Journal of Health and Biomedical Informatics 2025; 11(4): 291-305
doi 10.34172/jhbmi.2025.02
Medical Informatics Research Center, Kerman University of Medical Sciences

Original article

Designing a Fuzzy Stable System to Estimate Peripheral Resistance Using Frequency and Pulse Strength Parameters of Persian Medicine

Mohammad Dehghandar[1*], Maryam Nikbakht[1], Fatemeh Yousefi Nadarabadi[2]

1. Assistant Professor, Department of Mathematics, Payame Noor University, Tehran, Iran
2. PhD Student, Department of Mathematics, Payame Noor University, Tehran, Iran

ARTICLE INFO:

Article History:

Received: 31 May 2024

Accepted: 16 Feb 2025

Published: 18 Mar 2025

Corresponding Author:

Mohammad Dehghandar

Email:

m_dehghandar@pnu.ac.ir

Citation: Dehghandar M, Nikbakht M, Yousefi Nadarabadi F. Designing a Fuzzy Stable System to Estimate Peripheral Resistance Using Frequency and Pulse Strength Parameters of Persian Medicine. Journal of Health and Biomedical Informatics 2025; 11(4): 291-305. [In Persian]

Abstract

Introduction: Pulsology is one of the most important clinical diagnostic methods in Persian medicine (PM) and has been used by traditional medicine specialists for centuries to assess clients' health conditions. Additionally, photoplethysmogram (PPG) is a simple and non-invasive method for measuring changes in blood volume with each pulse, and the amount of peripheral resistance (PR), which is crucial for understanding patients' clinical conditions, can be extracted from it. Moreover, a system based on fuzzy rules serves as one of the methods for prediction and estimation. This research establishes the relationship between PR in PPG and PM pulsology through a fuzzy system.

Method: Fuzzy theory underlies many studies aimed at diagnosing diseases. To design a stable fuzzy system, pulse information and PPG signals from 35 individuals, recorded by a PM expert, were used. Complete, normal, consistent, and symmetric fuzzy sets sensitive to the range of input variables were defined to encompass the input and output spaces and to generate rules using the available data. Stability conditions for the system were also established.

Results: A fuzzy system comprising 35 rules, triangular and trapezoidal membership functions, a singleton fuzzifier, a product inference engine, and a centroid defuzzifier was designed using MATLAB R2021b. This stable fuzzy system, with pulse frequency and pulse strength inputs, as well as PR output, operates within the defined range. The stability of the system is assured by the membership function definitions, with a maximum error of 0.01.

Conclusion: This intelligent stable fuzzy system provides a reliable estimate of the PR from the PPG signal by using PM pulse variables. It was observed that an increase in pulse frequency correlates with an increase in PR, while an increase in pulse strength correlates with a decrease in PR in the PPG. Therefore, when the photoplethysmography signal is unavailable, trained physicians can derive a suitable estimate of the patient's peripheral vascular resistance status based on the frequency and strength of the patient's pulse, which is valuable for the clinical evaluation and diagnosis of the patient's medical issues.

Keywords: Stable fuzzy system, pulse, Persian medicine, photoplethysmogram, peripheral resistance

© 2025 The Author(s); Published by Kerman University of Medical Sciences. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cite

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]

مجله انفورماتیک سلامت و زیست پزشکی دوره یازدهم، شماره چهارم، سال ۱۴۰۳، ص ۳۰۵-۲۹۱
doi: 10.34172/jhbmi.2025.02
مرکز تحقیقات انفورماتیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان

مقاله پژوهشی

طراحی سیستم پایدار فازی جهت تخمین مقاومت محیطی با استفاده از اجناس تواتر و قوت نبض طب ایرانی

محمد دهقاندار[1]*، مریم نیکبخت[1]، فاطمه یوسفی ندرآبادی[2]

۱. استادیار، گروه ریاضی، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران
۲. دانشجوی دکترای ریاضی، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران

اطلاعات مقاله

سابقه مقاله

دریافت: ۱۴۰۳/۳/۱۱
پذیرش: ۱۴۰۳/۱۱/۲۸
انتشار برخط: ۱۴۰۳/۱۲/۲۸

نویسنده مسئول:
محمد دهقاندار
ایمیل:
m_dehghandar@pnu.ac.ir

ارجاع: دهقاندار محمد، نیکبخت مریم، یوسفی ندرآبادی فاطمه. طراحی سیستم پایدار فازی جهت تخمین مقاومت محیطی با استفاده از اجناس تواتر و قوت نبض طب ایرانی. مجله انفورماتیک سلامت و زیست پزشکی ۱۴۰۳؛ ۱۱(۴): ۳۰۵-۲۹۱.

چکیده

مقدمه: نبض‌شناسی یکی از مهم‌ترین روش‌های تشخیص بالینی در طب ایرانی می‌باشد و قرن‌ها است توسط متخصصان طب سنتی برای ارزیابی وضعیت سلامت مراجعین استفاده می‌شود. همچنین فتوپلتیسموگرام یک روش آسان و غیر تهاجمی برای اندازه‌گیری تغییرات حجم خون در هر نبض است و میزان مقاومت عروق محیطی که در تبیین وضعیت بالینی بیماران مهم است را می‌توان از آن استخراج نمود. از سوی دیگر یکی از روش‌های پیش‌بینی و تخمین، سیستم مبتنی بر قوانین فازی است. در این تحقیق توسط سیستم فازی بین مقاومت محیطی در فتوپلتیسموگرام و نبض‌شناسی طب ایرانی ارتباط برقرار گردید.

روش کار: نظریه فازی مبنای بسیاری از مطالعات پزشکی برای تشخیص بیماری‌ها است. برای طراحی سیستم فازی پایدار، اطلاعات نبض و همچنین سیگنال فتوپلتیسموگرام مربوط به ۳۵ نفر که توسط متخصص طب ایرانی ثبت شده بود مورد استفاده قرار گرفت. مجموعه‌های فازی کامل، نرمال، سازگار و متقارن و حساس نسبت به محدوده متغیرهای ورودی، برای پوشش فضاهای ورودی و خروجی و تولید قوانین با استفاده از داده‌های موجود تعریف شدند و شرایط پایداری برای سیستم برقرار گردید.

یافته‌ها: سیستم فازی با ۳۵ قانون، توابع عضویت مثلثی و ذوزنقه‌ای، فازی‌ساز منفرد، موتور استنتاج حاصل‌ضرب و فازی‌ساز مرکز ثقل توسط نرم‌افزار MATLAB R2021b طراحی شد. این سیستم فازی پایدار با ورودی‌های تواتر نبض و قوت نبض و همچنین خروجی مقاومت محیطی در محدوده تعریف شده می‌باشد. با توجه به نوع تعریف مجموعه‌های فازی در توابع تعلق، پایداری سیستم تضمین گردید و خطای این سیستم جهت تخمین مقاومت محیطی حداکثر ۰/۰۱ به دست آمد.

نتیجه‌گیری: این سیستم هوشمند فازی پایدار با استفاده از متغیرهای نبض طب ایرانی تخمین مناسبی از مقاومت محیطی سیگنال فتوپلتیسموگرام ارائه می‌دهد و مشاهده شد که افزایش تواتر نبض با افزایش مقاومت محیطی و همچنین افزایش قوت نبض با کاهش مقاومت محیطی مرتبط بود؛ لذا پزشکان آموزش دیده می‌توانند در زمان عدم دسترسی به سیگنال فتوپلتیسموگرام، بر اساس معاینه تواتر و قوت نبض فرد بیمار، تخمین مناسبی از وضعیت مقاومت محیطی فرد که در ارزیابی بالینی و تشخیص مشکلات پزشکی بیمار مفید است، به دست آورند.

کلیدواژه‌ها: سیستم فازی پایدار، نبض، طب ایرانی، فتوپلتیسموگرام، مقاومت محیطی

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]

مقدمه

در حال حاضر با پیشرفت علم اهمیت و پیچیدگی فرآیند تصمیم‌گیری غیرقابل انکار می‌باشد و زمان تصمیم‌گیری را افزایش می‌دهد و این فرآیند بر روند بعدی تأثیر می‌گذارد. عدم قطعیت به اشکال مختلف ظاهر می‌شود و بر تصمیم‌گیری‌ها تأثیر می‌گذارد. یکی از تکنیک‌های پیش‌بینی و تخمین، تکنیک توسعه یک سیستم مبتنی بر قوانین فازی است و اخیراً در بسیاری از تحقیقات از ابزارهای هوش مصنوعی مانند شبکه عصبی و سیستم‌های فازی جهت تخمین و پیش‌بینی بیماری‌ها در حوزه پزشکی استفاده گردیده است [۳-۱].

