

کنترل امپدانس مقاوم ربات با رویکرد توانبخشی زانو

وهاب خوشدل^۱، علیرضا اکبرزاده^{۲*}

۱- دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، قطب علمی رایانش نرم و پردازش هوشمند اطلاعات، دانشگاه فردوسی، مشهد

۲- استاد، مهندسی مکانیک، قطب علمی رایانش نرم و پردازش هوشمند اطلاعات، دانشگاه فردوسی، مشهد

*مشهد، صندوق پستی ۹۱۸۹۹۵۴۴۹۸ ali_akbarzadeh@um.ac.ir

چکیده

در این مقاله، از یک روش کنترل امپدانس مقاوم جدید برای ربات توانبخش با استفاده از استراتژی کنترل ولتاژ استفاده شده است. در روش‌های مبتنی بر راهبرد کنترل گشتاور، سیستم کنترل به دینامیک ربات و دینامیک پای بیمار وابسته می‌شود که آن نیز غیرخطی، همراه با عدم قطعیت فراوان و برای هر بیمار متفاوت است. درحالی‌که کنترل بر مبنای ولتاژ به مدل دینامیکی ربات و پای بیمار وابسته نبوده و در آن دینامیک محركه ربات نیز در نظر گرفته می‌شود. همچنین پیاده‌سازی‌های عملی در زمینه‌های رباتیک، برتری کنترل بر مبنای ولتاژ را در قیاس با کنترل بر مبنای گشتاور به خوبی نشان داده‌اند. استراتژی کنترل ولتاژ در مقایسه با روش کنترل گشتاور ساده‌تر بوده و دارای محاسبات کمتر و عملکرد بهتر در اجرای قانون امپدانس است. با این وجود در این استراتژی، بحث عدم قطعیت‌های مدل محركه به عنوان یک چالش مطرح می‌شود. در روش پیشنهادی برای غلبه بر چالش عدم قطعیت‌های مدل محركه، از یک سیستم فازی تطبیقی مناسب با روش ولتاژ استفاده شده است. همچنین، اثبات پایداری روش پیشنهادی نشان داده شده است. برای ارزیابی روش پیشنهادی، یک ربات توانبخش زانو با یک درجه آزادی ساخته شده است. در مرحله اول کارایی کنترل بر مبنای ولتاژ نسبت به کنترل گشتاور نشان داده می‌شود. در ادامه عملکرد روش پیشنهادی در حضور عدم قطعیت با روش‌های رایج کنترل بر مبنای ولتاژ مقایسه شده است. نتایج شبیه‌سازی و پیاده‌سازی عملی نشان می‌دهد، استراتژی پیشنهادی در اجرای قانون امپدانس به خوبی بر عدم قطعیت‌ها غلبه می‌کند.

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل	1394 خرداد 10
پذیرش: 1394 خرداد 29	ارائه در سایت: 1394 تیر 22

کلید واژگان:	کنترل امپدانس
	ربات توانبخشی
	دینامیک ربات توانبخشی
	کنترل مقاوم
	سیستم فازی تطبیقی

Robust Impedance Control for Rehabilitation Robot

Vahab Khoshdel, Alireza Akbarzadeh

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

* P.O.B. 9189954498 Mashhad, Iran, ali_akbarzadeh@um.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 31 May 2015
Accepted 19 June 2015
Available Online 13 July 2015

Keywords:
Impedance Control
Rehabilitation Robot
Robot dynamic
Robust control
Adaptive fuzzy estimation

ABSTRACT

In this study, a novel robust impedance control for a lower-limb rehabilitation robotic system using voltage control strategy is used. Most existing control approaches are based on control torque strategy, which requires knowledge of robot dynamics as well as dynamics of patients. This obliges the controller to overcome complex problems such as uncertainty and nonlinearity involved in the dynamics of the system, robot and patients. Conversely, the voltage-based control approaches are free from the system dynamics. In addition, it considers the actuator dynamics. The performance of voltage-based approaches is demonstrated by experimental result in robotic applications. Compared with a torque control scheme, it is simpler, less computational and more efficient. Nevertheless, uncertainty of actuator dynamics results in challenges for the voltage control strategy applications. The present paper presents a novel robust impedance control based on the voltage control strategy. To overcome uncertainties, the adaptive fuzzy estimator is designed based on the voltage-based strategy. The proposed control is verified by a stability analysis. To illustrate the effectiveness of the control approach, a 1-DOF lower-limb rehabilitation robot is designed. Both torque-based impedance control and the voltage-based impedance control are compared through a therapeutic exercise. It is shown that the voltage-based impedance control performs better than the traditional torque-based impedance control. Simulation and experimental results both show that the proposed voltage-based robust impedance control is superior to voltage-based impedance control in presence of uncertainties.

ربات‌های توانبخشی به عنوان یک چالش مهم برای متخصصان این حوزه بوده است. تاکنون روش‌های مختلفی برای کنترل ربات‌ها با کاربرد توانبخشی افزایش یافته است. مطالعات نشان داده است که ربات‌ها می‌توانند به خوبی در این عرصه به فیزیوتراپی‌ها کمک کنند [۱-۴]. همواره کنترل

۱- مقدمه

در سال‌های اخیر استفاده از ربات‌ها در کاربردهای پزشکی و به خصوص توانبخشی افزایش یافته است. مطالعات نشان داده است که ربات‌ها می‌توانند به خوبی در این عرصه به فیزیوتراپی‌ها کمک کنند [۱-۴]. همواره کنترل

تطبیقی برای تخمین عدم قطعیت‌های سیستم استفاده شده است. در ادامه، بخش دوم به مدل‌سازی ربات توانبخشی می‌پردازد. بخش سوم، قانون کنترل امپدانس مقاوم را بیان می‌نماید. سپس، بخش چهارم پایداری سیستم را تحلیل می‌نماید. بخش پنجم، نتایج شبیه‌سازی را نشان می‌دهد و به بررسی عملکرد کنترل‌کننده می‌پردازد و در انتها بخش ششم نتیجه‌گیری می‌نماید.

2- معادلات دینامیکی ربات

معادلات دینامیک ربات توانبخش با فرض عدم وجود انعطاف‌پذیری در مفاصل و در حالت کلی برای یک ربات با n درجه آزادی به وسیله معادله (1) بیان می‌شود.

$$D_r(q)\ddot{q} + C_r(q, \dot{q})\dot{q} + g_r(q) + \tau_e = \tau_r \quad (1)$$

که در آن $q \in R^n$ بردار موقعیت مفاصل، $D_r(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی ربات، $C_r(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکزگرا، $g_r(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $\tau_e \in R^n$ بردار گشتاور بار، $\tau_r \in R^n$ بردار گشتاور ربات می‌باشد.

گشتاور بار که در واقع به وسیله بیماری که در تعامل با ربات قرار دارد ایجاد می‌شود به صورت

$$D_e(q)\ddot{q} + C_e(q, \dot{q})\dot{q} + g_e(q) + J_e^T(q)F_h = \tau_r \quad (2)$$

بیان می‌شود که در آن $D_e(q) \in R^n$ ماتریس اینرسی بدن انسان، $C_e(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکزگرا، $g_e(q) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $F_h \in R^n$ بردار نیروی ایجادشده به وسیله انسان و $J_e^T(q)$ ماتریس ژاکوبین ربات می‌باشد

با جایگذاری (2) در (1) معادله مکانیکی ربات توانبخشی به صورت

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) + J_e^T(q)F_h = \tau_r \quad (3)$$

بدست می‌آید. هنگامی که

$$\begin{aligned} D(q) &= D_r(q) + D_e(q) \\ C(q) &= C_r(q, \dot{q}) + C_e(q, \dot{q}) \\ g(q) &= g_r(q) + g_e(q) \end{aligned} \quad (4)$$

موتورهای الکتریکی گشتاور مفاصل را بر اساس معادله زیر ایجاد می‌کنند.

$$J_m r^{-1}\ddot{q} + B_m r^{-1}\dot{q} + r\tau_r = \tau_m \quad (5)$$

هنگامی که $\tau_m \in R^n$ بردار گشتاور موتورها، B_m, J_m و r ماتریس‌های قطری $n \times n$ هستند که به ترتیب ضرایب اینرسی، میرایی و کاهش چرخ‌نده‌ها هستند. همچنین \dot{q} بردار سرعت مفاصل و سرعت موتور $\dot{\theta}_m \in R^n$ به وسیله معادله زیر به سرعت مفاصل تبدیل می‌شود.

$$\dot{q} = r\dot{\theta}_m \quad (6)$$

معادله موتور جریان مستقیم با جاروبک مغناطیسی در فرم ماتریسی به صورت زیر در نظر گرفته می‌شود.

