

PENGOLAHAN SINYAL KARDIOGRAFI DENGAN MENGGUNAKAN ALIHRAGAM GELOMBANG SINGKAT

Evrita Lusiana Utari
Prodi Teknik Elektro
Fakultas Sains & Teknologi
Universitas Respati Yogyakarta
Jl. Laksda Adisucipto km 6,3 Depok Sleman Yogyakarta 55281
E-mail : vrita_lun4@yahoo.com

ABSTRACT

Cardiography Signal is signal which is gotten from recording process with 12 element which put at chest, right arms, left arms and left legs. In the process of recording maybe any mistake can be accured because of the difficulty of electrocardiography technique. The wavelet transform is methode can by us for indicating data and operator function in the diferent frequency element. The signal procesiing using wavelet transform have the higher level efficacy opportunity. By the wavelet enable time-frequency location. Method to limit and eliminate some part on the signal which are not important. By determining value of data parameter, the parts of limited the can be considered by a mixed noise. From the result of observation can be seen that the negatif valve in the cardiograph signal show there's disorder at the patient .

Keywords : *Cardiography, Electrocardiography, Wavelet, Signal Processing*

INTISARI

Sinyal Kardiografi merupakan sinyal yang diperoleh dari proses perekaman menggunakan 12 sadapan yang dipasang pada dada, lengan kanan, lengan kiri dan tungkai kaki sebelah kiri. Rekamannya tersebut memungkinkan terjadinya kesalahan yang disebabkan oleh adanya kesulitan teknik Elektrokardiografi (EKG). Alihragam gelombang-singkat merupakan metode yang dapat digunakan untuk menyajikan data dan fungsi ke dalam komponen frekuensi lainnya. Proses pengolahan sinyal kardiografi dengan menggunakan alihragam gelombang-singkat memiliki keberhasilan tinggi. Dengan alihragam gelombang-singkat ini dimungkinkan pelokasian frekuensi-waktu. Dengan metode membatasi dan menghilangkan bagian-bagian sinyal yang dianggap tidak banyak memberikan informasi. Dari hasil pengamatan dapat dilihat bahwa nilai negatif pada sinyal kardiografi menunjukkan adanya kelainan pada pasien.

Kata Kunci : *Kardiografi, Elektrokardiografi, Wavelet, Pengolahan Sinyal*

PENDAHULUAN

Penyakit jantung merupakan salah satu penyebab kematian terbesar di dunia dan di Indonesia. Sejumlah tokoh ditenggarai meninggal akibat serangan jantung. Untuk mengetahui kondisi kesehatan jantung biasanya digunakan alat elektrokardiografi (EKG). Di rumah sakit petugas medis dituntut memiliki kemampuan yang cukup dalam mengidentifikasi penyakit atau serangan jantung berdasarkan rekaman EKG. Namun pada kenyataannya banyak petugas medis tidak menguasai bagaimana cara membaca dan menginterpretasikan rekaman EKG. Banyak petugas paramedis beralasan bahwa membaca EKG adalah wewenang dokter atau dokter spesialis jantung.

Proses pengolahan sinyal digital dalam dunia kedokteran telah menjadi hal penting untuk membantu dokter dalam membuat keputusan pada permasalahan medis. Sebagai contoh adalah aplikasi pemrosesan sinyal digital dalam mendeteksi penyakit jantung berdasarkan sinyal Anurada

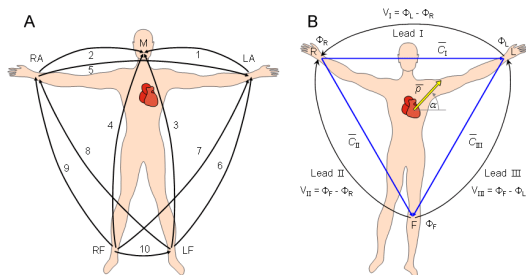
(2008). Sinyal adalah hasil rekaman aktifitas elektrik yang dihasilkan oleh sel-sel jantung yang mencapai permukaan tubuh. Dengan pemrosesan digital dimungkinkan untuk membuat klasifikasi otomatis berdasarkan pengetahuan kedokteran jantung sehingga membantu tenaga medis dalam menganalisa rekaman sinyal kardiografi.

Sinyal kardiografi merupakan gambaran sinyal yang dihasilkan oleh jantung dengan meletakkan dua belas sadapan ke beberapa bagian permukaan tubuh pasien menggunakan perangkat elektrokardiografi (EKG). Sinyal kardiografi ini membantu para dokter untuk mendiagnosa kelainan jantung pada pasien. Dibutuhkan seorang yang terlatih untuk menganalisa sinyal kardiografi dalam penegakan diagnosa kelainan jantung pasien. Sinyal kardiografi ini diperoleh dari aktivitas jantung yang direkam di disket mini dalam recorder yang nantinya akan dianalisa dengan komputer. Pada layar komputer akan

tampil keluaran pola sinyal kardiografi yang nantinya akan dianalisa.

