



UNIVERSITAS INDONESIA

**SIMULASI PENGENALAN KELAINAN JANTUNG
DENGAN MENGGUNAKAN METODE
JARINGAN SYARAF TIRUAN**

SKRIPSI

HERMANTO SITINJAK

04 05 03 0443

**FAKULTAS TEKNIK UNIVERSITAS INDONESIA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
DESEMBER, 2008**



UNIVERSITAS INDONESIA

**SIMULASI PENGENALAN KELAINAN JANTUNG
DENGAN MENGGUNAKAN METODE
JARINGAN SYARAF TIRUAN**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana teknik

HERMANTO SITINJAK

04 05 03 0443

**FAKULTAS TEKNIK UNIVERSITAS INDONESIA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
DESEMBER, 2008**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar.

Nama : Hermanto Sitinjak

NPM : 0405030443

Tanda Tangan :

Tanggal : 17 Juni 2009

LEMBAR PENGESAHAN

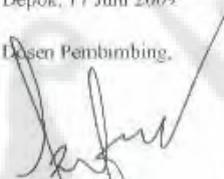
Skripsi dengan judul:

**SIMULASI PENGENALAN KELAINAN JANTUNG DENGAN MENGGUNAKAN
METODE JARINGAN SYARAF TIRUAN**

dibuat untuk melengkapi sebagian persyaratan menjadi Sarjana Teknik pada Program Studi Teknik Elektro, Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknik Universitas Indonesia dan disertai untuk diajukan dalam presentasi skripsi.

Depok, 17 Juni 2009

Dosen Pembimbing,


H. Arifio Djaubari, MT

NIP. 130.891.107

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh

Nama : Hermanto Sitinjak
NPM : 0405030443
Program Studi : Teknik Elektro
Judul Skripsi : Simulasi Pengenalan Kelainan Jantung Dengan Menggunakan Metode Jaringan Syaraf Tiruan

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Program Studi Elektro, Fakultas Teknik Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Ir. Arifin Djauhari, MT ()

Penguji : Dr. Abdul Muis ST, M.Eng ()

Penguji : Dr. Ir. Arman Djohan D. M.Eng ()

Ditetapkan di :

Tanggal : 17 Juni 2009

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa, karena atas segala berkat dan rahmat-Nya, saya dapat menyelesaikan skripsi ini. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana Teknik Jurusan Elektro pada Fakultas Teknik Universitas Indonesia. Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan skripsi ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada:

- (1) Ir. Arifin Djauhari, MT, selaku dosen pembimbing yang telah menyediakan waktu, tenaga, dan pikiran untuk mengarahkan saya dalam penyusunan skripsi ini;
- (2) M. Rizky Hartaman & Abhinaya Ananda yang telah membantu dalam memperoleh database sampel detak jantung.
- (3) Mario Christy N.S. yang telah membantu saya menyelesaikan program simulasinya.
- (3) orang tua dan keluarga saya yang telah memberikan bantuan dukungan material dan moral; dan
- (4) rekan-rekan Elektro 2005 yang telah banyak membantu saya dalam menyelesaikan skripsi ini.

Akhir kata, saya berharap Tuhan Yang Maha Esa berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga skripsi ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu.

Depok, 17 Juni 2009

Penulis

Hermanto S.

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI
SKRIPSI UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai salah satu akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Hermanto Sitinjak

NPM : 0405030443

Departemen : Elektro

Fakultas : Teknik

Jenis Karya : Skripsi

Demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul:

Simulasi Pengenalan Kelainan Jantung Dengan Menggunakan Metode Jaringan Syaraf Tiruan

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (database), merawat, dan memublikasikan skripsi tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada tanggal : 17 Juni 2009

Yang menyatakan

(Hermanto S.)

ABSTRAK

Nama : Hermanto Sitinjak
Program Studi : Elektro
Judul : Simulasi Pengenalan Kelainan Jantung Dengan Menggunakan Metode Jaringan Syaraf Tiruan

Suara denyut jantung memiliki pola khusus yang bersesuaian dengan kondisi jantung seseorang. Jantung yang tidak normal akan menimbulkan suara khas yang disebut murmur. Murmur disebabkan oleh berbagai hal yang menunjukkan kondisi jantung seseorang. Melalui *Phonocardiogram* (PCG) dapat dilihat gelombang sinyal denyut jantung seseorang.

Spektrum denyut jantung abnormal memiliki pola spektrum yang khas. Sehingga melalui pola spektrum tersebut dapat diketahui kelainan jantung apa yang diderita oleh seseorang. Penelitian ini akan membuat suatu program simulasi yang akan mengenali tiga jenis kelainan jantung. Program simulasi ini menggunakan metode Jaringan Syaraf Tiruan dalam mengidentifikasi ketiga jenis kelainan jantung tersebut. Data yang akan digunakan sebagai database yaitu berupa sampel suara denyut jantung dengan format .wav, mono.

Metode pelatihan Jaringan Syaraf Tiruan yang dibuat ini menggunakan fungsi *traingdx* yang terdapat pada Neural Network Toolbox MATLABTM. Adapun penggunaan fungsi *traingdx* ini karena waktu pelatihannya lebih cepat. Berdasarkan hasil pengujian pengenalan beberapa sampel kelainan jantung diperoleh akurasi rata-rata sebesar 82.2% dalam mengenali tiga jenis kelainan jantung tersebut.

Kata kunci: Kelainan Jantung, Murmur, Jaringan Syaraf Tiruan

ABSTRACT

Name : Hermanto Sitinjak
Study Program: Electrical Engineering
Title : Simulation Program To Detect Abnormal Heartbeat Using
Artificial Neural Network

Heartbeat has a unique pattern which corresponding to heart condition. Abnormal heart has a unique sounds which called murmurs. An murmur can be caused by something that indicates heart condition. It can be shown as a signal waveform of heartbeats by *Phonocardiogram* (PCG).

Abnormal heartbeat has a unique spectral pattern. So with that spectral pattern it can be identify what kind of murmur types. This research make a simulation program which will identify 3 kinds of murmur heartbeats. This simulation program use Artificial Neural Network (ANN) to identify that murmurs. ANN database will use some murmurs heartbeats which record in .wav, mono format.

Training method in this ANN use `traingdx` function which provided by Neural Network Toolbox MATLAB™. `Traingdx` function is a faster training method. This simulation program has 82.2% accuracy to detect 3 kinds of heartbeat murmur.

Key words: Abnormal Heartbeat, Murmur, Artificial Neural Network

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	ii
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	iii
LEMBAR PENGESAHAN	iv
HALAMAN PENGESAHAN.....	v
KATA PENGANTAR	vi
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH.....	vii
ABSTRAK.....	viii
ABSTRACT.....	ix
DAFTAR ISI.....	x
DAFTAR TABEL.....	xii
DAFTAR GAMBAR	xiii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah.....	2
1.3 Tujuan Penulisan	3
1.4 Batasan Masalah.....	3
1.5 Sistematika Penulisan.....	3
BAB 2 JANTUNG DAN JARINGAN SYARAF TIRUAN	4
2.1 Struktur Jantung.....	4
2.2 Cara Kerja Jantung	5
2.3 Sistem Konduksi Jantung.....	6
2.4 Elektrokardiogram	8
2.5 Klasifikasi Kelainan Jantung.....	9
2.6 Jaringan Syaraf Tiruan	16
2.6.1 Fungsi Aktivasi	18
2.6.2 Pelatihan Jaringan Syaraf Tiruan	20
2.6.3 Lapisan Jaringan Syaraf Tiruan.....	21
BAB 3 PEMBUATAN PROGRAM SIMULASI.....	23
3.1 Pengumpulan Data	23
3.2 Pra-Proses.....	23

3.3 Labelisasi.....	24
3.4 Pembentukan Jaringan Syaraf Tiruan	25
3.5 Tahap Pelatihan (<i>Training</i>)	26
3.6 Prosedur Pelatihan.....	28
3.7 Proses Pengenalan	33
3.8 Metode Optimasi	35
BAB 4 HASIL UJI COBA DAN ANALISA	38
4.1 Prosedur Pengujian.....	38
4.2 Hasil Pengujian	43
4.3 Pengaruh Jumlah Pemotongan Sampel Data.....	46
4.4 Pengaruh Jumlah Neuron	48
4.5 Pengaruh Fungsi Aktivasi	48
4.6 Pengaruh Nilai MSE.....	50
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN	51
DAFTAR ACUAN.....	52
DAFTAR PUSTAKA.....	53

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Jenis-jenis jantung abnormal/murmur.....	15
Tabel 4.1	Hasil pengujian pengenalan kelainan <i>mitral valve prolapse</i>	43
Tabel 4.2	Hasil pengujian pengenalan kelainan <i>aortic stenosis</i>	44
Tabel 4.3	Hasil pengujian pengenalan kelainan <i>mitral regurgitasi</i>	45
Tabel 4.4	Pengaruh jumlah pemotongan sampel data.....	47
Tabel 4.5	Pengaruh jumlah neuron tersembunyi.....	48
Tabel 4.6	Pengaruh kombinasi fungsi aktivasi	49
Tabel 4.7	Pengaruh perbedaan nilai MSE.....	50

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Struktur internal jantung	4
Gambar 2.2	Bagian-bagian jantung	6
Gambar 2.3	Sistem konduksi jantung.....	7
Gambar 2.4	Sinyal ECG	8
Gambar 2.5	Plot ECG domain waktu (<i>time domain</i>).....	9
Gambar 2.6	Plot ECG domain waktu (<i>frequency domain</i>).....	9
Gambar 2.7	Contoh grafik ECG	10
Gambar 2.8	Sinyal <i>mitral regurgitasi</i>	11
Gambar 2.9	Sinyal <i>pulmonary stenosis</i>	12
Gambar 2.10	Sinyal <i>aortic stenosis</i>	13
Gambar 2.11	Sinyal <i>mitral valve prolapse</i>	14
Gambar 2.12	Model dasar dari <i>single neuron</i>	17
Gambar 2.13	Fungsi linear.....	18
Gambar 2.14	Fungsi hardlim	19
Gambar 2.15	Fungsi logsig	19
Gambar 2.16	Fungsi tansig	19
Gambar 2.17	JST propagasi balik dua lapisan.....	22
Gambar 3.1	Diagram alir pembentukan database	24
Gambar 3.2	JST propagasi balik.....	25
Gambar 3.3	Blok diagram fungsi aktivasi	27
Gambar 3.4	Kurva gradien perbaikan bobot.....	27
Gambar 3.5	Proses perbaikan bobot JST	28
Gambar 3.6	Diagram alir proses pelatihan JST	31
Gambar 3.7	Proses pelatihan JST	32
Gambar 3.8	Plot hasil pelatihan	33
Gambar 3.9	Diagram alir proses pengenalan	34
Gambar 3.10	Tampilan proses pengenalan kelainan jantung	35
Gambar 3.11	Plot performansi MSE.....	36
Gambar 3.12	Plot gradien perbaikan bobot	37
Gambar 4.1	Plot sampel <i>mitral valve prolapse</i>	39

Gambar 4.2	Plot sampel <i>mitral regurgitasi</i>	40
Gambar 4.3	Plot sampel <i>aortic stenosis</i>	41
Gambar 4.4	Diagram alir proses pengenalan.....	42



BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Serangan jantung masih menempati urutan pertama penyebab kematian di banyak negara di dunia. Gejala abnormalitas jantung (*murmur*) seringkali datang secara tiba-tiba, oleh karena itu pengenalan secara dini terhadap kelainan jantung dapat membantu untuk terhindar dari serangan jantung. Sampai saat ini dokter masih menggunakan isyarat suara jantung untuk memantau kinerja jantung dengan menggunakan stetoskop yang penggunaannya menghasilkan suara yang lemah. Oleh sebab itu untuk mendiagnosis diperlukan kepekaan dan pengalaman, selain itu keterbaasan fisik juga sangat mempengaruhi hasil interpretasi hingga hasil diagnosis sangat dipengaruhi oleh subyektifitas dokter.

Jantung memiliki peranan penting dalam penyediaan oksigen untuk seluruh tubuh dan membersihkan tubuh dari hasil metabolisme (karbondioksida). Organ ini melaksanakan fungsinya dengan mengumpulkan darah yang kekurangan oksigen dari seluruh tubuh dan memompanya ke dalam paru-paru, dimana darah akan mengambil oksigen dan membuang karbondioksida. Jantung kemudian mengumpulkan darah yang kaya oksigen dari paru-paru dan memompanya ke jaringan di seluruh tubuh.

Untuk mengetahui aktivitas listrik otot jantung diperlukan pencatatan atau perekaman detak jantung dari permukaan tubuh. Perekaman detak jantung dapat dilakukan dengan menggunakan stetoskop. Fungsi perekaman ini adalah mengetahui frekuensi detak jantung yang dinyatakan dengan satuan detak per menit (dpm). Frekuensi ini memberikan informasi mengenai bagaimana kondisi jantung, ada tidaknya gangguan pembentukan impuls dan gangguan fungsi jantung. Suara jantung normal mempunyai rentang frekuensi 20 Hz hingga 200 Hz, sedangkan suara jantung abnormal mempunyai rentang frekuensi hingga 1000 Hz. Salah satu jenis *regurgitasi* menyebabkan *murmur* dalam rentang 100 hingga 600 Hz dan bahkan untuk jenis *murmur* tertentu hingga 1000 Hz.

Pada jantung normal dalam keadaan istirahat, kecepatan detak jantung adalah sekitar 60 – 80 dpm. Jantung yang tidak normal yaitu jantung yang memiliki detak jantung diluar interval dari detak jantung normal. Takikardia

adalah detak jantung yang lebih besar dari 100 dpm, bradikardia adalah detak jantung yang lebih kecil dari 60 dpm, takikardia abnormal adalah detak jantung antara 140 – 250 dpm, flutter adalah detak jantung antara 240 – 300 dpm dan fibrilasi adalah detak jantung yang lebih besar dari 350 dpm.

Komponen-komponen yang diperlukan untuk mendapatkan rekaman frekuensi detak jantung ini yaitu stetoskop yang telah dipasang microphone untuk kemudian dihubungkan ke laptop untuk mendapatkan gambaran grafis dari frekuensi detak jantung tersebut. Pengambilan database ini diambil dari beberapa pasien yang mengalami kelainan jantung. Untuk itu diperlukan sedikitnya 15 orang untuk di *record* kondisi jantungnya masing-masing. Selain itu beberapa sampel juga didapatkan melalui internet yang diambil dengan menggunakan alat *phonocardiograph*.

Database jantung ini kemudian akan diidentifikasi jenis kelainan jantung yang diderita masing-masing pasien. Pengenalan/deteksi kelainan jantung ini dilakukan dengan menggunakan metode jaringan syaraf tiruan (*artificial neural network*). Jaringan Syaraf Tiruan (JST) menyediakan pola kerja yang efektif dalam menganalisis sinyal multiple. Jaringan Syaraf Tiruan dapat membedakan dengan baik suara jantung normal dan beberapa jenis *murmur*. Jaringan Syaraf Tiruan lebih sensitive daripada program interpretasi dan kardiologis dalam mendiagnosa kelainan jantung. Pada dunia kedokteran dikenal istilah *electocardiogram* (ECG). Pada teknik ECG tradisional bertumpu pada identifikasi kelainan QRS di setiap detak jantungnya. Tiap detak jantung kemudian akan dibandingkan dengan pola detak jantung yang normal. Dengan metode Jaringan Syaraf Tiruan didapatkan informasi jantung yang lebih baik. Rekaman ECG ini digunakan oleh dokter atau ahli medis untuk menentukan kondisi jantung dari pasien, yakni untuk mengetahui hal-hal seperti frekuensi (*rate*) jantung, *arrhythmia*, *infark miokard*, pembesaran atrium, *hipertrofi ventrikular*, dll.

1.2 Perumusan Masalah

Melihat pengaruh dari jumlah input data, parameter-parameter pembentuk jaringan syaraf tiruan, metode optimasi, dan performansi sistem yang didapatkan baik dari segi proses pembuatan database maupun proses pembelajarannya terhadap tingkat akurasi pada proses pengenalan.

1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian ini mempunyai beberapa tujuan,

1. Mengetahui jenis-jenis kelainan jantung.
2. Membuat suatu program simulasi untuk mendeteksi beberapa jenis kelainan jantung dengan menggunakan metode jaringan syaraf tiruan.

1.4 Batasan Masalah

Studi ini akan membahas mengenai fungsi, struktur dan cara kerja jantung sebagai pemompa darah. Permasalahan utama yang akan dibahas dalam skripsi ini adalah mendeteksi kelainan jantung melalui detak jantung pasien. Proses pengenalan menggunakan metode Jaringan Syaraf Tiruan (JST). Proses JST ini meliputi labelisasi dan pelatihan (*training*). Jaringan Syaraf Tiruan (*Artificial Neural Network*) terdapat pada Neural Network Toolbox pada perangkat lunak MATLAB 2008a. Pengumpulan data berupa sampel denyut jantung diperoleh dari internet dan beberapa rekan di Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia. Penjelasan mengenai jantung diperoleh dari studi literatur, jurnal dan beberapa paper.

1.5 Sistematika Penulisan

Bab satu meliputi latar belakang, faedah yang diharapkan, tujuan penelitian, batasan masalah dan sistematika penulisan. Bab dua berisi penjelasan fungsi, struktur dan cara kerja jantung, klasifikasi kelainan jantung serta penjelasan metode Jaringan Syaraf Tiruan. Bab tiga berisi penjelasan metodologi penelitian, proses pelatihan beserta proses pengenalannya. Bab empat berisi penjelasan hasil uji coba, pengubahan parameter-parameter jaringan dan analisa, dan bab lima berisi kesimpulan dari keseluruhan hasil penelitian.

