



دانشگاه آزاد اسلامی واحد اهر  
فصلنامه‌ی کاربرد شیمی در محیط زیست

سال پنجم، شماره‌ی ۱۸  
بهار ۱۳۹۳، صفحات ۳۵-۲۷

## تعیین و مقایسه پارامترهای کنترلر PID برای $PO_2$ و $PCO_2$ در اکسیژناتور غشایی با استفاده از روش‌های Z-N Z-N اصلاح شده و TLC

الیاس پوررمضان

دانشگاه آزاد اسلامی، واحد قوچان، گروه مهندسی شیمی، قوچان، ایران

حسین قهرمانی

دانشگاه آزاد اسلامی، واحد قوچان، گروه مهندسی شیمی، قوچان، ایران

hsin\_ghr@yahoo.com

### چکیده

HLM یکی از پیشرفت‌های بزرگی در پزشکی است که امکان عمل جراحی در حالت خوابیده را فراهم می‌کند، در حین عمل‌های قلبی عروقی، HLM کار قلب و ریه را به عهده می‌گیرد. ریه‌های مصنوعی عبارتند از: اکسیژناتور حبابی و اکسیژناتور فیلمی و اکسیژناتور غشایی که در این مقاله به بررسی اکسیژناتور غشایی می‌پردازیم. در اکسیژناتور غشایی، خون و گاز مستقیماً باهم در تماس نبوده بلکه به وسیله یک غشاء تراوا از یکدیگر جدا می‌شوند. این ساختار، فضای خونی و گازی مشخص را در اکسیژناتور به وجود می‌آورد. تعداد عمل‌های جراحی انجام شده با HLM نیز همانند اعمال جراحی قلبی عروقی افزایش داشته است در این مقاله دستگاه اکسیژناتور مورد مدل‌سازی و کنترل قرار گرفته است. مدل ارائه شده دارای ۱۳ متغیر حالت می‌باشد، که با استفاده از نرم‌افزار متلب حل شده است. سپس با استفاده از یک کنترلر PID روند تغییرات مختلف بر حسب زمان به دست آمد. روند تغییرات مطلوب برای چند متغیر از جمله،  $pcO_2$  controller و تعیین گردیده است. پایداری هر یک از فرآیندها با استفاده از دیاگرام Bode و هم‌چنین حساسیت آن‌ها با استفاده از نمودارهای Nichols تعیین گردیده است. برای  $po_2$  controller  $kp=42468$   $ki=11892$   $kd=37914$  می‌باشد. پارامترهای کنترلر PID برای اجزا مذکور به دست آمد. در مورد کنترل فشار جزئی دی‌اکسید کربن با روش تنظیم TLC نسبت به سایر روش‌های تنظیم عمل کرد بهتری داشته است که عبارتند از -  $kc=$

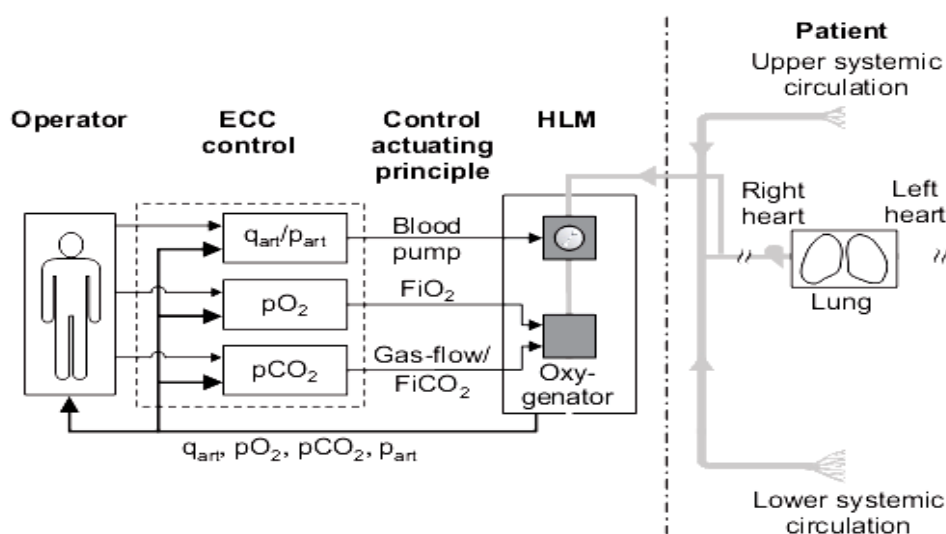
$$TD = 0.45 \text{ و } TI = 13/11 \text{ و } TD = 0.99$$

