

## **BAB II**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **2.1. Penelitian Terdahulu**

Penelitian tentang analisis biosinyal khususnya sinyal detak jantung ini sudah pernah dilakukan oleh berbagai peneliti. Salah satunya yang pernah dilakukan oleh Rizal dkk (2007) yaitu menganalisis sinyal suara jantung dan paru-paru dengan menggunakan berbagai metode teknik pengolahan sinyal digital. Teknik pengolahan sinyal yang digunakan yaitu Dekomposisi Paket Wavelet (DPW), *Root Mean Square* (RMS), Shanon dan *Linear Prediction Code* (LPC) dengan memakai data sekunder yang diambil dari database *physionet*. Berdasarkan hasil penelitiannya menunjukkan bahwa metode ekstraksi ciri sinyal suara jantung yang baik digunakan adalah metode Dekomposisi Paket Wavelet (DPW). Penelitian yang serupa juga pernah dilakukan oleh Edy (2011) dengan menggunakan metode Transformasi Wavelet Diskrit (TWD) 5 level untuk mengekstraksi sinyal suara jantung. Pengelompokan sinyal dilakukan dengan menggunakan jaringan syaraf tiruan (JST) balik, dalam mengenali sinyal suara jantung berdasarkan jenisnya. Fokus penelitian yang dilakukan adalah perancangan sistem jaringan syaraf tiruan. Berdasarkan hasil penelitiannya, keberhasilan JST mencapai 80% dalam mengenali pola sinyal suara jantung.

Penelitian sejenis juga pernah dilakukan oleh Puspitasari (2012) dengan menggunakan metode yang berbeda-beda. Metode yang digunakan untuk ekstraksi ciri memakai *Short Time Fourier Transform* (STFT), *Continous Wavelet Transform* (CWT) dan *Discrete Wavelet Transform* (DWT). Pada penelitian ini juga digunakan metode *windowing* untuk mengurangi *noise* dari sinyal detak jantung (suara jantung) yang dianalisis. *Window* yang digunakan pada penelitian ini adalah *Hamming window*, dengan lebar *window* adalah 100 point. Berdasarkan hasil penelitiannya diperoleh perbandingan bahwa penggunaan STFT belum bisa memberikan hasil yang akurat, karena masih terlihat *over lapping* sinyal, sehingga komponen penyusun belum terlihat jelas. Sedangkan dengan menggunakan *Wavelet Transform* dapat memberikan informasi waktu dan magnitudo dari komponen suara jantung.

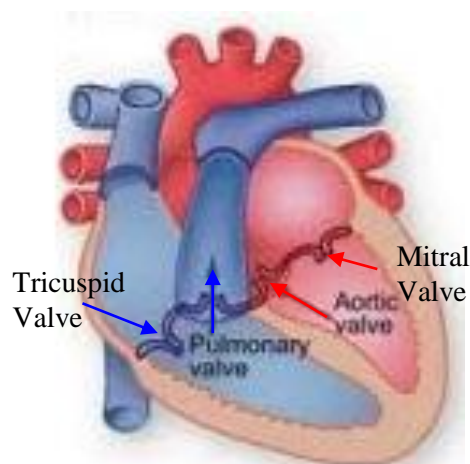
## **2.2. Perbedaan dengan Penelitian Sebelumnya**

Pada penelitian ini penulis mencoba merancang sebuah alat yang dapat digunakan untuk analisis sinyal suara jantung mulai dari proses akuisisi data sampai analisis data dengan menggunakan Wavelet dan metode Dekorlet (Dekomposisi dan Korelasi) dalam menganalisis sinyal suara jantung. Dari penelitian ini diharapkan dapat memberikan hasil analisis sinyal suara jantung yang memiliki tingkat akurasi tinggi dari kedua metode ekstraksi ciri yang digunakan. Hasil analisis ini nantinya akan digunakan untuk klasifikasi sinyal suara jantung dengan menggunakan jaringan syaraf tiruan (JST).

## 2.3. Teori Dasar

### 2.3.1. Anatomi Jantung

Jantung merupakan organ *muscular* berlubang yang berfungsi sebagai pompa ganda sistem *kardiovaskular* (jantung dan pembuluh darah). Sisi kanan jantung memompa darah ke paru sedangkan sisi kiri jantung memompa darah keseluruh tubuh. Secara harfiah jantung manusia terbagi menjadi dua bagian yaitu bagian kiri dan bagian kanan (Atwood, 1996). Kedua bagian jantung ini dipisahkan oleh septum. Masing-masing bagian dibagi lagi menjadi dua ruangan yaitu serambi jantung (*atria*) yang terletak disebelah atas dan bilik jantung (*ventricle*) yang terletak disebelah bawah. Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1 berikut.

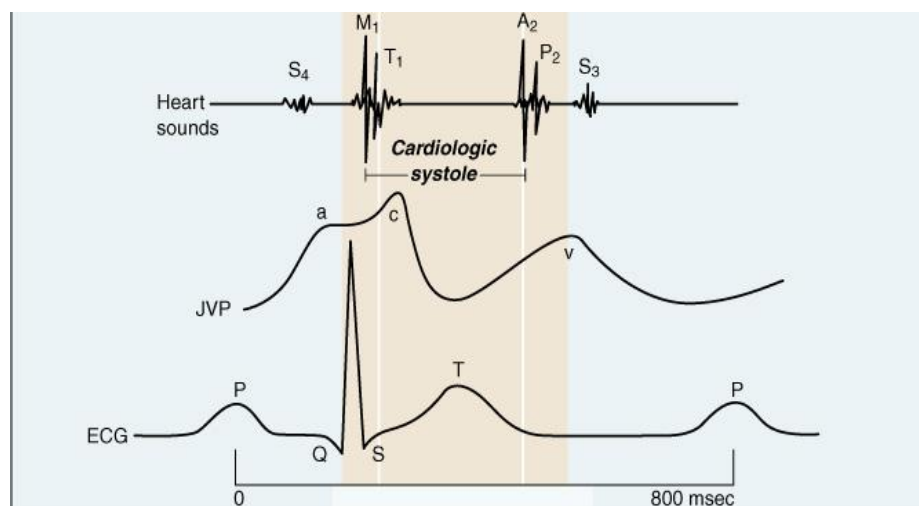


Gambar 2.1. Anatomi katub jantung

Pada Gambar 2.1 di atas, jantung mempunyai empat katup utama yang terbuat dari jaringan endokardium. Katup merupakan bangunan yang mirip penutup yang membuka dan menutup sebagai respon terhadap pemompaan jantung dengan membuka dan menutup katup memungkinkan darah bergerak keseluruh jantung, paru dan mencegah aliran darah kembali. Kemudian dari proses membuka dan menutupnya katup jantung akan menghasilkan suara detak jantung.

### 2.3.2. Isyarat Suara Jantung

Suara dekat jantung yang didengar oleh dokter sebenarnya merupakan proses terjadinya pembukaan dan penutupan katup jantung. Detak jantung menghasilkan dua suara yang berbeda yang dapat didengarkan pada stetoskop yang sering dinyatakan dengan *lub-dub*. Pada umumnya suara jantung yang dihasilkan dari aktifitas jantung akan sinkron dengan rekaman EKG seperti ditunjukkan pada Gambar 2.2 berikut.

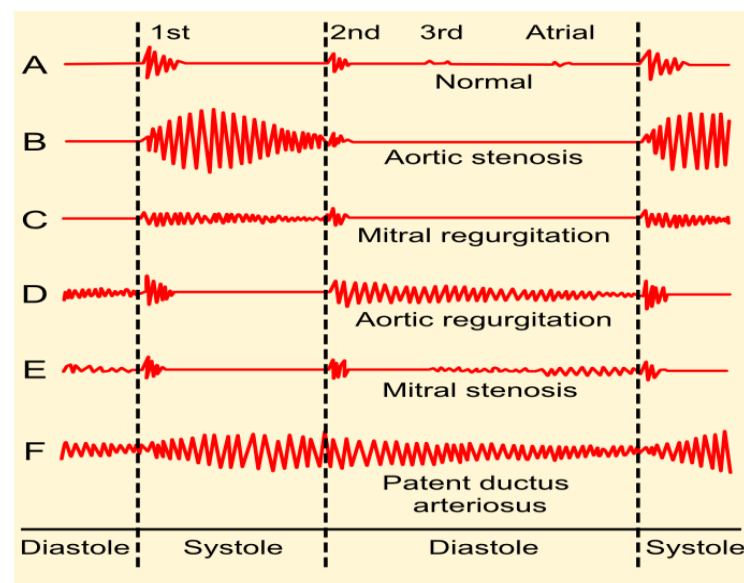


Gambar 2.2. Sinkronisasi rekaman aktifitas jantung dengan EKG dengan suara jantung.