BAB 2

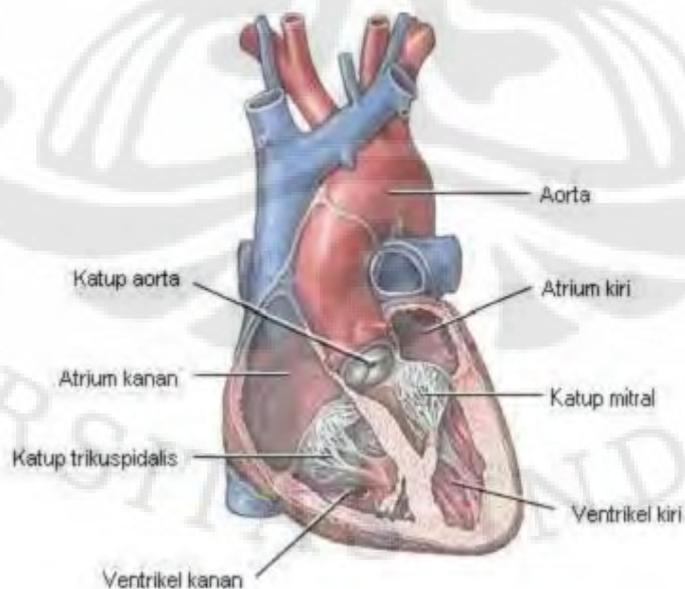
JANTUNG DAN JARINGAN SYARAF TIRUAN

2.1 Struktur Jantung

Jantung adalah organ otot berongga yang terletak di pusat dada yang berfungsi memompa darah lewat pembuluh darah dengan kontraksi berirama yang berulang. Ukuran jantung manusia kurang lebih sebesar kepalan tangan seorang laki-laki dewasa. Jantung merupakan satu otot tunggal yang terdiri dari lapisan endothelium. Jantung terletak di dalam rongga thoracic, di balik tulang dada/sternum. Struktur jantung berbelok ke bawah dan sedikit ke arah kiri.

Jantung hampir sepenuhnya diselubungi oleh paru-paru, namun tertutup oleh selaput ganda yang bernama perikardium, yang tertempel pada diafragma. Lapisan pertama menempel sangat erat kepada jantung, sedangkan lapisan luarnya lebih longgar dan berair, untuk menghindari gesekan antar organ dalam tubuh yang terjadi karena gerakan memompa konstan jantung.

Jantung dijaga di tempatnya oleh pembuluh-pembuluh darah yang meliputi daerah jantung yang merata, seperti di dasar dan di samping. Dua garis pembelah (terbentuk dari otot) pada lapisan luar jantung menunjukkan di mana dinding pemisah di antara sebelah kiri dan kanan serambi (atrium) & bilik (ventrikel). Pada Gambar 2.1 diperlihatkan struktur internal jantung.



Gambar 2.1 struktur internal jantung

Jantung terdiri dari empat rongga, yaitu serambi kanan & kiri dan bilik kanan & kiri. Dinding serambi jauh lebih tipis dibandingkan dinding bilik karena bilik harus melawan gaya gravitasi bumi untuk memompa darah dari bawah ke atas, khususnya di aorta, untuk memompa ke seluruh bagian tubuh yang memiliki pembuluh darah. Dua pasang rongga (bilik dan serambi bersamaan) di masing-masing belahan jantung disambungkan oleh sebuah katup. Katup di antara serambi kanan dan bilik kanan disebut katup trikuspidalis atau katup berdaun tiga. Sedangkan katup yang ada di antara serambi kiri dan bilik kiri disebut katup mitralis atau katup berdaun dua.

Bagian serambi jantung (atrium) bertugas mengumpulkan darah dan bagian bilik jantung (ventrikel) bertugas mengeluarkan darah. Fungsi katup trikuspidalis dan katup mitralis yaitu agar darah hanya mengalir dalam satu arah saja.

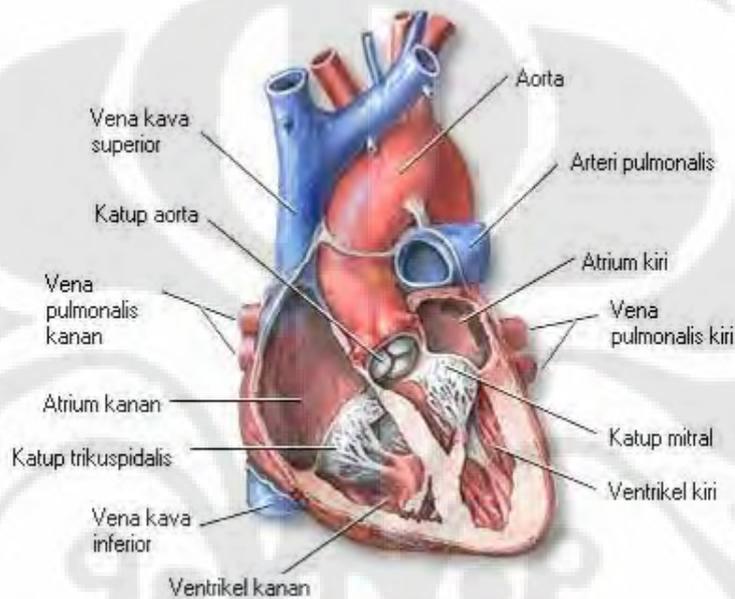
2.2 Cara Kerja Jantung

Fungsi utama jantung adalah menyediakan oksigen ke seluruh tubuh dan membersihkan tubuh dari hasil metabolisme (karbondioksida). Jantung melaksanakan fungsi tersebut dengan mengumpulkan darah yang kekurangan oksigen dari seluruh tubuh dan memompanya ke dalam paru-paru, dimana darah akan mengambil oksigen dan membuang karbondioksida. Jantung kemudian mengumpulkan darah yang kaya oksigen dari paru-paru dan memompanya ke jaringan di seluruh tubuh.

Pada saat berdenyut, setiap ruang jantung mengendur dan terisi darah (disebut periode diastolik). Selanjutnya jantung berkontraksi dan memompa darah keluar dari ruang jantung (disebut periode sistolik). Kedua atrium mengendur dan berkontraksi secara bersamaan, dan kedua ventrikel juga mengendur dan berkontraksi secara bersamaan.

Darah yang kehabisan oksigen dan mengandung banyak karbondioksida dari seluruh tubuh mengalir melalui 2 vena cava menuju ke dalam atrium kanan. Setelah atrium terisi darah, dia akan mendorong darah ke dalam ventrikel kanan. Darah dari ventrikel kanan akan dipompa melalui katup pulmoner ke dalam arteri pulmonalis, menuju ke paru-paru.

Darah akan mengalir melalui pembuluh yang sangat kecil (kapiler) yang mengelilingi kantong udara di paru-paru, menyerap oksigen dan melepaskan karbondioksida yang selanjutnya dihembuskan. Darah yang kaya akan oksigen mengalir di dalam vena pulmonalis menuju ke atrium kiri. Peredaran darah diantara bagian kanan jantung, paru-paru dan atrium kiri disebut sirkulasi pulmoner.



Gambar 2.2 bagian-bagian jantung

Darah dalam atrium kiri didorong ke dalam ventrikel kiri, yang selanjutnya akan memompa darah yang kaya akan oksigen ini melewati katup aorta masuk ke dalam aorta (arteri terbesar dalam tubuh). Darah kaya oksigen ini disediakan untuk seluruh tubuh, kecuali paru-paru.

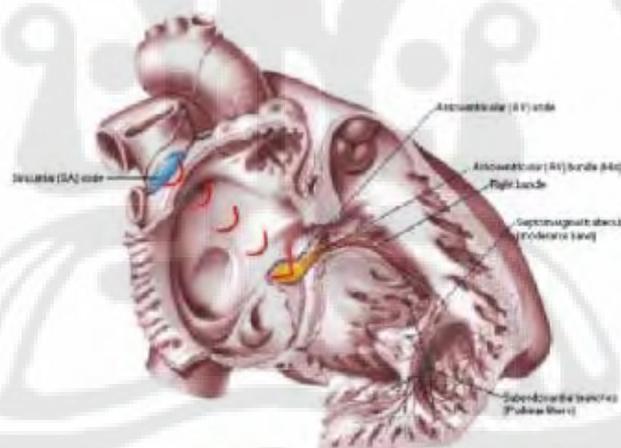
2.3 Sistem Konduksi Jantung

Jantung terdiri dari empat ruang yang berfungsi sebagai pompa sistem sirkulasi darah. Yang paling berperan adalah bilik (ventrikel), sedangkan serambi (atrium) sebenarnya berfungsi sebagai ruang penyimpanan selama bilik memompa. Ventrikel berkontraksi, ventrikel kanan memasok darah ke paru-paru, dan ventrikel kiri mendorong darah ke aorta berulang-ulang melalui sistem sirkulasi, fasa ini disebut *systole*. Sedangkan fasa pengisian atau istirahat (tidak memompa) setelah ventrikel mengosongkan darah menuju arteri disebut *diastole*.

Kontraksi jantung inilah yang mendasari terjadinya serangkaian peristiwa elektrik dengan koordinasi yang baik.

Aktivitas elektrik dalam keadaan normal berawal dari impuls yang dibentuk oleh *pacemaker* di simpul *SinoAtrialis* (SA) yang terletak di atrium kanan, kemudian melewati serabut otot atrial menuju simpul *AtrioVentrikular* (AV) lalu menuju ke berkas *His* dan terpisah menjadi dua melewati berkas kiri dan kanan dan berakhir pada serabut *Purkinje* yang mengaktifkan serabut otot ventrikel.

SA ini akan menghasilkan stimulus elektrik secara periodik, yaitu 60 – 80 kali per menit dalam kondisi normal. Stimulus elektrik ini akan diteruskan sesuai dengan jalur konduksi jantung dan akan menyebabkan bilik-bilik juga berkontraksi dan memompa darah. Atrium kiri dan kanan akan terstimulasi lebih dahulu dan beberapa saat kemudian baru ventrikel kiri dan kanan yang terstimulasi. Dengan begitu, arteri akan memompa darah di dalamnya ke ventrikel terlebih dahulu sebelum memompa darah ke luar jantung.



Gambar 2.3 sistem konduksi jantung

Dalam keadaan normal, sebagaimana stimulus elektrik mengalir di jantung, jantung akan berkontraksi juga sebanyak 60 - 80 kali per menit. Setiap kontraksi tersebut merepresentasikan satu denyut/detak jantung. Oleh karena itu, dalam keadaan normal, detak jantung manusia adalah sebanyak 60 - 80 detak per menit (dpm). Simpul SA merupakan pemacu jantung alami manusia. Pada saat-saat nodus gagal atau tidak dapat menghasilkan stimulus elektrik dengan

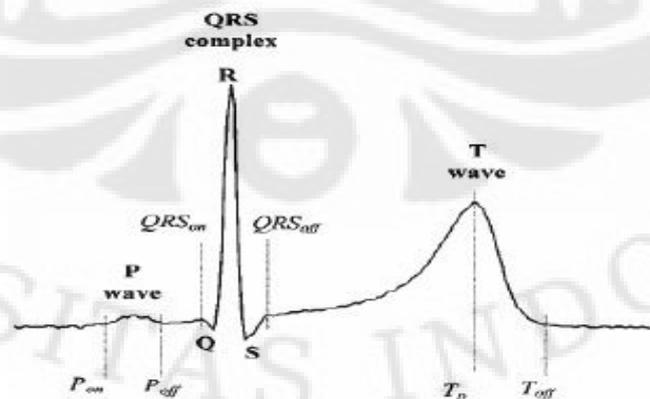
kecepatan yang memadai, peran SA ini dapat digantikan dengan alat pacu jantung artifisial.

2.4 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram (*electrocardiogram*) adalah suatu sinyal yang dihasilkan oleh aktivitas listrik otot jantung. ECG ini merupakan rekaman informasi kondisi jantung yang diambil dengan memasang elektroda pada badan. Rekaman ECG ini digunakan oleh dokter atau ahli medis untuk menentukan kondisi jantung dari pasien, yakni untuk mengetahui hal-hal seperti frekuensi (*rate*) jantung, *arrhythmia*, *infark miokard*, pembesaran atrium, *hipertrofi ventrikular*, dll. Sinyal ECG direkam menggunakan perangkat elektrokardiograf.

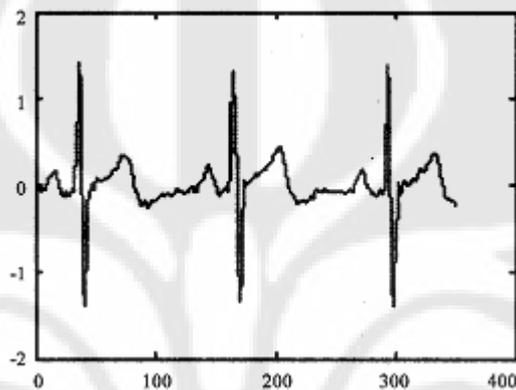
Menurut Mervin J. Goldman definisi sinyal ECG adalah grafik hasil catatan potensial listrik yang dihasilkan oleh denyut jantung. Sinyal ECG (Gambar 2.4) dari frekuensi jantung normal terdiri atas:

1. Gelombang P, terjadi akibat kontaksi otot atrium, gelombang ini relatif kecil karena otot atrium yang relatif tipis.
2. Gelombang QRS, terjadi akibat kontraksi otot ventrikel yang tebal sehingga gelombang QRS cukup tinggi. Gelombang Q merupakan deplesi pertama ke bawah. Selanjutnya deplesi ke atas adalah gelombang R. Deplesi ke bawah setelah gelombang R disebut gelombang S.
3. Gelombang T, terjadi akibat kembalinya otot ventrikel ke keadaan istirahat (repolarisasi).

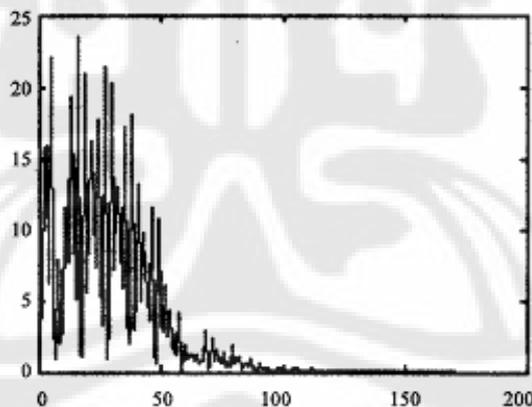


Gambar 2.4 sinyal ECG

Namun plot ECG dalam domain waktu (Gambar 2.5) kurang baik dalam menampilkan komponen intensitas sinyal domain frekuensi. Ini merupakan kekurangan terbesar karena komponen domain frekuensi berkontribusi signifikan dalam menentukan keunikan fitur-fitur dalam bidang *engineering* dan *scientific signal*. Analisis *Fourier* sangat baik dalam menentukan letak frekuensi (yaitu memberikan perbedaan frekuensi yang baik), tetapi tidak dapat menunjukkan lokasi waktu dengan tepat.



Gambar 2.5 plot ECG domain waktu (time domain)



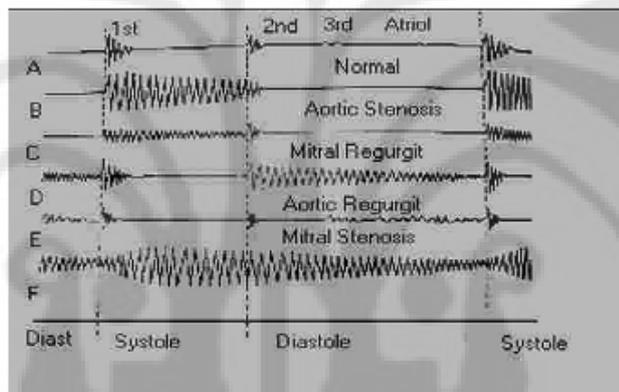
Gambar 2.6 plot ECG domain frekuensi (*frequency domain*)

2.5 Klasifikasi Kelainan Jantung

Detak jantung menghasilkan 2 suara yang berbeda yang dapat didengar dengan menggunakan stetoskop yang sering dinyatakan dengan *lub-dub*. Suara *lub* disebabkan oleh penutupan katup *tricuspid* dan mitral (*atrioventrikular*) yang memungkinkan aliran darah dari serambi jantung (*atria*) ke bilik jantung (*ventricle*) dan mencegah aliran balik. Umumnya hal ini disebut suara jantung

pertama (S1), yang terjadi hampir bersamaan dengan timbulnya QRS dari elektrokardiogram dan terjadi sebelum periode jantung berkontraksi (*systole*). Suara *dub* disebut suara jantung ke-dua (S2) dan disebabkan oleh penutupan katup *semilunar* (*aortic* dan *pulmonary*) yang membebaskan darah ke sistem sirkulasi paru-paru dan sistemik.

Katup ini tertutup pada akhir *systole* dan sebelum katup *atrioventikular* membuka kembali. Suara S2 ini terjadi hampir bersamaan dengan akhir gelombang T dari ECG, suara jantung ke-tiga (S3) sesuai dengan berhentinya pengisian *atrioventikular*, sedangkan suara jantung ke-empat (S4) memiliki korelasi dengan kontraksi *atria*. Suara S4 ini memiliki amplitudo dan komponen frekuensi rendah seperti yang diperlihatkan pada Gambar 2.7.



Gambar 2.7 contoh grafik ECG

Jantung abnormal menghasilkan suara tambahan yang disebut *murmur* yang disebabkan pembukaan katup yang tidak sempurna atau memaksa darah melewati bukaan sempit (*stetonic*) atau oleh *regurgitasi* yang disebabkan oleh penutupan katup yang tidak sempurna dan mengakibatkan aliran balik darah, dalam masing-masing kasus suara yang timbul adalah akibat aliran darah dengan kecepatan tinggi yang melewati bukaan sempit. Penyebab lain terjadinya murmur adalah adanya kebocoran *septum* yang memisahkan jantung bagian kiri dan kanan sehingga darah mengalir dari *ventrikel* kiri ke *ventrikel* kanan sehingga menyimpangkan sirkulasi sistemik.