از طرفی یکی از ریشه‌دارترین مکاتب طب سنتی، طب ایرانی است که در حال حاضر در بسیاری از کشورها از جمله سرزمین مادری خود یعنی ایران در حال احیا و نقدهای آکادمیک است. تشخیص نبض یکی از مهم‌ترین روش‌های تشخیص بالینی در طب ایرانی می‌باشد که قرن‌ها است توسط متخصصان طب سنتی برای ارزیابی بیماری و وضعیت سلامت مراجعین استفاده می‌شود. از آنجایی که نبض‌شناسی بیش از یک چهارم مطالب نگاشته شده در مورد نشانه‌شناسی را در کتب اصلی طب ایرانی شامل می‌شود، استفاده از ظرفیت‌های آن برای تشخیص و شناسایی بیماری‌ها به غیر از روش‌های مرسوم تشخیص مفید و قابل استفاده به نظر می‌رسد [۷-۴]. علاوه بر این، در رابطه با تجربه و تجزیه و تحلیل نتایج نبض توسط پزشکان و آموزش دانشجویان در این زمینه مشکلات و ملاحظاتی وجود دارد. از سوی دیگر، فتوپلتیسموگرام (Photoplethysmogram) یک روش کم هزینه، آسان و غیر تهاجمی برای اندازه‌گیری تغییرات حجم خون در بافت مورد نظر در هر نبض است، علاوه بر این، فتوپلتیسموگرام به طور گسترده در مراقبت‌های بهداشتی استفاده می‌شود که در آن برای پیش‌بینی پارامترهای حیاتی مرتبط با سلامت استفاده می‌شود. ارزیابی میزان مقاومت عروق محیطی در تبیین وضعیت بالینی و تشخیص افتراقی بیماران مهم است و به‌نظر می‌رسد قرن‌ها تجربه بالینی نبض‌شناسی طب ایرانی بتواند شاخص‌هایی به ما دهد تا تخمینی از مقاومت عروق محیطی سنجیده شده توسط دستگاه فتوپلتیسموگرام باشد. این ارتباط می‌تواند از طریق طراحی سیستم فازی برقرار گردد [۸،۹]. این تحقیق یک مطالعه با هدف ارزیابی قابلیت استفاده از نبض‌شناسی طب ایرانی برای تخمین مقاومت محیطی در سیگنال فتوپلتیسموگرام با کمک طراحی سیستم پایدار فازی می‌باشد، بنابراین برای طراحی سیستم پایدار فازی مفاهیم مربوط به سیستم‌های فازی و طب ایرانی و همچنین سیگنال فتوپلتیسموگرام ذکر شده و سپس مراحل طراحی و تحلیل نتایج سیستم فازی شرح داده شده است.

سیستم‌های فازی

منطق فازی در حال حاضر در شاخه‌های مختلف علم استفاده می‌شود. در هوش مصنوعی که بر اساس داده‌های غیر قطعی طراحی شده است، از منطق فازی و قواعد این منطق بسیار استفاده می‌شود. مجموعه فازی A در فضای جهانی U با تابع $\mu_A(x)$ تعریف می‌شود که مقادیری را در بازه [۰،۱] می‌گیرد و به صورت معادله (۱) تعریف می‌شود:

$$A = \{(x, \mu_A(x)) | \ x \in U\} \ , \mu_A(x) \in [0,1] \quad (1)$$

بنابراین، یک مجموعه فازی تعمیم یک مجموعه کلاسیک است، به عبارت دیگر، یک مجموعه کلاسیک تنها می‌تواند دو مقدار ۰ و ۱ داشته باشد، در حالی که تابع عضویت یک مجموعه فازی یک تابع پیوسته در محدوده [۰،۱] است. ساختار یک سیستم خبره فازی از چهار بخش تشکیل شده است که عبارت‌اند از: فازی ساز ورودی‌ها، قوانین، موتور استنتاج و غیرفازی‌ساز خروجی‌ها.

مجموعه فازی A_i کامل است هرگاه رابطه (۲) برای آن‌ها برقرار باشد.

$$\forall x_i \in [\alpha, \beta] \Rightarrow \mu_{A_i}(x_i) \neq 0 \quad (2)$$

به عبارت دیگر برای هر ورودی در محدوده مجموعه فازی، مقدار تابع تعلق غیر صفر می‌باشد.

مجموعه فازی A_i نرمال نامیده می‌شود هرگاه رابطه (۳) برای آن‌ها برقرار باشد.

$$\exists x_i | \ \mu_{A_i}(x_i) = 1 \quad (3)$$

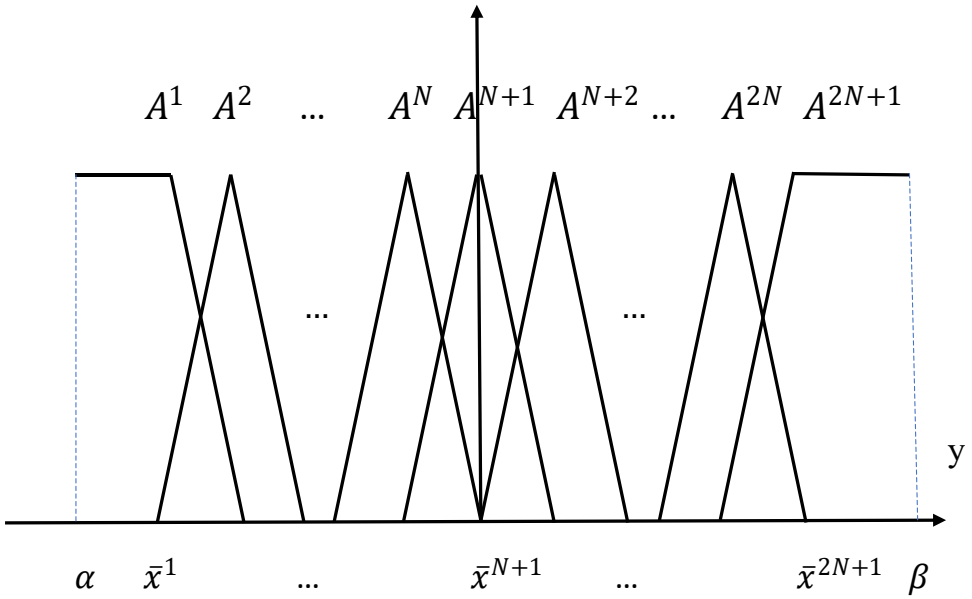
[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]

مجله انفورماتیک سلامت و زیست پزشکی دوره یازدهم، شماره چهارم، سال ۱۴۰۳، ص ۳۰۵-۲۹۱
doi: 10.34172/jhbmi.2025.02
مرکز تحقیقات انفورماتیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان

به عبارت دیگر در مجموعه فازی حداقل یک نقطه وجود دارد که مقدار تابع تعلق آن برابر یک باشد. یک مجموعه از قواعد اگر – آنگاه فازی سازگار نامیده می‌شود اگر قواعدی یافت نشوند که بخش‌های «اگر» یکسان و بخش‌های «آنگاه» متفاوت داشته باشند.

برای این‌که یک سیستم فازی پایدار طراحی گردد شرایط زیر در نظر گرفته می‌شود:

مرحله ۱: فرض کنید همان‌طور که در شکل ۱ ملاحظه می‌گردد خروجی $y(t)$ مقادیری در بازه‌ی $[\alpha,\beta] \subset R$ را اختیار کند. $2N+1$ مجموعه فازی A^l از نوع نرمال، سازگار و کامل در این بازه تعریف می‌گردد. مجموعه‌های فازی $A^1, A^2, \cdots, A^N$ ، بازه $[\alpha,0)$ را پوشش می‌دهد که در این جا مقدار 0 نقطه تعادل بازه بوده و مجموعه فازی A^{N+1} صفر و همچنین مجموعه‌های فازی $A^{N+2}, \cdots, A^{2N+1}$ ، بازه $(0,\beta]$ را پوشش می‌دهد.



شکل ۱: توابع تعلق برای کنترل کننده

مرحله ۲: تعداد $2N+1$ قاعده اگر–آنگاه فازی به صورت رابطه (۴) موجود است:

$$IF\ y\ is\ A^l \Rightarrow u\ is\ B^l \quad l = 1, 2, \ldots, 2N+1 \quad (4)$$

مجموعه‌های فازی B^l نیز مراکز $\bar{y}^l$ مطابق رابطه (۵) می‌باشند.

$$\bar{y}^l = \begin{cases} \leq 0 & l = 1, 2, \cdots, N \\ 0 & l = N+1 \\ \geq 0 & l = N+2, \cdots, 2N+1 \end{cases} \quad (5)$$

مرحله ۳: کنترل کننده فازی از روی $2N+1$ قاعده اگر–آنگاه مرحله ۲، به‌دست می‌آید.