Elektrokardiografi

Elektrokardiografi (EKG) adalah suatu gambaran sinyal yang dihasilkan oleh jantung dan merupakan rekaman grafik potensial-potensial listrik yang ditimbulkan oleh jaringan jantung dengan meletakkan dua belas sadapan ke beberapa bagian permukaan tubuh pasien. Sinyal EKG ini membantu para dokter untuk mendiagnosa kelainan jantung pada pasien. Tetapi untuk mengetahui pasien mempunyai kelainan jantung atau tidak, dibutuhkan seorang ahli untuk melakukan penganalisaan pada sinyal EKG yang sudah ada. Sinyal EKG ini diperoleh dari aktivitas jantung yang direkam di disket mini dalam recorder yang nantinya akan dianalisa dengan komputer. Kemudian pada layar komputer akan tampil keluaran sinyal EKG. Pola sinyal inilah yang nantinya akan dianalisa.

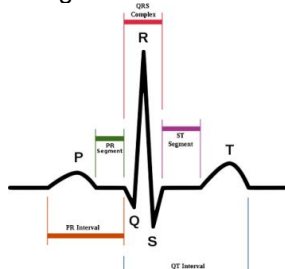


Gambar 1.2. Pemasangan lead EKG

Perekaman EKG menggunakan 12 sadapan yang dipasang di dada, lengan kanan, lengan kiri dan tungkai kaki sebelah kiri. Kedua belas sadapan itu adalah:

1. Tiga sadapan yang ditempatkan secara bipolar *standar lead* (I, II, dan III), pada lengan kiri dan kaki kiri.
2. Tiga bipolar unipolar *limb lead* (aVR, aVL, dan aVF).
3. Enam buah unipolar chest lead (V1 sampai dengan V6), yang ditempatkan pada dada.

Sifat dari sinyal EKG adalah periodik, gambar standar dari sinyal EKG dapat dilihat pada gambar 2.



Gambar 2 Kurva Standar EKG

Keterangan :

1. Gelombang P berasal sinoatrial node (SA node) pada atrium kanan, yang merupakan penyebaran rangsangan pada antrium.
2. Gelombang Q berasal dari *Atrioventrikular* (AV node) yang diteruskan melalui berkas His, lalu meneruskan gelombang elektronik ke ventrikel kanan dan kiri yang menghasilkan gelombang RS.
3. Sedangkan Gelombang T akibat pergerakan ventrikel kiri yang dibawa oleh serabut purkinje.

Tinjauan Pustaka Penelitian Terdahulu

Beberapa penelitian yang telah dilakukan terhadap metode identifikasi sinyal kardiografi ditunjukkan dengan perkembangan oleh Wisana (2013) penelitian dengan frekuensi 150 Hz. Penelitian tentang analisis gelombang elektrokardiografi dengan menggunakan gelombang singkat mexican hat yang ditambahkan dengan metode *filter bank* dilaporkan mempunyai sensitivitas sebesar 87,5%. Penelitian selanjutnya dilakukan dengan menggabungkan metode gelombang singkat morlet dengan metode *neurofuzzy* untuk mendeteksi sinyal elektrokardiogram normal dilaporkan mempunyai sensitivitas sebesar 87,8% (Rizal, 2008). Pengenalan pola sinyal seismik dengan menggunakan wavelet pada aktivitas gunung berapi (utari, 2013). Wavelet dengan sistem penghilangan noise dan kompresi gambar oleh S. Grace Chang (2003) sedangkan untuk penelitian dari Sofia dan andrew (2003) membahas mengenai analisa alih ragam gelombang singkat dengan sistem *thresholding*.

Teknik-Teknik Elektrokardiografi

Pada dasarnya ada tiga teknik yang digunakan dalam elektrokardiografi meliputi:

1. *Standart clinical ECG* ini menggunakan teknik 10 elektrode dengan 12 lead yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini digunakan untuk menganalisa pasien.
2. *Vectorcardiogram*, teknik ini menggunakan tiga elektroda yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini menggunakan pemodelan potensial tubuh vektor tiga dimensi dengan menggunakan sandapan baku bipolar (Einthoven). Dari

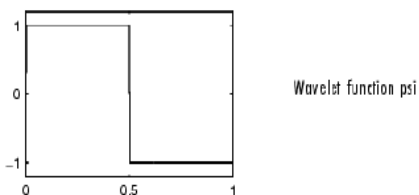
sini akan dihasilkan gambar grafis dari eksitasi jantung.

3. *Monitoring ECG*, teknik ini menggunakan 1 atau 2 elektroda yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini digunakan untuk memonitor pasien dalam jangka panjang.

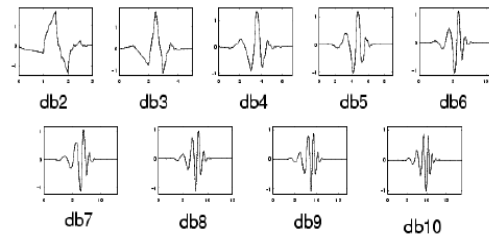
Alihragam gelombang singkat

Sebuah gelombang-singkat adalah bentuk gelombang yang memiliki siklus/durasi/periode yang dibatasi dengan efektif dan memiliki nilai tidak nol hanya dalam selang waktu tertentu (untuk waktu selebihnya, nilainya selalu nol). Alihragam gelombang-singkat merupakan teknik penjadwalan dengan kawasan penyekalan waktu sebagai peubahnya. Alihragam gelombang-singkat merupakan salah satu alat (*tool*) yang digunakan untuk membagi frekuensi suatu isyarat, yaitu gelombang-singkat dengan skala besar diterapkan pada isyarat untuk mengetahui lebih detail tentang informasi yang terkandung dalam frekuensi rendahnya dan gelombang-singkat dengan skala kecil diterapkan pada isyarat untuk mengetahui informasi yang terkandung dalam frekuensi tingginya.

