال سرعت مراکز جرم با مشتق‌گیری نسبت به زمان از روابط فوق محاسبه می‌شوند.

$$\begin{cases} \dot{x}_{cg1} = -L_{cg1}\dot{\varphi}_1\sin(\varphi_1) \\ \dot{y}_{cg1} = L_{cg1}\dot{\varphi}_1\cos(\varphi_1) \end{cases} \quad (۴)$$

$$\begin{cases} \dot{x}_{cg2} = -L_1\dot{\varphi}_1\sin(\varphi_1) - L_{cg2}\dot{\varphi}_2\sin(\varphi_2) \\ \dot{y}_{cg2} = L_1\dot{\varphi}_1\cos(\varphi_1) + L_{cg2}\dot{\varphi}_2\cos(\varphi_2) \end{cases} \quad (۵)$$

$$\begin{cases} \dot{x}_{cg3} = -L_1\dot{\varphi}_1\sin(\varphi_1) - L_2\dot{\varphi}_2\sin(\varphi_2) - L_{cg3}\dot{\varphi}_3\sin(\varphi_3) \\ \dot{y}_{cg3} = L_1\dot{\varphi}_1\cos(\varphi_1) + L_2\dot{\varphi}_2\cos(\varphi_2) + L_{cg3}\dot{\varphi}_3\cos(\varphi_3) \end{cases} \quad (۶)$$

با توجه به اینکه درحرکت نوسان عمودی کف پای کاربر به‌صورت افقی نگه‌داشته می‌شود، زاویه φ_3 برابر با ۹۰ درجه بوده در نتیجه مشتقات اول و دوم آن مساوی با صفر می‌باشند.



شکل ۴) طرح شماتیک ربات و تعامل انسان-ربات اسکلت خارجی

$$\dot{\varphi}_3 = \ddot{\varphi}_3 = 0 \qquad (۷)$$

با استفاده از روابط به‌دست‌آمده، انرژی جنبشی هر لینک بر طبق رابطه (۸) تعیین می شود[32].

$$\begin{cases} T_i = \frac{1}{2}m_i\left(\dot{x}_{cgi}^2 + \dot{y}_{cgi}^2\right) + \frac{1}{2}I_{cgi}\dot{\varphi}_i^2 \\ T_t = \sum_i T_i \end{cases} \qquad i = 1,2,3 \qquad (۸)$$

که در آن T_i انرژی جنبشی لینک شماره i، T_t انرژی جنبشی کل سیستم، m_i جرم هر لینک و I_{cgi} ممان اینرسی هر لینک حول مرکز جرم آن می‌باشند. انرژی جنبشی هر لینک برابر است با:

$$T_1 = \frac{1}{2}m_1\left(\dot{x}_{cg1}^2 + \dot{y}_{cg1}^2\right) + \frac{1}{2}I_{cg1}\dot{\varphi}_1^2 = \frac{1}{2}m_1{L_{cg1}}^2\dot{\varphi}_1^2 + \frac{1}{2}I_{cg1}\dot{\varphi}_1^2 \qquad (۹)$$

$$T_2 = \frac{1}{2}m_2\left(\dot{x}_{cg2}^2 + \dot{y}_{cg2}^2\right) + \frac{1}{2}I_{cg2}\dot{\varphi}_2^2 = \frac{1}{2}m_2\left({L_1}^2\dot{\varphi}_1^2 + {L_{cg2}}^2\dot{\varphi}_2^2 + 2L_1L_{cg2}\dot{\varphi}_1\dot{\varphi}_2\cos(\varphi_2 - \varphi_1)\right) + \frac{1}{2}I_{cg2}\dot{\varphi}_2^2 \qquad (۱۰)$$

$$T_3 = \frac{1}{2}m_3\left(\dot{x}_{cg3}^2 + \dot{y}_{cg3}^2\right) + \frac{1}{2}I_{cg3}\dot{\varphi}_3^2 = \frac{1}{2}m_3\left({L_1}^2\dot{\varphi}_1^2 + {L_2}^2\dot{\varphi}_2^2 + 2L_1L_2\dot{\varphi}_1\dot{\varphi}_2\cos(\varphi_2 - \varphi_1)\right) \qquad (۱۱)$$

درنتیجه انرژی جنبشی کل سیستم به‌صورت زیر به دست می‌آید:

$$T_t = T_1 + T_2 + T_3$$

$$T_t = \frac{1}{2}m_1{L_{cg1}}^2\dot{\varphi}_1^2 + \frac{1}{2}m_2\left({L_1}^2\dot{\varphi}_1^2 + {L_{cg2}}^2\dot{\varphi}_2^2 + 2L_1L_{cg2}\dot{\varphi}_1\dot{\varphi}_2\cos(\varphi_2 - \varphi_1)\right) + \frac{1}{2}m_3\left({L_1}^2\dot{\varphi}_1^2 + {L_2}^2\dot{\varphi}_2^2 + 2L_1L_2\dot{\varphi}_1\dot{\varphi}_2\cos(\varphi_2 - \varphi_1)\right) + \frac{1}{2}I_{cg1}\dot{\varphi}_1^2 + \frac{1}{2}I_{cg2}\dot{\varphi}_2^2 \qquad (۱۲)$$

انرژی پتانسیل گرانشی U_{gi}، به صورت زیر به‌دست می‌آید:

$$U_{gi} = -m_i g y_{cgi} \qquad i = 1,2,3 \qquad (۱۳)$$

و برای هر لینک داریم:

$$U_{g1} = -m_1 g y_{cg1} = -m_1 g L_{cg1}\sin(\varphi_1) \qquad (۱۴)$$

$$U_{g2} = -m_2 g y_{cg2} = -m_2 g\left(L_1\sin(\varphi_1) + L_{cg2}\sin(\varphi_2)\right) \qquad (۱۵)$$

$$U_{g3} = -m_3 g y_{cg3} = -m_3 g\left(L_1\sin(\varphi_1) + L_2\sin(\varphi_2) + L_{cg3}\sin(\varphi_3)\right) \qquad (۱۶)$$

بنابراین، مجموع انرژی پتانسیل گرانشی لینک‌ها برابر است با:

$$\sum_i U_{gi} = -m_1 g L_{cg1}\sin(\varphi_1) - m_2 g\left(L_1\sin(\varphi_1) + L_{cg2}\sin(\varphi_2)\right) - m_3 g\left(L_1\sin(\varphi_1) + L_2\sin(\varphi_2) + L_{cg3}\sin(\varphi_3)\right) \qquad (۱۶-۱)$$

نیروی خروجی عمل‌گر الاستیک سری را می‌توان بر طبق رابطه (۱۷) محاسبه کرد[32].

$$F_e = K_s(\Delta L_e - \Delta x_m) + B_s\left(\Delta\dot{L}_e - \Delta\dot{x}_m\right) \qquad (۱۷)$$

که در آن، ΔL_e تغییر طول عملگر از حالت اولیه‌اش، L_{e0} ، می‌باشد که بر طبق رابطه (۱۸) به دست می‌آید و K_s و B_s به ترتیب بیانگر ضریب فنریت و ضریب میرایی اجزا الاستیک موجود در عملگر و Δx_m بیانگر جابجایی عمل‌گر الاستیک سری از حالت اولیه آن است. همچنین با فرض اینکه در حالت تعادل فنرها تغییر شکل نداشته باشند، جابجایی عمل‌گر الاستیک سری از حالت اولیه‌اش با x_m برابر می‌باشد، یعنی $\Delta x_m = x_m$.

$$\Delta L_e = \left((q_1\sin(\varphi_1) + p_1\cos(\varphi_1) + p_2\cos(\varphi_2) - q_2\sin(\varphi_2))^2 + (-q_1\cos(\varphi_1) + p_1\sin(\varphi_1) + p_2\sin(\varphi_2) + q_2\cos(\varphi_2))^2\right)^{1/2} - L_{e0} \qquad (۱۸)$$

انرژی پتانسیل ذخیره‌شده در فنر عمل‌گر، U_s بر طبق رابطه (۱۹) به دست می‌آید.

$$U_s = \frac{1}{2}K_s(\Delta L_e - \Delta x_m)^2 = \frac{1}{2}K_s(\Delta L_e - x_m)^2 \qquad (۱۹)$$

