

کنترل کننده تطبیقی - عصبی در جراحی رباتیک قلب در حال تپش بر اساس مدل ارتجاعی - چسبندگی بافت

ستاره رضاخانی^(۱) - مهدی علیاری شوره دلی^(۲) - اعظم قاسمی^(۳)

(۱) کارشناس ارشد - دانشکده برق، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف آباد

(۲) استادیار - دانشکده برق، دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

(۳) استادیار - دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف آباد

تاریخ پذیرش: زمستان ۱۳۹۳

تاریخ دریافت: بهار ۱۳۹۲

خلاصه

در این مقاله، مشکل جبران حرکات قلب در سه راستا با استفاده از طراحی کنترل کنندهی موازی نیرو و موقعیت حل می‌گردد. کنترل کننده موقعیت با استفاده از روش تطبیقی-موجک جهت جبران حرکات سه بعدی بافت و مواجهه با نامعینی‌های ساختاری در معادلات ربات، طراحی می‌گردد و کنترل نیرو نیز به صورت ضمنی^۱، انجام می‌شود. مدل برهم کنش بافت قلب و ابزار نهائی ربات، به صورت ارتجاعی-چسبندگی در نظر گرفته شده است. در اثبات پایداری کنترل کننده، از قانون لیاپانف و لم باربالت استفاده می‌شود. بدین منظور یک تابع لیاپانف مثبت معین در نظر گرفته شده و در اثبات پایداری استفاده شده است. شبیه سازی‌ها بر روی ربات D2M2 صورت گرفته و نشان‌دهنده کارایی کنترل کننده می‌باشد. تست مقاوم بودن عملکرد نیز در مواجهه با بافت‌های مختلف انجام و نتایج ارائه گردیده است.

کلمات کلیدی: کنترل موقعیت، نیرو، کنترل عصبی-تطبیقی، مدل ارتجاعی، چسبندگی.

۱- مقدمه

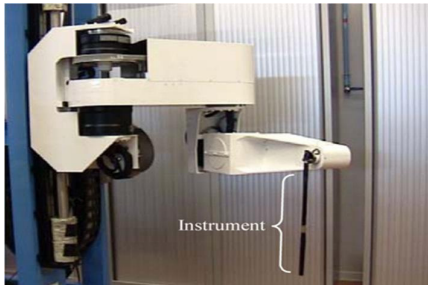
ساختن ناحیهی جراحی روی قلب می‌دهد. با این حال این روش، محدودیت‌هایی دارد مانند صدماتی که پایدارسازهای مبتنی بر مکش، بر بافت قلب وارد می‌نمایند و یا اینکه پایدارسازی مبتنی بر فشار، فقط در قسمت بالایی قلب می‌تواند کاربرد داشته باشد و در هر دو مورد، قلب هنوز حرکتی دارد که مختل کننده کار می‌باشد [۲]. یک راه دیگر جهت پایدارسازی، استفاده از دستگاه قلب-ریه^۲ است که در حالی که خودش عملیات گردش خون و تصفیهی آن را به عهده دارد، به قلب اجازهی ایستادن داده و این در حالی است که استفاده از این ماشین، خطرات بیشتر و زمان بهبود طولانی‌تری را برای بیمار به همراه دارد [۴،۳]. به منظور غلبه بر این مشکلات، سیستم‌های جراحی رباتیک که به طور فعال^۳، حرکات فیزیولوژیکی را جبران می‌کنند، ارائه شده‌اند. در جراحی‌های رباتیک، جراحی قلب در حال تپش به خاطر حرکات سریع و نسبتاً بزرگ قلب، مسئله‌ای چالش برانگیز است [۵،۶].

حرکات فیزیولوژیکی اعضای بیمار در طول عمل جراحی، عمدتاً به علت تنفس و ضربان قلب می‌باشد و این حرکات برای جراح می‌توانند بسیار مختل کننده باشند. در واقع دقت جراحی به توانایی جراح برای جبران این حرکات بستگی دارد و جبران این حرکات با پیچیدگی بسیاری روبروست زیرا که تنفس، جابجایی‌های بسیار و حرکات قلب نیز شتاب زیادی را در بر دارد [۱]. تاکنون چندین روش برای غلبه بر این مشکلات ارائه شده است، به عنوان نمونه در طول اعمال جراحی، تنفس را با یک دستگاه تهویه خارجی کنترل می‌کنند، اما این روش بیشتر برای اعمال سریع مناسب است. در مورد جراحی قلب، از پایدار کنندهی پسیو که یک دستگاه مکانیکی هست، استفاده می‌شود که حرکت یک ناحیهی کوچکی از سطح قلب را به وسیلهی کشش و یا فشار، محدود می‌کند و اجازه جراحی قلب در حال تپش را با پایدار

مربوط به طراحی کنترل کننده را بیان می‌نمایم. نتایج شبیه سازی‌ها در (۵) و نتیجه گیری در بخش (۶) بیان خواهد شد.

۲- معرفی بازوی رباتیکی D2M2

ربات D2M2 که در شکل (۱) نشان داده شده است، یک بازوی رباتیکی طراحی شده برای آزمایش‌های جراحی است که دارای ۵ درجه آزادی با تحریک‌های مستقیم می‌باشد که حرکت با پهنای باند بالا و اصطکاک کم را میسر می‌سازد. این مشخصات، ابزار نهایی ربات را قادر می‌سازد 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 جهت اندازه گیری نیروی اعمالی ربات به محیط می‌باشد.



شکل (۱): ربات D2M2
Fig. (1): D2M2 robot

مدل دینامیکی ربات که در تماس با محیط است، توسط رابطه زیر ارائه می‌شود:

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + J^T f_e + \tau_d = \tau \quad (1)$$

که در آن:

$$\tau \in \mathbb{R}^n: \text{ بردار گشتاورهای مفاصل}$$

$\tau_d \in \mathbb{R}^n$: بردار اختلال‌های نامعلوم (مانند دینامیک‌های مدل نشده و ساختار نیافتی)

$$D(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}: \text{ ماتریس اینرسی ربات}$$

$$C(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{n \times n}: \text{ ماتریس نیروهای کریولیس و گریز از مرکز}$$

$$J \in \mathbb{R}^{6 \times n}: \text{ ماتریس ژاکوبین ربات}$$

$$f_e \in \mathbb{R}^n: \text{ نیروی اندازه گیری شده در ابزار نهایی}$$

$q \in \mathbb{R}^n$ و \dot{q} : به ترتیب بردارهای موقعیت، سرعت و شتاب مفاصل هستند.

