کنترل فشار دستگاه تنفس با استفاده از کنترلگر تطبیقی غیر مستقیم

امیر حسین امینی[1], دکتر ناصر پریز[2]

دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده مهندسی

n-pariz@ferdowsi.um.ac.ir & Amini_amirhossein@yahoo.com

چکیده

در این مقاله کنترلگر تطبیقی به منظور تنظیم فشار دستگاه تنفس به منظور ردیابی فشار مطلوب طراحی شده است، این کار با کنترل شار دستگاه تنفس انجام می شود. این کنترلگربه روش کنترل تطبیقی غیر مستقیم طراحی شده است. طراحی به روش زمان گسسته می باشد. در این روش پارامترهای فرایند به صورت بلا درنگ و به روش حداقل مربعات بازگشتی تخمین زده می شود. روش غیر مستقیم اجرا مقاومی را در رنج وسیعی ازشرایط مریض از نوزاد تا بزرگسال حاصل میکند. در این شبیه سازی فرض شده است که سیستم دارای تاخیر بوده و این تاخیر باعث بوجود آمدن صفر غیر مینیمم فاز در سیستم می شود و علاوه بر آن فرض شده است که اغتشاش پله هم به سیستم وارد می شود. کنترلگر تطبیقی را به گونه ای طراحی کرده ایم که با وجود این مشکلات مسیر فشار ورودی را به خوبی رد یابی می کند. این شبیه سازی ها درمحیط نرم افزار MATLAB انجام شده است .

واژه های کلیدی : کنترل تطبیقی- رگولاتور خود تنظیم- دستگاه تنفس- سیستم غیر مینیمم فاز

مقدمه

دستگاههای تنفس مدرن با کنترل فشار مثبت در راه تنفسی مریض به زنده ماندن آن کمک می کند.شیر- هایی هم برای خارج کردن هوا از شش های بیمار در نظر گرفته شده است که این شیرها به طور پریودیک باز وبسته می شوند. هدف ما تنظیم فشار شش های بیمار برای ردیابی مسیرفشار ورودی می باشد. در روش های کلاسیک از کنترل کننده های PI و PID استفاده شده است. این کنترل کننده ها درتمام بازه مریضان از نوزاد تا سالمند نمی توانند به خوبی کار کنند.ما در شبیه سازی فرض کرده ایم که تاخیر هم

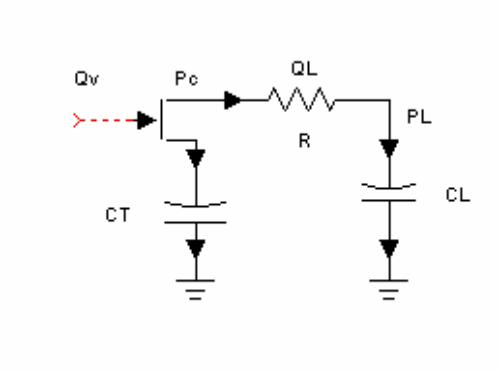
۱- دانشجوی کارشناسی ارشد کنترل

۲- استادیار دانشگاه فردوسی مشهد

در سیستم وجود دارد.تاخیر باعث ایجاد صفر غیر مینیمم فاز در سیستم می شود،که این صفر غیر مینیمم فازبه تابع تبدیل حلقه بسته ناپایداری منجر می شود،که از طریق کنترل کننده های PI وPID نمی توان آن را پایدار کرد. در مقاله[۴] از روش کنترل معکوس استفاده شده است، که این کنترلگر برای سیستم های با صفر غیر مینیمم فاز مناسب نیست. شکل (۱) خروجی سیستم دارای صفر غیر مینیمم فاز را با کنترل معکوس نشان می دهد. برای غلبه بر این مشکل از کنترل کننده تطبیقی غیر مستقیم استفاده شده است. فرض شده است که در سیستم اغتشاش پله هم وجود دارد. برای غلبه بر این مشکل کنترل کننده تطبیقی طوری طراحی شده است که در برابر اغتشاش پله پایدار باشد. این مقاله کاربرد جدیدی از کنترل تطبیقی را برای دستگاه تنفس مبتنی بر فشار نشان می دهد. شبیه سازی ها نشان می- دهد که ردیابی فشار ورودی در رنج وسیعی از مریضان از نوزاد تا سالمند با سرعت ودقت خوبی عمل می کند،که این قبلاً ممکن نبود.