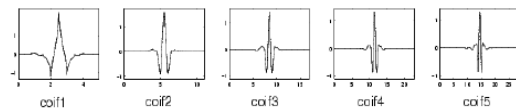
Penerapan analisis alihragam gelombang-singkat dilakukan dengan penggeseran (*shifting*) dan penyekalan (*scaling*) gelombang-singkat basis $\psi(t)$ (*mother wavelet*) terhadap isyarat. Sebagai catatan alihragam gelombang-singkat tidak dapat diterapkan dalam kawasan frekuensi-waktu (seperti halnya dengan alihragam Fourier), tetapi diterapkan pada kawasan waktu-penyekalan. Beberapa jenis gelombang singkat orthogonal basis yang sering digunakan adalah: Haar (Gambar 3), Daubechies (Gambar 4), dan Coiflets (Gambar 5).



Gambar 3 Gelombang-singkat basis $\Psi(t)$ Haar



Gambar 4 Gelombang-Singkat basis $\Psi(t)$ Daubechies 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, dan 20



Gambar 5 Gelombang-singkat basis $\Psi(t)$ Coiflet 6, 12, 18, 24, dan 30

Dekomposisi

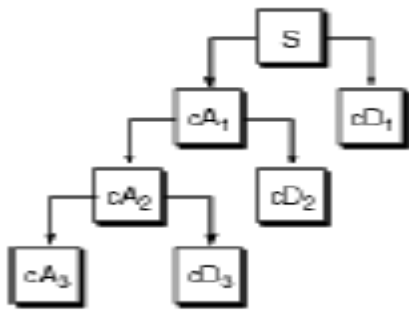
Gelombang-singkat merupakan nama untuk fungsi-fungsi yang memiliki nilai tidak nol hanya dalam waktu tertentu (untuk waktu selebihnya nilainya nol). Nama gelombang-singkat berasal dari *wavelet* (yang identik dengan *small wave*). Daubechies menyatakan bahwa alihragam gelombang-singkat merupakan alat yang biasa digunakan untuk menyajikan data atau fungsi suatu operator kedalam komponen-komponen frekuensi yang berlainan, dan kemudian mengkaji setiap komponen dengan suatu resolusi yang sesuai dengan skalanya. Dalam prakteknya, alihragam ini banyak dipakai untuk analisis dan representasi isyarat.

Secara garis besar, alihragam gelombang-singkat dibedakan menjadi dua kategori:

1. Alihragam gelombang-singkat kontinu (*Continue Wavelet Transform/CWT*)
2. Alihragam gelombang-singkat diskret (*Discrete Wavelet Transform/DWT*)

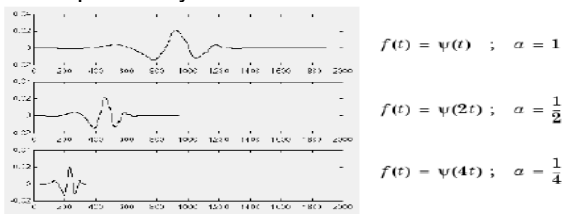
Dekomposisi isyarat kedalam isyarat aproksimasi dan detail digunakan untuk memperoleh resolusi atas separuh resolusi isyarat masukan. Untuk mendapatkan resolusi isyarat keluaran dapat dilakukan pemecahan pencuplikan dengan parameter 2, sehingga prosedur ini menghasilkan dekomposisi pada isyarat.

Langkah-langkah dekomposisi di atas dapat dilustrasikan pada Gambar 6



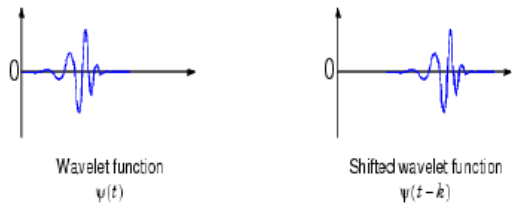
Gambar 6 Alihragam *Wavelet* multi tingkat

Isyarat pada Gambar 6, dianalisis dengan menggunakan pendekatan gelombang-singkat Daubechies, berdasarkan diagram blok yang ditunjukkan pada Gambar 6, penganalisaan dilakukan dengan membagi sampel kedalam *filter bank* frekuensi tinggi dan rendah, dan waktu komputasi yang diperlukan untuk analisis sinyal asli kedalam detail dan aproksimasi. Penyekalaan pada gelombang-singkat adalah meletakkan perenggangan ataupun pemampatan terhadap gelombang-singkat basis $\psi(t)$ (*mother wavelet*) atau induk. Dengan memahami Gambar 7, nilai a yang merupakan faktor penyekalan. Faktor penyekalan semakin kecil dapat menyebabkan sinyal dari hasil gelombang-singkat yang telah dimampatkan menimbulkan terjadinya perubahan yang cepat pada detail-detail sinyal, hal ini menandakan penyekalan mempunyai hubungan dengan frekuensi tinggi pada sinyal. Sedangkan bila faktor penyekalan nilai a semakin besar, maka gelombang-singkat diregangkan terjadi perubahan yang lambat menyebabkan perubahan yang kasar pada sinyal yang menandakan penyekalan mempunyai hubungan dengan frekuensi rendah pada sinyal.



