

Blood Glucose Control for Type 1 Diabetic Patients: Robust Fuzzy Adaptive Approach**Zahra Kouchaki^{1,2}, M.Sc, Mohammad Reza Yousefi^{1,2}, Assistant Professor, Khoshnam Shojaei^{1,3}, Associate Professor**¹Department of Electrical Engineering- Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran²Smart Microgrid Research Center, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran³Digital Processing and Machine Vision Research Center- Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

zhrakouchaki532@yahoo.com, mr-yousefi@iaun.ac.ir, shojaei@pel.iaun.ac.ir

Abstract

In this paper, Blood Glucose control in type 1 diabetic patients in the presence of structured and unstructured uncertainties is studied. In order to increase the effectiveness of the proposed control approach, assumed that all the dynamics describing the regulation of Blood Glucose in type 1 diabetic patients are completely unknown. Based on the fuzzy approximation function, which is equipped with the adaptive algorithm and employing the approach of reducing the number of adaptive fuzzy parameters, the unknown dynamics of the Bergman model approximated. Then, based on the feedback linearization control approach and robust adaptive compensator, the design of feedback linearization robust fuzzy controller to regulate Blood Glucose in type 1 diabetic patients in the presence of meal is studied for the first time. Using Lyapunov theory, it is shown that all signals of the closed-loop system are uniformly ultimately bounded and the Blood Glucose of diabetic patients converges to the neighborhood of the desired value. Finally, the simulation results show a good controller performance in reducing effect of the meal disturbance, and robustness against uncertain dynamics and meal estimation errors. Moreover, in comparison with some existing results, a good performance of the introduced controller in controlling Blood Glucose of diabetic patients (i.e., keeping Blood Glucose in allowed range 70-120 mg/dl) validated.

Keywords: diabetes, meal, nonlinear model Bergman, feedback-linearization, adaptive fuzzy control, robust compensator**Received:** 18 December 2021**Revised:** 28 June 2021**Accepted:** 22 November 2021**Corresponding Author:** Dr. Mohammad Reza Yousefi**Citation:** Z. Kouchaki, M.R. Yousefi, K. Shojaei, "Blood glucose control for type 1 diabetic patients: robust fuzzy adaptive approach", Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology, vol. 14, no. 53, pp. 171-188, June 2023 (in Persian).

کنترل قند خون بیماران دیابتی نوع یک: دیدگاه تطبیقی فازی مقاوم

زهرا کوچکی^{۱،۲}، کارشناسی ارشد، محمدرضا یوسفی^{۱،۲}، استادیار، خوشنام شجاعی^{۱،۳}، دانشیار

۱- دانشکده مهندسی برق - واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

۲- مرکز تحقیقات ریزش شبکه‌های هوشمند - واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

۳- مرکز تحقیقات پردازش دیجیتال و بینایی ماشین - واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

zahrakouchaki532@yahoo.com, mr-yousefi@iaun.ac.ir, shojaei@pel.iaun.ac.ir

چکیده: کنترل قند خون بیماران دیابتی نوع یک در حضور نامعینی‌های ساختاری و بی‌ساختار در این مقاله مطالعه شده است. در راستای افزایش کارآمدی رویکرد کنترلی ارائه شده، فرض شده که تمام دینامیک‌های توصیف‌کننده تنظیم قند خون بیماران دیابتی نوع یک کاملاً نامعین هستند. براساس توابع تقریب‌زن فازی مجهز شده به الگوریتم تطبیق و هم‌چنین استفاده از رویکرد کاهش تعداد پارامترهای تطبیق، دینامیک‌های نامعین مدل برگمن تقریب زده شده است. سپس براساس رویکرد کنترل خطی‌ساز فیدبک و جبران‌ساز تطبیقی مقاوم، طراحی کنترل‌کننده خطی‌ساز فیدبک مقاوم فازی به‌منظور تنظیم قند خون بیماران دیابتی نوع یک در حضور وعده غذایی برای اولین بار مورد بررسی قرار گرفته است. با استفاده از تئوری لیاپانوفی نشان داده شده که تمام سیگنال‌های سیستم حلقه بسته کنترل قند خون به‌صورت کران‌دار نهایی یکنواخت، پایدار هستند و همچنین قند خون بیماران دیابتی به کرانی از مقدار مطلوب همگرا شده است. در انتها، نتایج شبیه‌سازی نشان‌دهنده عملکرد مطلوب کنترل‌کننده در کاهش اثر اغتشاش وعده غذایی و همچنین رفتار مقاوم در برابر دینامیک‌های نامعین و خطای تخمین وعده غذایی است. هم‌چنین، عملکرد مطلوب کنترل‌کننده پیشنهاد شده در کنترل قند خون (نگه داشتن قند خون در محدوده مجاز ۷۰-۱۲۰ میلی-گرم در دسی لیتر) در مقایسه با برخی از مراجع نشان داده شده است.

کلمات کلیدی: جبران‌ساز مقاوم، دیابت، کنترل تطبیقی فازی، کنترل خطی‌ساز فیدبک، مدل غیرخطی برگمن، وعده غذایی

تاریخ ارسال مقاله: ۱۴۰۰/۵/۲۸

تاریخ بازنگری مقاله: ۱۴۰۰/۷/۷

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۹/۱

نام نویسنده‌ی مسئول: دکتر محمدرضا یوسفی

نشانی نویسنده‌ی مسئول: دانشکده مهندسی برق، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران.

۱- مقدمه

در حال حاضر بیش از ۷ میلیون نفر مبتلا به بیماری دیابت گزارش شده و این بیماری اصولاً به دو صورت دیابت نوع یک و نوع دو دیده می‌شود. دیابت، یک بیماری متابولیکی است که در آن بدن فرد بیمار، انسولین را به‌طور مناسب تولید و یا مصرف نمی‌کند. غلظت قند خون در فرد سالم حدود ۹۰ میلی-گرم در دسی لیتر است که محدود به ۷۰ تا ۱۲۰ میلی-گرم در دسی لیتر به‌عنوان محدوده مطلوب برای غلظت قند خون در فرد سالم محسوب می‌شود. در دیابت نوع یک، لوزالمعده توانایی تولید انسولین را ندارد و این دسته از بیماران نیازمند تزریق انسولین خارجی هستند تا سوخت و ساز قند خون بدن‌شان کنترل شود. در دیابت نوع دو، لوزالمعده هنوز قادر به تولید انسولین است اما ممکن است مقدار آن کافی نباشد و سلول‌های بدن به میزان انسولین موجود در خون پاسخ مناسب نمی‌دهند. بیماری دیابت با نوسانات گسترده سطح قند خون همراه است که می‌تواند منجر به هایپرگلیسمی (افزایش غلظت قند خون به بالاتر از ۱۸۰ میلی-گرم در دسی لیتر) و یا هیپوگلیسمی (کاهش غلظت قند خون به کمتر از ۶۰ میلی-گرم در دسی لیتر) شود.

تنظیم قند خون بیماران دیابتی نوع یک براساس تزریق انسولین در سال‌های اخیر بسیار مورد توجه دانشمندان و محققان قرار گرفته است. از این‌رو دیدگاه‌های متنوع کنترلی در راستای تنظیم قند خون این دسته از بیماران مانند کنترل بهینه^۱ [۱]، کنترل پیش بین^۲ [۲]، طراحی مشاهده‌گر^۳ [۳]، کنترل‌کننده فازی^۴ [۴] و فیلتر کالمن [۵] به‌کار گرفته شده است. در مرجع [۶]، مدل غیرخطی در ابتدا حول نقطه تعادل خطی‌سازی شده و سپس کنترل‌کننده به‌منظور تنظیم انسولین تزریقی در راستای کنترل قند خون براساس مدل داخلی بیمار^۴ طراحی شده است. در مرجع [۷]، طراحی کنترل‌کننده پسگام مبتنی بر دیدگاه پیش‌بین برای مدل خطی سیستم انسولین-گلوکز به منظور تنظیم قند خون بیماران دیابتی مورد مطالعه قرار گرفته است. در مرجع [۸]، استفاده از کنترل‌کننده مقاوم برای تنظیم قند خون بیماران دیابتی با استفاده از مدل تاکاگی-سوگونو فازی مورد بحث و بررسی قرار گرفته است. رویکردهای کنترلی ارائه شده در مراجع [۶] الی [۸]، فقط برای مدل‌های خطی کارایی داشته و فاقد هرگونه اثبات پایداری لیپانوفی هستند. کنترل‌کننده‌های ارائه شده در مقالات فوق چندان کاربردی نبوده است. مدل غیرخطی حداقل برگمن^۵ به دلیل سادگی و خواص قابل شناسایی آن، به‌گونه‌ای وسیع و کاربردی در طراحی کنترل‌کننده برای تنظیم انسولین خون بیماران دیابتی مورد استفاده قرار گرفته است [۹،۱۰]. ساختار دینامیکی مدل غیرخطی برگمن رفتار دو متغیر (قند خون و میزان انسولین تزریقی) را در بیماران دیابتی به خوبی توصیف می‌کند. از سوی دیگر، پارامترهای مدل برگمن نشان‌دهنده بسیاری از خواص بیولوژیکی بیمار دیابتی مانند حساسیت انسولین^۶، کارایی قند خون^۷، مقدار قند خون با سال و غیره بوده است. از این‌رو، مدل غیرخطی حداقل برگمن در بسیاری از مقالات کنترلی مورد ارزیابی قرار گرفته است. دو چالش بسیار مهم در حوزه کنترل سیستم‌های غیرخطی، نامعینی‌های پارامتری سیستم (مدل‌سازی غیردقیق) و تأثیرات سیگنال‌های مزاحم خارجی است. به دلیل رفتار فیزیولوژیکی مختلف بیماران دیابتی، غالباً مدل غیرخطی برگمن به‌صورت نامعین و با نامعینی‌های ساختاری^۸ ارائه شده است. از سوی دیگر، وعده‌های غذایی مصرفی بیمار دیابتی نیز به‌صورت سیگنال‌های مزاحم خارجی در نظر گرفته شده است.

