



## کنترل امپدانس مقاوم ربات با رویکرد توان بخشی زانو

وهاب خوشدل<sup>1</sup>، علیرضا اکبرزاده<sup>2\*</sup>

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

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

\*مشهد، صندوق پستی 9189954498، ali\_akbarzadeh@um.ac.ir

## اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 10 خرداد 1394

پذیرش: 29 خرداد 1394

ارائه در سایت: 22 تیر 1394

کلید واژگان:

کنترل امپدانس

ربات توان بخشی

دینامیک ربات توان بخشی

کنترل مقاوم

سیستم فازی تطبیقی

## چکیده

در این مقاله، از یک روش کنترل امپدانس مقاوم جدید برای ربات توان بخش 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 محرکه 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 محرکه به عنوان یک چالش مطرح می‌شود. در روش پیشنهادی برای غلبه بر چالش عدم قطعیت‌های مدل محرکه، از یک سیستم فازی تطبیقی متناسب با روش ولتاژ استفاده شده است. همچنین، اثبات پایداری روش پیشنهادی نشان داده شده است. برای ارزیابی روش پیشنهادی، یک ربات توان بخش 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.

## 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.

## 1- مقدمه

ربات‌های توان بخشی به عنوان یک چالش مهم برای متخصصان این حوزه بوده است. تاکنون روش‌های مختلفی برای کنترل ربات‌ها با کاربرد توان بخشی ارائه شده است. از جمله این روش‌ها می‌توان به کنترل موقعیت [5,6]، کنترل نیرو، کنترل هیبرید موقعیت-نیرو [7] و کنترل امپدانس [8]-

در سال‌های اخیر استفاده از ربات‌ها در کاربردهای پزشکی و به خصوص توان بخشی افزایش یافته است. مطالعات نشان داده است که ربات‌ها می‌توانند به خوبی در این عرصه به فیزیوتراپ‌ها کمک کنند [1-4]. همواره کنترل

تطبیقی برای تخمین عدم قطعیت‌های سیستم استفاده شده است. در ادامه، بخش دوم به مدل‌سازی ربات توان بخشی 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 کنترل کننده می‌پردازد و در انتها بخش ششم نتیجه‌گیری می‌نماید.

## 2- معادلات دینامیکی ربات

معادلات دینامیک ربات توان بخش با فرض عدم وجود انعطاف پذیری 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،  $D_r(q) \in R^n$  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، و  $\tau_r \in R^n$  بردار گشتاور ربات می‌باشند.

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

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

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 می‌باشند.

با جایگذاری (2) در (1) معادله مکانیکی ربات توان بخشی 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 چرخ‌دنده‌ها 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.

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

که در آن  $u \in R^n$  بردار ولتاژ موتور،  $I_a \in R^n$  بردار جریان موتور، و  $\varphi \in R^n$  بردار اغتشاشات خارجی است.  $R$ ،  $L$ ،  $K_b$  و  $K_t$  ماتریس‌های قطری برای ضرایب مقاومت آرمیچر، اثر تزویج و جریان بازگشتی هستند.  $\tau_m$  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 (1-8) 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 لوکومت به خوبی پیاده‌سازی شده است [11,12]. در مقایسه با دیگر روش‌های کنترلی در کاربرد ربات‌های توان بخشی کنترل امپدانس تأثیرگذارتر و انعطاف پذیرتر است [13]. ربات ام-ای-تی منیوس به عنوان یکی از موارد کاملاً موفق استفاده از کنترل امپدانس در ربات‌های توان بخشی 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 توان بخشی محسوب می‌شود [15].

در روش کنترل امپدانس، کنترل نیرو و کنترل موقعیت هیچ یک به تنهایی 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 توان بخشی در تماس با بیمار باید از خود نشان دهد. در صورت پیاده‌سازی این روش کنترلی ربات توان بخشی 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 کنترلی 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. درحالی که این فرض در کاربردهای عملی مشکلاتی مثل محدودیت‌های محرکه و محدودیت‌های سنسوری محرکه 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 تمرین مختلف توان بخشی ارائه شده است [20]. گرچه کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ برای ربات‌های توان بخشی 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 کنترل کننده امپدانس که بر پایه قانون امپدانس (18) پایه گذاری شده را با جایگزینی (19) در (17) به صورت

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

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

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

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

شکل می‌گیرد.

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

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

$\eta$  یک سیستم فازی برای تخمین تابع  $\eta$  است. از رابطه (22) نتیجه می‌شود که اگر  $\dot{\eta}$  تقریب خوبی از  $\eta$  باشد قانون امپدانس (18) پیاده سازی 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 ممدانی به صورت زیر پیشنهاد می‌شوند.

$$\text{قانون 1: اگر } x_1, A_1 \text{ باشد و } x_2, B_1 \text{ باشد آنگاه } \eta, C_1 \text{ خواهد بود} \quad (24)$$

در جایی که قانون 1، اولین قانون از 9 قانون تعریف شده برای  $l = 1, 2, \dots, 9$  و  $A_l, B_l$  و  $C_l$  به ترتیب توابع عضویت برای متغیرهای  $x_1, x_2$  و  $\eta$  هستند.