حال انرژی پتانسیل کل سیستم بر طبق رابطه (۲۰) تعریف می‌شود:

$$U_t = U_s + \sum_i U_{gi} \Rightarrow$$

$$U_t = \frac{1}{2}K_s(\Delta L_e - x_m)^2 - m_1 g L_{cg1}\sin(\varphi_1) - m_2 g\left(L_1\sin(\varphi_1) + L_{cg2}\sin(\varphi_2)\right) - m_3 g\left(L_1\sin(\varphi_1) + L_2\sin(\varphi_2) + L_{cg3}\sin(\varphi_3)\right) \qquad (۲۰)$$

درنهایت با محاسبه لاگرانژین بر طبق رابطه (۲۱)، معادلات دینامیکی سیستم موردنظر به دست می‌آیند.

$$L_t = T_t - U_t \Rightarrow$$

$$L_t = \frac{1}{2}m_1{L_{cg1}}^2\dot{\varphi}_1^2 + \frac{1}{2}m_2\left({L_1}^2\dot{\varphi}_1^2 + {L_{cg2}}^2\dot{\varphi}_2^2 + 2L_1L_{cg2}\dot{\varphi}_1\dot{\varphi}_2\cos(\varphi_2 - \varphi_1)\right) + \frac{1}{2}m_3\left({L_1}^2\dot{\varphi}_1^2 + {L_2}^2\dot{\varphi}_2^2 + 2L_1L_2\dot{\varphi}_1\dot{\varphi}_2\cos(\varphi_2 - \varphi_1)\right) + \frac{1}{2}I_{cg1}\dot{\varphi}_1^2 + \frac{1}{2}I_{cg2}\dot{\varphi}_2^2 - \frac{1}{2}K_s(\Delta L_e - x_m)^2 + m_1 g L_{cg1}\sin(\varphi_1) + m_2 g\left(L_1\sin(\varphi_1) + L_{cg2}\sin(\varphi_2)\right) + m_3 g\left(L_1\sin(\varphi_1) + L_2\sin(\varphi_2) + L_{cg3}\sin(\varphi_3)\right) \qquad (۲۱)$$

با توجه به اینکه متغیر x_m به‌عنوان ورودی کنترلی به سامانه در نظر گرفته می‌شود، متغیرهای حالت شامل سه متغیر زاویه‌ای φ_1، φ_2 و φ_3 می‌باشند. معادله لاگرانژ به صورت زیر می‌باشد.

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L_t}{\partial \dot{q}_i}\right) + \frac{\partial L_t}{\partial q_i} = Q_i \qquad i = 1,2,3 \qquad (۲۲)$$

که در آن، Q بردار نیروهای تعمیم‌یافته و q بردار متغیرهای تعمیم‌یافته می‌باشند.

$$Q = \{Q_1, Q_2, Q_3\}^T \qquad (۲۲-۱)$$

$$q = \{q_1, q_2, q_3\}^T = \{\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3\}^T \qquad (۲۲-۲)$$

برای به دست آوردن نیروهای تعمیم‌یافته، احتیاج به محاسبه کار مجازی کل نیروهای خارجی وارد بر سیستم، δW_t و سپس مشتق جزئی آن نسبت به مختصه‌های تعمیم‌یافته می‌باشیم، که مطابق با روابط زیر می‌باشند.

$$\delta W_t = \tau_1\delta\varphi_1 + \tau_2(\delta\varphi_2 - \delta\varphi_1) + \tau_3(\delta\varphi_3 - \delta\varphi_2) - B_1\dot{\varphi}_1\delta\varphi_1 \qquad (۲۳)$$

$$-B_2(\dot{\varphi}_2-\dot{\varphi}_1)(\delta\varphi_2-\delta\varphi_1)$$
$$-B_3(\dot{\varphi}_3-\dot{\varphi}_2)(\delta\varphi_3-\delta\varphi_2)$$
$$-B_s(\Delta\dot{L}_e-\dot{x_m})\delta\Delta L_e$$

و نیروهای تعمیم‌یافته طبق رابطه (۲۴) محاسبه می‌شوند:

$$Q_i=\frac{\partial W_t}{\partial\delta q_i}\qquad i=1,2,3 \tag{۲۴}$$

با استفاده از رابطه زیر معادلات دینامیک سیستم استخراج می‌شود که از بین معادلات دینامیکی به‌دست‌آمده، فقط معادله دوم که مربوط به مفصل زانو هست در نظر گرفته می‌شود.

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L_t}{\partial\dot{\varphi}_2}\right)+\frac{\partial L_t}{\partial\varphi_2}=Q_2 \tag{۲۵}$$

که $Q_2=\frac{\partial W_t}{\partial\delta\varphi_2}$. همچنین درحرکت ذکرشده، مفصل مچ پا در راستای مفصل ران و بالاتنه قرار می‌گیرد و φ_1 و φ_2 به صورت زیر به هم مرتبط می‌شوند.

$$\begin{cases}\varphi_1=\cos^{-1}\left(-\frac{L_2\cos(\varphi_2)}{L_1}\right)\\ R=-\frac{L_2}{L_1}\end{cases}\Rightarrow\varphi_1=\cos^{-1}(R\cos(\varphi_2)) \tag{۲۶}$$

و با مشتق‌گیری داریم:

$$\dot{\varphi}_1=\frac{R\sin(\varphi_2)}{\sin(\varphi_1)}\dot{\varphi}_2 \tag{۲۷}$$

$$\ddot{\varphi}_1=\frac{R\,\ddot{\varphi}_2\sin(\varphi_2)+R\dot{\varphi}_2^2\cos(\varphi_2)-\dot{\varphi}_1^2\cos(\varphi_1)}{\sin(\varphi_1)} \tag{۲۸}$$

درنهایت با توجه به فرضیات مطرح شده و با استفاده از معادله لاگرانژ، معادله حرکت مفصل زانو در حین حرکت نوسان عمودی از رابطه (۲۹) به دست می‌آید.

$$\tau_2=\gamma_2\ddot{\varphi}_2+\psi_2(\dot{\varphi}_2,\dot{x_m},\varphi_2,x_m)+\lambda_2(\varphi_2,x_m) \tag{۲۹}$$

که توابع γ_2، ψ_2 و λ_2، توابعی غیرخطی هستند.

۳-۲- خطی سازی

اگر حالت ایستاده قائم را به‌عنوان حالت تعادل در نظر بگیریم، عوامل مدل دینامیکی سیستم انسان-اگزو را می‌توان به‌صورت زیر حول نقطه کار تخمین زد.

$$\begin{cases}\varphi_2=\frac{\pi}{2}+\tilde{\varphi}_2\\ \sin(\varphi_2)=\cos(\tilde{\varphi}_2)\approx 1\\ \tilde{\varphi}_1=R\tilde{\varphi}_2\\ \varphi_h=\varphi_2-\varphi_1=\tilde{\varphi}_2-\tilde{\varphi}_1\approx\frac{(L_1+L_2)}{L_1}\tilde{\varphi}_2\\ L_{e0}=((p_1+p_2)^2+(q_1-q_2)^2)^{1/2}\\ x_e=\widetilde{\Delta L}_a=-\frac{1}{L_{e0}}(p_1q_2+p_2q_1)\varphi_h=\rho\varphi_h\end{cases} \tag{۳۰}$$

بنابراین مدل خطی شده سیستم انسان-ربات طبق رابطه زیر است.

$$\gamma_h^u\ddot{\varphi}_h+(\psi_h^u+\rho^2B_s)\dot{\varphi}_h+(\lambda_h^u+\rho^2K_s)\varphi_h$$
$$-\rho B_s\dot{x}_m-\rho K_sx_m=\tau_2=\tau_h \tag{۳۱}$$

که در آن،

$$\begin{cases}\gamma_h^u=\frac{(I_{cg2}+m_2L^2{}_{cg2}-m_2L_2L_{cg2})L_1}{(L_1+L_2)}\\ \psi_h^u=B_2\\ \lambda_h^u=\frac{(m_2L_{cg2}+m_3L_2)gL_1}{(L_1+L_2)}\\ \rho=-\frac{1}{L_{e0}}(p_1q_2+p_2q_1)\end{cases} \tag{۳۲}$$