می‌توان مدل دینامیکی ربات در فضای کار را 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:

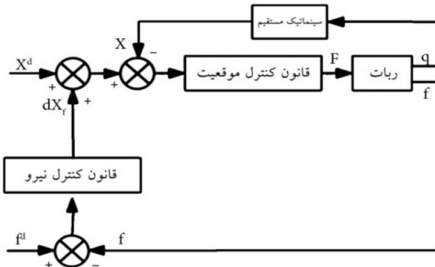
$$D_x(q) = (J^T)^{-1} D(q) I^{-1}(q) \quad (3)$$

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

کنترل کننده‌هایی که برای این سیستم‌ها ارائه شدند با استفاده از سیستم باینای و سنسورهای نیرو به ابزار ربات امکان ردیابی حرکات قلب را می‌دهند، اخیراً چندین روش برای این مسئله پیشنهاد شده است که با فرض متناوب بودن این حرکات، پیش بینی و جبران آنها با استفاده از روش‌های کنترل پیش‌بین انجام شده است [۵،۷]. همچنین، در مرجع [۸] نیز، با استفاده از سیگنال ECG^4 و داده‌های سنسورهای مکانیکی تعبیه شده بر بافت قلب، پیش‌بینی حرکات با روش کنترل پیش‌بین انجام گشته است که به دلیل برهم کنش ابزار نهایی ربات و بافت قلب، و تغییرات بافت بر اثر این برهم کنش، این پیش‌بینی‌ها به درستی صورت نمی‌گیرد.

بیشتر روش‌های ارائه شده در مقالات، تنها کنترل حرکت را مورد توجه قرار داده‌اند و به کنترل نیرو، جز دو مورد اخیر، کمتر پرداخته شده است [۹،۱۰]. حس لامسه یا فیدبک نیرو، که به عنوان اطلاعات تکمیلی و بازخوردی طبیعی برای جراح در جراحی‌های سنتی و باز به کار می‌رود، در جراحی رباتیک مسئله ای فراموش شده است. برای حل این مشکل، تلاش‌هایی در جهت گسترش تکنیک‌هایی که به جراح نیروی لامسه یا نیروی مطلوب وارد بر بافت را تحویل بدهد، انجام شده است [۱۱،۱۲]. این کارها، مطالعات جزئی را به مدل کردن نیروهای برهم کنش بین عضو نرم و ابزار ربات انجام داده‌اند و مدل‌های مختلفی را ارائه نموده‌اند. اما همان طور که آزمایشات نشان می‌دهد، عضوهای بیولوژیکی، کشسان^۵ نیستند [۱۳]. به همین منظور، تلاش‌هایی جهت مدل سازی برهم کنش بافت‌های نرم و ابزارهای رباتیک انجام شد که بیشتر بر بافت‌های ساکن و یا با حرکت آهسته، متمرکز شده‌اند و برای کنترل در آن واحد و جراحی رباتیک قلب در حال تپش به خاطر زمان محاسبات و پیچیدگی طراحی کنترل مناسب نیستند [۱۱،۱۴].

همچنین در مرجع [۹] که به منظور کنترل ربات جراح قلب در حال تپش صورت گرفته، مدل کشسان در نظر گرفته شده است که بر مبنای مشاهدات [۱۳]، مناسب نیست. در مرجع [۱۴]، یک کنترل کننده نیرو را برای ربات بر مبنای مدل ارتجاعی-چسبندگی انتخابی در نظر گرفته است، که بر مبنای مدل دقیق دینامیک ربات طراحی گردیده است. از آنجا که همواره نامعینی و پارامترهای مدل نشده‌ای در دینامیک ربات، وجود دارد، لذا وجود کنترل کننده‌ای که بتواند با تخمین این پارامترها به درستی کار کند، ضروری می‌نماید. با توجه به توانایی‌های روش‌های تطبیقی-عصبی در تخمین معادلات نامعلوم ربات [۱۶]، در این مقاله از روش تطبیقی-موجک جهت تخمین معادلات ربات، استفاده می‌شود. ربات مورد نظر، ربات D2M2 بوده و مدل برهم کنش ابزار و بافت به صورت ارتجاعی-چسبندگی در نظر گرفته شده است. تا کنون، کنترل نیرو و موقعیت هم زمانی برای این منظور با در نظر گرفتن چنین مدلی انجام نشده است. در قسمت (۲) مقاله به معرفی ربات می‌پردازیم. قسمت (۳) مقاله، مدل برهم کنش ارتجاعی-چسبندگی را معرفی نموده و در ادامه در قسمت (۴) روابط



شکل (۲): بلوک دیاگرام کنترل کننده موازی موقعیت-نیرو
Fig. (2): Parallel position-force controller block diagram

کنترل کننده نیروی ربات به صورت ضمنی [۱۶] و غیرمستقیم صورت می‌پذیرد، به نحوی که نیروی اعمالی ربات f_c ، نیروی مطلوب f_d را دنبال نماید.

$$e_f = f_d - f_c \quad (۸)$$

کنترل کننده نیروی به صورت زیر در نظر گرفته می‌شود:

$$dx_f = k_p e_f + k_i \int e_f \quad (۹)$$

و این اختلاف نیروی تبدیل شده به موقعیت به قسمت کنترل کننده موقعیت ربات، جهت جبران حرکت بافت اعمال می‌گردد.

فرض ۱: مسیر مطلوب ربات (x_d) که همان سیگنال حرکت قلب (x_h) است، همواره محدود می‌باشد.

$$P x_d \leq P \leq m, m > 0 \quad (۱۰)$$

خطای موقعیت را به صورت زیر تعریف می‌نماییم:

$$e_x = X_d - x \quad (۱۱)$$

$$e_x = (x_d + dx_f) - x \quad (۱۲)$$

که در حقیقت X_d مجموع x مطلوب (موقعیت قلب) و جابجایی مطلوب بر اثر اعمال نیرو می‌باشد:

$$X_d = x_d + dx_f$$

و همچنین خطای فیلتر شده موقعیت را به صورت زیر تعریف می‌نماییم:

$$r = \dot{e}_x + \Lambda e_x \quad (۱۳)$$

به نحوی که Λ ، یک ماتریس متقارن مثبت معین بوده و معمولاً به صورت قطری در نظر گرفته می‌شود. با مشتق گیری از $r(t)$ و با استفاده از معادله دینامیک ربات (۲)، دینامیک ربات به بیان خطای فیلتر شده، به این صورت می‌باشد:

$$D_x(q)\dot{r} = -C_x(q, \dot{q})r + f(x) - F_a + F_d \quad (۱۴)$$

که در آن، $f(x)$ تابع غیرخطی ربات، شامل پارامترهای نامعلوم ربات، به این صورت است:

$$f(x) = D_x(q)(\ddot{x}d + \Lambda \dot{e}) + C_x(q, \dot{q})(\dot{x}d - \Lambda e) + G_x(q) \quad (۱۵)$$

قانون کنترل، به صورت زیر در نظر گرفته می‌شود [۱۷]:

$$F_a = \hat{f}(x) + Kr - u_c + f_c \quad (۱۶)$$

که در آن K ، ماتریس بهره بوده که معمولاً قطری در نظر گرفته می‌شود و $\hat{f}(x)$ تخمین تابع ربات $f(x)$ است که با شبکه عصبی

$$G_x(q) = (J(q)^T)^{-1}G(q) \quad (۵)$$

است به نحوی که $D_x(q)$ ، $C_x(q, \dot{q})$ و $G_x(q)$ به ترتیب ماتریس‌های اینرسی و نیروهای گریز از مرکز و کریولیس و بردار گرایش در فضای کار و x مختصات فضای کار ربات می‌باشند.

F_a بیانگر نیروی اعمالی فرمان داده شده به ربات و $\hat{J}(q, \dot{q})$ بیانگر مشتق زمانی ماتریس ژاکوبین در فضای کار است. معادلات دینامیکی ربات دارای خواص زیر می‌باشند که در طراحی کنترل کننده، مورد استفاده قرار می‌گیرند [۱۵].