گروه‌های عضویت فازی برای ورودی اول به صورت

$$\mu_N(x_1) \left\{ \begin{array}{ll} 1 & x_1 \leq -1 \\ 1 - 2(x_1 + 1)^2 & -1 \leq x_1 \leq -0.5 \\ 2x_1^2 & -0.5 \leq x_1 \leq 0 \\ 0 & x_1 \geq 0 \end{array} \right. \quad \mu_P(x_1) \left\{ \begin{array}{ll} 0 & x_1 \leq 0 \\ 2x_1^2 & 0 \leq x_1 \leq 0.5 \\ 1 - 2(x_1 + 1)^2 & 0.5 \leq x_1 \leq 1 \\ 1 & x_1 \geq 1 \end{array} \right. \quad \mu_Z(x_1) = \exp\left(\frac{-x_1^2}{2\sigma^2}\right), \quad \sigma = 0.3 \quad (25)$$

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

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

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  $W = \begin{bmatrix} F_h \\ u \end{bmatrix}$  ورودی سیستم،  $Z = [q \dot{q} I_a]^T$  متغیرهای حالت،  $b$  و  $f(z)$  به شکل

$$f(z) = \begin{bmatrix} z_2 \\ A(-(B_m r^{-1} + rC(z_1, z_2))z_2 - rg(z_1) + K_m z_3) \\ -L^{-1}(K_b r^{-1} z_2 + Rz_3) \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad b = \begin{bmatrix} (J_m r^{-1} + rD(z_1))^{-1} rJ_e^T(z_1) & 0 \\ 0 & L^{-1} \end{bmatrix}_r \quad (10)$$

می‌باشند، اگر  $A = (J_m r^{-1} + rD(z_1))^{-1}$  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 مدل سازی 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 می‌باشند. بنابراین

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

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

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

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

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

### 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  $L\dot{I}_a$  صرف نظر کرد. علاوه بر این اندازه گیری  $\dot{I}_a$  مشکل و همراه با نویز فراوان است. در نتیجه می‌توان مدل (14) را با فرض صرف نظر کردن از اثرات  $L\dot{I}_a$  و  $\varphi$  ارائه داد. با اضافه کردن  $\hat{R}I_a + \hat{K}\hat{f}^{-1}(q)\dot{x}$  به طرفین معادله (14) و صرف نظر کردن از اثرات  $L\dot{I}_a$  و  $\varphi$  می‌توان به صورت

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

بازنویسی کرد. حال اگر  $\eta$  به صورت زیر تعریف شود.

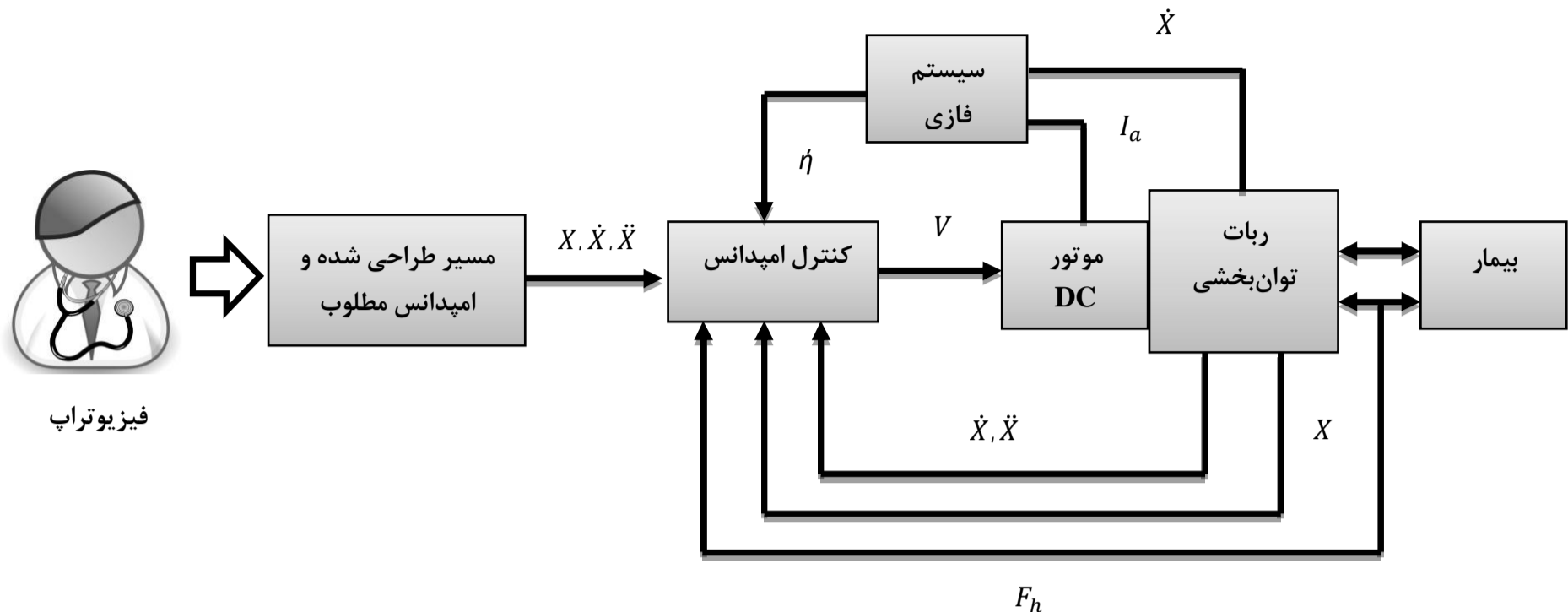
$$\eta = (R - \hat{R})I_a + (KJ^{-1}(q) - \hat{K}\hat{f}^{-1}(q))\dot{x} \quad (16)$$

