



دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد



پنجمین کنفرانس ملی مهندسی برق و سیستم های هوشمند ایران

پنجمین کنفرانس ملی مهندسی برق و سیستم های هوشمند ایران - دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد - ۸ و ۹ اسفند ۱۳۹۷

کنترل میزان غلظت گلوکز خون در بیماران دیابتی با استفاده از کنترل کننده‌ی مد لغزشی فازی عصبی

سعید آقائی^۱، محمدرضا یوسفی^{۲*}، خوشنام شجاعی ارانی^۳

۳،۲،۱- دانشکده مهندسی برق، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

saeed.gha2010@gmail.com^۱, mr-yousefi@iaun.ac.ir^۲, khoshnam.shojaee@gmail.com^۳

چکیده - بیماری دیابت جزء یکی از جدی ترین و پر هزینه ترین بیماری ها و از نوع بیماری های متابولیسمی در بدن انسان است. در این مقاله کنترل کننده‌ی مناسب برای کنترل سطح قند خون از طریق تزریق تطبیقی در بیماران دیابتی نوع یک پیشنهاد شده است. به منظور کنترل مدل غیرخطی با توجه به اثرات مختلف اغتشاش به عنوان وعده‌ی غذایی مصرفی بیمار، کنترل کننده‌ی مقاوم و غیرخطی مد لغزشی بر مبنای الگوریتم فازی عصبی طراحی گردیده است. به منظور طراحی کنترل کننده، سطح لغزش شامل پارامترهای ثابتی است که در این مقاله با استفاده از یک کنترل کننده‌ی تطبیقی فازی عصبی طراحی شده است. به منظور شبیه سازی این سیستم با روش کنترل پیشنهادی از نرم افزار متلب استفاده و نتایج این روش پیشنهادی با ساختار کنترلی کلاسیک، مد لغزشی معمولی و مد لغزشی مبتنی بر مبنای روش فازی ممدانی مقایسه و در انتها عملکرد تطبیقی کنترل کننده‌ی فازی عصبی ارزیابی شده است. طبق نتایج، مقدار نوسانات ناشی از مصرف وعده های غذایی بیمار، در روش کنترلی پیشنهادی با ۸ درصد فراجاهش و زمان ۷۰ دقیقه ای دستیابی به مقدار مطلوب سطح قند خون، عملکردی مقاوم و بهینه در مقایسه با سایر کنترل کننده های شبیه سازی شده داشته است.

کلید واژه- تنظیم تزریق انسولین، دیابت نوع اول، کنترل غلظت قند (گلوکز) خون، کنترل کننده فازی عصبی

سوخت و ساز کربوهیدرات ها، پروتئین ها و چربی ها بسیار ضروری است. نقش اصلی انسولین در بدن پایین آوردن قند خون توسط سازوکارهای مختلف است. هنگام خوردن غذا، ترشح انسولین افزایش یافته و گلوکز از خون به داخل عضلات، کبد و سلول های چربی منتقل خواهد شد [۵]. هنگامی که انسولین در بدن ترشح نشود و یا بافت ها و سلول های بدن در مقابل دریافت انسولین از خود مقاومت نشان دهند، میزان غلظت قند خون در بدن افزایش یافته؛ در نتیجه بیمار دچار هایپرگلیسمی^۱ خواهد شد. در واقع هایپرگلیسمی زمانی اتفاق می افتد، که سطح قند خون در آزمایش ناشتای ۸ ساعته^۲ به بالای ۱۲۶ mg/dL برسد. همچنین اگر مقدار قند خون در آزمایش های تصادفی^۳ و یا آزمایشات

۱- مقدمه

دیابت یا بیماری قند یک اختلال سوخت و سازی در بدن است. در این بیماری توانایی تولید هورمون انسولین در بدن از بین خواهد رفت و یا بدن در برابر انسولین مقاوم شده و بنابراین انسولین تولیدی نمی تواند عملکرد طبیعی خود را انجام دهد. بیماری دیابت یکی از جدی ترین، شایع ترین و پرهزینه ترین بیماری های غدد در جهان است. یکی از روش های مناسب جهت جلوگیری از روند رشد بیماری دیابت و کنترل این بیماری، استفاده از کنترل کننده‌ی مصنوعی است، تا بتواند سطح غلظت گلوکز خون را کنترل نماید [۱-۴].

۱-۱- تعاریف و اصطلاحات موجود در بیماری دیابت

انسولین هورمونی است که توسط سلول های بتا واقع در جزایر لانگر هانس لوزالمعده ترشح می گردد. وجود این هورمون برای

۳. random plasma glucose

۱. Hyperglycemia

۲. FPG: Fasting Plasma Glucose

بررسی‌های به عمل آمده جزو کشورهایی است که به میزان زیاد در معرض خطر ابتلا به دیابت قرار دارد و بروز دیابت در ایران رو به افزایش است. از این رو پرداختن به مسئله‌ی درمان دیابت و کنترل غلظت گلوکز خون از اهمیت بالایی برخوردار است [۱۶].