**کلیدواژه:** اکسیژن دهی، حذف دی‌اکسید کربن، اکسیژناتور غشایی، کنترلر PID، TLC، Z-N، جراحی قلب باز، HLM

## مقدمه

کاربرد کلینیکی غشای مخاطی ابتدا در سال ۱۹۵۸ گزارش شد و این کار را Clowes و Neville انجام دادند [۸]. مزایای بالقوه آن در وسایلی که با گازها مرتبط بودند مانند پوسته، غشاء و اکسیژناتور بلافاصله

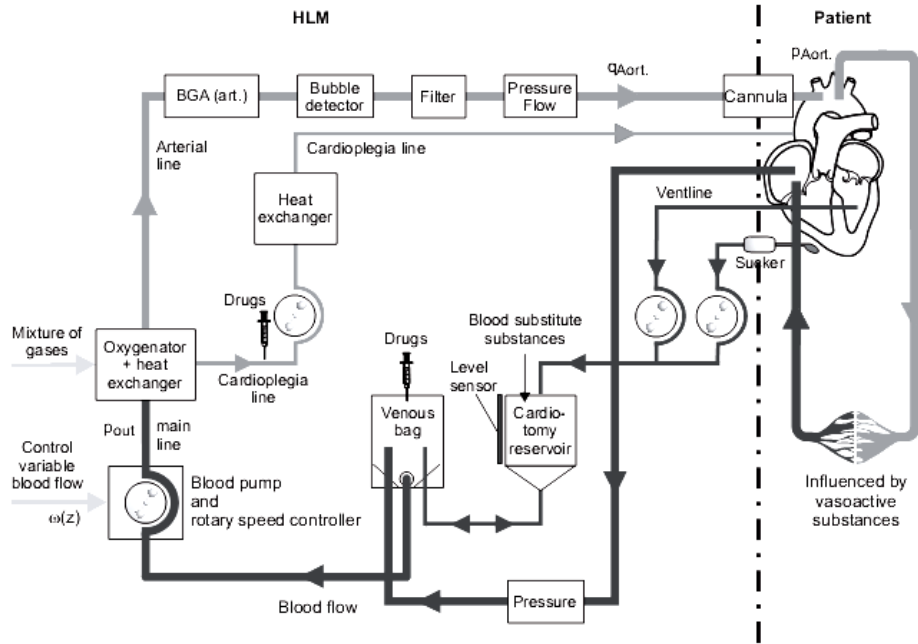
تشخیص داده شد. هدف از این مقاله حل مدل ارائه شده برای اکسیژناتور و تعیین پارامترهای کنترلی مختلف و مقایسه آن‌ها با یکدیگر می‌باشد هم‌چنین مرور شرایط فعلی از پیشرفت‌های طرح غشاء و موانعی که باید بر آن فایق آمد.



شکل ۱: متغیرهای کنترل شده و ساختار کنترلی CPB [9]

استفاده از اولین ماشین‌های قلب ریه بودند. اولین اکسیژناتور کلاوس نیازمند ناحیه‌ای به وسعت  $25m^2$  برای حمایت از یک فرد بالغ بالغ بوده است. همان‌طور که در مبحث زیر روشن است پیشرفت در ارتقای غشای ریوی به طور کامل با در دسترس بودن مواد مفید مرتبط خواهد بود. تلاش‌ها برای پیشرفت غشای سیلیکونی به عنوان وسیله پیشبرد کیفیت و قدرت غشاء مطرح شد. یک اکسیژناتور باید قابلیت انتقال اساسی مقادیر مساوی  $O_2$  و  $CO_2$  را داشته باشد [۱]. با توجه به موارد اشاره‌شده در خصوص مشکلات اکسیژناتورهای غشایی به ویژه ترومای خون تحقیقات لازم در انیستیتوهای مختلف در سراسر دنیا برای پیشرفت در طرح اکسیژناتورهای غشایی وجود دارد.

رساله‌ای که توسط Gellet و Breche نگاشته شده، هم منابع ارزشمند و هم تاریخچه جذاب کوشش‌های پزشکی در آن ارائه گردیده و در آن بسیاری از مشکلاتی که پیش روی ماست مورد بررسی قرار گرفته است. تا اوایل دهه پنجاه میلادی چندین گروه، اکسیژناتورهای مکانیکی را امتحان کردند و اگر چه Dogliotte و Dennis استفاده کلینیکی از اکسیژناتور را شروع کرده بودند. باید توجه داشت که پیشگامان توسعه اکسیژناتور دکتر جان اچ گیون جونیور اولین کسانی بودند که از ریه مکانیکی برای CPB در جراحی عمل قلب باز استفاده می‌نمایند. مشکل عمده مرتبط با این موضوع ترومای خون، تغییر ماهیت پروتئین، تخریب سلول‌های قرمز خون، انسداد گازی، لخته‌های خون در

