

IDENTIFIKASI SINYAL ECG IRAMA MYOCARDIAL ISCHEMIA DENGAN PENDEKATAN FUZZY LOGIC

Azhar A.N¹ Suyanto²

^{1,2}Jurusan Teknik Fisika, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Email: ¹azhar.ariadani@gmail.com, ²suyanto@ep.its.ac.id

ABSTRACT

The heart is one of vital organs in human body. Incidence of heart disease can be fatal for the patient. Myocardial ischemia, the disease that is often suffered by the human, is a disease due to clogged heart arteries blood vessels. One of the ways to detect this disease is by reading the graph output of electrocardiogram (ECG) signal. ECG signal represents the condition and activity of the heart. Specialized knowledge, accuration and expertise are required to read ECG graph. To help expert or doctor, expert system based on artificial intelligent, such as Fuzzy Logic approach, can be applied to improve diagnostic accuracy and thoroughness. Fuzzy logic can be applied because of it flexibility to understand the linguistic variables used in identifying myocardial ischemia disease.

Keywords: Myocardial ischemia, ECG, Band-stop Filter, Fuzzy Logic

ABSTRAK

Jantung merupakan organ tubuh yang sangat vital bagi tubuh manusia. Timbulnya penyakit pada jantung dapat berakibat fatal bagi penderita. Myocardial Ischemia merupakan salah satu penyakit pembuluh jantung akibat penyumbatan pembuluh darah yang cukup sering diderita. Penyakit ini dapat dideteksi salah satunya melalui pembacaan grafik sinyal hasil keluaran electrocardiogram (ECG). Sinyal ECG merepresentasikan kondisi dan aktivitas jantung. Pembacaan grafik ECG membutuhkan pengetahuan dan kepakaran khusus. Selain itu juga dibutuhkan ketelitian dari pakar yang bersangkutan dalam memahami grafik PQRST jantung. Untuk membantu kerja pakar (dokter), maka dapat diaplikasikan artificial intelligent berbasis kepakaran untuk meningkatkan akurasi dan ketelitian diagnosa. Salah satu artificial intelligent yang dapat digunakan yaitu lewat pendekatan fuzzy logic. Fuzzy logic dapat diterapkan karena flexibilitasnya dalam memahami variabel linguistik yang digunakan dalam mengidentifikasi penyakit myocardial ischemia.

Keywords: Myocardial ischemia, ECG, Band-stop filter, Fuzzy logic

Penyakit jantung adalah penyakit yang mengganggu sistem pembuluh darah atau lebih tepatnya menyerang jantung dan urat-urat darah, beberapa contoh penyakit jantung seperti penyakit jantung koroner, serangan jantung, tekanan darah tinggi, *stroke*, sakit di dada (*angina*) dan penyakit jantung rematik.

Untuk beberapa dekade, *myocardial ischemia* (MI) merupakan penyakit *cardiovascular* yang utama. *Myocardial ischemia* didefinisikan sebagai berkurangnya suplai darah ke otot jantung. Resiko terkena penyakit ini semakin meningkat dikarenakan faktor usia, rokok, *high cholesterol level*, diabetes dan hipertensi. Jika dibiarkan, akan memacu terjadinya serangan jantung (*myocardial infarction*) dimana suplai darah ke otot jantung betul-betul terhambat yang dapat berakibat pada kematian. WHO memperkirakan pada 2002 terdapat 12,6 persen kematian di dunia diakibatkan *ischemic hearth diseases*. Bahkan di Amerika didapatkan data setiap 65 detik terjadi kematian karena penyakit jantung [1].

Aktivitas jantung menghasilkan sinyal listrik pada bagian-bagian jantung. Aliran sinyal listrik ini akan mengalir ke seluruh tubuh dan permukaan kulit. Aliran sinyal listrik yang ada di permukaan kulit dapat dibaca potensialnya dengan elektroda. Bentuk gelombang *electrocardiograph* (ECG) yang terbaca menentukan normal atau tidaknya jantung. Pada umumnya alat ECG hanya menampilkan pada layar monitor dan mencetak bentuk gelombang ECG tersebut. Untuk mendapatkan data-data keadaan jantung dilakukan dengan mengukur dan membaca hasil ECG

yang tercetak dan menghitungnya secara manual. Pembacaan meliputi irama, frekuensi *atrium*, frekuensi *ventrikel*, gelombang P, interval PR, interval QRS, interval QT.

Setiap ketidaknormalan pada jantung dapat diamati dari adanya perubahan grafik PQRST pada sinyal ECG *myocardial ischemia* akan menyebabkan penyimpangan segmen ST dan atau perubahan pada gelombang T. Dengan mengamati perubahan inilah maka *myocardial ischemia* dapat dideteksi [1][2] [3]. Penggunaan *Artificial Intelligent* (kecerdasan buatan) telah menyentuh berbagai aspek kehidupan, termasuk da-lam bidang kesehatan. Logika fuzzy merupakan salah satu kecerdasan buatan yang dapat digunakan dalam mendeteksi *myocardial ischemia*.

Terdapat beberapa permasalahan yang harus diselesaikan berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan. Dalam hal ini cara merancang suatu sistem identifikasi untuk kelainan jantung jenis *myocardial ischemia* dilakukan melalui tahapan *preprocess*, *process* dan *postprocess* pada sinyal ECG yang kemudian akan dilakukan identifikasi melalui sistem pakar dengan pendekatan logika fuzzy.

Penelitian ini dilakukan dengan tujuan untuk merancang suatu sistem identifikasi kelainan jantung jenis *myocardial ischemia* melalui sinyal ECG. Dengan data sinyal ECG tersebut akan dilakukan pemrosesan sinyal dan perancangan sistem pakar dengan pendekatan logika fuzzy.

Teori-teori dasar yang digunakan dalam penelitian ini akan dijelaskan pada bagian setelah bagian pendahuluan ini. Bagian berikutnya akan memaparkan tentang proses perancangan dan metodologi dalam penelitian ini. Pengu-

jian dan analisa perancangan dijelaskan pada bagian berikutnya. Simpulan dan saran dipaparkan pada bagian terakhir dari makalah.

TEORI PENUNJANG

Jantung

Jantung adalah sebuah rongga, rongga, organ berotot yang memompa darah lewat pembuluh darah oleh kontraksi berirama yang berulang. Istilah *kardiak* berarti; berhubungan dengan jantung, dari Yunani *cardia* untuk jantung. Jantung adalah salah satu organ yang berperan dalam sistem peredaran darah. Pada saat berdenyut, setiap ruang jantung mengendur dan terisi darah (disebut *diastol*). Selanjutnya jantung berkontraksi dan memompa darah keluar dari ruang jantung (disebut *sistol*). Kedua serambi mengendur dan berkontraksi secara bersamaan, dan kedua bilik juga mengendur dan berkontraksi secara bersamaan.

Penyakit jantung adalah sebuah kondisi yang menyebabkan organ Jantung tidak dapat melaksanakan tugasnya dengan baik. Hal-hal tersebut antara lain otot jantung yang lemah. Ini adalah kelainan bawaan sejak lahir. Otot jantung yang lemah membuat penderita tak dapat melakukan aktifitas yang berlebihan, karena pemaksaan kinerja jantung yang berlebihan akan menimbulkan rasa sakit di bagian dada, dan kadangkala dapat menyebabkan tubuh menjadi nampak kebiru-biruan. Penderita lemah otot jantung ini mudah pingsan.

Adanya celah antara serambi kanan dan serambi kiri, oleh karena tidak sempurnanya pembentukan lapisan yang memisahkan antara kedua serambi saat penderita masih di dalam kandungan. Hal ini menyebabkan darah bersih dan darah kotor tercampur. Penyakit ini juga membuat penderita tidak dapat melakukan aktifitas yang berat, karena aktifitas yang berat hampir dapat dipastikan akan membuat tubuh penderita menjadi biru dan sesak nafas, walaupun tidak menyebabkan rasa sakit di dada. Ada pula variasi dari penyakit ini, yakni penderitanya benar-benar hanya memiliki satu buah serambi [4, 5].

Myocardial Ischemia

Jantung merupakan alat langsung yang berhubungan dengan darah sebagai alat transportasi, namun bukan berarti bahwa jantung tidak dapat mengalami gangguan tekanan darah. Dinding jantung terutama terdiri dari jaringan otot yang dapat berkontraksi agar darah dapat dipompa. Sehingga kehidupan sel-sel otot jantung harus dijaga setiap saat. Dinding jantung mendapatkan perawatan dari cabang-cabang pembuluh darah yang dinamakan arteri koronaria (*arteri koroner*). Seperti halnya pembuluh arteri di bagian tubuh yang lain, arteri koroner pun bercabang-cabang halus menjadi kapiler yang berada di antara setiap serabut atau sel otot jantung. Selama kapiler-kapiler dapat dialiri terus oleh darah yang kaya akan oksigen dan makanan yang bergizi, maka selama itu pula sel-sel otot jantung dapat mengadakan pertukaran gas dan bahan makanan untuk metabolisme.

