



کنترل امپدانس مقاوم ربات توان‌بخش زانو با ضرایب فازی

وهاب خوشدل^۱ و محمد مهدی فاتح^{۲*}

^۱ کارشناس ارشد کنترل، دانشگاه صنعتی شاهرود، دانشکده برق و رباتیک

^۲ استاد کنترل، دانشگاه صنعتی شاهرود، دانشکده برق و رباتیک

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۰۶/۱۷؛ تاریخ بازنگری: ۱۳۹۳/۰۸/۲۰؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۳/۱۰/۰۲

چکیده

این مقاله طرح نوینی برای کنترل امپدانس مقاوم ربات توان‌بخش زانو با ضرایب فازی و استفاده از راهبرد کنترل ولتاژ ارائه می‌نماید. انتخاب ضرایب امپدانس همواره یک چالش بوده است که در طرح پیشنهادی توسط سیستم‌های فازی تعیین می‌گردند. طرح نوین کنترل امپدانس پیشنهادی به مدل دینامیکی ربات وابسته نیست. طراحی کنترل‌کننده بر اساس راهبرد کنترل ولتاژ بوده و متفاوت با طراحی رایج مبتنی بر راهبرد کنترل گشتاور است. طرح پیشنهادی در مقایسه با طرح‌های مبتنی بر راهبرد کنترل گشتاور، ساده تر با محاسبات کمتر و مؤثرتر است. بعلاوه، در طراحی کنترل‌کننده به محرکه‌های ربات نیز توجه می‌شود. روش کنترل امپدانس پیشنهادی با بکارگیری روش گرادیان نزولی به صورت مقاوم تطبیقی برای غلبه بر عدم قطعیت عمل می‌کند. مکانیزم تطبیق پیشنهادی به خوبی می‌تواند بر عدم قطعیت‌ها در اجرای قانون امپدانس غلبه کند. پایداری سیستم کنترل اثبات می‌شود و کارایی و برتری روش کنترل امپدانس مقاوم با ضرایب فازی را بر روش کنترل امپدانس مقاوم با ضرایب ثابت توسط نتایج شبیه سازی نشان داده می‌شود.

کلمات کلیدی: ربات توان‌بخش زانو؛ کنترل امپدانس؛ کنترل مقاوم؛ ضرایب فازی.

Robust Impedance Control of a Lower-Limb Rehabilitation Robot using Fuzzy Parameters

V. Khoshdel¹, and M. M. Fateh^{2,*}

¹ MSc Student, Control Eng., Shahrood Univ. of Tech., Shahrood, Iran.

² Professor of Control Eng., Shahrood Univ. of Tech., Shahrood, Iran.

Abstract

This work presents a novel design for the robust impedance control of a lower-limb rehabilitation robot using the fuzzy parameters and voltage control strategy. Selecting the impedance parameters has been a challenge, and thus they are given by fuzzy systems in the proposed design. Compared with the earlier designs, the novel impedance control approach is not dependent on the mechanical model of robots. Designing the controller is based upon the voltage control strategy, which differs from the common torque control strategy. Compared with the designs based upon the torque control strategy, it is simpler, less computational, and more effective. Moreover, the controller considers the actuators. The proposed approach is robust-adaptive against uncertainties using a gradient decent algorithm. The stability of the control system is proven, and the efficiency and superiority of the robust impedance control with fuzzy parameters over the control with constant parameters are shown by the simulation results.

Keywords: Lower-Limb Rehabilitation Robot; Impedance Control; Robust Control; Fuzzy Parameters.

* نویسنده مسئول؛ تلفن: ۰۰۰۳۳۳۹۶۰۰ (+۹۸)۲۳؛ فکس: ۰۰۰۳۳۳۹۴۴۱۹ (+۹۸)۲۳

آدرس پست الکترونیک: mmfateh@shahroodut.ac.ir

۱- مقدمه

استفاده از ربات‌ها در کاربردهای پزشکی به خصوص توان‌بخشی در سال‌های اخیر افزایش یافته‌است. مطالعات نشان داده‌اند که ربات‌ها می‌توانند در این عرصه به خوبی به فیزیوتراپ‌ها کمک کنند [۱]. همواره کنترل ربات‌های توان‌بخش به عنوان چالشی مهم برای متخصصان بوده‌است. تا کنون روش‌های مختلفی برای کنترل ربات‌های توان‌بخش ارائه شده‌اند. از جمله می‌توان به کنترل موقعیت [۲،۳]، کنترل نیرو، کنترل ترکیبی موقعیت-نیرو [۴] و کنترل امپدانس [۵] اشاره کرد. در بین آن‌ها، کنترل ترکیبی موقعیت-نیرو و کنترل امپدانس مؤثرترند. کنترل ترکیبی موقعیت-نیرو روی ربات لوکومات پیاده‌سازی شده‌است [۸-۶]. البته، کنترل امپدانس در مقایسه با دیگر روش‌ها تأثیرگذارتر و انعطاف‌پذیرتر است [۹]. ربات ام-ای-تی منوس به عنوان یکی از موارد موفق بکارگیری کنترل امپدانس در ربات‌های توان‌بخش است [۱۰]. ایده کنترل امپدانس که اولین بار به وسیله هوگان ارائه شد [۱۱]، اکنون به عنوان یکی از زمینه‌های فعال تحقیقاتی ربات‌های توان‌بخش محسوب می‌شود.

در روش کنترل امپدانس، کنترل نیرو یا کنترل موقعیت هیچ یک به تنهایی انجام نمی‌پذیرد بلکه امپدانس ربات در تماس با محیط تنظیم می‌گردد. قانون کنترل امپدانس در واقع یک مدل دینامیکی است که باید ربات توان‌بخش در تماس با بیمار از خود نشان دهد. در این روش کنترلی، ربات توان‌بخش در تعامل با محیط همانند یک سیستم جرم-فنر-دانشمندان با رویکردی تازه نسبت به این روش کنترلی، سعی در بهبود نتایج حاصل از آن در کاربردهای مختلف دارند. پارامترهای کنترل امپدانس معمولاً به صورت تجربی و شهودی تنظیم می‌شوند. اگرچه طراحان سیستم‌های کنترل با دقت و به صورت جداگانه برای هر فرد این ضرایب را تنظیم می‌کنند اما گاهی به دلایل مختلفی این مقادیر کامل با وضعیت بیمار مطابقت نداشته و کاربر مجبور می‌شود خود را با ربات تطبیق دهد که این امر مطلوب نیست. در نتیجه، کنترل امپدانس همواره با این چالش روبرو می‌شود که ضرایب کنترل امپدانس بر چه اساس تنظیم شوند. از طرفی، مطالعات اخیر نشان داده‌است که کنترل امپدانس با ضرایب

ثابت در کاربردهایی که دینامیک محیط متغیر است به خوبی کار نمی‌کند [۱۲].

برای حل این مشکلات، روش کنترل امپدانس با ضرایب متغیر ارائه شده‌است که در آن پارامترهای امپدانس بر اساس ویژگی‌های مختلف به صورت لحظه به لحظه تنظیم می‌شوند. ضرایب امپدانس را می‌توان به روش‌های مختلفی مثل فازی، تطبیقی [۱۳] و مکانیزم‌های سوئیچ زنی [۱۴] تنظیم نمود. در این بین سیستم‌های فازی به دلیل توانایی مقابله با عدم قطعیت و مهار رفتار غیرخطی به صورت ویژه مورد استفاده قرار گرفته‌اند. در این زمینه کنترل امپدانس را ارائه کردند که بهره امپدانس مکانیکی به وسیله سیستم فازی تناسبی-مشتقی-انتگرالی تنظیم می‌شود [۱۵]. برای تعیین بهره امپدانس از خطا و اندازه نیرو استفاده شده‌است. برای پیش‌بینی پارامترهای دینامیکی بیمار برای تعیین ضرایب امپدانس از سیستم فازی [۱۶] و فازی عصبی [۱۷] استفاده شده‌است. در تحقیق دیگری، مدل امپدانس ربات توسط منطق فازی تعیین شده‌است [۱۸]. برای تعیین ضرایب امپدانس می‌توان یک سیستم فازی تطبیقی طراحی نمود.

