



کنترل مقدار فشار دستگاه هایپرباریک با استفاده از کنترل کننده فازی-PID خود تنظیم

مجید دهقانی تفتی^۱، حمیدرضا کبروی^۲، مجتبی بهنام تقدسی^۳

^۱ دانشگاه بین المللی امام رضا (ع) majid.dehqani@gmail.com

^۲ دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد hkobravi@mshdiau.ac.ir

^۳ دانشگاه بین المللی امام رضا (ع) m.behnam@imamreza.ac.ir

چکیده

درمان توسط اتاقک های هایپرباریک نوع خاص و ویژه ای از روش های درمانی است که در آن بیمار در داخل یک اتاقک، در معرض اکسیژن خالص و در فشاری بالاتر از فشار جو قرار می گیرد. به این ترتیب، غلظت اکسیژن محلول در خون و همچنین روند اکسیژن رسانی به بافت ها سریعتر می شود. مهم ترین پارامتری که در اتاقک های هایپرباریک باید کنترل شود، فشار اکسیژن در داخل اتاقک است. چرا که پارامترهایی مانند دما، کیفیت شیرها و بقیه عوامل مؤثر، بر روی فشار سیستم تأثیرگذار هستند؛ بنابراین فشار اکسیژن در داخل اتاقک، مهم ترین پارامتر تحت کنترل بیان می شود. از این روی، در این مقاله، یک سیستم کنترل حلقه بسته برای کنترل فشار اکسیژن در دستگاه هایپرباریک طراحی شده است. در سیستم کنترل ارائه شده، از یک کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی به عنوان یک کنترل کننده کلاسیک، استفاده شده است. اما برخلاف روش های معمول، پارامترهای کنترل کننده ثابت نیستند و به صورت پیوسته بهینه می شوند. این پارامترها توسط یک سیستم منطق فازی بهینه می شوند که خطای پسخوردی خروجی سیستم و مشتق آن، داده های ورودی آن را تشکیل می دهند. کارائی کنترل کننده فازی-تناسبی-انتگرالی-مشتقی با کارائی کنترل کننده های فازی-تناسبی-انتگرالی و فازی-تناسبی-مشتقی مقایسه شده است. ارزیابی ها روی مدلی از سیستم هایپرباریک انجام شدند. طبق نتایج، بهترین کارائی در شرایطی مشاهده شده است که از کنترل کننده فازی-تناسبی-انتگرالی استفاده شده است. میزان خطای ماندگار محاسبه شده خروجی، در محدوده ای بین 0/022- تا 0/005 بار، بوده است. این نتایج در مقایسه با کارهای مشابه پیشین، قابل قبولی هستند.

واژگان کلیدی: اتاقک هایپرباریک / کنترل فشار اکسیژن / سیستم منطق فازی / کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی / کنترل کننده فازی-تناسبی-انتگرالی-مشتقی

مقدمه

طبق تعریف انجمن پزشکی هایپرباریک و طب دریایی^۱ آمریکا، اکسیژن هایپرباریک^۲، یک روش درمانی است که در آن بیمار در یک محفظه بسته، در معرض اکسیژن خالص و در فشاری بالاتر از فشار سطح دریا قرار می گیرد (de Paco et al., 2012). تا دهه 1960

^۱ Undersea And Hyperbaric Medical Society

^۲ Oxygen Hyperbaric

میلاادی، کاربردهای اتاق‌های هایپرباریک منحصر به درمان بیماری‌های غواصان بود که از مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به بیماری دیکامپرشن^۳ و آمبولی گازی شریان^۴ مغزی اشاره نمود. اما به تدریج کاربردهای جدیدی در عرصه پزشکی در درمان بیماری‌هایی که بعضاً درمان آن‌ها بسیار دشوار بود شناخته شد که تحت عنوان هایپرباریک اکسیژن تراپی^۵ به تدریج متداول گردید (Tibbles & Edelsberg, 1996).

تأثیر درمان با اکسیژن پرفشار به یک قاعده کلی بستگی دارد. اکسیژن با اتصال گذرا به هموگلوبین گلبول‌های قرمز، به سلول‌ها و بافت‌ها حمل می‌شود. در شرایط طبیعی، وقتی که هوا از طریق ریه‌ها وارد خون می‌شود هموگلوبین تقریباً 100٪ با اکسیژن اشباع می‌شود. اما صدمات یا بیماری‌ها ممکن است روند فوق را با محروم کردن سلول‌ها و بافت‌ها از تمام یا بخشی از اکسیژن، دچار اختلال کند. در چنین شرایطی، برای تأمین اکسیژن مورد نیاز بدن، فشار طبیعی اتمسفریک به اندازه کافی توانایی ندارد. اگرچه هموگلوبین میزان بیشتری از اکسیژن را جذب نمی‌کند اما اکسیژن پرفشار، پلاسمای خون (که حجم عمده‌ای از خون را تشکیل می‌دهد) را از اکسیژن اشباع نموده و در نتیجه تحویل اکسیژن به بافت‌ها و سلول‌ها افزایش می‌یابد. در مقایسه با هوا که 21٪ اکسیژن، در فشار یک اتمسفر دارد، 100٪ اکسیژن در فشار سه اتمسفر غلظت اکسیژن پلاسمای خون را 10 تا 15 برابر افزایش می‌دهد که منجر به افزایش اکسیژن رسانی بافت‌ها می‌شود. علاوه بر افزایش اکسیژن‌رسانی خون، اکسیژن حمل شده به بدن در شرایط فشار مناسب، باعث می‌شود که به میزان زیادی توانایی گلبول‌های سفید در کشتن باکتری‌ها و برطرف کردن عفونت افزایش یابد (Aftonomos et al., 1996).