در سال‌های اخیر تلاش‌های گسترده‌ای در راستای حل مسئله کنترل قند خون بیماران دیابتی براساس مدل نامعین برگمن صورت گرفته است. در مرجع [۱۱]، براساس مشاهده‌گر غیرخطی و نامساوی‌های خطی ماتریسی، مدل غیرخطی برگمن بیمار دیابتی مورد مطالعه قرار گرفته است. به‌گونه‌ای که مشاهده‌گر غیرخطی برای کاهش اثرات نامطلوب نامعینی‌های پارامتری متغیر با زمان استفاده شده است. از سوی دیگر، با استفاده از نامساوی‌های خطی ماتریسی اثبات پایداری سیستم کنترلی حلقه بسته ارائه شده است. طراحی کنترل‌کننده مد لغزشی مرتبه دو اصلاح شده در مرجع [۱۲] برای تنظیم قند خون بیماران دیابتی ارائه شده است. در مرجع [۱۲]، نیز نتایجی مشابه با رویکرد کنترلی مقاله [۱۱] گزارش شده است. اگرچه در اثبات پایداری کنترل‌کننده حلقه بسته ارائه شده، از رویکرد لیپانوفی به جای نامساوی‌های خطی ماتریسی بهره برده شده است. در مرجع [۱۳]، طراحی کنترل‌کننده پسگام^۹ مد لغزشی برای مدل غیرخطی مرتبه سه حداقل برگمن به‌منظور تنظیم مقدار انسولین تزریقی به بیماران دیابتی صورت گرفته است. اگرچه برخلاف واقعیت در مراجع [۱۲] و [۱۳] نامعینی‌های ساختاری و بی‌ساختار در نظر گرفته نشده است. به بیان دیگر می‌توان اظهار نمود که طراحی کنترل‌کننده‌های ارائه شده براساس اطلاعات

دقیق از مدل برگمن بوده است. در مراجع [۱۴] و [۱۵]، برای بیماران دیابتی نوع یک طراحی کنترل‌کننده زمان محدود^{۱۰} به ترتیب براساس رویکردهای کنترل غیرخطی مد لغزشی و پسگام ارائه شده است. در مقایسه با مراجع [۱۲] و [۱۳]، رویکردهای کنترلی ارائه شده در مراجع [۱۴] و [۱۵] می‌توانند قند خون بیماران دیابتی را در زمان کوتاه‌تر به مقدار مطلوب هم‌گرا سازند. علاوه بر این، دارای خاصیت مقاوم در برابر نامعینی‌های بی‌ساختار (وعده غذایی مصرفی) هستند. اگرچه ساختار دینامیکی مدل حداقل برگمن در مراجع [۱۴] و [۱۵] معین فرض شده است.

در سال‌های اخیر به دلیل کارایی رویکرد تطبیقی در مواجهه با نامعینی‌های سیستم، از این دیدگاه در طراحی کنترل‌کننده برای بیماران دیابتی به‌صورت وسیع استفاده شده است. در مرجع [۱۶]، با استفاده از اصل برابری^{۱۱} اثرات نامطلوب نامعینی‌های ساختاری مدل غیرخطی برگمن بر مسئله تنظیم قند خون به‌وسیله قوانین تطبیق طراحی شده در سیگنال کنترل جبران‌سازی شده است. در انتها پایداری رویکرد کنترلی ارائه شده به‌صورت لیاپانوفی به اثبات رسیده است. در مرجع [۱۷]، طراحی کنترل‌کننده تطبیقی براساس مشاهده‌گر حالت برای مدل غیرخطی حداقل برگمن ارائه شده است، به‌گونه‌ای که همگرایی قند خون بیماران دیابتی به‌صورت مجانبی براساس لم باربالا^{۱۲} به اثبات رسیده است. علاوه بر این، کران‌داری تمام سیگنال‌های کنترلی حلقه بسته به تصویر کشیده شده است. دیدگاه کنترل تطبیقی تنها قابلیت جبران‌سازی اثرات نامعینی‌های ساختاری خطی پارامتری را بر عملکرد سیستم کنترلی حلقه بسته دارد. اگرچه در بسیاری از موارد نامعینی‌های مدل برگمن به‌صورت ساختاری غیرخطی پارامتری و بی‌ساختار مدل‌سازی شده‌اند، به همین دلیل دیدگاه‌های ارائه شده در مراجع [۱۶] و [۱۷] کاربرد چندان بالایی در موارد عملی ندارند. برای حل این مشکل در سال‌های اخیر از ترکیب توابع تقریب‌زن عمومی فازی^{۱۳} و یا شبکه‌های عصبی مصنوعی^{۱۴} با سیستم‌های کنترل تطبیقی استفاده شده است [۱۸، ۱۹]. طراحی کنترل‌کننده غیرخطی پسگام براساس جبران‌ساز فازی تطبیقی نوع دو برای مدل نامعین غیرخطی برگمن در مرجع [۱۸] پیشنهاد شده است. در مرجع [۱۹] کنترل‌کننده پسگام فازی تطبیقی برای مدل غیرخطی برگمن بیماران دیابتی نوع یک طراحی شده است. اگرچه در این پژوهش‌ها به دلیل استفاده از سیستم‌های فازی، تعداد پارامترهای تطبیق فازی تقریب‌زده شده وابستگی مستقیم به تعداد قوانین اگر-آنگاه فازی دارد. به دلیل دینامیک‌های ساختارمثلی^{۱۵} مدل برگمن، رویکرد کنترلی غیرخطی در این مقالات پسگام انتخاب شده که سبب ایجاد مشکل رشد انفجاری و پیچیدگی در طراحی کنترل‌کننده شده است [۲۰].

با توجه به مباحث ارائه شده در فوق، در این مقاله برای اولین بار طراحی کنترل‌کننده تطبیقی فازی مقاوم براساس کنترل غیرخطی خطی‌ساز فیدبک مبتنی بر رویکرد کاهش تعداد قوانین تطبیق فازی برای تنظیم قند خون بیماران دیابتی نوع یک ارائه شده است. به دلیل استفاده از کنترل غیرخطی خطی‌ساز فیدبک، مشکل رشد انفجاری در رویکرد پسگام حل شده است. با استفاده از رویکرد کاهش تعداد پارامترهای تقریب‌زده شده در سیستم فازی (تقریب نرم بردار پارامترهای بهینه سیستم فازی به جای تک تک اعضای آن بردار)، قانون تطبیق اسکالر به‌منظور تقریب توابع نامعین ارائه شده است. در ادامه برای جبران‌سازی اثرات نامطلوب وعده‌های غذایی و خطای مدل‌سازی سیستم فازی از رویکرد تطبیقی مقاوم بهره برده شده است. در انتها بر اساس توابع لیاپانوفی پایداری سیستم کنترلی حلقه بسته به‌صورت کران‌دار نهایی یکنواخت به اثبات رسیده است. نوآوری‌های طرح کنترلی پیشنهادی به شرح زیر ارائه شده است:

۱) در بسیاری از مقالات کنترل قند خون بیماران دیابتی نوع یک مبتنی بر ساختار غیرخطی برگمن، از رویکرد کنترل پسگام به دلیل دینامیک‌های ساختار مثلی مدل برگمن استفاده شده است. طراحی کنترل‌کننده در بستر این دیدگاه کنترلی غیرخطی به دلیل پیچیدگی ناشی از مشتق‌های زمانی پی در پی از کنترل‌کننده‌های مجازی چندان کاربردی نبوده است. برای غلبه بر این چالش، در این مقاله با استفاده از رویکرد خطی‌ساز فیدبک به همراه مشتقات لی بستری مناسب به‌منظور طراحی کنترل‌کننده برای تنظیم قند خون بیماران دیابتی نوع یک ارائه شده است.

۲) دیدگاه‌های ارائه شده به‌منظور کنترل قند خون بیماران دیابتی، غالباً مبتنی بر اطلاعات دقیق از مدل برگمن فرض شده است. اگرچه، به دلیل رفتار بیولوژیکی متنوع بیماران دیابتی ناشی از تغییر سن، نحوه تغذیه، استرس و ... در نظر گرفتن مدل دقیق و ثابت برگمن برای بیماران دیابتی چندان منطقی نیست. به‌منظور حل این مشکل، در این مقاله از تقریب‌زن عمومی فازی تطبیقی به همراه رویکرد حداقل پارامترهای آموزشی سیستم فازی برای جبران‌سازی اثرات نامطلوب نامعینی‌های

ساختاری غیرخطی پارامتری مدل برگمن استفاده شده است، به گونه‌ای که دیدگاه ارائه شده قابلیت کنترل قند خون دسته وسیعی از بیماران دیابتی را دارا بوده است.

(۳) با استفاده از طراحی مناسب قانون تطبیق فازی، رویکرد کنترلی تنظیم قند خون ارائه شده در برابر اثرات نامطلوب نامعینی‌های بی‌ساختار (وعده‌های غذایی مصرفی بیمار و خطای مدل‌سازی سیستم فازی) مقاوم‌سازی شده است. علاوه بر این، به دلیل طراحی مناسب قانون تطبیق مقاوم اثر نوسانات ناخواسته بر سیگنال کنترل کاهش یافته است. برخی از نمادهای به کار گرفته شده در مقاله به صورت مختصر توضیح داده شده است: مجموعه اعداد حقیقی با نماد R نشان داده شده است. نماد R^n نشان‌دهنده بردار اعداد حقیقی با n عضو است. ماتریس حقیقی با بعد n به صورت $R^{n \times n}$ ارائه شده است. اندازه عدد حقیقی x و نرم اقلیدسی بردار \bar{x} به ترتیب به صورت $|x|$ و $\|\bar{x}\|$ نشان داده شده است. ساختار این مقاله به این شرح است: در بخش دوم مدل دینامیکی حداقل برگمن، قضیه‌ها و لم‌ها کاربردی ارائه شده است. نتایج اصلی شامل طراحی و تحلیل پایداری کنترل‌کننده تطبیقی فازی به منظور کنترل قند خون در بخش سوم تشریح شده است. نتایج شبیه‌سازی روش کنترلی و نتیجه‌گیری مقاله به ترتیب در بخش‌های چهارم و پنجم بیان شده است.

۲- مقدمات و پیش نیازهای رویکرد کنترلی

۲-۱ - مدل برگمن

بیماری دیابت یکی از شایع‌ترین بیماری‌های غدد در جهان است به گونه‌ای که هر ده ثانیه دو مورد مبتلا به این بیماری و یک مورد مرگ در اثر آن گزارش شده است. با توجه به روند رو به رشد بیماری دیابت در سال‌های گذشته و نتایج زیان بار آن، این بیماری تهدید جدی برای سلامت انسان محسوب شده است [۲۱]. از این رو، از قرن هجدهم فعالیت‌های گسترده‌ای به منظور یافتن ارتباط دینامیکی بین مقدار قند خون و میزان انسولین تزریقی به‌عنوان یکی از راه‌کارهای تنظیم قند خون بیماران دیابتی در جریان بوده است. یکی از مدل‌های ریاضی موثر، مدل حداقل برگمن است [۲۲]. این مدل غیرخطی ریاضی در فضای حالت دارای سه متغیر با پارامترهای قابل شناسایی (دارای مفهوم فیزیکی) است که در سال ۱۹۸۱ توسط دکتر ریچارد برگمن معرفی شده است.