Seringkali arteri kecil pada dinding jantung mengalami penyumbatan karena penebalan dindingnya sebelah dalam, sehingga aliran darah merah sel-sel otot kurang lancar. Apabila penyumbatan ini tidak segera dideteksi untuk diatasi,

maka sel-sel otot jantung akan mati, sehingga terjadilah gangguan kontraksi otot jantung. Daya pembelahan sel-sel otot jantung sangat kecil, sehingga sel-sel otot jantung yang mati tidak dapat diganti dengan sel-sel otot jantung yang baru. Gangguan kontraksi sel otot jantung dapat menghambat pemompaan darah oleh jantung, bahkan kontraksi dapat berhenti sama sekali [4] [5].

Myocardial ischemia dapat diidentifikasi, salah satunya, melalui sinyal ECG. Perubahan sinyal yang terjadi yaitu penyimpangan pada **segmen ST** dan atau perubahan pada **gelombang T**. Diagnosa dari *myocardial ischemia* lewat ECG didasarkan pada dua hal : *ischemic beat classification*; *ischemic episode definition*. Pada yang pertama memiliki relasi dengan klasifikasi detak jantung, apakah normal atau *ischemic*[1] [2] [3].

ECG

Sinyal ECG merupakan sinyal (waktu dan voltase) yang berasal dari arus ionik yang menggambarkan aktifitas jantung saat berkontraksi sekuensial. Sinyal tersebut diukur melalui perbedaan potensial antara dua elektroda yang diletakkan di permukaan kulit.

Elektrofisiologis jantung

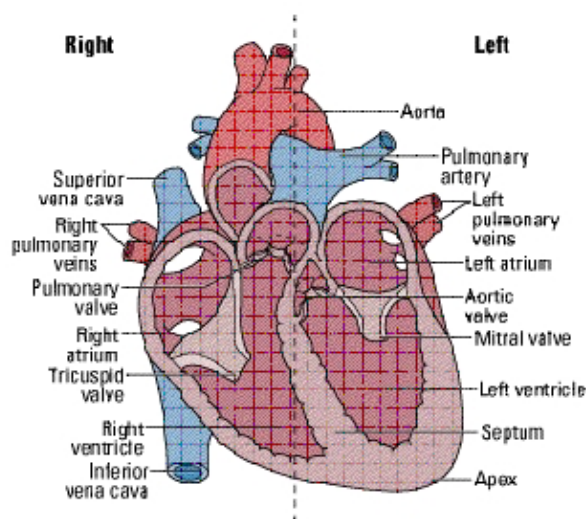
Terdapat beribu-ribu kanal ion pada membrane sel-sel otot jantung (*myocardium*) yang merupakan jalur utama bagi ion-ion untuk berdifusi. Kanal-kanal tersebut bersifat relatif spesifik terhadap ion-ion tertentu, misalnya kanal Kalsium dilalui Ca^{++} , kanal Kalium dilalui K^{+} , kanal Natrium dilalui Na^{+} , dan seterusnya. Selain itu, kanal-kanal ion tersebut dikontrol oleh suatu mekanisme "pintu gerbang" sehingga dapat membuka dan menutup tergantung pada kondisi transmembrane.

Karena ionion yang cenderung membentuk persamaan electron di dalam dan di luar sel, maka distribusi yang tidak seimbang ini menimbulkan gaya suatu gaya tarikan menarik antara ion-ion dimana ion negative (terutama anion organik) berkumpul di permukaan dalam, sedangkan ion positif (terutama Na^{+}) berkumpul di permukaan luar membran sel. Keadaan ini dikatakan sel berada dalam **stadium polarisasi**.

Karena ion-ion memiliki muatan listrik, maka pada waktu sel tidak aktif, terdapat perbedaan potensial antara permukaan dalam dan luar membran sel sebesar $95mV$, dimana muatan intraseluler lebih negatif dibandingkan muatan ekstraseluler sehingga ditulis $-95mV$.

Apabila sel-sel otot jantung dirangsang oleh listrik, tekanan, suhu panas, K^{+} atau obat-obat yang menghambat aktifitas pompa sodium, muatan negatif di permukaan dalam membran sel-sel jantung dapat berkurang (menuju nilai yang lebih positif). Perubahan potensial membran dari nilai negatif menuju kearah yang lebih positif disebut **proses depolarisasi**.

Apabila membran mengadakan depolarisasi mulai dari $-95mV$ sampai mencapai *threshold* (nilai ambang potensial) untuk sel otot jantung yaitu $-70mV$, maka perubahan voltase ini akan menjadi trigger untuk membuka kanal ion Na^{+} secara mendadak, sehingga terjadilah pengaliran Na^{+} yang masuk ke dalam sel. Perpindahan muatan positif yang tiba-tiba masuk dari luar ke dalam sel mengaki-



Gambar 1: Organ Jantung (Irianto, 2004)

batkan potensial membran secara mendadak berubah pula darinegatif menjadi positif. Bagian dari proses depolarisasi ini dinamakan **aksi potensial**.

Instrumen ECG

Secara umum, instrumen ECG dibagi menjadi tiga bagian, yaitu: mesin ECG, tampilan ECG, dan elektroda. Mesin ECG merupakan alat yang digunakan untuk mengolah sinyal elektrik jantung melalui elektroda dan menampilkan lewat kertas/layar monitor. Disinilah unit pemrosesan sinyal berlangsung sehingga dapat ditampilkan data yang merepresentasikan keadaan jantung.

Hasil dari pengukuran sinyal elektrik jantung kemudian ditampilkan lewat sebuah media (kertas / layar monitor) dengan skala tertentu. Aksis horizontal mewakili waktu dengan kecepatan 25mm/detik. Setiap 1 mm horizontal mewakili 0,04 detik sedangkan 5 mm mewakili 0,2 detik. Aksis vertikal mewakili voltase. Standarisasi untuk voltase (amplitudo) adalah 1, artinya 10 kotak kecil vertikal (1 cm) mewakili 1 mV. Standarisasi ini harus selalu konsisten agar dengan melihat amplitudo gambaran ECG, dapat diketahui ada tidaknya perubahan voltase dari konduksi jantung.

Elektroda dibuat dari material yang memiliki resistansi rendah antara kulit dan permukaan elektroda. Menurut polaritasnya, maka elektroda-elektroda ECG dapat dibagi menjadi elektroda positif (anoda), negatif (katoda) dan netral (*ground electrode*).

Sadapan ECG

Untuk melakukan pengukuran sinyal bioelektrik jantung, elektroda perlu diletakkan pada beberapa tempat tertentu. Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3, umum-

nya terdapat 12 tempat peletakan (sadapan) dari elektroda (lead) di tubuh manusia, yaitu:

Sadapan I : berasal dari elektroda lengan kanan (RA = right arm, negatif) ke elektroda lengan kiri (LA = left arm, positif).

Sadapan II : berasal dari elektroda lengan kanan (RA = right arm, negatif) ke elektroda kaki kiri (LL = left leg, positif).

Sadapan III : berasal dari elektroda lengan kiri (LA = left arm, negatif) ke elektroda kaki kiri (LL = left leg, positif).

Sadapan aVL : -30°

Sadapan aVR : -150°

Sadapan aVF : $+90^\circ$

V1 : pada sisi kanan sternum di sela iga keempat.

V2 : pada sisi kiri sternum di sela iga keempat.

V3 : antara V2 dan V4.

V4 : pada garis midklavikular kiri di sela iga kelima.

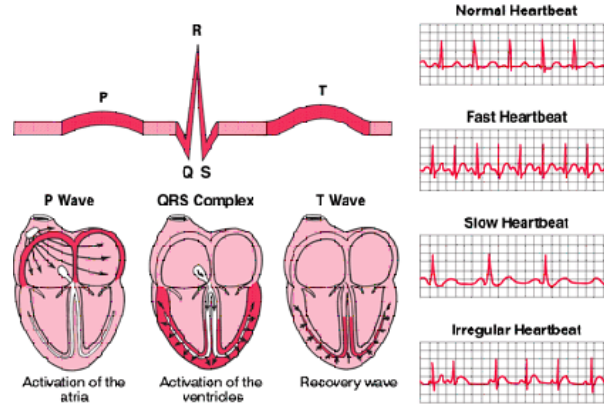
V5 : pada garis aksilaris anterior kiri setinggi V4.

V6 : pada garis midaksilaris setinggi V4.

