

## کنترل ترمینال لغزشی - شبکه عصبی در حرکت بازو با به کارگیری الگوریتم بهینه‌سازی

### برخط برای تولید مسیرهای مطلوب مفصل

مهديه خلیق فرد<sup>۱</sup>، محمد پویان<sup>۲</sup> و عباس عرفانیان امیدوار<sup>۳</sup>

۱- دانش‌آموخته کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی پزشکی - دانشگاه شاهد - تهران - ایران

mahdie\_kh@yahoo.com

۲- دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی - دانشگاه شاهد - تهران - ایران

pooyan@shahed.ac.ir

۳- استاد، مرکز فناوری عصبی - دانشکده مهندسی پزشکی - دانشگاه علم و صنعت - تهران - ایران

erfanian@iust.ac.ir

چکیده: به منظور کنترل حرکت مدل سه لینکه از بازوی انسان در صفحه و باهدف دستیابی به کنترل مقاوم در برابر اغتشاشات خارجی، دینامیک‌های مدل نشده و عدم قطعیت‌های مدل و ویژگی‌های تغییرپذیر بازمان آن، کنترل ترمینال پیوسته لغزشی به‌عنوان کنترل‌کننده تطبیقی و مقاوم، بکار رفته است. این کنترل‌کننده دارای زمان همگرایی محدود جهت رسیدن به خطای ردیابی صفر است، اما پدیده چترینگ موجود در کنترل لغزشی را به‌طور مطلوبی کاهش نداده است. در این مقاله به‌منظور کاهش چترینگ، با تعریف لایه‌مرزی حول سطح لغزش، ترکیبی از شبکه عصبی بازگشتی با یک‌لایه پنهان و کنترل ترمینال لغزشی بکار رفته است. از طرفی به دلیل وجود افزونگی سینماتیکی در مدل بازو، مسیرهای واحدی در فضای مفصل وجود ندارند که به‌عنوان پیش‌فرض تعریف شوند. از این‌رو باهدف دستیابی برخط به مسیرهای مطلوب در حرکت هدفمند رسیدن دست به سمت شیء، الگوریتم مسیریابی برخطی را با کنترل ترکیبی بکار رفته همراه نموده‌ایم. نتایج نشان داده‌اند، همراه کردن کنترل ترکیبی با الگوریتم مسیریابی برخط، علاوه بر کاهش پدیده چترینگ، ردیابی مسیرهای مطلوب مفصل و نیز مسیر تعریف‌شده در فضای کاری عملگر نهایی را با خطاهای بسیار کمی برآورده ساخته است.

**واژه‌های کلیدی:** الگوریتم بهینه‌سازی برخط، شبکه عصبی بازگشتی پرسپترون، کنترل ترمینال لغزشی، مدل سه لینکه بازوی انسان.

### ۱- مقدمه

به‌شدت غیرخطی سیستم و نیز عدم قطعیت‌ها و تغییرات روزبه‌روز و فردبه‌فرد در پارامترهای سیستم، کنترل ترمینال پیوسته لغزشی ازجمله کنترل‌های مقاوم و تطبیقی قدرتمند به‌حساب می‌آید. این کنترل‌کننده با سوئیچینگ فرکانس بالا امکان ردیابی مسیرهای مطلوب با دقت بسیار بالایی را فراهم می‌کند اما از طرفی پدیده چترینگ را نیز افزایش می‌دهد.

در سیستم‌های تحریک الکتریکی عملکردی، به‌منظور بازیابی حرکت‌های محدود در اندام‌های فلج، به دلیل ماهیت

<sup>۱</sup> تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۲/۱۰/۰۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۴/۱۰/۱۶

نام نویسنده مسئول: مهديه خلیق فرد

نشانی نویسنده مسئول: ایران - تهران - دانشگاه شاهد - دانشکده

مهندسی پزشکی

وجود چترینگ در کنترل، تحریک دینامیک‌های فرکانس بالای مدل نشده سیستم را باعث شده که در نهایت منجر به

۳۶ کنترل ترمینال لغزشی-شبهه عصبی در حرکت بازو با به کارگیری الگوریتم بهینه‌سازی برخط برای تولید مسیرهای مطلوب مفاصل

کاهش یافته است. کنترل جبران‌کننده تطبیقی بدون هرگونه آزمایش اولیه‌ای به صورت برخط تطبیق‌پذیر است. در واقع با تعریف یک تابع لیاپانوف، قوانین تطبیقی جهت همگرایی خطای مسیریابی به سمت صفر حاصل شده‌اند.

آجودانی و عرفانیان [۵] جهت کاهش پدیده چترینگ در کنترل مد لغزشی کلاسیک، یک شبکه پرسپترون بازگشتی با یک‌لایه پنهان ارائه کرده‌اند که به صورت برخط آموزش داده می‌شود. با تعیین لایه‌مرزی، انتخابی بین دو کنترل لغزشی و شبکه پرسپترون صورت می‌گیرد. پارامترهای شبکه پرسپترون تک لایه با قوانین تطبیقی حاصل شده بر پایه تعریف تابع لیاپانوف به صورت برخط تعیین می‌شوند. در این مقاله شبکه پرسپترون بازگشتی با یک‌لایه پنهان [۵] همراه با کنترل تطبیقی ترمینال پیوسته لغزشی [۶] جهت کاهش چترینگ، برای کنترل حرکت مدل سه لینکه از بازوی انسان بکار رفته است.

از طرفی با در نظر گرفتن حرکت در صفحه، افزونگی سینماتیکی در مدل با سه درجه آزادی حاصل خواهد شد که به ایجاد مسیرهای متعدد برای یک کار خاص منجر می‌شود؛ بنابراین روش‌های بهینه‌سازی جهت ایجاد مسیرهای واحد در هر حرکت مطرح شده‌اند. طی چند دهه گذشته مسائل  $QP^4$  در حکم توابع هزینه برای بهینه‌سازی و تولید مسیرهای مطلوب، جهت کنترل ربات و آنالیز حرکت انسان مورد بررسی قرار گرفته‌اند. تعدادی حل‌کننده‌های دینامیکی بر پایه شبکه‌های عصبی بازگشتی توسعه یافته‌اند که از جمله آن‌ها می‌توان به شبکه‌های عصبی  $primal-dual$  معمول و شبکه عصبی  $dual$  اشاره کرد [۷]. روش عصبی-دینامیکی به عنوان یک حل‌کننده<sup>۵</sup> دینامیکی برخط و قدرتمند توسعه داده شده است. زهانگ و همکارانش [۹-۷] با تبدیل مسئله بهینه‌سازی  $QP$  به یک نامساوی تغییرپذیر خطی<sup>۶</sup>، روش  $primal-dual$  را برای یک حل برخط با استفاده از شبکه‌های عصبی بازگشتی پیشنهاد داده‌اند.

در بهینه‌سازی مسائل  $QP$ ، شبکه عصبی برای حل نامساوی تغییرپذیر خطی به روش  $primal-dual$ ،  $LVI-$

ناپایداری غیرقابل پیش‌بینی می‌شود [۱]؛ بنابراین جهت عملکرد بهتر کنترل‌کننده باید چترینگ تا حد ممکن کاهش داده شود.

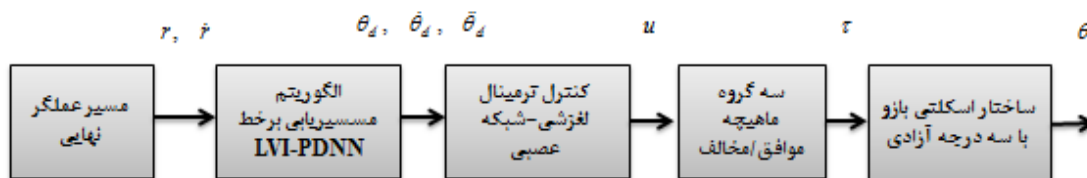
در کنترل‌کننده مد لغزشی کلاسیک، با تعریف یک قانون کنترل پیوسته به جای کنترل گسسته درون یک‌لایه مرزی در همسایگی سطح لغزش تا حدی پدیده چترینگ کاهش داده شده است. در این روش در تعیین ضخامت لایه‌مرزی، می‌بایست بین خطای ردیابی مسیر و نیز کاهش چترینگ مصالحه‌ای صورت گیرد. در این مورد روش شایع جایگزین کردن تابع پیوسته از نوع تقریب اشباع<sup>۱</sup> درون لایه‌مرزی حول سطح لغزش است. این روش اگرچه پدیده چترینگ را کاهش می‌دهد، همگرایی به سطح لغزش را ضمانت نمی‌کند و ضمن ایجاد مصالحه بین خطای ردیابی و کاهش چترینگ، منجر به ایجاد خطای حالت پایدار می‌شود [۲]. در [۳] کنترل مد لغزشی کلاسیک با لایه‌مرزی [۲]، جهت کنترل مفصل زانو مورد استفاده قرار گرفته است که مشکل چترینگ همچنان وجود دارد و در عین حال دقت ردیابی مسیر در آن پایین بوده است.

