



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 method 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.

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، کنترلر 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 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 تا کانی-سوگینو-کانگ محاسبه می‌شوند. عملکرد ربات ساخته شده اس‌بی‌تی-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 کاهش دهد که به معنی یاری‌رسانی در حین حرکت است. همچنین، مقایسه الگوریتم ارائه شده با حالت‌های غیرباری 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 شده است. 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، راه رفتن، 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 می‌کنند [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 هاردیمین اولین نمونه ربات با اندام فعال بود که در شرکت جنرال الکتریک و انستیتو میهایوپیوپین در بلگراد تولید شد. این ربات یک ربات اسکلت خارجی تمام‌تنه بود که با هدف کمک به راه رفتن 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 پان 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 وارد شده بر مفاصل و عضلات برای افراد سالم نیز مورد استفاده قرار می‌گیرند. ربات هال، هوندا، ربات‌های لگ اکس، بک اکس و شولدر اکس، روبونی، لویز، 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 راه رفتن می‌شود [2]. در این ربات برای اولین بار از عملگرهای الاستیک سری استفاده شده است، بدین صورت که یک فنر بین خروجی عمل‌گر و موتور قرار می‌گیرد و با اندازه‌گیری میزان جابجایی فنر می‌توان نیروی تبادل شده بین

مزایای مستقل بودن از نیت کاربر و همچنین کم بودن تعداد سنسورهای مورد استفاده نیز می‌باشد. عملکرد ربات ساخته شده اس‌یوتی-نی‌اگرو در مود حرکتی نوسان عمودی مورد ارزیابی قرار خواهد گرفت.

۲- معرفی ربات یاری‌گر اس‌یوتی-نی‌اگرو

ربات نشان داده شده در شکل ۱، یک ربات اسکلت خارجی پایین‌تنه از نوع یاری‌گر به نام اس‌یوتی-نی‌اگرو می‌باشد که برای کمک به حرکت زانو برای اولین بار در آزمایشگاه مکترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود طراحی و ساخته شده است. این ربات از دو لینک L شکل مجزا تشکیل شده است که از طریق یک مفصل دورانی در زانو به هم متصل می‌شوند. 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 قرار گرفته است تأمین می‌شود. 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. راه‌اندازی 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 ای‌ای‌سی-ام‌وی‌دی ۶۲ با ولتاژ تغذیه ۲۴ الی ۷۵ ولت دی‌سی و یا ۱۸ الی ۵۵ ولت ای‌سی می‌باشد. پس از راه‌اندازی موتور، حرکت دورانی توسط تسمه و قرقره به یک بال‌اسکرو منتقل شده و به حرکت خطی تبدیل می‌شود. سپس این حرکت از طریق یک فنربخیز 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 ساخته شده را نشان می‌دهد.



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

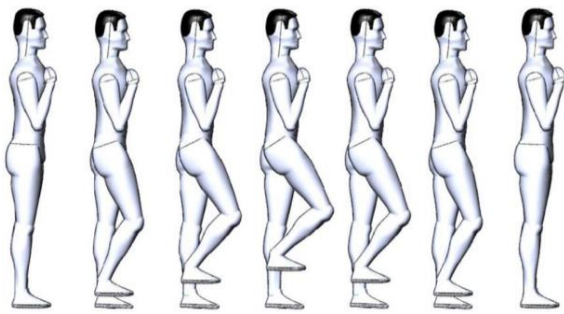
عملگر و بدنه ربات را محاسبه کرد. تا کنون ربات‌های مختلفی برای توانبخشی و یاری‌رسانی ارائه شده‌اند.

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 ذکر شده دارای معایب و مشکلاتی می‌باشند که کاربرد آن‌ها را محدود کرده است. از جمله این مشکلات، نیاز به تشخیص نیت کاربر، پیچیدگی این روش‌ها و وجود حس‌گرهای اضافی مانند شتاب‌سنج، 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.

ناکاراژان 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 در نظر گرفتن نیت کاربر کاهش می‌دهد. همچنین در مقایسه با الگوریتم شکل‌دهی 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



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

۳-۱- مدل سازی دینامیکی سیستم انسان-ربات در حرکت نوسان عمودی

طرح واره ربات و عوامل مورد استفاده برای مدل سازی در شکل ۴ نشان داده شده است. در ابتدای کار مختصات مرکز جرم لینک ها، یعنی x_{cg_i} و y_{cg_i} با توجه به شکل ۴ و مطابق روابط زیر به دست می آیند.

$$\begin{cases} x_{cg1} = L_{cg1} \cos(\varphi_1) \\ y_{cg1} = L_{cg1} \sin(\varphi_1) \end{cases} \quad (1)$$

$$\begin{cases} x_{cg2} = L_1 \cos(\varphi_1) + L_{cg2} \cos(\varphi_2) \\ y_{cg2} = L_1 \sin(\varphi_1) + L_{cg2} \sin(\varphi_2) \end{cases} \quad (2)$$

$$\begin{cases} x_{cg3} = L_1 \cos(\varphi_1) + L_2 \cos(\varphi_2) + L_{cg3} \cos(\varphi_3) \\ y_{cg3} = L_1 \sin(\varphi_1) + L_2 \sin(\varphi_2) + L_{cg3} \sin(\varphi_3) \end{cases} \quad (3)$$

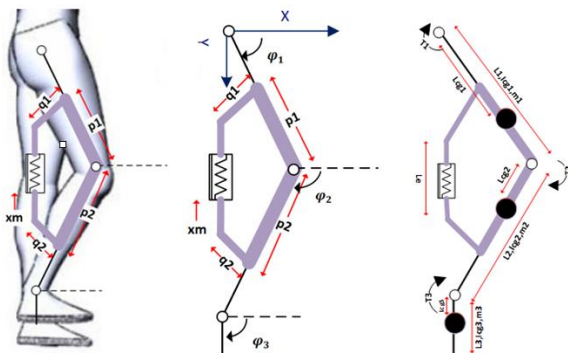
که در آن L_i طول لینک شماره i ، L_{cg_i} فاصله مرکز جرم لینک ها از محور دوران و $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$ به ترتیب زوایای مربوط به مفصل ران، زانو و مچ پا می باشند. حال سرعت مراکز جرم با مشتق گیری نسبت به زمان از روابط فوق محاسبه می شوند.