$$RI_a + L\dot{I}_a + K\dot{q} + \varphi = u \quad (7)$$

که در آن $u \in R^n$ ، $K = K_b r^{-1}$ بردار ولتاژ موتور، $I_a \in R^n$ بردار جریان موتور، و $\varphi \in R^n$ بردار اغتشاشات خارجی است. R ، L و K_b ماتریس‌های قطری برای ضرایب مقاومت آرمیچر، اثر تزویج و جریان بازگشتی هستند. τ_m بردار گشتاور موتورها که به عنوان ورودی معادله دینامیکی (3) است به وسیله جریان موتور بر اساس رابطه زیر

$$\tau_m = K_m I_a \quad (8)$$

تولید می‌شود. که در آن K_m ماتریس قطری گشتاور است. با استفاده از معادلات (8-1) مدل فضای حالت موتورهای الکتریکی ربات

[11] اشاره کرد. در میان این روش‌ها کنترل هیبرید موقعیت-نیرو و کنترل امپدانس در قیاس با دیگر روش‌ها مؤثرتر می‌باشند. کنترل هیبرید در ربات لوکوموت به خوبی پیاده‌سازی شده است [11,12]. در مقایسه با دیگر روش‌های کنترلی در کاربرد ربات‌های توانبخشی کنترل امپدانس تأثیرگذارتر و انعطاف‌پذیرتر است [13]. ربات ام-ای-تی منیوس به عنوان یکی از موارد کاملاً موفق استفاده از کنترل امپدانس در ربات‌های توانبخشی نام گرفته است [14]. ایده کنترل امپدانس که اولین بار به وسیله هوگان ارائه شد اکنون به عنوان یکی از زمینه‌های فعال تحقیقاتی به خصوص در زمینه ربات‌های توانبخشی محسوب می‌شود [15].

در روش کنترل امپدانس، کنترل نیرو و کنترل موقعیت هیچ یک به تنها انجام نمی‌پذیرد، این روش قادر به تنظیم امپدانس ربات در تماس با محیط است. قانون کنترل امپدانس در واقع به طراحی دینامیکی می‌پردازد که ربات توانبخشی در تماس با بیمار باید از خود نشان دهد. در صورت پیاده‌سازی این روش کنترلی ربات توانبخشی در تعامل با محیط همانند یک سیستم جرم-فنر-دمپر در مقابل نیروی اعمالی از طرف محیط عمل می‌کند. هر روزه دانشمندان این حوزه با رویکردی خاص و تازه نسبت به این روش کنترلی سعی در بهبود نتایج حاصل از آن در کاربردهای مختلف دارند.

یکی از چالش‌های اساسی در کنترل ربات بحث عدم قطعیت است. عدم قطعیت می‌تواند هم در مدل و هم در اندازه‌گیری‌ها وجود داشته باشد. عدم قطعیت در مدل به معنای در دسترس نبودن اطلاعات و مشخصات دقیق از سیستم ربات یا دینامیک مدل نشده است و عدم قطعیت در اندازه‌گیری هم می‌تواند ناشی از سیستم سنسورها و یا انتقال داده‌های بدست آمده از آن‌ها به سیستم کنترلی باشد حضور این موارد در سیستم‌های کنترل باعث می‌شود تا اهداف کنترلی آنچنان که باید تحقق پیدا نکند. کنترل مقاوم تلاشی است که برای از پیش رو برداشتن این مشکل انجام می‌شود. در واقع کنترل مقاوم، کنترل در حضور عدم قطعیت‌ها است به طوری که رفتار و عملکرد سیستم در تمام حالات ممکن قابل قبول باشد [16].

اکثریت این مطالعات تاکنون بر پایه کنترل گشتاور پایه‌ریزی شده‌اند. در روش کنترل بر پایه گشتاور کنترل کننده باید بر مشکلاتی مثل عدم قطعیت و غیرخطی بودن ناشی از دینامیک ربات غلبه کند. همچنین در کنترل بر پایه گشتاور، سیستم کنترل به دینامیک پای بیمار وابسته می‌شود که آن نیز غیرخطی و همراه با عدم قطعیت فراوان است و برای هر بیمار متفاوت است. در کنترل بر پایه گشتاور فرض می‌شود که محرکه ربات می‌تواند نیروی لازم برای ایجاد حرکت ربات را فراهم سازد. در حالی که این فرض در کاربردهای عملی مشکلاتی مثل محدودیت‌های محرکه و محدودیت‌های سنسوری محركه را ایجاد می‌کند [17]. پیاده‌سازی‌های عملی کنترل بر مبنای ولتاژ در کاربردهای رباتیک برتری این روش را در قیاس با کنترل بر مبنای گشتاور نشان داده است [18,19]. کنترل امپدانس تطبیقی بر پایه استراتژی ولتاژ برای انجام تمارین مختلف توانبخشی ارائه شده است [20]. گرچه کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ برای ربات‌های توانبخشی به دینامیک بیمار و دینامیک ربات وابسته نیست که این موضوع به برتری این روش نسبت به کنترل بر پایه گشتاور منجر می‌شود اما باید توجه داشت که در این روش دینامیک محرکه ربات در قانون کنترل لحاظ شده است لذا عدم قطعیت‌های موجود در مدل محرکه ربات به عنوان چالشی اساسی در این روش به حساب می‌آید. در این مقاله سعی شده است تا با ارائه یک طرح جدید کنترل امپدانس بر عدم قطعیت‌های مدل محرکه غلبه شود. در این طرح از یک تخمین گر فازی

در نظر گرفته شده است که در آن M_d , K_d و D_d ماتریس‌های قطری هستند که پارامترهای امپدانس قابل طراحی می‌باشند. از معادله (18) خواهیم داشت.

$$D_d^{-1}M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + \dot{x}_d + D_d^{-1}K_d(x_d - x) + D_d^{-1}F_h = \dot{x} \quad (19)$$

قانون کنترل‌کننده امپدانس که بر پایه قانون امپدانس (18) پایه‌گذاری شده را با جایگزینی (19) در (17) به صورت

$$\hat{R}I_a + \hat{K}\hat{J}^{-1}(q)(D_d^{-1}M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + \dot{x}_d + D_d^{-1}K_d(x_d - x) + D_d^{-1}F_h) + \dot{\eta} = V \quad (20)$$

می‌توان نوشت. شکل 1 دیاگرام کنترل‌کننده پیشنهادی را نشان می‌دهد. با این وجود امکان استفاده از η در قانون کنترل وجود ندارد زیرا مقدار η معلوم نیست. بجای η از $\dot{\eta}$ استفاده می‌شود که تخمینی از آن است و به وسیله سیستم فازی تطبیقی ارائه شده در قسمت بعد تخمین زده است.

سیستم حلقه بسته با جایگذاری (20) در (17) به صورت

$$\hat{R}I_a + \hat{K}\hat{J}^{-1}(q)(D_d^{-1}M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + \dot{x}_d + D_d^{-1}K_d(x_d - x) + D_d^{-1}F_h) + \dot{\eta} = \hat{R}I_a + \hat{K}\hat{J}^{-1}(q)\dot{x} + \eta \quad (21)$$

شکل می‌گیرد.

به عبارت دیگر رابطه (21) را می‌توان به صورت (22) بیان کرد.

$$M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + D_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_d(x_d - x) - F_h = \hat{K}\hat{J}^{-1}(q)D_d(\eta - \dot{\eta}) \quad (22)$$

η یک سیستم فازی برای تخمین تابع η است. از رابطه (22) نتیجه می‌شود که اگر η تقریب خوبی از η باشد قانون امپدانس (18) پیاده‌سازی شده است. برای این منظور x_1 و x_2 , ورودی‌های سیستم فازی به شکل

$$x_1 = I_a, x_2 = \dot{x} \quad (23)$$

تعیین می‌شوند. اگر برای هر ورودی فازی سه تابع عضویت در نظر گرفته شود، تمام فضای کنترلی با نه قانون فازی پوشیده می‌شود. قوانین فازی به فرم ممدازی به صورت زیر پیشنهاد می‌شوند.

$$\text{قانون 1: اگر } A_l, x_1 \text{ باشد و } B_l, x_2 \text{ باشد آنگاه } \dot{\eta} \text{ خواهد بود} \quad (24)$$

در جایی که قانون 1، اولین قانون از 9 قانون تعریف شده برای x_1 و x_2 و A_l و B_l به ترتیب تابع عضویت برای متغیرهای x_1 و x_2 و A_l و B_l می‌باشد.

