



**ANALISA *SIGNAL DENOISING* PADA PERANGKAT  
DIGITAL ECG DENGAN METODE *KALMAN*  
*FILTER* DAN *CONTINUOUS WAVELET*  
*TRANSFORM***

**SKRIPSI**

Oleh

**Octavia Olga Citra Dewi  
111910201038**

**PROGRAM STUDI STRATA 1 TEKNIK ELEKTRO  
JURUSAN TEKNIK ELEKTRO  
FAKULTAS TEKNIK  
UNIVERSITAS JEMBER  
2016**



**ANALISA *SIGNAL DENOISING* PADA PERANGKAT  
DIGITAL ECG DENGAN METODE *KALMAN FILTER* DAN  
*CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM***

**SKRIPSI**

**diajukan guna melengkapi skripsi dan memenuhi salah satu syarat  
untuk menyelesaikan Program Studi S1 Teknik Elektro  
dan mencapai gelar Sarjana Teknik**

**oleh**

**Octavia Olga Citra Dewi  
NIM 111910201038**

**PROGRAM STUDI STRATA 1 TEKNIK ELEKTRO  
JURUSAN TEKNIK ELEKTRO  
FAKULTAS TEKNIK  
UNIVERSITAS JEMBER  
2016**

## PERSEMBAHAN

Dengan rasa syukur saya panjatkan kepada Allah SWT atas segala karunia-Nya hingga saya dapat menyelesaikan skripsi ini. Skripsi ini merupakan langkah awal kesuksesan yang saya raih sebelum menuju kesuksesan selanjutnya dalam hidup saya. Dengan penuh rasa syukur dengan ketulusan hati saya persembahkan karya ini kepada :

1. Terima kasih yang sangat berlimpah kepada kedua orang tua, ayah Wiji Kiswono dan mama Hera Purnami Dewi Riauritta yang telah mendidik, membesarkan, memberi cinta dan kasih sayang serta doa yang tiada pernah putus hingga saya dapat menyelesaikan skripsi ini, dan saya persembahkan gelar yang saya dapatkan untuk beliau;
2. Terima kasih kepada Dosen Pembimbing Utama Bapak Bambang Supeno dan Dosen Pembimbing Anggota Ibu Ike Fibriani atas kesabaran dan keikhlasan dalam membimbing saya selama ini;
3. Terima kasih kepada teman-teman Teknik Elektro S1 ataupun D3 angkatan 2008, 2009, 2010, 2011, 2012, 2013, 2014, dan 2015;
4. Almamater Fakultas Teknik Universitas Jember.

**MOTTO**

Barangsiapa yang bertaqwa pada Allah, maka Allah jadikan urusannya menjadi mudah.

(QS. Ath-Thalaq : 3)

Barangsiapa bersungguh-sungguh, sesungguhnya kesungguhannya itu adalah untuk dirinya sendiri.

(QS Al-Ankabut : 6)

Jika sahabatmu tidak mengingatkanmu ketika berbuat salah, maka sahabatmu adalah sahabat yang menjerumuskan.

(Sahabat tercantikku)

**PERNYATAAN**

Saya yang bertanda tangan di bawah ini:

nama : Octavia Olga Citra Dewi

NIM : 111910201038

menyatakan dengan sesungguhnya bahwa skripsi yang berjudul “Analisa *Signal Denoising* pada Perangkat Digital ECG dengan Metode *Kalman Filter* dan *Continuous Wavelet Transform*” adalah benar – benar hasil karya sendiri, kecuali jika dalam pengutipan substansi disebutkan sumbernya, dan belum pernah diajukan pada institusi mana pun, serta bukan karya jiplakan. Saya bertanggung jawab atas keabsahan dan kebenaran isinya sesuai dengan sikap ilmiah yang harus dijunjung tinggi.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya, tanpa adanya tekanan dan paksaan dari pihak manapun serta bersedia mendapat sanksi akademik jika ternyata di kemudian hari pernyataan ini tidak benar.

Jember, 15 Juni 2016

Yang menyatakan,

Octavia Olga Citra Dewi

NIM 111910201038

**SKRIPSI**

**ANALISA *SIGNAL DENOISING* PADA PERANGKAT  
DIGITAL ECG DENGAN *METODE KALMAN*  
*FILTER* DAN *CONTINUOUS WAVELET*  
*TRANSFORM***

Oleh

Octavia Olga Citra Dewi  
NIM 111910201038

Pembimbing

Dosen Pembimbing Utama : Bambang Supeno, S.T.,M.T.

Dosen Pembimbing Anggota : Ike Fibriani, S.T.,M.T.

**PENGESAHAN**

Skripsi berjudul “Analisa Signal Denoising pada Perangkat Digital ECG dengan Metode *Kalman Filter* dan *Continuous Wavelet Transform*” telah diuji dan disahkan pada:

hari : Jum’at

tanggal : 15 Juni 2016

tempat : Fakultas Teknik Universitas Jember.

Tim penguji:

Ketua,

Sekretaris,

Bambang Supeno, S.T., M.T.  
NIP 19690630 199512 1 001

Ike Fibriani, S.T., M.T.  
NIP 19800207 201504 2 001

Anggota I,

Anggota II,

Satryo Budi Utomo, S.T., M.T.  
NIP 19850126 200801 1 002

Widya Cahyadi, S.T., M.T.  
NIP 19851110 2014041 001

Mengesahkan  
Dekan Fakultas Teknik,

Dr. Ir. Entin Hidayah M.U.M  
NIP 196612151995032001

**ANALISA SIGNAL DENOISING PADA ECG DENGAN METODE  
KALMAN FILTER DAN CONTINUOUS WAVELET  
TRANSFORM**

*(Denoising Signal Analysis on Digital Device ECG using Kalman Filter Method  
and Continuous Wavelet Transform)*

Octavia Olga Citra Dewi\*, Bambang Supeno, Ike Fibriani  
Jurusan Teknik Elektro, Universitas Jember (UNEJ)  
Jln. Kalimantan 37, Jember 68121  
*\*Email: octacd@gmail.com*

**ABSTRAK**

Penyakit jantung merupakan salah satu penyakit yang berbahaya dan mematikan di dunia. Teknologi sebelumnya pemeriksaan kelainan jantung dengan menggunakan ECG banyak masih memiliki *noise* ketika perekaman sehingga diperlukan suatu metode untuk mengurangi *noise*. Analisis yang dapat dilakukan adalah melalui visualisasi, penyaringan dan ekstraksi sinyal jantung dapat dianalisis untuk membuatnya lebih akurat. Penelitian ini menggunakan *kalman filter* sebagai metode *filtering* dan *continuous wavelet transform* sebagai metode ekstraksi sinyal jantung. Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan dengan menggunakan *kalman filter* dari tiga jenis sinyal jantung *normal sinus rhythm*, *atrial fibrillation*, *malignant ventricular ectopy*, telah diperoleh bahwa *kalman filter* dapat mengurangi amplitudo sinyal ECG sebesar 33,3%. *Kalman filter* bekerja dalam proses penyaringan pada sinyal *continuous* dari ECG. Tetapi proses *filtering* pada ekstraksi sinyal jantung menggunakan *continuous wavelet transform* memiliki nilai yang sama seperti sebelum dan sesudah proses.

**Kata kunci** : Ekstraksi sinyal jantung, *Filter*, Jantung



**DENOISING SIGNAL ANALYSIS ON DIGITAL DEVICE ECG USING  
KALMAN FILTER METHOD AND CONTINUOUS WAVELET  
TRANSFORM**

Octavia Olga Citra Dewi\*, Bambang Supeno, Ike Fibriani  
Department of Electrical Engineering, Engineering Faculty, Jember University  
Jln. Kalimantan 37, Jember 68121  
\*Email: octacd@gmail.com

**ABSTRACT**

*Heart disease is one of the dangerous and deadly disease number one in the world. The previous technology of cardiac screening using ECG either are many weakness be noise when recording so needed a method to reduce noise. The analysis that can be do is through visualization, filtering and extraction of the heart signal can be feature analyzed in order to make it more accurate. This study uses a kalman filter as the filtering method and the continuous wavelet transform as a heart signal extraction methods. Based on research that has been done using kalman filter of three types of cardiac signals normal sinus rhythm, atrial fibrillation, malignant ventricular ectopy, has been obtained that the kalman filter can reduce the amplitude of ECG signals by 33.3%. Kalman filter works in the filtering process on a continuous signal from ECG. But filtering process on extraction continuous wavelet transform has the same count as before and after the process.*

**Keywords :** *Extraction heart signals, Filter, Heart*

## RINGKASAN

**Analisa Signal Denoising pada Perangkat Digital ECG dengan Metode Kalman Filter dan Continuous Wavelet Transform;** Octavia Olga Citra Dewi; 111910201038; 2016; 53 halaman; Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknik Universitas Jember.

Penyakit jantung merupakan salah satu penyakit berbahaya yang masih menjadi penyebab utama kematian di seluruh dunia. Diagnosis kelainan jantung hanya dengan mendengarkan suara jantung melalui stetoskop saja tidak cukup. Kelemahan dari cara ini adalah bahwa keterampilan mendiagnosa suara jantung menggunakan stetoskop adalah suatu hal yang tidak mudah. Keakuratan analisa sangat tergantung pada kepekaan telinga dan tingkat pengalaman seorang ahli dalam membedakan antara satu kelainan dengan kelainan yang lain. Dibutuhkan waktu bertahun - tahun untuk memperoleh dan memfilter suara jantung tersebut (Putri Madona, 2011).

Sejalan berkembangnya dunia medis permasalahan diatas telah teratasi dengan adanya *Electrocardiograph* (ECG). Pendeteksian gejala kelaianan pada jantung kita dapat menggunakan *Electrocardiograph* (ECG) (S.W. Prakosa, 2013). Namun, kemampuan *Electrocardiograph* (ECG) merekam sinyal jantung berbentuk sinyal *continuous* masih memiliki kekurangan dalam proses mendeteksi penyakit juga masih terdapat *noise* dalam hasil rekaman tersebut.

Oleh sebab alasan-alasan yang dikemukakan di atas, maka diagnosa kelainan jantung hanya dengan hasil rekaman *electrocardiograph* (ECG) masih dinilai kurang akurat karena sinyal berbentuk *continuous* dan masih terdapat *noise*. Untuk itu, diperlukan prosedur yang lebih baik. Hal ini dapat dilakukan dengan menggunakan perumusan matematis sebagai kompensasi untuk analisa medis, dan dengan melakukan perekaman, visualisasi, *filtering* serta ekstraksi sinyal jantung, sehingga dapat dianalisa lebih lanjut secara lebih akurat.

Secara garis besar, tujuan penelitian ini adalah proses merancang *filter* agar dapat meminimalisir *noise* pada sinyal ECG untuk selanjutnya melalui proses

ekstraksi sinyal menggunakan *continuous wavelet transform*. Metode yang digunakan adalah *kalman filter* untuk proses *filtering* dan *continuous wavelet transform* untuk ekstraksi sinyal jantung. Berdasarkan pengujian dan analisa *kalman filter* dapat meredam amplitudo sinyal ECG sebesar 33.3% dan *kalman filter* bekerja dalam proses *filtering* pada sinyal *continuous* dari ECG, namun pada ekstraksi menggunakan CWT memiliki kontur yang sama ketika sebelum dan sesudah melalui *kalman filter*.