جزرنیک<sup>۲</sup> و همکارانش [۴] کنترل‌کننده حلقه بسته مد لغزشی را برای کنترل مفصل زانو بکار برده‌اند که در آن به جای عبارت گسسته  $ksgn(s)$  (تابع  $sign$  که به ازای ورودی‌های بزرگ‌تر از صفر یک و به ازای ورودی‌های کوچک‌تر از صفر، منفی یک هست) یک عبارت پیوسته  $ks$  را در قانون کنترل جایگزین کرده‌اند؛ اما در این مورد، همگرایی به سمت صفر در زمان محدود از متغیر لغزش، تضمین نمی‌شود و شرط  $\eta$ -reachability نقض خواهد شد. کبروی و عرفانیان [۱] کنترل مد لغزشی کلاسیک را به همراه کنترل جبران‌کننده غیرخطی تطبیقی<sup>۳</sup> به عنوان ورودی کنترل کمکی ارائه نموده‌اند. آن‌ها با تعیین یک ضخامت لایه‌مرزی، تابعی از انتخاب هر دو قانون کنترلی را تعریف نموده‌اند بدین صورت که درون لایه‌مرزی تأثیر کنترل جبران‌کننده تطبیقی، بیشتر از قانون کنترل مد لغزشی است. با این روش در همسایگی‌ای از سطح لغزش پدیده چترینگ

LVI-PDNN مسیره‌های مطلوب در فضای مفصل را محاسبه می‌نماییم. کنترل ترمینال لغزشی با شبکه عصبی پرسپترون تک لایه پنهان جهت کاهش پدیده چترینگ در آن، برای کنترل حرکت بازو از یک مدل سه لینکه (سه درجه آزادی حرکت در صفحه ساجیتال) به همراه الگوریتم بهینه‌سازی برخط LVI-PDNN بکار رفته است. چارچوب عملکردی این مقاله در شکل (۱) نشان داده شده است. پارامترهای مدل اسکلتی بازو، از [۱۱] به دست آمده‌اند و نیز طبق [۱۲] ماهیچه‌ها جهت تولید گشتاورهای لازم در مفاصل مدل شده‌اند.

PDNN<sup>v</sup>، با دارا بودن دینامیک‌های تکه‌ای خطی، در مقایسه با دیگر حل‌کننده‌های شبکه‌های عصبی، به طور نمایی به پاسخ بهینه همگرا است. همچنین با وجود شبکه تک لایه پنهان و بدون نیاز به هرگونه معکوس گیری از ماتریس ضرایب در حل کلاسیک مسئله بهینه‌سازی QP، مشکل پیچیدگی محاسباتی روش‌های مربوطه را ندارد. در بین این ویژگی‌ها، ویژگی همگرایی به حل بهینه به‌طور نمایی، این روش را بسیار کاربردی می‌نماید [۱۰].

ما در این تحقیق، مسئله QP را به صورت حداقل انرژی جنبشی در نظر گرفته‌ایم که با روش بهینه‌سازی برخط



شکل (۱): بلوک دیاگرام از عملکرد کلی مقاله

## ۲- مدل عضلانی- اسکلتی بازو

بازوی انسان در دو ساختار کلی، دینامیک‌های ماهیچه‌ای و دینامیک‌های اسکلتی، به صورت سه لینکه با سه درجه آزادی، برای حرکت در صفحه ساجیتال مدل شده است. مدل ماهیچه مطابق با مقاله [۱۲]، شامل دینامیک‌های انقباض، رابطه نیرو-طول، نیرو سرعت و نیز منحنی غیرخطی به‌کارگیری<sup>۱</sup> ماهیچه‌ها را با هر تحریک عصبی، شامل می‌شود. امپدانس غیرفعال مفصل مربوط به خاصیت جرم- فنر-دمپر مفصل-عضله مدل نشده است. در این مدل، خروجی مستقیماً برحسب گشتاور به دست می‌آید. معادله حرکت در صفحه ساجیتال نیز، بر اساس معادله لاگرانژ برای دینامیک حرکت، محاسبه شده است. این معادله برحسب مجموع انرژی جنبشی و پتانسیل هر مفصل است که با مشتق‌گیری نسبت به موقعیت و سرعت زاویه‌ای و نیز نسبت به زمان، معادله‌ای برحسب موقعیت، سرعت و شتاب زاویه‌ای با ورودی‌های گشتاور هر مفصل حاصل می‌شود.

## ۳- مسیریابی برخط LVI-PDNN

در این تحقیق، حرکت دست رسانی از بازوی انسان به عنوان یک کار خاص در نظر گرفته شده است. بر اساس مطالعات انجام شده مسیره‌های عملگر نهایی در دست رسانی، به صورت مسیره‌های تکه‌ای خطی با ویژگی‌های سرعت زنگوله‌ای شکل در کل مسیر به سمت موقعیت هدف، به دست آمده‌اند [۱۳]. بر این اساس، مسیر مستقیم‌الخطی از عملگر نهایی را به عنوان مسیری در فضای کاری در نظر گرفته‌ایم.

مسیر مستقیم‌الخطی، مختصات  $x, y$  در فضای کاری عملگر نهایی را به الگوریتم بهینه‌سازی برخط LVI-PDNN می‌دهد. با تعریف تابع هزینه QP به صورت حداقل انرژی جنبشی، از فضای کار به فضای مفصل، مسیره‌های مطلوب مفاصل شانه، آرنج و مچ به دست می‌آیند. با در نظر گرفتن معادله حرکت نیوتن اوایلر، دینامیک حرکت ساختار اسکلتی، به صورت زیر تعریف می‌شود.

۳۸ کنترل ترمینال لغزشی-شبکه عصبی در حرکت بازو با به کارگیری الگوریتم بهینه‌سازی برخط برای تولید مسیرهای مطلوب مفصل

المان‌های  $y_i^\pm$  ثابت‌های به اندازه کافی بزرگ هستند. با تعریف مجموعه  $\Omega = \{u \in R^{n+m} \mid u^- \leq u \leq u^+\}$  ماتریس‌ها و بردارهای ضرایب به صورت معادله زیر حاصل شده‌اند.

$$M := \begin{bmatrix} W & -J^T \\ J & 0 \end{bmatrix}, q := \begin{bmatrix} b \\ -d \end{bmatrix} \in R^{n+m} \quad (5)$$

J ماتریس تبدیل از فضای مفصل به فضای کار در مختصات x, y از صفحه حرکت ساجیتال است. حل مسئله QP معادل با مسئله LVI معادله (۶) است که با برقراری شرط موجود در زیر به دنبال یافتن  $u^* \in \Omega$  است.

$$(u - u^*)^T (Mu^* + q) \geq 0 \quad (6)$$

$$\forall u \in \Omega$$

این شرط با معادله تکه‌ای خطی (۷) معادل است که به صورت  $P_\Omega(\cdot)$  دارای تابع  $p_\Omega(u) = [p_\Omega(u_1), \dots, p_\Omega(u_{n+m})]^T$  تکه‌ای خطی تعریف شده زیر است.

$$p_\Omega(u_i) = \begin{cases} u_i^-, & \text{if } \rightarrow u_i < u_i^- \\ u_i, & \text{if } \rightarrow u_i^- \leq u_i \leq u_i^+ \\ u_i^+, & \text{if } \rightarrow u_i < u_i^+ \end{cases} \quad (7)$$

$$\forall i \in \{1, \dots, n+m\}$$

معادله نهایی حاصل به وسیله معادله دینامیکی زیر به صورت برخط محاسبه می‌شود.

$$\dot{u} = \gamma(I + M^T) \{p_\Omega(u - (Mu + q)) - u\} \quad (8)$$

$\gamma > 0$  پارامتر طراحی است که نرخ همگرایی سیستم دینامیک را تعیین می‌کند. تمام معادلات ذکر شده در بالا در ساختار شبکه عصبی به صورت معادله زیر تعریف می‌شوند.

$$\frac{dy_i}{dt} = \gamma \sum_{j=1}^n C_{ij} [P_\Omega^{(j)}(\sum_{k=1}^n S_{ik} y_k - p_i) - y_j] \quad (9)$$

در این رابطه مؤلفه ij از  $C = I + M^T$  است و  $S_{ik}$  مؤلفه ik از ماتریس  $S = I - M$  و بردار p نیز همان بردار q در معادله (۵) می‌باشند.

$$H(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) + g(\theta) = \tau \quad (1)$$

H ماتریس اینرسی، C ماتریس نیروهای کوریولیس و گریز از مرکز<sup>۹</sup> و g ماتریس جاذبه است. بردار گشتاورهای تولید شده از ماهیچه‌ها است و  $\theta$ ،  $\dot{\theta}$  و  $\ddot{\theta}$  به ترتیب بردارهای موقعیت، سرعت و شتاب زاویه‌ای مفصل می‌باشند. مسائل QP [۸] در دو شما تیک سطح سرعت و شتاب در نظر گرفته می‌شوند که هر دو در فرم کلی به صورت زیر تعریف می‌شوند.

$$\min \frac{x^T W x}{2} + b^T x, \text{ s.t. } Jx = d, \xi^- \leq x \leq \xi^+ \quad (2)$$

x به عنوان بردار تصمیم در شما تیک سطح سرعت  $\dot{\theta}$  و در شما تیک سطح شتاب  $\ddot{\theta}$  است. ماتریس‌های ضرایب  $d, b, W$  و نیز محدودیت‌های فیزیکی زوایا بر اساس نوع تابع هزینه جهت بهینه‌سازی به وسیله ماتریس‌های معادله حرکت نیوتن اوایلر تعریف می‌شوند. در این تحقیق با در نظر گرفتن تابع هزینه حداقل انرژی جنبشی، ماتریس‌های ضرایب معادله (۲) به صورت زیر محاسبه می‌شوند.

