

کنترل کننده موقعیت - نیروی موازی برای ربات جراح قلب D2M2

ستاره رضاخانی^۱، مهدی علیاری شوره دلی^۲ و اعظم قاسمی^۳

^۱دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف آباد، گروه برق، نجف آباد، ایران، strezakhani@yahoo.com

^۲دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، گروه برق، تهران، ایران، aliari.@eed.kntu.ac.ir

^۳دانشگاه آزاد اسلامی، گروه مکانیک، نجف آباد، ایران، a_ghassemi @pmc.iaun.ac.ir

چکیده- در این مقاله، مشکل جبران حرکات قلب در سه راستا با استفاده از طراحی کنترل کننده موازی نیرو و موقعیت حل می گردد. کنترل کننده موقعیت بر خاصیت پسیو بودن معادلات لاگرانژ استوار است و کنترل نیرو نیز به صورت ضمنی^۱، انجام می شود. 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 استفاده می شود. شبیه سازی ها بر روی ربات D2M2 صورت گرفته و نشان دهنده کارایی کنترل کننده می باشد. کلید واژه - پایداری لیاپانف، کنترل موقعیت-نیرو، کنترل نیروی ضمنی

این ماشین، خطرات بیشتر و زمان بهبود طولانی تری را برای بیمار به همراه دارد [۴،۳]. به منظور غلبه بر این مشکلات، راه حل های رباتیک که به طور اکتیو^۴، حرکات فیزیولوژیکی را جبران می کنند، ارائه شدند. که بیشتر آنها از خاصیت تناوبی این حرکات جهت پیش بینی و جبران آنها استفاده می نمایند.

در جراحی های رباتیک، جراحی قلب در حال تپش به خاطر حرکات سریع و نسبتاً بزرگ قلب، مسئله ای چالش بر انگیز است. [۶،۵] اخیراً چندین روش برای این مسئله پیشنهاد شده است. [۸،۷،۵] که بیشتر کنترل حرکت را با فرض متناوب بودن حرکات مد نظر قرار داده اند، به جز دو موردی که به منظور کنترل نیروی ربات در نظر گرفته شده است. [۱۰،۹] حس لامسه یا فیدبک نیرو، که به عنوان اطلاعات تکمیلی و بازخوردی طبیعی برای جراح در جراحی های سنتی و 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. [۱۱]، در این مقاله نیز به طراحی کنترل کننده نیرو و موقعیت برای ربات جراح D2M2 می پردازیم، که در قسمت ۲ مقاله معرفی می شود. قسمت ۳ مقاله، مدل برهم کنش ارتجاعی-چسبندگی را معرفی نموده و در ادامه در قسمت ۴ روابط مربوط به طراحی کنترل کننده را بیان می نمائیم. نتایج شبیه سازی ها در ۵ و نتیجه گیری در انتها بیان خواهد شد.

۱- مقدمه:

در طول عمل جراحی، حرکات فیزیولوژیکی اعضای بیمار که عمدتاً به علت تنفس و ضربان قلب می باشد، می تواند باعث اختلال در کار جراح گردد و در واقع دقت جراحی به توانایی جراح برای جبران این حرکات بستگی دارد و جبران این حرکات با پیچیدگی بسیاری روبروست زیرا که تنفس، جابجایی های بسیار و حرکت های قلب نیز شتاب زیادی را در بر دارد. [۱] دو راهی که در طول سالیان از آن استفاده شده است شامل استفاده از دستگاه پایدار کننده ی پسیو که یک دستگاه مکانیکی هست و دستگاه قلب-ریه^۲ می باشد. پایدار کننده ی غیر فعال^۳، که حرکت 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. با این حال محدودیت های این روش، مانند صدمات پایدار سازهای مبتنی بر مکش بر بافت قلب و یا محدودیت کاربردی پایدار سازی مبتنی بر فشار در همه قسمت های قلب، و حرکات باقیمانده در هر دو روش، از معایب این پایدارسازها می باشد. [۲] یک راه دیگر جهت پایدار سازی استفاده از دستگاه قلب-ریه است که در حالی که خودش عملیات گردش خون و تصفیه ی آن را به عهده دارد، به قلب اجازه ی ایستادن می دهد و این در حالی است که استفاده از

