مجله مهندسی مکانیک مدرس، آذر 1396، دوره 17، شماره 9، ص‌ص 119-129

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

افزایش چالاکی با استفاده از یک الگوریتم کنترلی یاری‌گر برای ربات‌های اسکلت خارجی

ایمان کاردان[1]، علیرضا اکبرزاده[2*]

1- دانشجوی دکتری، قطب علمی رایانش نرم و پردازش هوشمند اطلاعات، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد

2- استاد، قطب علمی رایانش نرم و پردازش هوشمند اطلاعات، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد

* مشهد، صندوق پستی 9177948974، ali_akbarzadeh@um.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 26 اردیبهشت 1396

پذیرش: 06 تیر 1396

ارائه در سایت: 17 شهریور 1396

کلید واژگان:

ربات اسکلت خارجی

الگوریتم کنترلی یاری‌گر با پس‌خور خروجی

چالاکی

چکیده

ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر دسته‌ای از ربات‌های پوشیدنی هستند که در هنگام انجام حرکات مختلف، بخشی از نیروی مورد نیاز کاربر را تأمین می‌کنند. در نتیجه، کاربر با صرف نیروی کمتری حرکات مورد نظر را انجام خواهد داد. الگوریتم‌های کنترلی مختلفی برای ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر پیشنهاد شده و تأثیر آن‌ها بر عملکرد کاربران مورد ارزیابی قرار گرفته است. نویسندگان مقاله حاضر اخیراً یک روش کنترلی جدید، با نام الگوریتم کنترلی یاری‌گر با پس‌خور خروجی، را برای ربات‌های اسکلت خارجی با عملگرهای الاستیک سری ارائه کرده‌اند. این روش به تعداد بسیار کمی حسگر نیاز داشته، مستقل از نیت کاربر بوده و دارای یک ساختار ساده و غیر مبتنی بر مدل می‌باشد. در این مقاله، تأثیر الگوریتم کنترلی یاری‌گر با پس‌خور خروجی بر افزایش چالاکی کاربران مورد ارزیابی قرار گرفته است. یک ربات فیزیوتراپ زانو به عنوان ربات اسکلت خارجی تک مفصله در نظر گرفته شده است. با اتصال یک عملگر الاستیک سری به ربات و پیاده‌سازی الگوریتم کنترلی یاری‌گر با پس‌خور خروجی، چالاکی کاربر در یک آزمایش تعقیب هدف بررسی شده است. زاویه مطلوب و واقعی زانو توسط دو نشانگر بر روی یک صفحه نمایش به کاربر نشان داده شده و از کاربر خواسته شده است که با حرکت دادن پای خود، موقعیت مطلوب را تعقیب نماید. دقت کاربر در تعقیب هدف با تکرار آزمایش در دو حالت یاری شده و یاری نشده، اندازه‌گیری و مقایسه شده است. نتایج آزمایش‌ها به خوبی تأثیر الگوریتم کنترلی یاری‌گر با پس‌خور خروجی را بر افزایش چالاکی کاربر تأیید می‌کند.

Agility enhancement using an assistive controller for exoskeleton robots

Iman Kardan[1], Alireza Akbarzadeh[2*]

Department of Mechanical Engineering, Center of Excellence on Soft Computing and Intelligent Information Processing, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran

* P.O.B. 9177948974, Mashhad, Iran, ali_akbarzadeh@um.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 16 May 2017
Accepted 27 June 2017
Available Online 08 September 2017

Keywords:
Exoskeleton robots
Output feedback assistive controller
Agility

ABSTRACT

Assistive exoskeletons are a category of wearable robots that provide a portion of the forces required by users in performing different motions. Hence, the users will be able to perform the motions with less effort. Hitherto, different control algorithms for assistive exoskeletons are proposed and their various effects on the users’ performance are evaluated. Recently, the authors of the present paper have proposed a new control method, called output feedback assistive controller, for compliantly actuated exoskeletons. This method is independent from user’s intent, requires a very low number of sensors and possesses a simple model-free structure. This paper evaluates the effect of the output feedback assistive controller on the agility of the users. A knee physiotherapy robot is considered as a single joint exoskeleton. Connecting a series-elastic actuator to the robot and implementing the output feedback assistive controller, the agility of the user is evaluated in a target following experiment. Two markers are displayed on a monitor to represent the actual and desired knee angles for the user. The user is asked to follow the desired angles by moving his/her leg. The accuracy of the user in following the target is measured and compared in two assisted and unassisted cases. The results clearly verify the positive effect of the output feedback assistive controller on increasing the user’s agility.

1- مقدمه

افزایش امید به زندگی و کاهش نرخ زاد و ولد در سال‌های اخیر، میانگین سن جمعیت جهان را افزایش داده است. با افزایش جمعیت سال‌خوردگان، رسیدگی به مشکلات و بیماری‌های این قشر از اجتماع اهمیت روزافزونی یافته است. ضعف عضلات و درد مفاصل از عمده‌ترین عوارض افزایش سن می‌باشند که انجام حرکات مختلف و به‌طورکلی زندگی روزمره سال‌خوردگان را با مشکل روبرو می‌سازد. از میان تمام راهکارهای موجود برای غلبه بر این مشکلات، کاستن از فشار وارده بر مفاصل و همچنین کاستن از نیروی مورد نیاز عضلات، به‌عنوان اولین پیشنهاد مطرح می‌باشد.

با توسعه و پیشرفت فن‌آوری‌های مرتبط با علم رباتیک، این علم به

حیطه کاربردهای مختلف پزشکی نیز وارد شده است. ربات‌های اسکلت خارجی از جمله فناوری‌های نسبتاً جدیدی هستند که به کمک بیماران مختلف آمده‌اند و انجام حرکات مختلف را برای آن‌ها تسهیل نموده‌اند. واژه اسکلت خارجی به دسته‌ای از ربات‌ها اطلاق می‌شود که به صورت یک پوشش خارجی بر روی بدن کاربر قرار گرفته و اهدافی همچون بازتوانی و اصلاح حرکت، افزایش قدرت، افزایش پایداری (تعادل)، محافظت از کاربر، سرگرمی، پیاده‌سازی واقعیت مجازی و غیره را دنبال می‌کند. این ربات‌ها هوش انسانی را با قدرت ماشین به‌گونه‌ای در هم می‌آمیزد که سبب افزایش هوش ماشین از یک طرف و افزایش قدرت کاربر از طرف دیگر می‌گردد. در نتیجه‌ی این هم‌افزایی، کاربر قادر به انجام اموری خواهد بود که به تنهایی از عهده آن بر نمی‌آمده است و یا با دشواری‌هایی روبرو بوده است.

یان و همکاران [1] ارزیابی جامعی از انواع ربات‌های اسکلت خارجی ارائه کرده و این ربات‌ها را در سه گروه حمل بار، بازیابی حرکت و یاری‌گر دسته‌بندی کرده‌اند. در دسته اول، یعنی ربات‌های حمل بار، بارهای خارجی توسط بدنه ربات تحمل شده و ربات به‌گونه‌ای کنترل می‌شود که ضمن حمل بارهای خارجی، حرکات کاربر را با کمترین مزاحمت برای وی تعقیب نماید. با استفاده از این ربات‌ها، کاربر قادر به حمل بارهای سنگین در مسافت‌های طولانی خواهد بود درحالی‌که تنها بخش کوچکی از سنگینی بار را احساس می‌کند. ربات‌هایی مانند بلیکس[۱] [2] و هالک[۲] [3] در این دسته قرار می‌گیرند. روش‌های مبتنی بر کنترل امپدانس پایه اصلی کنترل این دسته از ربات‌های اسکلت خارجی را تشکیل می‌دهند [5,4].

بازتوانی بیماران در انجام برخی حرکات مشخص مانند گام برداشتن و نشست و برخاست، مورد توجه دسته دوم ربات‌های اسکلت خارجی، یعنی ربات‌های بازیابی حرکت، می‌باشد. در اینجا، ربات یک سری حرکات از پیش تعریف شده، مانند سیکل صحیح گام برداشتن را تکرار کرده و بیمار نیز این حرکات را به تبعیت از ربات انجام می‌دهد. این ربات‌ها در درمان بیمارانی با آسیب‌های نخاعی و یا سکته مغزی که اختلالاتی در حرکات برخی از اعضای آن‌ها به وجود آمده است و همچنین در ایجاد قابلیت حرکت برای افراد فلج مؤثر هستند. ربات‌هایی مانند ریواک[۳] [6] و ایندگو[۴] [7] در این دسته قرار می‌گیرند. روش‌های گوناگون تعقیب مسیر مطلوب در این دسته از ربات‌های اسکلت خارجی کاربرد دارند [8,1].

دسته سوم، یعنی ربات‌های یاری‌گر، با کاهش نیروی وارده بر عضلات و مفاصل، در توان‌بخشی به کاربرانی مورد استفاده قرار می‌گیرند که با ضعف عضلانی و یا مشکلات مفصلی روبرو هستند. افراد سالخورده و مبتلایان به آرتروز مفاصل از جمله این کاربران می‌باشند. البته این ربات‌ها با کاهش نیروی عضلات می‌توانند به افزایش توان کاربران سالم نیز کمک نمایند. نسخه سوم هال[۵] [9]، اکسپوز[۶] [10]، لوپز[۷] [11]، روبونی[۸] [12]، ربوواک [13] و آپو[۹] [14] از جمله ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر می‌باشند. الگوریتم کنترلی این ربات‌ها باید به‌گونه‌ای عمل کند که در حین انجام حرکات مختلف توسط کاربر، ربات بخشی از نیروی موردنیاز عضلات و مفاصل مورد نظر را تأمین نموده و در نتیجه از نیروی اعمالی از طرف این عضلات و مفاصل کاسته شود. این روش‌های کنترلی، با نام الگوریتم‌های کنترلی یاری‌گر[۱۰] شناخته می‌شوند.

تاکنون الگوریتم‌های یاری‌گر گوناگونی طراحی و پیاده‌سازی شده‌اند. محاسبه نیروی مفاصل و ماهیچه‌ها از طریق سیگنال‌های الکترومایوگرام[۱۱] [16,15,9] و یا از طریق حسگرهای نیروی کف پا [12]، در کنار کاهش امپدانس ظاهری اعضا از طریق کنترل امپدانس ربات با ضرایب امپدانس منفی [17] و یا جبران‌سازی اینرسی [18, 19] از جمله الگوریتم‌های یاری‌گر پیشنهادی برای این دسته از ربات‌ها می‌باشند. نوسانگرهای تطبیقی [20-23] و روش‌های تخمین نیرو و گشتاور [24-27] نیز در طراحی الگوریتم‌های کنترلی یاری‌گر مورد استفاده قرار گرفته‌اند.