## PRAKATA

Puji syukur atas kehadiran Tuhan Yang Maha Esa yang telah melimpahkan rahmat dan karunia-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “Analisa *Signal Denoising* pada ECG dengan Metode *Kalman Filter* dan *Continuous Wavelet Transform*”. Skripsi ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat untuk menyelesaikan pendidikan strata satu (S1) pada jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknik Universitas Jember.

Penyusunan skripsi ini tidak lepas dari bantuan berbagai pihak, oleh karena itu penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih kepada:

1. Ibu Dr. Ir. Entin Hidayah M.U.M, selaku Dekan Fakultas Teknik Universitas Jember;
2. Bapak Dr. Bambang Sri Kaloko S.T, M.T., selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro Universitas Jember;
3. Bapak Bambang Supeno, S.T., M.T. selaku Dosen Pembimbing Utama, yang telah memberikan bimbingan dan semangat, meluangkan waktu, pikiran, dan kesabaran dalam penulisan skripsi ini serta memberikan ide tentang topik skripsi penulis;
4. Ibu Ike Fibriani, S.T., M.T. selaku Dosen Pembimbing Anggota, yang telah memberikan bimbingan, solusi permasalahan, nasehat serta masukan dalam penulisan skripsi ini;
5. Bapak Satrio Budi Utomo, S.T., M.T. selaku dosen penguji I;
6. Bapak Widya Cahyadi, S.T., M.T. selaku dosen penguji II;
7. Seluruh Dosen Teknik Elektro yang telah memberikan bekal ilmu pengetahuan dan membimbing selama mengikuti pendidikan di Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknik Universitas Jember;
8. Para staf karyawan dan karyawan serta teknisi Fakultas Teknik Universitas Jember yang telah memberikan bantuan selama mengikuti pendidikan di Fakultas Teknik Universitas Jember;
9. Ayahanda Wiji Kiswono dan Mama Hera Purnami Dewi Riauritta tercinta yang telah memberikan semangat, kasih sayang, perhatian, kesabaran dan

doanya yang tak pernah putus untuk mempermudah saya mencapai kesuksesan awal dalam perguruan tinggi ini;

10. Adik Gian Hanusia Herwono tersayang yang telah bersedia membantu
11. Seluruh keluarga besar yang tidak bisa saya sebutkan satu persatu yang telah memberikan dukungan kepada saya untuk menyelesaikan skripsi ini;
12. Sahabat tercantikku Widya Ika Pravita, Desti Husumardiana, dan Dewi Nur Kummala yang selalu meluangkan dan menyempatkan waktu untuk menemani saat saya mengalami kesulitan dalam mengerjakan skripsi, membantu, memberikan kritik saran yang membangun serta tak hentinya memberikan dukungan dan do'a kepada saya;
13. Dulur-dulur Elektro khususnya angkatan 2011 yang saya sayangi yang telah membantu dalam pengambilan data skripsi saya, memberi semangat dari awal menjadi keluarga besar di teknik, semoga kita semua bisa mencapai sukses bersama;
14. Kepada kakak-kakak angkatan 2008, 2009, dan 2010 yang telah memberikan bimbingannya, membantu dan memberikan motivasi serta berbagi pengalamannya;
15. Kepada adik-adik angkatan 2012, 2013, 2014, dan 2015 yang telah membantu dan memberikan semangat untuk menyelesaikan skripsi ini.
16. Seluruh pihak yang tidak dapat saya sebutkan satu persatu.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini jauh dari kesempurnaan, untuk itu penulis menerima segala kritik dan saran dari semua pihak demi kesempurnaan skripsi ini agar dapat menjadi referensi yang memberikan manfaat bagi semua pihak. Akhir kata, semoga skripsi ini dapat berguna bagi pembaca dan bagi penulis sendiri pada khususnya dan semoga Allah SWT memberikan yang terbaik untuk kita semua, Amin.

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL .....	ii
HALAMAN PERSEMBAHAN .....	iii
HALAMAN MOTTO .....	iv
HALAMAN PERNYATAAN .....	v
HALAMAN PEMBIMBINGAN .....	vi
HALAMAN PENGESAHAN .....	vii
ABSTRAK .....	viii
<i>ABSTRACT</i> .....	ix
RINGKASAN .....	x
PRAKATA .....	xii
DAFTAR ISI .....	xiv
DAFTAR TABEL .....	xvii
DAFTAR GAMBAR.....	xviii
DAFTAR LAMPIRAN .....	xx
<b>BAB 1. PENDAHULUAN</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1 Latar Belakang</b> .....	<b>1</b>
<b>1.2 Rumusan Masalah</b> .....	<b>2</b>
<b>1.3 Tujuan</b> .....	<b>2</b>
<b>1.4 Manfaat</b> .....	<b>2</b>
<b>1.5 Batasan Masalah</b> .....	<b>2</b>
<b>BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA</b> .....	<b>3</b>
<b>2.1 Jantung</b> .....	<b>3</b>
2.1.1 Anatomi Jantung .....	3
2.1.2 <i>Normal Sinus Rhythm</i> .....	5
2.1.3 <i>Atrial Fibrillation</i> .....	6
2.1.4 <i>Malignant Ventricular Ectopy</i> .....	7

2.2	<b>Transformasi Wavelet</b>	7
2.2.1	<i>Continuous Wavelet Transform</i>	8
2.3	<b>Kalman Filter</b>	9
2.4	<b>Software MATLAB R2010a</b>	10
2.4.1	Lingkungan Kerja MATLAB R2010a	11
<b>BAB 3. METODOLOGI PENELITIAN</b>		13
3.1	<b>Prosedur Penelitian</b>	13
3.2	<b>Blok Diagram Sistem</b>	13
3.3	<b>Langkah Penelitian <i>Signal Denoising</i> Pada ECG</b>	14
3.4	<b>Pengambilan Data</b>	15
3.5	<b>Prograam <i>Kalman Filter</i> dan <i>Continuous Wavelet Transform</i></b>	17
3.6	<b><i>Flowchart</i> Sistem</b>	21
3.6.1	<i>Flowchart</i> Tanpa Proses <i>Filtering</i>	21
3.6.2	<i>Flowchat</i> dengan Proses <i>Filtering</i>	22
3.6.3	<i>Flowchart</i> Subrutin <i>Kalman Filter</i>	23
3.6.4	<i>Flowchart</i> Subrutin <i>Continuous Wavelet Transform</i>	24
<b>BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN</b>		25
4.1	<b>Analisa Sinyal ECG Terhadap <i>Kalman Filter</i></b>	25
4.1.1	<i>Normal Sinus Rhytm</i>	25
4.1.2	<i>Atrial Fibrillation</i>	30
4.1.3	<i>Malignant Ventricular Fibrillation</i>	35
4.2	<b>Analisa <i>Continuous Wavelet Transform</i></b>	41
4.2.1	<i>Normal Sinus Rhythm</i>	41
4.2.2	<i>Atrial Fibrillation</i>	43
4.2.3	<i>Malignant Ventricular Fibrillation</i>	46
<b>BAB 5 PENUTUP</b>		50
5.1	<b>Kesimpulan</b>	50
5.2	<b>Saran</b>	51
<b>DAFTAR PUSTAKA</b>		52

LAMPIRAN ..... 53





DAFTAR TABEL

	Halaman
2.1 <i>Time Update</i> dan <i>Measurement Update</i> .....	10
4.1 Peredaman sinyal <i>normal sinus rhythm sample 1</i> .....	25
4.2 Peredaman sinyal <i>normal sinus rhythm sample 2</i> .....	28
4.3 Peredaman amplitudo sinyal <i>atrial fibrillation sample 1</i> .....	30
4.4 Peredaman amplitudo sinyal <i>atrial fibrillation sample 2</i> .....	32
4.5 Peredaman sinyal <i>malignant ventricular fibrillation sample 1</i> .....	35
4.6 Peredaman sinyal <i>malignant ventricular fibrillation sample 2</i> .....	37
4.7 Peredaman amplitudo pada sinyal ECG .....	40
4.8 Peredaman level pada kontur sinyal <i>normal sinus rhythm sample 1</i> .....	41
4.9 Peredaman level pada kontur sinyal <i>normal sinus rhythm sample 2</i> .....	42
4.10 Peredaman level pada kontur sinyal <i>atrial fibrillation sample 1</i> .....	43
4.11 Peredaman level pada kontur sinyal <i>atrial fibrillation sample 2</i> .....	44
4.12 Peredaman level pada kontur sinyal <i>malignant ventricular ectopy</i> <i>sample 1</i> .....	46
4.13 Peredaman level pada kontur sinyal <i>malignant ventricular ectopy</i> <i>sample 2</i> .....	47
4.14 Peredaman level dari <i>kalman filter</i> pada hasil kontur sinyal .....	49