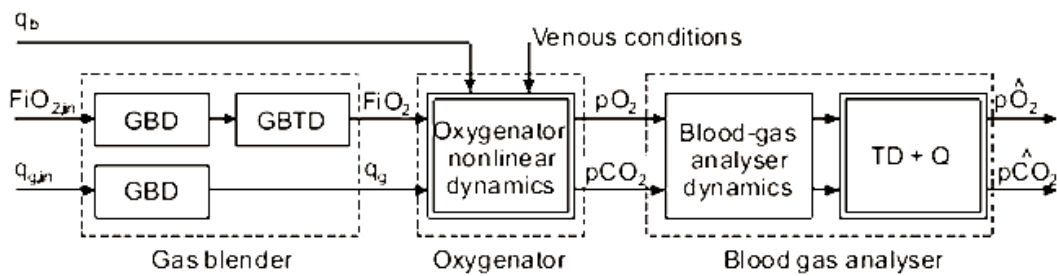


شکل ۲: اجزای ECC [۱۳]

### مدسازی و شبیه‌سازی سیستم

باز (CPB) مورد استفاده قرار می‌گیرد. در شکل زیر اجزاء و قسمت‌های ورودی و خروجی به روشنی نشان داده است.

اضافه کردن اکسیژن و دفع در اکسید کربن برای خون سیاهرگی به وسیله اکسیژناتور، که یک ریه مصنوعی است انجام می‌گیرد. امروزه اکسیژناتور غشایی برای جراحی قلب

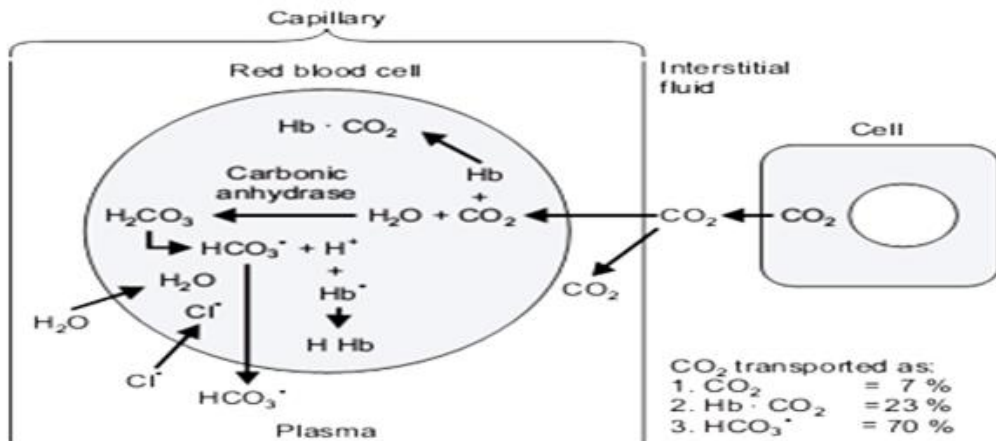


شکل ۳: ورودی، اجزاء، و خروجی‌های اصلی کنترل گاز خون یک HLM را نشان می‌دهد [۲]

گسترش یافت. مدهای مختلف برای سیستم‌های قلبی عروقی ارائه شده که هر یک جایگاه مهمی در شاخه‌های مختلف مهندسی بیو پزشکی دارد [۴،۳]. فشار دی اکسید کربن به جریان گاز کلی از طریق اکسیژناتور کنترل می‌گردد [۱۰]

در ابتدا قرن بیستم، ابداعات و بهبودهای گوناگون مدل‌سازی سیستم قلبی عروقی شکل گرفت. با ظهور تکنولوژی، مدل‌ها روی کامپیوترهای گوناگون سیستم پیوندی، شبیه‌سازی‌های هیدرومکانیک و نسخه‌های گسسته

[۵] با کنترل فشار گازهای شریانی در خون، تغذیه  $O_2$  و حذف  $CO_2$  مناسب، می‌تواند جریان خون کافی تضمین شود [۵].



شکل ۴: فرآیند انتقال دی‌اکسید کربن [9]

که در آن  $x \in \mathbb{R}^{13}$ ,  $u \in \mathbb{R}$ ,  $y \in \mathbb{R}^f(0)$  همگی توابع غیرخطی نرم هستند  $(f(0), g(0) \in C^\infty)$  به یاد داشته باشید که از حالا به بعد، شرایط مرزی متغیرهای حالت ثابت در نظر گرفته می‌شوند.  $u = p_{O_2, in} = \bar{p}_{bar} F_{iO_2}$  ورودی هستند.