مدل[1] RCC

اگر چه دینامیک های مکانیک شش غیر خطی می باشند. ولی آن را به صورت خطی [۳]و [۴] مدل کرده ایم. فرض شده است که مقاومت مریض(R) بیشتر از مقاومت مدار اتصالی به مریض باشد و از آنها صرفنظر شده است . C_l ظرفیت شش مریض و C_T ظرفیت مدار رابط بین دستگاه تنفس و مریض می باشد. شکل (۲) مدار آن را نشان می دهد.



شکل ۲ – مدلRCC

$$G(s) = \frac{P_c(s)}{Q_v(s)} = \frac{k_1(s+k_2)}{s(s+k_3)}$$

1) $k_1 = \frac{1}{C_T}$

2) $k_2 = \frac{1}{RC_L}$

3) $k_3 = \frac{C_{L+}C_T}{RC_LC_T}$

افزودن تاخیر به تابع تبدیل

فرض می کنیم که تاخیر نیز در تابع تبدیل باشد و کنترلگر را برای سیستم را با تاخیر طراحی می کنیم. حال تابع تبدیل زیر حاصل می شود.

[1]- Resistance- Capacitance- Capacitance

4) $G(s) = G_1(s) * e^{-\tau s}$

حال تاخیر را با استفاده از تقریب پَدِ (pade) تقریب می- زنیم.

5) $e^{-\tau s} \cong \dfrac{1-\frac{\tau s}{2}}{1+\frac{\tau s}{2}}$

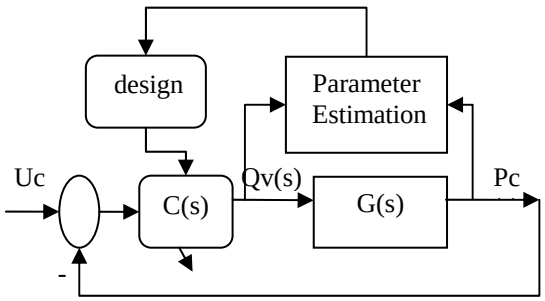
تاخیر باعث پیدایش صفر غیر مینیمم فاز می شود. با افزودن تاخیر تابع تبدیل به شکل زیر تبدیل می شود.

6) $G(s) = \dfrac{P_c(s)}{Q_v(s)}$

7) $G(s) = \dfrac{k_1(s+k_2)(1-\frac{\tau s}{2})}{s(s+k_3)(1+\frac{\tau s}{2})}$

کنترلگر تطبیقی

نمودار بلوکی رگولاتورخود تنظیم غیر مستقیم در شکل (۳) نشان داده شده است. کنترلگر تطبیقی به صورت خود تنظیم[1] غیر مستقیم و به روش جایابی قطب طراحی شده است.در این شکل $u_c(s)$ فشار مطلوب ورودی، $P_c(s)$ فشار خروجی، $Q_v(s)$ شار ورودی به سیستم می باشد.



شکل ۳-نمودار بلوکی یک رگولاتور خود تنظیم غیر مستقیم

تخمین پارامترها

ما برای طراحی کنترلگر تطبیقی غیر مستقیم به تخمین پارامترها نیاز داریم، به همین منظور برای تخمین پارامترها از روش حداقل مربعات بازگشتی استفاده می- شود. در این کار پارامترها به صورت بلا درنگ تخمین زده می شود و داخل کنترلگرقرار داده می شود. برای تخمین پارامترهای فرایند مراحل زیر طی شده است.