۱. خاصیت مثبت معین بودن: ماتریس اینرسی $D(q)$ ، همواره متقارن و مثبت معین است و این از این حقیقت ناشی است که انرژی جنبشی همواره غیرمنفی و وقتی صفر است که سرعت تمامی مفاصل صفر باشند.
۲. خاصیت پادمتقارنی $(\dot{D}(q) - 2C(q, \dot{q}))$: همواره اثبات می‌گردد، که اگر ماتریس $D(q)$ ، ماتریس اینرسی رباتی باشد و $C(q, \dot{q})$ بر حسب اعضای $D(q)$ تعریف شود، آنگاه ماتریس $N(q, \dot{q}) = \dot{D}(q) - 2C(q, \dot{q})$ پادمتقارن است [۱۶].
۳. اختلال نامعلوم τ_d ، در رابطه $\|\tau_d\| \leq b_0$ صدق می‌کند. و در فضای کار نیز خواهیم داشت: $\|F_a\| \leq b_1$ ، به نحوی که $b_1 > 0$ ، $b_0 > 0$ می‌باشند.

معادلات سینماتیک ربات فوق، با دستگاه گذاری به روش دناویت-هارتنبرگ [۱۵] و دینامیک آن بر اساس روش اوایلر-لاگرانژ، به دست آمده و در شبیه سازی‌ها استفاده گردید.

۳- مدل برهم کنش ارتجاعی - چسبندگی

از آنجا که ابزارنهایی ربات، در برهم کنش با بافت نرم قلب می‌باشد، لذا وجود مدلی که به خوبی این برهم کنش را بیان نماید، جهت طراحی کنترل کننده لازم به نظر می‌رسد. مدلی که در این مقاله استفاده می‌شود مدل برهم کنش ارتجاعی - چسبندگی کلونین - بولتزمن^۷ است که در [۱۴] پس از انجام آزمایش‌ها و با معیار مدل کردن دقیق نیروها و کم‌ترین پیچیدگی، به عنوان بهترین گزینه، برای این برهم کنش انتخاب گردیده است:

به این صورت:

$$f_c = kx_r + \beta \dot{x}_r - \alpha \dot{f}_c \quad (۶)$$

که x_r در این رابطه بیانگر حرکت برهم کنش بافت قلب تپنده x_h و ابزار نهایی ربات x است:

$$x_r = x_h + x \quad (۷)$$

۴- طراحی کنترل کننده تطبیقی - عصبی موقعیت-نیروی ربات

در این قسمت به طراحی کنترل کننده پیشنهادی برای ربات می‌پردازیم. هدف آن است که ابزارنهایی ربات بتواند حرکات سه بعدی قلب [۱۴] را جبران و نیروی مطلوب به بافت اعمال گردد. بلوک دیاگرام کلی کنترل کننده موقعیت-نیرو به صورت زیر می‌باشد:

$$\tilde{\phi} = \phi_\alpha \tilde{\alpha} + \phi_c \tilde{c} + h \quad (26)$$

که در رابطه‌ی فوق، ترم‌های ϕ_α و ϕ_c و α و c به این صورت تعریف می‌گردند:

$$\phi_\alpha = \left[\frac{\partial \phi_1}{\partial \alpha}, \dots, \frac{\partial \phi_m}{\partial \alpha} \right] \quad (27)$$

$$\phi_c = \left[\frac{\partial \phi_1}{\partial c}, \dots, \frac{\partial \phi_m}{\partial c} \right] \quad (28)$$

$$\alpha = [\alpha_{11}, \dots, \alpha_{k1}, \dots, \alpha_{1j}, \dots, \alpha_{kj}]^T \quad (29)$$

$$c = [c_{11}, \dots, c_{k1}, \dots, c_{1j}, \dots, c_{kj}]^T \quad (30)$$

با جایگذاری (۲۳) در رابطه (۲۱) داریم:

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

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

$$|\omega(t)| = |\hat{w}^T h + \tilde{w}^T \tilde{\phi} + \varepsilon| \langle \omega_m, (\omega_m)0 \rangle$$

جهت اثبات پایداری کنترل‌کننده از قضیه لیاپانف استفاده می‌گردد. بدین منظور، یک تابع مثبت معین که به تابع لیاپانف مشهور است مطابق زیر و به روش الگوریتم‌های کنترل تطبیقی [۱۸]، در نظر می‌گیریم:

$$v(r, \tilde{w}, \tilde{\alpha}, \tilde{c}, \tilde{\lambda}) = \frac{1}{2} r^T D_x(q) r + \frac{1}{2} \tilde{\alpha}^T F^{-1} \tilde{\alpha} + \quad (33)$$

$$\frac{1}{2} \tilde{c}^T G^{-1} \tilde{c} + \frac{1}{2} \text{Tr} \{ \tilde{w}^T E^{-1} \tilde{w} \} + \frac{1}{2} \tilde{\lambda}^T B^{-1} \tilde{\lambda}$$

تابع لیاپانف بر حسب $r, \tilde{w}, \tilde{\alpha}, \tilde{c}, \tilde{\lambda}$ ، تعریف شده است زیرا که در پی اثبات پایداری این پارامترها و خطای r ، هستیم. ترم اول در این رابطه، تابع مثبت معین بر حسب بردار r و جهت استفاده از خاصیت پادتقارنی $(\dot{D}(q) - 2C(q, \dot{q}))$ ، در نظر گرفته شده است [۱۵ و ۱۷]. ترم دوم، تابع مثبت معین بر حسب بردار خطای تخمین پارامتر شیف $\tilde{\alpha}$ ، ترم سوم، تابع مثبت معین بر حسب بردار خطای تخمین پارامتر بسط \tilde{c} ، ترم چهارم، تابع مثبت معین بر حسب ماتریس تخمین وزن‌های شبکه \tilde{w} و ترم آخر، بردار خطای تخمین دامنه‌ی ترم مقاوم در نظر گرفته شده است. به طوری که در این رابطه، \tilde{w} و $\tilde{\alpha}$ و \tilde{c} و $\tilde{\lambda}$ خطای تخمین پارامترهای شبکه و خطای تخمین ترم مقاوم به صورت زیر تعریف می‌گردند:

$$\tilde{w} = w^* - \hat{w} \quad (34)$$

$$\tilde{c} = c^* - \hat{c} \quad (35)$$

$$\tilde{\alpha} = \alpha^* - \hat{\alpha} \quad (36)$$

$$\tilde{\lambda} = \lambda_0 - \hat{\lambda} \quad (37)$$

که در آن $\lambda \in R^{3 \times 1}$ و $\alpha, c \in R^{k \times j}$ ، $w \in R^{n \times j}$ ادامه تعریف خواهد شد. همچنین، F, G, E, B ماتریس‌های بهره‌ی متقارن در نظر گرفته می‌شوند.