۱-۳- اهداف پیش‌رو در مقاله

این مقاله سعی در ارائه‌ی کنترل‌کننده‌ی مناسب برای کنترل سطح قند خون در بیماران دیابتی نوع اول با توجه به مدل انتخاب‌شده برای مدل بیمار یعنی مدل برگمن^۳ دارد. بدین منظور در ابتدا برای طراحی کنترل‌کننده، یک مدل غیرخطی از بیمار دیابتی مبتلا به دیابت نوع اول در نظر گرفته خواهد شد، که این مدل همان مدل مینیمال برگمن است. در مرحله‌ی بعدی به منظور کنترل مدل غیرخطی یک کنترل‌کننده‌ی مد لغزشی در نظر گرفته شده است. این کنترل‌کننده سیگنال کنترلی خود را به مدل غیرخطی بیمار دیابتی اعمال نموده و در ادامه خروجی این مدل توسط فیدبک حلقه بسته‌ای که در نظر گرفته شده است به کنترل‌کننده‌ی ترکیبی فازی عصبی برمی‌گردد. بدین منظور در این مقاله و پژوهش، در ابتدا رفتار سیستم و مدل برگمن بر اساس کنترل‌کننده‌ی مد لغزشی فازی عصبی بررسی خواهد شد و در ادامه مقایسه‌ای بین خروجی این کنترل‌کننده با خروجی کنترل‌کننده‌هایی نظیر PID، کنترل‌کننده‌ی مد لغزشی و کنترل‌کننده‌ی فازی (ممدانی) مد لغزشی صورت خواهد گرفت.

با توجه به مطالعاتی که در این زمینه انجام شده است، کاملاً مشخص است که مدل بدن بیمار دیابتی با عدم قطعیت‌های زیادی مواجه است، در نتیجه لازم است تا کنترل‌کننده‌ای استفاده شود که بتواند تخمین مناسبی از عدم قطعیت‌های پارامتری؛ اغتشاش‌های خارجی (نظیر وعده‌های غذایی، استرس و فعالیت‌های بدنی و ...) و همچنین تخمین مناسبی از عدم قطعیت‌های دینامیک مدل نشده، داشته باشد. بدین منظور یکی از روش‌های پر کاربرد و مناسب برای کنترل چنین مدلی استفاده از یکی از روش‌های کنترل مقاوم به نام روش کنترل مد لغزشی است، که می‌تواند به خوبی تخمین مناسبی از عدم قطعیت‌های موجود داشته باشد. در انتها برای اینکه بتوان میزان خطای موجود را کاهش داد باید از کنترل‌کننده‌ی ترکیبی دیگری مثل

ناشتای ۲ ساعته^۱ به بالای ۲۰۰ mg/dL برسد، باز هم هایپرگلیسمی رخ خواهد داد [۶-۸]. در نقطه‌ی مقابل نیز چنانچه میزان غلظت قند خون از حد معمول کاهش یابد و یا بافت‌ها و سلول‌ها در مقابل دریافت انسولین از خود مقاومت نشان دهند، بدن دچار واقعه‌ی هیپوگلیسمی خواهد شد. در واقع وقتی میزان قند خون در بدن به کمتر از ۶۰ mg/dL برسد، واقعه‌ی هیپوگلیسمی در بدن شخص بیمار اتفاق می‌افتد [۹، ۱۰]. علت وقوع هیپوگلیسمی^۲ ممکن است، مصرف بیش از حد انسولین یا قرص‌های ضد دیابتی خوراکی، مصرف غذایی بسیار کم یا فعالیت‌های بدنی شدید باشد. هیپوگلیسمی در هر ساعت از شبانه‌روز ممکن است اتفاق بیفتد، ولی معمولاً قبل از وعده‌های غذایی بروز می‌کند، به ویژه اگر مصرف وعده‌های غذایی به تعویق بیفتد یا ته‌بندی بین وعده‌ها صورت نگیرد، این واقعه بروز خواهد کرد [۱۱، ۱۲]. غلظت قند خون در افراد سالم توسط آزمایش ناشتای ۸ ساعته در محدوده‌ی ۷۰-۹۹ mg/dL است. این مقدار در آزمایشات ناشتای ۲ ساعته به میزان کمتر از ۱۴۰ mg/dL خواهد بود [۴، ۱۳].

۱-۲- ضرورت برنامه‌ریزی برای درمان بیماری دیابت

جدیدترین آماري که سازمان بهداشت و سلامت جهانی در خصوص بیماران دیابتی در جولای سال ۲۰۱۷ میلادی منتشر کرده است، حکایت از آن دارد که تعداد بیماران دیابتی در سال ۱۹۸۰ میلادی از ۴/۷٪ جمعیت کل جهان (معادل ۱۰۸ میلیون نفر) به ۸/۵٪ (معادل ۴۲۲ میلیون نفر) در سال ۲۰۱۴ رسیده است. شیوع جهانی دیابت در کشورهای با درآمد پائین و متوسط به سرعت در حال افزایش است. در سال ۲۰۱۵ میلادی تعداد ۱/۶ میلیون مورد مرگ‌ومیر به علت بیماری دیابت بوده است. سازمان بهداشت و سلامت جهانی در این رابطه پروژه‌ای با عنوان «دیابت هفتمین علت مرگ‌ومیرهای جهان» را برای سال ۲۰۳۰ میلادی مطرح کرده است [۱۴، ۱۵]. از این میان، شیوع بیماری دیابت در ایران گسترده بوده است. در آمار ارائه شده‌ای که مربوط به خبرگزاری حیات‌نو در ایران است، حدود ۵ تا ۶ درصد از افراد ۳ تا ۶۹ ساله در شهر تهران مبتلا به دیابت هستند. طبق مطالعات اخیر ۱۴ الی ۲۳٪ ایرانیان بزرگسال بالای ۳۰ سال دیابتی هستند. ۶۰ تا ۷۰ درصد افراد دیابتی دچار آسیب عصبی خواهند شد، که ممکن است منجر به قطع پا در آنها گردد. طبق

