

**RANCANG BANGUN *PHONOCARDIOGRAPHY* YANG DILENGKAPI
EKSTRAKSI CIRI SUARA JANTUNG MENGGUNAKAN
METODE TRANSFORMASI WAVELET UNTUK
MENDETEKSI KONDISI JANTUNG**

(Skripsi)

Oleh
Dian Kartika Ratnasari



**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG
2017**

ABSTRACT

DESIGN OF PHONOCARDIOGRAPHY WHICH EQUIPPED HEART SOUND FEATURE EXTRACTION USE WAVELET TRANSFORM METHOD FOR DETECTION THE HEART CONDITIONS

By

Dian Kartika Ratnasari

Auscultation is a technique of listening to heart sounds by using mechanical stethoscope. Abnormality in the heart sound can indicate problem in the heart. Nonetheless heart sounds and murmurs have very small amplitude and frequency so that make it so difficult to hear. Especially for a doctor has different experienced and sensitifity of ear which could lead to the false diagnosis. Therefor, it was require the appropriate techniques for heart sound signals analysis using phonocardiography. In this study, we have designed a phonocardiography to record, analyze, and classify the heart sounds of normal, aortic regurgitation, aortic stenosis, mitral regurgitation, mitral stenosis, and patent ductus arteriosus. The study stages are recording the human heart sound, pra-processing, feature extraction, classifying, and post-processing by using Matlab 7.8.0. In this study, we used daubechies wavelet order 10 for the feature extraction processes of 3-level decomposition and filtering signal. The classifier of the heart sound signals which have been used in this study is backpropagation Artificial Neural Network (ANN) with structures have designed from 8 neurons input, 8 hidden neurons and 6 neurons output. Based on the study we have been done obtained that accuracy percentage of the ANN recognized all types of the heart sounds is 100% of 20 sample.

Key word: phonocardiography, wavelet transform, backpropagation

ABSTRAK

RANCANG BANGUN *PHONOCARDIOGRAPHY* YANG DILENGKAPI EKSTRAKSI CIRI SUARA JANTUNG MENGGUNAKAN METODE TRANSFORMASI WAVELET UNTUK MENDETEKSI KONDISI JANTUNG

Oleh

Dian Kartika Ratnasari

Teknik auskultasi merupakan teknik mendengarkan suara jantung menggunakan stetoskop. Ketidaknormalan pada suara jantung dapat mengindikasikan masalah yang terdapat pada jantung. Namun suara jantung dan murmur memiliki amplitudo dan frekuensi yang sangat kecil sehingga sangat sulit untuk didengar. Terutama untuk dokter yang memiliki pengalaman dan kepekaan telinga yang berbeda yang dapat menyebabkan kesalahan diagnosa. Oleh karena itu perlu teknik lain yang cocok untuk menganalisis sinyal suara jantung yaitu *phonocardiography*. Pada penelitian ini dirancang alat *phonocardiography* untuk merekam, menganalisis dan mengklasifikasikan sinyal suara jantung normal, *aortic regurgitation*, *aortic stenosis*, *mitral regurgitation*, *mitral stenosis*, dan *patent ductus arteriosus*. Tahapan penelitian meliputi perekaman suara jantung manusia, pra-pemrosesan, ekstraksi ciri, klasifikasi, dan pasca pemrosesan dengan bantuan *software* Matlab 7.8.0. Pada penelitian ini menggunakan jenis wavelet daubechies orde 10 untuk proses ekstraksi ciri dekomposisi 3 tingkat dan *filtering* sinyal. Klasifikasi sinyal suara jantung menggunakan jaringan syaraf tiruan *backpropagation* dengan struktur 8 *neuron input*, 8 *neuron* tersembunyi dan 6 *neuron output*. Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan diperoleh hasil bahwa presentase akurasi jaringan syaraf tiruan mengenali semua jenis suara jantung sebesar 100% dari 20 sampel uji.

Kata kunci: *phonocardiography*, transformasi wavelet, *backpropagation*

**RANCANG BANGUN *PHONOCARDIOGRAPHY* YANG DILENGKAPI
EKSTRAKSI CIRI SUARA JANTUNG MENGGUNAKAN
METODE TRANSFORMASI WAVELET UNTUK
MENDETEKSI KONDISI JANTUNG**

**Oleh
Dian Kartika Ratnasari**

**Skripsi
Sebagai Salah Satu Syarat untuk Mencapai Gelar
SARJANA SAINS**

**Pada
Jurusan Fisika
Fakultasa Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam**



**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG
2017**

Judul Skripsi : RANCANG BANGUN *PHONOCARDIOGRAPHY*
YANG DILENGKAPI EKSTRAKSI CIRI SUARA
JANTUNG MENGGUNAKAN METODE
TRANSFORMASI WAVELET UNTUK
MENDETEKSI KONDISI JANTUNG

Nama Mahasiswa : *Dian Hartika Ratnasari*

No. Pokok Mahasiswa : 1317041010

Jurusan : Fisika

Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam



1. Komisi Pembimbing

Arif
Arif Surtono, S.Si., M.Si., M.Eng
NIP. 19710909 200012 1 001

Ahmad
Gurum Ahmad Pauzi, S.Si., M.T
NIP. 19801010 200501 1 002

2. Ketua Jurusan Fisika

Arif
Arif Surtono, S.Si., M.Si., M.Eng
NIP. 19710909 200012 1 001

MENGESAHKAN

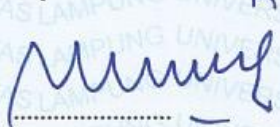
1. Tim Penguji

Ketua : Arif Surtono, S.Si., M.Si., M.Eng.

Sekretaris : Gurum Ahmad Pauzi, S.Si., M.T.

Penguji

Bukan Pembimbing : Prof. Dr. Warsito, S.Si., DEA., Ph.D



Dehan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

Prof. Dr. Warsito, S.Si., DEA., Ph.D

NIP. 19710212 199512 1 001

Tanggal Lulus Ujian Skripsi: 22 Agustus 2017

PERNYATAAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa dalam skripsi ini tidak terdapat karya yang pernah dilakukan oleh orang lain dan sepanjang pengetahuan saya juga tidak terdapat karya atau pendapat yang ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis diacu dalam naskah ini sebagaimana disebut dalam daftar pustaka, selain itu saya menyatakan pula bahwa skripsi ini dibuat oleh saya sendiri.

Apabila pernyataan saya ini tidak benar maka saya bersedia dikenai sanksi sesuai dengan hukum yang berlaku.

Bandar Lampung, Agustus 2017



Dian Kartika Ratnasari
NPM. 1317041010

RIWAYAT HIDUP



Penulis bernama lengkap Dian Kartika Ratnasari dilahirkan pada tanggal 30 Mei 1995 di Lampung Selatan dan merupakan anak pertama dari empat bersaudara pasangan dari Bapak Samsuddin dan Ibu Wagiyati.

Penulis memulai perjalanan pendidikan berawal sekolah di SDN 2 Panggung Rejo hingga lulus pada tahun 2007. Kemudian melanjutkan sekolah di SMPN 1 Pringsewu hingga lulus pada tahun 2010. Selanjutnya melanjutkan sekolah di SMAN 1 Pringsewu dan lulus pada tahun 2013. Pada tahun 2013 penulis melanjutkan pendidikan sebagai mahasiswa Jurusan Fisika FMIPA Universitas Lampung melalui jalur SNMPTN. Selama menjadi mahasiswa penulis aktif dalam organisasi. Penulis tergabung dalam organisasi kemahasiswaan Himpunan Mahasiswa Fisika (HIMAFI) sebagai Sekretaris Bidang Sains dan Teknologi (SAINTEK) periode 2015-2016. Selain aktif di organisasi, penulis juga aktif dalam bidang akademik yaitu pada tahun 2016 penulis pernah mengikuti lomba ON-MIPA PT 2016 Tingkat Regional Sumatera Bagian Selatan dan menjadi juara 2 Mahasiswa Berprestasi Tingkat Fakultas MIPA Universitas Lampung. Penulis juga aktif sebagai asisten praktikum dalam berbagai mata kuliah fisika dan instrumentasi.

Penulis melaksanakan Praktik Kerja Lapangan (PKL) di *Slab Steel Plant* (SSP) PT. Krakatau Steel (Persero) Tbk. dengan judul “Sistem pengukuran temperatur pada *mould* di *Continuous Casting Machine* (CCM) III di Slab Steel Plant (SSP) PT. Krakatau Steel (Persero) Tbk.”.

PERSEMBAHAN

Bismillahirrohmanirrohim

Alhamdulillahirabbil'alamin

Segala puji dan syukur yang tak terhingga kepada Allah SWT, penulis persembahkan karya ini untuk orang-orang yang berharga dalam hidup penulis

Kedua orang tuaku, bapak mamak yang tercinta, adik-adikku, dan keluarga, atas segala doa, motivasi, semangat, dan pengorbanan besar yang telah diberikan kepada penulis,

Bapak-ibu guru dan dosen yang telah memberikan ilmu pengetahuan yang sangat berharga, dan motivasi besar kepada penulis,

dan

Sahabat dan teman-teman seperjuangan atas doa, dukungan, semangat dan kebersamaan selama di bangku perkuliahan.

MOTO

*“Orang beruntung akan kalah
dengan orang yang selalu bekerja keras.
Berdo’a, berikhtiar dan percaya
kepada Allah SWT dan diri sendiri”*

KATA PENGANTAR

Segala puji syukur kami panjatkan kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat serta hidayah-Nya. Sehingga penulis dapat menyelesaikan penulisan skripsi yang berjudul “Rancang Bangun *Phonocardiography* yang Dilengkapi dengan Ekstraksi Ciri Suara Jantung Menggunakan Metode Transformasi Wavelet untuk Mendeteksi Kondisi Jantung” yang disusun sebagai salah satu syarat yang harus ditempuh untuk mencapai gelar Sarjana Sains dari Universitas Lampung. Dalam penulisan skripsi ini, penulis menyadari masih banyak kekurangan. Oleh karena itu, penulis mengemukakan kritik dan saran yang membangun untuk pengembangan skripsi ini. Penulis berharap skripsi ini dapat bermanfaat bagi kita semua.

Bandar Lampung, Agustus 2017
Penulis,

Dian Kartika Ratnasari

SANWACANA

Alhamdulillah *rabbi'l'alamin*, segala puji dan syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT. Pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih kepada berbagai pihak yang telah memotivasi, mendukung, dan membantu penulis selama penelitian dan penyelesaian skripsi ini, yaitu kepada:

1. Bapak Arif Surtono, S.Si., M.Si., M.Eng. sebagai pembimbing I yang telah memberikan ilmu, bimbingan dan motivasi dalam penyelesaian skripsi,
2. Bapak Gurum Ahmad Pauzi, S.Si., M.T. selaku pembimbing II,
3. Bapak Prof. Dr. Warsito, S.Si., DEA, Ph.D. selaku penguji,
4. Ibu Dra. Dwi Asmi, M.Si., Ph.D. selaku Pembimbing Akademik (PA),
5. Ketua Jurusan Fisika FMIPA Univeritas Lampung,
6. Dekan FMIPA Universitas Lampung,
7. Para dosen dan karyawan Jurusan Fisika FMIPA Universitas Lampung,
8. Kedua orang tua dan keluarga,
9. Tri Sumanzaya, Rio Adhitya Putra, Trungna A.W., M. Rizalul Wahid, Jayanti Pusvitasari dan teman-teman seperjuangan angkatan 2013 yang tidak dapat disebutkan satu persatu, dan
10. Seluruh kakak dan adik tingkat Jurusan Fisika, serta semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu, yang telah mendukung dan membantu penulis selama menyelesaikan penelitian dan skripsi ini.

Semoga Allah SWT senantiasa membalas semua kebaikan dan usaha yang telah dilakukan oleh semua pihak. Amin.

Bandar Lampung, Agustus 2017

Penulis

DAFTAR ISI

ABSTRACT	i
ABSTRAK	ii
HALAMAN PERSETUJUAN	iii
HALAMAN PENGESAHAN	iv
SURAT PERNYATAAN	v
RIWAYAT HIDUP	vi
MOTO	viii
PERSEMBAHAN	ix
KATA PENGANTAR	x
SANWACANA	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xvii
I. PENDAHULUAN	
A. Latar Belakang	1
B. Rumusan Masalah	5
C. Tujuan Penelitian	6
D. Manfaat Penelitian	6
E. Batasan Masalah	6

II. TINJAUAN PUSTAKA

A. Penelitian Terdahulu	8
B. Teori Dasar	
1. Jantung	11
2. Isyarat Suara Jantung	14
3. Suara Jantung Normal dan Abnormal	17
4. <i>Phonocardiography</i>	26
5. Stetoskop	28
6. Mikrofon	30
7. Sistem Akuisisi Data (SAD) dengan <i>Soundcard</i>	33
8. <i>Software</i> MATLAB	35
9. Transformasi Wavelet	37
10. Jaringan Syaraf Tiruan (JST) <i>Backpropagation</i>	42

III. METODE PENELITIAN

A. Waktu dan Tempat Penelitian	49
B. Alat dan Bahan	49
C. Metode Penelitian	51
D. Pengujian Sistem <i>Phonocardiography</i>	66

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Perangkat Keras <i>Phonocardiography</i>	69
B. Pengolahan Sinyal Digital Suara Jantung	72
C. Hasil Klasifikasi Suara Jantung dan Pengujian Sistem <i>Phonocardiography</i>	90

V. KESIMPULAN DAN SARAN

A. Kesimpulan	94
B. Saran	95

DAFTAR PUSTAKA

LAMPIRAN

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Letak jantung dalam dada	11
Gambar 2.2. Struktur jantung	13
Gambar 2.3. Gambaran hubungan suara jantung dan siklus jantung	15
Gambar 2.4. Contoh grafik PCG normal dan abnormal	17
Gambar 2.5. Sinyal suara jantung normal	18
Gambar 2.6. Sinyal suara jantung <i>aortic stenosis</i>	20
Gambar 2.7. Sinyal suara jantung <i>mitral regurgitation</i>	21
Gambar 2.8. Sinyal suara jantung <i>aortic regurgitation</i>	22
Gambar 2.9. Sinyal suara jantung <i>mitral stenosis</i>	23
Gambar 2.10. Sinyal suara jantung <i>patent ductus arteriosus</i>	25
Gambar 2.11. Suara jantung dasar dalam rekaman <i>phonocardiogram</i>	27
Gambar 2.12. Bagian-bagian stetoskop	28
Gambar 2.13. Stetoskop elektronik	29
Gambar 2.14. Mikrofon kondensor	31
Gambar 2.15. Skematik kapasitor kondensor	31
Gambar 2.16. Diagram blok prinsip kerja <i>soundcard</i>	35
Gambar 2.17. GUIDE Quick Start	36
Gambar 2.18. Tampilan GUI (<i>Graphical User Interface</i>) pada Matlab	37
Gambar 2.19. Struktur <i>neuron</i> JST	43

Gambar 2.20. Model <i>neuron</i> sederhana	43
Gambar 2.21. Arsitektur jaringan syaraf tiruan <i>backpropagation</i>	45
Gambar 3.1 Diagram blok tahapan-tahapan penelitian	51
Gambar 3.2 Diagram blok rancangan alat <i>phonocardiograph</i>	54
Gambar 3.3 Rangkaian <i>preamplifier</i>	57
Gambar 3.4 Diagram alir perancangan GUI Matlab	60
Gambar 3.5 Dekomposisi sinyal suara jantung 3 tingkat	64
Gambar 3.6 Diagram alir perancangan sistem untuk pelatihan dan simulasi jaringan syaraf tiruan	67
Gambar 4.1 Perangkat keras <i>phonocardiography</i>	69
Gambar 4.2 Perangkat keras <i>pre-amplifier</i>	70
Gambar 4.3 Karakteristik penguat mikrofon	72
Gambar 4.4 Pengujian filter wavelet dengan sinyal sinus buatan (a) Sinyal sinus buatan, (b) Sinyal sinus dengan <i>noise random</i> , (c) Sinyal <i>noise random</i> , dan (d) Sinyal hasil filter	76
Gambar 4.5 Pengujian filter wavelet dengan sinyal rekaman suara jantung (a) Sinyal rekaman suara jantung, (b) Sinyal rekaman suara jantung dengan <i>noise</i> , (c) Sinyal <i>noise</i> , dan (d) Sinyal hasil filter	78
Gambar 4.6 Tampilan GUI Matlab untuk <i>phonocardiography</i>	88
Gambar 4.7 Tampilan GUI Matlab untuk <i>phonocardiography</i> jika dioperasikan	90

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1. Karakteristik frekuensi beberapa suara jantung	17
Tabel 3.1. Rentang frekuensi pada masing-masing pita frekuensi	64
Tabel 4.1. Hasil penguatan <i>pre-amplifier</i> mikrofon	71
Tabel 4.2. Harga SNR filter wavelet daubechies 10 untuk data <i>base</i> suara jantung	78
Tabel 4.3. Diagram daya normalisasi sinyal suara jantung normal dan abnormal dengan metode daya sinyal	80
Tabel 4.4. Daya sinyal pada masing-masing pita frekuensi untuk suara jantung normal dan abnormal	81
Tabel 4.5. Data <i>epoch</i> untuk menentukan nilai laju pemahaman (α) dengan nilai momentum (μ) sebesar 0.5	86
Tabel 4.6. Data <i>epoch</i> untuk menentukan nilai momentum (μ) dengan nilai laju pemahaman (α) sebesar 0.5	87
Tabel 4.7. Hasil klasifikasi <i>database</i> suara jantung sebagai data latih jaringan syaraf tiruan	91
Tabel 4.8. Hasil klasifikasi jaringan syaraf tiruan <i>backpropagation</i> pola suara jantung pasien	92

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Penyakit tidak menular (PTM) merupakan penyebab utama kematian secara global tak terkecuali di Indonesia. Data WHO menunjukkan bahwa dari 57 juta kematian yang terjadi di dunia pada tahun 2008, sebanyak 36 juta atau 63% disebabkan oleh Penyakit Tidak Menular (PTM). Penyebab kematian PTM, seperti penyakit kardiovaskular (penyakit jantung) merupakan penyebab terbesar (39%), diikuti kanker (27%), penyakit pernapasan kronis, penyakit pencernaan dan PTM lainnya bersama-sama menyebabkan sekitar 30% kematian, serta diabetes menyebabkan 4% kematian. Menurut Badan Kesehatan Dunia WHO, kematian akibat PTM diperkirakan akan terus meningkat di seluruh dunia, peningkatan terbesar akan terjadi di negara-negara menengah dan miskin, lebih dari dua pertiga atau 70% dari populasi global akan meninggal akibat penyakit tidak menular seperti kanker, penyakit jantung, stroke dan diabetes (Pusat Data dan Informasi Kementerian Kesehatan RI, 2012). Di Indonesia, menurut Data Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) angka kematian yang diakibatkan PTM meningkat dari 41,7% pada tahun 1995 menjadi 49,9% pada tahun 2001 dan 59,5% pada tahun 2007. Penyebab kematian tertinggi adalah penyakit jantung, seperti stroke,

Hipertensi, dan penyakit jantung lainnya (Kementerian Kesehatan RI, 2014). Hal ini dikarenakan gejala abnormalitas sering terjadi secara tiba-tiba. Sehingga diperlukan pengenalan secara dini penyakit jantung untuk menghindari serangan jantung, seperti perekaman aktifitas jantung yang dilakukan secara rutin pada pasien penyakit jantung menggunakan *Electrocardiography* (ECG).