$$\begin{cases} \dot{x}_{cg1} = -L_{cg1} \dot{\varphi}_1 \sin(\varphi_1) \\ \dot{y}_{cg1} = L_{cg1} \dot{\varphi}_1 \cos(\varphi_1) \end{cases} \quad (4)$$

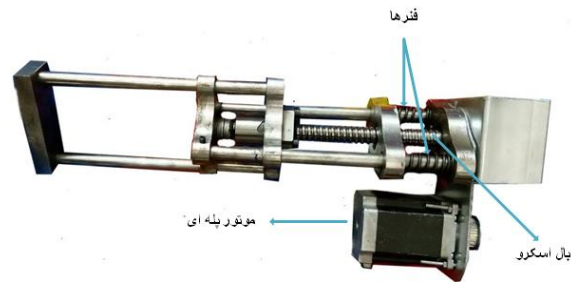
$$\begin{cases} \dot{x}_{cg2} = -L_1 \dot{\varphi}_1 \sin(\varphi_1) - L_{cg2} \dot{\varphi}_2 \sin(\varphi_2) \\ \dot{y}_{cg2} = L_1 \dot{\varphi}_1 \cos(\varphi_1) + L_{cg2} \dot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2) \end{cases} \quad (5)$$

$$\begin{cases} \dot{x}_{cg3} = -L_1 \dot{\varphi}_1 \sin(\varphi_1) - L_2 \dot{\varphi}_2 \sin(\varphi_2) - L_{cg3} \dot{\varphi}_3 \sin(\varphi_3) \\ \dot{y}_{cg3} = L_1 \dot{\varphi}_1 \cos(\varphi_1) + L_2 \dot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2) + L_{cg3} \dot{\varphi}_3 \cos(\varphi_3) \end{cases} \quad (6)$$

با توجه به اینکه در حرکت نوسان عمودی کف پای کاربر به صورت افقی نگاه داشته می شود، زاویه φ_3 برابر با ۹۰ درجه بوده در نتیجه مشتقات اول و دوم آن مساوی با صفر می باشند.



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



شکل ۵) عملگر الاستیک سری استفاده شده در ربات اسپیوتی-نی آگرو

ساختار مقاله در ادامه بدین صورت است که در بخش آتی مدل ریاضی ربات با استفاده از معادلات لاگرانژ استخراج و سپس خطی سازی می شود. همچنین، اعتبارسنجی مدل در نرم افزار آدامز مورد بررسی قرار می گیرد. در بخش ۳ به طراحی و شبیه سازی عملکرد کنترلر پرداخته شده و نتایج آن با سایر روش ها مقایسه می گردد. سپس، عملکرد کنترلر ارائه شده در بخش ۴ به صورت تجربی با اندازه گیری سیگنال های الکترومایوگرام در حالت کمکی و غیر کمکی بررسی شده است. در نهایت در بخش ۵، نتیجه گیری بیان می شود.

۳-۲- مدل سازی ریاضی ربات

برای تحلیل رفتار سامانه و پیاده سازی کنترل کننده مناسب بر روی ربات، نیاز به مدل سازی و استخراج معادلات دینامیکی آن می باشد. روش های مختلفی برای مدل سازی دینامیکی مانند روش نیوتن-اولر و روش لاگرانژ وجود دارد، که در این مقاله، روابط دینامیکی ربات مورد نظر با بهره گیری از روش لاگرانژ استخراج شده است. در حین راه رفتن، ابتدا یک پا از زمین جدا شده و در قسمتی جلوتر از بدن قرار می گیرد، و هنگام تماس با زمین وزن بدن به آن منتقل می شود و سپس نقش دو پا در این فرآیند با یکدیگر جابجا می شود. به این فرآیند چرخه ای گام زدن می گویند و مدت زمان لازم برای این امر را زمان گام می نامند. راه رفتن انسان را می توان 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 گرفته شده است که در آن با فرض ثابت بودن بالاتنه، مفصل مچ در راستای مفصل ران حرکت می کند (مشابه سازوکار لنگ و لغزنده). این نحوه حرکت، نوسان عمودی نامیده می شود. شکل ۳ چرخه حرکت نوسان عمودی را نشان می دهد [32]. در این مقاله به مدل سازی راه رفتن، در فاز نوسان عمودی پرداخته شده است.

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 $\Delta x_m = x_m$.

$$\Delta L_e = ((q_1 \sin(\varphi_1) + p_1 \cos(\varphi_1) + p_2 \cos(\varphi_2) - q_2 \sin(\varphi_2))^2 + (-q_1 \cos(\varphi_1) + p_1 \sin(\varphi_1) + p_2 \sin(\varphi_2) + q_2 \cos(\varphi_2))^2)^{1/2} - L_{e0} \quad (18)$$

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

$$U_s = \frac{1}{2} K_s (\Delta L_e - \Delta x_m)^2 = \frac{1}{2} K_s (\Delta L_e - x_m)^2 \quad (19)$$

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

$$U_t = U_s + \sum_i U_{gi} \Rightarrow U_t = \frac{1}{2} K_s (\Delta L_e - x_m)^2 - m_1 g L_{cg1} \sin(\varphi_1) - m_2 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_{cg2} \sin(\varphi_2)) - m_3 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_2 \sin(\varphi_2) + L_{cg3} \sin(\varphi_3)) \quad (20)$$

