ماهنامه علمى پژوهشى



mme.modares.ac.ir

افزایش چالاکی با استفاده از یک الگوریتم کنترلی یاری گر برای رباتهای اسکلت خارجى

اىمان كاردان¹، علىرضا اكبرزاده^{2*}

1– دانشجوی دکتری، قطب علمی رایانش نرم و پردازش هوشمند اطلاعات، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد 2- استاد، قطب علمی رایانش نرم و یردازش هوشمند اطلاعات، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد * مشهد، صندوق يستى ali_akbarzadeh@um.ac.ir،9177948974 ا

اطلاعات مقاله	چکیدہ
ا طلاعات مقاله مقاله پژوهشی کامل پذیرش: 26 تیر 1396 ارائه در سایت: 17 شهریور 1396 <i>کلید واژگان:</i> ربات اسکلت خارجی چالاکی	چحیده رباتهای اسکلت خارجی یاری گر دسته ای از رباتهای پوشیدنی هستند که در هنگام انجام حرکات مختلف، بخشی از نیروی مورد نیاز کاربر را تأمین می کنند. در نتیجه، کاربر با صرف نیروی کمتری حرکات مورد نظر را انجام خواهد داد. الگوریتمهای کنترلی مختلفی برای رباتهای اسکلت خارجی یاری گر 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 یاری گر 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 می باشد. در این مقاله، تأثیر الگوریتم کنترلی یاری گر 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 یاری گر با پس خود شده است. با تصال ی می مواند را مقاله، 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 Kardan¹, 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	ABSTRACT	
Original Research Paper Received 16 May 2017 Accepted 27 June 2017 Available Online 08 September 2017	Assistive exoskeletons are a category of wearable robots that provide a portion of the forces required b users in performing different motions. Hence, the users will be able to perform the motions with les effort. Hitherto, different control algorithms for assistive exoskeletons are proposed and their variou effects on the users' performance are evaluated. Recently, the authors of the present paper have	
Keywords: Exoskeleton robots Output feedback assistive controller Agility	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.	
	encer of the output recuback assistive controller of increasing the user's aginty.	

مى باشند كه انجام حركات مختلف و به طوركلى زندگى روزمره سال خوردگان 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 نياز عضلات، بهعنوان اولين پيشنهاد مطرح ميباشد. با توسعه و پیشرفت فن آوری های مرتبط با علم رباتیک، این علم به

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 يافته است. ضعف عضلات و درد مفاصل از عمدهترين عوارض افزايش سن

Please cite this article using:



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 دسته ای از ربات ها اطلاق می شود 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 به گونهای در هم می آمیزد که سبب افزایش هوش ماشین از یک طرف و افزایش قدرت کاربر از طرف دیگر می گردد. 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 به گونهای کنترل می شود 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 درحالی که تنها بخش کوچکی از سنگینی بار را احساس می کند. ربات هایی مانند بلیکس [2] و هالک [3] در این دسته قرار می گیرند. روش های 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 تعريف شده، مانند سيكل صحيح گام برداشتن را تكرار كرده و بيمار نيز اين 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[†] [7] در این دسته قرار می گیرند. روشهای گوناگون تعقیب مسیر مطلوب در این دسته از رباتهای اسكلت خارجي كاربرد دارند [8,1].

دسته سوم، یعنی رباتهای یاری گر، با کاهش نیروی وارده بر عضلات و مفاصل، در توان بخشی به کاربرانی مورد استفاده قرار می گیرند 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 نيروى عضلات مي توانند به افزايش توان كاربران سالم نيز كمك نمايند. نسخه سوم هال⁴ [9]، اكسپوز⁹ [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 به گونهای 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 كاسته شود. اين روشهاي كنترلي، با نام الگوريتمهاي كنترلي

یاریگر ^{۱۰} شناخته می شوند.

