

**IMPLEMENTASI *FUZZY LOGIC* MAMDANI PADA SISTEM
PEMANTAUAN KESEHATAN MENGGUNAKAN SENSOR DETAK
JANTUNG DAN SATURASI OKSIGEN MAX30100**

TUGAS AKHIR

Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Memperoleh Gelar S1

Pada Program Studi Teknik Elektro

Fakultas Teknologi Industri

Universitas Islam Sultan Agung



DISUSUN OLEH:

MILLATI NAZILA

NIM. 30602000025

**PROGRAM STUDI TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
UNIVERSITAS ISLAM SULTAN AGUNG
SEMARANG**

2025

***IMPLEMENTATION OF MAMDANI FUZZY LOGIC ON A HEALTH
MONITORING SYSTEM USING THE MAX30100 HEART RATE AND
OXYGEN SATURATION SENSOR***

FINAL PROJECT

Proposed to complete the requirement to obtain a bachelor's degree (S1)

At Department of Electrical Engineering

Faculty of Industrial Technology

Universitas Islam Sultan Agung



***DEPARTMENT OF ELECTRICAL ENGINEERING
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY
UNIVERSITAS ISLAM SULTAN AGUNG
SEMARANG***

2025

LEMBAR PENGESAHAN PENGUJI

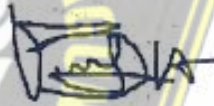
Laporan Tugas Akhir dengan Judul “IMPLEMENTASI FUZZY LOGIC MAMDANI PADA SISTEM PEMANTAUAN KESEHATAN MENGGUNAKAN SENSOR DETAK JANTUNG DAN SATURASI OKSIGEN MAX30100” ini telah dipertahankan di depan penguji sidang Tugas Akhir pada:

Hari : Rabu
Tanggal : 26 November 2025

Tim Penguji

Tanda Tangan

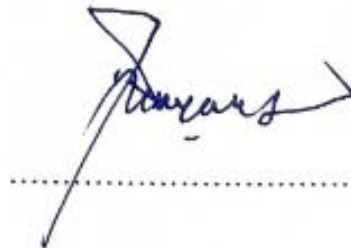
Ir. Budi Pramono Jati, M.M., M.T.
NIDN.0623126501
Ketua Penguji



Munaf Ismail, S.T., M.T.
NIDN. 0613127302
Penguji I



Dr. Eka Nuryanto Budisusila, S.T., M.T.
NIDN. 0619107301
Penguji II



LEMBAR PENGESAHAN PEMBIMBING

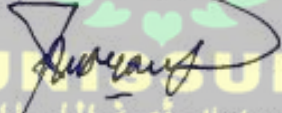
Laporan Tugas Akhir dengan Judul **"IMPLEMENTASI FUZZY LOGIC MAMDANI PADA SISTEM PEMANTAUAN KESEHATAN MENGGUNAKAN SENSOR DETAK JANTUNG DAN SATURASI OKSIGEN MAX30100"** ini disusun oleh:

Nama : Millati Nazila
NIM : 30602000025
Program Studi : Teknik Elektro

Telah disahkan dan disetujui oleh dosen pembimbing pada:


Hari : Rabu
Tanggal : 26 November 2025

Pembimbing


Dr. Eka Nuryanto Budisusila, S.T., M.T.
NIDN. 0619107301

Mengetahui,

Kepala Program Studi Teknik Elektro


Munaf Ismail, S.T., M.T.
NIDN. 0613127302

SURAT PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Millati Nazila
NIM : 30602000025
Prgram Studi : Teknik Elektro
Fakultas : Teknologi Industri

Dengan ini saya menyatakan bahwa Tugas Akhir yang diajukan dengan judul "IMPLEMENTASI FUZZY LOGIC MAMDANI PADA SISTEM PEMANTAUAN KESEHATAN MENGGUNAKAN SENSOR DETAK JANTUNG DAN SATURASI OKSIGEN MAX30100" adalah hasil karya sendiri, tidak pernah diajukan untuk memperoleh gelar kesarjanaan di perguruan tinggi lain maupun ditulis dan diterbitkan orang lain, kecuali secara tertulis diacu dalam daftar pustaka. Tugas Akhir ini adalah milik saya segala bentuk kesalahan dan kekeliruan dalam Tugas Akhir ini adalah tanggung jawab saya.

Demikian surat pernyataan ini saya buat dengan sadar dan penuh tanggung jawab.

Semarang, 26 November 2025

Yang menyatakan



Millati Nazila

PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI ILMIAH

Yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : MILLATI NAZILA
NIM : 30602000025
Program Studi : Teknik Elektro
Fakultas : Fakultas Teknologi Industri

Dengan ini saya menyerahkan karya ilmiah berupa Tugas Akhir dengan judul "IMPLEMENTASI FUZZY LOGIC MAMDANI PADA SISTEM PEMANTAUAN KESEHATAN MENGGUNAKAN SENSOR DETAK JANTUNG DAN SATURASI OKSIGEN MAX30100" dan menyetujui menjadi hak milik Universitas Islam Sultan Agung serta memberikan hak bebas royalti non-eksklusif untuk disimpan, dialih mediakan, dikelola dalam pangkalan data dan publikasinya di internet atau media lain untuk kepentingan akademis selama tetap mencantumkan nama penulis sebagai pemilik Hak Cipta.

Pernyataan ini saya buat dengan sungguh-sungguh. Apabila dikemudian hari terbukti ada pelanggaran Hak Cipta/ Plagiarisme dalam karya ilmiah ini, maka segala bentuk tuntutan hukum yang timbul akan saya tanggung secara pribadi tanpa melibatkan pihak Universitas Islam Sultan Agung

Semarang, 26 November 2025

Yang Menyatakan




Millati Nazila

HALAMAN PERSEMBAHAN

Alhamdulillahirabbil'alamin, segala puji bagi Allah SWT atas segala rahmat, hidayah, dan karunia-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini dengan baik. Shalawat serta salam senantiasa tercurah kepada junjungan kita Nabi Muhammad SAW. Karya sederhana ini penulis persembahkan sebagai wujud rasa syukur dan terima kasih kepada:

1. Kedua Orang Tua Tercinta, Bapak Ngasri dan Ibu Mutmainah Terima kasih yang sebesar-besarnya atas segala doa yang tiada henti, kasih sayang, dukungan moril, maupun materiil yang telah diberikan selama ini. Keberhasilan penulis menyelesaikan studi ini tidak lepas dari restu dan pengorbanan Bapak dan Ibu.
2. Saudara Kandungku Tersayang, Umi hanik dan Khosiatul Fitri Terima kasih atas dukungan semangat, bantuan, doa, serta canda tawa yang selalu menjadi penghibur dan motivasi bagi penulis di saat lelah menjalani proses penyusunan tugas akhir ini.
3. Bapak Dr. Eka Nuryanto Budisusila, S.T., M.T. Selaku Dosen Pembimbing yang telah meluangkan waktu, tenaga, dan pikiran untuk memberikan bimbingan, arahan, serta ilmu yang sangat berharga bagi penulis dalam penyusunan Tugas Akhir ini.
4. Teman-teman Mahasiswa Teknik Elektro Angkatan 2020 Terima kasih atas kebersamaan, diskusi, kerja sama, dan dukungan semangat yang telah terjalin selama menempuh pendidikan di Universitas Islam Sultan Agung.

Semoga karya tulis ini dapat memberikan manfaat bagi perkembangan ilmu pengetahuan dan teknologi, serta menjadi amal jariyah bagi kita semua.

HALAMAN MOTTO

“Ilmu itu bukan yang dihafal, tetapi yang memberi manfaat.”

(Imam Syafi’i)

“Keberhasilan bukanlah milik orang yang pintar. Keberhasilan adalah kepunyaan mereka yang senantiasa berusaha.”

(B.J. Habibie)

“Kesalahan terbesar yang dibuat manusia dalam kehidupannya adalah terus-menerus merasa takut bahwa mereka akan melakukan kesalahan.”

(Elbert Hubbard)

“Do your best and let Allah do the rest.”



KATA PENGANTAR

Assalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Puji syukur kehadiran Allah SWT atas segala limpahan rahmat, taufik, dan hidayah-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan Laporan Tugas Akhir ini dengan judul “IMPLEMENTASI FUZZY LOGIC MAMDANI PADA SISTEM PEMANTAUAN KESEHATAN MENGGUNAKAN SENSOR DETAK JANTUNG DAN SATURASI OKSIGEN MAX30100”. Laporan Tugas Akhir ini disusun sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan studi jenjang Strata Satu (S1) dan memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Sultan Agung Semarang. Penulis menyadari bahwa penyusunan laporan ini tidak akan terwujud tanpa bantuan, bimbingan, dan dukungan dari berbagai pihak. Oleh karena itu, dengan segala kerendahan hati, penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih yang setulus-tulusnya kepada:

1. Allah SWT yang telah memberikan rahmat, ridho, ketabahan, kesabaran dan kelapangan hati serta pikiran dalam menimba ilmu.
2. Ibu Dr. Ir. Novi Marlyana, S.T., M.T., selaku Dekan Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Sultan Agung.
3. Bapak Munaf Ismail, S.T., M.T., selaku Ketua Program Studi Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Sultan Agung.
4. Bapak Dr. Eka Nuryanto Budisusila, S.T., M.T., selaku Dosen Pembimbing yang telah meluangkan waktu, tenaga, dan pikiran untuk memberikan bimbingan, arahan, serta motivasi yang sangat berharga sejak awal penelitian hingga terselesaikannya laporan ini.
5. Bapak Agus Suprajitno, S.T., M.T. selaku dosen wali Teknik Elektro 2020 yang telah memberikan arahan selama menempuh studi.
6. Bapak Ir. Budi Pramono Jati, M.M., M.T. dan Munaf Ismail, S.T., M.T., selaku Dosen Penguji yang telah memberikan masukan dan koreksi membangun demi kesempurnaan sistem dan laporan ini.
7. Seluruh Dosen dan Staf Tata Usaha Fakultas Teknologi Industri UNISSULA yang telah memfasilitasi dan memberikan ilmu pengetahuan selama penulis menempuh pendidikan.
8. Kedua Orang Tua tercinta dan Saudara kandungku, yang senantiasa memberikan doa tulus, kasih sayang, serta dukungan moril dan materiil yang tak terhingga. Merekalah sumber kekuatan utama penulis untuk terus melangkah.

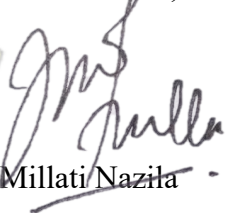
9. Teman-teman seperjuangan Teknik Elektro Angkatan 2020 dan sahabat-sahabat terdekat yang selalu memberikan semangat, bantuan, dan keceriaan dalam suka maupun duka selama masa perkuliahan.
10. Semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu per satu, yang telah memberikan bantuan dalam penyusunan Laporan Tugas Akhir ini.

Penulis menyadari bahwa laporan ini masih jauh dari kesempurnaan, mengingat keterbatasan ilmu dan pengalaman penulis. Oleh karena itu, kritik dan saran yang membangun sangat penulis harapkan demi perbaikan di masa mendatang. Akhir kata, penulis berharap semoga Laporan Tugas Akhir ini dapat memberikan manfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan, khususnya di bidang Teknik Elektro dan Biomedis, serta dapat menjadi referensi bagi penelitian-penelitian selanjutnya.

Wassalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Semarang, November 2025

Penulis,


Millati Nazila -



DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN PEMBIMBING	ii
LEMBAR PENGESAHAN PENGUJI	iii
SURAT PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR.....	iii
PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI ILMIAH	iv
HALAMAN PERSEMBAHAN	v
HALAMAN MOTTO	vi
KATA PENGANTAR.....	vii
Daftar Isi.....	ix
Daftar Gambar.....	xi
Daftar Tabel.....	xii
Abstrak	xiii
<i>Abstract</i>	xiv
BAB I	1
PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Batasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan Penelitian.....	3
1.5 Manfaat Masalah	4
1.6 Sistematika Penulisan	4
BAB II.....	6
TINJAUAN PUSTAKA DAN LANDASAN TEORI.....	6
2.1 Tinjauan Pustaka.....	6
2.2 Landasan Teori	7
2.2.1 Konsep Sistem Pemantauan Kesehatan.....	7
2.2.2 Parameter Fisiologis Vital sebagai Variabel Penelitian	7
2.2.3 Teknologi Akuisisi Data (Perangkat Keras)	9
2.2.4 Platform Perangkat Lunak untuk Analisis.....	14
2.2.5 Metode Evaluasi Akurasi	21
BAB III	23

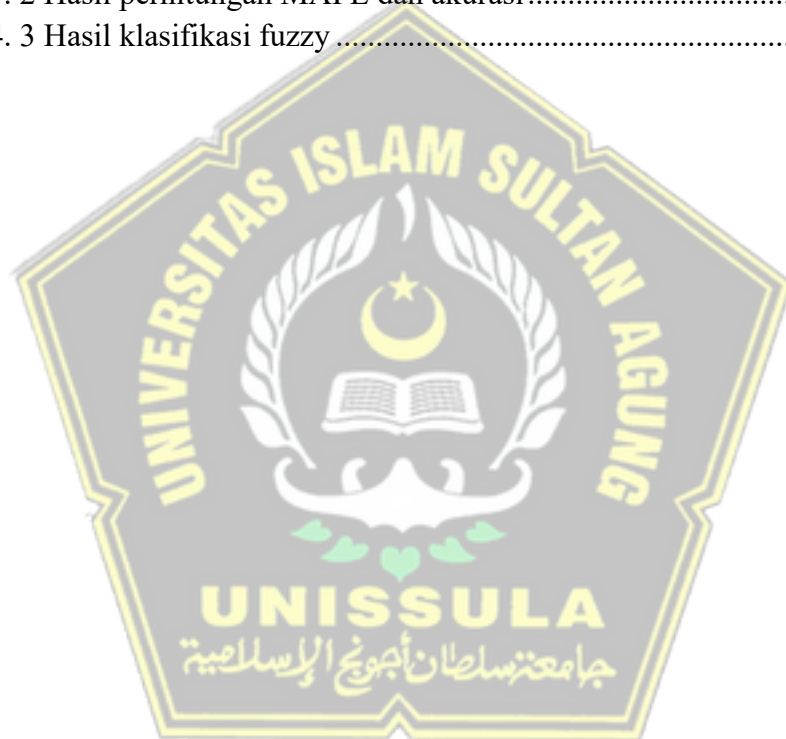
METODE PENELITIAN.....	23
3.1 Metode Penelitian.....	23
3.2 Data Objek Penelitian.....	23
3.3 Variabel Pengukuran.....	24
3.4 Instrumen Pengukuran.....	25
3.4.1 Instrumen Perangkat Keras	25
3.4.2 Instrumen Perangkat Lunak	25
3.5 Alur Penelitian.....	25
3.6 Perancangan Sistem.....	28
3.6.1 Sistem Perangkat Keras.....	28
3.6.2 Sistem Perangkat Lunak.....	29
BAB IV	41
HASIL PERANCANGAN DAN PENGUJIAN	41
4.1 Hasil Perancangan	41
4.1.1 Hasil Perancangan Perangkat Keras.....	41
4.1.2 Hasil Perancangan Perangkat Lunak.....	42
4.2 Pengumpulan dan Validasi Data Sensor	53
4.2.1 Prosedur Pengambilan Data	53
4.2.2 Hasil Pengambilan Data.....	54
4.2.3 Analisis Akurasi Sensor	55
4.3 Analisis Hasil dan Pengujian Sistem Fuzzy	57
4.3.1 Hasil Klasifikasi Fuzzy dari Seluruh Data:.....	57
4.3.2 Analisis Visual Permukaan Aturan (<i>Rule Surface</i>).....	59
4.3.3 Analisis Hasil Pengujian Sistem Fuzzy.....	61
BAB V.....	62
PENUTUP.....	62
5.1 Kesimpulan.....	62
5.2 Saran	62
DAFTAR PUSTAKA	64
LAMPIRAN.....	66

DAFTAR GAMBAR

Gambar 3. 1 Data diagnosa pasien oleh dokter.....	23
Gambar 3. 2 Alur sistem penelitian.....	26
Gambar 3. 3 Diagram blok sistem perangkat keras	29
Gambar 3. 4 Alur kerja program arduino	30
Gambar 3. 5 Variabel input dan variabel output sistem fuzzy mamdani.....	35
Gambar 3. 6 Membership function detak jantung.....	36
Gambar 3. 7 Membership function saturasi oksigen.....	38
Gambar 3. 8 Membership function kondisi kesehatan.....	39
Gambar 3. 9 Aturan fuzzy	40
Gambar 4. 1 Hasil perancangan prototipe menggunakan sensor MAX30100.....	41
Gambar 4. 2 Diagram sistem inferensi fuzzy.....	42
Gambar 4. 3 Membership function detak jantung rendah.....	43
Gambar 4. 4 Membership function detak jantung normal	44
Gambar 4. 5 Membership function detak jantung tinggi	45
Gambar 4. 6 Membership function saturasi oksigen normal	46
Gambar 4. 7 Membership function saturasi oksigen rendah.....	47
Gambar 4. 8 Membership function saturasi oksigen sangat rendah.....	48
Gambar 4. 9 Membership function kondisi kesehatan darurat	49
Gambar 4. 10 Membership function kondisi kesehatan waspada	50
Gambar 4. 11 Membership function kondisi kesehatan sehat.....	51
Gambar 4. 12 Basis aturan fuzzy	52
Gambar 4. 13 Tabulasi Microsoft Excel.....	53
Gambar 4. 14 Rule surface fuzzy mamdani.	60

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Tipe mamdani dibanding dengan tipe sugeno	20
Tabel 3. 1 Variabel penelitian	24
Tabel 3. 2 Instrumen perangkat keras	25
Tabel 3. 3 Instrumen perangkat lunak.	25
Tabel 4. 1 Hasil pengambilan data prototipe dan oximeter konvensional	54
Tabel 4. 2 Hasil perhitungan MAPE dan akurasi	55
Tabel 4. 3 Hasil klasifikasi fuzzy	57



ABSTRAK

Penyakit kardiovaskular dan hipoksia merupakan kondisi kritis yang memerlukan deteksi dini, namun masyarakat awam sering kali kesulitan menginterpretasikan data numerik medis secara mandiri. Masalah ini dapat diatasi dengan pengembangan sistem pemantauan kesehatan yang mampu memberikan kesimpulan diagnosis yang jelas. Penelitian ini membahas perancangan sistem *wearable* cerdas sebagai solusi atas permasalahan tersebut. Tujuan penelitian ini adalah mengisi celah (*gap*) dari penelitian terdahulu yang umumnya berfokus pada aspek akuisisi data dan pemantauan nilai numerik semata. Penelitian ini menawarkan kebaruan dengan mengimplementasikan metode Fuzzy Logic Mamdani, yang memungkinkan sistem untuk meniru penalaran medis dalam mengolah data mentah menjadi status kesehatan linguistik ("Sehat", "Waspada", "Darurat") yang mudah dipahami oleh pengguna.

Metode yang digunakan meliputi perancangan perangkat keras menggunakan sensor MAX30100 untuk mengukur detak jantung (BPM) dan saturasi oksigen (SpO₂), serta mikrokontroler NodeMCU ESP8266 sebagai unit pemroses data. Pengolahan logika dilakukan secara terpisah menggunakan *Fuzzy Logic Toolbox* pada MATLAB dengan menerapkan 9 basis aturan (*rule base*) untuk menentukan kondisi kesehatan. Hasil pengujian dan validasi terhadap oksimeter konvensional menggunakan metode *Mean Absolute Percentage Error* (MAPE) menunjukkan bahwa sistem berfungsi efektif dengan tingkat akurasi mencapai 95,98% untuk detak jantung dan 95,31% untuk saturasi oksigen. Selain itu, dari 35 data uji, sistem berhasil mengklasifikasikan 34 kondisi "Sehat" dan 1 kondisi "Waspada" secara tepat, membuktikan bahwa metode ini layak digunakan sebagai model analisis deteksi dini kesehatan skala rumahan.

Kata Kunci: Logika Fuzzy Mamdani, Pemantau Kesehatan, Sensor MAX30100, Detak Jantung, Saturasi Oksigen.

ABSTRACT

Cardiovascular disease and hypoxia are critical conditions requiring early detection, yet lay users often struggle to interpret numerical medical data independently. This problem can be overcome by developing a health monitoring system capable of providing clear diagnostic conclusions. This research discusses the design of an intelligent wearable system as a solution to this issue. The objective of this research is to fill the gap from previous studies, which generally focused on data acquisition and numerical monitoring aspects. This research offers novelty by implementing the Mamdani Fuzzy Logic method, allowing the system to mimic medical reasoning in processing raw data into linguistic health statuses ("Healthy", "Warning", "Emergency") that are easy for users to understand.

The method used involves hardware design using the MAX30100 sensor to measure Heart Rate (BPM) and Oxygen Saturation (SpO2), and the NodeMCU ESP8266 microcontroller as the data processing unit. Logic processing is performed separately using the Fuzzy Logic Toolbox in MATLAB by applying 9 rule bases to determine health conditions. Test results and validation against a conventional oximeter using the Mean Absolute Percentage Error (MAPE) method show that the system functions effectively with an accuracy rate reaching 95.98% for heart rate and 95.31% for oxygen saturation. Furthermore, from 35 test data points, the system successfully classified 34 "Healthy" conditions and 1 "Warning" condition accurately, proving that this method is feasible for use as a home-scale early health detection analysis model.

Keyword: Mamdani Fuzzy Logic, Health Monitoring, MAX30100 Sensor, Heart Rate, Oxygen Saturation.