ماشین استنتاج ضرب، فازی ساز منفرد، غیرفازی ساز میانگین مراکز به صورت رابطه (۶) می‌باشد.

$$u = -f(y) = \frac{\sum_{l=1}^{2N+1} \bar{y}^l \mu_{A^l}(y)}{\sum_{l=1}^{2N+1} \mu_{A^l}(y)} \quad (6)$$

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]

اثبات می‌شود که سیستم طراحی شده فوق پایدار L_p یا در حالت خاص پایدار L_∞، ورودی کراندار–خروجی کراندار پایدار است. به عبارت دیگر رابطه (۷) را خواهیم داشت:

$$\|u\|_\infty < M_u \Rightarrow \|y\|_\infty < M_y \quad (7)$$

لذا با تأمین شرایط فوق سیستم فازی طراحی شده پایدار خواهد بود [۱۰،۱۱]. در واقع در محدوده مشخص پایداری با اعمال هر ورودی کراندار، خروجی سیستم نیز کراندار خواهد بود.

فتوپلتیسموگرام

فتوپلتیسموگرام یک روش کم هزینه، آسان و غیر تهاجمی برای اندازه‌گیری تغییرات حجم خون در هر بافت مورد نظر در هر نبض است [۱۲]. فتوپلتیسموگرام به طور گسترده در مراقبت‌های بهداشتی برای پیش‌بینی پارامترهای حیاتی مرتبط با سلامت استفاده می‌شود. همچنین از فتوپلتیسموگرام برای تعیین ضربان قلب، تخمین درصد اشباع هموگلوبین خون توسط اکسیژن، سطح گلوکز خون و مقاومت محیطی استفاده شده است [۱۳،۱۴]. سنسور فتوپلتیسموگرام از یک دیود فرستنده نور برای روشن کردن سطح پوست و یک ردیاب نوری برای اندازه‌گیری تغییرات جذب نور دریک دوره زمانی مشخص تشکیل شده است. بخش با فرکانس بالای سیگنال فتوپلتیسموگرام حاوی اطلاعاتی در مورد ضربان قلب است و این قسمت بر روی یک بخش بزرگ فرکانس غیر ضربانی قرار می‌گیرد که تحت تأثیر عوامل مختلفی مانند تنفس، جذب از بافت غیر عروقی و فعالیت سیستم عصبی سمپاتیک قرار می‌گیرد [۱۲،۱۳]. تجزیه و تحلیل موج نبض (پالس) به استخراج ویژگی‌های مشخصه خاص و پردازش سیگنال از شکل موج فتوپلتیسموگرام اشاره دارد. این روش تنها به یک سنسور اندازه گیری، فتوپلتیسموگرام نیاز دارد. امروزه پیشرفت در ابزارهای تجزیه و تحلیل داده‌ها و محاسبات، پردازش پیش و پس از سیگنال‌های فیزیولوژیکی مانند فتوپلتیسموگرام را ساده کرده است [۱۲]. دامنه سیستولیک به حداکثر دامنه فاز سیستولیک فتوپلتیسموگرام اشاره دارد؛ این ویژگی مربوط به جزء حجم ضربه‌ای است [۱۵].

طب ایرانی

طب ایرانی یکی از مکاتب غنی طب سنتی است که خدمات زیادی به بشریت ارائه کرده است و تشخیص نبض یکی از مهم‌ترین روش‌های تشخیص بالینی در طب ایرانی است که هزاران سال است توسط پزشکان طب سنتی برای ارزیابی سلامتی بیماران استفاده می‌شود [۱۶،۱۷]. در مکتب طب ایرانی مانند فیزیولوژی مدرن انبساط منظم دوره‌ای یک سرخرگ به دلیل بیرون ریختن خون به داخل شریان‌ها توسط انقباض‌های قلب به عنوان نبض شناخته می‌شود. هر نبض شامل دو دوره حرکتی انقباض و انبساطی و دو مکث در بین هر دو حرکت می‌باشد. نبض هر فرد با پارامترهای مختلف برای قضاوت در مورد وضعیت سلامت آنالیز می‌شود. این پارامترها شامل گسترش نبض در سه بعد فضایی، قدرت، تواتر، کیفیت پوست و بافت پوشاننده، پری و قوام رگ، سرعت، یکنواختی یا تنوع نبض، و وزن یا موسیقی نبض می‌شود [۲۰–۱۸].

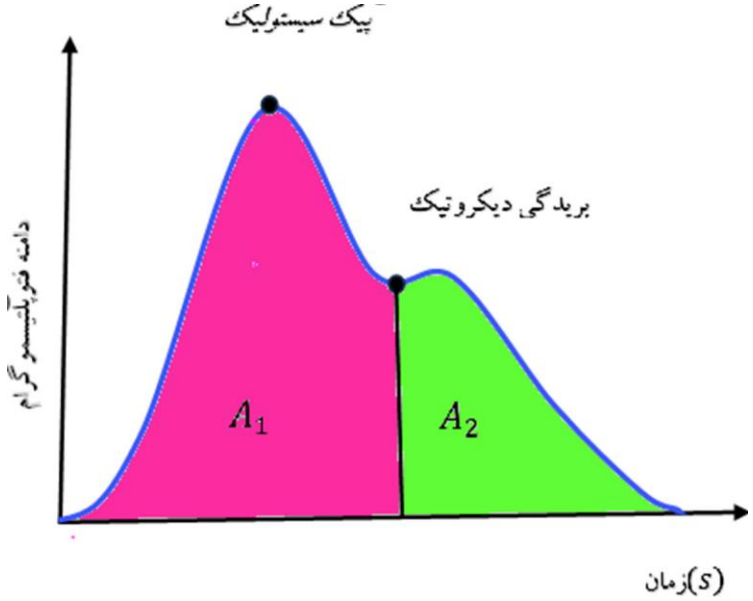
پارامترهای تواتر نبض و قوت نبض بیشترین ارتباط را با مقاومت محیطی دارند؛ زیرا بالابودن قوت نبض به طور معمول مستقیماً متأثر از بالابودن حجم خون به ازای هر نبض در فاز سیستولیک یا حجم ضربه‌ای قلب است که معمولاً نسبت عکس با مقاومت محیطی دارد. علاوه‌براین بالا بودن تواتر نبض در حالت پایه نیز متأثر از پایین بودن حجم خون به ازای هر نبض در فاز سیستولیک (یا حجم ضربه ای قلب) و معمولاً نسبت مستقیم با مقاومت محیطی دارد [۶،۱۷،۱۸]؛ بنابراین در این مطالعه فقط از پارامترهای تواتر و قوت نبض جهت تخمین مقاومت محیطی استفاده شده است. از آن‌جاکه ارزیابی مقاومت محیطی در تحلیل شرایط بیماران و تشخیص افتراقی بیماری‌ها نقش به‌سزایی ایفا می‌کند و از آن‌جا که دستگاه فتوپلتیسموگرام ممکن است در همه نقاط در دسترس پزشک نباشد، هدف این تحقیق، طراحی سیستم پایدار فازی جهت تخمین مقاومت محیطی با استفاده از اجناس قوت و تواتر نبض طب ایرانی است که بر اساس آن پزشک با اندک آموزش مهارت نبض‌گیری بتواند تخمین مناسبی از مقاومت محیطی بدون در دست داشتن دستگاه فتوپلتیسموگرام داشته باشد.

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]

مجله انفورماتیک سلامت و زیست پزشکی دوره یازدهم، شماره چهارم، سال ۱۴۰۳، ص ۳۰۵-۲۹۱
doi: 10.34172/jhbmi.2025.02
مرکز تحقیقات انفورماتیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان

روش کار

به منظور طراحی سیستم پایدار فازی جهت تخمین مقاومت محیطی با استفاده از اجناس قوت و تواتر نبض طب ایرانی ابتدا شاخص مقاومت محیطی مربوط به نمودار فتوپلتیسموگرام معرفی می‌گردد سپس فرآیند کار توضیح داده می‌شود. مساحت اندازه‌گیری شده زیر منحنی فتوپلتیسموگرام مساحت نبض می‌باشد. مساحت نبض در بریدگی دوتیک به دو قسمت تقسیم می‌شود که در شکل ۲ آمده است.