Akan tetapi dalam perakteknya dua sadapan yang paling baik dalam memberi informasi aktifitas bioelektrik jantung secara keseluruhan ialah **sadapan I dan aVF** karena sumbu kedua sadapan ini saling berpotongan tegak lurus sebagai garis horizontal dan vertikal, yang dalam keadaan normal arus bioelektrik jantung berjalan di antara kedua sumbu ini [6].

Pemrosesan Sinyal

Pemrosesan sinyal merupakan analisa, interpretasi dan manipulasi dari sebuah sinyal. Sinyal yang dimaksud dapat berbentuk suara, gambar, sinyal elektrik maupun sinyal



Gambar 2: Sinyal keluaran ECG (Rubenstein.2005)

biologi seperti electrocardiogram. Sinyal adalah representasi perubahan ruang dan waktu dari suatu sumber yang memuat informasi.

Transformasi Fourier

Pada tahun 1822, *Joseph Fourier*, ahli matematika dari Perancis menemukan bahwa: setiap fungsi periodik (sinyal) dapat dibentuk dari penjumlahan gelombang-gelombang sinus / cosinus. Sehingga dapat disimpulkan bahwa setiap sinyal dalam domain ruang-waktu dapat ditransformasikan ke dalam domain lain yaitu ruang-frekuensi. Dalam domain frekuensi inilah pemrosesan sinyal berlangsung [7].

Transformasi Fourier dari $f(x)$, didefinisikan sebagai berikut:

$$F(u) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \exp[-j2\pi ux] dx \tag{1}$$

dimana

$$j = \sqrt{-1} \tag{2}$$

Sebaliknya, jika diketahui $F(u)$, maka $f(x)$ dapat diperoleh dengan Invers Transformasi Fourier berikut:

$$f(x) = \int_{-\infty}^{\infty} F(u) \exp[-j2\pi ux] dx \tag{3}$$

Kedua persamaan di atas disebut dengan pasangan transformasi Fourier. Jika $f(x)$ adalah bilangan real, biasanya $F(u)$ merupakan bilangan kompleks yang bisa diuraikan menjadi:

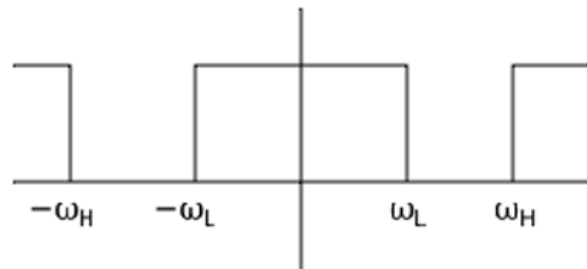
$$= R(u) + jI(u) \tag{4}$$

dimana $R(u)$ dan $I(u)$ adalah komponen real dan imajiner dari $F(u)$. Persamaan di atas juga sering dituliskan sebagai:

$$F(u) = |F(u)| e^{j\phi u} \tag{5}$$

dimana $|F(u)|$ adalah magnitude dari $F(u)$, yang diperoleh dari :

$$|F(u)| = [R^2(u) + I^2(u)]^{\frac{1}{2}} \tag{6}$$



Gambar 4: Daerah Band – Stop Filter (Moon.2000)

$$\phi(u) = \tan^{-1}[I(u)/R(u)] \tag{7}$$

Fungsi magnitude $|F(u)|$ disebut juga spektrum Fourier dari $f(x)$, dan $\phi(u)$ disebut dengan sudut fase dari $f(u)$. Jika $f(x)$ dijadikan diskrit maka persamaan Transformasi Fourier diskrit adalah:

$$F(u) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} \exp[-j2\pi ux] \tag{8}$$

dan inverse dari Transformasi Fourier diskrit adalah:

$$f(x) = \sum_{u=0}^{N-1} F(u) \exp[\frac{-j2\pi ux}{N}] \tag{9}$$

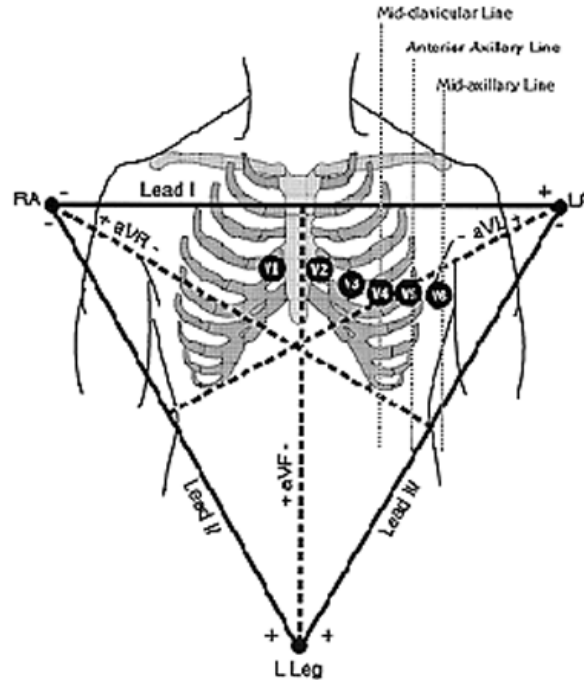
Band-Stop Filter

Dalam pemrosesan sinyal, band-stop filter atau band-rejection filter adalah filter (tapis) yang melewatkan hampir semua frekuensi tetapi menolak frekuensi dalam range tertentu. Band-stop filter merupakan kebalikan dari band-pass filter. Jika range stopband tersebut sangat sempit (kecil) maka band-stop filter tersebut dinamakan notch filter [7]. Penentuan koefisien filter dari band-stop filter dapat dilakukan dengan menggunakan sampling rate (f_s) dan rejected frequency (f_0) untuk menemukan sudut ω_0 .

$$\omega_0 = 2\pi \frac{f_0}{f_s} \tag{10}$$

Kemudian dari sudut ω_0 dicari letak himpunan zeros:

$$Z_1 = \cos(\omega_0) + j.\sin(\omega_0) \tag{11}$$



Gambar 3: Letaksadapan ECG^(Karim.1996)

$$Z_2 = \cos(\omega_0) - j.\sin(\omega_0) \quad (12)$$

Z_1 dan Z_2 dimasukkan ke dalam fungsi sistem:

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{(z - z_1)(z - z_2)}{z^2} \quad (13)$$

Didapatkan persamaan pembilang dari fungsi sistem:

$$1 - z^{-1}(z_2 + z_1) + z^{-2}z_1z_2 \quad (14)$$

$$1 + z^{-1}(-2\cos(\omega_0)) + z^{-2} \quad (15)$$

koefisien band-stop filter dari fungsi sistem:

$$b_3 = 1; b_2 = -2\cos(\omega_0); b_1 = 1 \quad (16)$$

Logika Fuzzy

Semakin berkembangnya teknologi kedokteran mengakibatkan semakin banyaknya informasi yang tersedia bagi dokter. Tetapi bersamaan dengan itu menjadi semakin rumit pula proses pengenalan gejala-gejala penyakit, penentuan jenis penyakit, serta pengambilan keputusan untuk tindakan terapinya. Teori himpunan kabur (fuzzy) memberikan alternatif untuk pemecahan masalah diagnose medis tersebut.

Secara umum Logika Fuzzy mempunyai empat bagian yaitu: fuzzifikasi, basis pengetahuan, logika pengambil keputusan dan defuzzifikasi. Keempat bagian tersebut mempunyai fungsi sebagai berikut 1) Fuzzifikasi berfungsi untuk mentransformasi sinyal masukan yang bersifat crisp (bukan fuzzy) ke himpunan fuzzy dengan menggunakan operator fuzzifikasi; 2) Basis pengetahuan berisi basis data

dan aturan dasar yang mendefinisikan himpunan fuzzy atas daerah-daerah masukan dan keluaran dan menyusunnya dalam perangkat aturan kontrol; 3) Logika pengambil keputusan yang mempunyai kemampuan seperti manusia dalam mengambil keputusan. Aksi fuzzy disimpulkan dengan menggunakan implikasi fuzzy serta mekanisme inferensi fuzzy; 4) Defuzzifikasi berfungsi untuk mentransformasi kesimpulan tentang aksi atur yang bersifat fuzzy menjadi sinyal sebenarnya yang bersifat crisp menggunakan operator defuzzifikasi.