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kesehatan adalah elemen krusial dalam hidup manusia yang memerlukan perhatian yang mendalam, terutama di zaman sekarang di mana pola hidup dan lingkungan berperan besar terhadap kondisi fisik. Pemantauan kesehatan secara rutin menjadi kebutuhan penting untuk mendeteksi secara dini kemungkinan gangguan kesehatan. Saat ini, pemantauan kesehatan semakin penting seiring dengan meningkatnya prevalensi penyakit yang membutuhkan perhatian khusus. Oleh karena itu, penting untuk menciptakan sistem yang mampu memantau kondisi kesehatan individu secara efisien dan efektif [1].

Dalam era digital yang terus berkembang, teknologi kesehatan telah menjadi fokus utama untuk meningkatkan kualitas hidup manusia. Salah satu komponen penting dalam pemantauan kesehatan adalah pengukuran parameter vital seperti detak jantung dan saturasi oksigen. Detak jantung yang tidak normal atau saturasi oksigen yang rendah dapat menjadi sinyal awal dari berbagai masalah kesehatan, seperti gangguan kardiovaskular, hipoksia, atau bahkan kondisi kritis seperti gagal napas. Oleh karena itu, pemantauan terhadap kedua parameter tersebut sangat diperlukan, terutama bagi individu yang memiliki kondisi kesehatan yang rentan atau pasien yang memerlukan observasi intensif [2].

Sensor MAX30100 dapat berfungsi sebagai solusi untuk mengukur detak jantung dan saturasi oksigen secara langsung tanpa tindakan invasif karena dilengkapi dengan teknologi *photoplethysmography* (PPG) dan *pulse oximetry*. Sensor ini bekerja dengan mendeteksi volume darah di dalam kapiler menggunakan cahaya inframerah dan merah. Meskipun sensor ini unggul dalam hal akurasi dan kemampuan deteksi yang tepat, sering kali data yang dihasilkan terganggu oleh faktor-faktor seperti gerakan, pencahayaan yang tidak memadai, atau variasi kondisi individu. Hal ini dapat menjadi tantangan dalam menginterpretasi data

dengan akurat, sehingga diperlukan metode pengolahan data yang lebih baik untuk memastikan hasil pengukuran yang optimal [3].

Logika Fuzzy Mamdani, sebagai salah satu metode pengambilan keputusan berbasis logika fuzzy, dapat mengatasi ketidakpastian dalam data sensor. Metode ini menggunakan aturan fuzzy yang memungkinkan sistem untuk memproses data yang tidak pasti. Berdasarkan latar belakang tersebut, penelitian ini bertujuan untuk mengimplementasikan Logika Fuzzy Mamdani dalam sistem pemantauan kesehatan menggunakan sensor MAX30100. Dengan menggabungkan keunggulan teknologi sensor dan logika fuzzy, diharapkan sistem ini dapat menjadi alat bantu yang efisien dalam memantau kondisi kesehatan pengguna, terutama anggota keluarga.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang diuraikan, maka dapat diambil rumusan masalah sebagai berikut:

1. Bagaimana cara memvalidasi dan memastikan akurasi data sensor MAX30100 (prototipe) agar memiliki tingkat kesalahan (MAPE) yang rendah saat dibandingkan dengan oximeter konvensional?
2. Mengingat adanya kendala komputasi untuk menanamkan Fuzzy Logic secara langsung pada prototipe (NodeMCU), bagaimana merancang alur kerja sistem terpisah (*split-workflow*) yang efektif untuk akuisisi data dan analisis?
3. Bagaimana membuat aturan-aturan Fuzzy Mamdani yang masuk akal dan cukup peka untuk kasus pasien dengan riwayat jantung, sehingga sistem bisa membedakan kondisi “Waspada” dari perubahan nilai yang masih normal.?

1.3 Batasan Masalah

Agar penelitian ini dapat dilakukan dan mendalam, maka penulis memandang permasalahan penelitian yang diangkat perlu dibatasi variabelnya. Oleh sebab itu, penulis membatasi masalahnya sebagai berikut:

1. Penelitian ini hanya akan memfokuskan pada dua parameter yaitu detak jantung dan saturasi oksigen.

2. Penelitian ini akan menggunakan sensor MAX30100 untuk mengukur detak jantung dan saturasi oksigen, serta mikrokontroler NodeMCU ESP8266.
3. Penelitian ini akan menggunakan model logika fuzzy Mamdani sebagai pendekatan utama untuk pemantauan kesehatan.
4. Penelitian ini akan mengkategorikan kondisi kesehatan menjadi tiga kategori: sehat (tidak perlu tindakan medis), waspada (tindakan medis mandiri), dan darurat (memerlukan tindakan medis oleh tenaga medis).
5. Penelitian ini akan dilakukan dalam konteks pemantauan individu di lingkungan rumah, dengan asumsi bahwa data yang diperoleh berasal dari perangkat pemantauan kesehatan yang dapat diakses oleh anggota keluarga. Penelitian tidak akan mencakup pemantauan di rumah sakit atau fasilitas kesehatan lainnya.

1.4 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan penelitian yang diharapkan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Mengembangkan prototipe pemantauan kesehatan berbasis mikrokontroler NodeMCU ESP8266 yang terintegrasi dengan sensor MAX30100 untuk mendeteksi detak jantung dan saturasi oksigen.
2. Merancang alur kerja sistem yang memisahkan fungsi akuisisi data pada perangkat keras (prototipe) dan fungsi analisis data pada perangkat lunak (MATLAB dan Microsoft Excel).
3. Menerapkan logika fuzzy Mamdani untuk mengkategorikan kondisi kesehatan individu dalam pengambilan keputusan medis.
4. Menilai akurasi dan efektivitas sistem pemantauan kesehatan yang dikembangkan dalam memberikan rekomendasi tindakan medis berdasarkan klasifikasi kondisi kesehatan yang ditentukan.
5. Melakukan penelitian dan pengujian model logika fuzzy menggunakan perangkat lunak yang relevan yaitu MATLAB.

1.5 Manfaat Masalah

Manfaat dari penelitian dan penyusunan proposal tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Penelitian ini diharapkan dapat meningkatkan kualitas pemantauan kesehatan individu, terutama bagi anggota keluarga yang sedang sakit, dengan memberikan rekomendasi tindakan berdasarkan kondisi kesehatan.
2. Dengan mengintegrasikan detak jantung dan saturasi oksigen, sistem ini diharapkan dapat membantu dalam deteksi dini suatu penyakit yang memerlukan tindakan medis yang cepat sehingga mengurangi risiko komplikasi yang serius.
3. Implementasi logika fuzzy Mamdani dalam sistem pemantauan kesehatan dapat memberikan pendekatan yang lebih fleksibel dan adaptif dalam pengambilan keputusan, sehingga dapat mengatasi ketidakpastian dan variabilitas data kesehatan.
4. Sistem ini dapat memberikan rekomendasi tindakan medis yang sesuai sehingga membantu pengguna menentukan langkah selanjutnya yang perlu diambil.

1.6 Sistematika Penulisan

Dalam penyusunan tugas akhir ini dilakukan pengelompokan menurut isi dalam beberapa bab. Sistematika penulisannya adalah sebagai berikut:

BAB I PENDAHULUAN

Pada bab awal penelitian ini terdapat uraian mengenai latar belakang masalah, rumusan masalah, manfaat penelitian, dan tujuan penelitian yang dikerjakan dan sistematika penulisan laporan tugas akhir. Bab ini penting untuk menjelaskan bab-bab selanjutnya.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Bab kedua ini berisi tentang tinjauan pustaka dan teori yang mendukung penerapan logika fuzzy dalam sistem pemantauan kesehatan berdasarkan parameter detak jantung dan saturasi oksigen berbasis sensor MAX30100 yang diproses menggunakan perangkat lunak MATLAB.

BAB III METODE PENELITIAN

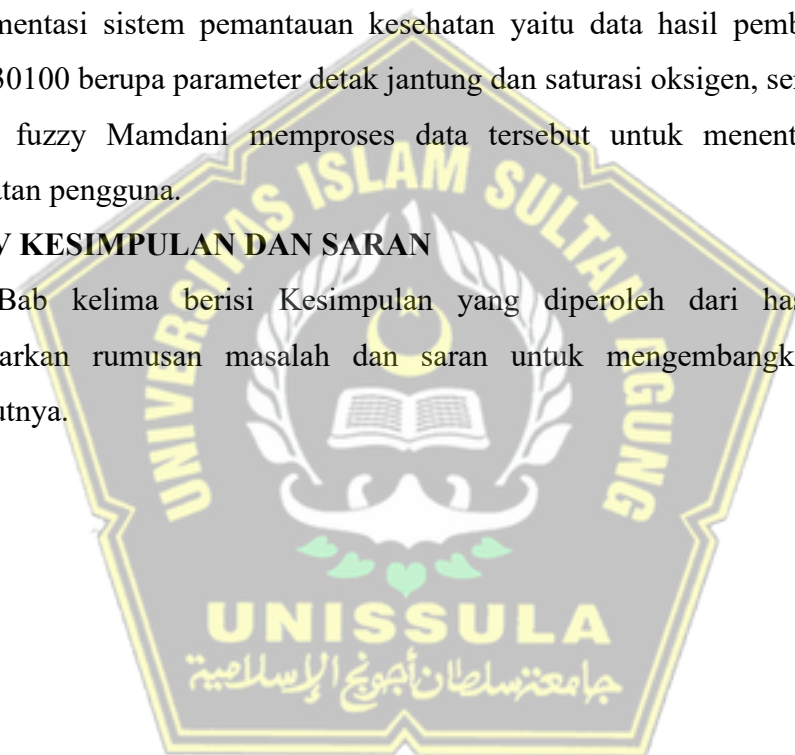
Bab ketiga ini akan menjelaskan tentang perancangan sistem pemantauan kesehatan menggunakan sensor MAX30100 untuk membaca parameter detak jantung dan saturasi oksigen. Data sensor kemudian akan diolah menggunakan logika fuzzy Mamdani yang mencakup proses fuzzifikasi, penyusunan aturan (*rule base*), inferensi, dan defuzzifikasi.

BAB IV HASIL PERANCANGAN DAN PENGUJIAN

Bab keempat ini membahas tentang penyajian hasil dan pembahasan dari implementasi sistem pemantauan kesehatan yaitu data hasil pembacaan sensor MAX30100 berupa parameter detak jantung dan saturasi oksigen, serta bagaimana logika fuzzy Mamdani memproses data tersebut untuk menentukan kondisi kesehatan pengguna.

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

Bab kelima berisi Kesimpulan yang diperoleh dari hasil penelitian berdasarkan rumusan masalah dan saran untuk mengembangkan penelitian selanjutnya.



BAB II

TINJAUAN PUSTAKA DAN LANDASAN TEORI

2.1 Tinjauan Pustaka

Tinjauan pustaka ini tidak lepas dari referensi penelitian terdahulu untuk memberikan landasan yang kuat bagi penelitian yang akan dilakukan, berikut beberapa penelitian yang digunakan sebagai referensi.

Pada penelitian "*Sistem Diagnosa stress Menggunakan Metode Fuzzy Logic*" bertujuan untuk mengembangkan instrumentasi menggunakan 3 sensor yaitu sensor suhu DSB18B20 ($^{\circ}\text{C}$), *pulse sensor* (bpm), dan sensor GSR (siemens). Metode yang digunakan adalah metode *Fuzzy Logic* sebagai pengukur parameter dan menggunakan Android dan LCD sebagai tampilan data stresnya. Hasil uji yang didapatkan yaitu presentase tingkat kesesuaian rata-rata yaitu sebesar 50%. "*Penerapan Logika Fuzzy Sebagai Alat Deteksi Hipotermia dan Hipertermia pada Manusia Berbasis Internet of Things (IoT)*" dijelaskan penggunaan alat deteksi hipotermia dan hipertermia berbasis Internet of Things (IoT) yang dapat mendeteksi penyakit lebih dini sehingga dapat dilakukan pencegahan sebelum menjadi lebih berbahaya. Hasil Pengujian sistem dengan 10 subjek dari alat instrumentasi menunjukkan hasil yang sama dengan keterangan petugas medis dengan tingkat keberhasilan mencapai 100% [4]. "*Implementasi Sistem Monitoring Detak Jantung dan Suhu Tubuh Manusia Secara Wireless*" dijelaskan bahwa sistem ini mendeteksi detak jantung dan suhu tubuh secara real time. Data hasil ditampilkan pada sebuah aplikasi meliputi detak jantung per menit, suhu tubuh, dan indikator kondisi detak jantung. Dari hasil pengujian disebutkan tingkat keberhasilan sistem dalam mendeteksi detak jantung adalah 97,17% dan deteksi suhu tubuh adalah 99,28%. Sistem berfungsi sesuai yang diharapkan [5]. "*Alat Monitoring Detak Jantung dan Suhu Tubuh Berbasis Arduino Sebagai Upaya Menjaga Kesehatan Pasca Pandemi*" dijelaskan bahwa Alat monitoring detak jantung ini menggunakan sensor *heart rate* dan untuk monitoring suhu tubuh menggunakan sensor LM35. Hasil uji yaitu mampu mendeteksi suhu tubuh dan denyut jantung dengan perolehan maksimal

error 12% [6]. “Sistem Pemantauan Detak Jantung dan Suhu Tubuh Menggunakan Protokol Komunikasi MQTT” menjelaskan penelitian ini dilakukan dengan merancang sistem detak jantung dan suhu tubuh menggunakan pengiriman MQTT (*Message Queuing Telemetry Transport*). Sensor *pulse oximeter* sebagai sensor detak jantung dan LM35 sebagai sensor suhu tubuh. Hasil pengujian akurasi memberikan hasil yang berbeda yaitu 6,1% untuk sensor detak jantung dan 0,9% untuk sensor suhu tubuh [7].

2.2 Landasan Teori

2.2.1 Konsep Sistem Pemantauan Kesehatan

Sistem pemantauan kesehatan jarak jauh merupakan sebuah sistem yang dikembangkan berdasarkan pemanfaatan sensor non-invasif yang dapat dikenakan (*wearable*), aktuator, serta teknologi informasi dan komunikasi modern. Sistem ini dirancang untuk memberikan solusi pemantauan yang efisien dan hemat biaya, yang memungkinkan individu, terutama para lansia, untuk tetap tinggal di lingkungan rumah yang nyaman daripada di fasilitas perawatan kesehatan yang mahal [8].

Teknologi ini mengintegrasikan berbagai komponen untuk mengumpulkan, mengirim, dan menganalisis data fisiologis pengguna secara berkelanjutan. Tujuan utama dari sistem pemantauan kesehatan adalah untuk memungkinkan tenaga medis memantau tanda-tanda fisiologis penting dari pasien mereka secara real-time dari lokasi yang jauh. Hal ini memungkinkan para profesional kesehatan untuk menilai kondisi pasien, memberikan umpan balik, dan mendeteksi potensi masalah kesehatan secara dini tanpa memerlukan kehadiran fisik. Dengan demikian, sistem ini tidak hanya meningkatkan kualitas hidup pasien dengan memberikan rasa aman dan kemandirian, tetapi juga mengoptimalkan efisiensi layanan kesehatan dengan mengurangi beban pada fasilitas medis konvensional [8].

2.2.2 Parameter Fisiologis Vital sebagai Variabel Penelitian

Parameter fisiologis, atau yang lebih dikenal sebagai tanda-tanda vital, adalah ukuran objektif dari fungsi fisiologis esensial yang terjadi dalam organisme hidup. Pengukuran dan penilaian tanda-tanda vital ini merupakan langkah pertama yang krusial dalam setiap evaluasi klinis. Pentingnya parameter ini tercermin dari

namanya, "vital", karena penilaiannya menjadi dasar untuk triase pasien di unit gawat darurat, yang memberikan gambaran kepada dokter mengenai tingkat penyimpangan yang terjadi dari kondisi normal atau baseline pasien [9].

Tingkat kelainan atau abnormalitas pada tanda-tanda vital dapat menjadi prediktor penting untuk hasil kesehatan pasien dalam jangka panjang, frekuensi kunjungan kembali ke ruang gawat darurat, dan tingkat pemanfaatan sumber daya kesehatan [9]. Oleh karena itu, parameter seperti detak jantung dan saturasi oksigen menjadi variabel yang sangat berharga dalam penelitian sistem pemantauan. Informasi yang terkandung dalam sinyal-sinyal fisiologis ini, yang dapat diperoleh melalui teknik seperti *photoplethysmography* (PPG), diakui dapat memberikan informasi berharga mengenai sistem kardiovaskular [10].

1. Detak Jantung (*Heart Rate* - BPM)

Detak jantung (*heart rate*) adalah salah satu parameter vital yang paling umum dipantau dan dapat diukur menggunakan teknologi *photoplethysmography* (PPG). PPG adalah metode pengukuran optik yang sederhana, non-invasif, dan berbiaya rendah yang mendeteksi perubahan volume darah di sirkulasi darah [11]. Teknologi ini diimplementasikan dalam bentuk sensor kecil yang dapat dikenakan, yang terdiri dari dioda pemancar cahaya (LED) dan fotodetektor, untuk menyediakan cara yang andal dalam memantau detak jantung [12].

Meskipun teknologi PPG menawarkan banyak kemudahan, pelacakan detak jantung yang akurat menghadapi tantangan signifikan akibat adanya *motion artifacts* (MA) atau artefak gerak. Gerakan tubuh pengguna dapat merusak sinyal PPG, menyamarkan puncak spektrum yang sebenarnya dari detak jantung, sehingga menghasilkan pembacaan yang tidak akurat. Oleh karena itu, pengembangan sistem pemantauan yang praktis harus memiliki kinerja yang baik dalam menghilangkan artefak gerak sekaligus mampu melacak detak jantung secara presisi [3].

2. Saturasi Oksigen (SpO₂)

Saturasi oksigen (SpO₂) merupakan parameter vital yang mengukur persentase hemoglobin dalam darah yang jenuh dengan oksigen. Pengukuran saturasi oksigen, yang dikenal sebagai pulse oximetry, adalah metode pemantauan yang digunakan

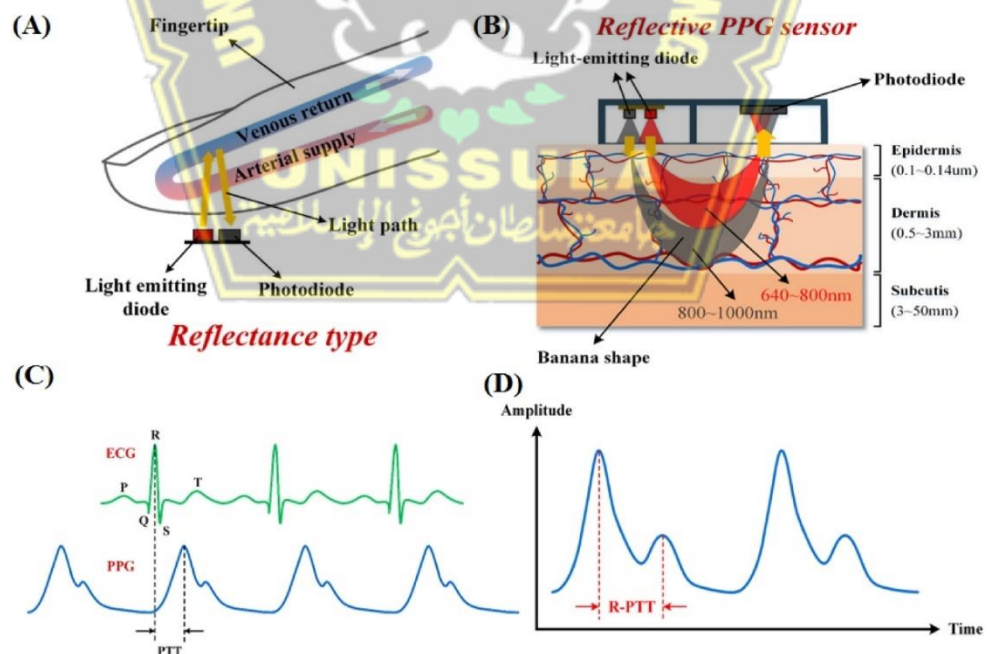
secara universal untuk pasien, terutama dalam lingkungan perawatan kritis. Metode ini menjadi salah satu aplikasi utama dari teknologi PPG, yang memungkinkan penilaian fungsi pernapasan pasien secara non-invasif dan berkelanjutan [13].

Teknologi PPG telah terbukti sangat efektif sehingga diaplikasikan secara luas dalam berbagai perangkat medis komersial yang tersedia di pasar. Perangkat-perangkat ini tidak hanya digunakan untuk mengukur saturasi oksigen, tetapi juga tekanan darah, curah jantung, dan parameter lainnya. Penggunaan luas ini menegaskan peran penting dan mapan dari pulse oximetry berbasis PPG dalam penilaian vaskular dan pemantauan fisiologis klinis secara umum [10].

2.2.3 Teknologi Akuisisi Data (Perangkat Keras)

1. Photoplethysmography (PPG)

Photoplethysmography (PPG) adalah sebuah teknik optik non-invasif yang digunakan untuk mendeteksi perubahan volume darah pada pembuluh darah kapiler. Prinsip kerjanya adalah dengan memancarkan cahaya dari LED ke permukaan kulit dan mengukur intensitas cahaya yang dipantulkan atau ditransmisikan menggunakan sebuah fotodetektor [3].