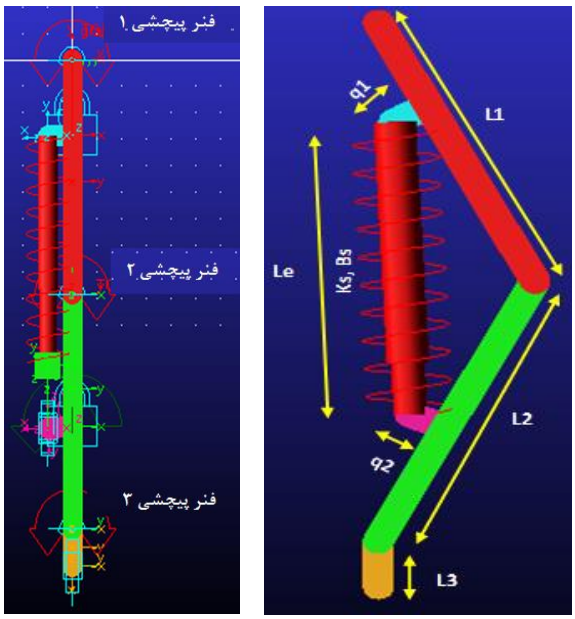
۳-۳- اعتبارسنجی مدل دینامیکی

برای صحت سنجی مدل دینامیکی به‌دست‌آمده، مدل ربات با استفاده از نرم‌افزار آدامز مطابق با شکل ۵ شبیه‌سازی شده است. شاخصه‌های بدن انسان بر اساس شاخصه‌های متوسط گزارش‌شده برای یک مرد بالغ با قد ۱۸۰ سانتی‌متر و وزن ۱۰۰ کیلوگرم تعیین‌شده‌اند[35,36] و پارامترهای مربوط به ربات برطبق[32] درنظرگرفته شده است.

شاخصه‌های سیستم در جدول ۱ ارائه شده اند. با در نظر گرفتن معادله غیرخطی و مقادیر عددی شاخصه‌های سینماتیکی و دینامیکی مدل مورد نظر، مدل از طریق شبیه‌سازی در نرم‌افزار آدامز صحت سنجی شده است. بدین منظور دو مسیر متفاوت برای گشتاور و $\mathbf{x_m}$ به سامانه اعمال شده است، سپس زاویه موردنظر با استفاده از مدل آدامز و مدل تحلیلی به‌دست‌آمده و باهم مقایسه شده‌اند. همان‌طور که در شکل ۶ مشاهده می‌شود انطباق خوبی بین نتایج به‌دست‌آمده از مدل تحلیلی و مدل شبیه‌سازی در آدامز برقرار است که نشان‌دهنده صحت مدل دینامیکی استخراج شده است.

۴- طراحی کنترلر

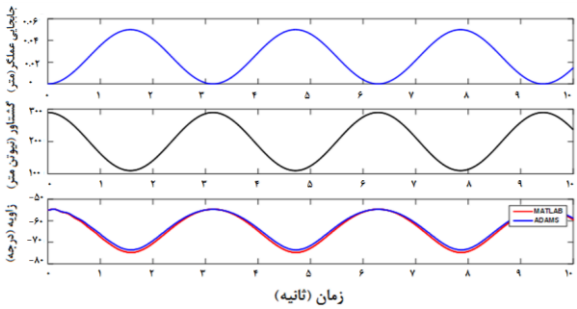
یکی از مسائل اساسی در ارتباط با ربات‌ها، الگوریتم کنترلی آن‌ها می‌باشد. الگوریتم‌های کنترلی به‌کار رفته برای ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر باید به‌گونه‌ای عمل کنند که در حین انجام حرکات مختلف توسط کاربر، ربات بخشی از نیروی موردنیاز عضلات و مفاصل موردنظر را تامین نموده و در نتیجه از نیروی اعمالی از طرف این عضلات و مفاصل کاسته شود.



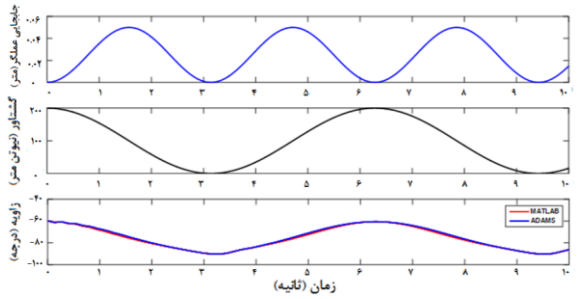
شکل ۵) نمونه شبیه‌سازی‌شده ربات در نرم‌افزار آدامز

جدول ۱) مقادیر شاخصه‌های سیستم انسان-ربات [۳۲]

ران و مفصل ران			ساق پا و مفصل زانو			کف پا و مفصل مچ			عملگر الاستیک		
نام پارامتر	واحد	مقدار	نام پارامتر	واحد	مقدار	نام پارامتر	واحد	مقدار	نام پارامتر	واحد	مقدار
I_{cg1}^{h}	kgm^2	۰/۵۰۳	I_{cg2}^{h}	kgm^2	۰/۳۸۳	I_{cg3}^{h}	kgm^2	۰/۰۲۵	K_s	$\frac{N}{m}$	۸۶۰۰
I_{cg1}^{e}	kgm^2	۰/۰۲۳	I_{cg2}^{e}	kgm^2	۰/۰۱۳	I_{cg3}	kgm^2	۰/۰۲۵	B_s	$\frac{Nms}{rad}$	۲/۵۶
I_{cg1}	kgm^2	۰/۵۴۷	I_{cg2}	kgm^2	۰/۳۹۹	B_3^h	$\frac{Nms}{rad}$	۰/۳			
B_1^h	$\frac{Nms}{rad}$	۳/۷۵	B_2^h	$\frac{Nms}{rad}$	۱/۰۵	B_3	$\frac{Nms}{rad}$	۰/۳			
B_1	$\frac{Nms}{rad}$	۳/۷۵	B_2^e	$\frac{Nms}{rad}$	۰/۵	M_3^h	kg	۱/۴۵			
M_1^h	kg	۲/۴	B_2	$\frac{Nms}{rad}$	۱/۵۵	M_3	kg	۱/۴۵			
M_1^e	kg	۱۰/۱	M_2^h	kg	۴/۷	L_3	m	۰/۰۷			
M_1	kg	۱۲/۵	M_2^e	kg	۱/۹۵	L_{cg3}^h	m	۰/۰۳			
L_1	m	۰/۴۴۱	M_2	kg	۶/۶۵	L_{cg3}	m	۰/۰۳			
a_1^e	m	۰/۳	L_2	m	۰/۴۴۳						
b_1^e	m	۰/۰۵	a_2^e	m	۰/۲۵						
L_{cg1}^h	m	۰/۱۹۱	b_2^e	m	۰/۰۵						
L_{cg1}^e	m	۰/۲۹۴	L_{cg2}^h	m	۰/۱۹۲						
L_{cg1}	m	۰/۲۱۲	L_{cg2}^e	m	۰/۱۴۴						
			L_{cg2}	m	۰/۱۷۸						



(الف)



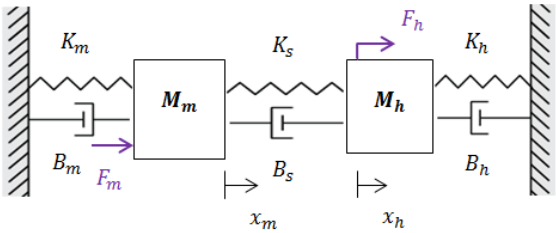
(ب)

شکل ۶) اعتبار سنجی مدل دینامیکی در ۲ مسیر متفاوت؛ (الف)مسیر اول، (ب)مسیر دوم

این روش‌های کنترلی، با نام الگوریتم‌های کنترلی یاری‌گر شناخته می‌شوند. در ادامه به معرفی این روش می‌پردازیم.

۴-۱- معرفی روش اُفَک (OFAC)

در روش اُفَک [۳۱,۳۲]، سامانه یک درجه آزادی به‌صورت یک مجموعه جرم، فنر و میراگر مدل‌سازی می‌شود و هنگامی‌که عمل‌گر الاستیک سری به سیستم متصل شود، ساختار کلی را می‌توان مطابق شکل ۷ به‌صورت دو سامانه مکانیکی مجزا که از طریق اجزا الاستیک به هم متصل شده‌اند در نظر گرفت.