استفاده از حسگرهای نیرو، شتاب و سیگنال‌های الکترومایوگرام در کنار پیچیدگی زیاد و نیاز به تشخیص نیت[۱۲] کاربر از موانع موجود در مسیر استفاده از این الگوریتم‌ها می‌باشد [28]. علاوه بر نویزپذیری بالا و آسیب پذیری در برابر نیروهای ضربه‌ای، حس‌گرهای نیرو و شتاب ممکن است سبب ایجاد ناپایداری در سیستم شوند. کاربرد سیگنال‌های الکترومایوگرام نیز با مشکلات متعددی نظیر امکان نویزپذیری بالا و تأثیر متقابل سیگنال‌های ماهیچه‌های مجاور روبرو است. علاوه‌بر این، استخراج ویژگی‌های سیگنال‌های الکترومایوگرام از مباحث تحقیقاتی نسبتاً جدید علوم زیست فناوری محسوب شده و نیاز به پژوهش‌های بیشتر، برای یافتن شیوه‌های کاربرد قابل اعتماد این سیگنال‌ها، به خوبی احساس می‌شود.

برای رفع مشکلات مذکور، ناگاراژان و همکاران [28] یک الگوریتم یاری‌گر ساده برمبنای شکل‌دهی به ادمیتانس انتگرالی (IAS[13]) پیشنهاد داده‌اند. الگوریتم مذکور ادمیتانس ظاهری اعضای بدن کاربر را بدون استفاده از حسگرهای نیرو و سیگنال‌های الکترومایوگرام و بدون نیاز به تخمین نیروهای تماسی و بدون اطلاع از خواست کاربر، در یک محدوده فرکانسی دلخواه افزایش می‌دهد. در نتیجه نیروی لازم برای حرکت اعضا در محدوده فرکانسی مورد‌نظر کاهش خواهد یافت.

با وجود مزایای فراوان روش IAS، این روش نیازمند پس‌خور شتاب بوده و در نتیجه با مشکلات شناخته شده شتاب‌سنج‌ها مانند ناپایداری و نویز پذیری روبرو خواهد بود. همچنین عملکرد این روش متکی بر نرمی بدن کاربر در محل تماس ربات با بدن می‌باشد که به راحتی قابل تعیین نبوده و با تغییر حالت بدن به شدت تغییر می‌کند.

نویسندگان مقاله حاضر، اخیراً یک الگوریتم یاری‌گر جدید بر مبنای افزایش ادمیتانس ظاهری برای ربات‌های اسکلت خارجی با عملگرهای الاستیک سری[۱۴] پیشنهاد داده‌اند [30,29] . این الگوریتم، که کنترل یاری‌گر با پس‌خور خروجی یا OFAC[15] نامیده شده است، از خصوصیات ذاتی عملگرهای الاستیک سری بهره می‌برد. در این عملگرها یک المان الاستیک، مثل فنر، بین محرک و خروجی عملگر قرار گرفته است. نیروی اعمالی از طرف محرک سبب تغییر شکل المان الاستیک شده و از طریق همین تغییر شکل به خروجی عملگر منتقل می‌شود. در مقایسه با الگوریتم IAS، الگوریتم OFAC ساختار ساده‌تری داشته و به واسطه تعداد کمتر ضرایب کنترلی، تنظیم ضرایب در شرایط عملی و برای افراد مختلف ساده‌تر خواهد بود. همچنین، در الگوریتم OFAC نیازی به استفاده از سیگنال شتاب نبوده و مفهوم یاری‌رساندن به کاربر به یک مسئله بسیار ساده‌تر تبدیل می‌شود که

[1] Berkley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEx)
[2] Human Universal Load Carrier (HULC)
[3] ReWalk
[4] Indego
[5] HAL-3
[6] EXPOS
[7] LOPES
[8] RoboKnee
[9] Assistive Pelvis Orthosis (APO)
[10] Assistive Control Algorithms
[11] Electromyogram signals
[12] Intent
[13] Integral Admittance Shaping
[14] Series Elastic Actuator (SEA)
[15] Output Feedback Assistive Control

همان کنترل موقعیت محرک در عملگر الاستیک سری می‌باشد. بعلاوه عملکرد این الگوریتم متکی بر نرمی المان الاستیک، و نه نرمی اعضای بدن کاربر، می‌باشد. کارایی الگوریتم OFAC از طریق شبیه‌سازی‌ها و آزمایش‌های عملی مختلف نشان داده شده است [30,29].

از روش‌های گوناگونی می‌توان برای ارزیابی عملکرد الگوریتم‌های یاری‌گر استفاده کرد. هدف اصلی این الگوریتم‌ها کاهش بار وارده به مفاصل و ماهیچه‌های کاربران می‌باشد. به همین دلیل، در برخی از منابع از سیگنال‌های الکترومایوگرام به عنوان شاخصی از میزان فعالیت ماهیچه‌ها استفاده شده است [31]. در این منابع، با بررسی سیگنال الکترومایوگرام ماهیچه‌های کاربران، نشان داده شده است که نیروی مورد نیاز ماهیچه‌ها برای انجام حرکات مختلف در حالت یاری شده کمتر از حالت یاری نشده می‌باشد. این امر نشان دهنده موفقیت الگوریتم یاری‌گر در کاهش بار وارده به ماهیچه‌ها و مفاصل کاربران می‌باشد. نویسندگان مقاله حاضر نیز، با بررسی سیگنال‌های الکترومایوگرام، کارایی الگوریتم OFAC در کاهش بار وارده به ماهیچه‌ها و مفاصل کاربران را نشان داده‌اند [29].

در برخی از پژوهش‌ها نیز از افزایش دامنه در نمودارهای فاز (نمودار تغییرات سرعت یک مفصل برحسب زاویه آن) به عنوان شاخصی از عملکرد موفقیت آمیز الگوریتم‌های یاری‌گر استفاده شده است [28]. افزایش دامنه در نمودارهای فاز در حالت یاری شده، نشان دهنده راحت‌تر شدن انجام حرکات برای کاربر می‌باشد.

با تأمین بخشی از نیروی موردنیاز برای حرکت، الگوریتم‌های یاری‌گر امپدانس ظاهری اعضای بدن را کاهش می‌دهند. علاوه بر جبران وزن اعضای بدن و لینک‌های ربات، یک الگوریتم یاری‌گر موفق باید توانایی جبران اینرسی را نیز داشته باشد. اثر اینرسی بیش از هر چیز در چالاکی کاربران مشاهده می‌شود [19]. بنابراین، برای ارزیابی عملکرد یک الگوریتم یاری‌گر در جبران اثر اینرسی، باید بگونه‌ای چالاکی کاربران را بررسی کرد. تاکنون پژوهش‌هایی در خصوص بررسی میزان افزایش چالاکی کاربران با استفاده از الگوریتم‌های یاری‌گر مختلف مانند الگوریتم‌های مبتنی بر سیگنال‌های الکترومایوگرام [32]، الگوریتم کنترل امپدانس مجازی با ضرایب منفی [33] و الگوریتم‌های جبران سازی اینرسی [34] صورت گرفته‌اند.

این مقاله، تأثیر الگوریتم یاری‌گر OFAC بر افزایش چالاکی کاربران را مورد ارزیابی قرار می‌دهد. الگوریتم OFAC بر روی یک ربات فیزیوتراپی خودکار زانو با نام فام-فیزیو[1] [29] پیاده‌سازی شده است که یک عملگر الاستیک سری با نام فام-ال‌سی[2] [22, 23] به عنوان منبع نیروی کمکی به آن متصل شده است. ربات فام-فیزیو و عملگر فام-ال‌سی در آزمایشگاه رباتیک دانشگاه فردوسی مشهد طراحی و ساخته شده‌اند. عملکرد کاربر در یک آزمایش تعقیب هدف در دو حالت یاری شده و یاری نشده مورد ارزیابی قرار گرفته و تأثیر الگوریتم OFAC در افزایش چالاکی کاربران نشان داده شده است.

در بخش 2، معرفی مختصری از الگوریتم OFAC ارائه شده و در بخش 3، بستر و روش آزمایش مورد استفاده برای ارزیابی تأثیر الگوریتم OFAC بر چالاکی کاربران شرح داده شده است. در بخش 4، مدل ریاضی خطی شده سیستم متشکل از بازوی ربات، پای کاربر و عملگر الاستیک، استخراج شده است. در بخش 5، نتایج حاصل از انجام آزمایش‌ها و امتیازات کسب شده توسط کاربر، ارائه و تحلیل شده است. در نهایت، در بخش 6 جمع‌بندی مقاله حاضر ارائه شده است.

2- معرفی مختصر الگوریتم OFAC

جزئیات الگوریتم OFAC به‌طور کامل در [29] و [30] شرح داده شده است. با این وجود و به منظور حفظ یکپارچگی مطالب، در این بخش توضیحات مختصری در خصوص الگوریتم OFAC ارائه می‌گردد.

با توجه به آن‌چه در [28] آورده شده است، برای مطالعه بهتر رفتار سیستم در فرکانس‌های پایین، بهتر است از مفاهیم امپدانس انتگرالی و ادمیتانس انتگرالی بجای مفاهیم رایج امپدانس و ادمیتانس استفاده کرد. اگر ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری نشده با $\hat{Y}_h^u(s)$ نشان داده شود، معادله (1) بیانگر رابطه جابجایی زاویه‌ای مفصل، θ_h، با گشتاور اعمالی به سیستم یاری نشده، τ_h^u، خواهد بود.

$$\hat{Y}_h^u(s)=\frac{\theta_h}{\tau_h^u} \quad (1)$$

با توجه به معادله (1)، هرچه بهره ادمیتانس انتگرالی یک سیستم افزایش یابد، میزان گشتاور لازم برای ایجاد یک حرکت مشخص در آن سیستم کاهش خواهد یافت. اساس عملکرد الگوریتم OFAC نیز بر مبنای افزایش بهره ادمیتانس انتگرالی سیستم می‌باشد. نمودار بلوکی الگوریتم OFAC در "شکل 1" نشان داده شده است که در آن، s متغیر لاپلاس، τ_h^a گشتاور مورد نیاز برای حرکت سیستم یاری شده، F_e نیروی کمکی اعمالی از طرف عملگر الاستیک سری و τ_e گشتاور کمکی معادل با این نیرو می‌باشد. B_s و K_s به ترتیب ضریب میرایی ساختاری و ضریب فنریت المان الاستیک بوده و α و β ضرایب کنترلی قابل تنظیم در الگوریتم OFAC می‌باشند.

