BAB II

LANDASAN TEORI

2.1. Jantung

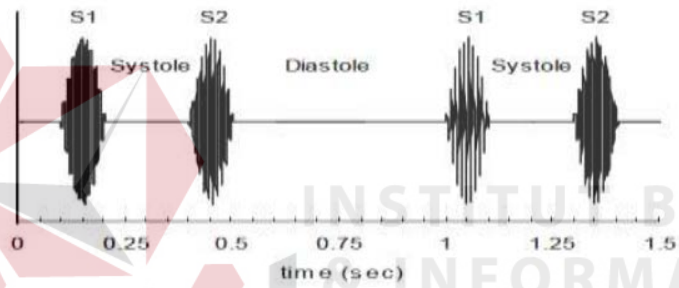
Jantung yang berfungsi sebagai pompa yang melakukan tekanan terhadap darah sehingga darah dapat mengalir ke seluruh tubuh. Pembuluh darah berfungsi sebagai saluran untuk mendistribusikan darah dari jantung ke semua bagian tubuh dan mengembalikannya kembali ke jantung (Taylor, 2010). Jantung terdiri dari 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 triscupid 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 (Rizal, 2007).

Dalam kondisi normal, pada dasarnya terdapat dua macam bunyi jantung, yaitu S1 dan S2 seperti ditunjukkan Gambar 2.1.



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

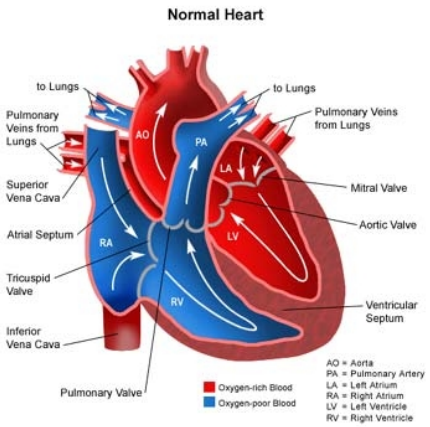
INSTITUT BISNIS & INFORMATIKA stikom SURABAYA

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 Hz– 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 dapat dilihat pada Gambar 2.2. 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).



Gambar 2.2. Anatomi Jantung (Taylor, 2010).

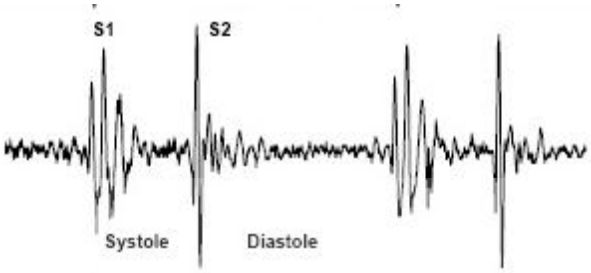
2.2. *Phonocardiogram* (PCG)

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 menganilisis 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 Hz – 100 Hz) sedangkan frekuensi S2 berkisar antara (100 Hz– 200 Hz) (Debbal, 2009). 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.

INSTITUT BISNIS & INFORMATIKA stikom SURABAYA

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

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

Sedangkan *soft threshoding* dirumuskan:

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

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.

INSTITUT BISNIS & INFORMATIKA stikom SURABAYA

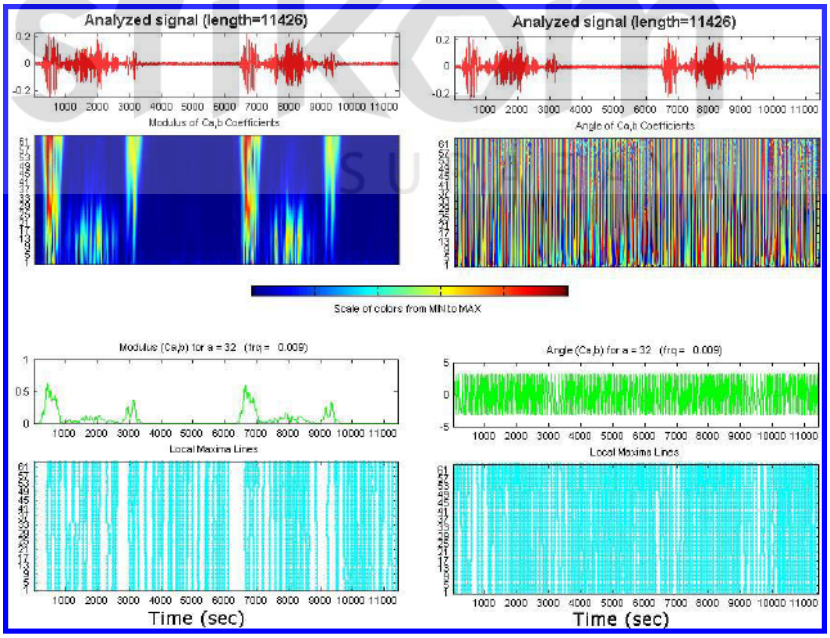
2.4. Transformasi Wavelet

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).