مدل‌های خطی شده مورد بررسی در مراجع [۶] الی [۸]، به دلیل خطی‌سازی حول نقطه تعادل به خوبی نشان‌دهنده رفتار دینامیکی سیستم انسولین-گلوکز در بیماران دیابتی نوع یک نبوده‌اند. برخی از مدل‌های غیرخطی مانند مدل سورنسن و مدل دالامن به ترتیب در مراجع [۲۳] و [۲۴] ارائه شده‌اند. اگرچه این مدل‌ها بسیار جامع هستند و حتی از آنها به‌عنوان بیماران مجازی در بررسی صحت عملکرد کنترل‌کننده استفاده شده، اما به منظور طراحی کنترل‌کننده به دلیل پیچیدگی زیاد چندان کاربردی نیستند [۱۱، ۱۲]. مدل حداقل برگمن، مدلی غیرخطی است که در آن ساده‌سازی‌های مدل‌های خطی صورت نگرفته و بسیاری از پارامترهای تأثیرگذار در آن حذف نشده است. از سوی دیگر، مدل غیرخطی برگمن در مقایسه با دیگر مدل‌های غیرخطی دارای پیچیدگی بالایی نیست، حال آنکه میزان انطباق این مدل با سایر مدل‌ها مانند مدل سورنسن و مدل دالامن تا حد زیادی قابل قبول است. علاوه بر این، مدل حداقل برگمن کارایی بسیاری در آزمایش‌های بالینی دارد [۱۷]. مهم‌ترین ویژگی مدل برگمن آن است که اثر متقابل انسولین تزریقی و قند خون را بدون وارد شدن به جزئیات و پیچیدگی‌های بیولوژیکی بدن بیمار بیان می‌سازد [۱۷]. از این رو، مدل حداقل برگمن مدل معتبر و کاربردی است که به صورت گسترده در طراحی کنترل‌کننده به منظور تنظیم قند خون استفاده شده است [۱۱-۱۹]. معادلات فضای حالت مدل حداقل برگمن به صورت رابطه (۱) ارائه شده است [۲۲]:

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

معادله دیفرانسیل اول توصیف‌کننده میزان غلظت قند خون و معادله دوم توصیف‌کننده اثر انسولین تزریقی بر غلظت قند خون است. در رابطه فوق $G(t)$ مقدار گلوکز خون، $X(t)$ میزان اثرگذاری انسولین بر گلوکز بدن و $I(t)$ مقدار انسولین خون بوده است.

پارامترهای p_1 تا p_4 پارامترهای ثابت و نامعین مطابق با مرجع [۱۶] هستند. علاوه بر این، I_b نشان‌دهنده غلظت طبیعی و پایه انسولین پلاسمای خون بیمار بوده است. سیگنال ورودی $D(t)$ (نرخ جذب قند خون از معده بر حسب dl/min) به‌عنوان اغتشاش در مدل برگمن به‌صورت رابطه زیر در نظر گرفته شده است [۱۵]:

$$D(t) = A e^{-Bt} \quad (2)$$

که A و B پارامترهای ثابت مثبت و نامعین، و پارامتر t بیانگر زمان بر حسب دقیقه (min) است. ورودی دیگر در مدل برگمن رابطه (۱)، انسولین تزریقی یعنی سیگنال $u(t)$ است که به‌عنوان ورودی کنترلی وظیفه تنظیم انسولین خون بدن بیمار دیابتی را به عهده دارد. مصرف وعده غذایی سبب افزایش قند خون افراد می‌شود. از سوی دیگر به دلیل آنکه بدن بیمار دیابتی برخلاف افراد سالم قادر به ترشح هورمون انسولین نیست، کاهش قند خون به‌طور طبیعی صورت نمی‌گیرد. از این‌رو انتظار می‌رود با مقدار مناسب تزریق انسولین (به بیان دیگر تنظیم سیگنال کنترل $u(t)$) اثر اغتشاش ناشی از وعده غذایی جبران شود و قند خون در سطح مجاز تنظیم شود. در رابطه (۱) پارامتر G_b (گلوکز پایه خون) باید در محدوده مجاز 70 تا 120 گرم بر دسی لیتر تنظیم شود، به‌گونه‌ای که اگر مدل برگمن در تنظیم قند خون دارای خطای ماندگار شد بیمار در وضعیت نامطلوب هیپوگلیسمی و هایپرگلیسمی قرار نگیرد. مقدار ایده‌آل قند خون برای هر فرد 90 میلی-گرم بر دسی-لیتر است. در این مرحله، با تعریف $x_1=G(t)$ ، $x_2=x(t)$ و $x_3=I(t)$ مدل دینامیکی حداقل برگمن (۱) به‌صورت زیر بازنویسی شده است:

$$\begin{cases} \dot{x}_1(t) = -p_1(x_1(t) - G_b) - x_1(t)x_2(t) + D(t) \\ \dot{x}_2(t) = -p_2x_2(t) + p_3(x_3(t) - I_b) \\ \dot{x}_3(t) = -p_4(x_3(t) - I_b) + u(t) \end{cases} \quad (3)$$

۲-۲- مقدمات ریاضی مورد نیاز در طراحی کنترل‌کننده

در این زیربخش پیش‌نیازها، لم‌ها و تعریف‌های مورد نیاز در طراحی کنترل‌کننده ارائه شده است.

الف- لم ۱ (نامساوی کوشی شوارتز^{۱۶}) [۲۵]: برای هر دو بردار دلخواه رابطه زیر برقرار است:

$$(\bar{A}, \bar{B}) \in \mathbb{R}^n \Rightarrow \bar{A}^T \bar{B} \leq \|\bar{A}\| \|\bar{B}\| \quad (4)$$

ب- لم ۲ (نامساوی یانگ^{۱۷}) [۲۵]: برای هر دو بردار دلخواه رابطه زیر برقرار است:

$$(\bar{A}, \bar{B}) \in \mathbb{R}^n \Rightarrow \bar{A}^T \bar{B} \leq \frac{1}{2} \|\bar{A}\|^2 + \frac{1}{2} \|\bar{B}\|^2 \quad (5)$$

ج- لم ۳ [۲۶]: برای هر پارامتر حقیقی مثبت $\eta > 0$ و هر سیگنال حقیقی $x(t) \in \mathbb{R}$ ، نامساوی زیر برقرار است:

$$\left| x(t) - \frac{x^2(t)}{\sqrt{x^2(t) + \eta^2}} \right| \leq \eta \quad (6)$$

به‌منظور استفاده از رویکرد خطی‌سازی فیدبک، در ابتدا مفهوم مشتق لی به‌عنوان اساس این دیدگاه کنترلی بیان شده است. د- تعریف ۱ (مشتق لی) [۲۵]: اگر تابع $f(\bar{x}): \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$ یک تابع غیربرداریهموار^{۱۸} و $h(\bar{x}): \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^n$ میدان برداری یکنواخت بر روی فضای حالت \mathbb{R}^n باشد، آنگاه مشتق لی $f(\bar{x})$ نسبت به $h(\bar{x})$ با نماد $L_h f(\bar{x})$ نمایش داده شده و به‌صورت زیر تعریف شده است:

$$\begin{aligned} L_h^0 f(\bar{x}) &= f(\bar{x}) \\ L_h^j f(\bar{x}) &= L_h(L_h^{j-1} f(\bar{x})) \end{aligned} \quad (7)$$

$$L_h^j f(\bar{x}) = \nabla(L_h^{j-1} f(\bar{x}))f(\bar{x}) \quad j = 1, 2, \dots$$

به‌گونه‌ای مشابه اگر $m(\bar{x}): \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^n$ یک میدان برداری باشد، رابطه زیر برقرار است:

$$L_m L_h f(\bar{x}) = \nabla(L_h f(\bar{x}))m(\bar{x}) \quad (8)$$

تعریف ۲ (کران‌دار نهایی یکنواخت) [۲۵]: فرض کنید $V(\bar{x}(t)): \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^+$ تابع حقیقی غیربرداریهموار برای $t > 0$ و $\bar{x} \in \mathbb{R}^n$ باشد. اگر $\dot{V}(\bar{x}(t)) \leq -A_1 V(\bar{x}(t)) + A_2$ که A_1 و A_2 پارامترهای مثبت هستند، آنگاه نامساوی زیر برای $V(\bar{x}(t))$ برقرار است:

$$0 \leq V(\bar{x}(t)) \leq V(\bar{x}(0)) \exp(-A_1 t) + \frac{A_2}{A_1} (1 - \exp(-A_1 t)) \quad (9)$$

به عبارت دیگر می توان بیان نمود که بردار متغیر حالت $\bar{x}(t)$ کران دار نهایی یکنواخت است.

۲-۲- سیستم های فازی

در این مقاله برای تقریب توابع نامعین هموار از سیستم های فازی استفاده شده است. هر سیستم فازی دارای چهار بخش اساسی فازی ساز، غیرفازی ساز، موتور استنتاج فازی و پایگاه داده است. پایگاه داده در سیستم فازی شامل مجموعه ای از قوانین اگر-آنگاه فازی است که قانون λ به صورت زیر است [۲۷، ۲۸]:

$$\text{If } x_1(t) \text{ is } F_1^l \text{ and } x_2(t) \text{ is } F_2^l, \dots, \text{ and } x_n(t) \text{ is } F_n^l, \text{ then } y(\bar{x}(t)) \text{ is } G^l \quad (10)$$

که در آن:

$$(\bar{x}_i(t) = [x_1(t), \dots, x_i(t)] \in \mathbb{R}^i) \quad \bar{x}(t) = [x_1(t), \dots, x_n(t)] \in \mathbb{R}^n$$

و $y(t)$ به ترتیب ورودی و خروجی سیستم فازی، F_i^l و G^l به ترتیب مجموعه های فازی متناظر با توابع عضویت فازی $\mu_{F_i^l}(\bar{x}_i(t))$ و $\mu_{G^l}(\bar{x}_i(t))$ تعداد حالت ورودی سیستم فازی و $i = 1, \dots, n$ تعداد قوانین اگر-آنگاه فازی است. از طریق فازی ساز سینگلتون^{۱۹}، موتور استنتاج حاصل ضرب^{۲۰} و غیرفازی ساز متوسط مراکز^{۲۱}، سیستم فازی به صورت رابطه (۱۱) بیان شده است:

$$y(\bar{x}) = \frac{\sum_{l=1}^m \bar{y}_l \prod_{i=1}^n \mu_{F_i^l}(\bar{x}_i)}{\sum_{l=1}^m \left[\prod_{i=1}^n \mu_{F_i^l}(\bar{x}_i) \right]} \quad (11)$$

که در این رابطه، توابع اساسی فازی^{۲۲} به صورت:

$$\phi_l(\bar{x}) = \frac{\prod_{i=1}^n \mu_{F_i^l}(\bar{x}_i)}{\sum_{l=1}^m \left[\prod_{i=1}^n \mu_{F_i^l}(\bar{x}_i) \right]} \quad (12)$$

مطرح شده است و در انتها سیستم فازی به صورت زیر تعریف شده است:

$$y(\bar{x}) = \Theta^T \Phi(\bar{x}) \quad (13)$$

که در این رابطه:

$$\Theta = [\bar{y}_1, \bar{y}_2, \dots, \bar{y}_m]^T = [\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_m]^T$$

مراکز توابع عضویت فازی قسمت آنگاه در قواعد اگر-آنگاه فازی و:

$$\Phi(\bar{x}) = [\phi_1(\bar{x}), \phi_2(\bar{x}), \dots, \phi_m(\bar{x})]^T$$

بردار رگرسیون فازی^{۲۳} است.

