



طراحی کنترل کننده تطبیقی در جراحی رباتیک قلب در حال تپش به همراه در نظرگرفتن تداخلات غیرخطی دارای تاخیر زمانی نامعلوم به کمک شبکه عصبی موجک

الهه سعیدی

دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی برق، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران
elahehseedi63@gmail.com

محمدرضا یوسفی

استادیار، مرکز تحقیقات ریز شبکه های هوشمند، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران
mr.yousefi@ieee.org

چکیده

در این مقاله، یک کنترل کننده تطبیقی به همراه شبکه عصبی موجک برای جراحی رباتیک قلب در حال تپش به همراه در نظر گرفتن تداخلات دارای تاخیر زمانی غیرافاین غیرخطی، در حین عمل قلب، طراحی شده است. در این مقاله، کنترل کننده موقعیت با استفاده از روش تطبیقی عصبی به منظور جبران حرکات سه بعدی بافت و مواجهه با نامعینی های ساختاری در معادلات ربات و همچنین جبران تداخلات دارای تاخیر زمانی، طراحی شده است. مدل برهم کنش بافت قلب و ابزار نهائی ربات، به صورت ارتجاعی- چسبندگی در نظر گرفته شده است. در این مقاله، پایداری سیستم حلقه بسته با استفاده از قانون لیاپانوف و لم باربالت تضمین می شود. همچنین همگرایی خطای ردیابی به سمت صفر تضمین می شود و تمام سیگنال ها در سیستم حلقه بسته کراندار می باشند. در انتها، روش پیشنهاد شده در این مقاله، شبیه سازی می شود که نتایج شبیه سازی، کارایی روش بیان شده را اثبات می کند.

واژگان کلیدی: تداخلات غیرخطی، شبکه عصبی موجک، قانون لیاپانوف، کنترل کننده تطبیقی، کنترل موقعیت.



مقدمه

نویزهای حرکتی یا حرکات فیزیولوژیک اعضای بیمار در طول عمل جراحی، بیشتر به علت تنفس و ضربان قلب می باشد و این حرکات برای جراح می توانند بسیار مختل کننده باشند (رضاخانی و همکاران، ۱۳۹۳). برای غلبه بر این مشکل، در جراحی قلب، از پایدار کننده ی پسیو، که یک دستگاه مکانیکی است استفاده می شود که حرکت یک ناحیه ی کوچکی از سطح قلب را به وسیله ی کشش و یا فشار، محدود می کند و اجازه جراحی قلب در حال تپش را با پایدار ساختن ناحیه ی جراحی روی قلب می دهد. این روش محدودیت هایی دارد مانند صدماتی که پایدارسازی مبتنی بر مکش، بر بافت قلب وارد می کند و یا اینکه پایدارسازی مبتنی بر فشار، فقط در قسمت بالایی قلب می تواند کاربرد داشته باشد (رضاخانی و همکاران، ۱۳۹۳)، در هر دو مورد، قلب هنوز حرکتی دارد که مختل کننده کار می باشد (Okamura et al, 2007). روش دیگر، استفاده از دستگاه قلب-ریه است این دستگاه، عملیات گردش خون را به عهده دارد و به قلب اجازه ی ایستادن می دهد ولی استفاده از آن، خطرات بیشتر و زمان بهبود بیشتری را برای بیمار به همراه دارد (Lemma et al, 2005). به منظور غلبه بر این مشکلات، سیستم های جراحی رباتیک که به طور فعال، حرکات فیزیولوژیکی را جبران می کنند، ارائه شده است. در (Bebek and Cavusoglu, 2007) با استفاده از سیگنال نوار قلب و داده های سنسورهای مکانیکی تعبیه شده بر بافت قلب، پیش بینی حرکات با روش کنترل پیش بین، انجام شده است.

در جراحی های رباتیک، جراحی قلب در حال تپش به خاطر حرکات سریع و نسبتاً بزرگ قلب، مسئله ای چالش برانگیز است (Ginhoux et al, 2005). بیشتر روش های ارائه شده، تنها به کنترل حرکت توجه کرده اند و به کنترل نیرو، کمتر پرداخته شده است. به جز در دو مورد (Corteseo and Poignet, 2009) و (Zarrouk et al, 2010). حس لامسه یا فیدبک نیرو، که به عنوان اطلاعات تکمیلی و بازخوردی طبیعی، برای جراح در جراحی های غیررباتیک و جراحی های باز، به کار می رود در جراحی رباتیک، مسئله ای فراموش شده است. برای حل این مشکل، تلاش هایی در جهت گسترش تکنیک هایی که به جراح نیروی لامسه یا نیروی مطلوب وارد بر بافت را تحویل بدهد، انجام شده است (Yuen et al, 2010).

