استفاده از کنترل کننده فازی-تطبیقی خود سازمانده برای کنترل عمق بیهوشی

سمیرا محمدزمانی
دانشکده مهندسی برق، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران
samira.zamani@sel.iaun.ac.ir

حمید محمودیان
دانشکده مهندسی برق، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران
h_mahmoodian@pel.iaun.ac.ir

خوشنام شجاعی
دانشکده مهندسی برق، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران
khoshnam.shojaee@gmail.com

چکیده

تعیین دوز اولیه (Induction) و دوز ثانویه (Maintenance) برای تثبیت عمق بیهوشی بیماران از نکات مهم در جراحی بوده که توسط متخصصان بیهوشی کنترل می شود. در این راستا فعالیت هایی جهت کنترل میزان داروهای بیهوشی توسط ماشین و در جهت کاهش خطای انسانی به کمک کنترل کننده هایی مانند: PID، مقاوم، فازی و تطبیقی انجام شده است. از آنجا که این کنترل کننده ها جایگزین اپراتورهای انسانی می شوند، استفاده از کنترل کننده فازی می تواند پاسخ مناسبی برای تعیین دوز دارو باشد. از آنجایی که یکی از چالش های طراحی، تعیین پارامترهای فازی می باشد، مدل های خود سازمانده، راه حلی برای این مسئله هستند. با وجود تأخیر زمانی در مدل تحت کنترل، لازم است رفتار آن به طور تطبیقی و با گذشت زمان تغییر نماید. از این رو، در این مقاله به ارائه یک کنترل کننده فازی- تطبیقی خود سازمانده که پارامترهای آن توسط یک مدل فازی تغییر می کند، پرداخته میشود. نتایج به دست آمده در مقایسه با دیگر کنترل کننده های مقاوم و فعالیت های منعکس شده در دیگر مقالات قابل مقایسه بوده و نشان می دهند که عملکرد کنترل کننده در خطای حالت دائم و میزان مصرف دارو بهبود یافته است.

کلمات کلیدی: کنترل بیهوشی، فازی خود سازمانده، تطبیقی

۱. مقدمه

بی هوشی شامل تجویز داروهایی است که به منظور ایجاد اثرات درمانی در شرایطی که کمترین اثرات نامطلوب جانبی یا مسمومیت را داشته باشد، اطلاق می شود و بدن بیمار نسبت به تحریکات درد آور عکس العملی در حین عمل جراحی نشان ندهد، که شامل سه شاخص آرامش عضلانی، بی حسی و هیپنوتیزم می باشد. که این سه شاخص با استفاده از سنسورهای موجود و به صورت هم زمان اندازه گیری می شوند[۱] و [۲] و [۳].

شاخص آرامش عضلانی، با استفاده از سیگنال الکترومیوگرافی یا به اختصار(EMG[۱]) اندازه گیری می شود. برای اندازه گیری سطح بی حسی، تا کنون هیچ سنسوری قادر به ارائه یک شاخص منحصر به فرد از سطح این شاخص نبوده است. البته تغییرات فشار خون برای تخمین سطح بی حسی به کار گرفته می شود. در اندازگیری سطح هیپنوتیزم، سیستم های سنسوری

۱ Electromyography

شامل: پتانسیل شنوایی بر انگیخته (AEP)[۱]، آنتروپی طیف الکتروآنسفالوگرافی (EEG)[۲] و شاخص دو طیفی EEG (BIS)[۳]و تغییرات فشار خون استفاده می شود [۴].

در راستای کنترل بی هوشی، کنترل کننده های PID [۵] و [۶]، مقاوم [۷]، پیش بین [۳]، شبکه های عصبی [۸] و فازی ارائه گردیده است. لینکنز[۴]برای نخستین بار با استفاده از کنترل کننده های هوشمند، با در نظر گرفتن دو معیار آرامش عضلانی و تغییرات فشار خون و با استفاده از دو داروی آتراکوریوم و ایزوفلوران سعی بر کنترل میزان بیهوشی نمود که به دلیل نبود دانش کافی از مدل بیمار، کارایی لازم را نداشت [۶] و [۹] و [۱۰].