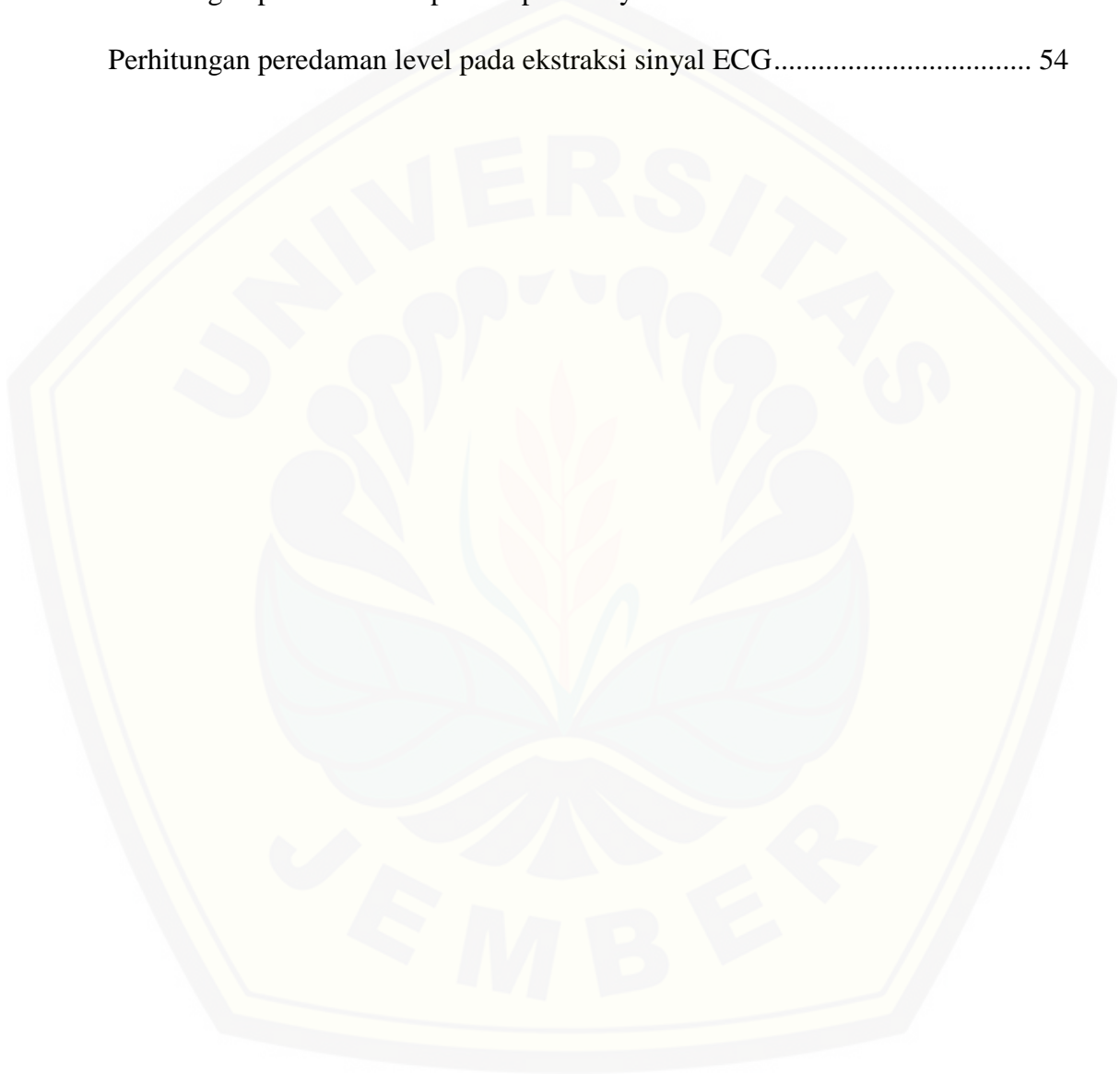
DAFTAR GAMBAR

	Halaman
2.1 Anatomi Katup Jantung .....	5
3.1 Blok diagram pada Matlab.....	14
3.2 Website physionet.org .....	15
3.3 Langkah pemilihan <i>menu</i> pada <i>website</i> .....	15
3.4 Tampilan physiobank ATM.....	16
3.5 Pemilihan <i>menu</i> pada physiobank ATM .....	16
3.6 Tampilan data pada physiobank ATM .....	17
3.7 Program <i>kalman filter</i> pada MATLAB R2010a .....	17
3.8 Proses memasukkan data sinyal asli .....	20
3.9 Proses memasukkan variabel waktu sinyal asli .....	20
3.10 <i>Flowchart</i> tanpa proses <i>filtering</i> .....	21
3.11 <i>Flowchart</i> dengan <i>filtering</i> .....	22
3.12 <i>Flowchart</i> subrutin <i>kalman filter</i> .....	23
3.13 <i>Flowchart</i> subrutin <i>continuous wavelet transform</i> .....	24
4.1 Amplitudo sinyal asli pada waktu 1.023 sec.....	26
4.2 Amplitudo sinyal hasil <i>kalman filter</i> pada waktu 1.023 sec .....	26
4.3 Amplitudo sinyal asli pada waktu 1.484 sec.....	27
4.4 Amplitudo sinyal hasil <i>kalman filter</i> pada waktu 1.484 sec .....	27
4.5 Amplitudo sinyal asli pada waktu 1.648 sec.....	28
4.6 Amplitudo sinyal hasil <i>kalman filter</i> pada waktu 1.648 sec .....	28
4.7 Amplitudo sinyal asli pada waktu 2.703 sec.....	29
4.8 Amplitudo sinyal hasil <i>kalman filter</i> pada waktu 2.703 sec .....	29
4.9 Amplitudo sinyal asli pada waktu 3.904 sec.....	30
4.10 Amplitudo sinyal hasil <i>kalman filter</i> pada waktu 3.904 sec.....	31
4.11 Amplitudo sinyal asli pada waktu 2.112 sec .....	31
4.12 Amplitudo sinyal hasil <i>kalman filter</i> pada waktu 2.112 sec.....	32
4.13 Amplitudo sinyal asli pada waktu 1.112 sec .....	33

4.14	Amplitudo sinyal hasil <i>kalman filter</i> pada waktu 1.112 sec .....	33
4.15	Amplitudo sinyal asli pada waktu 0.732 sec .....	34
4.16	Amplitudo sinyal hasil <i>kalman filter</i> pada waktu 0.732 sec .....	34
4.17	Amplitudo sinyal asli pada waktu 1.46 sec .....	35
4.18	Amplitudo sinyal hasil <i>kalman filter</i> pada waktu 1.46 sec .....	36
4.19	Amplitudo sinyal asli pada waktu 1.848 sec .....	36
4.20	Amplitudo sinyal hasil <i>kalman filter</i> pada waktu 1.848 sec .....	37
4.21	Amplitudo sinyal asli pada waktu 0.212 sec .....	38
4.22	Amplitudo hasil <i>kalman filter</i> pda waktu 0.212 sec .....	38
4.23	Amplitudo sinyal asli pada waktu 4.784 sec .....	39
4.24	Amplitudo sinyal hasil <i>kalman filter</i> pada waktu 4.784 sec .....	39
4.25	Kontur sinyal CWT sebelum proses <i>filtering</i> .....	41
4.26	Kontur sinyal CWT setelah proses <i>filtering</i> .....	42
4.27	Kontur sinyal CWT sebelum proses <i>filtering</i> .....	42
4.28	Kontur sinyal CWT setelah proses <i>filtering</i> .....	43
4.29	Kontur sinyal CWT sebelum proses <i>filtering</i> .....	44
4.30	Kontur sinyal CWT setelah proses <i>filtering</i> .....	44
4.31	Kontur sinyal CWT sebelum proses <i>filtering</i> .....	45
4.32	Kontur sinyal CWT setelah proses <i>filtering</i> .....	45
4.33	Kontur sinyal CWT sebelum proses <i>filtering</i> .....	46
4.34	Kontur sinyal CWT setelah proses <i>filtering</i> .....	46
4.35	Kontur sinyal CWT sebelum proses <i>filtering</i> .....	47
4.36	Kontur sinyal CWT setelah proses <i>filtering</i> .....	47

**DAFTAR LAMPIRAN**

	Halaman
Perhitungan peredaman amplitudo pada sinyal ECG.....	52
Perhitungan peredaman level pada ekstraksi sinyal ECG.....	54



## BAB 1. PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Penyakit jantung merupakan salah satu penyakit berbahaya yang masih menjadi penyebab utama kematian di seluruh dunia. Diagnosis kelainan jantung hanya dengan mendengarkan suara jantung melalui stetoskop saja tidak cukup. Kelemahan dari cara ini adalah bahwa keterampilan mendiagnosa suara jantung menggunakan stetoskop adalah suatu hal yang tidak mudah. Keakuratan analisa sangat tergantung pada kepekaan telinga dan tingkat pengalaman seorang ahli dalam membedakan antara satu kelainan dengan kelainan yang lain. Dibutuhkan waktu bertahun - tahun untuk memperoleh dan memfilter suara jantung tersebut (Putri Madona, 2011).

Sejalan berkembangnya dunia medis permasalahan diatas telah teratasi dengan adanya *Electrocardiograph* (ECG). Pendeteksian gejala kelaianan pada jantung kita dapat menggunakan *Electrocardiograph* (ECG) (S.W. Prakosa, 2013). Namun, kemampuan *Electrocardiograph* (ECG) merekam sinyal jantung berbentuk sinyal *continuous* masih memiliki kekurangan dalam proses mendeteksi penyakit juga masih terdapat *noise* dalam hasil rekaman tersebut.

Oleh sebab alasan-alasan yang dikemukakan di atas, maka diagnosa kelainan jantung hanya dengan hasil rekaman *electrocardiograph* (ECG) masih dinilai kurang akurat karena sinyal berbentuk *continuous* dan masih terdapat *noise*. Untuk itu, diperlukan prosedur yang lebih baik. Hal ini dapat dilakukan dengan menggunakan perumusan matematis sebagai kompensasi untuk analisa medis, dan dengan melakukan perekaman, visualisasi, *filtering* serta ekstraksi sinyal jantung, sehingga dapat dianalisa lebih lanjut secara lebih akurat.

### 1.2 Rumusan Masalah

1. Bagaimana merancang *kalman filter* dapat meminimalisir *noise* pada sinyal jantung yang didapatkan dari ECG?
2. Bagaimana analisa hasil kontur *continuous wavelet transform* dibandingkan setelah dan sebelum melalui proses *kalman filter*?

### 1.3 Tujuan

1. Merancang *kalman filter* dapat meminimalisir *noise* pada hasil pengambilan sinyal jantung pada ECG.
2. Menganalisa pengaruh *kalman filter* pada hasil sinyal jantung menggunakan *continuous wavelet transform*.

### 1.4 Manfaat

1. Meminimalisir *noise* pada sinyal yang di dapatkan dari ECG sehingga di dapatkan data yang lebih akurat.
2. Pemahaman tentang metode *kalman filter* sebagai pemroses sinyal yang lebih akurat.
3. Mengetahui fungsi *kalman filter* pada sinyal sinusoida sinyal jantung hasil dari ECG.
4. Mengetahui pengaruh *kalman filter* pada hasil sinyal jantung menggunakan *continuous wavelet transform*.

### 1.5 Batasan Masalah

1. Data ECG didapatkan dari Pysionet.org.
2. Sinyal jantung yang digunakan adalah *normal sinus rhytm*, *atrial fibrillation* dan *malignant ventricular ectopy*.
3. Proses pengolahan sinyal tidak *realtime*.
4. *Software* yang digunakan adalah Matlab.
5. Parameter  $\overline{P_k}$  yang digunakan pada *kalman filter* adalah 0.2.



## BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1. Jantung

Jantung adalah organ muskular yang berfungsi sebagai pompa ganda sistem kardiovaskular. Sisi kanan jantung memompa darah ke paru-paru sedangkan sisi kiri memompa darah ke seluruh tubuh. Jantung mempunyai empat ruangan, serambi kanan dan kiri, bilik kanan dan kiri. Serambi berdinding tipis sedangkan bilik berdinding lebih tebal dengan bilik kiri berdinding paling tebal karena dia memompa darah ke seluruh tubuh. Jantung terbuat dari jaringan otot khusus yang tidak terdapat dimanapun di seluruh tubuh (S.W. Prakosa, 2013).

#### 2.1.1 Anatomi Jantung

Anatomi dalam, jantung terdiri dari empat ruang yaitu *atrium* kanan dan kiri, serta *ventrikel* kanan dan kiri dipisahkan oleh *septum*. *Atrium* kanan, darah *vena* mengalir kedalam jantung melalui *vena kava superior* dan *inferior* masuk ke dalam *atrium* kanan, yang tertampung selama fase sistol *ventrikel*. Secara anatomis *atrium* kanan terletak agak ke depan dibanding dengan *ventrikel* kanan atau *atrium* kiri. Pada bagian *antero-superior atrium* kanan terdapat lekukan ruang atau kantung berbentuk daun telinga disebut *aurikel*. Permukaan *endokardium atrium* kanan tidak sama; pada *posterior* dan *septal* licin dan rata, tetapi daerah *lateral* dan *aurikel* permukaannya kasar dan tersusun dari serabut – serabut otot yang berjalan paralel yang disebut otot *pektinatus*. Tebal rata – rata dinding *atrium* kanan adalah 2 mm. (S.W. Prakosa, 2013)

*Ventrikel* kanan, letak ruang ini paling depan di dalam rongga dada, yaitu tepat dibawah *manubrium sterni*. Sebagian besar *ventrikel* kanan berada di kanan depan *ventrikel* kiri dan di *medial atrium* kiri. Perbedaan bentuk kedua *ventrikel* dapat dilihat pada potongan melintang. *Ventrikel* kanan berbentuk bulan sabit atau setengah bulatan, berdinding tipis dengan tebal 4 –5 mm. Secara fungsional *ventrikel* kanan dapat dibagi dalam alur masuk dan alur keluar. Ruang alur masuk *ventrikel* kanan ( *right ventricular inflow tract*) dibatasi oleh katup *trikuspid*, *trabekula anterior* dan dinding *inferior ventrikel* kanan. Sedangkan alur keluar