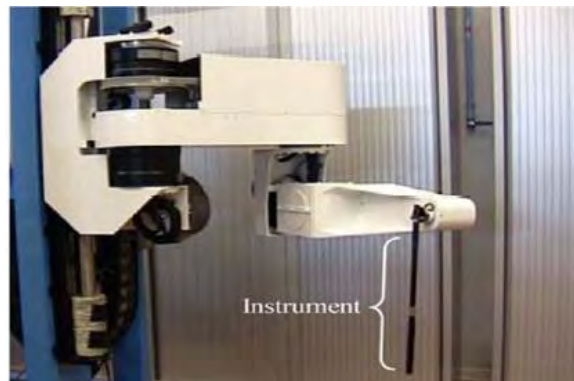
(Liu et al, 2011) یک کنترل کننده نیرو را برای ربات بر مبنای مدل ارتجاعی-چسبندگی در نظر گرفته است که بر مبنای مدل دقیق دینامیک ربات، طراحی شده است. از آنجا که همواره نامعینی و پارامترهای مدل نشده ای در دینامیک ربات، وجود دارد، لذا وجود کنترل کننده ای که بتواند با تخمین این پارامترها به درستی کار کند، ضروری است. با توجه به توانایی های روش تطبیقی-عصبی در تخمین معادلات نامعلوم ربات (Siciliano et al, 2009)، در این مقاله از روش تطبیقی-عصبی موجک جهت تخمین معادلات ربات، استفاده شده است. ربات مورد نظر، ربات D2M2 است و مدل برهم کنش ابزار و بافت به صورت ارتجاعی-چسبندگی در نظر گرفته شده است. تاکنون، کنترل نیرو و موقعیت هم زمانی برای این منظور با در نظر گرفتن چنین مدلی انجام نشده است.

در سال های اخیر، پایداری و کنترل برای سیستم های تاخیردار مورد توجه قرار گرفته است (Wang et al, 2008). همچنین، استفاده از شبکه های موجک از سال ۱۹۹۱ میلادی شروع شد و به دلیل توانایی بالای این شبکه ها در آموزش پارامترها و همچنین، دقت تقریب زنی بالای این شبکه ها در آموزش پارامترها و دقت تقریب زنی بالای آن، به طور وسیعی گسترش یافت (سعیدی، ۱۳۹۱). از طرف دیگر، شبکه های عصبی موجک دارای خاصیت تقریب زن های بهینه می باشند و این به مفهوم آن است که این شبکه ها برای تقریب یک تابع با دقت دلخواه، کمترین تعداد بیت را نیاز دارند. با تلفیق روش های شبکه های عصبی موجک و کنترل تطبیقی، روش جدیدی جهت کنترل سیستم های غیرافاین غیرخطی با پارامترهای ناشناخته، ارائه شده است. در این روش علاوه بر وزن های لایه خروجی شبکه، پارامترهای شیفت و بسط موجک ها به گونه ای تنظیم می شوند که پایداری سیستم حلقه بسته تضمین شود و همچنین خطای تعقیب خروجی مطلوب و خروجی واقعی سیستم به سمت صفر همگرا شود. در (Karimi et al, 2007) از ساختار شبکه عصبی برای خنثی کردن اثر تداخلات استفاده

شده است. تحقیق در مورد استفاده از روش کنترل کننده تطبیقی به همراه شبکه عصبی موجک برای کنترل سیستم غیرخطی غیرافاین ابعاد وسیع، دارای تاخیر زمانی انجام گرفته است (سعیدی و همکاران، ۱۳۹۳).

معرفی بازوی رباتیکی D2M2

ربات D2M2 که در شکل (۱) نشان داده شده است، یک بازوی رباتیکی طراحی شده برای آزمایش های جراحی است که دارای ۵ درجه آزادی با تحریک های مستقیم می باشد که حرکت با پهنای باند بالا و اصطکاک کم را میسر می سارد. این مشخصات، ابزار نهایی ربات را قادر می سازد که حرکات با فرکانس بالای قلب را دنبال کند و همچنین ممکن است بتواند جبران حرکت خوبی را انجام دهد. ابزار نهایی ربات مجهز به سنسور نیروی ATI mini40 برای اندازه گیری نیروی اعمالی ربات به محیط، می باشد.



شکل (۱): ربات D2M2

مدل دینامیک ربات که در تماس با محیط است، توسط رابطه زیر بیان می شود:

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + J^T f_e + h(\chi(t - \tau)) = \tau_i \quad (1)$$

که $\tau_i \in R^n$ بردار گشتاورهای مفاصل، $h(\chi(t - \tau))$ نشان دهنده اثر تداخلات غیرخطی دارای تاخیردار نامعلوم و کران دار، $D(q) \in R^{n \times n}$ ماتریس اینرسی ربات، $C(q, \dot{q}) \in R^{n \times n}$ ماتریس نیروهای کریولیس و گریز از مرکز، $J \in R^{n \times n}$ ماتریس ژاکوبین ربات، $f_e \in R^n$ نیروی اندازه گیری شده در ابزار نهایی و $\dot{q}, q \in R^n$ به ترتیب، بردارهای موقعیت و سرعت و شتاب مفاصل ربات هستند.