اکثر برنامه‌های درمانی در دستگاه هایپرباریک از سه مرحله افزایش فشار، ثابت نگه داشتن فشار و کاهش فشار تشکیل شده‌اند. مهم‌ترین مرحله، مرحله افزایش فشار است؛ زیرا در صورت عدم افزایش فشار با الگوی مناسب، بدلیل تغییر در حجم گوش میانی باعث آسیب رسیدن به گوش می‌شود. اگر در طول دوره درمان فشار ثابت نباشد و یا به عبارتی فشار همراه با نوسان باشد، باعث می‌شود تا بیمار درد شدیدی را احساس کند و در نفس کشیدن دچار مشکل شود. همچنین در طول درمان بعضی از بیماران بدحال نیاز به تهویه، نظارت بر فشار خون و یا استفاده از داروهای تزریقی بصورت اتوماتیک دارند. برای این منظور، احتیاج به تثبیت کامل فشار، بدون نوسان است (Paco et al., 2012). با توجه به این موارد و موارد مشابه دیگر لزوم استفاده از استراتژی‌های کنترل حلقه بسته، به منظور ارتقاء عملکرد سیستم احساس می‌شود. بر اساس مطالب بیان شده کنترل کننده‌های مختلفی برای دستگاه هایپرباریک طراحی شده‌اند. از جمله: کنترل کننده فازی^۶ که با توجه به غیرخطی بودن (Yuan et al., 2006) و عملکرد مناسب آن در فازهای افزایش و کاهش فشار، در فاز ثابت نگه داشتن فشار دارای ضعف بود. همچنین کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی^۷ نیز یک کنترل کننده خطی است که بر اساس یک مدل دقیق که از سیستم بدست می‌آید، طراحی می‌شود (Åström & Hägglund, 1995; de Paco et al., 2012)، لذا توانایی سازگاری با تغییرات و اختلالات پیش بینی نشده را نداشت و بر اساس یک مدل ایده‌آل طراحی شده بود.

با توجه به نقاط ضعف بیان شده، تصور می‌شود که اگر بتوان الگوی سیستم‌های منطق فازی و سیستم‌های کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی را باهم ترکیب کرد؛ به‌نوعی که سیستم منطق فازی نقش تنظیم‌کننده پارامترهای کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی را داشته باشد، می‌توان نقاط ضعف تحقیقات پیشینیان را برطرف کرد و یا حداقل آن‌ها را بهبود داد. از این روی هدف اصلی این پژوهش، طراحی یک کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی غیر خطی با استفاده از ترکیب روش سیستم منطق فازی و کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی برای کنترل فشار در دستگاه هایپرباریک است. از آن جایی که ترکیب سیستم‌های منطق فازی و کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی به منظور کنترل فشار در دستگاه هایپرباریک تا بحال مورد استفاده و تحقیق قرار نگرفته است؛ می‌توان آن‌را جنبه نوآوری اصلی این پژوهش ذکر نمود.

مواد و روش‌ها

در شکل 1 ساختار کنترل کننده پیشنهادی نشان داده شده است. بر اساس این شکل، سیستم تنظیم کننده فازی با استفاده از سیگنال خطا و مشتق خطا، ضرایب کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی را تنظیم می‌کند؛ سپس، این کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی است که سیگنال کنترلی را تولید می‌نماید. این سیگنال کنترلی تولید شده در اختیار سیستم دستگاه هایپرباریک قرار گرفته و از خروجی آن که فشار داخل اتاقک است، فیدبک گرفته می‌شود. باید در اینجا ذکر کرد که سیستم دستگاه هایپرباریکی که در این مقاله از آن استفاده شده‌است، شبیه‌سازی شده است.

³ decompression sickness (DCS)

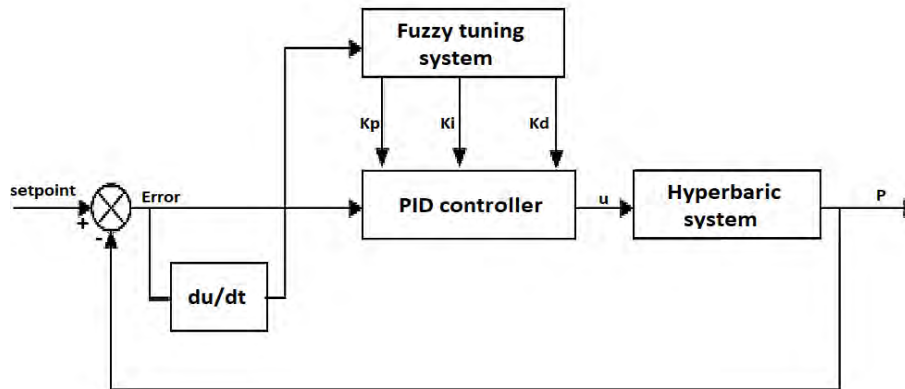
⁴ arterial gas embolism (AGE)

⁵ Hyperbaric Oxygen Therapy

⁶ fuzzy controller

⁷ PID

مزیت مدل مورد استفاده در این مقاله، نسبت به مدل‌های مورد استفاده توسط پیشینیان را می‌توان اینطور بیان کرد که در این مدل اختلال در فشار مخزن اکسیژن در ورودی اتاقک، تغییرات دمایی، تغییر در حجم اتاقک و همچنین کیفیت و عملکرد شیرها را که توسط ضریب تخلیه شیر بیان می‌شود را می‌توان در مدل دخیل کرد؛ و یا حتی آن‌ها را در طول عملیات دستگاه تغییر داد. بنابراین می‌توان اغتشاشاتی را به مدل اعمال کرد و در واقع رفتار آن‌را به دستگاه واقعی شبیه‌تر نمود. از این روی، این مسئله را می‌توان به عنوان مزیت بزرگی برای مدل انتخاب شده در نظر گرفت.



شکل 1: ساختار کنترل کننده فازی-تناسبی-انتگرالی-مشتقی خود تنظیم پیشنهادی

در ادامه، شبیه‌سازی قسمت‌های مختلف دستگاه هایپرباریک، از جمله اتاقک و شیرها و همچنین مراحل طراحی قسمت‌های مختلف کنترل کننده پیشنهادی، بطور کامل بیان شده است.