Jantung menghasilkan suara yang biasa direkam secara elektronik menggunakan alat *phonocardiography*. Hasil rekaman alat ini disebut *phonocardiogram* (PCG). Pada pasien yang sedang terkena suatu penyakit jantung, PCG dapat mengindikasikan penyakit tersebut dengan suara detakan yang berbeda dengan suara detakan jantung normal. Suara jantung memiliki pola khusus yang bersesuaian dengan kondisi kesehatan jantung seseorang. Jantung yang tidak normal akan menimbulkan suara tambahan yang disebut dengan murmur (Widodo, 2004). Murmur adalah suara yang disebabkan oleh efek arus pusar (*eddy*) dalam darah akibat penutupan katup jantung (Carr, 2001). Suara jantung normal dan murmur relatif memiliki intensitas yang rendah dan berada dalam *range* frekuensi 10-1000 Hz (Bhoi *et al*, 2015).

Salah satu cara yang digunakan dokter untuk mendiagnosa penyakit jantung adalah memeriksa ketidaknormalan kinerja katup-katup jantung dengan mendengarkan suara jantung dengan menggunakan stetoskop. Teknik ini dikenal dengan teknik auskultasi. Suara jantung yang dihasilkan pada beberapa kasus penyakit jantung menunjukkan adanya pola tertentu yang dapat dikenali dan diambil sebagai bahan untuk mengambil diagnosa (Saptaji *et al*, 2006; Daso, F. *et al*, 2015). Masalah yang timbul pada teknik tersebut

adalah kebisingan lingkungan, kepekaan telinga, frekuensi (berkisar 20 - 400 Hz) dan amplitudo yang rendah, dan pola suara yang relatif sama (Rizal *et al*, 2007). Selain itu auskultasi bersifat subyektif, karena informasi yang diperoleh dengan mendengarkan suara jantung sangat tergantung pada kecakapan dan pengalaman dokter yang memeriksa. Sehingga suara yang sama dapat diinterpretasikan berbeda oleh dokter yang berbeda pula (Zhang *et al*, 2017).

Berdasarkan permasalahan tersebut maka diperlukan suatu teknik pengolahan sinyal untuk membedakan suara jantung yang satu dengan yang lainnya. Teknik ini dapat membantu dokter dalam mendiagnosa kelainan penyakit jantung yang diderita oleh pasien. *Phonocardiography* merupakan salah satu alat medis yang menggunakan teknik pengolahan sinyal dalam menganalisis sinyal suara jantung normal dan abnormal. *Phonocardiography* digunakan untuk merekam suara jantung menjadi sinyal-sinyal elektrik dan menampilkan data pola dari aktivitas jantung pada layar monitor (Cahyono *et al*, 2008). Dengan alat ini dapat dilihat gambaran frekuensi bunyi dan bising jantung, direkam dan dianalisis dengan menggunakan metode matematika untuk membedakan ciri suara jantung normal dan abnormal.

Saat ini banyak penelitian yang dilakukan untuk menemukan metode yang terbaik untuk menganalisis sinyal biomedis, seperti penelitian yang dilakukan oleh Safara *et al*(2013). Dalam penelitiannya digunakan metode *multi level basis selection* (MLBS) dekomposisi paket wavelet untuk mengklasifikasi suara jantung. Dekomposisi paket wavelet digunakan untuk membagi-bagi suara jantung dari spektralnya. Kemudian dalam penelitian tersebut *multi*

level basis selection (MLBS) digunakan untuk mempertahankan dasar paling informatif dari dekomposisi paket wavelet melalui pemindahan dasar yang kurang informatif, kecuali rentang frekuensi, frekuensi derau, dan *threshold* energi. Tingkat akurasi yang dicapai MLBS sebesar 97,56% untuk mengklasifikasikan suara jantung normal, aortic stenosis, mitral regurgitasi, dan aortik regurgitasi. Penelitian lainnya juga dilakukan oleh Suboh et. al (2014) mengenai metode alternatif yang digunakan untuk meningkatkan akurasi terhadap klasifikasi sinyal suara jantung. Pada penelitian tersebut menggunakan metode jaringan multi-layer perceptron (MLP) dalam bentuk *hierarchical* yang digunakan untuk mendapatkan hasil klasifikasi terbaik. Hasil yang diperoleh bahwa jaringan MLP *hierarchical* dapat meningkatkan akurasi klasifikasi secara signifikan mencapai 100% dibandingkan dengan jaringan MLP standar dengan akurasi hanya sebesar 85,71%. Selain itu, Shankar et al (2013) juga melakukan penelitian *phonocardiogram* untuk mendeteksi murmur jantung menggunakan metode transformasi wavelet diskrit. Dalam penelitiannya transformasi wavelet digunakan untuk ekstraksi dan analisis sistol dan diastol pada PCG berdasarkan wavelet daubechies dan energi shannon. Hasil yang diperoleh menunjukkan bahwa teknik tersebut cukup efektif mengekstraksi ciri suara jantung dan membedakan secara akurat antara suara jantung pertama dan kedua. Kemudian ekstraksi ciri suara jantung tersebut digunakan sebagai *input* jaringan syaraf yang harus dilatih untuk mendeteksi adanya murmur jantung.

Pada penelitian ini akan dirancang sebuah alat *phonocardiography* berbasis *personal computer* (PC) yang digunakan untuk mendeteksi suara jantung dan

murmur jantung yang disebabkan oleh kelainan pada katup-katup jantung. Dengan alat ini, suara jantung akan dideteksi oleh stetoskop elektronik, direkam dan dianalisis sehingga dapat divisualisasikan ke layar monitor berupa grafik. Dalam penelitian ini metode yang digunakan untuk mengekstraksi ciri sinyal suara jantung adalah transformasi wavelet atau metode dekomposisi paket wavelet daya sinyal. Metode transformasi wavelet ini dipilih karena tingkat keakurasian yang didapatkan cukup tinggi dalam menganalisis sinyal biomedis. Sehingga pada penelitian ini akan digunakan metode transformasi wavelet untuk menganalisis sinyal suara jantung dalam membedakan suara jantung normal dan abnormal.

B. Rumusan Masalah

Berdasarkan dari uraian latar belakang tersebut maka muncul rumusan masalah dalam penelitian ini sebagai berikut:

1. Bagaimana merancang sebuah stetoskop dan mikrofon sebagai transduser yang digunakan untuk merekam suara jantung dan terintegrasi dengan komputer.
2. Bagaimana membuat program untuk menganalisis sinyal suara jantung menggunakan transformasi wavelet untuk ekstraksi ciri sinyal suara jantung.
3. Bagaimana membuat program Jaringan Syaraf Tiruan (JST) untuk mengenali kelainan jantung berdasarkan ekstraksi ciri suara jantung.

C. Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Merancang sebuah alat *phonocardiograph* untuk merekam suara jantung yang terdiri dari stetoskop, mikrofon, pengkondisi sinyal dan komputer.
2. Menerapkan metode transformasi wavelet untuk ekstraksi ciri sinyal suara jantung dengan menggunakan perhitungan energi dekomposisi sinyal suara jantung.
3. Menerapkan Jaringan Syaraf Tiruan (JST) *backpropagation* pada alat *phonocardiograph* untuk mengklasifikasikan pola suara jantung normal dan abnormal berdasarkan ekstraksi ciri sinyal suara jantung.

D. Manfaat Penelitian

Manfaat yang dapat diperoleh dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Hasil penelitian ini diharapkan dapat membantu tenaga medis khususnya dokter dalam menganalisa suara jantung pasien, sehingga dapat meminimalisir kesalahan dokter saat mendiagnosa kondisi jantung pasien.
2. Hasil penelitian ini juga diharapkan dapat menambah wawasan ilmu pengetahuan bagi masyarakat dibidang teknologi khususnya alat-alat medis.

E. Batasan Masalah

Batasan masalah dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Sinyal suara yang akan dianalisis pada penelitian ini adalah sinyal biomedis

meliputi suara jantung normal, *Aortic Stenosis*, *Mitral Regurgitaion*, *Aortic Regurgitation*, *Mitral Stenosis*, dan *Patent Ductus Arteriosus* (PDA).

2. Metode ekstraksi ciri suara jantung yang digunakan pada penelitian ini adalah transformasi wavelet.
3. Sensor perekam suara jantung yang digunakan dalam penelitian ini adalah stetoskop yang dilengkapi dengan mikrofon.
4. Alat bantu *software* yang digunakan pada penelitian ini adalah Matlab 7.8.0 atau Matlab R2009a.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

A. Penelitian Terdahulu

Randhawa dan Singh (2015) melakukan penelitian yang membahas tentang klasifikasi sinyal suara jantung menggunakan jaringan syaraf tiruan (JST) *backpropagation*, *k-NN* (*k Nearest neighbour*) dan *fuzzy k-NN*. Pada penelitiannya dilakukan beberapa tahap untuk analisis suara jantung, yaitu akuisisi sinyal, ekstraksi ciri, reduksi ciri, dan klasifikasi. Pada tahap akuisisi sinyal dilakukan perekaman suara jantung menggunakan stetoskop elektronik. Pada penelitiannya digunakan 144 sampel rekaman suara jantung yang terdiri dari 60 sampel rekaman suara jantung normal, 39 sampel murmur sistolik, dan 45 sampel diastolik murmur. Selanjutnya dilakukan pra-pemrosesan sinyal di mana sinyal difilter, dinormalisasi dan diskalakan untuk analisis lebih lanjut. Sinyal suara jantung tersebut dilakukan ekstraksi ciri menjadi beberapa spektral menggunakan Matlab (R2010b) dan *spectrum analyzers* (Spectra Plus SC dan Sigwiew) dan reduksi ciri menggunakan FDR (*Fisher's Discriminant Ratio*). Pola suara jantung yang terpilih digunakan untuk mengklasifikasikan sinyal kedalam beberapa kelas menggunakan jaringan syaraf tiruan (JST) *backpropagation*, *k-NN* (*k Nearest neighbour*) dan *fuzzy k-*

NN. Hasil penelitian menunjukkan bahwa *k-NN* (*k Nearest neighbour*) dan *fuzzy k-NN* memiliki tingkat akurasi yang lebih baik sebesar 99,6%. Sedangkan akurasi *JST backpropagation* mencapai 98.8% dalam mengklasifikasikan kedalam dua kelas sinyal normal dan sinyal murmur.

Penelitian serupa juga pernah dilakukan oleh Haryadi (2005) untuk mengamati suara jantung normal dan abnormal menggunakan sistem deteksi jantung berbasis komputer mikro. Data sinyal suara jantung diperoleh dari data yang direkam menggunakan *sound recorder* melalui *soundcard* PC. Kemudian data tersebut diekstrak menggunakan *Fast Fourier Transform* (FFT) menghasilkan ekstraksi ciri suara jantung. Analisis hasil ekstraksi ciri dari masing-masing pola grafik yang terbentuk digunakan untuk membedakan pola suara jantung ritmi atau aritmi dan digunakan sebagai masukan untuk pengenalan pola JST.

Ölmez et. al (2003) melakukan penelitian terkait klasifikasi 7 suara jantung yang berbeda menggunakan metode transformasi wavelet dan jaringan syaraf tiruan. Penelitian tersebut dilakukan dalam empat tahap, yaitu pembagian dari suara jantung pertama dan kedua, proses normalisasi, ekstraksi ciri, dan klasifikasi dengan jaringan syaraf tiruan. Metode transformasi wavelet digunakan untuk membagi suara jantung pertama dan kedua, dan ekstraksi ciri suara jantung. Setelah pembagian suara jantung, vektor ciri suara jantung terbentuk dengan menggunakan koefisien detail wavelet pada dekomposisi tingkat 6. Vektor ciri tersebut dinormalisasi, lalu digunakan untuk *input* jaringan syaraf tiruan yaitu jaringan *Grow and Learn* (GAL) dan jaringan *Linear Vector Quantization* (LVQ). Hasil penelitian yang diperoleh adalah

jaringan GAL mampu mengklasifikasikan suara jantung pasien jauh lebih baik dibandingkan dengan jaringan LVQ.

Kristomo (2016) melakukan suatu penelitian untuk menyeleksi ciri suara jantung pada domain waktu dan frekuensi dengan metode ekstraksi ciri yang efisien dan toleran terhadap variasi pergeseran sinyal. Dekomposisi wavelet digunakan untuk menghilangkan *noise*, ciri diekstraksi dengan AR-PSD dan digunakan sebagai input pengklasifikasian. Metode *Correlation-based Feature Selection* (CFS) digunakan untuk menyeleksi ciri terbaik diantara 13 ciri yang telah diekstrak. Hasil penelitian menunjukkan bahwa sistem klasifikasi telah dapat mengklasifikasikan beberapa kombinasi *Fitur Set* dengan tingkat akurasi yang tinggi.

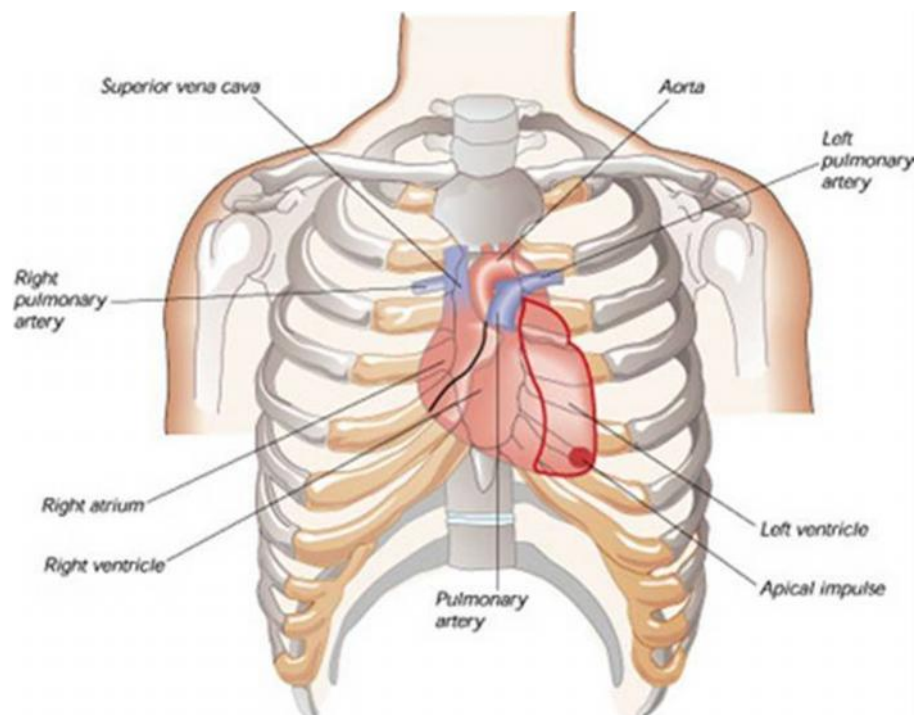
Penelitian terkait juga dilakukan oleh Surtono (2012) yaitu menganalisis sinyal EKG menggunakan transformasi wavelet dan jaringan syaraf tiruan *backpropagation*. Sinyal EKG yang dianalisis dan diklasifikasi dari kondisi jantung normal, *arrhythmia*, *ventricular tachyarrhythmia*, *intracardiac atrial fibrillation*, dan *myocard infarction*. Dalam penelitiannya dilakukan pra-pemrosesan sinyal yang bertujuan untuk denoising dan menyeragamkan frekuensi *sampling*. Pada tahap ini, derau 60/50 Hz dari interferensi jaringan listrik yang terdapat pada sinyal EKG direduksi menggunakan *filter* takik IIR dengan metode pole-zero. Sedangkan derau *baselin wander* direduksi menggunakan metode transformasi wavelet diskrit 11 tingkat untuk memperoleh frekuensi dibawah 0.5 Hz. Kemudian dilakukan ekstraksi ciri sinyal EKG dengan normalisasi daya rata-rata dari dekomposisi 6 tingkat menggunakan metode transformasi wavelet sym8. Hasil ekstraksi ciri sinyal

EKG akan diklasifikasi menggunakan jaringan syaraf tiruan umpan balik dengan struktur 7 *neuron input*, 7 *neuron* lapisan tersembunyi, dan 5 *neuron output*. Hasil penelitian yang diperoleh menunjukkan tingkat akurasi JST dalam mengenali semua pola sinyal EKG mencapai 87.424%.

B. Teori Dasar

1. Jantung

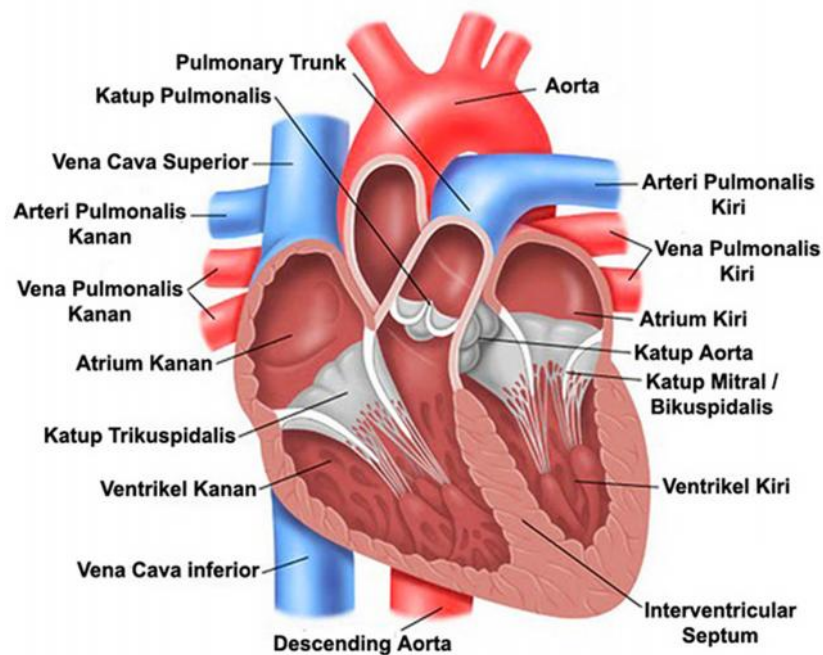
Jantung merupakan organ *mascular* berlubang yang berfungsi sebagai pompa ganda sistem kardiovaskular (jantung dan pembuluh darah). Sisi kanan jantung memompa darah ke paru-paru, sedangkan sisi kiri jantung memompa darah ke seluruh tubuh. Secara harfiah jantung manusia terbagi menjadi dua bagian yaitu bagian kiri dan kanan (Atwood, 1996).



Gambar 2.1. Letak jantung dalam dada (Setiadi,2007).

Gambar 2.1 di atas menggambarkan lokasi jantung. Jantung terletak di dalam rongga mediastinum dari rongga dada (*thorax*), diantara kedua paru-paru. Bagian depan, jantung dilindungi oleh sternum dan tulang-tulang iga. Dinding samping berhubungan dengan paru-paru dan fasies mediastinalis. Dinding atas berhubungan dengan *aorta*, *pulmonalis*, dan *bronkus dekstra* dan *sinistra*. Dinding belakang berhubungan dengan mediastinum *posterior oesofagus*, *aorta desenden*, *vena azigos*, dan *kolumna vertebrata torakalis*. Sedangkan bagian bawah berhubungan dengan diafragma.