مدل دینامیکی ربات در فضای کار را می توان به صورت زیر، در نظر گرفت:

$$D_x(q)\ddot{x} + C_x(q, \dot{q})\dot{x} + G_x(q) = F_a + F_d - f_e \quad (2)$$

که در آن:

$$D_x(q) = (J^T)^{-1} D(q) I^{-1}(q) \quad (3)$$

$$C_x(q, \dot{q}) = (J(q)^T)^{-1} [C_x(q, \dot{q}) - D_x(q) \dot{J}(q, \dot{q})] \times J^{-1} \quad (4)$$

به نحوی که $D_x(q)$ ، $C_x(q, \dot{q})$ و $G_x(q)$ به ترتیب، ماتریس های اینرسی و نیروهای گریز از مرکز و کریولیس و بردار گرانش در فضای کار و x مختصات فضای کار ربات می باشند و F_a نیروی اعمالی فرمان داده شده به ربات و $\dot{J}(q, \dot{q})$ بیانگر مشتق زمانی ماتریس ژاکوبین در فضای کار است.

مدل برهم کنش ارتجاعی - پیوستگی



در این مقاله برای مدل کردن برهم کنش ابزار نهایی ربات با بافت نرم قلب، از مدل برهم کنش ارتجاعی - چسبندگی کلونین-بولتزمن استفاده شده که بهترین گزینه برای مدل کردن این برهم کنش می باشد و به صورت رابطه (۵) بیان می شود (رضاخانی و همکاران، ۱۳۹۳):

$$f_e = kx_r + \beta \dot{x}_r - \alpha \dot{f}_e \quad (5)$$

x_r نشان دهنده حرکت برهم کنش بافت قلب در حال تپش x_h و ابزار نهایی ربات است:

$$x_r = x_h + x \quad (6)$$

طراحی کنترل کننده تطبیقی به همراه شبکه عصبی موجک

در این بخش، به بیان کنترل کننده تطبیقی به همراه شبکه عصبی موجک طراحی شده در این مقاله، می پردازیم. برای انجام این مقاله، از شبکه عصبی موجک با ساختار متغیر برای تخمین پارامترهای نامعلوم استفاده شده است. هدف از طراحی این کنترل کننده آن است که ابزار نهایی ربات بتواند حرکات سه بعدی قلب را جبران کند و نیروی مطلوب به بافت اعمال گردد و همچنین تداخلات ناخواسته به همراه تاخیر زمانی نیز جبران شود. کنترل کننده نیروی ربات به صورت ضمنی و غیرمستقیم صورت می گیرد به نحوی که نیروی اعمالی ربات، f_e ، بتواند نیروی مطلوب f_d را دنبال کند.

$$e = f_d - f_e \quad (7)$$

کنترل کننده نیرو به صورت زیر در نظر گرفته می شود:

$$dx_f = k_p e + k_i \int e \quad (8)$$

فرض ۱: مسیر مطلوب ربات (x_d) که همان سیگنال حرکت قلب (x_h) است همواره محدود می باشد.
 فرض ۲: $h(\chi(t - \zeta(t)))$ کران ناشناخته مربوط به تداخلات غیرخطی تاخیردار وارد شده به سیستم توسط رابطه زیر بدست می آید (سعیدی و همکاران، ۱۳۹۴):

$$|h(\chi(t - \zeta(t)))| \leq |e^T(t - \zeta(t))pb| \eta(e^T(t - \zeta(t))pb) \quad (9)$$

که در رابطه بالا، $\eta(e, p, b)$ تابع غیرخطی هموار و نامعلوم است.

خطای موقعیت را به صورت زیر تعریف می کنیم:

$$e_x = X_d - x \quad (10)$$

$$X_d = x_d + dx_f - h \quad (11)$$

با جایگذاری (۱۱) در (۱۰)، خطای موقعیت به صورت زیر، بدست می آید:

$$e_x = x_d + dx_f - x - h \quad (12)$$

منظور از h ، تداخل غیر خطی تاخیر دار می باشد که برای سادگی در معادلات، با حرف h نشان داده شده است.