Gambar 7 Penyekalan gelombang-singkat

Penggeseran terhadap sinyal pada gelombang-singkat berarti menunda ataupun mempercepat gelombang-singkat tersebut dengan suatu interval, seperti nampak pada Gambar 8. Dalam matematika fungsi penundaan $f(t)$ dengan waktu (k) dinyatakan dengan notasi $f(t-k)$.



Gambar 8 Pegeseran pada gelombang-singkat

Dengan menggunakan penyekalan dan penggeseran sebuah gelombang-singkat basis $\psi(t)$ terhadap suatu sinyal kontinu tertentu, maka akan didapat informasi yang terkandung, baik dalam frekuensi rendah maupun dalam frekuensi tingginya.

Setiap jenis sinyal, pada frekuensi rendahnya merupakan bagian yang paling penting, yaitu bagian yang akan memberikan identitas pada sinyal. Sedangkan pada frekuensi tinggi terdapat bagian yang akan memberikan rasa pada sinyal. Misalnya pada suara akan berubah, tetapi kata-katanya masih mempunyai arti seperti semula, sedangkan bila sebagian komponen frekuensi rendahnya dihilangkan, maka akan terdengar suara yang berisik. Dengan proses alihragam gelombang-singkat maka suatu sinyal dapat diuraikan menjadi bagian sinyal dengan frekuensi tinggi (komponen detail, bagian yang memberi perbedaan yang sangat kecil suatu sinyal dengan sinyal lainnya) dan bagian sinyal dengan frekuensi rendah (komponen aproksimasi, bagian yang memberi ciri suatu sinyal).

Dengan mengamati berbagai data yang terdapat pada komponen detailnya, bila sebagian komponen detail ini diubah ataupun di-nol-kan, maka sinyal tersebut masih memiliki ciri, dengan perubahan ini maka variasi datanya bisa diatur, sehingga variasinya tidak besar sekali, kemudian data inilah yang akan dimampatkan melalui proses kuantisasi dan pengkodean yang telah ada.

Konsep alihragam *wavelet*

Alihragam merupakan suatu proses pemetaan data kedalam bentuk lain sehingga mudah dianalisis. Sebagai contoh alihragam Fourier merupakan suatu proses pemetaan data (sinyal) kedalam beberapa gelombang sinusoida yang berfrekuensi berbeda, sedangkan alihragam *wavelet* merupakan proses pemetaan sinyal kedalam berbagai gelombang basis *wavelet* (*mother wavelet*) dengan berbagai pergeseran dan penyekalan.

Alihragam wavelet kontinyu

Alihragam *wavelet* kontinyu (*continuous wavelet transform*, CWT) sebagai jumlah hasil kali sinyal dengan fungsi *wavelet* (ψ) yang mengalami berbagai pergeseran dan penyekalaan dalam rentang waktu tertentu

Penerapannya bila suatu sistem tidak dapat diberi masukan berupa impuls maka, tanggapan impuls dapat digali berdasarkan fungsi atau korelasi keluaran sistem bila masukannya derau putih.

Alihragam wavelet diskret

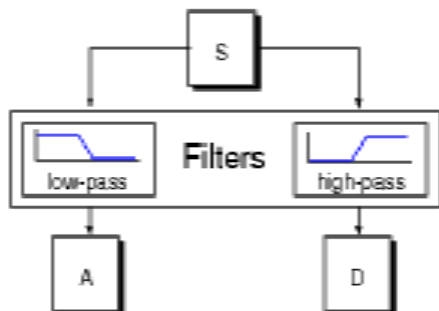
Seperti halnya alihragam Fourier diskret alihragam *wavelet* diskret merupakan pengalihragaman sinyal diskret menjadi koefisien-koefisien *wavelet* yang diperoleh dengan cara menapis sinyal dengan menggunakan dua jenis tapis yang berlawanan.

Kedua tapis yang dimaksud adalah

1. Tapis perata atau penyekala atau disebut tapis lolos-rendah (*low pass filter*, LPF) dan
2. Tapis detil atau tapis lolos-tinggi (*high pass filter*, HPF)

Tapis lolos-rendah mewakili fungsi basis (fungsi penyekala), sedangkan tapis detil mewakili *wavelet*. Proses pengalihragaman sinyal dengan metode alihragam *wavelet* menghasilkan dua buah koefisien, yaitu (aproksimasi) dan koefisien detil (*details*). Koefisien aproksimasi merupakan komponen yang paling penting dari suatu sinyal, karena mengandung komponen frekuensi rendah sinyal, sedangkan koefisien detil merupakan koefisien yang mengandung komponen frekuensi tinggi. Komponen frekuensi rendah pada kebanyakan sinyal merupakan identitas sinyal yang bersangkutan sedangkan komponen frekuensi tingginya merupakan 'bumbu' atau 'nuansa' sinyal tersebut.