شکل ۱: تعیین شاخص مقاومت محیطی کل با تقسیم ناحیه A_2 بر A_1

نسبت دو ناحیه A_1 و A_2 در شکل ۲ به عنوان شاخص مقاومت محیطی کل در نظر گرفته می‌شود و نسبت مساحت نقطه عطف IPA(Inflection Point Area Ratio) نامیده می‌شود و به صورت رابطه (۸) تعریف می‌گردد[۱،۲]:

$$IPA = \frac{A_2}{A_1} \qquad (8)$$

در این تحقیق از اطلاعات ۳۵ نفر از مراجعه‌کنندگان به کلینیک طب ایرانی احمدیه دانشگاه علوم پزشکی تهران استفاده شد. این اطلاعات شامل قوت نبض، تواتر نبض و همچنین داده‌های منحنی فتوپلتیسموگرام می‌باشد که توسط متخصص طب ایرانی ثبت گردیده بود. با توجه به این‌که در داده‌های موجود قوت نبض‌ها کم بود (که در اکثر افراد با زندگی ماشینی امروزی چنین است) و اغلب آن‌ها ضعیف بودند درادامه این تحقیق، ضعف نبض به‌جای قوت نبض نام‌گذاری گردیده است؛ لذا افزایش ضعف نبض در واقع کاهش قوت نبض می‌باشد و بالعکس. همچنین داده‌های مربوط به شاخص مقاومت محیطی کل جهت کاهش خطا در محاسبات با استفاده از رابطه (۹) نرمال‌سازی شدند:

$$x_{new} = \frac{x_{old} - x_{min}}{x_{max} - x_{min}} \qquad (9)$$

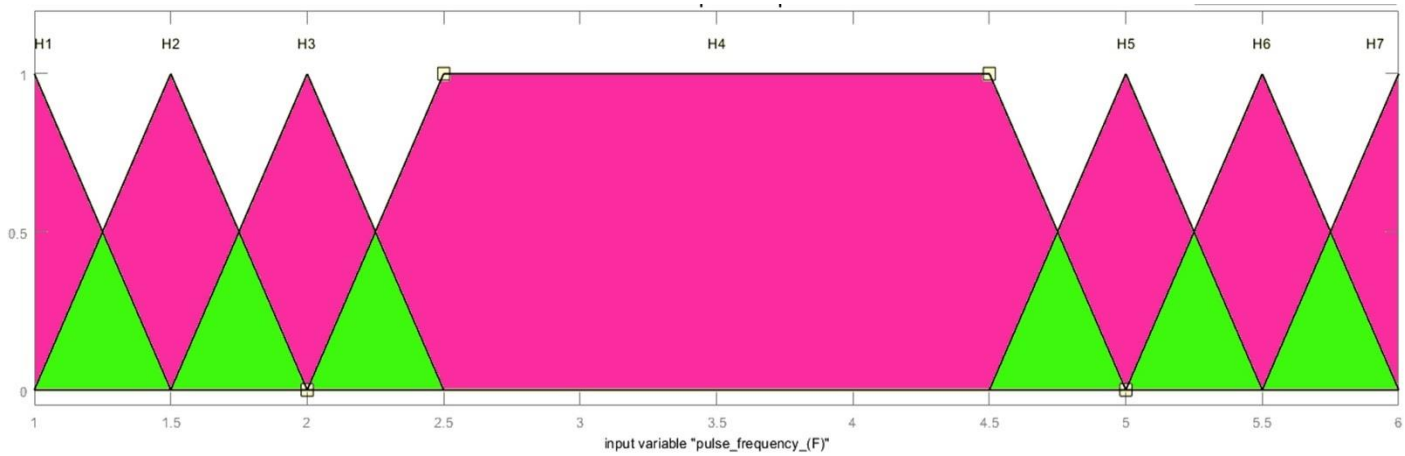
که در آن x_{new} داده نرمال شده جدید، x_{old} داده فعلی، x_{min} کوچک‌ترین داده، و x_{max} بزرگ‌ترین داده است.
در این‌جا متغیرها به این صورت نام‌گذاری می‌شوند: تواتر نبض F، ضعف نبض W و شاخص مقاومت محیطی کل IPA است و در جدول ۱ این داده‌ها آورده شده است:

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]

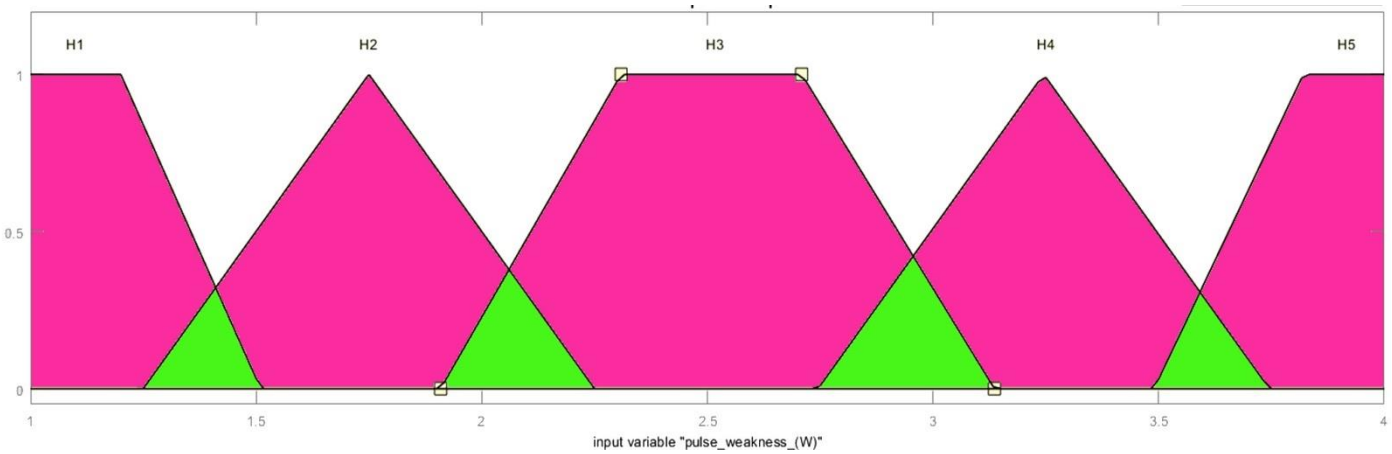
جدول ۱: داده های ۳۵ نفر جهت تخمین مقاومت محیطی توسط اجناس تواتر و ضعف نبض طب ایرانی

متغیرها	بیشترین مقدار	کمترین مقدار	میانگین	انحراف معیار
(F)تواتر نبض	۶	۱	۳/۴۴۷	۱/۴۷۷
(W) ضعف نبض	۴	۱	۲/۳۸۲	۱/۰۲۹
(IPA)مقاومت محیطی	۰/۹۸۳	۰/۰۱۹	۰/۳۶۶	۰/۲۲۵

حال مراحل طراحی سیستم پایدار فازی با در نظر گرفتن ورودی های (F,W) و خروجی IPA به صورت زیر انجام می‌شود:
ابتدا مجموعه‌های فازی برای پوشش فضاهای ورودی و خروجی به صورت زیر تعریف شدند به‌طوری‌که متغیرهای ورودی تواتر نبض و میزان ضعف نبض با توابع عضویت ذوزنقه‌ای و مثلثی همان‌طور که در شکل‌های ۳ و ۴ نشان داده شده‌اند، تعیین گردیدند.



شکل ۳: تابع عضویت متغیر ورودی تواتر نبض

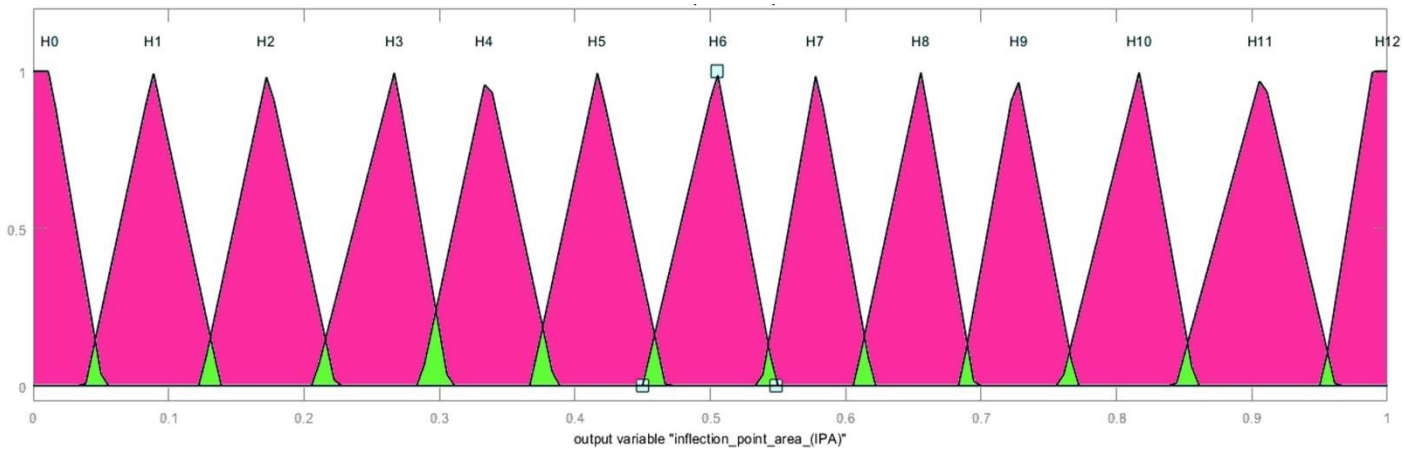


شکل ٤: تابع عضویت متغیر ورودی میزان ضعف نبض

همچنین، ناحیه مقاومت محیطی متغیر خروجی با توابع عضویت ذوزنقه‌ای و مثلثی همان‌طورکه در شکل ۵ نشان داده شده، تعیین شد.