Gambar 2. 1 Prinsip sensor fotoplethysmografi

- a. Pada Gambar 2.1 (A) menunjukkan prinsip dasar dari sensor fotoplethysmografi (PPG) tipe reflektan (*reflectance type*) yang ditempatkan di ujung jari.
- Terdapat dua komponen utama yang diletakkan berdampingan di permukaan kulit yaitu:
 - *Light Emitting Diode* (LED) berfungsi sebagai sumber cahaya yang dipancarkan ke dalam jaringan jari.
 - *Photodiode* berfungsi sebagai detector cahaya untuk menangkap cahaya yang dipantulkan kembali dari dalam jaringan kulit.
 - Digambarkan ada dua jenis aliran darah, yaitu:
 - *Arterial Supply* (Suplai Arteri) merupakan darah yang kaya oksigen dipompa dari jantung dan mengalir melalui arteri. Aliran ini bersifat *pulsatil* (berdenyut) mengikuti jantung.
 - *Venous Return* (Aliran Balik Vena) merupakan darah yang telah kehilangan oksigen yang mengalir kembali ke jantung melalui vena, aliran ini cenderung lebih konstan dan tidak *pulsatil*.
 - Jalur Cahaya (*Light Path*) ditunjukkan berupa panah kuning menggambarkan bagaimana cahaya dari LED masuk ke dalam jaringan jari, berinteraksi dengan darah dan jaringan lain, lalu Sebagian dipantulkan Kembali dan ditangkap oleh *photodiode*. Jumlah cahaya yang dipantulkan inilah yang berfluktuasi sesuai dengan perubahan volume darah.
- b. Pada Gambar 2.1 (B) memberikan pandangan penampang (*cross-section*) yang lebih detail tentang bagaimana sensor PPG reflektif bekerja dan bagaimana cahaya berinteraksi dengan lapisan kulit.
- Struktur sensor PPG ditampilkan dengan jelas, terdiri dari sebuah LED ditengah yang diapit oleh dua *photodiode*.
 - Digambarkan tiga lapisan utama kulit beserta perkiraan ketebalannya, yaitu:
 - Epidermis merupakan lapisan terluar ($0,1 \sim 0,14 \mu\text{m}$).
 - Dermis merupakan lapisan terluar ($0,5 \sim 3 \text{ mm}$), terdapat banyak pembuluh darah arteri dan vena.
 - Subkutis merupakan lapisan terdalam ($3 \sim 50 \text{ mm}$).

- Jalur yang ditempuh cahaya sebelum kembali ke *photodiode* sering disebut berbentuk seperti pisang (*banana shape*). Interaksi utama yang menghasilkan sinyal PPG terjadi pada pembuluh darah di lapisan dermis dan subkutis.
 - Terdapat indikasi panjang gelombang cahaya yang digunakan. Panjang gelombang yang berbeda (640 – 800 nm atau 800 – 1000 nm) dapat menembus kedalaman yang berbeda dan memiliki sensitivitas yang berbeda pula terhadap penyerapan oleh darah.
- c. Pada Gambar 2.1 (C) menunjukkan hubungan waktu antara aktivitas listrik jantung (EKG) dan respons puncak mekanis aliran darah (PPG).
- Sinyal hijau (Atas) merupakan Elektrokardiogram (EKG) yang merekam aktivitas listrik jantung. Puncak tertinggi yang tajam disebut gelombang R (*R-peak*), yang menandakan kontraksi kuat dari bilik (ventrikel) jantung untuk memompa darah. Komponen lain seperti gelombang P, Q, S, dan T juga terlihat.
 - Sinyal biru (Bawah) merupakan fotoplethysmogram (PPG) yang merupakan gelombang halus yang mencerminkan perubahan volume darah di ujung jari. Puncak gelombang PPG terjadi sesaat darah dipompa oleh jantung dan gelombang denyutnya tiba di jari.
 - *Pulse Transit Time* (PTT) merupakan jeda waktu (ditandai dengan garis putus-putus) yang diukur dari *R-peak* pada EKG hingga titik awal (kaki) dari gelombang PPG yang bersesuaian. PTT merepresentasikan waktu yang dibutuhkan oleh gelombang denyut nadi untuk melakukan perjalanan dari jantung ke Lokasi pengukuran (jari).

$$PTT = T_{PPG_Peak} - T_{ECG_Rpeak} \quad (2.1)$$

- d. Pada Gambar 2.1 (D) berfokus pada analisis sinyal PPG dan pengukuran R-PTT
- Sumbu Grafik Y (Amplitudo) merepresentasikan perubahan intensitas cahaya yang ditangkap *photodiode*, yang secara tidak langsung sebanding dengan perubahan volume darah. Puncak lebih tinggi berarti volume darah arteri sedang maksimal. Sumbu X (Waktu) menunjukkan perjalanan waktu.

- Bentuk gelombang yang naik-turun secara periodic menunjukkan siklus pengisian dan pengosongan darah di arteri sesuai detak jantung.
- R-PTT, 'R' menekankan bahwa pengukuran dimulai dari *R-peak* EKG. Pada gambar diatas, panah R-PTT secara spesifik menunjuk pada interval waktu dari awal mula kenaikan gelombang PPG hingga puncaknya. Meskipun definisi PTT yaitu dari *R-peak* EKG seperti gambar C), terkadang parameter turunan dianalisis langsung dari bentuk gelombang PPG itu sendiri.

2. Prinsip Pengukuran Optik Berbasis Cahaya Monokromatis

a. Konsep cahaya Monokromatis

Teori dasar yang memungkinkan pengukuran saturasi oksigen secara optik adalah spektrofotometri, yang didasarkan pada Hukum *Beer-Lambert*. Prinsip ini menyatakan bahwa jumlah cahaya yang diserap oleh suatu zat berbanding lurus dengan konsentrasi zat tersebut. Untuk menerapkan prinsip ini secara efektif, sumber cahaya yang digunakan harus bersifat monokromatis atau kuasi-monokromatis. Cahaya monokromatis didefinisikan sebagai radiasi elektromagnetik yang terdiri dari satu panjang gelombang tunggal. Dalam praktiknya, *Light-Emitting Diode* (LED) digunakan karena kemampuannya memancarkan cahaya dalam rentang panjang gelombang yang sangat sempit. Pentingnya penggunaan panjang gelombang spesifik ini, seperti yang ditekankan oleh Allen (2007), adalah untuk mengisolasi dan mengukur serapan cahaya oleh molekul target spesifik dalam hal ini, dua bentuk hemoglobin tanpa interferensi dari panjang gelombang lain[10].

b. Karakteristik Cahaya Merah

Panjang gelombang cahaya merah, sekitar 660 nm, dipilih secara strategis karena pada titik ini, terdapat perbedaan serapan yang signifikan antara hemoglobin teroksigenasi (HbO_2) dan hemoglobin terdeoksigenasi (Hb)[13]. Secara spesifik, hemoglobin terdeoksigenasi (Hb) menunjukkan koefisien serapan yang jauh lebih tinggi terhadap cahaya merah dibandingkan HbO_2 [13]. Artinya, darah yang kekurangan oksigen akan tampak lebih gelap atau menyerap lebih banyak cahaya di bawah iluminasi merah. Oleh karena itu,

intensitas cahaya merah yang diterima oleh fotodetektor berbanding terbalik dengan konsentrasi Hb dalam darah arteri yang berdenyut[10].

c. Karakteristik Cahaya Inframerah

Sebaliknya, pada spektrum inframerah dekat, sekitar 880 nm, perilaku serapan menjadi terbalik. Pada panjang gelombang ini, hemoglobin teroksigenasi (HbO₂) justru menjadi penyerap dominan, dengan koefisien serapan yang lebih tinggi daripada Hb. Fenomena ini berarti darah yang kaya akan oksigen akan menyerap lebih banyak cahaya inframerah. Perbedaan perilaku serapan yang kontras antara cahaya merah dan inframerah inilah yang menjadi dasar kuantifikasi. Jubran (2015) menegaskan bahwa penggunaan dua panjang gelombang ini memungkinkan sistem untuk memecahkan persamaan simultan dan mengisolasi variabel konsentrasi HbO₂ [13].

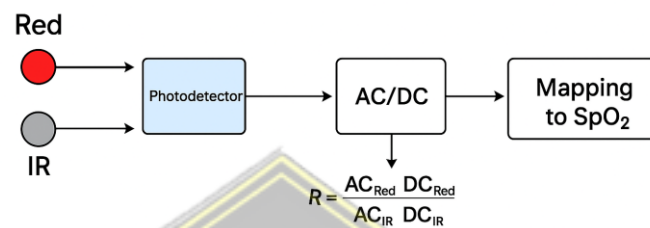
3. Implementasi pada Sensor MAX30100

Sensor MAX30100 mengimplementasikan teori ini dengan cara menyalakan LED merah dan inframerah secara bergantian dalam siklus yang sangat cepat. Untuk setiap panjang gelombang, sensor mengukur komponen AC (modulasi akibat denyut arteri) dan DC (serapan statis). Sistem kemudian menghitung rasio dari rasio termodulasi (sering disebut sebagai Ratio of Ratios atau R), yang didefinisikan sebagai:

$$R = \frac{\left(\frac{AC_{Red}}{DC_{Red}}\right)}{\left(\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}\right)} \quad (2.2)$$

- AC_{Red} = Komponen sinyal yang berubah-ubah (berfluktuasi) dari cahaya merah (Red) → mewakili denyut nadi (pada panjang gelombang ± 660 nm)
- DC_{Red} = Komponen sinyal tetap dari cahaya merah → mewakili jaringan statis (kulit, otot, darah tidak terpulsa)
- AC_{IR} = Komponen fluktuasi dari cahaya inframerah (IR) → juga mewakili denyut nadi tapi pada panjang gelombang ± 940 nm
- DC_{IR} = Komponen tetap dari cahaya inframerah

Nilai R ini secara teoretis berkorelasi langsung dengan rasio konsentrasi HbO₂ terhadap Hb. Nilai R ini kemudian dipetakan ke nilai SpO₂ dalam persentase menggunakan kurva kalibrasi empiris yang telah diprogram ke dalam [10].



Gambar 2. 2 Ratio of ratios

Kesimpulannya, sensor MAX30100 memanfaatkan perbedaan karakteristik serapan cahaya merah (660 nm) dan inframerah (940 nm) oleh hemoglobin teroksigenasi dan terdeoksigenasi untuk mengukur kondisi fisiologis darah. Dengan memisahkan sinyal menjadi komponen AC (fluktuasi akibat aliran darah arteri yang berdenyut) dan DC (serapan konstan dari jaringan statis), diperoleh rasio ter-normalisasi yang dikenal sebagai Ratio of Ratios (R). Nilai R ini memiliki hubungan langsung dengan perbandingan konsentrasi HbO₂ terhadap Hb, sehingga melalui kurva kalibrasi empiris, sistem mampu mengonversinya menjadi persentase SpO₂ sekaligus mendeteksi BPM dari pola fluktuasi sinyal AC.

2.2.4 Platform Perangkat Lunak untuk Analisis

1. MATLAB dan Fuzzy Logic Toolbox

MATLAB adalah sebuah platform komputasi dan bahasa pemrograman tingkat tinggi yang digunakan untuk analisis numerik, pengembangan algoritma, dan visualisasi data. Dalam konteks penelitian ini, digunakan sebuah perangkat tambahan (toolbox) khusus yang disebut Fuzzy Logic Toolbox™.



Gambar 2. 3 Platform MATLAB

Fuzzy Logic Toolbox menyediakan serangkaian fungsi, aplikasi (*apps*), dan blok Simulink® yang dirancang khusus untuk menganalisis, merancang, dan mensimulasikan sistem logika fuzzy. Toolbox ini memungkinkan pengguna untuk:

- Merancang dan menyunting sistem inferensi fuzzy (FIS) baik Tipe-1 maupun Tipe-2 menggunakan fungsi baris perintah atau aplikasi *Fuzzy Logic Designer*.
- Menentukan dan mengkonfigurasi *input*, *output*, fungsi keanggotaan (*membership functions*), dan aturan-aturan (*rules*).
- Secara otomatis menyetel (*tuning*) parameter fungsi keanggotaan dan aturan dari sebuah FIS berdasarkan data.
- Mensimulasikan sistem fuzzy di dalam model Simulink menggunakan blok Fuzzy Logic Controller.
- Menghasilkan kode C/C++ atau Teks Terstruktur IEC 61131-3 untuk implementasi sistem.

2. Konsep Dasar Logika Fuzzy

Logika fuzzy (FL) adalah sebuah metodologi yang memperluas logika Boolean tradisional (yang hanya mengenal nilai benar/1 dan salah/0) untuk menangani konsep kebenaran parsial. Dalam konteks toolbox ini, logika fuzzy diartikan dalam makna yang luas, yang hampir sinonim dengan teori

himpunan fuzzy (*fuzzy set theory*). Teori ini berfokus pada kelas-kelas objek yang tidak memiliki batas-batas yang jelas atau tegas.

a. Variabel Linguistik

Konsep fundamental dalam logika fuzzy adalah variabel linguistik, yaitu sebuah variabel yang nilainya adalah kata-kata atau frasa bahasa alami, alih-alih angka. Sebagai contoh, sebuah variabel linguistik 'Suhu' dapat memiliki nilai seperti 'Dingin', 'Sedang', atau 'Panas'. Logika fuzzy pada dasarnya adalah sebuah metodologi untuk melakukan "komputasi dengan kata-kata" (*computing with words*). Meskipun kata-kata secara inheren kurang presisi dibandingkan angka, penggunaannya lebih dekat dengan intuisi manusia dan memanfaatkan toleransi terhadap ketidaktepatan.

b. Alasan Penggunaan Logika Fuzzy

Logika fuzzy digunakan sebagai alat untuk memetakan ruang input ke ruang output dan memiliki beberapa keunggulan:

- Konsep matematis di baliknya relatif sederhana dan intuitif.
- Mudah untuk menambahkan fungsionalitas baru ke sistem yang sudah ada.
- Logika fuzzy dirancang untuk menangani ketidaktepatan data yang melekat pada dunia nyata.
- Dapat memodelkan fungsi nonlinier dengan kompleksitas yang tinggi.
- Dasar dari logika fuzzy adalah cara untuk menggambarkan sesuatu seperti cara manusia menjelaskan atau berkomunikasi dalam kehidupan sehari-hari.

3. Fondasi Logika Fuzzy

Untuk membangun sistem yang dapat menginterpretasikan aturan linguistik, beberapa komponen dasar harus didefinisikan terlebih dahulu.

a. Himpunan Fuzzy (*Fuzzy Set*)

Logika fuzzy dimulai dengan konsep himpunan fuzzy (*fuzzy set*). Berbeda dengan himpunan klasik (disebut juga himpunan *crisp*) yang memiliki batas tegas di mana suatu elemen 100% termasuk atau 100% tidak termasuk,

himpunan fuzzy memungkinkan elemen memiliki derajat keanggotaan parsial (*partial degree of membership*).

Himpunan fuzzy adalah pengembangan dari himpunan klasik. Jika X adalah semesta pembicaraan (*universe of discourse*) dan elemen-elemennya dilambangkan dengan x , maka himpunan fuzzy A di dalam X didefinisikan sebagai sekumpulan pasangan berurutan (*ordered pairs*):

$$A = \{(x, \mu_A(x)) \mid x \in X\} \quad (2.3)$$

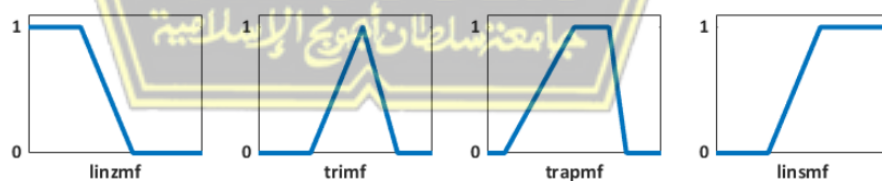
di mana $\mu_A(x)$ adalah fungsi keanggotaan dari x dalam himpunan A .

Fungsi keanggotaan ini memetakan setiap elemen x ke nilai keanggotaan antara 0 dan 1.

- Nilai 0 berarti elemen tersebut tidak termasuk
- Nilai 1 berarti sepenuhnya termasuk
- Nilai antara 0 dan 1 berarti termasuk sebagian.

b. Fungsi Keanggotaan

Fungsi keanggotaan yang paling sederhana dibentuk menggunakan garis lurus (*straight line*), karena memiliki keuntungan berupa kesederhanaan dan kemudahan perhitungan.



Gambar 2. 4 Jenis Fungsi keanggotaan (*membership function*)

Beberapa contoh jenis fungsi keanggotaan linear:

- Fungsi keanggotaan berbentuk segitiga (*trimf, triangular membership function*)
- Fungsi keanggotaan berbentuk trapesium (*trapmf, trapezoidal membership function*)

- Fungsi keanggotaan berbentuk Z terbuka ke kiri (*linzmf, linear Z-shaped*)
- Fungsi keanggotaan berbentuk S terbuka ke kanan (*linsmf, linear S-shaped*)

c. Operasi Dasar dalam Logika Fuzzy

Logika fuzzy merupakan superset dari logika Boolean standar. Jika nilai fuzzy dibatasi antara 0 dan 1, maka operasi logika standar tetap berlaku. Untuk menangani nilai di antara 0 dan 1 (derajat keanggotaan), operasi Boolean diperluas sebagai berikut:

- AND (Konjungsi) direpresentasikan oleh operasi *T-norm (Triangular Norm)*. Implementasi yang paling umum adalah *min*.
- OR (Disjungsi) direpresentasikan oleh operasi *S-norm (atau T-conorm)*. Implementasi yang paling umum adalah *max*.
- NOT (Komplemen).

d. Sistem Inferensi Fuzzy (*Fuzzy Inference System*)

Sistem inferensi fuzzy adalah kerangka kerja pengambilan keputusan berdasarkan aturan if-then yang berbasis konsep logika fuzzy.

Proses inferensi terdiri dari empat tahap utama:

- Fuzzifikasi, mengubah input tegas menjadi derajat keanggotaan fuzzy.
- Evaluasi aturan (*Rule Evaluation*), menerapkan aturan fuzzy terhadap input.
- Agregasi (*Aggregation*), menggabungkan hasil dari semua aturan fuzzy.
- Defuzzifikasi, mengubah hasil fuzzy menjadi nilai tegas.

Fuzzy Inference System adalah mekanisme yang digunakan untuk mengambil keputusan berdasarkan aturan logika fuzzy (*if-then rules*).

Proses inferensi fuzzy terdiri dari empat tahap utama:

4. Tipe Sistem Inferensi Fuzzy

a. Metode Mamdani

Metode Mamdani diperkenalkan oleh Ebrahim Mamdani (1975) dan merupakan metode inferensi fuzzy yang paling umum digunakan. Aturan Mamdani berbentuk:

$$IF x \text{ is } A_i \text{ AND } y \text{ is } B_i \text{ THEN } z \text{ is } C_i \quad (2.4)$$

Tahapan proses inferensi Mamdani:

- Fuzzifikasi, menghitung nilai keanggotaan setiap input.
- Evaluasi Aturan, menentukan tingkat kebenaran tiap aturan dengan operator min.
- Implikasi, memotong (*truncating*) fungsi keanggotaan *output* dengan nilai keanggotaan hasil *antecedent*.
- Agregasi, menggabungkan semua hasil aturan menggunakan operator *max*.
- Defuzzifikasi, menghitung nilai output menggunakan metode centroid, yaitu:

$$z = \frac{\int \mu_C(z) \cdot z \, dz}{\int \mu_C(z) \, dz} \quad (2.5)$$

Dimana :

z = nilai output crisp (tegas) yang dihasilkan.

$\mu_C(z)$ = fungsi keanggotaan (*membership function*) dari himpunan fuzzy hasil inferensi.

$\int \mu_C(z) \, dz$ = luas total dari himpunan fuzzy hasil inferensi.

$\int \mu_C(z) \cdot z \, dz$ = momen atau titik berat dari himpunan fuzzy terhadap sumbu z .

b. Tipe Sugeno

Metode Sugeno dikembangkan oleh Takagi dan Sugeno (1985). Perbedaannya dengan Mamdani terletak pada bentuk consequent (hasil aturan), di mana output tidak berupa himpunan fuzzy, tetapi berupa fungsi linear atau konstanta. Aturan Sugeno ditulis sebagai:

$$IF x \text{ is } A_i \text{ AND } y \text{ is } B_i \text{ THEN } z_i = f_i(x, y) \quad (2.6)$$

Dengan:

$$f_i(x, y) = p_i x + q_i y + r_i \quad (2.7)$$

Langkah inferensi Sugeno:

- Hitung derajat keanggotaan untuk setiap kondisi antecedent:

$$w_i = \min(\mu_{A_i}(x), \mu_{B_i}(y)) \quad (2.8)$$

- Hitung output tiap aturan:

$$z_i = f_i(x, y) \quad (2.9)$$

- Hasil akhir diperoleh dengan rata-rata berbobot

$$z = \frac{\sum_{i=1}^n w_i z_i}{\sum_{i=1}^n w_i} \quad (2.10)$$

Tabel 2. 1 Tipe mamdani dibanding dengan tipe sugeno

Aspek	Mamdani	Sugeno
Bentuk Consequent	Himpunan fuzzy	Fungsi linear / konstanta
Defuzzifikasi	Menggunakan centroid	Menggunakan rata-rata berbobot
Kompleksitas Komputasi	Lebih tinggi	Lebih rendah
Kelebihan	Interpretatif, mudah dipahami	Cocok untuk sistem otomatisasi dan kontrol
Kelemahan	Membutuhkan proses defuzzifikasi	Kurang intuitif bagi pengguna non-teknis
Implementasi MATLAB	<i>mamfis</i>	<i>sugfis</i>

Baik metode Mamdani maupun Sugeno memiliki keunggulan masing-masing:

- Mamdani unggul dalam interpretasi linguistik dan visualisasi hasil.
- Sugeno unggul dalam efisiensi dan kecepatan komputasi.

5. Microsoft Excel

Berbeda dengan MATLAB, Microsoft Excel tidak digunakan sebagai alat analisis fuzzy. Sebaliknya, peran operasional Excel dalam penelitian ini dibagi menjadi dua fungsi yaitu

- Penelitian ini mengadopsi metode eksperimental yang menghasilkan 35 set data pengujian. Excel berfungsi sebagai alat bantu tabulasi data primer yang efisien. Definisi operasionalnya adalah sebagai database terstruktur untuk mencatat dan mengorganisir data masukan penelitian (Detak Jantung dan Saturasi Oksigen) bersama dengan data keluaran (Skor Fuzzy Numerik) yang dihasilkan oleh MATLAB.
- Penerjemahan Linguistik untuk mewujudkan tujuan dari Sistem Pendukung Keputusan berbasis fuzzy adalah menyajikan kesimpulan yang mudah dipahami oleh pengguna akhir. Sementara MATLAB menghasilkan skor numerik yang presisi (misal: 87.3), skor ini masih memerlukan interpretasi. Definisi operasional kedua Excel adalah sebagai alat penerjemah linguistik. Dengan menggunakan rumus logika biner sederhana (*IF-THEN*), Excel secara otomatis memetakan output crisp dari MATLAB ke dalam kategori kondisi kesehatan akhir yang telah ditentukan ('Sehat', 'Waspada', atau 'Darurat') berdasarkan ambang batas (*threshold*) yang telah ditetapkan.