نشان داده شده‌اند، برای توصیف کاهش میزان قند خون مورد استفاده قرار گرفته است. در واقع این رابطه نحوه واکنش میزان قند خون با میزان انسولین تزریقی را نشان می‌دهد. در رابطه‌ی (۱) پارامتر $G(t)$ معرف محفظه‌ی گلوکز خون بر حسب (mg/dL) است. پارامتر $X(t)$ معرف محفظه‌ی انسولین تأخیری و یا تأثیر میزان انسولین بر روی گلوکز خون بر حسب L/min است. این پارامتر میزان کاهش غلظت قند خون را نشان می‌دهد. $I(t)$ نیز میزان غلظت انسولین موجود در پلاسما را مشخص می‌کند، که این پارامتر نیز بر حسب $\mu\text{U/mL}$ است. G_b سطح طبیعی و پایه‌ی قند خون (گلوکز) بر حسب (mg/dL) است. I_b غلظت طبیعی و پایه‌ی انسولین پلاسما را بر حسب $\mu\text{U/mL}$ است. $U(t)$ نیز به عنوان ورودی کنترل (سرعت تزریق انسولین) در نظر گرفته خواهد شد. V_i حجم منبع توزیع انسولین و P_1 ها نیز پارامترهای مدل برگمن هستند. در واقع پارامتر P_1 میزان جذب گلوکز مستقل از انسولین در ماهیچه‌ها، کبد و بافت‌های بدن بر حسب (L/min) است. P_2 میزان کاهش جذب گلوکز در بافت‌های بدن بر حسب (L/min) است. P_3 نیز میزان افزایش جذب گلوکز وابسته به انسولین در بافت بر حسب اختلاف غلظت انسولین از سطح طبیعی $((\mu\text{U/mL})/\text{min}^2)$ است و P_4 نیز سرعت کاهش انسولین بر حسب L/min است. به منظور بهره‌گیری از مدل دینامیکی و مینیمال برگمن تعیین ورودی‌های سیستم امری ضروری است.

در این مقاله، مقادیر اولیه و سایر پارامترهای مدل برگمن با توجه به مرجع [۱۷] که از طریق نمونه‌برداری از بیمار به دست آمده است، انتخاب شده و از همین مقادیر نیز برای شبیه‌سازی‌ها استفاده شده است.

در رابطه‌ی (۱)، $D(t)$ نرخ جذب گلوکز خون از معده بر حسب (mg/dL/min) است که این ورودی به عنوان اغتشاش در نظر گرفته می‌شود. این ورودی دارای رابطه‌ای به صورت رابطه‌ی (۲) است.

$$D(t) = Ae^{(-Bt)} \quad ; \quad B \geq 0 \quad (2)$$

در رابطه‌ی (۲) پارامترهای A و B دارای مقادیر مثبت است. همچنین پارامتر t بیانگر زمان بر حسب دقیقه (min) است. در اکثر مقالات مقدار A را برابر با 0.5 و همچنین مقدار پارامتر B را برابر با مقدار 0.05 در نظر می‌گیرند.

ورودی دیگر سیستم، نرخ تزریق انسولین یعنی پارامتر $u(t)$ است، که به عنوان ورودی کنترلی وظیفه‌ی تنظیم انسولین خون

کنترل‌کننده‌ی فازی عصبی در کنار کنترل‌کننده‌ی مد لغزشی استفاده کرد، تا بتوان خطا را به حداقل رساند. بنابراین این سیستم به گونه‌ای طراحی شده است که الگوریتم کنترلی آن مبتنی بر روش کنترلی مد لغزشی - فازی عصبی است.

۲- مدل برگمن

اولین فعالیت‌های جدی برای یافتن مدل سیستم گلوکز-انسولین به تحقیقات برگمن^۱ و کوبلی^۲ در اوایل دهه‌ی ۱۹۸۰ میلادی باز می‌گردد، که موجب ارائه‌ی مدلی ریاضی به نام مدل برگمن شد. این مدل ریاضی به نام مدل مینیمال نیز شهرت دارد. بخشی از این مدل تأثیر انسولین بر روی میزان غلظت گلوکز خون و مصرف شدن گلوکز خون بیمار در اثر تزریق انسولین را بررسی می‌نماید. برای توصیف این امر در رابطه‌ی (۱) از دو معادله دیفرانسیل استفاده شده است، که در خط اول و دوم این رابطه نشان داده شده است. در مدل‌های خطی ارائه شده از بدن بیمار دیابتی بسیاری از پارامترهای تأثیرگذار بر روی بدن بیمار دیابتی به دلیل خطی‌سازی در نظر گرفته نشده است و در مدل‌های دیگر نظیر مدل سورنسن، مدل دالمن و مدل هورکا و دیگر مدل‌های غیرخطی به دلیل پیچیدگی زیادی که این مدل‌ها دارند، نمی‌توان به سادگی از آنها در طراحی کنترل‌کننده‌ها و الگوریتم‌های کنترلی استفاده نمود. به همین دلیل مدل مینیمال برگمن مدل ریاضی غیرخطی است که نه به اندازه‌ی مدل‌های خطی بیمار دیابتی خطی‌سازی شده باشد که بسیاری از پارامترهای تأثیرگذار در آن حذف شده و نه به اندازه‌ی سایر مدل‌های غیرخطی دارای پیچیدگی بالایی باشد که نتوان از آن در طراحی کنترل‌کننده‌ها به سادگی استفاده نمود. بنا به دلایل ذکر شده در فوق در این مقاله نیز به منظور طراحی کنترل‌کننده و شبیه‌سازی از مدل ریاضی برگمن استفاده شده است. این مدل ریاضی به صورت معادلات فضای حالت و مطابق رابطه‌ی (۱) ارایه شده است [۱۷، ۱۸].

$$\begin{cases} \dot{G}(t) = -p_1[G(t) - G_b] - G(t)X(t) + D(t) \\ \dot{X}(t) = -p_2X(t) + p_3[I(t) - I_b] \\ \dot{I}(t) = -p_4[I(t) - I_b] + \frac{U(t)}{V_i} \end{cases} \quad (1)$$