جایگذاری (16) در (15) نتیجه می‌دهد

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

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 1 دیاگرام کنترل امپدانس مقاوم برای ربات توان بخشی

جایگذاری (27) و (29) در (22) به صورت

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

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

می توان نوشت

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

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

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

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

معادلات فضای حالت در حالت ردگیری به صورت

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

بیان می شود که در آن

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

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

حال تابع مثبت معین  $V$  به صورت زیر پیشنهاد می شود.

$$V = \frac{1}{2}Z^T P Z + \frac{\gamma}{2\alpha}(y^T - \hat{y}^T)(y - \hat{y}) \quad (38)$$

هنگامی که  $\alpha > 0$  و  $P$  و  $Q$  ماتریس های مثبت معین متقارن منحصر به فردی باشند که در معادله ماتریسی لیاپانوفی زیر صدق می کند

$$A^T P + P A = -Q \quad (39)$$

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

$$\dot{V} = -\frac{1}{2}Z^T Q Z + Z^T P B (M_d^{-1}F_h + \gamma(y^T - \hat{y}^T)\psi(x_1, x_1) + \gamma e) - \frac{\gamma}{\alpha}(y^T - \hat{y}^T)\hat{y} \quad (40)$$

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

اگر قانون تطبیق به صورت زیر تعیین شود

$$\hat{y} = \alpha Z^T P B \psi(x_1, x_1) \quad (42)$$

نتیجه می شود که

$$\dot{V} = -\frac{1}{2}Z^T Q Z + Z^T P B (M_d^{-1}F_h + \gamma e) \quad (43)$$

موتور جستجوی ممدانی<sup>1</sup> و فازی ساز منفرد<sup>2</sup> و از غیر فازی ساز میانگین مراکز<sup>3</sup> در طراحی سیستم استفاده کنیم خروجی سیستم  $\eta$  به صورت

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

محاسبه می شود.

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

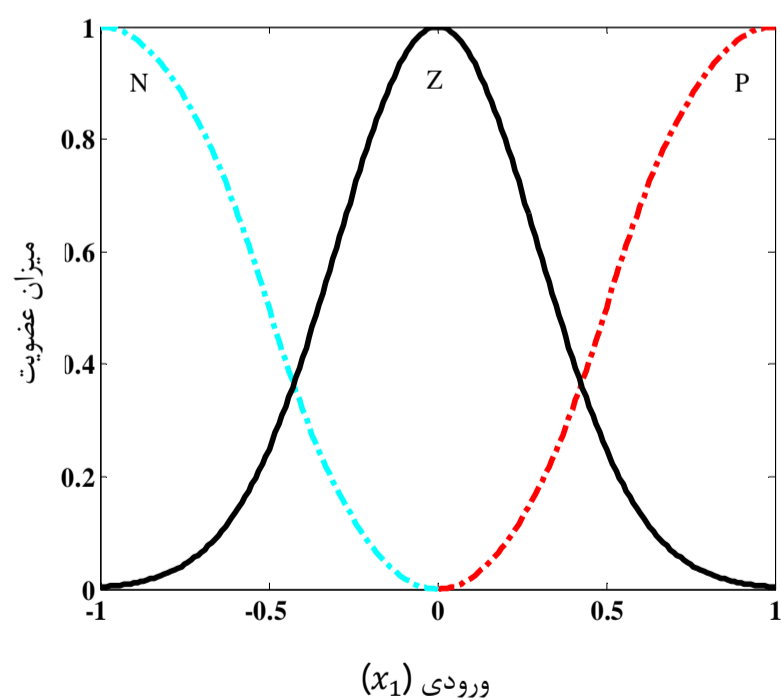
صورت

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

محاسبه می شود. پارامتر  $\hat{y}$  در (27) به وسیله قانون تطبیق محاسبه می شود.بر اساس اصل تقریب گر عمومی بودن سیستم های فازی، می توان  $\eta$  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  $\varepsilon$  خطای محدود تقریب است. با

شکل 2 گروه های عضویت فازی برای ورودی اول

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



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

نتیجه 6: متغیر  $\psi$  محدود است.

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

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

استفاده از نتیجه 1 و نتیجه 7 نتیجه می‌دهد که

نتیجه 8: متغیر  $\hat{\eta}$  محدود است.

در معادله (20) پارامترهای  $\hat{R}$ ،  $\hat{K}$  و  $\hat{J}$  محدود هستند. همچنین ماتریس‌های  $M_d$ ،  $K_d$  و  $D_d$  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].