Fuzzifikasi

Fuzzifikasi merupakan suatu proses pemetaan dari input (berupa *crisp*) ke bentuk himpunan fuzzy untuk semesta pembicaraan tertentu. Data yang telah dipetakan selanjutnya dikonversikan ke dalam bentuk linguistik yang sesuai dengan label dari himpunan fuzzy yang telah terdefinisi untuk variabel input sistem. Proses ini dinyatakan sebagai : $(X_o) = \text{fuzzifier}(X)$

Dimana X_o merupakan vector dari nilai crisp untuk satu variable input dari proses, sedangkan X merupakan vector dari himpunan fuzzy terdefinisi untuk variable itu serta *fuzzifier* merupakan suatu operator fuzzifikasi dengan efek yang memetakan data *crisp* ke himpunan fuzzy.

Basis Pengetahuan

Basis data berfungsi untuk mendefinisikan himpunan-himpunan fuzzy dari sinyal masukan dan sinyal keluaran agar digunakan oleh variable linguistik dalam basis aturan. Perancangan basis data terdiri dari tiga pokok, yaitu kuantisasi dan normalisasi, pembagian ruang masukan dan keluaran, serta pemilihan fungsi keanggotaan.

Kuantisasi berarti mendiskritkan semesta pembicaraan yang kontinyu ke dalam sejumlah segmen-segmen tertentu yang disebut level kuantisasi. Pemberian nomor atau level-level ini membentuk pendukung himpunan fuzzy secara berhingga atau semesta pembicaraan baru yang bersifat diskrit.

Pendefinisian himpunan fuzzy atas daerah masukan dan keluaran berarti pula membagi-bagi semesta pembicaraan atas nilai-nilai variable linguistik himpunan fuzzy. Nilai ini dinyatakan dengan seperangkat istilah seperti *Negative Big* (NB), *Negative Small* (NS), *Positive Big* (PB), *Zero* (ZR), dan sebagainya.

Pendefinisian secara numerik suatu tingkat keanggotaan pendukung dalam himpunan fuzzy dinyatakan dalam bentuk tabulasi. Fungsi keanggotaan dapat dipilih secara bebas dengan menentukan secara sembarang nilai keanggotaannya. Namun pada dasarnya penentuan ini harus tetap dapat menggambarkan karakteristik masing-masing himpunan fuzzy. Pada pendefinisian secara fungsional tidak diperlukan pendukung yang diskrit. Pembagian ruangnya dapat ditentukan pada sumbu semesta serta sebaran fungsi yang digunakan.

Logika pengambil keputusan

Sistem fuzzy yang selalu dikaitkan dengan variabel linguistik. Pada dasarnya berbentuk aturan sebab akibat (jika-maka) dan pengaturan pakar yang disebut perancangan perangkat aturan. Inferensi fuzzy merupakan proses pengambilan keputusan untuk keluaran. Tinjau basis aturan logika fuzzy dengan dua aturan: 1) Aturan 1 JIKA A adalah X_1 dan B adalah Y_1 MAKA C adalah Z_1 ; 2) Aturan 2 JIKA A adalah X_2 dan B adalah Y_2 MAKA C adalah Z_2 .

Defuzzifikasi

Defuzzifikasi berfungsi untuk memetakan kembali nilai inferensi yang masih berbentuk fuzzy menjadi variable bukan fuzzy (*crisp*) sebagai keluaran yang merupakan sinyal kendali untuk mengendalikan suatu sistem [6]. Bentuk umum proses defuzzifikasi dinyatakan dengan :

$$Z_o = defuzzier(z) \quad (17)$$

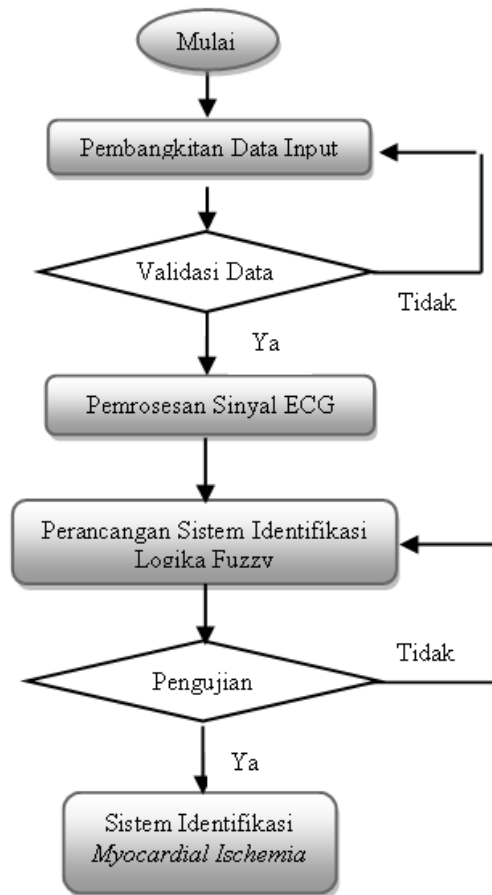
Dimana z adalah keluaran fuzzy, Z_o adalah *crisp*, dan *defuzzifier* adalah operator defuzzifikasi.

Metode Largest of Maximum

Metode ini menggunakan semua keluaran untuk gabungan semua keluaran sel-sel individual himpunan fuzzy untuk menentukan nilai terkecil domain dengan derajat keanggotaan maksimum. Pertama, tinggi terbesar dalam gabungan ditentukan. Kemudian, maksimum pertama ditentukan. Solusi *crisp* diperoleh dengan cara mengambil nilai terbesar dari domain yang memiliki nilai keanggotaan maksimum.

PERANCANGAN DAN METODOLOGI

Penelitian ini memiliki tahapan-tahapan tertentu untuk mencapai tujuannya. Tahapan-tahapan tersebut direpresentasikan dalam suatu diagram alir seperti pada Gambar 5.



Gambar 5: Diagram alir metodologi penelitian

Pembangkitan Data Input

Alur pembangkitan data input dilakukan dalam tiga tahapan yaitu: pengambilan data rekaman ECG jantung, konversi data rekaman ECG menjadi data rekaman numeric (file ASCII) dan penskalaan data numeric. Setelah itu, data numeric yang telah diskalakan kemudian divalidasi dengan data rekaman ECG. Jika hasil validasi masih kurang tepat, maka proses konversi data diulangi dari rekaman ECG yang di dapat ke dalam rekaman numeric (file ASCII). Hasil rekaman numeric inilah yang kemudian dijadikan input dalam proses pengerjaan selanjutnya.

Pengambilan Data Rekaman ECG

Data sinyal merupakan data yang diambil dari electrocardiogram yang tercatat dalam grafik electrocardiograph. Data diambil dari rekam medis rawat inap di RSUD Syai-fu Anwar Malang. Data berbentuk grafik seperti yang ditunjukkan pada Gambar 6. Data yang digunakan dalam penelitian ini merupakan data rekaman pasien yang telah didiagnosa memiliki penyakit jantung *myocardial ischemia*. Bersama data sinyal ECG juga diambil data umur pasien.

Ada 12 sandapan *lead* yang diambil (lead I, II, III, aVL, aVR, aVF, dan V1-V6), namun yang digunakan sebagai data input adalah *lead I*. Karena sumbu sandapan



Gambar 6: Grafik Sinyal ECG Data A Lead I

ini membentuk garis horizontal pada keadaan normal arus bioelektrik jantung, sehingga dapat member informasi aktivitas jantung secara keseluruhan [4].

Konversi Data Rekaman ECG Menjadi Data Rekaman Numerik (file ASCII)

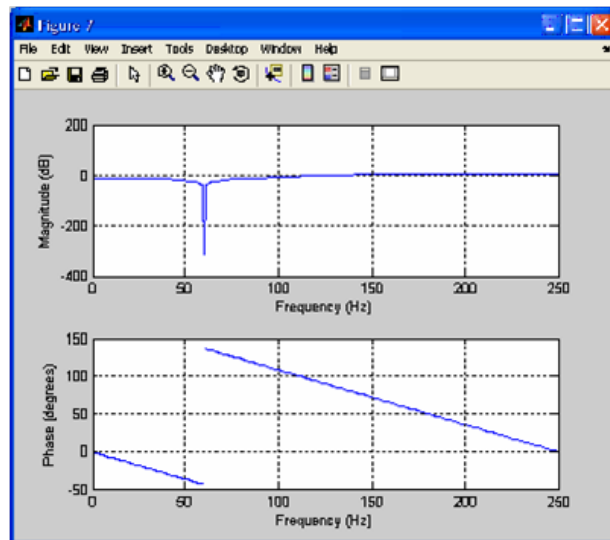
Agar dapat diproses, sinyal input harus dikonversi terlebih dahulu ke dalam sinyal numerik. Untuk itu, data rekam ECG kemudian diubah ke dalam bentuk numerik atau file ASCII dengan cara memplot sinyal untuk mendapatkan titik sumbu x yang mewakili waktu dan titik sumbu y yang mewakili amplitudo tegangan.