Suara *lub* disebabkan oleh penutupan katup tricuspid dan mitral (atrioventrikular) yang memungkinkan aliran darah dari serambi jantung (atria) ke bilik jantung (ventricle) dan mencegah aliran darah membalik. Umumnya suara jantung pertama (S1), yang terjadi hampir bersamaan dengan timbulnya QRS dari elektrokardiogram dan terjadi sebelum periode jantung berkontraksi (*systole*). Suara *dub* disebut suara jantung ke-dua (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

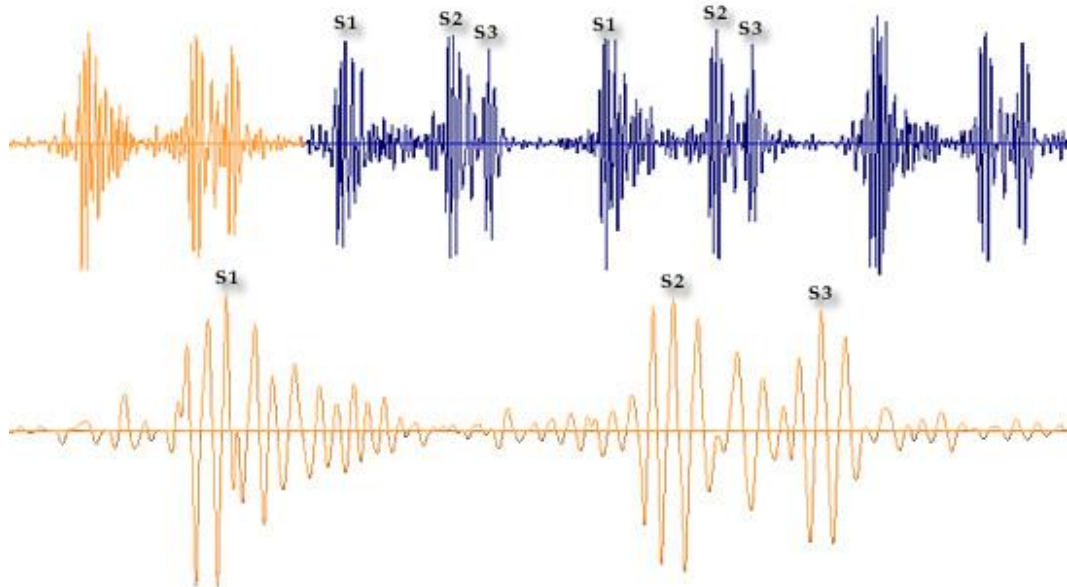
*atrioventikular* membuka kembali. Suara S2 ini terjadi hampir bersamaan dengan akhir gelombang T dari EKG, suara jantung ke-tiga (S3) sesuai dengan berhentinya pengisian *atrioventikular*, sedangkan suara jantung ke-empat (S4) memiliki korelasi dengan kontraksi *atria* (Antonisfia, 2008).

Pada jantung abnormal terdapat suara tambahan yang disebut *murmur*. *Murmur* disebabkan oleh pembukaan katub yang tidak sempurna atau *stenotic* (yang memaksa darah melewati bukaan sempit), atau *regurgitasi* yang disebabkan oleh penutupan katub yang tidak sempurna dan mengakibatkan aliran balik darah. Dalam masing-masing kasus suara yang timbul adalah akibat aliran darah dengan kecepatan tinggi yang melewati bukaan sempit. Selain itu penyebab terjadinya murmur adalah kebocoran septum yang memisahkan bagian jantung sebelah kiri dan kanan, sehingga darah mengalir dari ventrikel kiri ke ventrikel kanan yang mana proses ini menyimpangkan sirkulasi sistemik (Widodo, 2012). Gambar 2.3 berikut merupakan contoh gelombang suara jantung normal dan abnormal.



Gambar 2.3. Ragam gelombang suara jantung normal dan abnormal (Wikipedia, 2013)

Pada Gambar 2.3 ditunjukkan rekaman suara jantung normal dan abnormal dengan beberapa jenis *murmur*. Suara jantung normal memiliki rentang frekuensi antara 20 hingga 100 Hz, sedangkan suara *murmur* mempunyai rentang frekuensi hingga 1000 Hz. Suara jantung S1 terdiri atas energi dalam rentang frekuensi 30 hingga 45 Hz, yang sebagian besar berada dibagian bawah ambang batas pendengaran manusia. Suara jantung S2 biasanya memiliki nada yang lebih tinggi dengan energi maksimum yang berada dalam rentang 50 hingga 70 Hz. Suara jantung S3 merupakan vibrasi yang sangat lemah dengan hampir semua energinya dibawah 30 Hz. Salah satu jenis *regurgitasi* yang menyebabkan *murmur* dalam rentang frekuensi antara 100 hingga 600 Hz dan bahkan untuk jenis *murmur* tertentu hingga 1000 Hz (Cromwell, 1980). Untuk contoh ragam gelombang suara jantung dapat dilihat pada Gambar 2.4 berikut.



Gambar 2.4. Contoh ragam gelombang suara jantung (Stethographics, 2007)

### **1.3.3. Tinjauan Medis Tentang Suara Jantung**

Secara umum suara jantung terbagi atas beberapa jenis suara, yang menggambarkan kondisi aktifitas pembukaan dan penutupan katup jantung. Suara jantung sendiri dapat dikelompokkan dalam beberapa kategori yaitu kelompok jantung normal, murmur sistolik, murmur diastolik serta kontinu murmur. Masing-masing dari kelompok suara jantung ini dalam dunia medis memiliki dampak tersendiri yang ditimbulkan oleh aktifitas pembukaan dan penutupan katup jantung. Berikut ini merupakan tinjauan medis dari suara jantung normal dan suara jantung abnormal yang digunakan untuk penelitian.

#### **1. Suara Jantung Normal**

Suara jantung normal memiliki komponen S1, S2, S3 dan S4 yang mempunyai pola teratur. Suara jantung pertama (S1) menyatakan mulainya penutupan katup mitral dan tricuspid yang berlangsung selama 0.10 detik. Komponen utama S1 memiliki frekuensi tinggi yang dapat terdengar pada awal pemeriksaan, walaupun suara S1 tidak semudah komponen bunyi jantung kedua (S2). Komponen suara jantung pertama (S1) tetap sinkron dengan penutupan katup mitral dan komponen suara jantung kedua sinkron dengan penutupan katup trikuspid. Komponen suara jantung ketiga (S3) disebabkan oleh vibrasi dinding ventrikel ketika terjadi peralihan pengisian diastolik yang cepat ke distensi pasif. S3 merupakan bunyi yang lembut dengan frekuensi rendah sehingga untuk dapat mendengarkan S3 diperlukan usaha khusus. S4 disebabkan oleh fibrasi yang terjadi dalam ventrikel ketika mengembang pada fase kedua pengisian diastolik yang cepat ketika atria berkontraksi. Sehingga

S4 terjadi setelah kontraksi atrium dan sebelum bunyi jantung pertama (Tilkian et. all, 1987).