### معادلات حاکم بر مسئله

معادلات که مسئله را مدل‌سازی می‌نمایند دارای ۱۳ پارامتر می‌باشد که به شرح ذیل می‌باشند [۶، ۷]. که غیرخطی بوده و با استفاده از حالت فیدبک آن را خطی‌سازی می‌نماییم

$$x = f(x) + g(x)u$$

$$y = cx$$

$$X = [X_1, X_2, X_3, X_4, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}, X_{13}]^T$$

$$= \begin{bmatrix} \bar{p}O_2, \bar{p}CO_2, pH_{virt}, [H]_{rbc}, PCO_{2,rbc}, PO_{2,b} \\ [HCO_3]_{rbc}, PCO_{2,pl}, [H]_{pl}, [HCO_3]_{pl}, \\ PCO_{2,g,out}, [carb], PO_{2,g,out} \end{bmatrix}^T \quad (2)$$

و  $PO_{2,g,out}$  فشار جزئی در فاز گاز است. اندیس‌های rbc و pl به ترتیب مربوط به سلول‌های قرمز خون و پلاسمای خون می‌باشند. مشتق متغیرهای حالت به صورت زیر است:

$$\frac{dx}{dt} = X \quad (3)$$

اندازه‌گیری  $\bar{p}O_2$  و  $\bar{p}CO_2$  توسط BGA می‌شوند. مقدار  $pH_{virt}$  تصحیح شده pH است (virtual value). غلظت یون هیدروژن می‌باشد،  $PO_2, PCO_2$  فشار جزئی اکسیژن و دی‌اکسید کربن در خون هستند.  $[HCO_3]$  و  $[carb]$  به ترتیب غلظت بی‌کربنات و غلظت کربامات می‌باشند.  $PCO_{2,g,out}$

$$x_1 = \frac{1}{T_{BGA}} (x_6 - x_1)$$

۲ معادله اول برای متغیرهای حالت  $x_1$  و  $x_2$  که آنالیزور گاز

خون را توصیف می کنند به صورت زیر بازنویسی می شوند:

$$x_2 = \frac{1}{T_{BGA}} (x_8 - x_2) \quad (5)$$

$$x_3 = \frac{1}{T_{pH}} \left[ -x_3 - \log \left( x_4 \left( (0.058x_3 - 0.437)S(x_x) - 0.529x_3 + 4.6 \right) \right) \right] \quad (6)$$

$$x_4 = \frac{1}{V_{rbc}} \left[ q_{rbc} ([H]_{rbc,in} - x_4) - V_{rbc} \frac{2.303}{\beta_{rbc}} x_4 \left( -R_{HCO_3,rbc} + 1.5x_{12} - 0.6capS(x_x) \right) \right] \quad (7)$$

$$x_5 = \frac{1}{\alpha_{CO_2} V_{rbc}} \left[ q_{rbc} ([CO_2]_{rbc,in} - \alpha_{CO_2} x_5) + D_{CO_2,m} (x_8 - x_5) + V_{rbc} R_{HCO_3,rbc} - V_{rbc} x_{12} \right] \quad (8)$$

$$x_6 = \frac{q_b ([O_2]_{b,in} - [O_2]_b) + D_{O_2,m} (x_{13} - x_6)}{V_b (\alpha_{O_2} + cap_b \frac{dS(x_x)dx_x}{dx_x} x_6)} \quad (9)$$

$$x_7 = \frac{1}{V_{rbc}} \left[ q_{rbc} ([HCO_3]_{rbc,in} - x_7) + D_{HCO_3,rbc} \left( x_{10} - \frac{x_7}{r} \right) - V_{rbc} R_{HCO_3,rbc} \right] \quad (10)$$

$$x_8 = \frac{1}{V_{pl} \alpha_{CO_2}} \left[ q_{pl} ([CO_2]_{pl,in} - \alpha_{CO_2} x_8) + D_{CO_2,m} (x_{11} - x_8) + V_{pl} R_{HCO_3,pl} \right] \quad (11)$$

$$x_9 = \frac{1}{V_{pl}} \left[ q_{pl} ([H]_{pl,in} - x_9) - V_{pl} \frac{2.303}{\beta_{rbc}} x_9 R_{HCO_3,pl} \right] \quad (12)$$

$$x_{10} = \frac{1}{V_{pl}} \left[ q_{pl} ([HCO_3]_{pl,in} - x_{10}) - D_{HCO_3,rbc} \left( x_{10} - \frac{x_7}{r} \right) - V_{pl} R_{HCO_3,pl} \right] \quad (13)$$

$$x_{11} = \frac{1}{V_{\bar{g}}} \left( q_{\bar{g}} (PCO_{2,\bar{g},in} - x_{11}) + D_{CO_2,m} P_{bar} (x_8 - x_{11}) \right) \quad (14)$$

$$x_{12} = \frac{1}{V_{rbc}} \left[ q_{rbc} ([carb]_{in} - x_{12}) + k_a \alpha_{CO_2} V_{rbc} x_5 ([Hb] - x_{12}) \right] \quad (15)$$

$$\left( \frac{k_{z0} s(x_x)}{k_{z0} + x_4} + \frac{k_{zr}(1-S(x_x))}{k_{z0} + x_4} \right) - V_{rbc} \frac{k_2 x_{12} x_4}{k_c} \quad (16)$$

$$x_{13} = \frac{1}{V_{\bar{g}}} \left( q_{\bar{g}} (PO_{2,\bar{g},in} - x_{13}) + D_{O_2,m} P_{bar} (x_6 - x_{13}) \right) \quad (17)$$