این مدل یک مدل مرتبه‌ی سوم است. در رابطه‌ی (۱) دو معادله دیفرانسیل خط اول و دوم این رابطه که بر حسب زمان t

$$S = \left(\frac{d}{dt} + \lambda\right)^2 e = \ddot{e} + 2\lambda\dot{e} + \lambda^2 e \quad (6)$$

در رابطه‌ی (۶) پارامتر λ ضریب وزن دهی خطاهای متغیر حالت است و همیشه دارای مقدار مثبت خواهد بود. همچنین به منظور سادگی محاسبات در رابطه‌ی (۶)، مقدار متغیر A را به صورت زیر تعریف خواهیم کرد.

$$A = \lambda^2(X_{1d} - X_1) + 2\lambda(\dot{X}_{1d} - \dot{X}_1) \quad (7)$$

حال مقدار پارامترهای c_0 و c_1 را مطابق با روابط زیر تعریف خواهیم کرد.

$$\begin{aligned} c_0 &= \lambda^2 \\ c_1 &= 2\lambda \end{aligned} \quad (8)$$

با مقادیر و متغیرهای جدیدی که مطابق روابط فوق تعریف شد، می‌توان سطح لغزش را به صورت روابط زیر تعریف نمود:

$$\begin{aligned} S &= \ddot{e} + c_1\dot{e} + c_0e \\ &= (\ddot{X}_{1d} - \ddot{X}_1) + c_1(\dot{X}_{1d} - \dot{X}_1) + c_0(X_{1d} - X_1) \end{aligned} \quad (9)$$

برای بررسی روابط کنترل‌کننده‌ی مد لغزشی متغیر \dot{X}_1 بسیار حائز اهمیت است، چرا که اگر از پارامتر \dot{X}_1 یک بار دیگر مشتق گرفته شود، آنگاه ورودی کنترل $u(t)$ در آن عبارت ظاهر خواهد شد. در نتیجه می‌توان مقدار ورودی کنترلی را به گونه‌ای در نظر گرفت، که سطح لغزش $S(t)$ و روال کاهش‌ی را در پیش داشته باشد، تا سیستم حلقه بسته علاوه بر پایداری دیگر دچار نوسانات نیز نباشد. برای بررسی این قضیه ابتدا از سطح لغزش یک بار مشتق گرفته، که در این صورت مطابق رابطه‌ی (۱۱) داریم:

$$\dot{S} = c_0(\dot{X}_{1d} - \dot{X}_1) + c_1(\ddot{X}_{1d} - \ddot{X}_1) + (\ddot{X}_{1d} - \ddot{X}_1) \quad (11)$$

چون در رابطه‌ی فوق از مشتق متغیرهای حالت \dot{X}_1 و \ddot{X}_1 و \ddot{X}_2 استفاده شده است، در نتیجه با توجه به معادله‌ی مدل دینامیکی برگمن، خواهیم داشت:

$$\dot{X}_1 = -P_1\dot{X}_1 - \dot{X}_2X_1 - X_2\dot{X}_1 + \dot{D} \quad (12)$$

$$\ddot{X}_2 = -P_1\dot{X}_2 + P_3\dot{X}_3 \quad (13)$$

را در بدن بیمار دیابتی که قادر به ترشح هورمون انسولین نیست، به عهده دارد. انتظار بر این است که با تزریق مقدار مناسب و بهینه‌ی $u(t)$ اثر اغتشاش ناشی از وعده‌ی غذایی جبران شود و قند خون در سطح مجاز تنظیم شود.

علاوه بر رابطه‌ی (۱) می‌توان پارامترهای مدل برگمن را نیز به فرم متغیرهای حالت نوشت. برای این منظور کافی است که پارامترهای مدل برگمن را به صورت رابطه‌ی (۳) تعریف نمائیم.

$$\begin{cases} G(t) = X_1(t) \\ X(t) = X_2(t) \\ I(t) = X_3(t) \end{cases} \quad (3)$$

در نتیجه رابطه‌ی (۱) را می‌توان به صورت رابطه‌ی (۴) تعمیم داد و به فرم متغیرهای حالت نوشت.

$$\begin{cases} \dot{X}_1(t) = -p_1[X_1(t) - G_b] - X_1(t)X_2(t) + D(t) \\ \dot{X}_2(t) = -p_2X_2(t) + p_3[X_3(t) - I_b] \\ \dot{X}_3(t) = -p_4[X_3(t) - I_b] + \frac{U(t)}{V_i} \end{cases} \quad (4)$$

با توجه به مطالب بخش ۱-۱-۱ همین مقاله می‌توان نتیجه گرفت که بازه‌ی نرمال برای سطح گلوکز خون در بدن انسان سالم بازه‌ی بین ۷۰-۱۱۰ mg/dL است. پس کنترل‌کننده باید نرخ تزریق انسولین را به گونه‌ای تعیین کند که سطح گلوکز خون بیمار در همین بازه‌ی نرمال باقی بماند. چنانچه تزریق انسولین بیش از اندازه باشد بیمار در وضعیت هیپوگلیسمی قرار می‌گیرد و دچار اغماء و بیهوشی خواهد شد و اگر تزریق انسولین کمتر از اندازه‌ی مورد نظر باشد بدن بیمار در وضعیت هایپرگلیسمی قرار خواهد گرفت و اگر بدن بیمار در طولانی مدت در این وضعیت قرار گیرد، بیمار دچار عوارض طولانی مدت دیابت نظیر بیماری‌های نوروپاتی، افزایش ریسک خطر سکته‌ی مغزی و عوارض قلبی و عروقی خواهد شد.