تاکنون الگوریتمهای یاری گر گوناگونی طراحی و پیادهسازی شدهاند. محاسبه نیروی مفاصل و ماهیچهها از طریق سیگنالهای الکترومایوگرام'' [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 ییشنهادی برای این دسته از رباتها می باشند. نوسانگرهای تطبیقی [20-23] و روشهای تخمین نیرو و گشتاور [24-27] نیز در طراحی الگوریتمهای کنترلی یاری گر 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 می باشد [28]. علاوه بر نویزپذیری بالا و آسیب پذیری در برابر نیروهای ضربهای، حس گرهای 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 الكترومايوكرام از مباحث تحقيقاتي نسبتاً جديد علوم زيست فناوري 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 (IAS¹³) 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 فركانسى موردنظر كاهش خواهد يافت.

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 یاری گر 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 OFAC¹⁵ 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 محرك سبب تغيير شكل المان الاستيك شده و از طريق همين تغيير شكل به خروجي عملكر منتقل مي شود. در مقايسه با الكوريتم IAS، الكوريتم 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 یاری ساندن به کاربر به یک مسئله بسیار سادهتر تبدیل می شود که

Berkley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEx) Human Universal Load Carrier (HULC)

ReWalk

Indego

HAL-3 EXPOS

LOPES

RoboKnee

Assistive Pelvis Orthosis (APO)

¹⁰ Assistive Control Algorithms

¹¹ Electromyogram signals 12 Intent

¹³ Integral Admittance Shaping Series Elastic Actuator (SEA)

¹⁵ Output Feedback Assistive Control

همان کنترل موقعیت محرک در عملگر الاستیک سری میباشد. بعلاوه عملكرد این الگوریتم متكى بر نرمى المان الاستیك، و نه نرمى اعضاى بدن کاربر، میباشد. کارایی الگوریتم OFAC از طریق شبیهسازیها و آزمایشهای عملي مختلف نشان داده شده است [30,29].

از روشهای گوناگونی میتوان برای ارزیابی عملکرد الگوریتمهای یاریگر استفاده كرد. هدف اصلى اين الگوريتمها كاهش 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 یاری گر 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 یاری گر استفاده شده است [28]. افزایش دامنه در نمودارهای فاز در حالت یاری شده، نشان دهنده راحت تر 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 یاری گر موفق باید توانایی جبران اینرسی را نیز داشته باشد. اثر اینرسی بیش از هر چیز در چالاکی کاربران مشاهده می شود [19]. بنابراین، برای ارزیابی عملکرد یک الگوریتم یاری گر در جبران اثر اینرسی، باید بگونهای چالاکی کاربران را بررسی کرد. تاکنون پژوهشهایی در خصوص بررسی میزان افزایش چالاکی کاربران با استفاده الگوریتمهای یاری گر مختلف مانند الگوریتمهای مبتنی بر سیگنالهای الکترومایو گرام [32]، الگوريتم كنترل امپدانس مجازى با ضرايب منفى [33] و الگوريتمهاى جبران سازی اینرسی [34] صورت گرفتهاند.

این مقاله، تأثیر الگوریتم یاری گر OFAC بر افزایش چالاکی کاربران را مورد ارزیابی قرار میدهد. الگوریتم OFAC بر روی یک ربات فیزیوتراپی خودکار زانو با نام فام-فیزیو [29] پیادہسازی شدہ است که یک عملگر الاستيک سري با نام فام⊣لسي^۲ [22, 23] به عنوان منبع نيروي کمکي به آن متصل شده است. ربات فام-فيزيو و عملگر فام-السي در آزمايشگاه 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 جمع بندی مقاله

¹ FUM-Physio

حاضر ارائه شده است.

2- معرفي مختصر الگوريتم OFAC

جزئيات الگوريتم OFAC بهطور كامل 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 می گردد.

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.

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

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 au_h^a در "شکل 1" نشان داده شده است که در آن، s متغیر لاپلاس، OFAC در ا گشتاور مورد نیاز برای حرکت سیستم یاری شده، F_e نیروی کمکی اعمالی از طرف عملگر الاستیک سری و au_e گشتاور کمکی معادل با این نیرو میباشد. و K_s و K_s به ترتیب ضریب میرایی ساختاری و ضریب فنریت المان الاستیک B_s بوده و α و β ضرایب کنترلی قابل تنظیم در الگوریتم OFAC می باشند.

