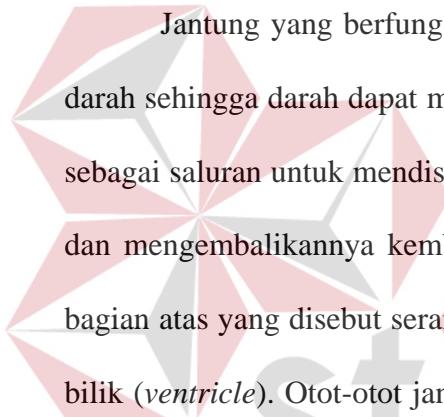


BAB II

LANDASAN TEORI

2.1 Jantung

Jantung adalah organ vital dalam tubuh kita yang bekerja memompa darah ke seluruh tubuh. Jantung bekerja *non-stop* selama kita hidup. Karena itu, pastikanlah jantung kita selalu dalam keadaan yang sehat.

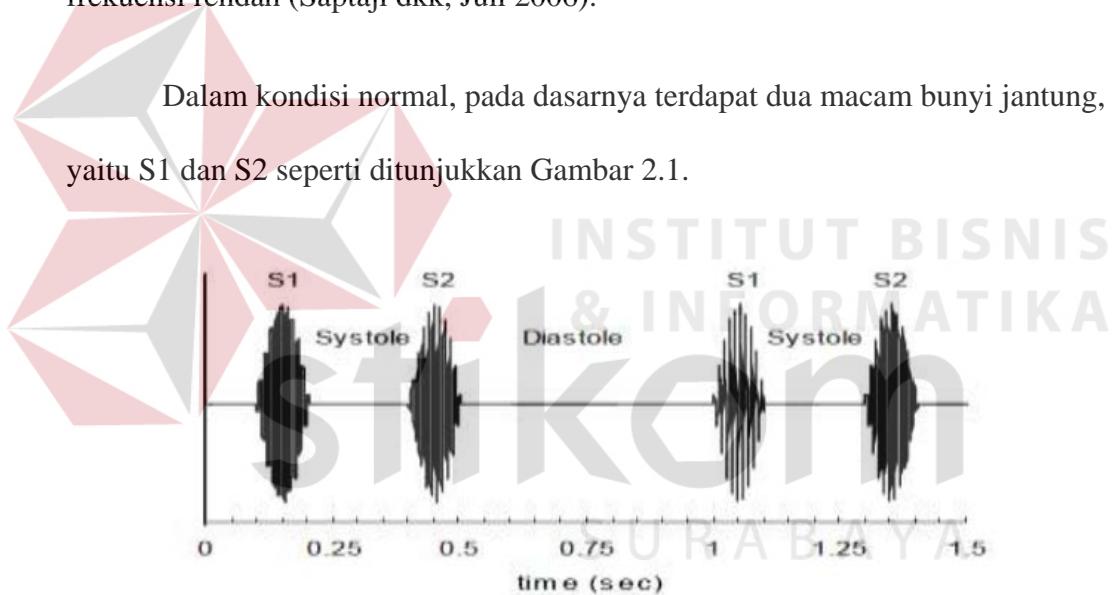


Jantung yang berfungsi sebagai pompa yang melakukan tekanan terhadap darah sehingga darah dapat mengalir ke seluruh tubuh. Pembuluh darah berfungsi sebagai saluran untuk mendistribusikan darah dari jantung ke semua bagian tubuh dan mengembalikannya kembali ke jantung (Taylor, 2010). Jantung terdiri dari bagian atas yang disebut serambi (*atrium*) dan bagian bawah yang disebut dengan bilik (*ventricle*). Otot-otot jantung memompa darah dari satu ruangan ke ruangan lainnya. Setiap kali terjadi proses pemompaan, katup jantung membuka sehingga darah dapat mengalir ke ruangan yang dituju. Selanjutnya katup menutup untuk mencegah aliran balik darah (Setiaji, 2011).

2.1.1. Suara Jantung

Detak jantung menghasilkan dua suara yang berbeda yang dapat didengarkan pada stetoskop, yang sering dinyatakan dengan lub-dub. Suara lub disebabkan oleh penutupan katup tricuspid dan mitral (atrioventrikular) yang memungkinkan aliran darah dari atrium (serambi jantung) ke *ventricle* (bilik jantung) dan mencegah aliran balik dan dapat disebut dengan suara jantung pertama

(S1) yang terjadi pada awal *systole* (periode jantung berkontraksi). Suara dub disebut suara jantung kedua (S2) dan disebabkan oleh penutupan katup semilunar (*aortic* dan *pulmonary*) yang membebaskan darah ke sistem sirkulasi paru-paru dan sistemik. Katup ini tertutup pada akhir *systole* dan sebelum katup atrioventrikular membuka kembali. Suara jantung ketiga (S3) sesuai dengan berhentinya pengisian atrioventrikular, sedangkan suara jantung keempat (S4) memiliki korelasi dengan kontraksi atrial. Suara S4 ini memiliki amplitudo yang sangat rendah dan komponen frekuensi rendah (Saptaji dkk, Juli 2006).