[1] - Self Tuning Regulator

گسسته سازی مدل

برای تخمین پارامتر ابتدا مدل را به صورت گسسته تبدیل می کنیم. برای گسسته سازی از نگه دارنده مرتبه صفر(zoh[1]) استفاده می کنیم.

$$8) \quad G(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{b_0 z^2 + b_1 z + b_2}{z^3 + a_1 z^2 + a_2 z + a_3}$$

حال فشار خروجی ($P_c(s)$)به عنوان خروجی و شار ورودی ($Q_v(s)$) به سیستم را به عنوان ورودی کنترل در نظر می گیریم.

$$9) \quad y = P_c(s)$$

$$10) \quad u = Q_v(s)$$

حال ورودی ها و خروجی ها را به شکل زیر مرتب می کنیم.

$$11) \quad \begin{aligned} & y(i) = -a_1 y(i-1) - a_2 y(i-2) \\ & - a_3 y(i-3) + b_0 u(i-1) + b_1 u(i-2) \\ & + b_2 u(i-3) \end{aligned}$$

پارامترهای مجهول به شکل زیر می باشند.

$$12) \quad \theta = [\ b_0 \ \ b_0 \ \ b_0 \ \ a_3 \ \ a_2 \ \ a_1 \ ]$$

توابع معلوم نیز به صورت زیر می باشند.

$$13) \quad \begin{aligned} \varphi = [& y(i-1) \ \ y(i-2) \ \ y(i-3) \\ & u(i-1) \ \ u(i-2) \ \ u(i-3) \ ] \end{aligned}$$

طراحی کنترلگر

برای طراحی کنترلگر پارامترهای فرآیند ومشخصات حلقه بسته مطلوب مورد نیاز می باشد. حال برای طراحی از روش جایابی قطب، استفاده می کنیم.طراحی بدون حذف صفر انجام شده است. توضیح آن در زیر آمده است.

$$14) \quad AR^0 + BS^0 = A_0 A_m = Ac^0$$

$$15) \quad R^0(z) = z^2 + r_0 z + r1$$

$$16) \quad S^0(z) = s_0 z^2 + s_1 z + s_2$$

$$17)$$

$$18) \quad A_m(z) = z^3 + a_{m1} z^2 + a_{m2} z + a_{m3}$$

$$19) \quad A_0(z) = z^2 + \alpha_0 z + \alpha_1$$

$$20) \quad B_m(z) = \beta * B(z)$$

$$21) \quad \beta = \frac{1 + a_{m1} + a_{m2} + a_{m3}}{b_0 + b_1 + b_2}$$

$$22) \quad T^0 = \beta * A_0$$

حال پس از بدست آوردن پارامترهای T, S, R آنها را در کنترلگر زیر قرار می دهیم.

$$23) \quad R^0 * u = T^0 * u_c - S^0 * y$$

---

[1] Zero Order Hold –

و بدین ترتیب کنترلگر تطبیقی غیر مستقیم طراحی می شود.

نتایج شبیه سازی

این کنترلگر برای مدل های زیادی از بازه وسیعی از شُش مریضان از نوزاد تا سالمند شبیه سازی شده وجواب مطلوب و سریع بوده است. فشار ورودی به شکل موج مربع با فشاری برابر با ۶۰ cmH_2o(سانتی متر آب) می باشد. در مثال زیر T پریود نمونه برداری بوده و τ زمان تاخیر می باشد.

مثال۱)

$C_L = 0.05 \quad C_T = 0.001 \quad R = 10$
$T = 0.1\sec \quad \tau = 0.07\sec$

نتیجه شبیه سازی در شکل(۴)و (۵)آمذه است.

مثال۲)

$C_L = 0.1 \quad C_T = 0.001 \quad R = 10$
$T = 0.1\sec \quad \tau = 0.07\sec$

نتیجه شبیه سازی در شکل (۶)و(۷) آمده است.

اغتشاش

دستگاه تنفس به خاطر ماهیت مکانیکی دارای اصطکاک می باشد و این اصطکاک برای سیستم اغتشاش پله به حساب می آید، حال اگر این اغتشاش به سیستم وارد شود، سیستم ناپایدار می شود و خروجی دیگر ورودی مطلوب را دنبال نمی کند. شکل()خروجی سیستم را نشان می دهد. ما برای غلبه بر این مشکل کنترلگر زیر را طراحی می کنیم.