همچنین، در "شکل 1"، x_{md} و x_m به ترتیب جابجایی مطلوب و واقعی محرک عملگر الاستیک سری بوده و ϑ ضریبی است که جابجایی زاویه‌ای مفصل، θ_h، را به تغییر طول عملگر الاستیک سری، x_h، مرتبط می‌کند. بنابراین، $x_h=\vartheta\theta_h$ و $\tau_e=\vartheta F_e$. براساس "شکل 1"، قانون کنترل در الگوریتم OFAC به صورت معادله (2) می‌باشد.

$$x_{md}=\alpha x_h+\beta\dot{x}_h=\alpha\vartheta\theta_h+\beta\vartheta\dot{\theta}_h \quad (2)$$

اگر محرک عملگر الاستیک سری به عنوان یک منبع ایده‌آل موقعیت فرض شود، می‌توان در هر لحظه موقعیت واقعی محرک را منطبق بر موقعیت مطلوب آن در نظر گرفت. به عبارت دیگر، $x_m=x_{md}$. با مقایسه پهنای باند محرک‌های سروو الکتریک و بیشینه پهنای باند حرکات انسان، می‌توان این فرض را به خوبی توجیه کرد. در این صورت، نمودار "شکل 1" را می‌توان به صورت "شکل 2" ساده‌سازی کرد که در آن،

$$\mathcal{R}(s)=(B_s's+K_s')(\beta s+\alpha-1) \quad (3)$$

در معادله (3)، $B_s'=\vartheta^2 B_s$ بوده و $K_s'=\vartheta^2 K_s$ می‌باشد. با توجه به "شکل 2" می‌توان ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شده، $\hat{Y}_h^a(s)$، را به

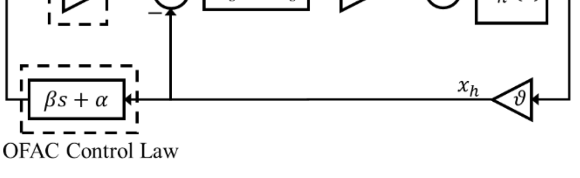

Fig. 1 Block diagram of the OFAC method

شکل 1 نمودار بلوکی الگوریتم OFAC

[1] FUM-Physio
[2] FUM-LSEA

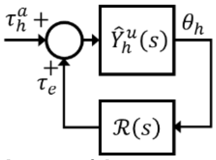

Fig. 2 Simplified block diagram of the OFAC method

شکل 2 نمودار بلوکی ساده‌سازی شده الگوریتم OFAC

راحتی و به صورت معادله (4) محاسبه نمود.

$$\hat{Y}_h^a(s) = \frac{\hat{Y}_h^u(s)}{1 - \mathcal{R}(s)\hat{Y}_h^u(s)} \tag{4}$$

در نهایت، ضرایب کنترلی α و β از حل مسئله بهینه‌سازی مقید (5) به دست می‌آیند.

معادله (5)، بیشینه ضریب یاری‌گری را برای سیستم کنترلی فراهم می‌آورد به‌گونه‌ای که قیود یاری‌گری نقطه‌ای، راحتی کاربر، پایداری و پایداری کوپل ارضا شوند.

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

$$\text{قیود:}\begin{cases} \mathcal{PA}(\omega) \geq 0 & \forall\omega \in [0 \quad \omega_f] \\ \left|\dfrac{\angle\hat{Y}_h^a(j\omega) - \angle\hat{Y}_h^u(j\omega)}{\angle\hat{Y}_h^u(j\omega)}\right| \leq \delta & \forall\omega \in [0 \quad \omega_f] \\ \hat{Y}_h^a(j\omega)\ \text{پایدار باشد} & \\ \hat{Y}_h^a(j\omega)\ \text{پسیو باشد} & \end{cases} \tag{5}$$

در معادله (5)، $\mathcal{A}(\omega_f)$ ضریب یاری‌گری سیستم کنترلی می‌باشد که توسط معادله (6) محاسبه می‌گردد.

$$\mathcal{A}(\omega_f) = \frac{1}{\omega_f}\int_0^{\omega_f} \frac{|\hat{Y}_h^a(j\omega)| - |\hat{Y}_h^u(j\omega)|}{|\hat{Y}_h^u(j\omega)|} d\omega \tag{6}$$

ضریب $\mathcal{A}(\omega_f)$، میانگین افزایش نسبی بهره ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شده را در مقایسه با سیستم یاری نشده نشان می‌دهد. میانگین‌گیری در بازه فرکانسی $\omega \in [0, \omega_f]$ انجام می‌شود که عمل یاری‌گری در آن بازه صورت می‌گیرد.

قید اول در معادله (5)، قید یاری‌گری نقطه‌ای نامیده شده و تضمین می‌کند که در تک‌تک فرکانس‌های واقع در محدوده مورد نظر، عمل یاری‌گری انجام شده و مقاومتی در مقابل حرکات کاربر ایجاد نشود. ضریب یاری‌گری نقطه‌ای توسط معادله (6) محاسبه می‌شود.

$$\mathcal{PA}(\omega) = \frac{|\hat{Y}_h^a(j\omega)| - |\hat{Y}_h^u(j\omega)|}{|\hat{Y}_h^u(j\omega)|} \tag{7}$$

قید دوم در (5) شرط راحتی کاربر را نشان می‌دهد که به صورت محدود کردن اختلاف فاز میان ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شده و سیستم یاری نشده بیان گردیده است. پارامتر δ بیشینه اختلاف فاز نسبی مجاز بین دو سیستم را تعیین می‌کند.

قیود سوم و چهارم تضمین کننده پایداری و پایداری کوپل سیستم یاری شده می‌باشند. در بخش (5)، و پس از استخراج مدل ریاضی سیستم، بحث بیشتری در مورد پایداری سیستم یاری شده صورت گرفته و شرایط پایداری استخراج خواهند شد.

3- ارزیابی عملی تأثیر الگوریتم یاری‌گر OFAC بر چالاکی کاربران

در این بخش، ابتدا بستر آزمایشگاهی و اجزای آن شرح داده شده و سپس آزمایش تعقیب هدف مورد استفاده برای ارزیابی تأثیر الگوریتم OFAC بر چالاکی افراد، معرفی می‌شود.

3-1- بستر آزمایش

به منظور ارزیابی تأثیر الگوریتم OFAC بر چالاکی کاربران، در مقاله حاضر از ربات فام-فیزیو [29] به عنوان یک ربات اسکلت خارجی تک مفصله استفاده شده است. همان‌طور که در "شکل 3" نشان داده شده است، بازوی ربات به‌گونه‌ای طراحی شده است که پای کاربر در بین دو قسمت آن قرار گرفته و اتصال پا و بازو توسط دو بست در طرفین محکم می‌شود.

امکان اندازه‌گیری نیروی انتقالی بین پای کاربر و بازوی ربات توسط دو حسگر نیرو در جلو و پشت پای کاربر فراهم شده است. لازم به ذکر است در پژوهش حاضر، هیچ‌گونه استفاده‌ای از این حسگرها نمی‌شود.

دو اهرم برای تنظیم موقعیت صندلی و ارتفاع موتور تعبیه شده است. بدین ترتیب امکان هم‌مرکز کردن محور دوران زانوی کاربر و بازوی ربات و در نتیجه استفاده از ربات برای افرادی با طول قد متفاوت وجود خواهد داشت.

یک صفحه نمایش نیز برای نمایش بازی‌های مختلف به منظور افزایش انگیزه کاربران و بخصوص کودکان برای انجام تمرینات فیزیوتراپی تعبیه شده است. در مقاله حاضر نیز از این صفحه نمایش برای پیاده‌سازی یک بازی ساده، به عنوان آزمایش تعقیب هدف، استفاده خواهد شد.

نیروی محرکه ربات توسط یک سروو موتور جریان متناوب ساخت شرکت دلتا با توان 1 کیلووات و سرعت دوران نامی 3000 دور در دقیقه تأمین می‌شود. یک جعبه‌دنده با نسبت 1 به 10 برای افزایش گشتاور خروجی موتور استفاده شده است.

"شکل 4"، نحوه قرارگیری کاربر بر روی ربات و اتصال پای کاربر به بازوی ربات را نشان می‌دهد.

در مقاله حاضر، از عملگر الاستیک سری فام-ال‌سی [23,22] به عنوان منبع تولید نیروی کمکی و برای پیاده‌سازی الگوریتم OFAC استفاده شده است.

همان‌طور که در "شکل 5" نشان داده شده است، در عملگر فام-ال‌سی از دو عدد فنر استفاده شده است که به دور پیچ بال‌اسکرو قرار گرفته‌اند. این دو فنر نسبت به هم به صورت موازی و نسبت به موتور عملگر و خروجی آن به صورت سری قرار گرفته‌اند. سفتی معادل دو فنر برابر 8.6 kN/m و میرایی

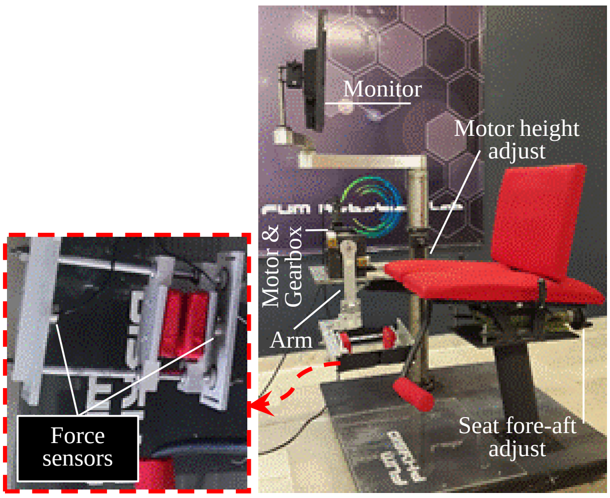

Fig. 3 FUM-Physio robot

شکل 3 ربات فام-فیزیو

Fig. 4 User on FUM-Physio robot

شکل 4 قرارگیری کاربر بر روی ربات فام-فیزیو

ساختاری معادل آن‌ها برابر 2.56 Ns/m می‌باشد.