$$d := \dot{r}, b := 0, W = H$$

$$\xi^- := \max(\mu_p(\eta_p \theta^- - \theta(t)), \dot{\theta}^-) \quad (3)$$

$$\xi^+ := \min(\mu_p(\eta_p \theta^+ - \theta(t)), \dot{\theta}^+)$$

$\eta_p \in (0, 1)$  و  $\mu_p > 0$  برای حفظ محدودیت‌های فیزیکی تعریف شده‌اند. w و b ماتریس‌های وزن متغیرهای تصمیم‌گیری در تابع هزینه و مستقل از  $\theta$  می‌باشند و r مسیر مطلوب برای عملگر نهایی است. با تعریف مسئله QP، سیستم دینامیکی LVI از یک مدل افزوده با اضافه کردن یک ثابت بزرگ y، بردار متغیر تصمیم‌گیری جدیدی به صورت زیر تعریف می‌کند.

$$u := \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}, u^+ := \begin{bmatrix} \xi^+ \\ y^+ \end{bmatrix}, u^- := \begin{bmatrix} \xi^- \\ y^- \end{bmatrix} \in R^{n+m} \quad (4)$$

در این تحقیق x همان  $\dot{\theta}$  است. به ازای هر d

#### ۴- کنترل ترکیبی فازی-تطبیقی ترمینال

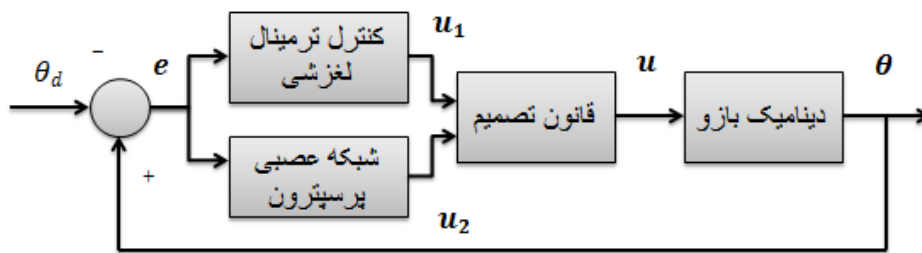
##### لغزشی به همراه شبکه عصبی پرسپترون

کنترل مد لغزشی، از جمله کنترل‌کننده‌های مقاوم در برابر دینامیک‌های مدل نشده سیستم‌های به شدت غیرخطی و نیز اغتشاشات محدود محیطی، در دو مد کلاسیک و ترمینال طراحی شده است. در مد کلاسیک، زمان نامحدود همگرایی خطای ردیابی به سمت صفر و نیز چترینگ بالای آن در ردیابی مسیر از مشکلات اساسی کنترل‌کننده است. کنترل ترمینال، باهدف ایجاد زمان همگرایی محدود، خطای ردیابی به سمت صفر و نیز کاهش پدیده چترینگ طراحی شده است. برای دستیابی به خطای ردیابی بسیار کم، فرکانس بالای تحریک مورد نیاز است که این امر چترینگ را افزایش می‌دهد. در حرکت مورد نظر reaching که یک حرکت هدفمند به سمت نقطه‌ای مشخص از هر نقطه شروع اولیه‌ای به حساب می‌آید، میزان خطای ردیابی مسیر بسیار حائز اهمیت است. از این رو، به فرکانس بالای تحریک نیاز است که در مقابل با افزایش میزان چترینگ همراه می‌شود.

این امر در کاربردهای عملی باعث تحریک دینامیک‌های فرکانس بالای مدل نشده از سیستم و در نتیجه ناپایداری غیرقابل پیشگویی می‌گردد. آجودانی و عرفانیان [۵] یک شبکه عصبی بازگشتی تک لایه پنهان پرسپترون به همراه کنترل لغزشی مد کلاسیک ارائه داده‌اند. ما در این تحقیق، ترکیب کنترل ترمینال پیوسته لغزشی [۶]، جهت ایجاد زمان همگرایی محدود به سمت خطای ردیابی صفر و شبکه عصبی پرسپترون [۵]، جهت کاهش چترینگ موجود در تحریک فرکانس بالا را در ایجاد خطای ردیابی بسیار جزئی بکار گرفته‌ایم. ساختار ترکیبی کنترل شبکه عصبی و کنترل ترمینال لغزشی به صورت شما تیکی در شکل (۳) نشان داده شده است. سطح لغزش کنترل ترمینال با رابطه غیرخطی معادله (۱۰) تعریف می‌شود [۶].

$$s_i(t) = e_i(t) + \beta |\dot{e}_i|^\gamma \text{sign}(\dot{e}_i) = 0 \quad (10)$$

$$i = 1, \dots, m$$



شکل (۳): ساختار شما تیکی ترکیب دو کنترل‌کننده ترمینال لغزشی و شبکه عصبی پرسپترون

رسیدن به سطح لغزش کنترل ترمینال است. توابع غیرخطی  $F(\theta, t)$  و  $G^{-1}(\theta, t)$  در دینامیک حرکت زیر تعریف شده‌اند که در عمل ناشناخته‌اند.

$$\ddot{\theta}(t) = F(\theta, \dot{\theta}, t) + G(\theta, \dot{\theta}, t)u(t) + d(t) \quad (12)$$

این توابع غیرخطی ناشناخته بر اساس سیستم‌های فازی و قوانین ضرب-استنتاج، فازی کننده تکین و غیر فازی

که  $\beta > 0$  و  $1 < \gamma < 2$  و  $e = x_d - x$  سیگنال خطای ردیابی مسیر مطلوب است. با تعریف دینامیک رسیدن به سطح لغزش، خروجی کنترل ترمینال،  $u_1$  از رابطه زیر به دست می‌آید.

$$u_{eq} = G^{-1}(\theta, t)(-F(\theta, t) - D(t) + \ddot{\theta}_d + \beta^{-1} \gamma^{-1} \text{sig}(\dot{e})^{2-\gamma} + k_1 s + k_2 \text{sig}(s)^p) \quad (11)$$

مجموع دو عبارت آخر سمت چپ معادله (۱۰) قانون

۴۰ کنترل ترمینال لغزشی-شبکه عصبی در حرکت بازو با به کارگیری الگوریتم بهینه‌سازی برخط برای تولید مسیرهای مطلوب مفصل

که  $\varepsilon = \theta - \theta_d$  خطای حالت و  $\gamma$  آستانه تحریک نرون است و net ورودی نرون را نشان می‌دهد. برای تطبیق برخط پارامترهای شبکه،  $\Gamma = [\alpha, \beta, \gamma]^T$  تابع لیانوف  $E = \frac{1}{2} \varepsilon^2$  تعریف شده است. هدف کنترل مینیمم کردن E با تطبیق پارامترهای شبکه عصبی است. بر اساس قانون یادگیری 'BP'، قانون تطبیق پارامترها به صورت معادله زیر است.

$$\dot{\Gamma} = -\mu \varepsilon(t) \cdot \frac{\partial u_2}{\partial \Gamma} \cdot \text{sgn}\left(\frac{\partial \theta}{\partial u}\right) \quad (17)$$

که  $\mu > 0$  پارامتر نرخ یادگیری و  $\text{sgn}(\cdot)$  همان تابع نرون در شبکه پرسپترون است.

#### ۴-۲- قانون تصمیم

قانون تصمیم به صورت تابع چند ضابطه‌ای از خروجی‌های هر دو کنترل‌کننده تعریف شده است. مطابق شکل (۳) خروجی‌های هر دو کنترل‌کننده ترمینال لغزشی و شبکه عصبی به ترتیب با  $u_1$  و  $u_2$  نشان داده شده‌اند که طبق معادلات (۱۱) و (۱۶) به دست آمده‌اند و با تعریف لایه‌مرزی به ضخامت  $\Phi > 0$  تابع تصمیم دو ضابطه‌ای زیر تعریف شده است.

$$u = \begin{cases} u_1 & , \text{if } |s(e)| > \Phi \\ \delta(e)u_1 + (1 - \delta(e))u_2 & , \text{if } |s(e)| \leq \Phi \end{cases} \quad (18)$$

$S(e)$  طبق معادله (۱۰) به دست می‌آید و  $\delta(e)$  تابعی از خطا با معادله زیر تطبیق داده می‌شود.

$$\delta(e) = \frac{|s(e)|}{\Phi} \quad (19)$$

#### ۵- نتایج

این تحقیق باهدف کنترل حرکت بازوی انسان با سه درجه آزادی در سیمولینک Matlab R2012b پیاده‌سازی شده است. پارامترهای مدل اسکلتی سه لینکه بازو شامل طول، جرم و اینرسی هر لینک مطابق [۱۱] برابر  $L_1 = 0.33m$

کننده مرکز- میانگین، به صورت معادله (۱۳) تخمین زده می‌شوند.

$$\hat{f}^i(x) = \frac{\sum_{i=1}^{n_r} \tilde{y}^i \left( \prod_{j=1}^n \mu_{A_j^i}(x_j) \right)}{\sum_{i=1}^{n_r} \left( \prod_{j=1}^n \mu_{A_j^i}(x_j) \right)} = v^T \psi(x) \quad (13)$$

که  $n_r$  تعداد کل قوانین فازی است،  $\tilde{y}^i$  نقطه‌ای است که در آن تابع عضویت برابر یک می‌شود و  $\mu_{A_j^i}(x_j)$  تابع عضویت از متغیر فازی  $x_j$  است که توسط تابع گوسی توصیف شده است. همچنین  $v = [\tilde{y}^1, \tilde{y}^2, \dots, \tilde{y}^{n_r}]^T$  است و بردار  $\psi = [\psi^1, \psi^2, \dots, \psi^{n_r}]^T$  در معادله (۱۴) تعریف شده است.