اکثر طرح‌های قبلی بر پایه کنترل گشتاور پایه ریزی شده‌اند. بر این اساس، کنترل‌کننده باید بر مشکلاتی مثل عدم قطعیت و غیرخطی بودن دینامیک ربات غلبه کند. همچنین، سیستم کنترل به دینامیک پای بیمار وابسته می‌شود که آن نیز غیر خطی و همراه با عدم قطعیت فراوان است و برای هر بیمار متفاوت است. بعلاوه، فرض می‌شود که محرکه ربات می‌تواند نیروی لازم برای ایجاد حرکت ربات را فراهم سازد. در حالی که این فرض در کاربردهای عملی با مشکلاتی مانند محدودیت‌های محرکه و حسگر مواجه می‌شود. این مقاله با در نظر داشتن مسائل مذکور، روش نوینی برای کنترل امپدانس مقاوم بر پایه راهبرد کنترل ولتاژ برای ربات توان‌بخش زانو ارائه می‌نماید که در آن ضرایب امپدانس به وسیله سیستم فازی تنظیم می‌شوند و به محرکه‌ها نیز در طراحی کنترل‌کننده توجه می‌شود. مستقل بودن کنترل‌کننده از مدل دینامیکی ربات، مزیت مهم راهبرد کنترل ولتاژ نسبت به راهبرد کنترل گشتاور محسوب می‌شود [۱۹]. این مقاله، مبتنی بر کنترل امپدانس بازوی رباتیک با راهبرد کنترل ولتاژ است [۲۰] و از روش فازی تطبیقی [۲۱] در تنظیم پارامترهای امپدانس استفاده کرده‌است. در مقایسه

ربات، $\dot{\mathbf{q}}$ بردار سرعت مفاصل توسط چرخ دنده با سرعت موتورها $\dot{\theta}_m \in R^n$ رابطه خطی دارد.

$$\dot{\theta}_m = \mathbf{r}^{-1} \dot{\mathbf{q}} \quad (۶)$$

جایگذاری معادله (۶) در معادله (۵) می‌دهد،

$$\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{B}_m \mathbf{r}^{-1} \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{r} \boldsymbol{\tau}_r = \boldsymbol{\tau}_m \quad (۷)$$

معادله ولتاژ موتور جریان مستقیم مغناطیس دائم [۲۲] در فرم ماتریسی به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\mathbf{R} \mathbf{I}_a + \mathbf{L} \dot{\mathbf{I}}_a + \mathbf{K} \dot{\mathbf{q}} + \boldsymbol{\phi} = \mathbf{u} \quad (۸)$$

که در آن $\mathbf{I}_a \in R^n$ بردار ولتاژ موتور، $\mathbf{u} \in R^n$ بردار جریان موتور و $\boldsymbol{\phi} \in R^n$ بردار اغتشاشات خارجی است.

\mathbf{L} ، \mathbf{R} و \mathbf{K}_b ماتریس‌های قطری برای ضرایب مقاومت آرمیچر، اثر تزویج و جریان بازگشتی هستند. گشتاور موتورها متناسب با جریان موتورهاست.

$$\boldsymbol{\tau}_m = \mathbf{K}_m \mathbf{I}_a \quad (۹)$$

که در آن \mathbf{K}_m ماتریس قطری ثابت گشتاور است.

با استفاده از معادلات (۱)-(۹) مدل فضای حالت ربات را می‌توان چنین نوشت

$$\dot{\mathbf{z}} = \mathbf{f}(\mathbf{z}) + \mathbf{b}\mathbf{w} + \mathbf{b}\boldsymbol{\phi} \quad (۱۰)$$

که در آن $\mathbf{w} = \begin{bmatrix} \mathbf{F}_h \\ \mathbf{u} \end{bmatrix}$ ورودی سیستم، $\mathbf{z} = [\mathbf{q} \quad \dot{\mathbf{q}} \quad \mathbf{I}_a]^T$ متغیرهای حالت، \mathbf{b} و $\mathbf{f}(\mathbf{z})$ به صورت زیر بیان می‌شوند.

$$\mathbf{f}(\mathbf{z}) = \begin{bmatrix} \mathbf{z}_2 \\ \left(\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{r} \mathbf{D}(\mathbf{z}_1) \right)^{-1} \left(-\left(\mathbf{B}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{r} \mathbf{C}(\mathbf{z}_1, \mathbf{z}_2) \right) \mathbf{z}_2 - \mathbf{r} \mathbf{g}(\mathbf{z}_1) + \mathbf{K}_m \mathbf{z}_3 \right) \\ -\mathbf{L}^{-1} \left(\mathbf{K}_b \mathbf{r}^{-1} \mathbf{z}_2 + \mathbf{R} \mathbf{z}_3 \right) \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{b} = \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ -\left(\mathbf{J}_m \mathbf{r}^{-1} + \mathbf{r} \mathbf{D}(\mathbf{z}_1) \right)^{-1} \mathbf{r} \mathbf{J}_e^T(\mathbf{z}_1) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{L}^{-1} \end{bmatrix} \quad (۱۱)$$

مدل سیستم رباتیک با حضور موتورها توسط معادله (۱۰) بیان شده است و یک سیستم چند متغیره، غیرخطی با تزویج را نشان می‌دهد. پیچیدگی این معادله، چالشی اساسی در زمینه کنترل و مدل سازی ربات‌ها است.

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

$$\dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} \quad (۱۲)$$

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

با طرح‌های قبلی، طرح نوین کنترل امپدانس به مدل دینامیکی ربات وابسته نیست. در نتیجه، ساده‌تر با محاسبات کمتر و مؤثرتر است. روش پیشنهادی با بکارگیری روش گرادیان نزولی در تنظیم پارامترهای کنترل مقاوم به جبران عدم قطعیت می‌پردازد و بصورت تطبیقی عمل می‌کند. مکانیزم تطبیق پیشنهادی به خوبی می‌تواند بر عدم قطعیت‌ها در اجرای قانون امپدانس غلبه نماید.

۲- معادلات دینامیکی ربات

دینامیک ربات با فرض صلب بودن ربات چنین بیان می‌شود [۲۲].

$$\mathbf{D}_r(\mathbf{q}) \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}_r(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}_r(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau}_r - \boldsymbol{\tau}_e \quad (۱)$$

که در آن $\mathbf{q} \in R^n$ بردار موقعیت مفاصل، $\mathbf{D}_r(\mathbf{q}) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی ربات، $\mathbf{C}_r(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{q}} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکز گرا، $\mathbf{g}_r(\mathbf{q}) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $\boldsymbol{\tau}_r \in R^n$ بردار گشتاور بار و $\boldsymbol{\tau}_e \in R^n$ بردار گشتاور ربات می‌باشند. گشتاور بار که در واقع به وسیله بیمار در تعامل با ربات ایجاد می‌شود و به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\mathbf{D}_e(\mathbf{q}) \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}_e(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}_e(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_e^T(\mathbf{q}) \mathbf{F}_h = \boldsymbol{\tau}_e \quad (۲)$$

که در آن $\mathbf{D}_e(\mathbf{q}) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی بدن انسان، $\mathbf{C}_e(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{q}} \in R^n$ بردار گشتاورهای کریولیس و مرکز گرا، $\mathbf{g}_e(\mathbf{q}) \in R^n$ بردار گشتاورهای گرانشی، $\mathbf{F}_h \in R^n$ نیروی ایجاد شده به وسیله انسان می‌باشند.

با جایگذاری معادله (۲) در معادله (۱)، دینامیک ربات توان‌بخش را به صورت زیر بیان می‌گردد:

$$\mathbf{D}(\mathbf{q}) \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) - \mathbf{J}_e^T(\mathbf{q}) \mathbf{F}_h = \boldsymbol{\tau}_r \quad (۳)$$

که در آن

$$\mathbf{D}(\mathbf{q}) = \mathbf{D}_r(\mathbf{q}) + \mathbf{D}_e(\mathbf{q})$$

$$\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \mathbf{C}_r(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{C}_e(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$$

$$\mathbf{g}(\mathbf{q}) = \mathbf{g}_r(\mathbf{q}) + \mathbf{g}_e(\mathbf{q}) \quad (۴)$$

گشتاور مفاصل، $\boldsymbol{\tau}_r$ ، توسط موتورهای الکتریکی تولید می‌شود. معادله دینامیکی موتورها به صورت زیر بیان می‌شود [۲۲]:

$$\mathbf{J}_m \dot{\theta}_m + \mathbf{B}_m \dot{\theta}_m + \mathbf{r} \boldsymbol{\tau}_r = \boldsymbol{\tau}_m \quad (۵)$$

که $\boldsymbol{\tau}_m \in R^n$ بردار گشتاور موتورها، \mathbf{J}_m ، \mathbf{B}_m و \mathbf{r} ماتریس‌های قطری $n \times n$ هستند که به ترتیب ضرایب اینرسی، میرایی و چرخ دنده‌ها هستند. با فرض صلب بودن

قابل قبول است. زیرا قانون کنترل باید معلوم باشد. بنابراین، قانون کنترل (۱۸) به دلیل نداشتن مدل واقعی عملکرد مناسبی نخواهد داشت.

