

Analisis Klasifikasi Sinyal EKG Berbasis Wavelet dan Jaringan Syaraf Tiruan

Arif Surtono¹, Thomas Sri Widodo², Maesadji Tjokronagoro³

Abstract— ECG signals analysis at first associated to pattern recognition of the ECG signals morphology. Nonetheless the signals morphology varying not only in different patients but also in the same patient. The varying of the ECG morphology has effected difficulties in ECG analysis, particularly for a trainingless medicines. On the other hand the ECG signals contain much noises. Therefore it was require the suitable methods for ECG signals analysis. This research aim are analyzing and classifying of the ECG signals from heart condition of normal, arrhythmia, ventricular tachyarrhythmia, intracardiac atrial fibrillation dan myocardial infarction based on wavelet transformation and artificial neural network backpropagation.

The research stages are data preparing, pre-processing, feature extraction, processing and post-processing. The 60/50 Hz noises in ECG signals from power line interference reduced using IIR notch filter with pole-zero placement method. The baseline wander noises reduced using discrete wavelet transform of 11 level decomposition to find frequency component below 0,5 Hz as a noise source.

Based on this work results obtained that average accuracy percentage of the neural network recognized all of the ECG types reached 87,424 %. Highest accuracy percentage of 95,455 % for ventricular tachyarrhythmia and lowest accuracy percentage of 70 % for arrhythmia classification.

Intisari— Analisis sinyal EKG pada mulanya menyangkut pengenalan pola morfologi sinyal EKG. Namun morfologi tersebut selalu berubah, baik pada pasien yang berbeda maupun pada pasien yang sama. Variasi morfologi EKG ini dapat menyulitkan dalam analisis sinyal EKG, khususnya bagi tenaga medis yang kurang terlatih. Apalagi sinyal EKG biasanya mengandung banyak derau. Untuk itu perlu metode lain yang cocok dalam menganalisis sinyal EKG yang merupakan sinyal non-stasioner. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis dan mengklasifikasi sinyal elektrokardiografi (EKG) dari kondisi jantung normal, arrhythmia, ventricular tachyarrhythmia, intracardiac atrial fibrillation dan myocardial infarction berbasis transformasi wavelet dan jaringan syaraf tiruan penjalaran balik.

Tahapan penelitian meliputi penyiapan data, pra-pemrosesan, ekstraksi ciri, pemrosesan dan pasca-pemrosesan. Pada tahap pra-pemrosesan, derau 60/50 Hz pada sinyal EKG dari interferensi jaringan listrik direduksi dengan filter takik IIR

metode penempatan pole-zero. Sedangkan derau baseline wander direduksi dengan metode transformasi diskrit 11 tingkat untuk memperoleh komponen frekuensi dibawah 0,5 Hz penyebab derau ini. Ekstraksi ciri EKG menggunakan normalisasi energi merata dari tiap dekomposisi 6 tingkat menggunakan wavelet Sym8. Jaringan syaraf tiruan penjalaran balik digunakan pada tahap pemrosesan dengan struktur 7 neuron input, 7 neuron lapisan tersembunyi dan 5 neuron lapisan output, untuk klasifikasi sinyal EKG.

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan diperoleh hasil bahwa rerata persentase akurasi jaringan syaraf mengenali semua jenis EKG mencapai 87,424 %. Persentase akurasi terbesar mencapai 95,455 % untuk jenis EKG ventricular tachyarrhythmia dan persentase akurasi terkecil 70 % untuk mengenali jenis EKG arrhythmia.

Kata Kunci— elektrokardiografi, klasifikasi, wavelet, jaringan syaraf, energi.

I. PENDAHULUAN

Penyakit jantung (koroner) merupakan salah satu penyebab kematian terbesar di dunia dan di Indonesia. 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. Mereka beralasan bahwa membaca EKG adalah wewenang dokter atau dokter spesialis jantung [1]. Dewasa ini pemrosesan sinyal digital dalam dunia kedokteran telah menjadi hal penting untuk membantu dokter dalam membuat keputusan pada permasalahan medis. Sebagai contoh nyata adalah aplikasi pemrosesan sinyal digital dalam mendeteksi penyakit jantung berdasarkan sinyal atau rekaman EKG. Sinyal EKG adalah rekaman aktifitas elektrik yang dihasilkan oleh sel-sel jantung yang mencapai permukaan tubuh [2]. Dengan pemrosesan sinyal digital, maka dimungkinkan membuat klasifikasi otomatis dan interpretasi sinyal EKG [3] berdasarkan pengetahuan kedokteran jantung sehingga membantu tenaga medis dalam menganalisis rekaman EKG pasien. Penelitian ini pada dasarnya akan melakukan analisis sinyal EKG menggunakan transformasi wavelet sebagai metode untuk mengekstraksi ciri sinyalnya dan melakukan klasifikasi sinyal EKG menggunakan jaringan syaraf tiruan. Sampel yang digunakan diperoleh dari MIT BIH Database [4] meliputi 5 jenis sinyal EKG sesuai kondisi jantung yaitu Normal (N), Arrhythmia (A), Ventricular Tachyarrhythmia (VTA), Intracardiac Atrial Fibrillation, Arrhythmia (IAF) dan Myocard Infarct (MI)