## 2. *Mitral Stenosis*

*Mitral Stenosis* adalah suatu penyakit jantung, dimana katup atau pintu yang menghubungkan ruang atrium (serambi) dan ventrikel (bilik) jantung bagian kiri mengalami penyempitan, sehingga tidak bisa membuka dengan sempurna. Secara normal pembukaan katub mitral adalah selebar tiga jari. Pada kasus stenosis berat terjadi penyempitan lumen sampai selebar pensil. Ventrikel kiri tidak terpengaruh, namun atrium kiri mengalami kesulitan dalam mengosongkan darah melalui lumen yang sempit ke ventrikel kiri. Akibatnya atrium akan melebar dan mengalami hipertrofi. Karena tidak ada katub yang melindungi vena pulmonal terhadap aliran balik dari atrium, maka sirkulasi pulmonal mengalami kongesti sehingga ventrikel kanan harus menanggung beban tekanan arteri pulmonal yang tinggi dan mengalami peregangan berlebihan yang berakhir dengan gagal jantung. (Brunner dan Suddarth, 2001).

*Murmur* akibat *stenosis mitral* mempunyai frekuensi rendah berupa *rumble mid diastolik*. Biasanya mengikuti *opening snap* dan disertai dengan S1 yang keras. *Murmur* ini timbul akibat darah mengalir melalui lubang mitral yang sempit dengan kecepatan lebih tinggi dari normal dan mungkin terdapat pada fibrasi atrium dan irama sinus normal. Kecepatan aliran darah dari atria ke ventrikel relative rendah (gradien tekanan yang rendah melintasi katup mitral), yang menimbulkan *murmur* dengan frekuensi rendah disertai nada rendah yang diberi istilah *rumble*. Penyebab tersering dari *stenosis mitral* adalah demam reumatik dengan akibat fusi subvalvular, fusi komisure dan imobilitas daun



katup dengan pembentukan parut yang padat atau kalsifikasi. Pada stenosis mitral lanjut dengan kalsifikasi daun katup yang hebat sering mengakibatkan hipertensi pulmonal untuk penderita penyakit jantung ini (Tilkian et. all, 1987).

### 3. *Aortic Stenosis*

*Stenosis katup aorta (Aortic Stenosis)* adalah penyempitan pada lubang katup aorta, yang menyebabkan meningkatnya tahanan terhadap aliran darah dari ventrikel kiri ke aorta. Jenis suara jantung ini masuk dalam kategori suara jantung dengan *murmur* sistolik. *Murmur* ini terjadi selama sistole ventrikel yang disebabkan oleh turbulensi aliran darah yang melintasi *inflow tract*, *outflow tract* atau dari ventrikel ke ventrikel seperti pada defek septum ventrikel. Defek septum ventrikel yang sangat kecil akan menimbulkan aliran darah turbulensi dari ventrikel ke ventrikel setelah katup AV menutup dan berkurangnya *ejection* berlanjut sehingga akan timbul istilah *murmur* awal sistolik. *Murmur* ini terjadi setelah bunyi jantung pertama. Penyakit yang ditimbulkan oleh *Aortic Stenosis* sering mengakibatkan demam reumatik atau penyakit katub aorta kongential (Tilkian et. all, 1987).

### 4. *Mitral Regurgitasi*

*Mitral regurgitasi* merupakan salah satu jenis *murmur* sistolik yang terjadi pada saat jantung berkontraksi. *Murmur* ini terjadi pada saat sistole dan terus berlanjut selama tekanan ventrikel kiri melebihi tekanan atrium kiri. Maka *murmur* ini mulai terjadi dari S1 dan meluas sampai S2. *Murmur* ini biasanya baik didengar menggunakan diafregma steteskope pada apeks dan mungkin hanya akan terdengar pada bagian tersebut. *Mitral regurgitasi* timbul karena akibat terjadinya malfungsi salah satu struktur tersebut. Bila *murmur*

bertambah keras, maka transmisi (penyebaran) akan bertambah pula. *Murmur* yang keras mungkin akan menyebar ke bagian aksila (Tilkian et. all, 1987).

Penyebab yang sering terjadi meliputi:

- a. Penyakit jantung reumatik
- b. Disfungsi otot papilaris
- c. Prolaps katup mitral
- d. Kalsifikasi annulus mitral
- e. Dilatasi ventrikel kiri disertai gagal jantung kiri

#### **5. *Aortic Regurgitasi***

*Aortic Regurgitasi* merupakan salah satu jenis *murmur* diastolik yang terjadi pada saat jantung melakukan relaksasi. *Murmur aortic regurgitasi* terjadi pada akhir diastolik yang disebabkan oleh obstruksi aliran masuk ventrikel kanan atau kiri. *Murmur* ini bernada tinggi, lembut, bertiup, yang dimulai dengan komponen aorta S2 bila tekanan ventrikel kiri turun di bawah tekanan pangkal aorta. *Murmur* ini sulit untuk didengar dan dibutuhkan perhatian khusus serta posisi tubuh pasien yang tepat agar dapat mendengarkan jenis *murmur* ini.

Untuk *Aortic regurgitasi* berat akut, pada kasus ini tekanan aorta mencapai tekanan ventrikel kiri secara dini. Penyebab *Aortic regurgitasi* seringkali disebabkan karena penyakit jantung reumatik, kongenital atau kalsifikasi katup menyebabkan insufisiensi katup aorta. Penyakit lain yang ditimbulkan oleh *aortic regurgitasi* adalah endocarditis, aneurisma aorta asenden, diseksi pangkal aorta, sindrom marfan, lues (sifilis) dan juga hipertensi (Tilkian et. all, 1987).

## 6. *Patent Ductus Arteriosus*

*Patent Ductus Arteriosus* merupakan salah satu jenis suara jantung abnormal yang masuk dalam kategori *Continuosus Murmur*. *Murmur* ini timbul akibat hubungan abnormal dua bagian sistem sirkulasi sehingga membentuk gradien tekanan antara dua sistem pada waktu sistole dan diastole. Sehingga *continuosus murmur* merupakan *murmur* tunggal, tidak terputus pada transisi dari sistole ke diastole dan meluas melewati S2 ke dalam seluruh bagian diastole. *Continuosus murmur* dihasilkan oleh kelainan hemodinamika seperti pada *Patent Ductus Arteriosus* (PDA). Pada umumnya terdapat tiga mekanisme yang merupakan penyebab dari *continuosus murmur*.

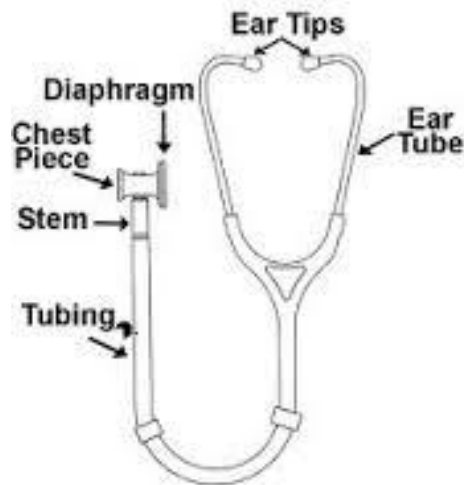
- a. Aliran darah yang cepat
- b. *Shunting* tekanan tinggi ke tekanan rendah
- c. Obstruksi arteri lokal

Penyakit yang disebabkan oleh *Patent Ductus Arteriosus* (PDA) akan mengakibatkan penderitanya sering mengalami hipertensi dikarenakan aliran darah pada saat sistole dan diastole memiliki kelajuan yang cepat dari keadaan normal (Tilkian et. all, 1987).

### 2.3.4. Tranduser Steteskop

Stetoskop adalah sebuah alat medis akustik untuk memeriksa suara dalam tubuh. Alat ini banyak digunakan untuk mendengar suara jantung dan pernafasan serta untuk mendengar *intestine* dan aliran darah dalam *arteri* dan *vena*. Alat ini juga digunakan oleh mekanik untuk mengisolasi suara tertentu dari mesin untuk diagnosa. Stetoskop ini paling banyak digunakan dimana alat ini beroperasi dengan

menyalurkan suara dari bagian dada, melalui tabung kosong berisi-udara, ke telinga pendengar. Gambar 2.5 berikut merupakan bagian-bagian dari steteskop.