لم ۴ [۲۶]: تابع حقیقی و پیوسته $f(x): U \rightarrow \mathbb{R}$ را بر روی یک مجموعه بسته و کران دار^{۲۴} مانند $U \subset \mathbb{R}^n$ در نظر بگیرید. آنگاه برای هر ثابت دلخواه $\varepsilon > 0$ ، یک سیستم فازی $\Theta^{*T} \Phi(\bar{x})$ وجود دارد به گونه ای که:

$$f(\bar{x}) = \Theta^{*T} \Phi(\bar{x}) + \varepsilon \quad (14)$$

که $\varepsilon > 0$ خطای مدلسازی بهینه فازی است. تقریب تابع نامعین $f(\bar{x})$ به صورت $\hat{f}(\bar{x}) = \hat{\Theta}^T \Phi(\bar{x})$ بیان شده که $\hat{\Theta} = [\hat{\theta}_1, \hat{\theta}_2, \dots, \hat{\theta}_m]^T \in \mathbb{R}^m$ تقریب بردار بهینه پارامترهای نامعین بخش آنگاه سیستم فازی و از طریق قوانین تطبیق محاسبه شده است.

فرض ۱ [۲۶]: به ازای هر $\bar{x} \in U \subset \mathbb{R}^n$ بردار بهینه پارامترهای نامعین بخش آنگاه سیستم فازی و خطای تقریب تابع نامعین به صورت $\|\hat{\Theta}^*\| \leq \bar{\varepsilon}^*$ و $\|\varepsilon\| \leq \bar{\varepsilon}^*$ کران دار هستند که $\bar{\Theta}^*$ و $\bar{\varepsilon}^*$ پارامترهای ثابت نامعین هستند.

۳- نتایج اصلی

به منظور سادگی در طراحی و تحلیل پایداری کنترل‌کننده ارائه شده در این مقاله، متغیرهای حالت مدل حداقل برگمن در فضای حالت به صورت $x = [x_1, x_2, x_3]^T = [G, X, I]^T$ نام‌گذاری شده است. فضای حالت مدل حداقل برگمن منطبق با معادلات دیفرانسیل (۳)، به صورت رابطه (۱۵) ارائه شده‌اند:

$$\begin{cases} \dot{x} = f(x) + g(x)u + d(t) \\ y = h(x) \end{cases} \quad (15)$$

که در این رابطه $h(x)$ خروجی سیستم، $g(x)$ بردار بهره کنترلی نامعین، $f(x)$ بردار توابع غیرخطی نامعین سیستم و $d(t)$ بردار اغتشاش خارجی نامعین هستند:

$$\begin{aligned} h(x) &= x_1 \\ g(x) &= [0, 0, p_4]^T \\ f(x) &= \begin{bmatrix} -p_1x_1 - x_1x_2 + p_1G_b \\ -p_2x_2 + p_3x_3 - p_3I_b \\ -nx_3 + nI_b \end{bmatrix} \\ d(t) &= [D(t), 0, 0]^T \end{aligned}$$

وعده غذایی مصرفی بیمار در این مقاله نیز توسط رابطه:

$$D(t) = \begin{cases} 10 \exp(-0.05t) & 20 < t < 100 \\ 0 & t < 20, t > 100 \end{cases} \quad (16)$$

در نظر گرفته شده است.

هدف کنترلی: در این مقاله هدف طراحی کنترل‌کننده تطبیقی فازی براساس رویکرد خطی‌ساز فیدبک برای بیماران دیابتی نوع یک توصیف شده توسط مدل غیرخطی نامعین حداقل برگمن در حضور وعده غذایی است، به گونه‌ای که اولاً قند خون بیمار در محدوده‌ای از مقدار مطلوب تنظیم شود و ثانیاً تمام سیگنال‌های حلقه بسته کران‌دار باشند. برای دستیابی به هدف کنترلی فوق، فرض‌های زیر لازم است:

فرض ۲: مقدار قند خون (x_1) ، تغییرات قند خون (\dot{x}_1) و شتاب تغییرات آن (\ddot{x}_1) در مدل حداقل برگمن (۱۵) با استفاده از حسگرهای مناسب در هر لحظه در دسترس و قابل اندازه‌گیری هستند.

فرض ۳: بردار اغتشاش خارجی و مشتق‌های زمانی اول و دوم آن کران‌دار فرض شده است. به بیان دیگر می‌توان اظهار داشت که $\|d(t)\| \leq d_1^*$ ، $\|\dot{d}(t)\| \leq d_2^*$ و $\|\ddot{d}(t)\| \leq d_3^*$ برقرار هستند که d_i^* ($i=1,2,3$) پارامترهای مثبت نامعین است.

تبصره ۱: فرض یک، نشان دهنده کران‌داری خطای مدل‌سازی و بردار بهینه سیستم فازی به صورت همزمان بوده است. این فرض به گونه‌ای گسترده در طراحی کنترل‌کننده‌های مبتنی بر سیستم‌های فازی استفاده شده است. فرض دو بیانگر قابلیت اندازه‌گیری مستقیم مقدار قند خون، تغییرات قند خون و شتاب تغییرات آن بوده است که در بسیاری از مقاله‌ها دیده شده است. علاوه بر این، فرض سه نیز بیانگر کران‌داری سیگنال مزاحم خارجی (به عنوان مثال اثرات وعده غذایی و استرس) است.

۱-۳- طراحی کنترل‌کننده خطی‌ساز فیدبک تطبیقی فازی

بر مبنای مشتق لی، مشتق مرتبه m خروجی سیستم (۱۵) با وجود اغتشاش خارجی به صورت رابطه (۱۷) ارائه شده است:

$$\begin{cases} y^{(m)} = L_f^{(r)} h(x) + L_g L_f^{(m-1)} h(x) u + L_d h(x) & m = 1, \\ y^{(m)} = L_f^{(r)} h(x) + L_g L_f^{(m-1)} h(x) u + L_d^{(m)} h(x) + \frac{d^{(m-1)}}{dt^{(m-1)}} L_d h(x) & m > 1. \end{cases} \quad (17)$$

تبصره ۲: برخلاف رابطه (۱۷)، مشتق مرتبه m خروجی سیستم (۱۵) بدون در نظر گرفتن اثرات اغتشاش خارجی مطابق با رابطه:

$$y^{(m)} = L_f^{(m)} h(x) + L_g L_f^{(m-1)} h(x) u \quad (18)$$

در مرجع [۲۵] بیان شده است. به عبارت دیگر می‌توان اظهار داشت که رابطه (۱۷) در این مقاله در مقایسه با مشتق لی ارائه شده در مرجع [۲۵] کامل‌تر و کاربردی‌تر است. مشتق مرتبه اول لی از خروجی سیستم (۱۵) به صورت زیر بیان شده است:

$$y^{(1)} = L_f h(x) + L_g h(x)u + L_d h(x) \quad (19)$$

که در آن تابع $L_f h(x)$ مطابق با مشتق لی به صورت رابطه زیر بازنویسی شده است:

$$L_f h(x) = 1(-p_1 x_1 - x_1 x_2 + p_1 G_b) \quad (20)$$

از سوی دیگر، $L_g h(x)$ به فرم زیر:

$$L_g h(x) = 0 \quad (21)$$

و با بیان $L_d h(x)$ به فرم زیر:

$$L_d h(x) = D(t) \quad (22)$$

حاصل شده است. به دلیل صفر شدن $L_g h(x)$ در رابطه (۱۹)، مشتق مرتبه دوم لی از خروجی سیستم (۱۵) با رابطه زیر ارائه شده است:

$$y^{(2)} = L_f^2 h(x) + L_g L_f h(x)u + L_d^2 h(x) + \frac{d}{dt}(L_d h(x)) \quad (23)$$

که $L_f^2 h(x)$ به صورت زیر به دست آمده است:

$$\begin{aligned} L_f^2 h(x) &= L_f(L_f h(x)) \\ &= p_1^2 x_1 + 2p_1 x_1 x_2 - p_1^2 G_b + x_1 x_2^2 - p_1 G_b x_2 + p_2 x_1 x_2 - p_3 x_1 x_3 + p_3 I_b x_1. \end{aligned} \quad (24)$$

و $L_g L_f h(x)$ با رابطه:

$$L_g L_f h(x) = L_g(L_f h(x)) = 0 \quad (25)$$

و $L_d^2 h(x)$ براساس رابطه زیر:

$$L_d^2 h(x) = L_d(L_d h(x)) = 0 \quad (26)$$

تعریف شده است. علاوه بر این، $\frac{d}{dt}(L_d h(x))$ با رابطه (۲۷) حاصل شده است:

$$\frac{d}{dt}(L_d h(x)) = \dot{D}(t) \quad (27)$$

به دلیل صفر شدن $L_g L_f h(x)$ در رابطه (۲۳)، مشتق سوم لی از خروجی سیستم (۱۵) ادامه می‌یابد که با رابطه (۲۸) ارائه شده است:

$$y^{(3)} = L_f^3 h(x) + L_g L_f^2 h(x)u + L_d^3 h(x) + \frac{d^2}{dt^2}(L_d h(x)) \quad (28)$$

در رابطه فوق $L_f^3 h(x)$ به صورت:

$$\begin{aligned} L_f^3 h(x) &= L_f(L_f^2 h(x)) \\ &= -p_1^3 x_1 - 3p_1^2 x_1 x_2 + p_1^3 G_b - 2p_1 x_1 x_2^2 + 2p_1^2 G_b x_2 - p_1 x_1 x_2^2 - x_1 x_2^3 + p_1 x_2^2 G_b + p_1 p_3 I_b G_b \\ &\quad - 3p_1 p_2 x_1 x_2 - p_2 x_1 x_2^2 + p_1 p_2 x_2 G_b + p_1 p_3 x_1 x_3 + p_3 x_1 x_2 x_3 - p_1 p_3 x_3 G_b - p_1 p_3 I_b x_1 \\ &\quad - p_3 I_b x_1 x_2 + p_1 p_3 G_b I_b + 2p_1 p_3 x_1 x_3 - 2p_1 p_3 I_b x_1 - 2p_2 x_1 x_2^2 + 2p_3 x_3 x_1 x_2 - 2p_3 I_b x_1 x_2 \\ &\quad - p_2^2 x_1 x_2 + p_2 p_3 x_1 x_3 - p_2 p_3 I_b x_1 + p_3 x_1 x_3 n - n I_b p_3 x_1 + p_1 p_2 x_2 G_b - p_1 p_3 G_b x_3, \end{aligned} \quad (29)$$

و $L_g L_f^2 h(x)$ به صورت رابطه زیر نتیجه شده است:

$$L_g L_f^2 h(x) = -x_1 p_3 p_4 \quad (30)$$

علاوه بر این، $L_d^3 h(x)$ با بیان زیر:

$$L_d^3 h(x) = L_d(L_d^2 h(x)) = 0 \quad (31)$$

و $\frac{d^2}{dt^2}(L_d h(x))$ با ساختار زیر:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{d}{dt} L_d h(x) \right) = AB^2 \exp(-Bt) \quad (32)$$