۳- طراحی مد لغزشی برای مدل برگمن

در ابتدا خطای سیستم بدن بیمار دیابتی را مطابق رابطه‌ی (۵) تعریف خواهیم کرد.

$$e = G_b - G(t) = X_{1d} - X_1 \quad (5)$$

بعد از آن سطح لغزش را برای مدل برگمن تعریف خواهیم کرد. بدین منظور سطح لغزش سیستم را به صورت رابطه‌ی (۶) می‌نویسیم.

طبق نظریه‌ی الگوریتم فرایچشی^۱ موجود در مراجع [۱۹]-۲۱] برای اینکه مشتق سطح لغزش بیشترین روال کاهش را داشته باشد و علاوه بر این سیستم دچار پدیده‌ی چترینگ نباشد، باید ورودی کنترلی را برابر با مقدار رابطه‌ی (۲۲) در نظر گرفت.

$$\dot{S} = -k |S|^n \cdot \text{sgn}(S_1) - \beta f \text{sgn}(S) \quad (22)$$

در مرجع [۱۹] که تنها از یک کنترل‌کننده‌ی مد لغزشی برای کنترل سیستم استفاده شده است، پارامترهای الگوریتم فرایچشی به صورت زیر انتخاب شده است.

$$K = 50 \quad (23)$$

$$\beta = 0.025$$

$$\eta = \frac{1}{2}$$

با توجه به اینکه پارامترهای k و β دارای مقادیر مثبت است، در نتیجه مقدار \dot{S}_1 همواره منفی خواهد بود. به همین دلیل مسیره‌های حالت در زمان‌های بی‌نهایت بر روی سطح لغزش منطبق شده و مقدار خطا بیشترین کاهش خود را خواهد داشت. حال ورودی کنترلی در رابطه‌ی (۲۴) به صورت زیر در نظر گرفته می‌شود.

$$U(t) = \frac{V_i}{P_3 X_1} (\varphi(t) - K |S|^n \text{sgn}(S_1) - \beta f \text{sgn}(S)) \quad (24)$$

در بخش کنترل‌کننده‌ی مد لغزشی پارامترهای رابطه‌ی (۲۳) ثابت هستند ولی در بخش کنترل‌کننده‌ی مد لغزشی فازی عصبی که کنترل‌کننده‌ی پیشنهادی این مقاله نیز هست، مقدار پارامتر k براساس آموزش‌های شبکه‌ی عصبی و براساس ورودی‌هایی که این بخش از کنترل‌کننده دریافت می‌کند، تعیین خواهد شد. شکل و دیاگرام کنترلی، کنترل‌کننده‌ی پیشنهادی این مقاله مطابق شکل ۴ است.

۴- شبیه‌سازی

شکل ۱ مقایسه‌ی بین سیگنال‌های کنترلی، کنترل‌کننده‌های PID، مد لغزشی، مد لغزشی فازی و مد لغزشی فازی عصبی با در نظر گرفتن اغتشاشاتی نظیر وعده‌های غذایی را نشان می‌دهد.

$$\ddot{X}_1 = -P_1 \dot{X}_1 - \dot{X}_2 X_1 - \dot{X}_2 \dot{X}_1 - \dot{X}_2 \dot{X}_1 - X_2 \ddot{X}_1 + \ddot{D} \quad (14)$$

با جایگذاری رابطه‌ی (۱۳) در رابطه‌ی (۱۴) داریم که:

$$\ddot{X}_1 = -(P_1 + X_2) \dot{X}_1 - X_1 \ddot{X}_2 - 2 \dot{X}_1 \dot{X}_2 + \ddot{D} \quad (15)$$

در ادامه با جایگذاری کردن رابطه‌ی (۱۲) در رابطه‌ی (۱۵) داریم که:

$$\ddot{X}_1 = (P_1 + X_2)(P_1 \dot{X}_1 + \dot{X}_2 X_1 + X_2 \dot{X}_1 - D) + X_1(P_2 \dot{X}_2 - P_3 \dot{X}_3) - 2 \dot{X}_1 \dot{X}_2 + \ddot{D} \quad (16)$$

همچنین با توجه به روابط اخیر که تعریف شد، می‌توان رابطه‌ی (۱۱) را به صورت رابطه‌ی زیر تعمیم داد:

$$\dot{S} = c_0 \dot{e} + c_1 \ddot{e} - (P_1 + X_2)(P_1 \dot{X}_1 + X_2 \dot{X}_1 + \dot{X}_2 X_1 - D) - X_1(P_2 \dot{X}_2 - P_3 \dot{X}_3) + 2 \dot{X}_1 \dot{X}_2 - \ddot{D} + \ddot{X}_{1d} = c_0 \dot{e} + c_1 \ddot{e} - (P_1 + X_2)[(P_1 + X_2) \dot{X}_1 + \dot{X}_2 X_1 - D] - P_2 X_1 \dot{X}_2 + 2 \dot{X}_1 \dot{X}_2 - \ddot{D} + \ddot{X}_{1d} + P_3 X_1 \dot{X}_3 \quad (17)$$

با توجه به روابط مدل دینامیکی برگمن، مقدار متغیر حالت \dot{X}_3 برابر با رابطه‌ی زیر است:

$$\dot{X}_3 = \dot{I}(t) = -P_4(I - I_b) + \left(\frac{u(t)}{V_i}\right) \quad (18)$$

حال با جایگذاری رابطه‌ی (۱۸) در رابطه‌ی (۱۷) رابطه‌ی متغیر سطح لغزش به صورت زیر تعمیم داده خواهد شد:

$$\dot{S} = c_0 \dot{e} + c_1 \ddot{e} - (P_1 + X_2)(P_1 + X_2) [(P_1 + X_2) \dot{X}_1 + \dot{X}_2 X_1 - D] - (X_1 P_2 - 2 \dot{X}_1) \dot{X}_2 - \ddot{D} + \ddot{X}_{1d} + P_3 X_1 [-P_4(I - I_b) + \frac{U(t)}{V_i}] \quad (19)$$