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

(2) $x_{md} = \alpha x_h + \beta \dot{x}_h = \alpha \vartheta \theta_h + \beta \vartheta \dot{\theta}_h$ اگر محرک عملگر الاستیک سری به عنوان یک منبع ایدهآل موقعیت فرض شود، مي توان در هر لحظه موقعيت واقعي محرك را منطبق بر موقعيت 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،

 $\mathcal{R}(s) = (B'_s s + K'_s)(\beta s + \alpha - 1)$ (3)در معادله (3)، $B_s' = \vartheta^2 B_s$ بوده و $K_s' = \vartheta^2 K_s$ مىباشد. 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

121

شكل 1 نمودار بلوكي الگوريتم OFAC



Fig. 2 Simplified block diagram of the OFAC method OFAC شکل 2 نمودار بلوکی سادہسازی شدہ الگوریتم

راحتی و به صورت معادله (4) محاسبه نمود.

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

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

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

. کمینه
$$\frac{1}{\mathcal{A}(\omega_f)}$$

 $\sigma_{\beta} = \begin{cases} \mathcal{P}\mathcal{A}(\omega) \geq 0 & \forall \omega \in [0 \quad \omega_f] \\ \left| \frac{2\hat{Y}_h^a(j\omega) - \hat{Y}_h^u(j\omega)}{\hat{Z}_h^u(j\omega)} \right| \leq \delta \quad \forall \omega \in [0 \quad \omega_f] \\ \hat{Y}_h^a(j\omega) = 1 \\ \varphi_h^a(j\omega) = 1 \\ \varphi_h$

در معادله (5)، (A(w_f)، ضریب یاریگری سیستم کنترلی میباشد که توسط معادله (6) محاسبه میگردد.

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

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

قید اول در معادله (5)، قید یاری گری نقطه ای نامیده شده و تضمین می کند که در تک تک فرکانس های واقع در محدوده مورد نظر، عمل یاری گری انجام شده و مقاومتی در مقابل حرکات کاربر ایجاد نشود. ضریب یاری گری نقطه ای توسط معادله (6) محاسبه می شود.

$$\mathcal{P}\mathcal{A}(\omega) = \frac{\left|\hat{Y}_{h}^{a}(j\omega)\right| - \left|\hat{Y}_{h}^{u}(j\omega)\right|}{\left|\hat{Y}_{h}^{u}(j\omega)\right|} \tag{7}$$

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 یاری گر 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.

1-3– 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. همان طور که در "شکل 3" نشان داده شده است، بازوی ربات به گونه ای طراحی شده است که پای کاربر در بین دو قسمت آن قرار گرفته و اتصال پا و بازو توسط دو بست در طرفین محکم می شود.

امکان اندازه گیری 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، هیچ گونه استفادهای از این حسگرها نمی شود.

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-ال سی [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 بال اسکرو 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

ساختاري معادل أنها برابر 2.56 Ns/m ميباشد.

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 می شود.

حرکت خطی عملگر توسط یک مکانیزم بال اسکرو ایجاد میشود. از یک مکانیزم تسمه و پولی با نسبت تبدیل 2 به 1 برای انتقال حرکت موتور به بال اسکرو 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، $heta_m$ ، 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 بال|سکرو و x_m جابجایی مهره بال|سکرو 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 بال اسکرو 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 مشاهده گر بهره بالا برای تعیین نرخ تغییرات سیگنال x_h استفاده شده است که ساختار آن در معادله (9) آورده شده است [35].

$$\begin{cases} \hat{x}_{1} = \hat{x}_{2} + (\gamma/\varepsilon)(x_{1} - \hat{x}_{1}) \\ \dot{x}_{2} = (\gamma/\varepsilon^{2})(x_{1} - \hat{x}_{1}) \\ x_{1} = x_{h} \end{cases}$$
(9)

در معادله (۹)، \hat{x} و \hat{x} متغیرهای حالت مشاهده گر بوده و \hat{x}_2 تخمینی از نرخ تغییر سیگنال ورودی، یا همان \hat{x}_h میباشد. همچنین، γ و 3 دو ضریب ثابت هستند که رفتار گذرای مشاهده گر را تعیین میکنند.