محاسبه شده است. سطح لغزش به صورت:

$$s = \ddot{e} + 2\lambda\dot{e} + \lambda^2 e \quad (33)$$

طراحی شده که $e = x_1 - x_d$ است و x_d مقدار مطلوب قند خون است. با مشتق‌گیری از رابطه (۳۳)، رابطه زیر ارائه شده است:

$$\dot{s} = \dot{x}_1^{(3)} + 2\lambda\dot{x}_2^{(2)} + \lambda^2 x_1^{(1)} \quad (34)$$

با جایگذاری رابطه (۲۸) در (۳۴)، می‌توان رابطه زیر را نتیجه گرفت:

$$\dot{s} = L_f^3 h(x) + L_g L_f^2 h(x) u + 2\lambda x_1^{(2)} + \lambda^2 x_1^{(1)} + L_d^3 h(x) + \frac{d^2}{dt^2} (L_d h(x)) \quad (35)$$

به منظور ارزیابی سطح لغزش، تابع کاندید لیاپانوفی به فرم زیر:

$$V_1 = \frac{1}{2p_3 p_4} s^2 \quad (36)$$

طراحی شده است. براساس رابطه (۳۵)، مشتق تابع لیاپانوفی به صورت زیر برقرار است:

$$\dot{V}_1 = s \left(G(\bar{x}) - x_1 u + \frac{1}{p_3 p_4} L_d^3 h(x) + \frac{1}{p_3 p_4} \frac{d^2}{dt^2} (L_d h(x)) \right) \quad (37)$$

که $G(\bar{x})$ تابع نامعین:

$$G(\bar{x}) = \frac{1}{p_3 p_4} \left(L_f^3 h(x) + 2\lambda x_1^{(2)} + \lambda^2 x_1^{(1)} \right) \quad (38)$$

و $\bar{x} = [x_1, x_2, x_3]^T$ است. تابع نامعین $G(\bar{x})$ را می‌توان با استفاده از خواص تقریب‌زنی عمومی فازی به صورت رابطه زیر تخمین زد:

$$G(\bar{x}) = \Theta^{*T} \Phi(\bar{x}) + \varepsilon \quad (39)$$

که در این رابطه، Θ^* بردار پارامترهای نامعین سیستم فازی است:

$$\Theta^* = [\theta_1^*, \dots, \theta_p^*]^T$$

و $\Phi(\bar{x})$ بردار توابع پایه سیستم فازی به صورت زیر است:

$$\Phi(\bar{x}) = [\varphi_1(\bar{x}), \dots, \varphi_p(\bar{x})]^T$$

و ε خطای مدل‌سازی سیستم فازی و کران‌دار به صورت $|\varepsilon| \leq \varepsilon^*$ است [۲۶]. با ترکیب رابطه‌های (۳۹) و (۳۷)، رابطه زیر نتیجه شده است:

$$\dot{V}_1 = s \left(\Theta^{*T} \Phi(\bar{x}) + \varepsilon - x_1 u + \frac{1}{p_3 p_4} L_d^3 h(x) + \frac{1}{p_3 p_4} \frac{d^2}{dt^2} (L_d h(x)) \right) \quad (40)$$

با توجه به آنکه خطای مدل‌سازی فازی و اثرات وعده غذایی کران‌دار هستند، نامساوی زیر ارائه شده است:

$$\frac{1}{p_3 p_4} \left| L_d^3 h(x) + \frac{d^2}{dt^2} (L_d h(x)) + \varepsilon \right| \leq q^* \quad (41)$$

که q^* پارامتر نامعین و مثبت است. با استفاده از نامساوی کوشی-شوارتز و لم ۳، رابطه زیر نتیجه شده است:

$$s \left(\varepsilon + \frac{1}{p_3 p_4} L_d^3 h(x) + \frac{1}{p_3 p_4} \frac{d^2}{dt^2} (L_d h(x)) \right) \leq \left| s \left(\varepsilon + \frac{1}{p_3 p_4} L_d^3 h(x) + \frac{1}{p_3 p_4} \frac{d^2}{dt^2} (L_d h(x)) \right) \right| \leq \frac{q^* s^2}{\sqrt{s^2 + \eta^2}} + q^* \eta \quad (42)$$

که η پارامتر مثبت نامعین است. با جایگذاری رابطه (۴۲) در (۴۰)، نامعادله دیفرانسیل زیر برقرار است:

$$\dot{V}_1 \leq s \Theta^{*T} \Phi(\bar{x}) + \frac{q^* s^2}{\sqrt{s^2 + \eta^2}} + q^* \eta - s x_1 u \quad (43)$$

علاوه بر این، برای عبارت $s \Theta^{*T} \Phi(\bar{x})$ نیز نامساوی زیر براساس نامساوی کوشی شوارتز و لم ۳ به دست آمده است:

$$s\Theta^*T\Phi(\bar{x}) \leq \frac{\psi^*s^2\Phi^T(\bar{x})\Phi(\bar{x})}{\sqrt{s^2\Phi^T(\bar{x})\Phi(\bar{x})+\eta^2}} + \psi^*\eta \quad (44)$$

که $\|\Theta^*\| = \psi^*$ و η پارامتر مثبت نامعین است. با ترکیب رابطه‌های (43) و (44)، نامساوی زیر حاصل شده است:

$$\dot{V}_1 \leq \frac{\psi^*s^2\Phi^T(\bar{x})\Phi(\bar{x})}{\sqrt{s^2\Phi^T(\bar{x})\Phi(\bar{x})+\eta^2}} + \frac{q^*s^2}{\sqrt{s^2+\eta^2}} + \psi^*\eta + q^*\eta - sx_1u \quad (45)$$

بخش دوم تابع کاندید لیاپانوفی به منظور تقریب نامعینی‌های سیستم حلقه بسته به صورت:

$$V_2 = \frac{1}{2\gamma_1}\tilde{\psi}^2 + \frac{1}{2\gamma_2}\tilde{q}^2 \quad (46)$$

پیشنهاد شده است که $\tilde{\psi} = \psi^* - \hat{\psi}$ و $\tilde{q} = q^* - \hat{q}$ و $\hat{\psi}$ و \hat{q} پارامترهای تقریب زده شده توسط قوانین تطبیق فازی و γ_1 و γ_2 پارامترهای مثبت طراحی (بهره‌های فازی) هستند. تابع کاندید لیاپانوفی برای سیستم (14) در حالت کلی با ساختار زیر ارائه شده است:

$$V = V_1 + V_2 \quad (47)$$

با مشتق‌گیری از رابطه فوق و جایگذاری رابطه (45) در آن رابطه زیر نتیجه شده است:

$$\dot{V} \leq \frac{\psi^*s^2\Phi^T(\bar{x})\Phi(\bar{x})}{\sqrt{s^2\Phi^T(\bar{x})\Phi(\bar{x})+\eta^2}} + \frac{q^*s^2}{\sqrt{s^2+\eta^2}} + \psi^*\eta + q^*\eta - sx_1u - \frac{1}{\gamma_1}\tilde{\psi}\dot{\psi} - \frac{1}{\gamma_2}\tilde{q}\dot{q} \quad (48)$$

در این مرحله سیگنال کنترل حقیقی به صورت رابطه (49) طراحی شده است:

$$u = \frac{1}{x_1} \left(\frac{\hat{\psi}s^2\Phi^T(\bar{x})\Phi(\bar{x})}{\sqrt{s^2\Phi^T(\bar{x})\Phi(\bar{x})+\eta^2}} + \frac{\hat{q}s^2}{\sqrt{s^2+\eta^2}} + c_1s \right) \quad (49)$$

در رابطه (49)، c_1 پارامتر مثبت طراحی (بهره کنترلی) است. با ترکیب رابطه‌های (49) و (48)، نامساوی زیر حاصل شده است:

$$\dot{V} \leq -c_1s^2 + \frac{\tilde{\psi}s^2\Phi^T(\bar{x})\Phi(\bar{x})}{\sqrt{s^2\Phi^T(\bar{x})\Phi(\bar{x})+\eta^2}} + \frac{\tilde{q}s^2}{\sqrt{s^2+\eta^2}} + \psi^*\eta + q^*\eta - \frac{1}{\gamma_1}\tilde{\psi}\dot{\psi} - \frac{1}{\gamma_2}\tilde{q}\dot{q} \quad (50)$$

قوانین تطبیق فازی به منظور تقریب نامعینی‌های سیستم کنترلی حلقه بسته به صورت زیر ارائه شده‌اند:

$$\dot{\hat{\psi}} = \gamma_1 \frac{s^2\Phi^T(\bar{x})\Phi(\bar{x})}{\sqrt{s^2\Phi^T(\bar{x})\Phi(\bar{x})+\eta^2}} - \gamma_1\delta_1\hat{\psi} \quad (51)$$

$$\dot{\hat{q}} = \gamma_2 \frac{s^2}{\sqrt{s^2+\eta^2}} - \gamma_2\delta_2\hat{q} \quad (52)$$

که δ_1 و δ_2 پارامترهای مثبت هستند.

تبصره 3: اثرات نامعینی‌های ساختاری غیرخطی پارامتری بر عملکرد سیستم کنترلی حلقه بسته براساس قانون تطبیقی فازی (51) در سیگنال کنترل جبران‌سازی شده است. از سوی دیگر، قانون تطبیق مقاوم طراحی شده در (52) وظیفه جبران‌سازی اثرات نامعینی‌های بی‌ساختار مانند خطای مدل‌سازی و وعده غذایی را بر عهده دارد. قوانین تطبیق ارائه شده در رابطه‌های (51) و (52) به وسیله دیدگاه اصلاح سیگما و به ترتیب توسط عبارت‌های $\delta_1\hat{\psi}$ و $\delta_2\hat{q}$ مقاوم‌سازی شده‌اند. استفاده از این دیدگاه در طراحی کنترل‌کننده سبب ضمانت کران‌داری پارامترهای تطبیق تقریب زده شده در رابطه‌های (51) و (52) و کران‌داری سیستم کنترلی حلقه بسته گردیده است. با جایگذاری رابطه‌های (51) و (52) در رابطه (50) نامعادله دیفرانسیل زیر نتیجه شده است:

$$\dot{V} \leq -c_1s^2 + \psi^*\eta + q^*\eta + \delta_1\hat{\psi}\tilde{\psi} + \delta_2\hat{q}\tilde{q} \quad (53)$$

به دلیل نامعین بودن علامت $\delta_1\hat{\psi}\tilde{\psi}$ و $\delta_2\hat{q}\tilde{q}$ در رابطه (53)، براساس نامساوی یانگ رابطه‌های زیر حاصل شده است:

$$\begin{cases} \delta_1 \tilde{\psi} \dot{\psi} \leq -\frac{\delta_1}{2} \tilde{\psi}^2 + \frac{\delta_1}{2} \psi^{*2} \\ \delta_2 \tilde{q} \dot{q} \leq -\frac{\delta_2}{2} \tilde{q}^2 + \frac{\delta_2}{2} q^{*2} \end{cases} \quad (54)$$