در سال ۲۰۰۹و ۲۰۱۰، شی[۵]با بکارگیری روش کنترل فازی چند متغیره خودسازمانده(SOFLC)[۶]عملکرد قابل قبولی در زمینه بیهوشی ارائه کرد. وی ابتدا مدل کنترل فازی را با استفاده از معیار EMG و فشار خون و با بهرگیری از دو داروی ایزوفلوران و آتراکوریوم (سیستم دو ورودی- دو خروجی) طراحی کرد، که به دلیل کنترل ضعیف بر روی آرام سازی عضلانی و فشار خون و ایجاد خطای حالت دائمی، روش چند متغییره SOFLC جایگزین شد. مدل جدیدتر، میزان خطای حالت دائمی را با استفاده از الگوریتم SOFLC که منجربه ایجاد قانون های جدید می شوند، کاهش داد. بار دیگر برای کاهش دادن خطای حالت ماندگار، تغییرات خطاهای فشار خون و میزان بلوکه شدن عضله به عنوان ورودی سیستم در نظر گرفت و سیستم چهار ورودی- دو خروجی را مورد بررسی قرار داد. سیستم چهار ورودی- دو خروجی به ۱۲ زیر سیستم تقسیم می شود. نتایج شبیه سازی حاکی از آن است که خطای حالت دائم ایزوفلوران کمتر شده است ولی خطای حالت دائم آرامش عضلانی هنوز وجود دارد [۱۱]. در سال ۲۰۱۰، با ارائه ی روشی سیستم های m ورودی- n خروجی را به تعداد $n \times C_2^m$ زیر سیستم دو ورودی-دو خروجی تقسیم کرد که قانون های فازی هر خروجی زیر سیستم، نسبت به شرایط دو ورودی ساخته می شود. در کل خروجی نهایی به صورت اشتراک یا اجتماع از هر زیر سیستم حاصل می شود [۱۲].

ساختار مقاله به این صورت است: در بخش دو مدل دارویی و مدل چند متغیره بی هوشی بررسی می شود. در بخش سه به تاریخچه کنترل کننده فازی خودسازمانده پرداخته می شود و در بخش چهار ساختار کنترل کننده پیشنهادی ارائه می شود و مورد بررسی قرار می گیرد و در آخر نتایج روش پیشنهادی بیان می شود.

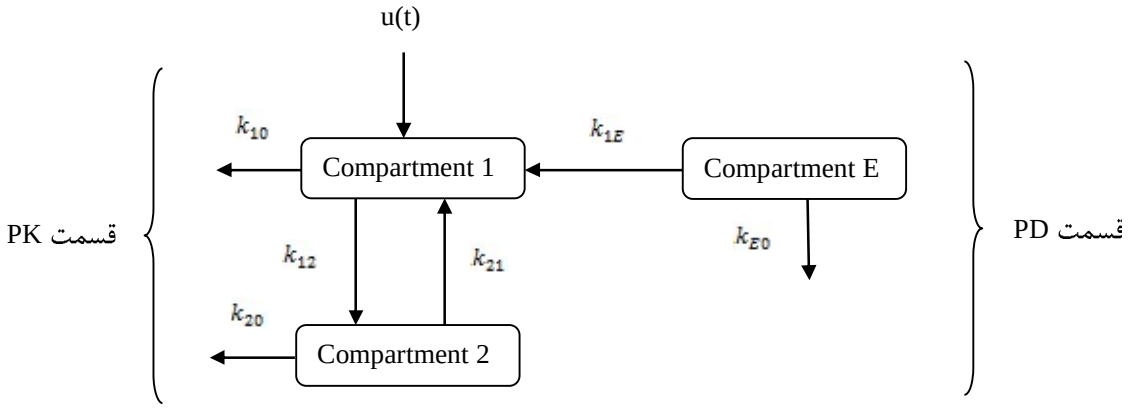
۲. مدل دارویی

برای طراحی کنترل کننده، مدل PK-PD[۷]، که مدل سازی شدت اثر دارو در پاسخ به تزریق دوز دارو می باشد، استفاده می شود. مدل PK-PD برای داروهای مختلف، متفاوت می باشد. بنابراین ابتدا بایستی داروی مصرفی مشخص شده و سپس مدل ریاضی مربوط به دارو انتخاب شود [۱۳]. شکل ۱، مدل PK-PD داروی آتراکوریوم را نشان می دهد. مدل PK-PD دارای دو قسمت فارماکوکینتیک یا همان PK و قسمت فارماکودینامیک به عبارتی PD می باشد. فارماکوکینتیک، مطالعه غلظت دارو در بافت بدن به عنوان یک تابع زمان و فارماکودینامیک رابطه بین غلظت دارو و تأثیر آن است [۱۱].

در این مقاله، از دو داروی رایج آتراکوریوم و ایزوفلوران برای اندازگیری آرامش عضلانی و فشار خون، به منظور تخمین عمق بی هوشی استفاده شده است. در صورتی که از دارو هم زمان برای بیهوش کردن بیمار در عمل جراحی استفاده شود مدل

۱ Auditory evoked potential
۲ electroencephalogram
۳ Bispectral index
۴ Linkens
۵ Shieh
۶ Self-Organizing Fuzzy Logic control
۷ Pharmacokinetics-Pharmacodynamics

دارویی از مدل تک دارویی به مدل چند متغیره تبدیل می شود. در این حالت، هر دارو علاوه بر اثر خود، اثری متقابل بـا داروی دیگر دارد [۱۴].