خطای فیلتر شده موقعیت را به صورت زیر، در نظر می گیریم:

$$r = \dot{e}_x + \Delta e_x \quad (13)$$

منظور از Δ ، یک ماتریس متقارن مثبت معین است که به صورت ماتریس قطری در نظر گرفته می شود. با مشتق گرفتن از رابطه (۱۳) و با جایگذاری معادله دینامیک ربات بیان شده در (۲)، دینامیک ربات به صورت زیر مطابق با خطای فیلتر شده بدست می آید:

$$D_x(q)\dot{r} = -C_x(q, \dot{q}) + r + f(x) - F_a + F_d \quad (14)$$

منظور از $f(x)$ ، تابع غیر خطی ربات است که شامل پارامترهای نامعلوم ربات، به صورت زیر می باشد.

$$f(x) = D_x(q)(\ddot{x}_d + \Delta \dot{e}) + C_x(q, \dot{q})(\dot{x}_d - \Delta e) + G_x(q) \quad (15)$$

قانون کنترل به صورت زیر، در نظر گرفته می شود:



$$F_a = \hat{f}(x) + kr - u_c + f_e \quad (16)$$

که در آن، k ، ماتریس بهره است که معمولاً به صورت قطری در نظر گرفته می شود و منظور از $\hat{f}(x)$ تخمین تابع ربات $f(x)$ است که با استفاده از شبکه عصبی موجک تخمین زده می شود و u_c ترم مقاوم برای تخمین تداخل سیستم به صورت زیر در نظر گرفته می شود:

$$u_c = -\hat{\lambda} \operatorname{sgn}(r) \quad (17)$$

$$\hat{f}(x) = \hat{y}^T \hat{\phi}(z, \hat{\alpha}, \hat{c}) \quad (18)$$

با جایگذاری قانون کنترل (۱۶) در معادله دینامیک ربات (۲)، دینامیک حلقه بسته خطا به صورت زیر بدست می آید:

$$D_x(q)\dot{r} = -(k + C_x(q, \dot{q}))r + \tilde{f}(x) + f_d + u_c \quad (19)$$

تابع $\tilde{f}(x)$ به صورت زیر تعریف می شود:

$$\tilde{f}(x) = f^*(x) - \hat{f}(x) \quad (20)$$

منظور از $f^*(x)$ شبکه عصبی موجک ایده آل با وزن های ایده آل و بردارهای شیفت و بسط ایده آل است که به صورت زیر تعریف می شود:

$$f^*(x) = y^{*T} \phi^*(z, \alpha^*, c^*) + \varepsilon(t) \quad (21)$$

منظور از y^* وزن های ایده آل شبکه عصبی موجک و α^* و c^* بردارهای شیفت و بسط ایده آل شبکه عصبی موجک و منظور از $\varepsilon(t)$ خطای تقریب شبکه عصبی موجک می باشد که به وسیله نامساوی زیر محدود می شود:

$$|\varepsilon(t)| \leq \varepsilon_m \quad (22)$$

که منظور از ε_m یک مقدار ثابت مثبت است.

با جایگذاری روابط (۱۸) و (۲۱) در رابطه (۲۰) داریم:

$$\tilde{f}(x) = f^*(x) - \hat{f}(x) = y^{*T} \phi^* + \varepsilon - \hat{y}^T \hat{\phi} \quad (23)$$

با اضافه و کم کردن $\hat{y}^T \phi^*$ و $\hat{y}^T \hat{\phi}$ در رابطه (۲۳)، این رابطه به صورت رابطه زیر بازنویسی می شود:

$$\begin{aligned} \tilde{f}(x) &= \hat{y}^T \phi^* - \hat{y}^T \hat{\phi} + y^{*T} \phi^* + \varepsilon(t) - \hat{y}^T \hat{\phi} - y^{*T} \phi^* + \hat{y}^T \phi^* - \hat{y}^T \phi^* \\ \Rightarrow \tilde{f}(x) &= \tilde{y}^T \hat{\phi} + \hat{y}^T \tilde{\phi} + \tilde{y}^T \tilde{\phi} + \varepsilon(t) \end{aligned} \quad (24)$$

که در رابطه بالا منظور از \tilde{y} ، $\tilde{\phi}$ روابط زیر می باشد:

$$\tilde{y} = y^* - \hat{y}, \quad \tilde{\phi} = \phi^* - \hat{\phi} \quad (25)$$

از بسط تیلور برای خطی سازی $\tilde{\phi}$ به صورت زیر استفاده می کنیم:

$$\phi(z, \alpha^*, c^*) = \phi(z, \hat{\alpha}, \hat{c}) + \frac{\partial \phi(z, \alpha, c)}{\partial \hat{\alpha}} (\alpha - \hat{\alpha}) + \frac{\partial \phi(z, \alpha, c)}{\partial \hat{c}} (c - \hat{c}) + H(\tilde{\alpha}, \tilde{c}) \quad (26)$$