2.2.5 Metode Evaluasi Akurasi

Dalam pengembangan sistem pemantauan kesehatan, terutama menggunakan sensor prototipe, validasi akurasi merupakan tahapan krusial. Validasi dilakukan untuk memastikan bahwa data yang dihasilkan oleh prototipe memiliki tingkat keandalan yang tinggi dan setara dengan alat ukur standar (alat pembanding).

Proses validasi umumnya dilakukan dengan membandingkan data hasil pengukuran prototipe (nilai prediksi) dengan data dari alat pembanding (nilai aktual) secara bersamaan.

1. Metrik Pengukuran Galat (*Error*)

Perbedaan antara nilai aktual dan nilai prediksi disebut sebagai galat (*error*). Untuk mengukur seberapa kecil tingkat galat dari sebuah sistem, digunakan metrik evaluasi statistik.

Meskipun terdapat beberapa metrik, Mean Absolute Percentage Error (MAPE) adalah salah satu metrik yang paling umum digunakan dalam validasi perangkat *wearable* dan sensor kesehatan. Keunggulan utama MAPE adalah kemampuannya menampilkan galat dalam bentuk presentase (%), sehingga hasilnya lebih mudah dipahami dan diinterpretasikan. Dalam pengujian perangkat *wearable*, nilai MAPE kurang dari 5% biasanya dianggap sebagai standar industri yang menandakan tingkat akurasi sangat baik. Banyak penelitian terbaru juga menggunakan MAPE sebagai salah satu acuan utama untuk menilai ketepatan sensor SpO₂ dan detak jantung pada prototipe yang diuji [14].

2. Rumus Perhitungan MAPE dan Akurasi

Rumus umum untuk mengukur *Mean Absolute Percentage Error* (MAPE) disajikan pada Persamaan

$$[MAPE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left| \frac{A_i - P_i}{A_i} \right| \times 100\%] \quad (2.11)$$

A_i : Nilai aktual (oximeter konvensional)

P_i : Nilai prediksi (prototipe)

n : jumlah total data

Dari nilai MAPE, nilai Akurasi sistem dapat dihitung. Akurasi adalah nilai kebalikan dari galat, yang menunjukkan persentase kesesuaian atau keandalan prototipe terhadap alat ukur standar. Perhitungan akurasi sistem disajikan pada Persamaan berikut:

$$Akurasi = 100\% - MAPE \quad (2.12)$$

Nilai akurasi juga menjadi tolok ukur keberhasilan utama dalam sistem pendukung keputusan kesehatan yang menggunakan fuzzy logic untuk mengolah data SpO₂ dan detak jantung.

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Metode Penelitian

Penelitian ini menggunakan pendekatan kuantitatif dengan metode eksperimental untuk mengembangkan dan menguji prototipe sistem pemantauan kesehatan. Fokus utama adalah pada implementasi logika fuzzy Mamdani untuk pengolahan data sensor dan klasifikasi kondisi kesehatan.

3.2 Data Objek Penelitian

Objek dalam penelitian ini adalah seorang pasien tunggal yang dipilih untuk kebutuhan penelitian. Pemilihan subjek didasarkan pada relevansi kondisi klinis dengan tujuan penelitian, yaitu untuk menguji dan mengevaluasi efektivitas sistem pemantauan kesehatan berbasis logika fuzzy pada individu dengan kebutuhan pemantauan kardiovaskular yang kompleks.

Diagnosa Masuk:

Unstable angina(I20.0)

Diagnosa Tambahan:

Hypertensive Heart Disease With (congestive) Heart Failure(I11.0)

Diagnosa Utama: جامعة سلطان अबوبكر

Aortic aneurysm of unspecified site, without menti(I71.9)

Gambar 3. 1 Data diagnosa pasien oleh dokter

Berdasarkan rekam medis, pasien didiagnosis dengan beberapa kondisi yang saling terkait, dimulai dengan *Angina Tidak Stabil (I20.0)* sebagai diagnosis masuk, yang mengindikasikan adanya risiko serangan jantung akibat aliran darah yang tidak memadai. Kemudian diagnosis tambahan berupa Penyakit Jantung Hipertensif dengan Gagal Jantung Kongestif (I11.0), yang menunjukkan bahwa tekanan darah tinggi kronis telah menyebabkan pelemahan fungsi pompa jantung.

Selain itu, kondisi klinis pasien adalah diagnosis utama berupa *Aneurisma Aorta (I71.9)*, sebuah kondisi serius di mana terjadi penggelembungan pada pembuluh darah utama tubuh yang berisiko tinggi untuk pecah. Kombinasi dari berbagai diagnosis ini menjadikan subjek sebagai studi kasus yang sangat relevan untuk menguji kemampuan dan sensitivitas prototipe dalam memantau parameter vital pada kondisi klinis yang rumit.

3.3 Variabel Pengukuran

Dalam penelitian ini, variabel-variabel yang digunakan diklasifikasikan menjadi dua kategori utama, yaitu variabel *input* dan variabel *output*. Masing-masing variabel memiliki peran penting dalam proses analisis menggunakan sistem inferensi fuzzy tipe Mamdani untuk menentukan kondisi kesehatan pasien berdasarkan data fisiologis.

Tabel 3. 1 Variabel penelitian

No	Variabel	Nama Variabel	Satuan	Deskripsi
1	Variabel <i>Input</i>	Detak Jantung	bpm	Jumlah denyut jantung per menit yang mencerminkan aktivitas jantung pasien dan digunakan sebagai parameter utama dalam sistem fuzzy.
2	Variabel <i>Input</i>	Saturasi Oksigen	%	Persentase kadar oksigen dalam darah (SpO ₂) yang mencerminkan fungsi respirasi dan efisiensi distribusi oksigen ke jaringan tubuh.
3	Variabel <i>Output</i>	Kondisi Kesehatan	Skala Kategori	<i>Output</i> dari sistem fuzzy Mamdani berdasarkan kombinasi <i>input</i> ; diklasifikasikan menjadi “Sehat”, “Waspada”, atau “Darurat”.

Kombinasi dari variabel-variabel ini menjadi dasar dalam membentuk aturan fuzzy (*fuzzy rules*) yang digunakan untuk menganalisis kondisi pasien melalui sistem pemantauan yang dirancang.

3.4 Instrumen Pengukuran

3.4.1 Instrumen Perangkat Keras

Tabel 3. 2 Instrumen perangkat keras

No	Nama Instrumen	Fungsi	Keterangan
1	Sensor MAX30100	Mengukur detak jantung dan saturasi oksigen menggunakan cahaya merah dan inframerah.	Modul berbasis fotoplethysmografi; hasil data digunakan sebagai <i>input</i> sistem fuzzy.
2	NodeMCU ESP8266	Mengolah dan mengirim data dari sensor ke sistem pemantauan digital.	Mikrokontroler yang ringan dan mudah terintegrasi.
3	Prototipe Sistem Pemantauan	Menyediakan perangkat portabel untuk pengukuran parameter vital subjek secara rutin.	Kombinasi antara sensor MAX30100 dan NodeMCU dalam satu unit alat buatan peneliti.
4	Oximeter Konvensional	Alat pembanding dan validasi hasil pengukuran detak jantung dan saturasi oksigen dari prototipe.	Digunakan untuk mengukur akurasi sistem dan evaluasi hasil prototipe.

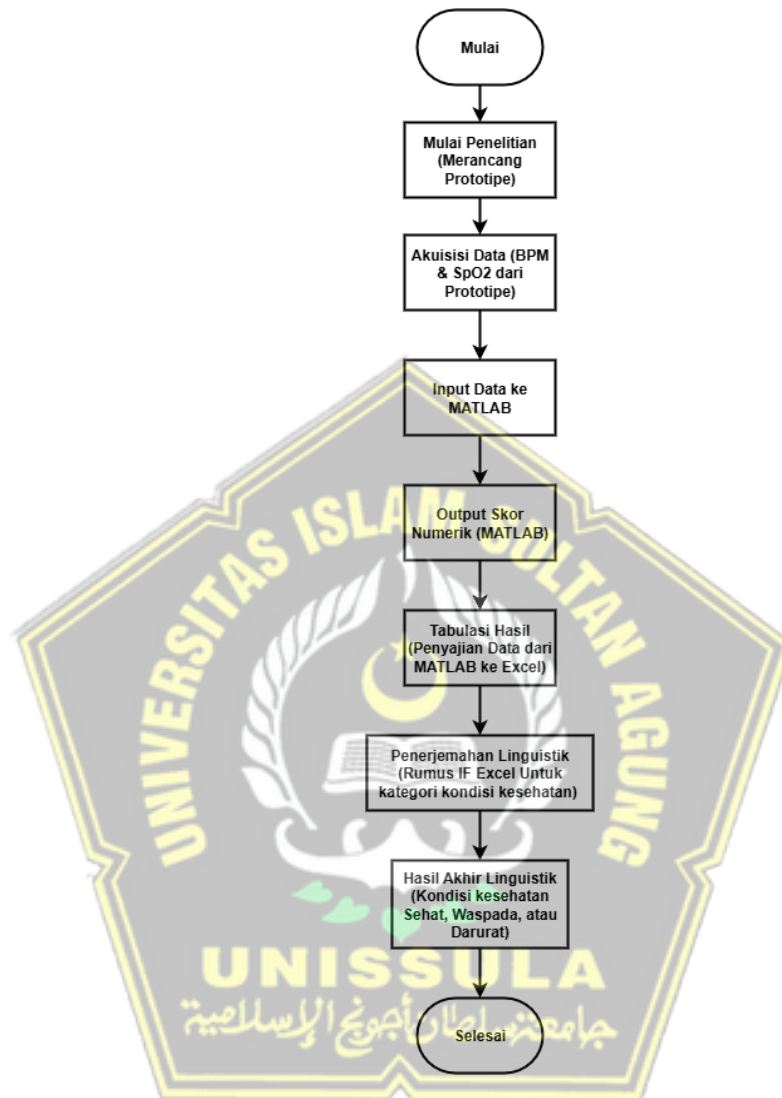
3.4.2 Instrumen Perangkat Lunak

Tabel 3. 3 Instrumen perangkat lunak.

No	Nama Aplikasi	Fungsi
1	MATLAB + Fuzzy Toolbox	Mengolah data dari prototipe berupa <i>input</i> detak jantung dan saturasi oksigen menjadi <i>output</i> kategori kondisi kesehatan berupa skor kesehatan numerik (<i>crisp output</i>).
2	Microsoft Excel	Menerjemahkan skor numerik (<i>crisp output</i>) kondisi kesehatan ke dalam linguistik seperti 'Sehat', 'Waspada', atau 'Darurat'.
2	Arduino IDE	Pemrograman NodeMCU untuk membaca dan mengirim data dari sensor.

3.5 Alur Penelitian

Sistem dirancang sebagai model alur data pengukuran yang terstruktur, dimulai dari akuisisi data hingga dihasilkannya *output* keputusan. Alur kerja sistem secara operasional adalah sebagai berikut:



Gambar 3. 2 Alur sistem penelitian

Alur proses penelitian ini dilaksanakan melalui beberapa tahapan yaitu:

1. Mulai Penelitian

Tahap awal penelitian dimulai dengan identifikasi masalah dan studi literatur yang relevan dengan sistem pemantauan kesehatan, sensor MAX30100, dan metode Logika Fuzzy Mamdani. Pada tahap ini, dilakukan juga perancangan awal konsep prototipe perangkat keras dan struktur dasar dari sistem inferensi fuzzy yang akan dibangun, termasuk penentuan variabel *input* dan *output*.

2. Akuisisi Data

Pada tahap ini, dilakukan proses pengambilan data mentah menggunakan prototipe yang telah selesai dirakit. Prototipe yang terdiri dari sensor MAX30100 dan mikrokontroler NodeMCU ESP8266 digunakan untuk mengukur dua parameter vital dari subjek penelitian, yaitu detak jantung (BPM) dan saturasi oksigen (SpO2). Hasil pengukuran ditampilkan pada layar LCD prototipe.

3. *Input* Data ke MATLAB

Data hasil pengukuran yang ditampilkan oleh prototipe dicatat secara manual. Selanjutnya, data mentah tersebut diinputkan ke dalam sistem kerja MATLAB. MATLAB dipilih sebagai platform utama untuk pengolahan data karena memiliki Fuzzy Logic Toolbox yang efisien dan adaptif untuk kebutuhan simulasi dan analisis.

4. *Output* Skor Numerik

Hasil dari keseluruhan proses inferensi fuzzy adalah sebuah nilai *output crisp* tunggal. Nilai ini merupakan skor kesehatan numerik yang presisi (contoh: 87.3), yang merepresentasikan kondisi kesehatan subjek berdasarkan data *input* yang diberikan.

5. Tabulasi Hasil

Setiap skor numerik yang dihasilkan dari berbagai tahapan pengujian dikumpulkan dan dicatat. Untuk memudahkan manajemen dan analisis, semua skor tersebut dimasukkan ke dalam sebuah tabel di perangkat lunak *Microsoft Excel*. Tabulasi (penyusunan data) ini memungkinkan perbandingan hasil dari waktu ke waktu dan analisis data yang lebih terstruktur.

6. Penerjemahan Linguistik

Skor kesehatan numerik yang bersifat kuantitatif kemudian perlu diterjemahkan menjadi kategori kualitatif yang mudah dipahami. Proses ini dilakukan di Excel dengan menerapkan sebuah rumus logika 'IF' yang telah ditentukan sebelumnya. Rumus ini berfungsi untuk memetakan rentang skor numerik tertentu ke dalam kategori linguistik yang sesuai.

7. Hasil Akhir Linguistik

Tahap ini menghasilkan *output* akhir dari keseluruhan alur penelitian, yaitu kondisi kesehatan yang sudah dikategorikan dalam bentuk linguistik. Berdasarkan hasil penerjemahan pada tahap sebelumnya, kondisi kesehatan subjek penelitian akan diklasifikasikan menjadi salah satu dari tiga kategori: ‘Sehat’, ‘Waspada’, atau ‘Darurat’.

8. Selesai

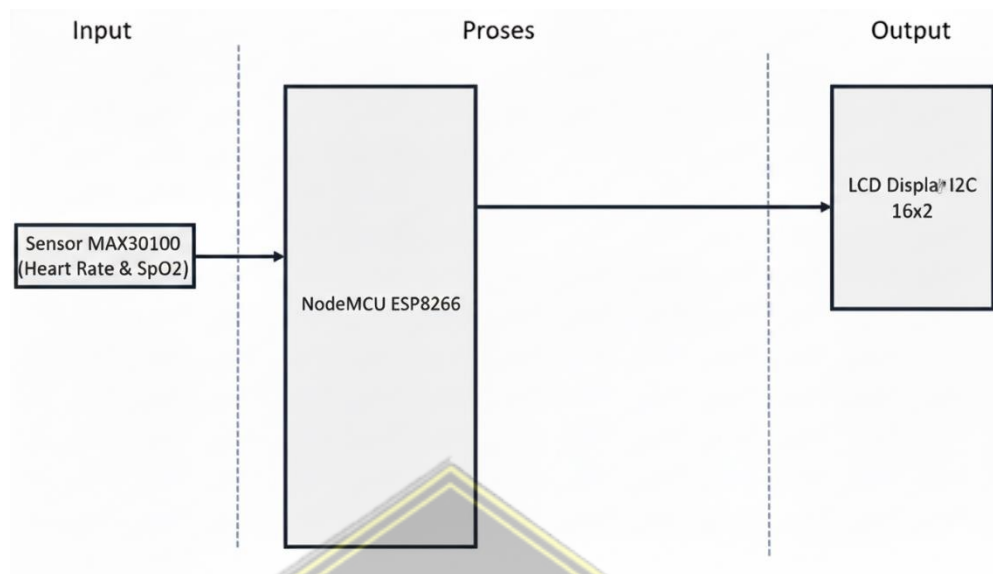
Tahap terakhir adalah penyusunan laporan akhir. Seluruh data, proses, hasil analisis, dan kesimpulan yang diperoleh dari tahap-tahap sebelumnya didokumentasikan secara lengkap. Hasil akhir penelitian beserta analisis dan pembahasannya disajikan untuk menjawab rumusan masalah yang telah ditetapkan di awal.

3.6 Perancangan Sistem

Perancangan sistem pada penelitian ini dibagi menjadi dua bagian utama, yaitu perancangan sistem perangkat keras (hardware) dan perancangan sistem perangkat lunak (software). Sistem perangkat keras dirancang untuk berfungsi sebagai alat akuisisi data yang portabel dan mandiri, dengan tugas utama mengukur dan menampilkan parameter kesehatan. Sementara itu, sistem perangkat lunak dirancang untuk melakukan proses analisis data menggunakan metode Logika Fuzzy Mamdani. Pemisahan ini dilakukan agar setiap bagian dapat dirancang dan diuji secara optimal sesuai dengan fungsinya masing-masing.

3.6.1 Sistem Perangkat Keras

Perangkat keras yang diimplementasikan dalam penelitian ini berfungsi sebagai instrumen utama untuk akuisisi data primer. Instrumen ini berupa sebuah prototipe alat ukur portabel yang terdiri dari beberapa komponen inti.



Gambar 3. 3 Diagram blok sistem perangkat keras

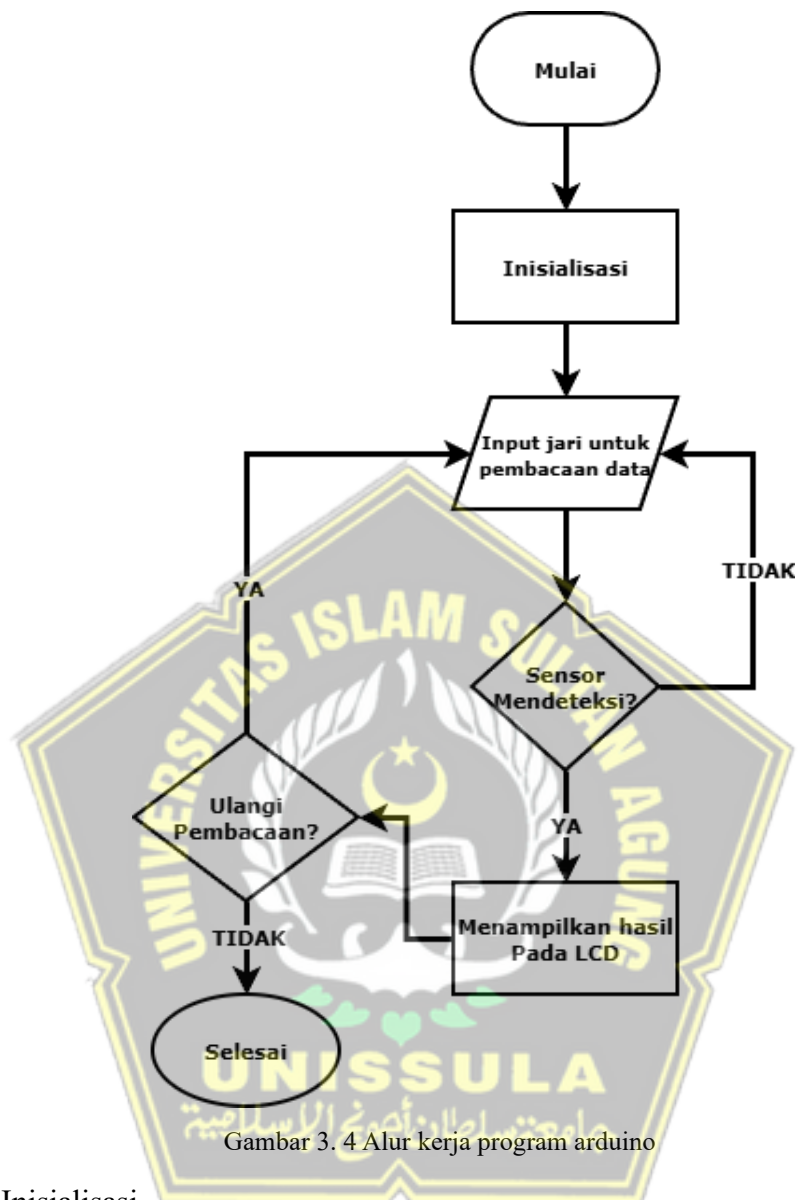
Komponen pertama adalah sensor MAX30100 yang dimanfaatkan sebagai transduser untuk mengubah sinyal biologis dari aliran darah subjek menjadi sinyal listrik. Secara operasional, sensor ini didefinisikan sebagai alat ukur untuk dua variabel penelitian, yaitu detak jantung dalam satuan *beats per minute* (BPM) dan saturasi oksigen dalam persentase (%). Sinyal listrik yang dihasilkan oleh sensor kemudian diolah oleh mikrokontroler NodeMCU ESP8266. Unit ini bertindak sebagai pusat pemrosesan data yang bertanggung jawab untuk mengeksekusi algoritma pembacaan sensor, mengolah data mentah menjadi bentuk numerik yang valid, dan menampilkannya pada LCD. Gabungan antara sensor dan mikrokontroler ini dirangkai menjadi satu unit prototipe yang telah terkalibrasi.

3.6.2 Sistem Perangkat Lunak

Perancangan sistem perangkat lunak dalam penelitian ini terbagi menjadi dua platform yang berbeda, yaitu perangkat lunak yang ditanamkan pada prototipe dan perangkat lunak yang digunakan untuk analisis data di komputer.