نیروی محرکه عملگر توسط یک سروو موتور جریان متناوب ساخت شرکت دلتا با توان 200 وات و سرعت دوران نامی 3000 دور در دقیقه تأمین می‌شود.

حرکت خطی عملگر توسط یک مکانیزم بال‌اسکرو ایجاد می‌شود. از یک مکانیزم تسمه و پولی با نسبت تبدیل 2 به 1 برای انتقال حرکت موتور به بال‌اسکرو و همچنین افزایش گشتاور موتور استفاده شده است.

یک انکودر خطی مغناطیسی، یا به اختصار MLI، میزان فشردگی فنرها، x_s را اندازه‌گیری می‌کند. دوران موتور عملگر، θ_m، توسط انکودر افزایشی موجود در آن اندازه‌گیری می‌شود.

بنابراین، تغییر طول عملگر را می‌توان توسط معادله (8) محاسبه کرد که در آن l_b طول گام بال‌اسکرو و x_m جابجایی مهره بال‌اسکرو می‌باشد.

$$x_h = x_s + x_m = x_s + \frac{l_b}{2\pi}\,\theta_m \tag{8}$$

با توجه به طراحی ساختمان عملگر، بیشینه کورس حرکتی آن برابر 0.1 متر می‌باشد. همچنین، با توجه به سرعت نامی دوران موتور، طول گام بال‌اسکرو و نسبت تبدیل تسمه و پولی، بیشینه سرعت حرکت خطی عملگر برابر 0.125 متر بر ثانیه می‌باشد.

برای محاسبه سیگنال $\dot{x}_h$ از یک مشاهده‌گر بهره بالا برای تعیین نرخ تغییرات سیگنال x_h استفاده شده است که ساختار آن در معادله (9) آورده شده است [35].

$$\begin{cases} \dot{\hat{x}}_1 = \hat{x}_2 + (\gamma/\varepsilon)(x_1 - \hat{x}_1) \\ \dot{\hat{x}}_2 = (\gamma/\varepsilon^2)(x_1 - \hat{x}_1) \\ x_1 = x_h \end{cases} \tag{9}$$

در معادله (9)، $\hat{x}_1$ و $\hat{x}_2$ متغیرهای حالت مشاهده‌گر بوده و $\hat{x}_2$ تخمینی از نرخ تغییر سیگنال ورودی، یا همان $\dot{x}_h$، می‌باشد. همچنین، γ و ε دو ضریب ثابت هستند که رفتار گذرای مشاهده‌گر را تعیین می‌کنند.

"شکل 6" نحوه اتصال عملگر الاستیک سری فام-ال‌سی به ربات فام-فیزیو را نشان می‌دهد.

از یک کارت انتقال داده با نام TSP MDI، ساخت شرکت تراشه سیستم پیشرو، برای تبادل اطلاعات بین کامپیوتر، درایو سروو موتورها و خط‌کش مغناطیسی استفاده شده است. این کارت، دریافت و ارسال 8 داده آنالوگ، 8 داده دیجیتال و شمارش پالس 8 عدد انکودر را به صورت همزمان و با فرکانس 1 کیلوهرتز انجام می‌دهد. ارتباط کارت با کامپیوتر از طریق درگاه شبکه و با استفاده از پروتکل UDP صورت می‌گیرد. سازندگان این کارت، امکان استفاده از آن در محیط‌های بلادرنگ در نرم‌افزار متلب یعنی محیط

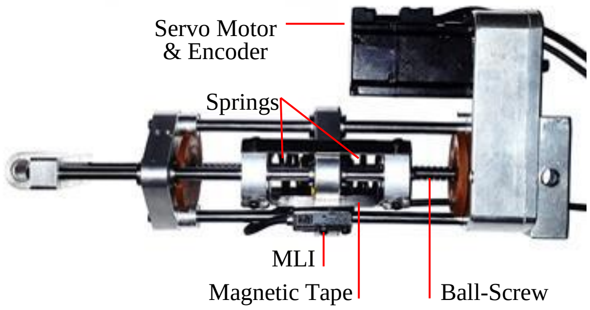

Fig. 5 FUM-LSEA series elastic actuator

شکل 5 عملگر الاستیک سری فام-ال‌سی

Fig. 6 FUM-Physio with FUM-LSEA as supplementary force source

شکل 6 ربات فام-فیزیو به همراه عملگر فام-ال‌سی به عنوان منبع نیروی کمکی

سیمولینک دسکتاپ ریل‌تایم و سیمولینک ریل‌تایم را فراهم آورده‌اند.با توجه به حجم محاسبات پایین در الگوریتم OFAC، در این مقاله از محیط سیمولینک دسکتاپ ریل‌تایم استفاده شده است. "شکل 7"، یک نمای کلی از معماری کنترلی بستر آزمایش را نشان می‌دهد.

3-2- روش آزمایش

در این مقاله یک آزمایش تعقیب هدف برای ارزیابی چالاکی کاربران طراحی شده است. در این آزمایش زاویه مطلوب زانوی کاربر به صورت یک نشانگر و زاویه واقعی آن به صورت یک نشانگر دیگر بر روی صفحه نمایش مقابل کاربر نشان داده شده است. یک حرکت دلخواه برای زاویه مطلوب زانو در نظر گرفته شده است. کاربر باید پای خود را به‌گونه‌ای حرکت دهد که نشانگر زاویه واقعی، نشانگر زاویه مطلوب را با کمترین خطا تعقیب کند. همان‌طور که در "شکل 8" نشان داده شده است، برای طراحی نشانگرهای این آزمایش از المان‌های گیج خطی موجود در کتابخانه داشبورد در محیط سیمولینک استفاده شده است.

در "شکل 8"، نشانگر سمت راست که با نام Theta_hd مشخص شده است، زاویه مطلوب پا را مشخص می‌کند. نشانگر سمت چپ نیز که با نام Theta_h مشخص شده است، زاویه واقعی پای کاربر را نشان می‌دهد. کاربر باید پای خود را به‌گونه‌ای حرکت بدهد که نشانگر سمت چپ به خوبی نشانگر سمت راست را تعقیب نماید. هرچه عمل تعقیب بهتر صورت بگیرد، کاربر امتیاز بیشتری کسب خواهد کرد. آزمایش تعقیب مسیر در دو مرحله یاری نشده و یاری شده صورت گرفته و امتیاز کسب شده توسط کاربر در دو مرحله باهم مقایسه می‌شوند.

در حالت یاری شده، عملگر فام-ال‌سی به عنوان منبع نیروی کمکی به

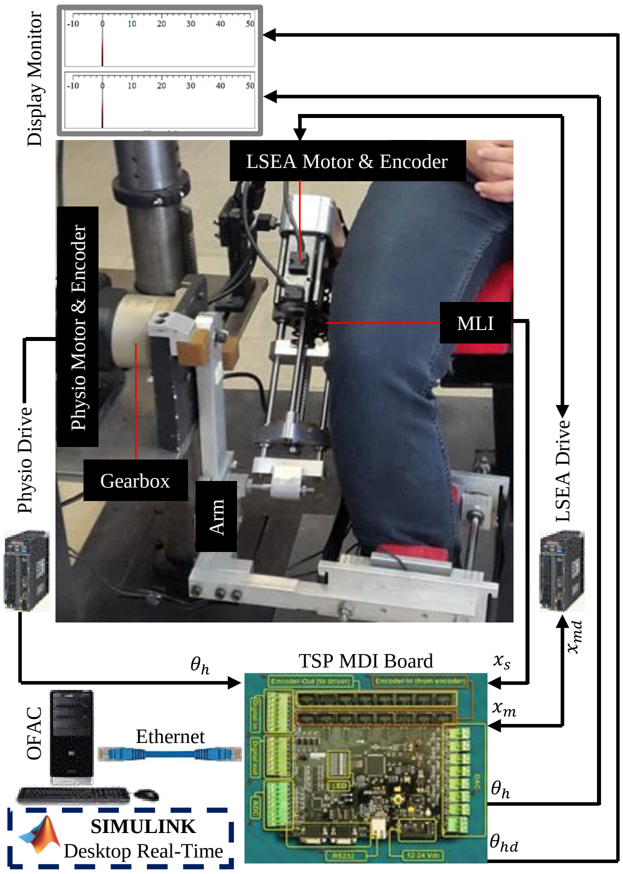

Fig. 7 Control architecture of the test bed

شکل 7 معماری کنترلی بستر آزمایش

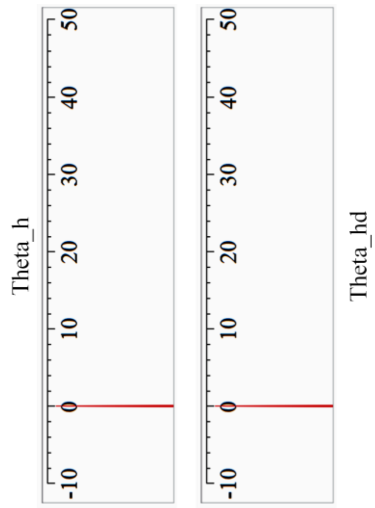

Fig. 8 Indicators of actual and desired knee angles

شکل 8 نشانگرهای زاویه مطلوب و واقعی زانو

ربات متصل شده، الگوریتم OFAC پیاده‌سازی می‌شود و کاربر مجموعه پای خود و بازوی ربات را با کمک عملگر به حرکت درمی‌آورد. در حالت یاری نشده، عملگر الاستیک از ربات جدا شده و کاربر مجموعه پای خود و بازوی ربات را بدون کمک خارجی به حرکت درمی‌آورد. لازم به ذکر است که در هر دو مرحله هیچ گشتاوری از سوی موتور ربات فام-فیزیو اعمال نمی‌شود و تنها از انکودر آن برای اندازه‌گیری زاویه واقعی زانو استفاده می‌شود.

در هر مرحله از کاربر خواسته شده است که پیش از ثبت امتیاز، آزمایش مذکور را برای 10 مرتبه تکرار کند تا به اندازه کافی با امپدانس مجموعه آشنا شود. پس از آن آزمایش به تعداد 10 مرتبه تکرار شده و امتیازات ثبت می‌گردد. امتیاز کاربر توسط معادله (10) و به صورت وارون انتگرال قدر مطلق خطای بین زاویه مطلوب θ_{hd}، و زاویه واقعی زانوی کاربر، θ_h، محاسبه می‌شود. در معادله (10)، t_f بیانگر زمان کل آزمایش می‌باشد.

$$S = \frac{1000}{\frac{180}{\pi}\int_0^{t_f}|\theta_{hd}(t)-\theta_h(t)|\,dt} \qquad (10)$$

در معادله (10) زوایا برحسب رادیان بوده و ضریب 1000 صرفاً به عنوان یک مقیاس در نظر گرفته شده است.