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

$$L_t = T_t - U_t \Rightarrow L_t = \frac{1}{2} m_1 L_{cg1}^2 \dot{\varphi}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 (L_1^2 \dot{\varphi}_1^2 + L_{cg2}^2 \dot{\varphi}_2^2 + 2L_1 L_{cg2} \dot{\varphi}_1 \dot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1)) + \frac{1}{2} m_3 (L_1^2 \dot{\varphi}_1^2 + L_2^2 \dot{\varphi}_2^2 + 2L_1 L_2 \dot{\varphi}_1 \dot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1)) + \frac{1}{2} I_{cg1} \dot{\varphi}_1^2 + \frac{1}{2} I_{cg2} \dot{\varphi}_2^2 - \frac{1}{2} K_s (\Delta L_e - x_m)^2 + m_1 g L_{cg1} \sin(\varphi_1) + m_2 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_{cg2} \sin(\varphi_2)) + m_3 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_2 \sin(\varphi_2) + L_{cg3} \sin(\varphi_3)) \quad (21)$$

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.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L_t}{\partial \dot{q}_i} \right) + \frac{\partial L_t}{\partial q_i} = Q_i \quad i = 1, 2, 3 \quad (22)$$

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

$$Q = \{Q_1, Q_2, Q_3\}^T \quad (22-1)$$

$$q = \{q_1, q_2, q_3\}^T = \{\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3\}^T \quad (22-2)$$

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.

$$\delta W_t = \tau_1 \delta \varphi_1 + \tau_2 (\delta \varphi_2 - \delta \varphi_1) + \tau_3 (\delta \varphi_3 - \delta \varphi_2) - B_1 \dot{\varphi}_1 \delta \varphi_1 \quad (23)$$

$$\dot{\varphi}_3 = \dot{\varphi}_3 = 0 \quad (7)$$

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

$$\begin{cases} T_i = \frac{1}{2} m_i (\dot{x}_{cgi}^2 + \dot{y}_{cgi}^2) + \frac{1}{2} I_{cgi} \dot{\varphi}_i^2 \\ T_t = \sum_i T_i \end{cases} \quad i = 1, 2, 3 \quad (8)$$

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:

$$T_1 = \frac{1}{2} m_1 (\dot{x}_{cg1}^2 + \dot{y}_{cg1}^2) + \frac{1}{2} I_{cg1} \dot{\varphi}_1^2 = \frac{1}{2} m_1 L_{cg1}^2 \dot{\varphi}_1^2 + \frac{1}{2} I_{cg1} \dot{\varphi}_1^2 \quad (9)$$

$$T_2 = \frac{1}{2} m_2 (\dot{x}_{cg2}^2 + \dot{y}_{cg2}^2) + \frac{1}{2} I_{cg2} \dot{\varphi}_2^2 = \frac{1}{2} m_2 (L_1^2 \dot{\varphi}_1^2 + L_{cg2}^2 \dot{\varphi}_2^2 + 2L_1 L_{cg2} \dot{\varphi}_1 \dot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1)) + \frac{1}{2} I_{cg2} \dot{\varphi}_2^2 \quad (10)$$

$$T_3 = \frac{1}{2} m_3 (\dot{x}_{cg3}^2 + \dot{y}_{cg3}^2) + \frac{1}{2} I_{cg3} \dot{\varphi}_3^2 = \frac{1}{2} m_3 (L_1^2 \dot{\varphi}_1^2 + L_2^2 \dot{\varphi}_2^2 + 2L_1 L_2 \dot{\varphi}_1 \dot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1)) \quad (11)$$

در نتیجه انرژی جنبشی کل سیستم به‌صورت زیر به دست می‌آید:

$$T_t = T_1 + T_2 + T_3 = \frac{1}{2} m_1 L_{cg1}^2 \dot{\varphi}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 (L_1^2 \dot{\varphi}_1^2 + L_{cg2}^2 \dot{\varphi}_2^2 + 2L_1 L_{cg2} \dot{\varphi}_1 \dot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1)) + \frac{1}{2} m_3 (L_1^2 \dot{\varphi}_1^2 + L_2^2 \dot{\varphi}_2^2 + 2L_1 L_2 \dot{\varphi}_1 \dot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1)) + \frac{1}{2} I_{cg1} \dot{\varphi}_1^2 + \frac{1}{2} I_{cg2} \dot{\varphi}_2^2 \quad (12)$$

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

$$U_{gi} = -m_i g y_{cgi} \quad i = 1, 2, 3 \quad (13)$$

و برای هر لینک داریم:

$$U_{g1} = -m_1 g y_{cg1} = -m_1 g L_{cg1} \sin(\varphi_1) \quad (14)$$

$$U_{g2} = -m_2 g y_{cg2} = -m_2 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_{cg2} \sin(\varphi_2)) \quad (15)$$

$$U_{g3} = -m_3 g y_{cg3} = -m_3 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_2 \sin(\varphi_2) + L_{cg3} \sin(\varphi_3)) \quad (16)$$

بنابراین، مجموع انرژی پتانسیل گرانشی لینک‌ها برابر است با:

$$\sum_i U_{gi} = -m_1 g L_{cg1} \sin(\varphi_1) - m_2 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_{cg2} \sin(\varphi_2)) - m_3 g (L_1 \sin(\varphi_1) + L_2 \sin(\varphi_2) + L_{cg3} \sin(\varphi_3)) \quad (16-1)$$

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

$$F_e = K_s (\Delta L_e - \Delta x_m) + B_s (\Delta \dot{L}_e - \Delta \dot{x}_m) \quad (17)$$

که در آن، ΔL_e تغییر طول عملگر از حالت اولیه‌اش، L_{e0} ، می‌باشد که بر طبق رابطه (۱۸) به دست می‌آید و B_s و K_s به ترتیب بیانگر