1. Sistem perangkat Lunak Prototipe

Perangkat lunak pada prototipe diprogram menggunakan Arduino IDE dengan bahasa pemrograman C++. Program ini ditanamkan ke dalam mikrokontroler NodeMCU ESP8266 dan memiliki alur kerja sebagai berikut:



a. Inisialisasi

Program akan menginisialisasi komunikasi I2C serta mengaktifkan sensor MAX30100 dan layar LCD 16x2.

b. Pembacaan Data

Di dalam sebuah loop utama, program akan secara kontinu meminta dan membaca data mentah dari sensor MAX30100.

c. Pengolahan Data

Data mentah yang diterima kemudian diolah menggunakan algoritma dari pustaka (library) MAX30100 untuk mendapatkan nilai akhir detak jantung (BPM) dan saturasi oksigen (SpO2).

d. Penampilan Data

Nilai BPM dan SpO2 yang sudah jadi kemudian dikirimkan ke layar LCD untuk ditampilkan kepada pengguna.

Bagian inisialisasi program, yang dijalankan sekali saat perangkat pertama kali dinyalakan, diatur di dalam fungsi void setup(). Fungsi ini bertugas untuk mempersiapkan semua komponen agar siap digunakan. Berikut adalah potongan kode yang mengilustrasikan proses inisialisasi tersebut:

1) Inklusi Pustaka (*Library*)

```
#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#define REPORTING_PERIOD_MS 3000
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
```

- #include <Wire.h>

Baris ini memuat pustaka Wire yang esensial untuk mengaktifkan komunikasi I2C. Protokol I2C adalah standar komunikasi yang digunakan oleh NodeMCU untuk berinteraksi dengan sensor MAX30100 dan modul LCD.

- #include "MAX30100_PulseOximeter.h"

Baris ini memuat pustaka khusus untuk sensor MAX30100. Pustaka ini menyediakan fungsi-fungsi yang sudah jadi untuk menyederhanakan proses pembacaan data mentah dan perhitungannya menjadi nilai detak jantung (BPM) dan saturasi oksigen (SpO2).

- #include <LiquidCrystal_I2C.h>

Baris ini memuat pustaka yang memungkinkan NodeMCU untuk mengontrol dan menampilkan teks pada layar LCD 16x2 melalui modul I2C.

2) Inisialisasi Objek dan variabel

```
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);
PulseOximeter pox;
uint32_t tsLastReport = 0;
int g;
int BPM, SpO2;
```

- LiquidCrystal_I2C lcd (0x27, 16, 2);

Baris ini membuat sebuah objek bernama lcd. Objek ini akan digunakan untuk mengontrol semua fungsi layar. 0x27 adalah alamat I2C dari modul LCD, 16 adalah jumlah kolom, dan 2 adalah jumlah baris pada layar.

- PulseOximeter pox;

Baris ini membuat objek bernama pox yang akan digunakan untuk mengakses semua fungsi dari pustaka sensor MAX30100.

- int g, int BPM, SpO2

Baris ini mendeklarasikan variabel-variabel yang akan digunakan di seluruh program. g berfungsi sebagai counter sederhana, sementara BPM dan SpO2 akan digunakan untuk menyimpan nilai akhir hasil pengukuran.

3) Fungsi setup()

```
void setup() {
  //lcd.init(16,2);
  lcd.init();
  lcd.backlight();
  lcd.clear();
  lcd.print("Digital Oximeter");
  lcd.setCursor(0, 1);
  lcd.print("Tunggu Koneksi..");
  delay(1000);
  if (!pox.begin()) {
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("Koneksi Gagal");
    for (;;)
      ;
  } else {
    ;
  }
  pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_24MA);
  pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
  lcd.clear();
  lcd.print("SpO2=  %");
  lcd.setCursor(0, 1);
  lcd.print("PR =  BPM");
}
```

- `lcd.init(), lcd.backlight(), lcd.clear()`

Perintah berurutan untuk menginisialisasi LCD, menyalakan lampu latarnya, dan membersihkan layar dari teks apa pun.

- `lcd.print(...)`: Menampilkan pesan status awal di layar untuk memberitahu pengguna bahwa perangkat sedang dinyalakan.

- `if (!pox.begin()) { ... }`

Baris ini mencoba untuk memulai komunikasi dengan sensor. Ini adalah mekanisme penanganan error yang krusial. Jika sensor tidak terdeteksi, `!pox.begin()` akan bernilai benar, program akan menampilkan pesan "Koneksi Gagal" di LCD dan berhenti di dalam loop tak terbatas (`for(;;)`), mencegah program berjalan dengan kondisi error.

- `pox.setIRLedCurrent(...)`

Mengatur tingkat kecerahan LED inframerah pada sensor. Nilai ini penting untuk mendapatkan pembacaan yang stabil dan dapat disesuaikan.

- Baris terakhir `lcd.print(...)`: Menyiapkan template atau bingkai tampilan di LCD yang akan diisi dengan data pengukuran pada fungsi `loop()`.

4) Fungsi `loop()`

```
void loop() {
  pox.update();
  g++;
  if (g > 5000) {
    g = 0;
    BPM = pox.getHeartRate();
    SpO2 = pox.getSpO2();
    if ((BPM < 101) && (SpO2 < 101)) {
      lcd.setCursor(5, 0);
      lcd.print(SpO2);
      lcd.print("");
      lcd.setCursor(5, 1);
      lcd.print(BPM);
      lcd.print(" ");
    }
  }
}
```

- `pox.update();`

Perintah ini harus dipanggil sesering mungkin di dalam loop. Fungsinya adalah untuk terus-menerus mengambil sampel data dari sensor dan memperbarui perhitungan internal di dalam pustaka.

- `g++`; dan `if (g > 5000) { ... }`

Blok ini berfungsi sebagai mekanisme jeda sederhana tanpa menghentikan keseluruhan program (tidak seperti `delay()`). Ini memungkinkan `pox.update()` tetap berjalan dengan cepat, namun proses pengambilan nilai akhir dan pembaruan layar hanya terjadi secara berkala (setiap 5000 iterasi) untuk menjaga stabilitas pembacaan.

- `g = 0;`

Mengatur ulang counter agar perhitungan jeda dimulai dari awal.

- `BPM = pox.getHeartRate();` dan `SpO2 = pox.getSpO2();`

Mengambil nilai detak jantung dan saturasi oksigen yang sudah matang dan dihitung oleh pustaka.

- `if ((BPM < 101) && (SpO2 < 101))`

Sebuah filter data sederhana untuk memastikan hanya nilai yang dianggap valid (di bawah 101) yang ditampilkan. Ini berguna untuk menghindari pembacaan awal yang mungkin nol atau tidak akurat.

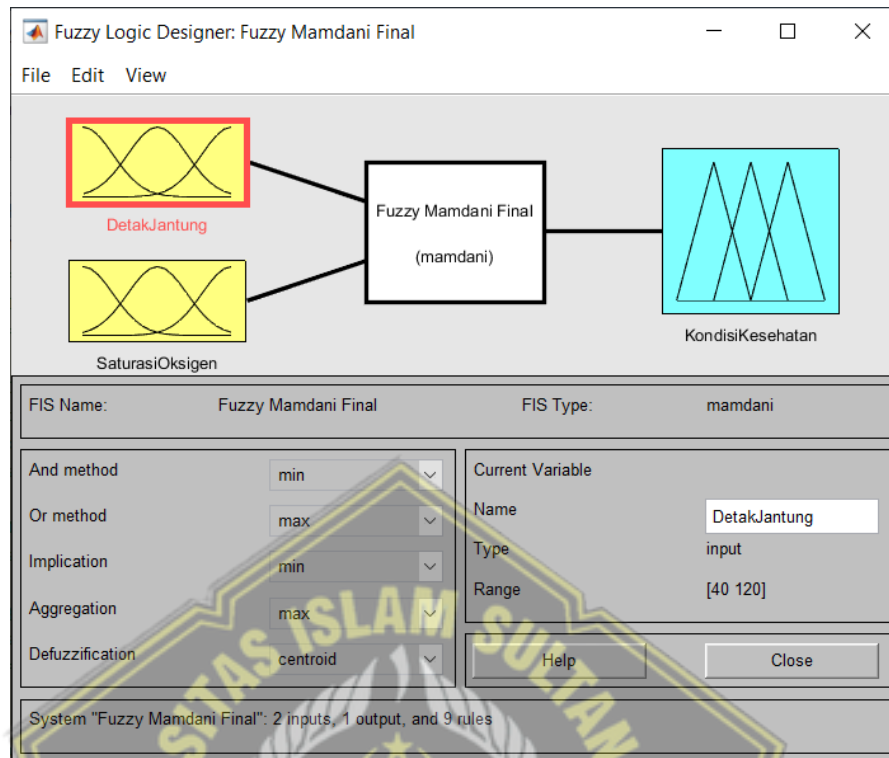
- `lcd.setCursor(5, 0);` dan `lcd.print(SpO2);`

Memindahkan kursor ke posisi yang telah ditentukan (kolom 5, baris 0), lalu menampilkan nilai `SpO2`. Perintah `lcd.print(" ");` setelahnya berfungsi untuk menghapus digit sisa jika nilai baru lebih pendek dari nilai sebelumnya (misalnya, saat berganti dari 100 ke 98).

2. Perangkat Lunak Analisis

Perangkat lunak untuk analisis data menggunakan MATLAB R2015b dengan Fuzzy Logic Toolbox. Sistem inferensi fuzzy (FIS) dengan metode Mamdani dirancang dan disimulasikan di dalam platform ini. Perancangan sistem fuzzy ini meliputi tiga tahapan utama:

- A. Tahap pertama adalah mendefinisikan variabel-variabel yang terlibat dalam sistem. Dalam penelitian ini, ditetapkan dua variabel masukan (*input*), yaitu Detak Jantung dan Saturasi Oksigen, serta satu variabel keluaran (*output*), yaitu Kondisi Kesehatan.



Gambar 3. 5 Variabel *input* dan variabel *output* sistem fuzzy mamdani

B. Perancangan Fungsi Keanggotaan (*Membership Function*)

Setelah variabel didefinisikan, untuk setiap variabel dirancang himpunan fuzzy beserta rentang nilainya. Fungsi keanggotaan berbentuk trapesium (*trapmf*) dan segitiga (*trimf*) digunakan untuk memetakan nilai numerik (*crisp*) ke dalam derajat keanggotaan linguistik, seperti 'Rendah', 'Normal', dan 'Tinggi'. Seperti yang telah dibuat berikut ini:

1) Variabel *Input* Detak Jantung (x)

a. Rendah

Fungsi keanggotaan trapesium (*trapmf*) dengan parameter [40, 40, 50, 65].

$$\mu_{Rendah}(x) = \begin{cases} 1 & \text{jika } x \leq 40 \\ \frac{65 - x}{65 - 40} & \text{jika } 40 < x < 65 \\ 0 & \text{jika } x \geq 65 \end{cases} \quad (4.1)$$

b. Normal

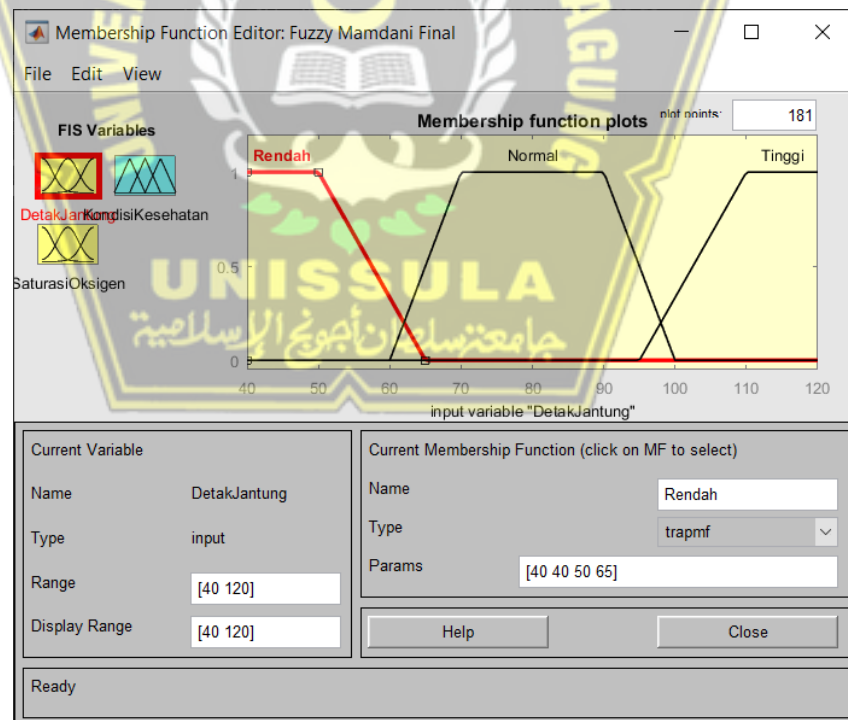
Fungsi keanggotaan trapesium (*trapmf*) dengan parameter [60, 70, 90, 100].

$$\mu_{Normal}(x) = \begin{cases} 0 & \text{jika } x \leq 60 \text{ atau } x \geq 100 \\ \frac{x - 60}{70 - 60} & \text{jika } 60 < x < 70 \\ 1 & \text{jika } 70 \leq x \leq 90 \\ \frac{100 - x}{100 - 90} & \text{jika } 90 < x < 100 \end{cases} \quad (4.2)$$

c. Tinggi

Fungsi keanggotaan trapesium (*trapmf*) dengan parameter [95, 110, 140, 140].

$$\mu_{Tinggi}(x) = \begin{cases} 0 & \text{jika } x \leq 95 \\ \frac{x - 95}{110 - 95} & \text{jika } 95 < x < 110 \\ 1 & \text{jika } x \geq 110 \end{cases} \quad (4.3)$$



Gambar 3. 6 *Membership function* detak jantung

2) Variabel *Input* Saturasi Oksigen (y)

a. Sangat Rendah

Fungsi keanggotaan trapesium (*trapmf*) dengan parameter [80, 80, 85, 90].

$$\mu_{SangatRendah}(y) = \begin{cases} 1 & \text{jika } y \leq 80 \\ \frac{90 - y}{90 - 80} & \text{jika } 80 < y < 85 \\ 0 & \text{jika } y \geq 85 \end{cases} \quad (4.4)$$

b. Rendah

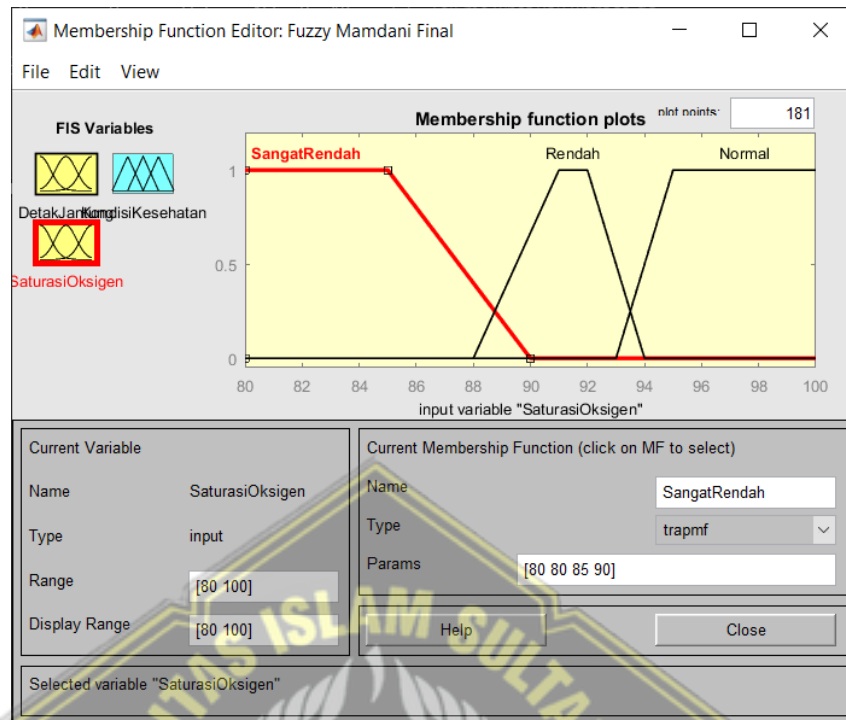
Fungsi keanggotaan trapesium (*trapmf*) dengan parameter [88, 91, 92, 94].

$$\mu_{Rendah}(y) = \begin{cases} 0 & \text{jika } y \leq 88 \text{ atau } y \geq 94 \\ \frac{y - 88}{91 - 88} & \text{jika } 88 < y < 91 \\ 1 & \text{jika } 91 \leq y \leq 92 \\ \frac{94 - y}{94 - 92} & \text{jika } 92 < y < 94 \end{cases} \quad (4.5)$$

c. Normal

Fungsi keanggotaan trapesium (*trapmf*) dengan parameter [93, 95, 100, 100].

$$\mu_{Normal}(y) = \begin{cases} 0 & \text{jika } y \leq 93 \\ \frac{y - 93}{95 - 93} & \text{jika } 93 < y < 95 \\ 1 & \text{jika } y \geq 95 \end{cases} \quad (4.6)$$



Gambar 3.7 Membership function saturasi oksigen

3) Variabel *Output* Kondisi Kesehatan (z)

a. Darurat

Fungsi keanggotaan trapesium (*trapmf*) dengan parameter [0, 0, 15, 30].

$$\mu_{\text{Darurat}}(z) = \begin{cases} 1 & \text{jika } z \leq 15 \\ \frac{30 - z}{30 - 15} & \text{jika } 15 < z < 30 \\ 0 & \text{jika } z \geq 30 \end{cases} \quad (4.7)$$

b. Waspada

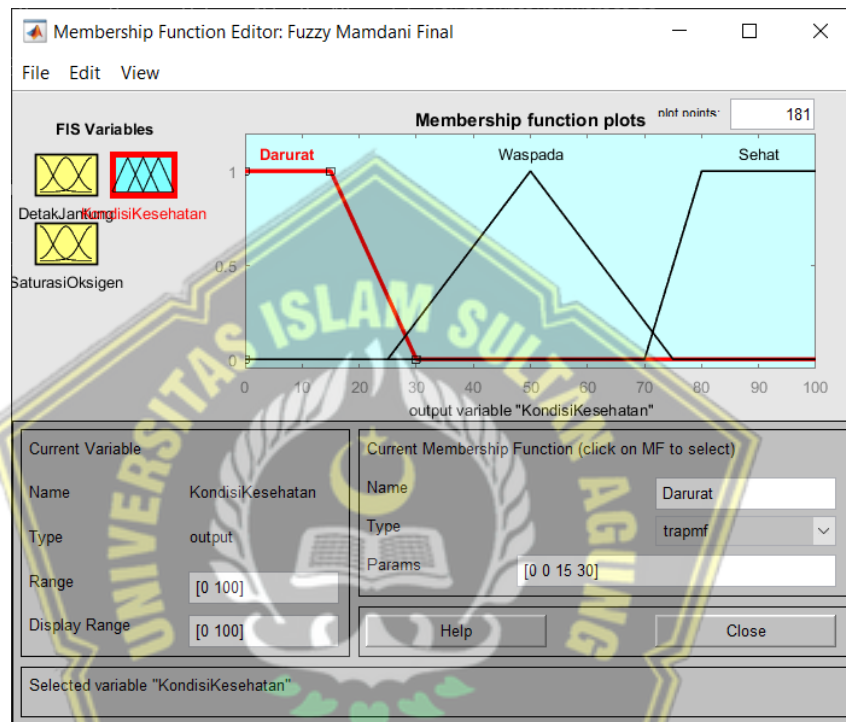
Fungsi keanggotaan segitiga (*trimf*) dengan parameter [25, 50, 75].

$$\mu_{\text{Waspada}}(z) = \begin{cases} 0 & \text{jika } z \leq 25 \text{ atau } z \geq 75 \\ \frac{z - 25}{50 - 25} & \text{jika } 25 < z \leq 50 \\ \frac{75 - z}{75 - 50} & \text{jika } 50 < z < 75 \end{cases} \quad (4.8)$$

c. Sehat

Fungsi keanggotaan trapesium (*trapmf*) dengan parameter [70, 80, 100, 100].

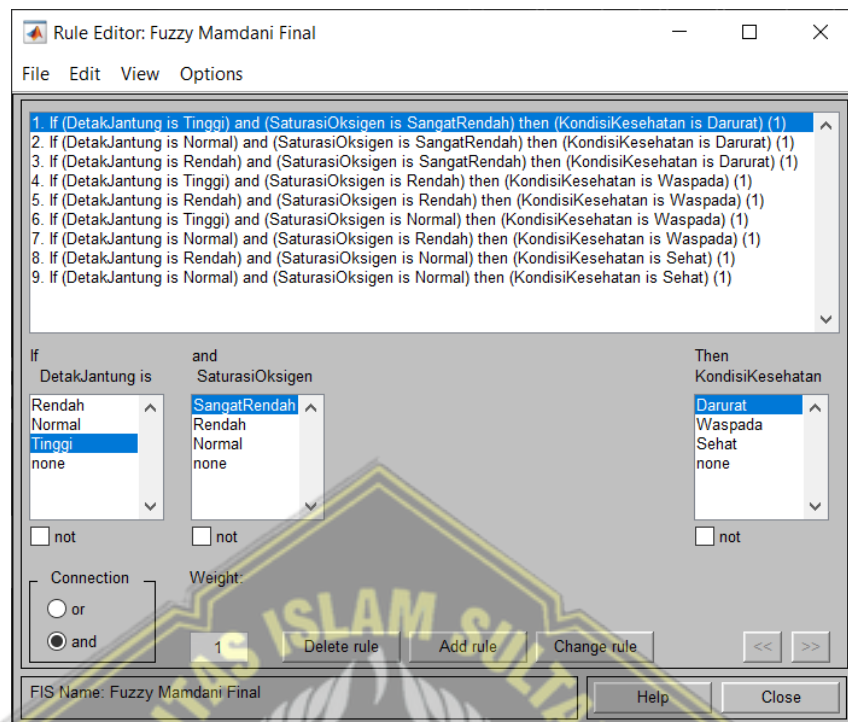
$$\mu_{Sehat}(z) = \begin{cases} 0 & \text{jika } z \leq 70 \\ \frac{z - 70}{80 - 70} & \text{jika } 70 < z < 80 \\ 1 & \text{jika } z \geq 80 \end{cases} \quad (4.9)$$



Gambar 3. 8 *Membership function* kondisi kesehatan

C. Pembuatan Basis Aturan (*Rule Base*)

Tahap inti dari perancangan ini adalah pembuatan serangkaian aturan logika *IF-THEN* yang menjadi dasar pengambilan keputusan sistem. Aturan-aturan ini dirancang berdasarkan studi literatur dan pengetahuan dasar medis untuk menghubungkan kombinasi kondisi *input* dengan *output* kondisi kesehatan yang sesuai.