¹Jurusan Fisika FMIPA Universitas Lampung, Jln. Prof Sumantri Brojonegoro No. 1 Bandar Lampung INDONESIA(email: arifgandes@gmail.com, arif-surtono@ugm.ac.id)

²Jurusan Teknik Elektro dan Teknologi Informasi Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada, Jln. Grafika 2 Yogyakarta 55281 INDONESIA

³Bagian Radiologi FK UGM/RSUP Sardjito Jln. Kesehatan Yogyakarta 55281 INDONESIA

II. TINJAUAN PUSTAKA DAN LANDASAN TEORI

A. Tinjauan Pustaka

Jaringan syaraf tiruan menarik perhatian banyak peneliti karena wataknya seperti ketidaklinieran (*non-linearity*), berkemampuan belajar dan memiliki pendekatan *universal* yang memungkinkan kita dapat memecahkan permasalahan dalam pengolahan sinyal yang rumit [5]. Jaringan syaraf tiruan terbukti memiliki kemampuan dalam mengklasifikasi sinyal biomedis khususnya sinyal EKG [3] [6] [7] [8] [9] [10] [11].

He et.al [6] meneliti pengenalan pola EKG jenis normal, *premature ventricular contraction* (PVC), *atrial premature beat* (A) dan *left bundle branch block* (L) menggunakan jaringan syaraf tiruan penjalaran balik (*backpropagation*). Ekstraksi ciri EKG yang digunakan adalah 2 buah interval R-R dari 3 puncak R berurutan dan morfologi QRS yang diambil 50 ms sebelum puncak R dan 100 ms setelah puncak R. Ciri lain yang digunakan adalah nilai amplitudo yang diambil tiap dua data cuplikan. Karena semua data EKG dicuplik dengan frekuensi 360 Hz maka ada 27 nilai morfologi QRS sehingga jumlah total data ekstraksi ciri EKG sebanyak 29. Data ekstraksi ciri kemudian dinormalisasi antara -1 dan 1 sebelum diteruskan ke input jaringan syaraf yang mempunyai struktur 29-10-2. Persentase akurasi jaringan mengenali pola EKG mencapai 92,5 %.

Elias dan Arof [3] telah mengkaji klasifikasi dan analisis sinyal EKG menggunakan transformasi *wavelet* dan jaringan syaraf penjalaran balik. Interpretasi EKG berdasarkan pola QRS kompleks yang diperoleh dari lead II. Ada 4 jenis sinyal EKG yang dipilih yaitu *normal*, *ventricular premature beat*, *right bundle branch block* dan *left bundle branch block*. Ekstraksi ciri EKG menggunakan koefisien detil dan aproksimasi *wavelet*. Koefisien-koefisien ini diperoleh dari dekomposisi sinyal EKG 4 tingkat menggunakan *wavelet* Daubechies dB3. Dengan hanya menggunakan 2,11 % data latih dari semua data, persentase akurasi klasifikasi EKG oleh jaringan syaraf mencapai 95,08 %.

Kara dan Oskandan [7] membuat klasifikasi *atrial fibrillation* (AF) EKG menggunakan transformasi *wavelet* dan jaringan syaraf tiruan. Jaringan syaraf digunakan untuk mengklasifikasi 2 jenis EKG yaitu normal dan AF. Ekstraksi ciri EKG diperoleh dengan mendekomposisi hingga 6 tingkat menggunakan *wavelet* Daubechies 10 (dB10). 6 buah sinyal detil dan sebuah sinyal aproksimasi direkonstruksi dari koefisien-koefisien detil dan aproksimasi. Masing-masing sinyal tersebut dihitung rapat spektral dayanya menggunakan metode Welch sebagai ciri sinyal EKG. 48 data dari 72 EKG normal dan 52 data dari 80 EKG AF digunakan untuk melatih jaringan syaraf yang dilengkapi fungsi aktivasi sigmoid pada lapisan tersembunyi dan keluaran. Dengan struktur jaringan syaraf 22-11-2 hasilnya mampu mengklasifikasi EKG dengan persentase akurasi 100 %.

Pada penelitian sinyal biomedis lainnya, Omerhodzic et.al [12] memanfaatkan distribusi energi dekomposisi sinyal EEG dan jaringan syaraf tiruan untuk mengklasifikasi sinyal EEG dalam kelompok sehat dan epilepsi. Sinyal EEG didekomposisi hingga 5 tingkat menggunakan fungsi *wavelet* Daubechies 4 (dB4) sehingga tiap subband dekomposisi merepresentasikan

tipe sinyal EEG yaitu derau (D1), *gama* (D2), *beta* (D3), *alpha* (D4) *theta* (D5) dan *delta* (A5). Distribusi energi dekomposisi diperoleh dengan cara menjumlahkan kuadrat sinyal-sinyal dalam tiap subband tersebut. Distribusi energi sebanyak 6 buah ini menjadi input jaringan syaraf penjalaran balik yang mempunyai struktur 6 input, 5 *neuron* lapisan tersembunyi dan sebuah *neuron* output. Fungsi aktivasi pada lapisan tersembunyi dan output menggunakan fungsi sigmoid. Dengan parameter pelatihan menggunakan Levenberg-Marquart dan MSE sebesar 0,1, persentase akurasi jaringan mengklasifikasi sinyal EEG mencapai 94 %.