*ventrikel* kanan (*right ventricular outflow tract*) berbentuk tabung atau corong, berdinding licin terletak dibagian *superior ventrikel* kanan yang disebut *infundibulum* atau *konus arteriosus*. Alur masuk dan alur keluar dipisahkan oleh *krista supraventrikuler* yang terletak tepat di atas daun katup *trikuspid*. (S.W. Prakosa, 2013)

*Atrium* kiri, menerima darah dari empat *vena pulmonal* yang bermuara pada dinding *postero-superior* atau *postero-lateral*, masing-masing sepasang *vena* kanan dan kiri. Letak *atrium* kiri adalah di *posterior-superior* ari ruang jantung lain, sehingga pada foto sinar tembus dada tidak tampak. Tebal dindingnya 3 mm, sedikit lebih tebal daripada dinding *atrium* kanan. Endokardiumnya licin dan otot *pektinati* hanya ada pada aurikelnya. (S.W. Prakosa, 2013)

*Ventrikel* kiri, berbentuk lonjong seperti telur, dimana bagian ujungnya mengarah ke *antero-inferior* kiri menjadi *apeks kordis*. Bagian dasar *ventrikel* tersebut adalah *anulus mitral*. Tebal dinding *ventrikel* kiri adalah 2-3 kali lipat dinding *ventrikel* kanan. Tebal dinding *ventrikel* kiri saat diastol adalah 8-12 mm. (S.W. Prakosa, 2013)

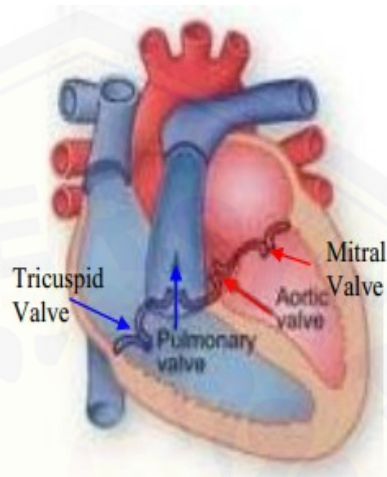
Katup jantung terdiri atas 4 yaitu katup *trikuspid* yang memisahkan *atrium* kanan dengan *ventrikel* kanan, katup *mitral* atau *bikuspid* yang memisahkan antara *atrium* kiri dengan *ventrikel* kiri setra dua katup *semilunar* yaitu katup *pulmonal* dan katup *aorta*. Katup *pulmonal* adalah katup yang memisahkan *ventrikel* kanan dengan *arteri pulmonalis*. Katup *aorta* adalah katup yang memisahkan *ventrikel* kiri dengan *aorta*. (Danu Setiawan, 2014)

Jantung dipersarafi oleh sistem saraf otonom yaitu saraf simpatis dan parasimpatis. Serabut-serabut saraf simpatis mempersarafi daerah *atrium* dan *ventrikel* termasuk pembuluh darah koroner. Saraf parasimpatis terutama memberikan persarafan pada *nodus sinoatrial*, *atrioventrikular* dan serabut-serabut otot *atrium*, dapat pula menyebar ke *ventrikel* kiri. (Danu Setiawan, 2014)

Persarafan simpatis *eferen preganglionik* berasal dari *medulla spinalis torakal* atas, yaitu *torakal* 3-6, sebelum mencapai jantung akan melalui *pleksus kardialis* kemudian berakhir pada *ganglion servikalis superior*, *medial*, atau *inferior*. Serabut *post-ganglionik* akan menjadi *saraf kardialis* untuk masuk ke



dalam jantung. Persarafan parasimpatis berasal dari pusat *nervus vagus* di *medulla oblongata*; serabut – serabutnya akan bergabung dengan serabut simpatis di dalam *pleksus kardialis*. Rangsang simpatis akan dihantar oleh *asetilkolin*. (Danu Setiawan, 2014)



Gambar 2.1 Anatomi katup jantung

(Sumber : Danu Setiawan, 2014)

Pada gambar 2.1 di atas, jantung mempunyai empat katup utama yang terbuat dari jaringan endokardium. Katup merupakan bangunan yang mirip penutup yang membuka dan menutup sebagai respon terhadap pemompaan jantung dengan membuka dan menutup katup memungkinkan darah bergerak keseluruhan jantung, paru dan mencegah aliran darah kembali. Kemudian dari proses membuka dan menutupnya katup jantung akan menghasilkan suara detak jantung. (Danu Setiawan, 2014)

### 1.2. **Normal Sinus Rhythm**

*Normal Sinus Rhythm* (NSR) adalah ritme karakteristik dari jantung manusia yang sehat. NSR adalah irama yang berasal dari sinus node. Tingkat pada NSR umumnya biasa tapi akan bervariasi tergantung pada masukan otonom ke dalam sinus node. *Normal Sinus Rhythm* (NSR) merupakan irama jantung bawaan dan teratur yang memiliki 60-100 kali/menit. Gelombang QRS memiliki lebar kurang dari 100 ms. Setiap gelombang QRS yang kompleks di dahului oleh gelombang P

yang normal. Gelombang P yang normal memiliki posisi yang tegak di hadapan I dan II dan terbalik terhadap aVR. Memiliki interval PR yang konstan.

### **1.3. Atrial Fibrillation**

Atrial fibrilasi (AF) adalah aritmia jantung menetap yang paling umum didapatkan. Ditandai dengan ketidakteraturan irama dan peningkatan frekuensi atrium sebesar 350-650 kali/menit sehingga atrium menghantarkan implus terus menerus ke nodus AV (Damayanti, 2014). Konduksi ke ventrikel dibatasi oleh periode refrakter dari nodus AV dan terjadi tanpa diduga sehingga menimbulkan respon ventrikel yang sangat ireguler (Patrick, 2006). Atrial fibrilasi dapat terjadi secara episodic maupun permanen. Jika terjadi secara permanen, kasus tersebut sulit untuk dikontrol (Philip, 2010).

Atrial fibrilasi terjadi karena meningkatnya kecepatan dan tidak terorganisirnya sinyal-sinyal listrik di atrium, sehingga menyebabkan kontraksi yang sangat cepat dan tidak teratur (fibrilasi). Sebagai akibatnya, darah terkumpul di atrium dan tidak benar-benar dipompa ke ventrikel. Ini ditandai dengan *heart rate* yang sangat cepat sehingga gelombang P di dalam EKG tidak dapat dilihat (Damayanti, 2014). Ketika ini terjadi, atrium dan ventrikel tidak bekerja sama sebagaimana mestinya (Philip, 2010).

Gambaran elektrokardiogram atrial fibrilasi adalah irama yang tidak teratur dengan frekuensi laju jantung bervariasi (bisa normal/lambat/cepat). Jika laju jantung kurang dari 60 kali permenit disebut atrial fibrilasi dengan respon ventrikel lambat (SVR), jika laju jantung 60-100 kali permenit disebut atrial fibrilasi respon ventrikel normal (NVR) sedangkan jika laju jantung lebih dari 100 kali permenit disebut atrial fibrilasi dengan respon ventrikel cepat (RVR). Kecepatan QRS biasanya normal atau cepat dengan gelombang P tidak ada atau jikapun ada menunjukkan depolarisasi cepat dan kecil sehingga bentuknya tidak dapat didefinisikan (Chuchum, 2010).

#### 1.4. ***Malignant Ventricular Ectopy***

*Malignant ventricular ectopy* adalah gambaran bergetarnya ventrikel yang memiliki kelainan ritmenya. Disebabkan karena begitu banyak tempat yang memunculkan implus, sehingga sel jantung tidak sempat berdepolarisasi dan repolarisasi sempurna. Gelombang sinyal dari *malignat ventricular ectopy* ini sangat tidak teratur sehingga gelombang P, QRS dan T tidak terlihat. Memiliki detak 300-500 kali/menit.

## 2. **Transformasi Wavelet**

Transformasi Wavelet Analisis multi-resolusi digunakan untuk menganalisis sinyal pada frekuensi-frekuensi yang berbeda-beda dan dengan resolusi yang berbeda-beda juga. Metode ini dirancang agar dapat memberikan resolusi waktu yang baik khusus untuk frekuensi-frekuensi tinggi serta memberikan dan resolusi frekuensi yang baik (good resolution) untuk frekuensi-frekuensi rendah. Pendekatan dengan metode ini akan efektif jika sinyal yang dianalisis memiliki kandungan frekuensi tinggi berdurasi pendek dan kandungan frekuensi rendah berdurasi panjang. Transformasi Wavelet dikembangkan sebagai suatu alternatif pendekatan pada Transformasi Fourier Waktu Pendek (*Short Time Fourier Transform*) untuk mengatasi masalah resolusi, namun ada 2 (dua) perbedaan pokok antara Transformasi Fourier Waktu Pendek dengan Transformasi Wavelet, yaitu:

1. Transformasi Fourier pada sinyal yang terjendela (windowed) tidak dilakukan, akibatnya akan terlihat sebuah puncak yang berkaitan dengan suatu sinusoid (artinya, frekuensi-frekuensi negatif tidak dihitung);
2. Lebar jendela berubah-ubah selama transformasi melakukan perhitungan untuk masing-masing komponen spektrum dan ini merupakan ciri khas dari Transformasi Wavelet (Putri Madona, 2011)

### 2.1. ***Continuous Wavelet Transform (CWT)***

*Continuous wavelet transform* (CWT) telah dikembangkan sebagai suatu metode untuk memperoleh informasi yang simultan, resolusi waktu dan frekuensi yang tinggi mengenai suatu sinyal. *Feature extractor* ini menggunakan suatu daerah *window* yang berukuran variabel. Karena wavelet dapat membesar atau menjadi padat, fitur-fitur yang berbeda dari sinyal akan diekstrak. Ketika wavelet yang sempit mengekstrak komponen-komponen frekuensi tinggi, maka wavelet yang membentang mengambil komponen-komponen berfrekuensi rendah dari sinyal. (Putri Madona, 2011)

CWT dihitung melalui konvolusi sinyal  $s(t)$  dengan sebuah modulasi *window* pada setiap waktu dengan setiap skala yang diinginkan. Modulasi *window* yang mempunyai skala fleksibel inilah yang disebut dengan *mother wavelet* atau fungsi dasar *wavelet*, yang menghasilkan sejumlah koefisien  $C(a,b)$  yang diberikan oleh :

$$C_{a,b} = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) g^*(t-b/a) dt \dots\dots\dots(2.1)$$

dimana :

- $b$  adalah lokasi waktu;
- $a$  dinamakan faktor skala dan berbanding terbalik dengan frekuensi ( $a > 0$ );
- Lambang  $*$  menyatakan suatu konyugat kompleks;
- $g(t)$  adalah *mother wavelet*.