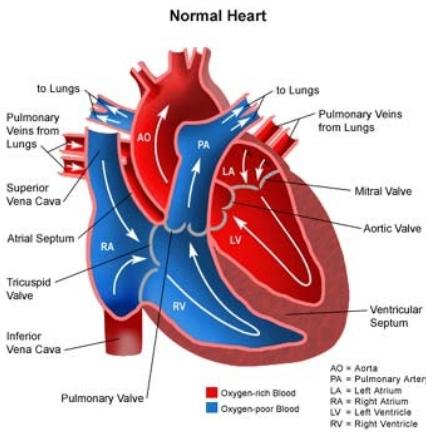
Gambar 2.1 Bunyi Jantung Normal (Rizal & Vera, 2007).

2.1.2. Prinsip Kerja Jantung

Jantung bekerja melalui mekanisme secara berulang dan berlangsung terus menerus yang juga disebut sebagai sebuah siklus jantung sehingga secara visual terlihat atau disebut sebagai denyut jantung. Sinyal suara jantung umumnya memiliki frekuensi antara 20 – 200 Hz, Melalui mekanisme berselang-seling,

jantung berkonstraksi untuk mengosongkan isi jantung dan melakukan relaksasi guna pengisian darah. Secara siklus, jantung melakukan sebuah periode sistol yaitu periode saat berkontraksi dan mengosongkan isinya (darah), dan periode diastol yaitu periode yang melakukan relaksasi dan pengisian darah pada jantung. Kedua serambi (atrium) mengendur dan berkontraksi secara bersamaan, dan kedua bilik (ventrikel) juga mengendur dan berkontraksi secara bersamaan pula untuk melakukan mekanisme tersebut (Maisyaroh, 2012).

Walaupun secara anatomik jantung adalah satu organ, sisi kanan dan kiri jantung berfungsi sebagai dua pompa yang terpisah. Jantung terbagi atas separuh kanan dan kiri serta memiliki empat ruang, bilik bagian atas dan bawah di kedua belahannya. Bilik bagian atas (atrium) yang menerima darah yang kembali ke jantung, dan memindahkannya ke bilik bawah (ventrikel) yang berfungsi memompa darah dari jantung. Pembuluh yang mengembalikan darah dari jaringan ke atrium disebut dengan vena, dan pembuluh yang mengangkut darah menjauhi ventrikel dan menuju ke jaringan disebut dengan arteri. Kedua belahan jantung dipisahkan oleh septum atau sekat, yaitu suatu partisi otot yang mencegah percampuran darah dari kedua sisi jantung. Pemisahan ini sangat penting karena separuh jantung kanan menerima dan memompa darah beroksigen rendah sedangkan sisi jantung sebelah kiri memompa darah beroksigen tinggi (Taylor, 2010) dapat dilihat pada Gambar 2.2.



Gambar 2.2. Anatomi Jantung (Taylor, 2010).