شکل۱. مدل PK-PD استاندارد سه بخشی داروی آتراکوریوم

اثر متقابل داروی آتراکوریوم بر فشار خون بسیار اندک می باشد که می توان از آن صرف نظر کرد. اما اثر داروی ایزوفلوران بر آرامش عضلانی آنقدر کم نمی باشد که بتوان از آن صرف نظر کرد [۱۴].
معادلات مدل چند متغیره داروی ایزوفلوران و آتراکوریوم به صورت زیر می باشد:

$$\begin{bmatrix} Paralysis \\ \Delta MAP \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} G_{11}(s) & G_{12}(s) \\ 0 & G_{22}(s) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} U_1 \\ U_2 \end{bmatrix} \quad (۱)$$

$$G_{11}(s) = \frac{K_1(1+T_4S)e^{-\tau_1 S}}{(1+T_1 s)(1+T_2 s)(1+T_3 s)} \quad (۲)$$

$$G_{12}(s) = \frac{K_3 e^{-\tau_3 S}}{(1+T_6 s)(1+T_7 s)} \quad (۳)$$

$$G_{22}(s) = \frac{\Delta MAP(s)}{U_2(s)} = \frac{K_2 e^{-\tau_2 S}}{(1+T_4 s)} \quad (۴)$$

معادله (۱)، مدل ریاضی داروی آتراکوریوم، معادله (۲) معادله جز متقابل دارو و معادله (۳) مدل بیهوشی داروی ایزوفلوران می باشد.

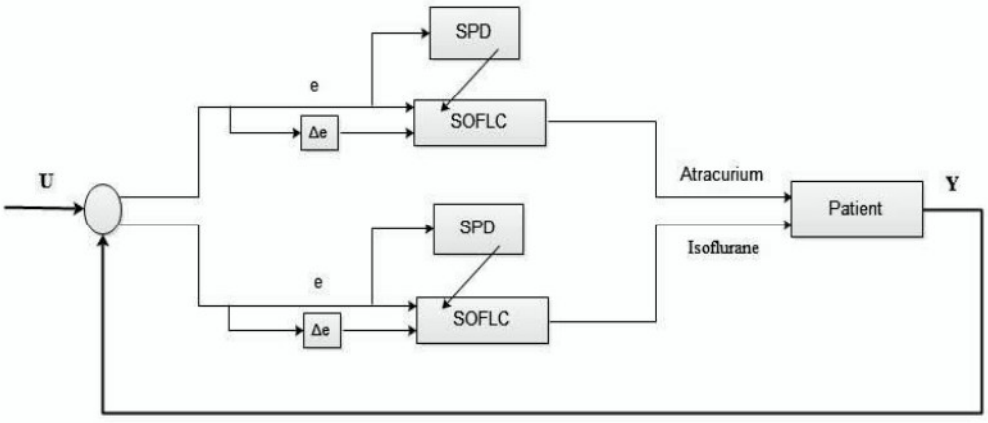
۳. کنترل کننده فازی خودسازمانده

در سال ۱۹۷۸ برای نخستین بار ممدانی[۱] و پرویک[۲] کنترل کننده فازی خود سازمانده را پیشنهاد کردند. روش ارائه شده در این مقاله، به دلیل توانایی تغییر، در روند کنترل، فازی خود سازمانده نام گرفت. این کنترل کننده، همانند کنترل کننده های تطبیقی و یادگیری، فعالیت آن متکی به کسب تجربه در گذشته می باشد؛ بنابراین این ویژگی خاص کنترل کننده، آن را بر این می دارد که برای بهبود عملکرد خود تلاش کند تا زمانی که آن را به یک کیفیت از پیش تعیین شده همگرا سازد. به خاطر عدم توافق قطعی نظر در معنای کلمات "تطبیقی "و" آموزش " کلمه ی" خود سازماندهی" استفاده شده است [۱۵].

تئوری کنترل کننده فازی خودسازمانده، پیشنهاد شده توسط ممدانی و پروسیک شامل یک کنترل کننده ساده فازی است که بر اساس تئوری مجموعه فازی زاده [۳] برای تنظیم کردن خروجی های فرآیند استفاده شده است. حال، کنترل تطبیقی یا یادگیری، به منظور بهبود استراتژی کنترل خود، باید قادر به ارزیابی عملکرد خود باشد. به طور کلی، دو روش اندازگیری همواره در نظر گرفته شده است: معیار کلی که تمام عملکردها را اندازگیری می کند و معیار محلی که عملکرد مجموعه کوچک از حالات سیستم را اندازگیری می کند [۱۵].