Gambar 2.5. Bagian-bagian steteskop

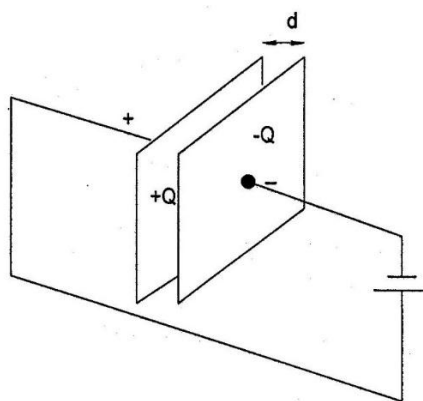
Bagian *chestpiece* biasanya terdiri dari dua sisi yang dapat diletakkan di badan pasien untuk memperjelas suara, yaitu sebuah diafragma (disk plastik) atau *bell* (mangkok kosong). Bila diafragma diletakkan pada pasien, suara tubuh akan menggetarkan diafragma, menciptakan tekanan gelombang akustik yang berjalan sampai ke *tube* dan berakhir ditelinga pendengar. Bila *bell* diletakkan di tubuh pasien, getaran kulit secara langsung memproduksi gelombang tekanan akustik yang berjalan ke telinga pendengar. *Bell* menyalurkan suara frekuensi rendah, sedangkan diafragma menyalurkan frekuensi suara yang lebih tinggi (Oktivasari, 2010).

Bagian *bell* dari steteskop terdiri dari dua bagian yaitu *bell* tertutup dan *bell* terbuka. Pada dasarnya kulit manusia memiliki frekuensi resonansi alami yang efektif untuk menghantarkan bunyi jantung. Kulit pasien yang bersentuhan dengan *bell* terbuka maka akan berfungsi seperti diafragma. Frekuensi resonansi ditentukan oleh diameter *bell* dan tekanan *bell* pada kulit. Semakin kencang kulit tertarik atau

semakin kecil diameter *bell*, maka akan semakin tinggi frekuensi resonansinya. Murmur jantung yang frekuensinya rendah tidak akan terdengar apabila *bell* stetoskop terlalu kencang ditekan ke kulit. Pada *bell* tertutup digunakan untuk menapis suara-suara berfrekuensi rendah. Stetoskop pada bagian *bell* tertutup digunakan khususnya untuk mendengarkan suara paru yang frekuensinya lebih tinggi dari pada suara jantung. Untuk kemudian suara jantung atau paru-paru akan dilewatkan melalui selang stetoskop dan *Ear Tips* sehingga suara jantung atau paru-paru yang dideteksi dapat terdengar dengan jelas oleh telinga kita. Fungsi dari stetoskop ini adalah sebagai penangkap getaran bunyi jantung yang dirambatkan hingga ke dada dan menuju telinga.

### 2.3.5. Transduser Mikrofone

Mikrofone adalah suatu jenis transduser yang mengubah energi-energi akustik (gelombang suara) menjadi sinyal listrik. Salah satu jenis mikrofone yang sering digunakan untuk merekam suara adalah mikrofone jenis kondensor. Mikrofone ini memiliki sensitivitas (kepekaan) yang baik terhadap gelombang suara. Mikrofone jenis kondensor ini bekerja berdasarkan prinsip kapasitansi kapasitor plat sejajar seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.6 berikut



Gambar 2.6. Kapasitor plat sejajar

Berdasarkan gambar diatas terdapat dua buah plat kapasitor yang terpisah sejauh  $d$  dengan muatan yang berbeda-beda yaitu muatan positif (+) dan muatan negative (-). Perbedaan muatan ini pada suatu titik tertentu menyebabkan terjadinya medan listrik yang sebanding dengan perubahan jarak pemisah kedua plat. Secara matematis medan listrik yang terjadi dapat dirumuskan pada persamaan berikut.

$$E = \frac{Q}{4\pi\epsilon_0 r^2} \quad (1)$$

Selanjutnya dari perubahan medan listrik tersebut akan menghasilkan beda potensial yang sebanding dengan perubahan jarak antara kedua plat. Dalam prinsip sebuah kapasitor nilai kapasitansi berubah terhadap jarak antara dua plat. Persamaan matematis yang menunjukkan hubungan antara dua plat kapasitor ditunjukkan pada persamaan berikut.

$$C = \epsilon_0 \frac{A}{d} \quad (2)$$

Dari persamaan diatas besar kapasitansi kapasitor ditentukan oleh luas plat, jenis dielektrik, dan jarak antar plat. Selanjutnya hubungan antara kapasitansi kapasitor dengan tegangan keluaran dari perubahan kapasitansi dapat dirumuskan dengan persamaan matematis sebagai berikut.

$$V = \frac{Q}{C} \quad (3)$$

Dengan mensubtitusikan persamaan 2 ke persamaan 3 diperoleh persamaan tegangan microfone:

$$V = \frac{Q}{A\epsilon_0} d \quad (4)$$

dengan:

$C$  = kapasitansi kapasitor

$\epsilon_0$  = permitifitas ruang hampa (udara)

$A$  = luas penampang plat

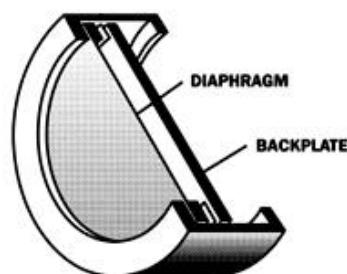
$d$  = jarak antara dua plat kapasitor

$Q$  = jumlah muatan

$V$  = beda potensial

Saat kapasitansi kapasitor dinaikkan akan menyebabkan kapasitor terisi muatan dan arus listrik akan mengalir melalui rangkaian sementara proses pengisian muatan berlangsung. Jika dikurangi kapasitansnya, kapasitor tidak lagi mampu menjaga muatannya dan ini akan menyebabkan kapasitor terlucuti (*discharge*). Sementara kapasitor terlucuti, arus akan mengalir lagi ke rangkaian.

Pada mikrofone kapasitor, peristiwa pengisian dan pelucutan kapasitor memang terjadi. Satu plat kapasitor terbuat dari bahan yang sangat mengkilap yang merupakan diafragma mikrofone. Salah satu platnya difungsikan sebagai membran, dan plat satunya dibuat tetap. Prinsip kerja dari mikrofone *condenser* menggunakan prinsip pelucutan muatan dalam sebuah kapasitor. Dua lempeng konduktor yang dipakai diberi polaritas yang berbeda sehingga berfungsi sebagai kapasitor dengan bahan dielektrik berupa udara yang nilainya 1,00059. Secara prinsip dapat digambarkan seperti pada Gambar 2.7 berikut.



Gambar 2.7. Bagian-bagian mikrofone kondensor

Pada Gambar 2.7 diatas gelombang suara mengenai diafragma (satu plat) dan mengakibatkan terjadi getaran yang tergantung pada gelombang suara. Gerakan diafragma menyebabkan perubahan kapasitans. Saat diafragma bergerak masuk, kapasitans akan naik dan terjadi pengisian muatan. Saat diafragma bergerak keluar, kapasitansi turun dan terjadi pelucutan muatan. Karena gerakan diafragma dan kapasitansi tergantung pada gelombang suara, pengisian dan pelucutan muatan ini merepresentasikan gelombang suara (Cahyono, 2008).