2.5. 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 2.4 menunjukan dekomposisi pada sinyal PCG berdasarkan pendekatan *Wavelet*. 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, 2009).



Gambar 2.4. Dekomposisi Sinyal PCG dengan Menggunakan *Wavelet* (Abbas, 2009)

2.6. *Discrete Wavelet Transform*

Pada *Discrete Wavelet Transform* skalanya dan translasinya tidak berubah secara kontinyu tapi berubah secara diskrit, sehingga menghasilkan rumus sebagai berikut :

$$\Psi_{s,\tau} = \frac{1}{\sqrt{s_0^s}} \Psi\left(\frac{t - \tau \tau_0 s_0^s}{s_0^s}\right). \tag{2.3}$$

s dan τ adalah integer dan s_0^s adalah *step* dilatasi yang telah baku sesuai dengan aturan *dyadic* dan nilainya harus lebih besar dari satu. τ_0 adalah parameter translasi yang nilainya harus besar dari nol dan tergantung pada perubahan dilatasi. Efek dari mendiskritkan *Wavelet* berdampak pada waktu-skala yang menjadi interval-interval diskrit. Jika sampel dari axis frekuensi yang berhubungan dengan *dyadic* sampel yaitu $s_0 = 2$, dan jika nilai translasi yang dipilih adalah 1 berarti $\tau_0 = 1$, maka akan persamaan 2.3 akan menjadi :

$$\Psi_{s,\tau} = \frac{1}{\sqrt{2^s}} \Psi\left(\frac{t - \tau 2^s}{2^s}\right). \tag{2.4}$$

(Abbas, Bassam, 2009)

Dengan menggunakan fungsi *Wavelet* diskrit diatas sehingga diperoleh transformasi *Wavelet* diskrit sebagai berikut :

$$T_{s,\tau} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{s,\tau}(t) dt \tag{2.5}$$

x(t) adalah sinyal masukan. $T_{s,\tau}$ dikenal sebagai koefisien detil *Wavelet* pada indek skala s dan lokasi τ. *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

$$\phi_{s,\tau} = \frac{1}{\sqrt{2^s}}\phi\left(\frac{t-\tau 2^s}{2^s}\right) \quad (2.6)$$

Lalu fungsi penskala di konvolusi dengan sinyal sehingga menghasilkan koefisien aproksimasi

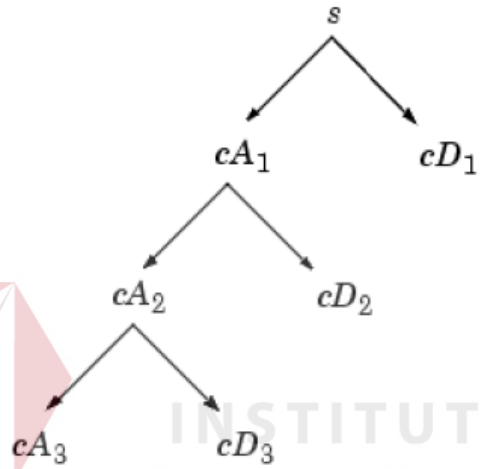
$$S_{s,\tau} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\phi_{s,\tau}(t)dt \quad (2.7)$$

Akhirnya sinyal x(t) dapat disajikan sebagai kombinasi deret ekspansi dengan menggunakan koefisien aproksimasi dan koefisien detil sebagai berikut :

$$x(t) = \sum_{\tau=-\infty}^{\infty} S_{s_0,\tau}\,\phi_{s_0,\tau}(t) + \sum_{s=-\infty}^{\infty}\sum_{\tau=-\infty}^{\infty} T_{s,\tau}\,\psi_{s,\tau}(t) \quad (2.8)$$

Untuk pengaplikasian transformasi *Wavelet* diskrit, sinyal masukan diproses dengan melewatkan sinyal yang akan dianalisis menggunakan *filter* berdasarkan frekuensi dan skala yang berbeda. Sinyal *input* dilewatkan melalui sekelompok *high-pass filter* untuk menganalisis frekuensi tinggi, dan dilewatkan melalui sekolompok *low-pass filter* untuk menganalisis frekuensi rendah. Sinyal frekuensi rendah identik dengan informasi global yang terdapat pada sinyal *input*, sedangkan sinyal frekuensi tinggi identik dengan informasi detil dari sinyal *input*. Sinyal frekuensi rendah ini dapat dimanfaatkan untuk mengenali pola umum pada sinyal *input* (Alfatwa, 2009).