منظور از $H(\tilde{\alpha}, \tilde{c})$ جملات از درجه بالا در بسط تیلور می باشد. با در نظر گرفتن $\tilde{\alpha} = \alpha^* - \hat{\alpha}$ ، $\tilde{c} = c^* - \hat{c}$ برای ساده سازی، رابطه (۲۶) به صورت زیر بازنویسی می شود:

$$\phi(z, \alpha^*, c^*) - \phi(z, \hat{\alpha}, \hat{c}) = \frac{\partial \phi(z, \alpha, c)}{\partial \hat{\alpha}} \tilde{\alpha} + \frac{\partial \phi(z, \alpha, c)}{\partial \hat{c}} \tilde{c} + H(\tilde{\alpha}, \tilde{c}) \quad (27)$$

رابطه (۲۷) را می توان برای ساده سازی بیشتر، به صورت زیر خلاصه کرد:

$$\tilde{\phi} = \phi_{\alpha} \tilde{\alpha} + \phi_{\tilde{c}} \tilde{c} + H \quad (28)$$

که در رابطه بالا عبارت های ϕ_{α} و $\phi_{\tilde{c}}$ به صورت روابط زیر تعریف می شوند:

$$\phi_{\alpha} = \left[\frac{\partial \phi}{\partial \alpha}, \dots, \frac{\partial \phi}{\partial \alpha} \right] \quad (29)$$



$$\phi_c = \left[\frac{\partial \phi_1}{\partial c}, \dots, \frac{\partial \phi_m}{\partial c} \right] \quad (30)$$

با جایگذاری روابط فوق در رابطه (۲۰) داریم:

$$\tilde{f}^T(x) = \tilde{y}^T \tilde{\phi}_\alpha \tilde{\alpha} + \tilde{y}^T \tilde{\phi} + \tilde{y}^T \tilde{\phi}_c \tilde{c} + \omega(t) \quad (31)$$

$$\omega(t) = \tilde{y}^T h + \varepsilon(t) + \tilde{y}^T \tilde{\phi} \quad (32)$$

که $\omega(t)$ توسط نامساوی زیر محدود می شود:

$$|\omega(t)| = |\tilde{w}^T h + \tilde{w}^T \tilde{\phi} + \varepsilon| < \omega_m \quad (33)$$

که ω_m یک ثابت مثبت می باشد.

به طور مشابه، روابط زیر برای شبکه عصبی موجک به کار رفته به منظور جبران تداخلات غیرخطی دارای تاخیر زمانی بدست می آید:

$$\begin{cases} Z^* = T^{*T} \phi(e, i^*, l^*) \\ \hat{Z} = \hat{T}^T \phi(e, \hat{i}, \hat{l}) \\ \tilde{Z} = \hat{Z} - Z^* = \tilde{T}^T \tilde{\phi} + \tilde{T}^T \phi_i \tilde{i} + \tilde{T}^T \phi_l \tilde{l} + \omega'(t) \\ \omega'(t) = -\tilde{T}^T \tilde{\phi} \end{cases} \quad (34)$$

که در رابطه (۳۴)، $\omega'(t)$ نامعینی است که توسط مقدار ثابت و مثبت ω_{m1} محدود فرض می شود.

برای اثبات پایداری از قضیه لیاپانف استفاده می کنیم. تابع لیاپانف را به صورت زیر در نظر می گیریم:

$$\begin{aligned} V = & \frac{1}{2} \tilde{T}^T \Gamma_T^{-1} \tilde{T} + \frac{1}{2} \tilde{i}^T \Gamma_i^{-1} \tilde{i} + \frac{1}{2} \tilde{l}^T \Gamma_l^{-1} \tilde{l} + \frac{1}{2} Tr \{ \tilde{y}^T Y^{-1} \tilde{y} \} + \\ & \frac{1}{2} \tilde{\lambda}^T O^{-1} \tilde{\lambda} + \frac{1}{2} r^T D_x(q) r + \frac{1}{2} \tilde{\alpha}^T N^{-1} \tilde{\alpha} + \frac{1}{2} \tilde{c}^T M^{-1} \tilde{c} + \frac{\tilde{\omega}^2}{\gamma_\omega} \end{aligned} \quad (35)$$

در رابطه بالا $\tilde{y}, \tilde{\lambda}, \tilde{T}, \tilde{i}, \tilde{l}$ به صورت روابط زیر تعریف می شوند:

$$\tilde{y} = y^* - \hat{y}, \tilde{\lambda} = \lambda_0 - \hat{\lambda}, \lambda_0 = a_1 + \varepsilon_m, \tilde{T} = \hat{T} - T^*, \tilde{i} = \hat{i} - i^*, \tilde{l} = \hat{l} - l^*, \tilde{\omega} = \hat{\omega} - \omega_m + \omega_{m1} \quad (36)$$