Fungsi *mother wavelet*  $g(t)$  harus memenuhi beberapa sifat, yaitu kontinuitas, integrabilitas, integrabilitas kuadrat, progresivitas dan tidak mempunyai komponen d.c. Selain itu, wavelet  $g(t)$  harus terkonsentrasi pada waktu dan frekuensi. Diketahui bahwa perkalian waktu-bandwidth yang paling kecil dicapai oleh fungsi Gaussian. (Putri Madona, 2011)

*Wavelet morlet* adalah suatu fungsi Gaussian termodulasi eksponensial kompleks yang dituliskan sebagai persamaan (2.2).

$$g(t) = e^{-i\omega_0 t} e^{-t^2/2} \dots\dots\dots(2.2)$$

Dimana

$$\omega_0 = \sqrt{2} \ln 2 = 5,336 \text{ rads} \quad f_0 = 0,894 \text{ Hz}$$

Hasil CWT adalah nilai-nilai koefisien wavelet  $C$  yang merupakan distribusi energi dalam bidang waktu-frekuensi. Konsentrasi energi terhadap bidang waktu-

frekuensi untuk suara-suara jantung normal menjadi perhatian khusus. Jika konsentrasi energi ini diketahui, maka setiap distribusi energi dalam bidang waktu-frekuensi yang tidak lazim menyajikan suatu indikasi ketidaknormalan. Sehingga karakteristik-karakteristik dari setiap pola sinyal suara jantung dapat diekstrak lebih tepat. Hasil segmentasi suara jantung S1 dan S2 pada proses sebelumnya akan dihitung nilai koefisien waveletnya. CWT digunakan sebagai analisa suara jantung dan disebut juga sebagai *ekstraksi fitur*. Hasil CWT adalah distribusi energi dalam bidang waktu-frekuensi. (Putri Madona, 2011)

$$\text{Magnitudo} = \sqrt{\text{CWTRe}^2 + \text{CWTIm}^2} \dots \dots \dots (2.3)$$

### 2.3 Kalman Filter

*Kalman filter* ialah sebuah estimator yang dapat memperkirakan hasil sinyal dari pengamatan yang tidak akurat dan tidak beraturan (Welch, 2006).

Secara teori *kalman filter* merupakan estimator untuk masalah linear-kuadrat, yang merupakan masalah memperkirakan gaya sesaat dari sistem dinamis linear terganggu oleh *white noise* dengan menggunakan pengukuran linier yang berkaitan dengan *state*, tetapi rusak oleh *white noise*. estimator yang dihasilkan secara statistik optimal sehubungan dengan fungsi kuadrat dari kesalahan estimasi (Grewel, 2001)

*Kalman filter* merupakan salah satu metode untuk mengestimasi masalah yang kompleks dari proses yang tidak stasioner berdasarkan pada pendekatan ruang keadaannya (*statespace*). *Kalman filter* dapat mengestimasi sinyal yang menyimpang berdasarkan metode *least square error rekursif* dan biasanya disebut estimator yang rekursif yang berarti hasil pengukuran pada keadaan sekarang dan sebelumnya dibutuhkan untuk menghitung estimasi pada keadaan sekarang. Pada intinya, estimasi tidak lebih dari mengambil *noise data* sensor, penyaringan kebisingan, dan memproduksi *state* terbaik (D'souza, 2013). Metode ini diperkenalkan pertama kali oleh Rudolph E. Kalman (1960).

Formula dari *kalman filter* ini dapat dilihat pada persamaan (2.4):

$$X_k = K_k \cdot Z_k + (1 - K_k) \cdot X_{k-1} \dots \dots \dots (2.4)$$

Dimana :

$X_k$  = Nilai yang didapatkan dari perkiraan saat ini setelah melewati *kalman filter* (*Current Estimation*).

$K_k$  = Nilai yang didapatkan dari tiap kali proses untuk kebutuhan selanjutnya (*Kalman Gain*). Asumsi nilai awal *kalman gain* adalah 0.

$Z_k$  = Hasil pengukuran (*Measured Value*).

$X_{k-1}$  = Perkiraan sebelumnya (*Previous Estimation*).

Berdasarkan rumus dasar diatas terbagi menjadi 2 perhitungan *time update* dan *measurement update* yang lebih rinci seperti pada tabel dibawah ini :

Tabel 2.1 *Time Update* dan *Measurement Update*

<i>Time Update (Predicition)</i>	<i>Measurement Update (Correction)</i>
$X_k = X_{k-1}$	$K_k = P_k P_{k+1}^{-1} R$
$P_k = P_{k-1}$	$X_k = X_{k-1} + K_k (Z_k - X_{k-1})$
	$P_k = (1 - K_k) P_{k-1}$

Dari persamaan (2.4), kemudian akan dipecah menjadi 2 tahap, yaitu *time update* dan *measurement update* seperti yang terlihat pada tabel 2.1. Pada pemecahan persamaan pada tabel 2.1 muncul variabel  $\epsilon$  dan  $\nu$  yang merupakan *noise*.  $\epsilon$  ialah asumsi *noise* dari lingkungan sekitar, dan pada umumnya diberikan nilai 1.  $\nu$  ialah *noise* pada saat pengukuran, misal kesalahan ukur yang disebabkan oleh peralatan, pada umumnya diberikan nilai 0,1. *Noise* tersebut bisa kita rubah sendiri sedemikian rupa sehingga bisa mendapatkan hasil yang kita anggap paling baik. (Hayadi, 2013).

#### 2.4. **Software MATLAB R2010a**

Matlab merupakan bahasa pemrograman yang hadir dengan fungsi dan karakteristik yang berbeda dengan bahasa pemrograman lain yang sudah ada lebih dahulu seperti Delphi, Basic maupun C++. Matlab merupakan bahasa pemrograman level tinggi yang dikhususkan untuk kebutuhan komputasi teknis, visualisasi dan pemrograman seperti komputasi matematik, analisis data, pengembangan algoritma, simulasi dan pemodelan dan grafik-grafik perhitungan.

Matlab hadir dengan membawa warna yang berbeda. Hal ini karena matlab membawa keistimewaan dalam fungsi-fungsi matematika, fisika, statistik, dan visualisasi. Matlab dikembangkan oleh *MathWorks*, yang pada awalnya dibuat untuk memberikan kemudahan mengakses data matrik pada proyek LINPACK dan EISPACK. Saat ini matlab memiliki ratusan fungsi yang dapat digunakan sebagai *problem solver* mulai dari *simple* sampai masalah-masalah yang kompleks dari berbagai disiplin ilmu.

#### 4.1. Lingkungan Kerja MATLAB R2010a


a) Beberapa bagian dari *Window* Matlab

- *Current Directory*
- *Command History*
- *Command Window*
- *Workspace*

## b) *Getting Help*



Matlab menyediakan fungsi *help* yang tidak berisikan tutorial lengkap

mengenai matlab dan segala keunggulannya. *User* dapat menjalankan fungsi ini dengan menekan tombol  pada *toolbar* atau menulis perintah '*helpwin*' pada *command window*. Matlab juga menyediakan fungsi demos yang berisikan video tutorial matlab serta contoh-contoh program yang bisa dibuat dengan matlab.

## c) *Interrupting dan Terminating* dalam Matlab

Untuk menghentikan proses yang sedang berjalan pada matlab dapat dilakukan dengan menekan tombol Ctrl-C. Sedangkan untuk keluar dari matlab dapat dilakukan dengan menuliskan perintah *exit* atau *quit* pada *comamnd window* atau dengan menekan menu *exit* pada bagian *menu file* dari *menu bar*.



## BAB 3. METODOLOGI PENELITIAN

### 3.1 Prosedur Penelitian

Dalam pembuatan skripsi dan penelitian ini, dibuat langkah-langkah atau prosedur penelitian sebagai berikut :

- a. Studi literatur terhadap obyek yang akan dikerjakan.

Studi literatur ini bertujuan untuk menambah sumber dan metode yang akan digunakan.

- b. Pembuatan *program*.

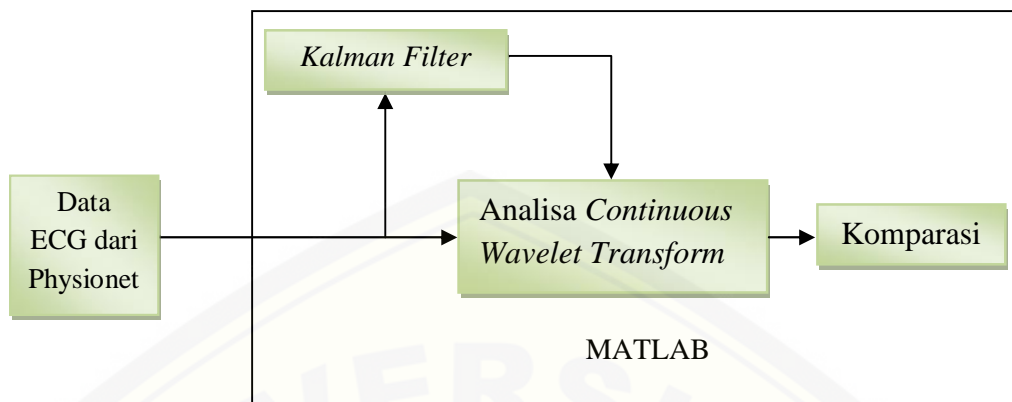
Pada tahap ini adalah pembuatan *program* pengolah sinyal untuk meminimalisir *noise* pada hasil ECG menggunakan *kalman filter* dan ekstraksi sinyal jantung menggunakan *continuous wavelet transform*.

- c. Pengolahan data.

Setelah mengambil data maka data tersebut di analisis bagaimana *kalman filter* bekerja.

### 3.2 Blok Diagram Sistem

Blok diagram sistem yang memperlihatkan perancangan sistem yang meliputi proses penghitungan menggunakan Matlab R2010a. Diagram blok pada gambar 3.1 adalah bagaimana sinyal ECG yang didapatkan dari Pysionet menjadi masukan selanjutnya melalui proses *filtering* menggunakan *kalman filter* dan ekstraksi sinyal menggunakan *continuous wavelet transform*.



Gambar 3.1 Blok diagram pada Matlab

Penjelasan blok diagram diatas adalah bagaimana sinyal dari perangkat digital ECG yang didapatkan dari Physionet dapat melalui proses *filtering* menggunakan *kalman filter* dan ekstraksi sinyal jantung menggunakan *continuous wavelet transform*. Masukan penelitian ini adalah sinyal jantung ECG yang selanjutnya melalui proses ekstraksi sinyal menggunakan *continuous wavelet transform* yang hasilnya akan dibandingkan dengan sinyal jantung yang melalui proses *filtering* menggunakan *kalman filter* terlebih dahulu sebelum melalui proses ekstraksi sinyal menggunakan *continuous wavelet transform*.

### 3.3 Langkah Penelitian *Signal Denoising* Pada ECG

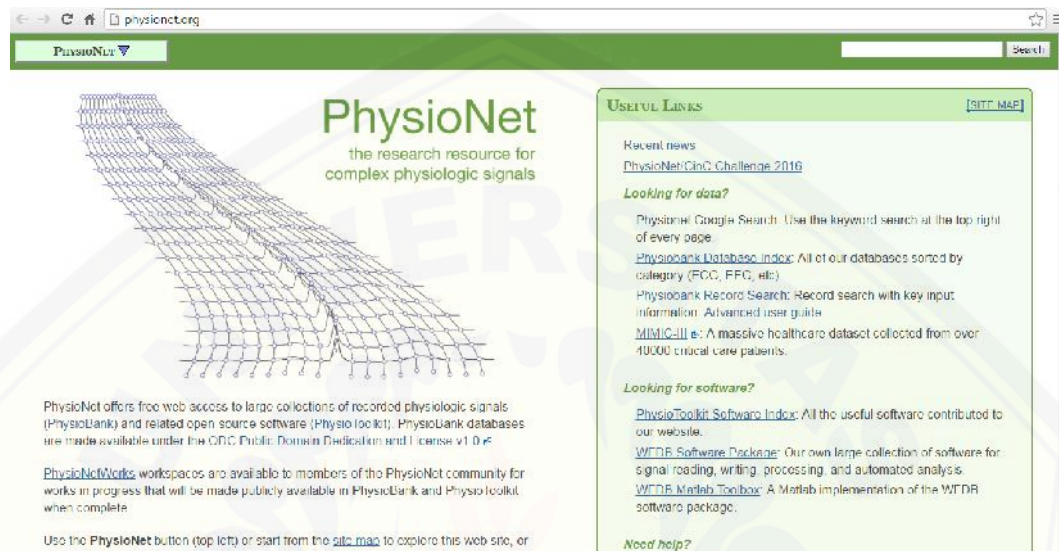
Pada penelitian ini melalui beberapa langkah. Langkah pertama adalah pengambilan data rekaman ECG dalam bentuk teks yang di dapatkan dari [physionet.org](http://physionet.org).