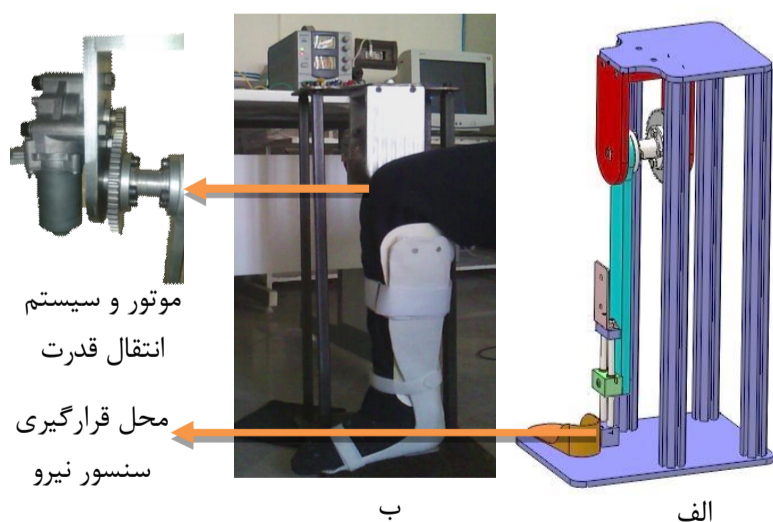
نتیجه 9:  $I_a$ ،  $\dot{q}$  و  $q$  محدود است.

سیستم رباتیک پایدار است زیرا تمام متغیرهای حالت  $q$  و  $\dot{q}$ ،  $I_a$  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 توان بخشی 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 توان بخشی 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 توان بخشی زانو (نسخه 1)

الف: ربات طراحی شده در نرم‌افزار سالیدورک 1 ب: ربات ساخته شده

حال اگر  $\dot{V} < 0$  باشد، خطای ردگیری کاهش پیدا می‌کند.  $\dot{V} < 0$  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

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

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

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

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

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

بدین معنا که اگر  $\|Z\| > 2 \|PB\| |M_d^{-1} F_h + \gamma \varepsilon| / \lambda_{\min}(Q)$  باشد آنگاه  $\dot{V} < 0$  برقرار می‌شود پس با کاهش  $\lambda_{\min}(Q)$  مقدار نهایی اندازه خطای ردگیری کاهش می‌یابد. 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

در نتیجه، خطای ردگیری محدود به دایره‌ای به شعاع  $|M_d^{-1} F_h + \gamma \varepsilon| / \lambda_{\min}(Q)$  می‌شود.

بعلاوه  $V$  تابعی مثبت از  $Z$  و  $\hat{\tau} - \gamma$  است بنابراین اگر  $\dot{V} < 0$  آنگاه

خطای تخمین پارامتر  $\hat{\tau} - \gamma$  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 محدودکننده ولتاژ محدود می‌شود  $|U| \leq U_{\max}$ .

ربات توان بخش زانو دارای مفاصل لولایی است در نتیجه شامل توابع محدود مثلثاتی است. این امر نتیجه می‌دهد که

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

استفاده از فرض 2 و نتیجه 3 نتیجه می‌دهد که

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

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

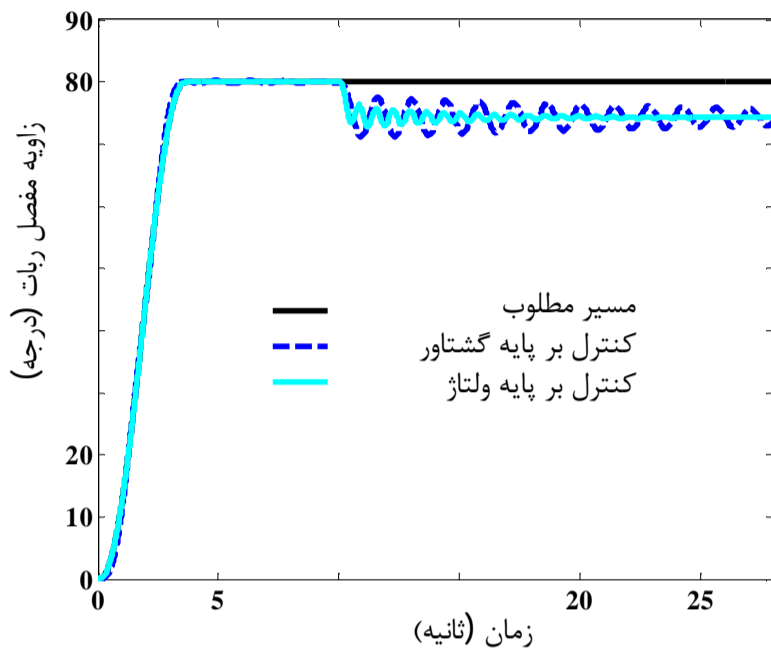
با توجه فرض 1،  $x_d$  و مشتقات آن محدود بوده، همچنین نتیجه 2 نشان می‌دهد که  $e$  و مشتقات آن محدود است بنابراین می‌توان محدود بودن  $x$  و  $\dot{x}$  را نتیجه گرفت.