طراحی کنترلگر برای غلبه بر اغتشاش

حال باید کنترلگر را به گونه ای طراحی کنیم، تا اغتشاش را حذف کند. برای حذف اغتشاش ما از فیلتر کردن استفاده می کنیم و قطب های کنترلگر باید شامل قطب های اغتشاش باشد تا بتواند آن را حذف کند. پس کنترلگر باید دارای عامل انتگرالگیر باشد و همچنین ورودی وخروجی باید فیلتر شوند. مراحل طراحی در زیر توضیح داده خواهد شد.

افزودن انتگرالگیر به کنترلگر

برای طراحی کنترلگر دارای عامل انتگرالی باید مراحل زیر طی شود.

24) $R(z) = (z-1)R'(z)$

25) $(z-1)R'(z) = z * R^0(z) + y_0 * B(z)$

26) $y_0 = \dfrac{R^0(1)}{B(1)}$

27) $S(z) = z * S^0(z) - y_0 * A(z)$

28) $A(z)R(z) + B(z)S(z) = z * A_c^0$

اصلاحات تخمینگر

اغتشاش رابطه بین ورودی ها وخروجی های فرآیند را تغییر می دهد. یکی از روش های مقابله با آن فیلتر کردن آن است به گونه ای که تاثیر اغتشاش خیلی بزرگ نباشد. در زیر مراحل فیلتر کردن را شرح می دهیم.

29) $e(t) = (q-1)v(t)$

30) $A(q)y(t) = B(q)(u(t) + v(t))$

31) $A_d = q - 1$

32) $A_d(q)A(q)y(t) = A_d B(u(t) + v(t))$

33) $A(q)y_f(t) = B(q)u_f(t) + e(t)$

پارامترها طبق مدل ۳۲ تخمین زده می شود. بعد از طراحی کنترلگر طبق این اصول سیستم در برابر اغتشاش پله پایدار می باشد.

نتایج شبیه سازی با وارد کردن اغتشاش

v در این مثال اغتشاش پله می باشد.

مثال۳)

$C_L = 0.05 \quad C_T = 0.001 \quad R = 10$

$T = 0.05\,\text{sec} \quad \tau = 0.07\,\text{sec} \quad v = 0.1$

شکل (۸)و (۹) نتایج شبیه سازی رانشان میدهد.

مثال۴)

$C_L = 0.1 \quad C_T = 0.001 \quad R = 10$

$T = 0.07\,\text{sec} \quad \tau = 0.07\,\text{sec} \quad v = 0.1$

نتیجه شبیه سازی در شکل (۱۰)و (۱۱) آمده است.

نتیجه گیری

همانطور که از شکل ها مشخص است استفاده از کنترلگر تطبیقی غیر مستقیم روشی مقاوم برای کنترل فشار دستگاه تنفس می باشد. این کنترلگر به صورت خود تنظیم خود را با شرایط بیمار تطبیق می دهد، به همین خاطر در بازه وسیعی از شرایط بیماران عملکردی مطلوب از خود نشان می دهد. در صورتیکه کنترلگر PID و PI نمی توانند به خوبی کنترلگر تطبیقی کار کند. اگر سیستم دارای صفر غیر مینیمم فاز باشد، سیستم های دارای کنترلگر PI ، PID و همچنین سیستم با کنترلگر معکوس ناپایدار می شوند؛ اما سیستم با رگولاتور خود تنظیم غیر مستقیم پایدار می باشد. مزیت دیگر این کنترلگر این است که خروجی مورد نظر، خروجی مطلوب را ردیابی کرده و به خاطر افزودن قطب های دینامیک اغتشاش به قطب های کنترلگرسیستم در برابر اغتشاش نیز به خوبی پایداری خود را حفظ می نماید.