"شکل 6" نحوه اتصال عملگر الاستیک سری فام⊣لسی 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 می گیرد. سازندگان این کارت، امکان استفاده از آن در محیطهای بلادرنگ در نرمافزار متلب یعنی محیط



Fig. 5 FUM-LSEA series elastic actuator

شكل 5 عملگر الاستيک 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 ریل تایم و سیمولینک ریل تایم را فراهم آوردهاند. با توجه به حجم محاسبات پایین در الگوریتم OFAC، در این مقاله از محیط سیمولینک دسکتاپ ریل تایم 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 به گونهای حرکت دهد که نشانگر زاویه واقعی، نشانگر زاویه مطلوب را با کمترین خطا تعقیب کند. همان طور 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 می کند. نشانگر سمت چپ نیز که با نام Theta_h مشخص شده است، زاویه واقعی پای کاربر را نشان می دهد. کاربر باید پای خود را به گونه ای 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 می شوند.

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 می شود 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 نمی شود و تنها از انکودر آن برای اندازه گیری زاویه واقعی زانو استفاده می شود.

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 مى گردد. امتياز كاربر توسط معادله (10) و به صورت وارون انتگرال قدر مطلق خطای بین زاویه مطلوب $heta_{ha}$ و زاویه واقعی زانوی کاربر، $heta_h$ ، محاسبه میشود. در معادله (10)، t_f بیانگر زمان کل آزمایش میباشد. 1000

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

در معادله (10) زوايا برحسب راديان بوده و ضريب 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. $\tau_h^u = I_h \ddot{\theta}_h + B_h \dot{\theta}_h + m_h g L_{gh} \theta_h$ (11)

در معادله (11)، m_h و m_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 يارى نشده توسط معادله (12) قابل محاسبه مىباشد.

$$\hat{\gamma}_{h}^{u} = \frac{1}{I_{h}s^{2} + B_{h}s + K_{h}}$$
(12)

در حالت یاری شده، یک نیروی کمکی در راستای طولی عملگر الاستیک به مجموعه اعمال می گردد. 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 مي توان به صورت معادله (13) استخراج كرد.

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

$$\vartheta = \frac{d_1 d_2}{\sqrt{d_1^2 + d_2^2}} \tag{14}$$

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

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

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

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

Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-05-20

DOR: 20.1001.1.10275940.1396.17.9.16.2



Fig. 9 Parameters used in mathematical modeling of FUM-Physio robot شکل 9 پارامترهای مورد استفاده در مدل سازی ریاضی ربات فام-فیزیو

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

$$\begin{split} \vec{L} &\cong (d_1 + d_2\theta_P)\hat{i} + d_2\hat{j} \\ \vec{L}_0 &= d_1\hat{i} + d_2\hat{j} \\ \hat{L}_0 &= \frac{d_1}{\sqrt{d_1^2 + d_2^2}}\hat{i} + \frac{d_2}{\sqrt{d_1^2 + d_2^2}}\hat{j} \\ \vec{\Delta L} &= \vec{L} - \vec{L}_0 \cong d_2\theta_h\hat{i} \\ x_h &\cong \vec{\Delta L} \cdot \hat{L}_0 \cong \frac{d_1d_2}{\sqrt{d_1^2 + d_2^2}}\theta_h \cong \vartheta\theta_h \end{split}$$
(16)
Here, where the set of the set

مجموعه ربات و پای کاربر را به صورت معادله (17) محاسبه کرد.