مشتق اول تابع لیاپانف نسب به زمان محاسبه می‌گردد:

تخمین زده می‌شود. u_c ترم مقاوم جهت تخمین تداخل سیستم به صورت زیر در نظر گرفته می‌شود:

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

با جایگذاری قانون کنترل (۱۶)، در معادله دینامیک ربات (۲)، دینامیک حلقه بسته‌ی خطا بدین صورت به دست می‌آید:

$$D_x(q) \dot{r} = -(K + C_x(q, \dot{q})) r + \tilde{f}(x) + f_d + u_c \quad (18)$$

تابع $f(x)$ تعریف شده در (۱۵)، توسط شبکه عصبی موجک تخمین زده شده و $\tilde{f}(x)$ در رابطه‌ی (۱۸)، بیانگر خطای تخمین شبکه عصبی می‌باشد، به نحوی که در آن f^* شبکه‌ی عصبی ایده‌آل با وزن‌های ایده‌آل $\tilde{w}^{(2)}$ و بردارهای شیف و بسط ایده‌آل α^* و c^* می‌باشد که با شبکه \hat{f} و به ترتیب با وزن‌های \hat{W} و بردارهای شیف و بسط $\hat{\alpha}$ و \hat{c} تخمین زده می‌شود و $\hat{\phi}(\cdot) = [\hat{\phi}_1(\cdot), \dots, \hat{\phi}_m(\cdot)] \in R^m$ توابع موجک است.

خطای تخمین به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$f^*(x) = w^{*T} \phi^*(z, \alpha^*, c^*) + \varepsilon(t) \quad (19)$$

$$\hat{f}(x) = \hat{w}^T \hat{\phi}(z, \hat{\alpha}, \hat{c}) \quad (20)$$

$$\tilde{f}(x) = f^*(x) - \hat{f}(x) \quad (21)$$

$\varepsilon(t)$ خطای تقریب شبکه موجک می‌باشد که به وسیله‌ی مقدار ثابت و مثبت ε_m محدود شده است به صورت زیر:

$$\tilde{f}(x) = f^*(x) - \hat{f}(x) = w^{*T} \phi^* + \varepsilon - \hat{w}^T \hat{\phi} \quad (22)$$

$$|\varepsilon(t)| \leq \varepsilon_m \quad (23)$$

با اضافه و کم کردن $\hat{w}^T \hat{\phi}^*$ و $\hat{w}^T \hat{\phi}^*$ و $w^{*T} \hat{\phi}$ رابطه‌ی بالا به صورت زیر تبدیل می‌گردد:

$$\tilde{f}(x) = w^{*T} \phi^* + \varepsilon - \hat{w}^T \hat{\phi} - w^{*T} \hat{\phi} + w^{*T} \hat{\phi} + \hat{w}^T \hat{\phi}^* - \hat{w}^T \hat{\phi}^* + \hat{w}^T \hat{\phi} - \hat{w}^T \hat{\phi} = \tilde{w}^T \hat{\phi} + \hat{w}^T \tilde{\phi} + \tilde{w}^T \hat{\phi} + \varepsilon(t) \quad (24)$$

$$\Rightarrow \tilde{f}(x) = \tilde{w}^T \hat{\phi} + \hat{w}^T \tilde{\phi} + \tilde{w}^T \hat{\phi} + \varepsilon(t)$$

که در روابط بالا، $\tilde{\phi} = \phi^* - \hat{\phi}$ و $\tilde{w} = w^* - \hat{w}$.

جهت تنظیم پارامترهای غیرخطی با قوانین تطبیقی، از بسط تیلور برای خطی‌سازی $\tilde{\phi}$ نسبت به پارامترها به صورت زیر استفاده می‌کنیم:

$$\phi(z, \alpha^*, c^*) = \phi(z, \hat{\alpha}, \hat{c}) + \frac{\partial \phi(z, \alpha, c)}{\partial \hat{\alpha}} (\alpha - \hat{\alpha}) + \frac{\partial \phi(z, \alpha, c)}{\partial \hat{c}} (c - \hat{c}) + h(\hat{\alpha}, \hat{c}) \quad (25)$$

$$\Rightarrow \phi(z, \alpha^*, c^*) - \phi(z, \hat{\alpha}, \hat{c}) =$$

$$\frac{\partial \phi(z, \alpha, c)}{\partial \hat{\alpha}} \tilde{\alpha} + \frac{\partial \phi(z, \alpha, c)}{\partial \hat{c}} \tilde{c} + h(\tilde{\alpha}, \tilde{c})$$

که در روابط بالا، منظور از $h(\tilde{\alpha}, \tilde{c})$ جملات درجه بالاتر در سری تیلور می‌باشد.

با در نظر گرفتن $\tilde{\alpha} = \alpha^* - \hat{\alpha}$ و $\tilde{c} = c^* - \hat{c}$ ، می‌توانیم فرم ساده شده‌ی زیر را برای روابط بالا بنویسیم:

می‌باشد و آنها نیز کراندارند، پس \dot{V} نیز کراندار است و شرط سوم لم برقرار می‌باشد و بنابراین

$$\Rightarrow \lim_{t \rightarrow \infty} \underline{r}(t) \rightarrow 0$$

و با استفاده از قضیه روت [۱۹]، داریم:

$$\Rightarrow \lim_{t \rightarrow \infty} \lambda_{\min} \{\Lambda\} \|e_x\|^2 \rightarrow 0 \Rightarrow \lim_{t \rightarrow \infty} e_x \rightarrow 0 \quad (۴۶)$$

که در این رابطه، λ_{\min} ، کوچکترین مقدار ویژه ماتریس مثبت Λ است. بنابراین خطای ردیابی e_x ، به صورت مجانبی به سمت صفر می‌رود.

۵- نتایج شبیه سازی

در این قسمت، به ارائه نتایج شبیه سازی جهت اثبات کارایی کنترل کننده پیشنهادی می‌پردازیم. در کنترل کننده تطبیقی- موجک، از سه نرون در لایه مخفی، استفاده شده که تابع موجک J آمین نرون، به صورت مشتق تابع گوسین در نظر گرفته شده است:

$$\hat{\phi}(j) = \prod_{k=1}^j (-\hat{c}_{k,j}(x - \hat{a}_{k,j})^2) \quad (۴۷)$$

$$\times \exp\left(\sum_{k=1}^j (-\hat{c}_{k,j}^2(z - \hat{a}_{k,j})^2)\right)$$

که در آن $z = [r, \dot{r}, x_d, \dot{x}_d] \in \mathbb{R}^{12}$ بردار ورودی شبکه عصبی و $\alpha_{k,j}, c_{k,j}$ به ترتیب درایه‌های بردارهای بسط و شیفیت تابع موجک هستند که به صورت برخط تنظیم می‌گردند. مقادیر مربوط به کنترل کننده، به صورت زیر در نظر گرفته شده است:

$$K = 200 \times I^3, E = 10 \times I^3, G = 10 \times I^3 \\ F = 20 \times I^3, B = 200 \times I^3, f_d = 5N$$