با مشتق گرفتن از رابطه (۳۵) داریم:

$$\begin{aligned} \dot{V} = & \frac{1}{2} r^T \dot{D}_x(q) r + r^T D_x(q) \dot{r} + \tilde{\alpha}^T N^{-1} \dot{\tilde{\alpha}} + \tilde{c}^T M^{-1} \dot{\tilde{c}} + Tr \{ \tilde{y}^T Y^{-1} \dot{\tilde{y}} \} + \tilde{\lambda}^T O^{-1} \dot{\tilde{\lambda}} = \\ & r^T \{ -(k + c_x(q, \dot{q})) r + F_d + \tilde{f} + u_c \} + \frac{1}{2} r^T \dot{D}_x(q) + \tilde{\alpha}^T N^{-1} \dot{\tilde{\alpha}} + \tilde{c}^T M^{-1} \dot{\tilde{c}} + Tr \{ \tilde{y}^T Y^{-1} \dot{\tilde{y}} \} + \tilde{\lambda}^T O^{-1} \dot{\tilde{\lambda}} \\ = & -r^T k r + r^T (\tilde{y}^T \hat{\phi} + \tilde{y}^T \tilde{\phi} + \tilde{y}^T \tilde{\phi} + \varepsilon(t)) + r^T u_c + r^T F_d + \tilde{\alpha}^T N^{-1} \dot{\tilde{\alpha}} + \tilde{c}^T M^{-1} \dot{\tilde{c}} + Tr \{ \tilde{y}^T Y^{-1} \dot{\tilde{y}} \} + \\ & \tilde{\lambda}^T O^{-1} \dot{\tilde{\lambda}} - (e^T)^2 \hat{T}^T (e, \hat{i}, \hat{l}) \leq -r^T k r + r^T \tilde{y} \hat{\phi} + r^T \tilde{y}^T \tilde{\phi} + r^T \tilde{y}^T \tilde{\phi} + r^T \varepsilon_m + r^T u_c + r^T a_1 + Tr \{ \tilde{y}^T Y^{-1} \dot{\tilde{y}} \} \\ & + \tilde{\alpha}^T N^{-1} \dot{\tilde{\alpha}} + \tilde{c}^T M^{-1} \dot{\tilde{c}} + \tilde{\lambda}^T O^{-1} \dot{\tilde{\lambda}} - (e^T)^2 \hat{T}^T (e, \hat{i}, \hat{l}) \end{aligned}$$

با استفاده از (۳۷) قوانین تطبیقی به صورت زیر بدست می آیند:

$$\dot{\tilde{y}} = -\dot{\hat{y}} = Y \hat{\phi} r^T \quad (38)$$

$$\dot{\tilde{c}} = M \phi_c^T \hat{y} r \quad (39)$$

$$\dot{\tilde{\lambda}} = O |r| \quad (40)$$

$$\dot{\tilde{\alpha}} = N \phi_\alpha^T \hat{y} r \quad (41)$$

$$\dot{\tilde{T}} = \Gamma_T (e)^2 \hat{\phi} \quad (42)$$



$$\dot{i} = \Gamma_i(e)^2 \hat{T}^T \phi_i \quad (43)$$

$$\dot{\hat{I}} = \Gamma_I(e)^2 \hat{T}^T \phi_I \quad (44)$$

$$\dot{\hat{\omega}} = \gamma_\omega(e)^2$$

در نتیجه مشتق تابع لیاپانف بیان شده در (۳۷) به رابطه زیر تبدیل می شود:

$$\dot{V} \leq -r^T k r \quad (45)$$

با توجه به مثبت معین بودن ماتریس k مشتق تابع لیاپانف، یک تابع منفی نیمه معین است و براساس قانون پایداری لیاپانف $\tilde{y}, r, \tilde{c}, \tilde{\alpha}, \tilde{\lambda}$ همگی محدود هستند. با استفاده از لم باربالت می توانیم وضعیت همگرایی خطا به سمت صفر را بررسی کنیم. لم باربالت: بر مبنای لم باربالت اگر برای تابع لیاپانف مثبت معین معرفی شده $V(\cdot)$ ، شرایط زیر برقرار باشد (رضاخانی و همکاران، ۱۳۹۳):

$$\begin{cases} 1) V(\cdot) \text{ is lower bounded} \\ 2) \dot{V}(\cdot) \leq 0 \\ 3) \ddot{V}(\cdot) \text{ is bounded} \end{cases} \quad (46)$$

آنگاه $\dot{V}(\cdot)$ به سمت صفر میل می کند.

در این مقاله، از آنجایی که $V(\cdot)$ تابع مثبت معین می باشد، شرط ۱ برقرار است همچنین $\dot{V}(\cdot)$ منفی نیمه معین است پس شرط ۲ نیز برقرار است و چون \ddot{V} وابسته به \dot{e}_x, e_x می باشد و آنها نیز پایدار هستند پس \ddot{V} نیز کراندار است و شرط سوم نیز برقرار است و بنابراین $\lim_{t \rightarrow \infty} r(t) \rightarrow 0$.