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

براساس معادله (17) و با در نظر گرفتن معادله (2)، الگوريتم OFAC،

موقعیت موتور عملگر الاستیک را مطابق معادله (18) تنظیم می کند. $x_m = \alpha x_h + \beta \dot{x}_h = \alpha \vartheta \theta_h + \beta \vartheta \dot{\theta}_h$ (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.

$$\hat{Y}_{h}^{a} = \frac{1}{I_{h}^{a}s^{2} + B_{h}^{a}s + K_{h}^{a}}$$
(19)

$$\sum_{k=1}^{n} \sum_{j=1}^{n} \sum_{k=1}^{n} \sum_{j=1}^{n} \sum_{k=1}^{n} \sum_{j=1}^{n} \sum_{j=1}$$

$$\begin{cases} I_{h}^{a} = I_{h} - \beta B'_{s} \\ B_{h}^{a} = B_{h} - \beta K'_{s} - (\alpha - 1)B'_{s} \\ K_{h}^{a} = K_{h} - (\alpha - 1)K'_{s} \end{cases}$$
(20)

5- تحليل پايدارى

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 می شوند.

$$\begin{cases} K_h^a \ge 0 \Rightarrow \alpha \le 1 + \frac{K_h}{K'_s} \\ B_h^a \ge 0 \Rightarrow \beta \le \frac{B_h - B'_s(\alpha - 1)}{K'_s} \\ I_h^a \ge 0 \Rightarrow \beta \le \frac{I_h}{B'_s} \end{cases}$$
(21)

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

$$\begin{cases} \alpha \le 1 + \frac{K_h}{K'_s} \\ \beta \le \min\left\{\frac{B_h - B'_s(\alpha - 1)}{K'_s}, \frac{I_h}{B'_s}\right\} \end{cases}$$
(22)

برای سیستمهایی که در تماس با محیط خارجی قرار می گیرند، 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 می کند.

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 می شوند.

6- انجام آزمایشها و تحلیل نتایج

با انجام ترکیبی از اندازه گیریها 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 γu را نشان میدهد. با استفاده از پارامترهای جدول 1 و انجام بهینهسازی معادله (23)، ضرایب بهینه کنترلی برابر 1.02 = α و β و ضریب یاری گری سیستم برابر 0.33 = (w_f) , بددست میآید.

جدول 1 پارامترهای سینماتیکی و دینامیکی سیستم

Table 1 Kinematic and dynamic parameters of the system				
مقدار	واحد	پارامتر		
0.81	kgm ²	I_h		
4.72	Nms/rad	B_h		
23.35	Nm	K_h		
0.20	-	δ		
10	rad/s	ω_f		
2.56	Ns/m	B _s		
8600	N/m	Ks		
0.29	m	d_1		
0.23	m	d_2		
0.005	m	l_b		
0.18	m	θ		



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 10 شكل 13 نمودار زاويه مطلوب زانو در كنار پراكندگی زاويه واقعی زانو در طی 16 آزمايش در حالت ياری شده

جدول 2 امتیازات کسب شدہ توسط کاربر

Table 2 User's score	S	
سب شده		
یاری شدہ	یاری نشدہ	سماره ارمایس
21.17	18.23	1
23.80	19.04	2
24.19	17.82	3
21.51	16.94	4
22.23	17.60	5
22.75	18.68	6
22.55	17.43	7
21.96	18.11	8
22.96	18.49	9
20.15	18.80	10
22.33	18.11	ميانگين
1.21	0.67	انحراف معيار

برای ارزیابی عملکرد کنترل یاری گر 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 می کند. ناحیه سایه خورده در اطراف نمودار واقعی، پراکندگی زاویه واقعی زانوی کاربر را در طی 10 آزمایش مشخص می کند. 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 $\alpha = 1.02 = \beta$, پیادهسازی شده OFAC با ضرایب بهینه، یعنی 1.02 $\alpha = 1.02 = \beta$, 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 مقایسه می کند. زاویه مطلوب و واقعی زانوی کاربر را در حالت یاری شده مقایسه می کند.