در ابتدا، نتایج را با مقادیر بهینه ضرائب ارتجاعی- چسبندگی انجام می‌دهیم و سپس با اعمال ۲۰٪ تغییرات نتایج را ارائه می‌نمائیم:

$$k = 190.3, \beta = 27.3, \alpha = 0.034$$

شکل‌های ۳ تا ۵، جبران حرکات قلب را در سه راستا، نشان می‌دهند. مشاهده می‌شود که در مدت زمان کمتر از ۴ ثانیه، شبکه آموزش دیده و عمل ردیابی سیگنال حرکات قلب به خوبی صورت می‌گیرد، که در مقایسه با نتایج [۱۰]، بهبود قابل ملاحظه‌ای در ردیابی حرکات قلب حاصل شده است در این مرجع، کنترل موقعیت تنها به روش تطبیقی دانشگاه MIT طراحی شده است که دارای اثبات پایداری نمی‌باشد. همچنین در این مقاله، مدل دینامیک دقیق ربات D2M2 در نظر گرفته شده است که در کاربردهای عملی که همواره با تغییرات مدل و دینامیک‌های مدل نشده روبرو هستیم، مناسب نمی‌باشد و عملکرد مطلوب خود را از دست می‌دهد. خطای ردیابی موقعیت نیز در شکل (۱۰)، نشان داده شده است و با توجه به کاربرد ربات در عمل‌های جراحی قلب و عروق، مقدار rms خطا در سه راستا، در ۲۰ ثانیه اول $120\mu\text{m}$ محاسبه شده است که مقدار مطلوبی در این کاربرد می‌باشد، همچنین در مقایسه با نتایج [۸]، که مقدار خطا را پس از

(۳۸)

$$\begin{aligned} \dot{v}(r, \tilde{\alpha}, \tilde{w}, \tilde{c}, \tilde{\lambda}) &= r^T D_x(q) \dot{r} + \frac{1}{2} r^T \dot{D}_x(q) r + \\ &\tilde{\alpha}^T F^{-1} \dot{\tilde{\alpha}} + \tilde{c}^T G^{-1} \dot{\tilde{c}} + \text{Tr}\{\tilde{w}^T F^{-1} \dot{\tilde{w}}\} + \tilde{\lambda}^T B^{-1} \dot{\tilde{\lambda}} \\ &= r^T \left\{ -(K + c_x(q, \dot{q})) r + \tilde{f} + u_c + Fd \right\} + \frac{1}{2} r^T \dot{D}_x(q) r \\ &+ r \tilde{\alpha}^T F^{-1} \dot{\tilde{\alpha}} + \tilde{c}^T G^{-1} \dot{\tilde{c}} + \text{Tr}\{\tilde{w}^T F^{-1} \dot{\tilde{w}}\} + \tilde{\lambda}^T B^{-1} \dot{\tilde{\lambda}} \\ &= -r^T K r - r^T c_x(q, \dot{q}) r + \frac{1}{2} \dot{D}_x(q) r + r^T \tilde{f} + r^T Fd + \\ &r^T u_c + \tilde{\alpha}^T F^{-1} \dot{\tilde{\alpha}} + \tilde{c}^T G^{-1} \dot{\tilde{c}} + \text{Tr}\{\tilde{w}^T F^{-1} \dot{\tilde{w}}\} + \tilde{\lambda}^T B^{-1} \dot{\tilde{\lambda}} \\ &= -r^T K r + \frac{1}{2} r^T (\dot{D}_x(q) - 2c_x(q, \dot{q})) r + r^T \tilde{f} + r^T u_c + \\ &r^T Fd + \tilde{\alpha}^T F^{-1} \dot{\tilde{\alpha}} + \tilde{c}^T G^{-1} \dot{\tilde{c}} + \text{Tr}\{\tilde{w}^T F^{-1} \dot{\tilde{w}}\} + \tilde{\lambda}^T B^{-1} \dot{\tilde{\lambda}} \\ &= -r^T K r + r^T (\tilde{w}^T \hat{\phi} + \tilde{w}^T \bar{\phi} + \tilde{w}^T \bar{\phi} + \varepsilon(t)) + r^T u_c + \\ &r^T Fd + \tilde{\alpha}^T F^{-1} \dot{\tilde{\alpha}} + \tilde{c}^T G^{-1} \dot{\tilde{c}} + \text{Tr}\{\tilde{w}^T F^{-1} \dot{\tilde{w}}\} + \tilde{\lambda}^T B^{-1} \dot{\tilde{\lambda}} \\ &\leq -r^T K r + r^T \tilde{w}^T \hat{\phi} + r^T \tilde{w}^T \bar{\phi} + r^T \tilde{w}^T \bar{\phi} + r^T \varepsilon_M + r^T u_c + \\ &r^T b_1 + \text{Tr}\{\tilde{w}^T E^{-1} \dot{\tilde{w}}\} + \tilde{c}^T G^{-1} \dot{\tilde{c}} + \tilde{\alpha}^T F^{-1} \dot{\tilde{\alpha}} + \tilde{\lambda}^T B^{-1} \dot{\tilde{\lambda}} \end{aligned}$$

مقدار $C_0 > 0$ را تعریف می‌کنیم:

$$c_0 = b_1 + \varepsilon_M \quad (۳۹)$$

که با در نظر گرفتن قوانین تطبیقی زیر:

$$\dot{\tilde{\alpha}} = F\phi_a^T \tilde{w} r \quad (۴۰)$$

$$\dot{\tilde{c}} = G\phi_c^T \tilde{w} r \quad (۴۱)$$

$$\dot{\tilde{w}} = -\tilde{w} = E\hat{\phi} r^T \quad (۴۲)$$

$$\dot{\tilde{\lambda}} = B|r| \quad (۴۳)$$

مشتق تابع لیپانف بدین صورت درخواهد آمد:

$$\dot{v}(r, \tilde{\alpha}, \tilde{w}, \tilde{c}, \tilde{\lambda}) \leq -r^T K r \quad (۴۴)$$

باتوجه به مثبت معین بودن ماتریس K ، $\dot{v}(r, \tilde{\alpha}, \tilde{w}, \tilde{c}, \tilde{\lambda})$ ، یک تابع منفی نیمه معین است و لذا براساس قانون پایداری لیپانف [۱۹]، $\tilde{\lambda}$ و $\tilde{\alpha}$ و \tilde{c} و \tilde{w} همگی محدود می‌باشند.

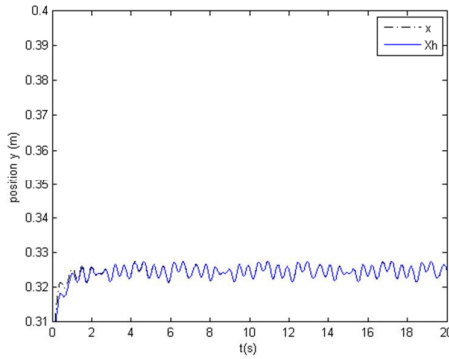
با استفاده از لم باربالت، همگرایی خطاها به سمت صفر بررسی می‌گردد.