Struktur jantung pada bagian permukaan *inferior* (diafragma) sebagian besar adalah ventrikel kiri dan sebagian ventrikel kanan. Batas kanan jantung dibentuk oleh *vena kava superior* dan atrium kanan, sedangkan batas kiri jantung dibatasi oleh dinding lateral ventrikel kiri. Basis jantung dibentuk oleh atrium kiri dan sebagian atrium kanan yang berada di iga kedua. Selaput yang membungkus jantung disebut *pericardium* yang terdiri dari *pericardium fibrosa* dan *pericardium serosa*. *Pericardium* berfungsi sebagai *barier* terhadap infeksi paru-paru dan mediastinum (Setiadi,2007). Struktur jantung diperlihatkan pada Gambar 2.2.



Gambar 2.2. Struktur jantung (*Continuing Medical Implementation Inc.*, 2016).

Jantung memiliki katup jantung atau klep jantung yang menyerupai gerbang atau pintu satu arah yang terdapat pada jantung dan terbuat dari jaringan *endokardium*. Katub jantung terletak di antara empat ruangan pada jantung dan pembuluh darah. Katup jantung berfungsi menjaga aliran darah yang berasal dari seluruh tubuh yang berada di dalam jantung maupun yang keluar dari jantung berjalan dengan benar. Jantung memiliki empat katup jantung yaitu:

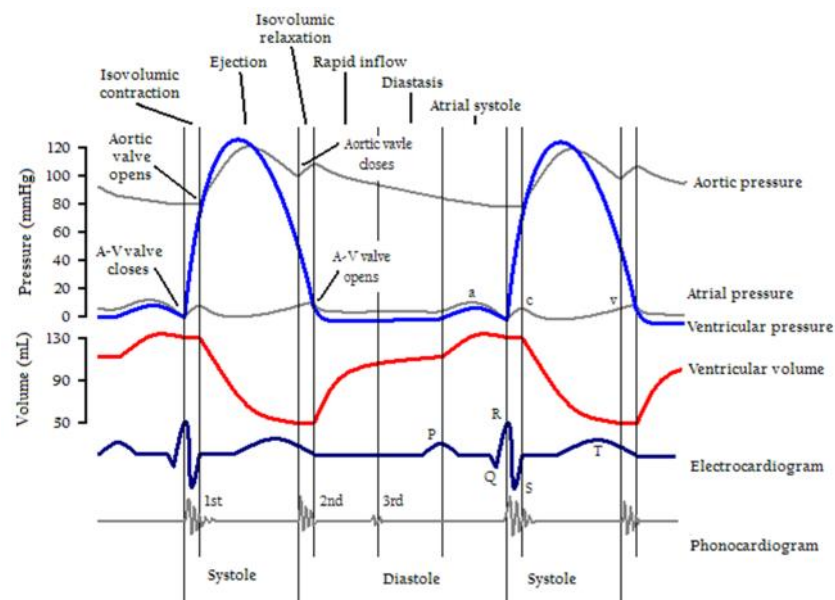
- a. Katup Trikuspid, terletak di antara serambi (atrium) kanan dengan bilik (ventrikel kanan). Pada katup triskupid, bila membuka membiarkan darah mengalir dari bilik kanan pada waktu jantung relaksasi dan menutup untuk mencegah darah mengalir kembali ke tubuh bila jantung kontraksi.

- b. Katup Mitral, terletak di antara serambi kiri dengan bilik kiri. Katup mitral berfungsi untuk mengontrol darah mengalir antara serambi kiri dan bilik kiri.
- c. Katup Pulmonal, terletak di antara bilik kanan dengan arteri pulmonaris (pembuluh yang membawa darah menuju paru-paru untuk memperoleh oksigen. Katup pulmonal berfungsi untuk mengontrol aliran darah dari bilik kanan ke arteri yang menyuplai darah ke paru-paru.
- d. Katup Aorta, terletak di antara bilik kiri dengan aorta (pembuluh yang membawa darah berisi oksigen dari jantung ke seluruh tubuh). Bila katup aorta terbuka maka membiarkan darah mengalir ke tubuh yaitu sewaktu jantung berkontraksi dan tertutup bila jantung relaksasi (Soeharto, 2004).

2. Isyarat Suara Jantung

Jantung berfungsi sebagai pompa yang mendorong darah melalui seluruh sistem vaskuler (Amin, 2007). Siklus jantung adalah interval dari akhir satu kontraksi jantung ke akhir kontraksi berikutnya. Siklus jantung terdiri dari dua periode, yaitu kontraksi (sistol) dan relaksasi (diastol). Selama fase sistolik dan diastolik, suara jantung dihasilkan dari pembukaan dan penutupan katup jantung, aliran darah di dalam jantung, dan getaran otot. Empat suara jantung dihasilkan di siklus jantung. Suara jantung pertama (S1) dan kedua (S2) dapat didengar dengan mudah pada jantung normal melalui stetoskop yang ditempatkan di area dada dengan

tepat (Abbas, 2009). Keempat suara jantung yang berkorelasi dengan kelistrikan dan kegiatan mekanik dari siklus jantung dapat dilihat pada Gambar 2.3.

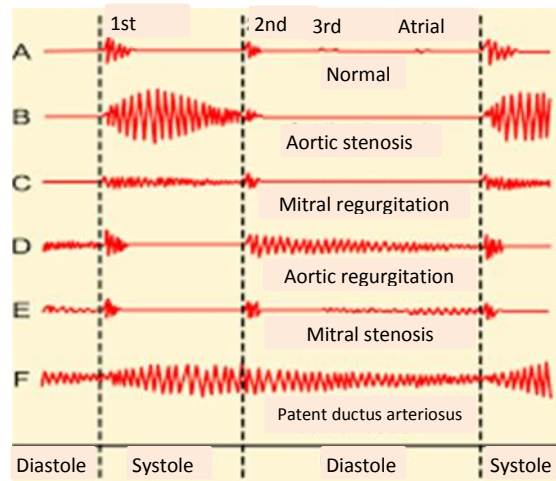


Gambar 2.3. Gambaran hubungan suara jantung dan siklus jantung (Abbas, 2009).

Selama fase sistolik dan diastolik, suara jantung dihasilkan dari pembukaan dan penutupan katup jantung, aliran darah di dalam jantung, getaran otot jantung. Suara jantung pertama (S1), hanya komponen dua dan tiga yang terdengar disebut M1 dan T1 (Akay et al, 1990). Suara jantung ini disebabkan oleh penutupan katub *triscupid* dan *mitral* (*atrioventrikular*) yang memungkinkan aliran darah dari serambi jantung (*atria*) ke bilik jantung (*ventricle*) dan mencegah aliran balik. S1 merupakan suara *lub* bila didengarkan menggunakan stetoskop. S1 terjadi hampir bersamaan dengan timbulnya QRS dari elektrokardiogram dan terjadi sebelum periode jantung berkontraksi (sistol). Suara *dub* disebut suara jantung kedua (S2) (Antonisfia, 2008). S2 disebabkan oleh

penutupan katup semikular (*aortic* dan *pulmonary*) yang terjadi pada akhir ventrikular sistolik, memiliki dua komponen utama yaitu *aortic* (A2) dan *pulmonary* (P2). Suara S2 ini terjadi hampir bersamaan dengan akhir gelombang T dari EKG. Suara jantung ketiga (S3) disebabkan oleh osilasi darah antara dinding aorta dan ventrikular. S3 sesuai dengan berhentinya pengisian *atrioventricular*. Suara jantung terakhir (S4) disebabkan oleh turbulensi dari ejeksi darah. S4 memiliki korelasi dengan kontraksi *atria*. S4 memiliki amplitudo dan komponen frekuensi rendah. S3 dan S4 disebabkan oleh fase akhir pengisian ventrikular, setelah fase isovolumetrik dan kontraksi atrial (Akay et al, 1990).

Jantung abnormal menghasilkan suara tambahan yang disebut dengan *murmur* yang disebabkan oleh permukaan katup yang tidak sempurna atau memaksa darah melewati bukaan sempit (*stenosis*) 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 menyimpangkan sirkulasi sistemik (Antonisfia et al, 2008).



Gambar 2.4. Contoh grafik PCG normal dan abnormal (Setiawan, 2011).

Gambar 2.4 bagian B sampai F menunjukkan rekaman suara jantung abnormal dan beberapa contoh jenis *murmur*. Suara jantung normal dan murmur memiliki rentang frekuensi sebesar 10 – 1000 Hz (Bhoi et. al, 2015). Karakteristik frekuensi dari beberapa suara jantung ditunjukkan pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1. Karakteristik frekuensi beberapa suara jantung.

	Sinyal Suara Jantung	Rentang Frekuensi (Hz)
Normal	- S1 dan S2	20 – 200
	- S3 dan S4	18 – 70
Murmur	- Mitral stenosis	25 – 80
	- Aortik stenosis dan mitral regurgitasi	120 – 450
	- Aortik regurgitasi dan mitral regurgitasi	150 – 700

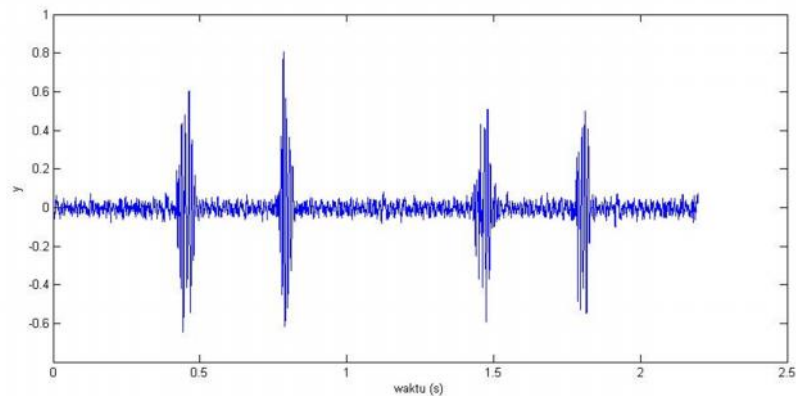
Sumber: Choi, 2008; Safara et. al, 2013.

3. Suara Jantung Normal dan Abnormal

Suara jantung merupakan suara yang disebabkan oleh proses membuka dan menutupnya katup jantung akibat adanya getaran pada jantung dan

pembuluh darah besar. Suara jantung terbagi menjadi beberapa jenis yang dikelompokkan menjadi 2 kategori yaitu suara jantung normal dan suara jantung abnormal. Suara jantung abnormal atau disebut juga dengan murmur biasanya berkaitan dengan penyakit jantung. Suara jantung abnormal dikelompokkan menjadi beberapa kategori yaitu murmur sistolik, murmur diastolik, dan murmur kontinyu. Jenis suara jantung normal dan abnormal yang akan dianalisis pada penelitian ini adalah sebagai berikut.

a. Suara Jantung Normal

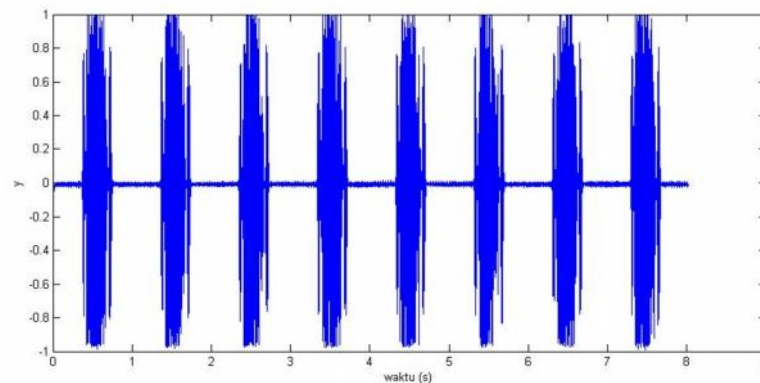


Gambar 2.5. Sinyal suara jantung normal.

Suara jantung normal terdiri dari empat komponen yaitu suara jantung I (S1), suara jantung II (S2), suara jantung III (S3), dan suara jantung IV (S4). Gambar 2.5 menggambarkan sinyal suara jantung manusia normal. S1 menyatakan mulainya penutupan mitral dan triskupid yang berlangsung kira-kira 0,10 detik. S1 terdiri dari dua komponen utama berfrekuensi tinggi yang dapat terdengar pada pemeriksaan, walaupun tidak semudah komponen suara jantung yang kedua (S2). Komponen utama suara jantung pertama (S1) tepat sinkron dengan penutupan katup mitral dan komponen suara jantung kedua (S2) sinkron dengan

penutupan katup triskupid. Komponen suara jantung kedua (S2) lebih mudah diidentifikasi dibandingkan dengan komponen S1. S2 menyatakan akhir sistol ventrikel dan mempunyai dua komponen berfrekuensi tinggi yang berkaitan dengan penutupan katup-katup aorta dan pulmonal. Bunyi-bunyi ini ditimbulkan oleh deselerasi aliran darah yang mendadak sehingga menghasilkan tegangan dan vibrasi katup-katup aorta dan pulmonal yang baru menutup. S3 disebabkan oleh vibrasi dinding ventrikel ketika terjadi peralihan dari pengisian diastolik yang cepat ke distensi pasif. Pada implus apikal, S3 bersamaan dengan gerakan jantung keluar yang tiba-tiba berhenti karena periode pengisian diastolik yang cepat berakhir. S3 merupakan bunyi yang lembut dengan frekuensi rendah sehingga usaha khusus harus dilakukan untuk mendengarnya. Kadang-kadang S3 hanya dapat dideteksi setelah aktifitas fisik ringan. Kesukaran dalam mendengar S3 dan S4 keduanya dan melukiskan suara-suara tersebut berkaitan, dilukiskan secara puitis oleh Pierre-Carl Potain dalam tahun 1875. S4 disebabkan oleh vibrasi yang terjadi dalam ventrikel ketika mengembang pada fase kedua pengisian distolik yang cepat ketika atria berkontraksi. Sehingga S4 terjadi setelah kontraksi atrium dan sebelum S1. S4 merupakan bunyi yang lembut dan singkat, terbaik didengar pada tempat yang sama dan teknik yang sama seperti yang digunakan untuk mendengar S3 (Tilkian et al, 1991).

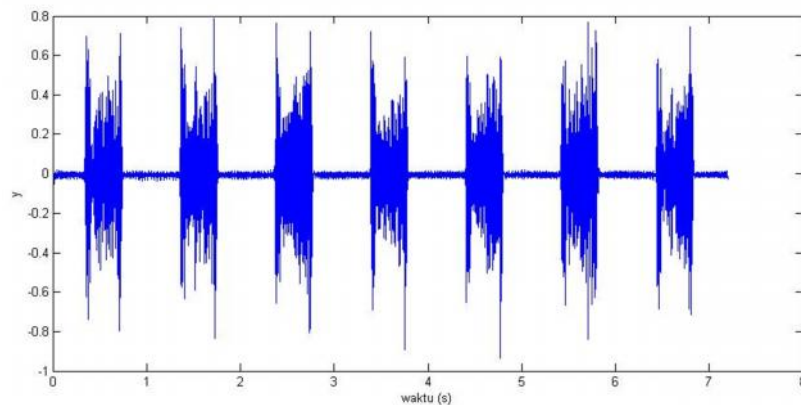
b. *Aortic Stenosis*



Gambar 2.6. Sinyal suara jantung *aortic Stenosis*.

Gambar 2.6 menggambarkan sinyal suara jantung *aortic stenosis*. *Aortic Stenosis* (Stenosis katup aorta) adalah gangguan pada pembukaan katup aorta jantung yang tidak terbuka secara sempurna atau menyempit, yang menurunkan aliran darah dari ventrikel kiri ke aorta. *Aortic stenosis* termasuk kedalam kategori murmur sistolik. *Aortic stenosis* diakibatkan karena demam reumatik atau penyakit katup aorta kongenital. Murmur pada stenosis aorta bersifat keras dengan nada rendah mirip suara membersihkan tenggorokan. Murmur “*ejection*” mid-sistolik dari stenosis aorta mungkin lemah atau keras dan biasanya menjalar ke apeks dan leher, dengan murmur lebih keras pada seluruh toraks dan sering disertai dengan “*thrill*”. Transimisi ke daerah klavikula, lebih sering daripada ke arteri karotis. Murmur stenosis aorta didengar paling baik pada sela iga I atau II kanan bila aorta asenden berdilatasi, tetapi sebaliknya terbaik didengar pada sela iga III kiri dengan penderita duduk tegak dan membungkuk ke depan sambil menahan napas pada ekspirasi (Tilkian et al, 1991).

c. *Mitral Regurgitation*

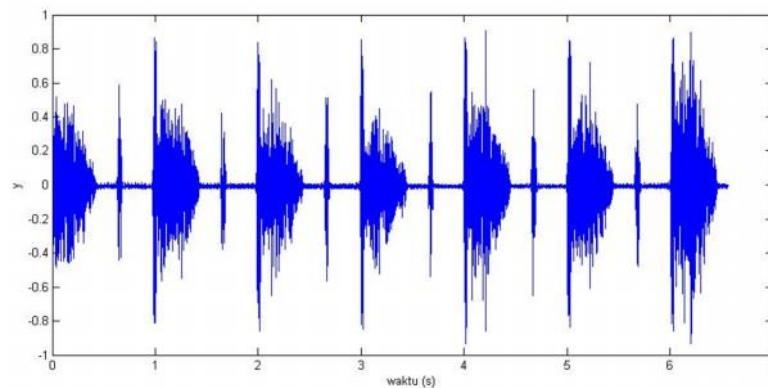


Gambar 2.7. Sinyal suara jantung *mitral regurgitation*.

Gambar 2.7 menggambarkan sinyal suara jantung *mitral regurgitation*. *Mitral regurgitation* adalah gangguan dari jantung dimana katup mitral tidak menutup dengan benar ketika jantung memompa keluar darah dari ventrikel kiri ke atrium kiri melalui katup mitral. *Mitral regurgitation* termasuk kedalam murmur sistolik. *Mitral regurgitation* timbul karena terjadi malfungsi dari salah satu struktur pembentuk apparatus katup mitral yaitu annulus, daun katup, chordae tendineae, otot papiralis, atau dinding bebas ventrikel kiri. Penyebab yang sering terjadi antara lain penyakit jantung reumatik, disfungsi otot papilaris, prolapse katup mitral, rupture chordae tendineae, klasifikasi annulus mitral, dan dilatasi ventrikel kiri disertai dengan gagal jantung kiri. Pada *mitral regurgitation*, murmur mulai dengan sistol dan terus berlanjut selama tekanan ventrikel kiri melebihi tekanan atrium kiri. Maka murmur ini mulai dari S1 dan mungkin meluas melalui S2. Murmur ini biasanya terbaik didengar dengan menggunakan diafragma stetoskop pada apeks, dan mungkin hanya akan didengar dan cukup spesifik di daerah tersebut

bila murmur lemah. Bila *mitral regurgitation* mulai mencolok, S2 abnormal sering terdengar. Kelainan demikian membantu dalam membedakan regurgitasi dari stenosis mitral (Tilkian et al, 1991).

d. Aortic Regurgitation

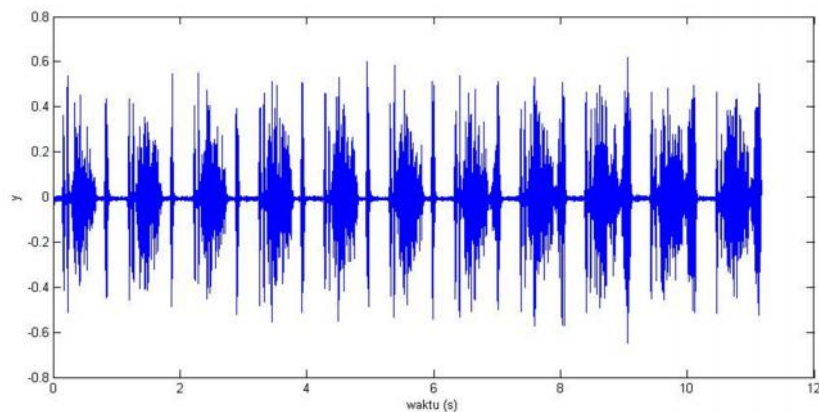


Gambar 2.8. Sinyal suara jantung *aortic regurgitation*.