Langkah-langkah proses alihragam *wavelet* diskret tingkat satu dapat diilustrasikan menggunakan Gambar 9.



Gambar 9. Alihragam *wavelet* diskret

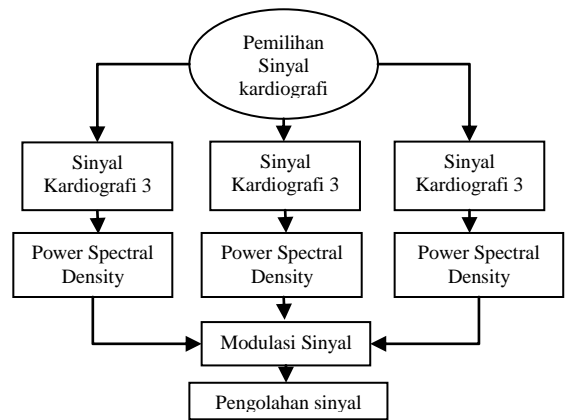
Model alihragam diatas memiliki kelemahan dalam hal jumlah sampel data, yaitu jika sinyal memiliki 1000 buah sampel data, maka hasil alihragam mengandung 2 kali jumlah data sinyal asli, masing-masing 1000 untuk koefisien aproksimasi dan 1000 untuk koefisien detil. Kelemahan proses ini dapat diatasi dengan menambahkan proses *down sampling* setelah proses penapisan.

Proses ini akan melewati data yang berindeks genap saja, sehingga jumlah sampel data hasil alihragam akan menjadi hampir sama dengan jumlah sampel data sinyal asli, yaitu setengah jumlah sampel data asli untuk koefisien aproksimasi dan setengahnya lagi untuk koefisien detail.

PEMBAHASAN

Diagram Alir Penelitian

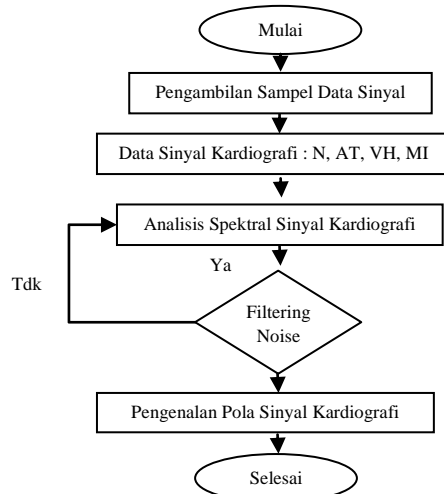
Dalam penelitian ini melalui beberapa tahapan yaitu:



Gambar 10 Diagram Alir Penelitian

Flowchart Pengolahan Sinyal

Dalam menjalankan tahapan sistem kerja melalui beberapa proses yang dapat dilihat pada diagram kerja



Gambar 11 Flowchart Pengolahan Sinyal

Keterangan:

Pemilihan sinyal kardiografi sebanyak 3 sampel yang mewakili dari beberapa jenis penyakit. Lokasi penelitian di Rumah Sakit Daerah Panembahan Senopati Bantul Yogyakarta. Sampel akan diambil dari 15 pasien yang terpilih berdasarkan kriteria (Jenis penyakit jantung).

Data Penelitian

Spesifikasi teknik data sinyal Kardiografi yang diperoleh dari RSUD Panembahan Senopati lengkap disajikan pada Tabel 1 berikut ini:

Tabel 1. Spesifikasi Teknis Sampel Kardiografi

Jenis EKG	Frekuensi i (Hz)	Lama Rekaman	Sadapan	HR (bpm)
Normal	50	10	I, II, III	80
Atrial	50	10	III, V2, V3	69
Ventrikular	50	10	III, AVF, V3	76
Myocardial	50	10	I, II, III	96

Pengambilan sampel data sinyal mewakili dari data pasien penderita gangguan jantung. Diantaranya sinyal kardiografi untuk penderita kelainan *Myocardial Infarction*, *Atrial Tachycardia*, dan *Ventrikular Hypertrophy*. Data tersebut dapat dilihat pada tabel 2, 3, 4, dan 5.

Tabel 2 Data Nomal

Sadapan	Lead I	Lead II	Lead III
P+, mv	0.10	0.14	0
P-,mv	0	0	0.05
Q,mv	0	0	0
Rd,mV	0.45	0.73	0.26
R1,mV	0	0	0
S,mV	0	0	0
S1,mV	0	0	0
T+,mV	0.21	0.30	0.05
T-,mV	0	0	0
ST,mV	0.02	0.00	-0.01
ST,mV	0.02	0.01	-0.01

Tabel 3 Data *Myocardial Infarction*

Sadapan	Lead I	Lead II	Lead III
P+, mv	0.12	0.13	0.05
P-,mv	0	0	0
Q,mv	0	-0.12	-0.80
Rd,mV	0.97	0.20	0.13
R1,mV	0	0	0
S,mV	0	0	0
S1,mV	0	0	0
T+,mV	0.13	0.09	0
T-,mV	0	0	-0.19
ST,mV	-0.01	0.02	0.04
ST,mV	0.04	0.04	-0.00