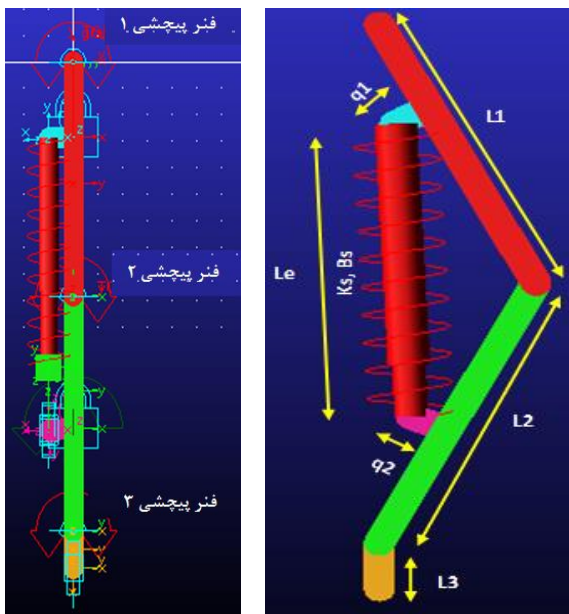
۳-۳- اعتبارسنجی مدل دینامیکی

برای صحت سنجی مدل دینامیکی به دست آمده، مدل ربات با استفاده از نرم افزار آدامز مطابق با شکل ۵ شبیه سازی شده است. شاخصه های بدن انسان بر اساس شاخصه های متوسط گزارش شده برای یک مرد بالغ با قد ۱۸۰ سانتی متر و وزن ۱۰۰ کیلوگرم تعیین شده اند [35,36] و پارامترهای مربوط به ربات برطبق [32] در نظر گرفته شده است.

شاخصه های سیستم در جدول ۱ ارائه شده اند. با در نظر گرفتن معادله غیرخطی و مقادیر عددی شاخصه های سینماتیکی و دینامیکی مدل مورد نظر، مدل از طریق شبیه سازی در نرم افزار آدامز صحت سنجی شده است. بدین منظور دو مسیر متفاوت برای گشتاور و x_m به سامانه اعمال شده است، سپس زاویه مورد نظر با استفاده از مدل آدامز و مدل تحلیلی به دست آمده و باهم مقایسه شده اند. همان طور که در شکل ۶ مشاهده می شود انطباق خوبی بین نتایج به دست آمده از مدل تحلیلی و مدل شبیه سازی در آدامز برقرار است که نشان دهنده صحت مدل دینامیکی استخراج شده است.

۴- طراحی کنترلر

یکی از مسائل اساسی در ارتباط با ربات ها، الگوریتم کنترلی آن ها می باشد. الگوریتم های کنترلی به کار رفته برای ربات های اسکلت خارجی یاری گر باید به گونه ای عمل کنند که در حین انجام حرکات مختلف توسط کاربر، ربات بخشی از نیروی مورد نیاز عضلات و مفاصل مورد نظر را تامین نموده و در نتیجه از نیروی اعمالی از طرف این عضلات و مفاصل کاسته شود.



شکل ۵) نمونه شبیه سازی شده ربات در نرم افزار آدامز

$$\begin{aligned} & -B_2(\phi_2 - \phi_1)(\delta\phi_2 - \delta\phi_1) \\ & -B_3(\phi_3 - \phi_2)(\delta\phi_3 - \delta\phi_2) \\ & -B_5(\Delta L_e - x_m)\delta\Delta L_e \end{aligned}$$

و نیروهای تعمیم یافته طبق رابطه (۲۴) محاسبه می شوند:

$$Q_i = \frac{\partial W_t}{\partial \delta q_i} \quad i = 1, 2, 3 \quad (24)$$

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

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L_t}{\partial \dot{\phi}_2} \right) + \frac{\partial L_t}{\partial \phi_2} = Q_2 \quad (25)$$

که $Q_2 = \frac{\partial W_t}{\partial \delta \phi_2}$ همچنین در حرکت ذکر شده، مفصل مچ پا در راستای مفصل ران و بالاتنه قرار می گیرد و ϕ_1 و ϕ_2 به صورت زیر به هم مرتبط می شوند.

$$\begin{cases} \phi_1 = \cos^{-1} \left(-\frac{L_2 \cos(\phi_2)}{L_1} \right) \Rightarrow \phi_1 = \cos^{-1}(R \cos(\phi_2)) \\ R = -\frac{L_2}{L_1} \end{cases} \quad (26)$$

و با مشتق گیری داریم:

$$\dot{\phi}_1 = \frac{R \sin(\phi_2)}{\sin(\phi_1)} \dot{\phi}_2 \quad (27)$$

$$\ddot{\phi}_1 = \frac{R \ddot{\phi}_2 \sin(\phi_2) + R \dot{\phi}_2^2 \cos(\phi_2) - \dot{\phi}_1^2 \cos(\phi_1)}{\sin(\phi_1)} \quad (28)$$

در نهایت 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 می آید.

$$\tau_2 = \gamma_2 \ddot{\phi}_2 + \psi_2(\phi_2, \dot{\phi}_2, \phi_2, x_m) + \lambda_2(\phi_2, x_m) \quad (29)$$

که توابع γ_2 ، ψ_2 و λ_2 توابعی غیرخطی هستند.

۳-۲- خطی سازی

اگر حالت ایستاده قائم را به عنوان حالت تعادل در نظر بگیریم، عوامل دینامیکی سیستم انسان-اگرو را می توان به صورت زیر حول نقطه کار تخمین زد.

$$\begin{cases} \phi_2 = \frac{\pi}{2} + \tilde{\phi}_2 \\ \sin(\phi_2) = \cos(\tilde{\phi}_2) \approx 1 \\ \dot{\phi}_1 = R \dot{\tilde{\phi}}_2 \\ \phi_h = \phi_2 - \phi_1 = \tilde{\phi}_2 - \tilde{\phi}_1 \approx \frac{(L_1 + L_2)}{L_1} \tilde{\phi}_2 \\ L_{e0} = ((p_1 + p_2)^2 + (q_1 - q_2)^2)^{1/2} \\ x_e = \Delta \bar{L}_a = -\frac{1}{L_{e0}}(p_1 q_2 + p_2 q_1) \phi_h = \rho \phi_h \end{cases} \quad (30)$$