Aortic regurgitation adalah kelainan pada katup aorta yang menjadi lemah ataupun pembukaan yang membesar sehingga katup tidak dapat menutup dengan seharusnya, hal ini mengakibatkan timbulnya aliran balik darah dari aorta ke ventrikel kiri (Wahab, 2006). *Aortic regurgitation* merupakan keadaan dimana aliran balik darah dari aorta ke dalam ventrikel kiri sewaktu relaksasi ventrikel. Penyakit ini jelas memberi beban volume yang cukup berat pada ventrikel kiri. Pada setiap kontraksi, ventrikel harus mampu mengeluarkan sejumlah darah yang sama dengan volume sekuncup normal ditambah volume regurgitasi. Ventrikel kiri mengalami dilatasi berat dan akhirnya menjadi hipertrofi, sehingga bentuknya berubah seperti bola. Kemudian sirkulasi perifer menjadi hiperdinamik (O'Donnell, 2002).

Murmur *aortic regurgitation* termasuk kedalam kategori murmur diastolik. Murmur *aortic regurgitation* bernada tinggi, lembut, bertiup, dekresendo, dan awal diastolik, dimulai dengan komponen aorta S2 bila tekanan ventrikel kiri turun dibawah tekanan pangkal aorta. Penyebab murmur *aortic regurgitation* sering kali disebabkan karena penyakit reumatik, kongenital atau klasifikasi katup menyebabkan regurgitasi katup aorta. Penyebab lain adalah *endocarditis*, aneurisma aorta asenden, diseksi pangkal aorta, sindrom Marfan, sifilis, *aneurisma sinus valsava*, hipertensi, *arteriosclerosis*, trauma, *ostio genesis* imperfekta, dan *spendolitis rheumatoid*. Murmur ini sulit untuk didengar dan membutuhkan perhatian khusus pemeriksa dan mempersiapkan posisi pasien dengan baik (Tilkian et al, 1991).

e. *Mitral Stenosis*



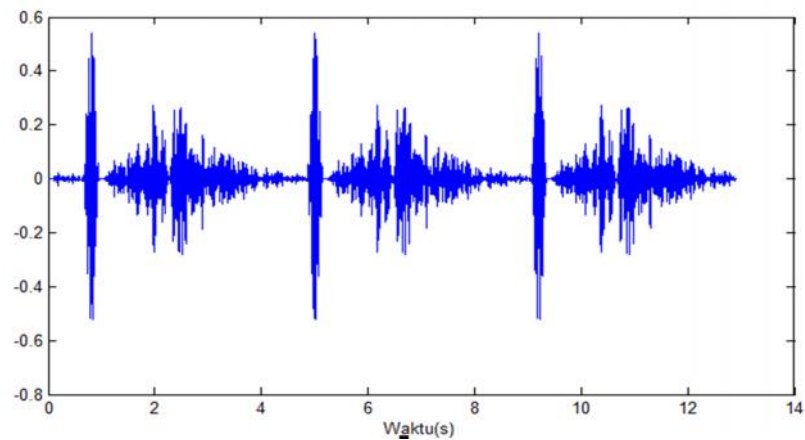
Gambar 2.9. Sinyal suara jantung *mitral stenosis*.

Gambar 2.9 menggambarkan sinyal suara jantung *mitral stenosis*. *Mitral stenosis* merupakan penyempitan lubang katup mitral yang mengakibatkan peningkatan tahanan aliran darah dari atrium kiri ke

ventrikel kiri. *Mitral stenosis* termasuk ke dalam kategori murmur diastolik. Murmur akibat *mitral stenosis* mempunyai frekuensi rendah, berupa *rumble* mid-diastolik. Biasanya mengikuti *opening snap* dan disertai dengan S2 yang sempit dengan kecepatan lebih tinggi dari normal, mungkin terdapat pada fibrilasi atrium dan irama sinus normal. Kecepatan aliran darah dari atrium ke ventrikel relatif rendah (gradien tekanan yang rendah melintasi katup mitral), menimbulkan murmur dengan frekuensi rendah dengan nada rendah dan diberikan istilah deskriptif *rumble*.

Berkurangnya luas efektif lubang mitral menyebabkan berkurangnya daya alir katup mitral. Hal ini akan meningkatkan tekanan di ruang atrium kiri sehingga timbul perbedaan tekanan antara atrium kiri dan ventrikel kiri waktu diastolik. Jika peningkatan tekanan ini tidak berhasil mengalirkan jumlah darah yang cukup untuk memenuhi kebutuhan tubuh, akan terjadi bendungan pada atrium kiri dan selanjutnya akan menyebabkan bendungan vena dan kapiler paru. Pada tahap selanjutnya tekanan arteri pulmonal akan meningkat, kemudian terjadi pelebaran ventrikel kanan dan regurgitasi pada katup triskupid atau pulmonal. Akhirnya vena-vena sistemik akan mengalami bendungan pula. Penyebab tersering dari stenosis mitral adalah demam reumatik, dengan akibat fusi subvalvular, fusi komisure, dan imobilisasi daun katup dengan pembentukan parut yang padat atau klasifikasi (Tilkian et al, 1991).

f. *Patent Ductus Arteriosus*



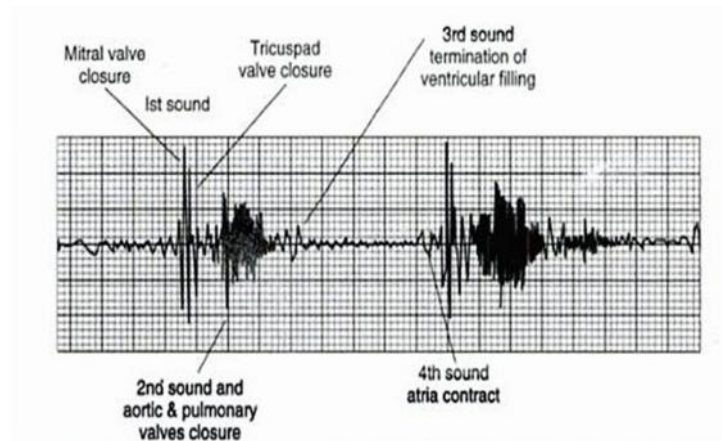
Gambar 2.10. sinyal suara jantung *patent ductus arteriosus*.

Gambar 2.10 menggambarkan sinyal suara jantung *patent ductus arteriosus*. *Patent ductus arteriosus* termasuk ke dalam salah satu kategori *continuous* murmur. *Patent ductus arteriosus* merupakan kegagalan menutupnya *ductus arteriosus* (arteri yang menghubungkan aorta dan arteri pulmonal) pada minggu pertama kehidupan, yang menyebabkan mengalirnya darah dari aorta yang bertekanan tinggi ke arteri pulmonal yang bertekanan rendah. *Ductus arteriosus* adalah suatu pembuluh darah yang menghubungkan aorta (pembuluh darah besar yang mengangkut dari ke seluruh tubuh) dengan arteri pulmonal (arteri yang membawa darah ke paru-paru), yang merupakan bagian dari peredaran darah yang normal pada janin. Pada bayi prematur, penutupan mungkin normal terlambat. Murmur kadang-kadang dapat terdengar pada bayi normal untuk beberapa saat setelah lahir. Hubungan arterikopulmonal mungkin pula terjadi karena septum antara aorta dan arteri pulmonalis gagal terbentuk, meninggalkan jendela arteri

kopulmonal. Sering murmur tersebut tidak dapat dibedakan dari murmur PDA, yang mana lebih sering terjadi. Murmur PDA bergantung pada perbedaan berkelanjutan dalam tekanan darah antara aorta dan trunkus pulmonal. Sehingga bila terdapat hipertensi pulmonal, tekanan diastolik dalam arteri pulmonalis mendekati tekanan sirkulasi sistemik. Maka aliran diastolik berkurang dan mungkin terhenti tergantung pada derajat hipertensi pulmonal (Tilkian et al, 1991).

4. *Phonocardiography*

Phonocardiogram adalah rekaman dari suara jantung dan murmur (Vermariñ n, 2006). *Phonocardiogram* menyingkirkan anggapan subjektif dari suara tersebut dan juga membuat kemungkinan sebuah evaluasi dari suara jantung dan murmur yang berkaitan dengan peristiwa kelistrikan dan mekanik dalam siklus jantung. Dalam evaluasi klinis seorang pasien, sejumlah variabel lain yang berhubungan dengan jantung dapat direkam secara bersamaan dengan *phonocardiogram*. Selain itu juga denyut jantung artrial karotid, denyut jantung pembuluh darah vena di leher, dan *apexcardiogram*. Denyut jantung artrial karotid, pembuluh darah di leher, dan *apexcardiogram* tidak langsung direkam menggunakan mikrofon dengan respon frekuensi dari 0.1 sampai 100 Hz. Kardiologis mengevaluasi hasil dari *phonocardiography* berdasarkan perubahan bentuk gelombang dan sejumlah parameter waktu (Webster, 2010). Rekaman suara jantung atau *phonocardiogram* ditunjukkan oleh Gambar 2.11.



Gambar 2.11. Suara jantung dasar dalam rekaman *phonocardiogram* (Webster, 2010).

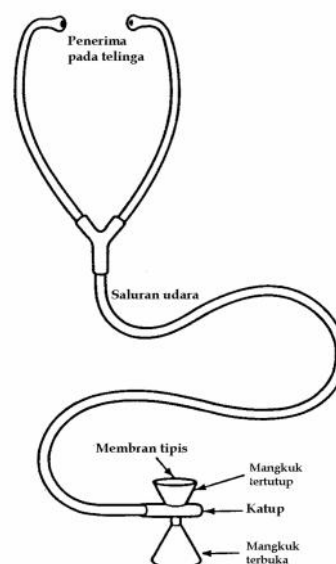
Phonocardiography merupakan instrumen atau alat yang digunakan untuk merekam suara yang berhubungan dengan aktivitas pemompaan jantung. Suara tersebut memberikan indikasi denyut jantung dan irama jantung. Suara tersebut juga memberikan informasi yang berguna mengenai aktivitas pemompaan darah dan katup.

Suara jantung digunakan untuk mendiagnosa keadaan seseorang. Suara yang dihasilkan oleh jantung yang sehat sangat identik dan suara jantung abnormal selalu berhubungan dengan kelainan fisik tertentu. Selama bertahun-tahun hingga saat ini, instrumen dasar medis yang digunakan untuk mendeteksi suara jantung adalah stetoskop akustik. Sebuah perbaikan dari stetoskop akustik yang biasanya memiliki keakuratan yang rendah adalah stetoskop elektronik yang terdiri dari mikrofon, penguat dan *head set*. Stetoskop elektronik mendeteksi suara jantung yang memiliki intensitas terlalu rendah atau frekuensi terlalu tinggi untuk didengar dalam instrumen akustik biasa. *Phonocardiography* memberikan

rekaman gelombang suara jantung yang sangat penting dalam mendiagnosa keadaan jantung seseorang (Khandpur, 1997).

5. Stetoskop

Stetoskop adalah peralatan medis akustik (berbasis suara) yang digunakan dalam auskultasi yaitu istilah teknik yang mengacu pada aktivitas suara di dalam tubuh manusia. Auskultasi dilakukan untuk mengevaluasi sistem sirkulasi, respirasi dan gastrointestinal. Meskipun demikian, stetoskop umumnya digunakan untuk mendengarkan bunyi jantung dan pernapasan. Stetoskop ditemukan di Perancis pada tahun 1816 oleh René-Théophile-Hyacinthe Laennec, masih berupa tabung bamboo sederhana. Stetoskop standar yang digunakan dan menjadi dasar pengembangan stetoskop modern didesain oleh George Camman pada tahun 1854. Stetoskop seperti ditunjukkan pada Gambar 2.12.



Gambar 2.12. Bagian-bagian stetoskop (Prawira, 2015).

Stetoskop akustik merupakan stetoskop yang paling umum dikenal. Stetoskop ini bekerja mentransmisikan suara dari dada melalui tabung berlubang berisi udara ke telinga pendengar. Bagian stetoskop yang ditempelkan di tubuh dikenal dengan nama *chestpiece*, berfungsi sebagai sensor suara berupa diafragma yang terbuat dari piringan plastik atau *bell* berbentuk mangkuk berlubang. Jika *chestpiece* ditempelkan di dada, diafragma digetarkan oleh suara dari dalam dada sehingga terbentuk gelombang tekanan yang ditransmisikan tabung. Jika *chestpiece* berbentuk *bell* maka getaran pada kulit langsung membentuk gelombang tekanan yang merambat ke telinga. Dalam hal ini diafragma mentransmisikan suara frekuensi tinggi sedangkan *bell* untuk suara berfrekuensi rendah. Meskipun stetoskop akustik sudah menggunakan diafragma namun frekuensi suara yang ditangkap telinga masih dalam level yang sangat rendah. Permasalahan ini diperbaiki dengan metode *invention of the stratified (inner) lumen* pada tahun 1999 dan mekanisme kinetik akustik pada tahun 2002.



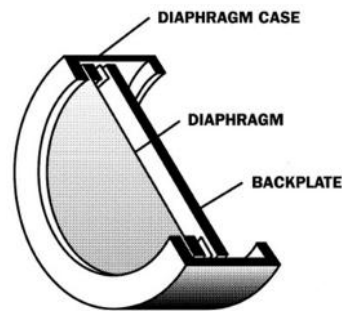
Gambar 2.13. Stetokop elektronik.

Stetoskop elektronik seperti Gambar 2.13 mempertinggi gelombang suara tubuh manusia secara elektronis meskipun derajat penggandaanya masih

terbatas. Stetoskop memerlukan proses konversi gelombang tekanan suara menjadi sinyal listrik yang kemudian diperbesar dan diproses untuk menghasilkan pendengaran yang optimal. Metode penangkapan gelombang suara pada stetoskop elektronik bervariasi dari sekedar menempatkan mikrofon pada *chestpiece* hingga penggunaan kristal piezo-elektrik yang ditempelkan pada diafragma. Kristal piezo-elektrik ini merubah tekanan udara berdasarkan perubahan medan listrik yang diakibatkan getaran suara tubuh. Penggunaan kristal piezo-elektrik memperbaiki kinerja *chestpiece* mikrofon yang sangat dipengaruhi suara pengganggu (*ambient noise*) (Hendee, 2004).

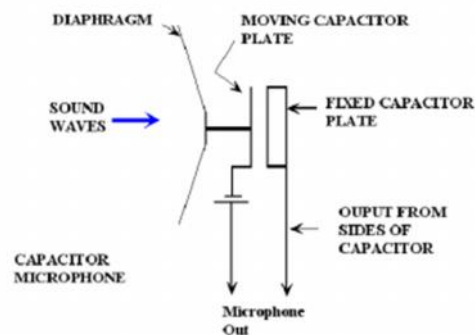
6. Mikrofon

Sensor suara yang paling umum digunakan adalah mikrofon kondensor. Jenis sensor ini disebut juga *prepolarized* (yang berarti bahwa sumber daya termasuk dalam mikrofon) atau eksternal terpolarisasi. Eksternal mikrofon kondensor terpolarisasi membutuhkan sumber daya tambahan, yang menambah biaya untuk proyek-proyek. Mikrofon *prepolarized* lebih disukai di lingkungan lembab di mana komponen power supply bisa rusak, dan mikrofon kondensor eksternal terpolarisasi lebih disukai di lingkungan tinggi (Syam, 2013). Mikrofon kondensor diperlihatkan pada Gambar 2.14 berikut.



Gambar 2.14. Mikrofon kondensor (Setiawan , 2014).

Mikrofon kondensor terdiri dari dua plat sejajar, salah satu platnya difungsikan sebagai membran dan plat satunya dibuat tetap seperti pada Gambar 2.15. Prinsip kerja mikrofon kondensor menggunakan prinsip pelucutan muatan dalam sebuah kapasitor. Dua lempeng konduktor yang dipakai diberi polaritas yang berbeda sehingga berfungsi sebagai kapasitor dengan dielektrik udara.



Gambar 2.15. Skematik kapasitor kondensor (Cahyono *et al*, 2008).

Berdasarkan Gambar 2.15 di atas terdapat dua buah plat kapasitor yang terpisah sejauh d dengan muatan yang berbeda-beda yaitu muatan positif (+) dan muatan negatif (-). Untuk kapasitor tertentu, jumlah muatan Q yang didapat oleh setiap pelat sebanding dengan beda potensial V dapat dirumuskan pada Persamaan 2.1 berikut.

$$Q = CV \quad (2.1)$$

Konstanta pembanding C pada Persamaan 2.1 disebut kapasitansi dari kapasitor tersebut. Kapasitansi adalah konstanta untuk sebuah kapasitor tertentu tidak bergantung pada Q atau V . Nilai C hanya bergantung pada struktur dan dimensi kapasitor itu sendiri. Untuk kapasitor plat sejajar yang masing-masing memiliki luas A dan dipisahkan oleh jarak d yang berisi udara, kapasitansi kapasitor dirumuskan dengan Persamaan 2.2 berikut (Giancoli, 2001).

$$C = \epsilon_0 \frac{A}{d} \quad (2.2)$$

Dengan mensubstitusikan Persamaan 2.1 ke Persamaan 2.2 diperoleh Persamaan 2.3 yang merupakan tegangan mikrofon.

$$V = \frac{Q}{A\epsilon_0} d \quad (2.3)$$

keterangan:

C = Kapasitansi kapasitor (F);

ϵ_0 = Permittivitas ruang hampa (udara) (F/m);

A = Luas penampang plat (m^2);

d = Jarak antara dua plat kapasitor (m);

Q = Jumlah muatan (C);

V = Beda potensial (volt).

Pada mikrofon kapasitor, peristiwa pengisian dan pelucutan kapasitor memang terjadi. Satu plat kapasitor terbuat dari bahan yang sangat

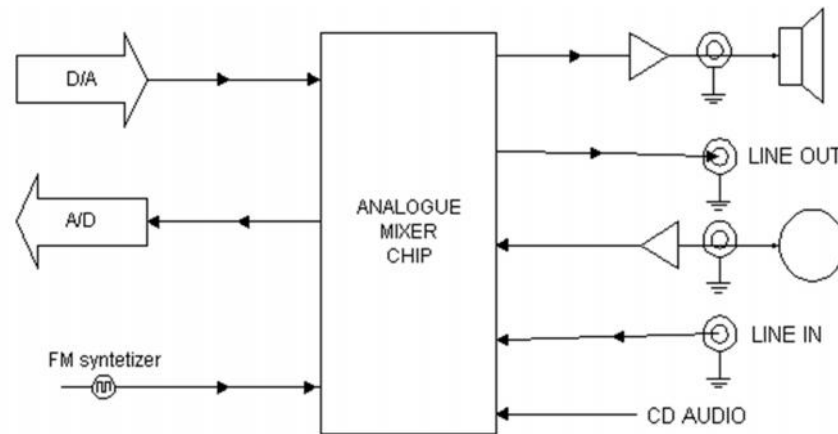
mengkilap yang merupakan diafragma mikrofon. Gelombang suara mengenai diafragma (satu plat) dan mengakibatkan terjadi getaran yang tergantung pada gelombang suara. Gerakan diafragma menyebabkan perubahan kapasitansi. Saat diafragma bergerak masuk akan menyebabkan kapasitansi akan naik dan arus listrik akan mengalir melalui rangkaian sementara proses pengisian muatan berlangsung. Saat diafragma bergerak ke luar, kapasitansi turun dan terjadi pelucutan muatan. Sementara kapasitor terlucuti, arus akan mengalir lagi ke rangkaian. Karena gerakan diafragma dan kapasitansi tergantung pada gelombang suara, pengisian dan pelucutan muatan ini mempresentasikan gelombang suara (Cahyono, 2008).