مدل سازی اتاقک دستگاه هایپرباریک

ایده مدل مورد استفاده در این مقاله برای اتاقک هایپرباریک بر اساس معادلات حاکم بر مخزن‌های حجم ثابت پنوماتیکی انتخاب شد. این مدل بر مبنای گازهای ایده‌آل و گرمای ویژه ثابت طراحی شده است. معادله‌ای که برای نمایش اتاقک هایپرباریک استفاده می‌شود، بصورت معادله 1 است.

$$G = \frac{V}{RT} \left(\frac{dP}{dt} - \frac{P}{T} \frac{dT}{dt} \right) \quad (1)$$

در معادله 1، G نرخ جریان در ورودی اتاقک برحسب $\frac{Kg}{s}$ ، V حجم اتاقک برحسب m^3 ، P فشار مطلق در داخل اتاقک برحسب Pa ، R ثابت ویژه گاز و T دمای مطلق گاز برحسب K است. در مدل به کار گرفته شده دما (T) در محدوده‌ای بین 293/15 و 303/15 درجه کلوین، متغیر است. مقدار ثابت ویژه گاز (R)، 259/8 و حجم اتاقک (V)، 2 متر مکعب در نظر گرفته شده است.

مدل سازی شیرهای ورودی و خروجی اتاقک دستگاه هایپرباریک

معادله‌ای که برای نمایش اتاقک هایپرباریک استفاده می‌شود، بصورت معادله 2 است. در این مدل مساحت روزنه شیر توسط سیستم کنترلی محاسبه شده و سپس در اختیار شیر قرار می‌گیرد.

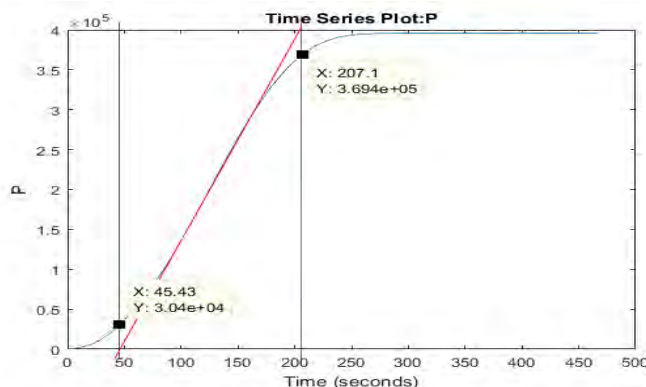
$$G = C_d \cdot A \cdot P_i \sqrt{\frac{2\gamma}{\gamma-1} \cdot \frac{1}{RT_i} \left[\left(\frac{P_o}{P_i} \right)^{\frac{2}{\gamma}} - \left(\frac{P_o}{P_i} \right)^{\frac{\gamma+1}{\gamma}} \right]} \quad (2)$$

در رابطه 2، G نرخ جریان عبوری برحسب $\frac{Kg}{s}$ ، C_d ضریب تخلیه شیر، A مساحت روزنه شیر برحسب m^2 ، P_i و P_o فشار مطلق در سمت ورودی و خروجی شیر برحسب Pa ، γ نسبت گرمای ویژه در فشار ثابت و حجم ثابت، R ثابت ویژه گاز و T هم دمای مطلق گاز برحسب K است. در این مدل اگر مساحت روزنه شیر توسط کنترل کننده کمتر از صفر محاسبه شود، مساحت بر روی مقدار صفر اشباع می‌شود و دیگر تغییری نمی‌کند. همچنین در این مدل، مقدار ثابت ویژه گاز (R)، 259/8 در نظر گرفته شده است. ضریب تخلیه شیرها

(C_d)، براساس تجربه متخصصین بر روی 0/82 تنظیم شده است. نسبت گرمای ویژه (γ)، در فشار و حجم ثابت هم برای گاز اکسیژن مقدار 1/40 است. حداکثر مساحت روزنه شیرها (A) هم 1 سانتی متر مربع و یا 0/0001 متر مربع است. فشار مخزن تأمین کننده اکسیژن (P_i) 400000 پاسکال و فشار جو (P_o) هم 100000 پاسکال در نظر گرفته شده است. به منظور ساده سازی در این مقاله فقط شیر ورودی، تحت کنترل قرار می گیرد و تأثیر شیر خروجی به عنوان یک اغتشاش به سیستم اضافه می گردد که کنترل کننده باید اثر آن را خنثی کند.

تعیین مقادیر اولیه کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی

برای تعیین مقادیر اولیه ضرایب کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی به منظور راه اندازی اولیه دستگاه هایپرباریک و همچنین تبدیل ضرایب تناسبی، انتگرالی-مشتقی از حالت نرمال شده به مقدار واقعی، که توسط سیستم منطق فازی تولید می شوند، طبق قاعده زیگلر-نیکولز دو راه حل وجود دارد. یکی استفاده از روش تنظیم حلقه بسته است؛ و دیگری استفاده از روش تنظیم حلقه باز (Ibrahim, 2006). به دلیل اینکه سیستم دستگاه هایپرباریک عملکرد خطی ندارد، بنابراین نمی توان از روش تنظیم حلقه بسته استفاده کرد. از این روی، روش تنظیم ضرایب کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی حلقه باز مورد استفاده قرار گرفت. در این روش ابتدا فیدبک سیستم باز شد و به سیستم یک ورودی پله اعمال گردید. از روی پاسخ پله سیستم، که در شکل 2 نشان داده شده است، پارامترهای T_1 ، T_D و K محاسبه شد (Ibrahim, 2006). بر این اساس $T_1 = 162$ ، $T_D = 45$ و $K = 400000$ بدست آمد.