Karena desain sistem identifikasi ini disimulasikan dengan bantuan program MATLAB 7.1, data sinyal berbentuk ASCII harus diubah kembali menjadi data yang dapat dikenali oleh program tersebut. Pada MATLAB 7.1, data ASCII ini masih dapat dikenali, sehingga *load* pada data tersebut dapat dilakukan dengan program ini.

Metode konversi sinyal ECG ke dalam numerik atau file ASCII pada penelitian ini mengikuti metode generator ECG pada penelitian Achmad Rizal [8].

Pemrosesan Sinyal ECG

Sebelum sinyal dapat diproses, sinyal harus dikondisikan dan dihilangkan dari filter yang dapat mengurangi keakuratan hasil identifikasi. Setiap sinyal bioelektrik yang diukur selalu disertai dengan derau (*noise*). Umumnya, sinyal ECG memiliki 60 Hz *power line noise* yang berasal dari adanya gerakan dari elektroda akibat pernafasan dan aktivitas otot selama pengukuran. 60 Hz. *Power line noise* dapat mempengaruhi sinyal ECG, membangkitkan peluang kesalahan lebih besar dalam diagnose ar-



Gambar 7: Filter Karakteristik Band-Stop Filter 60 Hz

rhythmia atau myocardial infarction. *Power line noise* dapat menyebabkan distorsi dalam pengukuran interval QRS complex atau interval QT, yang merupakan parameter yang sangat penting dalam melakukan diagnose. Untuk menghilangkan 60 Hz *power line noise*, dapat diaplikasikan notch filter [9].

Transformasi Sinyal ECG ke Domain Waktu

Sebelum sinyal ECG dapat difilter, sinyal harus diubah dari domain-waktu ke dalam domain-frekuensi. Dalam penelitian ini menggunakan Digital Fourier Transform (DFT) untuk mengubah sinyal ECG ke dalam domain frekuensi.

Pemfilteran Sinyal Domain-Frekuensi Dengan Band-Stop Filter

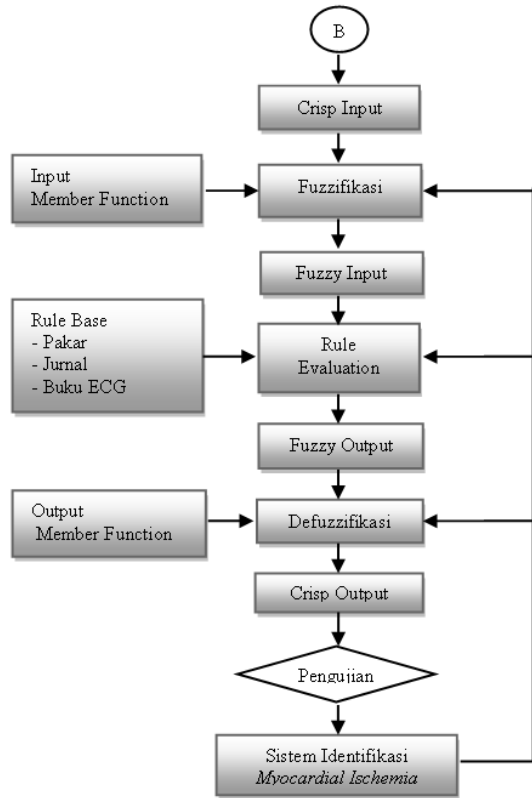
Seperti yang telah dibahas pada subbab 3.2, frekuensi 60 Hz perlu dihilangkan dari sinyal ECG. Pada penelitian ini digunakan band-stop filter pada range sempit (*notch filter*) untuk menghilangkan *Power line noise* tersebut. Gambar 7 menunjukkan karakteristik filter.

Transformasi Balik Sinyal ECG ke Domain Waktu

Hasil sinyal ECG yang telah difilter masih dalam domain-frekuensi. Untuk dapat diproses selanjutnya, sinyal tersebut harus dikembalikan ke dalam domain-waktu. Sinyal diubah kembali ke dalam domain-waktu dari domain frekuensi dengan menggunakan invers Transformasi Fourier.

Penentuan Amplitudo Segmen ST dan Gelombang T Melalui Interval Waktu

Diagnosa penyakit *myocardial ischemia* dilakukan dengan mengamati perubahan amplitudo dari segmen ST dan gelombang T. Sebelum memasuki langkah selanjutnya, segmen ST dan gelombang T dari sinyal ECG diidentifikasi terlebih dahulu dengan interval waktu. Segmen ST terjadi antara 0,1 – 0,2 detik setelah titik awal QRS complex



Gambar 8: Diagram Alir Perancangan

dan gelombang T terjadi pada 0, 2 – 0, 4 detik setelah titik awal QRS complex [6].

Perancangan Sistem Identifikasi Logika Fuzzy

Tahap berikutnya yaitu identifikasi segmen ST dan gelombang T dari sinyal ECG dengan pendekatan logika fuzzy. Berdasarkan gambar 8 bahwa dalam perancangan sistem identifikasi logika fuzzy perlu melalui beberapa tahapan sebagai berikut: 1) Fuzzifikasi, yang terdiri dari: a) Nilai masukan (*input*) dan keluaran (*output*) sesungguhnya beserta semesta pembicaraan (*universe of discourse*), yaitu rentang kerja dari masukan dan keluaran; b) Fungsi keanggotaan (*membership function*) yang akan digunakan untuk menentukan nilai fuzzy dari data nilai *crisp* masukan dan keluaran; 2) Basis aturan (*rule base*) dari sistem identifikasi logika fuzzy; 3) Inferensi/ pengambilan keputusan (*Rule Evaluation*); 4) Defuzzifikasi.

Perancangan sistem identifikasi logika fuzzy dilakukan melalui FIS (*Fuzzy Inference System*) editor pada Matlab 7.1 seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 9. Masukan sistem identifikasi logika fuzzy berupa nilai amplitudo segmen ST dan gelombang T serta umur pasien. Keluarannya berupa identifikasi penyakit *myocardial ischemia*. Metode pengambilan keputusan dengan menggunakan metode inferensi max-min yang dalam aturannya menggunakan aturan operasi minimum mamdani.

Fuzzifikasi

Dalam melakukan perancangan sistem identifikasi logika fuzzy, yang pertama dilakukan adalah fuzzifikasi. Pada tahap ini, dilakukan pemetaan nilai *crisp* masukan (variabel terukur nilai amplitudo segmen ST dan gelombang T serta umur pasien) dan keluaran aksi kontrol identifikasi *myocardial ischemia* ke bentuk himpunan fuzzy dalam suatu semesta pembicaraan. Data masukan pada proses pengendalian berbentuk *crisp*, dan dengan fuzzifikasi ini, nilai *crisp* yang teramati dipetakan ke nilai fuzzy yang bersesuaian dengan rentang kerja (*range*) setiap variabel masukannya. Kemudian data tersebut akan dikelompokkan ke bentuk variabel linguistik yang sesuai. Penentuan fungsi keanggotaan mengacu pada jurnal Costas Papaloukas (*Use of Novel Rule-Based Expert System in the Detection of Changes in the ST Segment and the T Wave in Long Duration ECGs*).

Range input amplitudo segmen ST ditetapkan [-4,4] berdasarkan nilai amplitudo yang biasa terjadi. Data input ini menggunakan fungsi keanggotaan trapesium dan segitiga. Fungsi keanggotaan trapesium digunakan karena ada beberapa titik yang memiliki nilai keanggotaan 1. Sedangkan pada fungsi keanggotaan segitiga, nilai keanggotaan 1 hanya terdapat pada 1 titik. Terdapat 3 fungsi keanggotaan yaitu: '*Depression*', '*Flat*' dan '*Elevation*'. Fungsi keanggotaan '*Depression*' menggunakan kurva trapesium dengan parameter [-7.6 -4 -2 -0.5]. Fungsi keanggotaan '*Flat*' menggunakan kurva segitiga dengan parameter [-1.5 0 1.5]. Fungsi keanggotaan '*Elevation*' menggunakan kurva trapesium dengan parameter [0.5 2 4 7.6].