Gambar 3. 9 Aturan fuzzy

Sistem Fuzzy ini berfungsi untuk menerima data numerik yang diperoleh dari prototipe, lalu mengolahnya melalui proses fuzifikasi, inferensi, dan defuzifikasi untuk menghasilkan *output crisp* berupa skor kesehatan. Selanjutnya, untuk proses tabulasi data, penerjemahan linguistik, dan visualisasi hasil akhir, digunakan perangkat lunak Microsoft Excel.

BAB IV

HASIL PERANCANGAN DAN PENGUJIAN

4.1 Hasil Perancangan

Berikut ini adalah hasil perancangan Sistem Pemantauan Kesehatan berdasarkan detak jantung dan saturasi oksigen menggunakan Sensor MAX30100.

4.1.1 Hasil Perancangan Perangkat Keras

Hasil perancangan perangkat keras ini berupa sebuah prototipe alat ukur portabel yang terdiri dari beberapa komponen inti.



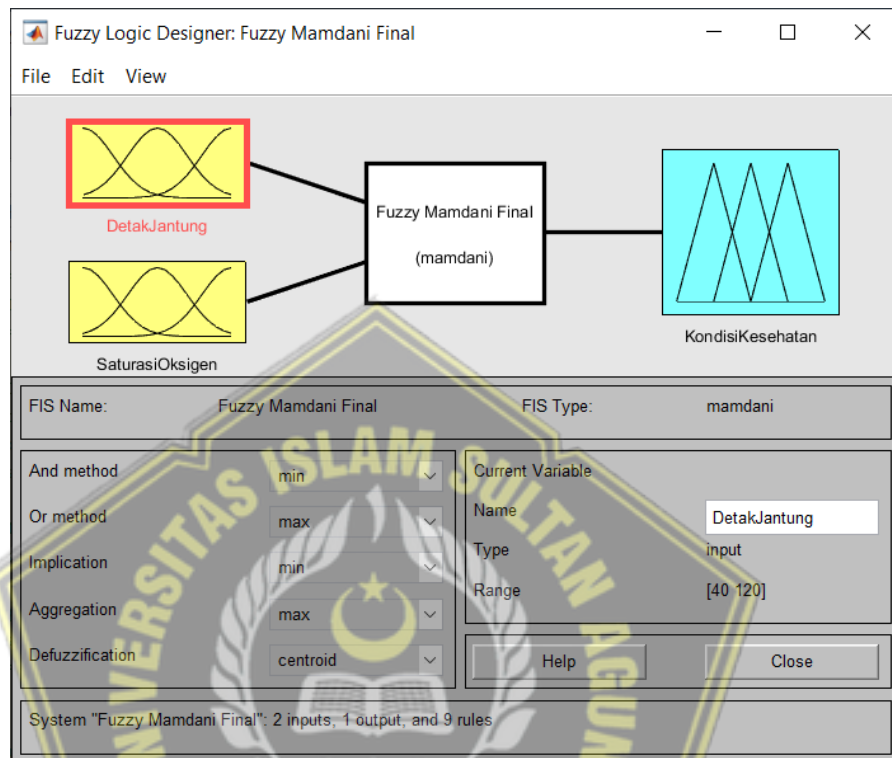
Gambar 4. 1 Hasil perancangan prototipe menggunakan sensor MAX30100

Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.1, prototipe ini berhasil mengintegrasikan NodeMCU ESP8266 sebagai unit pemrosesan, sensor MAX30100 sebagai unit masukan, dan layar LCD I2C 16x2 sebagai unit keluaran. Seluruh komponen berhasil dirangkai pada sebuah breadboard menjadi satu kesatuan sirkuit yang stabil dan dapat bekerja sesuai fungsinya. Catu daya untuk keseluruhan sistem dipasok melalui *port Micro USB* pada NodeMCU yang terhubung ke *power bank*, sehingga tidak memerlukan sumber daya eksternal tambahan.

4.1.2 Hasil Perancangan Perangkat Lunak

Hasil perancangan perangkat lunak ini berupa:

1. Hasil Perancangan Sistem Inferensi Fuzzy



Gambar 4. 2 Diagram sistem inferensi fuzzy

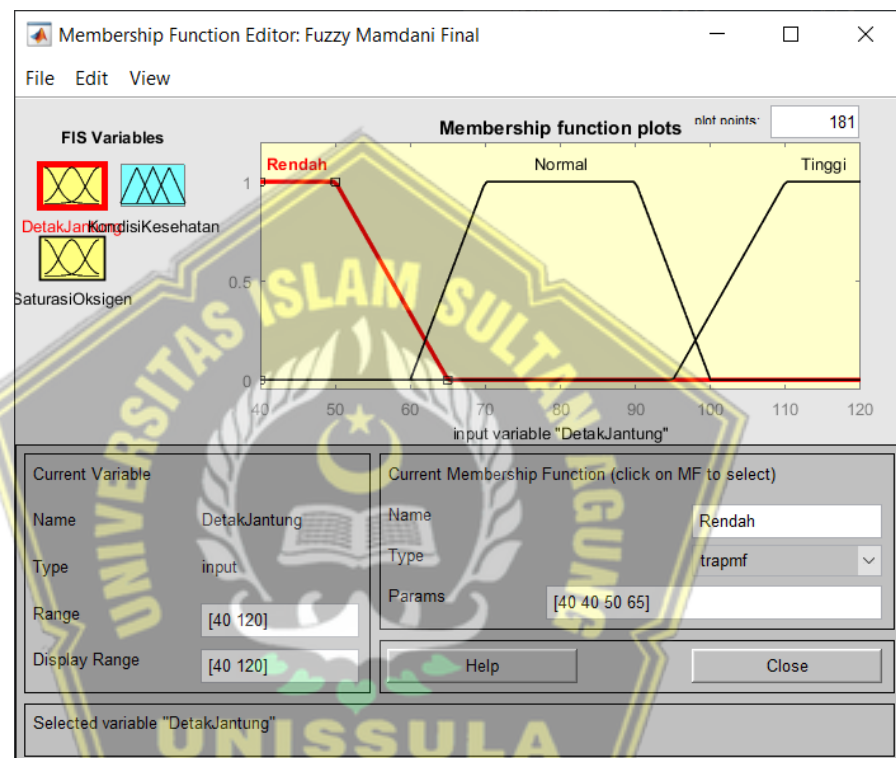
Perancangan perangkat lunak untuk analisis data dilakukan menggunakan *Fuzzy Logic Designer* pada MATLAB. Gambar 4.2 menunjukkan diagram blok dari Sistem Inferensi Fuzzy (FIS) yang dirancang. Sistem ini memiliki dua variabel *input* di sisi kiri, yaitu 'DetakJantung' dan 'SaturasiOksigen'. Kedua *input* tersebut diproses menggunakan metode 'mamdani', yang ditunjukkan oleh blok tengah 'Fuzzy Mamdani Final', untuk menghasilkan satu variabel *output* di sisi kanan, yaitu 'KondisiKesehatan'.

2. Hasil Perancangan Fungsi Keanggotaan (*Membership Function*)

Perancangan fungsi keanggotaan (*Membership Function*) untuk setiap variabel adalah sebagai berikut:

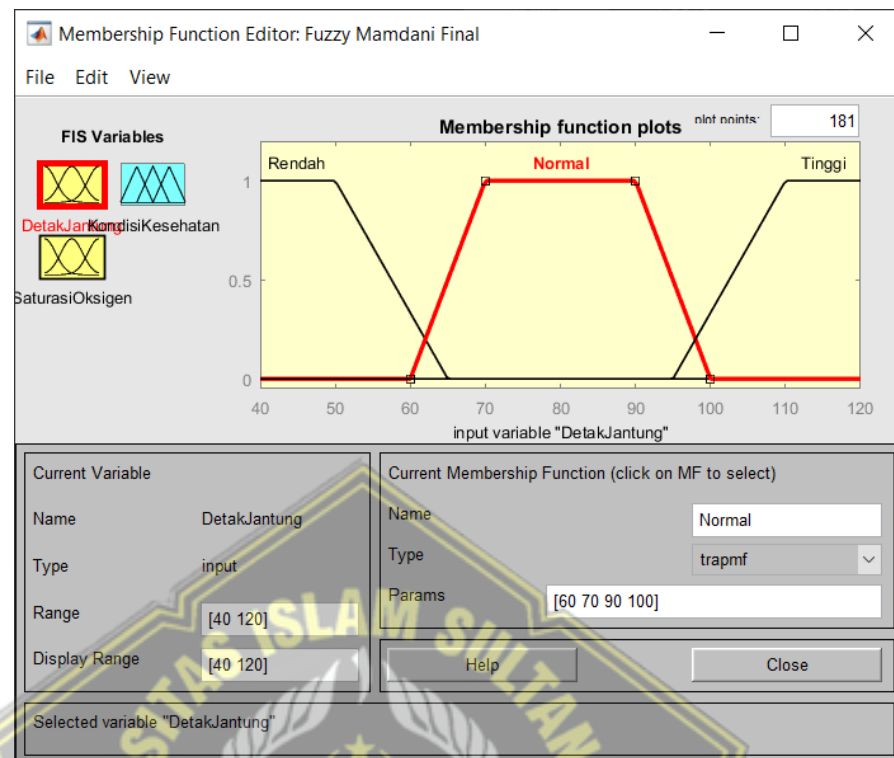
a. Detak Jantung

Rangkaian fungsi keanggotaan untuk variabel input Detak Jantung ditampilkan pada gambar berikut:



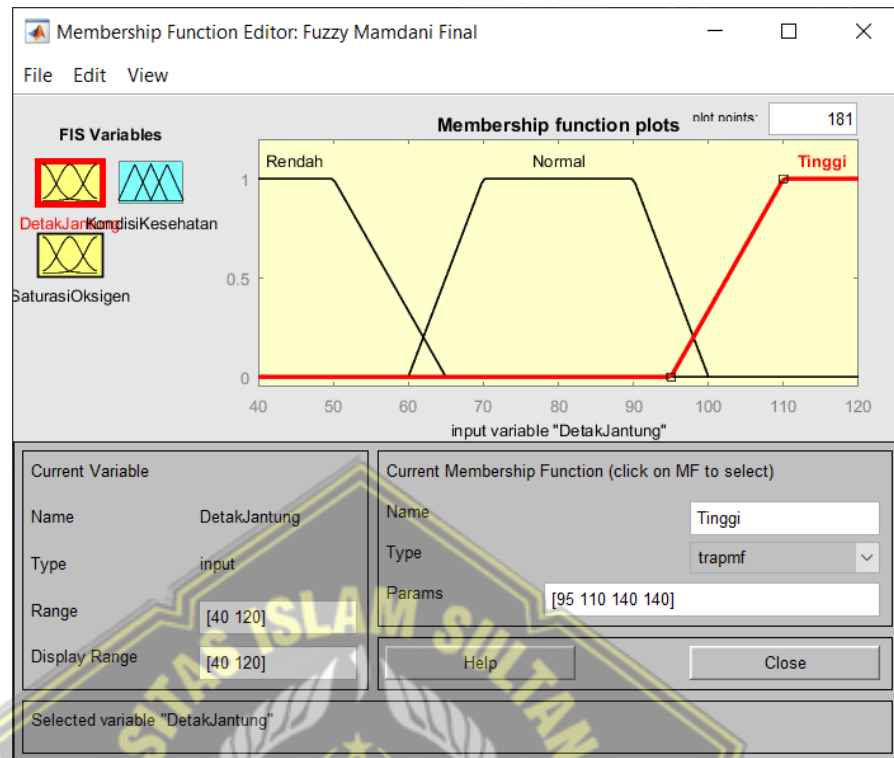
Gambar 4. 3 *Membership function* detak jantung rendah

Gambar 4.3 menyajikan tampilan "*Membership Function Editor*" dari MATLAB yang digunakan untuk mendefinisikan variabel input "DetakJantung". Plot tersebut mengilustrasikan tiga himpunan fuzzy ('Rendah', 'Normal', 'Tinggi') pada rentang 40-120 BPM. Secara spesifik, himpunan 'Rendah' (disorot dengan garis merah) dikonfigurasi menggunakan fungsi trapesium (*trapmf*) dengan parameter [40 40 50 65]. Parameter ini menetapkan bahwa nilai detak jantung 50 BPM atau lebih rendah akan memiliki derajat keanggotaan 'Rendah' penuh (1.0), yang kemudian menurun secara linear hingga mencapai derajat keanggotaan 0 pada 65 BPM.



Gambar 4. 4 *Membership function* detak jantung normal

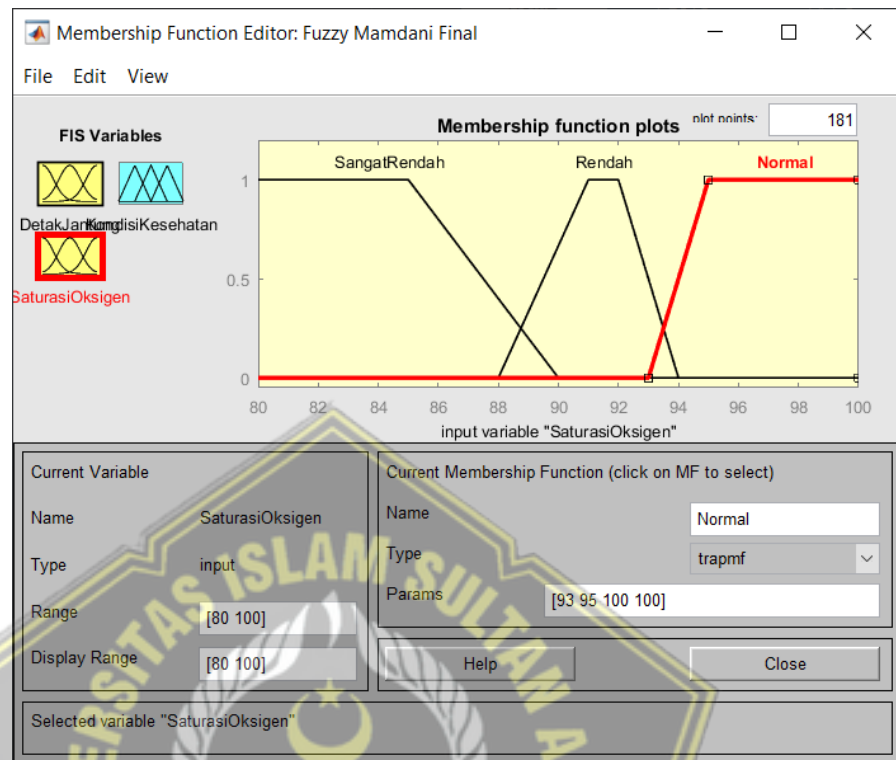
Gambar 4.4 menyajikan konfigurasi untuk himpunan fuzzy 'Normal' (ditandai garis merah) dari variabel *input* 'DetakJantung'. Himpunan ini didefinisikan menggunakan fungsi keanggotaan trapesium (*trapmf*) dengan parameter [60 70 90 100]. Parameter tersebut menetapkan bahwa rentang detak jantung antara 70 dan 90 BPM memiliki derajat keanggotaan penuh (1.0), yang mengindikasikan bahwa nilai dalam rentang ini dianggap 100% 'Normal'.



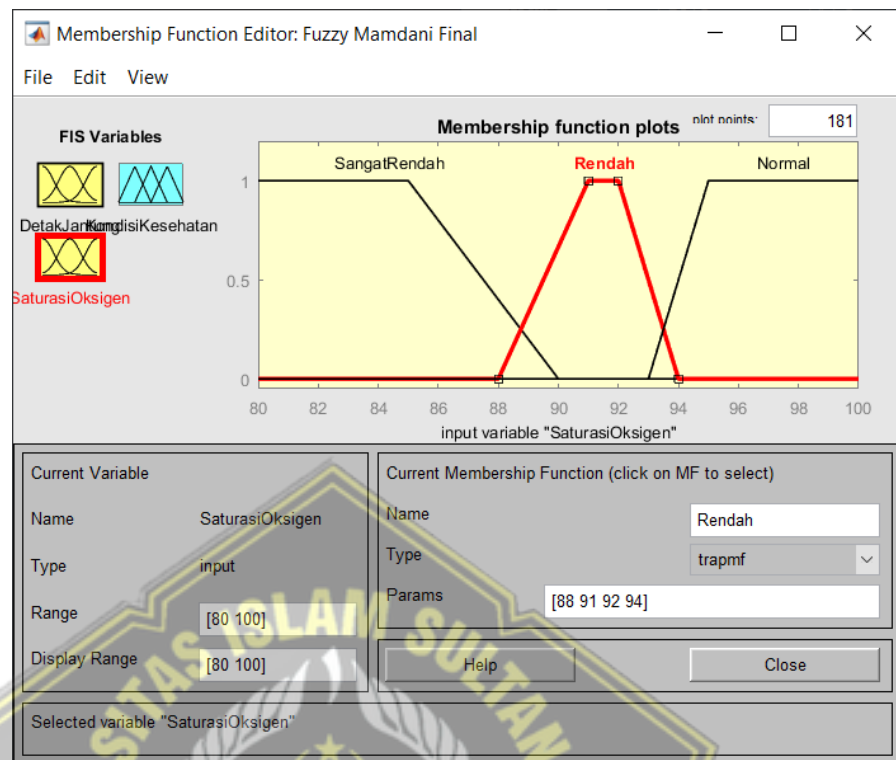
Gambar 4.5 *Membership function* detak jantung tinggi

Gambar 4.5 menyajikan konfigurasi untuk himpunan fuzzy 'Tinggi' (ditandai garis merah) dari variabel *input* 'DetakJantung'. Himpunan ini didefinisikan menggunakan fungsi keanggotaan trapesium (*trapmf*) dengan parameter [95 110 140 140]. Parameter tersebut menetapkan bahwa nilai detak jantung 110 BPM atau lebih tinggi akan memiliki derajat keanggotaan penuh (1.0), yang mengindikasikan bahwa nilai ini dianggap 100% 'Tinggi'. Adapun untuk nilai antara 95 BPM dan 110 BPM, derajat keanggotaan 'Tinggi' akan meningkat secara linear dari 0 hingga 1.0.

b. Saturasi Oksigen

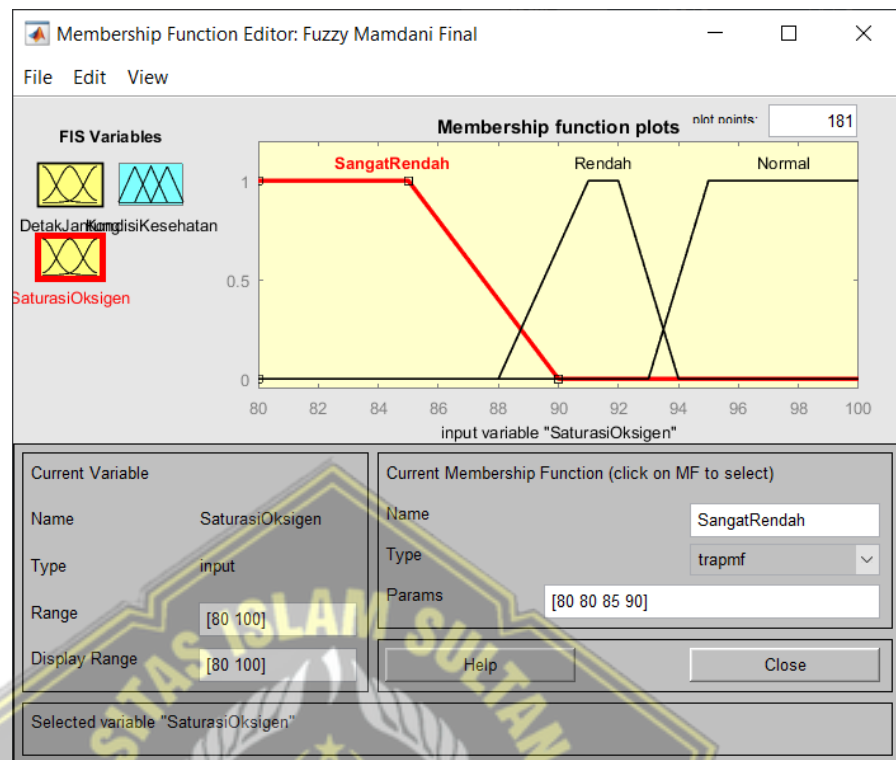
Gambar 4.6 *Membership function* saturasi oksigen normal

Gambar 4.6 menunjukkan bagaimana sistem mendefinisikan kategori 'Normal', yang disorot dengan garis merah, untuk variabel *input* "SaturasiOksigen". Pengaturan ini menggunakan parameter [93 95 100 100], yang menunjukkan bahwa nilai SpO2 dari 95% hingga 100% akan dianggap 'Normal'. Jika nilainya berada di antara 93% dan 95%, ia akan dianggap 'sebagian normal', dengan tingkat 'kenormalan' yang meningkat secara bertahap hingga penuh di 95%. Nilai di bawah 93% dianggap tidak 'Normal'.