7. Sistem Akuisisi Data (SAD) dengan *Soundcard*

Sebuah sistem akuisisi data atau biasa dikenal dengan *Data Acquisition System* (DAS) merupakan sistem instrumentasi elektronika yang terdiri dari sejumlah elemen yang secara bersama-sama bertujuan melakukan pengukuran, menyimpan, dan mengolah hasil pengukuran. Secara aktual sistem akuisisi data berupa *interface* antara lingkungan analog dengan lingkungan digital. Lingkungan analog meliputi transduser dan pengondisi sinyal dengan segala kelengkapannya, sedangkan lingkungan digital meliputi *analog to digital converter* (ADC) dan selanjutnya pemrosesan digital yang dilakukan oleh mikroprosesor atau sistem berbasis mikroprosesor (Setiawan, 2008).

Salah satu peralatan yang digunakan dalam sistem akuisisi data adalah sistem dengan menggunakan *soundcard*. *Soundcard* merupakan peralatan tambahan dalam sistem PC (*personal computer*) untuk memasukan dan mengeluarkan sinyal suara. Komponen utama *soundcard* adalah ADC (*Analog to Digital Converter*) dan DAC (*Digital to Analog Converter*) (Murod, 2005). *Soundcard* merupakan *peripheral* yang terhubung ke slot ISA atau PCI pada *motherboard*, yang memungkinkan komputer untuk memasukan input, memproses dan menghantarkan data berupa suara. *Soundcard* dapat digunakan untuk mengukur sinyal-sinyal yang rentang frekuensi suara (20 Hz – 20kHz) (Sigiyo, 2013).

Prinsip kerja *soundcard*, ketika mendengarkan suara dari *soundcard*, data digital suara yang berupa *waveform .wav* atau *mp3* dikirim ke *soundcard*. Data digital ini diproses oleh DSP (*Digital Signal Processing*) bekerja dengan DAC (*Digital Analog Converter*) mengubah sinyal digital menjadi sinyal analog, yang kemudian sinyal digital analog diperkuat dan dikeluarkan melalui *speaker*. Selain itu, saat merekam suara lewat mikrofon, sinyal *input* masuk ke *mixer chip* yang berfungsi untuk mengatur input dimana sinyal dikuatkan dimodulasi dan diolah dari sinyal analog menjadi sinyal digital. Suara yang berupa sinyal analog diolah DSP dalam mode ADC untuk mengubah sinyal analog menjadi sinyal digital yang berkelanjutan. Sinyal digital ini disimpan dalam format *waveform table* atau *Wav* dalam *disk* atau dikompresi menjadi bentuk lain seperti *mp3*. Prinsip kerja *soundcard* dapat dijelaskan dalam blok diagram pada Gambar 2.16 berikut.



Gambar 2.16. Diagram blok prinsip kerja *soundcard* (Engdahl, 2009).

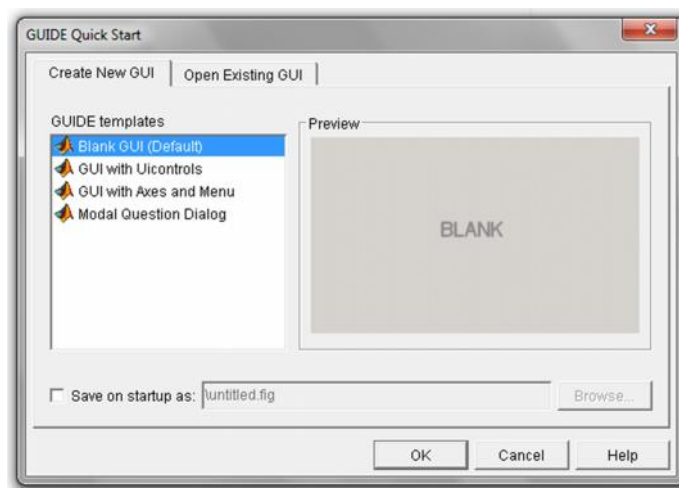
8. *Software* MATLAB

MATLAB merupakan *software* yang handal menyelesaikan berbagai permasalahan komputasi numerik yang diproduksi oleh The Mathwork, Inc. solusi dari permasalahan yang berhubungan dengan vektor dan matriks dapat diselesaikan dengan mudah dan sederhana menggunakan *software* ini. Bahkan, *software* ini dapat memecahkan inversi matriks dan persamaan linear dengan cepat dan mudah sekali.

Ada beberapa *toolbox* yang disediakan MATLAB untuk menyelesaikan kasus yang lebih khusus, antara lain:

- a. *Image processing* menyediakan berbagai fungsi yang berhubungan dengan pengolahan citra;
- b. *Signal processing* menyediakan berbagai fungsi yang berhubungan dengan pengolahan sinyal;
- c. *Neural network* menyediakan berbagai fungsi yang berhubungan dengan jaringan syaraf tiruan (Irawan, 2012).

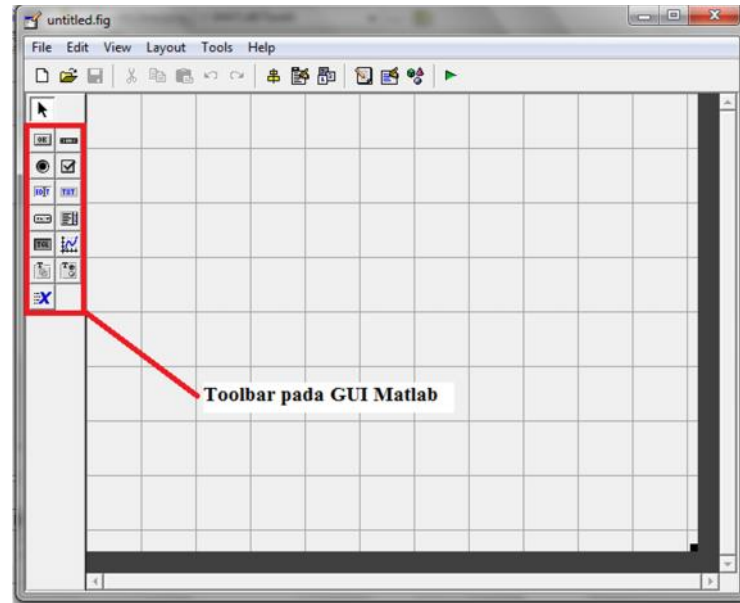
Matlab sebagai bahasa pemrograman tingkat tinggi untuk perhitungan teknis banyak digunakan dalam perhitungan numerik keteknikan, komputasi simbolik, visualisasi grafis, analisa data matematis, statistika dan pemodelan. Selain itu, Matlab juga menyediakan fasilitas *graphical user interface* (GUI). GUI merupakan jenis antarmuka pengguna yang menggunakan metode interaksi pada piranti elektronik secara grafis antara pengguna dengan komputer. Tujuan dari penggunaan GUI adalah membuat program terlihat lebih sederhana dan praktis bagi para *end-user*. GUI Matlab yang merupakan aplikasi display dari Matlab yang mengandung tugas, perintah, atau komponen program yang mempermudah *user* dalam menjalankan sebuah program dalam Matlab. Cara membuka lembar kerja GUI Matlab adalah dengan cara mengklik File, New, GUI atau dengan mengetikkan *guide* pada *command window*. Kemudian akan ditampilkan kotak dialog seperti pada Gambar 2.17.



Gambar 2.17. GUIDE Quick Start.

Dari kotak dialog pada Gambar 2.17, memilih Blank GUI (Default), kemudian klik OK. Sehingga akan ditampilkan *figure* kosong dengan

nama `untitled.fig` yang ditunjukkan pada Gambar 2.18. Lalu menyimpan blank GUI tersebut dengan klik File, save As.



Gambar 2.18. Tampilan GUI (*Graphical User Interface*) pada Matlab.

Dalam blank GUI tersebut tersedia komponen-komponen GUI dengan menggunakan *toolbar* yang tersedia di sisi kiri yang disebut dengan komponen palet. Komponen palet pada GUIDE Matlab terdiri dari beberapa *unicontrol* (kontrol *user interface*), yaitu *pushbutton*, *togglebutton*, *radiobutton*, *checkbox*, *edit text*, *static text*, *popup menu*, dan *axes*. Semua kontrol tersebut dapat diletakkan pada *layout editor* dan selanjutnya mengatur kontrol-kontrol tersebut melalui *property inspector*.

9. Transformasi Wavelet

Kata wavelet dikemukakan oleh Morlet dan Grossmann pada awal tahun 1980, dalam bahasa Prancis *ondelette*, yang berarti gelombang kecil. Dan

setelah itu dalam bahasa Inggris kata *onde* diganti menjadi *wave* sehingga menjadi Wavelet. Transformasi wavelet merupakan suatu transformasi linear yang hampir mirip dengan transformasi Fourier, dengan satu perbedaan penting. Transformasi wavelet membolehkan penempatan waktu dalam komponen-komponen frekuensi yang berbeda dari sinyal yang diberikan.

Untuk menganalisa sinyal yang frekuensinya bervariasi pada satuan waktu, diperlukan suatu transformasi yang dapat memberikan resolusi frekuensi dan waktu disaat yang bersamaan, biasa disebut analisis multi resolusi (AMR). AMR dirancang untuk memberikan resolusi waktu yang baik dan resolusi frekuensi yang kurang baik pada frekuensi tinggi suatu sinyal, serta resolusi frekuensi yang baik dan resolusi waktu yang kurang baik pada frekuensi rendah suatu sinyal. Transformasi wavelet memiliki beberapa keistimewaan unik yang membuatnya sangat cocok untuk aplikasi khusus ini. Tidak seperti fungsi-fungsi dasar yang digunakan dalam analisa Fourier, wavelet tidak hanya dibatasi pada frekuensi tapi juga pada waktu. Pembatasan atau penempatan ini memperhitungkan deteksi waktu dari kejadian gangguan-gangguan yang terjadi secara tiba-tiba, seperti gangguan transien. Aturan dari multi resolusi ini sangat berguna untuk menganalisa gangguan transien yang mengandung komponen-komponen frekuensi tinggi yang dilokalisasi pada sinyal-sinyal frekuensi daya.

Analisis wavelet adalah sebuah teknik penjendelaan variabel (*variable windowing technique*) dan mengijinkan penggunaan interval waktu yang

panjang dimana kita menginginkan informasi frekuensi rendah yang lebih tepat, dan daerah/wilayah yang pendek dimana kita menginginkan komponen-komponen frekuensi yang lebih tinggi (Reza, 2013).

Secara garis besar transformasi wavelet terbagi dua yaitu:

a. Transformasi Wavelet Kontinyu

Cara kerja transformasi wavelet kontinyu (TWK) adalah dengan menghitung konvolusi sebuah sinyal dengan sebuah jendela modulasi pada setiap waktu dengan setiap skala yang diinginkan. Jendela modulasi yang mempunyai skala fleksibel inilah yang biasa disebut induk wavelet atau fungsi dasar wavelet.

b. Transformasi Wavelet Diskrit

Dibandingkan dengan TWK, transformasi wavelet diskrit (TWD) dianggap relatif lebih mudah pengimplementasiannya. Prinsip dasar dari TWD adalah bagaimana cara mendapatkan representasi waktu dan skala dari sebuah sinyal menggunakan teknik pemfilteran digital dan operasi sub-sampling (Reza, 2013).

Transformasi wavelet kontinu dari sinyal $x(t)$ dituliskan secara matematis seperti pada Persamaan 2.4 berikut.

$$T(a, b) = -\frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (2.4)$$

dimana $T(a, b)$ merupakan koefisien wavelet, $x(t)$ merupakan fungsi sinyal dari kawasan waktu, $\psi(t)$ merupakan fungsi jendela yang dikenali sebagai fungsi wavelet penganalisa, $\psi^*(t)$ adalah konjugat kompleks fungsi

wavelet $\psi(t)$, a adalah parameter dilatasi wavelet, dan b adalah parameter lokasi (posisi).

Dalam bentuk umum, transformasi wavelet diskrit (TWD) dilakukan *grid dyadic* (pangkat bilangan bulat dari 2 penskala a dan b) dan fungsi basis wavelet ortogonal serta redundasinya nol. Cara sederhana mencuplik parameter a dan b adalah menggunakan diskritisasi logaritmik dari skala a dan menghubungkannya dengan ukuran step yang diambil antara lokasi-lokasi b yang sesuai dengan skala a . Diskritisasi wavelet tersebut dituliskan dalam Persamaan 2.5 berikut.

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \psi\left(\frac{t - nb_0 a_0^m}{a_0^m}\right) \quad (2.5)$$

m dan n mengontrol dilatasi dan translasi wavelet. a_0 adalah parameter step dilatasi tetap dengan nilai lebih besar dari 1 dan b_0 merupakan parameter step lokasi yang harus lebih besar dari nol. Dengan mensubstitusikan $a_0 = 2$ dan $b_0 = 1$ ke Persamaan 2.5 didapatkan *grid dyadic* fungsi wavelet seperti pada Persamaan 2.6 berikut.

$$\psi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \psi(2^{-m}t - n) \quad (2.6)$$

Wavelet diskrit *grid dyadic* biasanya dipilih yang orthogonal, yaitu keduanya orthogonal satu sama lain dan dinormalisasi untuk memiliki energi satuan yang disajikan dalam Persamaan 2.7 berikut.

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi_{m,n}(t) \psi_{m',n'}(t) dt = \begin{cases} 1 & \text{jika } m = m' \text{ dan } n = n' \\ 0 & \text{jika } m \neq m' \text{ dan } n \neq n' \end{cases} \quad (2.7)$$

Sesuai dengan persamaan orthogonal, Persamaan 2.7 merupakan informasi yang disimpan didalam koefisien wavelet $T_{m,n}$ yang diperoleh dari transformasi wavelet tidak berulang dimanapun dan memungkinkan untuk memperoleh kembali sinyal semula tanpa redudansi. Dengan menggunakan wavelet *grid dyadic* Persamaan 2.7 dapat dirumuskan kembali dalam Persamaan 2.8 berikut ini.

$$T_{m,n} = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi_{m,n}(t)dt \quad (2.8)$$

$T_{m,n}$ dikenal sebagai koefisien detail wavelet pada indeks skala m dan lokasi n . wavelet diskrit dyadic orthonormal berkaitan dengan fungsi penskala dan persamaan dilatasi. Fungsi penskalaan berkaitan dengan penghalusan sinyal dan memiliki bentuk yang sama seperti fungsi wavelet seperti persamaan berikut.

$$\phi_{m,n}(t) = 2^{-\frac{m}{2}}\phi(2^{-m}t - n) \quad (2.9)$$

Fungsi penskalaan kemudian dikonvolusi dengan sinyal menghasilkan koefisien aproksimasi berikut.

$$S_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\phi_{m,n}(t)dt \quad (2.10)$$

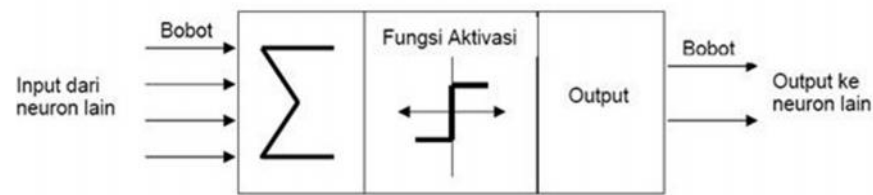
Hasil akhir dari sinyal $x(t)$ dapat disajikan dengan kombinasi deret ekspansi dengan menggunakan koefisien aproksimasi dan koefisien detail sebagai berikut.

$$x(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} S_{m0,n}\phi_{m0,n}(t) + \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} T_{m,n}\psi_{m,n}(t) \quad (2.11)$$

Dari Persamaan (2.11) dapat diketahui bahwa sinyal kontinyu semula merupakan kombinasi aproksimasi pada sembarang skala m_0 ditambah dengan suksi detil sinyal dari skala m_0 menurun hingga negative tak hingga (Eddison, 2005).

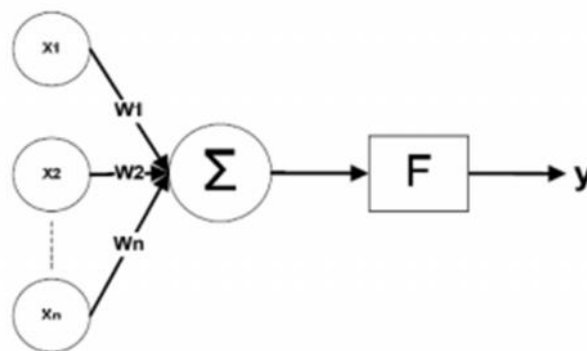
10. Jaringan Saraf Tiruan (JST) *Backpropagation*

Jaringan syaraf tiruan (JST) merupakan suatu sistem pemrosesan informasi yang mempunyai karakteristik menyerupai jaringan biologis (JSB). Jaringan syaraf tiruan tercipta sebagai suatu generalisasi model matematis dari pemahaman manusia (*human cognition*) (Wuryandani, 2012). Seperti halnya otak manusia, jaringan syaraf tiruan juga terdiri dari beberapa *neuron*, dan terdapat hubungan antara *neuron-neuron* tersebut. pada Gambar 2.19 menunjukkan struktur *neuron* yang mana *neuron-neuron* akan menstransformasikan informasi yang diterima melalui sambungan yang keluarannya menuju ke *neuron-neuron* yang lain. Pada jaringan syaraf hubungan ini dikenal dengan bobot. Informasi tersebut tersimpan pada suatu nilai tertentu pada bobot tersebut yang keduanya atau mungkin lebih untuk mendapatkan redundansi data. Hal ini diproses oleh suatu fungsi perambatan yang akan menjumlahkan nilai-nilai semua bobot yang akan datang. Hasil penjumlahan ini kemudian dibandingkan dengan suatu informasi yang disebut dengan masukan yang kemudian dikirim ke *neuron* dengan bobot kedatangan tertentu. Masukan nilai ambang (*threshold*) tertentu melalui fungsi aktivasi setiap *neuron*.



Gambar 2.19. Struktur *neuron* JST (Sudarsono, 2016).

Pada jaringan syaraf, *neuron-neuron* akan dikumpulkan dalam lapisan-lapisan yang disebut dengan lapisan *neuron*. Biasanya *neuron* pada suatu lapisan akan dihubungkan dengan lapisan sebelum atau sesudahnya terkecuali lapisan masukan dan lapisan keluaran. Informasi yang diberikan pada jaringan syaraf akan dirambatkan dari lapisan ke lapisan, melalui dari lapisan masukan sampai lapisan keluaran melalui lapisan tersembunyi. Algoritma pembelajaran menentukan informasi akan dirambatkan kearah mana, Gambar 2.20 menunjukkan *neuron* jaringan syaraf sederhana dengan fungsi aktivasi F.



Gambar 2.20. Model *neuron* sederhana (Sudarsono, 2016).

Pada Gambar 2.20 menunjukkan bahwa sebuah *neuron* akan mengelolah N masukan ($x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$) yang masing-masing memiliki bobot $w_1, w_2, w_3, \dots, w_n$ dengan Persamaan 2.9 berikut (Sudarsono, 2016).