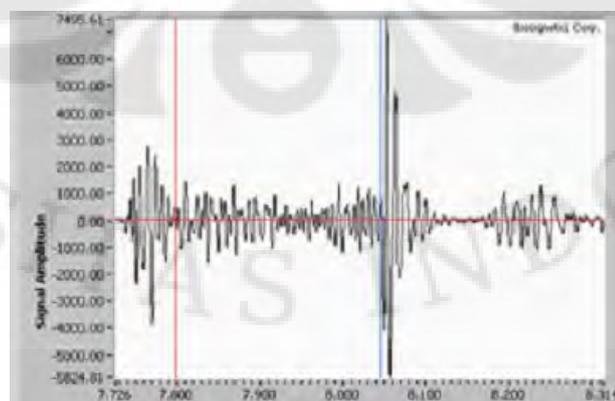
Pada Gambar 2.7 bagian B sampai F menunjukkan rekaman suara jantung abnormal dan beberapa contoh jenis *murmur*. Suara jantung normal mempunyai rentang frekuensi 20-200 Hz, sedangkan suara jantung abnormal

mempunyai rentang frekuensi hingga 1000 Hz. Suara jantung S1 terdiri atas energi dalam rentang frekuensi 30-45 Hz, yang sebagian besar berada dibawah ambang dengar. Suara jantung S2 biasanya memiliki nada lebih tinggi dengan energi maksimum berada dalam rentang 50-70 Hz. Suara jantung S3 merupakan vibrasi yang sangat lemah dengan hampir semua energinya dibawah 30 Hz. Sedangkan murmur sering menghasilkan suara dengan nada yang lebih tinggi.

Untuk mengenali kelainan jantung tersebut dengan database yang ada, maka terlebih dahulu perlu mengklasifikasikan beberapa jenis detak jantung sebagai berikut.

1. Regurgitasi Katup Mitral

Regurgitasi Katup Mitral (*Mitral Regugitation*) adalah kebocoran aliran balik melalui katup mitral setiap kali ventrikel kiri berkontraksi. Pada saat ventrikel kiri memompa darah dari jantung menuju ke aorta, sebagian darah mengalir kembali ke dalam atrium kiri dan menyebabkan meningkatnya volume dan tekanan di atrium kiri. Terjadi peningkatan tekanan darah di dalam pembuluh yang berasal dari paru-paru, yang mengakibatkan penimbunan cairan (kongesti di dalam paru-paru). Penyebab yang lebih sering adalah serangan jantung, yang dapat merusak struktur penyangga dari katup mitral. Penyebab umumnya adalah *degenerasi miksomatous* (suatu keadaan dimana katup secara bertahap menjadi terkulai). Dengan menggunakan alat *phonocardiograph* dapat dilihat bentuk gelombang detak jantung dan murmur untuk kemudian dianalisis. Pada Gambar 2.8 ditunjukkan contoh gelombang sinyal untuk kelainan *mitral regurgitasi* tampilan dari *phonocardiograph*.

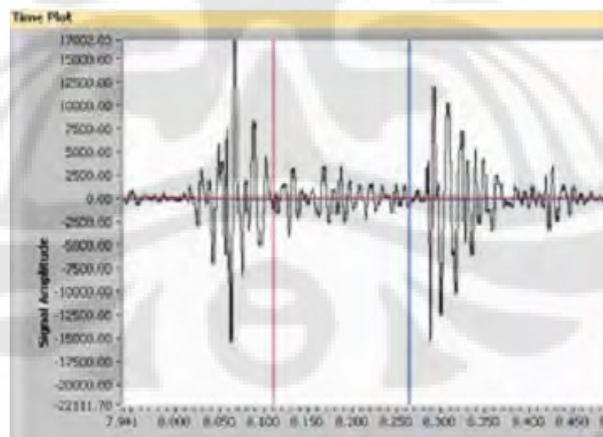


Gambar 2.8 sinyal *mitral regurgitasi*

Regurgitasi katup mitral yang ringan bisa tidak menunjukkan gejala. Kelainan dikenali melalui stetoskop, dimana terdengar murmur yang khas, yang disebabkan pengaliran kembali darah ke dalam atrium kiri ketika ventrikel kanan berkontraksi. Secara bertahap, ventrikel kiri akan membesar untuk meningkatkan kekuatan denyut jantung, karena ventrikel kiri harus memompa darah lebih banyak untuk mengimbangi kebocoran balik ke atrium kiri. Ventrikel yang membesar dapat menyebabkan *palpitasi* (jantung berdebar keras), terutama jika penderita berbaring miring ke kiri. Pemeriksaan melalui EKG dan rontgen dada bisa menunjukkan adanya pembesaran ventrikel kiri.

2. Stenosis Katup Pulmoner

Stenosis Katup Pulmoner adalah suatu penyempitan atau penyumbatan pada katup pulmoner. Katup pulmoner adalah katup pada ventrikel kanan jantung, yang akan membuka untuk mengalirkan darah ke paru-paru. Stenosis pulmoner seringkali disebabkan oleh adanya gangguan pembentukan selama perkembangan janin yang penyebabnya tidak diketahui. Penyempitan bisa terjadi pada katup pulmoner maupun di bawah katup pulmoner (pada *arteri pulmonalis*). Pada Gambar 2.9 ditunjukkan contoh gelombang sinyal untuk kelainan *pulmonary stenosis*.



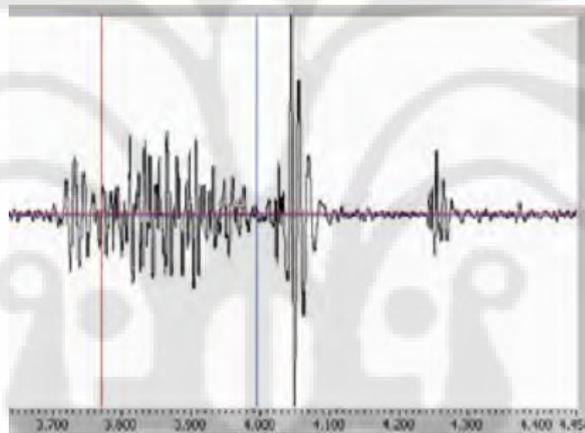
Gambar 2.9 sinyal *pulmonary stenosis*

Pada pemeriksaan dengan stetoskop akan terdengar murmur (bunyi jantung abnormal yang terjadi karena darah menyembur melewati saluran yang

sempit). Pemeriksaan biasanya menggunakan rontgen dada, EKG, Ekokardiogram dan USG *Doppler*.

3. Stenosis Katup Aorta (*Aortic Stenosis*)

Stenosis katup aorta adalah penyempitan pada lubang katup aorta, yang menyebabkan meningkatnya tahanan terhadap aliran darah dari ventrikel kiri ke aorta. Penyebabnya adalah adanya penimbunan kalsium di dalam katup dan pembentukan jaringan parut (biasanya terjadi pada orang tua). Stenosis katup aorta juga bisa disebabkan oleh demam rematik pada masa kanak-kanak. Pada usia muda, penyebab yang paling sering adalah kelainan bawaan. Pada Gambar 2.10 ditunjukkan contoh gelombang sinyal untuk kelainan *aortic stenosis*.



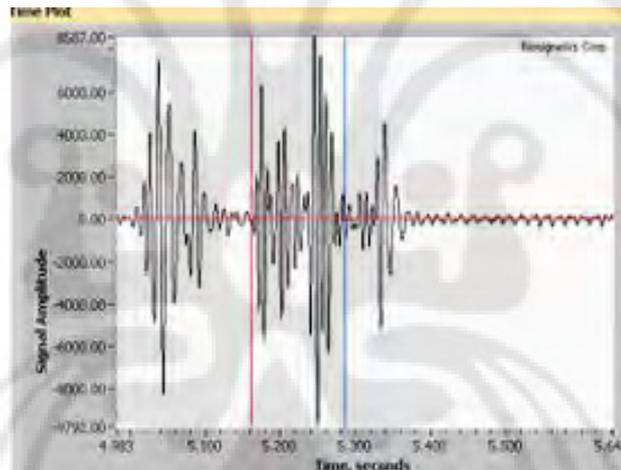
Gambar 2.10 sinyal *aortic stenosis*

Gejalanya yaitu dinding ventrikel kiri menebal karena ventrikel berusaha memompa sejumlah darah melalui katup aorta yang sempit. Persediaan darah yang tidak mencukupi akhirnya akan menyebabkan terjadinya nyeri dada (*angina*) pada waktu penderita melakukan aktivitas. Berkurangnya aliran darah juga dapat merusak otot jantung, sehingga curah jantung tidak mampu memenuhi kebutuhan tubuh. Gagal jantung yang terjadi menyebabkan kelemahan dan sesak nafas keltika melakukan aktivitas. Penderita stenosis katup aorta yang berat bisa mengalami pingsan ketika melakukan aktivitas. Pada pemeriksaan dengan stetoskop akan terdengar bunyi murmur yang khas. Selain itu pemeriksaan bisa juga dengan menggunakan EKG, rontgen dada, dan Ekokardiografi.

4. Prolaps Katup Mitral (*Mitral Valve Prolapse*)

Pada Prolaps Katup Mitral (*Mitral Valve Prolaps*), selama ventrikel berkontraksi, daun katup mitral menonjol ke dalam atrium kiri, kadang-kadang memungkinkan terjadinya kebocoran (*regurgitasi*) sejumlah kecil darah ke dalam atrium.

Sekitar 2-5% dari populasi mengalami prolaps katup mitral. Prolaps katup mitral jarang menyebabkan masalah jantung yang serius. Faktor resiko pada prolaps katup mitral yaitu pada wanita kurus yang memiliki dinding dada, skoliosis atau kelainan lainnya, penderita kelainan septum atrial yang letaknya tinggi pada dinding jantung (*ostium sekundum*), kehamilan dan kelelahan. Gejala yang timbul biasanya berupa nyeri dada, *palpitasi* (jantung berdebar) sakit kepala migren dan pusing. Pada Gambar 2.11 ditunjukkan contoh gelombang sinyal kelainan *mitral valve prolapse*.



Gambar 2.11 sinyal *mitral valve prolapse*

Diagnosis MVP diketahui melalui stetoskop yaitu terdengar bunyi ‘klik’ yang khas. Jika terdengar murmur pada saat ventrikel berkontraksi, berarti terjadi regurgitasi. Pemeriksaan dengan ekokardiografi memungkinkan dokter untuk melihat prolaps dan menentukan tingkat beratnya regurgitasi. Sebagian besar penderita tidak memerlukan pengobatan. Jika jantung berdenyut terlalu cepat, beta-blocker dapat digunakan untuk memperlambat denyut jantung serta mengurangi palpitasi dan gejala lainnya. Jika terjadi regurgitasi penderita harus mengonsumsi antibiotik karena terdapat resiko infeksi katup.

Pengklasifikasian jantung abnormal/murmur memiliki banyak jenis. Untuk itu sebelum melakukan penelitian ini, terlebih dahulu harus diketahui klasifikasi dan perbedaan beberapa jenis kelainan jantung yang akan digunakan untuk penelitian ini. Pada tabel 2.1 diberikan beberapa jenis jantung abnormal/murmur.

Tabel 2.1 Jenis-jenis jantung abnormal/murmur

No.	Nama kelainan jantung	Keterangan
1	<i>Aortic stenosis opening snap of aortic early systolic ejection sound</i>	Pembukaan katup <i>aorta</i> tidak sempurna dengan bunyi pembukaan katup <i>aorta</i> pada fase <i>ejeksis sistolik dini</i>
2	<i>Atrial septal defect abnormal splitting of</i>	Bunyi jantung terbelah yang abnormal
3	<i>Coarction of aorta systolic murmur</i>	<i>Coartasio aorta</i> dengan bising pada fase <i>sistolik</i>
4	<i>Mitral regurgitation holosystolic murmur</i>	<i>Mitral regurgitasi</i> dengan bising <i>holosistolik</i>
5	<i>Mitral regurgitation late systolic murmur crescendo type</i>	<i>Mitral regurgitasi</i> dengan bising diakhir <i>sistolik tipe crescendo</i>
6	<i>Mitral regurgitation mid systolic click and late systolic murmur</i>	<i>Mitral regurgitasi</i> dengan bunyi klik ditengah <i>sistolik</i> dan bising diakhir <i>sistolik</i>
7	<i>Mitral regurgitation and mitral stenosis all sound features of mitral stenosis and mitral regurgitation</i>	<i>Mitral regurgitasi</i> dan <i>mitral stenosis</i> dengan menonjolkan semua bunyi <i>mitral stenosis</i> dan <i>mitral regurgitasi</i>
8	<i>Mitral regurgitation systolic murmur, hight pitched and blowing type</i>	<i>Mitral regurgitasi</i> dengan bising <i>sistolik tipe hight pitched</i> dan <i>blowing</i>
9	<i>Mitral regurgitation systolic murmur</i>	<i>Mitral regurgitasi</i> dengan bising <i>sistolik</i>

Tabel 2.1. lanjutan...

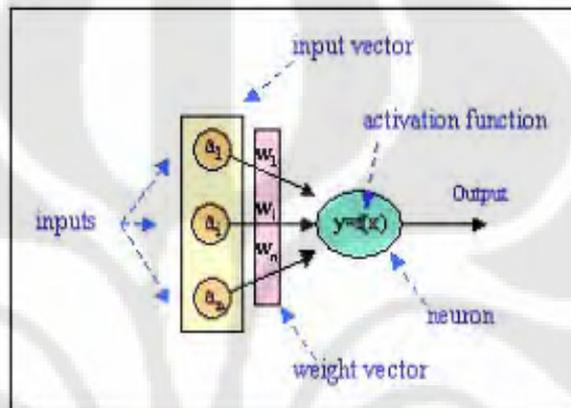
10	<i>Mitral regurgitation third heart sound</i>	<i>Mitral regurgitasi</i> dengan bunyi jantung ketiga
11	<i>Mitral stenosis accentuated first</i>	<i>Mitral stenosis</i> dengan menonjolkan bunyi jantung pertama
12	<i>Mitral stenosis opening snap</i>	<i>Mitral stenosis</i> dengan <i>opening snap</i>
13	<i>Mitral stenosis presystolic murmur</i>	<i>Mitral stenosis</i> dengan bising <i>pansistolik</i>
14	<i>Mitral stenosis short middiastolic</i>	<i>Mitral stenosis</i> dengan tengah diastolic yang singkat
15	<i>Pulmonary stenosis harsh systolic ejection murmur</i>	<i>Pulmonary</i> dengan bising ejsi <i>sistolik</i> yang keras
16	<i>Tricuspid regurgitation holo-systolic murmur</i>	<i>Tricuspidal regurgitasi</i> dengan bising <i>holosistolik</i>
17	<i>Ventricular septal defect continous murmur</i>	<i>Ventrikel septal defek</i> dengan bising yang kontinyu

2.6 Jaringan Syaraf Tiruan

Metode pengenalan yang digunakan untuk mengetahui jenis kelainan jantung yang diderita pasien yaitu dengan jaringan syaraf tiruan (*artificial neural network*). Jaringan Syaraf tiruan (JST) merupakan teknik pemrosesan informasi yang bekerja berdasarkan pada sistem saraf, seperti jaringan saraf otak manusia. Konsep dasarnya merupakan struktur dari sistem pemrosesan informasi. Sistem *neural network* bekerja seperti manusia yaitu belajar dari contoh (*learning by example*) dalam memecahkan persoalan. Jaringan Syaraf Tiruan dikomposisikan oleh serangkaian elemen-elemen yang saling terhubung (disebut *neuron*) yang memproses informasi sebagai respon stimuli eksternal. Jaringan Syaraf Tiruan dikonfigurasi untuk aplikasi tertentu, seperti klasifikasi data atau pola pengenalan, melalui proses pelatihan yang disebut *training*.

Jaringan Syaraf Tiruan merupakan representasi sederhana yang mengemulasikan integrasi sinyal dan perilaku *firing threshold* dari neuron yang

dituliskan dalam persamaan matematik. Seperti jaringan biologis, *artificial neuron* terikat bersama oleh koneksi yang menentukan aliran informasi antar neuron. Stimuli ditransmisikan dari satu proses elemen ke yang lainnya melalui *synapses* atau interkoneksi, yang dapat menjadi *excitatory* atau *inhibitory*. Jika input ke neuron adalah *excitatory*, neuron ini akan mentransmisikan sinyal yang *excitatory* ke neuron lain yang terhubung dengannya. Sedangkan untuk suatu input yang *inhibitory* akan dipropagasikan sebagai *inhibitory*.



Gambar 2.12 model dasar dari *single neuron*

Input yang diterima oleh single elemen (Gambar 2.12) dapat direpresentasikan sebagai suatu vektor input $\mathbf{A} = (\mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \dots, \mathbf{a}_n)$, dimana \mathbf{a}_i merupakan sinyal input ke- i . Bobot dihubungkan ke setiap pasangan neuron. Dengan demikian bobot yang terhubung dengan neuron ke- j dapat direpresentasikan sebagai vektor bobot $\mathbf{W}_j = (\mathbf{w}_{1j}, \mathbf{w}_{2j}, \dots, \mathbf{w}_{nj})$, dimana \mathbf{w}_{ij} merepresentasikan bobot yang terhubung antara elemen \mathbf{a}_i dan elemen \mathbf{a}_j .