شکل 2: آزمون حلقه باز زیگلر-نیکولز برای سیستم دستگاه هایپرباریک

جدول 1: تنظیمات زیگلر-نیکولز حلقه باز (Ibrahim, 2006)

Controller	K_p	T_i	T_d
P	$\frac{T_1}{KT_D}$	-	-
PI	$\frac{0.9T_1}{KT_D}$	$3.3T_D$	-
PID	$\frac{1.2T_1}{KT_D}$	$2T_D$	$0.5T_D$

جدول 2: تنظیمات زیگلر-نیکولز حلقه بسته (Ibrahim, 2006)

Controller	K_p	T_i	T_d
P	$0.5K_u$	-	-
PI	$0.45K_u$	$\frac{P_u}{1.2}$	-
PID	$0.6K_u$	$\frac{P_u}{2}$	$\frac{P_u}{8}$

با توجه به جدول 1 و جدول 2 و برابر قرار دادن این دو جدول با یکدیگر و همچنین استفاده از مقادیر محاسبه شده برای پارامترهای T_D ، K و T_1 بدست می‌آید:

$$K_u = \frac{T_1}{0.5 \times K \times T_D} \quad (3)$$

$$T_u = 3.3 \times 1.2 \times T_D \quad (4)$$

مقادیر K_u و T_u پارامترهای مهمی برای کنترل کننده فازی تناسبی-انتگرالی-مشتقی پیشنهاد شده می‌باشند و نقش مهمی در تبدیل مقادیر نرمال شده ضرایب تناسبی، انتگرالی و مشتقی، به مقادیر مطلق و واقعی دارند.

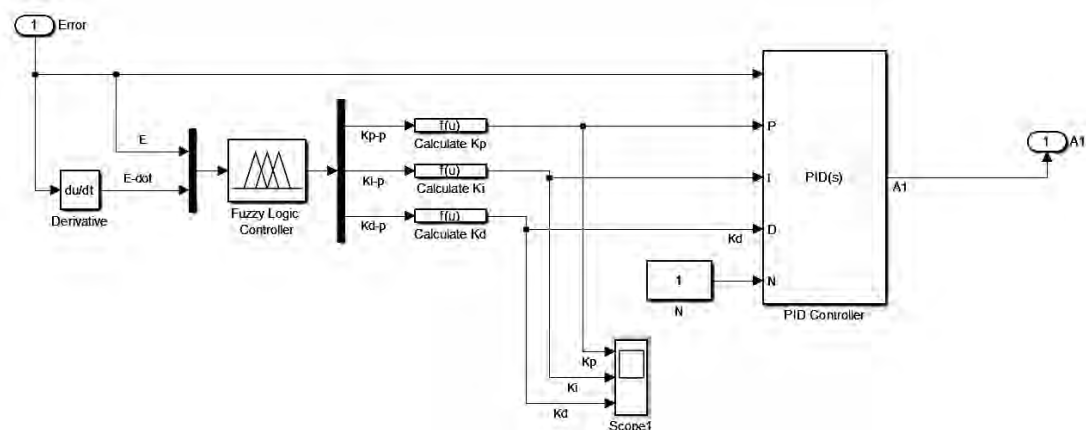
بر اساس مطالعات شبیه سازی گسترده بر روی فرآیندهای مختلف، یک قاعده کلی برای مشخص کردن محدوده ضرایب تناسبی، انتگرالی و مشتقی کنترل کننده، به صورت رابطه 5 است (Zhao et al., 1992).

$$\begin{aligned} K_{p,min} &= 0.32K_u & \text{and} & & K_{p,max} &= 0.6K_u \\ K_{d,min} &= 0.08K_uT_u & \text{and} & & K_{d,max} &= 0.15K_uT_u \\ K_{i,min} &= \frac{0.64K_u}{T_u} & \text{and} & & K_{i,max} &= \frac{1.2K_u}{T_u} \end{aligned} \quad (5)$$

نحوه خارج کردن ضرایب تناسبی، انتگرالی و مشتقی از حالت نرمال شده که توسط سیستم منطق فازی تولید شده‌اند، بر اساس روابط 6 است (Zhao et al., 1992).

$$\begin{aligned} K_p &= (K_{p,max} - K_{p,min})K_{p-p} + K_{p,min} \\ K_i &= (K_{i,max} - K_{i,min})K_{i-p} + K_{i,min} \\ K_d &= (K_{d,max} - K_{d,min})K_{d-p} + K_{d,min} \end{aligned} \quad (6)$$

شکل 3 ساختار کنترل کننده پیشنهادی را نشان می‌دهد. در این ساختار ورودی‌های سیستم منطق فازی، خطا و مشتق خطا است. خروجی‌های سیستم منطق فازی هم، مقادیر نرمال سازی شده ضرایب کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی است. لذا ابتدا ضرایب نرمال شده، توسط یک تابع که در سر راه آن‌ها قرار داده شده است، از حالت نرمال خارج شده و به مقادیر واقعی خود تبدیل می‌شوند؛ و سپس این مقادیر در اختیار کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی قرار می‌گیرند.

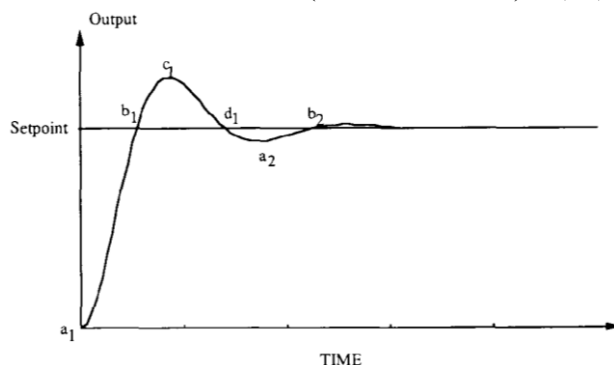


شکل 3: ساختار کنترل کننده فازی تناسبی-انتگرالی-مشتقی خود تنظیم پیشنهادی

تنظیم کننده فازی ضرایب کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی دستگاه های پرباریک

طراحی سیستم های منطق فازی دارای سه مرحله اصلی است. مرحله اول فازی سازی پارامترهای ورودی که همان خطا و مشتق خطا می باشد، مرحله دوم نوشتن قوانین فازی بر اساس تجربیات فرد خبره و مرحله آخر غیرفازی سازی پارامترهای خروجی است. Kovacic (1980; Larsen, 2005; Bogdan &) که در این مقاله، پارامترهای ما ضرایب کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی هستند. از این روی در سیستم مورد نظر، خطا و مشتق خطا به عنوان دو ورودی و ضرایب تناسبی، انتگرالی و مشتقی به عنوان سه خروجی سیستم در نظر گرفته شدند.