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







Fig. 11 Time history of the desired knee angle along with distribution of the actual knee angles during the 10 unassisted experiments 10 شكل 11 نمودار زاويه مطلوب زانو در كنار پراكندگی زاويه واقعی زانو در طی آزمايش در حالت ياری نشده

0.60

Probability 0.40

10

ده، تعیین می کند. ای یاری شده، به مای یاری شده، به مطور که مشاهده ال سی و سرعت 15 μ_u 20 μ_a 25 30 S ($^{\circ}$ sec)⁻¹

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 مقايسه بهتر ميانگين امتيازات، يک 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. H0 فرض صفر و بیانگر برابر بودن میانگین امتیازات در دو حالت میباشد. H_1 نیز فرض خلاف بوده و بیانگر بیشتر بودن ميانگين امتيازات در حالت ياري شده مي باشد. با توجه به "شكل 16" و اختلاف زیاد در شیب نمودارها، باید از آزمون t دو نمونه مستقل با فرض عدم تساوى انحراف معيارها استفاده كرد [37]. با استفاده از نرمافزار آماري مینی تب و دادههای جدول 2، مقدار P-Value برای آزمون ذکر شده در معادله (24)، كمتر از 0.001 تخمين زده مى شود. در اين آزمون، سطح اطمینان برابر 95 درصد در نظر گرفته شده و مقدار متغیر t برابر 9.66 بدست آمده است. همچنین با سطحح اطمینان 95 درصد، حد پایین اختلاف بین میانگین امتیازات در دو حالت یاری شده و یاری نشده برابر 3.445 امتیاز تخمين زده مي شود اين بدان معناست كه با سطح اطمينان 95 درصد، می توان ادعا کرد که میانگین امتیازات در حالت یاری شده حداقل 3.445 امتیاز بیشتر از حالت یاری نشده می باشد. 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 می کند که میانگین امتیازات در حالت یاری شده به وضوح بیشتر از حالت یاری نشده است. $(H_0: \mu_a - \mu_u = 0)$ (24) $(H_1: \mu_a - \mu_u > 0)$

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- جمع بندی و نتیجه گیری

نویسندگان مقاله حاضر به تازگی یک الگوریتم یاری گر برای رباتهای اسکلت

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 می دهد. میانگین امتیازات کسب شده در حالت یاری شده به وضوح بالاتر از امتیازات کسب شده در حالت یاری نشده می باشد. برای بررسی بهتر، نمودار احتمال نرمال بودن برای امتیازات در "شکل 16" ترسیم شده است. با توجه به "شکل 16"، می توان 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.

همان طور که در "شکل 17" مشاهده می شود، 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

- 1-



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 16 نمودار احتمال نرمال بودن امتیازات



m



شکل 18 نمودارهای جعبهای امتیازات کسب شده

خارجی با عملگرهای الاستیک سری پیشنهاد دادهاند که در مقایسه با سایر الگوریتمهای یاری گر موجود، از ویژگیهای مناسبی برخوردار میباشد. الگوريتم OFAC به تعداد بسيار كمى حسگر نياز داشته، مستقل از نيت کاربر بوده و مسئله پیچیده یاریرسانی را به یک مسئله بسیار سادهتر، یعنی كنترل موقعيت موتور عملكر الاستيك، تبديل مىكند. همچنين، ساختار ساده و مستقل از مدل این الگوریتم یاری گر، تطبیق آن به کاربران مختلف را تسهيل مينمايد.

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 فيزيوتراپ متصل شده و الگوريتم OFAC بر روى أن پيادهسازى 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 به گونهای 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 می رود تعقیب هدف در حالت یاری شده راحت تر بوده و امتیازات بیشتری کسب شود. مقایسه میانگین امتیازات کسب شده توسط کاربر به خوبی نشان دهنده افزایش امتیازات کسب شده در حالت یاری شده بوده و دلیل روشنی بر افزایش چالاکی کاربر در اثر پیادهسازی الگوریتم OFAC مىباشد.

نتايج حاصل از اين مقاله، علاوه بر عملكرد موفق الگوريتم OFAC، نشان دهنده تأثیر مثبت عملگرهای الاستیک سری در سادهسازی روشهای کنترلی قابل استفاده در رباتهای اسکلت خارجی یاریگر میباشد. سادگی الگوريتم OFAC و ساختار غير مبتنى بر مدل آن، امكان استفاده از اين الگوریتم یاری گر را در انواع رباتهای اسکلت خارجی یاری گر، که از عملگرهای الاستیک سری بهره میبرند، فراهم میآورد. همچنین، تعداد اندک ضرايب كنترلى قابل تنظيم، انطابق الگوريتم OFAC به كاربران مختلف با قد و وزنهای متفاوت را تسهیل می کند. 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