Tabel 4 Data *Atrial Tachycardia*

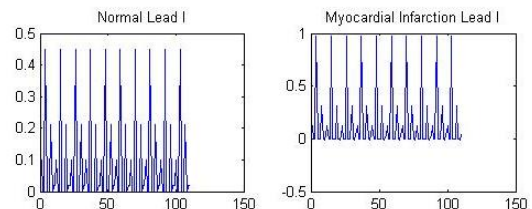
Sadapan	Lead III	Lead V3	Lead V2
P+, mv	0	0	0
P-,mv	-0.06	0	0
Q,mv	0	0	0
Rd,mV	0.09	1.4	0.75
R1,mV	0.16	0	0
S,mV	-0.17	-0.96	-0.86
S1,mV	-0.14	0	0
T+,mV	0	0	0
T-,mV	-0.11	-0.09	-0.06
ST,mV	0.02	-0.04	0.03
ST,mV	-0.01	-0.02	-0.00

Tabel 5 Data *Ventrikular Hypertrophy*

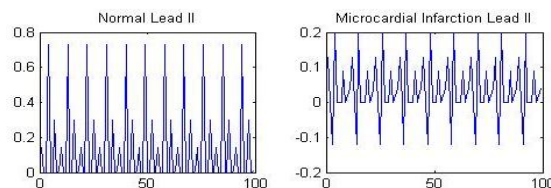
Sadapan	Lead III	AVF	Lead V5
P+, mv	0.09	0.1	0.05
P-,mv	0	0	0
Q,mv	0	0	-0.07
Rd,mV	0.43	0.69	3.21
R1,mV	0	0	0
S,mV	0	0	-0.34
S1,mV	0	0	0
T+,mV	0	0.13	0.9
T-,mV	0	0	0
ST,mV	0.05	0.03	0.07
ST,mV	-0.01	0.03	0.3

a) **Pemilihan Sampel Data**

Pemilihan sampel yang diambil adalah data yang mewakili informasi kelainan pada jantung. Pemilihan data ini dengan cara membandingkan data penderita gangguan jantung dengan data normal. Data normal diperoleh dari data alat medis atau yang disebut dengan phantom. Data sinyal ini dapat dilihat pada gambar 12 dan 13.

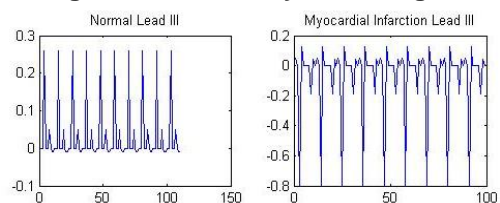


Gambar 12 Sinyal Lead I Normal & Myocardial Infarction

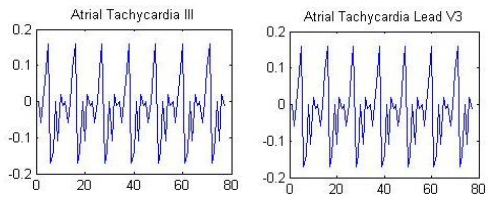


Gambar 13 Sinyal Lead II Normal & Myocardial Infarction

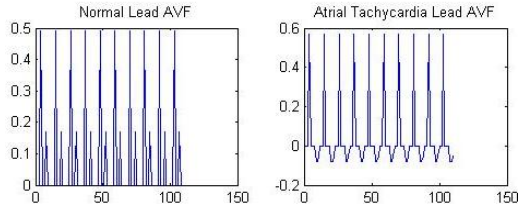
b) **Pengolahan awal Sinyal Kardiografi**



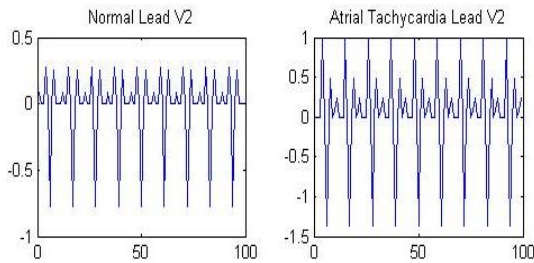
Gambar 14 Sinyal Lead III Normal & Myocardial Infarction



Gambar 15 Sinyal Lead III Atrial Tachycardia & Atrial Tachycardia V3



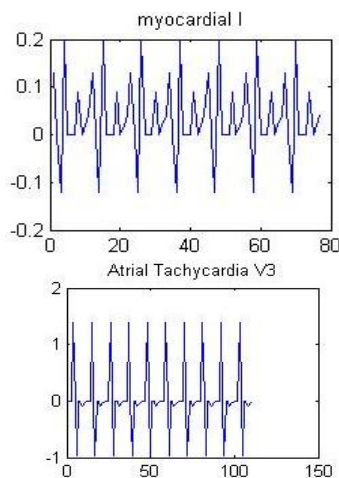
Gambar 16 Sinyal AVF Normal & Atrial Tachycardia