گروههای عضویت فازی برای ورودی اول به صورت

$$\mu_N(x_1) = \begin{cases} 1 & x_1 \leq -1 \\ 1 - 2(x_1 + 1)^2 & -1 \leq x_1 \leq -0.5 \\ 2x_1^2 & -0.5 \leq x_1 \leq 0 \\ 0 & x_1 \geq 0 \end{cases}$$

$$\mu_P(x_1) = \begin{cases} 0 & x_1 \leq 0 \\ 2x_1^2 & 0 \leq x_1 \leq 0.5 \\ 1 - 2(x_1 + 1)^2 & 0.5 \leq x_1 \leq 1 \\ 1 & x_1 \geq 1 \end{cases}$$

$$\mu_Z(x_1) = \exp\left(\frac{-x_1^2}{2\sigma^2}\right), \quad \sigma = 0.3 \quad (25)$$

بیان می‌شوند. شکل 2 گروههای عضویت فازی را برای ورودی اول نشان می‌دهد. توابع عضویت برای ورودی x_2 مشابه با x_1 تعریف شده است. توابع عضویت برای خروجی به شکل توابع گوسی شکل به صورت

$$\mu_{C_l}(\dot{\eta}) = \exp\left(\frac{-(\dot{\eta} - \bar{y}_l)^2}{2\sigma^2}\right) \quad (26)$$

تعریف شده است. هنگامی که y_l مرکز گروه عضویت خروجی است اگر از

را می‌توان به صورت

$$\dot{z} = f(z) + bW + b\varphi \quad (9)$$

بیان کرد. که در آن $W = [q \dot{q} I_a]^T$ ورودی سیستم، $z = [F_h u]$ متغیرهای

حالت، b و $f(z)$ به شکل

$$f(z) = \begin{bmatrix} A(-(B_m r^{-1} + rC(z_1, z_2))z_2 - rg(z_1) + K_m z_3) \\ -L^{-1}(K_b r^{-1} z_2 + R z_3) \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$b = \begin{bmatrix} (J_m r^{-1} + rD(z_1))^{-1} r J_e^T(z_1) & 0 \\ 0 & L^{-1} \end{bmatrix}_r \quad (10)$$

می‌باشند، اگر $A = (J_m r^{-1} + rD(z_1))^{-1}$ تعريف شود. معادله (10) یک سیستم بزرگ چند متغیره غیرخطی را با اثرات متقابل فراوان نشان می‌دهد. پیچیدگی این معادله یک چالش اساسی در زمینه کنترل و مدل‌سازی ربات‌هاست.

برای اینکه این معادلات را در فضای کار مدل کنیم باید از تبدیلی برای انتقال از فضای مفصلی به فضای کار استفاده کنیم. این تبدیل به وسیله ماتریس ژاکوبین ربات به صورت

$$\dot{x} = J(q)\dot{q} \quad (11)$$

انجام می‌گیرد. در جایی که $x \in R^n$ موقعیت نقطه نهایی، $J(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس ژاکوبین ربات می‌باشد. بنابراین

$$\dot{q} = J^{-1}(q)\dot{x} \quad (12)$$

و اگر ماتریس ژاکوبین ربات مربعی نباشد از ماتریس معکوس $J(q)^\downarrow$ که به صورت

$$J(q)^\downarrow = (J(q)^T J(q))^{-1} J(q)^T \quad (13)$$

بیان می‌شود استفاده می‌کنیم. با توجه به مطالب گفته شده از معادلات (7) و (13) مدل ربات توانبخش در فضای کار به صورت (14) ارائه داده می‌شود.

$$RI_a + L\dot{I}_a + KJ^{-1}(q)\dot{x} + \varphi = V \quad (14)$$

3- کنترل امپدانس مقاوم

مدل سیستم رباتیک بر اساس اطلاعات موجود از سیستم واقعی بیان می‌شود به طوری که \hat{R} , \hat{K} و \hat{J} بترتیب تخمین‌هایی از مقادیر واقعی R , L و J هستند. همچنین به دلیل کوچک بودن ثابت زمانی الکتریکی در مقایسه با ثابت زمانی مکانیکی می‌توان از اثرات ترم $L\dot{I}_a$ صرف‌نظر کرد. علاوه بر این اندازه‌گیری \dot{I}_a مشکل و همراه با نویز فراوان است. در نتیجه می‌توان مدل (14) را با فرض صرف‌نظر کردن از اثرات $L\dot{I}_a$ و φ ارائه داد. با اضافه کردن $\dot{x} = \hat{R}\hat{J}^{-1}(q)\dot{x} + (R - \hat{R})I_a + (KJ^{-1}(q) - \hat{K}\hat{J}^{-1}(q))\dot{x} = V$ می‌توان به صورت

$$\hat{R}I_a + \hat{K}\hat{J}^{-1}(q)\dot{x} + (R - \hat{R})I_a + (KJ^{-1}(q) - \hat{K}\hat{J}^{-1}(q))\dot{x} = V \quad (15)$$

بازنویسی کرد. حال اگر η به صورت زیر تعریف شود.

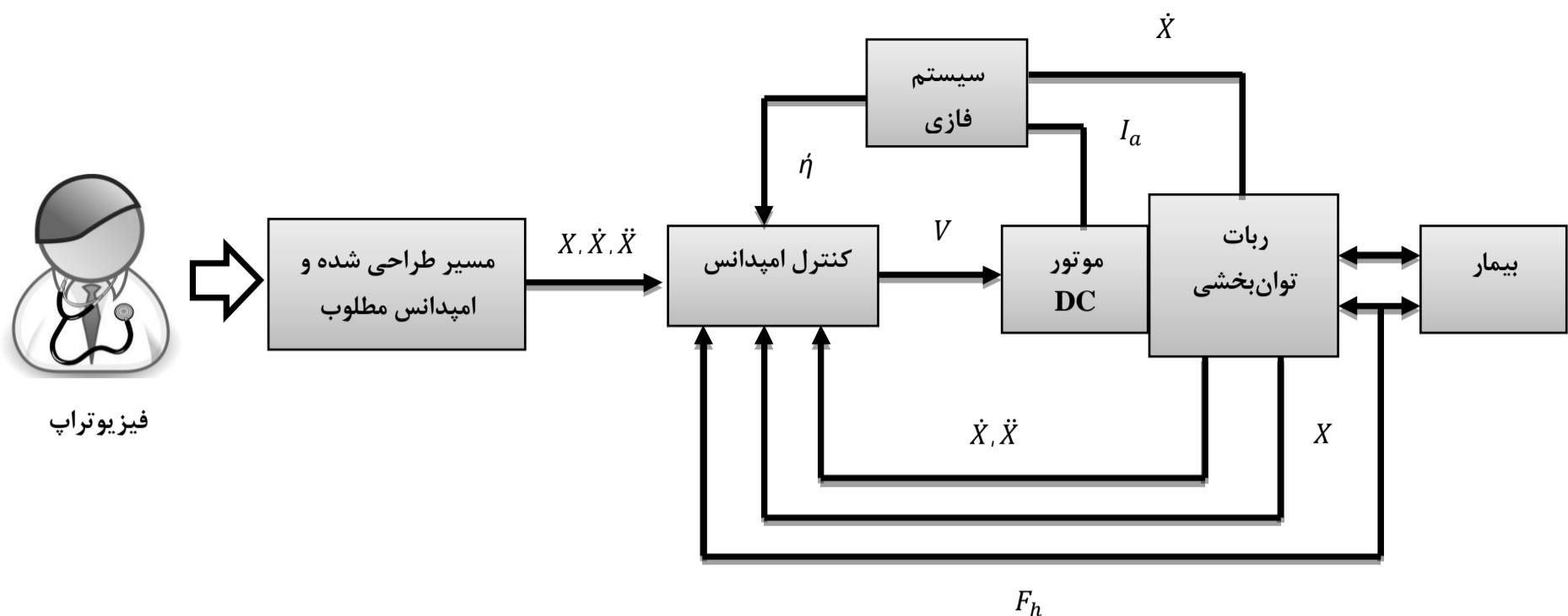
$$\eta = (R - \hat{R})I_a + (KJ^{-1}(q) - \hat{K}\hat{J}^{-1}(q))\dot{x} \quad (16)$$

جایگذاری (16) در (15) نتیجه می‌دهد

$$\hat{R}I_a + \hat{K}\hat{J}^{-1}(q)\dot{x} + \eta = V \quad (17)$$

امپدانس مکانیکی طراحی شده برای ربات که بیمار باید در مقابل خود احساس کند به شکل

$$M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + D_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_d(x_d - x) = F_h \quad (18)$$



شکل ۱ دیاگرام کنترل امپدانس مقاوم برای ربات توانبخشی

جایگذاری (27) و (29) در (22) به صورت

$$M_d(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + D_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_d(x_d - x) - F_h = Kv(y^T - \hat{y}^T)\psi(x_1, x_2) + Kv\varepsilon \quad (30)$$

$$Kv = \hat{K}^{-1}\hat{J}(q)D_d \quad (31)$$

می‌توان نوشت

$$\ddot{e} = -\alpha(\dot{e}) - \beta(e) + M_d^{-1}F_h + \gamma(y^T - \hat{y}^T)\psi(x_1, x_1) + \gamma\varepsilon \quad (32)$$

$$\alpha = M_d^{-1}D_d \quad (33)$$

$$\beta = M_d^{-1}DK_d \quad (34)$$

$$\gamma = M_d^{-1}Kv \quad (35)$$

معادلات فضای حالت در حالت ردگیری به صورت

$$\dot{Z} = AZ + BW \quad (36)$$

بیان می‌شود که در آن

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -\beta & -\alpha \end{bmatrix}, B = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}, Z = \begin{bmatrix} e \\ \dot{e} \end{bmatrix} \quad (37)$$

$$w = M_d^{-1}F_h + \gamma(y^T - \hat{y}^T)\psi(x_1, x_1) + \gamma\varepsilon \quad (38)$$