شبیه سازی

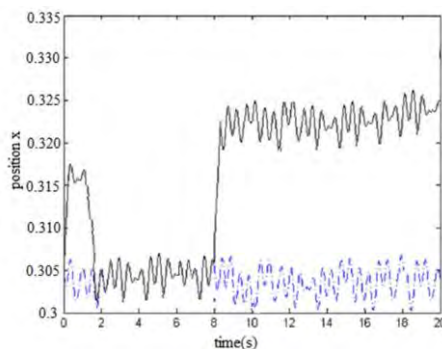
در این قسمت از مقاله به بیان شبیه سازی پرداخته می شود. تابع موجک استفاده شده در این مقاله، از نوع کلاسه مکزیکی می باشد. همچنین، از ۴ نرون در شبکه عصبی موجک استفاده شده است.

مقادیر مربوط به کنترل کننده به صورت زیر در نظر گرفته می شود (رضاخانی و همکاران، ۱۳۹۳):

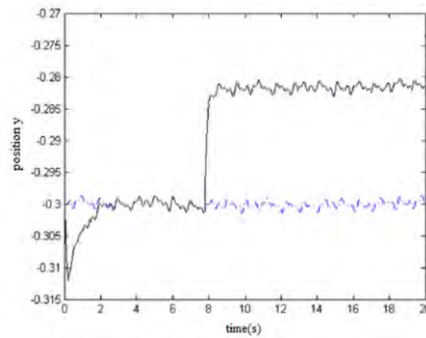
$$K = 200 \times I^3, Y = 10 \times I^3, M = 10 \times I^3, N = 20 \times I^3, O = 200 \times I^3, f_d = 5N$$

در این مقاله، از مدل ارتجاعی-چسبندگی کلونین-بولتزمن برای مدل کردن برهم کنش استفاده شده و همچنین با در نظر گرفتن ربات D2M2 و قلب خوک انجام گرفته است.

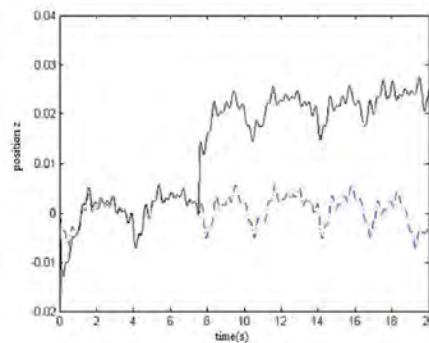
تغییرات موقعیتی بافت بر اثر اعمال نیرو در شکل های ۲ تا ۴ نشان داده شده است.



شکل ۲: حرکات قلب در راستای محور X در اثر اعمال نیرو

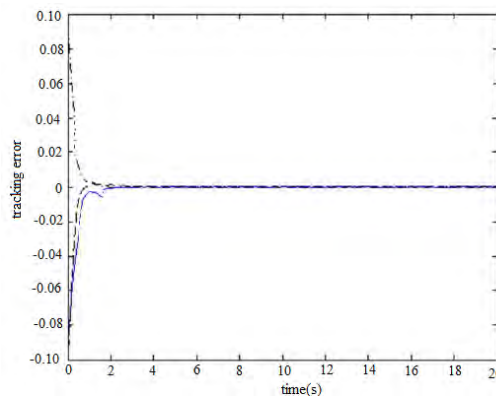


شکل ۳: حرکات قلب در راستای محور Y در اثر اعمال نیرو



شکل ۴: حرکات قلب در راستای محور Z در اثر اعمال نیرو

در این شکل ها ابتدا نیروی اعمالی را صفر در نظر می گیریم و در ثانیه ۸ با اعمال نیروی ۵ نیوتن تغییرات را در موقعیت بافت مشاهده می کنیم. در شکل ۵، خطای ردیابی موقعیت مطلوب بافت قلب را با وجود تداخل و تاخیر زمانی مشاهده می کنید.



شکل ۵: خطای ردیابی موقعیت مطلوب بافت قلب با وجود تداخل دارای تاخیر زمانی



بحث و نتیجه گیری

در این مقاله یک کنترل کننده تطبیقی - عصبی به منظور غلبه بر مشکل حرکات قلب در حال تپش در جراحی رباتیک قلب، به همراه در نظر گرفتن تداخلات دارای تاخیر زمانی غیرخطی به سیستم در زمین جراحی، طراحی و پیشنهاد شد. تا کنون مسئله تداخلات دارای تاخیر زمانی در حین جراحی رباتیک قلب، پرداخته نشده بود. در این مقاله علاوه بر کنترل و تضمین پایداری توانستیم پارامترهای مربوط به شبکه عصبی موجک از جمله پارامترهای وزن و شیفت و بسط شبکه موجک را طراحی کرده و همچنین برای آن ها قوانین تطبیقی بدست آوریم. نتایج شبیه سازی در حضور پارامترهای نامی مدل ارتجاعی - چسبندگی بافت و با در نظر گرفتن تداخل دارای تاخیر زمانی غیرخطی نشان داده شده است که کارایی کنترل کننده پیشنهاد شده را نشان می دهد.