Sebuah neuron memiliki nilai batas ambang (*threshold*) yang mengatur aktivitasnya. Aktivitas neuron ditentukan oleh bobot yang terhubung dengan neuron input (persamaan 2.1). Pada persamaan 2.2 menunjukkan output neuron y sebagai suatu fungsi aktivasi f dari jumlah $n+1$ input. $n+1$ input ini bersesuaian dengan n sinyal berikutnya. *Threshold* ini digabungkan kedalam persamaan berikut.

$$SUM \text{ extra input} = \sum_{i=1}^n x_i w_i \quad (2.1)$$

$$y = f\left(\sum_{i=1}^n x_i W_i\right) \quad (2.2)$$

2.6.1 Fungsi Aktivasi

Perilaku dari Jaringan Syaraf Tiruan bergantung pada bobot dan fungsi aktivasi input-output (*transfer function*) sistem tersebut. Informasi (input) akan dikirim ke neuron dengan bobotnya masing-masing. Input ini akan diproses oleh suatu fungsi perambatan yang akan menjumlahkan nilai-nilai semua bobot yang datang. Hasil penjumlahan ini kemudian akan dibandingkan dengan suatu nilai ambang (*threshold*) tertentu melalui fungsi aktivasi setiap neuron. Apabila nilai input tersebut melewati suatu nilai ambang tertentu, maka neuron akan diaktifkan, tapi jika tidak, maka neuron tersebut tidak diaktifkan. Apabila neuron tersebut diaktifkan, maka neuron tersebut akan mengirimkan output melalui bobot-bobot outputnya ke semua neuron yang terhubung dengannya, demikian seterusnya.

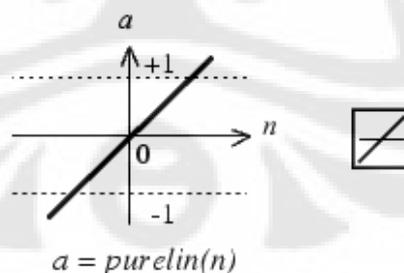
Ada beberapa fungsi aktivasi yang sering digunakan dalam jaringan syaraf tiruan. Fungsi aktivasi yang disediakan pada toolbox MATLAB, antara lain:

1. Fungsi Linear (*purelin*)

Pada fungsi linear, aktivitas output sebanding dengan total bobot outputnya.

Fungsi linear dirumuskan sebagai:

$$y = f(x) = x \quad (2.3)$$

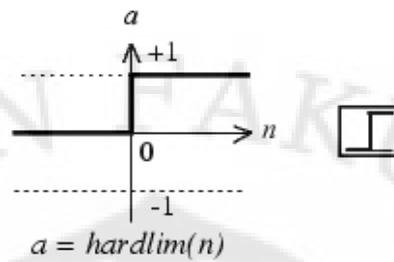


Gambar 2.13 fungsi linear

2. Fungsi undak biner (*hardlim*)

Fungsi ini mengkonversikan input dari suatu variabel yang bernilai kontinu ke suatu output biner (0 dan 1), biasanya fungsi ini digunakan pada jaringan dengan lapisan tunggal (*single layer*). Fungsi *hardlim* dirumuskan sebagai:

$$f(x) = \begin{cases} 0, & x < 0 \\ 1, & x \geq 0 \end{cases} \quad (2.4)$$

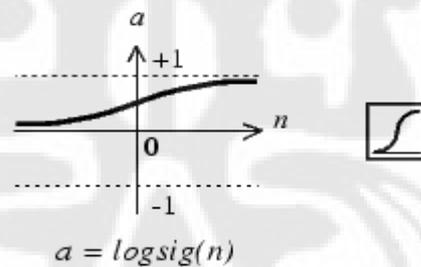


Gambar 2.14 fungsi hardlim

3. Fungsi Sigmoid

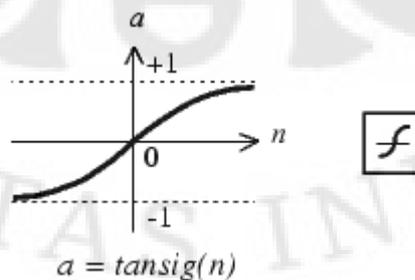
Pada fungsi sigmoid, output bervariasi secara kontinu tapi tidak linear saat input berubah, fungsi ini biasanya digunakan untuk melatih jaringan dengan metode propagasi balik. Contohnya yaitu fungsi sigmoid biner (logsig) dan fungsi sigmoid bipolar (tansig). Fungsi logsig memiliki nilai pada range 0 sampai 1. Sedangkan fungsi tansig memiliki range antara 1 sampai -1. Fungsi logsig dan tansig dirumuskan sebagai:

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-ax}} \quad (2.5)$$



Gambar 2.15 fungsi logsig

$$f(x) = \frac{1 - e^{-x}}{1 + e^{-x}} \quad (2.4)$$



Gambar 2.16 fungsi tansig

Terdapat ketentuan dalam menggunakan fungsi aktivasi. Jika lapisan terakhir dari jaringan menggunakan neuron sigmoid, maka output jaringan terbatas pada range yang kecil. Jika output menggunakan neuron linear maka output jaringan dapat memiliki nilai berapapun. Pada proses pelatihan backpropagation fungsi turunan aktivasi digunakan untuk memperbaiki nilai bobotnya. Pada pemrograman MATLAB fungsi turunan untuk logsig, tansig, dan purelin dapat dipanggil dengan menggunakan fungsi string 'dn', yaitu dengan perintah $dn = \text{tansig}('dn',n,a)$.

2.6.2 Pelatihan Jaringan Syaraf Tiruan

Jaringan Syaraf Tiruan melaksanakan dua proses, yaitu *learning* (*training*) dan *testing*. Selama proses learning, sekumpulan contoh diberikan ke jaringan (*network*). Pada awal proses *training*, jaringan “memperkirakan” output dari setiap contoh. Namun, saat proses *training* berlangsung, jaringan memodifikasi dirinya sampai mencapai tingkat yang stabil sehingga diperoleh output yang memuaskan. *Learning* merupakan proses adaptive sederhana sampai bobot yang terhubung ke semua *neuron* berubah untuk memberikan respon terbaik terhadap semua stimuli yang akan di observasi. Jaringan Syaraf Tiruan memiliki dua cara proses *learning*, terarah (*supervised*) dan tak-terarah (*unsupervised*).

- Pembelajaran terarah (*supervised learning*)

Jaringan (*network*) dilatih menggunakan sekumpulan pasangan input-output. Tujuannya untuk ‘mengajar’ jaringan untuk mengidentifikasi input yang diberikan dengan output yang diinginkan. Setelah pemeriksaan, jaringan membandingkan output sebenarnya dengan output yang diinginkan dan memperbaiki perbedaannya (meminimalisasi nilai error) dengan sedikit mengatur seluruh bobot jaringan sampai menghasilkan keluaran yang cukup sama dengan output yang diinginkan, atau sampai jaringan tak bisa lagi diperbaiki performanya. Jadi pada metode ini mengarahkan jaringan ke output yang diinginkan. Metode yang sering digunakan untuk meminimalisasi error ini yaitu dengan konvergensi *Least Mean Square* (LMS).

- Pembelajaran tak-terarah (*unsupervised learning*)

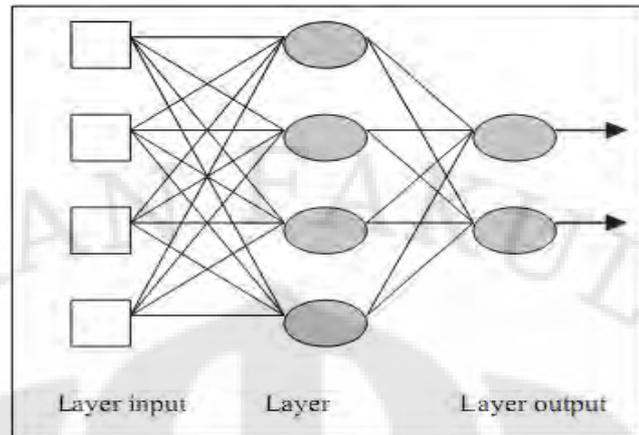
Jaringan dilatih menggunakan sinyal input saja. Jaringan mengatur dirinya untuk menghasilkan output yang konsisten dengan stimulus tertentu atau sekelompok stimuli yang sama. Input membentuk cluster, dimana setiap cluster merepresentasikan sekumpulan elemen sebenarnya dengan beberapa fitur yang umum. Jadi pada metode ini tidak dapat ditentukan hasil seperti apa yang diharapkan selama proses pembelajaran.

Pada kedua proses diatas, saat jaringan mencapai performansi yang diinginkan, proses learning dihentikan dan kemudian bobot dibekukan. Pada keadaan akhir network dipertahankan dan dapat digunakan untuk mengklasifikasi input baru. Pada tingkat testing, network menerima sinyal input dan memprosesnya untuk menghasilkan output. Jika *network* sudah benar mempelajarinya, maka output yang dihasilkan *network* harus sama dengan output yang dihasilkan oleh proses *learning* untuk input yang sama.

2.6.3 Lapisan Jaringan Syaraf Tiruan

Lapisan-lapisan (*Network Layer*) jaringan syaraf tiruan antara lain:

- a. Pada umumnya, Jaringan Syaraf Tiruan memiliki tiga bagian, atau lapisan yaitu: lapisan masukan (*input layer*) merupakan input yang terhubung dengan lapisan tersembunyi (*hidden layer*), yang juga terhubung dengan lapisan keluaran (*output layer*). Gambar 2.17 menunjukkan lapisan-lapisan ini.
- b. Lapisan masukan (*input layer*) menerima stimuli eksternal dan mempropagasikannya ke lapisan berikutnya.
- c. Lapisan tersembunyi (*hidden layer*) menerima jumlah bobot sinyal datang yang dikirim oleh unit input (persamaan 1), dan memprosesnya dengan menggunakan fungsi aktivasi. Fungsi aktivasi yang biasa digunakan yaitu fungsi *step*, *sigmoid*, dan *hyperbolic tangent*. Kemudian unit tersembunyi mengirim sinyal output ke lapisan neuron berikutnya.
- d. Lapisan keluaran (*output layer*) menerima bobot dari sejumlah sinyal datang dan memprosesnya menggunakan fungsi aktivasi. Informasi jaringan dipropagasikan sampai menghasilkan output.



Gambar 2.17 JST propagasi balik dua lapisan

Suatu Jaringan Syaraf Tiruan belajar (*learns*) secara *off-line* jika fase pembelajaran dan fase operasi dilakukan secara berbeda. Dan Jaringan Syaraf Tiruan belajar secara *on-line* jika fase pembelajaran dan operasi dilakukan bersamaan. Biasanya, pembelajaran terarah dilakukan secara *off-line*, sedangkan pembelajaran terarah secara *on-line*.

Pada diagnosis kelainan jantung ini menggunakan *supervised network* karena jaringan akan diarahkan menuju output yang diinginkan dan algoritmanya dilatih menggunakan *Back Propagation Algorithm*. *Back Propagation Algorithm* merupakan algoritma standar untuk *training network* dibawah pengawasan proses *learning*. Untuk melatih Jaringan Syaraf Tiruan melakukan tugasnya, kita harus mengatur bobot setiap unit sehingga error antara output yang diinginkan dengan output sebenarnya berkurang. Proses ini membutuhkan penghitungan error Jaringan Syaraf Tiruan pada bobot turunannya.

Pada unit output, nilai error berbeda antara output sebenarnya dengan output yang diinginkan. Untuk menghitung error pada unit lapisan tersembunyi sebelum lapisan output, terlebih dahulu kita harus mengidentifikasi seluruh bobot antara unit tersembunyi dan unit keluaran. Kemudian mengalikan seluruh bobot tersebut dengan error unit output dan menjumlahkan hasilnya. Jumlah ini merupakan error dari unit tersembunyi. Setelah menghitung seluruh error lapisan tersembunyi sesaat sebelum lapisan output, kita dapat menghitung error pada lapisan lainnya. Sekali error dihitung, akan diteruskan untuk menghitung error turunan untuk setiap hubungan antar unit. Error turunan merupakan hasil dari error dan aktivitas input yang datang.

BAB 3

PEMBUATAN PROGRAM SIMULASI

3.1 Pengumpulan Data

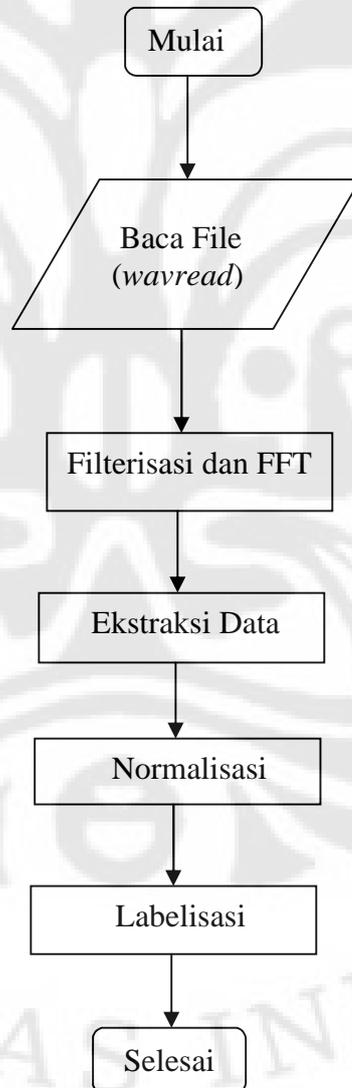
Pengumpulan data diperoleh dari internet dan beberapa rekan Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia. Data masukan yang digunakan dalam penelitian ini terdiri dari sekumpulan database detak jantung dari tiga jenis kelainan jantung. Sampel tiga jenis kelainan jantung ini antara lain: *mitral valve prolapse*, *mitral regurgitasi* dan *aortic stenosis*. Pengumpulan sampel ini diperoleh dengan menggunakan alat *phonocardiograph*. Sampel data masukan ini diubah ke dalam bentuk .wav, mono. Masing-masing data dijadikan ke dalam bentuk matriks untuk masukan Jaringan Syaraf Tiruan. Matriks ini dibatasi hanya sampai 800 baris untuk mempercepat proses *training* pada Jaringan Syaraf Tiruan. Proses pengolahan data ini menggunakan laptop dengan processor Intel™ Core 2 Duo 2 GHz, MATLAB 2008a, Adobe Audition 1.0 serta Ms Excel.

3.2 Pra-Proses

Sebelum sampel data digunakan sebagai masukan pada jaringan, sampel data tersebut terlebih dahulu di filter untuk mengurangi derau yang terdapat pada sampel tersebut. Tujuannya adalah untuk mendapatkan pola spektrum detak jantung yang sebenarnya. Kemudian sinyal detak jantung diubah dari domain waktu ke domain frekuensi menggunakan FFT (*Fast Fourier Transform*). Rentang waktu dari sampel-sampel bervariasi sehingga ukuran matriks untuk masing-masing sampel juga akan bervariasi. Agar ukuran matriksnya memiliki dimensi yang sama untuk semua sampel maka masing-masing sampel akan di ekstraksi yaitu di potong-potong menjadi 1000 bagian. Pengambilan hingga 1000 bagian agar proses rekonstruksi sinyal yang terbentuk menyerupai sinyal aslinya. Kemudian masing-masing bagian ini diambil nilai rata-ratanya. Sehingga total akan didapatkan matriks dengan dimensi 1000x15. Pada setiap data dilakukan proses normalisasi, yaitu amplitudo dari data dibagi dengan nilai maksimum dari amplitudo data. Sehingga nilai amplitudo spektrumnya berada pada range amplitudo 0 sampai 1. Hal ini ditujukan untuk mengurangi perbedaan amplitudo yang disebabkan oleh variasi kondisi pengambilan data.

3.3 Labelisasi

Tahap pertama dari pembentukan database adalah proses labelisasi/ pelabelan. Proses ini dijalankan pertama kali untuk memasukan sampel detak jantung yang akan disimpan sebagai database. Tahapan proses pemasukan input yaitu: index label 1 digunakan sebagai label untuk jenis kelainan *mitral regurgitasi*, index label 2 digunakan sebagai label untuk jenis kelainan *aortic stenosis*, dan index label 3 digunakan sebagai label untuk jenis kelainan *mitral valve prolapse*. Masing-masing jumlah sampelnya sebanyak 5 sampel. Seluruh sampel yang telah dilabelkan akan disimpan dalam file *label.mat*. Diagram alir proses pembentukan matriks untuk input jaringan diilustrasikan oleh Gambar 3.1.

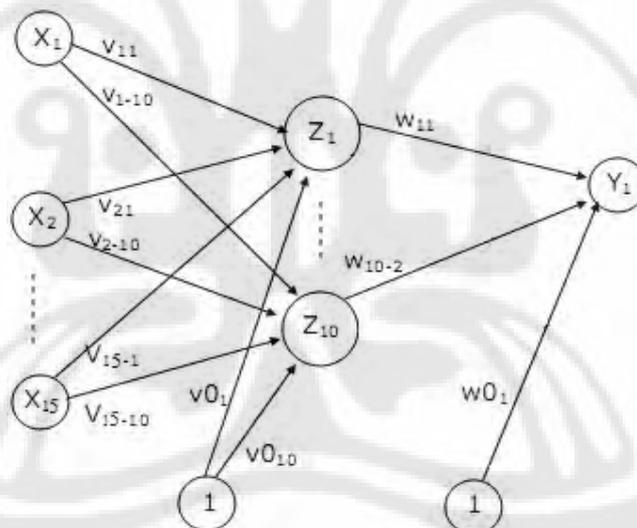


Gambar 3.1 diagram alir pembentukan database

3.4 Pembentukan Jaringan Syaraf Tiruan

Setelah seluruh sampel dibentuk kedalam matriks, maka proses selanjutnya adalah pembentukan jaringan syaraf tiruan. Jaringan Syaraf Tiruan yang digunakan adalah JST *Back Propagation* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.2. Lapisan masukan digunakan untuk menampung 15 sampel masukan yaitu x_1 sampai dengan x_{15} , sedangkan satu lapisan keluaran digunakan untuk merepresentasikan nilai keluaran yang akan akan dibandingkan dengan nilai target yang telah ditentukan sebelumnya. Fungsi aktivasi yang digunakan untuk menghubungkan lapisan input dengan lapisan tersembunyi adalah tansig, sedangkan fungsi aktivasi yang menghubungkan lapisan tersembunyi dengan lapisan output adalah purelin. Pembentukan JST ini pada toolbox MATLAB menggunakan perintah berikut:

```
net = newff(minmax(P),[50 1],{'tansig'  
'purelin'}, 'traingdx');
```



Gambar 3.2 JST Propagasi Balik

Keterangan:

X = Masukan (input).