4- مدل‌سازی

با فرض اتصال صلب میان پای کاربر و بازوی ربات و با فرض انطباق کامل محورهای دوران، می‌توان مجموعه یاری نشده را به صورت یک پاندول فیزیکی در نظر گرفت. با توجه به "شکل 4"، معادله حرکت سیستم یاری نشده را می‌توان به راحتی و به صورت معادله (11) استخراج کرد. لازم به ذکر است که معادله (11) به ازای زوایای دوران کوچک محاسبه شده است.

$$\tau_h^u = I_h\ddot{\theta}_h + B_h\dot{\theta}_h + m_h g L_{gh}\theta_h \qquad (11)$$

در معادله (11)، m_h و I_h به ترتیب جرم و ممان اینرسی مجموعه پای کاربر و بازوی ربات بوده و B_h بیانگر میرایی موجود در مفاصل دوران زانوی کاربر و بازوی ربات می‌باشد. همچنین، L_{gh} فاصله مرکز جرم مجموعه از محور دوران می‌باشد. با تعریف $K_h = m_h g L_{gh}$، ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری نشده توسط معادله (12) قابل محاسبه می‌باشد.

$$\hat{Y}_h^u = \frac{1}{I_h s^2 + B_h s + K_h} \qquad (12)$$

در حالت یاری شده، یک نیروی کمکی در راستای طولی عملگر الاستیک به مجموعه اعمال می‌گردد. تأثیر این نیرو به صورت یک گشتاور کمکی در معادله حرکت پای کاربر و بازوی ربات دیده خواهد شد. با توجه به "شکل 9" و با فرض کوچک بودن زوایای دوران، معادله حرکت مجموعه یاری شده را می‌توان به صورت معادله (13) استخراج کرد.

$$\begin{aligned}\tau_h^a &= I_h\ddot{\theta}_h + B_h\dot{\theta}_h + m_h g L_{gh}\theta_h - F_e d_1 \sin(\theta_{s0}) \\ &= I_h\ddot{\theta}_h + B_h\dot{\theta}_h + K_h\theta_h - \vartheta F_e\end{aligned} \qquad (13)$$

که در آن،

$$\vartheta = \frac{d_1 d_2}{\sqrt{d_1^2 + d_2^2}} \qquad (14)$$

همان‌طور که در "شکل 9" نشان داده شده است، θ_s زاویه میان راستای طولی عملگر الاستیک و بردار $\hat{\imath}$ بوده و θ_{s0} مقدار این زاویه در حالت دوران صفر بازوی ربات، یعنی $\theta_h = 0$، می‌باشد. پارامترهای d_1 و d_2 فواصل محل نصب عملگر الاستیک بر روی بازو و بدنه ربات را نسبت به محور دوران مشخص می‌کنند. نیروی اعمالی از طرف عملگر الاستیک، F_e، مطابق معادله (15) و با توجه به میزان جابجایی مهره بال‌اسکرو و تغییر طول عملگر الاستیک محاسبه می‌شود.

$$F_e = B_s(\dot{x}_m - \dot{x}_h) + K_s(x_m - x_h) \qquad (15)$$

با فرض کوچک بودن زوایای دوران، می‌توان رابطه میان تغییر طول عملگر الاستیک و زاویه دوران بازوی ربات را به صورت معادله (16) محاسبه کرد.

در معادله (16)، $\hat{\imath}$ و $\hat{\jmath}$ بردارهای یکه دستگاه مختصات بوده و بردار $\vec{L}$ راستای طول عملگر را مشخص می‌کند.

در معادله (16)، بردار $\vec{L}_0$ بیانگر بردار $\vec{L}$ به ازای $\theta_h = 0$ بوده و $\hat{L}_0$

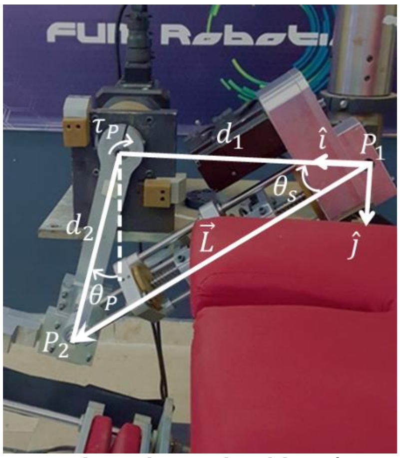

Fig. 9 Parameters used in mathematical modeling of FUM-Physio robot

شکل 9 پارامترهای مورد استفاده در مدل‌سازی ریاضی ربات فام-فیزیو

نشان‌دهنده بردار یکه در راستای بردار $\vec{L}_0$ می‌باشد. این پارامترها در "شکل 9" نشان داده شده‌اند.

$$\begin{aligned}
&\vec{L} \cong (d_1 + d_2\theta_P)\hat{\imath} + d_2\hat{\jmath}\\
&\vec{L}_0 = d_1\hat{\imath} + d_2\hat{\jmath}\\
&\hat{L}_0 = \frac{d_1}{\sqrt{d_1^2 + d_2^2}}\hat{\imath} + \frac{d_2}{\sqrt{d_1^2 + d_2^2}}\hat{\jmath}\\
&\overrightarrow{\Delta L} = \vec{L} - \vec{L}_0 \cong d_2\theta_h\hat{\imath}\\
&x_h \cong \overrightarrow{\Delta L} \cdot \hat{L}_0 \cong \frac{d_1 d_2}{\sqrt{d_1^2 + d_2^2}}\theta_h \cong \vartheta\theta_h
\end{aligned} \tag{16}$$

با ترکیب معادلات (13)، (15) و (16) می‌توان معادله حرکت خطی شده مجموعه ربات و پای کاربر را به صورت معادله (17) محاسبه کرد.

$$\begin{aligned}
\tau_h^a = I_h\ddot{\theta}_h + (B_h + \vartheta^2 B_s)\,\dot{\theta}_h + (K_h + \vartheta^2 K_s)\theta_h\\
- \vartheta B_s\dot{x}_m - \vartheta K_s x_m
\end{aligned} \tag{17}$$

براساس معادله (17) و با در نظر گرفتن معادله (2)، الگوریتم OFAC، موقعیت موتور عملگر الاستیک را مطابق معادله (18) تنظیم می‌کند.

$$x_m = \alpha x_h + \beta\dot{x}_h = \alpha\vartheta\theta_h + \beta\vartheta\dot{\theta}_h \tag{18}$$

با تعریف $B_s' = \vartheta^2 B_s$ و $K_s' = \vartheta^2 K_s$، ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شده مطابق معادله (19) خواهد بود.

$$\hat{Y}_h^a = \frac{1}{I_h^a s^2 + B_h^a s + K_h^a} \tag{19}$$

که در آن،

$$\begin{cases}
I_h^a = I_h - \beta B_s'\\
B_h^a = B_h - \beta K_s' - (\alpha - 1)B_s'\\
K_h^a = K_h - (\alpha - 1)K_s'
\end{cases} \tag{20}$$

5- تحلیل پایداری

با توجه به معادله (19) و با استفاده از معیار پایداری روث-هورویتز، شرایط پایداری سیستم یاری شده را می‌توان به راحتی و به صورت حد بالا برای پارامترهای کنترلی α و β تعیین کرد. با تشکیل جدول روث-هورویتز برای تابع تبدیل (19)، شرایط پایداری به راحتی و به صورت رابطه (21) استخراج می‌شوند.

$$\begin{cases}
K_h^a \geq 0 \Rightarrow \alpha \leq 1 + \dfrac{K_h}{K_s'}\\
B_h^a \geq 0 \Rightarrow \beta \leq \dfrac{B_h - B_s'(\alpha - 1)}{K_s'}\\
I_h^a \geq 0 \Rightarrow \beta \leq \dfrac{I_h}{B_s'}
\end{cases} \tag{21}$$

سه شرط رابطه (21) را می‌توان به صورت دو شرط رابطه (22) خلاصه سازی کرد.

$$\begin{cases}
\alpha \leq 1 + \dfrac{K_h}{K_s'}\\
\beta \leq \min\left\{\dfrac{B_h - B_s'(\alpha - 1)}{K_s'}, \dfrac{I_h}{B_s'}\right\}
\end{cases} \tag{22}$$

برای سیستم‌هایی که در تماس با محیط خارجی قرار می‌گیرند، پایداری کوپل سیستم و محیط نیز باید بررسی شود. بر طبق آنچه در مرجع [36] آورده شده است، اگر یک سیستم خطی غیرمتغیر با زمان در تماس با محیطی با بدترین شرایط پایدار بماند، در تماس با هر محیط غیرفعالی پایدار خواهد بود. چنین محیطی تنها متشکل از جرم و یا فنر بوده و دقیقا ±90 درجه به فاز سیستم اضافه می‌کند.

در مورد یک سیستم یک درجه آزادی، اتصال به چنین محیطی معادل افزایش جرم و یا سفتی سیستم می‌باشد. با توجه معادله (22)، افزایش جرم و سفتی سیستم یاری شده، تنها حد بالای محدوده مجاز انتخاب پارامترهای کنترلی را افزایش می‌دهد. بنابراین، معادله (22) شرایط لازم و کافی برای پایداری و پایداری کوپل سیستم یاری شده ارائه می‌دهد.

در نهایت با در اختیار داشتن معادلات ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شده و یاری نشده در کنار شرایط پایداری و پایداری کوپل سیستم یاری شده، ضرایب بهینه کنترلی از حل معادله (23) حاصل می‌شوند.