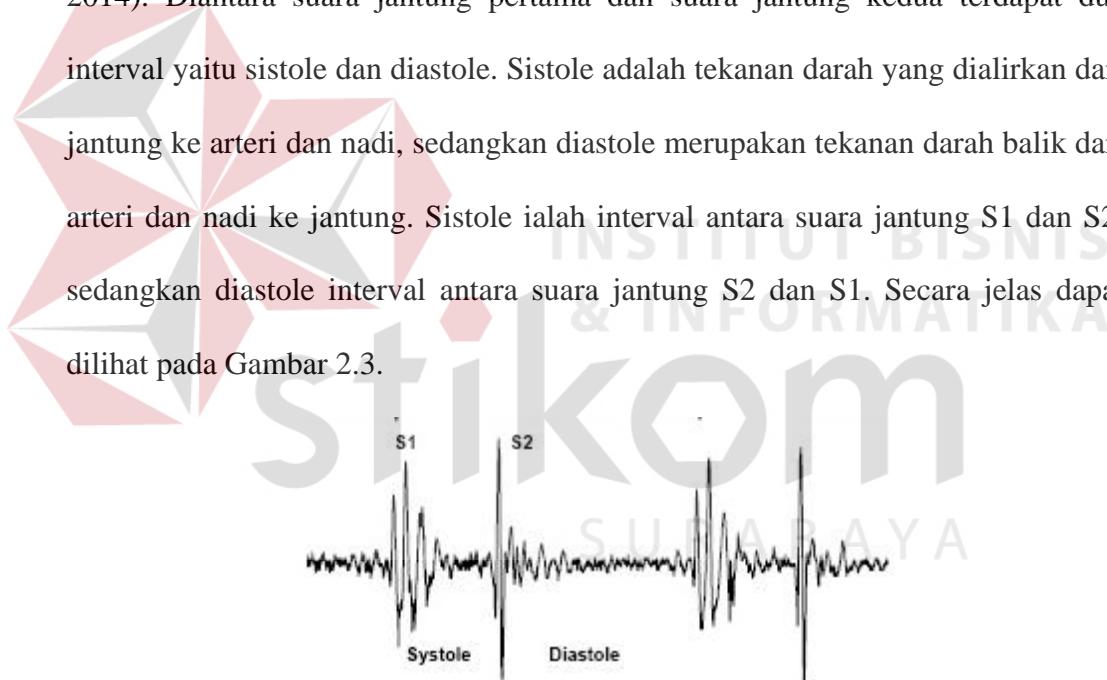
2.2 Phonocardiogram (PCG)

Phonocardiogram (PCG) atau disebut stetoskop elektrik suatu alat yang mampu mendengar suara jantung. *Phonocardiogram* adalah teknik dalam penelusuran suara jantung dan pencatatan getaran akustik jantung melalui suatu transduser mikrofon yang akan direkam dan ditampilkan pada osiloskop (Amrullah, 2012).

Suara-suara ini mengindikasikan laju dan ritme jantung dalam memompa darah. Suara ini juga memberikan informasi tentang efektifitas pemompaan jantung dan aktifitas katup-katup jantung. Suara jantung dapat digunakan lebih efisien dengan dokter ketika mereka ditampilkan secara visual (Debbal, 2009). Dengan adanya hasil PCG dari pasien, ahli medis dapat mendengar kembali, melihat perekaman secara visual, serta dapat menganalisis dan mengolah data tersebut sesuai dengan kebutuhan.

Dalam keadaan normal suara jantung menghasilkan dua suara yang berbeda yang sering dinyatakan dengan lub-dub atau disebut suara jantung pertama

(S1) dan suara jantung kedua (S2). Suara lub atau suara jantung pertama (S1) muncul akibat dua penyebab yaitu : penutupan katub atrioventrikular (katub mitral dan trikuspidalis) dan kontraksi otot-otot jantung. Sedangkan suara dub atau suara jantung kedua (S2) disebabkan dari penutupan katub semilunaris (katub aorta dan pulmonal). Suara jantung pertama memiliki waktu yang sedikit lebih lama dibandingkan dengan suara jantung kedua (Nurlaili, 2011). Frekuensi S1 berkisar antara (30 - 100 Hz) sedangkan frekuensi S2 berkisar antara (100 - 200 Hz) (Debbal, 2014). Diantara suara jantung pertama dan suara jantung kedua terdapat dua interval yaitu sistole dan diastole. Sistole adalah tekanan darah yang dialirkan dari jantung ke arteri dan nadi, sedangkan diastole merupakan tekanan darah balik dari arteri dan nadi ke jantung. Sistole ialah interval antara suara jantung S1 dan S2, sedangkan diastole interval antara suara jantung S2 dan S1. Secara jelas dapat dilihat pada Gambar 2.3.



Gambar 2.3. *Phonocardiogram* Jantung (Debbal, 2009).

2.3 Denoising

Denoising adalah cara menghilangkan atau mereduksi sinyal *noise* sekecil mungkin untuk mendapatkan visualisasi sinyal asli. Konsep yang digunakan dalam

men-*denoise* sinyal adalah menghilangkan atau men-*threshold* terhadap komponen dari *wavelet* yang berfrekuensi tinggi atau yang disebut dengan koefisien detail.

Thresholding adalah salah satu metode pengurangan *noise* yang paling sederhana dan menjadi dasar bagi beberapa metode pengurangan *noise* yang lain. Untuk melakukan *thresholding*, terlebih dahulu ditetapkan sebuah nilai yang dianggap sebagai batas atau *threshold*. Nilai *threshold* ini ditetapkan sedemikian rupa supaya besarnya melebihi nilai-nilai fluktuasi yang kecil yang mewakili *noise* pada sinyal yang dianalisis. Kemudian dilakukan operasi *thresholding* pada sinyal.