شکل 4 را پاسخ مورد نظر ما از یک سیستم فرض کنید. برای اینکه سیستم از نقطه a_1 شروع به حرکت کرده و مقدار مرجع را دنبال کند، نیاز به یک سیگنال کنترلی بزرگ است. برای تولید یک سیگنال کنترلی بزرگ توسط کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی، باید ضریب تناسبی (K_p) بزرگ، ضریب مشتقی (K_d) کوچک و ضریب انتگرالی (K_i) بزرگ انتخاب شوند. این تنظیمات باید تا زمان رسیدن سیستم به نقطه b_1 پا برجا باشند. در این نقطه، اگر می‌توان نباید گذاشت تا خروجی تغییر کند؛ اما این اتفاق غیر ممکن است. بنابراین باید کاری کرد تا خروجی در نزدیک‌ترین نقطه از b_1 متوقف شود. برای این منظور باید ضریب تناسبی (K_p) کوچک، ضریب مشتقی (K_d) بزرگ و ضریب انتگرالی (K_i) کوچک انتخاب شود. بعد از رسیدن سیستم به نقطه c_1 دوباره همان شرایط نقطه a_1 لحاظ می‌شود؛ اما نه به آن بزرگی. در نقطه d_1 هم شرایط نقطه b_1 لحاظ می‌شود؛ اما باز هم نه به آن بزرگی. این روند آنقدر ادامه پیدا می‌کند تا خروجی سیستم بر روی مقدار مرجع ثابت بماند (Zhao et al., 1992).



شکل 4: فرآیند پاسخ پله یک سیستم

با توجه به مطالب فوق، نوشتن قوانین فازی برای تنظیم ضرایب کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی برای کنترل فشار دستگاه هایپرباریک طبق جدول 3، جدول 4 و جدول 5 انجام گرفت. به عبارتی اصلی‌ترین و مهم‌ترین کار در این پژوهش، ایجاد ارتباط بین خطا، مشتق خطا و ضرایب کنترل کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی، برای نوشتن و طراحی قوانین سیستم منطق فازی است.

جدول 3: جدول تنظیم فازی ضریب تناسبی (K_p)

(K_p)		E-dot						
		NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
E	NB	PB	PB	PM	PM	PS	ZO	ZO
	NM	PB	PB	PM	PM	PS	ZO	NS
	NS	PM	PM	PM	PS	ZO	NS	NS
	ZO	PM	PM	PS	ZO	NS	NM	NM
	PS	PS	PS	ZO	NS	NS	NM	NM
	PM	PS	ZO	NS	NM	NM	NM	NB
	PB	ZO	ZO	NM	NM	NM	NB	NB

جدول 4: جدول تنظیم فازی ضریب انتگرالی (K_i)

(K_i)		E-dot						
		NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
E	NB	NB	NB	NM	NM	NS	ZO	ZO
	NM	NB	NB	NM	NS	NS	ZO	ZO
	NS	NB	NM	NS	NS	ZO	PS	PS
	ZO	NM	NM	NS	ZO	PS	PM	PM
	PS	NM	NS	ZO	PS	PS	PM	PB
	PM	ZO	ZO	PS	PS	PM	PB	PB
	PB	ZO	ZO	PS	PM	PM	PB	PB

جدول 5: جدول تنظیم فازی ضریب مشتقی (K_d)

(K_d)		E-dot						
		NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
E	NB	PS	NS	NB	NB	NB	NM	PS
	NM	PS	NS	NB	NM	NM	NS	ZO
	NS	ZO	NS	NM	NS	NS	NS	ZO
	ZO	ZO	NS	NS	NS	NS	NS	ZO
	PS	ZO	ZO	ZO	ZO	ZO	ZO	ZO
	PM	PB	NS	PS	PS	PS	PS	PB
	PB	PB	PM	PM	PM	PS	PS	PB