حال تابع مثبت معین η به صورت زیر پیشنهاد می‌شود.

$$V = \frac{1}{2}Z^TPZ + \frac{\gamma}{2\alpha}(y^T - \hat{y}^T)(y - \hat{y}) \quad (39)$$

هنگامی که $\alpha > 0$ و P, Q ماتریس‌های مثبت معین متقارن منحصر به

فردی باشند که در معادله ماتریسی لیاپانوفی زیر صدق می‌کند

$$A^TP + PA = -Q \quad (40)$$

بنابراین، \dot{V} با استفاده از (36) و (38) محاسبه می‌شود.

$$\dot{V} = -\frac{1}{2}Z^TQZ + Z^TPB(M_d^{-1}F_h + \gamma(y^T - \hat{y}^T)\psi(x_1, x_1) + \gamma\varepsilon) - \frac{\gamma}{\alpha}(y^T - \hat{y}^T)\hat{y} \quad (41)$$

$$\dot{V} = -\frac{1}{2}Z^TQZ + Z^TPB(M_d^{-1}F_h + \gamma\varepsilon) + (y^T - \hat{y}^T)(Z^TPB\psi(x_1, x_1) - \frac{\gamma}{\alpha}(y^T - \hat{y}^T)\hat{y}) \quad (42)$$

اگر قانون تطبیق به صورت زیر تعیین شود

$$\hat{y} = \alpha Z^TPB\psi(x_1, x_1) \quad (43)$$

نتیجه می‌شود که

$$\dot{V} = -\frac{1}{2}Z^TQZ + Z^TPB(M_d^{-1}F_h + \gamma\varepsilon) \quad (44)$$

موتور جستجوی ممدانی^۱ و فازی ساز منفرد^۲ و از غیر فازی ساز میانگین مراکز^۳ در طراحی سیستم استفاده کنیم خروجی سیستم η به صورت

$$\eta = \sum_{l=1}^9 \hat{y} \psi(x_1, x_2) = \hat{y}^T \psi(x_1, x_2) \quad (27)$$

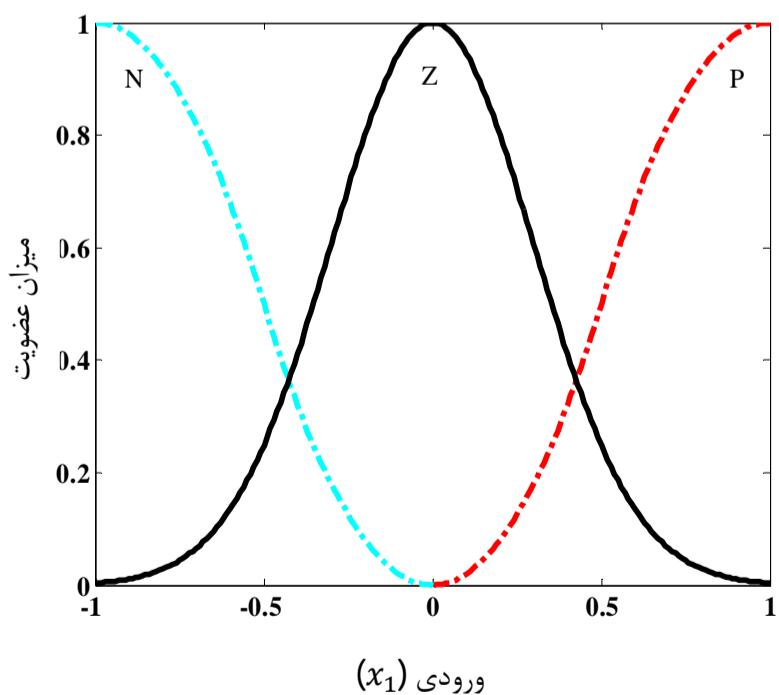
محاسبه می‌شود.

صورت $\psi = [\psi_1 \dots \psi_9]^T$ و $\hat{y} = [\hat{y}_1 \dots \hat{y}_9]^T$

$$\psi(x_1, x_2) = \frac{\mu_{A_l}(x_1) \mu_{B_l}(x_2)}{\sum_{l=1}^9 \mu_{A_l}(x_1) \mu_{B_l}(x_2)} \quad (28)$$

محاسبه می‌شود. پارامتر \hat{y} در (27) به وسیله قانون تطبیق محاسبه می‌شود.بر اساس اصل تقریب گر عمومی بودن سیستم‌های فازی، می‌توان η را به صورت

$$\eta = y^T \psi(x_1, x_2) + \varepsilon \quad (29)$$

تقریب زد که در آن $y = [y_1 \dots y_9]^T$ و خطای محدود تقریب است. با

شکل ۲ گروه‌های عضویت فازی برای ورودی اول

- 1- Mamdani type inference engine
2- Singleton fuzzifier
3- Center average defuzzifier

در محدوده $[0 - 1]$ باشد، محدود خواهد بود. حال با توجه به اینکه $\mu_{A_l}, \mu_{B_l} \in [0 - 1]$ هستند لذا می‌توان نتیجه گرفت: متغیر ψ محدود است.

نتیجه 6: متغیر ψ محدود است.

قانون تطبیق (42) ارائه شده برای تخمین فازی تطبیقی محدود بودن $\hat{\psi}$ را نتیجه می‌دهد.

نتیجه 7: متغیر $\hat{\psi}$ محدود است.

استفاده از نتیجه 1 و نتیجه 7 نتیجه می‌دهد که نتیجه 8: متغیر $\hat{\psi}$ محدود است.

در معادله (20) پارامترهای \hat{R} , \hat{K} و \hat{J} محدود هستند. همچنین ماتریس‌های D_d , M_d , K_d ماتریس‌های محدود مثبت قطری هستند. با در نظر گرفتن این موارد و با توجه به نتیجه 8, 5 و 7 می‌توان نتیجه گرفت ولتاژ موتور V محدود است.

نتیجه 8: ولتاژ موتور V محدود است.

محدود بودن ولتاژ موتور الکتریکی، محدود بودن جریان و سرعت موتور را نتیجه می‌دهد [14].

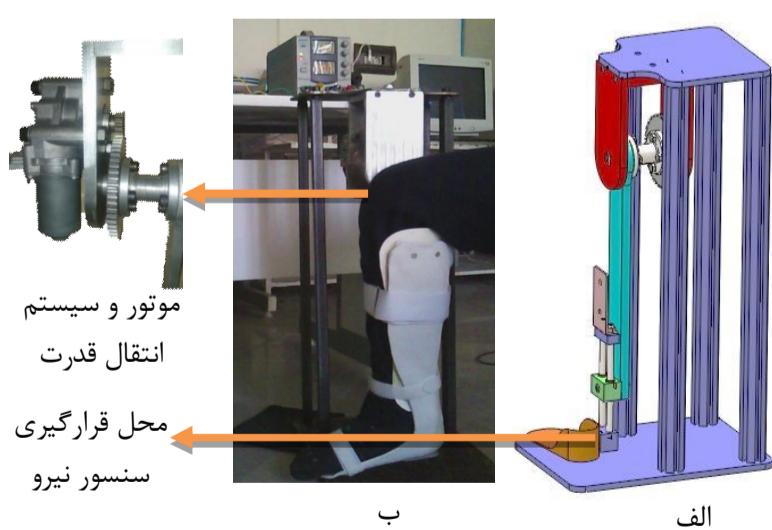
نتیجه 9: I_a , \dot{q} , q محدود است.

سیستم رباتیک پایدار است زیرا تمام متغیرهای حالت a , \dot{q} و q محدودند.

5- نتایج شبیه‌سازی

در ابتدا روش کنترل بر مبنای ولتاژ با روش کنترل بر مبنای گشتاور ارائه شده توسط اکدغان [5] در انجام تمرین توانبخشی زانو پرداخته شده است. همچنین در ادامه کارایی کنترل مقاوم پیشنهادی برای مقابله با عدم قطعیت‌های مدل، و روش کنترل بر مبنای ولتاژ در حضور عدم قطعیت‌های مدل مقایسه شده است. شبیه‌سازی‌ها در نرمافزار متلب صورت گرفته است. ربات ساخته شده برای توانبخشی زانو در شکل شماره 3 نشان داده شده است.