### **2.3.6. Akuisisi Data dengan *Sound Card***

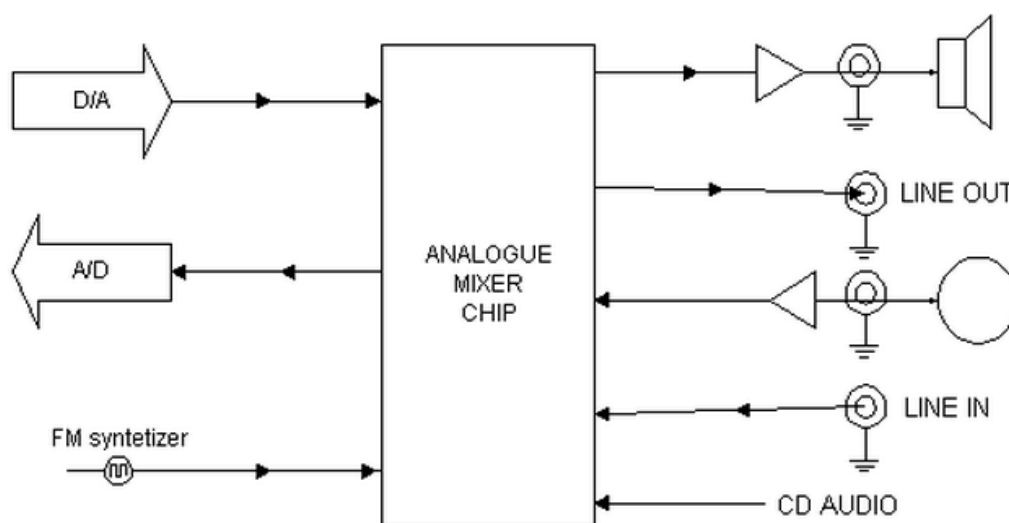
Sistem akuisisi data dapat didefinisikan sebagai suatu sistem yang berfungsi untuk mengambil, mengumpulkan dan menyiapkan data, hingga memprosesnya untuk menghasilkan data yang dikehendaki. *Mode* akuisisi data merupakan tata cara pengiriman data dari suatu perangkat ke perangkat lainnya (Stallingus, 2001). Terdapat dua cara dalam *mode* akuisisi data, yaitu dengan *sinkron* dan *asinkron*. Akuisisi *sinkron* adalah jenis akuisisi dimana kedua belah pihak, pengirim atau penerima berada pada waktu yang *sinkron*, contohnya pemancar radio dengan perangkat penerima radio. Akuisisi *asinkron* merupakan akuisisi data dimana kedua belah pihak baik pengirim maupun penerima tidak perlu berada pada waktu yang sinkron, seperti internet dengan *server* (Ariyus dan Rumandri, 2008).

Sistem akuisisi data dapat dilakukan dengan berbagai peralatan salah satunya adalah menggunakan *Sound Card*. *Sound card* (Kartu Suara) adalah suatu perangkat keras komputer yang digunakan untuk mengeluarkan suara dan merekam suara. *Sound card* pada dasarnya merupakan sistem akuisisi data untuk sinyal suara dan telah dipakai oleh beberapa perangkat lunak untuk mensimuulasikan osiloskop



dalam mode AC, di antaranya adalah *Softscope* dan *BIP Electronics Lab Oscilloscope*. Penelitian yang menggunakan *sound card* untuk berbagai macam pengukuran telah dilakukan oleh berbagai peneliti diantaranya untuk menguji *transmission loss* akustik bahan sekat (Sumawas, 2004), getaran jembatan (Khotimatr, 2004), dan kepekaan telinga (Kardianto,2004). Pada semua penelitian tersebut, *sound card* digunakan untuk mengukur sinyal-sinyal yang rentang frekuensinya memang dapat ditangkap oleh *sound card* (Murod, 2005).

Komponen utama *sound card* adalah ADC (*Analog-to-Digital Converter*) dan DAC (*Digital-to-Analog Converter*). Dengan prinsip dasar dijelaskan pada gambar berikut;



Gambar 2.8. Blok diagram prinsip dasar *sound card* (Engdahl, 2009)

Berdasarkan gambar diatas *input sound card* dapat berupa sinyal suara yang dihasilkan oleh *microfone* melalui jalur *input*. Kemudian sinyal *input* akan masuk ke sebuah *mixer chip* yang berguna untuk mengatur *input* (menguatkan, memodulasi dan mengolah) sinyal dari sinyal analog menjadi digital . Setelah itu sinyal digital dari *mixer chip* akan diproses lebih lanjut di dalam komputer melalui proses DSP

(*Digital Singal Prosessing*). Hasil akhir dari pemrosesan sinyal ini akan dikeluarkan lagi menjadi sinyal analog melalui speaker pada jalur *output*.

### 2.3.7. Energi Sinyal

Pada dasarnya sebagian besar srnyal (sinyal listik) adalah sinyal tegangan atau arus listrik. Energi  $E(t)$  yang dikeluarkan oleh suatu tegangan listrik  $V(t)$  pada suatu resistor  $R$  selama rentang waktu tertentu dinyatakan dengan persamaan berikut:

$$E = \int_{t_1}^{t_2} \frac{(V(t))^2}{R} dt \quad (5)$$

Untuk rumus listrik energi sinyal berlaku persamaan

$$E = \int_{t_1}^{t_2} Ri^2 dt \quad (6)$$

Dari persamaan 5 dan 6 diatas, energi tampak berbanding lurus denga integral kuadrat sinyal. Jika hambatan ( $R$ ) diatur sama dengan 1 ohm, maka persamaan 5 dan 6 dapat dituliskan dalam bentuk yang lebih umum seperti pada persamaan 7 berikut.

$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} x^2(t) dt < \infty \quad (7)$$

Jika sinyal  $x(t)$  kontinu menjadi sinyal diskrit  $x(n)$  maka persamaan energi sinyal menjadi

$$E = \sum_{-\infty}^{+\infty} x^2(n) \quad (8)$$

Untuk sinyal diskrit yang panjangnya berhingga  $N$  maka persamaan 8 dapat ditulis sebagai berikut (Lessard, 2006).

$$E = \sum_{n=0}^{N-1} x^2(n) , n=0, 1, 2, 3, \dots, N-1 \quad (9)$$

### 2.3.8. Transformasi Wavelet

Analisis multi-resolusi digunakan untuk menganalisis sinyal pada frekuensi-frekuensi yang berbeda-beda dan dengan resolusi yang berbeda-beda juga. Metode ini dirancang agar dapat memberikan resolusi waktu yang baik khusus untuk frekuensi-frekuensi tinggi serta memberikan dan resolusi frekuensi yang baik (*good resolution*) untuk frekuensi-frekuensi rendah. Pendekatan dengan metode ini akan efektif jika sinyal yang dianalisis memiliki kandungan frekuensi tinggi berdurasi pendek dan kandungan frekuensi rendah berdurasi panjang. Transformasi Wavelet dikembangkan sebagai suatu alternatif pendekatan pada Transformasi Fourier Waktu Pendek (*Short Time Fourier Transform*) untuk mengatasi masalah resolusi, namun ada 2 (dua) perbedaan pokok antara Transformasi Fourier Waktu Pendek dengan Transformasi Wavelet, yaitu:

1. Transformasi Fourier pada sinyal yang terjendela (*windowed*) tidak dilakukan, akibatnya akan terlihat sebuah puncak yang berkaitan dengan suatu sinusoid (artinya, frekuensi-frekuensi negatif tidak dihitung);
2. Lebar jendela berubah-ubah selama transformasi melakukan perhitungan untuk masing-masing komponen spektrum dan ini merupakan ciri khas dari Transformasi Wavelet (Polikar, 1996).

Persamaan Transformasi wavelet (*continuu*) dituliskan pada persamaan 10 berikut ini:

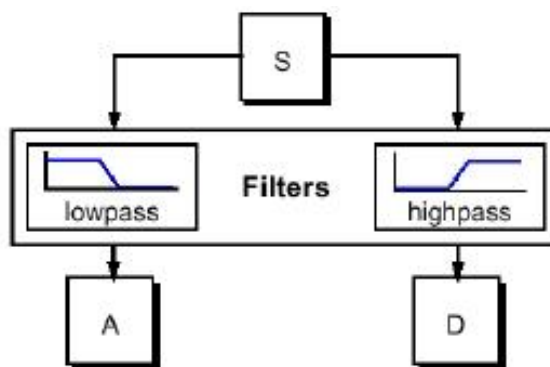
$$T(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) dt \quad (10)$$

dengan  $x(t)$  merupakan fungsi sinyal dalam kawasan waktu,  $\psi(t)$  merupakan sebuah fungsi jendela yang dikenal sebagai wavelet penganalisis, parameter dilatasi  $a$  dikenal sebagai faktor skala dan  $b$  sebagai faktor translasi (penggeser). Persamaan