V = Bobot lapisan tersembunyi.

W = Bobot pada lapisan keluaran.

Y = Keluaran hasil.

Pemakaian JST propagasi balik ini bertujuan untuk mengoreksi kembali nilai keluaran proses umpan maju (feed forward) jaringan. Apabila antara nilai

keluaran jaringan dengan nilai target yang diinginkan masih terdapat selisih error maka nilai ini akan diumpungkan kembali sebagai input pada lapisan sebelumnya, kemudian JST dilatih lagi sampai didapatkan nilai keluaran yang sama atau mendekati nilai targetnya. Proses pelatihan JST ini mengarahkan jaringan menuju ke satu nilai yang disebut vektor target sehingga disebut supervised learning. Proses perbaikan bobot, nilai bias dan perbaikan gradien error akan dijelaskan lebih lanjut pada tahap pelatihan.

3.5 Tahap Pelatihan (*Training*)

Kelainan jantung yang akan diklasifikasi ada tiga jenis kelainan, yaitu *mitral regurgitasi* dengan 5 buah sampel, *aortic stenosis* sebanyak 5 sampel dan *mitral valve prolapse* 5 sebanyak. Sehingga total terdapat 15 buah sampel yang terekam dalam bentuk .wav, mono. Masing-masing sampel telah mengalami proses filtering dan labelisasi terlebih dahulu. Kemudian sampel-sampel tersebut diubah dari domain waktu ke domain frekuensi.

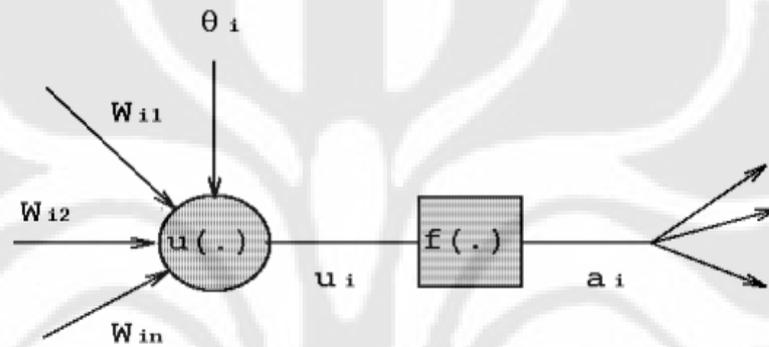
Vektor target yang dibentuk merupakan suatu nilai yang telah tersimpan pada proses pelabelan. Nilai ini ditentukan berdasarkan urutan pada proses pelabelan yaitu sampel 1 s/d 5 untuk kelainan *mitral regurgitasi* memiliki vektor target [1 2 3 4 5], sampel 6 s/d 10 untuk kelainan *aortic stenosis* memiliki vektor target [6 7 8 9 10], dan sampel 11 s/d 15 untuk kelainan *mitral valve prolapse* memiliki vektor target [11 12 13 14 15]. Pelatihan suatu JST dengan algoritma propagasi balik meliputi dua tahap: perambatan maju dan perambatan mundur.

Selama perambatan maju, tiap unit masukan (x_i) menerima sebuah masukan sinyal ini ke tiap-tiap lapisan tersembunyi z_1, \dots, z_{10} . Tiap lapisan tersembunyi ini kemudian menghitung aktivasinya dan mengirimkan sinyalnya (z_j) ke tiap unit keluaran (seperti yang diilustrasikan oleh Gambar 3.3). Tiap unit keluaran (y_k) menghitung aktivasinya (y_k) untuk membentuk respon pada JST untuk memberikan pola masukan.

Selama proses pelatihan, tiap unit keluaran membandingkan perhitungan aktivasinya (y_k) dengan nilai targetnya (t_k) untuk menentukan kesalahan pola tersebut dengan unit tersebut. Kemudian dihitung faktor δ_k ($k = 1$). δ_k digunakan untuk menyebarkan kesalahan pada unit keluaran y_k kembali ke semua unit pada lapisan sebelumnya (unit-unit lapisan tersembunyi yang terhubung ke y_k).

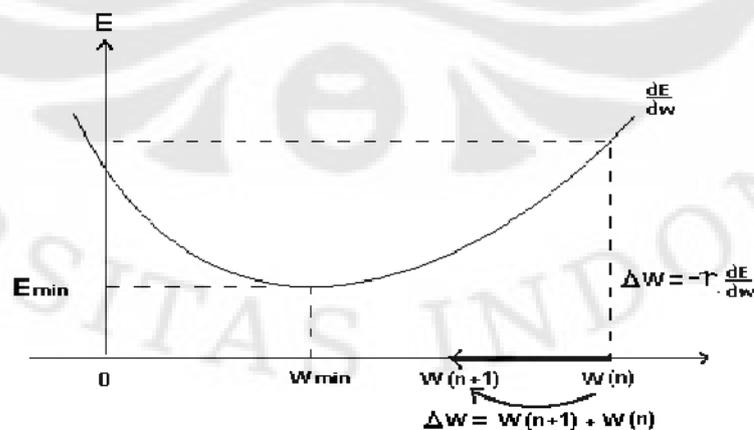
Nantinya nilai ini juga digunakan untuk mengupdate bobot-bobot antara lapisan keluaran dengan lapisan tersembunyi. Dengan cara yang sama, faktor δ_j ($j = 1, \dots, 10$) dihitung untuk tiap unit tersembunyi z_j . Nilai δ_j hanya digunakan untuk mengupdate bobot-bobot antara lapisan tersembunyi dan lapisan masukan.

Setelah seluruh faktor δ ditentukan, bobot untuk semua lapisan diatur secara serentak. Pengaturan bobot w_{jk} (dari unit tersembunyi z_j ke unit keluaran y_k) didasarkan pada faktor δ_k dan aktivasi z_j dari unit tersembunyi z_j didasarkan pada faktor δ_j dan aktivasi x_i unit masukan. Blok diagram fungsi aktivasi diilustrasikan pada Gambar 3.2.



Gambar 3.3 blok diagram fungsi aktivasi

Masing-masing bobot ($w_{i1}, w_{i2}, \dots, w_{in}$) kemudian ditambahkan dengan suatu nilai bias tertentu (θ_i). Lalu dengan menggunakan fungsi aktivasi *purelin* atau *tansig* maka akan didapatkan keluaran jaringan (a_i). Nilai a_i nantinya akan dibandingkan dengan vektor target yang ditetapkan diatas. Nilai yang diinginkan yaitu apabila nilai gradien perbaikan bobotnya minimum seperti yang diilustrasikan pada Gambar 3.4.



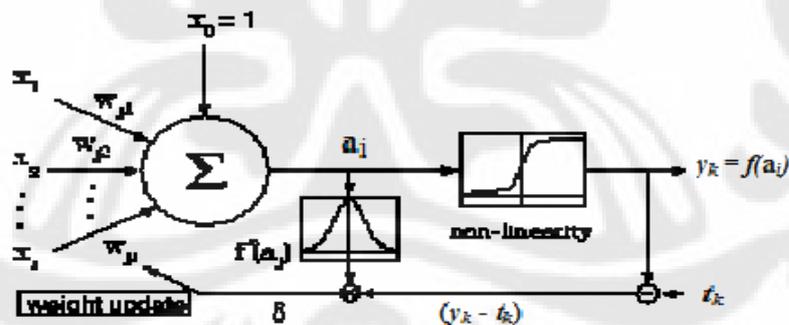
Gambar 3.4 kurva gradien perbaikan bobot

Nilai perubahan bobot yang diperbaiki proporsional dengan gradien negatif yang dituliskan sebagai berikut:

$$\Delta W_{ij} = -\eta \frac{\partial E}{\partial w_{ji}} \quad (3.1)$$

Faktor proporsional η adalah laju belajar (learning rate, lr) yang mendefinisikan kedalaman langkah iterasi, dimana nilai laju belajar terletak antara 0 sampai 1. Proses iterasi berjalan lambat saat galat minimum hampir tercapai. Pemilihan parameter laju belajar yang terlalu besar membuat bobot yang terlalu besar sehingga membuat bobot yang dihasilkan overshoot terhadap galat E minimum. Laju belajar yang terlalu kecil membuat proses konvergensi lambat, dengan kata lain jaringan lebih lambat belajar. Kesalahan pemilihan laju belajar akan mengakibatkan osilasi di sekitar nilai galat E minimum. Pada penelitian ini, JST dilatih dengan nilai laju belajar sebesar 0,01.

Apabila selisih antara keluaran jaringan dengan vektor target masih terdapat error maka nilai ini akan diumpan-balikan ke input sebagai bobot baru seperti yang diilustrasikan pada Gambar 3.5. Proses ini akan berulang sampai nilai gradien perbaikan bobotnya minimum. Proses perbaikan bobot secara rinci dijelaskan pada prosedur pelatihan.



Gambar 3.5 proses perbaikan bobot JST

3.6 Prosedur Pelatihan

Prosedur pelatihan dalam membuat JST ini yaitu pertama kita harus menentukan nilai awal bobot-bobotnya. Algoritma pelatihannya yaitu jika kondisi berhenti belum terpenuhi maka jaringan akan melakukan langkah 1 s/d 6. Proses pelatihan meliputi perambatan maju dan perambatan mundur. Berikut ini inisialisasi parameter-parameter JST yang digunakan:

```

net.trainParam.epochs = 2000;
net.trainParam.goal = 1e-10;
net.trainParam.lr = 0.01;
net.trainParam.lr_inc = 1.05;
net.trainParam.lr_dec = 0.7;
net.trainParam.max_perf_inc = 1.04;
net.trainParam.mc = 0.9;
net.trainParam.show = 10;

```

dimana parameter mc merupakan konstanta momentum, lr_inc merupakan rasio kenaikan laju belajar jaringan, lr_dec merupakan rasio penurunan laju belajar, dan max_perf_inc merupakan nilai maksimum kenaikan performansi.

Perambatan Maju:

Langkah 1 : Tiap unit masukan (x_i , $i = 1, \dots, n$) menerima sinyal x_i dan menghantarkan sinyal ini ke semua unit lapisan di atasnya (unit tersembunyi).

Langkah 2 : Setiap unit tersembunyi (x_i , $i = 1, \dots, p$) jumlahkan bobot sinyal masukannya,

$$z_in_j = v_{oj} + \sum_{i=0}^n x_i v_{ij} \quad (3.2)$$

v_{oj} = bias pada unit tersembunyi j aplikasikan fungsi aktivasinya untuk menghitung sinyal keluarannya, $z_j = f(z_in_j)$, dan kirimkan sinyal ini keseluruh unit pada lapisan di atasnya (unit keluaran)

Langkah 3 : Tiap unit keluaran (y_k , $k = 1, \dots, m$) jumlahkan bobot sinyal masukannya,

$$y_in_k = w_{ok} + \sum_{j=0}^n z_j w_{jk} \quad (3.3)$$

w_{ok} = bias pada unit keluaran k dan aplikasikan fungsi aktivasinya untuk menghitung sinyal keluarannya, $y_k = f(y_in_k)$.

Perambatan Mundur:

Langkah 4 : Tiap unit keluaran (y_k , $k = 1, \dots, m$) menerima pola target yang saling berhubungan pada masukan pola pelatihan, hitung kesalahan informasinya,

$$\delta_k = (t_k - y_k) f'(y_in_k) \quad (3.4)$$

hitung koreksi bobotnya (nantinya digunakan untuk memperbaharui w_{jk}),

$$\Delta w_{jk} = \alpha \delta_k z_j \quad (3.5)$$

hitung koreksi biasnya (digunakan untuk memperbaharui w_{ok} nantinya), dan kirimkan δ_k ke unit-unit pada lapisan dibawahnya,

Langkah 5 : Setiap unit tersembunyi (z_j , $j = 1, \dots, p$) jumlahkan hasil perubahan masukannya (dari unit-unit lapisan diatasnya),

$$\delta_{in_j} = \sum_{i=0}^n \delta_{ic} w_{jik} \quad (3.5)$$

kalikan dengan turunan fungsi aktivasinya untuk menghitung informasi kesalahannya,

$$\delta_j = \delta_{in_j} f'(z_{in_j}) \quad (3.5)$$

hitung koreksi bobotnya (nantinya digunakan untuk memperbaharui v_{oj}),

Langkah 6 : Tiap unit keluaran (y_k , $k = 1, \dots, m$) update bias dan bobotnya ($j = 0, \dots, p$):

$$w_{jk} (\text{baru}) = w_{jk} (\text{lama}) + \Delta w_{jk} \quad (3.6)$$

Tiap unit lapisan tersembunyi (z_j , $j = 1, \dots, p$) update bias dan bobotnya ($i = 0, \dots, n$):

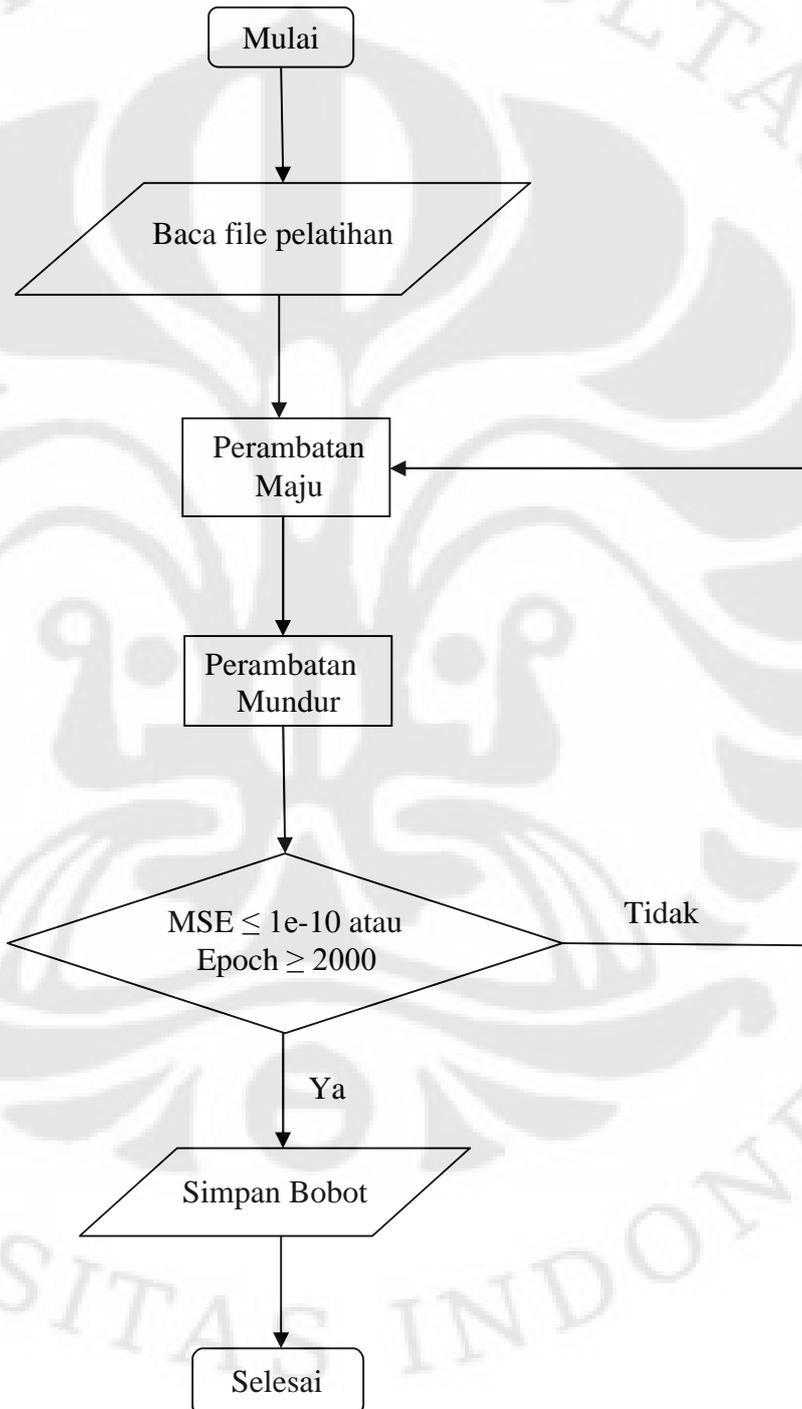
$$v_{ij} (\text{baru}) = v_{ij} (\text{lama}) + \Delta v_{ij} \quad (3.7)$$

Langkah 7 : Test kondisi berhenti.