Langkah selanjutnya membuat program untuk dapat memvisualkan bentuk sinyal jantung yang telah di dapat dari [pysionet.org](http://physionet.org). Selanjutnya sinyal jantung tersebut melalui proses *filter* menggunakan *kalman filter* dan ekstraksi sinyal dengan *continuous wavelet transform*.

Langkah terakhir dari penelitian ini adalah menghitung peredaman sinyal setelah dilakukan *filter* dan menganalisa.

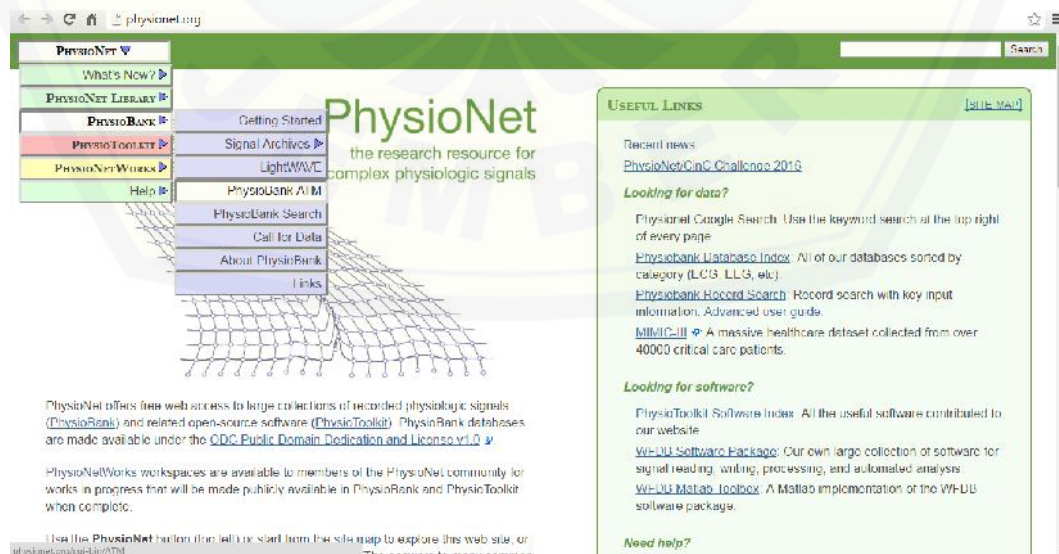
### 3.4 Pengambilan Data

Data awal yang digunakan pada penelitian ini di dapatkan dari pysionet.org yang merupakan *website database* sinyal yang direkam secara fisiologis termasuk didalamnya rekaman detak jantung menggunakan ECG seperti pada gambar 3.2.



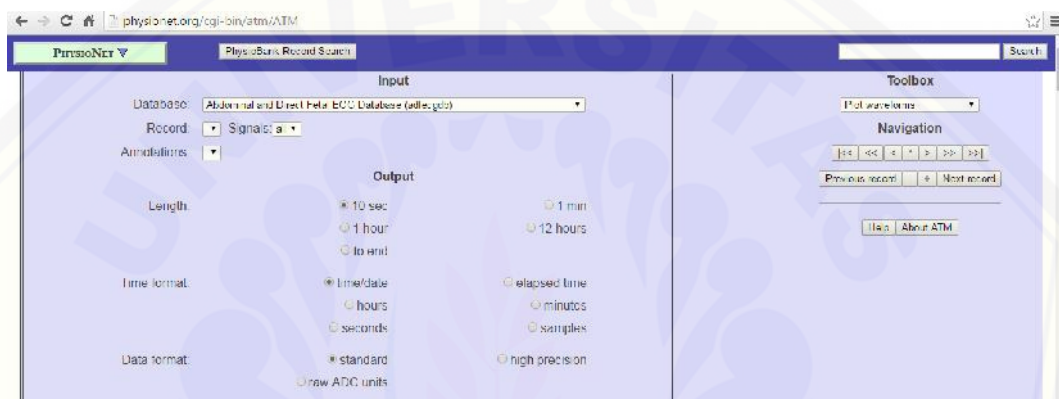
Gambar 3.2 Website physionet.org

Untuk mendapatkan data sinyalnya sorot *menu* PhysioNet yang terdapat pada pojok kiri atas *website*, selanjutnya sorot menu PhysioBank dan klik PhysioBank ATM seperti pada gambar 3.3.

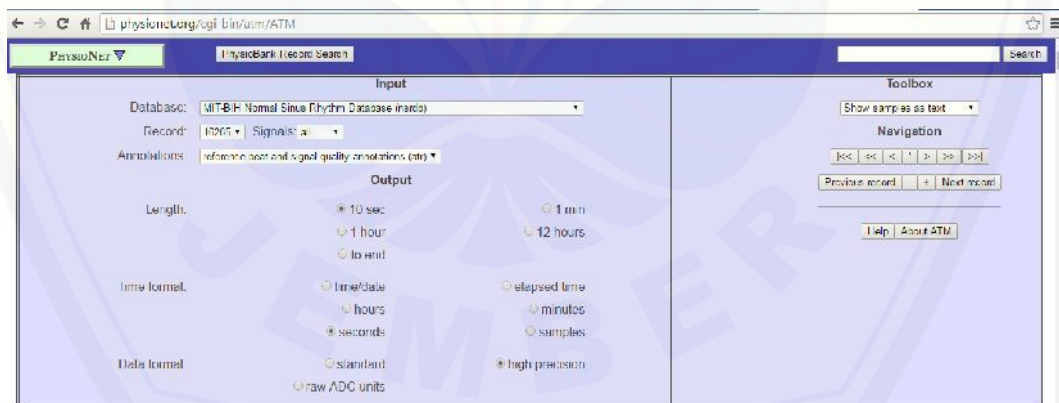


Gambar 3.3 Langkah pemilihan *menu* pada *website*.

Setelah mengklik PhysioBank ATM, maka akan muncul seperti gambar 3.4. Untuk memilih sinyal yang diperlukan yaitu *normal sinus rhythm*, *atrial fibrillation* dan *malignant ventricular ectopy* yaitu dengan mencari nama sinyal pada kolom *database*. selanjutnya pilih *length* 10sec dan *time format* menjadi *seconds*, *data format* pilih *high precision*. pada kolom *toolbox* pilih *show sample as text* seperti pada gambar 3.5. data akan muncul di bawah seperti pada gambar 3.6, selanjutnya disalin dan disimpan dalam bentuk *.txt* sebagai data awal.



Gambar 3.4 Tampilan PhysioBank ATM



Gambar 3.5 Pemilihan menu pada PhysioBank ATM

Elapsed time (seconds)	ECG1 (mV)	ECG2 (mV)
0.000	-0.18500000	-0.08500000
0.008	-0.21500000	-0.10500000
0.016	-0.21500000	-0.10500000
0.023	-0.24500000	-0.10500000
0.031	-0.20500000	-0.09500000
0.039	-0.19500000	-0.09500000
0.047	-0.15500000	-0.09500000
0.055	-0.16500000	-0.09500000
0.062	-0.16500000	-0.10500000
0.070	-0.17500000	-0.09500000
0.078	-0.21500000	-0.12500000
0.086	-0.18500000	-0.11500000
0.094	-0.16500000	-0.08500000
0.102	-0.16500000	-0.08500000

Gambar 3.6 Tampilan data pada PhysioBank ATM

Proses ini dilakukan pada masing masing jenis sinyal jantung dengan merubah pilihan *record* untuk mengambil data sinyal yang akan di salin. Sehingga pada akhirnya di dapatkan 10 *sample* sinyal jantung pada jenis *normal sinus rhythm*, 10 *sample atrial fibrillation* dan 10 *sample malignant ventricular ectopy*.

### 3.5 Program Kalman Filter dan Continuous Wavelet Transform

Pada penelitian ini, perancangan proses perhitungan *kalman filter* dan *continuous wavelet transform* menggunakan *software* MATLAB R2010a seperti pada gambar 3.7.

```

1 clear
2 clear all
3 close all
4 load normal.mat;
5
6 % k = 1;
7 R = 0.1;
8
9 for k=1:10
10
11     zk = z;
12
13     Fk = 0.1;
14
15     Kk = Pk / (Pk + R);
16     Pk = (1 - Kk) * Pk;
17     zk = (zk + Kk * (yk - zk));
18
19 end
20
21 figure;
22 plot(zk, 'b', 'LineWidth', 2);
23 hold on;
24 plot(yk, 'r', 'LineWidth', 2);
25 title('Real-time Estimation of Ringel with Kalman Filter');
26 xlabel('Sample (s)');
27 ylabel('Temperature (C)');
28 legend('Kalman', 'Signal asli');
29
30 figure;
31 cwt(zk, 1:10, 'sym4', 'abs');
32 title('Continuous Wavelet Transform, absolute coefficients');
33 x = 0:0.008:0.102;
34 plot(x, cwt(zk, 1:10));

```

Gambar 3.7 Program *kalman filter* pada MATLAB R2010a

## 1. Inisialisasi

$$\mathbf{Xk} = \mathbf{0}$$

Merupakan *current estimation* asumsi awalnya bernilai 0.

$$\mathbf{R} = 0.1$$

Noise pada saat pengukuran diasumsikan bernilai 0.1.

2. Perhitungan *Kalman Filter*

$$\mathbf{K} = 1$$

Skala umumnya bernilai 1

$$\mathbf{Zk} = \mathbf{a}$$

Inisialisasi bahwa variabel zk sama dengan variabel a yang merupakan data awal.

$$\overline{\mathbf{Pk}} = 0.2$$

Merupakan proses *time update*.

$$\mathbf{Kk} = \overline{\mathbf{Pk}} / (\overline{\mathbf{Pk}} + \mathbf{R})$$

$$\mathbf{Pk} = (1 - \mathbf{Kk}) * \overline{\mathbf{Pk}}$$

$$\mathbf{Xk} = (\mathbf{Kk} * \mathbf{zk}) + ((1 - \mathbf{Kk}) * \mathbf{xk})$$

Merupakan proses *Measurement Update*.

**figure;**

**plot(b,xk,'r','LineWidth', 2);**

**hold on;**

Proses plot grafik hasil sinyal kalman dengan lebar garis bernilai 2.

**plot(b,zk,'g','LineWidth', 0.5);**

Proses plot grafik sinyal data awal dengan lebar garis bernilai 0.5.

**title('Grafik Perbandingan Sinyal Asli dengan Hasil Kalman')**

```
xlabel('waktu (s)')  
ylabel('Tegangan (mV)')  
legend('kalman','sinyal asli')
```

Pemberian judul grafik, nama label pada sumbu x dan y, juga pemberian keterangan nama garis pada grafik.

```
figure;  
ccfs=cwt(zk,1:100,'sym2','scalCNT');
```

Proses perhitungan *continuous wavelet transform* dan *plotting* hasil *continuous wavelet transform* sinyal asli.

```
title('Continuous Wavelet Transform);  
set(gca,'yticklabel',[ ]);  
ylabel('Skala');  
xlabel ('waktu (ms)')
```

Pemberian judul grafik dan label pada sumbu y dan sumbu x.