نتیجه 5: مسیر طی شده ربات و مشتقات 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

$\frac{K}{\text{Nm/rad}}$	$r$	$\frac{b_m}{\text{Nm.s/rad}}$	$\frac{J_m}{\text{Nm.s}^2/\text{rad}}$	$L$ (H)	$\frac{K_b}{\text{V.s/rad}}$	$R$ ( $\Omega$ )	$U_{\max}$ (V)
500	0/01	0/001	0/0002	0/001	0/26	1/6	12

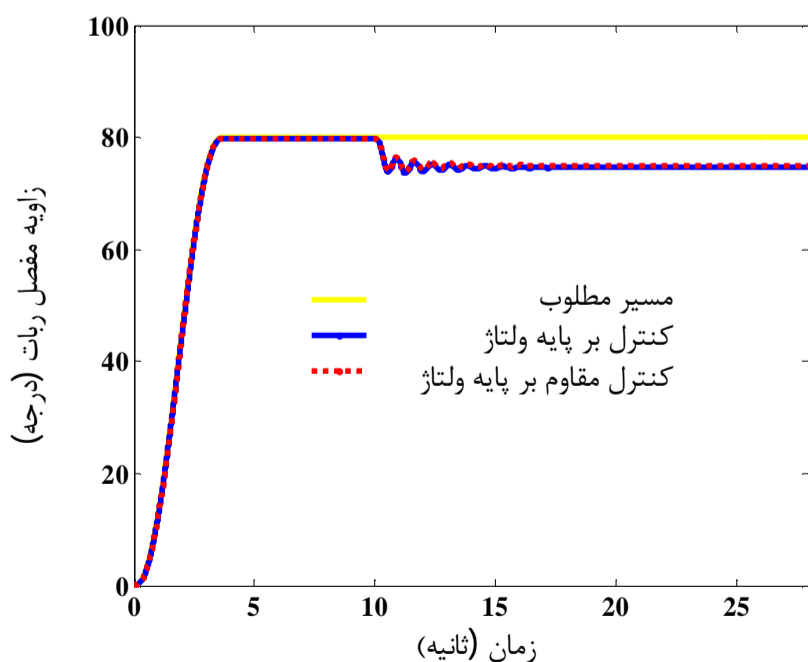


شکل 4 مقایسه کارایی کنترل کننده امپدانس بر پایه کشتاور و کنترل کننده امپدانس بر پایه ولتاژ در ردگیری مسیر برای تمرین ایزومتریک

در انتها لازم است که نگاهی به ولتاژها و جریانهای موتورها انداخته 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 می شود تمامی ولتاژها و جریان در محدوده مجاز تعریف شده در جدول 2 هستند و از حدود خود تجاوز نکرده اند.

### 6- نتایج پیاده سازی عملی

به منظور بررسی عملکرد روش کنترل پیشنهادی، در این بخش پیاده سازی عملی روش کنترلی بر روی ربات توان بخش 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 می ماند. مقدار نیرویی که می خواهیم بیمار به آن اندازه نیرو وارد کند در تمرین ایزومتریک  $F_d = 20$  N طراحی شده است.

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

پارامترهای ربات و بیمار در جدول شماره 1 آمده است که در آن  $x_c$ ،  $y_c$  و  $z_c$  مختصات مرکز جرم سیستم نسبت به نقطه مرکز مختصات،  $I_{ij}$  ممان اینرسی سیستم در صفحه  $ij$ ،  $m_p$  وزن پای بیمار  $m_r$  وزن بازوی ربات،  $I_r$  و  $I_m$  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 کشتاور 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 شبیه سازی شده اند. 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 می شود که مطابق با منطق کنترل امپدانس در لحظاتی که بنا به نظر پزشک متخصص نیاز به وارد شدن نیرو به بیمار بوده ردگیری مسیر مطلوب دارای خطای حالت ماندگار می شود. مشاهده می شود که از نظر کارایی کنترل کننده ها در ردگیری مسیر مطلوب تقریباً هر دو روش به یک شکل جواب می دهند.

شکل 6 نیرویی که بیمار در مقابل حرکت احساس کرده است و نیروی مطلوب را نشان می دهد. هنر روش کنترل بر پایه ولتاژ در اعمال نیروی مطلوب به خوبی نشان داده می شود. بیشترین خطای روش کنترل امپدانس بر مبنای کشتاور در ردگیری نیروی مطلوب حدود  $5$  نیوتن است در حالی که روش کنترل بر مبنای ولتاژ قادر است این خطا را تا مقدار  $0/9$  نیوتن کاهش دهد. همچنین مشاهده می شود که در روش کنترل بر مبنای کشتاور 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 می شود که کنترل مقاوم ارائه شده بسیار بهتر از روش غیر مقاوم عمل می کند و به خوبی می تواند در برابر عدم قطعیتها عکس العمل نشان دهد. نتایج نشان می دهد که کنترل امپدانس بر مبنای ولتاژ که در نبود عدم قطعیتها مدل محرکه، دارای حداکثر خطای  $0/6$  نیوتن در ردگیری نیروی مطلوب بود، در حضور عدم قطعیتها دارای خطای حدود  $3/2$  نیوتن می شود. همچنین مشاهده می شود که کنترل امپدانس مقاوم پیشنهادی می تواند خطای ردگیری نیروی مطلوب را از  $3/2$  نیوتن به  $1/3$  نیوتن کاهش دهد.