تمرین ایزومتریک: در تمرین ایزومتریک باید زاویه زانو ثابت باشد و در این حال بیمار نیرویی که پزشک تعیین کرده را احساس کند. برای مسیر مطلوب این تمرین یک مسیر نرم انتخاب شده است به نحوی که حداقل دارای مشتق تا مرتبه دوم باشد. علاوه بر این، مسیر باید در بازه تغییرات مجاز برای زانو از منظر بیومکانیک در حالت نشسته باشد. در این تمرین بازوی ربات از صفر



شکل 3 ربات توانبخشی زانو (نسخه 1)

الف: ربات طراحی شده در نرمافزار سالیدورک¹ ب: ربات ساخته شده

1- solid work

حال اگر $0 < \hat{V}$ باشد، خطای ردگیری کاهش پیدا می‌کند. $0 < \hat{V}$ نتیجه می‌دهد که

$$Z^T P B (M_d^{-1} F_h + \gamma \varepsilon) < \frac{1}{2} Z^T Q Z \quad (44)$$

همچنین از معادله (44) می‌توان گفت که

$$\lambda_{\min}(Q) \|Z\|^2 \leq Z^T Q Z \leq \lambda_{\max}(Q) \|Z\|^2 \quad (45)$$

در حالی که $\lambda_{\min}(Q)$ و $\lambda_{\max}(Q)$ به ترتیب کمترین و بیشترین مقادیر ویژه ماتریس Q هستند. از طرفی میدانیم

$$2\|P B\| \|Z\| |M_d^{-1} F_h + \gamma \varepsilon| \geq Z^T P B (M_d^{-1} F_h + \gamma \varepsilon) \quad (46)$$

در نتیجه برای ارضای شرط $0 < \hat{V}$ کافی است که

$$2\|P B\| |M_d^{-1} F_h + \gamma \varepsilon| / \lambda_{\min}(Q) < \|Z\| \quad (47)$$

بدین معنا که اگر $2\|P B\| |M_d^{-1} F_h + \gamma \varepsilon| / \lambda_{\min}(Q) < \|Z\|$ باشد آنگاه $0 < \hat{V}$ برقرار می‌شود پس با کاهش $\lambda_{\min}(Q)$ ، مقدار نهایی اندازه خطای ردگیری کاهش می‌باید. این موضوع نتیجه می‌دهد که Z محدود است، که به وسیله رابطه (36) بیان می‌شود و شامل e و \dot{e} است.

نتیجه 2: متغیرهای e و \dot{e} محدود اند

$$2\|P B\| |M_d^{-1} F_h + \gamma \varepsilon| / \lambda_{\min}(Q) \leq \gamma \varepsilon \quad (48)$$

بعلاوه V تابعی مثبت از Z و $\hat{\psi} - y$ است بنابراین اگر $0 < \hat{V}$ آنگاه خطای تخمین پارامتر $\hat{\psi} - y$ محدود است.

4- اثبات پایداری

در این بخش به اثبات محدود بودن متغیرهای حالت پرداخته شده است. برای تحلیل پایداری فرض‌های زیر صورت گرفته است.

فرض اول: مسیر مطلوب x_d در فضای کار به صورت نرم طراحی شده است به نحوی که تمام مشتق‌های لازم آن موجود و همگی محدود باشند. از شرایط لازم برای طراحی کنترل مقاوم محدود بودن اغتشاش خارجی است.

برای اجتناب از نقاط تکین، بعضی از قیدها در مقادیر مفاصل باید رعایت شود. در نتیجه فضای کار پیشنهادی باید نقطه تکین نداشته باشد.

فرض دوم: نقاط تکین وجود ندارد یا $\det(J(q)) \neq 0$.

فرض سوم: موتور الکتریکی باید در برابر اضافه ولتاژ حفاظت شود. در نتیجه ولتاژ موتور توسط محدود کننده ولتاژ محدود می‌شود $|U| \leq U_{\max}$.

ربات توانبخش زانو دارای مفاصل لوایی است در نتیجه شامل توابع محدود مثلثاتی است. این امر نتیجه می‌دهد که

نتیجه 3: ماتریس ژاکوبین ربات $(q) J$ محدود است.

استفاده از فرض 2 و نتیجه 3 نتیجه می‌دهد که

نتیجه 4: معکوس ماتریس ژاکوبین $(q) J^{-1}$ ربات محدود است.

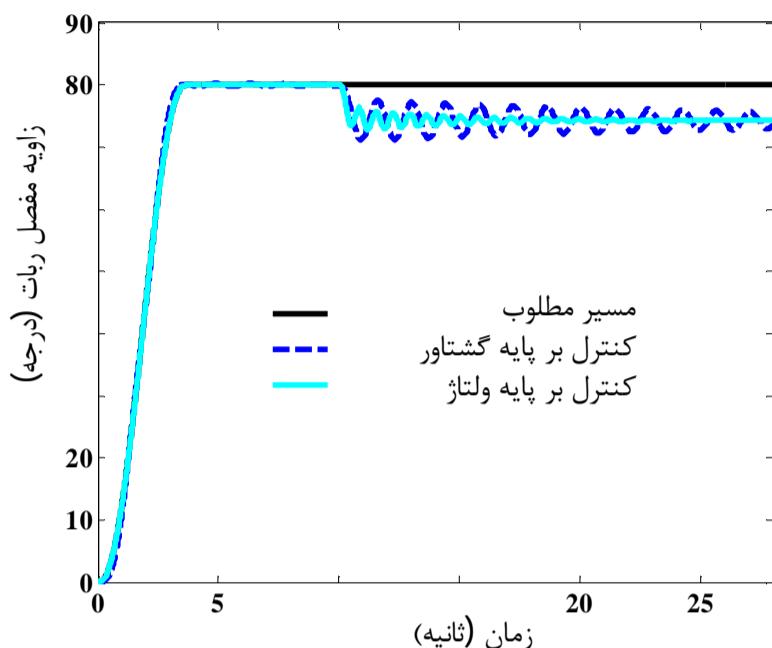
فرض چهارم: در معادله (29) y توابع عضویت خروجی محدود طراحی شده است.

با توجه فرض 1, x_d و مشتقهای آن محدود بوده، همچنین نتیجه 2 نشان می‌دهد که e و مشتقهای آن محدود است بنابراین می‌توان محدود بودن x و \dot{x} را نتیجه گرفت.

نتیجه 5: مسیر طی شده ربات و مشتقهای آن x و \dot{x} محدود است. خروجی یک سیستم فازی به شکل (28) که در آن توابع عضویت ورودی

جدول 2 مقادیر پارامترهای موتور

K (Nm/ rad)	r	b_m (Nm.s/ rad)	J_m (Nm.s/ rad)	L (H)	K_b (V.s/ rad)	R (Ω)	U_{max} (V)
500	/01 0	0/001	0/0002	/001 0	0/26	1/6	12



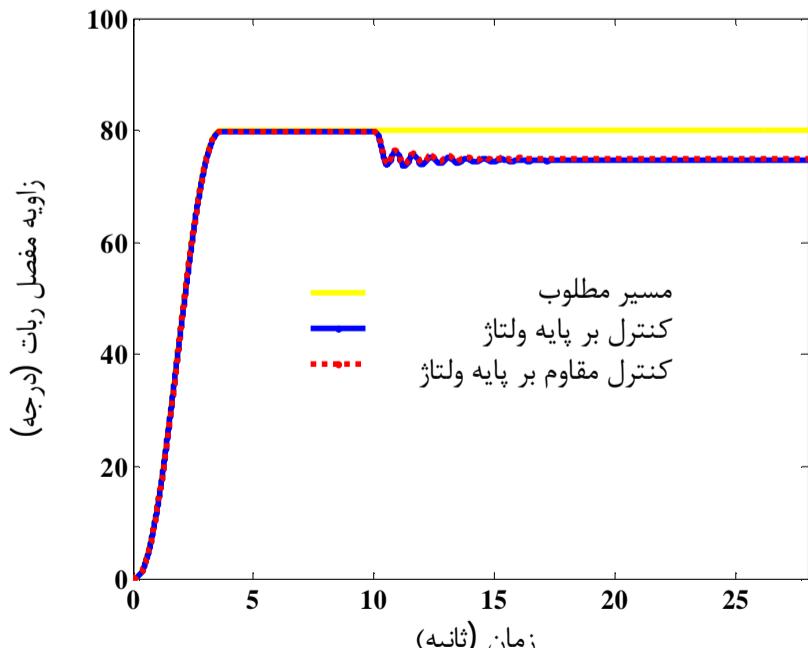
شکل 4 مقایسه کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه گشتاور و کنترل کننده امپدانس بر پایه ولتاژ در ردگیری مسیر برای تمرین ایزومتریک

در انتها لازم است که نگاهی به ولتاژها و جریان‌های موتورها اندادخته شود تا از محدود بودن آن‌ها اطمینان حاصل گردد. ولتاژ و جریان موتور در شکل 8 برای هر 2 حالت مورد بحث (کنترل ولتاژ در حضور عدم قطعیت‌ها، کنترل ولتاژ مقاوم در حضور عدم قطعیت‌ها) نمایش داده شده است. مشاهده می‌شود تمامی ولتاژها و جریان در محدوده مجاز تعریف شده در جدول 2 هستند و از حدود خود تجاوز نکرده‌اند.