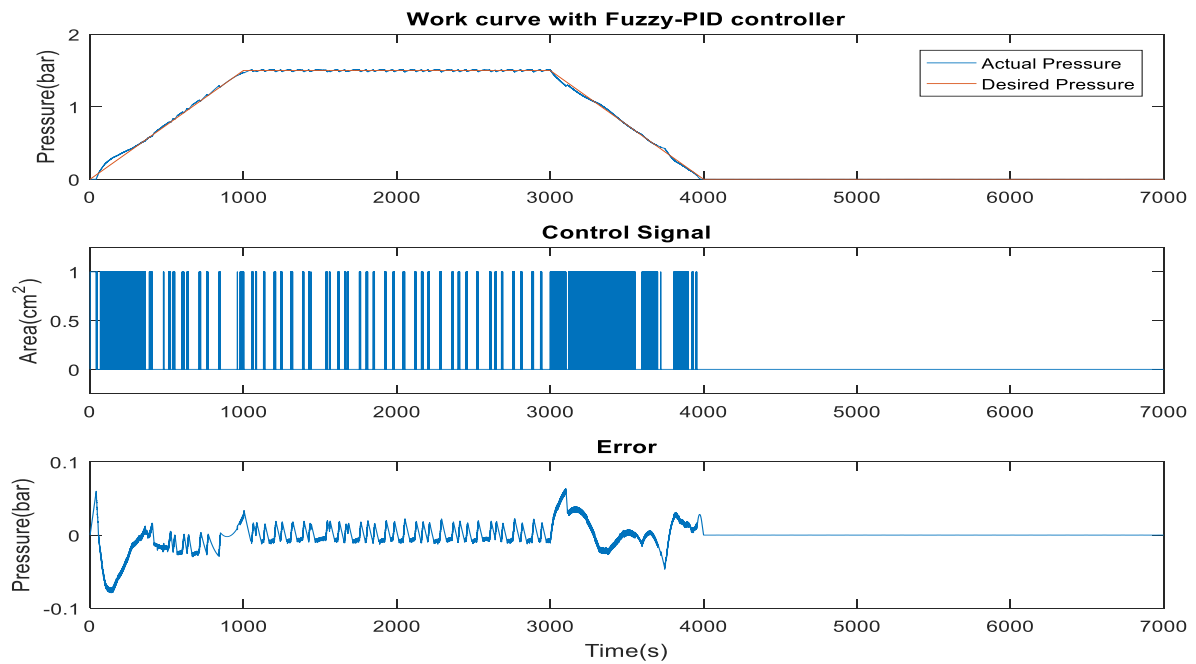
در قسمت ورودی‌های سیستم، محدوده توابع عضویت با توجه به فشار نامی دستگاه هایپرباریک، در بازه‌ای بین 400000- پاسکال و 400000 پاسکال قرار گرفته‌اند. در قسمت خروجی‌ها، برای اینکه با مقادیر مطلق ضرایب تناسبی، انتگرالی و مشتقی، که خروجی‌های سیستم هستند کار نشود، آن‌ها نرمال‌سازی⁸ شده‌اند. این کار باعث می‌شود تا مستقل از اینکه نوع سیستم چه باشد و یا اندازه بهره‌ها چقدر باشد، همواره مقادیر خروجی، عددی بین صفر و یک به‌دست آید. این مقادیر در خارج از سیستم با استفاده از روابط 5 و 6، از حالت نرمال‌سازی شده خارج می‌شوند و به مقادیر مطلق خود تبدیل می‌گردند. بر همین اساس محدوده توابع عضویت در خروجی‌های سیستم در بازه‌ای بین صفر و یک قرار می‌گیرد.

نتایج

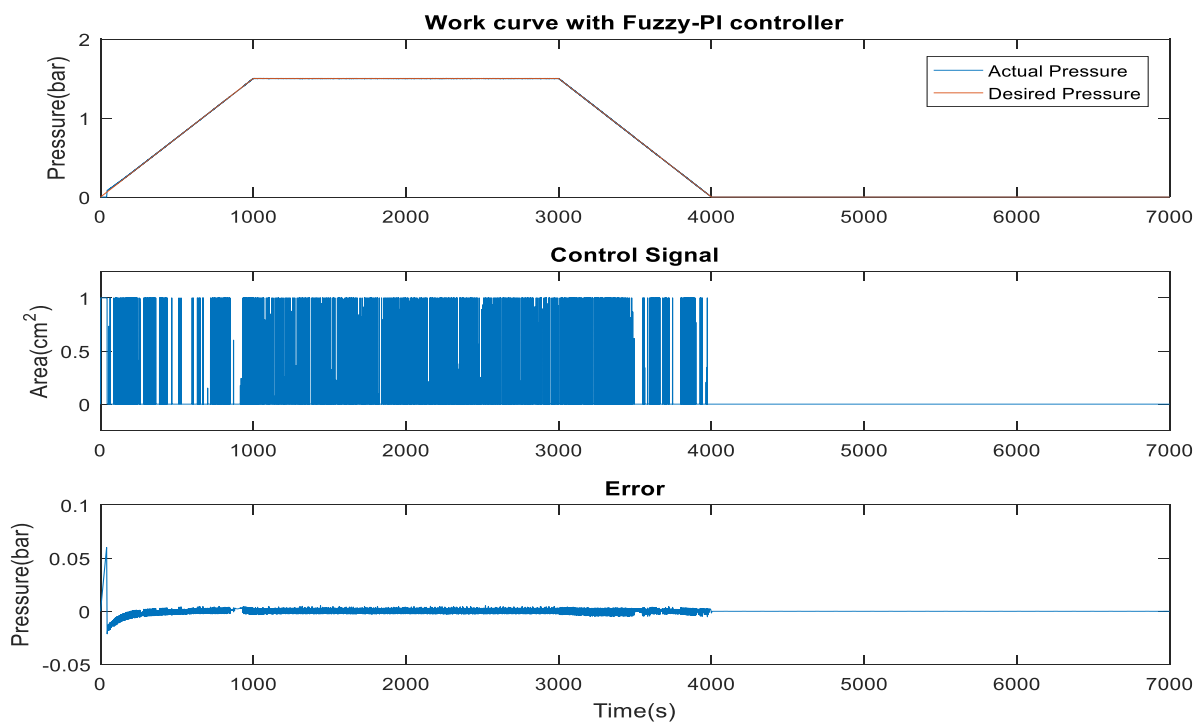
در این بخش به ارزیابی کنترل‌کننده‌های طراحی شده پرداخته می‌شود. انواع کنترل‌کننده‌هایی که در این مقاله مورد مطالعه قرار گرفته‌اند شامل فازی-تناسبی-مشتقی، فازی-تناسبی-انتگرالی و فازی-تناسبی-انتگرالی-مشتقی هستند. به منظور ارزیابی عملکرد کنترل‌کننده، شاخص خطای ماندگار سیستم محاسبه شده است. سپس کارایی کنترل‌کننده پیشنهادی با کارایی کنترل‌کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی ارائه شده در مقاله مرجع (de Paco et al., 2012) مقایسه شده است. در مقاله مرجع (de Paco et al., 2012) تنها نکته‌ای که به‌عنوان شاخص ارزیابی به آن اشاره شده است، میزان خطای ماندگار سیستم می‌باشد؛ که محدوده خطای قابل قبول آن، $\pm 0/05$ بار در نظر گرفته شده است. بنابراین همین مقدار، مبنای ارزیابی کنترل‌کننده پیشنهادی در مقاله پیش رو قرار گرفته است.