جدول 1 مقادیر پارامترهای ربات و بیمار

$z_i$	$x_c$	$y_c$	$m_r$	$m_p$	$I_{xx_i}$	$I_{yy_i}$	$I_{yx}$	$I_{zz_i}$
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 داوطلب مرد 26 ساله و ربات توان بخش زانوی نمایش داده شده در شکل 3 استفاده شده است. در این آزمایش داوطلب کاملاً از نحوه صحیح تمرین آگاه شده است.

در محرکه ربات از یک موتور سروو جریان مستقیم<sup>1</sup> استفاده شده است. به منظور اطلاع از موقعیت بازوی ربات (موقعیت پای داوطلب) از اطلاعات اینکودر موتور استفاده شده است. برای دانستن مقدار نیروی تعاملی بین پای داوطلب و ربات از دو سنسور نیرو به شکل حرف انگلیسی "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 کانال 12 بیتی کارت اکتساب داده استفاده شده است.<sup>2</sup>

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

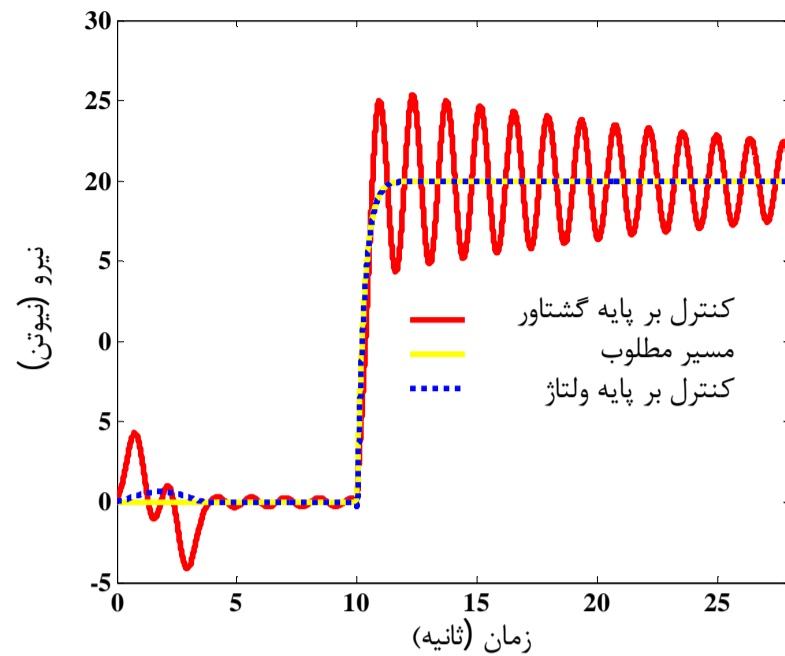
در شکل 9 نتایج آزمایش عملی ربات در ردگیری مسیر مطلوب برای دو روش کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ با کنترل امپدانس مقاوم پیشنهادی بر پایه ولتاژ در حضور عدم قطعیت‌ها آمده است. مشاهده می‌شود که مطابق با منطق کنترل امپدانس در طول انجام تمرین که بنا به نظر پزشک متخصص نیاز به وارد شدن نیرو به بیمار بوده ردگیری 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 ایزوتونیک مشاهده می‌شود که روش ولتاژ دچار بیشترین خطای 1/7 نیوتون می‌شود که این مقدار در روش پیشنهادی به 0/6 نیوتون کاهش می‌یابد. همچنین مشاهده می‌شود که در روش کنترل بر مبنای گشتاور نیروی ردگیری شده دارای نوسانات متناوبی است.

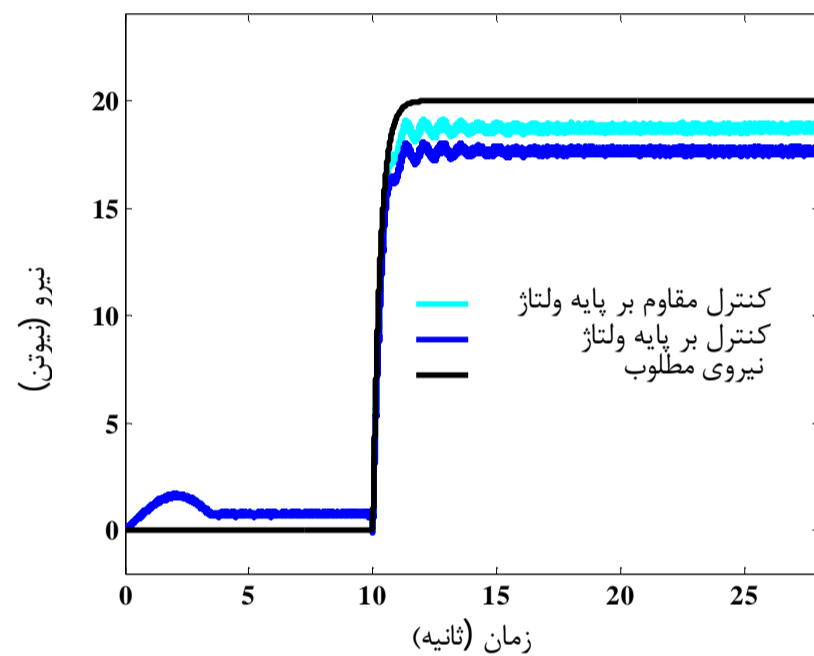
این نکته قابل ذکر است که سیگنال ثبت شده از سنسور نیرو دارای نویز اندازه‌گیری نسبتاً زیادی است. ولتاژ و جریان موتور در شکل 11 و 12 برای هر 2 حالت مورد بحث (کنترل ولتاژ در حضور عدم قطعیت‌ها، کنترل ولتاژ مقاوم در حضور عدم قطعیت‌ها) نمایش داده شده است. در آزمایش عملی نیز مشاهده می‌شود که تمامی ولتاژها و جریان 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- نتیجه گیری