شکل ۷) ساختار خطی سازی شده یک سیستم دینامیکی متصل با عملگر سری الاستیک

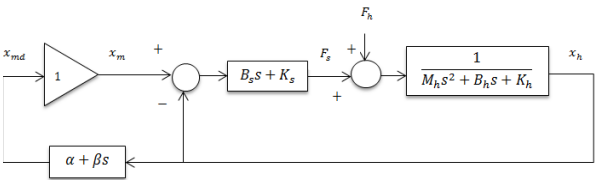
ادمیتانس انتگرالی سامانه یاری نشده از رابطه (۳۳) به دست می‌آید.

$$\hat{Y}_h^u(s) = \frac{x_h}{F_h} = \frac{1}{M_h s^2 + B_h s + K_h} \qquad (۳۳)$$

که در آن M_h اینرسی، B_h میرایی و K_h فنریت پای کاربر بوده و همچنین F_h نیروی خارجی وارد بر سامانه می‌باشد. هدف این الگوریتم افزایش ادمیتانس ظاهری سامانه می‌باشد که بیانگر ارتباط بین جابجایی و نیرو است. قانون کنترل اُفَک، موتور عمل‌گر الاستیک سری را در یک موقعیت مطلوب مانند رابطه (۳۴) تنظیم می‌کند.

$$x_{md} = \alpha x_h + \beta \dot{x}_h \qquad (۳۴)$$

شکل ۸ دیاگرام بلوکی سامانه یاری شده حلقه بسته را نشان می‌دهد. ادمیتانس انتگرالی سامانه حلقه بسته از رابطه (۳۵) به دست می‌آید.



شکل ۸) بلوک دیاگرام سیستم یاری شده با روش اُفَک

$$\hat{Y}_h^a(s) = \frac{x_h}{F_h^a} = \frac{1}{M_h^a s^2 + B_h^a s + K_h^a} \quad (۳۵)$$
$$\begin{cases} M_h^a = M_h - \beta B_s \\ B_h^a = B_h - \beta K_s - (\alpha - 1) B_s \\ K_h^a = K_h - K_s(\alpha - 1) \end{cases}$$

ضرایب کنترلی α و β از حل مسئله بهینه‌سازی مقید زیر به دست می‌آیند.

$$\underset{\alpha,\beta}{minimize} \quad \frac{1}{\mathcal{A}(\omega_f)} \quad (۳۶)$$
$$\begin{cases} \mathcal{PA}(\omega) \geq 0 & \forall\omega \in [0 \ \ \omega_f] \\ \left| \frac{\angle|\hat{Y}_h^a(j\omega)| - \angle|\hat{Y}_h^u(j\omega)|}{\angle|\hat{Y}_h^u(j\omega)|} \right| \leq \delta & \forall\omega \in [0 \ \ \omega_f] \\ \alpha \leq 1 + \frac{K_h}{K_s} \\ \beta \leq min\left\{ \frac{B_h - B_s(\alpha - 1)}{K_s}, \frac{M_h}{B_s} \right\} \end{cases}$$

که $\mathcal{A}(\omega_f)$ نسبت یاری‌گری سیستم می‌باشد که مطابق رابطه (۳۷) به دست می‌آید و میانگین افزایش نسبی بهره ادمیتانس انتگرالی سامانه یاری شده را در مقایسه با سامانه یاری نشده نشان می‌دهد.

$$\mathcal{A}(\omega_f) = \frac{1}{\omega_f} \int_0^{\omega f} \frac{|\hat{Y}_h^a(j\omega)| - |\hat{Y}_h^u(j\omega)|}{|\hat{Y}_h(j\omega)|} d\omega \quad (۳۷)$$

قید اول بیانگر این است که یاری‌رسانی در تمام نقاط بازه فرکانسی موجود انجام می‌شود که در آن $\mathcal{PA}(\omega)$ ضریب یاری‌رسانی نقطه‌ای است و توسط رابطه (۳۸) تعریف می‌شود. برای برقراری این امر ضریب یاری‌رسانی نقطه‌ای باید مثبت باشد.

$$\mathcal{PA}(\omega) = \frac{|\hat{Y}_h^a(j\omega)| - |\hat{Y}_h^u(j\omega)|}{|\hat{Y}_h^u(j\omega)|} \quad (۳۸)$$

قید دوم مربوط به‌راحتی کاربر می‌باشد، در این رابطه δ بیانگر بیشترین اختلاف فاز نسبی سامانه یاری شده و یاری نشده است. قیود سوم و چهارم بیانگر پایداری سامانه یاری شده می‌باشند که با در نظر گرفتن ادمیتانس انتگرالی سامانه یاری شده و معیار پایداری روث-هورویتز تعیین‌شده‌اند. برای سامانه‌هایی که در تماس با محیط خارجی قرار می‌گیرند، پایداری کوپل سیستم نیز باید مورد بررسی قرار گیرد. اگر یک سیستم یک درجه آزادی در تماس با محیطی با بدترین شرایط یعنی محیطی که هیچ‌گونه میرایی ندارد و از یک جرم تنها یا یک فنر تنها تشکیل شده است قرار بگیرد، جرم یا سفتی سیستم افزایش می‌یابد. با توجه به معادلات بالا، افزایش جرم یا سفتی سیستم باعث افزایش حد بالای محدوده مجاز انتخاب عوامل کنترلی می‌شود. بنابراین قیود سوم و چهارم شرایط لازم و کافی برای پایداری کوپل سامانه یاری شده را ارائه می‌دهند.

۴-۲- بهینه‌سازی ضرایب کنترلی در بازه‌های فرکانسی جهت استخراج قوانین فازی

هدف این بخش دست‌یابی به بیشترین میزان یاری‌رسانی سیستم با استفاده از قوانین فازی و با توجه به تابع هزینه موردنظر می‌باشد. در این قسمت بازه‌های فرکانسی بهینه‌سازی به قسمت‌های کوچک‌تر تقسیم شده‌اند و عمل بهینه‌سازی در نرم افزار متلب با استفاده از دستور اِف‌مین‌کان (fmincon) و با حدس‌های اولیه مناسب در بازه‌های مختلف فرکانسی انجام شده است. در واقع به‌جای اینکه در کل بازه بهینه‌سازی اجرا شود، در بازه‌های کوچک‌تر و چندین بار این عمل انجام‌شده است. درنتیجه ضرایب کنترلی بهینه متعددی برای بازه‌های مختلف فرکانسی به دست آمد. سپس ضرایب α و β به‌دست‌آمده از این بهینه‌سازی با استفاده از قوانین فازی به سیستم اعمال شد. در [31,32] بهینه‌سازی در بازه فرکانسی ۰ تا ۱۰ انجام‌شده بود و مشاهده شد که بیشترین ضریب یاری‌گری و درنتیجه بیشترین میزان یاری‌رسانی در نزدیکی فرکانس طبیعی بدن یعنی ω = 3.98 (rad/s) رخ می‌دهد، ولی در اینجا هدف حداکثر کردن ضریب یاری‌گری برای تمام بازه‌های فرکانسی است و نه‌تنها در فرکانس طبیعی بدن. بنابراین بازه فرکانسی ۰ تا ۱۰ به ۳ قسمت تقسیم شد و در هر بازه بیشینه ضریب یاری‌گری و ضرایب کنترلی بهینه مرتبط با آن به‌دست آمد. ابتدا در هر بازه فرکانسی مشخص‌شده عمل بهینه‌سازی اجرا شد و پس از حل مسئله بهینه‌سازی مقید، ضرایب α و β و ضرایب یاری‌گری متفاوتی به دست آمدند (شکل ۹).

در نهایت با استفاده از این ضرایب کنترلی و در محدوده فرکانسی موردنظر، سه نمودار ادمیتانس انتگرالی ترسیم می شوند (شکل ۹). نمودار آبی رنگ مربوط به ضرایب کنترلی $\beta =$ ۰/۰۰۱۱ و $\alpha =$ ۰/۰۰۳۱، نمودار فیروزه‌ای مربوط به ضرایب $\beta =$ ۰/۰۰۱۳ و $\alpha =$ ۰/۰۰۲۰ و نمودار قرمز رنگ مربوط به ضرایب $\beta =$ ۰/۰۰۱۱ و $\alpha =$ ۰/۹۹۹۵ می‌باشند.