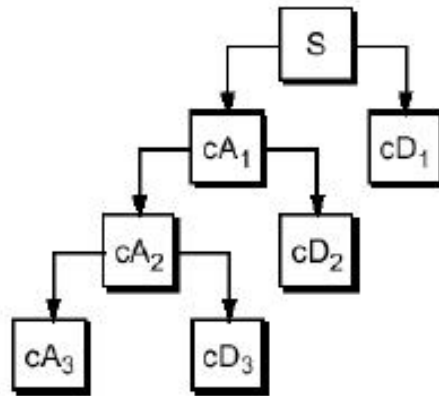
dasar dari dilatasi suatu sinyal dirumuskan pada persamaan berikut (Putra dkk, 2009):

$$\phi(x) = \sum C_k \phi(2x - k) \quad (11)$$

Dalam analisis sinyal menggunakan transformasi wavelet khususnya sinyal yang memiliki frekuensi berubah-ubah terhadap waktu. Yang mana dalam menganalisis sinyal tersebut dapat dilakukan dengan cara memilah-milah sinyal menjadi beberapa bagian, kemudian dari bagian sinyal tersebut dianalisis secara terpisah-pisah dan akan menghasilkan komponen aprosimasi dan detil. Aproksimasi merupakan komponen-komponen skala-tinggi, frekuensi-rendah, sedangkan Detil merupakan komponen-komponen skala-rendah, frekuensi-tinggi. Proses tapisan (*filtering*) ditunjukkan pada Gambar 2.9, sinyal asli S dilewatkan pada tapis lolos-rendah (*lowpass*) dan lolos-tinggi (*highpass*) kemudian menghasilkan dua sinyal A (aproksimasi) dan D (detil). Jika dekomposisi sinyal diteruskan secara iteratif untuk bagian-bagian aproksimasinya sehingga suatu sinyal bisa dibagi-bagi ke dalam banyak komponen-komponen resolusi-rendah, maka proses ini dinamakan sebagai dekomposisi banyak tingkat atau *multiple-level decomposition*, sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 2.10. Dengan melihat hasil pohon dekomposisi wavelet kita akan mendapatkan informasi yang berharga.



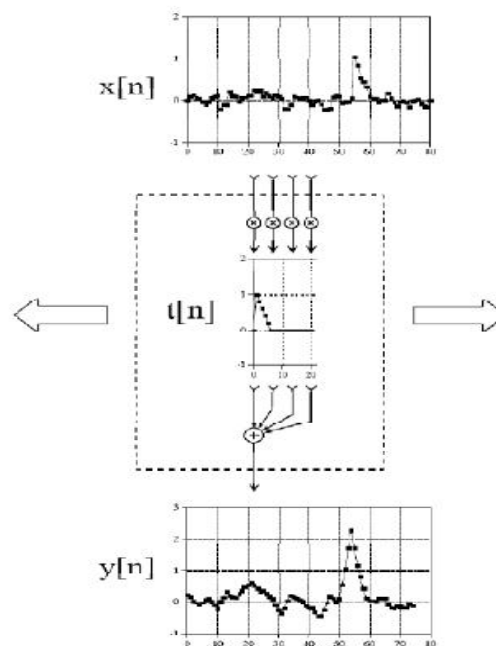
Gambar 2.9. Proses tapisan satu tingkat



Gambar 2.10. Pohon dekomposisi (setengah) wavelet

### 2.2.9. Dekomposisi dan Korelasi (Dekorlet)

Korelasi merupakan operasi matematik yang sangat mirip dengan konvolusi. Sebagaimana pada konvolusi, korelasi menggunakan 2 (dua) sinyal untuk menghasilkan sinyal yang ketiga. Sinyal ketiga ini disebut sebagai kros-korelasi dari dua sinyal masukan. Jika sinyal dikorelasikan dengan dirinya sendiri, maka hasilnya disebut sebagai autokorelasi. Gambar 2.11 menunjukkan sebuah ilustrasi mesin korelasi.



Gambar 2.11. Mesin korelasi (Smith, 1999)

Gambar 2.11 diatas menunjukkan sinyal masukan  $x(n)$ , dan  $y(n)$  sebagai hasil korelasi. Bentuk gelombang yang akan dicari,  $t(n)$  berada di dalam mesin korelasi sebagai sinyal referensi. Tiap-tiap cuplikan dari  $y(n)$  dihitung dengan cara menggeser ke kanan maupun ke kiri dari mesin korelasi tersebut. Data-data yang terkait antara  $x(n)$  dengan  $t(n)$  masing-masing dikalikan kemudian bersama-sama dijumlahkan untuk menghasilkan  $y(n)$ . Amplitudo tiap-tiap cuplikan pada  $y(n)$  merupakan ukuran seberapa cocok antara sinyal dari  $x(n)$  dengan  $t(n)$  pada titik tersebut. Dengan kata lain, nilai dari kros-korelasi akan maksimum saat sinyal  $x(n)$  dan  $t(n)$  tepat berhimpit dengan kesamaan fitur (Smith,1999). Dengan demikian, jika hasil dari masing-masing dekomposisi penuh dikorelasikan kembali dengan sinyal aslinya, maka akan diperoleh ukuran seberapa besar keterkaitan antara sinyal pada pita frekuensi dengan sinyal asli itu sendiri. Inilah yang mendasari metode penggabungan antara dekomposisi dan korelasi yang kemudian diberi nama metode Dekorlet (Putra, 2006).

$$y_{xt} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)t(n) \quad (12)$$

dengan:

$x(n)$  = sinyal yang akan dibandingkan

$t(n)$  = sinyal sinyal referensi

$y_{xt}$  = sinyal hasil kros-korelasi

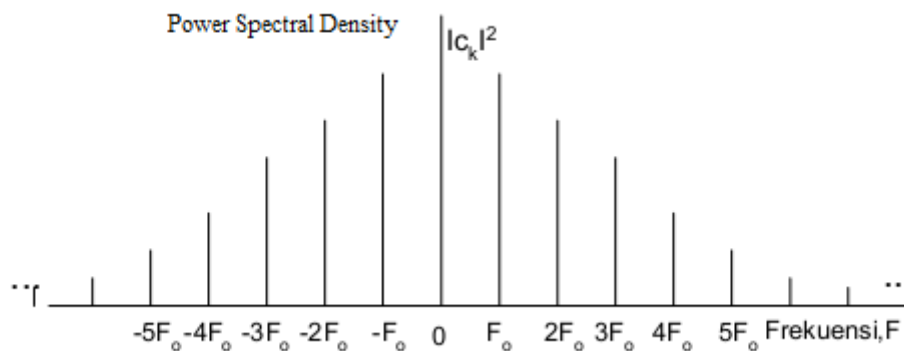
### 2.3.10. *Power Spectral Density (PSD) Welch*

*Power Spectral Density* merupakan energi per unit dari frekuensi dan tampilan-tampilan dari penyebaran daya dari komponen frekuensi yang berbeda. *Power*

*Spectral Density* menggambarkan bagaimana daya dari sinyal periodik didistribusikan diantara komponen-komponen frekuensi. Komponen frekuensi mengadopsi dari transformasi fourier yang menghasilkan koefisien fourier ( $C_k$ ). Dimana nilai koefisien fourier ( $C_k$ ) dari suatu sinyal dapat dihitung menggunakan rumus berikut.

$$C_k = \frac{1}{T_p} \int_{-T_p/2}^{T_p/2} x(t) e^{-j2\pi(kF_o)t} dt \quad (13)$$

Dimana  $T_p = \frac{1}{F_o}$  (Periode Fundamental) dan  $F_o$  adalah frekuensi pada sekala sinyal ( $k = \dots, -1, 0, 1, \dots$ ), kemudian dari koefisien ini akan terbentuk spektrum daya dari suatu sinyal seperti pada Gambar 2.12 berikut.