$$\psi^i(x) = \frac{\prod_{j=1}^n \mu_{A_j^i}(x_j)}{\sum_{i=1}^{n_r} \left( \prod_{j=1}^n \mu_{A_j^i}(x_j) \right)} \quad (14)$$

برای تخمین توابع غیرخطی  $\hat{G}(x, \theta_g^t)$  و  $\hat{F}(x, \theta_f^t)$  در دینامیک حرکت، قوانین تطبیقی برای تنظیم پارامترهای  $\theta_g^t$  و  $\theta_f^t$  بر پایه نظریه پایداری لیانوف به صورت برخط، طبق معادله (۱۷) ارائه شده‌اند.

$$\begin{aligned} \dot{\theta}_{f_i}^t &= -\eta_{f_i} \beta \gamma |\dot{e}_i|^{\gamma-1} \psi_{f_i}(t) s_i \\ \dot{\theta}_{g_i}^t &= -\eta_{g_i} \beta \gamma |\dot{e}_i|^{\gamma-1} \psi_{g_i}(t) s_i u_{eq_j} \end{aligned} \quad (15)$$

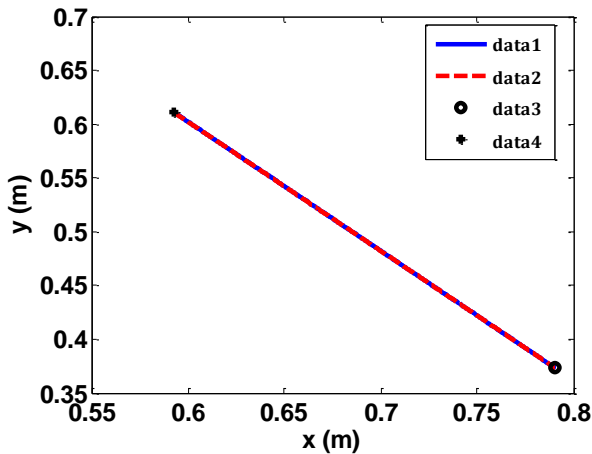
که  $\eta_{f_i} > 0$  و  $\eta_{g_i} > 0$  (برای جزئیات بیشتر به [۷] مراجعه شود).

#### ۴-۱- شبکه عصبی تک لایه پنهان پرسپترون

ساختار شبکه تک لایه [۶] استفاده شده است. خروجی کنترل‌کننده شبکه عصبی به صورت زیر تعریف شده است.

$$u_2 = h(\text{net}) = \alpha \frac{[1 - \exp(-\beta \cdot \text{net})]}{[1 + \exp(-\beta \cdot \text{net})]} \quad (16)$$

$$\text{net} = \varepsilon + \dot{\varepsilon} - \gamma$$

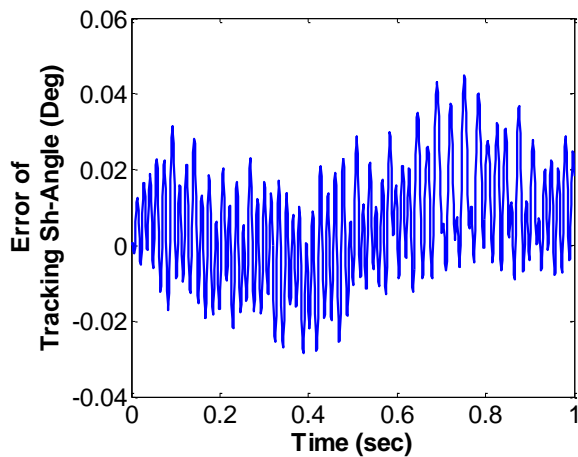


شکل (۴): data1 مسیر بازیابی شده توسط سینماتیک مستقیم بر روی زوایای مطلوب به دست آمده از الگوریتم LVI-PDNN. data2 مسیر مستقیم الخط تعریف شده برای عملگر نهایی، data3 نقطه پایان و data4 نقطه شروع را نشان می-دهند.

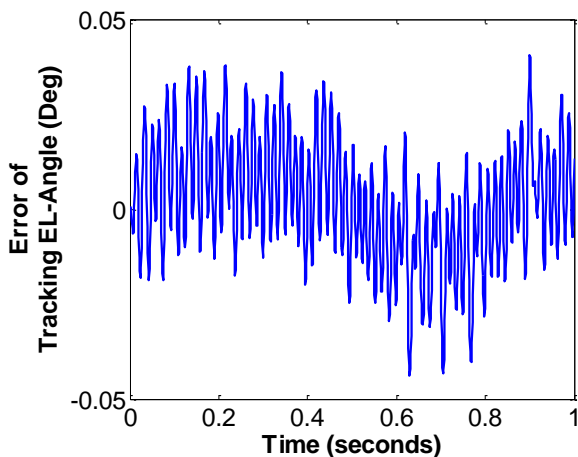
با اعمال سینماتیک مستقیم روی مسیرهای مطلوب به دست آمده در فضای مفاصل، مسیر عملگر نهایی را در فضای کار بازیابی نموده ایم. نتیجه نشان داد که مسیر مستقیم الخط از پیش تعیین شده برای عملگر نهایی با خطای کمتر از  $10^{-4}$  بازیابی شده است که معیاری در عملکرد بسیار مطلوب الگوریتم LVI-PDNN در تولید برخط مسیرهای مطلوب در فضای مفاصل است. در این تحقیق یکبار کنترل کننده ترمینال لغزشی را به طور مجزا با الگوریتم مسیریابی برخط جهت کنترل حرکت مدل بازو با سه درجه آزادی بکار برده ایم. نتایج حاصل از ردیابی مسیرهای مطلوب زوایا و خطاهای هر یک به همراه خطای بازیابی مسیر عملگر نهایی از خروجی های مفاصل مدل کنترل شده به ترتیب در شکل های (۱۱-۵) نشان داده شده اند.

$m_2=1.3\text{kg}, m_1=2.52\text{kg}, L_3=0.15\text{m}, L_2=0.4\text{m}$   
 $I_2=0.011\text{kg}\cdot\text{m}^2, I_1=0.023\text{kg}\cdot\text{m}^2, m_3=0.49\text{kg}$   
 و  $I_3=0.001\text{kg}\cdot\text{m}^2$  در نظر گرفته شده اند. فضای کاری برای عملگر نهایی برای حرکت در صفحه، دایره ای به شعاع مجموع طول هر سه لینک یعنی  $L_1+L_2+L_3$  است. محدودیت های فیزیکی مفاصل نیز مطابق [۱۴] به صورت  $\theta_1=[-60^\circ, 180^\circ], \theta_2=[-75^\circ, 180^\circ], \theta_3=[-15^\circ, 45^\circ]$  درجه به ترتیب برای مفصل شانه، آرنج و مچ در نظر گرفته شده اند. حرکت دست رسانی در این فضای کاری در کمتر از یک ثانیه انجام می شود. پارامتر  $\gamma$  در الگوریتم LVI-PDNN نرخ همگرایی به حل بهینه را تعیین می کند، بنابراین باید به اندازه کافی بزرگ انتخاب شود تا در کمتر از یک ثانیه، مسیر تعیین شده برای عملگر نهایی از هر نقطه شروع به هر نقطه پایانی به طور کامل پیموده شود و در این صورت باید مسیرهای مطلوب در فضای مفاصل به صورت برخط تعیین گردند. پارامترهای الگوریتم مسیریابی برخط به صورت  $\mu p=20, \eta p=0.9$  و  $\gamma=10^7$  در نظر گرفته شده اند. کنترل کننده ترمینال نیز با وجود زمان همگرایی مطلوب با انتخاب پارامترهای کنترلی  $(0.009, 0.009)$  و  $\rho=0.01, \gamma=1.9, k_1=k_2=\text{diag}(10000), \beta=(0.009)$  الگوهای تحریک به عضلات را برای کنترل حرکت مطلوب تولید می کند. پریود پالس تحریک  $0.001$  ثانیه انتخاب شده تا خطای ردیابی مسیرهای مطلوب در حد بسیار کمی کاهش یابد. مسیر خط مستقیم در فضای کاری عملگر نهایی به ترتیب از نقاط شروع  $(x_0, y_0)=(0.5926, 0.6113)$  و پایان  $(x_f, y_f)=(0.7901, 0.3740)$  در نظر گرفته شده که در شکل (۴) نشان داده شده است.

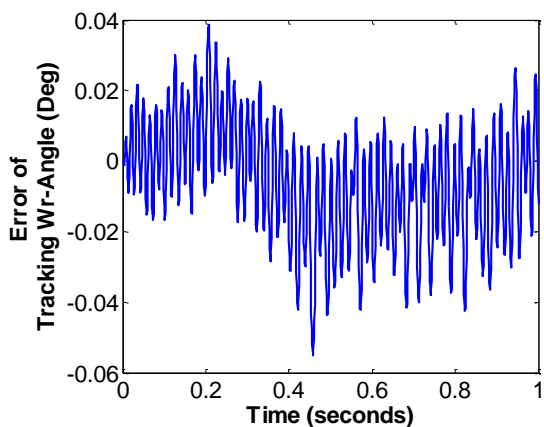
۴۲ کنترل ترمینال لغزشی-شبکه عصبی در حرکت بازو با به کارگیری الگوریتم بهینه‌سازی برخط برای تولید مسیرهای مطلوب مفاصل



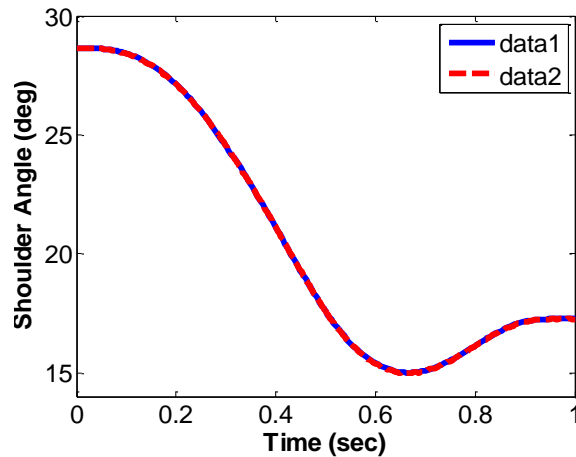
شکل (۸): خطای ردیابی مسیر مطلوب مفصل شانه را برحسب درجه نشان می‌دهد.