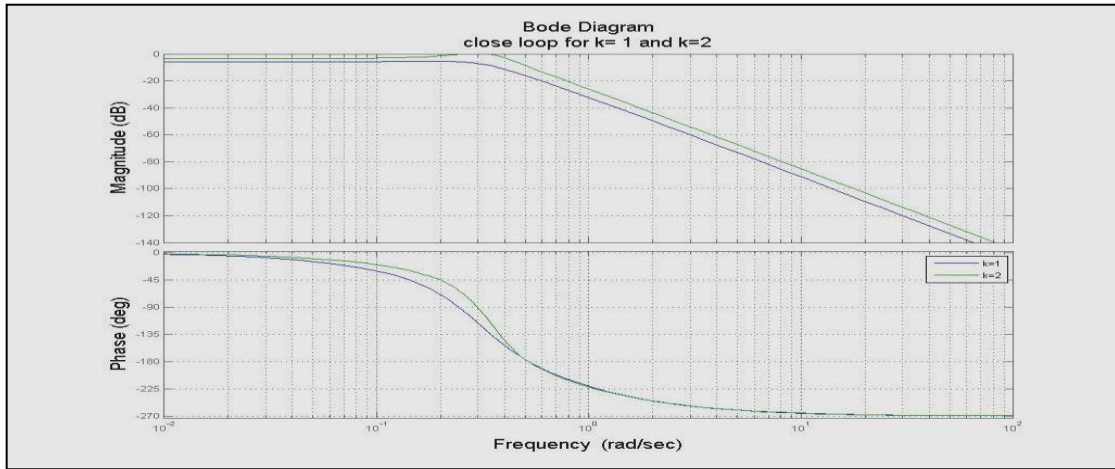
$$\tilde{G}(s) = \frac{\alpha_{wo}}{\beta_{w3} s^3 + \beta_{w2} s^2 + s\beta_{w1} + \beta_{w0}},$$

### طراحی کنترلر برای pO2

تابع انتقال مذکور دارای ثوابت  $\alpha_{wo}$  و  $\beta_{w0}$  و  $\beta_{w1}$  و  $\beta_{w2}$  و  $\beta_{w3}$  موجود برای روابط زیر و با کمک از نرم افزار matlab پارامترهای کنترلر pid را تعیین کرده و نمودارهای مربوطه را برای این فرآیند به دست می آوریم. (رابطه ۱۸).

در این بخش با در اختیار داشتن تابع انتقال فرآیند و با مقادیر موجود برای روابط زیر و با کمک از نرم افزار matlab پارامترهای کنترلر pid را تعیین کرده و نمودارهای مربوطه را برای این فرآیند به دست می آوریم. (رابطه ۱۸).

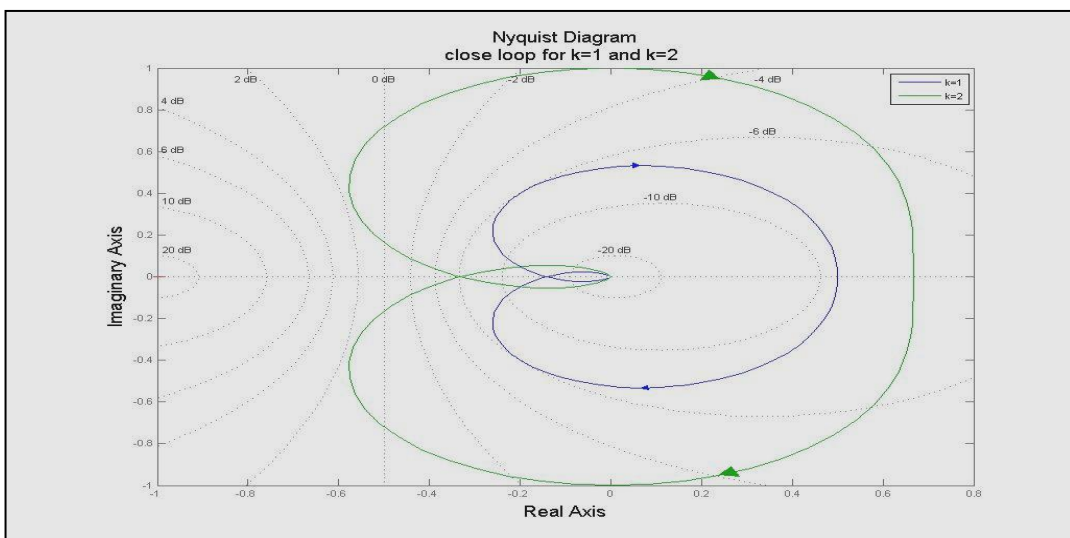
است. نمودارها را برای po2 controller برای  $k=1$  و  $k=2$  به دست می آوریم.