همان‌طور که در شکل ۹ مشاهده می‌شود سه نمودار در بازه‌های مختلف فرکانسی باهم اختلاف دارند. مثلاً در بازه فرکانسی ۰ تا ۳/۷۳ نمودار آبی رنگ نسبت به دو نمودار دیگر مقدار بیشتری دارد، در بازه فرکانسی بین ۳/۷۳ تا ۳/۹۸ نمودار فیروزه‌ای و در بازه ۳/۹۸ تا ۱۰ نمودار قرمز رنگ بیشترین مقدار را به خود اختصاص می‌دهند.

هدف ما دست‌یابی به بیشترین میزان ادمیتانس انتگرالی در تمام بازه‌های فرکانسی می‌باشد، ولی بر طبق شبیه‌سازی‌های انجام‌شده ضرایب کنترلی برای بیشینه شدن نمودار ادمیتانس انتگرالی در هر بازه فرکانسی متفاوت است، بنابراین برای دست‌یابی به این امر با کمک گرفتن از سیستم‌های فازی تاکاگی-سوگینو-کانگ و در نظر گرفتن ضرایب کنترلی گوناگون برای بازه فرکانسی‌های مختلف به نموداری دست پیدا می‌کنیم که شامل بیشینه سه نمودار بالا است.

۴-۳- طراحی سامانه کنترل فازی بر اساس مدل فازی تاکاگی-سوگینو-کانگ

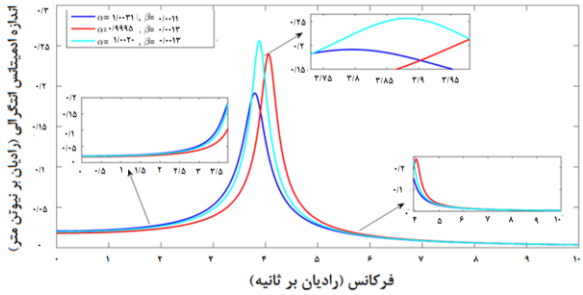
سامانه فازی مورد نظر شامل یک ورودی و دو خروجی α و β است که توابع عضویت خروجی شامل عددهای ثابت می‌باشند. به عبارت دیگر، مدل فازی مرتبه صفر استفاده شده است. برای تعیین توابع عضویت ورودی همان‌طور که در شکل ۱۰ مشاهده می‌شود، سه نمودار با عناوین کند، معمولی و تند طبق بازه بندی مشخص‌شده در قسمت قبل در نظر می‌گیریم.

حال با توجه به توابع عضویت مشخص‌شده ورودی و خروجی، قوانین فازی حاکم بر سامانه را تعیین می‌کنیم. جدول قوانین مطابق زیر تعیین می‌باشد:

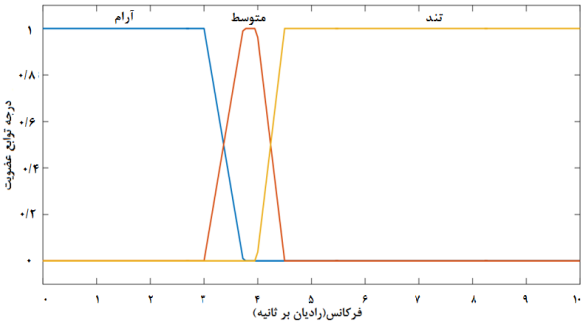
اگر ω عضو تابع آرام بود آنگاه $\beta =$ ۰/۰۰۱۱ و $\alpha =$ ۰/۰۰۳۱

اگر ω عضو تابع متوسط بود آنگاه $\beta =$ ۰/۰۰۱۳ و $\alpha =$ ۰/۰۰۲۰

اگر ω عضو تابع تند بود آنگاه $\beta =$ ۰/۰۰۱۱ و $\alpha =$ ۰/۹۹۹۵



شکل ۹) مقایسه نمودارهای اندازه ادمیتانس انتگرالی با استفاده از ضرایب کنترلی مختلف



شکل ۱۰) توابع عضویت ورودی در مدل فازی نوع صفر تاکاگی-سوگینو-کانگ

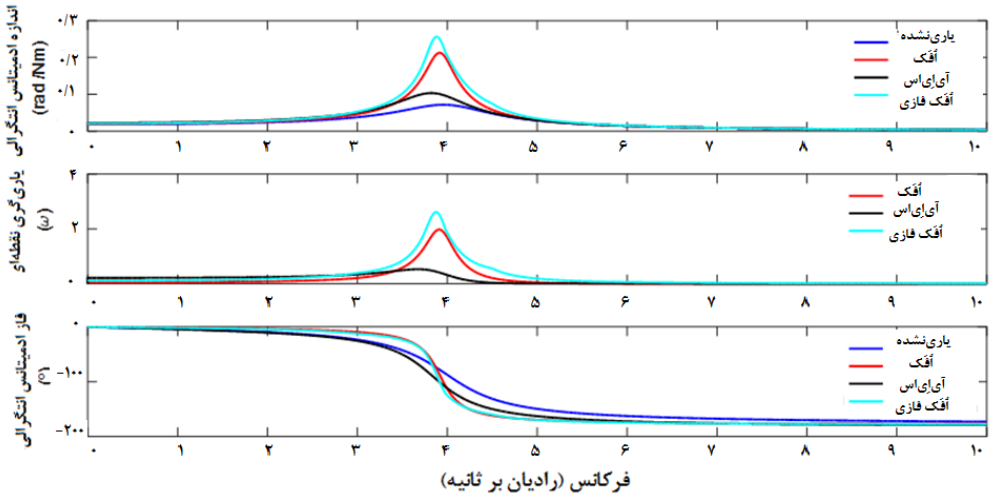
۴-۴- مقایسه ادمیتانس انتگرالی در الگوریتم‌های آی‌اِی‌اس (IAS)، اُفَک و سامانه اُفَک فازی

در این قسمت به مقایسه اندازه و فاز ادمیتانس انتگرالی سامانه و نمودار نسبت یاری‌گری نقطه‌ای توسط روش‌های اُفَک، آی‌اِی‌اس و اُفَک فازی پرداخته می‌شود. مقادیر عددی عوامل بر طبق جدول ۲ و بر اساس مقادیر ارائه شده در[30] انتخاب می‌شوند. ضرایب کنترلی بهینه الگوریتم اُفَک برابر با $\beta = ۰/۰۰۱۲$ و $۱\alpha = /۰۰۱۵$ می‌باشند و ضرایب کنترلی بهینه سیستم فازی طبق قوانین فازی موجود تعیین می‌گردند. نتایج شبیه‌سازی در شکل ۱۱ نشان داده شده است.

نمودارهای به‌دست‌آمده در شکل ۱۱، برتری الگوریتم اُفَک فازی را در مقایسه با سایر روش‌ها به‌خوبی نشان می‌دهند. با توجه به نمودارهای ادمیتانس انتگرالی مشاهده می‌شود که روش اُفَک در مقایسه با روش آی‌اِی‌اس میزان ادمیتانس انتگرالی بیشتری را ارائه می‌دهد و همچنین روش اُفَک فازی نسبت به اُفَک ادمیتانس انتگرالی بالاتری را دارا می‌باشد. علاوه بر این در روش آی‌اِی‌اس یاری رسانی در فرکانس‌های پایین‌تر کمی بیشتر است و در روش اُفَک در فرکانس‌های بالاتر یاری رسانی بیشتر می‌باشد و در روش اُفَک فازی در تمام بازه‌های فرکانسی نسبت به دو روش دیگر یاری رسانی بیشتری ارائه می‌دهد. همچنین روش فازی در نزدیکی فرکانس طبیعی بدن کارایی بهتری دارد و با توجه به شکل (۱۱-ج) الگوریتم اُفَک فازی در نزدیکی این فرکانس از نظر اختلاف فاز کارایی بسیار مطلوب‌تری نسبت به روش‌های دیگر دارد و با ایجاد کمترین اختلاف فاز در نزدیک فرکانس طبیعی بدن، بیشترین میزان یاری‌رسانی را فراهم می‌کند.