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

$$\text{قیود:}\begin{cases}
\mathcal{PA}(\omega) \geq 0 & \forall\omega \in [0 \quad \omega_f]\\
\left|\dfrac{\angle\hat{Y}_h^a(j\omega) - \angle\hat{Y}_h^u(j\omega)}{\angle\hat{Y}_h^u(j\omega)}\right| \leq \delta & \forall\omega \in [0 \quad \omega_f]\\
\alpha \leq 1 + \dfrac{K_h}{K_{s'}}\\
\beta \leq \min\left\{\dfrac{B_h - B_s^{'}(\alpha - 1)}{K_s^{'}}, \dfrac{I_h}{B_s^{'}}\right\}
\end{cases} \tag{23}$$

6- انجام آزمایش‌ها و تحلیل نتایج

با انجام ترکیبی از اندازه‌گیری‌ها و فرآیندهای شناسایی سیستم، پارامترهای سینماتیکی و دینامیکی مجموعه بازوی ربات، پای کاربر و عملگر الاستیک سری فام-ال‌سی مطابق جدول 1 محاسبه شده‌اند. جدول 1 همچنین واحد فیزیکی پارامترها و مقادیر در نظر گرفته شده برای پارامترهای دلخواه δ و ω_f را نشان می‌دهد. با استفاده از پارامترهای جدول 1 و انجام بهینه‌سازی معادله (23)، ضرایب بهینه کنترلی برابر $\alpha = 1.02$ و $\beta = 0.006$ و ضریب یاری‌گری سیستم برابر $\mathcal{A}(\omega_f) = 0.33$ به‌دست می‌آید.

جدول 1 پارامترهای سینماتیکی و دینامیکی سیستم

Table 1 Kinematic and dynamic parameters of the system

پارامتر	واحد	مقدار
I_h	kgm^2	0.81
B_h	Nms/rad	4.72
K_h	Nm	23.35
δ	–	0.20
ω_f	rad/s	10
B_s	Ns/m	2.56
K_s	N/m	8600
d_1	m	0.29
d_2	m	0.23
l_b	m	0.005
ϑ	m	0.18

برای ارزیابی عملکرد کنترل یاری‌گر OFAC، ابتدا عملگر الاستیک از مجموعه جدا شده و از کاربر خواسته شده است که پس از انجام 10 تمرین مقدماتی برای آشنایی با ادمیتانس سیستم یاری نشده، 10 مرتبه نیز آزمایش را برای ثبت امتیازات تکرار کند. فلوچارت انجام آزمایش در حالت یاری نشده در "شکل 10" آورده شده است. "شکل 11"، نمودار زاویه مطلوب و واقعی زانوی کاربر را در حالت یاری نشده مقایسه می‌کند. ناحیه سایه خورده در اطراف نمودار واقعی، پراکندگی زاویه واقعی زانوی کاربر را در طی 10 آزمایش مشخص می‌کند. امتیازات کسب شده توسط کاربر با استفاده از معادله (10) محاسبه شده و در جدول 2 آورده شده‌اند.

در مرحله دوم، عملگر الاستیک به مجموعه متصل شده و الگوریتم OFAC با ضرایب بهینه، یعنی $\alpha = 1.02$ و $\beta = 0.006$، پیاده‌سازی شده است. مجدداً از کاربر خواسته شده است که پس از انجام تمرینات مقدماتی، 10 مرتبه آزمایش را برای ثبت امتیازات تکرار کند. فلوچارت انجام آزمایش در حالت یاری شده در "شکل 12" نشان داده شده است. "شکل 13"، نمودار زاویه مطلوب و واقعی زانوی کاربر را در حالت یاری شده مقایسه می‌کند.

با توجه به "شکل 1" و معادله (2)، الگوریتم OFAC جابجایی عملگر

Flowchart of the unassisted target following experiment

Detach FUM-LSEA from FUM-Physio

Adjust seat to coincide rotation axes of user knee and robot arm

Secure user leg to robot arm using side straps

Turn on the motor drives

Run real-time code without OFAC algorithm in MATLAB

- Generate desired knee trajectory
- Measure actual knee angles by encoder of FUM-Physio
- Display indicators of actual and desired knee angles to user

Unassisted leg motions to follow indicator of desired angle

Calculate user score(10): $S = \frac{1000}{\frac{180}{\pi}\int_0^{t_f}|\theta_{hd}(t)-\theta_h(t)|dt}$

Fig. 10 Flowchart of the unassisted target following experiment

شکل 10 فلوچارت آزمایش تعقیب هدف در حالت یاری نشده

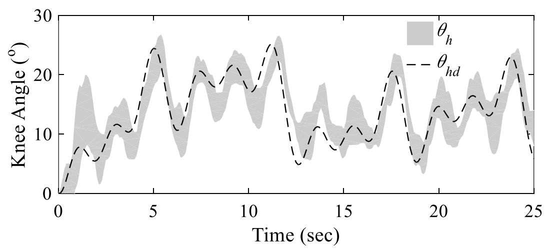

Fig. 11 Time history of the desired knee angle along with distribution of the actual knee angles during the 10 unassisted experiments

شکل 11 نمودار زاویه مطلوب زانو در کنار پراکندگی زاویه واقعی زانو در طی 10 آزمایش در حالت یاری نشده

Flowchart of the assisted target following experiment

Attach FUM-LSEA to FUM-Physio

Adjust seat to coincide rotation axes of user knee and robot arm

Secure user leg to robot arm using side straps

Turn on the motor drives

Run real-time code with OFAC algorithm in MATLAB

- Generate desired knee trajectory
- Measure actual knee angles by encoder of FUM-Physio
- Display indicators of actual and desired knee angles to user
- Measure spring deflections by magnetic linear encoder: x_s
- Measure position of FUM-LSEA motor by its encoder: x_m
- Calculate length changes of FUM-LSEA(8): $x_h = x_s + x_m$
- Calculate rate of length changes of FUM-LSEA by high gain observer(9): $\dot{x}_h$
- Set desired position of actuator motor(2): $x_{md} = \alpha x_h + \beta \dot{x}_h$
- Apply assistive forces through deflection of spring

Assisted leg motions to follow indicator of desired angle

Calculate user score(10): $S = \frac{1000}{\frac{180}{\pi}\int_0^{t_f}|\theta_{hd}(t)-\theta_h(t)|dt}$

Fig. 12 Flowchart of the assisted target following experiment

شکل 12 فلوچارت آزمایش تعقیب هدف در حالت یاری شده

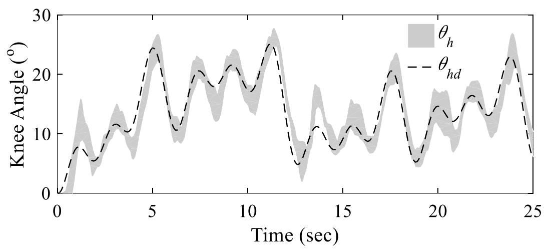

Fig. 13 Time history of the desired knee angle along with distribution of the actual knee angles during the 10 assisted experiments

شکل 13 نمودار زاویه مطلوب زانو در کنار پراکندگی زاویه واقعی زانو در طی 10 آزمایش در حالت یاری شده

جدول 2 امتیازات کسب شده توسط کاربر

Table 2 User's scores

شماره آزمایش	امتیازات کسب شده	
	یاری نشده	یاری شده
1	18.23	21.17
2	19.04	23.80
3	17.82	24.19
4	16.94	21.51
5	17.60	22.23
6	18.68	22.75
7	17.43	22.55
8	18.11	21.96
9	18.49	22.96
10	18.80	20.15
میانگین	18.11	22.33
انحراف معیار	0.67	1.21

فام-ال‌سی را، به عنوان ورودی کنترلی به سیستم یاری شده، تعیین می‌کند. جابجایی عملگر و سرعت حرکت خطی آن در طی آزمایش‌های یاری شده، به ترتیب در "شکل 14 و 15" نشان داده شده‌اند. همان‌طور که مشاهده می‌شود، در تمامی آزمایش‌ها میزان جابجایی عملگر فام-ال‌سی و سرعت حرکت خطی آن، به عنوان سیگنال کنترلی و نرخ تغییرات آن، در محدوده مجاز و قابل اعمال توسط عملگر قرار دارند.

جدول 2، امتیازات کسب شده توسط کاربر را دو حالت یاری شده و یاری نشده به همراه میانگین و انحراف معیار امتیازات کسب شده نشان می‌دهد. میانگین امتیازات کسب شده در حالت یاری شده به وضوح بالاتر از امتیازات کسب شده در حالت یاری نشده می‌باشد. برای بررسی بهتر، نمودار احتمال نرمال بودن برای امتیازات در "شکل 16" ترسیم شده است. با توجه به "شکل 16"، می‌توان توزیع امتیازات را با تقریب بسیار خوبی به صورت یک توزیع نرمال در نظر گرفت و از آزمون t برای مقایسه میانگین امتیازات استفاده کرد. توزیع نرمال امتیازات در حالت یاری شده و یاری نشده در "شکل 17" ترسیم شده است.

همان‌طور که در "شکل 17" مشاهده می‌شود، توزیع امتیازات در حالت

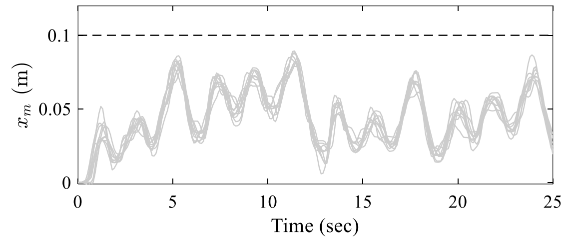

Fig. 14 Time history of the displacement of FUM-LSEA during the 10 assisted experiments. The horizontal dashed line represents the maximum possible displacement of the actuator

شکل 14 جابجایی عملگر فام-ال‌سی در طی 10 آزمایش در حالت یاری شده. خط-چین افقی نشان دهنده بیشینه جابجایی ممکن برای عملگر می‌باشد.

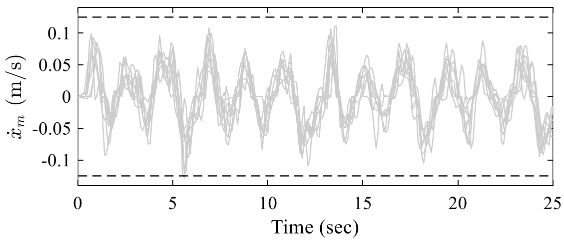

Fig. 15 Time history of the linear velocity of FUM-LSEA during the 10 assisted experiments. The horizontal dashed line represents the maximum possible velocity of the actuator.

شکل 15 سرعت حرکت خطی عملگر فام-ال‌سی در طی 10 آزمایش در حالت یاری شده. خط‌چین افقی نشان دهنده بیشینه سرعت ممکن برای عملگر می‌باشد.