B. Landasan Teori

1. Transformasi Wavelet

Transformasi *wavelet* kontinu dari sinyal $x(t)$ didefinisikan secara matematis dengan persamaan sebagai berikut [13] :

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

dimana $\psi^*(t)$ adalah konjugat kompleks fungsi *wavelet* penganalisa $\psi(t)$, a adalah parameter dilatasi *wavelet*, dan b adalah parameter lokasi/posisi. Dalam bentuk diskrit fungsi *wavelet* ini memiliki bentuk :

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \psi \left(\frac{t-n b_0 a_0^m}{a_0^m} \right) \quad (2)$$

m dan n mengontrol dilatasi dan translasi *wavelet*. a_0 adalah parameter step dilatasi tetap dengan nilai lebih besar dari 1 dan b_0 adalah parameter step lokasi yang harus lebih besar dari nol. Bila $a_0 = 2$ dan $b_0 = 1$ disubstitusi ke (2) maka diperoleh grid *dyadic* fungsi *wavelet* yang ditulis secara kompak sebagai berikut :

$$\psi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \psi(2^{-m}t - n) \quad (3)$$

Dengan menggunakan fungsi *wavelet* diskrit ini maka diperoleh transformasi *wavelet* diskrit:

$$T_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{m,n}(t) dt \quad (4)$$

$T_{m,n}$ dikenal sebagai koefisien detil *wavelet* pada indeks skala m dan lokasi n . *Wavelet* diskrit *dyadic orthonormal* berkaitan dengan fungsi penskala dan persamaan dilatasinya. Fungsi penskala berkenaan dengan penghalusan sinyal dan memiliki bentuk yang sama seperti fungsi *wavelet* adalah :

$$\phi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \phi(2^{-m}t - n) \quad (5)$$

Fungsi penskala dikonvolusi dengan sinyal menghasilkan koefisien aproksimasi:

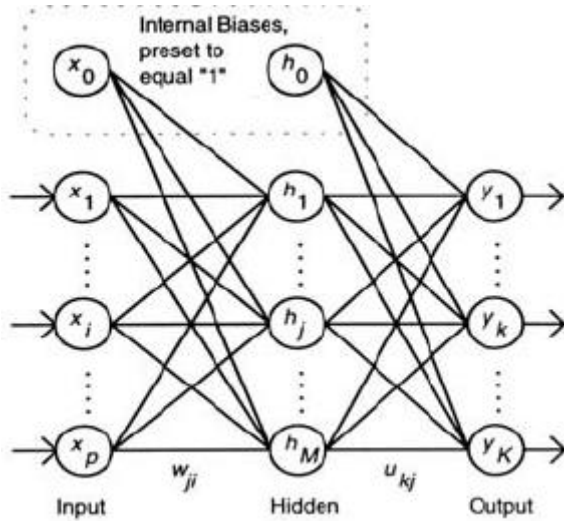
$$S_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \phi_{m,n}(t) dt \quad (6)$$

Akhirnya sinyal $x(t)$ dapat disajikan sebagai kombinasi deret ekspansi dengan menggunakan koefisien aproksimasi dan koefisien detil sebagai berikut : $x(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} S_{m_0,n} \phi_{m_0,n}(t) + \sum_{m=m_0}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} T_{m,n} \psi_{m,n}(t)$ (7)

Dengan (7) ini dapat diketahui bahwa sinyal kontinu semula merupakan kombinasi aproksimasi pada sembarang skala m_0 ditambah dengan sukseksi detil sinyal dari skala m_0 menurun hingga negatif tak hingga [13].

2. Jaringan Syaraf Tiruan Penjalaran Balik (backpropagation)

Jaringan syaraf tiruan (JST) adalah sistem pemrosesan informasi yang mempunyai karakteristik kinerja tertentu seperti jaringan syaraf biologis. JST telah dikembangkan sebagai generalisasi model matematik dari kognisi manusia atau syaraf biologi. Jaringan syaraf dikarakteristikan dengan pola interkoneksi antara *neuron* (arsitektur), metode penentuan bobot pada koneksi (pembelajaran atau algoritma), dan fungsi aktivasinya [14]. Pembelajaran jaringan syaraf tiruan penjalaran balik meliputi 3 tahap yaitu perambatan maju, perambatan mundur dan perubahan bobot [15]. Ada dua parameter pembelajaran utama dalam penjalaran balik yaitu laju pembelajaran α dan momentum μ . Laju pembelajaran digunakan untuk mengatur cepat lambatnya pembelajaran. Momentum digunakan untuk menghindari perubahan bobot yang mencolok akibat adanya data yang berbeda dengan yang lain [16]. Struktur jaringan syaraf tiuran multilapis seperti pada Gbr. 1.