Gambar 2.12. Spektrum daya dari suatu sinyal

Metode *Power Spectral Density* ini banyak digunakan dibidang pengolahan sinyal digital untuk mengetahui rapat spektrum daya dari suatu sinyal. *Power Spectral Density* sendiri telah banyak mengalami perkembangan, salah satu metode *Power Spectral Density* yang mengalami perkembangan adalah *Power Spectral Density* dengan metode Welch. Pada metode *Power Spectral Density* (PSD) dengan welch ini, masukan dibagi menjadi segmen-segmen yang pendek dan perhitungan periodogram dilakukan berdasarkan perhitungan FFT. Setiap segmen data dimodifikasi dengan cara mengalikan sinyal hasil korelasi pada suatu fungsi jendela

(window) sebelum dilakukan perhitungan periodogram. Window yang digunakan pada penelitian ini memakai window jenis Hamming seperti pada persamaan 14 (Gupta et al, 2013). Window ini dipilih untuk mengurangi efek diskontinuitas saat melakukan transformasi pada kawasan frekuensi. Selanjutnya periodogram yang telah dimodifikasi ini dirata-rata dan akan menghasilkan estimasi spektrum yang lebih baik (Kandi, 2013).

$$w(n)=0,54 - 0,46 \text{ Cos} \left( 2\pi \frac{n}{N} \right); \quad 0 \leq n \leq N \quad (14)$$

Sinyal hasil korelasi dikalikan dengan fungsi window dapat menggunakan persamaan berikut.

$$x_i(n)=x(iD+n)w(n); \quad 0 \leq n \leq M-1, 0 \leq i \leq L-1 \quad (15)$$

Perhitungan periodegram dapat menggunakan persamaan berikut.

$$\widehat{P}_{xx}^1(f) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n) e^{-j2\pi fn} \right|^2 \quad (16)$$

dimana

$$U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n) \quad (17)$$

Perhitungan PSD welch dapat dihitung menggunakan persamaan berikut

$$\widehat{P}_{xx}^w = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} \widehat{P}_{xx}^1(f) \quad (18)$$

dimana:

N = Indeks segment

L = Sampel periodegram

$\widehat{P}_{xx}^1(f)$  = Spectral estimasi periodogram  $x_i(n)$

$\widehat{P}_{xx}^w$  = Spectral estimasi Welch

$x_i(n)$  = Signal korelasi ditambah window



D = Panjang antar segment

U = Normalisasi window

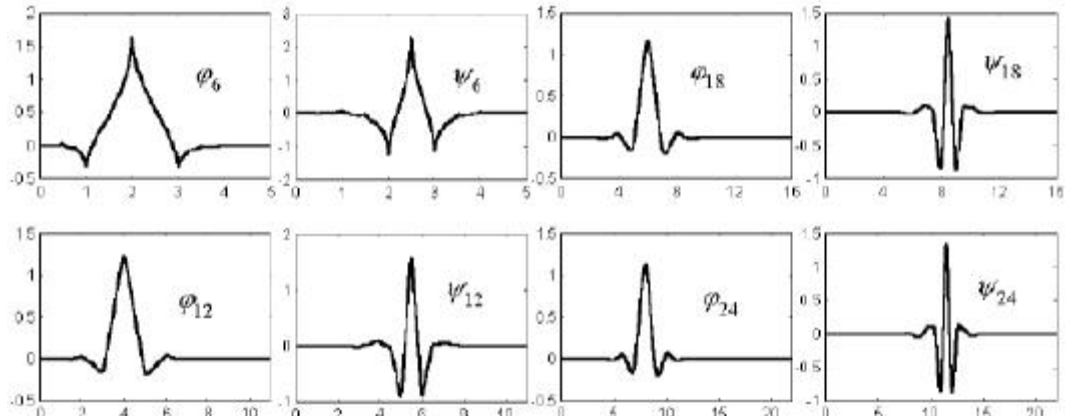
Setelah dirata-rata nilai dari PSD welch ini dapat digunakan sebagai masukan dalam proses berikutnya seperti Jaringan Syaraf Tiruan (JST).

### 2.3.11. Jenis Wavelet Daubechies

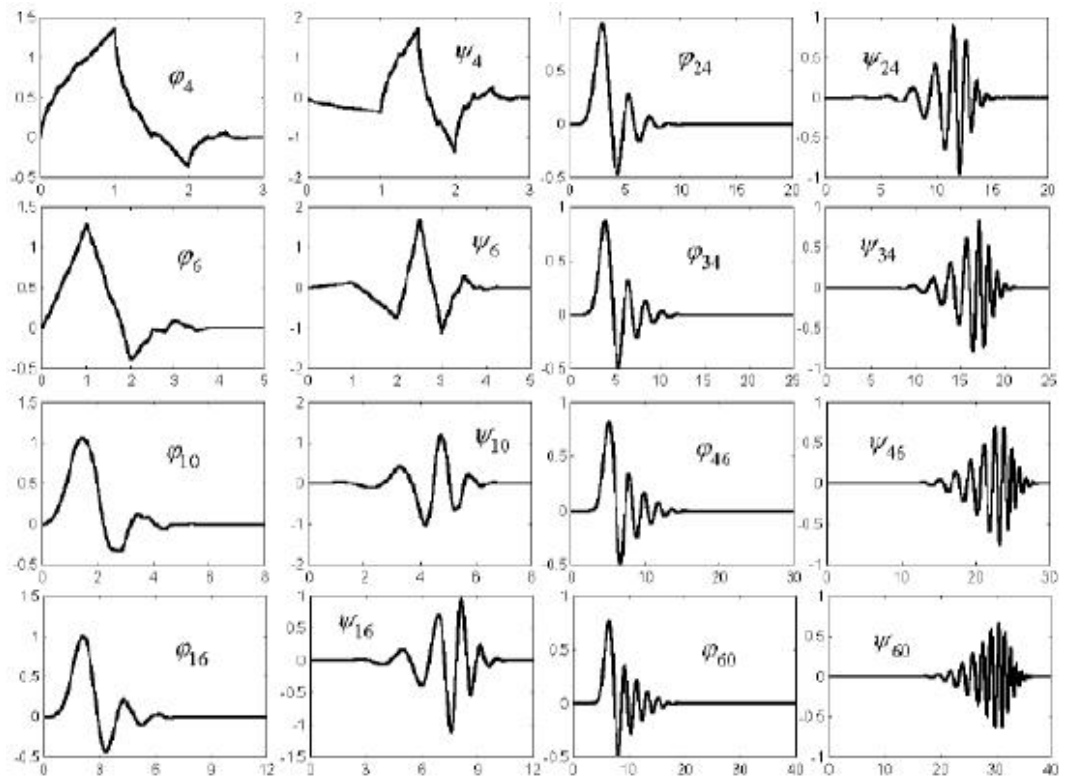
Teori Wavelet didasarkan pada analisis komponen-komponen sinyal menggunakan sekumpulan fungsi-fungsi basis (dasar). Salah satu karakteristik penting fungsi-fungsi basis wavelet tersebut adalah keterkaitan antara satu dengan yang lainnya dengan penskalaan dan translasi yang sederhana. Fungsi wavelet asli, biasa disebut sebagai “wavelet induk” atau *mother* wavelet, biasanya dirancang berdasar beberapa karakteristik yang berkaitan dengan fungsi tersebut, digunakan untuk menghasilkan semua fungsi basis. Secara umum, tujuan dari kebanyakan riset-riset wavelet modern adalah membuat suatu fungsi wavelet ibu atau *mother* wavelet yang akan memberikan deskripsi sinyal yang dianalisis lebih informatif, efisien dan berguna.

Salah satu jenis wavelet yang banyak digunakan adalah wavelet jenis Daubechies. Wavelet Daubechies yang memiliki sifat pemampatan (*compression*) yang baik untuk koefisien detil tetapi tidak untuk koefisien aproksimasi. Sedangkan Coifman merancang suatu wavelet, dengan sebutan Coiflet, sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 2.12, yang memiliki sifat pemampatan yang sama baik untuk koefisien aproksimasi maupun detil. Untuk kebanyakan aplikasi, lebih dibutuhkan koefisien-koefisien tapis yang nyata (*real*), dalam hal ini, satu-satunya pilihan untuk kelas

wavelet simetrik adalah wavelet biortogonal, sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 2.13 (Reza, 1999).