Ada 2 jenis *thresholding* yang diterapkan pada fungsi *wavelet*, yaitu *hard thresholding* dan *soft thresholding*. Berikut ini adalah rumus *Hard thresholding*:

$$\text{Hard Threshold} = \begin{cases} y = x, & \text{if } |x| > \tau \\ y = 0, & \text{if } |x| \leq \tau \end{cases} \quad (2.1)$$

Sedangkan *soft thresholding* dirumuskan:

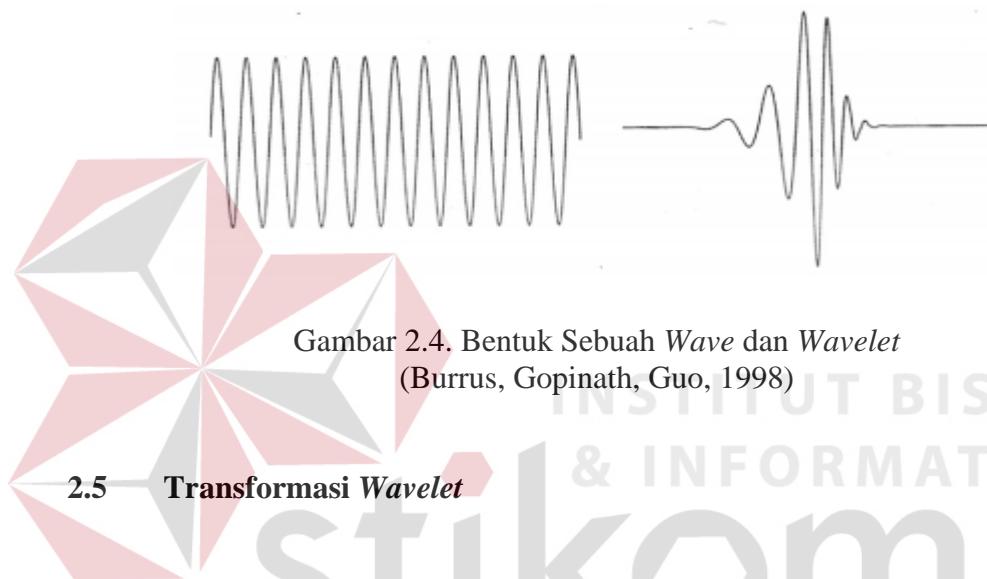
$$\text{Soft Threshold} = \begin{cases} y = x - \lambda, & \text{if } |x| > \tau \\ y = x + \lambda, & \text{if } |x| < -\tau \\ y = 0, & \text{if } |x| \leq \tau \end{cases} \quad (2.2)$$

Pada *hard thresholding*, elemen – elemen yang memiliki nilai kurang dari *threshold* (τ), secara otomatis akan diubah menjadi nol, dan pada *soft threshold*, elemen – elemen yang memiliki nilai kurang dari *threshold* diubah perlahan menuju nol.

2.4 Wavelet

Wavelet adalah sebuah gelombang kecil, yang dimana energinya terkonsentrasi dalam waktu untuk menyediakan alat bantu analisis *non-stationer* atau perubahan waktu. Karakteristik *wave* bergerak masih tetap dimiliki, namun

jugadapat mensimulasikan analisis waktu-frekuensi dengan dasar matematika yang fleksibel. Hal ini diilustrasikan dalam Gambar 2.4 dimana *wave* (kurva sinus) bergerak dengan amplitudo sama pada $-\infty \leq t \leq \infty$ sehingga memiliki energi yang tak berhingga, dengan *Wavelet* yang memiliki energi berhingga terkonsentrasi pada suatu titik (Burrus, Gopinath, Guo, 1998).