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

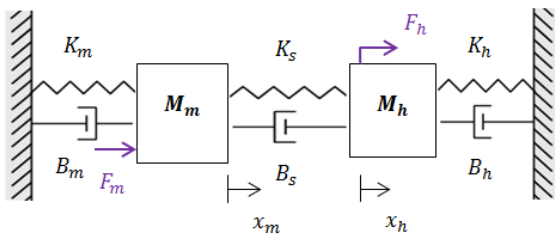
$$\begin{aligned} \gamma_h^u \ddot{\phi}_h + (\psi_h^u + \rho^2 B_s) \dot{\phi}_h + (\lambda_h^u + \rho^2 K_s) \phi_h \\ - \rho B_s \dot{x}_m - \rho K_s x_m = \tau_2 = \tau_h \end{aligned} \quad (31)$$

که در آن،

$$\begin{cases} \gamma_h^u = \frac{(I_{cg2} + m_2 L_{cg2}^2 - m_2 L_2 L_{cg2}) L_1}{(L_1 + L_2)} \\ \psi_h^u = B_2 \\ \lambda_h^u = \frac{(m_2 L_{cg2} + m_3 L_2) g L_1}{(L_1 + L_2)} \\ \rho = -\frac{1}{L_{e0}}(p_1 q_2 + p_2 q_1) \end{cases} \quad (32)$$

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

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



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

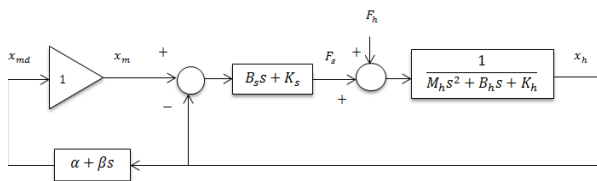
ادمیتانس انتگرالی سامانه یاری نشده از رابطه (۳۳) به دست می‌آید.

$$Y_h^u(s) = \frac{x_h}{F_h} = \frac{1}{M_h s^2 + B_h s + K_h} \quad (33)$$

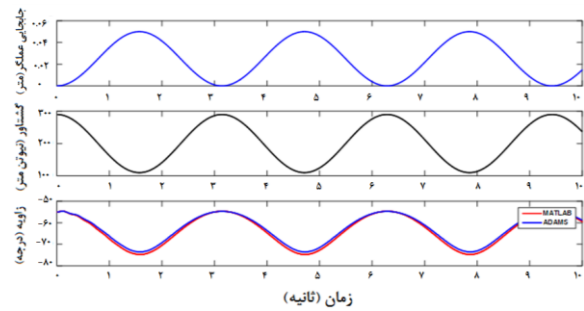
که در آن M_h اینرسی، B_h میرایی و K_h فنریت پای کاربر بوده و همچنین نیروی خارجی وارد بر سامانه می‌باشد. هدف این الگوریتم افزایش ادمیتانس ظاهری سامانه می‌باشد که بیانگر ارتباط بین جابجایی و نیرو است. قانون کنترل اُفک، موتور عملگر الاستیک سری را در یک موقعیت مطلوب مانند رابطه (۳۴) تنظیم می‌کند.

$$x_{md} = \alpha x_h + \beta \dot{x}_h \quad (34)$$

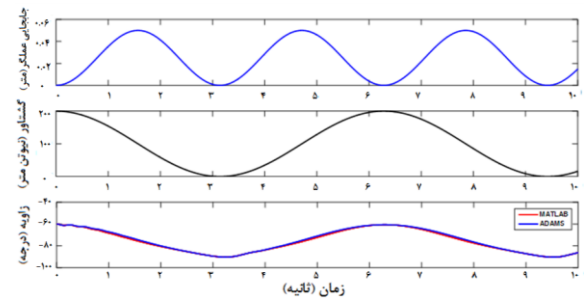
شکل ۸ دیگرام بلوکی سامانه یاری شده حلقه بسته را نشان می‌دهد. ادمیتانس انتگرالی سامانه حلقه بسته از رابطه (۳۵) به دست می‌آید.



شکل (۸) بلوک دیگرام سیستم یاری شده با روش اُفک



(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 اُفک (OFAC)

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

بهینه‌سازی اجرا شود، در بازه‌های کوچک‌تر و چندین بار این عمل انجام شده است. در نتیجه ضرایب کنترلی بهینه متعددی برای بازه‌های مختلف فرکانسی به دست آمد. سپس ضرایب α و β به دست آمده از این بهینه‌سازی با استفاده از قوانین فازی به سیستم اعمال شد. در [31,32] بهینه‌سازی در بازه فرکانسی ۰ تا ۱۰ انجام شده بود و مشاهده شد که بیشترین ضریب یاری‌گری و در نتیجه بیشترین میزان یاری‌رسانی در نزدیکی فرکانس طبیعی بدن یعنی $\omega = 3.98$ (rad/s) رخ می‌دهد، ولی در اینجا هدف حداکثر کردن ضریب یاری‌گری برای تمام بازه‌های فرکانسی است و نه تنها 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 به دست آمد. ابتدا در هر بازه فرکانسی مشخص شده 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 می‌شوند (شکل ۹). نمودار آبی رنگ مربوط به ضرایب کنترلی $\beta = 0.0011$ و $\alpha = 1.0031$ ، نمودار فیروزه‌ای مربوط به ضرایب $\beta = 0.0013$ و $\alpha = 1.0020$ و نمودار قرمز رنگ مربوط به ضرایب $\beta = 0.0011$ و $\alpha = 1.9995$ می‌باشند. همان‌طور که در شکل ۹ مشاهده می‌شود سه نمودار در بازه‌های مختلف فرکانسی باهم اختلاف دارند. مثلاً در بازه فرکانسی ۰ تا $3/73$ نمودار آبی رنگ نسبت به دو نمودار دیگر مقدار بیشتری دارد، در بازه فرکانسی بین $3/73$ تا $3/98$ نمودار فیروزه‌ای و در بازه $3/98$ 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 انجام شده 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.

۳-۴- 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 مشخص شده در قسمت قبل در نظر می‌گیریم.