Gambar 4. 7 *Membership function* saturasi oksigen rendah

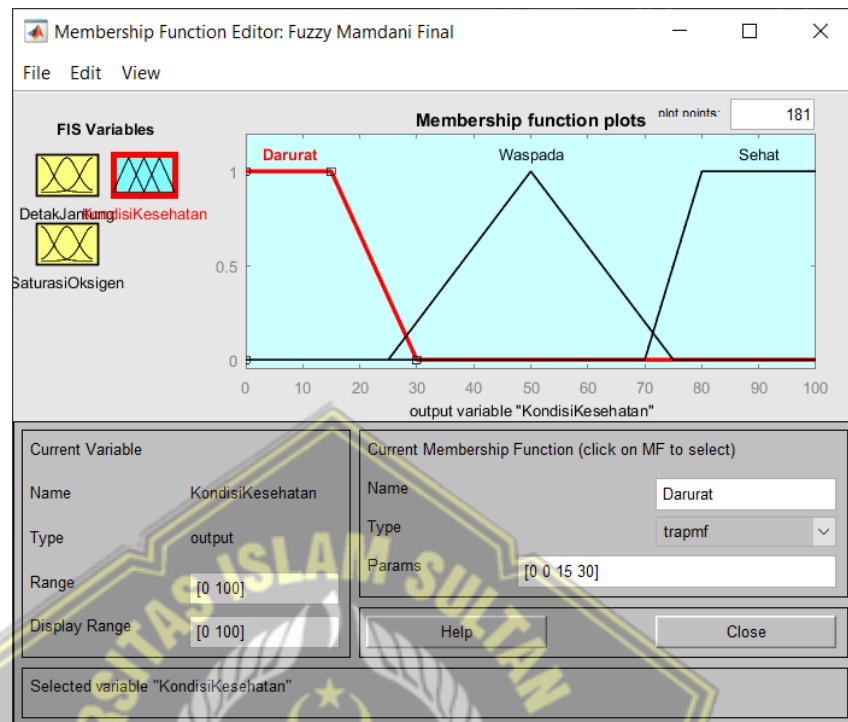
Gambar 4.7 ini menunjukkan bagaimana sistem mendefinisikan saturasi oksigen 'Rendah' (disorot garis merah). Pada dasarnya, sistem ini menetapkan bahwa nilai SpO_2 antara 91% dan 92% adalah kondisi yang pasti 'Rendah'. Nilai di sekitarnya, yaitu rentang 88%-91% dan 92%-94%, dianggap sebagai "zona transisi". Artinya, jika nilai SpO_2 seseorang berada di 89%, sistem akan menganggapnya 'mulai rendah', dan jika berada di 93%, sistem akan menganggapnya 'hampir tidak rendah lagi' (karena sudah mendekati normal).



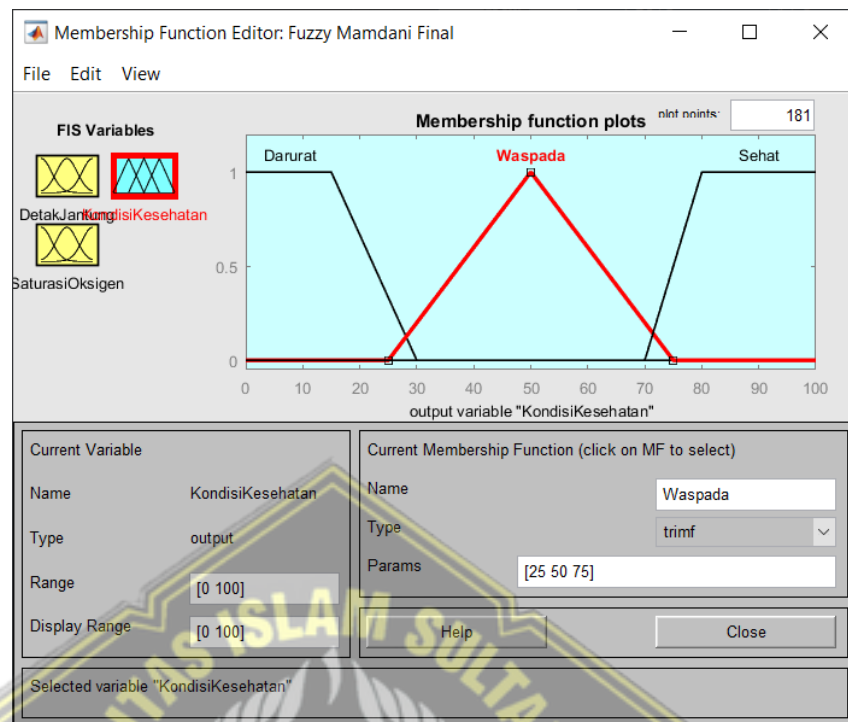
Gambar 4. 8 *Membership function* saturasi oksigen sangat rendah

Gambar 4.8 (disorot garis merah) menunjukkan cara sistem mendefinisikan kondisi 'SangatRendah' untuk saturasi oksigen. Berdasarkan pengaturan parameter [80 80 85 90], sistem ini menganggap nilai SpO2 85% atau lebih rendah sebagai kondisi yang pasti 'SangatRendah'. Jika nilainya berada di antara 85% dan 90%, itu adalah "zona transisi" di mana status 'SangatRendah' berkurang secara bertahap. Begitu nilai SpO2 mencapai 90% atau lebih, sistem akan menganggapnya sudah tidak 'SangatRendah' lagi.

c. Kondisi Kesehatan

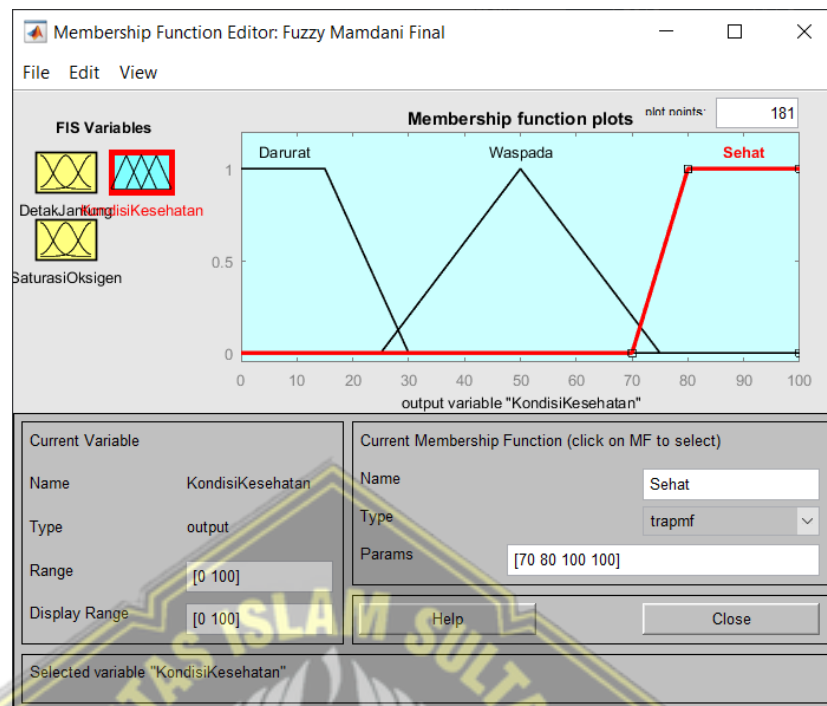
Gambar 4. 9 *Membership function* kondisi kesehatan darurat

Gambar 4.9 (disorot garis merah) menunjukkan bagaimana sistem menentukan kategori 'Darurat' untuk output "KondisiKesehatan", yang dinilai dalam rentang skor 0-100. Dengan parameter [0 0 15 30], sistem ini menganggap skor kesehatan 15 atau lebih rendah sebagai kondisi yang pasti 'Darurat'. Jika skornya berada di antara 15 dan 30, itu adalah "zona transisi" di mana status 'Darurat' berkurang secara bertahap. Begitu skor kesehatan mencapai 30 atau lebih, sistem akan menganggapnya sudah tidak 'Darurat' lagi.



Gambar 4. 10 *Membership function* kondisi kesehatan waspada

Gambar 4.10 (disorot garis merah) menunjukkan pengaturan untuk kategori 'Waspada' pada variabel "KondisiKesehatan". Pengaturan ini menggunakan bentuk segitiga dengan parameter [25 50 75], yang berarti status 'Waspada' akan mencapai puncaknya (100%) tepat pada skor 50. Jika skornya berada di antara 25 dan 50, status 'Waspada' akan meningkat secara bertahap. Sebaliknya, jika skornya berada di antara 50 dan 75, status 'Waspada' akan menurun secara bertahap. Skor di luar rentang 25-75 dianggap tidak 'Waspada' sama sekali.

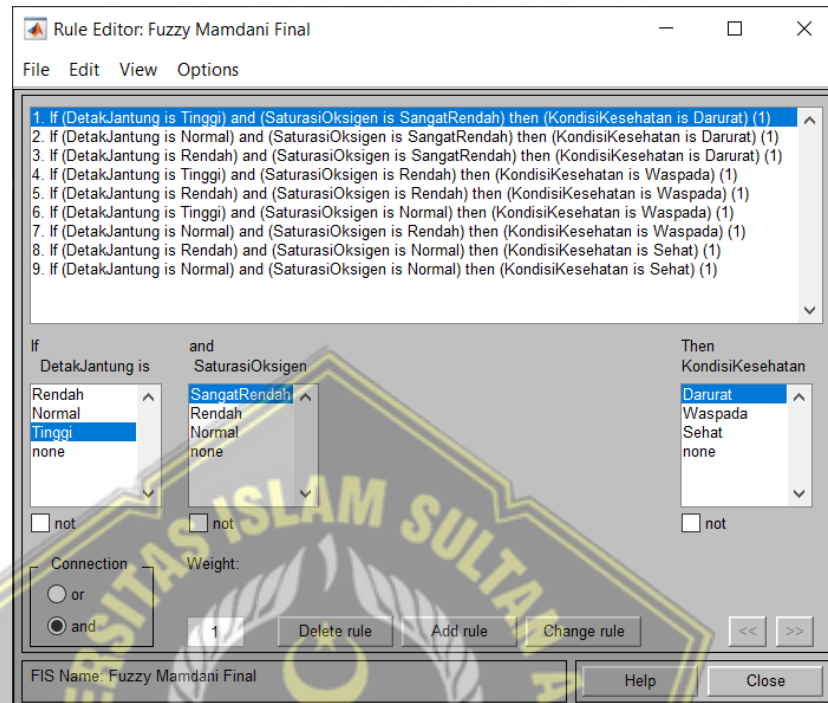


Gambar 4. 11 *Membership function* kondisi kesehatan sehat

Gambar 4.11 (disorot garis merah) menunjukkan bagaimana sistem mendefinisikan kategori 'Sehat' untuk skor "KondisiKesehatan" (dari 0-100). Dengan parameter [70 80 100 100], aturannya adalah jika skor kesehatan 80 atau lebih akan dianggap 100% 'Sehat'. Jika skornya berada di antara 70 dan 80, itu adalah "zona transisi" di mana status 'Sehat' meningkat secara bertahap. Skor kesehatan di bawah 70 akan dianggap tidak 'Sehat' sama sekali.

3. Hasil Perancangan Basis Aturan (*Rule Base*)

Hasil perancangan basis aturan pada MATLAB seperti pada gambar berikut:



Gambar 4. 12 Basis aturan fuzzy

Gambar ini menampilkan "*Rule Editor*" MATLAB yang mendefinisikan 9 basis aturan IF-THEN, yang secara logis menghubungkan dua masukan ("DetakJantung" dan "SaturasiOksigen") menggunakan operator "AND" untuk menentukan satu keluaran ("KondisiKesehatan"). Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.12 terdapat 9 aturan Dasar (Rule Base), yaitu:

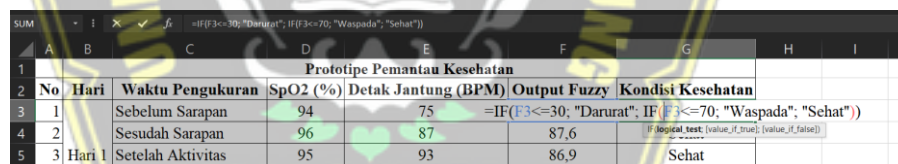
- 1) If (DetakJantung is Tinggi) and (SaturasiOksigen is SangatRendah) then (KondisiKesehatan is Darurat).
- 2) If (DetakJantung is Normal) and (SaturasiOksigen is SangatRendah) then (KondisiKesehatan is Darurat).
- 3) If (DetakJantung is Rendah) and (SaturasiOksigen is SangatRendah) then (KondisiKesehatan is Darurat).
- 4) If (DetakJantung is Tinggi) and (SaturasiOksigen is Rendah) then (KondisiKesehatan is Waspada).
- 5) If (DetakJantung is Rendah) and (SaturasiOksigen is Rendah) then (KondisiKesehatan is Waspada).

- 6) If (DetakJantung is Tinggi) and (SaturasiOksigen is Normal) then (KondisiKesehatan is Waspada).
- 7) If (DetakJantung is Normal) and (SaturasiOksigen is Rendah) then (KondisiKesehatan is Waspada).
- 8) If (DetakJantung is Rendah) and (SaturasiOksigen is Normal) then (KondisiKesehatan is Sehat).
- 9) If (DetakJantung is Normal) and (SaturasiOksigen is Normal) then (KondisiKesehatan is Sehat).

4. Logika Penerjemahan Linguistik pada Microsoft Excel

Hasil perancangan perangkat lunak ini untuk sistem tabulasi dan penerjemahan linguistik yang terstruktur, yang dibangun menggunakan Microsoft Excel. Perancangan ini memiliki dua fungsi operasional utama:

- Sebagai database untuk manajemen dan tabulasi seluruh data hasil pengujian.
- Sebagai alat *post-processing* untuk menerjemahkan skor fuzzy menjadi kesimpulan linguistik.



No	Hari	Waktu Pengukuran	SpO2 (%)	Detak Jantung (BPM)	Output Fuzzy	Kondisi Kesehatan
1		Sebelum Sarapan	94	75		
2		Sesudah Sarapan	96	87	87,6	
3	Hari 1	Setelah Aktivitas	95	93	86,9	Sehat

Gambar 4. 13 Tabulasi Microsoft Excel

4.2 Pengumpulan dan Validasi Data Sensor

4.2.1 Prosedur Pengambilan Data

Data dikumpulkan dari subjek penelitian selama 7 hari berturut-turut. Pengukuran dilakukan tiga kali sehari (pagi, siang, malam) untuk sampel setiap pengukuran, data dari prototipe sensor MAX30100 dicatat bersamaan dengan data dari oximeter konvensional sebagai alat pembanding (validasi). Selanjutnya pengukuran sebanyak lima kali sehari (sebelum sarapan, setelah sarapan, setelah aktivitas, sebelum makan siang, dan setelah makan siang) untuk pengujian sistem fuzzy Mamdani sebagai klasifikasi kondisi kesehatan pengguna.

4.2.2 Hasil Pengambilan Data

Berikut adalah sampel data yang berhasil dikumpulkan untuk membandingkan hasil prototipe dengan hasil pembanding oximeter konvensional selama periode penelitian.

Tabel 4. 1 Hasil pengambilan data prototipe dan oximeter konvensional

Hari	Waktu Pengukuran	Prototipe Pemantau Kesehatan		Pembanding Oximeter Konvensional	
		SpO2 (%)	Detak Jantung (BPM)	SpO2 (%)	Detak Jantung (BPM)
1	Pagi	96	87	93	86
	Siang	95	93	90	88
	Malam	94	100	72	100
2	Pagi	96	67	90	67
	Siang	95	71	98	70
	Malam	95	69	95	77
3	Pagi	96	83	94	80
	Siang	95	78	95	73
	Malam	95	77	96	75
4	Pagi	95	81	98	79
	Siang	95	42	89	59
	Malam	96	84	92	83
5	Pagi	96	69	93	68
	Siang	96	69	87	69
	Malam	96	79	96	77
6	Pagi	94	79	99	77
	Siang	95	69	99	71
	Malam	96	83	94	81
7	Pagi	94	78	98	74
	Siang	96	68	95	67
	Malam	96	86	94	85

Tabel 4.1 menyajikan data mentah hasil validasi sensor yang dikumpulkan secara runtut selama periode 7 hari, dengan pengukuran dilakukan tiga kali sehari (Pagi, Siang, Malam) untuk menghasilkan total 21 set data perbandingan. Tabel ini secara kritis membandingkan pembacaan dari "Prototipe Pemantau Kesehatan

menggunakan sensor MAX30100) dengan "Pembanding Oximeter Konvensional" (sebagai alat validasi) pada dua parameter vital: Saturasi Oksigen (SpO₂) dalam persen (%) dan Detak Jantung (BPM). Kumpulan data ini berfungsi sebagai dasar objektif untuk analisis akurasi, di mana secara visual data menunjukkan korelasi yang umumnya dekat (misalnya, Hari 2 Pagi, BPM 67 dibandingkan dengan 67) namun juga secara transparan mencatat beberapa data galat (*error*) dengan selisih signifikan (misalnya, Hari 1 Malam SpO₂ 94% dibandingkan dengan 72% dan Hari 4 Siang BPM 42 dibandingkan dengan 59), yang semuanya akan digunakan untuk perhitungan MAPE.

4.2.3 Analisis Akurasi Sensor

Akurasi prototipe dihitung dengan membandingkan hasil pengukuran dengan oximeter konvensional. Metode yang digunakan untuk menghitung galat (*error*) adalah *Mean Absolute Percentage Error* (MAPE), yang landasan teori rumusnya telah dijelaskan pada bab 2 Persamaan (2.11) dan (2.12).

1. Hasil Akurasi

Tabel 4. 2 Hasil perhitungan MAPE dan akurasi

Ha ri	Waktu Pengukuran	Saturasi Oksigen (SPO ₂)			Detak Jantung (BPM)		
		Proto tipe	Oximeter Konvensional	Error (%)	Proto tipe	Oximeter Konvensional	Error (%)
1	Pagi	96	93	3,23	87	86	1,16
	Siang	95	90	5,56	93	88	5,68
	Malam	94	72	30,56	100	100	0,00
2	Pagi	96	90	6,67	67	67	0,00
	Siang	95	98	3,06	71	70	1,43
	Malam	95	95	0,00	69	77	10,39
3	Pagi	96	94	2,13	83	80	3,75
	Siang	95	95	0,00	78	73	6,85
	Malam	95	96	1,04	77	75	2,67
4	Pagi	95	98	3,06	81	79	2,53
	Siang	95	89	6,74	42	59	28,81
	Malam	96	92	4,35	84	83	1,20
5	Pagi	96	93	3,23	69	68	1,47
	Siang	96	87	10,34	69	69	0,00
	Malam	96	96	0,00	79	77	2,60
6	Pagi	94	99	5,05	79	77	2,60

Ha ri	Waktu Pengukuran	Saturasi Oksigen (SPO2)			Detak Jantung (BPM)		
		Proto tipe	Oximeter Konvensional	Error (%)	Proto tipe	Oximeter Konvensional	Error (%)
7	Siang	95	99	4,04	69	71	2,82
	Malam	96	94	2,13	83	81	2,47
	Pagi	94	98	4,08	78	74	5,41
	Siang	96	95	1,05	68	67	1,49
	Malam	96	94	2,13	86	85	1,18
MAPE				4,69			
Akurasi				95,31			

Berdasarkan Tabel 4.2 menunjukkan hasil analisis kuantitatif menggunakan metode *Mean Absolute Percentage Error* (MAPE), prototipe sistem pemantauan kesehatan menunjukkan tingkat akurasi yang sangat baik. Hasil perhitungan menunjukkan nilai MAPE untuk pengukuran detak jantung sebesar 4.02% dan untuk pengukuran saturasi oksigen sebesar 4.69%. Kedua nilai ini berada di bawah ambang batas 10% yang secara umum dianggap sebagai standar untuk prediksi yang baik, bahkan mendekati kategori sangat akurat (di bawah 5%). Hal ini mengindikasikan bahwa secara rata-rata, deviasi atau selisih pengukuran prototipe terhadap alat pembanding konvensional hanya berkisar antara 4-5%, yang merupakan tingkat kesalahan yang sangat rendah.

Analisis lebih lanjut terhadap data *error* menunjukkan bahwa meskipun terdapat beberapa data anomali dengan persentase kesalahan yang tinggi, nilai MAPE yang rendah secara keseluruhan membuktikan bahwa anomali tersebut tidak merepresentasikan performa umum dari prototipe. Sebagian besar data pengukuran justru memiliki persentase error yang sangat kecil. Ini membuktikan bahwa secara fundamental, kombinasi sensor MAX30100 dengan algoritma yang diimplementasikan telah mampu bekerja dengan stabil dan efisien. Adanya *error* yang tinggi pada beberapa titik pengukuran kemungkinan besar disebabkan oleh faktor eksternal yang bersifat sesaat, seperti pergeseran sensor atau *motion artifact*, bukan karena kelemahan internal dari desain sistem.

Dengan demikian, dapat disimpulkan bahwa prototipe sistem pemantauan kesehatan yang dikembangkan layak (*feasible*) dan telah berhasil membuktikan konsepnya dengan mencapai tingkat akurasi yang tinggi untuk sebuah sistem prototipe. Tingkat kesalahan persentase rata-rata yang rendah ($MAPE < 5\%$) untuk

kedua parameter vital menjadi bukti kuantitatif atas performa sistem yang mumpuni. Prototipe ini memiliki potensi untuk dikembangkan lebih lanjut menjadi perangkat pemantauan kesehatan yang fungsional dan dapat diandalkan.