با جایگذاری رابطه (۵۴) در رابطه (۵۳) عبارت زیر نتیجه شده است:

$$\dot{V} \leq -\min\{2p_3 p_4 c_1, \gamma_1 \delta_1, \gamma_1 \delta_2\} \left(\frac{1}{2p_3 p_4} s^2 + \frac{1}{2\gamma_1} \tilde{\psi}^2 + \frac{1}{2\gamma_2} \tilde{q}^2 \right) + \frac{\delta_2}{2} q^{*2} + \frac{\delta_1}{2} \psi^{*2} + \psi^* \eta + q^* \eta \quad (55)$$

۳-۲- تحلیل پایداری

با تعریف پارامترهای ثابت به فرم زیر:

$$\begin{cases} R_1 = \min\{2p_3 p_4 c_1, \gamma_1 \delta_1, \gamma_1 \delta_2\}, \\ R_2 = \frac{\delta_2}{2} q^{*2} + \frac{\delta_1}{2} \psi^{*2} + \psi^* \eta + q^* \eta \end{cases} \quad (56)$$

رابطه لیاپانوفی زیر نتیجه شده است:

$$\dot{V} \leq -R_1 V + R_2 \quad (57)$$

قضیه ۱: فرض‌های ۱ الی ۳ برای مدل حداقل برگمن (۱۵) در نظر گرفته شده است. ساختار کنترل کننده فازی تطبیقی طراحی شده براساس سیگنال کنترل (۴۹)، تقریب‌زن نرم پارامترهای بهینه سیستم فازی (۵۱) و قانون به‌روزرسان جبران‌ساز تطبیقی مقاوم (۵۲) می‌تواند کران‌داری تمام سیگنال‌های حلقه بسته سیستم کنترلی بیمار دیابتی را ضمانت کند. از سوی دیگر، همگرایی قند خون بیمار دیابتی به کرانی از مقدار مطلوب y برابر ۹۰ نیز به اثبات رسیده است. اثبات: با حل نامعادله دیفرانسیل (۵۷) می‌توان نتیجه گرفت:

$$V(t) \leq V(0) \exp(-R_1 t) + \frac{R_2}{R_1} - \frac{R_2}{R_1} \exp(-R_1 t) \quad (58)$$

حال با میل دادن زمان به سمت بی‌نهایت می‌توان نتیجه گرفت:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} V(t) \leq \frac{R_2}{R_1} \quad (59)$$

از این‌رو، سیستم کنترلی حلقه بسته پایدار (تمام سیگنال‌ها کران‌دار) و براساس تئوری لیاپانوفی کران‌دار نهایی یکنواخت است. تبصره ۴: همگرایی گلوکز خون به مقدار مطلوب ضمانت کننده همگرایی دو حالت دیگر به نقطه تعادل نیست، اما با توجه به آنکه دو حالت X و I مستقل از متغیر حالت G (خروجی سیستم) هستند:

$$\dot{x}_2(t) = -p_2 x_2(t) + p_3 (x_3(t) - I_b) \quad (60)$$

$$\dot{x}_3(t) = -n(x_3(t) - I_b) + p_4 u(t) \quad (61)$$

چنانچه تغییر متغیر $\bar{X}_2 = x_2$ و $\bar{X}_3 = x_3 - I_b$ در نظر گرفته شود یعنی $X = [\bar{X}_2, \bar{X}_3]^T$ ، رابطه‌های فوق با نقطه تعادل مبدأ به‌صورت زیر نشان داده شده است:

$$\dot{X} = AX + Bu = \begin{bmatrix} -p_2 & p_3 \\ 0 & -n \end{bmatrix} X + \begin{bmatrix} 0 \\ p_4 \end{bmatrix} u(t) \quad (62)$$

با توجه به آنکه n و p_2 پارامترهای مثبت هستند پس ماتریس A دارای مقادیر ویژه $-n$ و $-p_2$ است که در نیم صفحه سمت چپ فضای حالت قرار می‌گیرند. از این رو سیستم (۶۲) پایدار مجانبی است یعنی \bar{X}_2 و \bar{X}_3 به نقطه تعادل خود یعنی $(0, 0)$ همگرا می‌شود، و مدل برگمن به نقطه تعادل (۹۰، ۰، ۱۵) همگرا شده است.

تبصره ۵: در مقایسه با مرجع [۲۹]، مدل برگمن مورد بررسی در این مقاله، مدل دینامیکی کامل‌تر با نامعینی‌های ساختاری غیرخطی پارامتری در نظر گرفته شده است. از این‌رو، از دیدگاه کنترل فازی تطبیقی به همراه الگوریتم کاهش تعداد

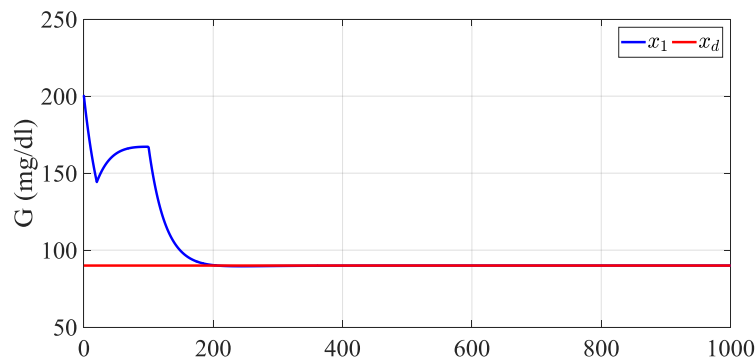
پارامترهای تطبیق به منظور جبران سازی اثرات نامطلوب نامعینی‌ها استفاده شده است. از سوی دیگر، برخلاف رویکرد ارائه شده در این مقاله، در مرجع [۲۹] مقادیر بهره‌های کنترلی به متغیرهای حالت و پارامترهای تقریب زده شده تطبیقی وابسته هستند که چندان منطقی و کاربردی نیست. در مرجع [۳۰]، طراحی کنترل‌کننده مدلغزشی فازی عصبی برای کنترل قند خون بیماران دیابتی نوع یک مورد بحث و بررسی قرار گرفته است که ضرایب سطح لغزش براساس سیستم‌های هوشمند فازی عصبی تنظیم شده است. اگرچه در مرجع [۳۰]، برخلاف رویکرد ارائه شده در این مقاله نامعینی ساختاری در مدل برگمن در نظر گرفته نشده است و توابع سیستم به صورت مستقیم در سیگنال کنترل جبران سازی شده‌اند که چندان واقعی نیست.

۴- نتایج شبیه سازی

در این قسمت نتایج شبیه سازی ارائه می شود و نتایج به مرجع [۲۰] مقایسه می گردد.

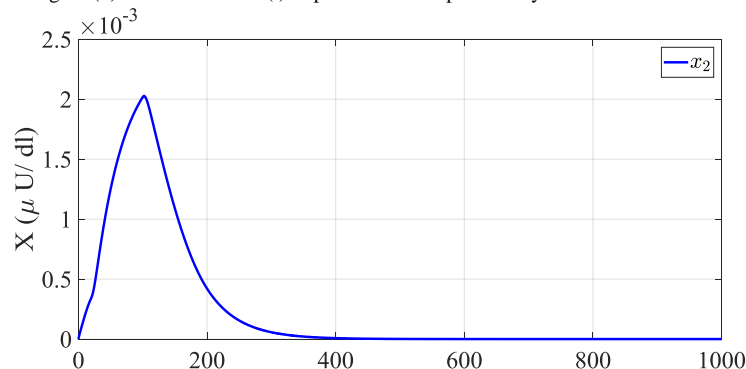
۴-۱- شبیه سازی عددی

کنترل قند خون بیمار دیابتی نوع یک براساس تنظیم میزان انسولین تزریقی بر اساس کنترل کننده فازی تطبیقی مقاوم در حضور مصرف وعده غذایی در شکل های (۱) الی (۸) نشان داده شده است. کران داری متغیرهای حالت مدل نامعین برگمن بیمار دیابتی در شکل های (۱) الی (۳) در حضور مصرف وعده غذایی در بازه زمانی ۲۰ الی ۱۰۰ دقیقه نشان داده شده است. همگرایی مقدار قند خون بیمار دیابتی به مقدار مطلوب در شکل (۱) به تصویر کشیده شده است.



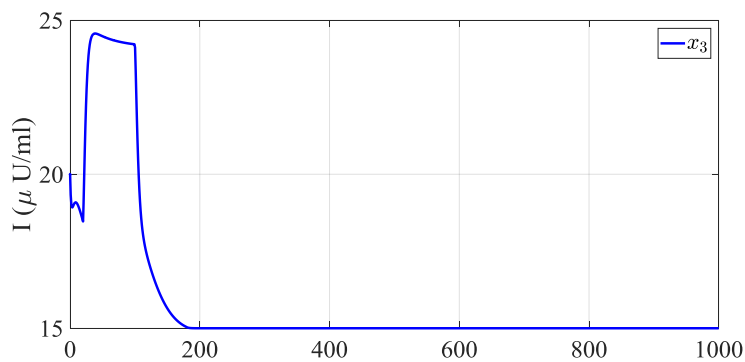
شکل (۱): متغیر حالت $G(t)$ در حضور کنترل کننده فازی تطبیقی با مصرف وعده غذایی

Figure (1): State variable $G(t)$ in presence of adaptive fuzzy controller with meal



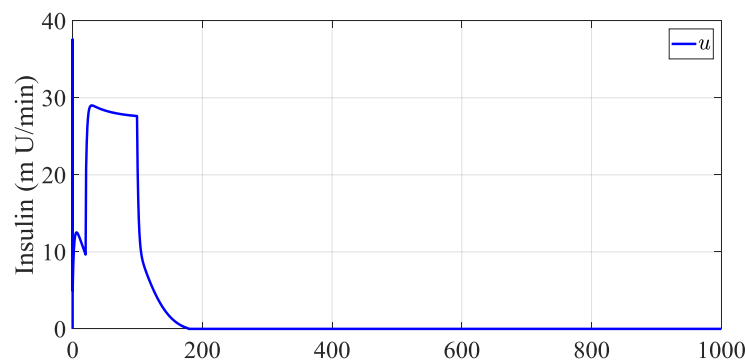
شکل (۲): متغیر حالت $X(t)$ در حضور کنترل کننده فازی تطبیقی با مصرف وعده غذایی

Figure (2): State variable $X(t)$ in presence of adaptive fuzzy controller with meal



