

## **PENEKANAN NOISE PADA SINYAL EKG MENGGUNAKAN TRANSFORMASI WAVELET**

**Medika Risnasari**  
**Universitas Trunojoyo Madura**  
**Bangkalan, Indonesia**  
[medikahimura@yahoo.com](mailto:medikahimura@yahoo.com)

### **Abstrak**

Elektrokardiogram (EKG) merupakan grafik yang merekam aktivitas [kelistrikan jantung](#) dalam waktu tertentu yang dapat memberikan informasi kondisi ritme jantung, yaitu kondisi normal atau tidak normal. Pendekatan transformasi wavelet dilakukan pada sinyal EKG sebagai cara untuk mengurangi noise/denoising yang dihasilkan dari proses perekaman sinyal jantung. Tiga kelas data EKG yang diujicobakan (Normal Sinus Rhythm (NSR), Atrial Fibrillation (AF), Ventricullar Fibrillation (VF)). Pengukuran denoising sinyal EKG dengan metode Donoho diidapat nilai *Signal to Noise Ratio* (SNR) dari NSR sebesar 18.04 dB, SNR dari AF sebesar 22.96 dB dan *SNR* dari VF sebesar 20 dB.

***Kata Kunci: Elektrokardiogram, Wavelet, Denoising***

### **Abstract**

The condition of cardiac health is given by electrocardiogram (ECG). Electrocardiography deals with the electrical activity of the heart which normal or abnormal. In this approach, ECG signal determination is proposed using wavelet transform. For the purpose of this study were classified into three categories, namely (Normal Sinus Rhythm (NSR), Atrial Fibrillation (AF), Ventricullar Fibrillation (VF)). The Donoho's method is using to measure a denoisng ECG. SNR value of denoisng ECG signal is 18.04 dB of NSR, 22.96 dB of AF and 20 dB of VF.

***Kata Kunci: Electocardiogram, Wavelet, Denoising***

## PENDAHULUAN

Teknologi komputer memiliki peran penting dalam sistem biomedis. Analisis terhadap sinyal EKG telah berkembang dari visual sederhana sebagai cara untuk mediagnosa hingga dilakukan dengan cara otomatis. Morfologi sinyal EKG telah digunakan untuk mengenali banyak variabilitas tentang aktivitas jantung, sehingga sangat penting untuk mendapatkan parameter sinyal EKG yang jelas tanpa adanya noise. Visualisasi lengkap dan informasi yang jelas tentang elektrofisiologi penyakit jantung maka diperlukan alat untuk sinyal EKG yang mampu untuk menghapus semua noise dan artefak dari sinyal. Selain dari segi alat sebagai filter terhadap sinyal noise, penekanan bahkan penghapusan noise juga dapat dilakukan pada proses *preprocessing* sinyal yaitu proses yang dilaukan sebelum dilakukan ekstraksi fitur dari sinyal EKG tersebut.<sup>[1,2]</sup>

Sinyal EKG adalah salah satu biosignals yang dianggap sebagai sinyal non-stasioner dan membutuhkan proses *denoising*. Teknik yang efisien untuk pemrosesan sinyal non-stasioner tersebut menggunakan transformasi wavelet. Transformasi wavelet dapat digunakan sebagai dekomposisi sinyal berdasar frekuensi. Ada banyak teknik yang digunakan untuk *denoising* sinyal EKG seperti filter digital (FIR atau IIR), metode adaptif dan transformasi wavelet. Namun, filter digital dan metode adaptif lebih diterapkan untuk sinyal yang karakteristik statistik stasioner.

Thresholding digunakan dalam domain wavelet untuk menghaluskan atau menghilangkan beberapa koefisien sehingga noise pada sinyal akan berkurang pada sinyal nonstasioner. Metode denoising

yang menggunakan thresholding pada domain wavelet diusulkan oleh metode Donoho's yang terbukti mampu mengurangi noise pada sinyal satu dimensi dan dua dimensi<sup>[3,4]</sup>

## Transformasi Wavelet

Analisis *wavelet* merupakan metode yang mirip dengan metode analisis *fourier*, metode ini digunakan untuk mengubah sinyal menjadi bagian-bagian yang sederhana. *Wavelet* merupakan persamaan matematis yang memisahkan sinyal ke dalam frekuensi yang berbeda, dan selanjutnya menganalisis masing-masing komponen dengan suatu resolusi yang disesuaikan dengan skala. Pada pemrosesan sinyal, *wavelet* merupakan suatu bentuk energi yang menggambarkan kondisi sesaat setiap bagian sinyal yang hendak dianalisis.