6- نتایج پیاده‌سازی عملی

به منظور بررسی عملکرد روش کنترل پیشنهادی، در این بخش پیاده‌سازی عملی روش کنترلی بر روی ربات توانبخش ارائه شده است تا کارایی روش‌های کنترلی در اجرای تمرین ایزوتونیک مقایسه شود.

در تمرین ایزوتونیک بیمار باید نیروی ثابتی را در طول حرکت احساس



شکل 5 مقایسه کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه ولتاژ و کنترل کننده امپدانس مقاوم در ردگیری مسیر (در حضور عدم قطعیت‌ها) برای تمرین ایزومتریک

درجه با سرعتی ثابت شروع به حرکت کرده تا به زاویه 80 درجه در حالت جلو رسیده و در همان درجه ثابت می‌ماند. مقدار نیرویی که می‌خواهیم بیمار به آن اندازه نیرو وارد کند در تمرین ایزومتریک $F_d = 20 \text{ N}$ طراحی شده است.

در این شبیه‌سازی برای سادگی امر مقایسه در هر دو روش ضرایب کنترل امپدانس مطابق با [5] برابر 3 ($K_d = 80$, $M_d = 5$) و $D_d = 5$ لحاظ شده‌اند. همچنین اینرسی ربات و بیمار به ترتیب برابر 5 ($l_m = 0.5 l_r$) و $l_r = 5$ قرار گرفته است. در بخش دوم شبیه‌سازی برای مقایسه بین کنترل مقاوم پیشنهادی و کنترل بر مبنای ولتاژ در حضور عدم قطعیت‌ها مقادیر \hat{R} و \hat{K} برابر 0/8 مقدار واقعی آن‌ها شبیه‌سازی شده است.

پارامترهای ربات و بیمار در جدول شماره 1 آمده است که در آن x_c , y_c , z_c مختصات مرکز جرم سیستم نسبت به نقطه مرکز مختصات, I_{ij} ممان اینرسی سیستم در صفحه j , m_p وزن پای بیمار m_r وزن بازوی ربات، I_{mg} و I_r به ترتیب طول بازوی ربات و طول پای بیمار هستند. در جدول شماره 2 پارامترهای موتور ربات آمده است.

در شکل 4 ردگیری مسیر مطلوب برای کنترل امپدانس بر پایه گشتاور و روش امپدانس بر مبنای ولتاژ نمایش داده شده است. در مرحله اول عدم قطعیت‌ها در نظر گرفته نشده است. لازم به ذکر است که روش کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ هم در حالت غیر مقاوم شبیه‌سازی شده‌اند. در شکل 5 مقایسه دو روش کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ با کنترل امپدانس مقاوم پیشنهادی بر پایه ولتاژ در حضور عدم قطعیت‌ها آمده است.

مشاهده می‌شود که مطابق با منطق کنترل امپدانس در لحظاتی که بنا به نظر پژوهش متخصص نیاز به وارد شدن نیرو به بیمار بوده ردگیری مسیر مطلوب دارای خطای حالت ماندگار می‌شود. مشاهده می‌شود که از نظر کارایی کنترل کننده‌ها در ردگیری مسیر مطلوب تقریباً هر دو روش به یک شکل جواب می‌دهند.

شکل 6 نیرویی که بیمار در مقابل حرکت احساس کرده است و نیروی مطلوب را نشان می‌دهد. هنر روش کنترل بر پایه ولتاژ در اعمال نیروی مطلوب به خوبی نشان داده می‌شود. بیشترین خطای روش کنترل امپدانس بر مبنای گشتاور در ردگیری نیروی مطلوب حدود 5 نیوتن است در حالی که روش کنترل بر مبنای ولتاژ قادر است این خطای را تا مقدار 0/9 نیوتن کاهش دهد. همچنین مشاهده می‌شود که در روش کنترل بر مبنای گشتاور نیروی ردگیری شده دارای نوسانات زیادی است.

در شکل 7 این مقایسه بین کارایی کنترل کننده امپدانس بر مبنای ولتاژ و کنترل کننده امپدانس مقاوم پیشنهادی بر مبنای ولتاژ در حضور عدم قطعیت‌ها نمایش داده شده است. مشاهده می‌شود که کنترل مقاوم ارائه شده بسیار بهتر از روش غیر مقاوم عمل می‌کند و به خوبی می‌تواند در برابر عدم قطعیت‌ها عکس العمل نشان دهد. نتایج نشان می‌دهد که کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ که در نبود عدم قطعیت‌های مدل محرکه، دارای حداقل خطای 0/6 نیوتن در ردگیری نیروی مطلوب بود، در حضور عدم قطعیت‌ها دارای خطای حدود 3/2 نیوتن می‌شود. همچنین مشاهده می‌شود که کنترل امپدانس مقاوم پیشنهادی می‌تواند خطای ردگیری نیروی مطلوب را از 3/2 نیوتن به 1/3 نیوتن کاهش دهد.

جدول 1 مقادیر پارامترهای ربات و بیمار

z_i	x_c	y_c	m_r	m_r	I_{xx_i}	I_{yy_i}	I_{yx}	I_{zz_i}
0	0/09	-0/16	2	4	0/91	-0/23	-0/12	0/31

تمرین بازوی ربات از صفر درجه با سرعتی ثابت شروع به حرکت کرده تا به زاویه 80 درجه در حالت جلو رسیده و در ادامه با سرعت ثابت حرکت بازگشتی تا زاویه 20 درجه را انجام می‌دهد.

در این آزمایش برای انجام آزمایش از یک داولطلب مرد 26 ساله و ربات توانبخش زانوی نمایش داده شده در شکل 3 استفاده شده است. در این آزمایش داولطلب کاملاً از نحوه صحیح تمرین آگاه شده است.

در محركه ربات از یک موتور سروو جريان مستقيم¹ استفاده شده است. به منظور اطلاع از موقعیت بازوی ربات (موقعیت پای داولطلب) از اطلاعات اينکودر موتور استفاده شده است. برای دانستن مقدار نیروی تعاملی بين پای داولطلب و ربات از دو سنسور نیرو به شکل حرف انگلیسي "S" بین بازوی ربات و محل قرارگیری پای بیمار بهره گرفته شده است. برای تبدیل خروجی سنسورهای آنالوگ و موقعیت بازو هر دو به صورت یک سیگنال دیجیتال جهت ورود به کامپیوتر و از 4 کanal 12 بیتی کارت اکتساب داده استفاده شده است.²

مقدار نیروی مطلوب که می‌خواهیم بیمار وارد کند در تمرین ایزوتوونیک $F_d = 10 \text{ N}$ طراحی شده است. در این شبیه‌سازی نیز برای سادگی امر مقایسه در هر دو روش ضرایب کنترل امپدانس مطابق با [5] برابر 4 $M_d = 4$ ، $D_d = 3$ و $K_d = 120$ ، لحاظ شده اند.

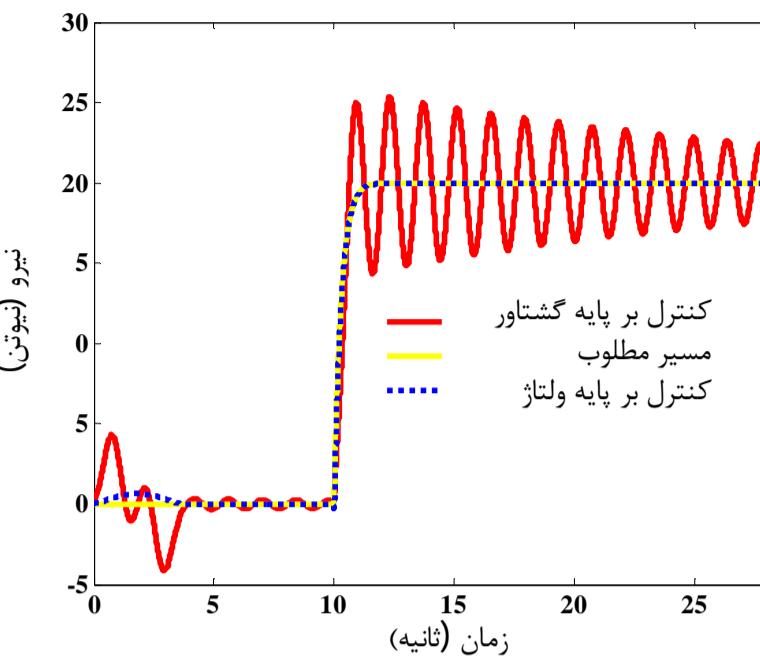
در شکل 9 نتایج آزمایش عملی ربات در ردگیری مسیر مطلوب برای دو روش کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ با کنترل امپدانس مقاوم پیشنهادی بر پایه ولتاژ در حضور عدم قطعیت‌ها آمده است. مشاهده می‌شود که مطابق با منطق کنترل امپدانس در طول انجام تمرین که بنا به نظر پزشک متخصص نیاز به وارد شدن نیرو به بیمار بوده ردگیری مسیر مطلوب دارای خطای حالت ماندگار می‌شود. همچنین مشاهده می‌شود که از نظر کارایی کنترل کننده‌ها در ردگیری مسیر مطلوب تقریباً هر دو روش به یک شکل جواب می‌دهند.