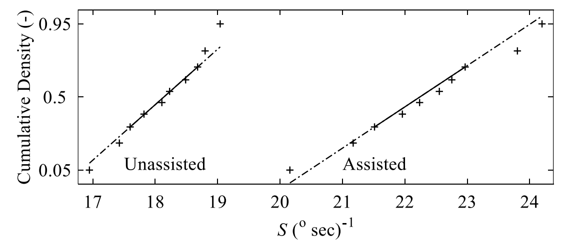

Fig. 16 Normal probability plots of the scores

شکل 16 نمودار احتمال نرمال بودن امتیازات

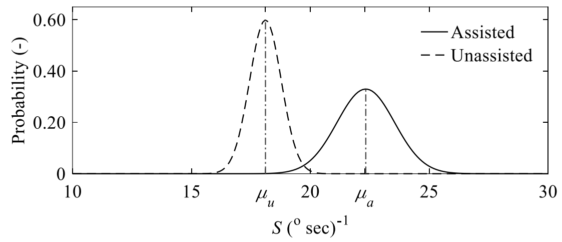

Fig. 17 Fitting normal distributions to the scores. The vertical lines represent the average scores in each case.

شکل 17 برازش توزیع نرمال بر امتیازات. خطوط عمودی نشان‌دهنده میانگین امتیازات کسب شده در هر حالت می‌باشد.

یاری شده به‌طور محسوسی به سمت امتیازات بیشتر متمایل شده است. برای مقایسه بهتر میانگین امتیازات، یک آزمون فرض به صورت معادله (24) طراحی شده است که در آن μ_a و μ_u به ترتیب میانگین امتیازات در حالت یاری شده و نشده می‌باشند. H_0 فرض صفر و بیانگر برابر بودن میانگین امتیازات در دو حالت می‌باشد. H_1 نیز فرض خلاف بوده و بیانگر بیشتر بودن میانگین امتیازات در حالت یاری شده می‌باشد. با توجه به "شکل 16" و اختلاف زیاد در شیب نمودارها، باید از آزمون t دو نمونه مستقل با فرض عدم تساوی انحراف معیارها استفاده کرد [37]. با استفاده از نرم‌افزار آماری مینی‌تب و داده‌های جدول 2، مقدار P-Value برای آزمون ذکر شده در معادله (24)، کمتر از 0.001 تخمین زده می‌شود. در این آزمون، سطح اطمینان برابر 95 درصد در نظر گرفته شده و مقدار متغیر t برابر 9.66 بدست آمده است. همچنین با سطح اطمینان 95 درصد، حد پایین اختلاف بین میانگین امتیازات در دو حالت یاری شده و یاری نشده برابر 3.445 امتیاز تخمین زده می‌شود این بدان معناست که با سطح اطمینان 95 درصد، می‌توان ادعا کرد که میانگین امتیازات در حالت یاری شده حداقل 3.445 امتیاز بیشتر از حالت یاری نشده می‌باشد. مقدار بسیار کوچک P-Value بیانگر آن است که شواهد بسیار قوی برای رد فرض صفر و پذیرش فرض خلاف وجود دارد. در واقع نتایج آزمون فرض تأیید می‌کند که میانگین امتیازات در حالت یاری شده به وضوح بیشتر از حالت یاری نشده است.

$$\begin{cases} H_0: \mu_a - \mu_u = 0 \\ H_1: \mu_a - \mu_u > 0 \end{cases} \quad (24)$$

برای مقایسه بیشتر توزیع امتیازات، نمودار جعبه‌ای امتیازات کسب شده توسط کاربر در دو حالت یاری شده و یاری نشده در "شکل 18" نشان داده شده است. نمودار جعبه‌ای ابزار مناسبی برای مقایسه دو توزیع آماری می‌باشد زیرا بطور هم‌زمان، نحوه پراکندگی، بیشینه، کمینه و میانه داده‌ها را نمایش می‌دهد. اگر فروفتگی‌های موجود بر روی جعبه مربوط به دو توزیع هم‌پوشانی نداشته باشند، می‌توان با سطح اطمینان 95 درصد ادعا کرد که مقدار میانگین دو نمونه متفاوت می‌باشد. با توجه به "شکل 18"، عدم هم‌پوشانی فروفتگی‌های موجود بر روی جعبه‌های مربوط به امتیازات کسب شده در حالت یاری شده و یاری نشده، کاملاً مشهود می‌باشد. همچنین واضح است که امتیازات کسب شده در حالت یاری شده دارای میانگین بالاتری هستند. بنابراین، با سطح اطمینان 95 درصد می‌توان ادعا کرد که میانگین امتیازات در حالت یاری شده افزایش یافته است.

بالاتر بودن امتیازات کسب شده در حالت یاری شده، به خوبی بر افزایش چالاکی کاربر در اثر پیاده‌سازی الگوریتم OFAC دلالت می‌کند.

7- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

نویسندگان مقاله حاضر به تازگی یک الگوریتم یاری‌گر برای ربات‌های اسکلت

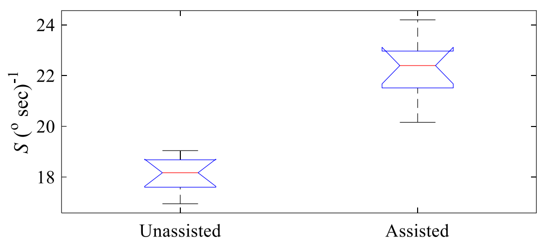

Fig. 18 Box plots of the scores

شکل 18 نمودارهای جعبه‌ای امتیازات کسب شده

خارجی با عملگرهای الاستیک سری پیشنهاد داده‌اند که در مقایسه با سایر الگوریتم‌های یاری‌گر موجود، از ویژگی‌های مناسبی برخوردار می‌باشد. الگوریتم OFAC به تعداد بسیار کمی حسگر نیاز داشته، مستقل از نیت کاربر بوده و مسئله پیچیده یاری‌رسانی را به یک مسئله بسیار ساده‌تر، یعنی کنترل موقعیت موتور عملگر الاستیک، تبدیل می‌کند. همچنین، ساختار ساده و مستقل از مدل این الگوریتم یاری‌گر، تطبیق آن به کاربران مختلف را تسهیل می‌نماید.

در این مقاله، تأثیر الگوریتم کنترلی یاری‌گر با پس‌خور خروجی (OFAC) بر افزایش چالاکی کاربران بررسی شده است. بدین منظور، کارایی کاربر در یک آزمایش ساده تعقیب هدف، در دو حالت یاری شده و یاری نشده، مورد ارزیابی قرار گرفته است. برای پیاده‌سازی عملی آزمایش تعقیب هدف، از یک ربات فیزیوتراپ زانو به عنوان یک ربات اسکلت خارجی استفاده شده است. یک عملگر الاستیک سری به عنوان منبع نیروی کمکی به ربات فیزیوتراپ متصل شده و الگوریتم OFAC بر روی آن پیاده‌سازی شده است. موقعیت زاویه‌ای مطلوب و واقعی زانو به صورت برخط توسط دو نشانگر بر روی یک صفحه نمایش به کاربر نشان داده شده و از کاربر خواسته شده است که با حرکت دادن پای خود، نشانگر واقعی را به‌گونه‌ای جابجا کند که به خوبی نشانگر مطلوب را دنبال نماید. امتیازات کسب شده توسط کاربر در دو حالت یاری شده و یاری نشده مقایسه شده است. با توجه به تأمین قسمتی از نیروی موردنیاز برای حرکت پا توسط عملگر الاستیک و الگوریتم OFAC، انتظار می‌رود تعقیب هدف در حالت یاری شده راحت‌تر بوده و امتیازات بیشتری کسب شود. مقایسه میانگین امتیازات کسب شده توسط کاربر به خوبی نشان‌دهنده افزایش امتیازات کسب شده در حالت یاری شده بوده و دلیل روشنی بر افزایش چالاکی کاربر در اثر پیاده‌سازی الگوریتم OFAC می‌باشد.

نتایج حاصل از این مقاله، علاوه بر عملکرد موفق الگوریتم OFAC، نشان دهنده تأثیر مثبت عملگرهای الاستیک سری در ساده‌سازی روش‌های کنترلی قابل استفاده در ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر می‌باشد. سادگی الگوریتم OFAC و ساختار غیر مبتنی بر مدل آن، امکان استفاده از این الگوریتم یاری‌گر را در انواع ربات‌های اسکلت خارجی یاری‌گر، که از عملگرهای الاستیک سری بهره می‌برند، فراهم می‌آورد. همچنین، تعداد اندک ضرایب کنترلی قابل تنظیم، انطابق الگوریتم OFAC به کاربران مختلف با قد و وزن‌های متفاوت را تسهیل می‌کند. اعمال الگوریتم OFAC به ربات‌های چند درجه آزادی و افزودن قابلیت تطبیق خودکار ضرایب کنترلی به الگوریتم مذکور، در پژوهش‌های آینده مورد توجه قرار خواهند گرفت.

8- فهرست علائم

$\mathcal{A}(\omega_f)$	ضریب یاری‌گری سیستم کنترلی
B_h	میرایی موجود در مفاصل دوران زانوی کاربر و بازوی ربات
B_h^a	میرایی معادل سیستم یاری شده
B_s	ضریب میرایی ساختاری المان الاستیک موجود در عملگر
d_1	فاصله افقی محل نصب عملگر فام-ال‌سی روی ربات فام-فیزیو
d_2	فاصله عمودی محل نصب عملگر فام-ال‌سی روی ربات فام-فیزیو
F_e	نیروی کمکی اعمالی از طرف عملگر الاستیک سری
g	شتاب گرانش
H_0	فرض صفر و بیانگر برابر بودن میانگین امتیازات در دو حالت
H_1	فرض خلاف و بیانگر بیشتر بودن میانگین امتیازات یاری شده
$\hat{\imath}$	بردار یکه دستگاه مختصات در راستای محور افقی
I_h	اینرسی مجموعه پای کاربر و بازوی ربات
I_h^a	اینرسی معادل سیستم یاری شده
$\hat{\jmath}$	بردار یکه دستگاه مختصات در راستای محور عمودی
K_h	فنریت معادل مجموعه پای کاربر و بازوی ربات برابر با $m_h g L_{gh}$
K_h^a	فنریت ظاهری سیستم یاری شده
K_s	ضریب فنریت ساختاری المان الاستیک موجود در عملگر
l_b	طول گام بال‌اسکرو
$\vec{L}$	بردار مشخص کننده راستای طول عملگر
$\vec{L}_0$	بردار مشخص کننده راستای طول عملگر در $\theta_h = 0$
L_{gh}	فاصله مرکز جرم مجموعه پای کاربر و بازوی ربات از محور دوران
m_h	جرم مجموعه پای کاربر و بازوی ربات
$\mathcal{PA}(\omega)$	ضریب یاری‌گری نقطه‌ای در فرکانس ω
$\mathcal{R}(s)$	بهره مسیر پس‌خور در الگوریتم OFAC
S	امتیاز کسب شده توسط کاربر
t_f	زمان کل آزمایش
$\hat{x}_1$	اولین متغیر حالت مشاهده‌گر بهره بالا
$\hat{x}_2$	دومین متغیر حالت مشاهده‌گر بهره بالا
x_h	تغییر طول عملگر الاستیک سری
$\dot{x}_h$	سرعت تغییر طول عملگر الاستیک سری
x_m	جابجایی واقعی موتور عملگر الاستیک سری
$\dot{x}_m$	سرعت جابجایی موتور عملگر الاستیک سری
x_{md}	جابجایی مطلوب موتور عملگر الاستیک سری
x_s	میزان فشردگی فنرها
$\hat{Y}_h^a(s)$	ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شده
$\angle\hat{Y}_h^a(j\omega)$	فاز ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شده در فرکانس ω
$\lvert\hat{Y}_h^a(j\omega)\rvert$	بهره ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شده در فرکانس ω
$\hat{Y}_h^u(s)$	ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری نشده
$\angle\hat{Y}_h^u(j\omega)$	فاز ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری نشده در فرکانس ω
$\lvert\hat{Y}_h^u(j\omega)\rvert$	بهره ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری نشده در فرکانس ω