از آنجا که هر مدل پیشنهادی برای ربات با مدل واقعی تفاوت دارد حضور عدم قطعیت‌ها مشتمل بر عدم قطعیت پارامتری، دینامیک مدل نشده و اغتشاش خارجی در مدل ربات اجتناب ناپذیر است. برای این منظور می‌توان هر مدل واقعی را به دو بخش معلوم و بخش عدم قطعیت تجزیه کرد. بنابراین، مدل واقعی (۱۵) را به صورت زیر بازنویسی می‌کنیم

$$\hat{\mathbf{R}}\mathbf{I}_a + \hat{\mathbf{K}}\hat{\mathbf{J}}^{-1}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{x}} + \boldsymbol{\eta}_m = \mathbf{u} \quad (19)$$

که در آن مقادیر معلوم $\hat{\mathbf{R}}$ ، $\hat{\mathbf{K}}$ و $\hat{\mathbf{J}}$ معلوم بوده و تخمینی از مقادیر واقعی \mathbf{R} ، \mathbf{K} و \mathbf{J} هستند. $\boldsymbol{\eta}_m$ عدم قطعیت نام دارد و با برابری معادله (۱۵) و معادله (۱۹) چنین توصیف می‌شود:

$$\boldsymbol{\eta}_m = (\mathbf{R} - \hat{\mathbf{R}})\mathbf{I}_a + \mathbf{L}\dot{\mathbf{I}}_a + (\mathbf{K}\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q}) - \hat{\mathbf{K}}\hat{\mathbf{J}}^{-1}(\mathbf{q}))\dot{\mathbf{x}} + \boldsymbol{\varphi} \quad (20)$$

در توصیف عدم قطعیت $\boldsymbol{\eta}_m$ توسط معادله (۲۰)، بخش $(\mathbf{R} - \hat{\mathbf{R}})\mathbf{I}_a + \mathbf{L}\dot{\mathbf{I}}_a + (\mathbf{K}\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q}) - \hat{\mathbf{K}}\hat{\mathbf{J}}^{-1}(\mathbf{q}))\dot{\mathbf{x}}$ عدم قطعیت پارامتری را نشان می‌دهد. بخش $\mathbf{L}\dot{\mathbf{I}}_a$ دینامیک مدل نشده و $\boldsymbol{\varphi}$ اغتشاش خارجی است.

در روش کنترل مقاوم برای غلبه بر عدم قطعیت، بخش کنترل مقاوم به سیستم کنترل اضافه می‌شود. برای جبران عدم قطعیت‌ها قانون کنترل (۱۸) را می‌توان بصورت زیر اصلاح نمود:

$$\hat{\mathbf{R}}\mathbf{I}_a + \hat{\mathbf{K}}\hat{\mathbf{J}}^{-1}(\mathbf{q})(\dot{\mathbf{x}}_d + \bar{\mathbf{D}}_d^{-1}\bar{\mathbf{K}}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \bar{\mathbf{D}}_d^{-1}\mathbf{F}_h + \mathbf{u}_c) = \mathbf{u} \quad (21)$$

که در آن کنترل مقاوم \mathbf{u}_c ، برای جبران عدم قطعیت‌ها اضافه شده‌است. معادله سیستم حلقه بسته با جایگذاری قانون کنترل (۱۹) در سیستم (۱۵) به صورت

$$\mathbf{R}\mathbf{I}_a + \mathbf{L}\dot{\mathbf{I}}_a + \mathbf{K}\dot{\mathbf{q}} + \boldsymbol{\varphi} = \hat{\mathbf{R}}\mathbf{I}_a + \hat{\mathbf{K}}\hat{\mathbf{J}}^{-1}(\mathbf{q})(\dot{\mathbf{x}}_d + \bar{\mathbf{D}}_d^{-1}\bar{\mathbf{K}}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \bar{\mathbf{D}}_d^{-1}\mathbf{F}_h + \mathbf{u}_c) \quad (22)$$

شکل می‌گیرد که می‌توان آن را چنین نوشت

$$-\mathbf{F}_h + \bar{\mathbf{D}}_d(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \bar{\mathbf{K}}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) = -\bar{\mathbf{D}}_d\dot{\mathbf{x}} - \bar{\mathbf{D}}_d\mathbf{u}_c + \bar{\mathbf{D}}_d\hat{\mathbf{J}}(\mathbf{q})\hat{\mathbf{K}}^{-1}((\mathbf{R} - \hat{\mathbf{R}})\mathbf{I}_a + \mathbf{L}\dot{\mathbf{I}}_a + \mathbf{K}\dot{\mathbf{q}} + \boldsymbol{\varphi}) \quad (23)$$

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{x}} \quad (13)$$

اگر ماتریس ژاکوبین ربات مربعی نباشد، وارون مجازی ماتریس ژاکوبین $\mathbf{J}(\mathbf{q})^{\dagger}$ به صورت زیر،

$$\mathbf{J}(\mathbf{q})^{\dagger} = (\mathbf{J}(\mathbf{q})^T \mathbf{J}(\mathbf{q}))^{-1} \mathbf{J}(\mathbf{q})^T \quad (14)$$

جایگزین ماتریس وارون ژاکوبین می‌گردد. با توجه به مطالب گفته شده از معادلات (۸) و (۱۴) خواهیم داشت،

$$\mathbf{R}\mathbf{I}_a + \mathbf{L}\dot{\mathbf{I}}_a + \mathbf{K}\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{x}} + \boldsymbol{\varphi} = \mathbf{u} \quad (15)$$

۳- کنترل امیدانس

در کنترل امیدانس مرسوم، مقادیر پارامترهای قانون امیدانس جهت رفتار مطلوب ربات با محیط از پیش توسط طراح مشخص می‌شود و سپس کنترل کننده مناسب برای تحقق قانون امیدانس طراحی می‌گردد. در صورتی که مدل واقعی سیستم در اختیار نباشد از کنترل کننده مقاوم استفاده می‌شود.

قانون امیدانس زیر پیشنهاد می‌شود:

$$\bar{\mathbf{D}}_d(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \bar{\mathbf{K}}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) = \mathbf{F}_h \quad (16)$$

که در آن \mathbf{x}_d و \mathbf{x} به ترتیب موقعیت مطلوب و واقعی نقطه انتهایی یا کف پا در دستگاه متصل به رابط است. $\bar{\mathbf{D}}_d$ و $\bar{\mathbf{K}}_d$ ماتریس‌های قطری پارامترهای قانون امیدانس می‌باشند که در بخش بعدی نحوه تعیین آن‌ها آمده‌است. هدف کنترل امیدانس آن است که سیستم حلقه بسته، قانون امیدانس (۱۶) را اجرا نماید. قانون امیدانس (۱۶) رابطه دینامیکی بین نیرو و جابجایی را تعریف می‌نماید. به این ترتیب به ازای هر جابجایی نیروی مشخصی به پای بیمار اعمال می‌گردد.

از معادله (۱۶) خواهیم داشت.

$$\dot{\mathbf{x}} = \dot{\mathbf{x}}_d + \bar{\mathbf{D}}_d^{-1}\bar{\mathbf{K}}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \bar{\mathbf{D}}_d^{-1}\mathbf{F}_h \quad (17)$$

کنترل کننده امیدانس که قانون امیدانس (۱۶) را برقرار می‌نماید با جایگزینی معادله (۱۷) در معادله (۱۵) به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\mathbf{R}\mathbf{I}_a + \mathbf{K}\mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})(\dot{\mathbf{x}}_d + \bar{\mathbf{D}}_d^{-1}\bar{\mathbf{K}}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x}) - \bar{\mathbf{D}}_d^{-1}\mathbf{F}_h) + \boldsymbol{\varphi} = \mathbf{u} \quad (18)$$

معادله (۱۵) مدل سیستم واقعی را نشان می‌دهد. بنابراین، قانون کنترل (۱۸) صرفاً با در دست داشتن مدل واقعی سیستم قابل اجرا خواهد بود. ضمن آنکه اغتشاش خارجی نیز نامعلوم است و وجود آن در قانون کنترل غیر

که می‌توان بازنویسی کرد،

$$\bar{\mathbf{D}}_a^{-1}(-\mathbf{F}_h + \bar{\mathbf{D}}_a(\dot{\mathbf{x}}_a - \dot{\mathbf{x}}) + \bar{\mathbf{K}}_a(\mathbf{x}_a - \mathbf{x})) = \boldsymbol{\eta} - \mathbf{u}_c \quad (24)$$