Untuk menentukan kondisi berhenti terdapat dua cara yang biasa dipakai, yaitu membatasi jumlah iterasi yang ingin dilakukan atau membatasi nilai errornya. Dalam program simulasi ini jumlah iterasi dibatasi sampai 2000 sedangkan nilai error (Mean Square Error) dibatasi sampai $1e-10$ seperti yang diilustrasikan dengan diagram alir pada Gambar 3.6. Semakin kecil nilai MSE, maka semakin kecil kesalahan jaringan dalam mengenali jenis kelainan yang akan dideteksi. Tampilan jaringan syaraf tiruan ketika melakukan proses pelatihan ditunjukkan oleh Gambar 3.7. Pada gambar tersebut terlihat proses training terhenti ketika performansi goal (MSE) telah menuju target yang diinginkan yaitu pada nilai $9.88e-11$. Pada proses ini terjadi 246 iterasi dan waktu pelatihannya selama 6 detik. Pemilihan secara acak nilai bobot dan biasnya akan menghasilkan

performansi yang berbeda yaitu nilai MSE dan iterasinya akan sedikit berbeda. Nilai akhir seluruh bobot dan biasnya ditampilkan oleh perintah berikut:

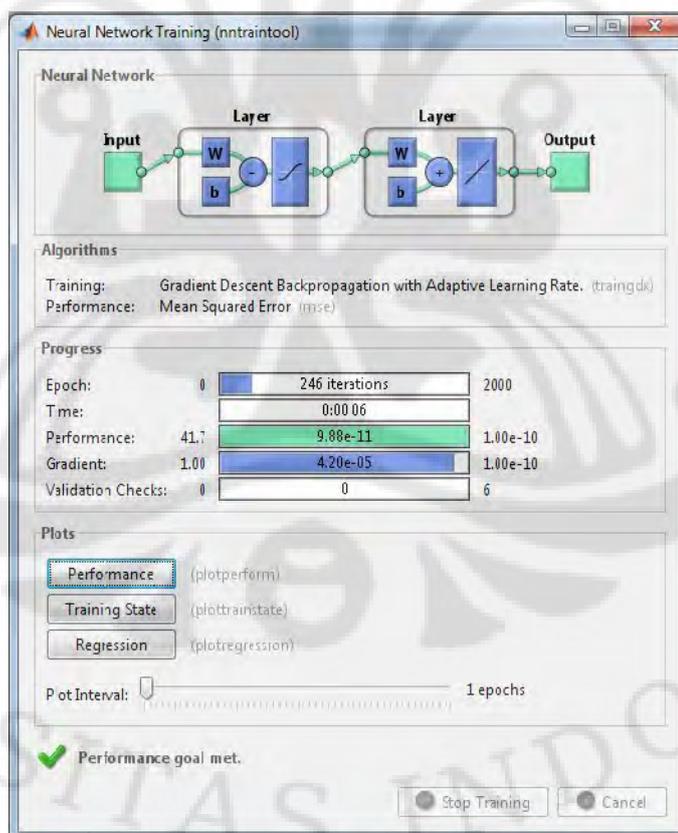
```
BobotAkhir_Input = net.IW{1,1}
BobotAkhir_Bias_Input = net.b{1,1}
BobotAkhir_Lapisan = net.LW{2,1}
BobotAkhir_Bias_Lapisan = net.b{2,1}
```



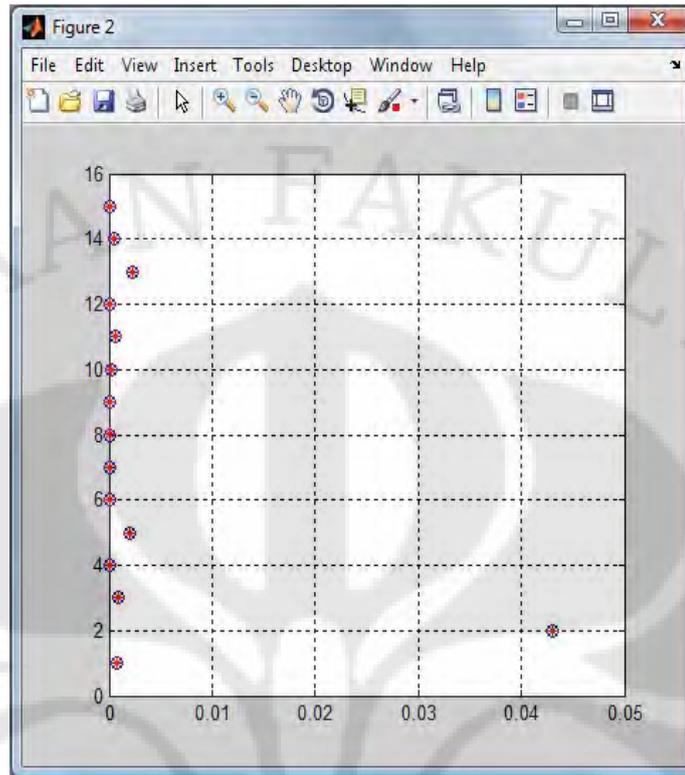
Gambar 3.6 diagram alir proses pelatihan JST

Pada Gambar 3.8 terlihat plot hasil pelatihan jaringan. Titik-titik merah menunjukkan nilai input matriks baris ke-2 (dari 15 sampel yang akan dijadikan sebagai database) yang akan dilatih sedangkan lingkaran biru menunjukkan nilai target yang diinginkan. Matriks inputnya yaitu matriks berdimensi 1000x15, namun yang di plot pada Gambar 3.8 hanya baris ke-2. Pada gambar tersebut terlihat bahwa proses pelatihan telah menjadikan nilai masukan menuju target yang diinginkan. Dengan demikian jaringan telah menyimpan pola spektrum sampel-sampel tersebut sebagai database jaringan untuk kemudian akan di ujicoba.

Pengujian selanjutnya berdasarkan pada nilai bobot-bobot sampel yang telah tersimpan pada database. Sehingga ketika sampel baru akan diuji tidak perlu lagi melakukan proses pelatihan. Nantinya nilai-nilai sampel baru yang diuji akan dikalikan dengan bobot yang telah tersimpan dan kemudian hasilnya akan dicocokkan dengan nilai target yang bersesuaian.



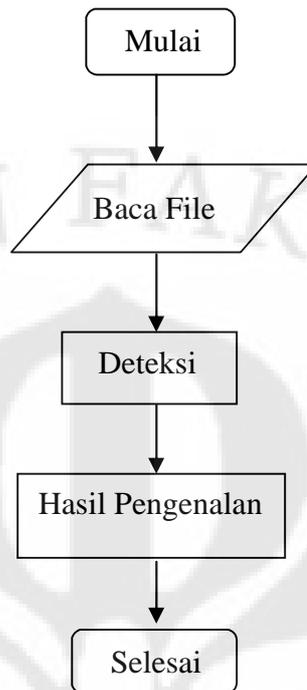
Gambar 3.7 proses pelatihan JST



Gambar 3.8 plot hasil pelatihan

3.7 Proses Pengenalan

Setelah JST dilatih dan telah menghasilkan nilai keluaran yang diinginkan maka jaringan siap digunakan untuk mengenali kelainan jantung yang tersimpan pada database. Simulasi JST ini hanya dapat mengenali jenis kelainan jantung yang telah tersimpan pada databasenya yaitu kelainan *mitral regurgitasi*, *aortic stenosis*, dan *mitral valve prolapse* karena pola spektrum kelainan tersebut telah tersimpan dalam database jaringan ini yang dinyatakan sebagai nilai bobot-bobotnya. Seperti yang telah dijelaskan pada klasifikasi jantung *abnormal/murmur* bahwa terdapat berbagai jenis kelainan jantung. Namun pada penelitian ini hanya memfokuskan pengenalan untuk 3 jenis kelainan jantung saja yaitu *mitral regurgitasi*, *aortic stenosis* dan *mitral valve prolapse*. Sehingga apabila masukan yang diberikan pada jaringan merupakan jenis kelainan diluar dari database yang ada maka kelainan tersebut tidak dapat dideteksi oleh jaringan dan kelainannya dikenali sebagai *unknown*. Diagram alir proses pengenalan diilustrasikan oleh Gambar 3.9.



Gambar 3.9 diagram alir proses pengenalan

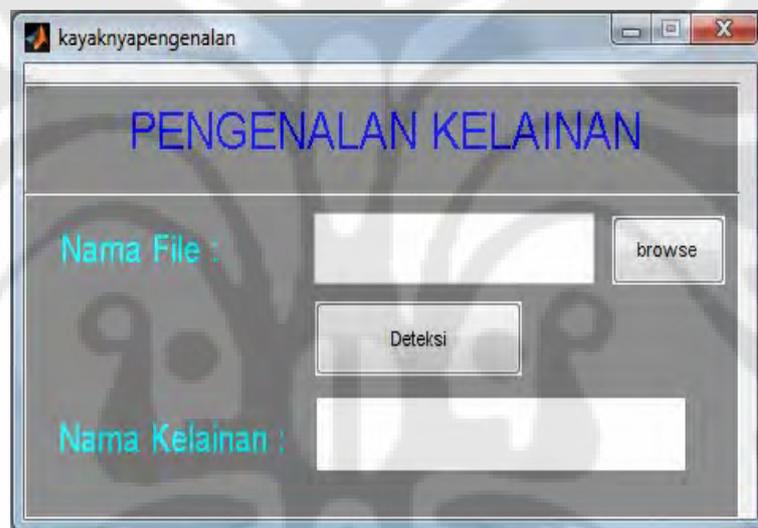
Berikut rule yang digunakan dalam proses klasifikasi tersebut:

```

if output >= 1 && output <= 5
    Disease = 'Mitral Regurgitasi'
elseif output >= 6 && output <= 10
    Disease = 'Aortic Stenosis'
elseif output >= 11 && output <= 15
    Disease = 'Mitral Valve Prolapse'
else
    Disease = 'unknown'
  
```

Dari rule diatas terlihat bahwa proses pengenalan masukan berdasarkan pada kondisi diatas. Apabila jenis kelainan yang akan dideteksi memiliki pola spektrum yang sama atau mendekati pola spektrum sampel 1 s/d 5 maka keluarannya akan dikenal sebagai kelainan *mitral regurgitasi*. Selanjutnya bila jenis kelainan yang akan dideteksi memiliki pola spektrum yang sama atau mendekati pola spektrum sampel 6 s/d 10 maka keluarannya akan dikenal sebagai kelainan *aortic stenosis*. Dan bila jenis kelainan yang akan dideteksi memiliki pola spektrum yang sama atau mendekati pola spektrum sampel 11 s/d 15 maka keluarannya akan dikenal sebagai kelainan *mitral valve prolapse*. Serta apabila jenis kelainan yang akan dideteksi bukan merupakan diantara ketiga kelainan jantung diatas maka keluarannya akan dikenal sebagai *unknown*.

Jaringan Syaraf Tiruan ini kemudian diuji menggunakan pola-pola spektrum yang telah dilatihkan dan pola-pola spektrum baru. Proses pengenalan jaringan ini berdasarkan pola spektrum detak jantung. Ketika program pengenalan dijalankan (Gambar 3.10) maka kita dapat melihat plot spektrum yang kita masukan dengan plot spektrum kelainan jantung yang dikenal oleh jaringan. Sehingga secara visual kita dapat melihat kesamaan dari dua plot spektrum tersebut. Untuk masing-masing jenis kelainan memiliki pola spektrum yang mirip sehingga apabila kelainan yang akan diuji memiliki pola spektrum yang jauh berbeda dari ketiga jenis kelainan pada database maka keluarannya kemungkinan akan salah atau akan dideteksi sebagai unknown.



Gambar 3.10 tampilan proses pengenalan kelainan jantung

3.8 Metode Optimasi

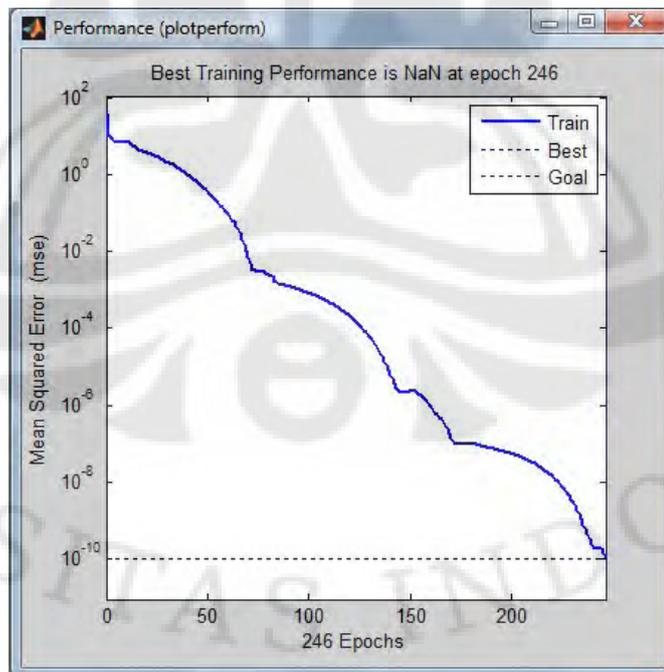
Pada simulasi ini menggunakan metode *gradient descent* dengan konstanta momentum dan laju belajar adaptive (*traingdx*) yang terdapat pada Neural Network Toolbox MATLAB. Fungsi *traingdx* merupakan fungsi pelatihan jaringan yang mengupdate nilai bobot dan bias berdasarkan konstanta momentum penurunan gradien dan laju belajar adaptive. Metode ini menggunakan perintah *traingdx* untuk proses pelatihannya. Pemilihan metode ini karena merupakan metode pelatihan cepat (*faster training*) yang terdapat dalam Neural Network Toolbox. Dengan menggunakan fungsi *traingdx* waktu pelatihan yang diperlukan hanya sekitar 6 detik. Terdapat beberapa parameter yang tergabung dengan

traingdx yaitu: epochs, show, goal, lr, lr_inc, lr_dec, max_perf_inc dan mc. Inisialisasi konstanta laju belajar (*learning rate*) harus mengikuti ketentuan. Jika laju belajar terlalu besar maka jaringan menjadi tidak stabil, sedangkan jika nilai laju belajar terlalu kecil maka jaringan akan membutuhkan waktu yang lama menuju konvergensi.

Dengan metode ini konstanta laju belajar berubah-ubah selama proses pelatihan. Laju belajar adaptive akan berusaha mempertahankan proses pembelajaran secepat mungkin sambil menjaga kestabilannya. Fungsi traingdx dapat melatih jaringan selama fungsi bobot, net input dan fungsi alihnya memiliki fungsi turunannya. Propagasi balik digunakan untuk menghitung turunan fungsi performansinya. Setiap variabel diatur berdasarkan momentum penurunan gradien yang dirumuskan sebagai berikut,

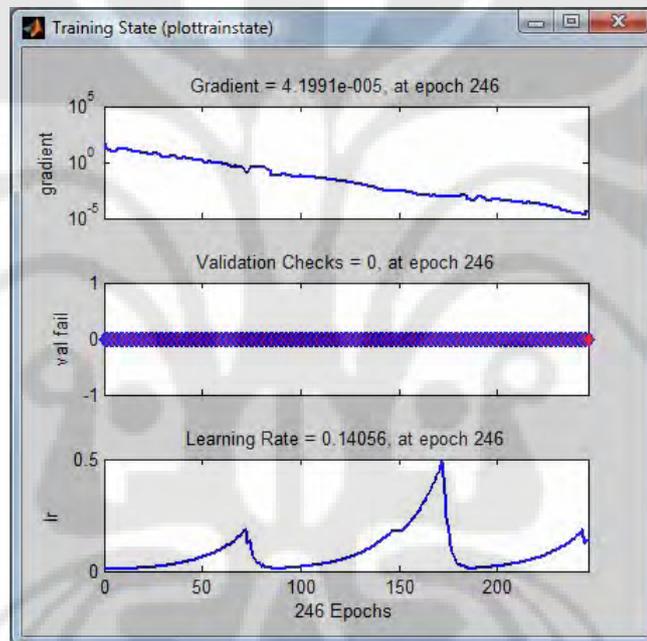
$$dX(\text{baru}) = mc \cdot dX(\text{lama}) + lr \cdot mc \frac{dperf}{dX} \quad (3.8)$$

Pada setiap epoch, jika laju pembelajaran menuju target menurun, maka laju belajar dinaikkan oleh faktor lr_inc. Jika performansi meningkat lebih dari nilai max_perf_inc, maka learning rate diturunkan oleh faktor lr_dec. Pada Gambar 3.11 ditampilkan plot hasil pelatihan jaringan.



Gambar 3.11 plot performansi MSE

Pada plot performansi tersebut terlihat bahwa kurva (garis biru) menuju nilai goal yaitu $1e-10$ terjadi pada iterasi ke 246, seperti yang telah dijelaskan sebelumnya. Pada Gambar 3.12 ditampilkan plot dari gradient perbaikan bobot. Pada gambar tersebut pada iterasi ke 246 nilai gradien perbaikan bobotnya sebesar $4.1991e-5$. Sedangkan konstanta laju belajarnya sebesar 0.14056 pada iterasi ke 246. Pada kedua plot kurva tersebut terlihat bahwa garisnya tidak linear, hal ini karena pengaruh dari perubahan nilai laju belajar ketika proses pelatihan berlangsung. Adanya parameter `lr_inc` dan `lr_dec` mempengaruhi kelinearan kurva tersebut.