۲- معرفی بازوی رباتیکی D2M2

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

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

$$D_x(q)\ddot{x} + C_x(q, \dot{q})\dot{x} + G_x(q) = F - fe \quad (2)$$

که در آن:

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

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

$$G_x(q) = (J(q)^T)^{-1} G(q) \quad (5)$$

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

F بیانگر نیروی اعمالی فرمان داده شده به ربات و $\dot{J}(q, \dot{q})$ بیانگر مشتق زمانی ماتریس ژاکوبین در فضای کار است.

معادلات دینامیکی ربات دارای خواص زیر [۱۵] می باشند که در طراحی کنترل کننده، مورد استفاده قرار می گیرند.

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 وقتی صفر است که سرعت تمامی مفاصل صفر باشند.

۲. خاصیت پادمتقارنی $(\dot{D}(q) - 2C(q, \dot{q}))$: همواره اثبات می گردد [۱۶] 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.

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

۳- مدل برهم کنش ابزار و بافت

ربات D2M2 نشان داده شده در شکل (۱)، 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 سازد. این مشخصات، ابزار نهایی ربات را قادر می سازد که حرکات با فرکانس بالای قلب را دنبال کند و همچنین ممکن است بتواند جریان حرکت خوبی را انجام دهد. مفصل اول ربات، انتقالی^۵ و ۴ مفصل بعدی، مفاصل گردشی^۶ هستند. ابزار نهایی ربات مجهز به سنسور نیروی ATI mini40 جهت اندازه گیری نیروی اعمالی ربات به محیط می باشد.



شکل ۱- ربات D2M2

مدل دینامیکی [۱۵] ربات که در تماس با محیط است، توسط رابطه زیر داده می شود:

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

که در آن:

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

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

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

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

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

$$dx_f = k_p e_f + k_i \int e_f \quad (9)$$

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

در طراحی کنترل کننده همواره فرض می گردد که مسیر مطلوب ربات (x_d) که همان سیگنال حرکت قلب (x_h) می باشد، همواره محدود می باشد.

$$\|x_d\| \leq m, m > 0 \quad (10)$$

با در نظر گرفتن معادلات ربات در فضای کار به صورت زیر:

$$D_x(q)\ddot{x} + C_x(q, \dot{q})\dot{x} + G_x(q) = F - f_e \quad (11)$$

و با تعریف خطای ردیابی و خطای سرعت به این صورت:

$$e = x_d - x \quad (12)$$

$$\dot{e} = \dot{x}_d - \dot{x} \quad (13)$$

که در حقیقت x_d مجموع X مطلوب (موقعیت قلب) و جابجایی بر اثر اعمال نیرو می باشد.

ورودی کنترل را مطابق زیر در نظر می گیریم:

$$F = D_x(q)\dot{r} + C_x(q, \dot{q})r + G + K \times R + f_e \quad (14)$$

که در آن، R ، R_s و dR_s ، مطابق زیر تعریف می گردند:

$$R = \dot{e} + \lambda e \quad (15)$$

$$R_s = \dot{x}_d + \lambda e \quad (16)$$

$$dR_s = \ddot{x}_d + \lambda \dot{e} \quad (17)$$

و در این روابط، K و λ ماتریس های قطری بهره مثبت و ثابت هستند. جایگذاری قانون کنترل در مدل سیستم نتیجه می دهد:

$$D_x(q)\dot{r} + C_x(q, \dot{q})r + Kr = 0 \quad (18)$$

مشاهده می شود که سیستم، هنوز غیر خطی می باشد. جهت اثبات پایداری آن، تابع لیاپانف زیر را در نظر می گیریم [۱۲]:

از آنجا که ابزار نهایی ربات، در برهم کنش با بافت نرم قلب می باشد، با توجه به برهم کنش ابزار ربات و بافت نرم، مدلی که در این مقاله استفاده می شود مدل برهم کنش ارتجاعی - چسبندگی کلویین - ویت^۷، است، به این صورت:

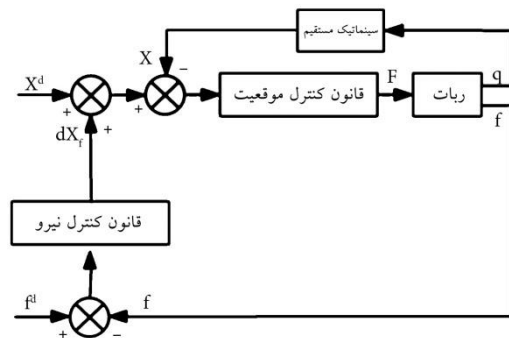
$$f_e = k_e x_f + \beta \dot{x}_f \quad (6)$$

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

$$x_f = x_h + X \quad (7)$$

۴- طراحی کنترل کننده موقعیت- نیروی ربات

در این قسمت به طراحی کنترل کننده پیشنهادی برای ربات می پردازیم. هدف آن است که ابزار نهایی ربات، حرکات سه بعدی قلب [۱۴] را جبران و نیروی مطلوب به بافت اعمال گردد. بلوک دیاگرام کلی کنترل کننده موقعیت- نیرو به صورت زیر می باشد:

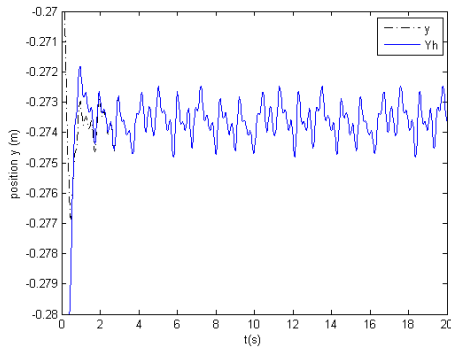


شکل ۲- بلوک دیاگرام کنترل کننده موازی موقعیت-نیرو

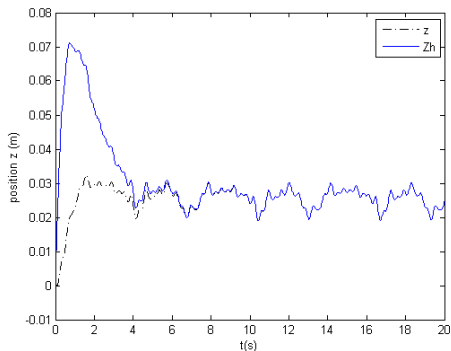
کنترل کننده نیروی ربات به صورت ضمنی و غیرمستقیم صورت می پذیرد، به نحوی که نیروی اعمالی ربات f_e ، نیروی مطلوب f_d را دنبال نماید. خطای ردیابی نیرو را به این صورت تعریف می نمائیم:

$$e_f = f_d - f_e \quad (8)$$

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

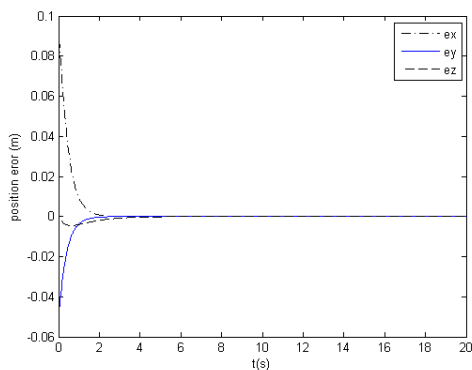


شکل ۴- جبران حرکات قلب در راستای محور y



شکل ۵- جبران حرکات قلب در راستای محور Z

در شکل ۶، خطای ردیابی موقعیت بافت قلب مشاهده می شود که در سه راستا به سمت صفر رفته است. شکل های ۷ و ۸ نیز، ردیابی نیروی مطلوب اعمالی بر بافت در سه راستا و خطای این ردیابی را نشان می دهند که به سمت صفر همگرا شده است. سیگنال کنترل اعمالی را نیز در شکل ۹ مشاهده می نماییم.