4.3 Analisis Hasil dan Pengujian Sistem Fuzzy

4.3.1 Hasil Klasifikasi Fuzzy dari Seluruh Data:

Tabel 4. 3 Hasil klasifikasi fuzzy

Hari	Waktu Pengukuran	SpO2 (%)	Detak Jantung (BPM)	Output Fuzzy	Kondisi Kesehatan
Hari 1	Sebelum Sarapan	94	75	86,5	Sehat
	Sesudah Sarapan	96	87	87,6	Sehat
	Setelah Aktivitas	95	93	86,9	Sehat
	Sebelum Makan Siang	95	95	86,5	Sehat
	Sesudah Makan Siang	94	100	50	Waspada
Hari 2	Sebelum Sarapan	95	72	87,6	Sehat
	Sesudah Sarapan	96	67	86,9	Sehat
	Setelah Aktivitas	95	71	87,6	Sehat
	Sebelum Makan Siang	94	72	86,5	Sehat
	Sesudah Makan Siang	95	69	87,4	Sehat
Hari 3	Sebelum Sarapan	96	80	87,6	Sehat
	Sesudah Sarapan	96	83	87,6	Sehat
	Setelah Aktivitas	95	78	87,6	Sehat
	Sebelum Makan Siang	96	78	87,6	Sehat
	Sesudah Makan Siang	95	77	87,6	Sehat
Hari 4	Sebelum Sarapan	96	72	87,6	Sehat
	Sesudah Sarapan	95	81	87,6	Sehat
	Setelah Aktivitas	95	42	87,6	Sehat
	Sebelum Makan Siang	96	74	87,6	Sehat
	Sesudah Makan Siang	96	84	87,6	Sehat
Hari 5	Sebelum Sarapan	96	64	86,2	Sehat
	Sesudah Sarapan	96	69	87,4	Sehat
	Setelah Aktivitas	96	69	87,4	Sehat
	Sebelum Makan Siang	96	71	87,6	Sehat
	Sesudah Makan Siang	96	79	87,6	Sehat

Hari	Waktu Pengukuran	SpO2 (%)	Detak Jantung (BPM)	Output Fuzzy	Kondisi Kesehatan
Hari 6	Sebelum Sarapan	96	70	87,6	Sehat
	Sesudah Sarapan	94	79	86,5	Sehat
	Setelah Aktivitas	95	69	87,4	Sehat
	Sebelum Makan Siang	95	70	87,6	Sehat
	Sesudah Makan Siang	96	83	87,6	Sehat
Hari 7	Sebelum Sarapan	96	68	87,2	Sehat
	Sesudah Sarapan	94	78	86,5	Sehat
	Setelah Aktivitas	96	68	87,2	Sehat
	Sebelum Makan Siang	96	79	87,6	Sehat
	Sesudah Makan Siang	96	86	87,6	Sehat

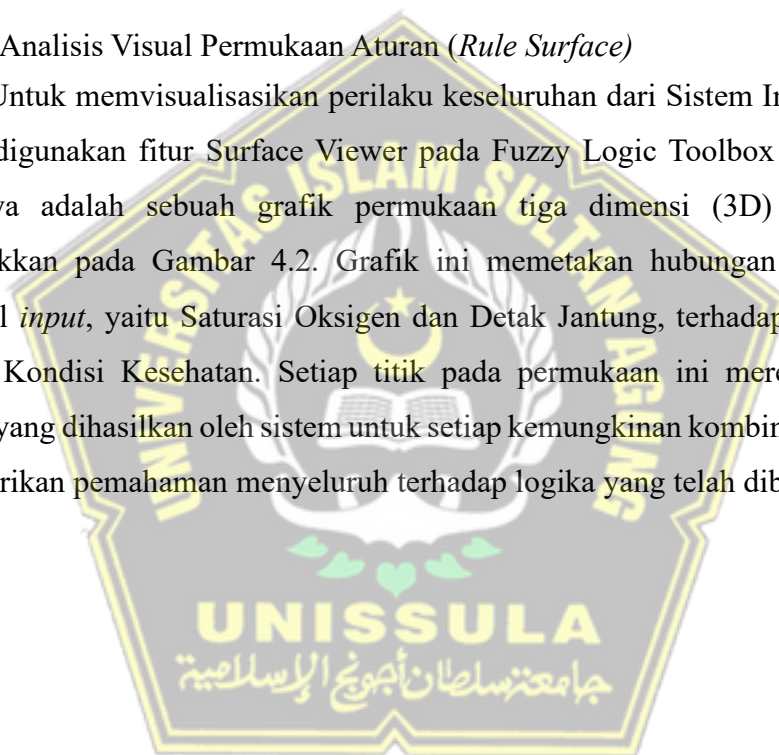
Secara keseluruhan, hasil pengujian pada tabel 4.3 menampilkan sistem selama tujuh hari menunjukkan bahwa kondisi kesehatan subjek penelitian mayoritas berada dalam kategori “Sehat”. Dari total 35 kali pengukuran, 34 di antaranya menghasilkan output fuzzy dengan skor tinggi (berkisar antara 86,2 hingga 87,6) yang diterjemahkan menjadi kondisi “Sehat”. Hal ini mengindikasikan bahwa selama periode pengujian, parameter detak jantung dan saturasi oksigen subjek secara umum berada dalam rentang yang normal dan stabil. Satu-satunya anomali terdeteksi pada hari pertama setelah makan siang, di mana sistem mengklasifikasikan kondisi sebagai “Waspada”, yang menunjukkan sensitivitas sistem terhadap perubahan kondisi fisiologis.

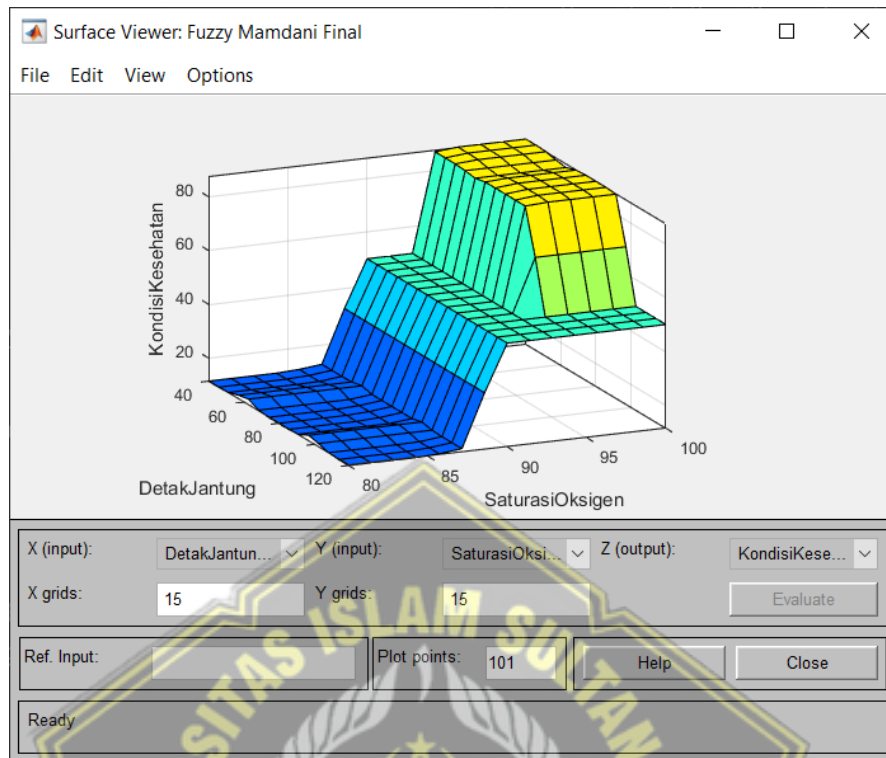
Analisis lebih dalam pada variabel masukan menunjukkan bahwa nilai saturasi oksigen (SpO2) konsisten berada di level yang sangat baik, yaitu antara 94% hingga 96%, tanpa adanya penurunan yang signifikan bahkan setelah beraktivitas. Di sisi lain, detak jantung (BPM) menunjukkan perubahan yang lebih dinamis dan sesuai dengan kondisi fisiologis subjek. Terlihat adanya peningkatan detak jantung setelah aktivitas fisik (misalnya pada data no. 3, 18, 23) dan juga lonjakan tertinggi pada data no. 5 yang mencapai 100 BPM setelah makan siang, yang kemudian memicu hasil “Waspada”. Fluktuasi ini menunjukkan bahwa sensor berhasil menangkap respons alami tubuh terhadap berbagai kegiatan.

Dari hasil tersebut, dapat disimpulkan bahwa sistem inferensi fuzzy yang dirancang telah berfungsi secara logis dan sesuai harapan. Sistem ini mampu secara terukur menginterpretasikan data masukan yang stabil sebagai kondisi “Sehat” dan secara tepat mengidentifikasi lonjakan parameter sebagai kondisi “Waspada”. Konsistensi output “Sehat” yang didominasi oleh nilai SpO2 yang tinggi, serta respons sistem terhadap nilai BPM yang berubah-ubah, membuktikan bahwa model fuzzy ini mampu memproses kedua variabel secara sinkron untuk menghasilkan penilaian kondisi kesehatan yang rasional dan dapat dipertanggungjawabkan.

4.3.2 Analisis Visual Permukaan Aturan (*Rule Surface*)

Untuk memvisualisasikan perilaku keseluruhan dari Sistem Inferensi Fuzzy (FIS), digunakan fitur Surface Viewer pada Fuzzy Logic Toolbox di MATLAB. Hasilnya adalah sebuah grafik permukaan tiga dimensi (3D) seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.2. Grafik ini memetakan hubungan antara kedua variabel *input*, yaitu Saturasi Oksigen dan Detak Jantung, terhadap satu variabel *output* Kondisi Kesehatan. Setiap titik pada permukaan ini merepresentasikan *output* yang dihasilkan oleh sistem untuk setiap kemungkinan kombinasi nilai *input*, memberikan pemahaman menyeluruh terhadap logika yang telah dibangun.





Gambar 4. 14 *Rule surface* fuzzy mamdani.

Grafik *Surface Viewer* pada gambar 4.14 adalah visualisasi *Rule Surface* (Permukaan Aturan) tiga dimensi yang menunjukkan perilaku keseluruhan dari sistem fuzzy. Grafik ini memetakan hubungan antara kedua *input* (Sumbu X: DetakJantung, Sumbu Y: SaturasiOksigen) terhadap *output* (Sumbu Z: KondisiKesehatan).

- Area dataran tinggi berwarna kuning cerah menunjukkan *output* 'Sehat', yang konsisten terbentuk ketika SpO_2 tinggi (di atas 95%) dan Detak Jantung berada dalam rentang normal.
- 'Tebing' curam yang menurun tajam ke area biru ('Darurat') menunjukkan bahwa variabel SpO_2 adalah faktor yang paling dominan dalam menentukan kondisi kritis.
- Lereng yang lebih landai (area hijau/sian) menunjukkan kondisi 'Waspada', yang utamanya dipengaruhi oleh detak jantung yang tinggi. Visualisasi ini mengkonfirmasi bahwa basis aturan yang dirancang berfungsi secara logis dan rasional.

4.3.3 Analisis Hasil Pengujian Sistem Fuzzy

Berdasarkan hasil pengujian sistem inferensi fuzzy yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa model yang dirancang berhasil menginterpretasikan data kesehatan secara logis dan tepat. Selama periode pengujian selama tujuh hari, sistem secara konsisten mengklasifikasikan kondisi subjek sebagai “Sehat” pada 34 dari 35 pengukuran, yang menunjukkan kemampuannya untuk mengenali parameter fisiologis yang stabil dan normal. Keberhasilan sistem dalam mendeteksi satu kondisi anomali sebagai “Waspada” akibat lonjakan detak jantung membuktikan bahwa basis aturan yang diterapkan cukup sensitif untuk merespons perubahan signifikan pada data masukan.

Keberhasilan fungsional sistem ini didukung oleh desain *rule surface* yang rasional, di mana variabel saturasi oksigen terbukti menjadi faktor dominan dalam menentukan kondisi darurat, sementara variabel detak jantung secara efektif mempengaruhi transisi antara kondisi “Sehat” dan “Waspada”. Hal ini menunjukkan bahwa prioritas dan hubungan antar variabel yang didefinisikan dalam basis aturan telah sesuai dengan logika medis dasar. Kemampuan sistem untuk menangani fluktuasi detak jantung yang wajar sambil tetap mempertahankan output “Sehat” berkat nilai saturasi oksigen yang stabil, mengkonfirmasi bahwa model fuzzy ini mampu melakukan penilaian yang komprehensif. Dengan demikian, penelitian ini telah berhasil membuktikan bahwa metode Logika Fuzzy Mamdani merupakan pendekatan yang efektif untuk mengolah data mentah dari prototipe menjadi sebuah kesimpulan kondisi kesehatan yang bermakna. Sistem inferensi fuzzy yang dibangun tidak hanya berfungsi secara teknis, tetapi juga mampu memberikan penilaian yang dapat dipertanggungjawabkan berdasar pada kerangka berpikir yang logis. Hasil pengujian ini memvalidasi bahwa model yang diusulkan dapat menjadi dasar yang kuat untuk pengembangan sistem pemantauan kesehatan cerdas lebih lanjut.

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil perancangan, implementasi, dan pengujian sistem pemantauan kesehatan menggunakan sensor MAX30100 dengan metode Logika Fuzzy Mamdani, dapat disimpulkan bahwa:

1. Validasi akurasi prototipe berhasil dilakukan dengan metode MAPE. Sistem terbukti memiliki tingkat kesalahan sangat rendah dan akurasi tinggi, yaitu akurasi 95,98% (MAPE 4,02%) untuk Detak Jantung (BPM) dan akurasi 95,31% (MAPE 4,69%) untuk Saturasi Oksigen (SpO2) saat dibandingkan dengan oximeter konvensional.
2. Kendala komputasi implementasi Fuzzy pada mikrokontroler diatasi dengan merancang alur kerja terpisah (*split-workflow*), di mana Prototipe yang dirancang berhasil difungsikan murni sebagai alat akuisisi data portabel, dan MATLAB serta Microsoft Excel digunakan sebagai platform analisis *post-processing* (pasca-pengolahan) yang efektif.
3. Berdasarkan analisis visual *Rule Surface*, Saturasi Oksigen (SpO2) menjadi faktor penentu utama untuk kondisi kritis ('Darurat'), di mana penurunan nilai oksigen memberikan pengaruh paling besar terhadap perubahan status kesehatan. Sementara itu, Detak Jantung lebih berperan untuk membedakan antara kondisi 'Sehat' dan 'Waspada'. Penerapan aturan ini terbukti tepat sasaran, ditunjukkan dengan kemampuan sistem mendeteksi 1 data anomali ('Waspada') dari total 35 data pengujian.

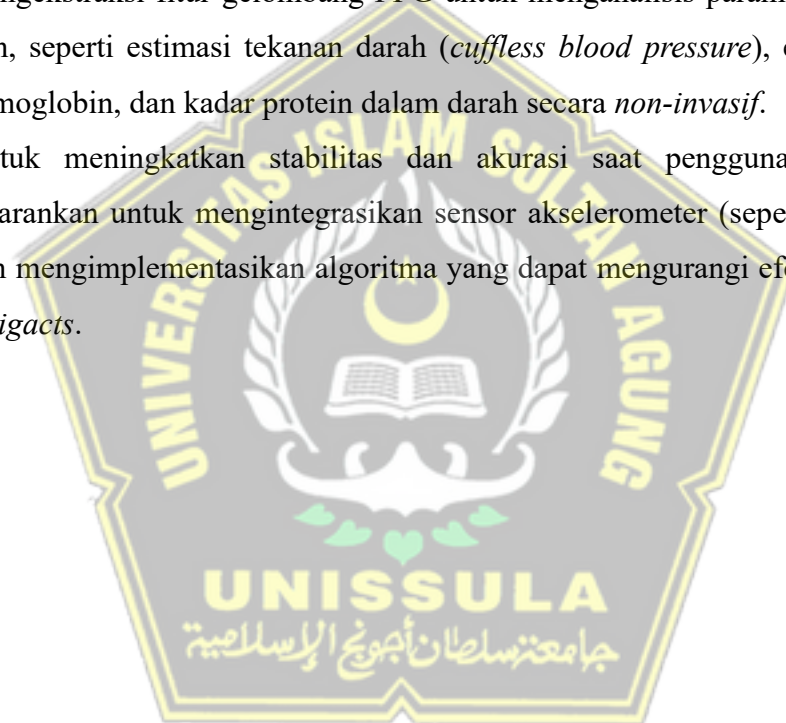
5.2 Saran

Meskipun prototipe telah menunjukkan hasil yang baik, terdapat beberapa area yang dapat menjadi fokus untuk pengembangan dan penelitian di masa mendatang. Berikut adalah beberapa saran yang direkomendasikan:

1. Penelitian ini saat ini masih menerapkan sistem *open-loop* dengan alur data manual (pencatatan dari prototipe, input ke MATLAB, lalu interpretasi Excel

dilakukan secara terpisah). Untuk penelitian selanjutnya, sangat disarankan membangun sistem *closed-loop* atau terintegrasi penuh. Hal ini dapat dilakukan dengan menanamkan logika fuzzy langsung pada mikrokontroler (*embedded fuzzy*) sehingga proses diagnosis dapat berjalan otomatis dan *real-time*.

2. Selain untuk detak jantung dan saturasi oksigen, teknologi sensor fotoplethysmografi (PPG) seperti yang digunakan pada MAX30100 memiliki potensi analisis sinyal yang lebih luas. Disarankan bagi peneliti selanjutnya untuk mengembangkan algoritma pemrosesan sinyal yang mampu mengekstraksi fitur gelombang PPG untuk menganalisis parameter kesehatan lain, seperti estimasi tekanan darah (*cuffless blood pressure*), estimasi kadar hemoglobin, dan kadar protein dalam darah secara *non-invasif*.
3. Untuk meningkatkan stabilitas dan akurasi saat pengguna beraktivitas, disarankan untuk mengintegrasikan sensor akselerometer (seperti MPU6050) dan mengimplementasikan algoritma yang dapat mengurangi efek dari *motion artifacts*.



DAFTAR PUSTAKA

- [1] I. G. T. Isa, M. I. Ammarullah, A. Efendi, Y. S. Nugroho, H. Nasrullah, and M. P. Sari, "Constructing an elderly health monitoring system using fuzzy rules and Internet of Things," *AIP Adv.*, vol. 14, no. 5, 2024, doi: 10.1063/5.0195107.
- [2] B. S. Mostafa, A. H. Miry, and T. M. Salman, "Smart health monitoring and self-analysis system based on internet of things with fuzzy controller," *AIP Conf. Proc.*, vol. 2386, no. January, 2022, doi: 10.1063/5.0067991.
- [3] S. Ismail, U. Akram, and I. Siddiqi, "Heart rate tracking in photoplethysmography signals affected by motion artifacts: a review," *EURASIP J. Adv. Signal Process.*, vol. 2021, no. 1, pp. 1–27, Dec. 2021, doi: 10.1186/S13634-020-00714-2/FIGURES/7.
- [4] W. Cahyadi, A. R. Chaidir, and M. F. Anda, "Penerapan Logika Fuzzy sebagai Alat Deteksi Hipotermia dan Hipertermia Pada Manusia Berbasis Internet Of Thing (Iot)," *J. Rekayasa Elektr.*, vol. 17, no. 2, pp. 94–99, 2021, doi: 10.17529/jre.v17i2.15670.
- [5] M. A. Saputro, E. R. Widasari, and H. Fitriyah, "Implementasi Sistem Monitoring Detak Jantung dan Suhu Tubuh Manusia Secara Wireless | Jurnal Pengembangan Teknologi Informasi dan Ilmu Komputer," *Pengemb. Teknol. Inf. dan Ilmu Komput.*, vol. 1, no. 2, pp. 148–156, 2017.
- [6] I. R. Vidyastari, N. M. Rohma, and M. Mohsin, "Alat Monitoring Detak Jantung dan Suhu Tubuh Berbasis Arduino Sebagai Upaya Menjaga Kesehatan Pasca Pandemi," *Cyclotr. J. Tek. Elektro*, vol. 6, no. 02, pp. 74–76, 2023.
- [7] F. Hakim and H. Nurwarsito, "Sistem Pemantauan Detak Jantung dan Suhu Tubuh menggunakan Protokol Komunikasi MQTT," *J. Pengemb. Teknol. Inf. dan Ilmu Komput.*, vol. 3, no. 11, pp. 10705–10711, 2019.
- [8] S. Majumder, T. Mondal, and M. J. Deen, "Wearable Sensors for Remote Health Monitoring," *Sensors 2017, Vol. 17, Page 130*, vol. 17, no. 1, p. 130, Jan. 2017, doi: 10.3390/S17010130.
- [9] A. Sapra, A. Malik, and P. Bhandari, "Vital Sign Assessment," *StatPearls*, May

2023, Accessed: Aug. 05, 2025. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK553213/>

- [10] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiol. Meas.*, vol. 28, no. 3, pp. R1–R1, 2007, doi: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
- [11] M. Ghamari, "A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care," *Int. J. Biosens. Bioelectron.*, vol. 4, no. 4, 2018, doi: 10.15406/IJBSBE.2018.04.00125,.
- [12] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida, "Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present," *Electron. 2014, Vol. 3, Pages 282-302*, vol. 3, no. 2, pp. 282–302, Apr. 2014, doi: 10.3390/ELECTRONICS3020282.
- [13] A. Jubran, "Pulse oximetry," *Crit. Care*, vol. 19, no. 1, pp. 1–7, Jul. 2015, doi: 10.1186/S13054-015-0984-8/FIGURES/5.
- [14] G. Zuccotti *et al.*, "Accuracy of heart rate, pulse oxygen saturation, and blood pressure using a non-contact photoplethysmography-based mobile application: A potential tool for wellness monitoring," *Digit. Heal.*, vol. 11, pp. 1–9, 2025, doi: 10.1177/20552076251351841.