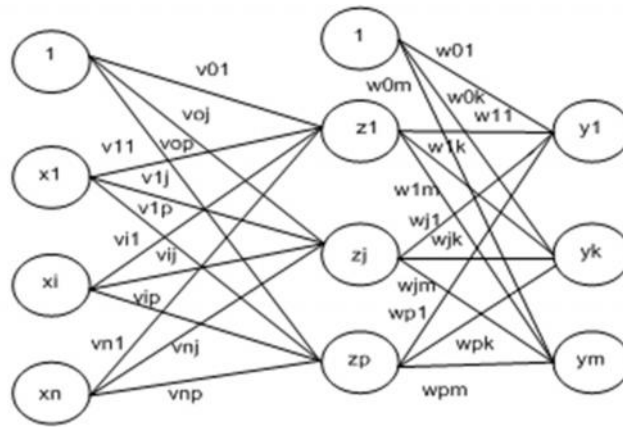
$$y_{in} = \sum_{i=1}^n x_i w_i \quad (2.12)$$

Dalam jaringan syaraf tiruan, fungsi aktivasi digunakan untuk menentukan keluaran suatu *neuron*. Argumen fungsi aktivasi adalah y_{in} masukan (kombinasi linear masukan dan bobotnya). Fungsi aktivasi dapat menggunakan Persamaan 2.10 berikut (Siang, 2005).

$$f(y_i) = f(\sum x_i w_i) \quad (2.13)$$

Jaringan syaraf tiruan mempunyai dua macam proses pembelajaran yaitu pembelajaran terawasi dan pembelajaran tidak terawasi. Pembelajaran terawasi adalah jika output yang diharapkan telah diketahui sebelumnya, sedangkan pembelajaran tidak terawasi adalah proses pembelajaran yang tidak memerlukan target output. *Backpropagation* merupakan algoritma yang terawasi dan biasanya digunakan oleh perceptron dengan banyak lapisan untuk mengubah bobot-bobot yang terhubung dengan *neuron-neuron* yang ada pada lapisan tersembunyinya. Algoritma *backpropagation* menggunakan *error output* untuk mengubah nilai bobot-bobotnya dalam arah mundur. Untuk mendapatkan *error* ini, tahap perambatan maju (*forward*) harus dikerjakan terlebih dahulu. Pada saat perambatan maju, *neuron-neuron* diaktifkan dengan menggunakan fungsi aktivasi sigmoid biner seperti pada Persamaan 2.11 (Kusumadewi, 2003). Karena pada *backpropagation*, fungsi aktivasi yang digunakan harus memenuhi beberapa syarat yaitu: kontinyu, terdeferensial dengan mudah merupakan fungsi yang tidak turun (Siang, 2005). Arsitektur sistem jaringan syaraf tiruan *backpropagation* ditunjukkan pada Gambar 2.21.

$$f(x) = \frac{1}{1+e^{-x}} \quad (2.14)$$



Gambar 2.21. Arsitektur jaringan syaraf tiruan *backpropagation* (Siang, 2005).

Pelatihan *backpropagation* meliputi tiga fase yaitu:

a. Fase I: Perambatan maju

Selama perambatan maju, sinyal masukan (x_i) dipropagasikan dilapisan tersembunyi menggunakan fungsi aktivasi yang ditentukan. Keluaran setiap unit lapisan tersembunyi (z_i) tersebut selanjutnya dipropagasikan maju lagi ke layer tersembunyi. Demikian seterusnya hingga menghasilkan keluaran jaringan (y_k). Berikutnya keluaran jaringan (y_k) dibandingkan dengan target yang harus dicapai (t_k). Selisih $t_k - y_k$ adalah kesalahan yang terjadi. Jika kesalahan ini lebih kecil dari batas toleransi yang ditentukan, maka iterasi dihentikan. Akan tetapi apabila kesalahan masih dalam batas toleransinya, maka bobot setiap garis dalam jaringan akan dimodifikasi untuk mengurangi kesalahan yang terjadi.

b. Fase II: Perambatan mundur

Berdasarkan kesalahan $t_k - y_k$, dihitung faktor δ_k ($k = 1, 2, 3, \dots, m$) yang dipakai untuk mendistribusikan kesalahan di unit y_k kesemua unit tersembunyi yang terhubung langsung dengan y_k . δ_k juga dipakai untuk mengubah bobot garis yang berhubungan langsung dengan unit keluaran. Menggunakan cara yang sama, dihitung faktor δ_j disetiap unit layer tersembunyi sebagai dasar perubahan bobot semua garis yang berasal dari unit tersembunyi dilayar bawahnya.

c. Fase III: Perubahan bobot

Setelah semua faktor δ dihitung, bobot semua garis dimodifikasi bersamaan. Perubahan bobot suatu garis didasarkan atas faktor δ *neuron* dilayar atasnya. Sebagai contoh, perubahan bobot garis yang menuju layar keluar didasarkan atas δ_k yang ada di unit keluaran.

Algoritma *backpropagation* dilakukan dengan langkah-langkah berikut ini.

Langkah 0: Inisialisasi semua bobot dengan nilai acak kecil (-1 sampai 1).

Langkah 1: Jika kondisi penghentian belum terpenuhi, mengerjakan langkah 2-9.

Langkah 2: Untuk setiap pasangan data latih, kerjakan langkah 2-8.

Fase I: Perambatan maju

Langkah 3: Tiap unit masukan menerima sinyal dan meneruskannya ke unit tersembunyi diatasnya.

Langkah 4: Menghitung semua keluaran di unit tersembunyi z_j ($j = 1, 2, \dots, p$).

$$z_{net_j} = v_{j0} + \sum_{i=1}^n v_{ji} \quad (2.15)$$

$$z_j = f(z_{net_j}) = \frac{1}{1+e^{-z_{net_j}}} \quad (2.16)$$

Langkah 5: Menghitung semua keluaran di unit y_k ($k = 1, 2, \dots, m$).

$$y_{net_j} = w_{k0} + \sum_{j=1}^p z_j w_{kj} \quad (2.17)$$

$$y_k = f(y_{net_j}) = \frac{1}{1+e^{-y_{net_k}}} \quad (2.18)$$

Fase II: Perambatan mundur

Langkah 6:

- Menghitung faktor δ unit keluaran berdasarkan kesalahan di setiap unit keluarannya y_k ($k = 1, 2, \dots, m$)

$$\delta_k = (t_k - y_k)f'(y_{net_k}), \delta_k = (t_k - y_k)y_k(1 - y_k) \quad (2.19)$$

- Menghitung suku perubahan bobot w_{kj} (yang dipakai untuk mengubah bobot w_{kj}) dengan laju percepatan α .

$$\Delta w_{kj} = \alpha \delta_k z_j \quad (2.20)$$

Langkah 7:

- Menghitung faktor δ unit tersembunyi berdasarkan kesalahan di setiap unit tersembunyi z_j ($j = 1, 2, \dots, p$)

$$\delta_j = \delta_{net_j} f'(z_{net_j}) = \delta_{net_j} z_j (1 - z_j) \quad (2.21)$$

- Menghitung suku perubahan bobot v_{ij} (yang akan dipakai untuk merubah bobot v_{ij})

$$\Delta v_{ji} = \alpha \delta_k x_j \quad (2.22)$$

Fase III: Perubahan bobot

Langkah 8: Menghitung semua perubahan bobot

- Perubahan bobot garis yang menuju unit keluaran

$$w_{kj}(\text{baru}) = w_{kj}(\text{lama}) + \Delta w_{kj} \quad (k = 1, 2, \dots, m; i = 0, 1, 2, \dots, p) \quad (2.23)$$

- Perubahan bobot garis yang menuju unit tersembunyi

$$v_{ji}(\text{baru}) = v_{ji}(\text{lama}) + \Delta v_{ji} \quad (j = 1, 2, \dots, p; i = 0, 1, 2, \dots, n) \quad (2.24)$$

Dari ketiga fase tersebut diulang-ulang hingga kondisi penghentian MSE (*Mean Square Error*) terpenuhi. Umumnya kondisi penghentian adalah jumlah iterasi atau kesalahan. Iterasi akan dihentikan jika jumlah iterasi yang dilakukan sudah melebihi jumlah iterasi yang ditetapkan, atau jika kesalahan yang terjadi sudah lebih kecil dari batas toleransi yang diizinkan (Siang, 2009).

BAB III METODE PENELITIAN

A. Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan pada bulan Januari 2017 sampai dengan bulan Mei 2017 di Laboratorium Elektronika Dasar Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Lampung dan Poli Jantung RSUD Dr. H. Abdul Moeloek.

B. Alat dan Bahan

Alat dan bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut.

1. Stetoskop dan Mikrofon

Pada penelitian ini, stetoskop merupakan transduser yang digunakan untuk mendeteksi sinyal suara jantung yang kemudian diubah menjadi sinyal elektrik oleh mikrofon, sehingga sinyal suara jantung dapat diolah oleh komputer.

2. Penguat Mikrofon

Penguat mikrofon digunakan untuk menguatkan sinyal suara jantung yang dihasilkan oleh stetoskop. Penguat ini diperlukan karena sinyal suara jantung yang dihasilkan oleh stetoskop memiliki frekuensi yang sangat kecil. Sehingga perlu adanya penguatan sebelum masuk ke komputer

melalui *soundcard*.

3. PC/Komputer

Penelitian ini menggunakan sebuah komputer yang digunakan untuk akuisisi data dan mengelolah sinyal *input* dari *soundcard* sehingga didapatkan data yang diinginkan.

4. *Sample Suara Jantung*

Pada penelitian ini menggunakan dua sampel suara jantung yaitu data base suara jantung yang diperoleh dari sumber *Continuing Medical Implamentation* dan sampel uji suara jantung. *Continuing Medical Implamentation* dengan alamat website www.cvtoolbox.com merupakan sebuah situs dari salah satu komunitas kesehatan di Amerika Serikat yang menangani masalah kardiovaskular. Data base suara jantung tersebut digunakan untuk melatih jaringan syaraf tiruan yang telah rancang untuk memperoleh hasil klasifikasi sinyal yang akurat dan sebagai pembanding dalam penelitian ini. Sedangkan sampel uji suara jantung diperoleh dari suara jantung pasien RSUD Abdul Moeloek yang telah direkam menggunakan *phonocardiography*.

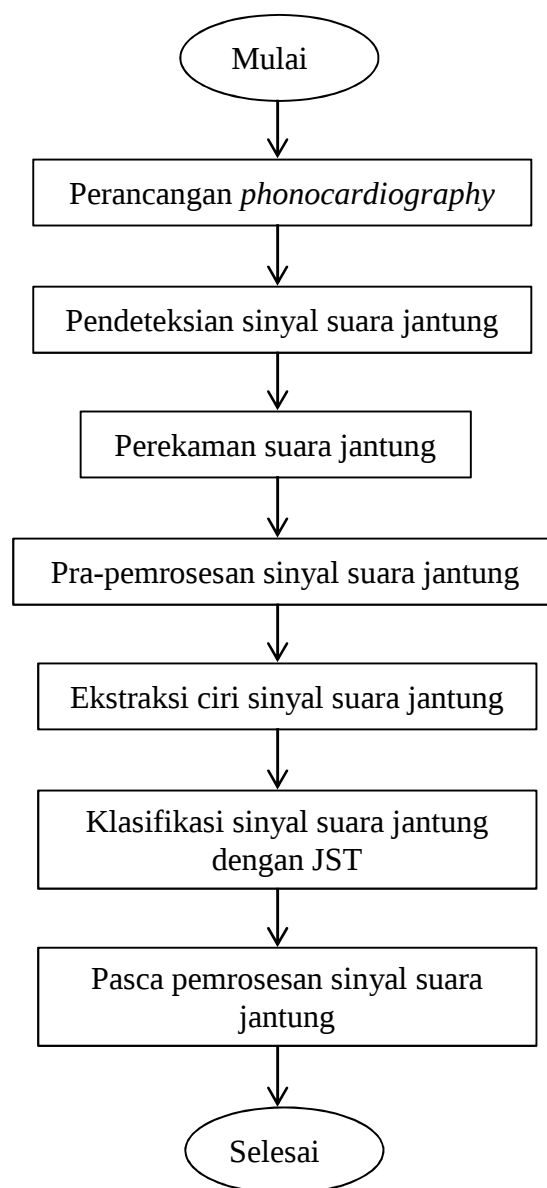
5. *Software Matlab*

Perangkat lunak atau *software* yang digunakan dalam penelitian ini adalah *software* Matlab 7.8.0 atau Matlab R2009a yang digunakan untuk komputasi, mengelolah dan menganalisis ciri suara jantung tersebut dengan menggunakan metode dekomposisi paket wavelet. Selain itu,

software Matlab ini digunakan untuk merancang jaringan syaraf tiruan (JST) untuk mengenali kondisi jantung.

C. Metode Penelitian

Tahapan-tahapan yang dilakukan dalam penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 3.1 berikut.



Gambar 3.1. Diagram blok tahapan-tahapan penelitian.

Tahapan perancangan *phonocardiography* dilakukan untuk merancang hardware dan software *phonocardiography*. *Hardware phonocardiography* digunakan untuk mendeteksi suara jantung langsung ke pasien. *Hardware phonocardiography* berupa stetoskop yang dihubungkan dengan mikrofon. Kemudian perancangan *software phonocardiography* digunakan untuk merekam, menganalisis dan mengklasifikasi sinyal suara jantung.

Tahapan pendeteksian sinyal suara jantung dilakukan dengan menggunakan stetoskop. Stetoskop elektronik tersebut dibuat dari sebuah stetoskop yang dikombinasikan dengan mikrofon dan penguat mikrofon. Stetoskop digunakan untuk mendeteksi suara jantung dari tubuh manusia. Kemudian sinyal suara jantung tersebut akan diubah menjadi sinyal listrik menggunakan mikrofon. Sinyal suara jantung yang dideteksi sangat lemah sehingga perlu dikuatkan menggunakan penguat mikrofon. Selanjutnya stetoskop elektronik ini dihubungkan ke *soundcard* komputer.

Tahapan perekaman suara jantung dilakukan untuk mengambil suara jantung manusia yang digunakan sebagai *sample* uji yang akan dianalisis pada penelitian ini. Proses perekaman suara jantung menggunakan komputer dengan bantuan *software* Matlab 7.8.0.

Tahapan prapemrosesan sinyal suara jantung merupakan proses pengolahan sinyal suara jantung yang bertujuan untuk mendapatkan sinyal suara jantung yang diinginkan. Pada tahapan ini dilakukan penyeragaman frekuensi sampling sebesar 2000 Hz dan pemfilteran sinyal menggunakan filter digital wavelet. Pemfilteran ini dilakukan untuk menghilangkan derau

acak yang ditimbulkan dari *soundcard* komputer. Derau acak tersebut dapat menyebabkan kesalahan hasil ekstraksi ciri sinyal.

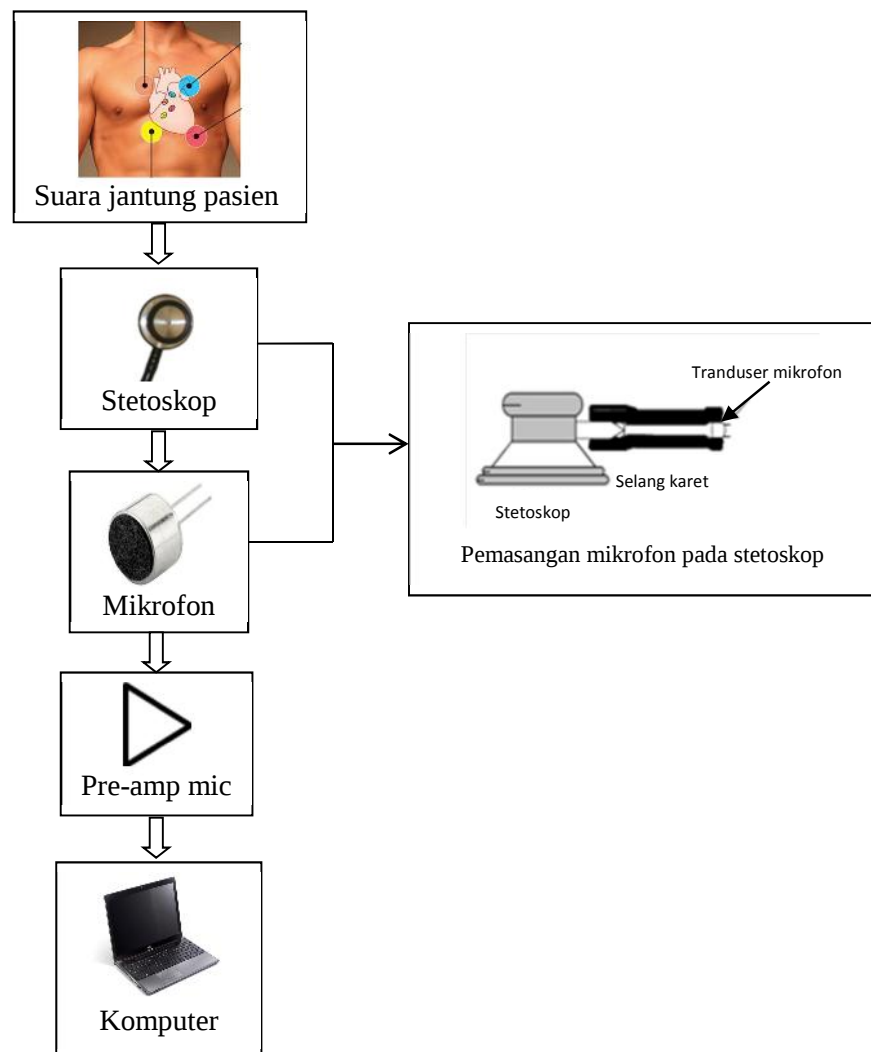
Tahapan ekstraksi ciri sinyal suara jantung merupakan tahapan pemrosesan yang bertujuan untuk memperoleh pola atau ciri dari sinyal suara jantung. Sinyal suara jantung normal dan abnormal memiliki ciri khas yang berbeda yang terlihat pada bentuk dan pola dari sinyal tersebut. Jenis suara jantung yang digunakan pada penelitian ini adalah suara jantung normal, *aortic regurgitation*, *aortic stenosis*, *mitral regurgitation*, *mitral stenosis*, dan *patent ductus arteriosus*. Pada penelitian ini untuk mengetahui pola suara jantung tersebut menggunakan metode transformasi wavelet diskrit dengan menghitung daya dekomposisi tiap pita frekuensi. Kemudian pola suara jantung yang telah diperoleh akan diklasifikasi menggunakan jaringan syaraf tiruan *backpropagation*.

Tahapan klasifikasi sinyal suara jantung dengan JST merupakan tahapan pemrosesan sinyal suara jantung bertujuan untuk mengelompokkan masing-masing sinyal suara jantung menggunakan jaringan syaraf tiruan *backpropagation*. Input JST *backpropagation* menggunakan ekstraksi ciri sinyal suara jantung yang diperoleh dari daya normalisasi tiap pita frekuensi menggunakan transformasi wavelet diskrit.

Tahapan pasca pemrosesan sinyal suara jantung merupakan tahapan yang menunjukkan hasil akhir penelitian ini. Pada tahapan ini diperoleh jenis suara jantung dari *sample* uji yang telah diteliti.

1. Perancangan Alat

Pada penelitian ini dirancang sebuah *phonocardiography* yang terbuat dari stetoskop, mikrofon, rangkaian penguat mikrofon, *soundcard*, dan komputer. Berikut ini adalah diagram blok rancangan alat *phonocardiography* yang digunakan untuk mendeteksi dan menganalisa suara jantung normal dan abnormal yang diperlihatkan pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2. Diagram blok rancangan alat *phonocardiography*.