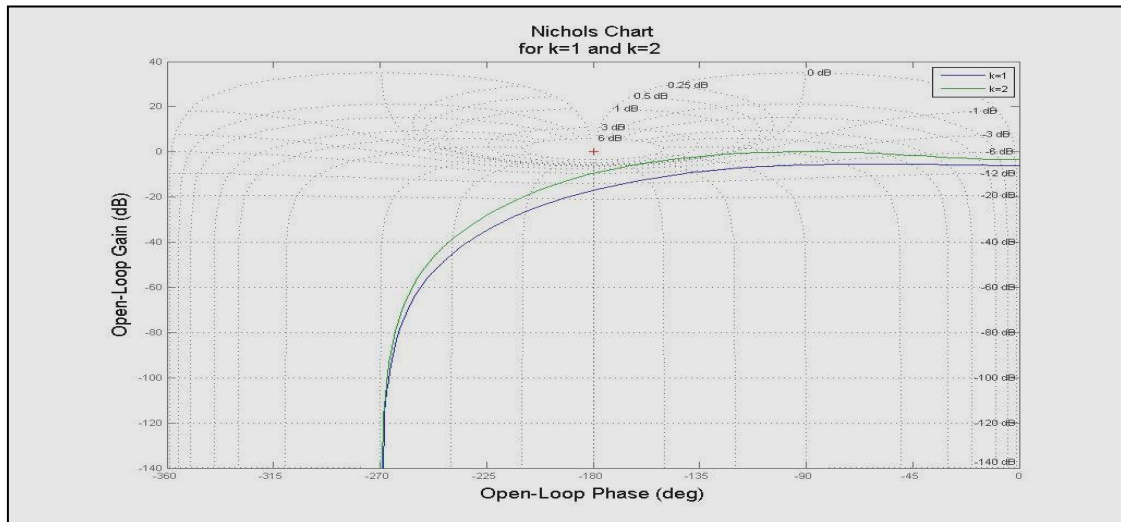
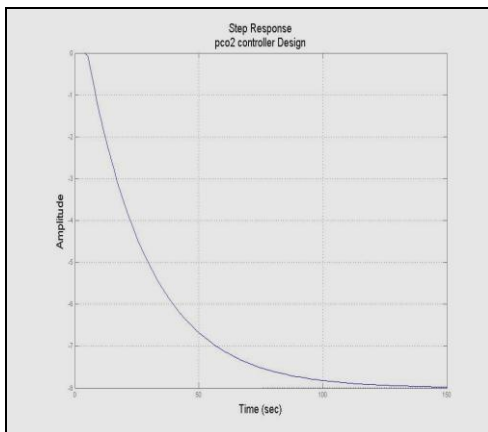
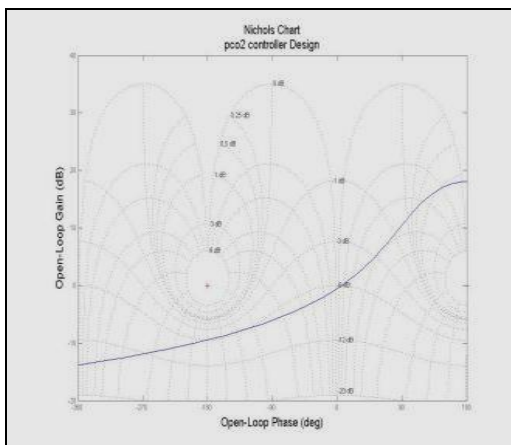
نمودار ۱- دیاگرام Bode برای  $po_2$  در  $k=1$  و  $k=2$