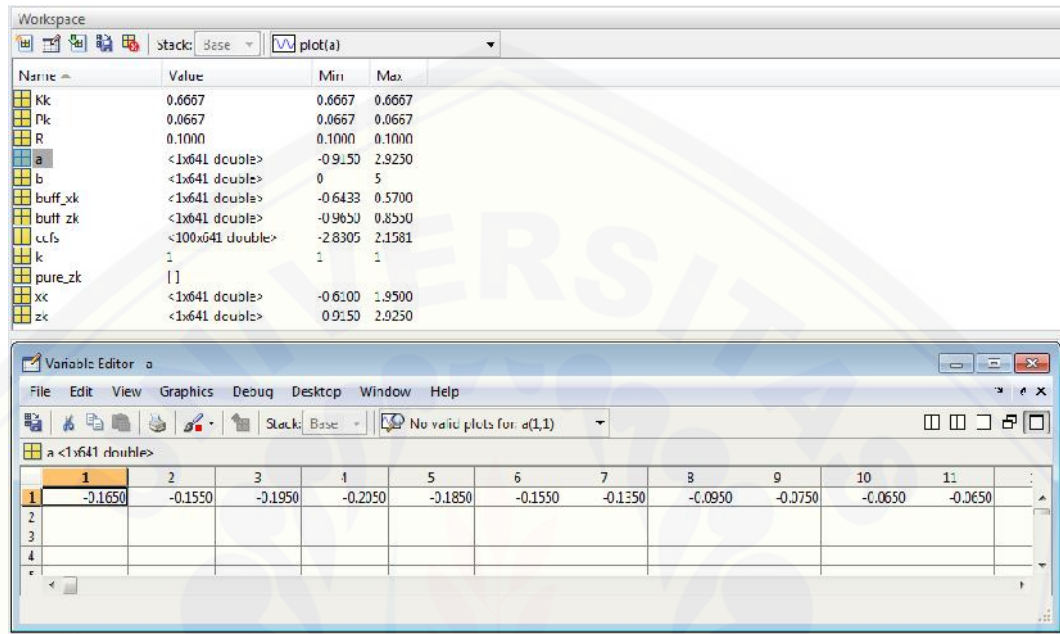
```
figure;  
ccfs=cwt(xk,1:100,'sym2','scalCNT');
```

Proses perhitungan *continuous wavelet transform* dan *plotting* hasil *continuous wavelet transform* sinyal setelah mealau proses *kalman filter*.

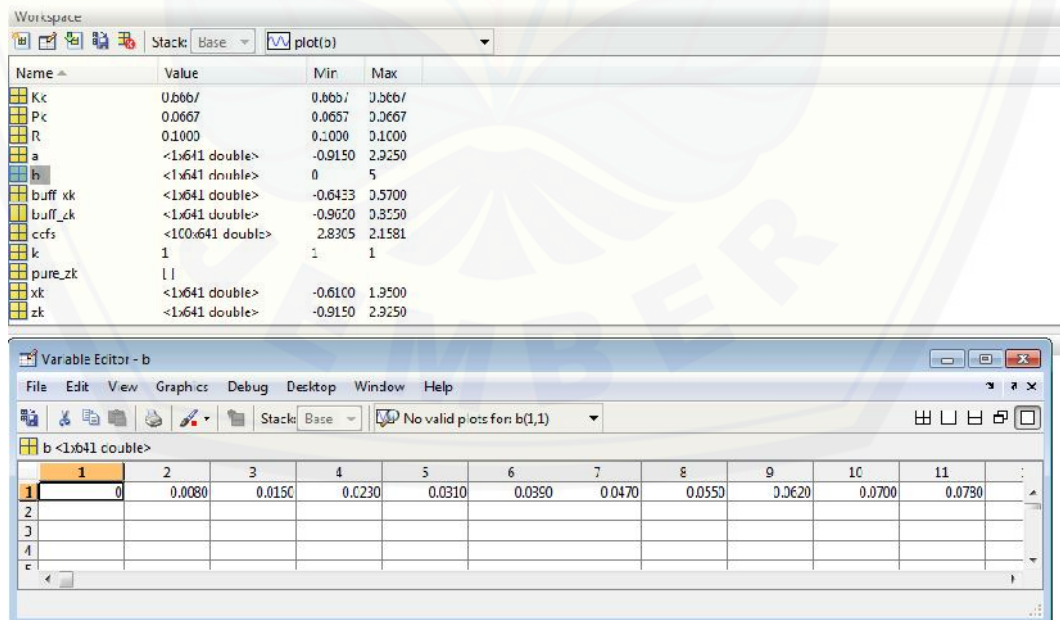
```
title('Continuous Wavelet Transform);  
set(gca,'yticklabel',[ ]);  
ylabel('Skala');  
xlabel ('waktu (ms)')
```

Pemberian judul grafik dan label pada sumbu y dan sumbu x.

Untuk memasukkan data sinyal asli dengan mengedit *workspace* pada Matlab pada variabel *a* seperti pada gambar 3.8 dan memasukkan waktu dari sinyal asli pada variabel *b* seperti pada gambar 3.9.



Gambar 3.8 Proses memasukkan data sinyal asli



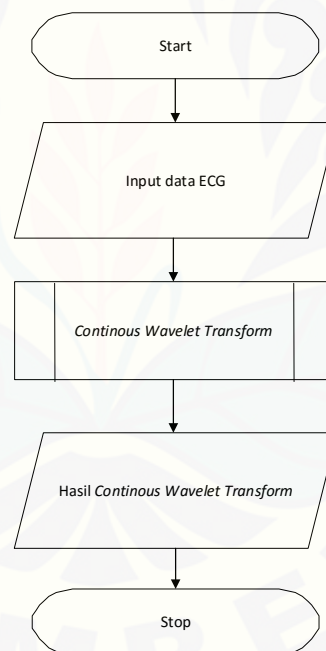
Gambar 3.9 Proses memasukkan variabel waktu sinyal asli



Selanjutnya untuk mendapatkan data yang diinginkan klik *run* pada Matlab. Akan muncul 3 *figure* yang pertama merupakan *figure* perbandingan sinyal asli dengan sinyal setelah melalui *kalman filter*, kedua merupakan *figure* bentuk *continuous wavelet transform* dari sinyal asli, ketiga merupakan *figure* bentuk *continuous wavelet transform* dari sinyal asli yang telah melalui *kalman filter*.

### 3.6 Flowchart Sistem

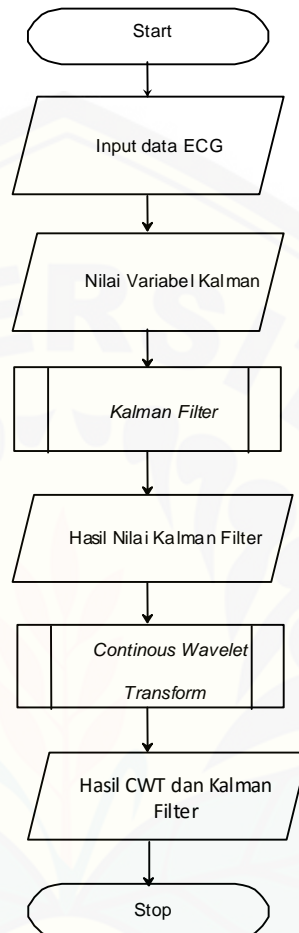
#### 3.6.1 Flowchart tanpa proses *filtering*



Gambar 3.10 Flowchart tanpa proses *filtering*

Proses dimulai dari *start* kemudian inialisasi input ECG, yaitu data sinyal jantung yang didapat dari pysionet. Proses selanjutnya adalah proses ekstraksi sinyal jantung menggunakan *continuous wavelet transform*. Setelah melalui proses tersebut didapatkan grafik hasil ekstraksi sinyal jantung.

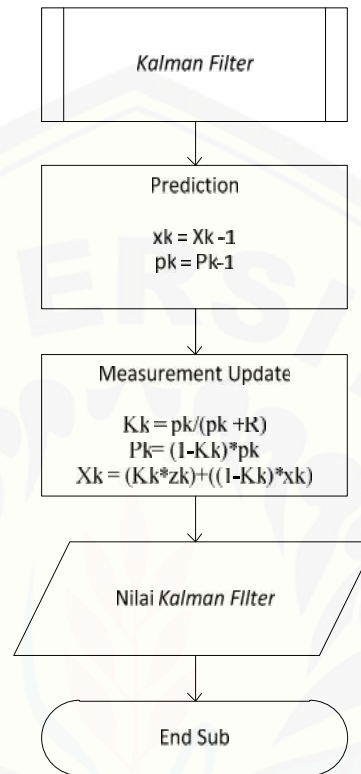
### 3.6.2 Flowchart dengan proses *filtering*



Gambar 3.11 Flowchart dengan *filtering*

Proses dimulai dari *start* kemudian inialisasi input sinyal ECG yaitu data sinyal jantung yang didapat dari pysionet. Selanjutnya inialisasi variabel *kalman filter*. Proses selanjutnya adalah proses *filtering* menggunakan *kalman filter*, selanjutnya didapatkan hasil nilai grafik sinyal setelah proses *filtering*. Seetelah melalui proses *filtering* sinyal ECG melalui proses ekstraksi sinyal menggunakan *continuous wavelet transform*, selanjutnya didapatkan hasil sinyal ECG yang telah melalui proses *filtering* dan ekstraksi sinyal.

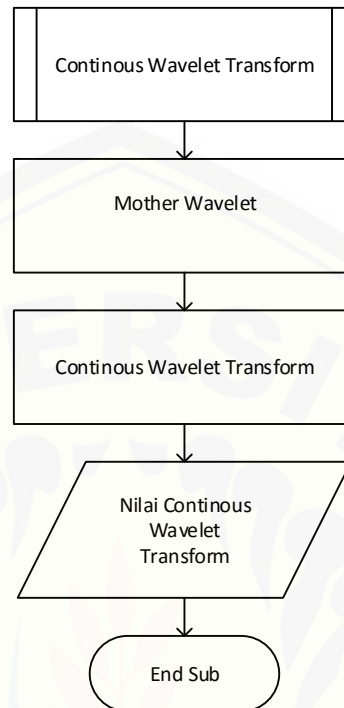
### 3.6.3 Flowchart Subrutin Kalman Filter



Gambar 3.12 Flowchart Subrutin Kalman Filter

Proses subrutin *kalman filter* ini diawali dengan proses *prediction* atau memprediksi sinyal, setelah didapatkan nilai dari *prediction* proses selanjutnya adalah *measurement update* atau bisa disebut juga *correction* atau koreksi. Proses selanjutnya didapatkannya hasil sinyal yang telah melalui proses *filtering*. Proses subrutin ini dinyatakan selesai atau *End Sub*.

### 3.6.4 Flowchart Subrutin *Continuous Wavelet Transform*



Gambar 3.13 Flowchart subrutin *Continuous Wavelet Transform*

Proses subrutin dari *continuous wavelet transform* ini diawali dengan proses mencari nilai *mother wavelet* selanjutnya proses *continuous wavelet transform*. Akhir dari proses subrutin ini adalah ekstraksi sinyal. Proses subrutin ini dinyatakan selesai atau *End Sub*.