Gambar 2.4. Bentuk Sebuah *Wave* dan *Wavelet*
(Burrus, Gopinath, Guo, 1998)

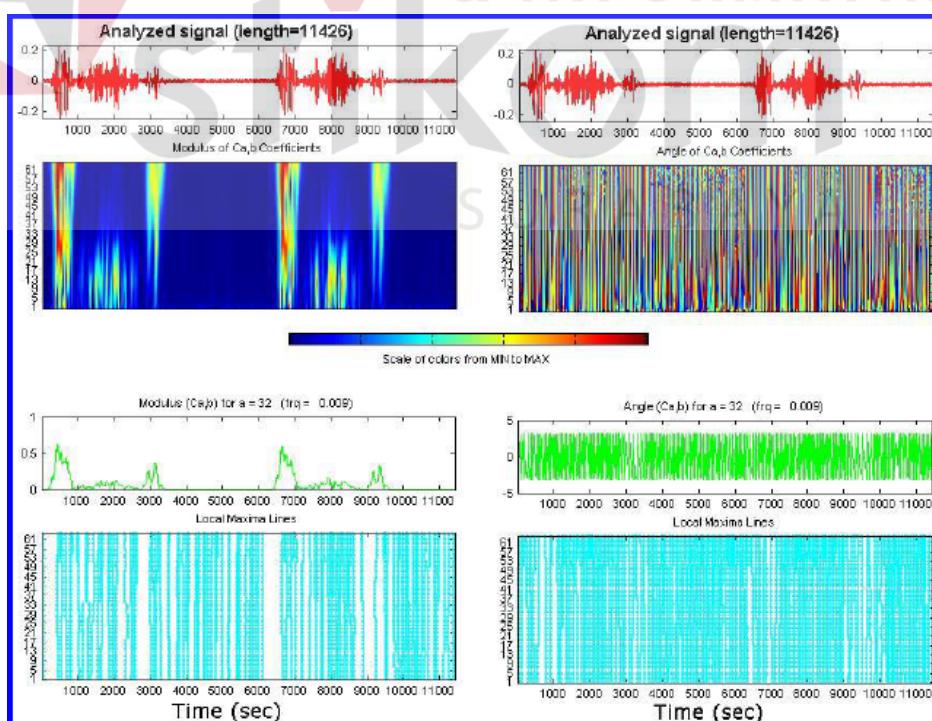
Sinyal suara jantung merupakan jenis sinyal *non-stationer*. Sinyal *non-stasioner* memiliki frekuensi yang bervariasi di dalam waktu, sehingga untuk menganalisisnya dibutuhkan metode transformasi yang dapat memberikan resolusi frekuensi dan waktu secara bersamaan maka metode yang cocok adalah Transformasi *Wavelet* dikarenakan Transfromasi *Wavelet* dapat mempresentasikan informasi suatu sinyal dalam kawasan waktu dan frekuensi dengan baik (Ruth, 2014).

2.6 Dekomposisi *Wavelet*

Wavelet dapat digunakan untuk melakukan analisis multi resolusi yang akan menghasilkan informasi dalam ranah waktu dan frekuensi. Skala atau resolusi yang

biasanya dilihat pada data merupakan peranan yang penting. Algoritma *Wavelet* memproses data pada skala atau resolusi yang berbeda-beda. Pada Gambar menunjukan dekomposisi pada sinyal PCG berdasarkan pendekatan *Wavelet*. Pada Gambar 2.5 dapat dilihat jika sebuah sinyal dengan jendela yang besar, maka seseorang hanya akan memperhatikan informasi sinyal secara general, begitu juga saat sinyal dengan jendela yang kecil maka seseorang hanya akan memperhatikan sinyal pada detailnya saja, sehingga penggunaan resolusi yang bervariasi sangat diperlukan. Dasar dari prosedur analisis *Wavelet* adalah pemilihan fungsi *prototype* yang disebut *Mother Wavelet*. Analisis sementara dilakukan dengan frekuensi tinggi yang merupakan versi dari *prototype Wavelet*, sedangkan untuk analisis frekuensi dilakukan dengan dilatasi pada frekuensi rendah dari *Wavelet* yang sama.