Contoh untuk dekomposisi pada *Wavelet* diskrit transform satu dimensi ditunjukan pada Gambar 2.5 yang merupakan pohon dekomposisi, dimana S merupakan sebuah sinyal yang di dekomposisi dengan orde 3 dan menghasilkan koefisien detail cD1, cD2, cD3, serta koefisien aproksimasi cA1 (Ruth, 2014).



Gambar 2.5 Dekomposisi Orde 3 Untuk Sinyal S (Matlab)

INSTITUT BISNIS & INFORMATIKA stikom SURABAYA

2.7. *Mother Wavelet*

Wavelet dapat dibentuk dari satu fungsi, dikenal sebagai "*mother wavelet*" dalam suatu interval berhingga. "*Daughter wavelet*" Ψ*a,b* (*t*) dibentuk oleh translasi (b) dan skala (a).

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \tag{2.9}$$

Keterangan:

b = parameter translasi

a = parameter skala

ψ = *mother wavelet*

$|a|$ = normalisasi energi

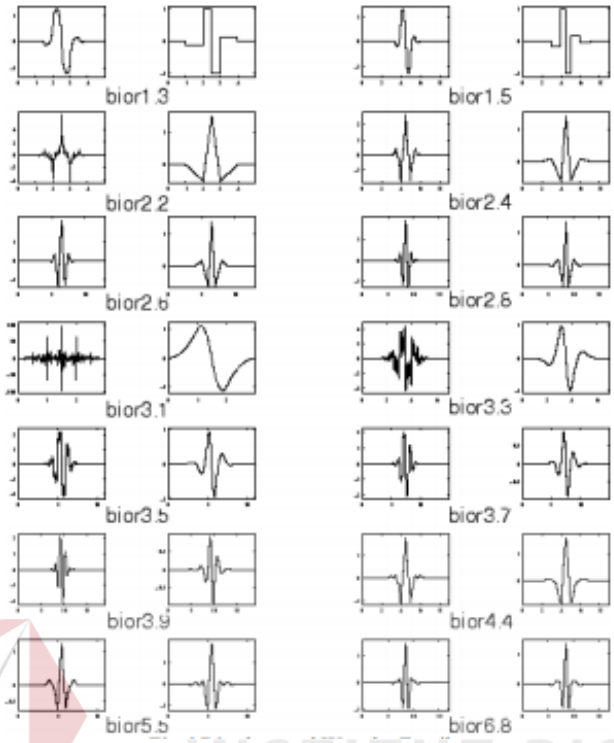
2.8. *Wavelet* Biorthogonal

Wavelet Biorthogonal menggunakan dua *wavelet*, satu untuk dekomposisi (di sisi kiri) dan yang lainnya untuk rekonstruksi (di sebelah kanan sisi) yang dilihat pada Gambar 2.6 *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. Adapun bentuk persamaan yang digunakan sebagai *filter* adalah :

$$\sum_k h'(k)h(k+2n) = \delta(n) = \sum_k g'(k)g(k+2n) \quad (2.10)$$

$$\sum_k g'(k)h(k+2n) = 0 = \sum_k h'(k)g(k+2n) \quad (2.11)$$

Dimana nilai h, h'adalah *low-pass filter* g, g' merupakan *high-pass filter* (Napitupulu, 2012).



Gambar 2.6 *Wavelet* Biorthogonal

INSTITUT BISNIS & INFORMATIKA stikom SURABAYA

2.9. *Shannon Energy*

Shannon Energy yang di normalisasi dinamakan sebagai *Shannon Envelope*. Algoritma ini dijelaskan secara rinci sebagai berikut :

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

$$xnorm(t) = \frac{x(t)}{|\max(x(t))|}$$

(Golpaygani, 2015) (2.12)

dimana x(t) adalah sinyal asli.

b. Untuk mencari *Shannon Energy*, sinyal asli yang telah di normalisasi dapat dihitung menggunakan rumus sebagai berikut :

$$E_s = -\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_{\text{norm}}^2(i)\log x_{\text{norm}}^2(i), \tag{2.13}$$

(Huiying, 1997)

dimana $x_{norm}(t)$ adalah sinyal asli yang telah dinormalisasi dan N adalah jumlah titik sinyal pada segmen 0,02 detik, pada penelitian ini N adalah jumlah data.

c. Tahap selanjutnya, normalisasi rata-rata *Shannon Energy* dapat di definisikan sebagai berikut:

$$P(t) = \frac{E_s(t) - M(E_s(t))}{S(E_s(t))}. \tag{2.14}$$

(Huiying, 1997)

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

INSTITUT BISNIS & INFORMATIKA stikom SURABAYA