جدول ۲) مقادیر پارامترهای مدل دینامیکی سیستم و عملگر الاستیک سری[30]

انسان			ربات اسکلت خارجی			عملگر الاستیک		
نام پارامتر	واحد	مقدار	نام پارامتر	واحد	مقدار	نام پارامتر	واحد	مقدار
I_h	kgm^2	۳/۳۸	I_e	kgm^2	۰/۰۱۲	K_s	$\frac{Nm}{rad}$	۱۹۰۵
B_h	$\frac{Nms}{rad}$	۳/۵	B_e	$\frac{Nms}{rad}$	۰/۳۴۵	B_s	$\frac{Nms}{rad}$	۹/۴۷
K_h	$\frac{Nm}{rad}$	۵۴/۷	K_e	$\frac{Nm}{rad}$	۰/۳۳۹			



شکل ۱۱) مقایسه الگوریتم یاری‌گر اُفَک، آی‌اِی‌اس و اُفَک فازی ؛ (الف) اندازه ادمیتانس انتگرالی، (ب) نسبت یاری‌گری نقطه‌ای، (ج) فاز ادمیتانس انتگرالی

بنابراین مشاهده می‌شود که سیستم اُفَک فازی با ایجاد کمترین اختلاف فاز نسبت به سیستم اُفَک، بیشترین میزان ادمیتانس انتگرالی و ضریب یاری‌گری نقطه‌ای را دارا می‌باشد.

۴-۵- مقایسه گشتاور سامانه یاری شده با الگوریتم اُفَک فازی و سامانه یاری‌نشده

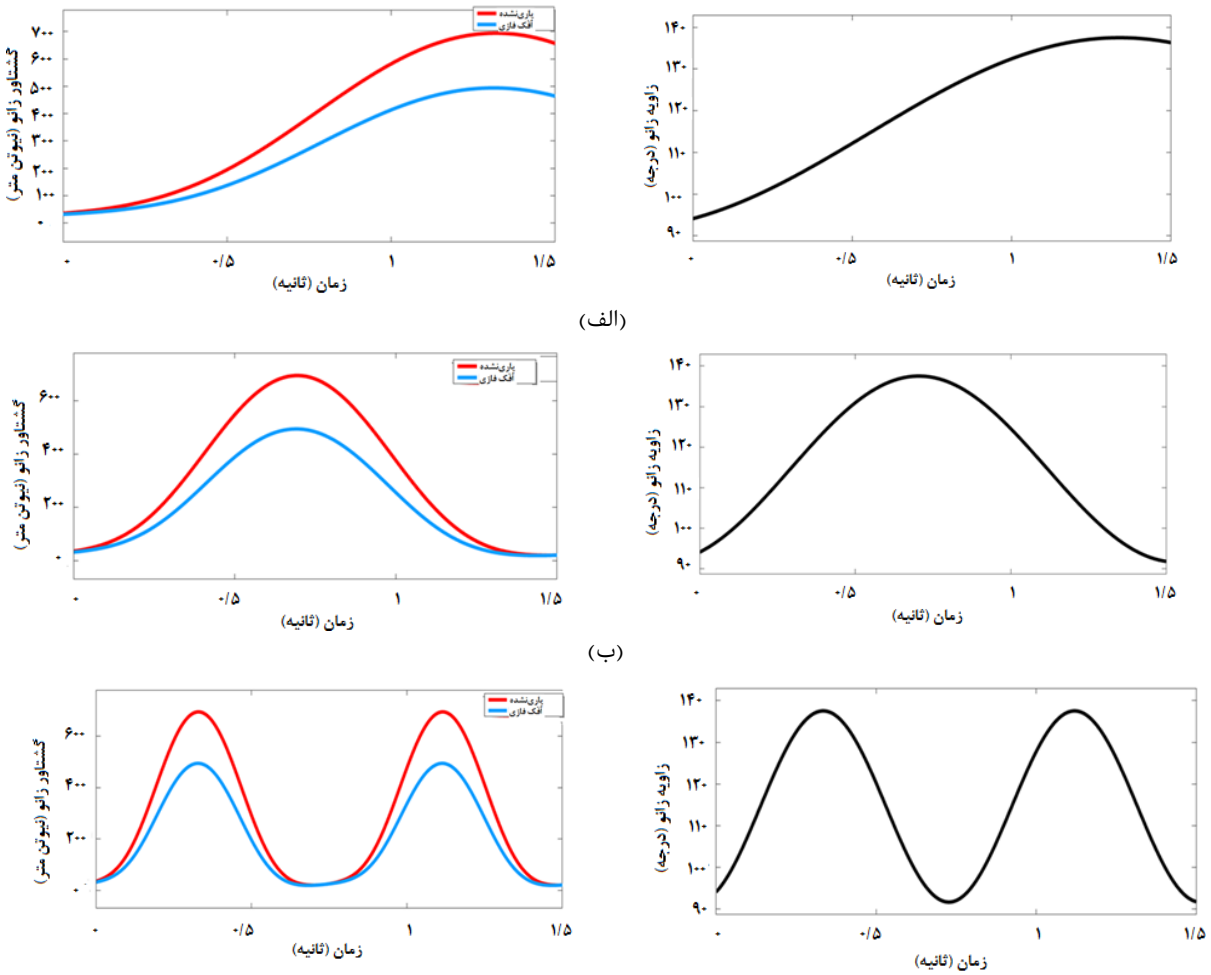
در این بخش برای بررسی کارایی الگوریتم کنترلی، آن را روی مدل غیرخطی سامانه انسان-ربات پیاده‌سازی کرده و شبیه سازی‌های مورد نیاز در سیمولینک متلب انجام شده است. ضرایب بهینه الگوریتم اُفَک فازی بر طبق سامانه فازی معرفی‌شده تعیین می‌شوند. با اعمال مسیرهای زاویه‌ای متفاوت به مدل غیرخطی سامانه، گشتاورهای مورد نیاز برای حرکت سامانه یاری شده و یاری نشده با استفاده از حل مسئله دینامیک معکوس محاسبه می‌شوند. همان‌طور که در شکل ۱۲ مشاهده می‌شود، با توجه به بازه‌های فرکانسی مختلف، مسیرهای زاویه‌ای مختلف اعمال و گشتاورهای متفاوتی به دست می آیند.

همان‌طور که در شکل ۱۲ مشاهده می‌شود، الگوریتم کنترلی پیشنهادی باعث می‌شود گشتاور مورد نیاز سامانه یاری شده با کمک منطق فازی در مقایسه با سامانه یاری‌نشده کاهش محسوسی داشته باشد.

۵- پیاده سازی تجربی

برای نشان دادن عملکرد مناسب کنترلر طراحی شده در شرایط عملی، از سیگنال الکترومایوگرام ماهیچه‌ها استفاده می‌شود و بار وارد شده به ماهیچه‌ها در حالت یاری‌شده و یاری‌نشده با یکدیگر مقایسه می‌شوند. بدین منظور ربات اسکلت خارجی توسط یک کاربر با قد ۱۷۸ سانتی متر و وزن ۶۷ کیلوگرم پوشیده شده است. الکترودها مطابق شکل ۱ بر روی سه عضله رکتوس فیموریس، واستوس مدیالیس و واستوس لترالیس قرار گرفته اند که به ترتیب بیانگر کانالهای اول، دوم و سوم دستگاه ثبت سیگنال الکترومایوگرام می‌باشند.

در این تحقیق از دستگاه MIE MyoDAT استفاده شده است و فرکانس داده‌برداری بر روی ۱۰۰۰ هرتز تنظیم شده است. برای انجام آزمایش، در ابتدا بدون استفاده از ربات، از کاربر خواسته شده است تا حرکت نوسان عمودی پا را انجام دهد و در این حالت، مقادیر سیگنال‌های الکترومایوگرام ضبط شده است (حالت یاری نشده). سپس، ربات توسط کاربر پوشیده شده است و مجدداً از کاربر خواست شده است که همان حرکت نوسان عمودی را انجام دهد و سیگنال‌های الکترومایوگرام در هر سه کانال ضبط شده است (حالت یاری شده).