شکل ۶- خطای ردیابی موقعیت در سه راستا

$$v(r) = \frac{1}{2} r^T D_x(q)r \quad (19)$$

و محاسبه ی \dot{v} ، نتیجه می دهد:

$$\begin{aligned} \dot{v}(r) &= r^T D_x(q)\dot{r} + \frac{1}{2} r^T \dot{D}_x(q)r \\ &= -r^T Kr + \frac{1}{2} r^T (\dot{D}_x(q) - 2C_x(q, \dot{q}))r \\ &= -r^T Kr \end{aligned} \quad (20)$$

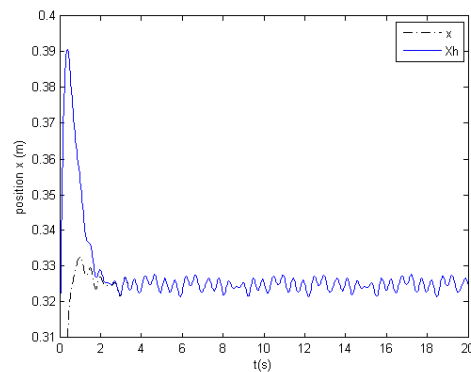
باتوجه به مثبت بودن ماتریس K ، $\dot{v}(r)$ یک تابع منفی معین است و لذا و با استفاده از قانون لیاپانف [۱۴] پایداری مجانبی خطای فیلتر شده به سمت صفر اثبات می گردد. و با توجه به مثبت بودن ماتریس λ ، خطاهای e و \dot{e} نیز به صورت مجانبی سمت صفر می روند.

۵- نتایج شبیه سازی

در این قسمت، به ارائه نتایج شبیه سازی جهت اثبات کارایی کنترل کننده پیشنهادی می پردازیم. مقادیر زیر در شبیه سازیها در نظر گرفته شده است:

$$K = 300 \times I^{3 \times 3}, k_e = 185, \lambda = 2.5 \times I^{3 \times 3}$$

شکل های ۱ تا ۳، جبران حرکات بافت قلب را در سه راستا نشان می دهند. مشاهده می گردد که با کنترل کننده پیشنهادی، ربات به خوبی قادر به جبران حرکات بافت قلب گردیده است.



شکل ۳- جبران حرکات قلب در راستای محور X

۶- نتیجه گیری

در این مقاله، برای حل مشکل حرکات قلب در جراحی رباتیک، یک کنترل کننده موقعیت-نیروی موازی ارائه گردید و اثبات پایداری با استفاده از قانون لیپانف بررسی شد. نتایج شبیه سازی عملکرد مطلوب کنترل کننده در جبران حرکات سه بعدی قلب و اعمال نیروی مطلوب در این سه راستا را نشان دادند.

مراجع

[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, and M. Mahvash, "Haptics invasive surgery," in *13th International Symposium of Robotics Research (ISRR'07)*, (Hiroshima, Japan), pp. 26-29, 2007.

[3] M. Lemma, A. Mangini, A. Redaelli, and F. Acocella, "Do cardiac stabilizers really stabilize? experimental quantitative analysis of mechanical stabilization," *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*, vol. 4, pp. 222-226, 2005.