Gambar 3.12 plot gradien perbaikan bobot

BAB 4

HASIL UJI COBA DAN ANALISA

4.1 Prosedur Pengujian

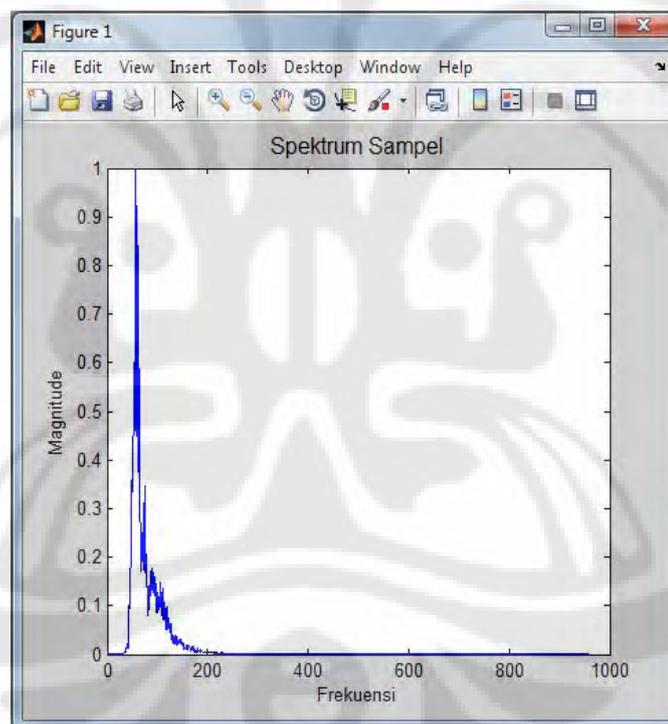
Untuk mengukur tingkat keakuratan jaringan syaraf tiruan yang dibuat maka perlu dilakukan pengujian pengenalan beberapa sampel baru. Sampel baru ini bukan merupakan jenis sampel yang telah dilatihkan ke jaringan. Dengan demikian dapat diketahui seberapa akurat JST ini dalam mengenali jenis kelainan jantung. Setiap jenis kelainan jantung akan diuji dengan 15 sampel baru, sehingga terdapat 45 sampel baru yang akan dikenali. Pengujian dilakukan dengan menjalankan program simulasi pengenalan. Pada program simulasi tersebut user tinggal meng-klik tombol browse sehingga program akan mengambil nama file yang akan dikenali kemudian meng-klik tombol deteksi maka hasil deteksi akan muncul pada bagian nama kelainan.

Dalam hal pengujian simulasi JST ini, nama kelainan yang akan dikenali oleh simulasi ini telah diketahui sebelumnya. Sehingga dapat diketahui apakah program simulasi ini dapat mengenali kelainan jantung tersebut dengan benar atau tidak. Masing-masing jenis kelainan akan diuji dengan 15 sampel baru yang telah diketahui jenis kelainannya. Dengan demikian dapat diukur tingkat akurasi JST yang telah dibuat. Tingkat akurasi dihitung dengan membandingkan jumlah sampel yang dikenali dengan benar terhadap total sampel yang diuji dari masing-masing jenis kelainan.

Pengujian tidak mengikutsertakan sampel yang telah dilatihkan ke JST, hal ini disebabkan akurasi dengan data pelatihan mencapai 100% yang menunjukkan asosiatif input dan target telah sempurna. Dan memang JST dibentuk dengan melakukan pembelajaran berdasarkan contoh (*learning by example*), dimana contoh yang dimaksud adalah sampel yang dilatih ke jaringan. Dengan menguji sampel yang telah dilatih ke JST maka tingkat akurasinya pastilah mencapai 100% dan memang demikian yang diperoleh.

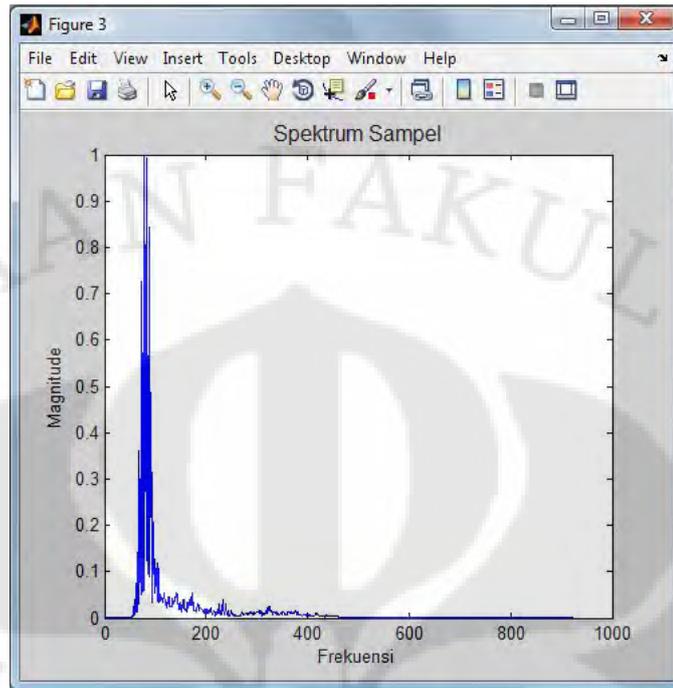
Pada pengujian ini, harus dipastikan bahwa jenis kelainan jantung yang akan diuji memiliki pola spektrum yang mirip dengan pola spektrum yang telah tersimpan pada database yaitu pola spektrum kelainan *mitral regurgitasi*, *mitral*

valve prolapse, atau *aortic stenosis*. Sampel yang digunakan sebagai database memiliki pola spektrum yang mirip untuk satu jenis kelainan karena untuk masing-masing jenis kelainan jantung memiliki suara *murmur* yang khas. Dengan pola spektrum yang mirip maka proses konvergensi jaringan menuju matriks target yang diinginkan berlangsung cepat. Apabila pola spektrum sampel baru yang akan diuji memiliki pola yang berbeda dengan database maka kemungkinan hasil pengenalan akan salah atau keluarannya menjadi unknown. Untuk lebih jelasnya akan ditampilkan plot spektrum yang telah tersimpan yaitu untuk sampel kelainan *mitral valve prolapse* (Gambar 4.1), *mitral regurgitasi* (Gambar 4.2) dan *aortic stenosis* (Gambar 4.3) pada gambar dibawah. Plot spektrum ini merupakan keluaran dari FFT pada pra-proses. Pada plot tersebut terlihat masing-masing jenis kelainan memiliki pola spektrum yang berbeda.



Gambar 4.1 plot sampel *mitral valve prolapse*

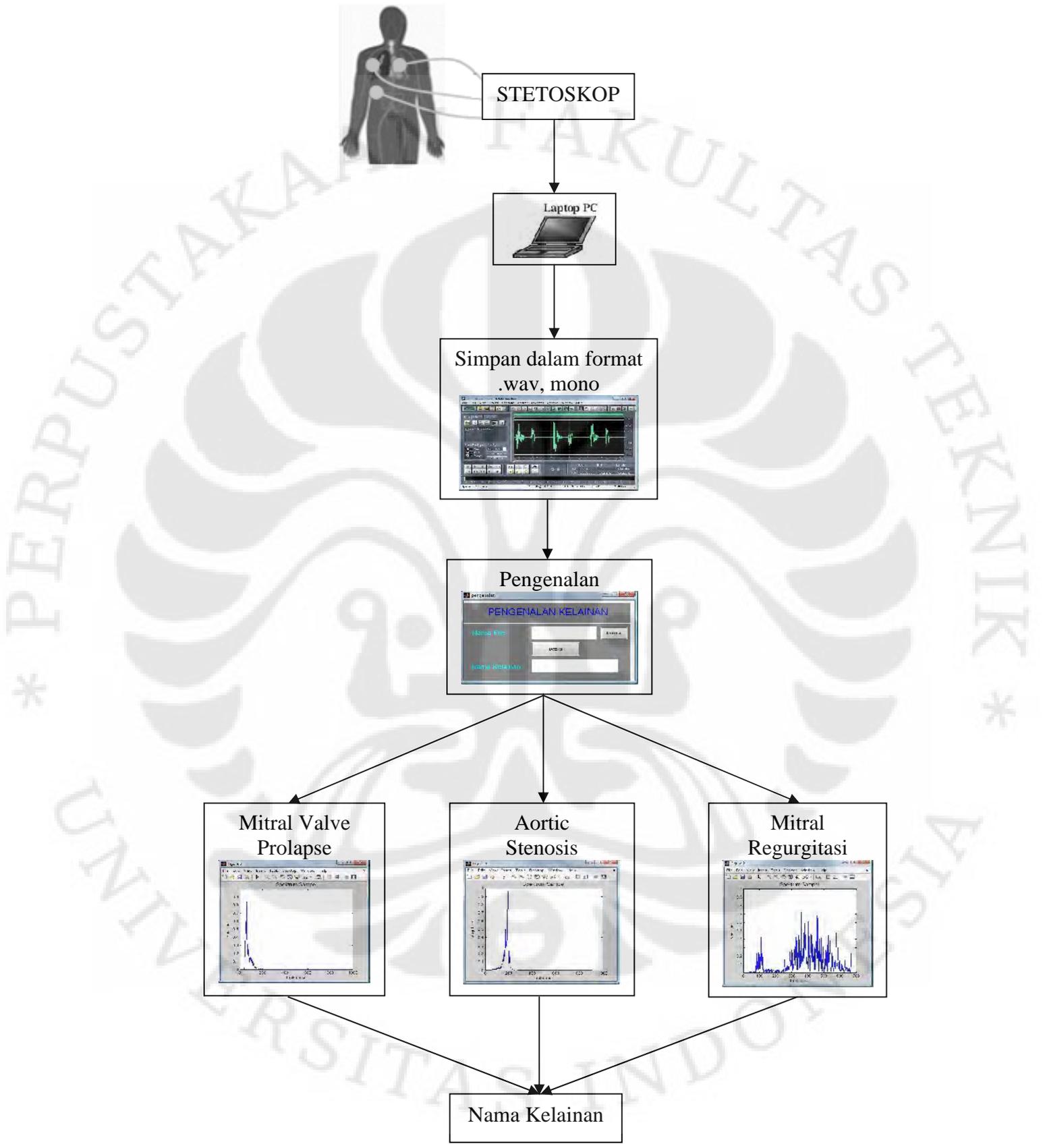
Pada spektrum sampel *mitral valve prolapse* memiliki pola yang terletak pada range 0-200 Hz. Nilai maksimum terjadi pada frekuensi disekitar 70 Hz. Namun demikian range frekuensi sampel *mitral valve prolapse* bervariasi hingga mencapai 400 Hz. Pada plot tersebut terlihat bahwa amplitudo maksimumnya bernilai 1. Hal ini merupakan amplitudo hasil proses normalisasi dimana nilai-



Gambar 4.3 plot sampel *aortic stenosis*

Pemilihan pola spektrum yang akan dijadikan database harus mewakili keseluruhan pola spektrum masing-masing jenis kelainan tersebut. Sehingga ketika dilakukan proses pengujian, kesalahan pengenalan yang terjadi menjadi kecil. Oleh karena itu pada proses pemilihan sampel yang akan dijadikan sebagai database, penulis memilih sampel-sampel yang memiliki pola spektrum yang cukup mewakili untuk ketiga jenis kelainan tersebut. Selain itu pola spektrum antara sampel satu dengan yang lainnya untuk satu jenis kelainan jantung dipilih pola spektrum yang tidak terlalu jauh berbeda. Hal ini bertujuan agar pada proses pengenalan berikutnya kesalahan pengenalan yang terjadi menjadi kecil.

Pada Gambar 4.4 diilustrasikan proses pengenalan kelainan jantung seseorang. Langkah pertama yaitu merekam suara denyut jantung pasien dengan sebuah stetoskop yang terhubung dengan sebuah laptop atau komputer. Kemudian dengan menggunakan software Adobe Audition 1.0, rekaman denyut jantung tersebut disimpan dalam format .wav, mono. Kemudian dengan program simulasi ini, rekaman denyut jantung tersebut akan dikenali kelainannya dari ketiga jenis kelainan jantung yang telah tersimpan dalam database. Hasil pengenalan kelainan jantung tersebut akan muncul pada bagian nama kelainan.



Gambar 4.4 diagram alir proses pengenalan

4.2 Hasil Pengujian

Pada pengujian simulasi ini, akan digunakan sebanyak 30 sampel baru, yaitu 15 sampel untuk kelainan *mitral valve prolapse*, 15 sampel *mitral regurgitasi* dan 15 sampel *aortic stenosis*. Hasil pengujian untuk masing-masing jenis kelainan disajikan oleh tabel 4.1, tabel 4.2 dan tabel 4.3. Hasil pengujian ini merupakan hasil simulasi jaringan syaraf tiruan dengan konfigurasi jaringan seperti yang telah dibahas pada Bab 3. Nantinya konfigurasi ini akan diubah-ubah untuk melihat pengaruhnya terhadap hasil pengenalan.

Tabel 4.1 Hasil pengujian pengenalan kelainan *mitral valve prolapse*

No.	Nama File	Hasil Pengenalan	Koreksi
1	MVP1	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	benar
2	MVP2	<i>Aortic Stenosis</i>	salah
3	MVP3	<i>Aortic Stenosis</i>	salah
4	MVP4	<i>Aortic Stenosis</i>	salah
5	MVP5	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	benar
6	MVP6	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	benar
7	MVP7	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	benar
8	MVP8	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	benar
9	MVP9	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	benar
10	MVP10	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	benar
11	MVP11	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	benar
12	MVP12	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	benar
13	MVP13	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	benar
14	MVP14	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	benar
15	MVP15	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	benar

Pada tabel 4.1 terlihat bahwa program simulasi berhasil mengenali sebanyak 12 sampel spektrum kelainan *mitral valve prolapse* dengan benar, sedangkan 3 sampel lainnya salah dikenali. Kesalahan pengenalan ketiga sampel tersebut dikarenakan pola spektrum MVP2, MVP3 dan MVP4 berbeda dengan pola spektrum sampel-sampel yang terdapat dalam database. Oleh karena itu

jaringan tidak bisa mengenalinya sebagai kelainan *mitral valve prolapse*. Namun spektrum MVP2, MVP3 dan MVP4 mirip dengan spektrum *Aortic Stenosis* sehingga jaringan mengenalinya sebagai jenis kelainan *Aortic Stenosis*. Berdasarkan hasil pengujian tersebut maka akurasi simulasi ini dalam mengenali jenis kelainan *mitral valve prolapse* yaitu sebesar 80%.

Pada tabel 4.2 disajikan hasil pengujian pengenalan kelainan *aortic stenosis*.program simulasi. Pada jenis kelainan ini program simulasi berhasil mengenali sebanyak 13 sampel dengan benar, sedangkan 2 sampel salah dikenali. Kesalahan mengenali kedua sampel tersebut dikarenakan sampel AS2 dan AS8 mirip dengan pola spektrum *mitral valve prolapse* sehingga jaringan mengenalinya sebagai kelainan *mitral valve prolapse*. Berdasarkan hasil pengujian tersebut maka akurasi simulasi ini dalam mengenali jenis kelainan *aortic stenosis* yaitu sebesar 86.7%.

Tabel 4.2 Hasil pengujian pengenalan kelainan *aortic stenosis*

No.	Nama File	Hasil Pengenalan	Koreksi
1	AS1	<i>Aortic Stenosis</i>	benar
2	AS2	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	salah
3	AS3	<i>Aortic Stenosis</i>	benar
4	AS4	<i>Aortic Stenosis</i>	benar
5	AS5	<i>Aortic Stenosis</i>	benar
6	AS6	<i>Aortic Stenosis</i>	benar
7	AS7	<i>Aortic Stenosis</i>	benar
8	AS8	<i>Mitral Valve Prolapse</i>	salah
9	AS9	<i>Aortic Stenosis</i>	benar
10	AS10	<i>Aortic Stenosis</i>	benar
11	AS11	<i>Aortic Stenosis</i>	benar
12	AS12	<i>Aortic Stenosis</i>	benar
13	AS13	<i>Aortic Stenosis</i>	benar
14	AS14	<i>Aortic Stenosis</i>	benar
15	AS15	<i>Aortic Stenosis</i>	benar

Adanya kemiripan pola spektrum antara sampel *aortic stenosis* dan *mitral valve prolapse* menjadi kendala dalam penelitian ini yang mengakibatkan jaringan salah dalam mengenalinya. Untuk itu agar diperoleh akurasi yang optimal maka dibutuhkan jumlah sampel yang lebih banyak lagi. Pada tabel 4.3 disajikan hasil pengujian pengenalan sampel kelainan *mitral regurgitasi*. Pada saat pengujian tersebut terdapat 3 sampel yang salah dikenali oleh program yaitu MR3, MR5 dan MR6. Pola spektrum sampel kelainan *mitral regurgitasi* cukup bervariasi. Sehingga dibutuhkan jumlah sampel database yang lebih banyak lagi agar variasi sampel yang akan diujikan ke jaringan dapat dikenali dengan benar.

Tabel 4.3 Hasil pengujian pengenalan kelainan *mitral regurgitasi*

No.	Nama File	Hasil Pengenalan	Koreksi
1	MR1	<i>Mitral Regurgitasi</i>	benar
2	MR2	<i>Mitral Regurgitasi</i>	benar
3	MR3	<i>unknown</i>	salah
4	MR4	<i>Mitral Regurgitasi</i>	benar
5	MR5	<i>Aortic Stenosis</i>	salah
6	MR6	<i>Aortic Stenosis</i>	salah
7	MR7	<i>Mitral Regurgitasi</i>	benar
8	MR8	<i>Mitral Regurgitasi</i>	benar
9	MR9	<i>Mitral Regurgitasi</i>	benar
10	MR10	<i>Mitral Regurgitasi</i>	benar
11	MR11	<i>Mitral Regurgitasi</i>	benar
12	MR12	<i>Mitral Regurgitasi</i>	benar
13	MR13	<i>Mitral Regurgitasi</i>	benar
14	MR14	<i>Mitral Regurgitasi</i>	benar
15	MR15	<i>Mitral Regurgitasi</i>	benar

Berdasarkan hasil pengujian tersebut maka akurasi simulasi ini dalam mengenali jenis kelainan *mitral regurgitasi* yaitu sebesar 80%. Dari ketiga hasil pengujian ini diperoleh akurasi rata-rata sebesar 82.2%. Walaupun akurasi hasil pengujian tersebut kurang sempurna namun program simulasi ini sudah cukup

baik dalam mengenali ketiga jenis kelainan diatas. Namun demikian simulasi ini perlu diujikan lebih lanjut dengan jumlah sampel yang lebih banyak agar dapat diketahui akurasi sesungguhnya. Pengaruh dari inisialisasi nilai bobot dan biasanya secara acak ternyata memang mempengaruhi performansi jaringan seperti yang telah disinggung pada pembahasan sebelumnya. Sehingga ketika program simulasi diatas dilatih lebih dari sekali maka hasil pengenalan selanjutnya akan berbeda dengan hasil pengenalan waktu pertama kali jaringan dilatih.