۳-۱. ساختار کنترل کننده پیشنهادی

بلوک دیاگرام کنترل حلقه بسته بیهوشی پیشنهادی در شکل ۲ نشان داده شده است، ورودی های کنترل کننده خطا و تغییرات خطای داروی آتراکوریوم و ایزوفلوران و خروجی آن داروی آتراکوریوم و ایزوفلوران می باشد. در کنترل کننده پیشنهادی پارامترهای طراحی که همان M و ξ می باشند، که توسط تعیین کننده پارامترهای کنترل کننده ی فازی- تطبیقی خودسازمانده که به اختصار SPD [۴] تعریف شده است، برای عملکرد بهتر مقدار دهی می شوند.

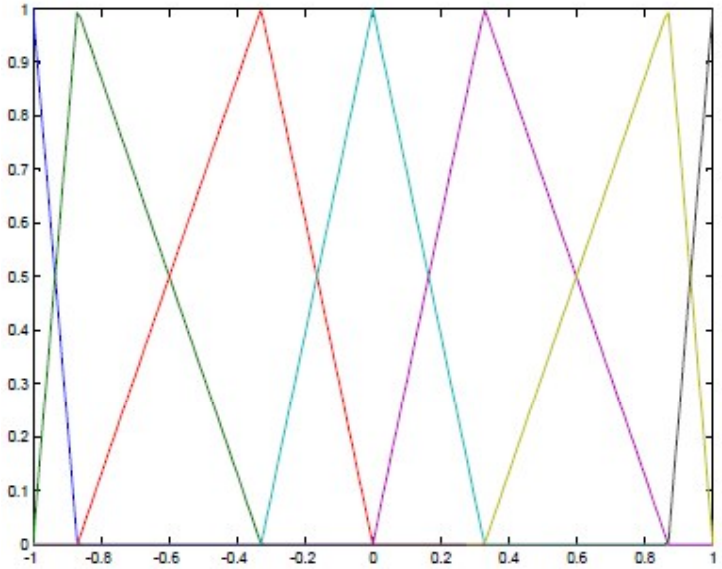


شکل۲. بلوک دیاگرام کنترل کننده فازی-تطبیقی خودسازمانده پیشنهادی

کنترل کننده فازی خودسازمانده با قابلیت یادگیری برای ساختن جدول های قانون فازی آنلاین به صورت اتوماتیک برای کاهش سعی وخطا پیشنهاد می شود. که منجر به طراحی و پیاده سازی یک کنترل کننده ی فازی آسان می شود[۱۶]. خطای

۱ Mamdani
۲ Procyk
۳ Zadeh
۴ SOFLC Parameters Determination

پاسخ های خروجی و تغییرات خطاها به عنوان متغیرهای ورودی فازی در نظر گرفته شده اند، که برای هردارو هفت تابع عضویت برای خطا و هفت تابع عضویت برای تغییرات خطا به صورت مثلثی در نظر گرفته شده است. در نهایت، برای هر دارو ۴۹ قانون فازی ایجاد می شود. اما ماکزیمم ۱۶ قانون از ۴۹ قانون های فازی اجرا می شود و فقط در هر زمان از نمونه برداری ۴ قانون اصلاح می شوند. این روش به طور قابل توجهی زمان محاسبات را کاهش می دهد. نظر به توانایی یادگیری برای ساختن و تنظیم کردن مستمر قانون های فازی این روش، کنترل کننده آن می تواند با صفر قانون فازی اولیه شروع شود. قانون های فازی به صورت آنلاین به وسیله ی میانگین های تغییرات ساده معادله ی (۵) برای هر قانون به جای جدول تصمیم گیری عملکرد تنظیم می شوند.