## BAB 5. PENUTUP

### 5.1 Kesimpulan

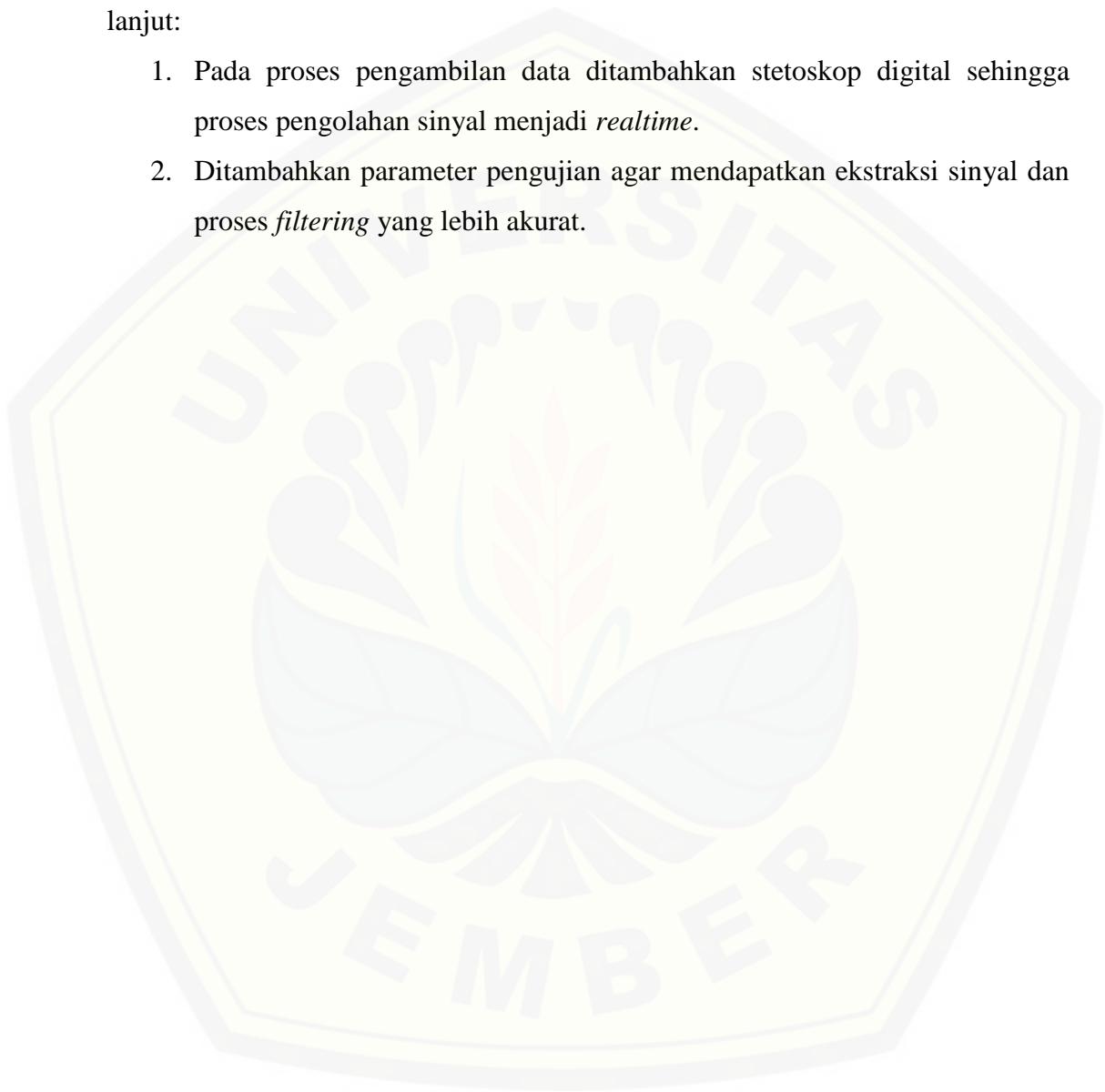
Setelah melakukan perencanaan dan pembuatan sistem, kemudian dilakukan pengujian dan analisa, dari hasil tersebut dapat diambil beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Saat sinyal *normal sinus rhythm* menunjukkan amplitudo sinyal asli pada saat waktu 1.023 sec bernilai 2.925 mV sedangkan pada waktu yang sama amplitudo sinyal hasil *kalman filter* bernilai 1.95 mV. *Kalman filter* meredam amplitudo sebesar 33.3%. Saat sinyal *atrial fibrillation* menunjukkan amplitudo pada saat waktu 3.904 sec bernilai 1.39 mV pada waktu yang sama amplitudo sinyal hasil *kalman filter* bernilai 0.9267 mv. *Kalman filter* meredam amplitudo sebesar 33.3%. Saat sinyal *malignant ventricular ectopy* menunjukkan amplitudo pada saat waktu 1.46 sec bernilai -1.28 mV sedangkan pada waktu yang sama amplitudo sinyal hasil *kalman filter* bernilai -0.853 mV. *Kalman filter* meredam amplitudo sebesar 33.3%. (Tabel 4.7, hal 40)
2. *Kalman filter* bekerja dalam proses *filtering* pada sinyal *continuous* dari ECG, namun pada ekstraksi menggunakan CWT memiliki kontur yang sama ketika sebelum dan sesudah melalui *kalman filter*. (Tabel 4.14, hal 49)

## 5.2 Saran

Setelah melakukan penelitian mengenai *signal denoising* pada ECG dengan metode *kalman filter* dan *continuous wavelet transform* ini terdapat beberapa kekurangan atau kendala berikut ini merupakan saran untuk pengembangan lebih lanjut:

1. Pada proses pengambilan data ditambahkan stetoskop digital sehingga proses pengolahan sinyal menjadi *realtime*.
2. Ditambahkan parameter pengujian agar mendapatkan ekstraksi sinyal dan proses *filtering* yang lebih akurat.



**DAFTAR PUSTAKA**

- C, D'souza, 2013. Fundamentals of Kalman Filtering and Estimation in Aerospace Engineering. Texas : NASA/ Johnson Space Center.
- Chuchum S. (2010). Cara Praktis Membaca Elektrokardiogram EKG. Jakarta: Surya Gemilang.
- Damayanti, 2014. "Hubungan Antara Hipertensi dan Hipertrofi Ventrikel Kiri pada Pasien Lansia dengan Atrial Fibrilasi". Jurusan Kedokteran. Universitas Diponegoro.
- MS, Grewel. et al, 2001. Kalman Filtering : Theory and Practice Using Matlab, edisi kedua. New York : John Wiley& Sons Inc.
- G, Welch. et al, 2006. "An Introduction to the Kalman Filter". Department of Computer Science. University of North Carolina at Chapel Hill.
- Hayadi, Tulus. et al, 2013. "Estimasi Sinyal Gamelan Menggunakan Kalman Filter untuk Transkripsi". Jurusan Teknik Elektro. Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Madona, Putri. et al, 2011. "Analisa Transformasi Wavelet Untuk Menghilangkan Derau Pada Sinyal Peluahan Sebagian". Jurusan Teknik Elektro. Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Patrick Davey. (2006). At a Glance Medicine. Jakarta: Penerbit Erlangga.
- Philip, I. A., and Jeremy, P. T. W.,. (2010). At Glance Sistem Kardiovaskular. Jakarta: Penerbit Erlangga.
- S.W. Prakosa. et al, 2013. "Pengolahan Sinyal Detak Jantung Untuk Mendeteksi Aritmia Sinus Bradikardia dan Sinus Takikardia Menggunakan Stetoskop Digital". Jurusan Teknik Elektro . Universitas Jember.
- Setiawan, Danu, 2014. "Phonocardiogram yang Dilengkapi Jaringan Syaraf Tiruan Dengan Ekstraksi Ciri Menggunakan Dekorlet dan Energi Sinyal Dekomposisi Wavelet". Jurusan Fisika. Universitas Lampung.

## A. Perhitungan peredaman amplitudo pada sinyal ECG

Peredaman amplitudo =  $\frac{\text{amplitudo sinyal asli} - \text{amplitudo setelah filtering}}{\text{amplitudo sinyal asli}} \times 100\%$

1. Sinyal *Normal Sinus Rhytm*a. Sinyal *normal sinus rhytm sample 1* fluktuasi tinggi

$$2.925 - 1.950 = 0.975 \times 100\% = 33.3\%$$

b. Sinyal *normal sinus rhytm sample 1* fluktuasi rendah

$$0.0650 - 0.0433 = 0.0217 \times 100\% = 33.3\%$$

c. Sinyal *normal sinus rhytm sample 2* fluktuasi tinggi

$$(-0.965) - (-0.643) = -0.322 \times 100\% = 33.3\%$$

d. Sinyal *normal sinus rhytm sample 2* fluktuasi rendah

$$0.085 - 0.0566 = 0.0284 \times 100\% = 33.3\%$$

2. Sinyal *Atrial Fibrillation*a. Sinyal *atrial fibrillation sample 1* fluktuasi tinggi

$$1.390 - 0.926 = 0.464 \times 100\% = 33.3\%$$

b. Sinyal *atrial fibrillation sample 1* fluktuasi rendah

$$(-0.0600) - (-0.0400) = -0.0200 \times 100\% = 33.3\%$$



c. Sinyal *atrial fibrillation sample 2* fluktuasi tinggi

$$(-2.125)-(-1.420)(-2.125) \times 100\%=33.3\%$$

d. Sinyal *atrial fibrillation sample 2* fluktuasi rendah

$$0.1000-0.066670.1000 \times 100\%=33.3\%$$

3. Sinyal *Malignant Ventricular Ectopy*

a. Sinyal *malignant ventricular ectopy sample 1* fluktuasi tinggi

$$-1.280-(-0.853)-1.280 \times 100\%=33.3\%$$

b. Sinyal *malignant ventricular ectopy sample 1* fluktuasi rendah

$$0.015-0.0100.015 \times 100\%=33.3\%$$

c. Sinyal *malignant ventricular ectopy sample 2* fluktuasi tinggi

$$0.38-0.25330.38 \times 100\%=33.3\%$$

d. Sinyal *malignant ventricular ectopy sample 2* fluktuasi rendah

$$-0.02-(-0.13333)(-0.02) \times 100\%=33.3\%$$

## B. Perhitungan peredaman level pada ekstraksi sinyal ECG

Peredaman level =  $\frac{\text{level sinyal asli} - \text{level sinyal setelah filtering}}{\text{level sinyal asli}} \times 100\%$

1. Kontur Sinyal *Normal Sinus Rhythm*a. Kontur sinyal *normal sinus rhythm sample 1*

$$0.011181 - 0.011181 / 0.011181 \times 100\% = 0\%$$

b. Kontur sinyal *normal sinus rhythm sample 2*

$$0.002119 - 0.002119 / 0.002119 \times 100\% = 0\%$$

2. Kontur Sinyal *Atrial Fibrillation*a. Kontur sinyal *atrial fibrillation sample 1*

$$0.000825140 - 0.000825140 / 0.000825140 \times 100\% = 0\%$$

b. Kontur sinyal *atrial fibrillation sample 2*

$$0.001995100 - 0.001995100 / 0.001995100 \times 100\% = 0\%$$

3. Kontur Sinyal *Malignant Ventricular Fibrillation*a. Kontur sinyal *malignant ventricular ectopy sample 1*

$$0.0090302 - 0.0090302 / 0.0090302 \times 100\% = 0\%$$

b. Kontur sinyal *malignant ventricular ectopy sample 2*

$$0.000999987 - 0.000999987 / 0.000999987 \times 100\% = 0\%$$