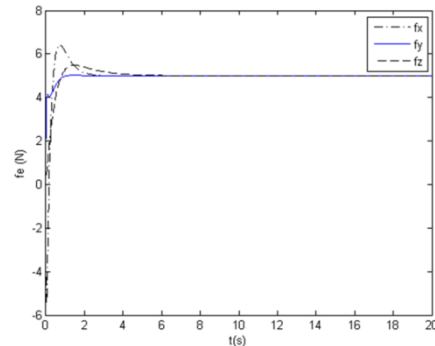
[4] Y. Nakamura, K. Kishi, and H. Kawakami, "Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'01)*, (Seoul, Korea), pp. 2014-2019, 2001.

[5] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. De Mathelin, L. Soler, M. M. Arenas Sanchez, and J. Marescaux, "Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control," *IEEE Transactions on robotics*, vol. 21, 2005.

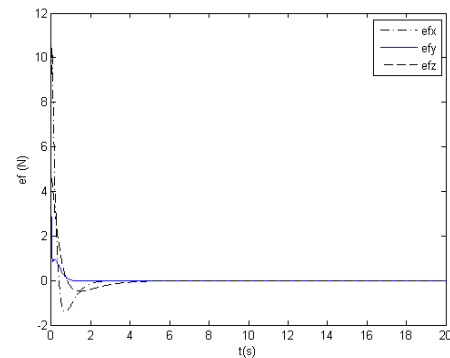
[6] T. Ortmaier, M. Groger, D. H. Boehm, V. Falk, and G. Hirzinger, "Motion estimation in beating heart surgery," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, pp. 1729-1740, 2005.

[7] O. Bebek and M. Cavusoglu, "Intelligent control algorithms for robotic-assisted beating heart surgery," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 23, no. 3, pp. 468-480, 2007.

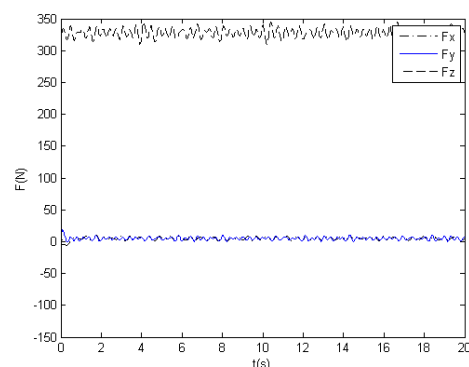
[8] B. Cagneau, N. Zemiti, D. Bellot, and G. Morel, "Physiological motion compensation in robotized



شکل ۷- ردیابی نیروی اعمالی به بافت در سه راستا



شکل ۸- خطای ردیابی نیروی اعمالی به بافت در سه راستا



شکل ۹- سیگنال کنترل اعمالی به ربات در سه راستا

[11] A. M. Okamura, "Methods for haptic feedback in teleoperated robot-assisted surgery", *Ind. Robot*, vol. 31, no. 6, pp. 499-508, 2004.

[12] Mark W. Spong, Seth Hutchson, and M. Vidysagar, *Robot dynamics and control*, Springer, 2nd Edition, 2006.

[13] F. L. Lewis, C. T. Abdallah, and D. M. Dawson, *Control of robot manipulators*, Macmillan, USA, 2004.

[14] J.J. E. Slotine W. Li, *Applied nonlinear control*, Prentice-Hall International Inc., USA, 1991.

surgery using force feedback control," in IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'07), (Rome, Italy), pp. 1881-1886, 2007.

[9] R. Cortesao and P. Poignet, "Motion compensation for robotic-assisted surgery with force feedback," in IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'09), (Kobe, Japan), pp. 3464-3469, 2009.

[10] Z. Zarrouk, A. Chemori, and Ph. Poigeint, "Adaptive force feedback control for 3D compensation of physiological motion in beating heart surgery", in IEEE International Conference on Intelligent Robots and systems, (Taipei, Taiwan), pp. 1856-1861, 2010.

¹ Implicit

² Heart-lung

³ Passive

⁴ Active

⁵ prismatic

⁶ revolut

⁷ Kelvin-Voigt model