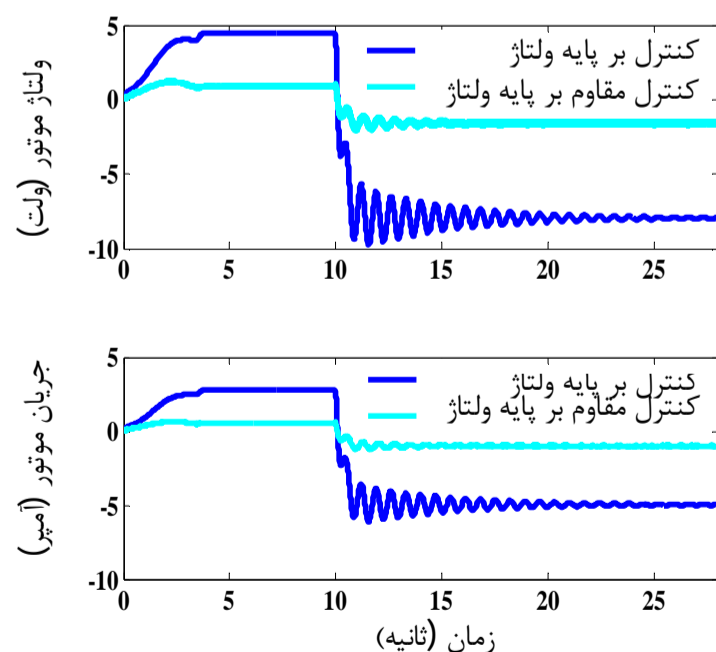
در این مقاله کنترل امپدانس بر پایه ولتاژ برای ربات‌های توان بخش با  $n$  درجه آزادی ارائه شده است. روش کنترل ارائه شده مستقل از دینامیک ربات و دینامیک پای بیمار بوده و در نتیجه در مقایسه با کنترل بر پایه گشتاور، ساده‌تر، با محاسبات کمتر، مقاوم‌تر و مؤثرتر است. با این وجود، کنترل بر پایه ولتاژ نیازمند اطلاعات دقیق از پارامترهای محرکه 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 ایزومتریک