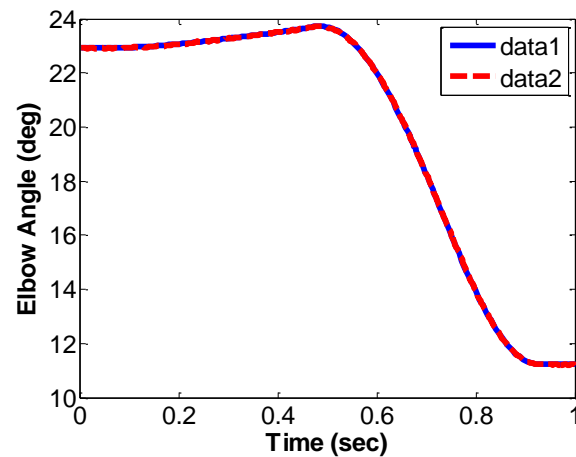
شکل (۹): خطای ردیابی مسیر مطلوب مفصل آرنج را برحسب درجه نشان می‌دهد.



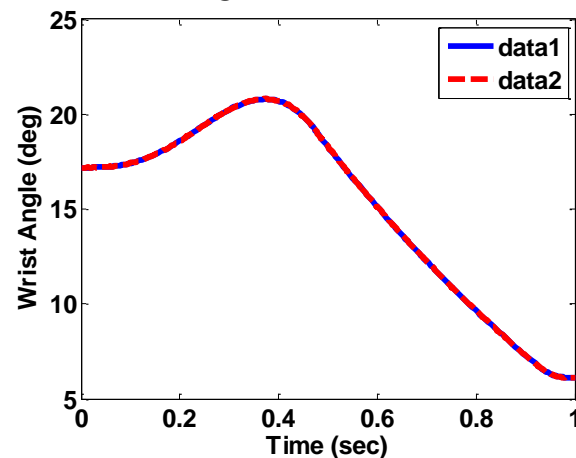
شکل (۱۰): خطای ردیابی مسیر مطلوب مفصل مچ را برحسب درجه نشان می‌دهد.



شکل (۵): data1 مسیر مطلوب به دست آمده از الگوریتم LVI- PDNN و data2 مسیر ردیابی خروجی مدل کنترل شده توسط کنترل ترمینال مجزا را برای مفصل شانه نشان می‌دهند.



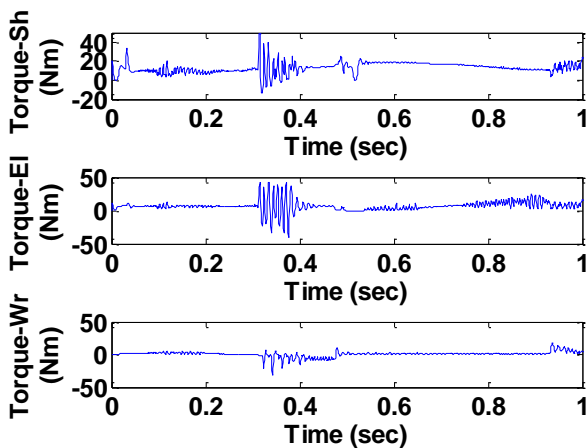
شکل (۶): data1 مسیر مطلوب به دست آمده از الگوریتم LVI- PDNN و data2 مسیر ردیابی خروجی مدل کنترل شده توسط کنترل ترمینال مجزا را برای مفصل آرنج نشان می‌دهند.



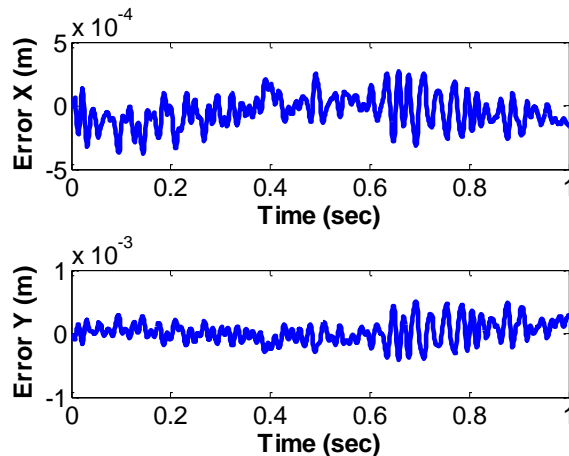
شکل (۷): data1 مسیر مطلوب به دست آمده از الگوریتم LVI- PDNN و data2 مسیر ردیابی خروجی مدل کنترل شده توسط کنترل ترمینال مجزا را برای مفصل مچ نشان می‌دهند.



تغییرات دارند. برای کاهش چت رینگ موجود که به دلیل در نظر گرفتن فرکانس بالای تحریک جهت کاهش میزان خطای ردیابی، حاصل شده است، کنترل شبکه عصبی بازگشتی و تک لایه پنهان پرسپترون را همانطور که در بخش‌های (۱-۳) و (۲-۳) توضیح داده‌ایم همراه با کنترل ترمینال لغزشی بکار گرفته‌ایم. از آنجاکه با روش لایه‌مرزی کاهش میزان چترینگ، افزایشی را در خطای ردیابی به وجود می‌آورد، می‌بایست مصالحه‌ای بین این دو صورت گیرد. در این تحقیق ضخامت لایه‌مرزی بر اساس سعی و خطا در این مصالحه،  $\Phi = 5$  در نظر گرفته شده است که گشتاورهای به دست آمده از ماهیچه‌های موافق و مخالف برای هر سه مفصل، مسیرهای مفاصل از مدل کنترل شده به همراه مسیرهای مطلوب به دست آمده از الگوریتم LVI-PDNN به صورت برخط و نیز میزان خطاهای ردیابی مسیرهای مطلوب مفاصل در شکل‌های (۱۳-۱۹) نشان داده شده‌اند.

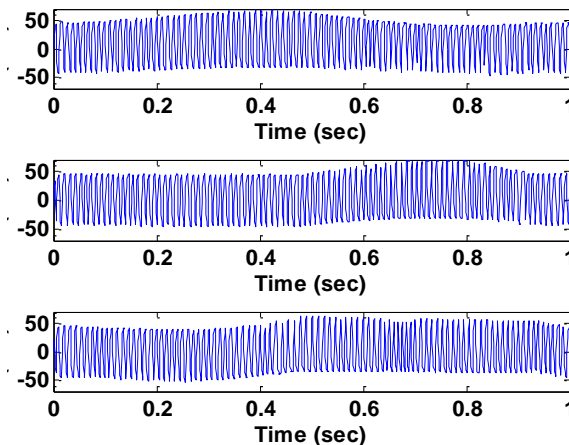


شکل (۱۳): گشتاورهای حاصل از کنترل ترکیبی ترمینال و شبکه عصبی را در هر سه مفصل شانه، آرنج و مچ به ترتیب از بالا به پایین نشان می‌دهد.



شکل (۱۱): خطای بازیابی مسیر عملگرهایی را در هر دو مختصات x,y نشان می‌دهد.

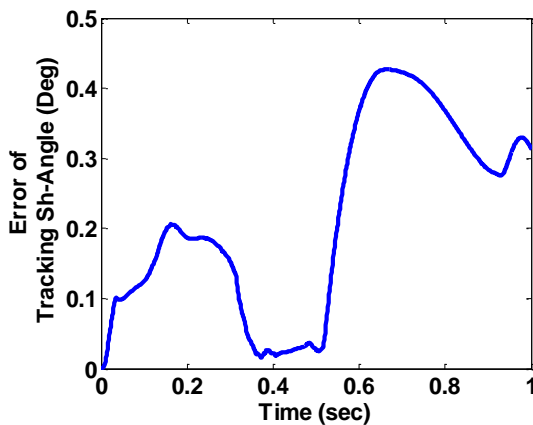
در بررسی میزان چترینگ در اعمال کنترل ترمینال لغزشی به طور مجزا و با فرکانس تحریک بالا جهت کاهش خطای ردیابی، گشتاورهای خروجی از جفت ماهیچه‌های موافق و مخالف هر سه مفصل در شکل (۱۲) نشان داده شده‌اند. هر سه در کمتر از  $\pm 70$  (Nm) دارای تغییرات هستند.