Gbr. 1 Jaringan syaraf tiga lapis

Ringkasan algoritma penjalaran balik sebagai berikut [3]:

$$h_j = f_j \left(\sum_{i=0}^p w_{ji} x_i \right), j=1,2,3,\dots,M \tag{8}$$

$$y_k = f_k \left(\sum_{j=0}^M u_{kj} h_j \right), k=1,2,3,\dots,K \tag{9}$$

$$f(z) = \frac{1}{1 + e^{-z}} \tag{10}$$

Bobot-bobot diperbaharui pada setiap pasangan pelatihan [3] :

$$u_{kj}(t+1) = u_{kj}(t) - \eta \delta y_k h_j + \beta [u_{kj}(t) - u_{kj}(t-1)], \tag{11}$$

$$k = 1,2,\dots,K \text{ dan } j = 0,1,2,\dots,M$$

$$w_{ji}(t+1) = w_{ji}(t) - \mu \delta h_j x_i + \alpha [w_{ji}(t) - w_{ji}(t-1)], \tag{12}$$

$$j = 1,2,\dots,M \text{ dan } i = 0,1,2,\dots,P$$

dimana

$$\delta y_k = (y_k - d_k) y_k (1 - y_k) \tag{13}$$

$$\delta h_k = \sum_{a=1}^K \delta y_a u_{aj} h_j (1 - h_j) \tag{14}$$

III. METODE PENELITIAN

A. Bahan dan Alat Penelitian

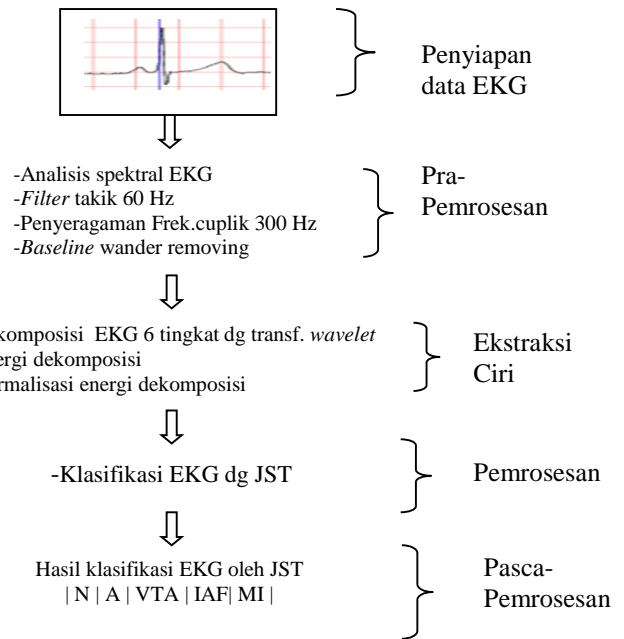
Bahan penelitian menggunakan sinyal EKG dengan kondisi jantung *Normal (N)*, *Arrhythmia (A)*, *Ventricular Tachyarrhythmia (VTA)*, *Intracardiac Atrial Fibrillation, Arrhythmia (IAF)* dan *Myocard Infarct (MI)*, yang diperoleh dari Physionet. Sedangkan alat penelitian ini menggunakan program Matlab R2009a dengan berbagai fasilitas *toolbox* yang membantu untuk penelitian ini seperti *toolbox signal processing*, *wavelet* dan *neural network*.

B. Tahapan Penelitian

Tahap-tahapan penelitian ini secara ringkas seperti digaram alir pada Gbr. 2.

C. Pra-Pemrosesan

Tahap pra pemrosesan bertujuan untuk membebaskan sinyal EKG dari derau. Selain itu juga untuk menyeragamkan frekuensi cuplik sebesar 300 Hz.



Gbr. 2 Tahap-tahapan penelitian

Derau interferensi jaringan listrik pada sinyal diketahui dari analisis spektrumnya yaitu akan muncul puncak pada frekuensi sekitar 60/50 Hz dan harmonisanya. Derau ini direduksi menggunakan *filter* takik IIR orde 2 dengan metode penempatan pole-zero [17]. Sedangkan derau *baseline wander* dapat dilihat langsung pada sinyal EKG yang mengalami

pergeseran *baseline*. *Baseline wander* dihilangkan dengan metode transformasi *wavelet* diskrit [18]. Sinyal EKG didekomposisi hingga 11 tingkat sehingga dapat diperoleh *sub-band* dekomposisi yang mengandung sumber *baseline wander*, biasanya pada frekuensi di bawah 0,5 Hz. Bagian itu dapat dibuang sehingga *baseline* EKG dapat dipulihkan kembali.

D. Ekstraksi Ciri Sinyal EKG

Ekstraksi ciri sinyal EKG diperoleh dengan cara mendekomposisi sinyal tersebut hingga 6 tingkat menggunakan transformasi *wavelet*. Fungsi *wavelet* yang digunakan adalah Symlet orde 8 (sym8). Ilustrasi dekomposisi sinyal EKG 6 tingkat dengan frekuensi cuplik 300 Hz seperti Gambar 3. Tiap sinyal EKG didekomposisi hingga 6 tingkat sehingga diperoleh sinyal detail (D1,D2,D3,D4,D5 dan D6) dan sinyal aproksimasi (A6). Energi dekomposisi rerata sinyal detail tiap sub-band dihitung dengan persamaan :

$$E_{D_i} = \sum (D_i(k))^2 / \text{panjang } D_i \tag{5}$$

$$k = 1, 2, .. \text{ panjang } D_i, i= 1, 2,..N=6$$

Energi dekomposisi rerata sinyal aproksimasi A6 dihitung dengan persamaan :