لم باربالت: بر مبنای این لم، اگر برای تابع لیپانف مثبت معین معرفی شده $V(\cdot)$ ، شرایط زیر برقرار باشد [۱۹]:

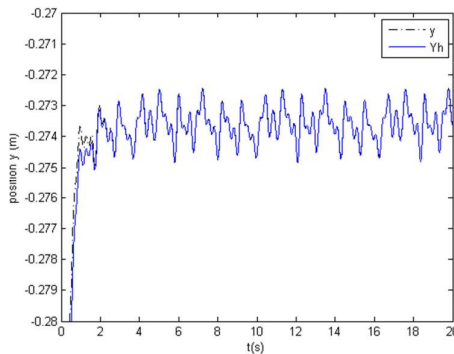
- 1) $V(\cdot)$ is lower bounded
- 2) $\dot{V}(\cdot) \leq 0$
- 3) $\dot{V}(\cdot)$ is bounded

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

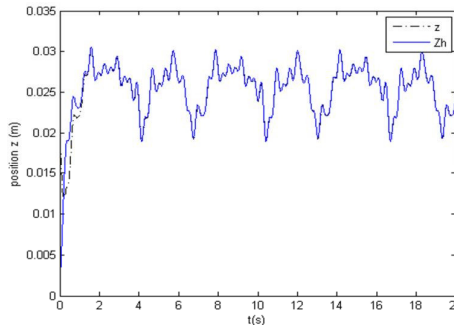
از آنجایی که $V(\cdot)$ تابع مثبت معین می‌باشد، شرط (۱) برقرار است. $\dot{V}(\cdot)$ نیز منفی نیم معین است، پس شرط (۲) نیز برقرار بوده و با توجه به اینکه \dot{V} ، مطابق رابطه‌ی (۱۳) وابسته به عوامل e_x و \dot{e}_x



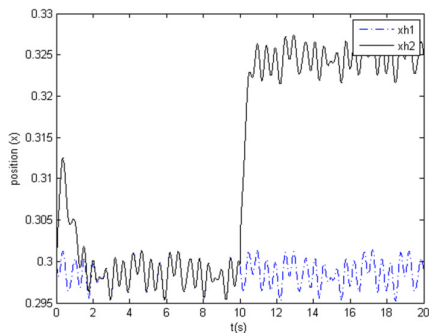
شکل (۳): جبران حرکات قلب در راستای محور X
Fig. (3): Motion compensation in X axis



شکل (۴): جبران حرکات قلب در راستای محور Y
Fig. (4): Motion compensation in Y axis

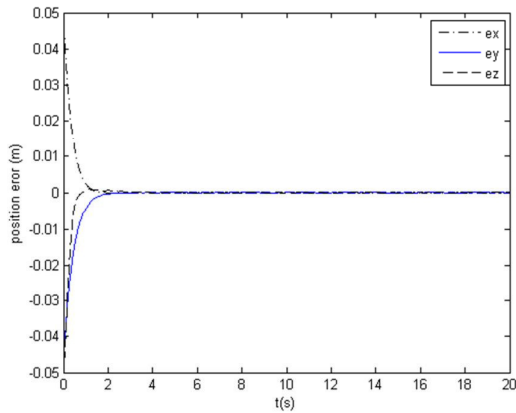


شکل (۵): جبران حرکات قلب در راستای محور Z
Fig. (5): Motion compensation in Z axis



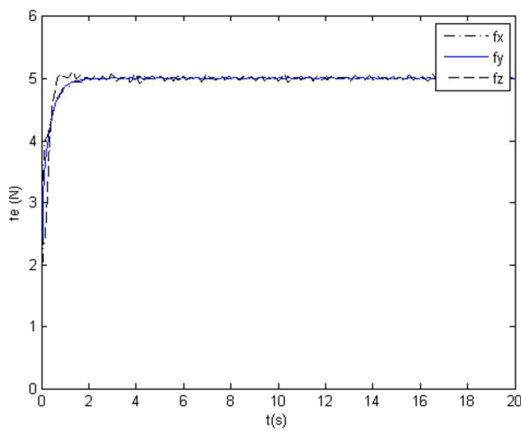
شکل (۶): حرکات قلب در راستای محور X در اثر اعمال نیرو
Fig. (6): Heart motion in X direction due to force implication

گذشت 56 ثانیه (در شبیه سازی‌ها)، بین 0.5 تا 0.7 میلی‌متر به دست آورده است. دقت خوبی می‌باشد. در این مرجع، از سیگنال ECG، در الگوریتم هوشمند از بین بردن حرکات نسبی فعال^۸، استفاده شده است و مسئله‌ی ردیابی^۹، به مسئله‌ی تخمین سیگنال مرجع به کمک کنترل کننده پیش بین، کاهش یافته است. سیگنال تخمینی با استفاده از آخرین دوره‌ی ضربان قلب با از بین بردن آفست^{۱۱} موقعیت، ساخته می‌شود. از آنجا که به دلیل ماهیت شبه متناوب حرکات قلب، دوره تناوب ضربان قلب با زمان متغیر است و جهت کاهش خطای ناشی از این تغییرات، سیگنال ECG آشکار شده و برای تنظیم دوره‌ی ضربان قلب در جریان ردیابی به کار می‌رود. در این مرجع، شبیه سازی‌ها و آزمایشات تجربی جهت بررسی کارایی الگوریتم پیشنهادی بر روی ربات سه درجه آزادی Phantom Permium 1.5A انجام شده است. در شبیه سازی‌ها، مدل دینامیک دقیق ربات بدون در نظر گرفتن دینامیک‌های مدل نشده و اختلالات خارجی، استفاده شده است و همچنین اثرات برهم کنش ابزار نهائی و بافت قلب را در نظر نگرفته است، حال آنکه نیروی اعمالی ربات سبب تغییرات موقعیت بافت گردیده و به همین دلیل، پیش‌بینی این حرکات به درستی صورت نمی‌گیرد. چنانچه پیش‌تر نیز اشاره شد، اولین تلاش جهت مدل سازی واقعی این برهم کنش در [۱۴]، در آزمایش‌های تجربی و با استفاده از ربات D2M2 و قلب خوک انجام شده و مدل نهایی ارتجاعی-چسبندگی کلین-بولتزمن، انتخاب گردیده است، که در این مقاله نیز از همین مدل برهم کنش استفاده گردید. تغییرات موقعیتی بافت بر اثر اعمال نیرو را در شکل‌های (۶) تا (۸)، نشان داده‌ایم. در این شکل‌ها، ابتدا نیروی اعمالی را صفر در نظر گرفته و مشاهده می‌شود که بافت حرکت خود را دارد تا اینکه در ثانیه 10م، با اعمال نیروی 5N، شاهد تغییرات در موقعیت بافت می‌باشیم. نیروی اعمالی در این حالت در شکل (۹) نشان داده شده است. تغییرات بافت در سه راستا به همین نحو بوده و کنترل کننده پیشنهادی ما، قادر است حرکات بافت را در سه راستا پس از اعمال نیرو، ردیابی نماید. شایان ذکر است استفاده از سیگنال‌های بیولوژیک در ترکیب با داده‌های حرکت قلب، جهت بهبود عملکرد ردیابی نیز می‌تواند در آینده به الگوریتم پیشنهادی اضافه گردد. در شکل (۱۱)، ردیابی نیروی مطلوب اعمالی بر بافت قلب در سه راستا دیده می‌شود. نیروی مطلوب 5N در نظر گرفته شده است. مشاهده می‌شود که در سه راستا، نیروی مطلوب توسط ربات به بافت اعمال می‌گردد. سیگنال کنترل کننده در شکل (۱۲) دیده می‌شود و با توجه به اینکه محور Z را عمود بر بافت در نظر گرفته بودیم، نیروی اعمالی در این راستا به دلیل جبران وزن ربات بیشتر است. شکل‌های (۱۳) تا (۱۵)، تنظیم برخط پارامترهای شیفت و وزن و بسط شبکه را نشان می‌دهند، که پس از مدت کوتاه آموزش، به مقادیر نهایی خود، همگرا شده‌اند.