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 ایزومتریک

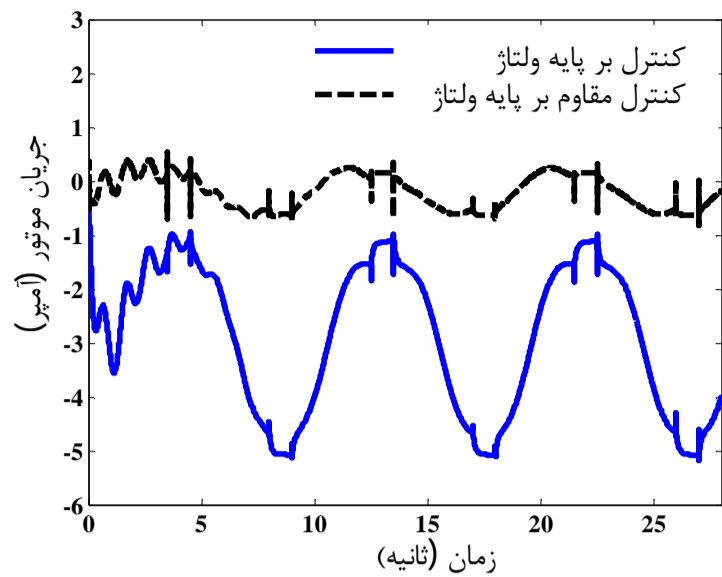


شکل 8 ولتاژ و جریان موتور برای هر دو روش کنترلی در تمرین ایزومتریک

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

1- DC Gear Motror-Buhler-1.61.113  
2- Advantech PCI-1713 ul



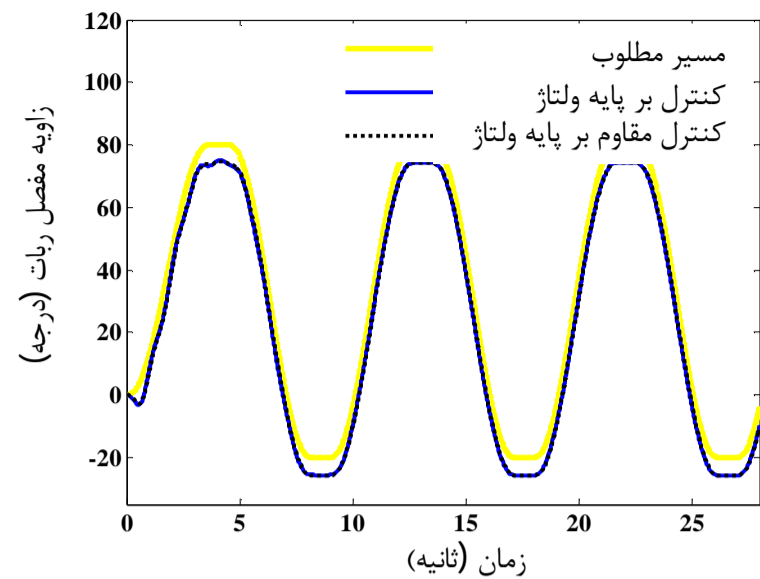


شکل 12 جریان موتور برای دو روش کنترلی در تمرین ایزوتونیک در حضور عدم قطعیتها

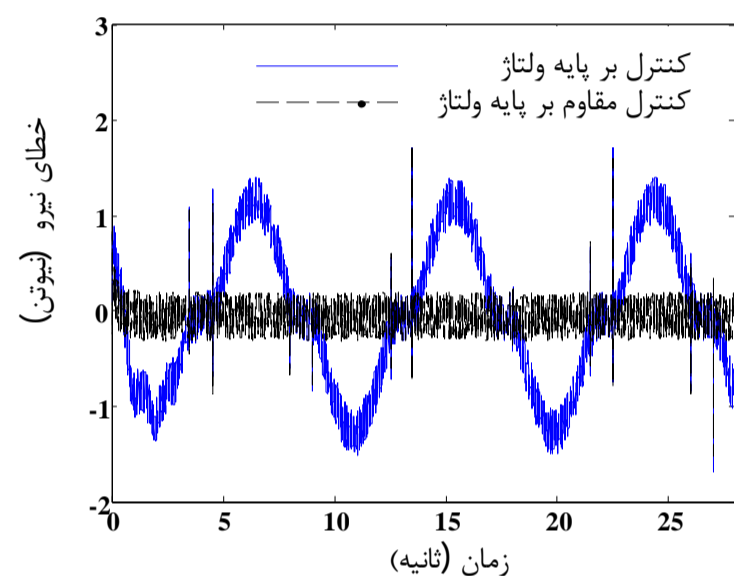
می‌دهد که عدم قطعیت‌های موجود در مدل می‌تواند کارایی روش کنترل ولتاژ را دچار چالش کند به نحوی که خطای ربات در ردگیری نیروی مطلوب تا حدود 12% افزایش می‌یابد. با این وجود شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهند که کنترل مقاوم پیشنهادی قادر است به خوبی بر عدم قطعیت‌ها غلبه کند. به نحوی که خطای موجود در روش کنترل مقاوم پیشنهادی بر مبنای ولتاژ در ردگیری نیروی مطلوب در قیاس با روش رایج کنترل بر مبنای ولتاژ در حضور عدم قطعیت‌ها از 16% به 6% کاهش یافته است. در ادامه به بررسی عملکرد روش کنترلی ارائه‌شده در تست آزمایشگاهی پرداخته شده است. نتایج آزمایشگاهی نیز برتری روش پیشنهادی را به خوبی نشان می‌دهند.

## 8- مراجع

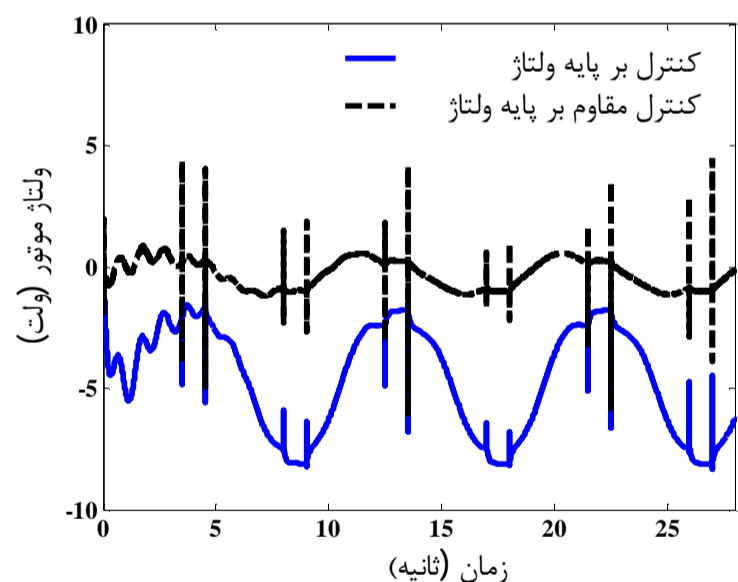
- [1] CG. Burgar, PS. Lum, Shor PC and Van der Loos HFM Development of robots for rehabilitation therapy, *The Palo Alto VA/Stanford experience, J. Rehabilitation Res. Development*, Vol. 37, pp. 663-674, 2000.
- [2] B. Miripour Fard, T. Padargani, Controllable Workspace Generation for a Cable-Driven 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. Afilal 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. Houglum, 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] Hl. 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 برطرف 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 تمرین مختلف توان بخشی نشان می‌دهد. خطای موجود در روش کنترل بر مبنای ولتاژ در ردگیری نیروی مطلوب در قیاس با روش کنترل بر مبنای گشتاور از 25% به 4% 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.