در قسمت اول شکل‌های 5، 6 و 7 نمودار قرمز رنگ یک پروفایل درمانی مطلوب است که به عنوان ورودی مرجع به سیستم دستگاه هایپرباریک اعمال می‌شود و نمودار آبی رنگ مقدار لحظه‌ای فشار در داخل اتاقک است. بخش دوم بیانگر سیگنال کنترلی تولید شده توسط کنترل‌کننده است و یا به عبارت دیگر میزان باز و بسته بودن شیرها را در زمان‌های مختلف نشان می‌دهد. بخش سوم هم اختلاف مقدار فشار داخل اتاقک نسبت به فشار مورد نظر را نشان می‌دهد.

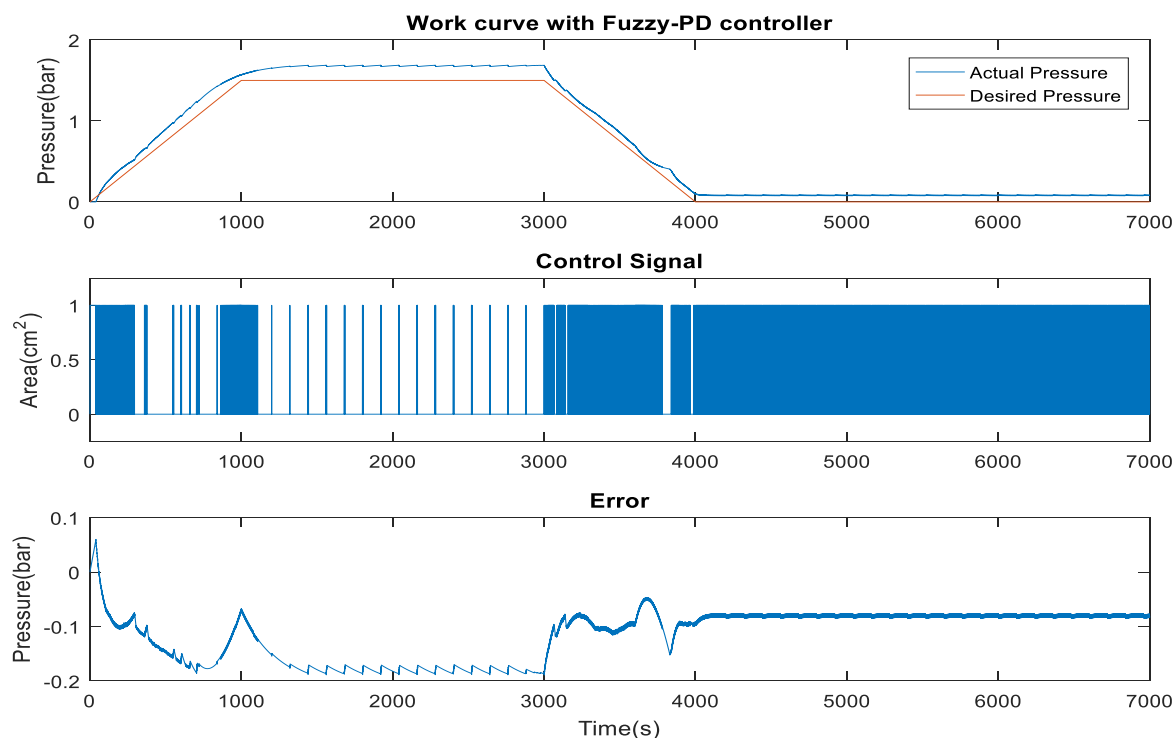
⁸ normalized



شکل 5: پاسخ سیستم دستگاه هایپرباریک، تحت کنترل کننده فازی-تناسبی-انتگرالی-مشتقی به پروفایل درمانی



شکل 6: پاسخ سیستم دستگاه هایپرباریک، تحت کنترل کننده فازی-تناسبی-انتگرالی به پروفایل درمانی



شکل 7: پاسخ سیستم دستگاه هایپرباریک، تحت کنترل کننده فازی-تناسبی-مشتقی به پروفایل درمانی

شایان ذکر است که مدل شبیه‌سازی شده در این مقاله دارای یک محدودیت ویژه است. نمودارهای اول شکل‌های 5، 6 و 7 تفاوت فشار داخل اتاقک نسبت به فشار جو را نشان می‌دهند؛ این در صورتی است که کنترل‌کننده در لحظه اول فرض می‌کند که خلاء در داخل اتاقک وجود دارد و حدود 45 ثانیه طول می‌کشد تا فشار داخل اتاقک را از خلاء به فشار جو برساند. به همین دلیل بیشترین میزان خطا در همین 45 ثانیه اول ثبت می‌شود که این مطلب همان محدودیت شبیه‌سازی انجام شده است. از این روی برای مقایسه کنترل‌کننده پیشنهادی با کنترل‌کننده‌های دیگر، لحظه راه‌اندازی یعنی همان 45 ثانیه اول نادیده گرفته می‌شود و از ثانیه 45 به بعد سیستم مورد بررسی و مقایسه قرار می‌گیرد.

قسمت دوم شکل‌های 5، 6 و 7 که بیانگر سیگنال کنترلی تولید شده توسط کنترل‌کننده است، بدلیل زیاد طولانی بودن دوره درمانی به صورت فشرده نمایش داده شده است. در واقع فرمان‌های که توسط کنترل‌کننده صادر می‌شوند در حدود یک ثانیه به طول می‌انجامد. این در صورتی است که شیرهای پنوماتیکی امروزی به راحتی می‌توانند از این سیگنال‌ها پشتیبانی کنند. بنابراین می‌توان اینطور نتیجه گرفت که سیگنال کنترلی تولید شده توسط کنترل‌کننده پیشنهادی، غیر واقعی نیست و در عمل هم قابل اعمال به شیرهای پنوماتیکی است.