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

اگر ω عضو تابع آرام بود آنگاه $\beta = 0.0011$ و $\alpha = 1.0031$

اگر ω عضو تابع متوسط بود آنگاه $\beta = 0.0013$ و $\alpha = 1.0020$

اگر ω عضو تابع تند بود آنگاه $\beta = 0.0011$ و $\alpha = 1.9995$

$$\hat{Y}_h^a(s) = \frac{x_h}{F_h^a} = \frac{1}{M_h^a s^2 + B_h^a s + K_h^a} \quad (35)$$

$$\begin{cases} M_h^a = M_h - \beta B_s \\ B_h^a = B_h - \beta K_s - (\alpha - 1) B_s \\ K_h^a = K_h - K_s (\alpha - 1) \end{cases}$$

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

$$\underset{\alpha, \beta}{\text{minimize}} \quad \frac{1}{\mathcal{A}(\omega_f)} \quad (36)$$

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

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.

$$\mathcal{A}(\omega_f) = \frac{1}{\omega_f} \int_0^{\omega_f} \frac{|\hat{Y}_h^a(j\omega)| - |\hat{Y}_h^u(j\omega)|}{|\hat{Y}_h^u(j\omega)|} d\omega \quad (37)$$

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

$$\mathcal{P}\mathcal{A}(\omega) = \frac{|\hat{Y}_h^a(j\omega)| - |\hat{Y}_h^u(j\omega)|}{|\hat{Y}_h^u(j\omega)|} \quad (38)$$

قید دوم مربوط به راحتی 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 تعیین شده‌اند. 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.

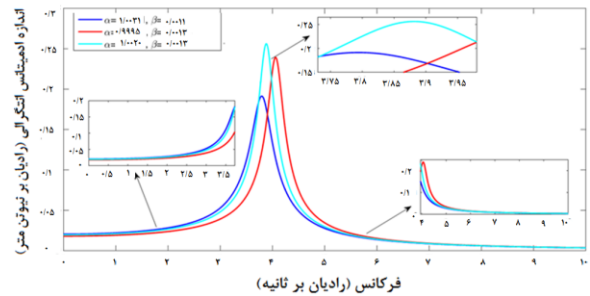
۲-۴- بهینه‌سازی ضرایب کنترلی در بازه‌های فرکانسی جهت استخراج قوانین فازی

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 fmincon و با حدس‌های اولیه مناسب در بازه‌های مختلف فرکانسی انجام شده است. در واقع به جای اینکه در کل بازه

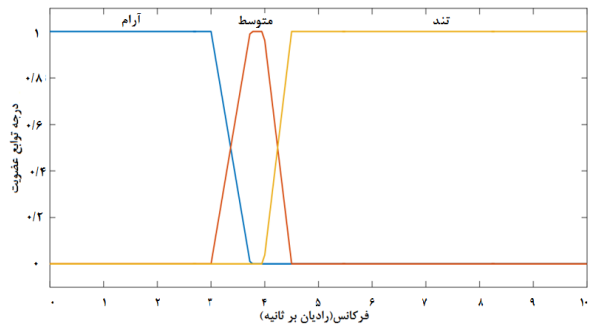
۴-۴- مقایسه ادمیتانس انتگرالی در الگوریتم‌های آی‌ای‌اس (IAS)، اُفک و سامانه اُفک فازی

در این قسمت به مقایسه اندازه و فاز ادمیتانس انتگرالی سامانه و نمودار نسبت یاری‌گری نقطه‌ای توسط روش‌های اُفک، آی‌ای‌اس و اُفک فازی پرداخته می‌شود. مقادیر عددی عوامل بر طبق جدول ۲ و بر اساس مقادیر ارائه شده در [30] انتخاب می‌شوند. ضرایب کنترلی بهینه الگوریتم اُفک برابر با $\beta = 0.012$ و $\alpha = 0.015$ 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 اُفک فازی را در مقایسه با سایر روش‌ها به‌خوبی نشان می‌دهند. با توجه به نمودارهای ادمیتانس انتگرالی مشاهده می‌شود که روش اُفک در مقایسه با روش آی‌ای‌اس میزان ادمیتانس انتگرالی بیشتری را ارائه می‌دهد و همچنین روش اُفک فازی نسبت به اُفک ادمیتانس انتگرالی بالاتری را دارا می‌باشد. علاوه بر این در روش آی‌ای‌اس یاری‌رسانی در فرکانس‌های پایین‌تر کمی بیشتر است و در روش اُفک در فرکانس‌های بالاتر یاری‌رسانی بیشتر می‌باشد و در روش اُفک فازی در تمام بازه‌های فرکانسی نسبت به دو روش دیگر یاری‌رسانی بیشتری ارائه می‌دهد. همچنین روش فازی در نزدیکی فرکانس طبیعی بدن کارایی بهتری دارد و با توجه به شکل (۱۱-ج) الگوریتم اُفک 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.



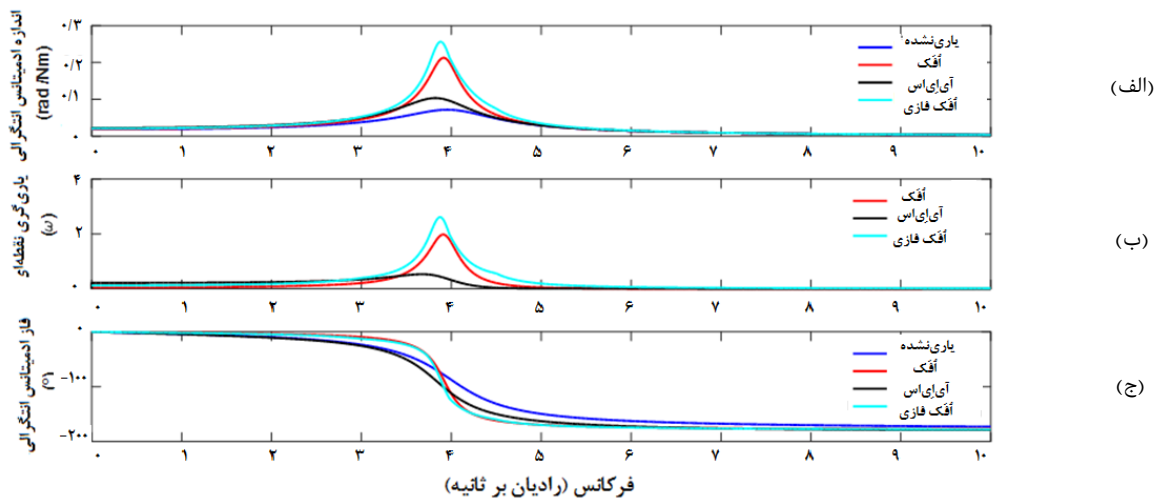
شکل ۹) مقایسه نمودارهای اندازه ادمیتانس انتگرالی با استفاده از ضرایب کنترلی مختلف