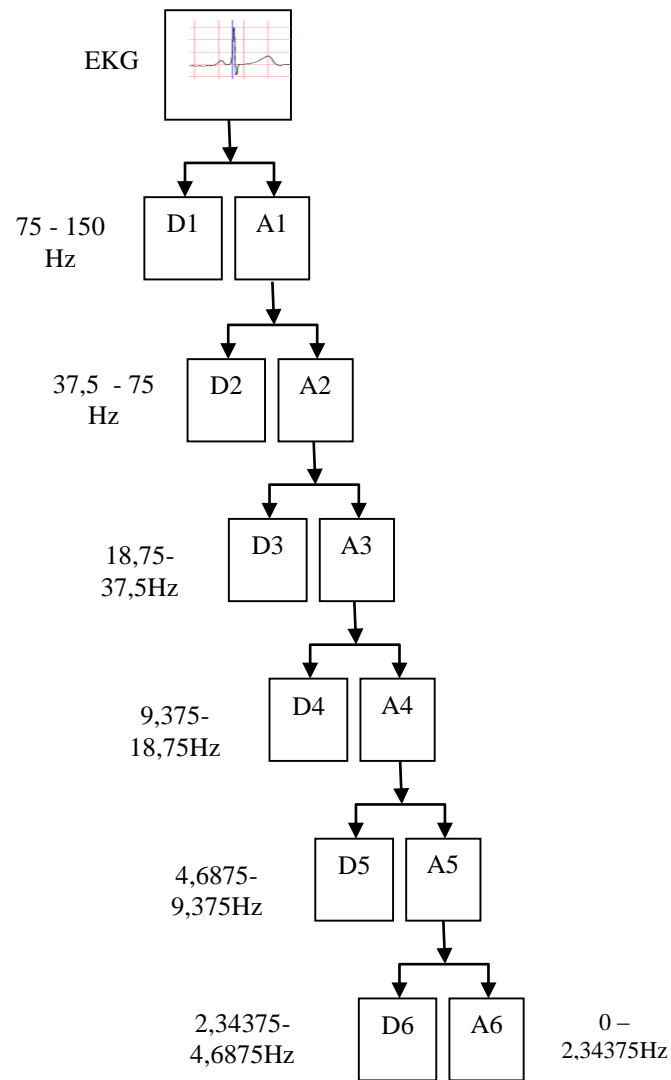
$$E_{A_6} = \sum (A_6(k))^2 / \text{panjang } A_6 \tag{6}$$

$$k = 1, 2, .. \text{ panjang } A_6$$

Karena akan menjadi *input* jaringan syaraf, maka energi rerata tiap sinyal dekomposisi dinormalisasi dengan cara membaginya dengan energi rerata terbesar diantara energi rerata dekomposisi dalam tiap sinyal :

$$E_{n_j} = E_i / \text{maks}(E_{D_i}, E_{A_6}), j= 1, 2, 3,,M=7 \tag{7}$$

Akibat normalisasi maka nilai ekstraksi ciri E_{n_j} antara 0 dan 1.



Gbr. 3 Dekomposisi 6 tingkat EKG dengan $F_s=300$ Hz

E. Pemrosesan

Tahap pemrosesan sinyal EKG menggunakan jaringan syaraf tiruan penjalaran balik (*backpropagation*) untuk mengklasifikasi sinyal EKG. Parameter jaringan yang ditentukan adalah *learning rate* = 0,1 dan *momentum* = 0,5. Jaringan syaraf berhenti memproses klasifikasi EKG jika jumlah *epoch* mencapai 500 atau *mean square error* (mse) mencapai 0,001. Struktur jaringan memiliki 7 *neuron* input, 7 *neuron* lapisan tersembunyi dan 5 *neuron* lapisan output. Fungsi aktivasi pada lapisan tersembunyi dan lapisan output menggunakan fungsi sigmoid biner.

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Noise 60/50 Hz dan Harmonisanya

Dari kelima jenis EKG yang diteliti, berdasarkan analisis spektrum sinyal hanya jenis normal yang tidak mengandung derau jaringan listrik. Unjuk kerja *filter* takik IIR dapat mereduksi derau interferensi jaringan listrik pada sinyal EKG

dinyatakan dengan perbandingan daya sinyal terhadap derau (*signal to noise ratio*, SNR). Hasil reduksi derau ini secara ringkas dapat dilihat pada Tabel 1.