که در آن $\boldsymbol{\eta}$ عدم قطعیت مجتمع است که به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\boldsymbol{\eta} = \hat{\mathbf{J}}(\mathbf{q})\hat{\mathbf{K}}^{-1}((\mathbf{R} - \hat{\mathbf{R}})\mathbf{I}_a + \mathbf{L}\dot{\mathbf{I}}_a + \mathbf{K}\dot{\mathbf{q}} + \boldsymbol{\phi}) - \mathbf{x} \quad (25)$$

فرض کنید که $\boldsymbol{\eta}$ محدود است. یعنی

$$\|\boldsymbol{\eta}\| \leq \rho \quad (26)$$

حد بالای عدم قطعیت‌ها ρ به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\rho = \alpha_u \|\mathbf{I}_a\| + \beta_u + \gamma_u \|\dot{\mathbf{q}}\| \quad (27)$$

که در آن α_u ، β_u و γ_u حد بالا برای عبارتهای زیر هستند،

$$\|\hat{\mathbf{J}}(\mathbf{q})\hat{\mathbf{K}}^{-1}(\mathbf{R} - \hat{\mathbf{R}})\| \leq \alpha_u \quad (28)$$

$$\|\hat{\mathbf{J}}(\mathbf{q})\hat{\mathbf{K}}^{-1}\| \cdot \|\mathbf{L}\dot{\mathbf{I}}_a + \boldsymbol{\phi}\| \leq \beta_u \quad (29)$$

$$\|\hat{\mathbf{J}}(\mathbf{q})\hat{\mathbf{K}}^{-1}\mathbf{K} - \mathbf{J}(\mathbf{q})\| \leq \gamma_u \quad (30)$$

شرط (۲۶) برقرار است زیرا $\hat{\mathbf{J}}(\mathbf{q})$ و $\mathbf{J}(\mathbf{q})$ محدود هستند، و $\hat{\mathbf{K}}$ ، \mathbf{R} ، $\hat{\mathbf{R}}$ ، \mathbf{L} و ماتریس‌های ثابت اند. با توجه به معادلات (۲۴) و (۲۵) کنترل مقاوم به صورت زیر پیشنهاد شده‌است.

$$\mathbf{u}_c = \alpha(t)\dot{\mathbf{q}} + \gamma(t)\mathbf{I}_a + \beta(t)\mathbf{d} \quad (31)$$

که در آن $\alpha(t)$ ، $\gamma(t)$ و $\beta(t)$ پارامترهای طراحی کنترل کننده مقاوم و $\mathbf{d} \in \mathbb{R}^n$ بردار با اعضای واحد است.

برای اجرای قانون کنترل امیدانس (۱۶)، کنترل مقاوم

\mathbf{u}_c باید به نحوی طراحی شود که $\mathbf{u}_c \rightarrow \boldsymbol{\eta}$ برای این هدف

یک تابع معین مثبت به صورت زیر پیشنهاد می‌شود:

$$V = 0.5\mathbf{E}^T\mathbf{E} \quad (32)$$

$$\mathbf{E} = \boldsymbol{\eta} - \mathbf{u}_c \quad (33)$$

برای برقراری $\mathbf{E} \rightarrow \mathbf{0}$ یا $\mathbf{u}_c \rightarrow \boldsymbol{\eta}$ ، پارامترهای طراحی

کنترل کننده مقاوم \mathbf{u}_c در (۳۱) یعنی $\alpha(t)$ ، $\gamma(t)$ و

$\beta(t)$ باید به نحوی به روز شوند که V کاهش یابد. برای

این منظور از روش گرادیان نزولی استفاده می‌کنیم که

$$\dot{\alpha} = -\lambda_\alpha \frac{\partial V}{\partial \alpha} \quad (34)$$

$$\dot{\gamma} = -\lambda_\gamma \frac{\partial V}{\partial \gamma} \quad (35)$$

$$\dot{\beta} = -\lambda_\beta \frac{\partial V}{\partial \beta} \quad (36)$$

که در آن ضرایب ثابت $\lambda_\alpha > 0$ ، $\lambda_\gamma > 0$ و $\lambda_\beta > 0$ توسط طراح داده می‌شود. با استفاده از (۳۱)، (۳۲) و (۳۳) می‌توان

نوشت:

$$\frac{\partial V}{\partial \alpha} = -\mathbf{E}^T \dot{\mathbf{q}} \quad (37)$$

$$\frac{\partial V}{\partial \gamma} = -\mathbf{E}^T \mathbf{I}_a \quad (38)$$

$$\frac{\partial V}{\partial \beta} = -\mathbf{E}^T \mathbf{d} \quad (39)$$

در فرآیند تنظیم پارامترها توسط روش گرادیان نزولی فرض بر این است که فقط پارامترها در فرآیند تنظیم متغیر بوده و سایر عوامل ثابت هستند. به عبارتی سرعت تنظیم پارامترها خیلی بیشتر از نرخ تغییر سایر عوامل است. در نتیجه، فرض شده‌است که V در فرآیند تنظیم فقط تابعی از پارامترهای $\alpha(t)$ ، $\gamma(t)$ و $\beta(t)$ است. بنابراین با مشتق از $V(\alpha, \gamma, \beta)$ نسبت به زمان به دست می‌آید:

$$\dot{V} = \frac{\partial V}{\partial \alpha} \dot{\alpha} + \frac{\partial V}{\partial \gamma} \dot{\gamma} + \frac{\partial V}{\partial \beta} \dot{\beta} \quad (40)$$

با جایگذاری $\dot{\alpha}$ ، $\dot{\gamma}$ و $\dot{\beta}$ به ترتیب از معادلات (۳۴)، (۳۵) و (۳۶) در معادله (۴۰) نتیجه می‌شود:

$$\dot{V} = -\lambda_\alpha \left(\frac{\partial V}{\partial \alpha}\right)^2 - \lambda_\gamma \left(\frac{\partial V}{\partial \gamma}\right)^2 - \lambda_\beta \left(\frac{\partial V}{\partial \beta}\right)^2 \quad (41)$$

با توجه به مقادیر $\lambda_\alpha > 0$ ، $\lambda_\gamma > 0$ و $\lambda_\beta > 0$ نتیجه می‌شود که $\dot{V} < 0$. از آنجایی که V تابع معین مثبت و $\dot{V} < 0$ است، V کاهش می‌یابد و $V \rightarrow 0$. با توجه به $\|\mathbf{E}\|^2 = 2V$ در (۳۲)، از $V \rightarrow 0$ نتیجه می‌شود و همگرایی

خطا به صفر را تحقق می‌بخشد. از آنجایی که V تابع محدب از \mathbf{E} و \mathbf{E} تابع افاین نسبت پارامترهای $\alpha(t)$ ، $\gamma(t)$ و $\beta(t)$ است آنگاه V تابعی محدب نسبت به پارامترها است

[۲۳]. هرگاه $\frac{\partial V}{\partial \alpha} = 0$ ، $\frac{\partial V}{\partial \gamma} = 0$ و $\frac{\partial V}{\partial \beta} = 0$ با هم صفر

شوند گرادیان V برابر صفر و $\dot{V} = 0$ است. از آنجایی که

گرادیان V برابر صفر است و V تابعی محدب نسبت به

پارامترها است شرط لازم و کافی برای قرار گرفتن تابع V در

کمینه سراسری محقق شده‌است [۲۳]. یعنی $V = 0$ که

$\mathbf{E} = \mathbf{0}$ نتیجه می‌شود. پس همگرایی خطا به صفر محقق

شده‌است.

برای محاسبه \mathbf{E} ، معادله (۳۳) را در معادله (۲۴)

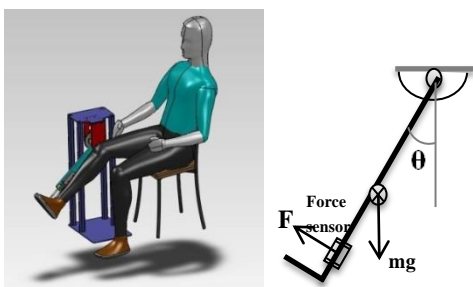
جایگذاری می‌نماییم،

برای تعریف قوانین سیستم فازی از الگوی ممدانی به شکل زیر استفاده شده است.