شکل 10 مقدار خطای بین نیرویی که بیمار در مقابل حرکت احساس می‌کند و نیروی مطلوب را نشان می‌دهد. در اجرای عملی تمرین ایزوتوونیک مشاهده می‌شود که روش ولتاژ دچار بیشترین خطای 1/7 نیوتن می‌شود که این مقدار در روش پیشنهادی به 0/6 نیوتن کاهش می‌یابد. همچنین مشاهده می‌شود که در روش کنترل بر مبنای گشتاور نیروی ردگیری شده دارای نوسانات متناوبی است.

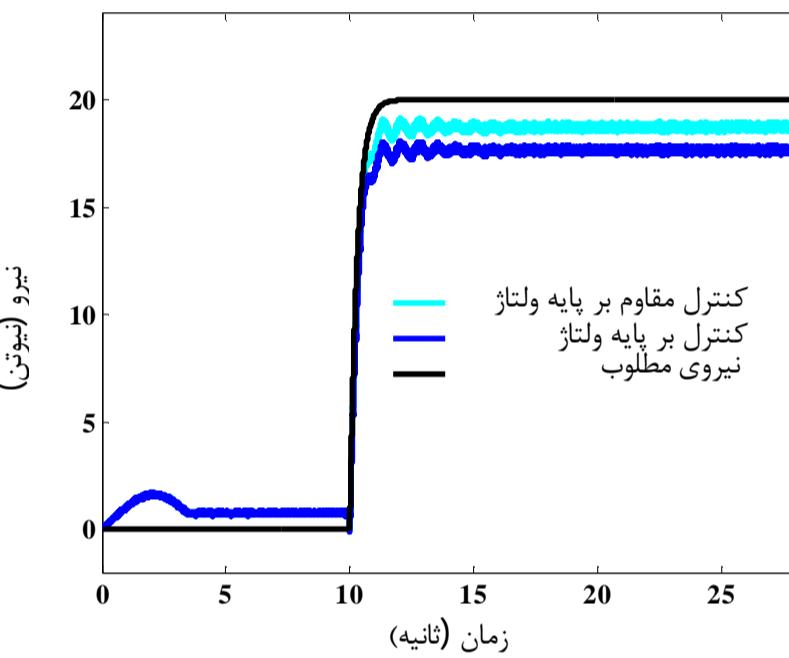
این نکته قابل ذکر است که سیگنال ثبت شده از سنسور نیرو دارای نویز اندازه‌گیری نسبتاً زیادی است. ولتاژ و جريان موتور در شکل 11 و 12 برای هر 2 حالت مورد بحث (کنترل ولتاژ در حضور عدم قطعیت‌ها، کنترل ولتاژ مقاوم در حضور عدم قطعیت‌ها) نمایش داده شده است. در آزمایش عملی نیز مشاهده می‌شود که تمامی ولتاژها و جريان در محدوده مجاز تعریف شده در جدول 2 هستند و از حدود خود تجاوز نکرده‌اند در نتیجه موتور و درایور به راحتی قادرند تا فرمان کنترلی را در طول تمرین اجرا نمایند.

7- نتیجه‌گیری

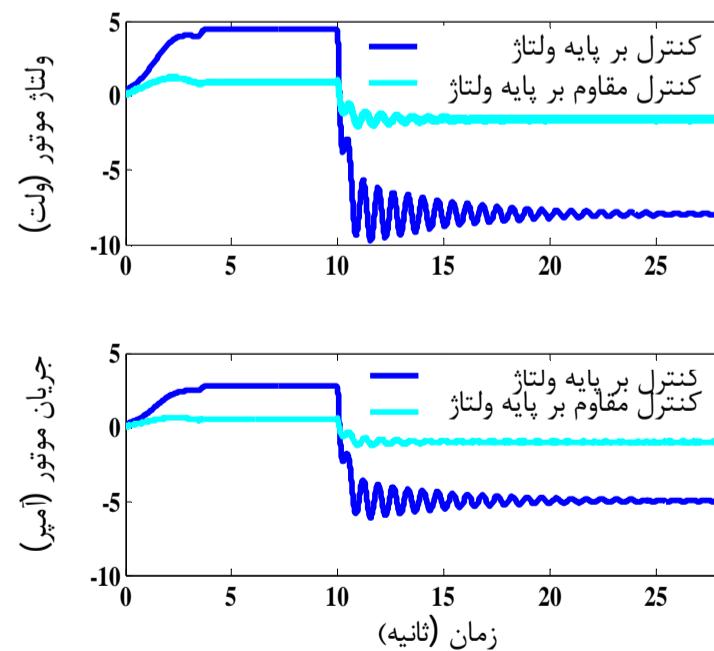
در این مقاله کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ برای ربات‌های توانبخش با 7 درجه آزادی ارائه شده است. روش کنترل ارائه شده مستقل از دینامیک ربات و دینامیک پای بیمار بوده و در نتیجه در مقایسه با کنترل بر پایه گشتاور، ساده‌تر، با محاسبات کمتر، مقاوم‌تر و مؤثرتر است. با این وجود، کنترل بر پایه ولتاژ نیازمند اطلاعات دقیق از پارامترهای محركه ربات است که این امر



شکل 6 مقایسه کنترل امپدانس بر پایه گشتاور و کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ در ایجاد امپدانس مطلوب برای تمرین ایزومنتریک

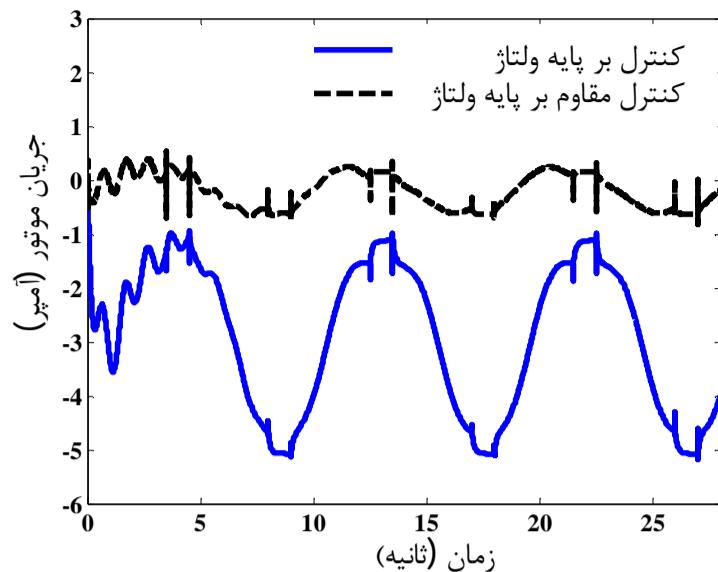


شکل 7 مقایسه کارایی کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ و کنترل امپدانس مقاوم بر پایه ولتاژ در ایجاد امپدانس مطلوب (در حضور عدم قطعیت‌ها) برای تمرین ایزومنتریک



شکل 8 ولتاژ و جريان موتور برای هر دو روش کنترلی در تمرین ایزومنتریک

کند. برای مسیر مطلوب این تمرین یک مسیر نرم انتخاب شده است به نحوی که حداقل دارای مشتق تا مرتبه دوم باشد. علاوه بر این، مسیر باید در بازه تغییرات مجاز برای زانو از منظر بیومکانیک در حالت نشسته باشد. در این