شکل۳. تابع عضویت مثلثی ورودی های کنترل کننده

معادله ی اصلاح و تغییر قوانین طبق رفرنس [۱۶] به صورت زیر می باشد که پارامتر M و ξ در معادله به عنوان فاکتورهای طراحی لحاظ می شوند.

$$Rule(nT+T) = Rule(nT) + We_i Wce_j \frac{\gamma}{M}[(1-\xi)e(nT) + \xi ce(nT)] \qquad (۵)$$

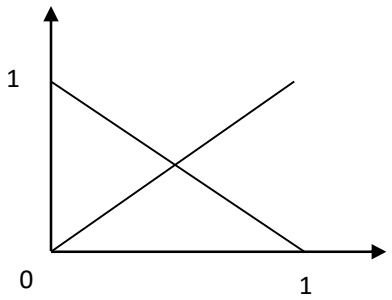
در این مقاله SPD به سه حالت: ثابت، سوئیچینگ، فازی در نظر گرفته شده است، که با استفاده از خطا ی داروی ایزوفلوران و آتراکوریوم پارامتر های طراحی را مقدار دهی می کند:

۱) در حالت ۱ SPD، M و ξ در کل فرآیند عدد ثابت و مشخصی است، که با استفاده از سعی وخطا در قسمت SPD مقدار دهی می شوند تا سیستم به بهترین عملکرد خود برسد.

۲) در حالت ۲ SPD یا همان روش سوئیچینگ، کنترل کننده برای تمام ست پوینت ها کارآمد می باشد؛ چرا که SPD با استفاده از درصد خطا به جای خطا تمامی تغییرات ست پوینت ها را پوشش می دهد و کنترل کننده با

روش سوئیچینگ خود را برای حالات دیگر بیشتر تطبیق می دهد. بر اساس این روش، یک مقدار برای پارامتر های طراحی در حالت گذرا در نظر گرفته می شود و زمانی که خطا به حداقل مقدار خودش می رسد، M وξ مقدار دیگری توسط SPD لحاظ می شود.

۳) حالت ۳ SPD، به صورت یک مدل فازی طراحی شده است که به صورت دینامیکی تغییر می کند. در این روش، M و ξ به صورت فازی (قوانین فازی) تعیین می شوند. در این حالت خطای خروجی که به عنوان ورودی های سیستم فازی SPD در نظر گرفته می شود که بین صفر و یک نرمالیزه می شود. به طور کلی، چهار سیستم فازی تک ورودی- تک خروجی برای M و ξ هر دو دارو ایجاد می شود، دو سیستم برای M و ξ ایزوفلوران و دو سیستم تک ورودی-تک خروجی برای مقدار دهی M و ξ آتراکوریوم لحاظ می شود. در این حالت کنترل کننده برای تمامی حالات با دقت بیشتری تطبیق پیدا می کند.



شکل۴. تابع عضویت برای مقداردهی پارامترهای طراحی در حالت ۳ SPD

۳-۳. شبیه سازی و نتایج

خروجی کنترل کننده فازی-تطبیقی خود سازمانده با ۱ SPD در شکل ۵ (الف) نشان داده شده است. خروجی داروی ایزوفلوران که تغییرات فشار خون می باشد، در این حالت روی فشار ۱۱۰ میلی لیتر جیوه که ایده آل سیستم است در زمان بسیار اندک و با عملکرد قابل قبولی تنظیم می شود. اما خروجی داروی آتراکوریوم عملکرد متقاعد کننده ای نشان نمی دهد.

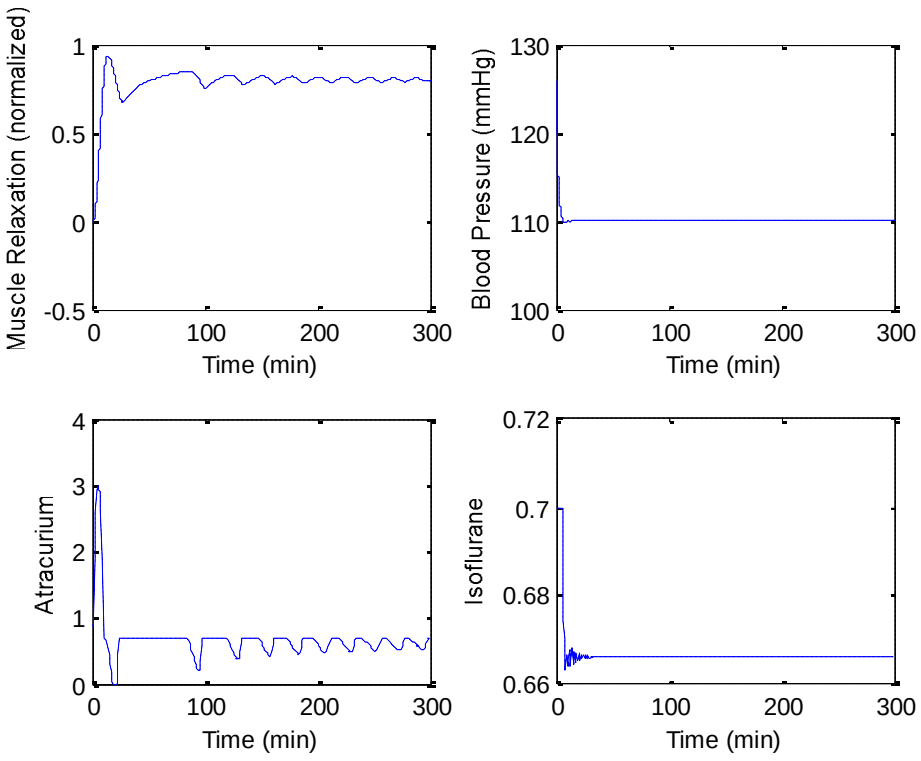
با توجه به شکل ۵ (ب) خروجی کنترل کننده فازی- تطبیقی خود سازمانده با ۲ SPD برای فشار خون همانند ۱ SPD می باشد. اما برای خروجی آرامش عضلانی، کنترل کننده فازی- تطبیقی خود سازمانده با ۲ SPD عملکرد بهتری نسبت به حالت اول دارد، بالا زدگی و خطای حالت دائمی کمتری دارد.