Rule 1: If x_1 is A_l and x_2 is B_l Then \bar{D}_d is C_l

که Rule 1 قانون l از ۹ قانون تعریف شده برای $l=1, \dots, 9$ است. A_l ، B_l و C_l به ترتیب توابع عضویت

برای متغیرهای x_1 ، x_2 و \bar{D}_d هستند. در جدول ۱ قوانین فازی آمده است. برای هر یک از ورودی‌های سیستم فازی سه گروه عضویت در نظر می‌گیریم. در نتیجه تمام فضای سیستم فازی با ۹ قانون پوشش داده می‌شود. شکل‌های ۲ و ۳ گروه‌های عضویت فازی را برای ورودی x_1 و خروجی \bar{D}_d نشان می‌دهند. توابع عضویت فازی برای ورودی x_2 مشابه ورودی x_1 منظور شده‌اند. توابع عضویت فازی متنوع بوده و صرفاً بر اساس روش سعی و خطا برای دستیابی به جواب رضایت بخش در شبیه‌سازی تعیین شده‌اند. در این طراحی از توابع عضویت مثلثی نرمال برای پوشش محدوده فیزیکی متناسب با مشخصات هندسی ربات و نیروی وارد بر بیمار در تمرین توان بخشی استفاده شده‌است. برای مصونیت بیمار از نیروی زیاد باید پارامترهای امپدانس محدود بمانند. برای تعیین پارامترهای امپدانس در محدوده مشخص توابع عضویت مثلثی بخوبی عمل می‌کنند. زیرا با وجود تابع عضویت مثلثی، مقدار پارامتر در خارج از محدوده مورد نظر صفر شود که در نتیجه F_H صفر می‌شود. اگر طراحی سیستم فازی به درستی انجام نشود عملکرد مطلوبی نخواهد داشت.



شکل ۱- شماتیک ربات توان بخش زانو

سیستم فازی پیشنهادی، شرایط طراحی مناسب مجموعه قوانین و توابع عضویت فازی یعنی کامل بودن، سازگاری و پیوستگی را برآورده می‌سازد [۲۱]. اگر از

$$\mathbf{E} = \bar{\mathbf{D}}_d^{-1} (-\mathbf{F}_h + \bar{\mathbf{D}}_d(\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}) + \bar{\mathbf{K}}_d(\mathbf{x}_d - \mathbf{x})) \quad (42)$$

بنابراین، \mathbf{E} معلوم است و برای محاسبه آن نیاز به اندازه گیری $\dot{\mathbf{x}}$ و \mathbf{F}_h داریم.

جایگذاری معادلات (۳۷) در (۳۴)، (۳۸) در (۳۵) و (۳۹) در (۳۶) نتیجه می‌دهد که

$$\alpha(t) = \int_0^t \lambda_\alpha \mathbf{E}^T \dot{\mathbf{q}} dt + \alpha(0) \quad (43)$$

$$\gamma(t) = \int_0^t \lambda_\gamma \mathbf{E}^T \mathbf{I}_a dt + \gamma(0) \quad (44)$$

$$\beta(t) = \int_0^t \lambda_\beta \mathbf{E}^T \mathbf{d} dt + \beta(0) \quad (45)$$

که در آن λ_α ، λ_β و λ_γ ضرایب‌های مثبتی هستند. با فرض $\alpha(0) = 0$ ، $\beta(0) = 0$ و $\gamma(0) = 0$ ، قانون کنترل مقاوم (۳۱) را می‌توان نوشت:

$$\mathbf{u}_c = \lambda_\alpha \dot{\mathbf{q}} \int_0^t \mathbf{E}^T \dot{\mathbf{q}} dt + \lambda_\gamma \mathbf{I}_a \int_0^t \mathbf{E}^T \mathbf{I}_a dt + \lambda_\beta \int_0^t \mathbf{E}^T \mathbf{d} dt \quad (46)$$

۴- طراحی سیستم فازی

طراحی سیستم‌های فازی برای تعیین ضرایب امپدانس را روی ربات توان بخش زانو شکل ۱ انجام می‌دهیم. کف پای بیمار روی ربات قرار می‌گیرد. سپس، پایه به منظور تطبیق زانو با مفصل ربات به صورت کشویی جابجا و تنظیم شده به طوری که زانوی بیمار به راحتی همراه با مفصل ربات حرکت نماید. با توجه به اینکه ربات یک مفصل دارد، قانون امپدانس بصورت اسکالر و ضرایب امپدانس نیز اسکالر هستند. ربات توان بخش زانو از نوع یک-رابط است. ویژگی سیستم کنترل ربات مذکور آن است که تمرین‌های فیزیوتراپی برای زانو را اجرا می‌کند و از این جهت مثلاً با ربات توان بخش دست متفاوت است.

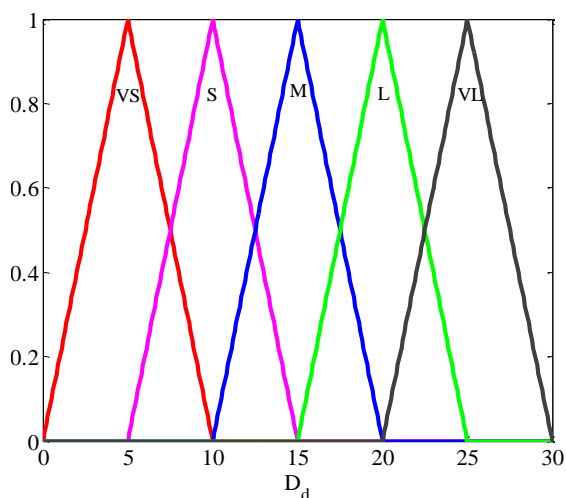
دو سیستم فازی جداگانه برای تعیین دو ضریب امپدانس یعنی میرایی \bar{D}_d و سفتی \bar{K}_d طراحی می‌شوند. سیستم فازی اول که برای تعیین \bar{D}_d بکار می‌رود، دارای دو ورودی x_1 و x_2 با توصیف زیر هستند:

$$x_1 = \|\mathbf{F}_d - \mathbf{F}_h\| \quad (47)$$

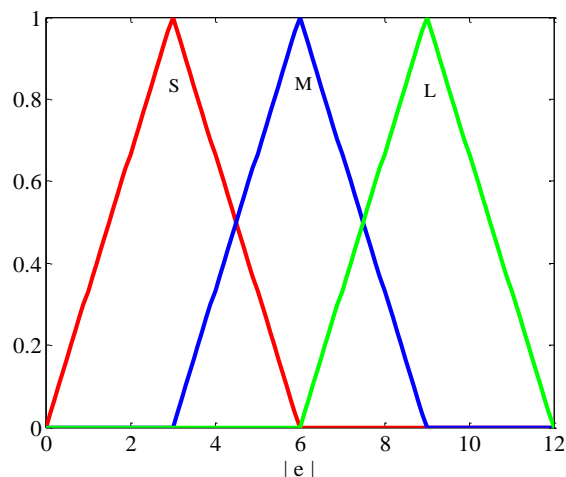
$$x_2 = \|\dot{\mathbf{e}}\| \quad (48)$$

که در آن \mathbf{e} خطای ردگیری موقعیت است،

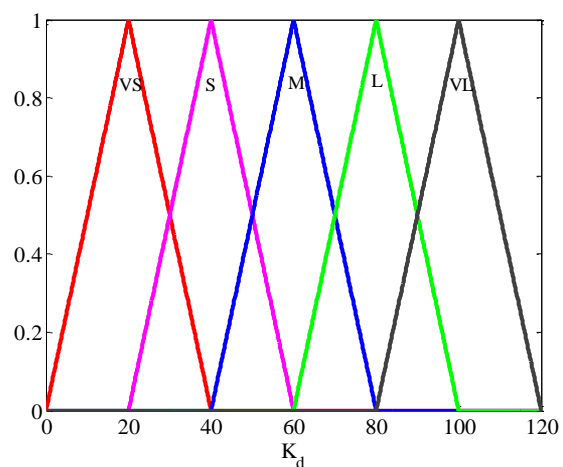
$$\mathbf{e} = \mathbf{x}_d - \mathbf{x} \quad (49)$$



شکل ۳- توابع عضویت خروجی \bar{D}_d



شکل ۴ - توابع عضویت ورودی $\|e\|$



شکل ۵ - توابع عضویت ورودی \bar{K}_d

استنتاج ممدانی، فازی ساز منفرد و غیر فازی ساز میانگین مراکز در طراحی سیستم استفاده شود خروجی سیستم \bar{D}_d به صورت زیر محاسبه می‌شود [۲۱]:

$$\bar{D}_d = \sum_{l=1}^9 y_l \psi_l(x_1, x_2) = \mathbf{y}^T \boldsymbol{\Psi}(x_1, x_2) \quad (50)$$

که y_l مرکز گروه عضویت خروجی و $\boldsymbol{\Psi} = [\psi_1 \dots \psi_9]^T$ به صورت زیر محاسبه می‌شود.