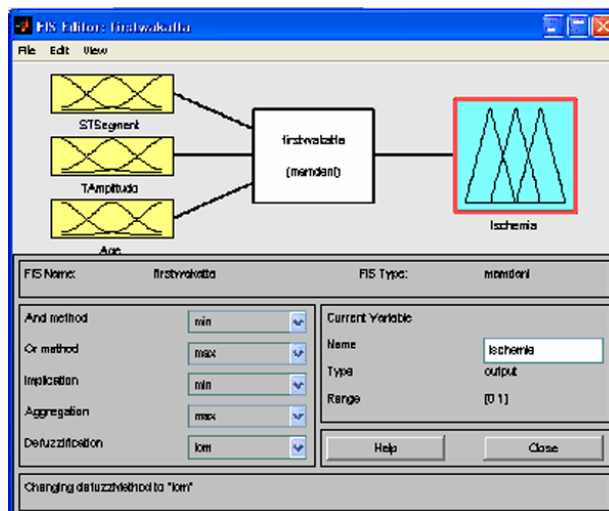
Range input amplitudo T-wave ditetapkan [-5,5] berdasarkan nilai amplitudo yang biasa terjadi. Data input ini menggunakan fungsi keanggotaan. Fungsi keanggotaan trapesium digunakan karena ada beberapa titik yang memiliki nilai keanggotaan 1. Terdapat 2 fungsi keanggotaan yaitu: '*Negative*' dan '*Positive*'. Fungsi keanggotaan '*Negative*' menggunakan kurva trapesium dengan parameter [-14 -5 0 1]. Fungsi keanggotaan '*Positive*' menggunakan kurva trapesium dengan parameter [0 1 5 6].

Range input umur pasien ditetapkan [0 100]. Data input ini menggunakan fungsi keanggotaan. Fungsi keanggotaan trapesium digunakan karena ada beberapa titik yang memiliki nilai keanggotaan 1. Terdapat 2 fungsi keanggotaan yaitu: '*Muda*' dan '*Tua*'. Fungsi keanggotaan '*Muda*' menggunakan kurva trapesium dengan parameter [-90 0 40 50]. Fungsi keanggotaan '*Tua*' menggunakan kurva trapesium dengan parameter [40 50 100 190].

Data output berupa identifikasi *myocardial ischemia* dengan range [0,1]. Data output menggunakan lima fungsi keanggotaan segitiga berdasarkan kemungkinan teridentifikasi sebagai penyakit jantung *myocardial ischemia* (Very Small, Small, Medium, Big, Very Big).

Basis Pengetahuan

Sistem identifikasi logika fuzzy memiliki apa yang disebut sebagai basis pengetahuan, yang terdiri dari basis data dan basis aturan. Basis data meliputi parameter fuzzy itu sendiri, antara lain fungsi keanggotaan, dan semesta pembicaraan himpunan fuzzy. Sedangkan basis aturan (*rule base*) meliputi kumpulan aturan sistem identifikasi logika fuzzy untuk mengidentifikasi penyakit jantung *myocardial*



Gambar 9: Visualisasi Logika Fuzzy

ischemia. Pada penelitian ini, perancangan basis aturan disusun berdasarkan pengetahuan pakar (dokter) dan sumber lainnya (jurnal dan buku ilmiah). Serta dilakukan beberapa penyesuaian agar basis pengetahuan dapat lebih aplikatif.

Prinsip-prinsip dasar dalam perancangan basis aturan sistem identifikasi logika fuzzy dapat digeneralisasikan sebagai berikut. Jika segmen ST mencapai situasi '*depression*' atau '*elevation*', gelombang T memiliki nilai '*negative*' dan umur pasien '*tua*' maka peluang teridentifikasi penyakit jantung *myocardial ischemia* semakin besar.

Jika segmen ST mencapai situasi '*flat*', gelombang T memiliki nilai '*positive*' dan umur pasien '*muda*' maka peluang teridentifikasi penyakit jantung *myocardial ischemia* semakin kecil.

Algoritma fuzzy meliputi aturan sebagai berikut:

Aturan 1: If (STSegment is Depression) and TAmplitudo is Negative) and (Age is Muda) then Ischemia is B) (1)

Aturan 2: If (STSegment is Depression) and (TAmplitudo is Negative) and (Age is Tua) then (Ischemia is VB) (1)

Aturan 3: If (STSegment is Depression) and (TAmplitudo is Positif) and (Age is Muda) then (Ischemia is S) (1)

Aturan 4: If (STSegment is Depression) and (TAmplitudo is Positif) and (Age is Tua) then (Ischemia is M) (1)

Aturan 5: If (STSegment is Normal) and (TAmplitudo is Negative) and (Age is Muda) then (Ischemia is S) (1)

Aturan 6: If (STSegment is Normal) and (TAmplitudo is Negative) and (Age is Tua) then (Ischemia is M) (1)

Aturan 7: If (STSegment is Normal) and (TAmplitudo is Positif) and (Age is Muda) then (Ischemia is VS) (1)

Aturan 8: If (STSegment is Normal) and (TAmplitudo is Positif) and (Age is Tua) then (Ischemia is VS) (1)

Aturan 9: If (STSegment is Elevation) and (TAmplitudo is Negative) and (Age is Muda) then (Ischemia is B) (1)

Aturan 10: If (STSegment is Elevation) and (TAmplitudo is Negative) and (Age is Tua) then (Ischemia is VB) (1)

Aturan 11: If (STSegment is Elevation) and (TAmplitudo is Positif) and (Age is Muda) then (Ischemia is S) (1)

Aturan 12: If (STSegment is Elevation) and (TAmplitudo is Positif) and (Age is Tua) then (Ischemia is M) (1)

Pengambilan Keputusan (Fuzzy Evaluation)

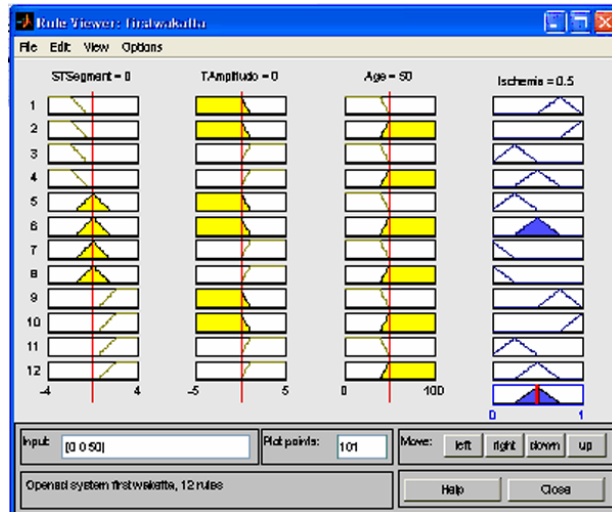
Proses inferensi yang sering disebut sebagai proses pengambilan keputusan, merupakan prosedur untuk mendapatkan output logika fuzzy berdasarkan basis aturan yang ada. Nilai masukan (segmen ST, gelombang T dan umur) yang teramati diolah untuk diidentifikasi aturan mana yang digunakan. Pada penelitian ini, teknik pengambilan keputusan yang digunakan adalah metode max-min.

Pada metode max-min, dalam penerapannya menggunakan aturan operasi minimum mamdani. Metode Mamdani digunakan karena metode ini lebih intuitif dan lebih cocok apabila input diterima dari manusia sehingga relevan untuk digunakan sebagai sistem identifikasi [10]. Visualisasi pengambilan keputusan ditunjukkan pada Gambar 11.

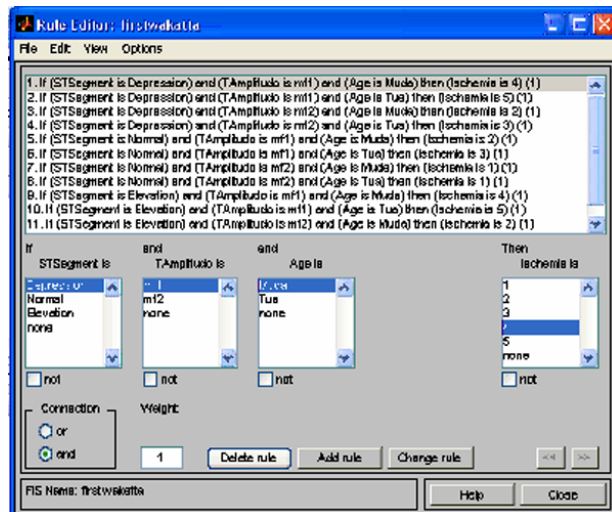
Defuzzifikasi

Defuzzifikasi merupakan suatu proses mengubah besaran fuzzy yang disajikan dalam bentuk himpunan-himpunan fuzzy keluaran dengan fungsi keanggotaannya untuk mendapatkan kembali bentuk data crisp (nilai sebenarnya/ nilai tegas). Range defuzzifikasi akan terjadi antara 0 – 1 sesuai fungsi keanggotaan data output.

Terdapat 5 metode defuzzifikasi, yaitu: metode *Centroid*, metode *Bisektor*, metode *Mean of Maximum (MOM)*, metode *Largest of Maximum (LOM)*, dan metode *Smallest of Maximum (SOM)*. Kelima metode ini kemudian diujikan satu-persatu untuk menemukan metode terbaik dalam sistem fuzzy identifikasi penyakit jantung *myocardial ischemia*.