Perubahan hasil pengenalan tersebut kemungkinan dikarenakan pola spektrum yang diujikan kurang begitu unik. Begitu juga dengan sampel yang dijadikan database, terdapat beberapa sampel yang memiliki perbedaan pola spektrum dengan sampel yang lainnya dalam satu jenis kelainan. Sehingga terkadang program tersebut salah dalam mengenali suatu sampel tertentu yang diujikan ketika proses pelatihan jaringan dilakukan berulang-ulang. Untuk mendapatkan performansi yang diinginkan maka sebaiknya sampel yang akan dijadikan sebagai database memiliki pola spektrum yang unik yaitu dalam satu jenis kelainan memiliki pola spektrum yang mirip dan tentu saja berbeda pola spektrumnya untuk kelainan yang berbeda. Dengan demikian setiap jenis kelainan memiliki pola spektrum yang khas yang membedakan dengan jenis kelainan lainnya.

Kendala dalam penelitian ini yaitu pada saat proses pengumpulan data/sampel. Karena kemungkinan pada saat pengambilan data terdapat derau pada masing-masing sampel data tersebut. Semakin tinggi faktor derau pada suatu sampel maka kesalahan pengenalan polanya akan semakin tinggi. Untuk itu pada proses pengambilan data untuk penelitian selanjutnya perlu diperhatikan permasalahan ini. Pada pengujian selanjutnya akan dilakukan beberapa perubahan parameter jaringan syaraf tiruan untuk melihat pengaruhnya terhadap hasil pengenalan. Perubahan konfigurasi jaringan ini bertujuan untuk memperoleh performansi jaringan yang optimal.

4.3 Pengaruh Jumlah Pemotongan Sampel Data

Pada pengujian kali ini, akan dilihat pengaruhnya bila jumlah pemotongan sampel dikurangi. Pada pemotongan pertama sampel-sampel tersebut akan dipotong menjadi 100 bagian dan pada pemotongan kedua akan dibagi

menjadi 500 bagian. Menurut teori semakin banyak sampel dipotong akan semakin baik karena proses rekonstruksi ulang sinyal akan lebih mirip dengan sinyal aslinya. Untuk itu akan dilihat kebenaran dari teori tersebut.

Pada pemotongan sampel menjadi 100 bagian, diperoleh akurasi pengenalan yang buruk yaitu hanya 48.9%. Dari 45 sampel baru yang diuji hanya 22 yang dikenali oleh program simulasi dengan benar. Dari pengujian tersebut, terdapat pola spektrum *mitral valve prolapse* yang mirip dengan pola spektrum *aortic stenosis*, sedangkan spektrum *mitral regurgitasi* banyak yang tidak dapat dikenal. Sehingga pada saat pengujian tersebut terjadi kesalahan pengenalan yang cukup besar. Hal ini dikarenakan pada pemotongan yang hanya 100 bagian banyak informasi sinyal yang hilang. Selain itu pada pemotongan tersebut menghasilkan cukup banyak yang memiliki kemiripan walaupun jenis kelainannya berbeda. Hal inilah yang menyebabkan proses pelatihan menjadi lebih lama. Pada pemotongan sampel menjadi 500 bagian, diperoleh akurasi pengenalan yang cukup baik yaitu sebesar 62.2%. Pada bagian ini kesalahan pengujian hanya terjadi pada spektrum *mitral regurgitasi* dan *mitral valve prolapse*, sedangkan jenis kelainan *aortic stenosis* semua sampelnya dapat dikenali dengan benar. Variasi pola spektrum sampel *mitral regurgitasi* dan *mitral valve prolapse* menyebabkan terdapat beberapa pola yang salah dikenali oleh jaringan. Misalnya untuk sampel kelainan *mitral regurgitasi* MR11 sampai MR15 yang spektrumnya mirip dengan spektrum *aortic stenosis*. Sehingga jaringan mengenalinya sebagai kelainan *aortic stenosis*.

Tabel 4.4 Pengaruh jumlah pemotongan sampel data

Jumlah Pemotongan	Waktu Pelatihan (detik)	MSE	Jumlah Iterasi	Akurasi (%)
100	20	1.48e-9	2000	48.9%
500	4	7.26e-11	285	62.2%
1000	6	9.88e-11	246	82.2%

Untuk meminimalisasi kesalahan pengenalan tersebut maka diputuskan memotong sampel-sampel tersebut menjadi 1000 bagian, sehingga didapatkan matriks input dengan dimensi 1000x15. Dengan jumlah pemotongan yang lebih

banyak maka kesalahan pengenalan spektrum tersebut akan semakin kecil. Akurasi pengenalannya juga menjadi lebih baik yaitu sebesar 82.2%. Pada tabel 4.4 disajikan hasil pengujian jumlah pemotongan sampel data.

4.4 Pengaruh Jumlah Neuron

Pada pengujian kali ini, akan dilihat pengaruh jumlah neuron pada lapisan tersembunyi. Menurut teori, semakin banyak jumlah neuron maka semakin cepat MSE turun atau semakin cepat jaringan belajar dilihat dari jumlah siklus pelatihannya. Dengan melihat hasil pelatihan dan pengujian pada tabel 4.5, terlihat bahwa jaringan lebih cepat belajar dilihat dari jumlah iterasinya. Namun semakin banyak neuron tersembunyi waktu pelatihan yang dibutuhkan juga semakin lama.

Pada konfigurasi 10 neuron diperoleh akurasi pengenalan sebesar 64.7%, sedangkan untuk konfigurasi 100 neuron diperoleh akurasi pengenalan sebesar 76.4%. Semakin besar jumlah neuron tersembunyi ternyata dapat memperbaiki akurasi pengenalan. Namun akurasi pengenalan terbaik diperoleh dengan konfigurasi jumlah neuron sebanyak 50. Pada konfigurasi 100 neuron seharusnya memberikan akurasi pengenalan yang lebih baik, namun karena terdapat kemiripan sampel-sampel yang diujikan menyebabkan jaringan kesulitan membedakannya. Sehingga akurasi pengenalannya hanya sebesar 62.2%. Dengan kondisi tersebut, maka konfigurasi terbaik yang ditetapkan untuk program simulasi ini yaitu jaringan dengan jumlah 50 neuron dengan tingkat akurasinya mencapai 82.2%.

Tabel 4.5 Pengaruh jumlah neuron tersembunyi

Jumlah Neuron	Waktu Pelatihan (detik)	MSE	Jumlah Iterasi	Akurasi (%)
10	3	5.25e-11	264	55.6%
50	6	9.88e-11	246	82.2%
100	12	6.14e-11	226	62.2%

4.5 Pengaruh Fungsi Aktivasi

Pada pengujian kali ini akan dilakukan perubahan konfigurasi fungsi aktivasi yang digunakan. Pasangan fungsi yang diobservasi di lapisan tersembunyi dan keluaran pada penelitian ini yaitu kombinasi fungsi aktivasi. Pasangan fungsi

aktivasi ini yaitu yang satu terletak pada lapisan masukan dengan lapisan tersembunyi dan yang satu lagi terletak antara lapisan tersembunyi dengan lapisan keluaran. Kombinasi fungsi aktivasi yang akan diuji yaitu tansig-purelin, logsig-purelin dan purelin-purelin. Hanya kombinasi tersebut yang mungkin dapat diterapkan pada simulasi ini, karena kombinasi lainnya menghasilkan performa yang buruk sehingga tidak bisa dibandingkan akurasinya. Karakteristik dari fungsi aktivasi tansig, logsig dan purelin telah dijelaskan pada Bab 2. Pada tabel 4.6 ditunjukkan performa kombinasi fungsi aktivasi yang digunakan.

Tabel 4.6 Pengaruh kombinasi fungsi aktivasi

Kombinasi Fungsi Aktivasi	Waktu Pelatihan (detik)	MSE	Jumlah Iterasi	Akurasi (%)
tansig-purelin	6	9.88e-11	246	82.2%
logsig-purelin	9	9.88e-11	365	71.1%
purelin-purelin	7	9.45e-11	253	24.4%

Pada tabel diatas terlihat bahwa kombinasi fungsi aktivasi tansig-purelin memberikan akurasi yang lebih baik dari yang lainnya. Pada kombinasi logsig-purelin memberikan akurasi yang sedikit lebih kecil dari kombinasi tansig-purelin. Namun kombinasi fungsi aktivasi purelin-purelin menghasilkan akurasi pengenalan yang buruk. Hal ini dikarenakan penggunaan fungsi purelin secara bersama akan membuat nilai keluarannya divergen tidak menuju ke satu nilai. Fungsi aktivasi purelin memiliki nilai keluaran yang sebanding dengan nilai masukannya. Sehingga ketika fungsi ini digunakan maka nilai keluaran akan bervariasi sesuai dengan nilai masukannya. Sedangkan fungsi aktivasi sigmoid memiliki range nilai keluaran 0 dan 1 serta fungsi aktivasi tansig memiliki range nilai keluaran -1 dan 1. Karakteristik demikian mengarahkan nilai-nilai keluarannya hanya pada range tersebut.

Adapun pemilihan fungsi aktivasi sigmoid (tansig & logsig) karena fungsi ini banyak digunakan pada jaringan syaraf tiruan propagasi balik yang digunakan pada lapisan tersembunyi. Hal ini disebabkan hasil penjumlahan pada lapisan tersembunyi umumnya tidak linear.

4.6 Pengaruh Nilai MSE

Pada jaringan syaraf tiruan ini nilai MSE diinisialisasi pada awal pembentukan jaringan. Semakin kecil nilai MSE maka semakin baik jaringan dalam mengenali pola spektrum sampel yang akan dideteksi. Untuk itu dipilih MSE sebesar $1e-10$. Namun pada bagian ini akan dilihat pengaruh perbedaan inisialisasi nilai MSE terhadap akurasi pengenalan. Perbedaan inisialisasi nilai MSE yang akan dibandingkan yaitu pada nilai $1e-5$, $1e-10$ dan $1e-15$. Pada tabel 4.7 disajikan hasil pengujian pengaruh nilai MSE tersebut.

Tabel 4.7 Pengaruh perbedaan nilai MSE

MSE	Waktu Pelatihan (detik)	Jumlah Iterasi	Akurasi (%)
$8.20e-6$	4	139	82.2%
$9.88e-11$	6	246	82.2%
$7.23e-16$	8	326	82.2%

Pada tabel diatas terlihat bahwa untuk ketiga nilai MSE tersebut menghasilkan akurasi pengenalan yang sama. Hal ini dikarenakan penggunaan fungsi *traingdx* pada metode optimasinya yaitu menggunakan metode *gradient descent* dengan konstanta momentum dan laju belajar adaptive (*mc*). Adanya konstanta momentum inilah yang akan mempercepat proses konvergensi jaringan dimana nilai MSE digunakan sebagai inisialisasi awal. Dengan demikian pada simulasi ini perbedaan inisialisasi nilai MSE tidak begitu mempengaruhi hasil pengenalannya. Inisialisasi konstanta momentum ini mengikuti ketentuan yang terdapat pada Neural Network Toolbox yaitu sebesar 0.9.

Adapun pemilihan metode pelatihan dengan fungsi *traingdx* karena memiliki kecepatan pelatihan data yang lebih tinggi dari metode lainnya. Dengan tidak mempengaruhi performanya maka jaringan syaraf tiruan yang dibuat pada simulasi ini menggunakan fungsi *traingdx*. Parameter-parameter yang digunakan pada metode ini sesuai dengan yang terdapat pada Neural Network Toolbox. Penjelasan mengenai metode ini telah dibahas pada bagian metode optimasi.

BAB 5

KESIMPULAN

Berdasarkan hasil pengujian dan analisa tersebut dapat diambil beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Jaringan syaraf tiruan dilatih dengan cara belajar dari contoh (*learning by example*), sehingga semakin banyak sampel yang dilatihkan ke jaringan maka jaringan akan semakin baik dalam mengenali variasi sampel masukannya.
2. Agar jaringan syaraf tiruan dapat mengenali spektrum kelainan jantung dengan benar maka sampel-sampel yang digunakan sebagai database harus mewakili variasi sampel data untuk jenis-jenis kelainan jantung yang akan dikenali.
3. Semakin banyak jumlah pemotongan sampel data maka akan semakin baik akurasi pengenalannya. Hal ini dikarenakan rekonstruksi sinyal yang dihasilkan dapat mewakili dari sinyal aslinya.
4. Penggunaan fungsi pelatihan *traingdx* pada Neural Network Toolbox memberikan waktu pelatihan yang lebih cepat dari fungsi pelatihan lainnya. Hal ini dikarenakan adanya konstanta momentum yang mempercepat proses konvergensi jaringan.
5. Kombinasi fungsi aktivasi yang biasa digunakan pada jaringan syaraf tiruan yaitu fungsi *tansig-purelin*. Fungsi aktivasi *tansig* ini banyak digunakan pada jaringan syaraf tiruan propagasi balik.
6. Variasi sampel yang berbeda-beda pada satu jenis kelainan jantung akan memperlambat proses konvergensi jaringan. Untuk itu sebaiknya sampel yang digunakan sebagai database memiliki kemiripan untuk satu jenis kelainan jantung.

DAFTAR ACUAN

- [1] Margarita Sordo.(2002).”*Introduction to Neural Network in Helathcare*”, hal 3-6
- [2] Asian Network for Scientific Information,(2007).Journal.”*Classification of Heart Abnormalities Using Artificial Neural Network*’, hal 820-821
- [3] Niti Guru, Anil Dahiya, Navin Rajpal,(2007).”*Decision Support System For Heart Disease Diagnosing Using Neural Network*, hal 2-3
- [4] Antoniisfia Y., Wiryadinata R.,(2008).”Ekstraksi Ciri Pada Isyarat Suara Jantung Menggunakan Power Spectral Density Berbasis Metode Welch”, Media Informatika, Vol 6, hal 71-75
- [5] Dhaneswara G., Voertini V.S.,(2004).”Jaringan Saraf Tiruan Propagasi Balik Untuk Klasifikasi Data”, hal 126-129
- [6] Eliyani,(2005),”Pengantar Jaringan Syaraf Tiruan”, hal 3-4
- [7] Kiki, Kusumadewi S.,”Analisis Jaringan Saraf Tiruan dengan Metode Backpropagation Untuk Mendeteksi Gangguan Psikologi”, hal 3-8
- [8] Subekti M.R., “Perbaikan Metode *Backpropagation* untuk Pelatihan Jaringan Syaraf Tiruan Multilayer”, hal 3-6
- [9] Effendy N.,”Identifikasi Spektrum Frekuensi Isyarat Elektrokardiograf Menggunakan Jaringan Syaraf tiruan Kompetisi Penuh”, hal 3
- [10] Mediacastro,”Regurgitasi Katup Mitral”, <http://medicastore.com>
- [11] Mediacastro,”Stenosis Katup Pulmoner”, <http://medicastore.com>
- [12] Mediacastro,”Stenosis Katup Aorta”, <http://medicastore.com>
- [13] Mediacastro,”Prolaps Katup Mitral”, <http://medicastore.com>
- [14] Randelahu, D.S.,”Elektrokardiogram (EKG)”, <http://www.ittelkom.ac.id/>
- [15] Texas Heart Institute,”Heart Sounds and Murmurs”, http://www.texasheart.org/Education/CME/explore/events/eventdetail_5469.cfm
- [16] eGeneralMedical,” Cardiac Auscultation of Heart Murmurs”, <http://www.egeneralmedical.com/listohearmur.html>
- [17] Wikipedia bahasa Indonesia,”Jantung”, <http://wikipedia.org>

DAFTAR PUSTAKA

- Dhaneswara G., Voertini V.S.,(2004).”Jaringan Saraf Tiruan Propagasi Balik Untuk Klasifikasi Data”, hal 126-129
- Anggraeni L., Rizal A., Usman K., “Pengenalan Suara Jantung Menggunakan Metode LPC dan JST-BP”, hal 337-340
- N. Belgacem, M.A. Chikh, F. Bereksi Reguig, White Paper. “*Supervised Classification Of ECG Using Neural Network*”, hal 1-3
- Yu Hen Hu, Willis J, Thompkins, Jose L. Urrusti, Valtino X. Afonso, Journal of Electrocardiology Vol 26 Supplement, “*Applications of Artificial Neural Networks for ECG Signal Detection and Classification*”, hal 67-69
- Palaniappan R., Gupta C.N., Khrisnan M.K., “*Neural Network Classification of Premature Heartbeats*”, hal 7-9
- W. Puti N., Magdalena R., Rizal A., “Implementasi Metode JST *Backpropagation* Dalam Diagnosis Jantung Koroner Melalui Keluhan Dan Pengenalan Pola ECG Pasien”, hal 47, hal 47-51
- Howard Demuth, Mark Beale, “Neural Network Toolbox For Use with MATLAB”, User’s Guide Version 4, The Mathworks
- Effendy N.,”Identifikasi Spektrum Frekuensi Isyarat Elektrokardiograf Menggunakan Jaringan Syaraf tiruan Kompetisi Penuh”
- Jie Zhou,”*Automatic Detedtion of Premature Ventricular Contraction Using Quantum Neural Networks*”, Department of Computer Science, Northern Illinois University
- Tayel M.B., Mohamed E., El-Bouridy,(2006),”*ECG Images Classification Using Feature ExtractionBased On Wavelet Transformation And Neural Network*” Electrical Engineering Department
- Bouterraa N., Chenikher S., Doghmane N., Ramdani M.,(2007), “*Cardiac Arrhythmia Detection Based On Subspace Approach and Neural Networks*”, Department of Electronics, Faculty Engineering
- Antoniisfia Y., Wiryadinata R.,(2008).”Ekstraksi Ciri Pada Isyarat Suara Jantung Menggunakan Power Spectral Density Berbasis Metode Welch”, Media Informatika, Vol 6