در نظر گرفتن و استفاده از سیگنال های بیولوژیک در ترکیب با داده های حرکت قلب در جراحی رباتیک، به منظور بهبود عملکرد می تواند در آینده انجام شود.

منابع

سعیدی، الهه، ۱۳۹۱، کنترل تطبیقی سیستم غیرافاین غیرخطی دارای پدیده پسماند عملگر به کمک شبکه عصبی موجک، پایان نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد، اصفهان.

سعیدی، الهه و کریمی، بهرام و پوربهی، مصطفی، کنترل تطبیقی غیرمترکز سیستم دارای تاخیر زمانی غیرافاین غیرخطی ابعاد وسیع با استفاده از شبکه عصبی موجک، نشریه روشهای هوشمند در صنعت برق، شماره هفدهم، تابستان ۱۳۹۳، ۲۳-۱۵.

رضاخانی، ستاره و علیاری شوره دلی، مهدی و قاسمی، اعظم، کنترل کننده تطبیقی - عصبی در جراحی رباتیک قلب در حال تپش براساس مدل ارتجاعی - چسبندگی بافت، نشریه روشهای هوشمند در صنعت برق، شماره هفدهم، زمستان ۱۳۹۳، ۴۰-۳۱.

سعیدی، الهه و کریمی، بهرام و پوربهی، مصطفی، کنترل تطبیقی غیرمترکز سیستم ابعاد وسیع دارای تداخلات بدون تاخیر غیرخطی نامعلوم و دارای تداخلات تاخیر زمانی غیرافاین غیرخطی با استفاده از شبکه عصبی موجک، سومین کنفرانس ملی و اولین کنفرانس بین المللی پژوهش های کاربردی در مهندسی برق، مکانیک و مکاترونیک، ۱۳۹۴.

Ginhoux, R. and Gangloff, J. and De Mathelin, M. and Soler, L. and Arenas Sanchez, M.M. and Marescaux, J. (2005). Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control, IEEE Trans. On Rob.Vol.21.

Lemma, M. and Mangini, A. and Redaelli, A. (2005). Do cardiac stabilizers really stabilize? , experimental quantitative analysis of mechanical stabilization, Interactive cardio vascular and thoracic surgery, vol.4, pp.222-226.

Karimi, B. and Menhaj, M.B. and Afshar, A. and saboori, I. (2007). A decentralized direct adaptive controller for a class of large-scale interconnected nonlinear systems, IEEE International symposium on intelligent signal processing, Madrid- Spain, pp.3-5.

Bebek, O. and Cavusoglu, M. (2007). Intelligent control algorithms for robotic- assisted beating heart surgery, IEEE Trans. On Robotics, Vol.23, No.3, pp.468-480.

Okamura, A.M. and Verner, L.N. and Reiley, C.E. and Mahvash, M. (2007). Haptics for robot- assisted minimally invasive surgery, In 13th Int. sym. Of Rob. Res. Hiroshima, Japan, pp. 26-29.

Wang, M. and Chen, B. and Shi, P. (2008). Adaptive neural control for a class of perturbed strict- feedback nonlinear time- delay systems, IEEE Trans. Syst., Man, Cybern.B, Cybern, Vol.38, no.3, pp.721-730.

Siciliano, B. and Sciavicco, L. and Villani, L. and Oriolo, G. (2009). Robotics modeling, planning and control, Verlag, London.

Cortesao, R. and Poigent, P. (2009). Motion compensation for robotic- assisted surgery with force feedback, In IEEE Int. Con. On Rob. & Auto. Kobe, Japan, pp.3464-3469.

Zarrouk, Z. and Chemori, A. and Poigeint, Ph. (2010). Adaptive force feedback control for 3D compensation of physiological motion in beating heart surgery, In IEEE Int. Con. on Intel. Rob. & Sys. Taipei, Taiwan, pp. 1856-1861.

Yuen, S.G. and Perrin, D.P. and Vasilyev, N.V. and Del Nido, P.J. and Howe, R.D. (2010). Force tracking with feed-forward motion estimation for beating heart surgery, IEEE Trans. On Robotics, Vol.26, No.5, pp.888-896.

Liu, ch. and Moreira, Pedro and Zemit, N. and Poignet, Ph. (2011). Force control for robotic- assisted beating heart surgery based on viscoelastic tissue model, 33rd IEEE Int. Con. On EBMS, Massachusetts, USA, pp. 7054-



دانشگاه آزاد اسلامی
واحد کازرون



دارای مجوز ISC وزارت علوم
96170 - 10906



گفتارانس ملی پژوهش های نوین در

برق، کامپیوتر و مهندسی پزشکی

۲۷ تیر ماه ۱۳۹۶

7058.