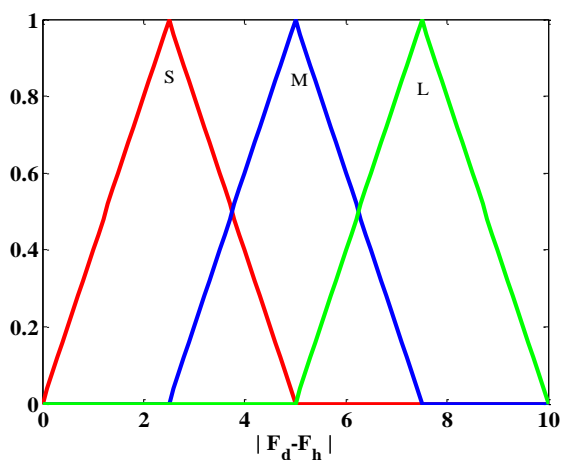
$$\psi_l(x_1, x_2) = \frac{\mu_{A_l}(x_1) \mu_{B_l}(x_2)}{\sum_{l=1}^9 \mu_{A_l}(x_1) \mu_{B_l}(x_2)} \quad (51)$$

که در آن $\mu_{A_l}, \mu_{B_l} \in [0, 1]$. همچنین برای تعیین \bar{K}_d از یک سیستم فازی مشابه با ورودی‌های x_1 و $\|e\|$ استفاده شده‌است.

شکل‌های ۴ و ۵ گروه‌های عضویت فازی را برای ورودی $\|e\|$ و خروجی \bar{K}_d نشان می‌دهند.

جدول ۱- قوانین فازی برای سیستم ۱

\bar{D}_d		$\ F_d - F_h\ $		
		S	M	L
$\ e\ $	S	VS	S	M
	M	S	M	L
	L	M	L	VL



شکل ۲- توابع عضویت ورودی x_1

۵- تحلیل پایداری

در اثبات پایداری لازم است که نشان داده شود که متغیرهای حالت سیستم محدود هستند [۲۲]. فرض‌های زیر برای تحلیل پایداری منظور شده‌اند.

فرض اول: مسیر مطلوب \mathbf{x}_d در فضای کار به صورت نرم طراحی شده‌است به نحوی که تمام مشتق‌های آن تا مرتبه مورد نیاز سیستم، محدود باشند.

از شرایط لازم برای طراحی کنترل مقاوم، محدود بودن اغتشاش خارجی است.

فرض دوم: اغتشاش خارجی $\boldsymbol{\varphi}$ استفاده شده در معادله (۸) محدود است.

$$\|\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{t})\| \leq \varphi_{\max} \quad (52)$$

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 سوم: در مسیر حرکت نقاط تکین وجود ندارد. یعنی، $\det(\mathbf{J}(\mathbf{q})) \neq 0$.

فرض چهارم: γ_1 مرکز توابع عضویت خروجی در معادله (۴۸) محدود است. این محدودیت در طراحی اعمال می‌گردد. ولتاژ موتورها باید برای محافظت در برابر اضافه ولتاژ محدود شوند. پس، برای هر موتور با ولتاژ u و ماکزیمم ولتاژ u_{\max} ، با اعمال محدود کننده خواهیم داشت:

$$|u| \leq u_{\max} \quad \text{فرض پنجم:}$$

فرض ششم: عدم قطعیت مجتمع به نام $\boldsymbol{\eta}$ مشتمل بر اغتشاش خارجی، دینامیک مدل نشده و عدم قطعیت پارامتری با توصیف ریاضی (۲۵) در این مقاله مانند اغلب منابع کنترل ربات از نوع غیر تصادفی فرض می‌شود [۲۴]. از آنجایی که عدم قطعیت مجتمع در این مدلسازی از همان کانال ورودی به سیستم وارد می‌شود، شرط تطابق یا جور بودن برای غلبه بر عدم قطعیت را برآورده می‌سازد [۲۴] و توسط کنترل مقاوم قابل جبران خواهد بود.

با توجه به بکارگیری روش گرادیان نزولی و اثبات همگرایی در بخش ۴ در هر صورت $\dot{V} \leq 0$ است پس $V(t) \leq V(0)$

که از $V = 0.5 \|\mathbf{E}\|^2$ نتیجه می‌شود $\|\mathbf{E}\| \leq \|\mathbf{E}(0)\|$. یعنی،

نتیجه ۱: \mathbf{E} محدود است. با توجه به $\mu_{A_i}, \mu_{B_i} \in [0, 1]$ و توصیف $\psi_I(x_1, x_2)$ در معادله (۵۱)،

نتیجه ۲: $\psi_I(x_1, x_2)$ محدود است.

در قانون امپدانس (۱۶) با انتخاب $\bar{\mathbf{D}}_d$ و $\bar{\mathbf{K}}_d$ بصورت مثبت معین و با توجه به محدود بودن نیروی بیمار \mathbf{F}_h ، بر اساس معیار راث هرویتز در سیستم‌های خطی، معادله (۱۶) پایدار است. پس

نتیجه ۳: $\mathbf{x}_d - \mathbf{x}$ ، $\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}$ محدودند.

بر اساس فرض ۱ متغیرهای \mathbf{x}_d و $\dot{\mathbf{x}}_d$ محدودند. بنابراین با استفاده از فرض ۱ و نتیجه ۳ خواهیم داشت

نتیجه ۴: متغیرهای \mathbf{x} و $\dot{\mathbf{x}}$ محدودند.

چنانچه مفاصل ربات لولایی باشد، ماتریس ژاکوبین $\mathbf{J}(\mathbf{q})$ شامل توابع سینوسی و محدود است. پس،

نتیجه ۵: ماتریس ژاکوبین $\mathbf{J}(\mathbf{q})$ محدود است.

استفاده از فرض ۳ و نتیجه ۵ منجر می‌شود به

نتیجه ۶: ماتریس معکوس $\mathbf{J}(\mathbf{q})^{-1}$ محدود است.

معادله (۱۳) را می‌توان به صورت زیر بازنویسی کرد

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}(\mathbf{q})^{-1} \dot{\mathbf{x}} \quad (53)$$

بر اساس نتایج ۵ و ۶ مشاهده می‌شود که

نتیجه ۷: متغیر حالت $\dot{\mathbf{q}}$ محدود است.

با گرفتن انتگرال از طرفین معادله (۵۳) خواهیم داشت:

$$\mathbf{q} = \int_{x_0}^x \mathbf{J}(\mathbf{q})^{-1} d\delta \quad (54)$$

از محدود بودن \mathbf{x} در نتیجه ۴، محدود بودن $\mathbf{J}(\mathbf{q})^{-1}$ در نتیجه ۶ و استفاده از معادله (۵۴) خواهیم داشت:

نتیجه ۸: متغیر حالت \mathbf{q} محدود است.

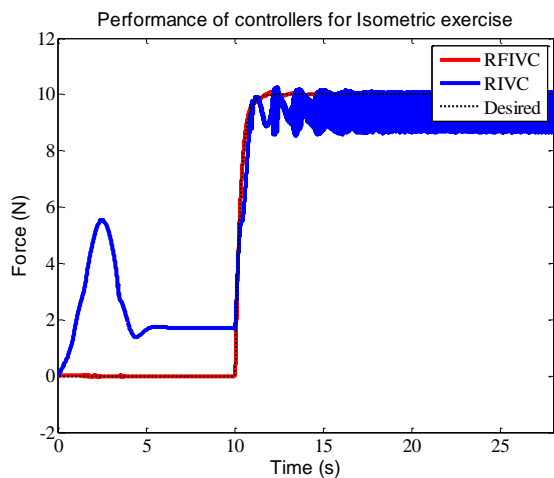
چنانچه ولتاژ موتور محدود باشد یعنی فرض ۵ برقرار باشد، قبلاً اثبات شده است که برای هر موتور، سرعت و جریان موتور محدود است [۲۵]. پس،

نتیجه ۹: بردار جریان موتورها \mathbf{I}_a محدود است.