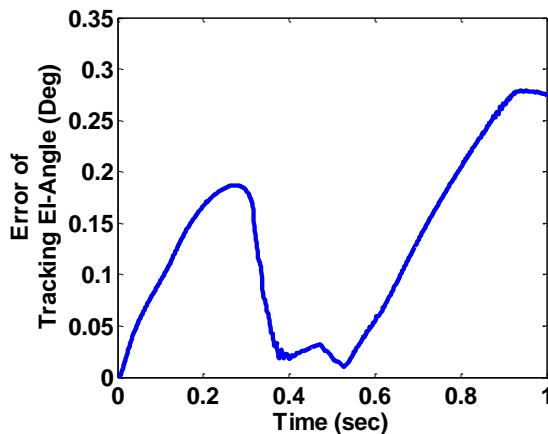
شکل (۱۲): سیگنال‌های گشتاور تولید شده از عضلات را برای سه مفصل شانه، آرنج و مچ به ترتیب از بالا تا پایین نشان می‌دهد.

ماکسیمم پهنای پالس تحریک ۱۰۰ میکروثانیه در نظر گرفته شده و از آنجاکه پهنای پالس منفی معنی ندارد، بنابراین سیگنال‌های پهنای پالس تحریک بین صفر و ۱۰۰ میکروثانیه

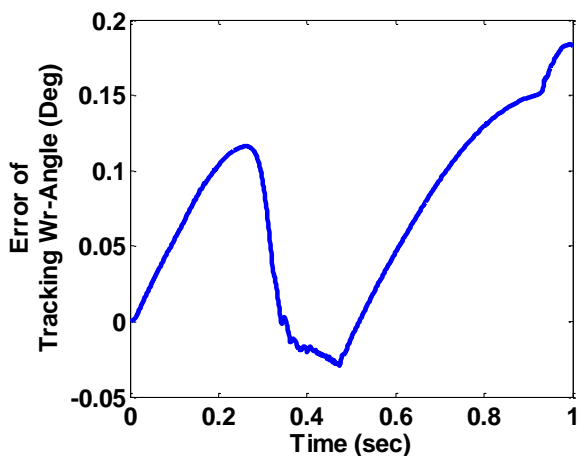
۴۴ کنترل ترمینال لغزشی-شبکه عصبی در حرکت بازو با به کارگیری الگوریتم بهینه سازی برخط برای تولید مسیرهای مطلوب مفاصل



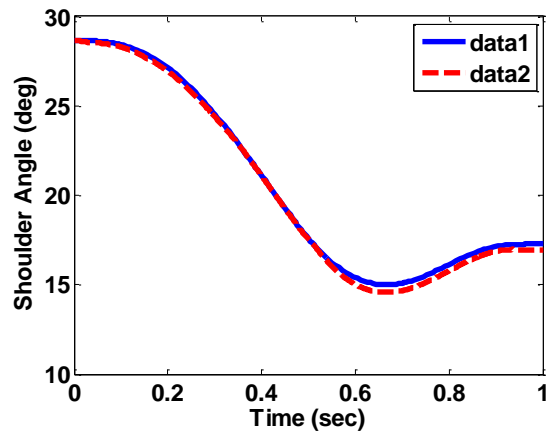
شکل (۱۷): خطای ردیابی مسیر مطلوب مفصل شانه را برحسب درجه نشان می دهد. (به هنگام اعمال کنترل ترکیبی ترمینال و شبکه عصبی)



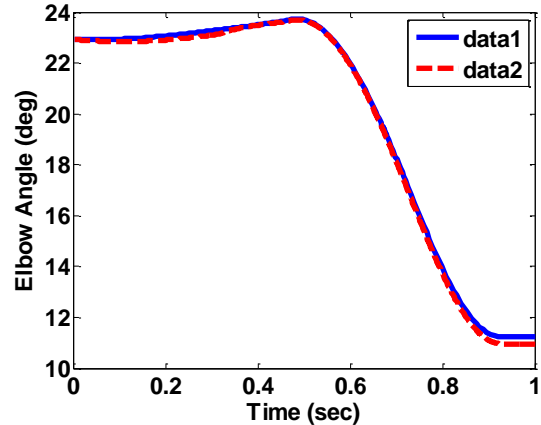
شکل (۱۸): خطای ردیابی مسیر مطلوب مفصل آرنج را برحسب درجه نشان می دهد. (به هنگام اعمال کنترل ترکیبی ترمینال و شبکه عصبی)



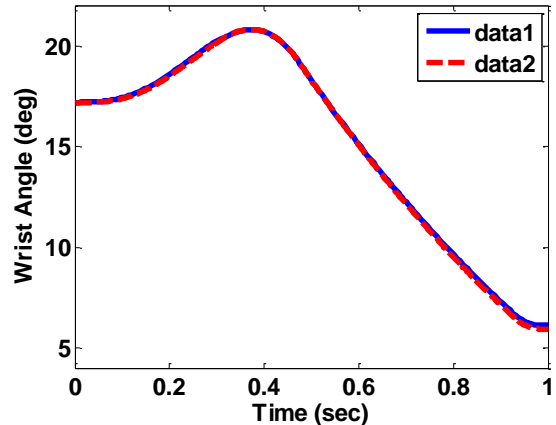
شکل (۱۹): خطای ردیابی مسیر مطلوب مفصل مچ را برحسب درجه نشان می دهد. (به هنگام اعمال کنترل ترکیبی ترمینال و شبکه عصبی)



شکل (۱۴): data1 مسیر مطلوب به دست آمده از الگوریتم LVI-PDNN و data2 مسیر ردیابی خروجی مدل کنترل شده توسط کنترل ترمینال-شبکه عصبی را برای مفصل شانه نشان می دهند.

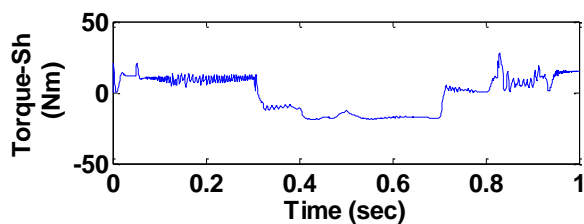
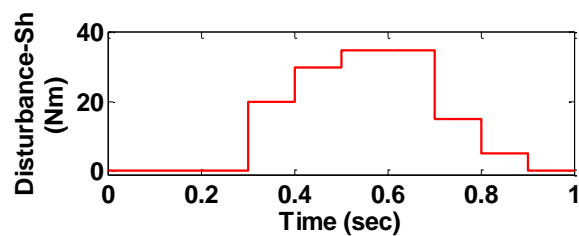


شکل (۱۵): data1 مسیر مطلوب به دست آمده از الگوریتم LVI-PDNN و data2 مسیر ردیابی خروجی مدل کنترل شده توسط کنترل ترمینال-شبکه عصبی را برای مفصل آرنج نشان می دهند.

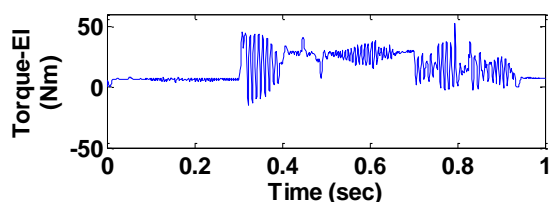
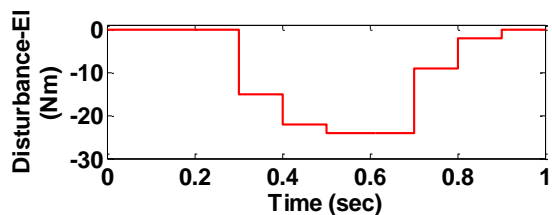


شکل (۱۶): data1 مسیر مطلوب به دست آمده از الگوریتم LVI-PDNN و data2 مسیر ردیابی خروجی مدل کنترل شده توسط کنترل ترمینال-شبکه عصبی را برای مفصل مچ نشان می دهند.

در حکم گشتاورهای مفاصل را در کنار اعمال اغتشاش نشان دهیم. از طرفی مسیرهای ردیابی شده هر سه مفصل را همراه با مسیرهای مطلوبشان و نیز خطاهای ردیابی هر سه مفصل برحسب درجه و نیز خطاهای بازبایی مسیر عملگر نهایی را در دو مختصات X,Y در صفحه حرکت به ترتیب در شکل‌های (۲۰-۲۱) نشان داده‌ایم که معیارهایی از مقاوم بودن کنترل‌کننده ترکیبی ترمینال لغزشی و شبکه عصبی پرسپترون در برابر اغتشاشات اعمالی به هر سه مفصل می‌باشند.

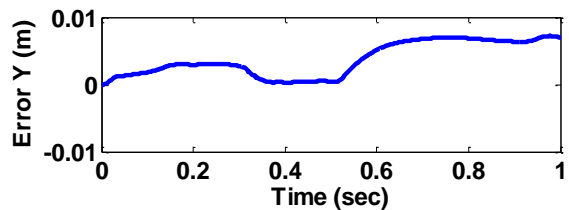
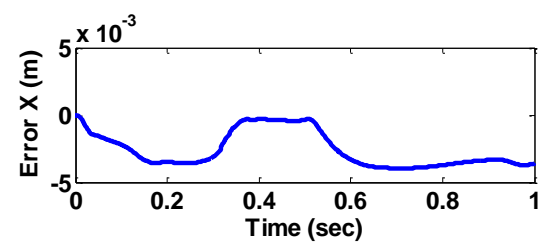


شکل (۲۱): از بالا به پایین اغتشاش از نوع گشتاور اعمالی به مفصل شانه و تغییرات سیگنال گشتاور تطبیق یافته توسط کنترل‌کننده ترکیبی برای مفصل شانه نشان داده شده است.



شکل (۲۲): از بالا به پایین اغتشاش از نوع گشتاور اعمالی به مفصل شانه و تغییرات سیگنال گشتاور تطبیق یافته توسط کنترل‌کننده ترکیبی برای مفصل آرنج نشان داده شده است.