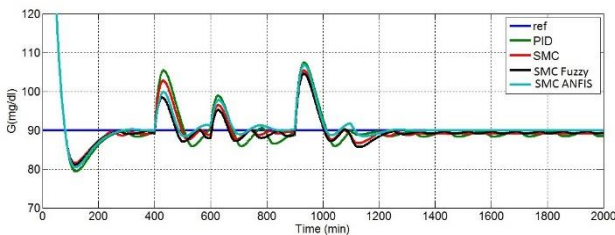
در نهایت برای دستیابی به رابطه‌ی مشتق سطح لغزش پارامتر $\varphi(t)$ را به صورت رابطه‌ی (۲۰) تعریف خواهیم کرد، تا بتوان رابطه‌ای برای تغییرات متغیر سطح لغزش بر اساس ورودی کنترل پیدا نمود.

$$\varphi(t) = -c_0 \dot{e} - c_1 \ddot{e} + (P_2 X_1 - 2 \dot{X}_1) \dot{X}_2 + \ddot{D} - \ddot{X}_{1d} + (P_1 + X_2)[(P_1 + X_2) \dot{X}_1 + \dot{X}_2 X_1 - D] + P_3 P_4 X_1 (I - I_b) \quad (20)$$

در نهایت رابطه‌ی نهایی که می‌توان برای سطح لغزش تعریف نمود، همان رابطه‌ی (۲۱) که به صورت زیر است.

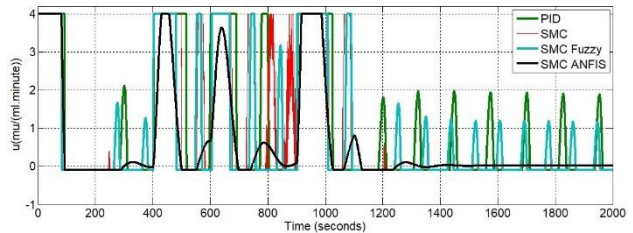
$$\dot{S} = -\varphi(t) + P_3 X_1 \frac{U(t)}{V_i} \quad (21)$$

شکل ۳ مقایسه‌ی بین خروجی $G(t)$ ایجاد شده در چهار کنترل کننده‌ی PID، مُد لغزشی، مُد لغزشی فازی (ممدانی) و کنترل کننده‌ی مُد لغزشی فازی عصبی را نشان می‌دهد.



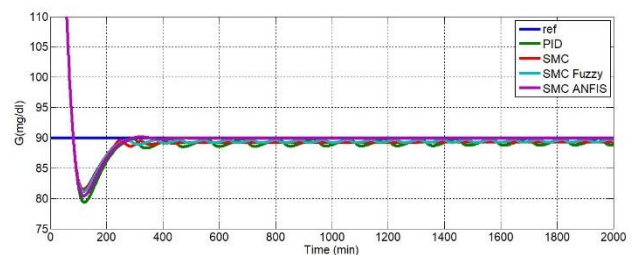
شکل ۳: مقایسه‌ی خروجی $G(t)$ در چهار کنترل کننده‌ی PID، مُد لغزشی، مُد لغزشی فازی (ممدانی) و کنترل کننده‌ی مُد لغزشی فازی عصبی با در نظر گرفتن اغتشاشات ناشی از مصرف وعده‌ی غذایی

شکل ۵ سیستم تنظیم قند (گلوکز) خون با استفاده از کنترل کننده‌ی مُد لغزشی فازی عصبی را در فضای سیمولینک نرم‌افزار متلب نشان می‌دهد.

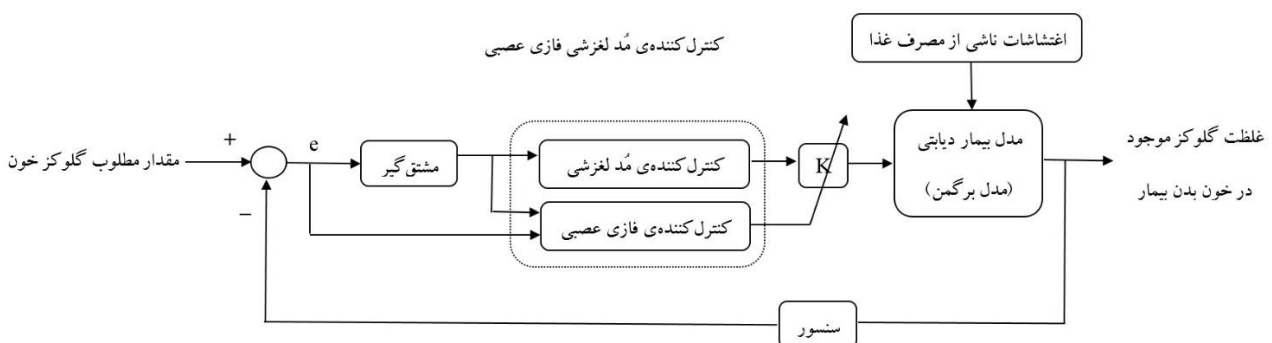


شکل ۱: مقایسه‌ی سیگنال کنترلی، کنترل کننده‌های PID، مُد لغزشی، مُد لغزشی فازی، مُد لغزشی فازی عصبی با در نظر گرفتن اغتشاشات