Stetoskop yang digunakan dalam penelitian ini adalah merk *General Care Premier*. Stetoskop tersebut memiliki ukuran panjang sebesar 20 cm, lebar

sebesar 10 cm, dan tinggi sebesar 4 cm. Stetoskop digunakan untuk mendeteksi sinyal suara jantung langsung ke tubuh manusia. Sedangkan mikrofon yang digunakan adalah mikrofon kondensor elektret model CMA-4544PF-W. Mikrofon tersebut memiliki range frekuensi sebesar 20-20 kHz dengan sensitifitas -44 dB. Tegangan yang dibutuhkan mikrofon adalah tegangan DC sebesar 3-20 Vdc dengan konsumsi arus sebesar 0.5 mA. Mikrofon pada penelitian ini berfungsi untuk mengubah sinyal analog yang dihasilkan stetoskop menjadi sinyal elektris.

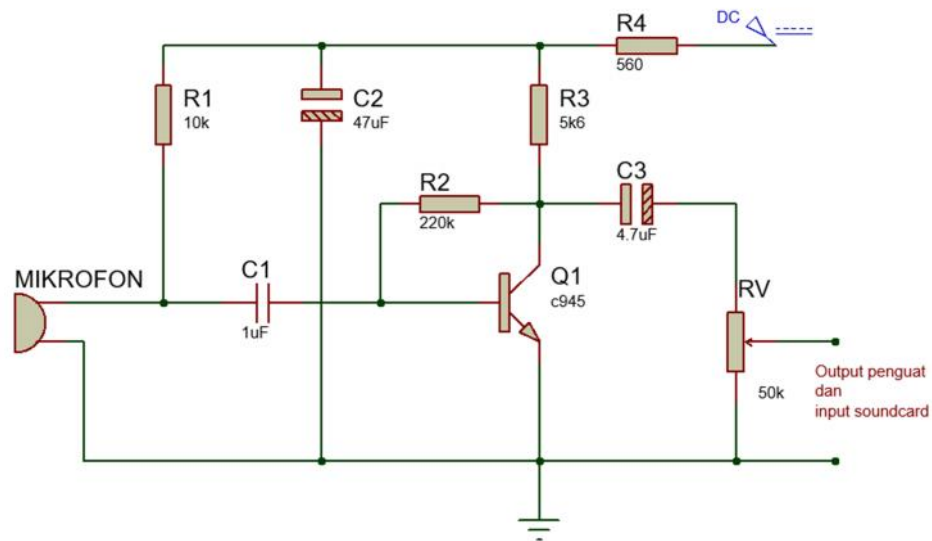
Pada penelitian ini, proses pengambilan data dilakukan dengan merekam suara jantung. Proses awal perekaman adalah dengan mendeteksi suara jantung menggunakan stetoskop. Selanjutnya sinyal analog yang dihasilkan dari stetoskop akan diubah menjadi sinyal listrik menggunakan mikrofon. Karena sinyal suara jantung yang dihasilkan oleh stetoskop sangat lemah maka perlu dikuatkan menggunakan rangkaian penguat mikrofon. Keluaran dari rangkaian mikrofon selanjutnya direkam oleh komputer menggunakan bahasa programan Matlab 7.8.0 melalui *port soundcard*.

Suara jantung yang telah direkam akan diolah untuk mengenali pola suara jantung. Proses pengenalan suara jantung tidak lepas dari metode analisis ciri suara jantung. Metode analisis yang digunakan untuk ekstraksi ciri suara jantung adalah transformasi wavelet. sinyal suara jantung akan didekomposisi menggunakan transformasi wavelet sehingga menghasilkan pita-pita frekuensi suara penyusunnya. Tiap pita frekuensi suara jantung akan dihitung energi sinyal, dimana energi sinyal suara jantung normal dan

abnormal memiliki energi yang sangat berbeda. Sinyal suara jantung yang telah diekstraksi akan diklasifikasikan sesuai dengan jenis suara jantung normal dan abnormal dengan menggunakan jaringan syaraf tiruan *backpropagation*. Hasil pengklasifikasian sinyal suara jantung akan ditampilkan pada GUI Matlab. Pada penelitian ini, sinyal suara jantung yang akan diperiksa meliputi suara jantung normal, *Aortic Regurgitation* (AR), *Aortic Stenosis* (AS), *Mitral Regurgitation* (MR), *Mitral Stenosis* (MS), dan *Patent Ductus Arteriosus* (PDA).

2. Perancangan Rangkaian Elektronika

Mikrofon berfungsi untuk mengubah sinyal analog menjadi sinyal listrik, yaitu mengubah sinyal analog suara jantung yang dihasilkan stetoskop menjadi sinyal listrik. Sinyal suara jantung biasanya memiliki frekuensi yang sangat lemah sehingga perlu dikuatkan menggunakan penguat mikrofon dan difilter sebelum masuk ke *soundcard*. Perancangan rangkaian elektronika yang digunakan dalam penelitian ini adalah rangkaian *preamplifier*. Rangkaian *preamplifier* ditunjukkan pada Gambar 3.3 berikut.



Gambar 3.3. Rangkaian *preamplifier*.

Rangkaian *preamplifier* tersebut berfungsi untuk menguatkan sinyal audio yang dihasilkan mikrofon masih sangat lemah. Sinyal *output* yang dihasilkan penguat audio tersebut masih terbilang lemah (orde millivolt). Penguat *preamplifier* menggunakan penguat transistor common emitter satu tingkat. Penguatan sinyal *output* pada dasarnya tergantung pada sinyal *input* dari kaki basis yang terhubung dengan sebuah kapasitor sebesar 1 uF yang berfungsi sebagai kopling. Dimana kapasitor kopling tersebut berfungsi untuk menahan frekuensi dc yang berasal dari sumber tegangan dan meloloskan frekuensi ac yang berasal dari mikrofon. Pada penguat transistor besarnya nilai input bergantung dari sinyal V_{in} yang berasal dari mikrofon. Besarnya V_{in} sebesar 6 volt yang dicatu langsung ke mikrofon. Besarnya V_{in} akan berubah sebanding dengan besarnya tekanan suara yang diterima oleh mikrofon kondensor (Setiawan, 2014).

Berdasarkan Gambar 3.3, rangkaian penguat transistor common emitter memiliki nilai V_{CC} sebesar 9 volt, dan hambatan basis R_B sebesar 220 k Ω , maka didapatkan nilai arus basis sebagai berikut:

$$I_B = \frac{V_{CC}}{R_B} = \frac{9 \text{ V}}{220 \text{ k}\Omega} = 41 \mu\text{A} \quad (3.1)$$

Adanya kapasitor gandeng di C_1 dan C_2 membuat semua tegangan ac muncul antara basis dan *ground*. Tegangan ac ini akan menghasilkan arus basis ac dan ditambahkan arus basis dc yang sudah ada. Arus basis ac akan menghasilkan suatu variasi penguatan pada arus kolektor karena adanya pengaruh β (penguat arus). Jika perkiraan besar β pada transistor adalah 100, maka besar arus kolektor yang dihasilkan sebagai berikut:

$$I_C = \beta \cdot I_B = 100 \cdot 41 \mu\text{A} = 4.1 \text{ mA} \quad (3.2)$$

Nilai resistansi emitor ac (r'_e) diperoleh dari perbandingan tegangan 25 mV yang terdapat pada rangkaian dengan besar nilai arus emitor I_E . Besar nilai I_E sama dengan besar nilai I_C yaitu 4.1 mA, maka didapatkan besar nilai r'_e sebagai berikut:

$$r'_e = \frac{25 \text{ mV}}{I_E} = \frac{25 \text{ mV}}{4.1 \text{ mA}} = 6.1 \Omega \quad (3.3)$$

Nilai resistansi kolektor R_C sebesar 5.6 k Ω dan nilai resistansi beban R_L sebesar 50 k Ω digunakan untuk mencari besar nilai r_c dengan cara memparalelkan keduanya, seperti Persamaan (3.4) maka didapatkan nilai r_c sebesar:

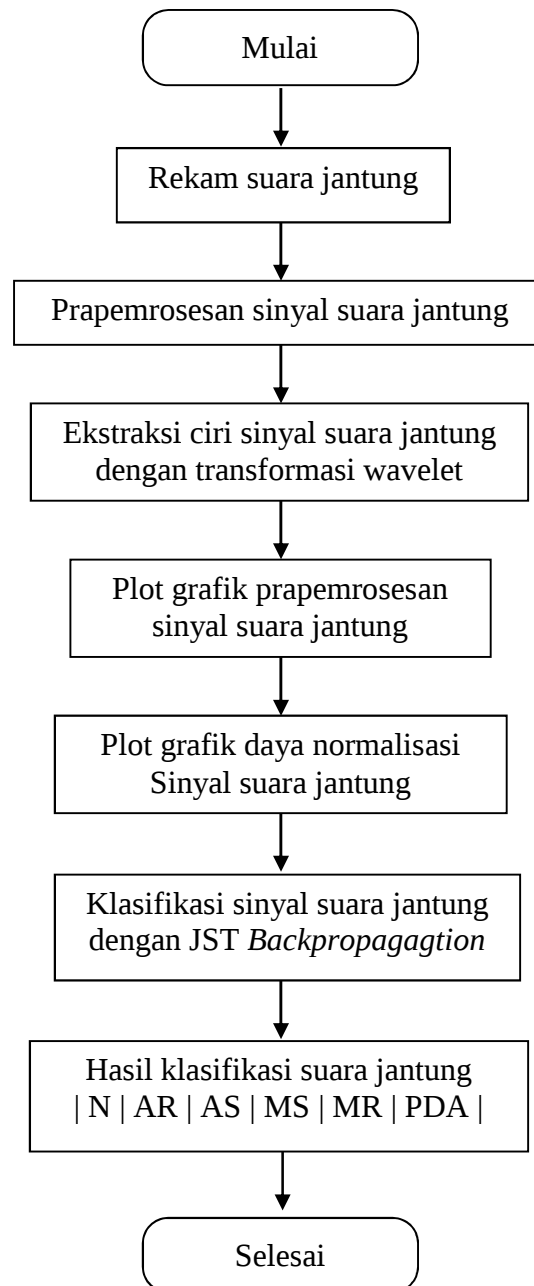
$$r_C = R_C \parallel R_L = 5.6 \text{ k} \parallel 50 \text{ k} = 5035.97 \Omega \quad (3.4)$$

Penguatan transistor (A_v) diperoleh sebesar 825.57 kali (Malvino, 2004).

$$A_v = \frac{r_C}{r'_e} = \frac{5035.97 \Omega}{6.1 \Omega} = 825.57 \quad (3.5)$$

3. Perancangan GUI Matlab

Pada penelitian ini juga menggunakan *software* Matlab R2009a yang memanfaatkan fasilitas GUI (*Graphical User Interface*). GUI merupakan jenis antarmuka pengguna yang menggunakan metode interaksi pada piranti elektronik secara grafis antara pengguna dengan komputer. Pada penelitian ini dirancang *software phonocardiography* yang memanfaatkan fasilitas GUI sebagai antarmuka antara pengguna *phonocardiography* dan *phonocardiography* itu sendiri. *software phonocardiography* memudahkan para pengguna dalam mengoperasikan *phonocardiography* untuk menganalisa kondisi jantung pasien. *Software* Matlab ini digunakan untuk proses komputasi, pengolahan sinyal menggunakan metode transformasi wavelet, dan perancangan JST (Jaringan Syaraf Tiruan). Langkah perancangan *phonocardiography* ini akan dilakukan seperti Gambar 3.4.



Gambar 3.4. Diagram alir perancangan GUI Matlab.

Uraian untuk masing-masing diagram alir perancangan *phonocardiography* di atas adalah sebagai berikut.

a. Tahap perekaman suara jantung

Tahap perekaman merupakan tahap proses merekam suara jantung melalui *software* Matlab dengan format data “*.wav”, dimana hasil

rekaman ini akan berbentuk wav. Untuk proses perekaman suara, Matlab telah menyediakan sintak tersendiri seperti `wavrecord`, dengan sintak `wavrecord(fs*waktu,fs);`. Frekuensi *sampling* (f_s) yang digunakan pada penelitian ini adalah sebesar 11025 Hz. Pemilihan frekuensi *sampling* tersebut berdasarkan frekuensi *sampling* sinyal suara jantung yang digunakan sebagai data latih pada jaringan syaraf tiruan. Lalu lama waktu perekaman pada penelitian ini adalah selama 5 detik.

b. Tahap prapemrosesan sinyal suara jantung

Tahap prapemrosesan merupakan tahapan pengolahan sinyal suara jantung yang bertujuan untuk penyeregaman frekuensi *sampling* rekaman sinyal suara jantung dan de-noising. Pada tahapan ini dilakukan penyeragaman frekuensi *sampling* sebesar 2000 Hz. Frekuensi *sampling* diambil dengan mempertimbangkan rentang frekuensi suara jantung sebesar 0 – 1000 Hz. Sehingga frekuensi *sampling* yang memenuhi kriteria Nyquist adalah harus lebih besar sama dengan dua kali frekuensi maksimum suara jantung (Miftahuddin, 2010).

$$f_s \geq 2 f_i \text{ Hz}$$

$$f_s \geq 2.1000 \text{ Hz}$$

$$f_s \geq 2000 \text{ Hz}$$

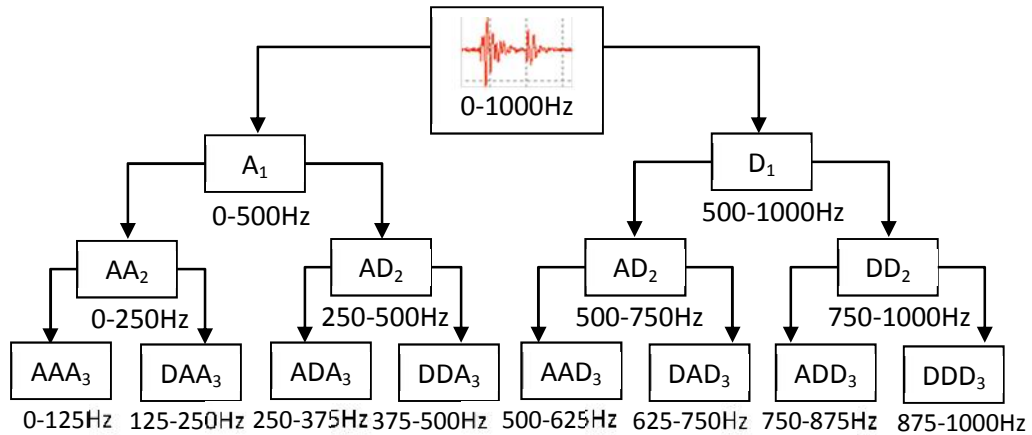
sehingga frekuensi *sampling* yang digunakan adalah 2000 Hz. Penyeragaman frekuensi *sampling* dilakukan dengan menggunakan

metode *up and down sampling* pada sinyal suara jantung. Metode *up and down sampling* merupakan metode untuk menaikkan dan menurunkan frekuensi *sampling* dengan mengalikan dan membagi bilangan tertentu sehingga diperoleh frekuensi *sampling* sebesar 2000 Hz. Perhitungan di atas juga digunakan untuk menentukan frekuensi *sampling* perekaman suara jantung manusia. Pada penelitian ini, frekuensi *sampling* yang digunakan adalah 11025 Hz atau 5.5 kali lipat dari frekuensi minimal yang harus digunakan, mengingat frekuensi *sampling* berdasarkan perhitungan tersebut lebih dari 2000 Hz. Selain itu juga dilakukan proses de-noising sinyal menggunakan filter digital wavelet diskrit daubechies 10. Pemfilteran ini dilakukan untuk menghilangkan derau acak yang ditimbulkan dari *soundcard* komputer maupun dari perangkat keras *phonocardiography*. Derau acak tersebut dapat menyebabkan kesalahan hasil ekstraksi ciri sinyal.

c. Tahap ekstraksi ciri sinyal suara jantung

Tahap ekstraksi ciri merupakan tahapan yang sangat penting dalam proses pengolahan sinyal suara jantung. Hal ini karena ekstraksi ciri dapat menggambarkan ciri khas atau pola antara kelompok suara jantung yang satu dengan kelompok yang lain. Pada penelitian ini, ekstraksi ciri sinyal suara jantung diperoleh dengan mendekomposisikan sinyal tersebut hingga 3 tingkat menggunakan transformasi wavelet. Dekomposisi sinyal suara jantung 3 tingkat dengan frekuensi *sampling* 2000 Hz digambarkan seperti Gambar 3.5. Sinyal suara jantung didekomposisi hingga 3 tingkat dengan sinyal

detail dan sinyal aproksimasi yang diperoleh adalah 3.0, 3.1, 3.2, 3.3, 3.4, 3.5, 3.6, dan 3.7.



Gambar 3.5. Dekomposisi sinyal suara jantung 3 tingkat.

Pada tingkat 1, sinyal suara jantung akan didekomposisi menjadi sinyal aproksimasi A_1 yaitu pada frekuensi rendah dan sinyal detail D_1 yaitu pada frekuensi tinggi. Rentang frekuensi A_1 adalah $0 - f_{maks}/2$ Hz dan D_1 adalah $f_{maks}/2 - f_{maks}$ Hz. Pada tingkat 2, A_1 didekomposisi menjadi AA_2 dan AD_2 dengan masing-masing rentang frekuensi $0 - f_{maks}/4$ Hz dan $f_{maks}/4 - f_{maks}/2$ Hz, dan D_1 didekomposisi menjadi AD_2 dan DD_2 dengan masing-masing rentang frekuensi $f_{maks}/4$ Hz - $f_{maks}/2$ dan $f_{maks}/2 - f_{maks}$ Hz. Seterusnya hingga proses dekomposisi pada tingkat 3.

Rentang frekuensi masing-masing tiap pita frekuensi ditunjukkan pada Tabel 3.1 dengan sinyal suara jantung pada penelitian ini memiliki frekuensi sampling 2000 Hz. Kemudian dilakukan ekstraksi ciri sinyal suara jantung pada tiap-tiap pita frekuensi menggunakan metode energi sinyal dekomposisi untuk sinyal tersebut.

Tabel 3.1. Rentang frekuensi pada masing-masing pita frekuensi.

Pita Frekuensi	Rentang Frekuensi (Hz)
3,0	0-125
3,1	125-250
3,2	250-375
3,3	375-500
3,4	500-625
3,5	625-750
3,6	750-875
3,7	875-1000

Berdasarkan Tabel 3.1 menunjukkan bahwa rentang frekuensi masing-masing pita frekuensi sinyal suara jantung hasil dekomposisi 3 tingkat sebesar 125 Hz. Rentang frekuensi sebesar 125 Hz telah mampu mencirikan sinyal suara jantung, dengan rentang frekuensi tersebut sinyal suara jantung dapat dikenali.

Kemudian hasil akhir dari dekomposisi ini akan dilakukan perhitungan daya sinyal dekomposisi pada masing-masing pita frekuensi:

$$\sum (x_i(k))^2$$

Kemudian dihitung daya dekomposisi rerata sinyal detail dan sinyal aproksimasi tiap pita frekuensi P_{xi} dihitung dengan persamaan berikut.

$$P_{xi} = \frac{\sum (x_i(k))^2}{\text{panjang } x_i} \quad (3.6)$$

dengan $k = 0, 1, 2, \dots$, panjang x_i , dan $i = 0, 1, 2, \dots, M = 7$.