نمودار ۲- پاسخ مرحله‌ای برای  $po_2$  در  $k=1$  و  $k=2$



نمودار ۳- دیاگرام Nyquist برای  $po_2$  در  $k=1$  و  $k=2$

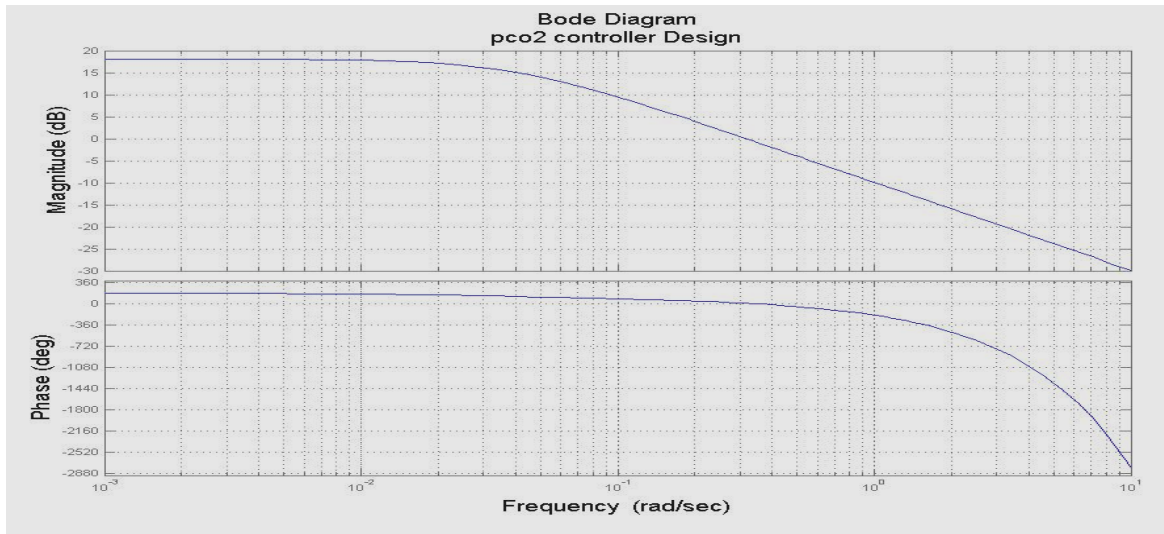
نمودار ۴- نمودار Nichols برای  $pO_2$  در  $k=1$  و  $k=2$ نمودار ۵) پاسخ مرحله‌ای برای  $pCO_2$ نمودار ۶) نمودار Nichols برای  $pCO_2$ 

کنترل فشار دی اکسیدکربن شریانی در مقایسه با کنترل  $PO_2$  کار سختی نیست. در  $PCO_2$ ، gain های فرآیند استاتیک غیرخطی بسیار کم تر از  $PO_2$  هستند و تاخیر زمانی ورودی برای جریان گاز  $q_g$  به کار نمی رود. تخمین دستگاه با معادله درجه اول ( زمان ثابت) و فرآیند و خروجی به صورت زیر است:

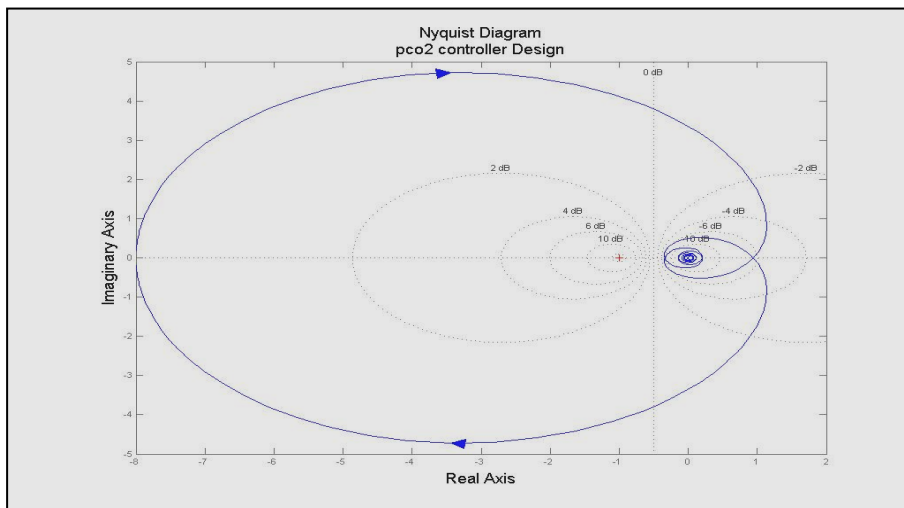
$$G_{CO_2}(s) = \frac{k_{CO_2}}{T_{CO_2}s + 1} e^{-sT_{t,CO_2}}, \quad (19)$$

ثابت زمانی  $T_{CO_2}$  و تاخیر  $T_{t,CO_2}$  می باشند. برای  $K_{CO_2}$  مقدار gain استاتیک متناظر با جریان گاز  $q_g = 0.5 \text{ l/min}$  و جریان خون  $q_b = 2 \text{ l/min}$  استفاده شد [۳]. که با استفاده از نرم افزار متلب پارامترهای کنترلر PID تعیین شده و پس از رسم نمودارهای Nichols, Bode, step response, Nyquist, با روش های Z-N, Z-N اصلاح شده، TLC پارامترهای کنترلی تعیین می گردد.