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]

مجله انفورماتیک سلامت و زیست پزشکی دوره یازدهم، شماره چهارم، سال ۱۴۰۳، ص ۳۰۵-۲۹۱
doi: 10.34172/jhbmi.2025.02
مرکز تحقیقات انفورماتیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان



شکل ۵: تابع عضویت متغیر خروجی مقاومت محیطی

ملاحظه می‌گردد تعداد ۷ مجموعه فازی مربوط به تواتر نبض در بازه [۶، ۱] تعریف شد که توابع عضویت آن در شکل ۳ نشان داده شده است، تعداد ۵ مجموعه فازی مربوط به ضعف نبض در بازه [۴، ۱] تعریف شد که توابع عضویت آن در شکل ۴ نشان داده شده است و تعداد ۱۳مجموعه فازی مربوط به خروجی مقاومت محیطی در بازه [۱، ۰] تعریف شد، که توابع عضویت آن در شکل ۵ نشان داده شده است. سپس قوانین با استفاده از متغیرهای ورودی–خروجی ایجاد گردید. برای این منظور در این مرحله برای هر جفت ورودی–خروجی $(F^l, W^l; IPA^l)$, $l = 1,2,\dots,35$ مقادیر عضویت متناظر در مجموعه‌های فازی H_i^l مشخص شدند. سپس برای هر جفت ورودی–خروجی $(F^l, W^l; IPA^l)$ مجموعه فازی که در آن بیشترین مقدار عضویت را دارد تعیین گردیدند.

در این تحقیق با توجه به این‌که متغیرهای ورودی تواتر نبض ۷ مجموعه و ضعف نبض ۵ مجموعه می‌باشند؛ لذا کل حالات ممکن ۳۵ حالت می‌باشد که در این مرحله، ۳۵ قانون براساس قوانین فازی مربوط به مجموعه‌های فازی و توابع تعلق در شکل‌های ۳، ۴ و ۵ به دست آمد.

در نهایت طراحی سیستم فازی بر اساس قواعد فازی انجام گردید. در این مرحله با استفاده از پایه قواعد ساخته شده در مرحله قبل، سیستم فازی ممدانی با موتور استنتاج به دست آمده از فازی ساز منفرد و غیرفازی ساز مرکز ثقل توسط نرم افزار MATLAB R2021b طراحی شد.

پایداری سیستم

در این بخش پایداری سیستم طراحی شده مورد بررسی قرار گرفت. ملاحظه گردید جهت تأمین شرایط پایداری سیستم گام‌های سه‌گانه که در مقدمه اشاره شد و در شکل۱ و روابط (۲)، (۳) و (۵) شرایط آن تبیین گردید، توابع تعلق تعریف گردیدند.

به عبارت دیگر در شکل‌های ۴،۳ و ۵ برای هر مجموعه $[\alpha_j . \beta_j]; j = 1,2,3$ مجموعه‌های فازی H_i به صورت H_i^l، $l = 1,2,\dots,35$ تعریف شدند که در آن‌ها بازه مجموعه $[\alpha_j . \beta_j]$ طبق رابطه (۲) کامل می‌باشند. همچنین مجموعه‌های فازی به گونه‌ای طراحی شده‌اند که رابطه (۳) برای آن‌ها برقرار است و همگی نرمال هستند.

این توابع تعلق بر اساس حساسیت داده‌های موجود نسبت به متغیرها و بازه آن‌ها منظور شده است. ملاحظه می‌گردد در متغیر تواتر نبض در شکل ۳، در بازه ۱ تا ۲/۵ تعداد سه مجموعه فازی تعریف شده است؛ در حالی‌که در بازه ۲/۵ تا ۴/۵ فقط یک مجموعه فازی تعریف شده است. این مطلب نشان می‌دهد متغیر خروجی یعنی مقاومت محیطی در داده‌های موجود نسبت به بازه ۱ تا ۲/۵ در مقایسه با بازه ۲/۵ تا ۴/۵ حساسیت بیشتری دارد؛ همین‌طور تعداد مجموعه‌های فازی برای متغیر تواتر نبض ۷ مجموعه و برای متغیر ضعف نبض ۵

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]

مجموعه می‌باشد که نشان می‌دهد این داده‌های موجود نسبت به تواتر نبض حساسیت بیشتری دارند. همان‌گونه کـه در شـکل‌های ۴،۳ و ۵ ملاحظه می‌گردد نقطه تعادل در تابع تعلق تواتر نبض مقدار ۳/۵ در تابع تعلق ضعف نـبض ۲/۵ و در تـابع تعلـق مقاومـت محیطـی ۰/۵ می‌باشد و تمام توابع تعلق تعریف شده، نسبت به نقاط تعادل متقارن هستند و تابعی فرد می‌باشند. علاوه بر این تمـام بازه‌هـای داده شـده در فضای متغیرهای ورودی و خروجی توسط توابع تعلق پوشش داده شده است؛ لذا سیستم فازی طراحی شده فوق پایدار می‌باشد.

نتایج

همان‌طور که گفته شد سیستم فازی طبق شرایط داده شده در روابط(۲)، (۳) و (۵) طراحی گردید؛ لذا یک سیستم پایدار خواهیم داشت. البته تأکید می‌گردد پایداری در محدوده‌های تعریف شده برای این تعداد ۳۵ داده موجود برقرار است که این محدوده‌ها برای متغیر تواتر نبض از ۱ تا ۶ و برای متغیر ضعف نبض از ۱ تا ۴ و برای مقاومت محیطی از ۰ تا ۱ می باشد. لازم به ذکر است در قوانین تولید شده، هنگامی که مقادیر F و W از ناحیه تعریف شده خارج شوند و به عبارت دیگر از مرز انتهایی و بحرانی عدول کنند دیگر آن قانون فعال نمی‌گردد و پایداری نیز برقرار نخواهد بود.

حال به بررسی محدوده پایداری ورودی- خروجی سیستم به صورت موضعی برای داده‌های جدول ۲ که به صورت قوانین ۱ تا ۳ می‌باشند، پرداخته می‌شود. برای بررسی قوانین، ورودی‌های جدید به صورت F_i و W_i و مربوط به متغیرهای ضعف نبض و تواتر نبض و خروجی جدید نیز مربوط به شاخص مقاومت محیطی و به صورت IPA_o نام‌گذاری می‌گردند.