خروجی کنترل کننده فازی-تطبیقی خود سازمانده پیشنهادی با ۳ SPD همانند حالت ۱ SPD و ۲ SPD برای خروجی فشار خون یکسان بوده و دارای عملکرد قابل قبولی می باشد،که در شکل ۵ (پ) نشان داده شده است. در این حالت، خروجی داروی آتراکوریوم که شلی عضلانی می باشد، مقدار مطلوب ۰/۸ را بالا زدگی و خطای حالت دائمی کمتری ایجاد می کند. بالا زدگی در حالت شلی عضلانی که در این روش وجود دارد قابل توجیه است. چون سیستم ما بدن انسان می باشد و این بالازدگی

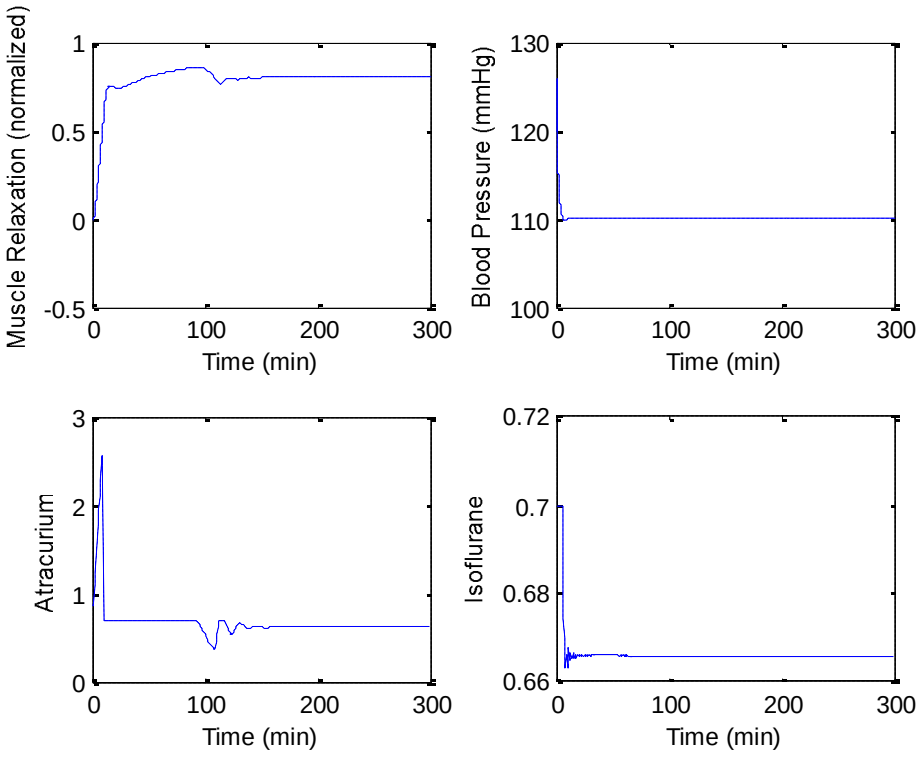
به معنی ورود آنی مقدار زیاد دارو به بدن می باشد و باعث بی هوشی زودتر در بدن بیمار می شود، این بالا زدگی باعث ایجاد ناپایداری در سیستم نمی شود.

در روش کنترل کننده فازی خود سازمانده پیشنهادی در حالت ۲ SPD ، داروی کمتری نسبت به حالت های دیگر استفاده شده است. در مورد داروی آتراکوریوم این کاهش مصرف مشخص تر می باشد. البته زیادی مقدار اولیه دارو قابل توجیه می باشد چرا که در زمان های اولیه عمل جراحی از پیش داروها استفاده می شود و در نهایت بیش از دو دارو در حین عمل استفاده می شود و این افزایش اولیه دارو به دلیل نبود پیش داروها می باشد که داروی آتراکوریوم جبران می کند. . بالازدگی در این حالت ۷٪ می باشد.