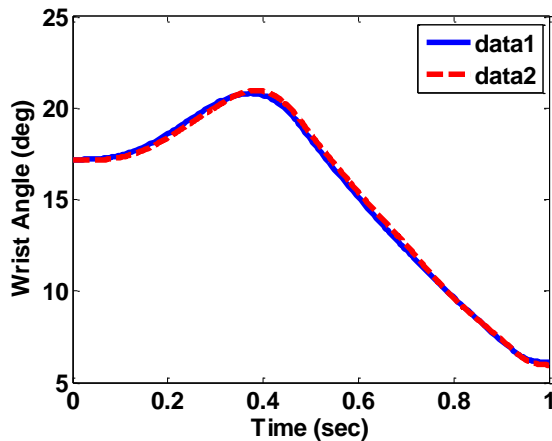
همان‌طور که شکل‌ها نشان می‌دهند چترینگ به میزان مطلوبی کاهش یافته است و در مقابل خطاهای ردیابی نیز به میزان کمی افزایش پیدا کرده‌اند که با اعمال سینماتیک مستقیم بر روی مسیرهای به‌دست‌آمده از مفاصل، مسیر عملگر نهایی را بازبایی نموده‌ایم و خطاهای بازبایی از مسیر عملگر نهایی در هر دو مختصات X,Y به‌طور مطلوب در کمتر از یک سانتی‌متر انحراف از مسیر، مطابق شکل (۲۰) حاصل شده‌اند.



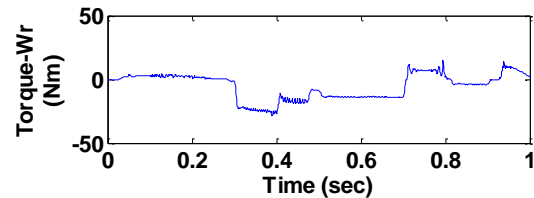
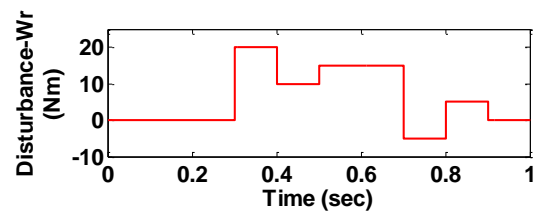
شکل (۲۰): خطای بازبایی مسیر عملگر نهایی را در هر دو مختصات X,Y در زمان به‌کارگیری روش لایه‌مرزی نشان می‌دهد.

این میزان خطای حاصله در کار دست رسانی تأثیر قابل‌توجهی ندارد از این‌رو در کار هدفمند دست رسانی، خللی ایجاد نمی‌شود. از طرفی برای آزمودن مقاوم بودن کنترل‌کننده توأم ترمینال لغزشی و شبکه عصبی، اغتشاش خارجی از نوع درصدی از گشتاورها را به هر سه مفصل اعمال کرده‌ایم. اغتشاشات هر سه مفصل از ۰,۳ ثانیه شروع و با تغییرات در دامنه‌شان در نظر گرفته شده‌اند که با مقایسه مقدار آن‌ها در هر زمان با گشتاورهای مفاصل در شکل (۱۲) می‌توانیم دامنه اغتشاشات اعمال شده را در هر لحظه زمانی به‌صورت درصدی از گشتاورهای مفاصل به دست آوریم. سیگنال‌های اغتشاشی از نوع گشتاورهای هر سه مفصل را همراه با سیگنال‌های گشتاور حاصل از ماهیچه‌های کنترل‌شده برای ایجاد حرکت مفاصل نشان داده‌ایم تا تطبیق خروجی نهایی مدل ماهیچه‌های بکار رفته،

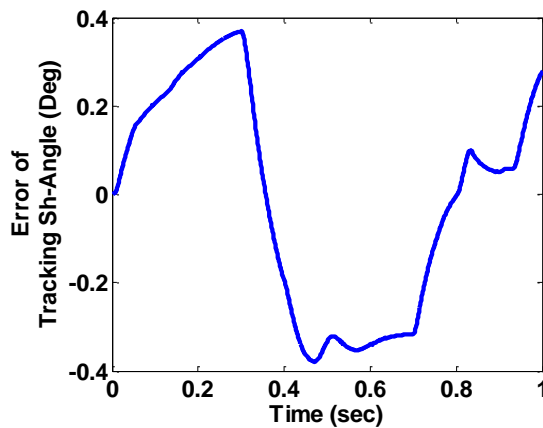
۴۶ کنترل ترمینال لغزشی-شبکه عصبی در حرکت بازو با به کارگیری الگوریتم بهینه‌سازی برخط برای تولید مسیرهای مطلوب مفاصل



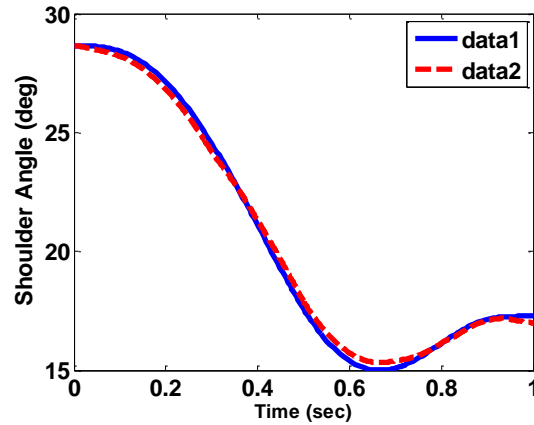
شکل (۲۶): ردیابی مسیر مطلوب مفصل مچ را در اعمال اغتشاش نشان می‌دهد که data1 مسیر مطلوب و data2 مسیر ردیابی خروجی مدل کنترل‌شده توسط کنترل توأم ترمینال لغزشی و شبکه پرسپترون است.



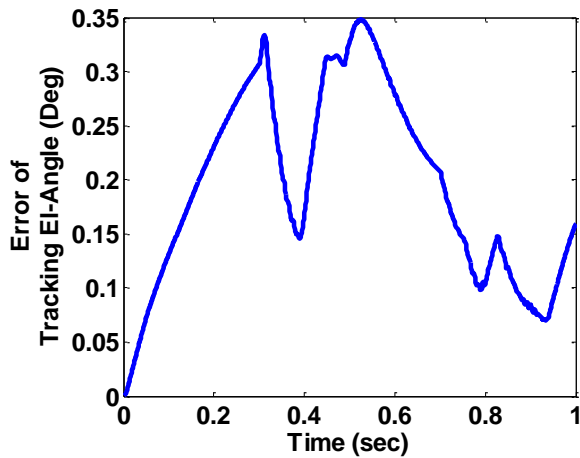
شکل (۲۳): از بالا به پایین اغتشاش از نوع گشتاور اعمالی به مفصل شانه و تغییرات سیگنال گشتاور تطبیق یافته توسط کنترل‌کننده ترکیبی برای مفصل مچ نشان داده شده است.



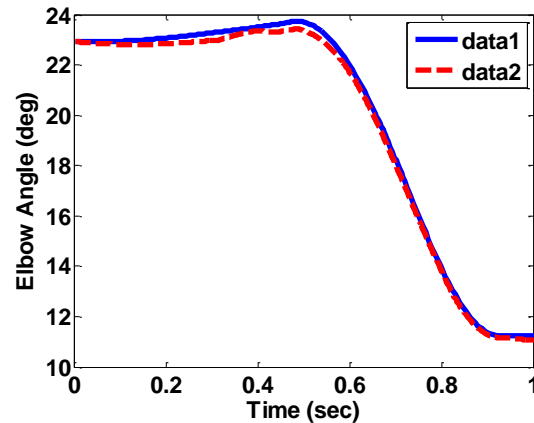
شکل (۲۷): خطای ردیابی مسیر مطلوب مفصل شانه را برحسب درجه نشان می‌دهد. (به هنگام اعمال اغتشاش در کنترل ترکیبی ترمینال و شبکه عصبی)



شکل (۲۴): ردیابی مسیر مطلوب مفصل شانه را در اعمال اغتشاش نشان می‌دهد که data1 مسیر مطلوب و data2 مسیر ردیابی خروجی مدل کنترل‌شده توسط کنترل توأم ترمینال لغزشی و شبکه پرسپترون است.



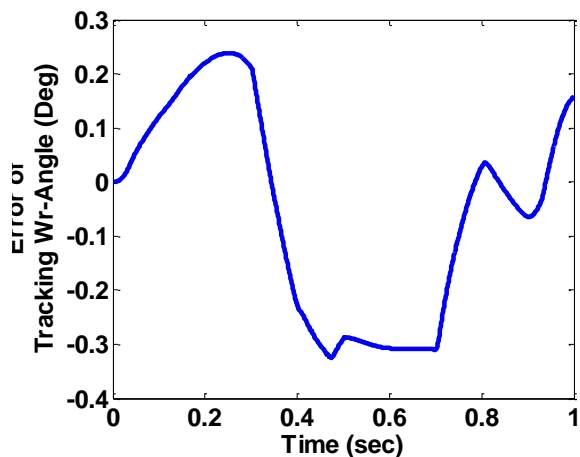
شکل (۲۸): خطای ردیابی مسیر مطلوب مفصل آرنج را برحسب درجه نشان می‌دهد. (به هنگام اعمال اغتشاش در کنترل ترکیبی ترمینال و شبکه عصبی)



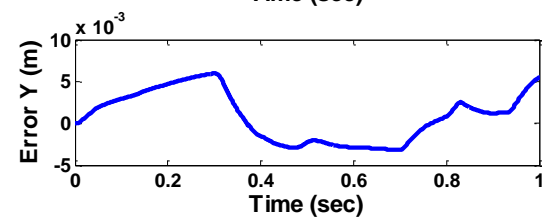
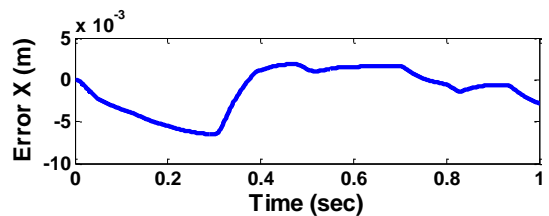
شکل (۲۵): ردیابی مسیر مطلوب مفصل آرنج را در اعمال اغتشاش نشان می‌دهد که data1 مسیر مطلوب و data2 مسیر ردیابی خروجی مدل کنترل‌شده توسط کنترل توأم ترمینال لغزشی و شبکه پرسپترون است.