جدول 6: مقایسه نتایج کنترل‌کننده‌های مختلف طراحی شده

مقدار عددی تغییرات فشار براساس پروفایل درمانی (bar)	محدوده خطا براساس پروفایل درمانی (bar)	
0.150	[-0.080 , 0.070]	کنترل کننده فازی-PID
0.027	[-0.022 , 0.005]	کنترل کننده فازی-PI
0.250	[-0.200 , 0.050]	کنترل کننده فازی-PD

بحث و نتیجه‌گیری

با توجه به نقاط ضعف بیان‌شده در کنترل‌کننده فازی و همچنین کنترل‌کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی یک سیستم کنترل حلقه بسته برای کنترل فشار اکسیژن در دستگاه هایپرباریک طراحی شده است. در سیستم کنترل ارائه شده، از یک کنترل‌کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی به عنوان یک کنترل‌کننده کلاسیک، استفاده شده است. اما برخلاف روش‌های معمول، پارامترهای کنترل‌کننده به صورت پیوسته توسط یک سیستم منطق فازی بهینه می‌شوند که خطای پسخوردی خروجی سیستم و مشتق آن، داده‌های ورودی آن را تشکیل می‌دهند. جدول 6 نتایج حاصل از کنترل‌کننده‌های متفاوت طراحی شده را به صورت دقیق نمایش داده است. بر اساس این جدول کنترل‌کننده فازی تناسبی-مشتقی دارای بیشترین مقدار نوسان و دقت کم با محدوده خطا بین $-0/2$ و $0/05$ بار است. از این رو نمی‌توان آن را کنترل‌کننده مناسبی دانست؛ زیرا مقدار خطای قابل قبول در مقاله مرجع (de Paco et al., 2012) $0 \pm 0/05$ بار بیان شده است. کنترل‌کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی هم با محدوده خطای بین $-0/08$ و $0/07$ بار، در فاز ثابت نگاه داشتن فشار، دارای نوساناتی است که این نوسانات بر اساس مقاله مرجع (de Paco et al., 2012) در محدوده قابل قبول نیستند. در نهایت هم کنترل‌کننده فازی-تناسبی-انتگرالی با محدوده خطای بین $-0/022$ و $0/005$ بار، فشار مورد نظر را با خطای کمتری نسبت به آنچه در مقاله مرجع (de Paco et al., 2012) بیان شده است، تولید می‌کند. بر این اساس، در بین کنترل‌کننده‌های مطرح شده در این بخش، کنترل‌کننده فازی-تناسبی-انتگرالی دارای دقتی مطلوب و محدوده خطایی کمتری می‌باشد.

نتایج به دست آمده از این مقاله در مقایسه با کارهای پیشین بیانگر بهبود یافتن خطای سیستم در فازهای مختلف و در نتیجه افزایش دقت و کارایی سیستم است. بطور مثال در مقاله مرجع (de Paco et al., 2012)، در لحظه ثابت شدن فشار (در ثانیه 1000) و همچنین در لحظه شروع به کاهش فشار (در ثانیه 3000) میزان خطا به ترتیب به $0/05$ بار و $0/02$ بار می‌رسد؛ که در کنترل‌کننده پیشنهادی که به صورت فازی-تناسبی-انتگرالی خود تنظیم است، هیچ گونه افزایش ناگهانی خطا در سیستم مشاهده نمی‌شود و همواره در طول فرآیند درمانی، میزان خطا در محدوده بین $-0/022$ و $0/005$ بار باقی می‌ماند. این مسئله بیانگر این موضوع است که کنترل‌کننده پیشنهادی در برابر تغییر مقادیر فشار مرجع، عملکرد بهتری دارد. همچنین کنترل‌کننده فازی تناسبی خود تنظیم، مقدار عددی تغییرات فشار را در مقایسه با مقاله مرجع (de Paco et al., 2012) در حدود $3/7$ برابر کاهش داده است.

منابع

- Aftonomos, Byron Th, St, PM Aubin, & Foley, John F. (1966). Design of a versatile hyperbaric chamber assembly for the study of small animals and cell cultures. *Life sciences*, 5(10), 899-904.
- Åström, Karl Johan, & Hägglund, Tore. (1995). *PID controllers: theory, design, and tuning* (Vol. 2): Instrument society of America Research Triangle Park, NC.
- de Paco, José Manuel, Pérez-Vidal, Carlos, Salinas, Antonio, Gutiérrez, María Dolores, Sabater, José María, & Fernández, Eduardo. (2012). *Advanced hyperbaric oxygen therapies in automated multiplace chambers*. Paper presented at the Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on.
- Ibrahim, Dogan. (2006). *Microcontroller based applied digital control*: John Wiley & Sons.
- Kovacic, Zdenko, & Bogdan, Stjepan. (2005). *Fuzzy controller design: theory and applications*: CRC press.
- Larsen, P Martin. (1980). Industrial applications of fuzzy logic control. *International Journal of Man-Machine Studies*, 12(1), 3-10.
- Tibbles, Patrick M, & Edelsberg, John S. (1996). Hyperbaric-oxygen therapy. *New England Journal of Medicine*, 334(25), 1642-1648.
- Yuan, Shengzhi, Xie, Xiaofang, Sun, Tao, & Hu, Guang. (2006). *Research on a fuzzy controller for Hyperbaric Chamber*. Paper presented at the Innovative Computing, Information and Control, 2006. ICICIC'06. First International Conference on.
- Zhao, Z-Y, Tomizuka, Masayoshi, & Isaka, Satoru. (1992). *Fuzzy gain scheduling of PID controllers*. Paper presented at the Control Applications, 1992., First IEEE Conference on.