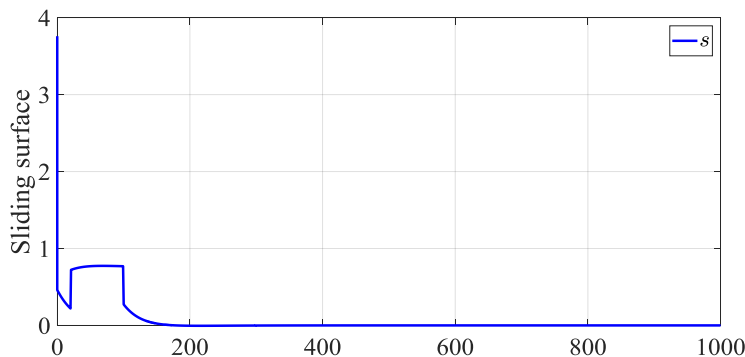
شکل (۳): متغیر حالت $I(t)$ در حضور کنترل کننده فازی تطبیقی با مصرف وعده غذایی

Figure (3): State variable $I(t)$ in presence of adaptive fuzzy controller with meal



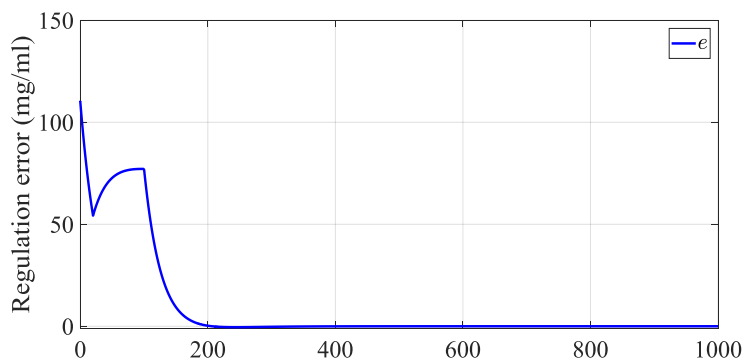
شکل (۴): انسولین تزریقی در حضور کنترل کننده فازی تطبیقی با مصرف وعده غذایی

Figure (4): Insulin injection in presence of adaptive fuzzy controller with meal



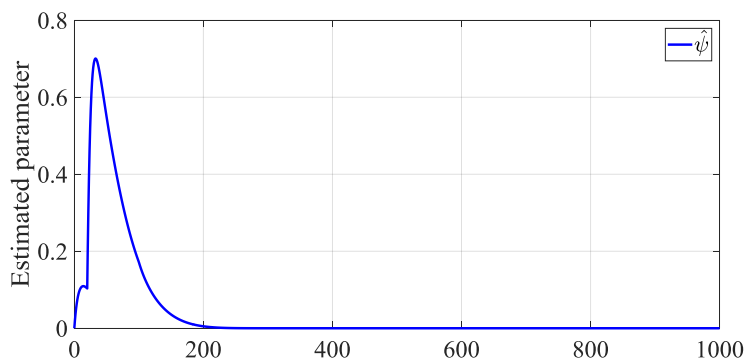
شکل (۵): سطح لغزش در حضور کنترل کننده فازی تطبیقی با مصرف وعده غذایی

Figure (5): Sliding surface in presence of adaptive fuzzy controller with meal

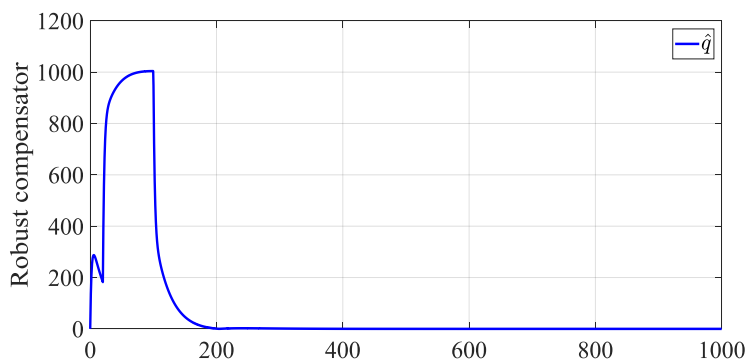


شکل (۶): خطا در حضور کنترل کننده فازی تطبیقی با مصرف وعده غذایی

Figure (6): Error in presence of adaptive fuzzy controller with meal



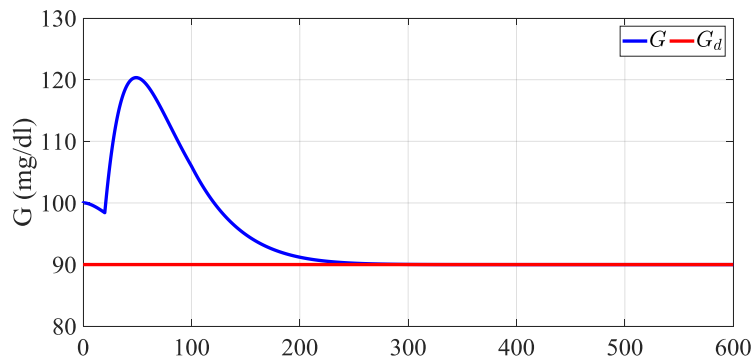
شکل (۷): پارامتر تقریب زده شده کنترل کننده فازی تطبیقی برای جبران سازی اثرات نامعینی
Figure (7): Approximated parameter of adaptive fuzzy controller for compensating uncertainties effects



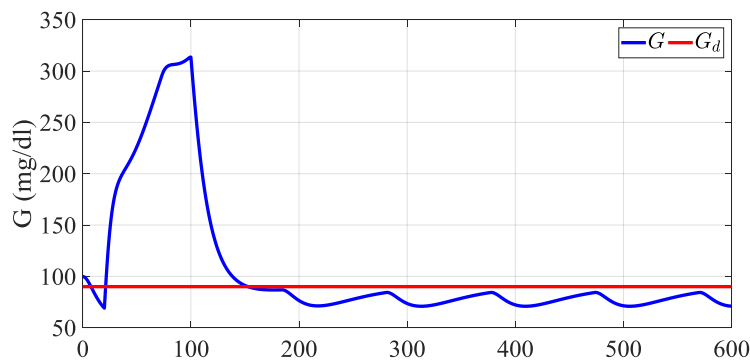
شکل (۸): پارامتر فازی تطبیقی تقریب زده شده برای جبران سازی اثرات وعده غذایی
Figure (8): Approximated parameter of adaptive fuzzy controller for compensating meal

همان گونه که از شکل (۱) واضح است در ابتدا به دلیل تزریق انسولین مقدار قند خون از ۲۰۰ میلی-گرم بر مول شروع به کاهش کرده است. در زمان بیست دقیقه، به دلیل مصرف وعده غذایی، قند خون بیمار دیابتی افزایش یافته است که به دلیل عملکرد مطلوب جبران ساز مقاوم، افزایش مقدار قند خون زیاد نبوده است. پس از ۱۰۰ دقیقه به دلیل قطع مصرف وعده غذایی و تزریق دوز مناسب انسولین (عملکرد مطلوب کنترلی) مقدار قند خون به کرانی از ۹۰ میلی-گرم بر مول همگرا شده است. در شکل های (۲) و (۳) همگرایی متغیرهای دوم و سوم مدل برگمن به نقاط تعادل به تصویر کشیده شده است. شکل های (۲) و (۳) نشان دهنده صحت تحلیل ارائه شده در تبصره (۴) هستند. مقدار انسولین تزریقی به بیمار دیابتی در شکل (۴) نشان داده شده است. همان گونه که واضح است در دقیقه بیستم به دلیل مصرف وعده غذایی مقدار انسولین تزریقی به بیمار افزایش یافته است و پس از قطع مصرف وعده غذایی مقدار داروی تزریقی به بیمار به کرانی از صفر همگرا شده است. سطح لغزش و خطای تنظیم قند خون بیمار دیابتی در حضور نامعینی به ترتیب در شکل های (۵) و (۶) نمایش داده شده اند. همگرایی خطای تنظیم قند خون به کرانی از صفر بیانگر کارآمدی رویکرد کنترلی ارائه شده بوده است. در شکل (۷)، کران داری پارامتر اسکالر تخمین شده سیستم فازی تطبیقی ارائه شده است. در شکل (۸)، پارامتر فازی تطبیقی به منظور جبران سازی اثرات وعده غذایی نشان داده شده است. به دلیل مصرف وعده غذایی در بازه زمانی ۲۰ الی ۱۰۰ دقیقه، پارامترهای فازی تطبیقی تقریب زده شده در شکل های (۷) و (۸) دارای پرش بوده است. به عبارت دیگر می توان اظهار داشت که کنترل کننده طراحی شده از طریق عبارت مقاوم خود سعی در جبران سازی اثرات وعده غذایی بر مسئله تنظیم قند خون دارد.

در این زیربخش به منظور نشان دادن برتری دیدگاه کنترلی ارائه شده در این مقاله در مقایسه با مرجع [۲۰] شبیه‌سازی مقایسه‌ای به منظور تنظیم قند خون بیمار دیابتی با مصرف وعده غذایی صورت گرفته است. نتایج این شبیه‌سازی در شکل‌های (۹) و (۱۰) نشان داده شده است. در این شبیه‌سازی تمام پارامترهای طراحی، مقادیر اولیه کنترل‌کننده و مدل برگمن براساس مقاله [۲۰] انتخاب شده است. همان‌گونه که از شکل‌های (۹) و (۱۰) دیده می‌شود به دلیل حضور اغتشاش وعده غذایی در شبیه‌سازی مقایسه‌ای و عدم جبران‌سازی آن در سیگنال کنترل مقاله [۲۰]، رویکرد ارائه شده در آن مقاله قابلیت تنظیم قند خون در حضور اغتشاش وعده غذایی را دارا نبوده است. اگرچه، در دیدگاه ارائه شده در این مقاله به دلیل طراحی جبران‌ساز مقاوم، تنظیم قند خون بیماران دیابتی به صورت مطلوب صورت گرفته است.



شکل (۹): رویکرد کنترلی ارائه شده در این مقاله
Figure (9): Proposed control approach in this paper



شکل (۱۰): رویکرد کنترلی مرجع [۲۰]
Figure (10): Proposed control approach in [20]

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله، کنترل‌کننده طراحی شده برای مدل کاملاً نامعین غیرخطی برگمن در حضور وعده غذایی مصرفی بیمار مورد بررسی قرار گرفته است. با استفاده از سیستم فازی، نامعینی‌های ساختاری غیرخطی پارامتری مدل برگمن تقریب زده شده‌اند. در ادامه با استفاده از جبران‌ساز مقاوم اثرات نامطلوب نامعینی‌های بی‌ساختار بر عملکرد کنترلی کاهش یافته است. دیدگاه کنترل خطی‌ساز فیدبک در ترکیب با سیستم‌های فازی و حداقل پارامترهای آموزشی سیستم فازی به منظور طراحی کنترل‌کننده تنظیم قند خون بیمار دیابتی به کار گرفته شده است. در انتها پایداری سیستم کنترلی حلقه بسته به اثبات رسیده است و کارآمدی رویکرد کنترلی ارائه شده به وسیله نرم‌افزار متلب و نمایش نتایج شبیه‌سازی مورد ارزیابی قرار گرفته است. در راستای استفاده کاربردی از رویکرد کنترلی ارائه شده در این مقاله می‌توان برخی از متغیرها مانند جنسیت، سن، استرس و ... را در مدل حداقل برگمن در نظر گرفت که به‌عنوان بخشی از پژوهش‌های آتی مورد توجه قرار خواهد گرفت. علاوه بر این، از رویکردهای ارائه شده در مقاله‌های [۳۱] الی [۳۳] در ترکیب با دیدگاه ارائه شده در این مقاله نیز در پژوهش‌های آتی استفاده خواهد شد.