جدول ۲: داده‌های تواتر نبض، ضعف نبض و مقاومت محیطی مربوط به ۳ نفراز حجم نمونه

شماره	(F) تواتر نبض	(W) ضعف نبض	(IPA) مقاومت محیطی
۱	۵/۵	۴	۰/۹۳۸۸
۲	۶	۲	۰/۷۲۶۷
۳	۱	۱	۰/۰۱۷۸

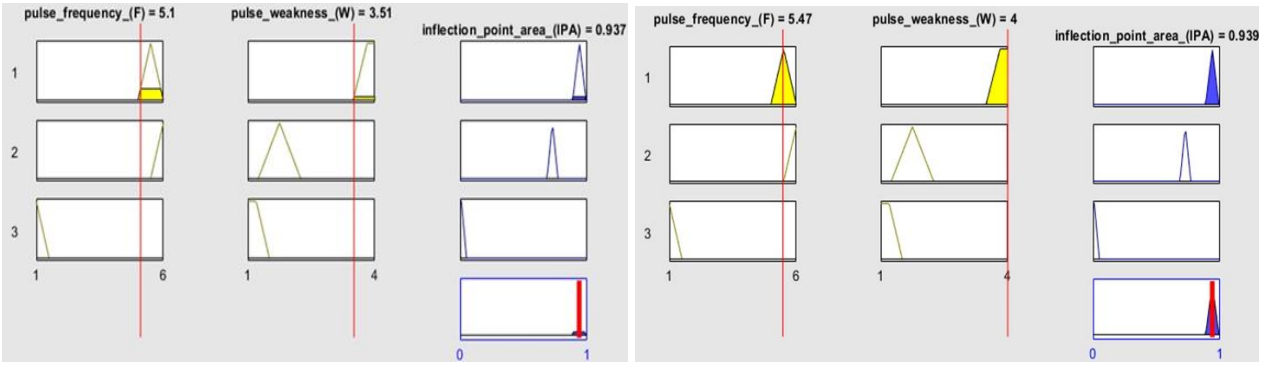
قانون اول در سیستم فازی بر اساس داده ۱ تولید شده است، بدین صورت که برای متغیرهای ورودی چون متغیر تواتر نبض یعنی F^1 دارای مقدار ۵/۵ می باشد؛ ازاین‌رو با توجه به شکل ۳ مجموعه فازی H_6 برای این متغیر در نظر گرفته خواهد شد. همچنین متغیر ضعف نبض یعنی W^1 دارای مقدار ۴ می‌باشد؛ بنابراین با توجه به شکل ۴ مجموعه فازی H_5 برای این متغیر در نظر گرفته خواهد شد. برای متغیر خروجی چون متغیر مقاومت محیطی یعنی IPA^1 دارای مقدار ۰/۹۳۸۸ می‌باشد، با توجه به شکل ۵ مجموعه فازی H_{11} برای این متغیر در نظر گرفته خواهد شد، ازاین‌رو قانون اول به صورت زیر می‌باشد:

$$IF\ (F^1\ is\ H_6)\ and\ (W^1\ is\ H_5)\ \ THEN\ (IPA^1\ is\ H_{11})$$

با توجه به توابع تعلق که در شکل‌های ۳، ۴ و ۵ نشان داده شده است اگر هر زوج ورودی دلخواه(F_i, W_i) کـه در محـدوده قـانون اول قرار گیرد خروجی مقاومت محیطی(IPA_o) به صورت شکل ۶ خواهد شد.

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]

مجله انفورماتیک سلامت و زیست پزشکی دوره یازدهم، شماره چهارم، سال ۱۴۰۳، ص ۳۰۵-۲۹۱
doi: 10.34172/jhbmi.2025.02
مرکز تحقیقات انفورماتیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان



شکل ٦: الف. حداکثر مقدارخروجی ۰/۹۳۹ بر اساس مقادیر ورودی قانون اول شکل ٦: ب. حداقل مقدارخروجی ۰/۹۳۷ براساس مقادیر ورودی قانون اول

و به عبارت دیگر رابطه (۷) به صورت زیر برقرار خواهد بود:

$$IF\ (5 < \|F_i^1\| < 6) \quad \& \ (3.5 < \|W_i^1\| \leq 4) \ \Rightarrow \ (0.937 \leq \|IPA_o^1\| \leq 0.939) \qquad (10)$$

لذا در صورتی که هر زوج ورودی (F_i, W_i) در بازه داده شده قرار گیرد حداکثر تغییرات متغیر خروجی مقاومت محیطی(ΔIPA_o^1) به صورت زیر خواهد بود:

$$IF(\ \|\Delta F_i^1\| < 1 \ \& \ \|\Delta W_i^1\| < 0.5\ ) \Rightarrow \ \|\Delta IPA_o^1\| \leq 0.002 \qquad (11)$$

و لذا سیستم فازی طراحی شده برای قانون اول با محدوده تعریف شده در رابطه (۱۰) دارای پایداری ورودی–خروجی با مقادیر داده شده در رابطه (۱۱) می‌باشد. لازم به ذکر است که در رابطه (۱۰) ورودی F_i^1 نمی‌تواند برابر ۵ یا ۶ باشد؛ زیرا در این‌صورت طبق توابع تعلق تعریف شده در شکل ۳ خواهیم داشت:

$$\mu_{F_i^1}\ (x_i) = 0$$

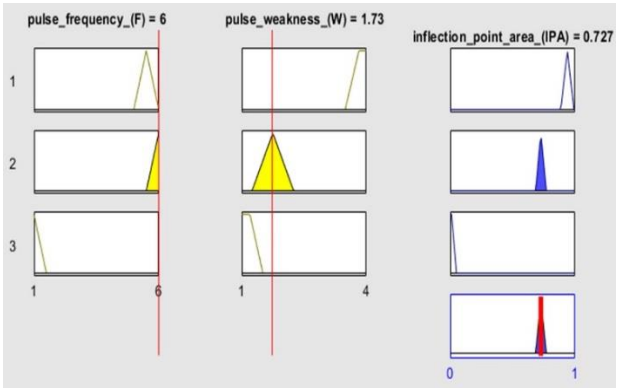
و این نتیجه شرط کامل بودن مجموعه فازی که در رابطه (۲) تعریف گردید را برای قانون اول نقض می‌کند. همچنین در رابطه (۱۰) به همین دلیل ورودی W_i^1 نمی‌تواند برابر ۳/۵ باشد. یادآوری می‌گردد در صورتی که زوج ورودی (F_i, W_i) شرایط رابطه (۱۰) را دارا نباشند قانون اول فعال نخواهد شد و به طریق اولی پایداری نیز مورد بررسی قرار نخواهد گرفت و این موضوع برای بقیه قوانین نیز صادق است.

قانون دوم در سیستم فازی بر اساس داده ۲ تولید شده است و طبق توابع تعلق تعریف شده به صورت زیر می‌باشد:

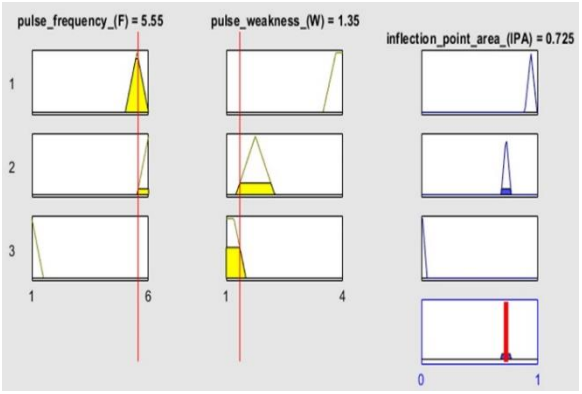
$$IF\ (F^2\ is\ H_7)\ \ and\ \ (W^2\ is\ H_2)\ \ THEN\ (IPA^2\ \ is\ H_9)$$

با توجه به توابع تعلق که در شکل‌های ۳،۴و ۵ نشان داده شده است اگر هر زوج ورودی دلخواه(F_i, W_i) که در محدوده قانون دوم قرار گیرد خروجی مقاومت محیطی (IPA_o) به صورت شکل ۷ خواهد شد:

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]



شکل ۷: الف. حداکثر مقدارخروجی ۰/۷۲۷ بر اساس مقادیر ورودی قانون دوم



شکل ۷: ب. حداقل مقدارخروجی۰/۷۲۵ براساس مقادیر ورودی قانون دوم

و به عبارت دیگر رابطه (۱۲) به صورت زیر برقرار خواهد بود:

$$IF\ (5.5 < \|F_i^2\| \leq 6)\quad \&\ (1.25 < \|W_i^2\| < 2.25) \Rightarrow\ (0.725 \leq \|IPA_o^2\| \leq 0.727)\quad (12)$$

لذا در صورتی که هر زوج ورودی (F_i, W_i) در بازه داده شده قرار گیرد حداکثر تغییرات متغیر خروجی مقاومت محیطی(ΔIPA_o^2) به صورت زیر خواهد بود:

$$IF(\ \|\Delta F_i^2\| < 0.5\ \ \&\ \ \|\Delta W_i^2\| < 1\ ) \Rightarrow\ \|\Delta IPA_o^2\| \leq 0.002 \qquad (13)$$

و لذا سیستم فازی طراحی شده برای قانون دوم با محدوده تعریف شده در رابطه (۱۲) دارای پایداری ورودی–خروجی با مقادیر داده شده در رابطه (۱۳) می‌باشد.