علائم یونانی

α	ضریب قابل تنظیم موقعیت در الگوریتم OFAC
β	ضریب قابل تنظیم سرعت در الگوریتم OFAC
γ	ضریب ثابت تعیین کننده رفتار گذرای مشاهده‌گر بهره بالا
δ	بیشینه اختلاف فاز نسبی مجاز دو سیستم یاری شده و نشده
ε	ضریب ثابت تعیین کننده رفتار گذرای مشاهده‌گر بهره بالا
θ_h	زاویه واقعی مفصل زانو
θ_{hd}	زاویه مطلوب مفصل زانو

θ_m جابجایی زاویه‌ای موتور عملگر الاستیک

θ_s زاویه میان راستای طولی عملگر الاستیک و بردار $\hat{\imath}$

θ_{s0} زاویه میان راستای طولی عملگر الاستیک و بردار $\hat{\imath}$ در $\theta_h = 0$

μ_u میانگین امتیازات در حالت یاری نشده

μ_a میانگین امتیازات در حالت یاری شده

ϑ ضریبی تبدیل جابجایی زاویه‌ای مفصل به تغییر طول عملگر

τ_h^a گشتاور مورد نیاز برای حرکت سیستم یاری شده

τ_e گشتاور کمکی معادل با نیروی اعمالی از طرف عملگر

τ_h^u گشتاور اعمالی به سیستم یاری نشده

ω فرکانس کاری سیستم

ω_f حد بالای بازه بهینه‌سازی ضرایب کنترلی

9- مراجع

[1] T. Yan, M. Cempini, C. M. Oddo, N. Vitiello, Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons, *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 64, No. 1, pp. 120-136, 2015.

[2] H. Kazerooni, R. Steger, The Berkeley lower extremity exoskeleton, *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, Vol. 128, No. 1, pp. 14-25, 2006.

[3] C. Kopp, Exoskeletons for warriors of the future, *Defence Today*, Vol. 9, No. 2, pp. 38-40, 2011.

[4] M. M. Ataei, H. Salarieh, A. Alasty, Dynamic analysis and control system design for a lower extremity exoskeleton, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 13, No. 5, pp. 102-116, 2013. (in Persian فارسی)

[5] M. M. Ataei, H. Salarieh, A. Alasty, Adaptive impedance control of exoskeleton robot, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 13, No. 7, pp. 111-126, 2013. (in Persian فارسی)

[6] A. Esquenazi, M. Talaty, A. Packel, M. Saulino, The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury, *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, Vol. 91, No. 11, pp. 911-921, 2011.

[7] C. Hartigan, C. Kandilakis, S. Dalley, M. Clausen, E. Wilson, S. Morrison, S. Etheridge, R. Farris, Mobility outcomes following five training sessions with a powered exoskeleton, *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, Vol. 21, No. 2, pp. 93-99, 2015.

[8] M. Yazdanzad, A. Khosravi, R. Ghaderi, P. Sarhadi, Combined neural network feedforward and RISE feedback control structure for a 5 DOF Upper-limb exoskeleton robot with asymptotic tracking, *Journal of Advances in Computer Research*, Vol. 6, No. 1, pp. 47-62, 2015. (in Persian فارسی)

[9] H. Kawamoto, Y. Sankai, Power assist system HAL-3 for gait disorder person, *Proceedings of the 8th International Conference on Computers helping people with special needs*, Linz, Austria, 15-20 July, pp. 19-29, 2002.

[10] K. Kong, D. Jeon, Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 11, No. 4, pp. 428-432, 2006.

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

[12] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse, S. H. Collins, The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking, *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA'04*, New Orleans, LA, USA, 26 April-1 May, pp. 2430-2435, 2004.

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

[14] F. Giovacchini, F. Vannetti, M. Fantozzi, M. Cempini, M. Cortese, A. Parri, T. Yan, D. Lefeber, N. Vitiello, A light-weight active orthosis for hip movement assistance, *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 73, No.1, pp. 123-134, 2015.

[15] K. Kiguchi, Y. Hayashi, An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*, Vol. 42, No. 4, pp. 1064-1071, 2012.

[16] H. Kawamoto, S. Lee, S. Kanbe, Y. Sankai, Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller, *Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics Washington*, DC, USA, 8 Oct., pp. 1648-1653, 2003.

[17] G. Aguirre-Ollinger, J. E. Colgate, M. A. Peshkin, A. Goswami, Active-impedance control of a lower-limb assistive exoskeleton, *Proceedings of IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, Netherlands, 13-15 June, pp. 188-195, 2007.

[18] G. Aguirre-Ollinger, J. E. Colgate, M. A. Peshkin, A. Goswami, Design of an active one-degree-of-freedom lower-limb exoskeleton with inertia compensation, *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 30, No. 4, pp. 486-499, 2011.

[19] G. Aguirre-Ollinger, J. E. Colgate, M. A. Peshkin, A. Goswami, Inertia compensation control of a one-degree-of-freedom exoskeleton for lower-limb assistance: Initial experiments, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 20, No. 1, pp. 68-77, 2012.

[20] R. Ronsse, T. Lenzi, N. Vitiello, B. Koopman, E. van Asseldonk, S. M. M. De Rossi, J. van den Kieboom, H. van der Kooij, M. C. Carrozza, A. J. Ijspeert, Oscillator-based assistance of cyclical movements: model-based and model-free approaches, *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 49, No. 10, pp. 1173, 2011.

[21] G. Aguirre-Ollinger, 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*, Vol. 229, No. 1, pp. 52-68, 2015.

[22] K. Kamali, A. A. Akbari, A. Akbarzadeh, Trajectory generation and control of a knee exoskeleton based on dynamic movement primitives for sit-to-stand assistance, *Advanced Robotics*, Vol. 30, No. 13, pp. 846-860, 2016.

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

[24] S. Oh, K. Kong, Y. Hori, Design and analysis of force-sensor-less power-assist control, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 61, No. 2, pp. 985-993, 2014.

[25] S. Oh, E. Baek, S. k. Song, S. Mohammed, D. Jeon, K. Kong, A generalized control framework of assistive controllers and its application to lower limb exoskeletons, *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 73, No. 1, pp. 68-77, 2015.

[26] K. Asad Dizavandi, H. Hosseini, Control of a robot for assisting human knee using a sliding mode RSTMC-NDO controller, *Proceedings of National Conference on New Research in Electrical Engineering*, Mazandaran, Iran, Aug., pp. 1-9, 2016. (in Persian فارسی)

[27] K. Asad Dizavandi, H. Hosseini, Control of a robot for assisting human knee using a sliding mode controller based on disturbance-robust observer, *Proceedings of 2nd International Conference on New Research in Electrical Engineering and Computer Science*, Ramsar, Iran, 13 May, pp. 1-9, 2016. (in Persian فارسی)

[28] U. Nagarajan, G. Aguirre-Ollinger, A. Goswami, Integral admittance shaping: A unified framework for active exoskeleton control, *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 75, No. 1, pp. 310-324, 2016.

[29] I. Kardan, A. Akbarzadeh, Output feedback assistive control of single-dof sea powered exoskeletons, *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 44, No. 3, pp. 275-287, 2017.

[30] I. Kardan, A. Akbarzadeh, Assistive control of a compliantly actuated single axis stage, *Proceedings of IEEE 4th International Conference on Robotics and Mechatronics (ICROM)*, Tehran, Iran, 26-28 Oct., pp. 313-318, 2016.

[31] T. Lenzi, M. C. Carrozza, S. K. Agrawal, Powered hip exoskeletons can reduce the user's hip and ankle muscle activations during walking, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 21, No. 6, pp. 938-948, 2013.

[32] K. E. Gordon, C. R. Kinnaird, D. P. Ferris, Locomotor adaptation to a soleus EMG-controlled antagonistic exoskeleton, *Journal of Neurophysiology*, Vol. 109, No. 7, pp. 1804-1814, 2013.

[33] G. Aguirre-Ollinger, J. E. Colgate, M. A. Peshkin, A. Goswami, A 1-DOF assistive exoskeleton with virtual negative damping: effects on the kinematic response of the lower limbs, *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, San Diego, CA, USA, 29 Oct.-2 Nov., pp. 1938-1944, 2007.

[34] G. Aguirre-Ollinger, J. Colgate, M. Peshkin, A. Goswami, A one-degree-of-freedom assistive exoskeleton with inertia compensation: the effects on the agility of leg swing motion, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 225, No. 3, pp. 228-245, 2011.

[35] L. K. Vasiljevic, H. K. Khalil, Differentiation with high-gain observers the presence of measurement noise, *Proceedings of IEEE 45th Conference on Decision and Control*, San Diego, CA, USA, 13-15 Dec., pp. 4717-4722, 2006.

[36] J. E. Colgate, *The Control of Dynamically Interacting Systems*, PhD Thesis, Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology, USA, 1988 .

[37] D. C. Montgomery, G. C. Runger, *Applied Statistics and Probability for Engineers*, Third Edition, pp. 337-344, New York: John Wiley & Sons, 2010.