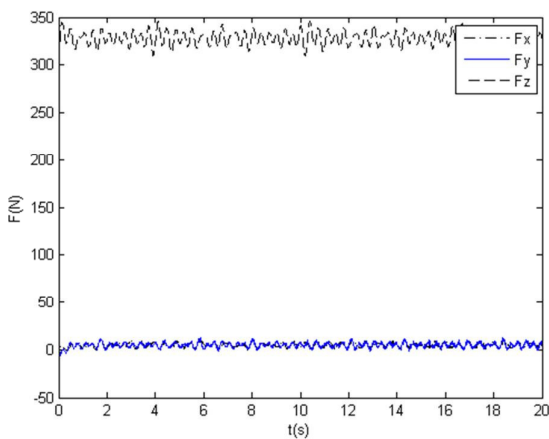
شکل (۱۰): خطای ردیابی موقعیت مطلوب بافت قلب

Fig. (10): Tracking error of desired heart tissue position



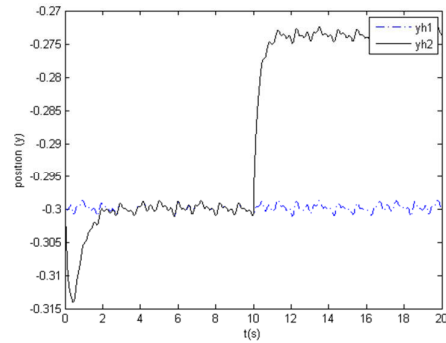
شکل (۱۱): ردیابی نیروی اعمالی به بافت در سه راستا

Fig. (11): 3D force tracking performance



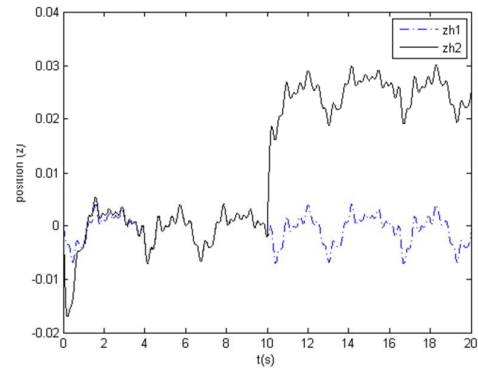
شکل (۱۲): سیگنال کنترل اعمالی به ربات

Fig. (12): Control signal



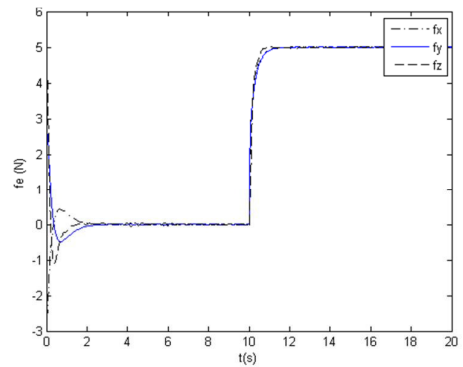
شکل (۷): حرکات قلب در راستای محور Y در اثر اعمال نیرو

Fig. (7): Heart motion in Y axis due to force implication



شکل (۸): حرکات قلب در راستای محور Z در اثر اعمال نیرو

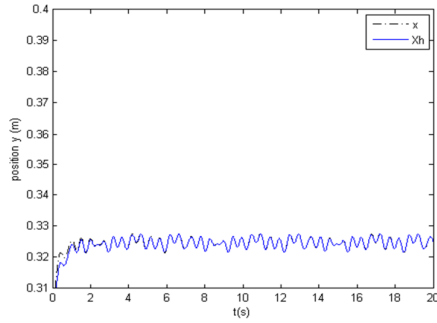
Fig. (8): Heart motion in Z axis due to force implication



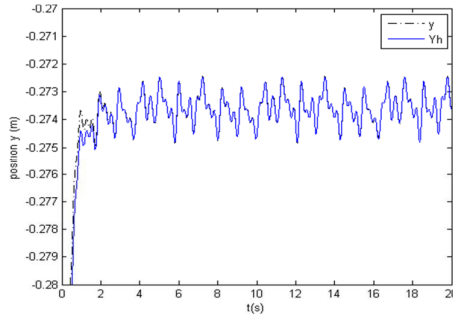
شکل (۹): نیروی اعمالی به بافت در سه راستا (جهت نشان دادن اثر نیرو بر

جابجایی بافت): ابتدا نیرو را صفر و سپس در ثانیه ۱۰ ام، ۵N اعمال کرده ایم

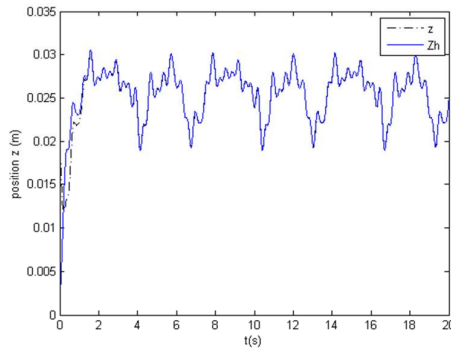
Fig. (9): 3D implied force (to show the force effect on tissue's relocation): a force step is implied at 10th second



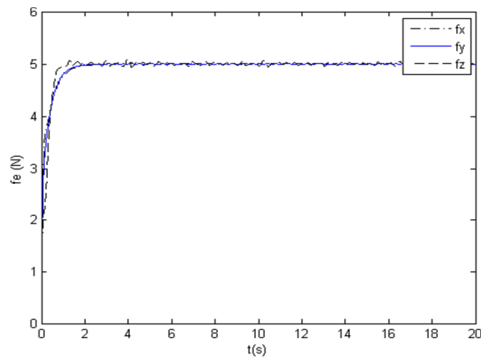
شکل (۱۶): جبران حرکات قلب در راستای محور X
Fig. (16): Heart motion compensation in X axis



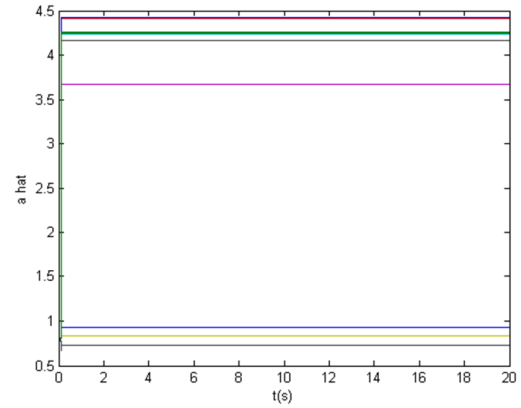
شکل (۱۷): جبران حرکات قلب در راستای محور Y
Fig. (17): Heart motion compensation in Y axis