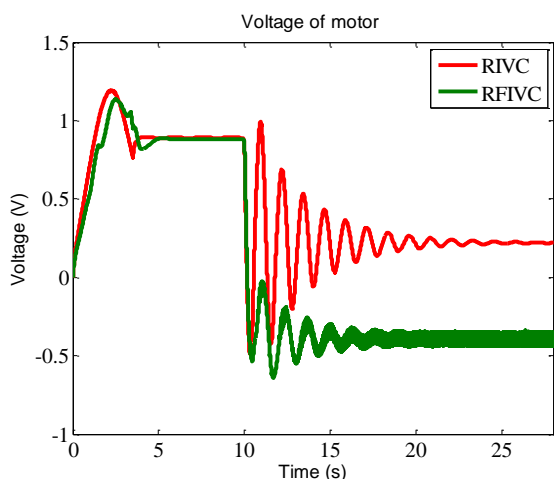
بر اساس نتایج ۷، ۸ و ۹، سیستم کنترل رباتیک پایدار است. زیرا تمام متغیرهای حالت \mathbf{q} ، $\dot{\mathbf{q}}$ و \mathbf{I}_a محدودند.

نتیجه ۳ می‌گوید که بردار خطای موقعیت $\mathbf{x}_d - \mathbf{x}$ و مشتق آن $\dot{\mathbf{x}}_d - \dot{\mathbf{x}}$ محدودند.

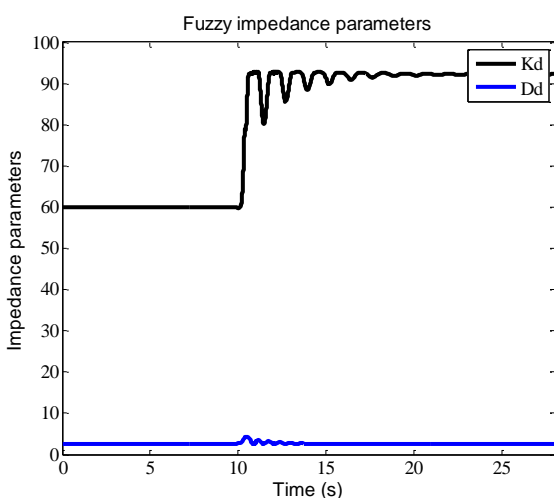
از آنجا که قانون کنترل مقاوم پیشنهادی (۳۱) پیوسته است، در صورتی که عدم قطعیت بطور کامل جبران نشود، همگرایی خطا به صفر محقق نمی‌شود. در نتیجه، پاسخ از نوع کراندار نهایی یکنواخت (uniform ultimate boundedness) خواهد بود [۲۲].



شکل ۸ - مقایسه کارایی کنترل کننده‌ها در تنظیم نیرو



شکل ۹ - مقایسه ولتاژ موتورهای در روش‌های کنترلی



شکل ۱۰ - ضرایب فازی امپدانس

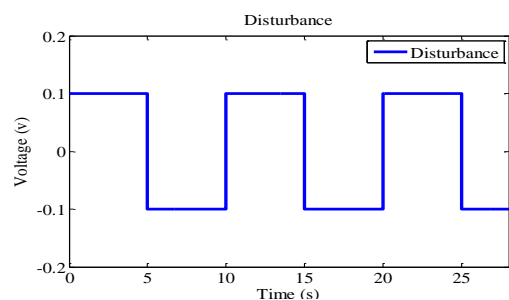
کننده پس از اعمال نیرو مشابه یکدیگر است. در این حال، زانو روی زاویه حدود ۶۸ درجه قرار گرفته است. بررسی تنظیم نیرو در شکل ۸ نشان می‌دهد که کنترل پیشنهادی نسبت به روش دیگر در تنظیم نیرو برتری دارد. تا قبل از ۱۰ ثانیه نباید نیرویی وارد شود که روش پیشنهادی درست عمل کرده‌است ولی روش دیگر خطای قابل ملاحظه دارد. پس از ۱۰ ثانیه نیروی مطلوب توسط کنترل پیشنهادی اعمال شده‌است ولی روش دیگر دارای نوسانات با فرکانس بالا است. ولتاژ موتورها در هر دو روش در شکل ۹ با یکدیگر مقایسه شده‌اند. مشاهده می‌شود که ولتاژ موتورها در محدوده مجاز هستند. به خاطر ضریب چرخنده ۰.۰۱ ولتاژ موتور در شکل ۹ کوچک است این مقدار ولتاژ قادر خواهد بود نیروی لازم برای حرکت را ایجاد کند. از آنجا که دو کنترل کننده با هم متفاوت هستند انتظار می‌رود که تلاش کنترلی آنها نیز در شکل ۹ متفاوت باشد. روند تغییر ضرایب فازی امپدانس در شکل ۱۰ مشاهده می‌شود.

تطبيق پارامترهای کنترل مقاوم معادله (۲۹) یعنی $\alpha(t)$ ، $\gamma(t)$ و $\beta(t)$ نیز در شکل ۱۱ آمده‌است. توجه به رابطه (۳۱) نشان می‌دهد که نقش $\beta(t)$ در کنترل کننده مقاوم u_c برجسته تر از $\alpha(t)$ و $\gamma(t)$ است. کنترل کننده مقاوم برای جبران عدم قطعیت باید با سرعت پاسخ دهد. هنگامی که عدم قطعیت تغییرات تند دارد برای جبران آن u_c نیز تغییرات تند دارد. در نتیجه $\beta(t)$ تغییرات نرم ندارد.

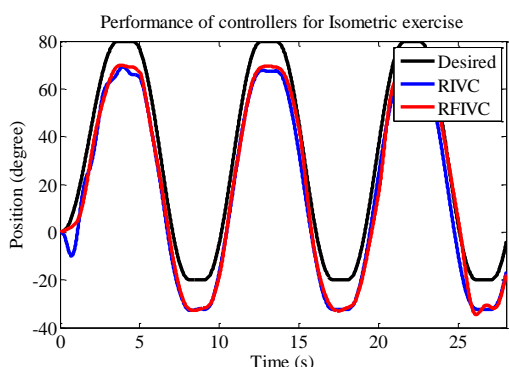
۶-۲- تمرین ایزوتونیک

تمرین توان بخشی ایزوتونیک روی ربات شکل ۱ شبیه سازی می‌شود. در این تمرین مطابق شکل ۱۲ زاویه بازوی ربات از صفر درجه شروع به حرکت کرده تا به زاویه ۸۰ درجه می‌رسد. سپس به آرامی به زاویه ۲۰- درجه بر می‌گردد که حرکت نرم شبه سینوسی است. در طول این حرکت، نیروی $F_d = 10N$ به پای بیمار وارد می‌شود.

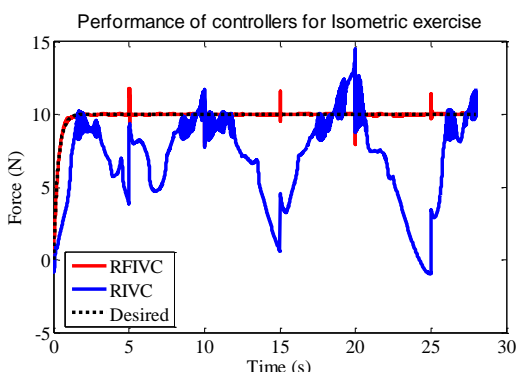
مقدارهای تخمینی \hat{k}_b ، \hat{r} و \hat{R} ، هر یک به اندازه‌ی ۹۰٪ مقدارهای واقعی فرض شده‌اند. همچنین نرخ همگرایی‌ها به روش آزمون و خطا به ترتیب $\lambda_\alpha = 1000$ ، $\lambda_\beta = 1000$ و $\lambda_\gamma = 1000$ تعیین شده است. اغتشاش خارجی در شکل ۱۳ به سیستم وارد شده است.