[۱۱] و [۱۲]



نمودار (۷) دیاگرام Bode برای  $pco_2$



نمودار (۸) دیاگرام Nyquist برای  $pco_2$

تعیین پارامترهای کنترلر PID توسط سه روش ذیل برای

کنترلر  $pco_2$

جدول ۲: محاسبه پارامترهای کنترل کننده با استفاده از جدول ۱

روش	kc	TI	TD
Z <sub>N</sub>	-0.06	3.14	0.785
Z-N بدون فرارفت	-0.02	3.14	2.09
TLC	-0.045	13.81	0.99

جدول (۱) انتخاب پارامترهای کنترل کننده از روش Z-N و Z-N

اصلاح شده و TLC (کنترلر PID)

روش	kc	TI	TD
Z <sub>N</sub>	0.6ku	Pu/2	Pu/8
Z-N بدون فرارفت	0.2ku	Pu/2	Pu/3
TLC	Ku/2.2	2.2pu	Pu/6.3



- Biocompatibility of three different membrane oxygenators: Effects on complement, neutrophil and monocyte activation. *Perfusion*, 12(6):369-75, 1997. 0267-6591 Clinical Trial Journal Article Randomized Controlled Trial.
- [9] C. Gao, A. H. Stammers, R. L. Ahlgren, T. A. Ellis, H. B. Holcomb, B. T. Nutter, R. G. Schmer, and L. Hock. The effects of preprimed oxygenators on gas transfer. *J. Extra. Corpor. Technol.*, 35(2):121-6, 2003. 0022-1058 Journal Article.
- [10] M. Hexamer and J. Werner. A mathematical model for the gas transfer in an oxygenator. In D. Feng and E. Carson, editors, *Modelling and Control in Biomedical Systems*, pages 409-414, Melbourne, Australia, 2003.
- [11] MathWorks Inc. *Control System Toolbox*. The MathWorks, Natick, Mass., 2002.
- [12] M. Hexamer and J. Werner, "A mathematical model for the gas transfer in an oxygenator," in *Proceedings of the 5th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems*, Melbourne, Australia, 2003.
- [13] J. Allen, A. C. Fisher, J. D. S. Gaylor, and A. R. Razieh, "Development of a digital adaptive control system for  $PO_2$  regulation in a membrane oxygenator," *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 14, no. 5, pp. 404-411, 1992.

## نتیجه گیری

استفاده از دستگاه‌های کنترلی امروزه به دلیل کارآیی بیش-تر، هزینه کم‌تر، مفید بوده به‌ویژه دستگاه‌هایی که در علوم پزشکی کاربرد گسترده‌ای دارند مانند اکسیژناتور غشایی که عمل ریه را انجام می‌دهد. با استفاده از نمودار Bode و با استفاده از روابط موجود و جدول ۱ پارامترهای کنترلی تعیین می‌گردد. و با توجه به نمودار Nyquist پایداری و حساسیت فرآیند مشخص می‌شود. با توجه به جدول ۲ و مفاهیم طراحی استفاده از روش TLC مناسب به نظر می‌رسد.

## منابع

- [1] T. Beppu, Y. Imai, and Y. Fukui. A computerized control system for cardiopulmonary bypass. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 109(3):428-38, 1995. 0022-5223 Clinical Trial Controlled Clinical Trial Journal Article.
- [2] F. Boschetti, F. M. Montevicchi, and R. Fumero. Virtual extracorporeal circulation process. *Int. J. Artif. Organs*, 20(6):341-351, 1997.
- [3] S. I. Merz. *Automatic Control of Extracorporeal Life Support*. PhD thesis, University of Michigan, 1993.
- [4] S. I. Merz, R. H. Bartlett, J. M. Jenkins, and P. T. Kabamba. Controller design for extracorporeal life support. In *Proc. 18th IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pages 1733-1735, Piscataway, NJ, 1996.
- [5] P. Segers, F. Dubois, D. De Wachter, and P. Verdonck. Role and relevancy of a cardio-vascular simulator. *CVE*, 3(1):48-56, 1998.
- [6] R. Bauernschmitt, E. Naujokat, H. Mehmanesh, S. Schulz, C. F. Vahl, S. Hagl, and R. Lange. Mathematical modelling of extracorporeal circulation: Simulation of different perfusion regimens. *Perfusion*, 14(5):321-30, 1999. 0267-6591 Journal Article.
- [7] R. Berber and C. Kravaris, editors. *Nonlinear Model Based Control*. Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, 1998.
- [8] R. de Vroege, P. M. Rutten, C. Kalkman, T. A. Out, P. G. Jansen, L. Eijlsman, B. J. de Mol, and C. R. Wildevuur.