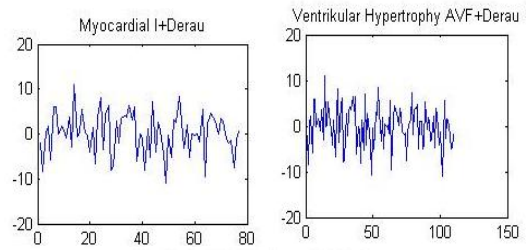
Gambar 17 Sinyal V2 Normal & Atrial Tachycardia

c). Penghilangan Noise/Pemfilteran

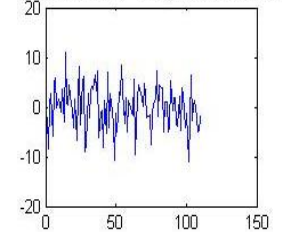
Tahapan pra-pemrosesan penghilangan noise atau dikenal dengan pemfilteran menggunakan tapis *Nonequispaced Fast Fourier Transformation* (NFFT). Dengan metode NFFT data yang sebelumnya membawa noise dapat diminimalisasi. Sehingga informasi yang diharapkan dapat lebih jelas diterima. Penghilangan noise ini dapat dilihat pada gambar 18 dan 19.



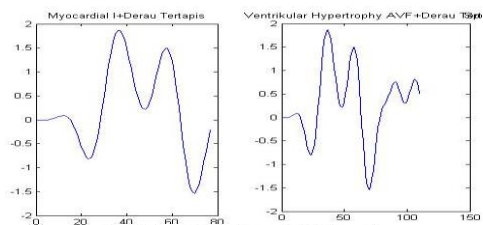
Gambar 18 Myocardial Infarction, Ventrikular Hypertrophy, Atrial Tachycardial V3



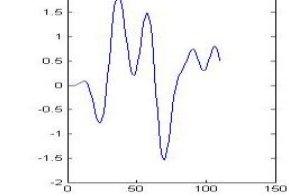
Ventrikular Atrial Tachycardia V3+Derau



Gambar 19 Myocardial Infarction+Derau, Ventrikular Hypertrophy+Derau, Atrial Tachycardial V3+Derau



Ventrikular Atrial Tachycardia V3+Derau Tertapis



Gambar 20 Myocardial Infarction Tertapis, Ventrikular Hypertrophy Tertapis, Atrial Tachycardial V3 Tertapis

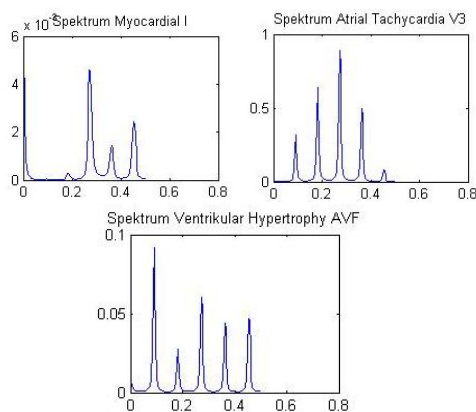
d). Pengolahan sinyal akhir

Semua informasi yang relevan pada fungsi periodik selanjutnya dapat diringkas dalam nilai-nilai amplitudo dan fase tersebut pada frekuensi-frekuensi yang bersesuaian. Penggambaran frekuensi dari fungsi yang dimaksud dinamakan spektrum atau spektrum frekuensi. Pengolahannya dapat dilihat pada spektrum gambar 21 dan 22. Pengolahan sinyal menggunakan program Matlab Dengan melihat hasil melalui gambar tersebut dapat dengan mudah menunjukkan adanya pengaruh yang sangat besar. Perintah dapat digunakan untuk estimasi spektrum daya dari satu atau dua runtun data sinyal

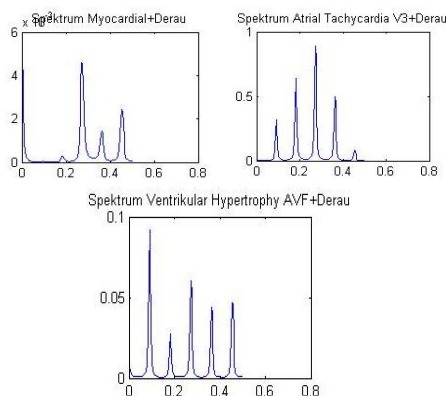
$P = \text{SPECTRUM}(X, \text{NFFT}, \text{NOVERLAP}, \text{WIND})$ digunakan untuk estimasi rapat spektral

sinyal menggunakan metode periodegram rata-rata Welch.

Sinyal X dibagi dalam beberapa bagian yang saling overlap, setiap bagian disesuaikan dengan parameter jendela dan kemudian panjang NFFT yang belum terisi diisi dengan nol. Nilai dari panjang NFFT DFT tiap bagian dikuadratkan dan dirata-rata dalam bentuk Pxx. P adalah matrik dengan dua kolom [Pxx Pxxc], kolom kedua adalah interval kepercayaan. Jumlah baris P adalah $NFFT/2+1$ untuk NFFT genap dan $(NFFT+1)/2$ untuk NFFT ganjil, serta NFFT untuk NFFT kompleks. $[P,F]=SPECTRUM(X,NFFT,NOVERLAP,WINDOW,Fs)$ membuat frekuensi pencuplikan yang telah diberikan (Fs) menghasilkan vektor frekuensi yang sama panjangnya dengan Pxx pada rapat spektral daya yang diestimasi. $Plot(F,P(:,1))$ menggambar estimasi spektral daya dengan frekuensi sebenarnya.