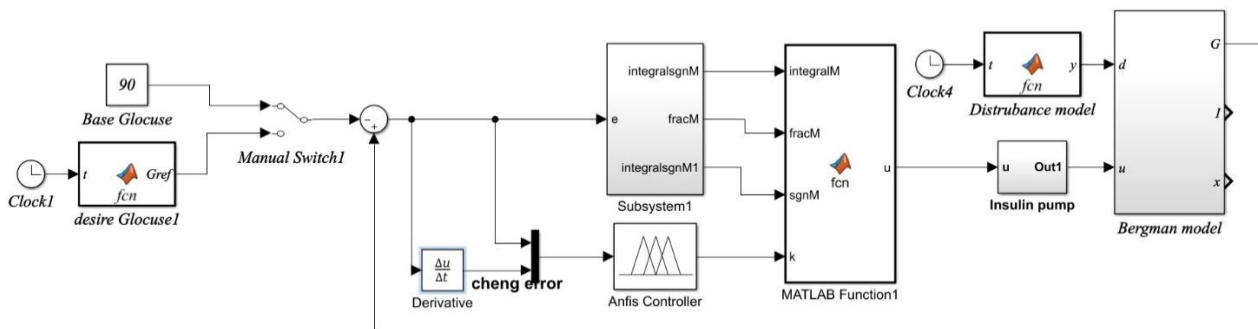
به منظور مقایسه کنترل کننده‌ی مُد لغزشی فازی عصبی با رفتار سیستم تو سطر کنترل کننده‌ی مُد لغزشی فازی (ممدانی) ابتدا یک سیستم با مدل برگمن توسط کنترل کننده‌ی مُد لغزشی فازی (ممدانی) مطابق قواعد ممدانی ذکر شده در مرجع [۱۹] در فضای سیمولینک متلب شبیه‌سازی شده است و از نتایج و خروجی‌های این سیستم نیز به منظور مقایسه با خروجی سیستم با کنترل کننده‌ی مُد لغزشی فازی عصبی استفاده شده است. همچنین شکل ۲ نیز مقایسه‌ی خروجی $G(t)$ در چهار کنترل کننده‌ی PID، مُد لغزشی، مُد لغزشی فازی (ممدانی) و کنترل کننده‌ی مُد لغزشی فازی عصبی را نشان می‌دهد.



شکل ۲: مقایسه‌ی خروجی $G(t)$ در چهار کنترل کننده‌ی PID، مُد لغزشی، مُد لغزشی فازی (ممدانی) و مُد لغزشی فازی عصبی بدون در نظر گرفتن اغتشاشات ناشی از مصرف وعده‌ی غذایی



شکل ۴: شماتیک و نمای کلی کنترل کننده‌ی مُد لغزشی فازی عصبی



شکل ۵: مدل سیمولینک سیستم تنظیم قند (گلوکز) خون با استفاده از کنترل کننده‌ی مد لغزشی فازی عصبی

۵- نتایج

عصبی) شبیه‌سازی شده، عملکرد کنترل کننده‌ی مد لغزشی ترکیب شده با کنترل کننده‌ی فازی عصبی نشان می‌دهد، که این کنترل کننده‌ی ترکیبی می‌تواند در حداقل زمان مقدار نوسانات خروجی گلوکز و زمان دستیابی به مقدار مطلوب را در مواقعی که اغتشاش به سیستم اعمال می‌شود کاهش دهد و عملکرد این کنترل کننده به صورت مقاوم و بهینه باشد. در این شبیه‌سازی عملکرد کنترل کننده‌های مد لغزشی و مد لغزشی فازی به نسبت کنترل کننده PID در دستیابی به مقدار مطلوب و فراجش مناسب ارزیابی می‌شود و کنترل کننده مد لغزشی به تنهایی شامل نوساناتی شدید در ورودی کنترلی می‌باشد که با استفاده از ساختارهای فازی و فازی عصبی به خوبی کنترل شده است و نوسانات کاهش یافته است.

در این مقاله به مسئله‌ی کنترل مدل بیمار دیابتی نوع اول با استفاده از ساختار کنترلی مقاوم و تطبیقی «مد لغزشی فازی عصبی» پرداخته شده است. در همین راستا در این مقاله، مفاهیم و برخی از روش‌های کنترلی موجود در این زمینه مطرح شده است. هدف کنترلی این سیستم، دستیابی به مقدار گلوکز مطلوب خون بیمار است، که بدین منظور از روش ترکیبی استفاده شده است. روش کنترلی مشتمل بر کنترل کننده مد لغزشی و کنترل کننده فازی عصبی می‌باشد. ساختار کنترل کننده پیشنهادی با در نظر گرفتن خطای سیستم به عنوان سطح لغزش در کنترل کننده مد لغزشی عملکرد کنترلی را در پیش می‌گیرد. طبق پایداری لیاپانوف، شرط رسیدن به خطای صفر برای سیستم، با قرار دادن مشتق سطح لغزش برابر با یک مقدار منفی حاصل شده است. طرح کنترلی پیشنهاد شده بر مبنای مقاوم بودن و تطبیقی بودن آن مطرح شده و برای هدف کنترلی این سیستم استفاده شده است.

طبق نتایج بدست آمده، به منظور تحلیل آماری عملکرد چهار کنترل کننده شبیه‌سازی شده در حضور اغتشاش در لحظه‌ی ۴۰۰ دقیقه از جدول ۱ استفاده می‌کنیم. در شکل ۲، بهترین عملکرد از لحاظ زمان نشست را کنترل کننده مد لغزشی فازی عصبی دارد، که توانسته میزان غلظت گلوکز خون را در سطح ۹۰ mg/dL نگه دارد. همچنین میزان فروجهش خروجی گلوکز این کنترل کننده نیز از خروجی گلوکز کنترل کننده PID کمتر است. در شکل ۳ نیز کنترل کننده مد لغزشی فازی عصبی دارای فروجهش کمتری نسبت به دو کنترل کننده مد لغزشی فازی (ممدانی) و کنترل کننده PID دارد. همچنین در لحظه‌ی ورود اغتشاش فراجش‌های با دامنه‌ی کمتر از کنترل کننده مد لغزشی فازی عصبی دیده می‌شود. جهت بررسی بیشتر عملکرد این کنترل کننده‌ها می‌توان به جدول ۱ مراجعه نمود.