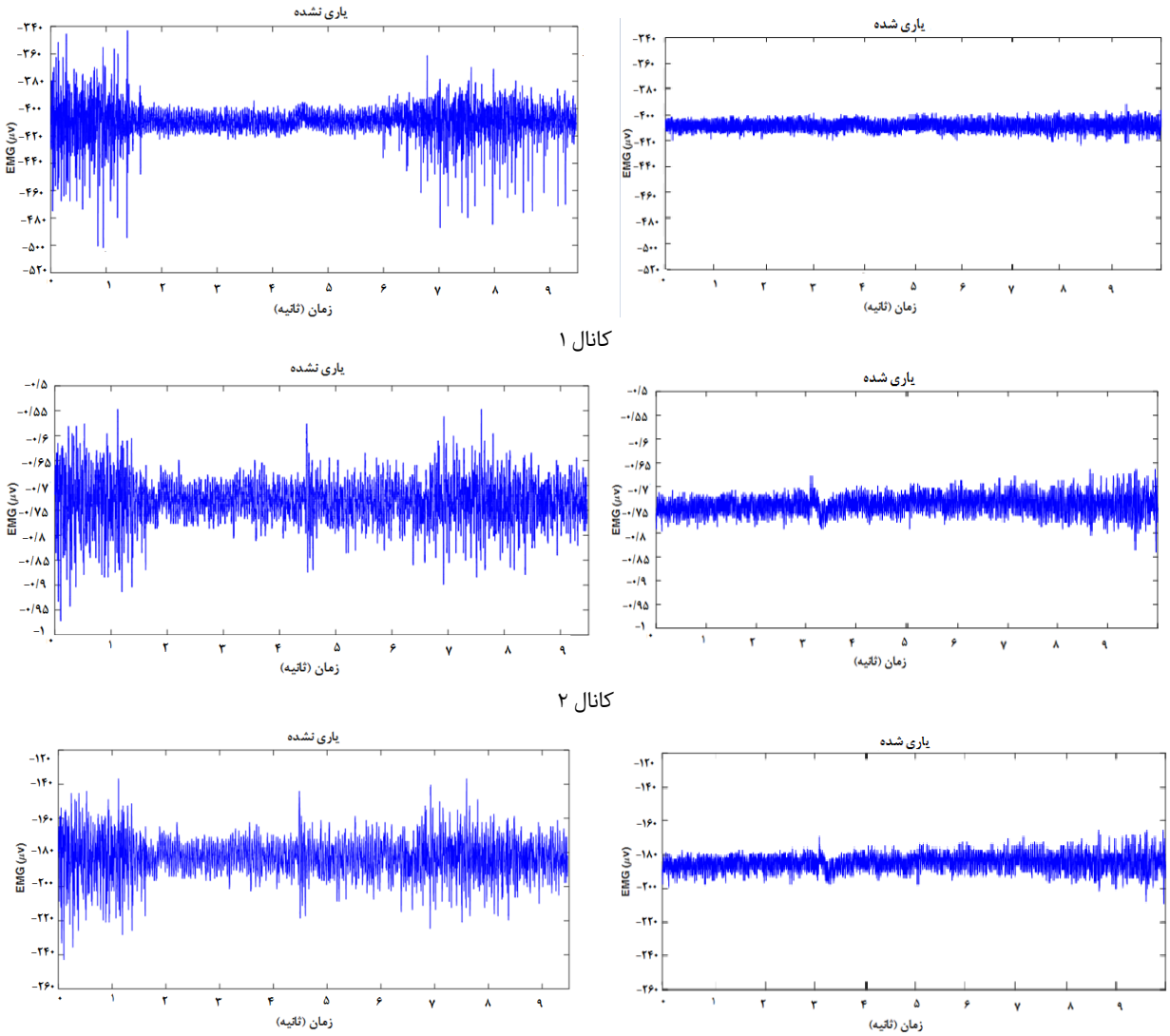
شکل ۱۲) مقایسه گشتاور موردنیاز برای حرکت سیستم یاری شده فازی و یاری نشده در یک مسیر مشخص(الف) فرکانس ۲ = ω، (ب) فرکانس ۳/۸ = ω و (ج) فرکانس ۸ = ω

همان‌طور که در شکل ۱۳ مشاهده می‌شود، دامنه سیگنال‌های الکترومایوگرام در حالت یاری‌شده کاهش یافته‌اند که نشان دهنده عملکرد موفق ربات در یاری‌رسانی است. این میزان کاهش در کانال‌های دوم و سوم مشهودتر می‌باشد.

تقویت و فیلتر سیگنال، اولین مرحله در پردازش و کار با سیگنال الکترومایوگرام سطحی است که این تحقیق نیز از آن مستثنا نبوده است. ویژگی‌های تقویت کننده‌ها و فیلترها، کیفیت سیگنال‌های الکترومایوگرام را تعیین می کند. فیلترهای گذر بالا مرتبه دوم و مرتبه چهارم با حذف نویزهای بسامد پایین به عنوان اولین مرحله فیلتراسیون قبل از ارسال کردن داده‌ها مد نظر قرار گرفته است. همچنین، یک فیلتر درجه دوم بالا گذر توانست به میزان کافی برای حذف نویزهای محیطی مفید باشد. طراحی داخلی مدار دستگاه برای تقویت و فیلتر قادر است نویزها را به طور موثر حذف کرده و سیگنال های الکترومایوگرام سطحی مفید را از اندام جمع آوری کند. از نرم افزارهای رایانه‌ای تجاری مانند Matlab برای تجزیه و تحلیل داده ها استفاده شد. به طور خلاصه، مهمترین وظیفه فیلتراسیون قبل از ارسال داده‌ها، حذف آرتیفکت‌هایی است که روی کیفیت سیگنال تاثیر نامطلوب دارند.

با مد نظر قرار دادن کاری ربات، مشخص است که پا برای طی کردن مراحل مختلف گام برداشتن در مسیر مشخصی از ابتدا تا انتها، یاری می‌شود و به همین دلیل سیگنال الکترومایوگرام یاری شده نشان دهنده یکنواختی نیرویی است که ماهیچه های درگیر برای طی این مسیر متقبل شده‌اند. از سوی دیگر، در مسیر یاری نشده، فرد بایستی شروع مسیر را با بلند کردن پا آغاز نموده تا وارد حالت نوسانی شود، سپس دوباره با سرعت کاهنده از این حالت خارج شده و با گذاشتن پاشنه روی زمین وارد آخرین فاز گام برداشتن شود. به همین دلیل، ماهیچه ها در اولین و آخرین فاز گام برداشتن برای حالت یاری نشده نیروی بیشتری را نسبت به فاز نوسانی متحمل می‌شوند. همان‌طور که در اطلاعات سایر کانال‌های الکترومایوگرام مشاهده می‌شود، نوسان‌ها در ابتدای همه سیگنال‌ها وجود دارد.

مقادیر بیشینه و کمینه سیگنال‌های الکترومایوگرام بدست آمده در حالت‌های یاری‌شده و یاری‌نشده مطابق با جدول ۳ می‌باشد.



شکل ۱۳) مقایسه سیگنال الکترومایوگرام سیستم یاری شده و یاری نشده

جدول ۳) مقایسه عددی بیشینه و کمینه سیگنال‌های الکترومایوگرام

	یاری شده		یاری نشده	
	بیشینه دامنه	کمینه دامنه	بیشینه دامنه	کمینه دامنه
کانال ۱	-۳۹۰	-۴۲۳/۶	-۳۴۳	-۵۰۱
کانال ۲	-۰/۶۶۴۱	-۰/۸۳۹۹	-۰/۵۴۶۹	-۰/۹۷۱۷
کانال ۳	-۱۶۶	-۲۰۸/۷	-۱۳۶/۷	-۲۴۲/۹

۶- نتیجه‌گیری

در این مقاله ابتدا تعدادی از ربات‌های اسکلت خارجی موجود معرفی شدند سپس الگوریتم‌های کنترلی ارائه شده در رابطه با این ربات‌ها مورد بررسی قرار گرفتند و به مشکلات آنها اشاره شد. سپس از یک ربات یاری‌گر اسکلت خارجی زانو به نام اس‌یوتی-نی‌اگزو که در آزمایشگاه مکاترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود ساخته شده است به منظور یاری‌رسانی به کاربران دارای ضعف عضلانی و مشکلات مفصلی زانو استفاده شد. در ادامه به منظور بهبود عملکرد روش‌های کنترلی موجود، یک روش کنترلی یاری‌گر به نام کنترل یاری‌گر با پس‌خور خروجی فازی را معرفی کرده و بر روی ربات مورد نظر پیاده سازی شد. در طراحی این کنترل کننده از سیستم‌های فازی سوگینو استفاده شده است. سپس برای بررسی کارایی، الگوریتم مورد نظر بر روی مدل غیرخطی سامانه انسان-ربات پیاده‌سازی شده است. نتایج نشان می‌دهد در این روش با استفاده از قوانین فازی، بالاترین مقدار یاری‌رسانی و بیشترین میزان ادمیتانس انتگرالی در تمام بازه‌های فرکانسی فراهم شده است. علاوه بر آن با مقایسه گشتاورها مشاهده می‌شود که گشتاور مورد نیاز برای حرکت سیستم یاری شده در مقایسه با سیستم یاری‌نشده به طور قابل توجهی کاهش یافته است و بطور متقابل ادمیتانس انتگرالی سیستم افزایش یافته است.