چترینگ، ترکیب کنترل‌کننده‌های ترمینال لغزشی و شبکه پرسپترون را به مدل بازو اعمال کردیم که خطاهای ردیابی مسیرهای مطلوب در کل در هر سه مفصل در بازه (۰,۵ و -۰,۵) درجه تغییرات داشتند که خطاهای بسیار مطلوبی را در بازیابی مسیر عملگر نهایی نشان داده‌اند. بعد از اعمال اغتشاش از نوع گشتاور به کنترل ترکیبی، خطاهای ردیابی مسیرهای مطلوب در کل در هر سه مفصل در رنج  $\pm 0,4$  درجه حاصل شده‌اند.

در هر سه مرحله خطاها در حد بسیار مطلوبی کم است. از این رو مفاصل شانه، آرنج و مچ برای حرکت بازو در کار دست رسانی حتی با اعمال اغتشاشات با دامنه‌های بسیار نزدیک و یا در بعضی لحظه‌های زمانی بیشتر از گشتاورهای تولیدشده توسط ماهیچه‌ها، به صورت بسیار مطلوبی کنترل شده‌اند و عملکرد مقاوم بودن کنترل‌کننده را اثبات نموده‌اند. علاوه بر کنترل‌کننده ترکیبی و مقاوم که با کاهش چترینگ خطاهای بسیار کمی را در ردیابی مسیرهای مطلوب ایجاد کرده، الگوریتم مسیریابی LVI-PDNN، مسیرهای مطلوب را در فضای مفاصل به صورت برخط تولید کرده است. مسیر از پیش تعیین شده برای عملگر نهایی را از طریق مسیرهای مطلوب تولیدشده در فضای مفاصل به وسیله سینماتیک مستقیم بازیابی نمودیم که در هر دو مختصات خطا بسیار جزئی و کمتر از  $10^{-4}$  متر حاصل شده‌اند و این امکان را فراهم کرده که در هنگام مواجهه با افزونگی سینماتیکی، با توجه به نیاز به تعیین مسیر واحدی از بین مسیرهای ممکن در ایجاد حرکت مطلوب در فضای مفاصل، می‌توان به صورت برخط مسیرهای مطلوب را جهت ردیابی به کنترل‌کننده اعمال کرد. در ایجاد حرکت دست رسانی موردنظر تنها کافی است که نقاط شروع و پایان حرکت و مسیر عملگر نهایی بین این دو نقطه برای الگوریتم مسیریابی برخط LVI-PDNN داده شوند و این الگوریتم با بهینه‌سازی تابع هزینه تعریف شده از نوع QP که در اینجا حداقل انرژی جنبشی است، مسیرهای مطلوب مفاصل را به صورت برخط تولید می‌کند. این تحقیق در آینده برای کنترل حرکت در فضای سه بعدی بر روی یک مدل بازوی انسان با چهار درجه آزادی اعمال خواهد شد و از طرفی مدل خستگی و تأثیر آن به واسطه تحریکات مداوم بر روی ماهیچه‌ها ناشی از تحریک الکتریکی عملکردی را



شکل (۲۹): خطای ردیابی مسیر مطلوب مفصل مچ را برحسب درجه نشان می‌دهد. (به هنگام اعمال اغتشاش در کنترل ترکیبی ترمینال و شبکه عصبی)



شکل (۳۰): خطای بازیابی مسیر عملگر نهایی را در هر دو مختصات X, Y در زمان به کارگیری روش لایه‌مرزی و اعمال اغتشاشات از نوع گشتاور به هر یک از مفاصل را نشان می‌دهد.

## ۶- نتیجه گیری

نتایج نشان داده‌اند که کنترل ترکیبی ترمینال لغزشی و شبکه پرسپترون، پهنای پالس‌های تحریک به هر سه مفصل را در حضور اغتشاشات به خوبی تطبیق داده‌اند و کنترل‌کننده مقاومت مطلوبی را در برابر اغتشاشات اعمالی از خود نشان داده است که در این صورت مسیر از پیش تعیین شده عملگرهایی با خطای بسیار مطلوبی در کار هدفمند دست رسانی بازیابی شده است. ما در این تحقیق یکبار کنترل ترمینال لغزشی را به طور مجزا به مدل بازو اعمال کردیم و خطاهای ردیابی مسیرهای مطلوب در کل در هر سه مفصل کمتر از  $\pm 0,06$  درجه به دست آمدند اما برای کاهش

- class of MIMO uncertain nonlinear systems," *Fuzzy Sets and Systems*, Vol. 179, pp. 34-49, 2011.
- [7] Zhang Y., et al., "A unified quadratic-programming-based dynamical system approach to joint torque optimization of physically constrained redundant manipulators," *Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics, IEEE Transactions on*, Vol. 34, pp. 2126-2132, 2004.
- [8] Zhang Y., "Inverse-free computation for infinity-norm torque minimization of robot manipulators," *Mechatronics*, Vol. 16, pp. 177-184, 2006.
- [9] Zhang Y. "Towards piecewise-linear primal neural networks for optimization and redundant robotics," in *Networking, Sensing and Control*, 2006. ICNSC'06. Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on, pp. 374-379, 2006.
- [10] Zhang Y. et al. "MATLAB Simulink modeling and simulation of LVI-based primal-dual neural network for solving linear and quadratic programs," *Neurocomputing*, Vol. 72, pp. 1679-1687, 2009.
- [11] Guigon E. et al, "Computational motor control: redundancy and invariance," *Journal of neurophysiology*, Vol. 97, pp. 331-347, 2007.
- [12] Abbas J. J. and Chizeck H. J. "Neural network control of functional neuromuscular stimulation systems: computer simulation studies," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. 42, pp. 1117-1127, 1995.
- [13] Yu H. and Han R. P. "Real time dynamics and control of a digital human arm for reaching motion simulation," in *Advances in Artificial Reality and Tele-Existence*, ed: Springer, pp. 425-436, 2006.
- [14] Luttgens K. and Wells K. "Kinesiology: Scientific basis of human movement," *Dubuque: Brown & Benchmark*, pp. 147-173, 1982.
- نیز در تعیین مقاوم بودن کنترل‌کننده بررسی خواهد نمود. اما با تمام توانمندی‌های مطرح‌شده، با توجه به کاهش مطلوب به دست آمده در چترینگ، همچنان زمینه‌های تحقیقی برای حذف کامل آن باقی است. چراکه مسئله چترینگ می‌تواند در عمل منجر به ناپایداری سیستم تحت کنترل شود. از طرفی وجود موانع دینامیکی و استاتیکی در محیط کار در حرکت دست رسانی در نظر گرفته نشده که می‌بایست الگوریتم مسیریابی برخط را برای تولید مسیرهای جدید در مقابل با موانع با همان هدف اولیه توسعه داد و عملکرد را هر چه بیشتر با واقعیت نزدیک نمود.

## ۷- مراجع

- [1] Kobravi H.R. and Erfanian A. "Decentralized adaptive robust control based on sliding mode and nonlinear compensator for the control of ankle movement using functional electrical stimulation of agonist-antagonist muscles," *Journal of neural engineering*, Vol. 6, p. 046007, 2009.
- [2] Slotine J.J. E. and Li W. *Applied nonlinear control* vol. 199: Prentice hall New Jersey, 1991.
- [3] T. Schauer, et al., "Sliding-mode control of knee-joint angle: experimental results," in 7th Annu. Conf. Int. Functional Electr. Stimul. Soc., Ljubljana, Slovenia, 2002.
- [4] Jezernik S., et al., "Sliding mode closed-loop control of FES controlling the shank movement," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. 51, pp. 263-272, 2004.
- [5] Ajoudani A. and Erfanian A., "A neuro-sliding-mode control with adaptive modeling of uncertainty for control of movement in paralyzed limbs using functional electrical stimulation," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. 56, pp. 1771-1780, 2009.
- [6] Nekoukar V. and Erfanian A., "Adaptive fuzzy terminal sliding mode control for a

<sup>1</sup>Saturating approximation

<sup>2</sup>Jezernik

<sup>3</sup>Adaptive Nonlinear Control

<sup>4</sup>Quadratic Programming (QP)

<sup>5</sup> solver

<sup>6</sup> Linear Variational Inequality (LVI)

<sup>7</sup> Linear Variational Inequality-Primal Dual Neural Network

<sup>8</sup>Nonlinear recruitment curve

<sup>9</sup>Coriolis and Centrifugal

<sup>10</sup> Back Propagation