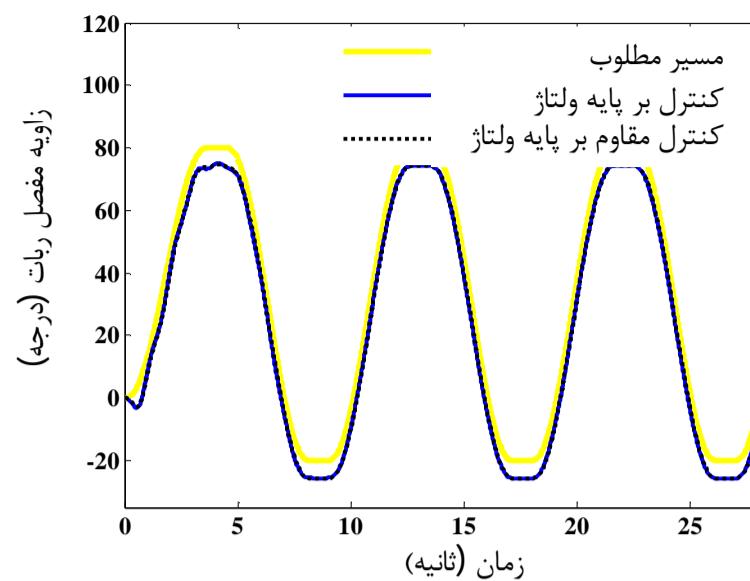


شکل 12 جریان موتور برای دو روش کنترلی در تمرین ایزوتونیک در حضور عدم قطعیت‌ها

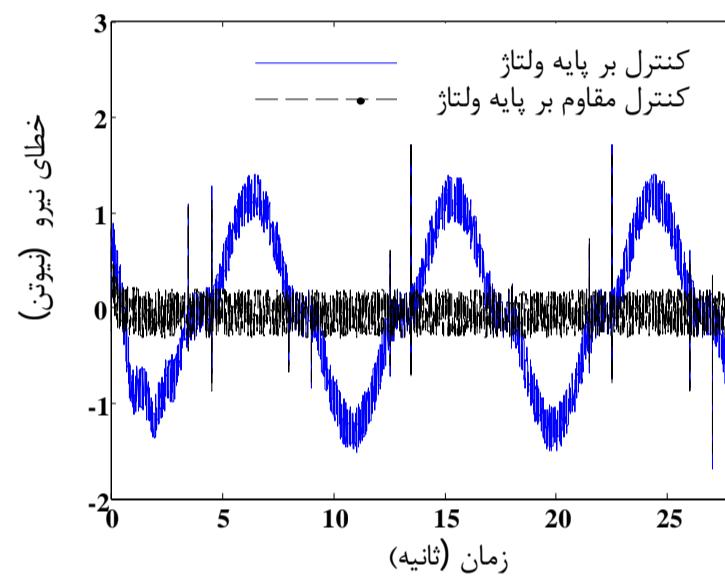
می‌دهد که عدم قطعیت‌های موجود در مدل می‌تواند کارایی روش کنترل ولتاژ را دچار چالش کند به نحوی که خطای ربات در ردگیری نیروی مطلوب تا حدود ۱۲٪ افزایش می‌یابد. با این وجود شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهند که کنترل مقاوم پیشنهادی قادر است به خوبی بر عدم قطعیت‌ها غلبه کند. به نحوی که خطای موجود در روش کنترل مقاوم پیشنهادی بر مبنای ولتاژ در ردگیری نیروی مطلوب در قیاس با روش رایج کنترل بر مبنای ولتاژ در حضور عدم قطعیت‌ها از ۱۶٪ به ۶٪ کاهش یافته است. در ادامه به بررسی عملکرد روش کنترلی ارائه شده در تست آزمایشگاهی پرداخته شده است. نتایج آزمایشگاهی نیز برتری روش پیشنهادی را به خوبی نشان می‌دهند.

8- مراجع

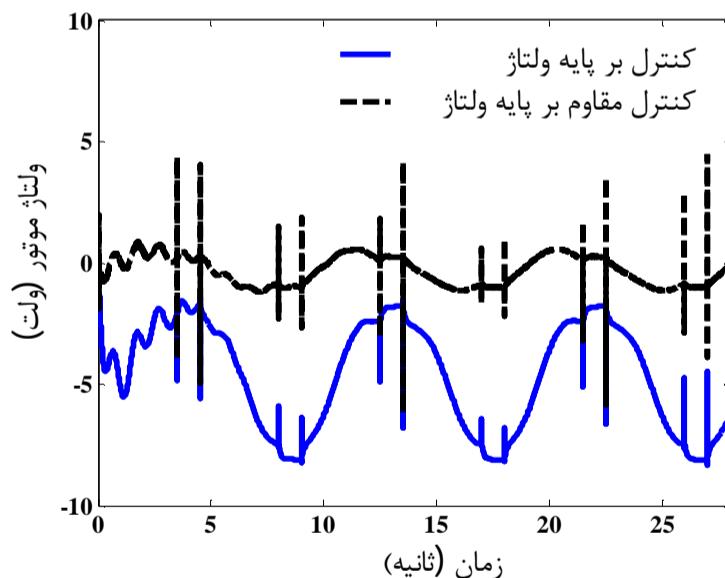
- [1] CG. Burgar, PS. Lum, Shor PC and Van der Loos HFM Development of robots for rehabilitation therapy ,*The Palo Alto VA/Stanford experience, J. Rehabilitation Res. Development*, Vol. 37 , pp. 663-674, 2000.
- [2] B. Miripour Fard, T. Padargani, Controllable Workspace Generation for a Cable-Driven Rehabilitation Robot using Neural Network and based on patient's Anthropometric Parameters, *Modares Mechanical Engineering*, Vol.15, No.3, pp.137-145, 2015(In Persian)
- [3] M. H. Kardan, M. Irani Rahagi, Robot-Borne PLC-Based Control System Used for Lower Limbs Rehabilitation, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 4, pp. 58-66, 2015 (In Persian)
- [4] A. Dashkhaneh, M. Mohammadi Moghaddam, M.R. Hadian, M. Mogharrabi, A.A. Mirzaei Saba, S.M. Davoodi Hasankola, Rehabilitation robots control in gait training exercises on a treadmill, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 8, pp. 157-164, 2014 (In Persian)
- [5] D.Bradley, C. Marquez, M. Hawley, S. Brownsell, P.Enderby, S. Mawson, NeXOS the design, development, and evaluation of a rehabilitation system for the lower limbs . *Mechatronics*, vol. 19,pp 247-57, 2009.
- [6] S. Moughamir, J.Zaytoon, N.Manamanni, L. Afifal LAM, A system approach for control development of lower-limbs training machines , BP 1039, 51687. 2001
- [7] Ju MS, Lin CCK, Lin DH, Hwang IS and Chen SM , A rehabilitation robot with force-position hybrid fuzzy controller: Hybrid fuzzy control of rehabilitation robot, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, No. 3, pp. 349-358, 2005.
- [8] E. Akdogan, M. Arif Adli, The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot ,*Mechatronics*; vol. 21, pp. 509-522, 2011.
- [9] G. Xu, A.Song, H.Li, Control System Design for an Upper-Limb Rehabilitation Robot. *Advanced Robotics*, Vol.25, pp. 229-251, 2011.
- [10] G. Xu, A. Song,H. Li, Adaptive Impedance Control for Upper-Limb Rehabilitation Robot Using Evolutionary Dynamic Recurrent Fuzzy Neural Network. *Journal of Intelligent Robot System*, Vol.62, pp. 501-525. 2011.
- [11] PA. Hougum, Therapeutic exercises for musculoskeletal injuries. ThomsonShore, 2009.
- [12] M. Bernhardt, M. Frey, G.Colombo, R.Riener, Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot LOKOMAT. In *9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 536-539, 2005.
- [13] HI. Krebs, N. Hogan, ML. Aisen, BT. Volpe, Root aided



شکل 9 مقایسه کارایی کنترل کننده امپدانس و کنترل کننده امپدانس مقاوم بر پایه ولتاژ در ردگیری مسیر برای تمرین ایزوتونیک



شکل 10 مقایسه کارایی کنترل امپدانس در ایجاد نیروی مطلوب در حضور عدم قطعیت‌ها برای تمرین ایزوتونیک



شکل 11 ولتاژ موتور برای دو روش کنترلی در تمرین ایزوتونیک در حضور عدم قطعیت‌ها

اجرای کنترل ربات بر مبنای ولتاژ را دچار چالش می‌کند. برای بطرف کردن این چالش، در این مقاله طرح جدید کنترل مقاوم بر پایه ولتاژ با استفاده از یک تخمینگر فازی تطبیقی ارائه گردیده و تحلیل پایداری الگوریتم کنترلی نیز انجام شده است. نتایج شبیه‌سازی کارکرد موثر روش پیشنهادی را در انجام تمارین مختلف توانبخشی نشان می‌دهد. خطای موجود در روش کنترل بر مبنای گشتاور از ۲۵٪ به ۴٪ کاهش یافته است. با این وجود نتایج نشان

- International Journal of Control, Automation, and Systems*, vol. 6, pp. 702–712, 2008.
- [18] M. M. Fateh, A. A. Arab, Robust control of a wheeled mobile robot by voltage control strategy, *Nonlinear Dynamics*, Vol 79, pp 335-348, 2015.
- [19] A. A. Arab, M. M. Fateh, S.M.R. Yazdanparast, Design and implement of fuzzy control of a robotic camera for target tracking, *Journal of Solid and Fluid Mechanics*, 4(1), pp.1-10, 2014.
- [20] M.M. Fateh, V.khoshdel, Voltage-Based Adaptive Impedance Force Control for a Lower-Limb Rehabilitation Robot, *Advanced Robotics*. In press 2015.
- neurorehabilitation . *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 6, No. 1, pp. 75–87. 1998.
- [14] R. Richardson, M. Brown, M.Bhakta, M.C. Levesley, Design and control of a three degree of freedom pneumatic physiotherapy robot. *Robotica*, vol. 21, pp. 589–604, 2003.
- [15] N. Hogan, H.I. Krebs, A. Sharon, J. Charnnarong, Interactive robotic therapist. *Massachusetts Inst. Technol., Cambridge, U.S. Patent #*, pp.466 213, 1995.
- [16] Z. Qu, Robust control of nonlinear uncertain systems, *John Wiley & Sons*, 1998.
- [17] MM. Fateh, On the voltage-based control of robot manipulators.