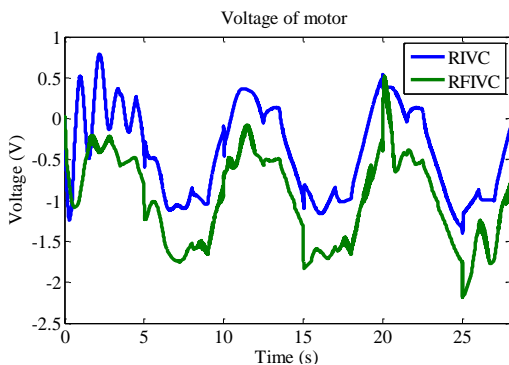
شکل ۱۳- اغتشاش خارجی وارد به موتور ربات



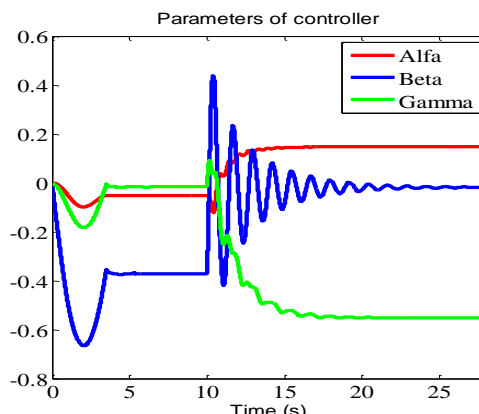
شکل ۱۴- مقایسه کنترل کننده‌ها در ردگیری مسیر



شکل ۱۵- مقایسه کنترل کننده‌ها در ردگیری نیرو

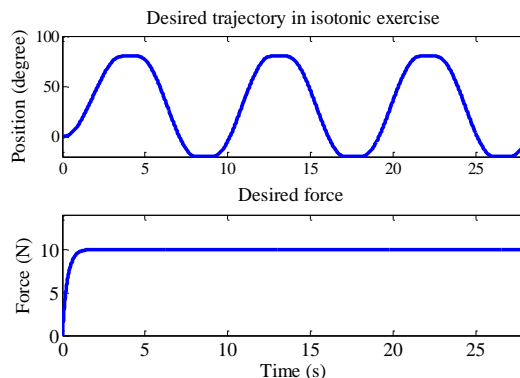


شکل ۱۶ - مقایسه ولتاژ موتورها



شکل ۱۱ - تطبیق پارامترهای کنترل مقاوم معادله (۳۱)

در این شبیه سازی، روش RFIVC با روش RIVC در اجرای تمرین ایزوتونیک مقایسه می‌شود. تمرین ایزوتونیک در نگاه کنترلی برابر با ردگیری مسیر مطلوب و تنظیم نیروی مطلوب شکل ۱۲ است. ضرایب فازی با الگوریتم گرادیان نزولی مطابق بخش ۴ تنظیم شده‌است. مقادیر ضرایب امیدانس در روش RIVC برابر $\bar{K}_d = 60$ و $\bar{D}_d = 2$ هستند. مقایسه بین دو کنترل کننده در ردگیری مسیر در شکل ۱۴ و در تنظیم نیرو در شکل ۱۵ آمده است. مشاهده می‌شود که کنترل امیدانس با ضرایب فازی و کنترل امیدانس با ضرایب ثابت در ردگیری مسیر دارای نتایج مشابه هستند. اگرچه ردگیری سیستم به روش RFIVC کارایی بهتری دارد. بررسی تنظیم نیرو در شکل ۱۵، برتری روش RFIVC در اجرای تمرین ایزوتونیک را نشان می‌دهد. در طول تمرین نیروی مطلوب توسط کنترل کننده پیشنهادی ردگیری شده است ولی روش RIVC دارای نوسانات زیادی است و توانایی ردگیری مسیر متناوب را ندارد.



شکل ۱۲ - مسیر و نیروی مطلوب برای تمرین ایزوتونیک

- control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: *Physiotherobot. Mechatronics* 21: 509-522.
- [6] Houglum PA (2009) Therapeutic exercises for musculoskeletal injuries. ThomsonShore.
- [7] Bernhardt M, Frey M, Colombo G, Riener R (2005) Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot LOKOMAT. In 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR2005 (536-539).
- [8] Krebs HI, Hogan N, Aisen ML, Volpe BT (1998) Robot aided neurorehabilitation. *IEEE Trans Rehab Eng* 6(1): 75-87.
- [9] Richardson R, Brown M, Bhakta M, Levesley M.C (2003) Design and control of a three degree of freedom pneumatic physiotherapy robot. *Robotica* 21: 589-604.
- [10] Hogan N, Krebs HI, Sharon A, and Charnnarong J (1995) Interactive robotic therapist. Massachusetts Inst Technol, Cambridge, U.S. Patent #5 466 213.
- [11] Tsuji T, Tanaka Y (2005) On-line learning of robot arm impedance using neural networks. *Robot Auton Syst*, 52: 257-271.
- [12] Seul J, Hsia TC, Bonitz RG (2004) Force tracking Impedance control of robot manipulators under unknown environment. *IEEE Trans Control Syst Technol* 12: 474-483.
- [13] Stanicic RZ, Fernandez AV (2012) Adjusting the Parameters of the mechanical impedance for Velocity, impact and force control. *Robotica* 30: 583-597.
- [14] Kizir S, Bingul Z (2013) Fuzzy impedance and force control of a Stewart platform. *Turk J Elec Eng & Comp Sci* 22(4): 924.
- [15] Xu G, Song A, Li H (2011) Control system design for an upper-limb rehabilitation robot. *Advanced Robotics* 25: 229-251.
- [16] Xu G, Song A, Li H (2011) Adaptive Impedance Control for Upper-Limb Rehabilitation Robot Using Evolutionary Dynamic Recurrent Fuzzy Neural Network. *J Intel Robot System* 62: 501-525.
- [17] Huang L, Geb S.S, Leeb T.H (2003) Fuzzy unidirectional force control of constrained robotic manipulators. *Fuzzy Sets and Systems* 134: 135-146.
- [18] Surdilovic D, Cojbasic Z (1999) Robust Robot Compliant Motion Control Using Intelligent Adaptive Impedance Approach. International Conference on Robotics & Automation Detroit, Michigan.
- [19] Fateh MM (2008) On the voltage-based control of robot manipulators. *Int J Control, Automation, and Systems* 6(5): 702-712.
- [20] Fateh MM, Babaghasabha R (2013) Impedance control of robots using voltage control strategy.

روش پیشنهادی قادر است اثرات ناشی از اغتشاش خارجی را حذف کند. ولتاژ موتورها در هر دو روش در شکل ۱۶ با یکدیگر مقایسه شده‌اند. مشاهده می‌شود که ولتاژ موتورها در محدوده مجاز هستند.

۷- نتیجه گیری

کنترل امپدانس ربات با ضرایب فازی برای ربات توان‌بخشی با راهبرد کنترل ولتاژ طراحی، تحلیل و شبیه سازی گردید. مطالعات قبلی در زمینه کنترل امپدانس بر پایه کنترل گشتاور ربات پایه ریزی شده‌اند. روش کنترل پیشنهادی از دینامیک ربات مستقل است. در نتیجه، ساده تر با محاسبات کمتر، مقاوم در بار عدم قطعیت مدل ربات و مؤثرتر در مقایسه با کنترل گشتاور است. در طرح کنترل پیشنهادی، مقاوم بودن در برابر عدم قطعیت مدل محرکه دیده شده‌است. از روش گرادینان نزولی در تنظیم پارامترهای کنترل مقاوم به خوبی استفاده شده‌است. علاوه بر این، سیستم فازی پیشنهادی به خوبی قادر است ضرایب امپدانس را تنظیم نماید تا ربات بتواند اهداف خود را انجام دهد. پایداری روش پیشنهادی اثبات گردید و نتایج شبیه سازی در اجرای تمرین ایزومتریک روی ربات توان بخش زانو، برتری عملکرد کنترل امپدانس با ضرایب فازی نسبت به کنترل امپدانس با ضرایب ثابت را نشان داده‌است.

۸- مراجع

- [1] Bugar CG, Lum PS, Shor PC and Van der Loos HFM (2000) Development of robots for rehabilitation therapy. The Palo Alto VA/Stanford experience, *J Rehab Res Development* 37(6): 663-674.
- [2] Bradley D, Marquez C, Hawley M, Brownsell S, Enderby P, Mawson S (2009) NeXOS the design, development, and evaluation of a rehabilitation system for the lower limbs. *Mechatronics* 19: 247-257.
- [3] Moughamir S, Zaytoon J, Manamanni N, Afilal LAM L (2001) A system approach for control development of lower-limbs training machines. *Control Eng Practice* 10(3): 287-299.
- [4] Ju MS, Lin CCK, Lin DH, Hwang IS and Chen SM (2005) A rehabilitation robot with force-position hybrid fuzzy controller: Hybrid fuzzy control of rehabilitation robot. *IEEE Trans Neural Syst Rehab Eng* 13(3): 349-358.
- [5] Akdogan E, Arif Adli M (2011) The design and

- optimization. Cambridge University Press, New York.
- [24] Qu Z, Dawson DM (1996) Robust tracking control of robot manipulators, IEEE Press, Inc., New York.
- [25] Fateh MM (2012) Robust control of flexible-joint robots using voltage control strategy. *Nonlinear Dynamics* 67(2): 1525-1537.
- Nonlinear Dynamics 74(1-2): 277-286.
- [21] Wang LX (1996) A course in fuzzy systems and control. Prentice-Hall, New York.
- [22] Spong MW, Hutchinson S, Vidyasagar M (2006) Robot modelling and control. John Wiley & Sons, New York.
- [23] Boyd S, Vandenberghe L (2004) Convex