سپاسگزاری

این مقاله از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد در دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد استخراج شده است. نویسندگان بر خود لازم می‌دانند مراتب تشکر صمیمانه خود را از همکاران حوزه پژوهشی دانشگاه آزاد اسلامی و داوران محترم که ما را در انجام و ارتقای کیفی این مقاله یاری نموده‌اند، اعلام نمایند.

References

مراجع

- [1] E-H. Karam, E-H. Jadoo, "Design optimal modified internal model controller of blood glucose for type I diabetes", *International Journal of Open Information Technologies*, vol. 8, no. 6, pp. 34-40, June 2020.
- [2] B. Saeid, H-S. Ko, R. Balouchzadeh, H-F. Lee, Sarah Park, G. Kwon, "Neural network-based model predictive control for type 1 diabetic rats on artificial pancreas system", *Medical & Biological Engineering and Computing*, vol. 57, no. 1, pp. 177-191, Jan. 2019 (doi: 10.1007/s11517-018-1872-6).
- [3] A. Nath, R. Dey, "Robust observer based control for plasma glucose regulation in type 1 diabetes patient using attractive ellipsoid method", *IET Systems Biology*, vol. 13, no. 2, pp. 84-91, April. 2019 (doi: 10.1049/iet-syb.2018.5054).
- [4] B. Farahmand, M. Dehghani, N. Vafamand, "Fuzzy model-based controller for blood glucose control in type 1 diabetes: An LMI approach", *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 54, pp. 101-627, Sept. 2019 (doi: 10.1016/j.bspc.2019.101627).
- [5] D. Boiroux, T.B. Aradóttir, M. Hagdrup, N.K. Poulsen, H. Madsen, J.B. Jørgensen, "A bolus calculator based on continuous-discrete unscented Kalman filtering for type 1 diabetics", *IFAC-Papers OnLine*, vol. 48, no. 20, pp. 159-164, 2015 Jan. (doi: 10.1016/j.ifacol.2015.10.132).
- [6] A. Nath, R. Dey, "Robust guaranteed-cost output feedback control of blood glucose in type 1 diabetes patient with inpatient variability", *Optimal Control Applications and Methods*, vol. 12, no. 4, pp. 12-23, Sept. 2020 (doi: 10.1002/oca.2607).
- [7] A.K. Patra, A.K. Mishra, P.K. Rout, "Back-stepping model predictive controller for blood glucose regulation in type-I diabetes patient", *IETE Journal of Research*, vol. 66, no. 3, pp. 326-340, May. 2020 (doi: 10.1080/03772063.2018.1493404).
- [8] A. Nath, R. Dey, V.E. Balas, "Closed loop blood glucose regulation of type 1 diabetic patient using Takagi-Sugeno fuzzy logic control", *Proceeding of the IWSCA*, pp. 286-296, Cham, Aug. 2016.
- [9] A.G. Gallardo-Hernández, M.A. González-Olvera, C. Revilla-Monsalve, J.A. Escobar, M. Castellanos-Fuentes, R. Leder, "Rapid automatic identification of parameters of the bergman minimal model in sprague-dawley rats with experimental diabetes for adaptive insulin delivery", *Computers in Biology and Medicine*, vol. 108, pp. 242-248, May. 2019 (doi: 10.1016/j.compbimed.2019.03.028).
- [10] C. Townsend, M.M. Seron, "Optimality of unconstrained pulse inputs to the bergman minimal model", *IEEE Control Systems Letters*, vol. 2, no. 1, pp. 79-84, Aug. 2019 (doi: 10.1109/LCSYS.2017.2734691).
- [11] A. Nath, R. Dey, C. Aguilar-Avelar, "Observer based nonlinear control design for glucose regulation in type 1 diabetic patients: An LMI approach", *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 47, pp.7-15, Jan. 2018 (doi: 10.1016/j.bspc.2018.07.020).
- [12] E.H. Karam, E.H. Eman, "Design modified second order sliding mode controller based on ST algorithm for blood glucose regulation systems", *Applied Computer Science*, vol. 16, no. 2, pp. 324-333, May. 2020 (doi: 10.23743/acs-2020-10).
- [13] S. Vakili, H. Toosian Shandiz, "Back-stepping sliding mode control design for glucose regulation in type 1 diabetic patients", *International Journal of Nonlinear Analysis and Applications*, vol. 10, no. 2, pp. 167-176, Dec. 2019 (doi: 10.22075/ijnaa.2019.4183).
- [14] W. Alam, Q. Khan, R-A. Riaz, R. Akmeliawati, I. Khan, K-S. Nisar, "Gain-scheduled observer-based finite-time control algorithm for an automated closed-loop insulin delivery system", *IEEE Access*, vol. 8, no.7, pp. 103088-103099, May. 2020 (doi: 10.1109/ACCESS.2020.2997776).
- [15] W. Alam, Q. Khan, R.A. Riaz, R. Akmeliawati, "Glucose-insulin stabilization in type-1 diabetic patient: A uniform exact differentiator-based robust integral sliding mode control approach", *International Journal of Distributed Sensor Networks*, vol. 15, no. 3, pp. 123-134, Mar. 2019 (doi: 10.1177/1550147719833573).
- [16] I. Hajizadeh, M.R. Askari, M. Sevil, N. Hobbs, R. Brandt, M. Rashid, A. Cinar, "Adaptive control of artificial pancreas systems for treatment of type 1 diabetes", *Control Theory in Biomedical Engineering*, vol. 1, no. 4, pp. 63-81, Jan. 2020 (doi: 10.1016/B978-0-12-821350-6.00003-2).

- [17] A. Nath, D. Deb, R. Dey, "Robust observer-based adaptive control of blood glucose in diabetic patients", *International Journal of Control*, vol. 4, no. 7, pp. 603-623, April 2020 (doi: 10.1080/00207179.2020.17507-05).
- [18] A.A. Basha, S. Vivekanandan, "A fuzzy-based adaptive multi-input-output scheme in lieu of diabetic and hypertension management for post-operative patients: An human-machine interface approach with its continuum", *Neural Computing and Applications*, pp. 1-7, May 2020 (doi: 10.1007/s00521-020-04975-8).
- [19] N. Auwal, H-D. Muazu, I. Goni, A-M. Jingi, "Adaptive neuro-fuzzy system to determine the blood glucose level of diabetic", *Mathematics and Computer Science*, vol. 4, no. 3, pp. 63-76, Oct. 2019 (doi: 10.11648/j-.mcs.20190403.11).
- [20] S. Ahmad, N. Ahmed, M. Iyas, W. Khan, "Supertwisting sliding mode control algorithm for developing artificial pancreas in type 1 diabetes patients", *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 38, pp. 200-211, Sept. 2017 (doi: 10.1016/j.bspc.2017.06.009).
- [21] M. Shahvali, M.B. Naghibi-Sistani, J. Askari, "Adaptive fault compensation control for nonlinear uncertain fractional-order systems: static and dynamic event generator approaches", *Journal of the Franklin Institute*, vol. 358, no. 12, pp. 6074-6100, 2021 (doi: 10.1016/j.jfranklin.2021.05.033).
- [22] R.N. Bergman, Y.Z. Ider, C.R. Bowden, C. Cobelli, "Quantitative estimation of insulin sensitivity", *American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism*, vol. 236, no. 6, pp. 670-677, June 1979 (doi: 10.1152/ajpendo.1979.236.6.E667).
- [23] J.T. Sorensen, "A physiologic model of glucose metabolism in man and its use to design and assess improved insulin therapies for diabetes", *Doctoral Dissertation*, Massachusetts Institute of Technology, 1985.
- [24] C. Dalla Man, R.A. Rizza, C. Cobelli, "Meal simulation model of the glucose-insulin system", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 10, pp. 1740-1749, Sept. 2007 (doi: 10.1109/TBME.2007.893506).
- [25] H. K. Khalil. *Nonlinear control*. Pearson Higher, vol. 3, 2014.
- [26] M. Shahvali, M.B. Naghibi-Sistani, J. Askari, "Bipartite consensus control for fractional-order nonlinear multi-agent systems: An output constraint approach", *Neurocomputing*, vol. 397, no. 12, pp. 212-223, July 2020 (doi: 10.1016/j.neucom.2020.02.036).
- [27] M. Shahvali, M.B. Naghibi-Sistani, H.R. Modares, "Distributed consensus control for a network of incommensurate fractional-order systems", *IEEE Control Systems Letters*, vol. 3, no. 2, pp. 481-486, Mar. 2020 (doi: 10.1109/LCSYS.2019.2903227).
- [28] M. Shahvali, J. Askari. "Cooperative adaptive neural partial tracking errors constrained control for nonlinear multi-agent systems", *International Journal of Adaptive Control and Signal Processing*, vol. 30, no.7, pp. 1019-1042, July 2016 (doi: 10.1002/acs.2657).
- [29] A. Nath, D. Deb, R. Dey. S. Das, "Blood glucose regulation in type 1 diabetic patients: an adaptive parametric compensation control-based approach", *IET systems biology*, vol. 12, no. 5, pp. 219-225, Sept. 2018 (doi: 10.11648/j.mcs.20190403.11).
- [30] 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.
- [31] M. Ghayoor, H. Pourghassem, "Proposing an automated system for differentiating between healthy individuals and patients with diabetic retinopathy", *Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology*, vol. 11, no. 44, pp. 1-19, March 2021 (in Persian).
- [32] S. Nasr, H. Mahmoodian, "Insulin drug regulation by general type 2 fuzzy controller with alpha plane", *Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology*, vol. 10, no. 37, pp. 39-48, June 2019 (doi: 10.1001.1.23223871.1398.10.37.4.8) (in Persian).
- [33] M. Khojandi-Jazi, N. Habibi, M. Harouni, "Estimation of re-hospitalization risk of diabetic patients based on radial base function (RBF) neural network method combined with colonial competition optimization algorithm", *Majlesi Journal of Electrical Engineering*, vol. 12, no. 1, pp. 109-116, March 2018.

زیرنویس‌ها

1. Optimal control
2. Model predictive control
3. Fuzzy controller
4. Internal model
5. Minimal Bergman model
6. Insulin sensitivity
7. Glucose effectiveness
8. Structured uncertainties

9. Back stepping
10. Finite-time
11. Certainty equalence
12. Barbalat lemmab
13. Fuzzy logic system
14. Artificial neural network
15. Triangular form
16. Kuchi Schwartz Inequality
17. Young's-Inequality
18. Smooth
19. Singleton fuzzification
20. Product inference
21. Center-average de-fuzzification
22. Fuzzy Basis Function
23. Fuzzy Repressor
24. Compact Set