مراجع

[1] Astrom k.j, Wittenmark .B, "Adaptive control ", Second Edition

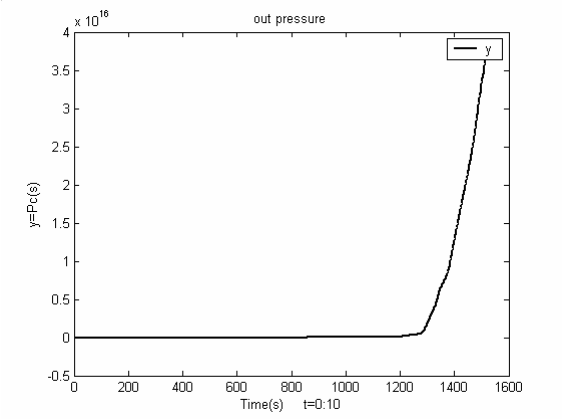
[2] Borrello MA, "Modeling and Simulation of Pressure Regulated Control Systems for Ventilation of the Lung", Proceeding, Conference of the IEEE EMBS,vol 13, No.5, 1991

[3] Borrello MA, Biomedical Systems: Modeling and Simulation of Lung Mechanics and

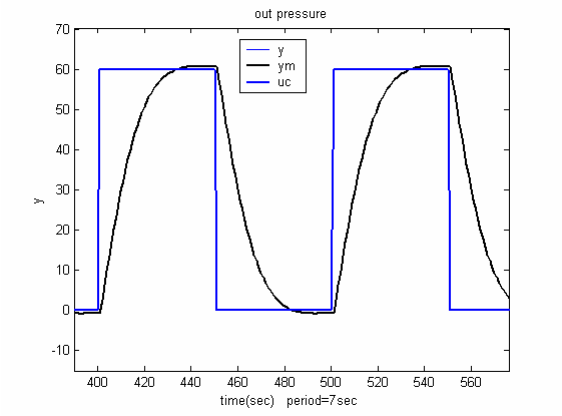
Ventilator Controls Design 1997
http://www.vissim.com/APPS/tutorials.html

[4]Chalam V.V., Adaptive Control Systems, Techniques and Aplications, Marcel Dakker, Ny, 1987

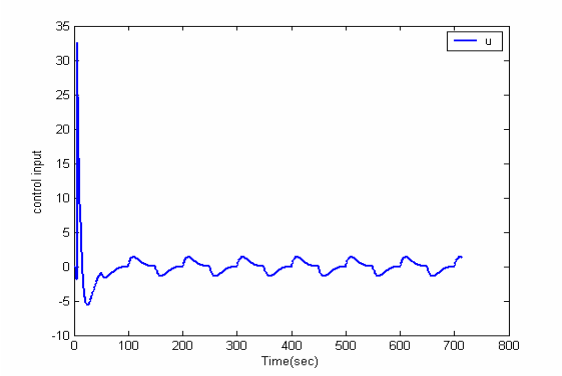
[5] Michael A. Borrello, Puritan Bennett Corporation, "Adaptive Inverse Model Control of Pressure Based ventilation"