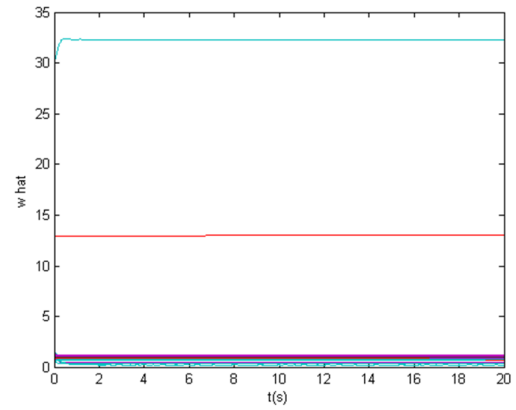
شکل (۱۸): جبران حرکات قلب در راستای محور Z
Fig. (18): Heart motion compensation in Z axis



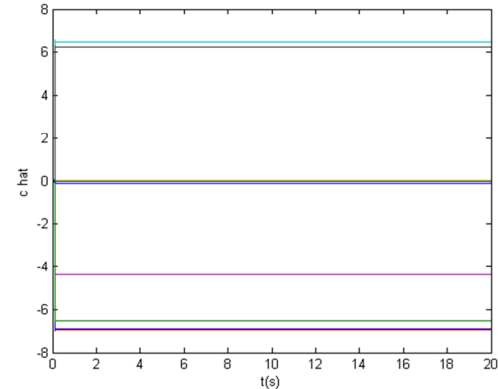
شکل (۱۹): ردیابی نیروی عملی به بافت در سه راستا
Fig. (19): 3D force tracking performance



شکل (۱۳): تنظیم پارامتر شیفت شبکه
Fig. (13): NN's shift parameter adaption



شکل (۱۴): تنظیم پارامتر وزن های شبکه
Fig. (14): NN's weight parameter adaption



شکل (۱۵): تنظیم پارامتر بسط شبکه
Fig. (15): NN's expansion parameter adaption

با توجه به تغییرات ضرائب ارتجاعی- چسبندگی در بیماران مختلف، به دلیل فشار خون و... کنترل کننده باید توانایی مواجهه با بافت های مختلف را داشته باشد، لذا نتایج زیر با اعمال ۲۰٪ تغییرات در ضرائب مدل ارتجاعی- چسبندگی و با مقادیر زیر به دست آمده است:

$$k = 152.24, \beta = 21.84, \alpha = 0.027$$

مشاهده می‌گردد با تغییر ضرایب مدل برهم کنش ارتجاعی-چسبندگی نیز، جبران حرکات بافت و اعمال نیروی مطلوب در سه راستا، به خوبی صورت می‌گیرد.

پی‌نوشت:

1. Implicit
2. Heart-lung
3. Active
4. Electrocardiogram
5. Elastic
6. Real time
7. Kelvin-Boltzman model
8. Active relative motion canceling
9. Tracking
10. Offset

۶- نتیجه گیری

در این مقاله، برای حل مشکل حرکات قلب در جراحی رباتیک، یک کنترل کننده موقعیت-نیروی موازی با استفاده از روش کنترل تطبیقی- عصبی ارائه گردید و اثبات پایداری با استفاده از قانون لیاپانف و لم باربالت بررسی شد. بدین منظور، تابع لیاپانف مناسب در نظر گرفته شده و در اثبات پایداری استفاده شد. نتایج شبیه سازی در حضور پارامترهای نامی مدل ارتجاعی- چسبندگی بافت و بار دیگر با

References

- [1] V. Falk, "Manual control and tracking-a human factor analysis relevant for beating heart surgery", *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 74, No. 2, pp. 624-628, 2002.
- [2] A.M. Okamura, L.N. Verner, C. E. Reiley, M. Mahvash, "Haptics for robot-assisted minimally invasive surgery", In 13th Int. Sym. of Rob. Res. (ISRR'07), (Hiroshima, Japan), pp. 26-29, 2007.
- [3] M. Lemma, A. Mangini, A. Redaelli, F. Acocella, "Do cardiac stabilizers really stabilize? experimental quantitative analysis of mechanical stabilization", *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*, Vol. 4, pp. 222-226, 2005.
- [4] Y. Nakamura, K. Kishi, H. Kawakami, "Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery", In *IEEE Int. Con. on Rob. and Auto. (ICRA'01)*, (Seoul, Korea), pp. 2014-2019, 2001.
- [5] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. De Mathelin, L. Soler, M.M. Arenas Sanchez, J. Marescaux, "Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control", *IEEE Trans. on Rob.*, Vol. 21, 2005.
- [6] T. Ortmaier, M. Groger, D.H. Boehm, V. Falk, G. Hirzinger, "Motion estimation in beating heart surgery", *IEEE Trans. on Bio. Eng.*, Vol. 52, pp. 1729-1740, 2005.
- [7] B. Cagneau, N. Zemiti, D. Bellot, G. Morel, "Physiological motion compensation in robotized surgery using force feedback control", In *IEEE Int. Con. on Rob. and Auto. (ICRA'07)*, (Rome, Italy), pp. 1881-1886, 2007.
- [8] O. Bebek, M. Cavusoglu, "Intelligent control algorithms for robotic-assisted beating heart surgery", *IEEE Trans. on Robotics*, Vol. 23, No. 3, pp. 468-480, 2007.
- [9] R. Cortesao, P. Poignet, "Motion compensation for robotic-assisted surgery with force feedback", In *IEEE Int. Con. on Rob. and Auto. (ICRA'09)*, (Kobe, Japan), pp. 3464-3469, 2009.
- [10] Z. Zarrouk, A. Chemori, Ph. Poigeint, "Adaptive force feedback control for 3D compensation of physiological motion in beating heart surgery", In *IEEE Int. Con. on Intel. Rob. and sys.*, (Taipei, Taiwan), pp. 1856-1861, 2010.
- [11] A.M. Okamura, "Methods for haptic feedback in teleoperated robot-assisted surgery", *Ind. Robot*, Vol. 31, No. 6, pp. 499-508, 2004.
- [12] S.G. Yuen, D.P. Perrin, N.V. Vasilyev, P.J. del Nido, R.D. Howe, "Force tracking with feed-forward motion estimation for beating heart surgery", *IEEE Trans. on Robotics*, Vol. 26, No. 5, pp. 888-896, 2010.
- [13] Y.C. Fung, *Biomechanics: Mechanical properties of living tissue*, Springer, 2nd Ed., 1993.
- [14] Ch. Liu, Pedro Moreira, N. Zemiti, Ph. Poigent, "Force control for robotic-assisted beating heart surgery based on viscoelastic tissue model", 33rd *IEEE Int. Con. on EBMS*, (Massachusetts, USA), pp. 7054-7058, 2011.
- [15] M.W. Spong, S. Hutchinson, M. Vidyasagar, *Robot dynamics and control*, Springer, 2nd Edition, 2006.
- [16] B. Siciliano, L. Sciacivico, L. Villani, G. Oriolo, *Robotics modeling, planning and control* Springer, Verlag, London, 2009.
- [17] F.L. Lewis, C.T. Abdallah, D.M. Dawson, *Control of robot manipulators*, Macmillan, USA, 2004.
- [18] K.J. Astrom, B. Wittenmark, *Adaptive control*, Dover, 2nd Edition, 2008.
- [19] J.J.E. Slotine W. Li, *Applied nonlinear control*, Prentice-Hall International Inc., USA, 1991.