تاییدیه اخلاقی: نویسندگان این مقاله متعهد می‌شوند که این مقاله در زمان ارسال برای این مجله در هیچ نشریه ایرانی یا غیرایرانی در حال بررسی نبوده و تا تعیین تکلیف قطعی در این نشریه برای هیچ نشریه ایرانی و یا غیرایرانی دیگری ارسال نمی‌شود.

تعارض منافع: نویسندگان این مقاله با اختیار و آگاهی کامل، کلیه حقوق مادی مربوط به انتشار این مقاله را به نشریه دانشگاه تربیت مدرس واگذار می‌نمایند و نشریه در انتشار این مقاله به هر صورت اختیار تام دارد و منافع مادی احتمالی متعلق به نشریه است.

منابع مالی: دانشگاه صنعتی شاهرود

منابع

1- Culpepper JC. Merriam-Webster Online: The Language Center. Electronic Resources Review. 2000.
2- Pratt JE, Krupp BT, Morse CJ, Collins SH. The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking. InIEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004 2004 (Vol. 3, pp. 2430-2435). IEEE.
3- Miller LE, Zimmermann AK, Herbert WG. Clinical effectiveness and safety of powered exoskeleton-assisted walking in patients with spinal cord injury: systematic review with meta-analysis. Medical devices (Auckland, NZ). 2016;9:455.
4- Ghaddar R, Mohammad MA. A review of lower limb exoskeleton assistive devices for sit-to-stand and gait motion. Int J Curr Eng Technol. 2019;9(1):105-11.
5- Yan T, Cempini M, Oddo CM, Vitiello N. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. Robotics and Autonomous Systems. 2015;64:120-36.
6- Mosher RS. Handyman to hardiman. Sae Transactions. 1968:588-97.
7- Zhang L, Liu G, Han B, Wang Z, Li H, Jiao Y. Assistive devices of human knee joint: A review. Robotics and Autonomous Systems. 2020;125:103394.
8- Shi D, Zhang W, Zhang W, Ding X. A review on lower limb rehabilitation exoskeleton robots. Chinese Journal of Mechanical Engineering. 2019;32(1):1-1.
9- Sirawattanakul S, Sanngoen W. Review of upper limb exoskeleton for rehabilitation and assistive application. International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research. 2020;9(5):752-8.
10-Kalita B, Narayan J, Dwivedy SK. Development of active lower limb robotic-based orthosis and exoskeleton devices: a systematic review. International Journal of Social Robotics. 2021;13(4):775-93.
11-Sankai Y. HAL: Hybrid assistive limb based on cybernics. InRobotics research 2010 (pp. 25-34). Springer, Berlin, Heidelberg.
12-Acqualagna L, Treder MS, Schreuder M, Blankertz B. A novel brain-computer interface based on the rapid serial visual presentation paradigm. In2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology 2010(pp. 2686-2689). IEEE.
13-Kawamoto H, Sankai Y. Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL. Advanced Robotics. 2005;19(7):717-34.
14-Kiguchi K, Hayashi Y. An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics). 2012;42(4):1064-71.
15-Rosen J, Brand M, Fuchs MB, Arcan M. A myosignal-based powered exoskeleton system. IEEE Transactions on systems, Man, and Cybernetics-part A: Systems and humans. 2001;31(3):210-22.
16-Cheng HS, Ju MS, Lin CC. Improving elbow torque output of stroke patients with assistive torque controlled by EMG signals. J. Biomech. Eng.. 2003;125(6):881-6.
17-Khan AM, Yun DW, Ali MA, Zuhaib KM, Yuan C, Iqbal J, Han J, Shin K, Han C. Passivity based adaptive control for upper extremity assist exoskeleton. International Journal of Control, Automation and Systems. 2016;14(1):291-300.
18-Karavas N, Ajoudani A, Tsagarakis N, Saglia J, Bicchi A, Caldwell D. Tele-impedance based assistive control for a compliant knee exoskeleton. Robotics and Autonomous Systems. 2015;73:78-90.

orthoses. IEEE Transactions on Control Systems Technology. 2013;22(2):745-52.
27-Baud R, Manzoori AR, Ijspeert A, Bouri M. Review of control strategies for lower-limb exoskeletons to assist gait. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2021;18(1):1-34.
28-Li WZ, Cao GZ, Zhu AB. Review on control strategies for lower limb rehabilitation exoskeletons. IEEE Access. 2021;9:123040-60.
29-Nagarajan U, Aguirre-Ollinger G, Goswami A. Integral admittance shaping for exoskeleton control. In2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) 2015 (pp. 5641-5648). IEEE.
30-Nagarajan U, Aguirre-Ollinger G, Goswami A. Integral admittance shaping: A unified framework for active exoskeleton control. Robotics and Autonomous Systems. 2016;75:310-24.
31-Kardan I, Akbarzadeh A. Output feedback assistive control of single-dof sea powered exoskeletons. Industrial Robot: An International Journal. 2017.
32-Kardan I, Akbarzadeh A. Robust output feedback assistive control of a compliantly actuated knee exoskeleton. Robotics and Autonomous Systems. 2017;98:15-29.
33-Niu Y, Song Z, Dai J. Kinematic analysis and optimization of a planar parallel compliant mechanism for self-alignment knee exoskeleton. Mechanical Sciences. 2018;9(2):405-16.
34-Kirtley C. Clinical gait analysis: theory and practice. Elsevier Health Sciences; 2006.
35-Agarwal GC, Gottlieb CL. Compliance of the human ankle joint.
36-Da W. Biomechanics and motor control of human movement. XIKUA Boletín Científico de la Escuela Superior de Tlahuelilpan. 2013;1(1):1-21.
19-Liu Z, Tan X, Yuan R, Fan G, Yi J. Immersion and invariance-based output feedback control of air-breathing hypersonic vehicles. IEEE Transactions on Automation Science and Engineering. 2015;13(1):394-402.
20-Hussain S, Xie SQ, Jamwal PK. Adaptive impedance control of a robotic orthosis for gait rehabilitation. IEEE transactions on cybernetics. 2013;43(3):1025-34.
21-Aguirre-Ollinger G. Exoskeleton control for lower-extremity assistance based on adaptive frequency oscillators: Adaptation of muscle activation and movement frequency. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2015;229(1):52-68.
22-Ronsse R, Lenzi T, Vitiello N, Koopman B, Van Asseldonk E, De Rossi SM, Van Den Kieboom J, Van Der Kooij H, Carrozza MC, Ijspeert AJ. Oscillator-based assistance of cyclical movements: model-based and model-free approaches. Medical & biological engineering & computing. 2011;49(10):1173-85.
23-Kamali K, Akbari AA, Akbarzadeh A. Implementation of a trajectory predictor and an exponential sliding mode controller on a knee exoskeleton robot. Modares Mechanical Engineering. 2016;16(6):79-90.
24-Kiguchi K, Tanaka T. & Fukuda, T.(2004). Neuro-fuzzy control of a robotic exoskeleton with EMG signals. IEEE Trans. on Fuzzy Systems.;12(4).
25-Khan AM, Yun DW, Ali MA, Han J, Shin K, Han C. Adaptive impedance control for upper limb assist exoskeleton. In2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) 2015(pp. 4359-4366). IEEE.
26-Morbi A, Ahmadi M, Chan AD, Langlois R. Stability-guaranteed assist-as-needed controller for powered