TABEL I

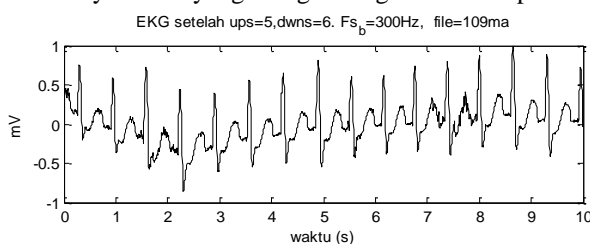
HARGA SNR REDUKSI DERAU INTERFERENSI JARINGAN LISTRIK

No	Jenis EKG	Jenis Filter Takik	Harga SNR rata-rata
1	Arrhythmia	60 Hz dan harmonisa	31,706
2	VTA	60 Hz dan harmonisa	49,584
3	IAF	60 Hz dan harmonisa	32,307
4	MI Inferior	50 Hz dan harmonisa	28,757
		Rata-rata total	35,589

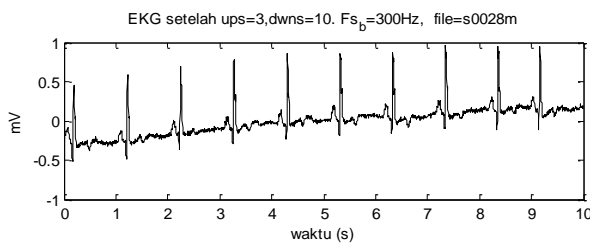
Berdasarkan data Tabel 1 maka dapat dikatakan bahwa *filter* takik 60/50 Hz IIR metode penempatan pole-zero mampu mereduksi derau pada sinyal EKG karena SNR rata-rata total mencapai 35,589 dB.

B. Baseline Wander Removing

Contoh sinyal EKG yang mengandung derau ini seperti Gbr. 4.



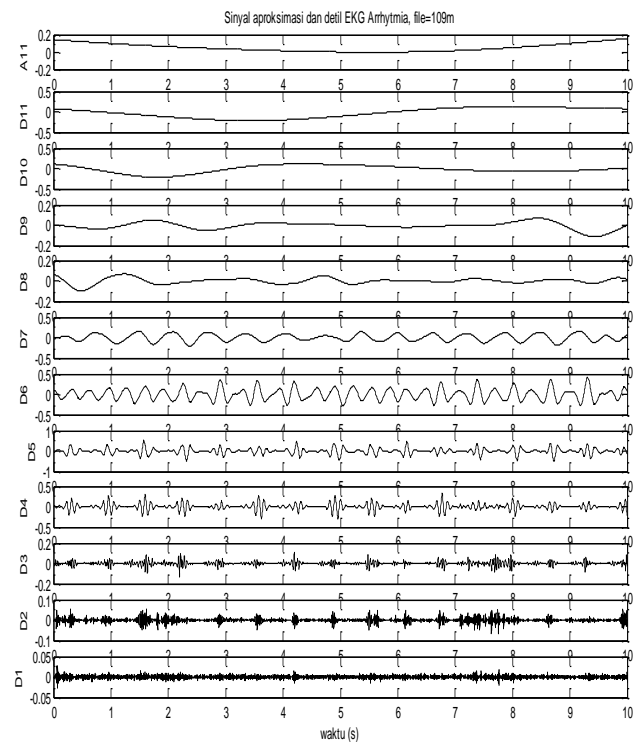
(a)



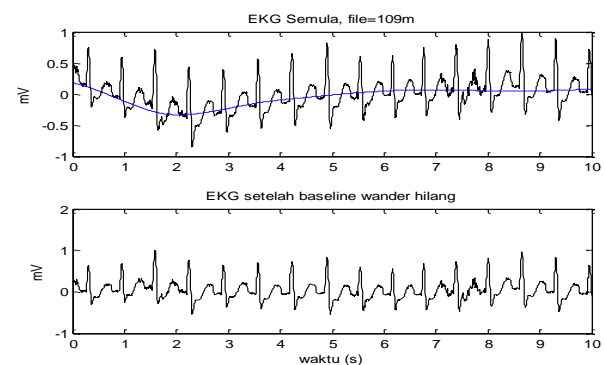
(b)

Gbr. 4 Sinyal EKG dengan derau *baseline wander* a) Arrhythmia 109m
b) MI s0028m

Sinyal file 109m didekomposisi 11 tingkat dihasilkan sinyal dekomposisi seperti Gbr. 5. Pada Gbr. 5 sumber derau *baseline wander* berada pada *sub-band* D10, D11 dan A11. Bila ketiga *sub-band* itu dihilangkan dan sisanya direkonstruksi kembali maka diperoleh sinyal EKG yang bebas derau *baseline wander* seperti pada Gbr. 6.