Masing-masing daya dekomposisi rerata kemudian dinormalisasi sehingga rentang nilai yang diperoleh antara 0 dan 1 dengan persamaan

di bawah ini.

$$P_N = \frac{P_{xi}}{\max(P_{xi})}, \text{ dengan } j = 0, 1, 2, \dots, M=7 \quad (3.7)$$

dimana:

P_N = daya rerata normalisasi pada dekomposisi ke-j

$$= [P_{N0} \ P_{N1} \ P_{N2} \ P_{N3} \ P_{N4} \ P_{N5} \ P_{N6} \ P_{N7}]$$

Kemudian daya rerata yang telah dinormalisasi dari setiap dekomposisinya akan dijadikan input jaringan syaraf tiruan (JST) perambatan balik sebagai pengenalan pola suara jantung (Surtono, 2012).

d. Tahap plot grafik prapemrosesan sinyal suara jantung

Pada tahap ini akan menampilkan *output* hasil proses filtering sinyal suara jantung yang mengandung derau.

e. Tahap plot grafik daya normalisasi

Tahap ini akan menampilkan *output* hasil ekstraksi ciri sinyal suara jantung menggunakan transformasi wavelet yang akan menggambarkan besarnya energi normalisasi dari sinyal suara jantung tersebut.

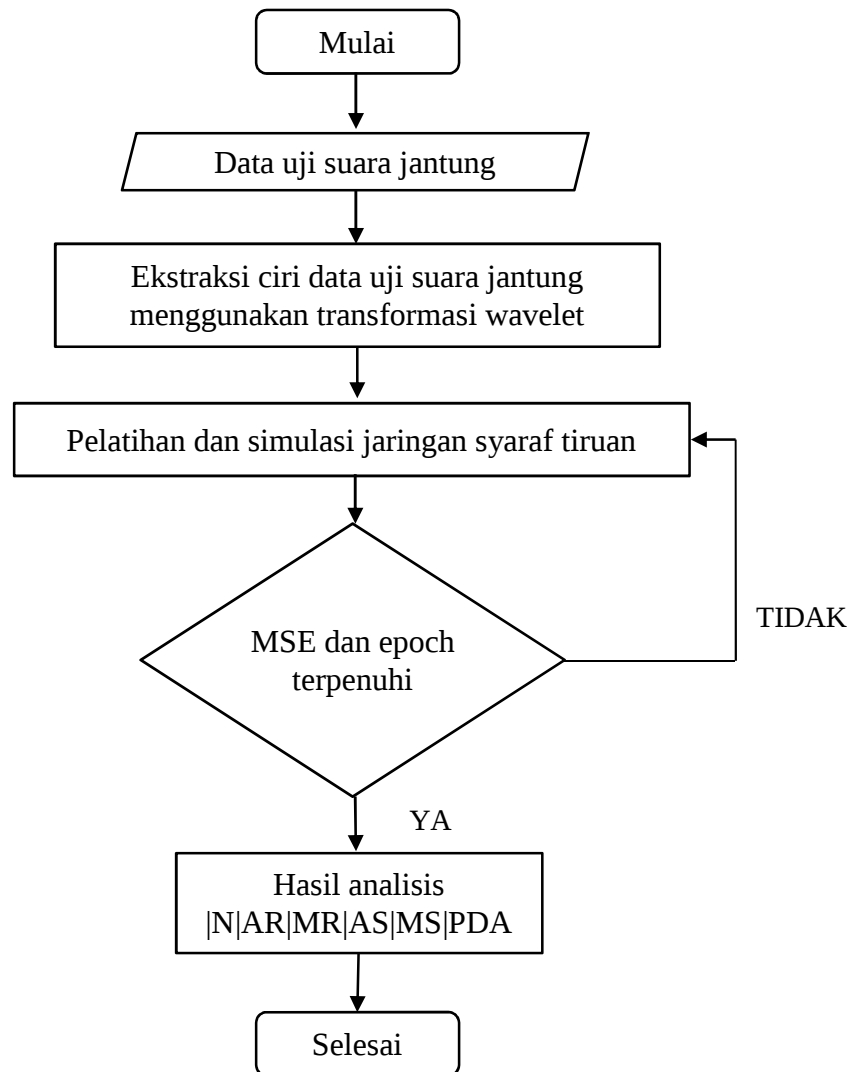
f. Tahap klasifikasi suara jantung menggunakan jaringan syaraf tiruan (JST) *backpropagation*

Pada tahap ini, proses pengklasifikasian sinyal suara jantung menggunakan jaringan syaraf tiruan (JST) perambatan balik atau *backpropagation*. Data latih yang digunakan pada penelitian ini diambil dari sebuah *website* yaitu www.cvtoolbox.com yang sebelumnya telah

dilakukan ekstraksi ciri sinyal suara jantung data latih menggunakan metode transformasi wavelet yaitu energi sinyal dekomposisi wavelet. suara jantung yang digunakan sebagai data latih terdiri dari 6 macam suara jantung yaitu suara jantung normal (N), *aortic regurgitation* (AR), *mitral regurgitation* (MR), *aortic stenosis* (AS), *mitral stenosis* (MS), dan *patent ductus arteriosus* (PDA).

Struktur JST terdiri dari unit *input*, unit tersembunyi, dan unit *output*. Fungsi aktivasi pada lapisan tersembunyi dan lapisan *output* menggunakan fungsi sigmoid biner. Unit *input* terdiri dari 8 neuron sesuai dengan input dari ekstraksi ciri menggunakan metode transformasi wavelet (energi sinyal dekomposisi wavelet), yaitu $EN_{3,0}$, $EN_{3,1}$, $EN_{3,2}$, $EN_{3,3}$, $EN_{3,4}$, $EN_{3,5}$, $EN_{3,6}$ dan $EN_{3,7}$.

Berikut ini merupakan diagram alir perancangan sistem *phonocardiography* untuk pelatihan dan simulasi jaringan syaraf tiruan seperti pada Gambar 3.6.



Gambar 3.6. Diagram alir perancangan sistem untuk pelatihan dan simulasi jaringan syaraf tiruan.

D. Pengujian Sistem *Phonocardiography*

Pengujian sistem *phonoardiography* ini dilakukan untuk mengetahui jaringan syaraf tiruan dapat mengenali pola suara jantung dengan baik. Pengujian dari sistem jaringan syaraf tiruan, yaitu dengan memberikan inputan yang berasal dari suara jantung yang digunakan sebagai data latih dan suara jantung manusia yang digunakan sebagai sampel pada penelitian ini. Tingkat keakurasian jaringan syaraf tiruan dalam mengenali pola suara jantung dapat

dihitung dengan menggunakan Persamaan 3.3 berikut ini.

$$\text{Akurasi JST (\%)} = \frac{\text{jumlah data yang dikenali}}{\text{jumlah data keseluruhan}} 100\% \quad (3.8)$$

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

A. Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian dan analisa data yang telah dilakukan diperoleh beberapa kesimpulan sebagai berikut.

1. Perancangan perangkat keras dan perangkat lunak *phonocardiography* yang terintegrasi telah mampu mendeteksi sinyal suara jantung manusia.
2. Perancangan *preamplifier* mikrofon telah mampu menguatkan sinyal suara jantung dari stetoskop sebesar 19.87 dB dengan tipe penguatan penguat transistor common emitor.
3. Fungsi wavelet daubechies orde 10 sebagai filter digital telah mampu mereduksi derau pada rekaman suara jantung dengan nilai SNR di atas 20 dB.
4. Fungsi wavelet daubechies orde 10 digunakan sebagai ekstraksi ciri pada sinyal suara jantung normal dan abnormal (*aortic regurgitation*, *aortic stenosis*, *mitral regurgitation*, *mitral stenosis*, dan *patent ductus arteriosus*).
5. Ekstraksi ciri dengan metode transformasi wavelet yaitu metode daya sinyal telah mampu menggambarkan masing-masing ciri suara jantung normal dan suara jantung abnormal.

6. Keakurasian jaringan syaraf tiruan *backpropagation* untuk metode transformasi wavelet daya sinyal mencapai 100% dalam mengenali pola suara jantung berdasarkan ekstraksi ciri daya dekomposisi sinyal PCG.

B. Saran

Untuk pengembangan *phonocardiography* sebagai pendeteksi kondisi jantung manusia dapat dilakukan penelitian dengan pemilihan metode yang lain selain metode transformasi wavelet untuk ekstraksi ciri suara jantung dan pemilihan sistem kecerdasan buatan yang lain selain jaringan syaraf tiruan *backpropagation*. Selain itu, penelitian selanjutnya juga perlu memperbanyak variasi sinyal suara jantung yang digunakan dalam penelitian sehingga akan lebih banyak kondisi jantung yang dapat dideteksi. Penambahan sampel uji juga diperlukan untuk mengoptimalkan kinerja *phonocardiography* pada penelitian selanjutnya, terutama sampel uji suara jantung dari pasien yang memiliki masalah pada katub-katub jantungnya.

DAFTAR PUSTAKA

- Abbas, K., dan Bassan, R. 2009. *Phonocardiography Signal Processing*. Morgan and Claypool Publisher.
- Addison, P. S. 2005. Wavelet Transform and The ECG: A Review. *Journal of Physiological Measurement*. Institute of Physics Publishing. 26: 155-199.
- Akay, M., Semmlow, J.L., Welkowitz, W., Bauer, MD, dan Kostis, JB. 1990. Noninvasive Detection of Coronary Stenoses Before and After Angioplasty Using Methods. *IEEE Trans*. Vol. 37.
- Amin, Debbal, S. M., dan Reguig, F. B. 2008. Feature for Heartbeat Sound Signal Normal and Phatological. *Journa ofl Recent Patents on Computer Science*. University Aboubekr Belkaid, Algeria. 1(1): 1-8.
- Antonisfia, Y., dan Wiryadinata, R. 2008. Ekstraksi Ciri pada Isyarat Suara Jantung Menggunakan Power Spectral Density Berbasis Metode Welch. *Jurnal Media Informatika*. Sumatera Barat. 6 (1): 71-84.
- Atwoos, S., Standon, C. dan Storey, J. 1996. *Pengenalan Dasar Distrima Jantung*. Terjemahan: Gadjah Mada University Press. Yogyakarta.
- Bhoi, A. K., Sherpa, K. S., dan Khandelwal, B. 2015. Multidimensional Analytical Study of Heart Sounds: A Review. *International Journal Bioautomation*. India. 19(3): 351-376.
- Cahyono, Y., Susilo, E. R., dan Novitaningtyas, Y. 2008. Rekayasa Biomedik Terpadu untuk Mendeteksi Kelainan Jantung. *Jurnal Fisika dan Aplikasi*. Surabaya. 4(2): 1-6.
- Carr, J. J., dan Brown, J. M. 2001. *Introduction to Biomedical Equipment Technology*. Prentice Hall Inc. New Jersey.
- Choi, S. 2008. Detection of Valvular Heart Disorders Using Wavelet Packet Decomposition and Support Vector Machine. *Journal of Expert System with Applications*. Yamaguchi University, Japan. 35: 1679-1687.
- Cromwell, L., Wellbel, F. J., dan Pfeiffer, E.A. 1980. *Biomedical Instrumentation and Measurement*. Prentice Hall Inc. New Jersey.

- Daso, F., Jusak, dan Puspasari, I. 2015. Analisis Suara Jantung dengan Menggunakan Analisis Spektrum. *Journal of Control and Network Systems*. Surabaya. 4(1): 92-99.
- Engdahl. 2009. *Soundcard Tips and Facts*. http://www.epanorama.net/documents/pc/soundcard_tips.html#general. Diakses pada tanggal 1 Desember. Pukul 20.15 WIB.
- Haryadi, B. 2005. Ekstraksi Ciri Menggunakan Pola Bunyi Jantung Menggunakan FFT. *Jurnal Fisika*. Universitas Ahmad Dahlan. Yogyakarta.
- Hendee, W. R. 2004. Accreditaion Certification and Maintenance of Certification in Medical Physics The Need for Convergence. *NCCAAPM Meeting*. 98: 977-983.
- Irawan, F. A. 2012. *Buku Pintar Pemrograman Matlab*. Mediakom. Yogyakarta.
- Khandpur, R. S. 1997. *Handbook of Biomedical Instrumentation*. Tata McGraw-Hill. New Delhi. Pp. 106-109.
- Kristomo, D., Rizal, A., dan Kusjani, A. 2016. Seleksi Ciri Suara Jantung pada Domain Waktu dan Frekuensi. *Seminar Riset Teknologi Informasi (SRITI)*. STIMIK AKAKOM, Yogyakarta.
- Kusumadewi. 2003. *Artificial Intelligence (Teknik dan Aplikasinya)*. Graha Ilmu. Yogyakarta.
- Malvino, A. P. 2004. *Prinsip-Prinsip Elektronika Edisi 6*. Erlangga, Jakarta.
- Miftahuddin. 2010. Identifikasi Kerusakan Mesin Berputar berdasarkan Sinyal Suara dengan Metode *Adaptive Neuro Fuzzy Inference System*. *Jurnal Teknik*. Institut Teknologi Surabaya, Surabaya.
- Murod, H. 2005. Perancangan Sistem Akuisis Data Menggunakan Masukan Soundcard. *Skripsi*. Universitas Gadjah Mada. Yogyakarta.
- Ölmez, T., dan Dokur, Z. 2003. Classification of Heart Sounds Using An Articial Neural Network. *Journal of Pattern Recognition Letters*. Istanbul Technical University. 24: 617-629.
- Prawira, W. P., Muninggar, J., dan Santi, M. R. S. 2015. Alat Perekam Aktivitas Jantung dengan Mic Kondensor dan PC-Link USB SMART I/O. *Jurnal Radiasi*. Universitas Kristen Satya Wacana. 6(1): 136-140.
- Pusat Data dan Informasi Kementerian Kesehatan RI. 2012. *Gambaran Penyakit Tidak Menular di Rumah Sakit di Indoneisa Tahun 2009 dan 2010*. Kementerian Kesehatan Republik Indonesia. Pp. 1-14.
- Pusat Data dan Informasi Kementerian Kesehatan RI. 2014. *Situasi Kesehatan Jantung*. Kementerian Kesehatan Republik Indonesia. Pp. 1-8.

- Randhawa, S. K., dan Singh, M. 2015. Classification of Heart Sound Signals Using Multi-modal Features. *Journal of Procedia Computer Science*. University Patiala India. 58: 165-171.
- Reza, C. 2013. Teknik Potensi Diferensial pada Transformator Daya Tiga Fasa dengan Menggunakan Transformasi Wavelet. *Skripsi*. Universitas Pendidikan Indonesia. Bandung.
- Rizal, A., dan Vera, S. 2007. Aplikasi Pengolahan Sinyal Digital pada Analisis dan Pengenalan Suara dan Paru untuk Diagnosis Penyakit Jantung dan Paru secara Otomatis. *Proceeding STIA 2007*. ITB. Bandung.
- Safara, F., Doraisamy, S., Azman, A., Jantan, A., dan Ramaiah, A. R. A. 2013. Multi-level Basis Selection of Wavelet Packet Decomposition Tree for Heart Sound Classification. *Journal of Computers in Biology and Madicine*. University Putra Malaysia. 43: 1407-1414.
- Saptaji, S. M., Haryanto, J., dan Rizal, A. 2006. Deteksi Kelainan Jantung Melalui Phonocardiogram (PCG) Menggunakan Metode Jaringan Syaraf Tiruan Adaptive Resonance Theory 2. *Proceeding Tekno Intensif 2006*. Kopwil IV Bandung.
- Setiadi. 2007. *Anatomi dan Fisiologi Manusia*. Graha Ilmu. Yogyakarta.
- Setiawan, D. 2014. *Phonocardiogram yang Dilengkapi Jaringan Syaraf Tiruan dengan Ekstraksi Ciri Menggunakan Dekorlet dan Energi Sinyal Dekomposisi Wavelet*. *Skripsi*. Universitas Lampung. Bandar Lampung.
- Setiawan, E., Alkaff, A., Rushdianto EAK, dan Yogiarto, R. M. 2011. Analisa dan Pengenalan Suara Jantung Menggunakan Wavelet dan JST dalam Mengklasifikasikan Jenis Kelainan Katup Jantung pada Manusia. *Seminar Nasional Pascasarjana XI-ITB*. Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Surabaya.
- Setiawan, R. 2008. *Teknik Akuisisi Data*. Graha Ilmu. Yogyakarta.
- Shankar, N., dan Sangeetha, M. S. 2013. Analysis of Phonocardiogram for Detection of Cardiac Murmurs Using Wavelet Transform. *International Journal of Advanced Scientific and Technical Resesarch* ISSN 2249-9954. India. 1(3): 350-357.
- Siang, J. J. 2005. *Jaringan Syaraf Tiruan dan Pemrogramannya*. Edisi I. Andi Offset. Yogyakarta.
- Siang, J. J. 2009. *Jaringan Syaraf Tiruan dan Pemrogramannya*. Edisi II. Andi Offset. Yogyakarta.
- Sigiro, S. A., Tamba, T., Sitepu, M., dan Setiono, A. 2013. Instrumenasi Virtual Menggunakan Labview dan Soundcard. *Jurnal Saintis Fisika*. Universitas Sumatera Utara, Medan. Vol. 5(1).

- Soeharto, I. 2004. *Penyakit Jantung Koroner dan Serangan Jantung*. PT. Gramedia Pustaka Utama. Jakarta.
- Suboh, M. Z., Yaakob, M., dan Ali, M. S. A. R. 2014. Improving Classification Accuracy of Heart Sound Signals Using Hierarchical MPL Network. *(IJACSA) Intenational Journal of Advanced Computer Science and Applictions*. Universiti Kuala Lumpur dan Universiti Malaysia Perlis. 5(1): 24-30.
- Sudarsono, A. 2016. Jaringan Syaraf Tiruan untuk Meprediksi Penduduk menggunakan Metode *Backpropagation* Studi Kasus di Kota Bengkulu. *Jurnal Media Informatika*. Vol. 2(1).
- Surtono, A., Widodo, T.S., dan Tjokronagoro, M. 2012. Analisis Klasifikasi Sinyal EKG Berbasis Wavelet dan Jaringan Syaraf Tiruan. *Jurnal Nasional Teknik Elektro dan Teknologi Informasi (JNTETI) ISSN 2301 - 4156*. Universitas Gajah Mada. 1(3): 60-66.
- Syam, R. 2013. *Dasar-Dasar Teknik Sensor*. Universitas Hasanuddin. Makasar.
- Tilkian, A. G., and Conover, M. B. 1991. *Memahami Bunyi dan Bising Jantung dalam Praktek Sehari-hari*. Binarupa Aksara. Jakarta.
- Webster, S. G. 2010. *Medical Instrumentation Application and Design, Fourth Edition*. John Wiley and Sons, Inc. USA. Pp 318.
- Widodo, T. S. 2004. Analisis Spektral Isyarat Suara Jantung. *Seminar of Electrical Engineering (SEE 2004)*. Pp. 109-114.
- Wuryandari, M. D. 2012. Perbandingan Metode Jaringan Syaraf Tiruan *Backpropagation* dan *Learning Vector Quantization* pada Pengenalan Wajah. *Jurnal Komputer dan Informatika (KOMPUT)*. Edisi I, vol. 1.
- Zhang, W., Han, J., dan Deng, S. 2017. Heart Sound Classification based on Scaled Spectrogram and Partial Least Squares Regression. *Journal Biomedical Signal Processing and Control*. China. 32: 20-28.