قانون سوم در سیستم فازی بر اساس داده ۳ تولید شده است و طبق توابع تعلق تعریف شده به صورت زیر می‌باشد:

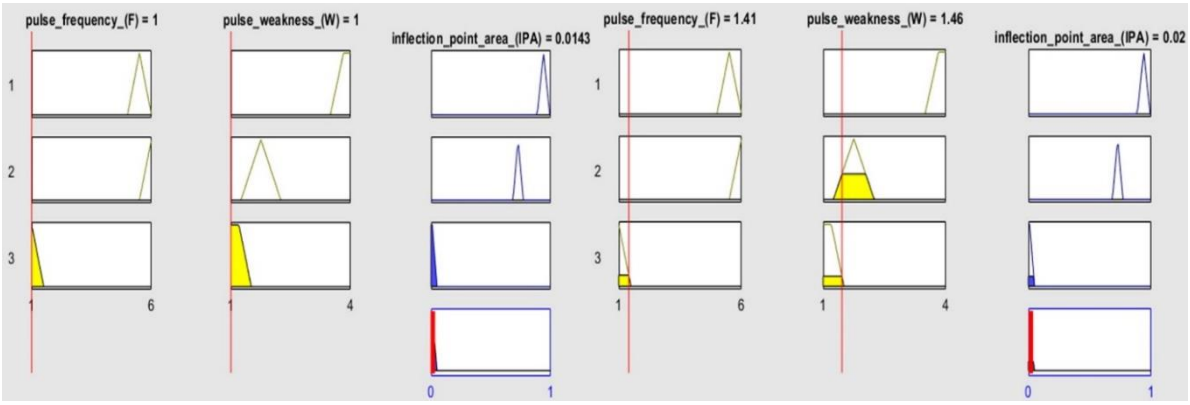
$$IF\ (F^3\ is\ H_1)\ \ and\ \ (W^3\ is\ H_1)\ \ THEN\ (IPA^3\ \ is\ H_0)$$

با توجه به توابع تعلق که در شکل‌های ۴،۳و ۵ نشان داده شده است اگر هر زوج ورودی دلخواه(F_i, W_i) که در محدوده قانون دوم قرار گیرد خروجی مقاومت محیطی(IPA_o) به صورت شکل ۸ خواهد شد:

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]

مجله انفورماتیک سلامت و زیست پزشکی دوره یازدهم، شماره چهارم، سال ۱۴۰۳، ص ۳۰۵-۲۹۱
doi: 10.34172/jhbmi.2025.02
مرکز تحقیقات انفورماتیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کرمان



شکل ۸: الف. حداکثر مقدارخروجی ۰/۰۲ بر اساس مقادیر ورودی قانون سوم شکل ۸: ب. حداقل مقدار خروجی ۰/۰۱۴۳ بر اساس مقادیر ورودی قانون سوم

و به عبارت دیگر رابطه (۱۴) به صورت زیر برقرار خواهد بود:

$$IF\ (1 \le \|F_i^3\| < 1.5) \quad \& \ (1 \le \|W_i^3\| < 1.5) \ \Rightarrow \ (0.0143 \le \|IPA_o^3\| \le 0.02) \qquad (14)$$

لذا در صورتی که هر زوج ورودی (F_i, W_i) در بازه داده شده قرار گیرد حداکثر تغییرات متغیر خروجی مقاومت محیطی (ΔIPA_o^3) به صورت زیر خواهد بود:

$$IF(\ \|\Delta F_i^3\| < 0.5 \ \& \ \|\Delta W_i^3\| < 0.5\ ) \Rightarrow \ \|\Delta IPA_o^3\| \le 0.0057 \qquad (15)$$

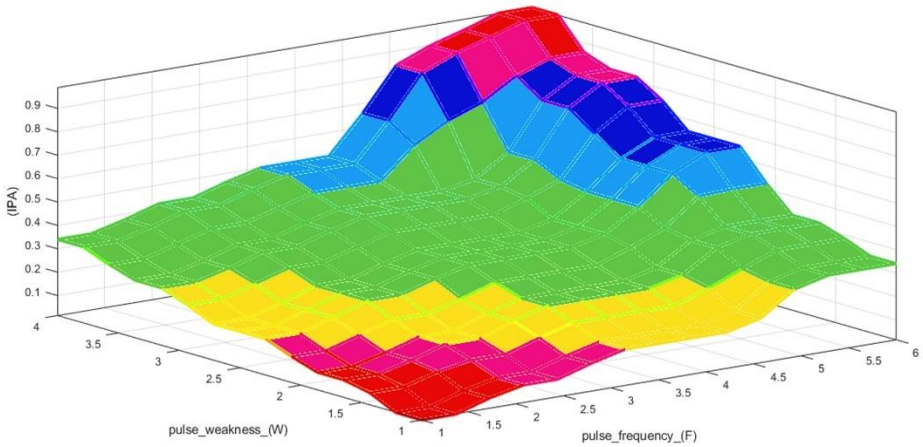
و لذا سیستم فازی طراحی شده برای قانون سوم با محدوده تعریف شده در رابطه (۱۴) دارای پایداری ورودی-خروجی با مقادیر داده شده در رابطه (۱۵) می‌باشد.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف این تحقیق مطالعه‌ای جهت ارزیابی قابلیت استفاده از نبض‌شناسی طب ایرانی برای تخمین مقاومت محیطی ارزیابی شده توسط سیگنال فتوپلتیسموگرام با کمک طراحی سیستم پایدار فازی بود.

در این تحقیق از اطلاعات زیستی ۳۵ نفر استفاده شد. این اطلاعات شامل معاینه قوت نبض و تواتر نبض و همچنین داده‌های منحنی فتوپلتیسموگرام ایشان بوده که توسط متخصص طب ایرانی ثبت شده بودند. این اطلاعات سپس برای کاهش خطای داده‌ها نرمال‌سازی شدند. به دنبال آن، مراحل طراحی سیستم پایدار فازی با در نظر گرفتن ورودی‌های قوت نبض، تواتر نبض و خروجی مقاومت محیطی پس از تعریف مجموعه‌های فازی مناسب، توسط نرم‌افزار MATLAB R2021b انجام گردید. سیسم فازی طراحی شده به صورت شکل ۹ می‌باشد.

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]



شکل ۹: سیستم پایدار فازی طراحی شده با ورودی‌های تواتر و ضعف نبض و خروجی مقاومت محیطی

همان‌طور که در شکل ۹ ملاحظه می‌شود سیستم فازی پایدار جهت تخمین مقاومت محیطی با استفاده از اجناس تواتر نبض و ضعف نبض طب ایرانی طراحی شده است. همچنین افزایش ضعف نبض معادل کاهش قوت نبض بوده و همین‌طور کاهش ضعف نبض معادل افزایش قوت نبض می‌باشد. در سیستم طراحی شده در شکل ۹ در واقع هر چه متغیرهای ورودی به نواحی بحرانی و مرزهای آن‌ها مخصوصاً تواتر نبض F_i به نقاط انتهایی ۶ و ۱ و ضعف نبض W_i به نقاط انتهایی۴ و ۱، نزدیک شوند مقدار مقاومت محیطی تغییرات بیشتری خواهد داشت. ملاحظه می‌شود اگر متغیرهای ورودی (F_i, W_i) هم‌علامت و هم‌جهت زیاد یا کم شوند در مقادیر مرزی آن‌ها بیشترین امکان ناپایداری وجود دارد.

در این سیستم با افزایش تواتر نبض و ضعف نبض، مقاومت محیطی افزایش می‌یابد و این با نتایج و موارد داده شده در منابع متعدد مطابقت دارد [۶،۷،۱۴،۲۳]. همچنین با کاهش تواتر نبض و ضعف نبض، مقاومت محیطی نیز کاهش می‌یابد و این با نتایج و موارد داده شده در همین منابع یعنی [۶،۷،۱۴،۲۳]. مطابقت دارد؛ زیرا همان‌طور که در مطالعات علیزاده و دهقاندار[۶،۷] آمده است کاهش ضعف قلب باعث افزایش حجم ضربه‌ای می‌گردد که کاهش مقاومت محیطی را در پی دارد. همچنین همان‌طور که در مطالعات Elgendi و Wang [۱۴،۲۳] آمده است افزایش تواتر قلب باعث کاهش زمان سیستولیک می‌شود که در نتیجه موجب افزایش مقاومت محیطی IPA می‌گردد. در صورتی که متغیرهای ورودی تواتر نبض در محدوده ۱ تا ۶ و ضعف نبض در محدوده ۱ تا ۴ قرار گیرند یکی از ۳۵ قانون تولید شده فعال می‌گردد و همان‌طور که در روابط (۱۱)، (۱۳) و (۱۵) نیز ملاحظه شد در کل سیستم خروجی تخمین مقاومت محیطی دارای خطای کمتر از ۰/۰۱ می‌باشد؛ لذا تخمین بسیار خوبی از مقاومت محیطی توسط متغیرهای تواتر نبض و ضعف نبض طب ایرانی با استفاده از این سیستم طراحی شده، می‌باشد. با توجه به این‌که فتوپلتیسموگرام یک روش آسان و غیر تهاجمی برای اندازه گیری تغییرات حجم خون در هر نبض است و برای تعیین مقاومت محیطی نیز استفاده شده است و همچنین به طور گسترده جهت پیش‌بینی پارامترهای حیاتی مرتبط با سلامت استفاده می‌شود؛ لذا تخمین مقاومت محیطی در نمودار فتوپلتیسموگرام توسط اجناس نبض طب ایرانی بسیار مهم و کاربردی خواهد بود. با استفاده از این سیستم فازی می‌توان با اعمال ورودی‌های تواتر نبض و ضعف نبض طب ایرانی در محدوده مقادیر قوانین موجود، مقدار مقاومت محیطی را تا دقت قابل قبول تخمین زد و این می‌تواند ارتباط خوبی بین طب ایرانی و طب رایج برقرار نماید. این سیستم و نتایج حاصل شده می‌تواند در تشخیص و پیش بینی بیماری‌های مرتبط با تواتر نبض، قوت نبض و مقاومت محیطی مورد استفاده قرار گیرد و متخصصان می‌توانند از آن بهره مند شوند.