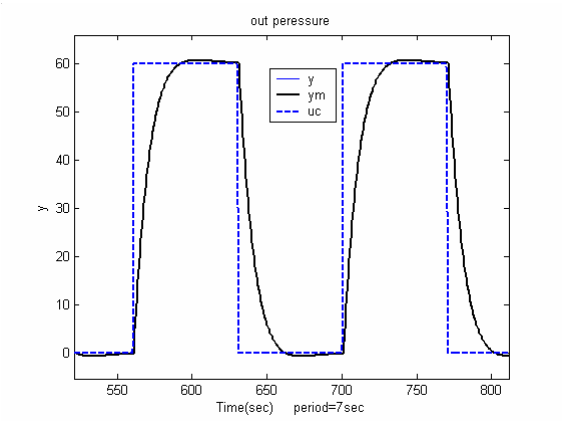
شکل 1- خروجی کنترل تطبیقی مدل معکوس



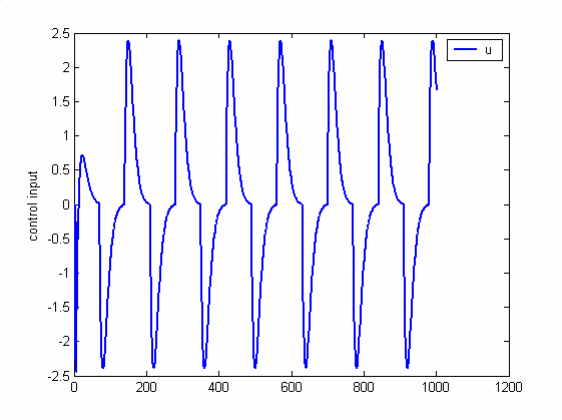
شکل ٤- خروجی مثال ١



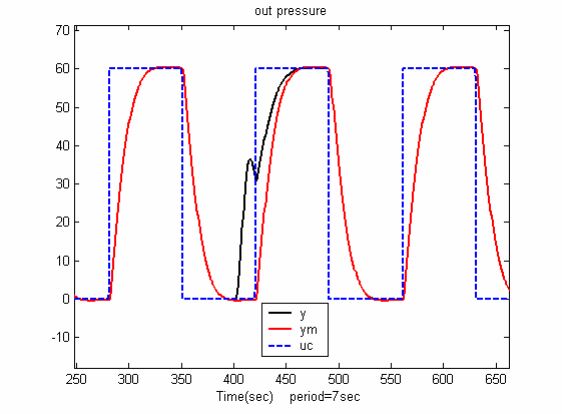
شکل ۵-ورودی کنترل مثال ۱



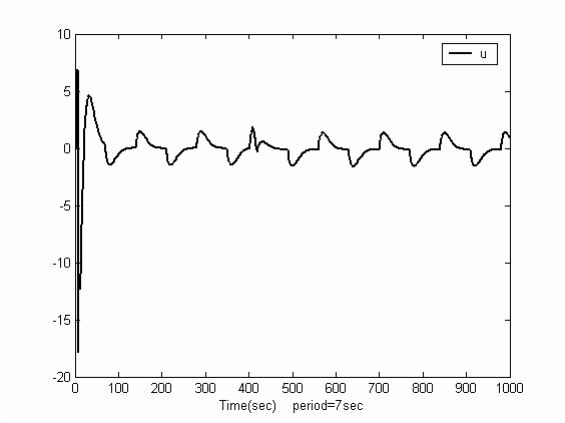
شکل ٦- خروجی مثال ۲



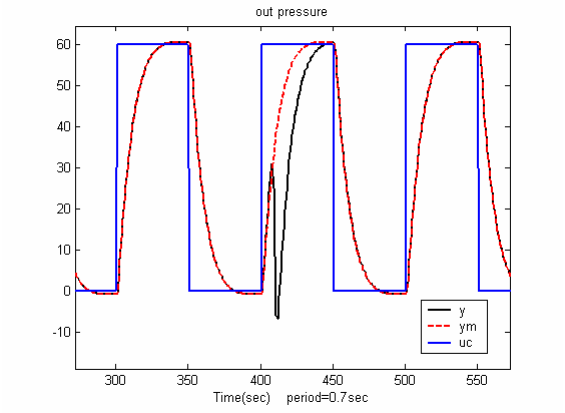
شکل ۷- ورودی کنترل مثال ۲



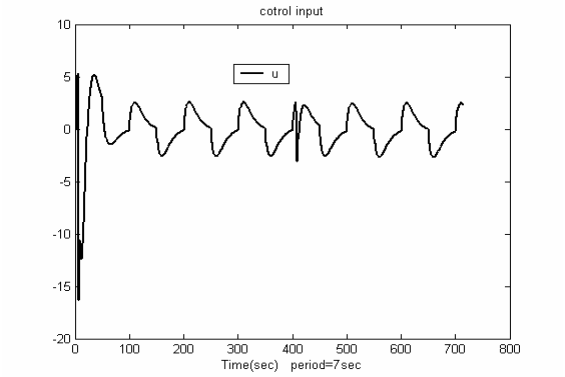
شکل ۸- خروجی مثال ۳ (فشار بر حسب زمان)



شکل ۹- ورودی کنترل مثال ۳



شکل ۱۰- خروجی مثال ٤ (اغتشاش د ر زمان ٤٠ ثانیه)



شکل ۱۱- ورودی کنترل مثال ٤