Dalam transformasi *wavelet* digunakan istilah translasi dan skala, karena istilah waktu dan frekuensi sudah digunakan oleh transformasi *fourier*. Translasi adalah lokasi jendela modulasi saat digeser sepanjang sinyal, berhubungan dengan informasi waktu. Skala berhubungan dengan frekuensi, skala tinggi (frekuensi rendah) berhubungan dengan informasi global dari sebuah sinyal, sedangkan skala rendah (frekuensi tinggi) berhubungan dengan informasi detail. Kelebihan dari analisis sinyal menggunakan *wavelet* adalah bahwa dapat dipelajarinya karakteristik sinyal secara lokal dan detil, sesuai dengan skala-nya. Sifat ini sangat berguna untuk sinyal-sinyal non-stasioner atau memiliki komponen transien dengan waktu-hidup (*lifetime*) yang pendek atau memiliki karakteristik yang berbeda pada skala-skala yang berbeda atau memiliki singularitas. Sedangkan jawaban untuk pertanyaan yang kedua didasarkan pada

cara memandang *wavelet* sebagai blok pembangun dalam proses penguraian (*decomposition*) atau ekspansi deret. Jadi, suatu penyajian data menggunakan *wavelet* dilakukan dengan cara ekspansi tak-berhingga dari *wavelet* yang diulur atau *dilated* dan digeser atau *translated*.

Fungsi dasar *wavelet*  $\psi_{s,\tau}(t)$  dapat didesain sesuai kebutuhan untuk mendapatkan hasil transformasi yang terbaik, ini perbedaan mendasar dengan transformasi *fourier* yang hanya menggunakan fungsi sinus sebagai jendela modulasi. Transformasi *wavelet* adalah dekomposisi suatu sinyal dengan basis real  $\Psi_{s,l}(x)$  yang diperoleh melalui translasi dan dilatasi sebuah fungsi  $\psi(x)$  yang dikenal sebagai induk *wavelet* (*mother wavelet*). Semua fungsi *wavelet* turunan ternormalisasi agar memiliki energi normal  $\|\Psi_{s,l}\|_2 = 1$  pada skala ( $s$ ) dan translasi ( $l$ ) berapapun.

Fungsi dasar *wavelet* secara matematika dapat didefinisikan sebagai berikut:

Faktor  $\frac{1}{\sqrt{s}}$  digunakan untuk normalisasi energi pada skala yang berubah-ubah. Untuk menganalisa energi sinyal  $f(t) \in L^2(\mathbb{R})$  transformasi *wavelet* kontinu adalah dekomposisi sinyal sebagai kombinasi dasar fungsi yang terdiri dari translasi dan skala dari fungsi *wavelet*  $\psi(t)$ . Transformasi *wavelet* kontinu ( $W_\psi f$ ) ( $s, \tau$ ) dari sinyal  $f(t) \in L^2(\mathbb{R})$  didefinisikan sebagai [5]:

Dimana  $\bar{\psi}$  adalah konjugat dari  $\psi$ . Ketika faktor skala  $s$  sebanding dengan invers frekuensi  $\omega$ , nilai  $(\psi \in L^2)(s_0, \tau_0)$  menunjukkan frekuensi  $f(t)$  pada interval frekuensi  $\omega_0 = s_0^{-1}$  saat  $t = \tau_0$ . Transformasi *wavelet* kontinu memetakan satu variabel bebas  $t$  dari dua variabel bebas  $s, \tau$ . Faktor

skala dan atau dengan parameter translasi dapat di diskrit. Biasanya memilih *dyadic grid* ( $s_j, \tau_{j,k}$ ) dalam skala waktu  $s_j = 2^j$  dan  $\tau_{j,k} = k \cdot 2^j$ . Kemudian transformasi disebut *dyadic discrete wavelet transform* yang didefinisikan:

$$(W_\psi f)(2^j, k \cdot 2^j) = \langle f(t), \Psi_{j,k}(t) \rangle \quad (3)$$

*Wavelet* juga merupakan sebuah basis. Basis *wavelet* berasal dari sebuah fungsi penskalaan atau dikatakan juga sebuah *scaling function*. *Scaling function* memiliki sifat yaitu dapat disusun dari sejumlah salinan dirinya yang telah didilasikan, ditranslasikan dan diskalakan [GLA95]. Fungsi ini diturunkan dari persamaan dilasi (*dilation equation*), yang dianggap sebagai dasar dari teori *wavelet*. Persamaan dilasi berbunyi demikian :

$$\varphi(x) = \sum_k c_k \varphi(2x - k) \quad (4)$$

Dari persamaan *scaling function* ini dapat dibentuk persamaan *wavelet* yang pertama (atau disebut juga *mother wavelet*), dengan bentuk sebagai berikut:

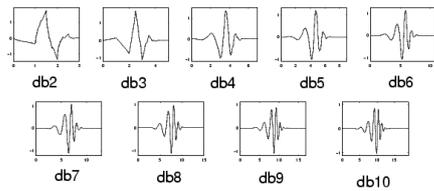
$$\varphi^0(x) = \sum_k (-1)^k c_{1-k} \varphi(2x - k) \quad (5)$$

Dari *mother wavelet* ini kemudian dapat dibentuk *wavelet* berikutnya ( $\psi^1, \psi^2$  dan seterusnya) dengan cara mendilasikan (memampatkan atau meregangkan) dan menggeser *mother wavelet*.

*Scaling function* yang dapat membentuk *wavelet* bermacam-macam jenisnya. Berdasarkan *scaling function* inilah basis *wavelet* memiliki nama yang berbeda-beda.

1. *Wavelet Haar* memiliki *scaling function* dengan koefisien  $c_0 = c_1 = 1$ .
2. *Wavelet Daubechies* dengan 4 koefisien (DB4) memiliki *scaling function* dengan koefisien  $c_0 = (1+\sqrt{3})/4, c_1 = (3+\sqrt{3})/4, c_2 = (3-\sqrt{3})/4, c_3 = (1-\sqrt{3})/4$

Pada gambar 1 diberikan beberapa contoh gambar *wavelet* dari *daubechies*.



**Gambar1.** Macam-macam *daubechies wavelet* [6]

Dekomposisi adalah peristiwa pemecahan sinyal asli menjadi komponen-komponen yang beresolusi lebih rendah. Hasilnya berupa pemisahan frekuensi rendah dan tinggi. Frekuensi rendah sebagai aproksimasi dari sinyal dan frekuensi tinggi merupakan detail. Pada proses dekomposisi dapat dilakukan iterasi hingga didapat aproksimasi terbaik. Dari hasil aproksimasi dilakukan penguraian lagi menjadi aproksimasi dan detail baru. Dekomposisi dapat dilakukan hingga level tertentu, dimana penentuan level dilakukan berdasarkan jenis sinyal atau berdasarkan kriteria tertentu yang bersesuaian.

Untuk mengurangi *noise* sinyal EKG dapat digunakan metode *wavelet transform threshold*. *Denoising* sinyal dengan DWT terdiri dari tiga prosedur, yaitu dekomposisi sinyal, *thresholding*, rekonstruksi sinyal.

Berdasarkan penelitian [7] tujuan dari proses *denoising* berbasis *wavelet* adalah memperkirakan sinyal  $s(t)$  dari sinyal  $f(i)$  dengan membuang sinyal *noise*  $e(i)$ .

$$f(i) = s(i) + e(i) \tag{6}$$

Metode *denoise* yang diusulkan oleh Donoho dapat membuktikan bahwa metode Donoho dapat bekerja baik untuk mereduksi pada sinyal 1 dimensi atau 2 dimensi.

$$T = \sigma \sqrt{2 \log(n)} \tag{7}$$

Keterangan:

T adalah *threshold*, n adalah jumlah sampel  $\sigma$  adalah standart deviasi *noise*.

Dalam masalah *white noise*, standar deviasi dapat diperkerikan dari median dari koefisien detail ( $d_j$ ) yaitu

$$\sigma = \frac{MAD(|d_j|)}{0.6745} \tag{8}$$

MAD adalah nilai median absolut deviasi. Berdasarkan penelitian [8,9] untuk menentukan metode yang baik dalam *denoise* maka digunakan perhitungan *signal to noise ratio (SNR)*. *Signal to noise ratio* diukur dengan :

$$SNR_{dB} = 10 \log \frac{\sum_{n=0}^{N-1} s(n)^2}{\sum_{n=0}^{N-1} v(n)^2} \approx 10 \log \frac{\sum_{n=0}^{N-1} s(n)^2}{\sum_{n=0}^{N-1} (s(n) - \tilde{s}(n))^2} \tag{9}$$

$s(n)$  adalah sinyal tanpa *noise*,  $v(n)$  adalah *noise*.