Gambar 10: Visualisasi Basis Aturan



Gambar 11: Visualisasi Pengambilan Keputusan

Pengujian

Setelah terbangun sistem identifikasi penyakit jantung *myocardial ischemia*, maka akan diujikan dengan data-data sinyal ECG yang telah diambil sebelumnya di RSUD Syai-ful Anwar Malang. Sinyal ECG dinyatakan memiliki irama *myocardial ischemia* jika data output memiliki range 0, 51. Sedangkan sinyal ECG yang dinyatakan tidak memiliki irama *myocardial ischemia* jika data output memiliki range 0 – 0, 49.

Dengan parameter ini, pengujian dilakukan untuk mengetahui performa model sistem identifikasi ini, yakni kemampuan suatu model untuk mengidentifikasi dan mengenali suatu data sinyal ECG sebagai sinyal *myocardial ischemia* atau tidak.

Pengujian dilakukan dengan membandingkan data rekam medis hasil identifikasi pakar dengan dengan hasil identifikasi dari sistem yang telah dirancang. Sistem dinyatakan valid jika memiliki kesesuaian dengan hasil identi-

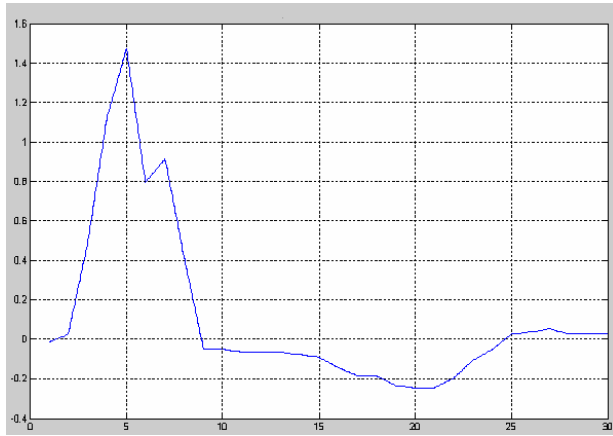
fikasi pakar.

UJI COBA

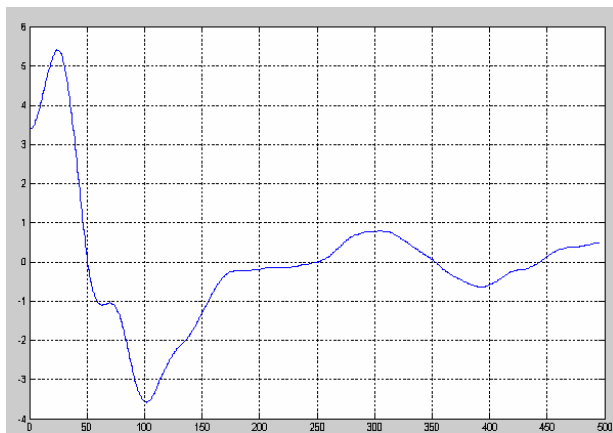
Bahasan utama bab ini terfokus pada hasil pengujian dan analisa yang didapatkan setelah dilakukannya sistem identifikasi yang telah dirancang sesuai. Analisa ini didasarkan pada pengujian yang dilakukan terhadap data sinyal rekaman ECG yang akan diidentifikasi. Sebelum pengujian dilakukan, akan dibahas tentang tahapan pada *pre process* dahulu. Terutama dalam pemaparan data yang digunakan serta analisa yang diambil.

Pembangkitan Data Input

Agar sinyal ECG dapat diolah, maka harus dikonversi ke dalam nilai numeric (file ASCII). Dengan mengikuti metode generator ECG pada penelitian Achmad Rizal [8]. Telah dilakukan pembangkitan data input untuk sinyal ECG



Gambar 12: Representasi Sinyal Numerik ECG Data A



Gambar 13: Sinyal ECG data A domain-frekuensi

data A sehingga merepresentasikan data sinyal ECG rekam medis. Gambar 12 menunjukkan hasil pembangkitan data numerik sinyal ECG. Sumbu y merupakan amplitudo sinyal ECG dalam besaran mV (voltase). Sedangkan sumbu x merupakan waktu (s).

Pemrosesan Sinyal ECG

Setelah sinyal berhasil dibangkitkan, sinyal masih belum dapat diproses sepenuhnya. Sinyal ECG yang merupakan sinyal bioelektrik, tentunya memiliki noise yang harus dihilangkan agar proses identifikasi dapat maksimal. Pada pembahasan sebelumnya telah dijelaskan, untu mendapatkan sinyal yang terfilter (bebas dari noise) maka harus melewati empat tahapan sebagai berikut.

Transformasi Fourier

Sebelum sinyal dapat difilter, maka sinyal harus dibawa ke dalam domain frekuensi. Untuk itu maka si-nyal ECG data A diubah ke dalam domain frekuensi dengan *Fast Fourier Transform* melalui program Matlab 7.1.

Tabel 1: Data Numerik Pembangkitan Data A

Data Numerik Amplitudo mV (awal)	Data Numerik Amplitudo mV Penskalaan
-15	-0.013
30	0.0261
570	0.4957
1290	1.1217
1695	1.4739
915	0.7957
1050	0.913
480	0.4174
-60	-0.0522
-60	-0.0522
-75	-0.0652
-75	-0.0652
-75	-0.0652
-90	-0.0783
-105	-0.0913
-165	-0.1435
-210	-0.1826
-210	-0.1826
-270	-0.2348
-285	-0.2478
-285	-0.2478
-225	-0.1957
-120	-0.1043
-60	-0.0522
30	0.0261
45	0.0391
60	0.0522
30	0.0261
30	0.0261
30	0.0261

Tabel 2: Data Numerik Pembangkitan Data A

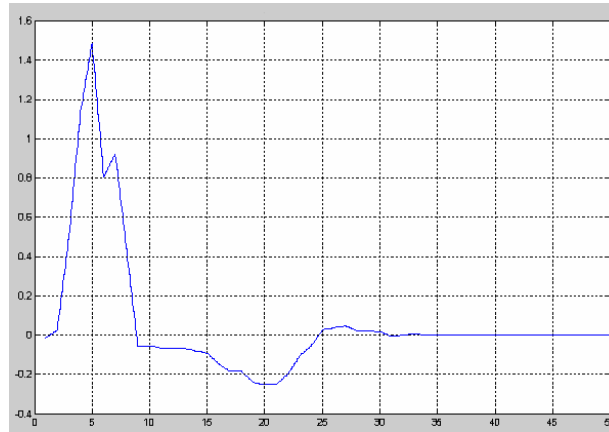
b_1	1
b_2	-1,98
b_3	1

Band-Stop Filter

Sinyal ECG yang telah diubah ke dalam domain-frekuensi kemudian di filter dengan band-stop filter (notch filter) untuk menghilangkan power line noise 60 Hz. Frekuensi sampling ditentukan sebesar 500Hz dengan frekuensi rejected sebesar 60 Hz. Maka sesuai persamaan 10 didapatkan ω_0 sebesar 0,7536. Didapatkan koefisien untuk desain band-stop filter melalui persamaan 16 seperti yang terlihat pada tabel 2.

Inverse Transformasi Fourier

Setelah sinyal domain-frekuensi telah difilter, maka untuk dapat diproses selanjutnya, sinyal kemudian dikembalikan ke dalam domain waktu. Pengembalian ke dalam domain waktu menggunakan invers Transformasi Fourier dengan bantuan program Matlab 7.1. Invers Transformasi Fourier memanfaatkan persamaan 9 pada invers Digital Fourier Transform.



Gambar 14: Sinyal ECG data A Setelah Melalui Proses Pemfilteran (domain-waktu)

Identifikasi Segmen ST dan Gelombang T

Segmen ST dan Gelombang T diidentifikasi berdasarkan interval waktu yaitu antara 0, 1 – 0, 2 detik untuk Segmen ST dan 0, 2 – 0, 4 untuk Gelombang T pada sinyal ECG. Pada 20 data sinyal ECG yang telah difilter, telah diidentifikasi letak Segmen ST dan Gelombang T pada Tabel 3.

Tabel 3: Segmen ST dan Gelombang T

Data sinyal ECG	Amplitudo segmen ST (mV)	Amplitudo Gelombang T(mV)
A	0.9216	0.051
B	-2.2592	-0.0079
C	-0.4607	0.3329
D	-0.6988	0.3687
E	-2.4582	-0.2969
F	0.8966	-0.2232
G	-0.1095	0.0317
H	0.9263	1.1487
I	0.9987	1.4945
J	1.0417	1.0663
K	0.4699	-1.5078
L	2.3771	0.4165
M	0.567	-0.1449
N	-0.0009	0.1325
O	-0.4702	0.4541
P	-0.2396	0.1061
Q	-1.9781	-0.2838
R	0.8036	-0.1689
S	0.0215	0.1373
T	-0.1881	-0.0081

Pada penelitian ini suatu titik diidentifikasi sebagai Segmen ST dan Gelombang T disaat sinyal berada pada 0,09 detik dan 0,36 detik. Penentuan ini setelah melalui serangkaian pengujian awal untuk mendapatkan titik yang merepresentasikan Segmen ST dan Gelombang T.