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

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

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



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

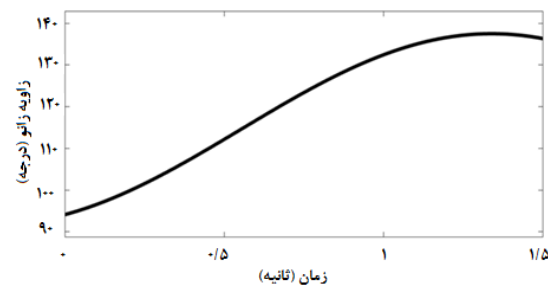
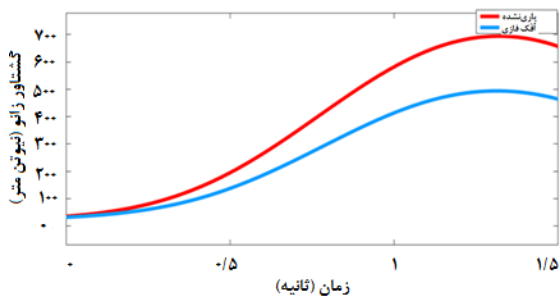
۵- پیاده سازی تجربی

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 یاری شده و یاری نشده 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 داده برداری 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 خواسته شده است که همان حرکت نوسان عمودی را انجام دهد و سیگنال‌های الکترومایوگرام در هر سه کانال ضبط شده است (حالت یاری شده).

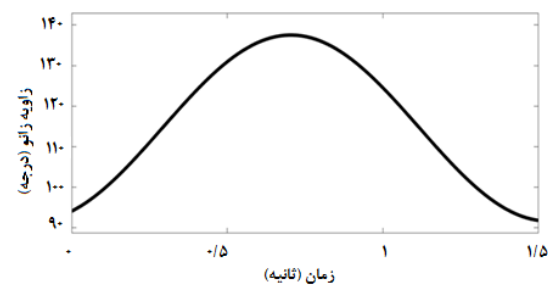
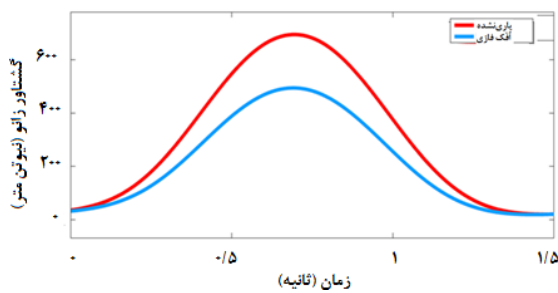
بنابراین مشاهده می‌شود که سیستم اُفک فازی با ایجاد کمترین اختلاف فاز نسبت به سیستم اُفک، بیشترین میزان ادمیتانس انتگرالی و ضریب یاری‌گری نقطه‌ای را دارا می‌باشد.

۴-۵- مقایسه گشتاور سامانه یاری شده با الگوریتم اُفک فازی و سامانه یاری نشده

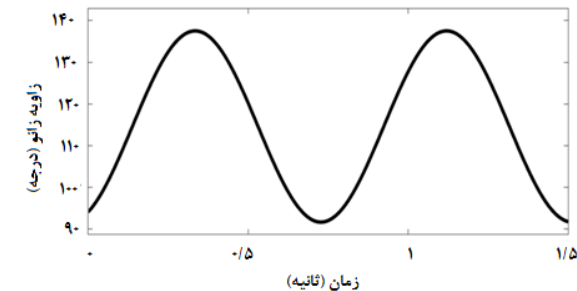
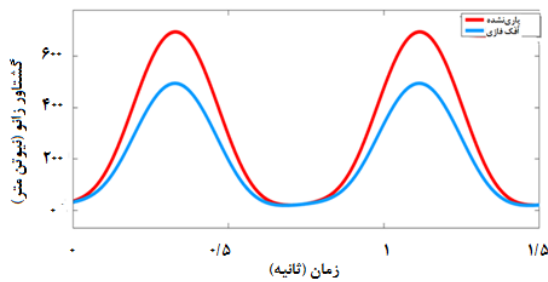
در این بخش برای بررسی کارایی الگوریتم کنترلی، آن را روی مدل غیرخطی سامانه انسان-ربات پیاده‌سازی کرده و شبیه‌سازی‌های مورد نیاز در سیمولینک متلب انجام شده است. ضرایب بهینه الگوریتم اُفک فازی بر طبق سامانه فازی معرفی شده تعیین می‌شوند. با اعمال مسیرهای زاویه‌ای متفاوت به مدل غیرخطی سامانه، گشتاورهای مورد 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 می‌آیند. 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 یاری نشده کاهش محسوسی داشته باشد.