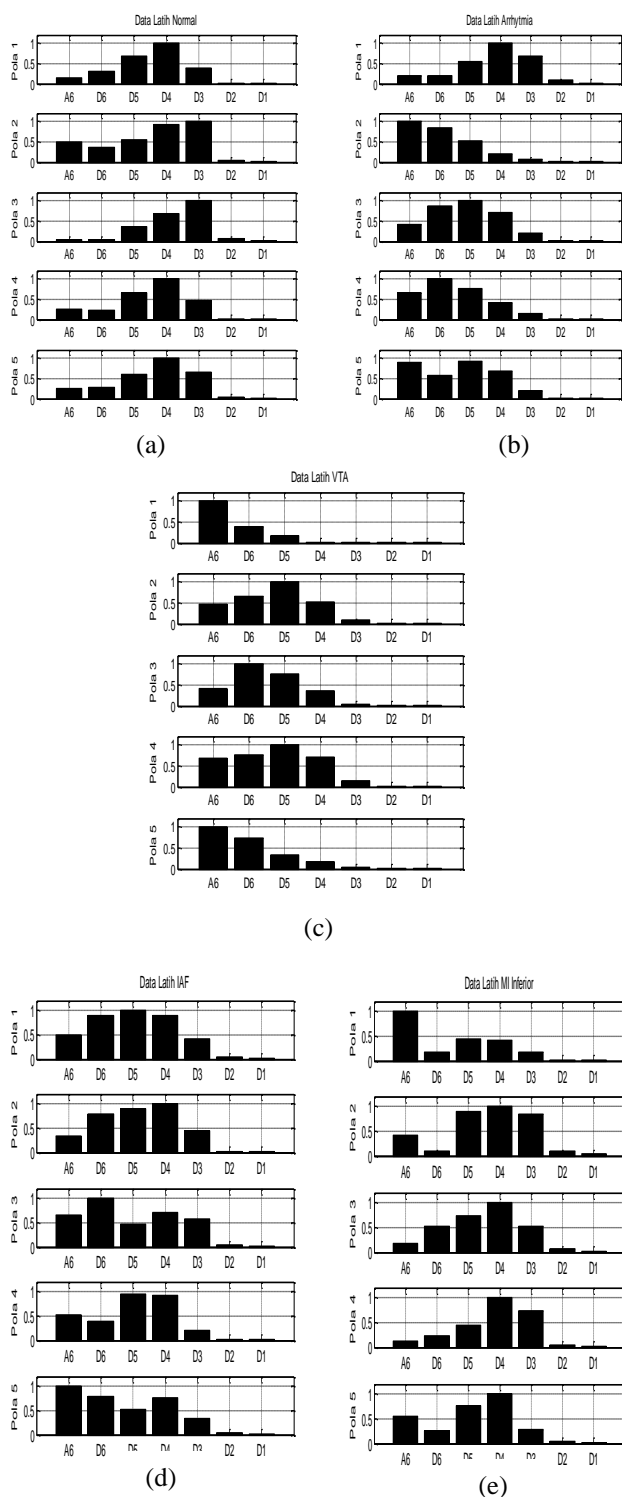
Gbr. 5 Dekomposisi sinyal EKG (109m) 11 tingkat

Gbr. 6 Sinyal EKG (109m) bebas *baseline wander* (bawah)

Jelaslah bahwa transformasi *wavelet* diskrit 11 tingkat dapat menghilangkan derau *baseline wander* pada sinyal EKG. Metode ini digunakan pada semua sinyal EKG yang mengandung derau tersebut.

C. Ekstraksi Ciri dan Data Latih

Berdasarkan seluruh ekstraksi ciri sinyal EKG diperoleh bahwa tiap jenis EKG terdapat 5 pola ciri. Masing-masing pola diperoleh dari rerata ekstraksi ciri individu yang mempunyai kemiripan kemudian dinormalisasi. Sehingga data yang digunakan untuk melatih jaringan syaraf tiruan sebanyak 20 data latih (20 pola) dari keempat jenis EKG yang diharapkan dapat membedakan satu jenis EKG dengan jenis EKG lainnya berdasarkan pola ekstraksi ciri EKG tersebut, seperti Gbr. 7.



Gbr. 7 Data latih jaringan syaraf tiruan
a) N b) A c) VTA d) IAF e) MI

D. Hasil Klasifikasi Sinyal EKG

Secara keseluruhan hasil klasifikasi EKG oleh jaringan syaraf tiruan penjalaran balik berdasarkan ekstraksi ciri energi merata dekomposisinya seperti pada Tabel 2.

TABEL II
HASIL KLASIFIKASI EKG OLEH JARINGAN SYARAF TIRUAN

No	Jenis EKG	Dikenali	Tidak dikenali	Jumlah	Persentase akurasi (%)
1	Normal	11	1	12	91,667
2	Arrhythmia	14	6	20	70,000
3	VTA	21	1	22	95,455
4	IAF	19	1	20	95,000
5	MI	17	3	20	85,000

Jika dirata-rata maka persentase akurasi jaringan syaraf tiruan mengenali semua jenis EKG sebesar 87,424 %. Persentase akurasi tertinggi mengenali EKG jenis VTA (95,455 %) dan persentase akurasi terendah mengenali EKG jenis arrhythmia (70 %). Dari keempat jenis EKG tersebut, tiga jenis EKG mampu dikenali diatas 90 %, yaitu pada EKG jenis normal, VTA dan IAF. Hal ini menunjukkan bahwa jaringan syaraf tiruan penjalaran balik mampu mengklasifikasikan sebagian besar sinyal EKG dari kelima jenis kondisi jantung berdasarkan ekstraksi ciri energi merata dekomposisi 6 tingkat yang diperoleh dari analisis transformasi *wavelet* menggunakan *wavelet* Symlet orde 8. Namun demikian dalam hal mengenali EKG jenis arrhythmia dan myocard infarct sistem ini harus diperbaiki lagi misalnya dengan menambah *neuron* lapisan tersembunyi.