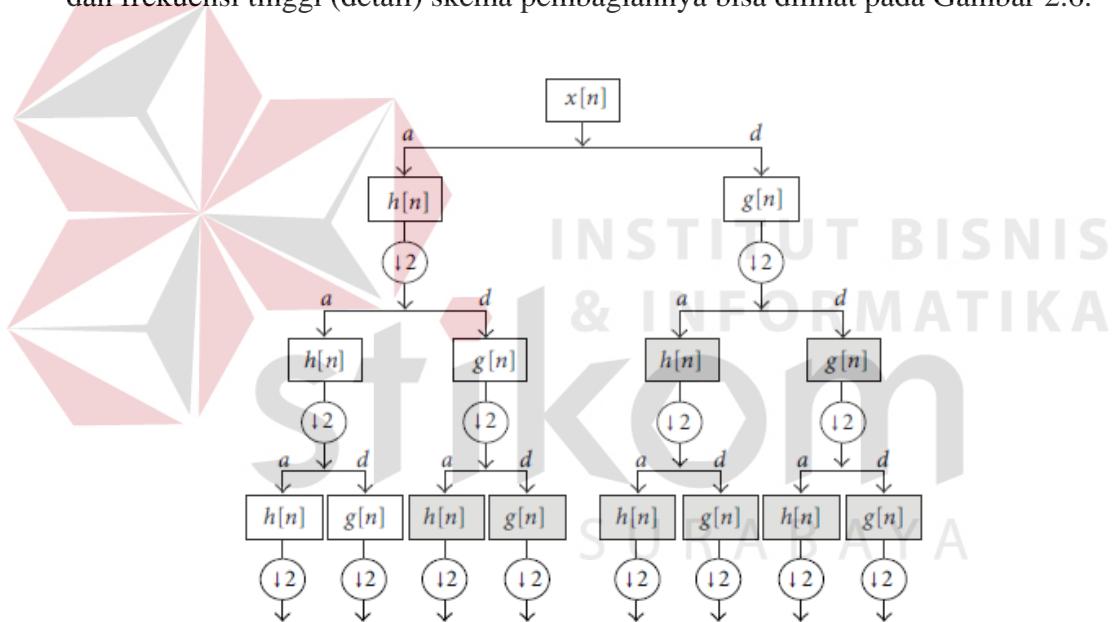
(Abbas, Bassam, 2009)



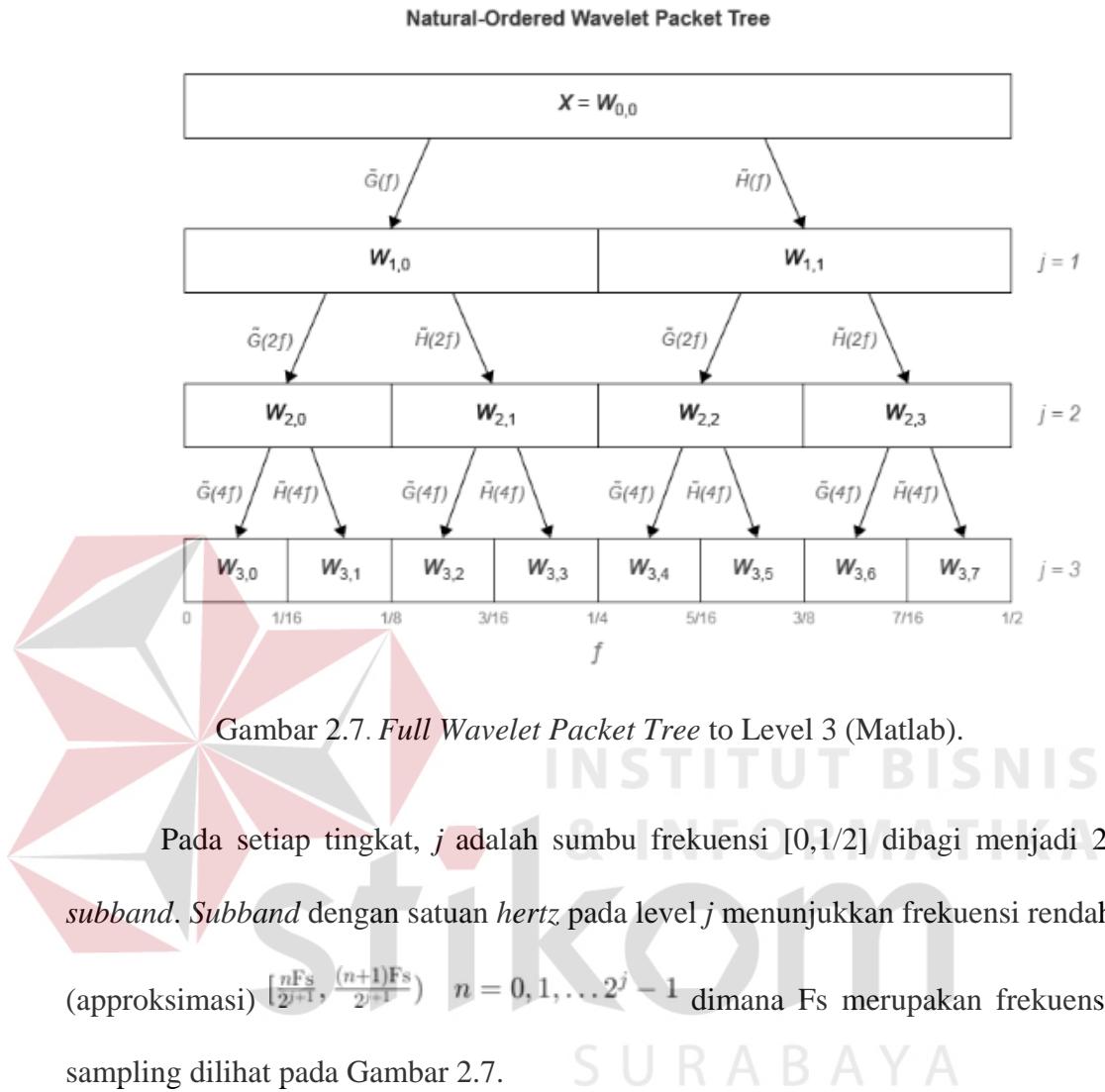
Gambar 2.5. Dekomposisi Sinyal PCG Dengan Menggunakan *Wavelet*.
(Abbas, Bassam, 2009)