(الف)



(ب)



(ج)

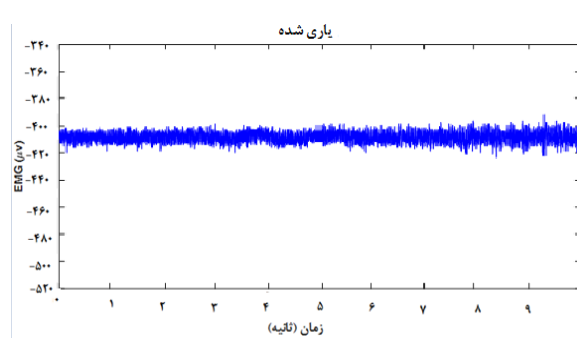
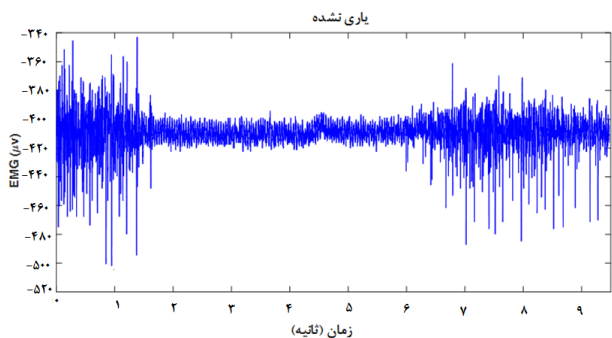
شکل ۱۲ مقایسه گشتاور مورد نیاز برای حرکت سیستم یاری شده فازی و یاری نشده در یک مسیر مشخص (الف) فرکانس $\omega = 2$ ، (ب) فرکانس $\omega = 3/8$ و (ج) فرکانس $\omega = 8$

داده‌ها، حذف آرتیفکت‌هایی است که روی کیفیت سیگنال تاثیر نامطلوب دارند.

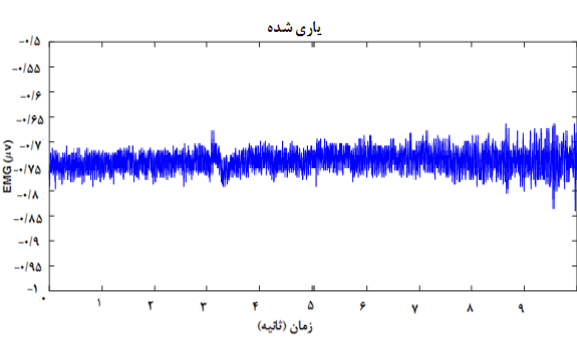
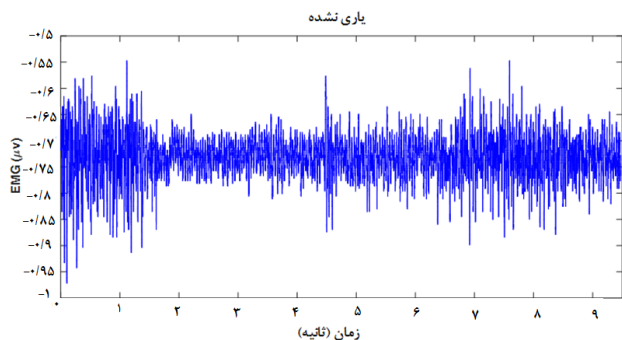
با مد نظر قرار دادن کاری ربات، مشخص است که پا برای طی کردن مراحل مختلف گام برداشتن در مسیر مشخصی از ابتدا تا انتها، یاری می‌شود و به همین دلیل سیگنال الکترومایوگرام یاری شده نشان دهنده یکنواختی نیرویی است که ماهیچه‌های درگیر برای طی این مسیر متقبل شده‌اند. از سوی دیگر، در مسیر یاری نشده، فرد بایستی شروع 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، ماهیچه‌ها 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 یاری شده و یاری نشده مطابق با جدول ۳ می‌باشد.

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

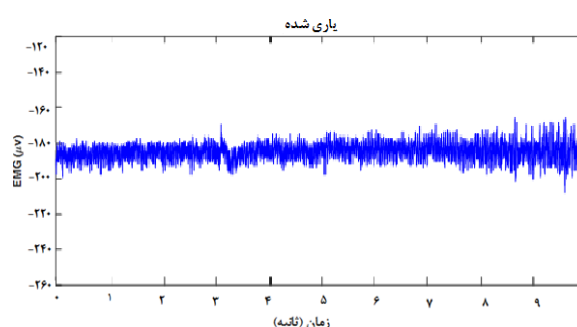
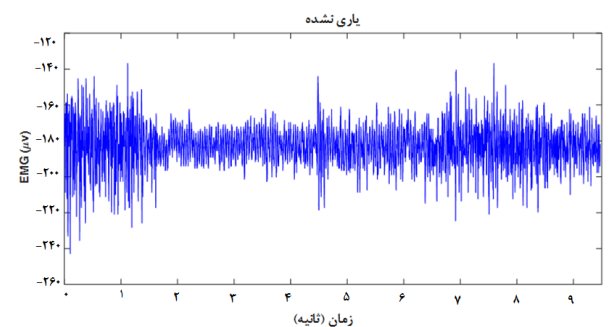
تقویت و فیلتر سیگنال، اولین مرحله در پردازش و کار با سیگنال الکترومایوگرام سطحی است که این تحقیق نیز از آن مستثنا نبوده است. ویژگی‌های تقویت کننده‌ها و فیلترها، کیفیت سیگنال‌های الکترومایوگرام را تعیین می‌کند. فیلترهای گذر بالا مرتبه دوم و مرتبه چهارم با حذف نویزهای بسامد پایین به عنوان اولین مرحله فیلتراسیون 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 سیگنال‌های الکترومایوگرام سطحی مفید را از اندام جمع آوری کند. از نرم افزارهای رایانه‌ای تجاری مانند Matlab برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. به طور خلاصه، مهمترین وظیفه فیلتراسیون قبل از ارسال



کانال ۱



کانال ۲



کانال ۳

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

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 cybernetics. In *Robotics 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. In *2010 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, Zuhair 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.

جدول ۳) مقایسه عددی بیشینه و کمینه سیگنال‌های الکترومایوگراف

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

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-نی‌اگرو که در آزمایشگاه مکترونیک 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 پیاده‌سازی 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. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004 2004 (Vol. 3, pp. 2430-2435)*. IEEE.

- orthoses. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*. 2013;22(2):745-52.
- 27-Baud R, Manzoori AR, Ijspeert A, Bourri 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. In 2015 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. In 2015 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