خریب یاری گری سیستم کنترلی $\mathcal{A}(\omega_f)$

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 افقى محل نصب عملگر فام-السي روى ربات فام-فيزيو
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
î	بردار یکه دستگاه مختصات در راستای محور افقی
I_h	اینرسی مجموعه پای کاربر و بازوی ربات
I_h^a	اینرسی معادل سیستم یاری شدہ
ĵ	بردار یکه دستگاه مختصات در راستای محور عمودی
K_h	فنریت معادل مجموعه پای کاربر و بازوی ربات برابر با m _h gL _{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	$ heta_h=0$ بردار مشخص کننده راستای طول عملگر در
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 <i>w</i>
$\mathcal{R}(s)$	بهره مسیر پسخور در الگوریتم OFAC
S	امتياز كسب شده توسط كاربر
t _f	زمان کل آزمایش
\hat{x}_1	اولين متغير حالت مشاهده گر بهره بالا
\hat{x}_2	دومين متغير حالت مشاهدهگر بهره بالا
x_h	تغيير طول عملگر الاستيک سري
\dot{x}_h	سرعت تغيير طول عملگر الاستيک سری
x_m	جابجايي واقعى موتور عملگر الاستيک سرى
\dot{x}_m	سرعت جابجايي موتور عملگر الاستيک سري
x_{md}	جابجايي مطلوب موتور عملگر الاستيک سري
x_s	میزان فُشردگی فنرها
$\hat{Y}_{h}^{a}(s)$	ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شدہ
$\angle \hat{Y}_h^a(j\omega)$	ω فاز ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شده در فرکانس
$ \hat{Y}_h^a(j\omega)\rangle$	ω بهره ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری شده در فرکانس
$\hat{Y}_h^u(s)$	ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری نشده
$\angle \hat{Y}_{h}^{u}(j\omega)$	ω فاز ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری نشده در فرکانس (
$ \hat{Y}_h^u(j\omega)\rangle$	ω بهره ادمیتانس انتگرالی سیستم یاری نشده در فرکانس
علائم يون	بانی
α	ص ضريب قابل تنظيم موقعيت در الگوريتم OFAC
В	مریب آبار تنظیم سرعت در الگوریتم OFAC
r V	ضب ب ثابت تعیین کننده ، فتار گذرای مشاهدهگر بهره بالا
δ	سشینه اختلاف فاز نسبی مجاز دو سیستم یاری شده و نشده
3	ضب ثابت تعبدن کننده رفتار گذرای مشاهدهگر بهره بالا
θ_{h}	زاه به واقعی مفصل زانو
- 11	

زاويه مطلوب مفصل زانو θ_{hd}

ايمان كاردان و عليرضا اكبرزاده

pp. 1648-1653, 2003.

- [17] G. Aguirre-Ollinger, J. E. Colgate, M. A. Peshkin, A. Goswami, Activeimpedance 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-tostand 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 powerassist 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 فارسى)
- [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

- جابجایی زاویهای موتور عملگر الاستیک $heta_m$
- \hat{i} زاویه میان راستای طولی عملگر الاستیک و بردار $heta_{
 m s}$
- $heta_h=0$ زاویه میان راستای طولی عملگر الاستیک و بردار $\hat{\imath}$ در $heta_{s0}$
 - میانگین امتیازات در حالت یاری نشده μ_u
 - میانگین امتیازات در حالت یاری شده μ_a
 - artheta ضريبي تبديل جابجايي زاويهاي مفصل به تغيير طول عملگر
 - گشتاور مورد نیاز برای حرکت سیستم یاری شده au_h^a
 - گشتاور کمکی معادل با نیروی اعمالی از طرف عملگر au_e
 - گشتاور اعمالی به سیستم یاری نشده au_h^u

حد بالای بازه بهینهسازی ضرایب کنترلی
$$\omega_f$$

9- مراجع

- 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 فارسي)
- [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 فارسى)
- [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 (2010))
- [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 powerassist 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.,

DOR: 20.1001.1.10275940.1396.17.9.16.2