**METODE PENELITIAN**

Data *input* sinyal EKG diambil dari [www.physionet.org](http://www.physionet.org) yang menyediakan data sinyal biomedis EKG. Sinyal EKG mempunyai frekuensi sampling 360 Hz. Data sinyal EKG yang digunakan meliputi:

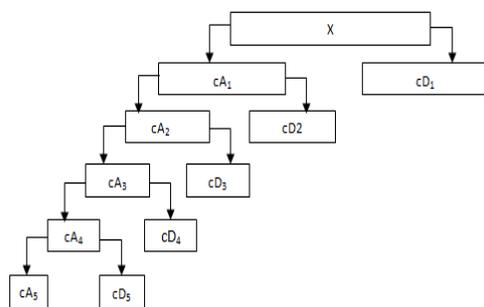
1. *Normal Sinus Rhythm* (NSR)
2. *Ventricular Fibrillation* (VF)
3. *Atrial Fibrillation* (AF)

Secara umum *denoising* sinyal dengan *Discrete Wavelet Transform* terdiri dari tiga tahap, yaitu:

1. Dekomposisi sinyal
2. *Thresholding*
3. Rekonstruksi sinyal

Berikut langkah-langkah yang dilakukan dalam proses *denoising* sinyal, yaitu:

1. Dekomposisi dapat dilakukan hingga level tertentu, dimana penentuan level dilakukan berdasarkan jenis sinyal atau berdasarkan kriteria tertentu yang bersesuaian. Dalam penelitian ini digunakan *daubechies db4 wavelet* dengan nilai 4 menyatakan nomor indeks *wavelet*. Nomor indeks ini mengacu pada banyaknya masing-masing koefisien *highpass filter*  $h[n]$  dan *lowpass filter*  $g[n]$  yang dimiliki *wavelet*. Sehingga dapat diartikan bahwa *Daubechies D4 wavelet* memiliki masing-masing 4 koefisien  $h[n]$  dan  $g[n]$ . Dekomposisi dilakukan hingga level 5.



Gambar 2. Dekomposisi wavelet

2. *Thresholding*, tujuan dari proses *denoising* berbasis *wavelet* adalah memperkirakan sinyal  $s(t)$  dari sinyal  $f(i)$  dengan membuang sinyal *noise*  $e(i)$ . Pada penentuan nilai *threshold* digunakan metode D.Donoho dimana perkiraan,  $T$ , dengan basis orthonormal adalah

$$T = \sigma \sqrt{2 \log(n)} \quad (10)$$

$T$  adalah *threshold*,  $n$  adalah jumlah sample,  $\sigma$  adalah standart deviasi *noise*. Dalam masalah *white noise*, standart deviasi dapat diperkirakan dari median dari koefisien detail ( $d_j$ ) yaitu

$$\sigma = \frac{\text{MAD}(|d_j|)}{0.6745} \quad (11)$$

MAD adalah nilai *median absolute deviation*.

Dan perhitungan *Signal noise to ratio* (SNR) sebagai berikut:

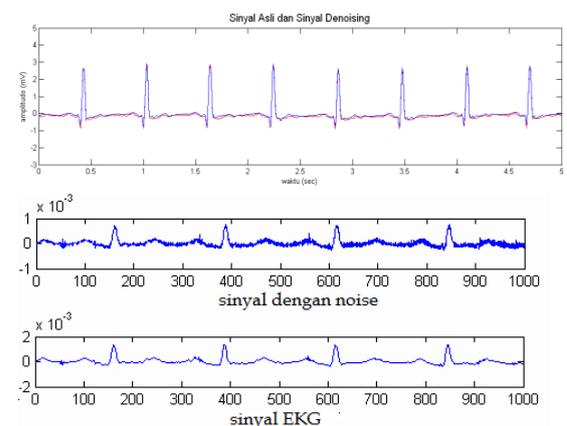
$$\text{SNR}_{\text{dB}} = 10 \log \frac{\sum_{n=0}^{N-1} s(n)^2}{\sum_{n=0}^{N-1} v(n)^2} \approx 10 \log \frac{\sum_{n=0}^{N-1} s(n)^2}{\sum_{n=0}^{N-1} (s(n) - \tilde{s}(n))^2} \quad (12)$$

$s(n)$  adalah sinyal tanpa *noise*,  $v(n)$  adalah *noise*.

### HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

Data yang diambil dari [www.physionet.org](http://www.physionet.org) dilakukan proses *denoising* untuk menghilangkan *noise* yang terdapat pada sinyal EKG. *Noise* yang biasanya terdapat pada data rekaman EKG, seperti *power line interface*, *base line wandering*. *Power line interface* biasanya dapat dikurangi oleh hardware EKG. *Noise baseline wandering* dan *noise* yang lain dapat dikurangi dengan menggunakan filter *highpass* atau transformasi *wavelet*.

Hasil pembacaan data sinyal elektrokardiogram diamati pada gambar 3.



Gambar 3. Sinyal Asli dan Sinyal Denoising pada Normal Sinus Rhythm

Pada gambar 3 menunjukkan hasil proses *denoising* dengan transformasi *wavelet*. Sinyal asli dari [www.physionet.org](http://www.physionet.org) digambarkan oleh

garis berwarna biru, sedangkan sinyal hasil proses *denoising* digambarkan oleh garis berwarna merah. Sinyal asli dan sinyal *denoising* mempunyai bentuk sinyal yang tidak terlalu berbeda. Pada proses *denoising* menggunakan *soft thresholding*, sinyal hasil proses *denoising* terlihat lebih halus dan karakteristik sinyal elektrokardiogram tampak lebih jelas. Hasil rata-rata snr yang diuji pada data sinyal EKG terdapat pada tabel 1.

**Tabel 1.** SNR pada tiap klasifikasi

Jenis Klasifikasi	SNR (dB)
Normal Sinus Rhythm (NSR)	18.04
Atrial Fibrillation (AF)	22.96
Ventricular Fibrillation (VF)	20.00

Nilai rata-rata diambil dalam *signal to noise ratio* (SNR) tiap klasifikasi sebagai hasil yang mewakili 32 data pada tiap klasifikasi. Nilai SNR dari NSR sebesar 18.04 dB, SNR dari AF sebesar 22.96 dB dan SNR dari VF sebesar 20 dB

**KESIMPULAN DAN SARAN**

Transformasi wavelet memungkinkan pengolahan sinyal nonstasioner seperti sinyal EKG. Transformasi wavelet memungkinkan untuk digunakan pada mulri resolusi yang didekomposisi pada sub-subsinyal pada penelitian, penerapan metode threshold donoho transformasi wavelet mampu menekan noise pada sinyal ekg dengan nilai snr yang lebih dari 20 db pada kelompok sinyal EKG AV dan VF.

**DAFTAR PUSTAKA**

[1] L\_ski J. (1991). Detectja zespolów QRS dla zakłóconych signalów EKG. Post. Fiz. Mid., 26, 3-4 PLISSN0137-8465.

[2] Shrouf A. (1994). The lineal prediction methods analysis and compression, PhD thesis of slask Technical University in Gliwice. 281

[3] D. L. Donoho, (1991). De-noising by softthresholding, IEEE Transaction on Information Theory, Vol. 41, pp. 613–627, May 1995.

[4] Bruce, Andrew.(1996). Applied Wavelet Analysis With S-plus, New York: Springer-Verlag, XXI, 3385:IL.

[5] SA Chouakri1, F Bereksi-Reguig, S Ahmaïdi, O Fokapu, (2005), “Wavelet Denoising of the Electrocardiogram Signal Based on the Corrupted Noise Estimation”, Université Technologique de Compiègne, Compiègne, France

[6] Misiti, M. and Y., Oppenheim, G., Poggi, J. M. (1996): “MATLAB Wavelet toolbox user’s guide”, The Math-Works Inc.

[7] Leite, Fernanda andAdson.(2007), “Matlab Software For Detrend Fluctuation Analysis Of Heart ate Variability”, University of Brasilia, Brazil

[8] CHMELKA,Lukas, (2000), “Denoising ECG signals using Wavelet Transform”, Doctoral Degree Programme, Dept. of Biomedical engineering, FEEC, BUT

[9] Hostalkova.E, Prochazka,(2005), “Wavelet Signal and Image Denoising”, Institute of Chemical Tecnology, Prague