جدول ۱: مشخصات پاسخ زمانی کنترل کننده‌های شبیه‌سازی شده

پارامترهای کنترلی	PID	مد لغزشی	مد لغزشی فازی (ممدانی)	مد لغزشی فازی عصبی
زمان نشست (min)	۲۰۰	۱۸۰	۱۷۵	۱۷۰
خطای حالت دائمی	۴	۲	۰	۰
فراجش (%)	۲۸	۲۳	۱۱	۸

طبق نتایج آماری از چهار کنترل کننده (PID، مد لغزشی، مد لغزشی فازی (ممدانی) و کنترل کننده مد لغزشی فازی

- [۱] C.Toffanin, R.Visentin, M.Messori, F.D.Palma, and L.Magni, "Towards a run-to-run adaptive artificial pancreas: in silico results," *IEEE engineering in medicine and biology society*, vol. 65, pp. 479-488, 2017.
- [۲] M.A.Atkinson, G.S.Eisenbarth, and A.W.Michels, "Type 1 diabetes," *The lancet*, vol. 383, no. 9911, pp. 69-82, 2014.
- [۳] S. A. W.L.Clarke, M.Breton, S.Patek, L.Kashmer, B.Kovatchev, "Closed-loop artificial pancreas using subcutaneous glucose sensing and insulin delivery and a model predictive control algorithm: the virginia experience," *Diabetes science and technology*, vol. 3, no. 5, pp. 1031-1038, 2009.
- [۴] S.Ahmad, N.Ullah, N.Ahmed, M.Ilyas, and W.Khan, "Super twisting sliding mode control algorithm for developing artificial pancreas in type 1 diabetes patients," *Biomedical signal processing and control*, vol. 38, pp. 200-211, 2017.
- [۵] A.M.Coulston, G.C.Liu, and G.M.Reaven, "Plasma glucose, insulin and lipid responses to high-carbohydrate low-fat diets in normal humans," *Metabolism-Clinical and Experimental*, vol. 32, no. 1, pp. 52-56, 1983.
- [۶] M.A.Marini *et al.*, "Insulin sensitivity, and β -cell function in relation to hemoglobin A1C," *Nutrition, metabolism and cardiovascular diseases*, vol. 24, no. 1, pp. 27-33, 2014.
- [۷] A. D. Association", "Standards of Medical Care in Diabetes 2014," *Diabetes care*, vol. 37, no. 1, pp. 14-80, 2014.
- [۸] S.Clement *et al.*, "Management of diabetes and hyperglycemia in hospitals," *Diabetes care*, vol. 27, no. 2, pp. 553-591, 2004.
- [۹] D.J.Wexler, J.B.Meigs, E.Cagliero, D.M.Nathan, and R.W.Grant, "Prevalence of hyper- and hypoglycemia among inpatients with diabetes," *Diabetes care*, vol. 30, no. 2, pp. 367-369, 2007.
- [۱۰] P.E.Cryer, S.N.Davis, and H.Shamoon, "Hypoglycemia in diabetes," *Diabetes care*, vol. 26, no. 6, pp. 1902-1912, 2003.
- [۱۱] R.L.Brunelle, J.Llewelyn, J.H.Anderson, E.A.M.Gale, and V.A.Koivisto, "Meta-analysis of the effect of insulin lispro on severe hypoglycemia in patients with type 1 diabetes," *Diabetes care*, vol. 21, no. 10, pp. 1726-1731, 1998.
- [۱۲] S.Kalra *et al.*, "Hypoglycemia: the neglected complication," *Indian journal of Endocrinology and metabolism*, vol. 17, no. 5, pp. 819-834, 2013.
- [۱۳] E.S.Moghissi, "American association of clinical endocrinologists and american diabetes association consensus statement on inpatient glycemic control," *Diabetes care*, vol. 32, no. 6, pp. 1119-1131, 2009.
- [۱۴] WHO. (2017). www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/en .
- [۱۵] W. h. organization, "Global report on diabetes," 2016.
- [۱۶] www.gabric.ir/pages/154 .
- [۱۷] Fisher.M.E, "A semiclosed-loop algorithm for the control of blood glucose levels in diabetics," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 38, no. 1, pp. 57-61, 1991.
- [۱۸] D. Pinky, d. J. Francis, and P. Efstratios, "Model-based blood glucose control for type 1 diabetes via parametric programming," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 8, pp. 1478-1491, 2006.
- [۱۹] S. T. Dinani, M.Zekri, and M.Kamali, "Regulation of blood glucose concentration in type 1 diabetics using single order sliding mode control combined with fuzzy on-line tunable gain, a simulation study," *Medical signals & sensors*, vol. 5, no. 3, pp. 131-140, 2015.
- [۲۰] A. Levant, "Universal single-input-single-output (SISO) sliding-mode controllers with finite-time convergence," *IEEE transactions on Automatic Control*, vol. 46, no. 9, pp. 1447-1451, 2001.
- [۲۱] P. Kaveh and Y. B. Shtessel, "Blood glucose regulation using higher-order sliding mode control," *International Journal of Robust and Nonlinear Control: IFAC-Affiliated Journal*, vol. 18, no. 4-5, pp. 557-569, 2008.