Gambar 21 Spektrum Myocardial, Spektrum Atrial Tachycardia, Ventrikular Hypertrophy



Gambar 22 Spektrum Myocardial+Derau, Spektrum Atrial Tachycardia+Derau, Ventrikular Hypertrophy+Derau

Analisa Hasil Pengolahan

Analisis spektrum sinyal kardiografi dilakukan untuk mengetahui ada tidaknya interferensi jaringan listrik 50Hz. Data sinyal kardiografi Normal (N), *Arrhythmia Tachycardia* (A), *Ventrikular Hypertrophy* (VTA), dan *Myocardial* (M) proses perekamannya dilakukan di RSUD Senopati. Di Indonesia jaringan listrik umumnya menggunakan frekuensi 50 Hz, oleh karena itu sinyal kardiografi akan mengandung derau jaringan listrik tampak pada puncak spektrum pada frekuensi 50 Hz dan harmonisasinya (100 Hz, 150 Hz, 200 Hz dan seterusnya). Berdasarkan analisis spektral keseluruhan sinyal kardiografi yang digunakan pada penelitian ini telah ditemukan derau interferensi jaringan listrik dengan frekuensi asal sesuai dengan asal data rekaman sinyal kardiografi (50Hz dan nilai harmonisasinya). Hasil dari interferensi tersebut ditunjukkan pada Tabel 6.

Tabel 6. Jumlah Data Interferensi Jaringan Listrik 50 Hz

No	Jenis EKG	Interferensi Jaringan 50 Hz dan harmonisasinya
1	<i>Atrial</i>	-
2	<i>Ventrikular</i>	-
3	<i>Myocardial</i>	16
4	Normal	16

Pada tabel 7 menunjukkan besarnya nilai keluaran sadapan pada titik Q, R, dan S. Sedangkan lama waktu pengambilan data rekamannya dapat dilihat dari nilai timingnya. Pada timing memiliki range nilai untuk jenis sinyal *Myocardial* 623 s/d 635 ms, untuk *ventrikular* 768 s/d 803ms, untuk *Atrial* 813 s/d 888 ms dan untuk jenis normal 750 s/d 753 ms.

Tabel 7. Data Timing dan keluaran QRS

No	Jenis EKG	Keluaran QRS	Timing	Frekuensi Detak
1	<i>Atrial</i>	90,6 ms	870 ms	69 beat/min
2	<i>Ventrikular</i>	92,7 ms	785 ms	76 beat/min
3	<i>Myocardial</i>	89 ms	628 ms	96 beat/min
4	Normal	74,1 ms	750 ms	80 beat/min

KESIMPULAN

Dalam pengolahan sinyal kardiografi dapat kita lihat karakter dan jenis dari sinyal tersebut. Hal yang paling bermanfaat adalah untuk mempermudah mengenali jenis sinyal kardiografi yang dihasilkan dari proses rekaman yaitu:

1. Hasil data rekaman yang menunjukkan nilai negatif pada sinyal kardiografi menunjukkan adanya kelainan pada pasien.
2. Proses pengolahan sinyal kardiografi dalam arah vertikal maupun arah

horizontal dapat dideteksi menggunakan *lead* yang terpasang pada pasien. Dengan metode ini data sinyal dapat ditentukan dalam kawasan frekuensi dan waktu.

3. Dengan merubah ke dalam bentuk kawasan frekuensi dapat diperoleh spektrum dan magnitudenya. Metode pembatasan bagian-bagian pada gambar yang dianggap tidak perlu.
4. Validitas sinyal hasil pemfilteran dapat diatur secara tepat dengan mengatur besarnya frekuensi pada saat melakukan pemfilteran. Pada spektrum pada dilihat hasil pengolahan sinyal yang lebih akurat. Sehingga nilai yang diharapkan sesuai dengan informasi dari pasien.

DAFTAR PUSTAKA

Rizal, A. 2008, *Pengenalan Signal EKG Menggunakan Dekomposisi Paket*

Wavelet dan K-Means Clustering, SNATI Yogyakarta

S. Grace Chang, September 2003, *Adaptive Wavelet Thresholding for Image Denoising and Compression*, Student Member, IEEE, University of California.

Sofia C. OLHEDE and Andrew T. WALDEN November 2003, *'Analytic' Wavelet Thresholding*, Department of Mathematics, Imperial College London, SW7 2AZ, London

Utari,L. Evrita Juli 2013, *Pengenalan Pola Sinyal Seismik dengan menggunakan Wavelet pada Gunung Merapi* , Jurnal Teknologi Informasi, Unriyo.

Wisana, Dewa Gede Hari, 2013 , *Identifikasi Isyarat Elektrokardiogram Segmen ST dan Kontraksi Ventrikel Prematur Berbasis Gelombang-singkat*, Universitas Gadjah Mada Yogyakarta