Sistem Identifikasi Logika Fuzzy

Inti dari penelitian ini pada penggunaan pendekatan logika fuzzy dalam melakukan identifikasi penyakit jantung *myocardial ischemia*.

Fuzzifikasi

Terdapat 3 data input dan 1 data output dari sistem identifikasi logika fuzzy penyakit jantung *myocardial ischemia*. Keempatnya menggunakan empat parameter fungsi keanggotaan seperti yang terlihat pada table 4. Hal ini dikarenakan ada beberapa data input yang memiliki nilai kebenaran 1 di beberapa titik.

Defuzzifikasi

Pada penelitian ini kemudian diujikan beberapa metode defuzzifikasi untuk mengetahui metode apa yang paling cocok untuk diterapkan pada sistem identifikasi penyakit jantung *myocardial ischemia*.

Setelah dilakukan serangkaian pengujian pada 10 data sinyal ECG (tabel 5) maka didapatkan hasil bahwa metode defuzzifikasi Largest of Maximum memiliki tingkat keakuratan nilai yang lebih baik untuk mengidentifikasi penyakit jantung *myocardial ischemia* pada penelitian ini.

Pengujian Sistem

Sebagai yang telah dibahas pada subbab 3.3, pada penelitian ini sinyal ECG dinyatakan memiliki irama *myocardial ischemia* jika data output memiliki range 0,5 – 1. Sedangkan sinyal ECG yang dinyatakan tidak memiliki irama *myocardial ischemia* jika data output memiliki range 0–0,49. Validasi dilakukan dengan membandingkan hasil identifikasi dari pakar dengan hasil identifikasi dari sistem yang telah dibangun.

Sistem dikatakan valid jika hasil identifikasi sama dengan pakar. Sebaliknya, sistem dikatakan tidak valid jika hasil identifikasi berbeda dengan pakar. Hasil pengujian dan validasi sistem dapat terlihat pada tabel 6.

Keakuratan sistem identifikasi dihitung dengan

$$\frac{\text{jumlahdatavalid} - \text{jumlahdatatidakvalid}}{\text{totaljumlahdata}} \times 100\%$$

$$\frac{18-2}{20} \times 100\% = 90\%$$

Tabel 4: Parameter Fungsi Keanggotaan

		Parameter			
		A	B	C	D
Data Input I	MF1	-7,6	-4	-2	-0,5
	MF2	-1,5	0	0	1,5
	MF3	0,5	2	4	7,6
Data Input II	MF1	-14	-5	0	1
	MF2	0	1	5	6
Data Input III	MF1	-90	0	40	50
	MF2	40	50	100	190
Data Output	MF1	-0,25	0	0	-0,25
	MF2	0	0,25	0,25	0,5
	MF3	0,25	0,5	0,5	0,75
	MF4	0,5	0,75	0,75	1
	MF5	0,75	1	1	1,25

Tabel 5: Pengujian Beberapa Metode Defuzzifikasi

Data	Centroid	Bisector	Mom	Lom	Som
A	0.585	0.56	0.5	0.65	0.35
B	0.92	0.93	1	1	1
C	0.92	0.93	1	1	1
D	0.488	0.5	0.5	0.51	0.49
E	0.365	0.39	0.08	0.16	0
F	0.378	0.41	0.5	0.65	0.35
G	0.5	0.5	0.5	0.57	0.43
H	0.66	0.63	0.95	1	0.9
I	0.402	0.44	0.5	0.6	0.4
J	0.456	0.48	0.5	0.53	0.47

SIMPULAN

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, diperoleh simpulan yaitu sistem identifikasi penyakit jantung *myocardial ischemia* mempunyai proses perancangan sebagai berikut a) Fuzzifikasi, dengan masukan berupa segmen ST, gelombang T dan umur pasien, sedangkan keluarannya adalah identifikasi *ischemia*; b) Basis aturan terdiri dari 12 aturan, penyusunan basis aturan berdasarkan hubungan amplitudo segmen ST, gelombang T, umur pasien dan identifikasi *ischemia* berdasarkan pengetahuan kepakaran; c) Rule evaluation atau pengambilan keputusan menggunakan metode max-min, dalam penerapannya menggunakan suatu aturan operasi minimum mamdani; d) Defuzzifikasi, untuk identifikasi penyakit jantung *myocardial ischemia* menggunakan *Largest of Maximum* (LOM).

Proses filterisasi sinyal ECG dengan band-stop filter 60 Hz untuk menghilangkan *power line noise*. Sistem identifikasi penyakit jantung *myocardial ischemia* memiliki tingkat keakuratan 90% setelah dilakukan pengujian terhadap 20 data sinyal ECG.

Dalam rangka pengembangan penelitian, saran yang perlu disampaikan dalam makalah ini adalah untuk proses identifikasi selanjutnya dapat dilakukan secara online terhadap mesin ECG. Sistem identifikasi dengan pendekatan logika fuzzy juga dapat diterapkan pada jenis penyakit lain untuk membangun sistem berbasis kepakaran.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Exarchos, T.P., Tsipouras, M.G., Exarchos, C.P., Papaloukas, C., Fotiadis, D.I., Michalis, L.K.: *A Methodology for the Automated Creation of Fuzzy Expert Systems for Ischaemic and Arrhythmic Beat Classification Based on a Set of Rules Obtained by a Decision Tree*. *Artificial Intelligent Med.* **40**(3) (2007)
- [2] Papaloukas, C., Fotiadis, D.I., Likas, A., Michalis, L.K.: *An Ischemia Detection Method Based on Artificial Neural Networks* (2001)
- [3] Papaloukas, C., Fotiadis, D.I., Likas, A., Stroumbis, C.S., Michalis, L.K.: *Use of a novel rule-based expert system in the detection of changes in the ST segment and the T wave in long duration ECGs*. *Jurnal Electrocardiol* **35** (2002) 27–34
- [4] Rubenstein, D.: *Kedokteran Klinis*. Penerbit Erlangga, Jakarta (2007)
- [5] Irianto, K.: *Struktur dan Fungsi Tubuh Manusia untuk Paramedis*. Yrama Widya, Bandung (2008)
- [6] Karim, S.K., Peter: *EKG*. Penerbit FKUI, Jakarta (1996)
- [7] Mitra, S.K.: *Digital Signal Processing A Computer-Based Approach*. McGraw-Hill Series, Singapore (1998)
- [8] Rizal, Achmad: *Generator ECG Berbasis PC Menggunakan Metode Template Gelombang*. Jurusan Teknik Elektro, STT Telkom Bandung (2006)

Tabel 6: Pengujian Sistem Terhadap Data

Data Sinyal ECG	Identifikasi Pakar	Identifikasi Sistem	Validasi
A	Ischemia	0.65 (Ischemia)	Valid
B	Ischemia	1 (Ischemia)	Valid
C	Ischemia	0.58 (Ischemia)	Valid
D	Ischemia	0.61 (Ischemia)	Valid
E	Ischemia	1 (Ischemia)	Valid
F	Ischemia	0.64 (Ischemia)	Valid
G	Ischemia	0.51 (Ischemia)	Valid
H	Ischemia	0.15 (normal)	Tidak Valid
I	Ischemia	0.16 (normal)	Tidak Valid
J	Ischemia	0.65 (Ischemia)	Valid
K	Ischemia	0.57 (Ischemia)	Valid
L	Ischemia	1 (Ischemia)	Valid
M	Ischemia	0.6 (Ischemia)	Valid
N	Ischemia	0.53 (Ischemia)	Valid
O	Ischemia	0.64 (Ischemia)	Valid
P	Ischemia	0.53 (Ischemia)	Valid
Q	Ischemia	1 (Ischemia)	Valid
R	Ischemia	0.63 (Ischemia)	Valid
S	Ischemia	0.53 (Ischemia)	Valid
T	Ischemia	0.53 (Ischemia)	Valid

[9] Lee, J.W., Lee, G.K.: *Design of an Adaptive Filter with a Dynamic Structure for ECG Signal Processing*. Journal of Control, Automation, and Systems **3**(1) (2005)

[10] Kusumadewi, S.: *Analisis dan Desain Sistem Fuzzy Menggunakan Toolbox Matlab*. Graha Ilmu, Yogyakarta (2002)