در این تحقیق فقط دو متغیر تواتر نبض و قوت نبض طب ایرانی به عنوان متغیرهای مستقل جهت تخمین مقاومت محیطی مورد استفاده قرار گرفت. به نظر می‌رسد در صورتی که بتوان ارتباط متغیرهای دیگر نبض طب ایرانی با مقاومت محیطی را برقرار نمود احتمالاً دقت و کاربردی‌تر شدن این سیستم تقویت خواهد شد همچنین با افزایش داده‌ها از جوامع مختلف آماری می توان کارآیی سیستم و دقت پیش‌بینی آن را افزایش داد.

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]
[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]

تشکر و قدردانی

در اینجا لازم می‌دانیم از همکاری و کمک جناب آقای دکتر مهدی علیزاده وقاصلو استادیار طب ایرانی دانشگاه علوم پزشکی تهران تشکر و قدردانی نماییم. همچنین از همکاری کلینیک طب ایرانی احمدیه دانشگاه علوم پزشکی تهران صمیمانه سپاسگزاریم.

تعارض منافع

هیچ‌گونه تعارض منافع توسط نویسندگان بیان نشده است.

کد اخلاق

این مقاله دارای کد اخلاق دارای کد اخلاق به شرح زیر IR.PNU.REC.1403.685 از دانشگاه پیام نور تهران می‌باشد.

سهم مشارکت نویسندگان

نقش فعال نویسنده اول و مسئول مقاله در طراحی مطالعه پژوهش و نوشتن مقاله، نقش نویسنده دوم تحلیل، تفسیر و آنالیز داده‌ها و نقش نویسنده سوم در گردآوری داده‌های پزشکی و طراحی اولیه سیستم می‌باشد.

References

[1]. Dehghandar M, Rezvani S. Classification of COVID-19 individuals using adaptive neuro-fuzzy inference system. J Med Signals Sens 2022;12(4):334-40. doi: 10.4103/jmss.jmss_140_21

[2]. Dehghandar M, Hassani Bafrani A, Dadkhah M,Qorbani M, Kelishadi R. Diagnosis of Obesity and Hypertension in Isfahani Students Using Artificial Neural Network. Journal of Health and Biomedical Informatics 2021;8(1):12-23. [In Persian]

[3]. Ramzan M, Hamid M, Alhussan AA, AlEisa HN, Abdallah HA. Accurate prediction of anxiety levels in asian countries using a fuzzy expert system. Healthcare 2023; 11(11): 1594. https://doi.org/10.3390/healthcare11111594

[4]. Alizadeh M, Keshavarz M, Ebadiani M, Nazem E, Isfahani MM. Complexity and rationality of Avicenna's pulsology: a step towards understanding the past for today's applications. Int J Cardiol 2012;157(3):434-5. doi: 10.1016/j.ijcard.2012.03.168

[5]. Dehghandar M, Khaloozadeh H, Keshavarz M. Ranking the temperature of fever diseases in Iranian traditional medicine using fuzzy logic. Survey Methodology 2015;44(1):94-118.

[6]. Alizadeh Vaghasloo M. Explaining the Ten Parameters of Pulse Diagnosis in Traditional Iranian Medicine [dissertation]. Tehran: Tehran University of Medical Sciences; 2013. [In Persian]

[7]. Dehghandar M. Investigating the effect of pulse traditional medicine on the factors of blood pressure by fuzzy calculations. [dissertation]. Tehran: Payame Noor University; 2016. [In Persian]

[8]. Padilla JM, Berjano EJ, Saiz J, Facila L, Diaz P, Merce S. Assessment of relationships between blood pressure, pulse wave velocity and digital volume pulse. Computers in Cardiology 2006;33:893–6.

[9]. Rubins U, Grabovskis A, Grube J, Kukulis I. Photoplethysmography analysis of artery properties in patients with cardiovascular diseases. In14th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics: NBC 2008 Jun 16-20; Riga, Latvia 2008 Berlin: Heidelberg: Springer; 2008. p. 319-22.

[10]. Dehghandar M, Pabasteh M, Heydari R. Diagnosis of COVID-19 disease by fuzzy expert system designed based on input-output. Journal of Control 2021;14(5):71-8. doi: 10.52547/joc.14.5.71

[11]. Wang L. A Course in Fuzzy Systems and Control. NJ United States, Prentice-Hall, Inc. Division of Simon and Schuster One Lake Street Upper Saddle River. 1996.

[12]. Liu SH, Wang JJ, Chen W, Pan KL, Su CH. Classification of photoplethysmographic signal quality with fuzzy neural network for improvement of stroke volume measurement. Appl Sci 2020;10(4):1476. https://doi.org/10.3390/app10041476

[13]. Mousavi SS, Firouzmand M, Charmi M, Hemmati M, Moghadam M, Ghorbani Y. Blood pressure estimation from appropriate and inappropriate PPG signals using A whole-based method. Biomedical Signal Processing and Control 2019;47:196-206. https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.08.022

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]

[14]. Elgendi M. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. Current Cardiology Reviews 2012;8(1):14-25. doi: https://doi.org/10.2174/157340312801215782
[15]. Asada HH, Shaltis P, Reisner A, Rhee S, Hutchinson RC. Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors. IEEE Eng Med Biol Mag 2003;22(3):28-40. doi: 10.1109/memb.2003.1213624
[16]. Alizadeh M, Keshavarz M, Ebadiani M, Nazem E, Isfahani MM. Complexity and rationality of Avicenna's pulsology: a step towards understanding the past for today's applications. Int J Cardiol 2012;157(3):434-5. doi: 10.1016/j.ijcard.2012.03.168
[17]. Dehghandar M, Khaloozadeh H, Soltanian F, Keshavarz M. Modeling of the Pulse Parameters in Iranian Traditional Medicine and Estimation of Blood Pressure by Artificial Neural Network. Journal of Industrial Engineering Research 2016;2(1):17-22.
[18]. Naseri M, Rezai Zadeh H, Choopani R, Anoshirvani M. General overview of Iranian Traditional Medicine. Tehran: Nashre Shahr; 2010. p. 14-27. In Persian
[19]. Chashti M. Exir-e-Azam [Great Elixir]. Tehran: Research Institute for Islamic and Complementary Medicine. 2008. In Persian
[20]. Vaghasloo MA, Naghizadeh A, Keshavarz M. The Concept of Pulse. Traditional and Integrative Medicine 2017:54-60.
[21]. Shing-Hong Liu, Ren-Xuan Li, Jia-Jung Wang, Wenxi Chen, Chun-Hung SU. Classification of Photoplethysmographic Signal Quality with Deep Convolution Neural Networks for Accurate Measurement of Cardiac Stroke Volume. Appl Sci 2020; 10(13): 4612. https://doi.org/10.3390/app10134612
[22]. Seitsonen E, Korhonen I, van Gils M, Huiku M, Lötjönen J,Korttila K, et al. EEG spectral entropy, heart rate,photoplethysmography and motor responses to skin incision during sevoflurane anaesthesia. Acta Anaesthesiol Scand 2005;49(3):284-92. doi: 10.1111/j.1399-6576.2005.00654.x
[23]. Wang L, Pickwell-MacPherson E, Liang YP, Zhang YT. Noninvasive cardiac output estimation using a novel photoplethysmogram index. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2009 Sep 3-6; Minneapolis, MN, USA: IEEE; 2009. doi: 10.1109/IEMBS.2009.5333091

[Downloaded from jhbmi.ir on 2026-11-17]

[DOI: 10.34172/jhbmi.2025.02]