2.7 Wavelet Packet Transform

Wavelet Packet Transform (WPT) merupakan pengembangan dari *Discrete Wavelet Transform* (DWT). *Wavelet Packet* mendekomposisi dengan membagi sinyal input menjadi dua yaitu frekuensi rendah (aproksimasi) dan frekuensi tinggi (detail). WPT lebih karakteristik dibandingkan dengan DWT karena DWT hanya mendekomposisi sinyal pada frekuensi rendah (aproksimasi) saja sedangkan WPT mendekomposisi sinyal pada kedua sisi yaitu pada frekuensi rendah (aproksimasi) dan frekuensi tinggi (detail) skema pembagiannya bisa dilihat pada Gambar 2.6.



Gambar 2.6. Skema *Wavelet Packet Transform* (Matlab).



Skema perhitungan untuk paket *wavelet* sangat mudah saat menggunakan *wavelet* ortogonal. Di mulai dengan dua *filter* dengan panjang $2N$, dimana $h(n)$ dan $g(n)$, sesuai dengan *wavelet*. *Wavelet Packet Transform* didefinisikan urutan fungsi sebagai berikut :

$$(W_n(x), n = 0, 1, 2, \dots)$$

$$W_{2n}(x) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2N-1} h(k) W_n(2x - k) \quad (2.3)$$

$$W_{2n+1}(x) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2N-1} g(k) W_n(2x - k) \quad (2.4)$$

Keterangan:

$W_0(x) = \phi(x)$ adalah fungsi skala

$W_1(x) = \psi(x)$ adalah fungsi *wavelet*.

$x = index node$

$h = aproksimasi$



$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.5)$$

Keterangan:

b = parameter translasi

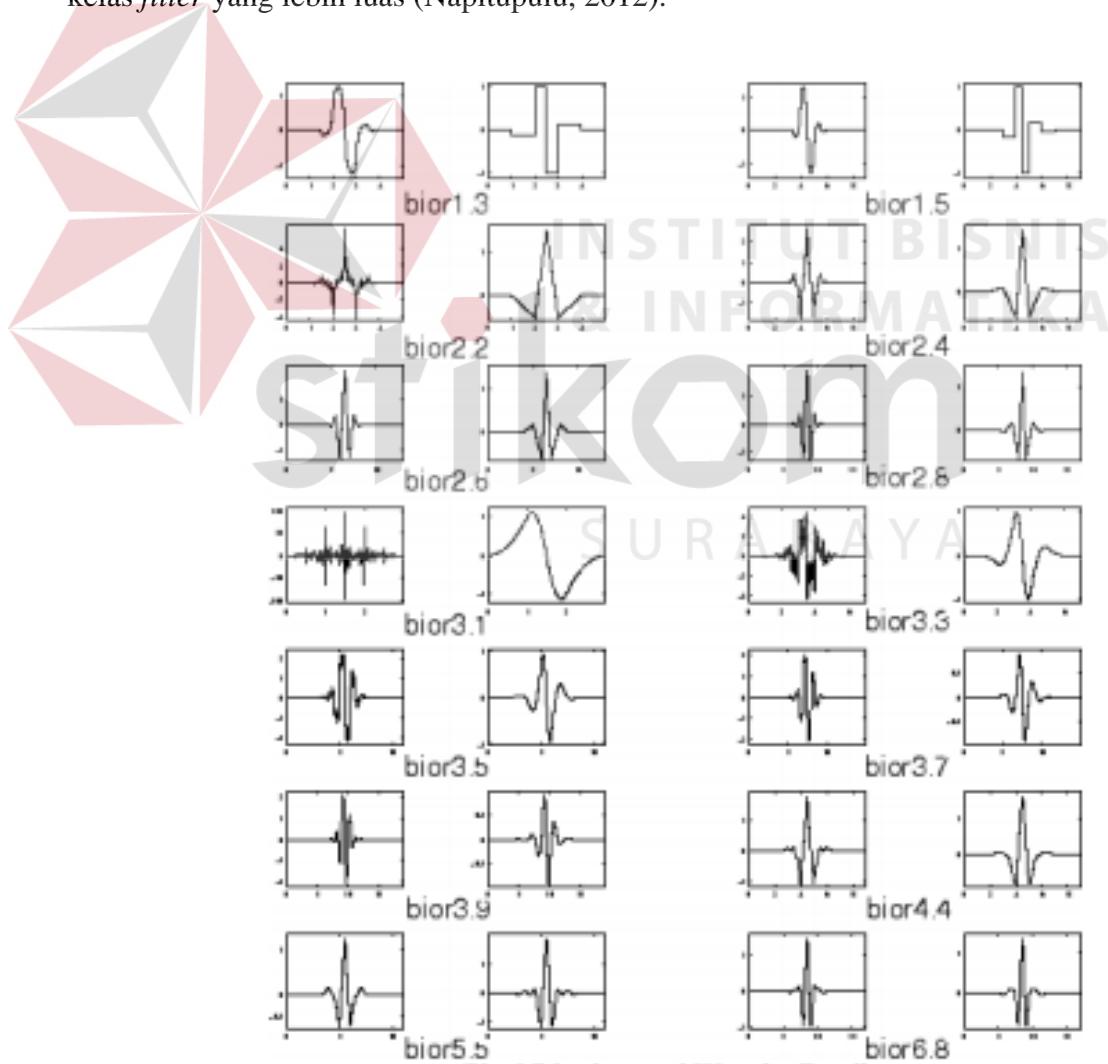
a = parameter skala

ψ = *mother wavelet*

$|a|$ = normalisasi energi

2.9 Wavelet Biorthogonal

Wavelet Biorthogonal menggunakan dua *wavelet*, satu untuk dekomposisi (di sisi kiri) dan yang lainnya untuk rekonstruksi (di sebelah kanan sisi) seperti pada Gambar 2.9. *Wavelet biorthogonal* merupakan perluasan dari *wavelet orthogonal*. Istilah ‘biorthogonal’ merujuk pada adanya 2 fungsi basis atau fungsi skala yang orthogonal satu sama lain, tetapi masing-masing tidak membentuk set orthogonal. Keuntungan menggunakan Biorthogonal *Wavelet transform* adalah penggunaan kelas *filter* yang lebih luas (Napitupulu, 2012).



Gambar 2.8 *Mother Wavelet Biorthogonal* (Matlab).

2.10 Energi Shannon

Energy sinyal asli dinormalisasi, normalisasi sinyal digunakan untuk memudahkan proses perhitungan pada *Shannon Envelope*. Algoritma ini dijelaskan secara rinci sebagai berikut :

- Sinyal asli yang di dapat dari *database real* yang sudah melalui tahap *denoising*, kemudian dinormalisasi menggunakan rumus sebagai berikut :

$$x_{\text{norm}}(t) = \frac{x(t)}{|\max(x(t))|} \quad (2.6)$$

(Golpaygani, 2015)

dimana $x(t)$ adalah sinyal asli.

- Untuk mencari energi Shannon, sinyal asli yang telah dinormalisasi dapat dihitung menggunakan rumus sebagai berikut :

$$E_s = -\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{\text{norm}}^2(i) \log x_{\text{norm}}^2(i), \quad (2.7)$$

(Huiying, 1997)

dimana $x_{\text{norm}}(t)$ adalah sinyal asli yang telah dinormalisasi dan N adalah jumlah titik sinyal pada segmen 0.002 detik, pada penelitian ini N adalah jumlah data.

- Tahap selanjutnya, normalisasi rata-rata Energi Shannon, dapat didefinisikan sebagai berikut:

$$P(t) = \frac{E_s(t) - M(E_s(t))}{S(E_s(t))}. \quad (2.8)$$

(Huiying, 1997)

dimana $E_s(t)$ Energi Shannon, $M(E_s(t))$ rata-rata dari $E_s(t)$, dan $S(E_s(t))$ standar deviasi dari $E_s(t)$. Normalisasi rata-rata Energi Shannon disebut dengan *Shannon Envelope*.