V. KESIMPULAN

Berdasarkan analisis pada hasil penelitian ini maka dapat diperoleh kesimpulan sebagai berikut :

1. Energi merata dekomposisi sinyal EKG 6 tingkat yang diperoleh dari transformasi *wavelet* (*wavelet* Symlet 8) dapat digunakan sebagai ekstraksi ciri pada sinyal EKG jenis normal, *arrhythmia*, *ventricular tachyarrhythmia* (VTA), *intracardiac atrial fibrillation* (IAF) dan *myocard infarct interior* (MII). Frekuensi cuplik sinyal EKG terlebih dahulu diseragamkan 300 Hz menggunakan teknik *upsampling* dan *downsampling* agar diperoleh rentang frekuensi yang sama pada tiap sub-band dekomposisi. Derau interferensi jaringan listrik pada sinyal EKG dapat direduksi menggunakan *filter* takik 60/50 Hz orde 2 metode penempatan pole-zero. Adapun derau *baseline* wander pada sinyal EKG dapat diminimalisir dengan menghilangkan komponen frekuensi rendah dari dekomposisi 11 tingkat menggunakan tranformasi *wavelet* diskrit.
2. Jaringan syaraf tiruan penjalr balik mampu mengenali 5 jenis sinyal EKG (*normal*, *arrhythmia*, *ventricular tachyarrhythmia*, *intracardiac atrial fibrillation* dan *myocard infarct*) berdasarkan ekstraksi ciri energi merata dekomposisi sinyal EKG. Laju pembelajaran sebesar 0,1 dan momentum sebesar 0,5 paling optimal dalam mengenali pola EKG yang dilatihkan.

REFERENSI

[1] Nazmah, A., *Cara Praktis dan Sistematis Belajar Membaca EKG*, PT. Elex Media Komputindo, Jakarta, 2011.

- [2] Anuradha, B. and Redy, V.C.V., *Cardiac Arrhythmia Classification using Fuzzy Classifiers*, Journal of Theoretical and Applied Information Technology, 30th April 2008, Vol.4 No. 4, p. 353-359, 2008.
- [3] Elias, M.F.M and Arof, H., *Classification of Electrocardiogram Signal using Multiresolution Wavelet Transform and Neural Network*, IFMBE Proceedings, "3rd Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2006" Vol. 15, p.360-364, 2006.
- [4] MIT-BIH Database, Available : www.physionet.com.
- [5] Belhachat, F. and Izeboudjen, N., *Conception of Intelligent classifiers for Cardiac Arrhythmias Detection*, Proceeding of International Symposium on Modelling and Implementation of Complex System (MISC), May 30-31, 2010, Constantine, Algeria, 2010.
- [6] He, L., Hou, W., Zhen, X. and Peng, C., *Recognition of ECG Patterns Using Artificial Neural Network*, Proceedings of The Sixth International Conference on Intelligent System Design and Applications (ISDA'06) Vol.1, IEEE Computer Society, 2006.
- [7] Kara, S. and Oskandon, M., *Atrial Fibrillation Classification with Artificial Neural Network*, Journal of Pattern Recognition, vol. 40, p. 2967-2973, 2007.
- [8] Sahab, A.R and Gilmalek, Y.M., *ECG Arrhythmias Classification Using Wavelet Transform and Neural Network*, Mathematical Model for Engineering Science, p.256-258, 2010.
- [9] Yu, S. N. and Chen, Y. H., *Electrocardiogram beat classification based on wavelet transformation and probabilistic neural network*, Pattern Recognition Letters vol. 28, p. 1142-1150, 2007.
- [10] Guo, L., Rivero, D. Seoane, J. A. and Pazos, A., *Classification of EEG Signals Using Relative Wavelet Energy and Artificial Neural Networks*, Proceeding of the First Summit on Genetic and Evolutionary Computation, Shanghai, China, June 12-14, 2009.
- [11] Omerhodzic, I., Avdakovic, S., Nuhanovic, A., Dizdarevic, K., *Energy Distribution of EEG Signals : EEG Signal Wavelet-Neural Network Classifier*, International Journal of Biological and Life Sciences vol.6, No.4, 2010.
- [12] Arumugam, S.S., Gurusamy, G., and Gopaldasamy, S., *Wavelet based detection of ventricular arrhythmias with Neural Network Classifier*, Journal of Biomedical Science and Engineering, Vol.2, No.6, 439-444, 2009.
- [13] Addison, P. S., *Wavelet Transform and the ECG : A Review*, Journal of Physiological Measurement, vol. 26, p. 155-199, Institute Of Physics Publishing, 2005.
- [14] Widodo, T.S, *Sistem Neuro Fuzzy*, Graha Ilmu, Yogyakarta, 2005.
- [15] Fausett L., *Fundamentals of Neural Networks (Architecture, Algorithm and Application)*, Prentice Hall, New Jersey, 1994.
- [16] Siang, J.J., *Jaringan Syaraf Tiruan dan Pemrogramannya Menggunakan Matlab*, Penerbit Andi, Yogyakarta, 2005.
- [17] Orfanidis, S.J., (2010), *Introduction to Digital Signal Processing*. Available : <http://www.ece.rutgers.edu/~orfanidi/intro2sp>
- [18] Bunluechokchai, C. and Leeudomwong, T., *Discrete Wavelet Transform-based Baseline Wandering Removal for High Resolution Electrocardiogram*, The International Journal on Applied Biomedical Engineering (IJABME), Vol. 3, No. 1 January-June, 2010