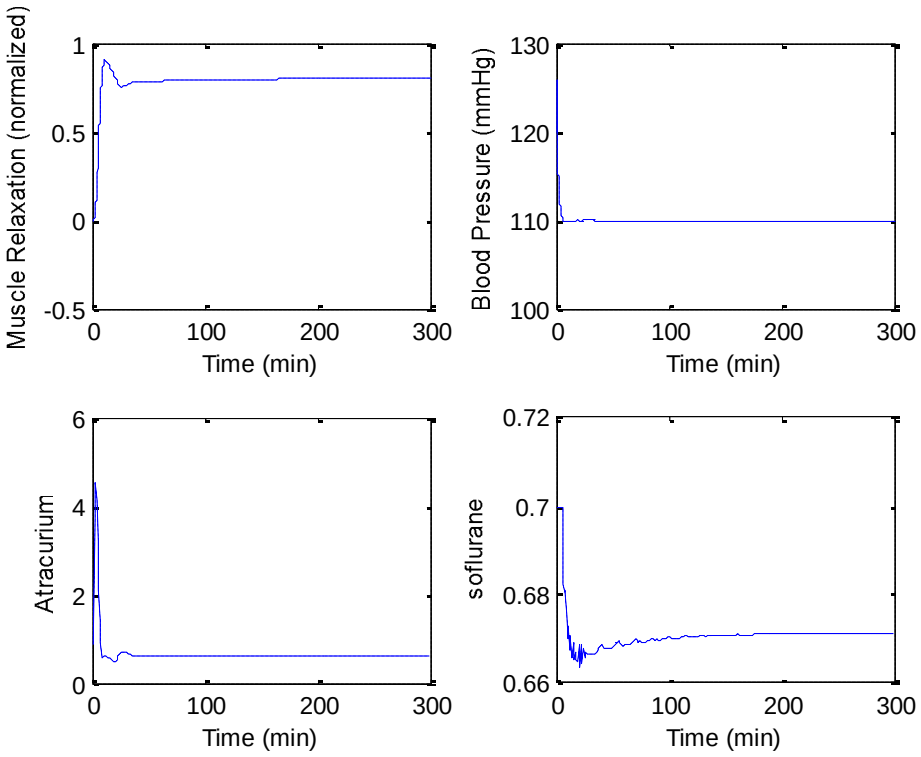
در نمودار فشار خون، در تمامی حالات، خروجی روی فشار ۱۱۰ میلی لیتر جیوه با عملکرد قابل قبول قرار گرفته است که مطلوب سیستم می باشد. به طور کلی، حالت دوم و سوم کنترل کننده پیشنهادی از حالت اول کنترل کننده فازی- تطبیقی خودسازمانده، همین طور از کنترل کننده رفرنس [۱۲] عملکرد بهتری دارد. در شبیه سازی های مقاله رفرنس [۱۲] خروجی آرامش عضلانی حول نقطه ۰/۸ نوسان دارد و روی خروجی مطلوب قرار نمی گیرد. در حالت ۳ SPD کنترل کننده پیشنهادی عملکرد قابل قبولی را برای دو دارو ارائه می دهد.



شکل۵(الف) خروجی و ورودی حالت اول کنترل کننده فازی خودسازمانده پیشنهادی



شکل۵(ب) خروجی و ورودی حالت دوم کنترل کننده فازی خودسازمانده پیشنهادی



شکل۵(پ) خروجی و ورودی حالت سوم کنترل کننده فازی خودسازمانده پیشنهادی

۴. نتیجه‌گیری

در این مطالعه تکنیک کنترل فازی- تطبیقی خود سازمانده که شامل سه حالت متفاوت بود، پیشنهاد داده شد. که در جهت بهینه سازی پارامترهای طراحی کنترل کننده به صورت دینامیکی تغییر می کند. خروجی کنترل کننده داروی ایزوفلوران در هر سه حالت عملکرد خوب و یکسانی داشت.اما برای خروجی داروی آتراکوریوم، روش ۳ SPD عملکرد بهتری با خطای حالت دائم کمتر و زمان نشست کمتر نسبت به دو حالت دیگر داشت. در حالت ۲ SPD، کنترل کننده برای خروجی آتراکوریوم بالا زدگی کمتری داشت و داروی کمتری مصرف شد.

به طور کلی، روش پیشنهادی موجب کاهش دارو، ساده سازی طراحی کنترل کننده و تنظیم مقدار خروجی ها در سطح مورد انتظار شد. هم چنین این مدل با کنترل کننده مرجع[۹] مقایسه گردید که روش فازی- تطبیقی خود سازمانده پیشنهادی با الگوریتم ساده تر نسبت به کنترل کننده فازی خود سازمانده ارائه شده در مقاله مرجع [۹] که سیستم بیهوشی چند متغیره را به ۱۲ زیر سیستم تقسیم می کند، عملکرد بهتری داشت. در ادامه می توان روش های کنترلی دیگری نیز بجای کنترل فازی- تطبیقی خود سازمانده پیشنهادی ارائه نمود.

مراجع

[1]- Miller R.D., Eriksson L.I., Fleisher L., Wiener-Kronish J.P. and Young W.L., 2014, Miller's anesthesia, Saunders, 8th edition.

[2]- Simansk O., Kahler R., Pohl B., Hofmockel R., Friedrich R., Lampe B.P., 2003, Measurement and control of neuromuscularblockade and depth of anesthesia, 7th EuropeanControl Conference, Cambridge (UK).

[3]- Syafiie S., Ni˜no J., Ionescu C., and De Keyser R., 2009, NMPC for propofol drug dosing during anesthesia induction, nonlinear model predictive control, Lecture notes in control and information sciences, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, vol. 384, pp 501-509.

[4]- اسدی فخر امیر،دکتر صالحی ایرج،ایمنی بهزاد،مطفری حمیده، ۱۳۹۱، بررسی ثبت مداوم الکتروآنسفالوگرام در کنترل عمق بیهوشی در سالمندان، مجله علمی،پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی زنجان، صفحه ۷۵ تا ۸۴.

[5]- Lan J.Y., Abbod M.F., Yeh R.G., Fan S.Z., Shieh J.SH., 2012, review: intelligent modeling and control in aneshthesia, Journal of Medical and Biological Engineering, 294 vol. 32, no. 5.

[6]- Linkens D.A., 1992, Adaptive and intelligent control in anesthesia, IEEE Control Systems Magazine, pp. 6–11.

[7]- Abdulla S., Wen P., 2012, Depth of anesthesia control investigation using robust deadbeat control technique, Complex Medical Engineering (CME), 2012 ICME International Conference on kobe, pp 107 – 111.

[8]- Lendl M., Schwarz U.H., Romeiser H.J., Unbehauen R., Georgieff M. and Geldner G.F., 1999, Nonlinear model-based predictive control of non-depolarizing muscle relaxants using neural networks, Journal of Clinical Monitoring and Computing, vol. 15, no. 5, pp. 271-278.

[9]- Linkens D.A., Mahfouf M., and Abbod M., 1992, Self-adaptive and self-organising control applied to nonlinear multivariable anaesthesia: a comparative model-based study, in Proceedings of IEE Conference on Control Theory and Applications, vol. 139, pp 381–394.

[10]- Linkens D.A., 1994, Introduction to intelligent control paradigms and system modelling, ch. 1, Bristol, PA: Taylor & Francis, pp. 1–18.

[11]- Shieh J.S., Abbod M.F., Hsu C.Y., Huang S.J., Han Y.Y. and Fan S.Z., 2009, Monitoring and control of anesthesia using multivariable self-Organizing fuzzy logic structure, Fuzzy Systems in Bioinformatics and Computational Biology, Springer Berlin Heidelberg, vol. 242, pp 273-295.

[12]- Chou Y.C., Abbod M.F., Shieh J.S., Hsu C.Y., 2010, Multivariable fuzzy logic /self-organizing for anesthesia control, Journal of Medical & Biological Engineering, vol. 30, pp 297-306.

[13]- Fang M., Tao Y., Wang Y., 2014, An enriched simulation environment for evaluation of closed-loop anesthesia, Journal of Clinical Monitoring and Computing, vol. 28, no.1, pp 13-26.

[14]- Weatherley B., Williams S., Neill E., 1983, Pharmacokinetics, pharmacodynamics and dose-response relationships of Atracurium administered iv, British Journal of Anaesthesia, vol. 55, pp. 39S-45S.

[15]- Procyk T.J., Mamdani E.H., 1978, A linguistic self-organizing process controller, Automatica, vol. 15, issue 1, pp 15-30.

[16]- Chen H.Y., Huang Sh.J., 2004, Ti6A14V laser alloying process control by using a self-organizing fuzzy controller, International Journal of Machine Tools & Manufacture, vol. 44, pp 1653–1665.

This document was created with Win2PDF available at http://www.win2pdf.com.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.
This page will not be added after purchasing Win2PDF.