Gambar 2.12. Beberapa contoh fungsi penskalaan dan wavelet coiflet (Reza, 1999)

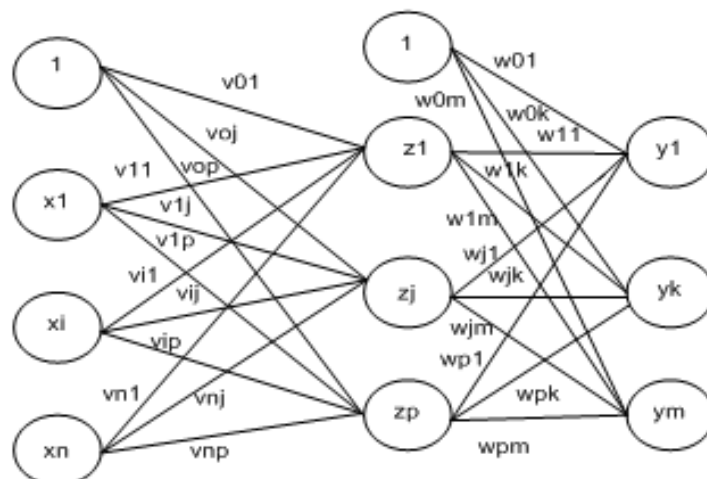


Gambar 2.13. Beberapa contoh fungsi penskalaan dan wavelet daubechies

### 2.3.12. Jaringan Syaraf Tiruan Balik (*Backpropagation*)

Jaringan Syaraf Tiruan adalah paradigma pemrosesan suatu informasi yang terinspirasi oleh sistem sel syaraf biologi, sama seperti otak yang memproses suatu informasi. Elemen mendasar dari paradigma tersebut adalah struktur yang baru dari sistem pemrosesan informasi. Jaringan syaraf tiruan, seperti manusia belajar dari suatu contoh. Jaringan syaraf tiruan dibentuk untuk memecahkan suatu masalah tertentu seperti pengenalan pola atau klasifikasi dari proses pembelajaran. Pada dasarnya jaringan syaraf tiruan memiliki 2 struktur yaitu struktur jaringan syaraf tiruan tunggal dan jaringan syaraf tiruan perambatan balik.

Jaringan syaraf tiruan perambatan balik merupakan perbaikan dari jaringan syaraf tiruan lapis tunggal yang memiliki keterbatasan dalam pengenalan pola, yaitu dengan cara menambahkan satu/beberapa lapisan tersembunyi antara lapisan masukan dan keluaran. Skema sistem jaringan syaraf tiruan membalik dapat dilihat seperti pada Gambar 2.14 berikut.



Gambar 2.14. Skema jaringan syaraf tiruan balik (*backpropagation*)

Dalam jaringan syaraf tiruan (JST), fungsi aktivasi dipakai untuk menentukan keluaran suatu neuron. Argumen fungsi aktivasi adalah net masukan (kombinasi linier masukan dan bobotnya). Jika  $net = \sum x_i w_i$ , maka fungsi aktifasinya dapat menggunakan persamaan berikut.

$$f(net) = f(\sum x_i w_i) \quad (19)$$

Dalam *backpropagation*, fungsi aktivasi yang dipakai harus memenuhi beberapa syarat yaitu: kontinu, terdiferensial dengan mudah merupakan fungsi yang tidak turun. Salah satu fungsi yang memenuhi ketiga syarat tersebut adalah fungsi sigmoid biner yang memiliki range (0,1) (Siang, 2005).

$$f(x) = \frac{1}{1+e^{-x}} \quad (20)$$

dengan turunannya

$$f'(x) = f(x)(1 - f(x)) \quad (21)$$

Pelatihan *Backpropagation* meliputi tiga fase yaitu;

a. Fase I: Perambatan maju

Selama propogasi maju, sinyal masukan ( $=x_i$ ) dipropogasikan dilapisan tersembunyi menggunakan fungsi aktivasi yang ditentukan. Keluaran setiap unit lapisan tersembunyi ( $=z_i$ ) tersebut selanjutnya dipropogasikan maju lagi kelayar tersembunyi. Demikian seterusnya hingga menghasilkan keluaran jaringan ( $=y_k$ ). Berikutnya keluaran jaringan ( $=y_k$ ) dibandingkan dengan target yang harus dicapai ( $=t_k$ ). Selisih  $t_k - y_k$  adalah kesalahan yang terjadi. Jika kesalahan ini lebih kecil dari batas toleransi yang ditentukan, maka iterasi dihentikan. Akan tetapi apabila kesalahan masih dari batas toleransinya, maka

bobot setiap garis dalam jaringan akan dimodifikasi untuk mengurangi kesalahan yang terjadi.

b. Fase II: Perambatan mundur

Berdasarkan kesalahan  $t_k - y_k$ , dihitung faktor  $\delta_k$  ( $k= 1, 2, 3, \dots, m$ ) yang dipakai untuk mendistribusikan kesalahan diunit  $y_k$  ke semua unit tersembunyi yang terhubung langsung dengan  $y_k$ .  $\delta_k$  juga dipakai untuk mengubah bobot garis yang berhubungan langsung dengan unit keluaran. Menggunakan cara yang sama, dihitung factor  $\delta_j$  disetiap unit layar tersembunyi sebagai dasar perubahan bobot semua garis yang berasal dari unit tersembunyi dilayar bawahnya.

c. Fase III: Perubahan bobot

Setelah semua faktor  $\delta$  dihitung, bobot semua garis dimodifikasi bersamaan. Perubahan bobot suatu garis didasarkan atas faktor  $\delta$  neuron dilayar atasnya. Sebagai contoh, perubahan bobot garis yang menuju layar keluar didasarkan atas  $\delta_k$  yang ada diunit keluaran.

Algoritma perambatan balik (*Backpropagation*) dilakukan dengan langkah-langkah berikut:

**Langkah 0:** Inisialisasi semua bobot dengan nilai acak kecil (-1 sampai 1).

**Langkah 1:** Jika kondisi penghentian belum terpenuhi, mengerjakan langkah 2-9

**Langkah 2:** Untuk setiap pasang data latih, kerjakan langkah 3-8

Fase I: Perambatan Maju

**Langkah 3:** Tiap unit masukan menerima sinyal dan meneruskannya ke unit tersembunyi di atasnya

**Langkah 4:** Menghitung semua keluaran di unit tersembunyi  $z_j$  ( $j = 1, 2, \dots, p$ )

$$z_{net_j} = v_{j0} + \sum_{i=1}^n v_{ji} \quad (22)$$

$$z_j = f(z_{net_j}) = \frac{1}{1+e^{-z_{net_j}}} \quad (23)$$

**Langkah 5:** Menghitung semua keluaran jaringan di unit  $y_k (k = 1, 2, \dots, m)$

$$y_{net_k} = w_{k0} + \sum_{j=1}^p z_j w_{kj} \quad (24)$$

$$y_k = f(y_{net_k}) = \frac{1}{1+e^{-y_{net_k}}} \quad (25)$$

Fase II: Perambatan Mundur

**Langkah 6:**

- Menghitung factor  $\delta$  unit keluaran berdasarkan kesalahan di setiap unit keluaran  $y_k (k = 1, 2, \dots, m)$

$$\delta_k = (t_k - y_k) f'(y_{net_k}) \quad , \quad \delta_k = (t_k - y_k) y_k (1 - y_k) \quad (26)$$

- Menghitung suku perubahan bobot  $w_{kj}$  (yang akan dipakai untuk mengubah bobot  $w_{kj}$ ) dengan laju percepatan  $\alpha$

$$\Delta w_{kj} = \alpha \delta_k z_j \quad (27)$$

**Langkah 7:**

- Menghitung factor  $\delta$  unit tersembunyi berdasarkan kesalahan di setiap unit tersembunyi  $z_j (j = 1, 2, \dots, p)$

$$\delta_j = \delta_{net} f'(z_{net_j}) \delta_{net} = \delta_{net} z_j (1 - z_j) \quad (28)$$

- Menghitung suku perubahan bobot  $v_{ji}$  (yang akan dipakai untuk merubah bobot  $v_{ji}$ )

$$\Delta v_{ji} = \alpha \delta_k x_j \quad (29)$$

Fase III: Perubahan bobot

**Langkah 8:** Menghitung semua perubahan bobot

- Perubahan bobot garis yang menuju unit keluaran

$$w_{kj}(\text{baru}) = w_{kj}(\text{lama}) + \Delta w_{kj} \quad (k=1, 2, \dots, m ; j=0, 1, 2, \dots, p) \quad (30)$$

- Perubahan bobot garis yang menuju unit tersembunyi

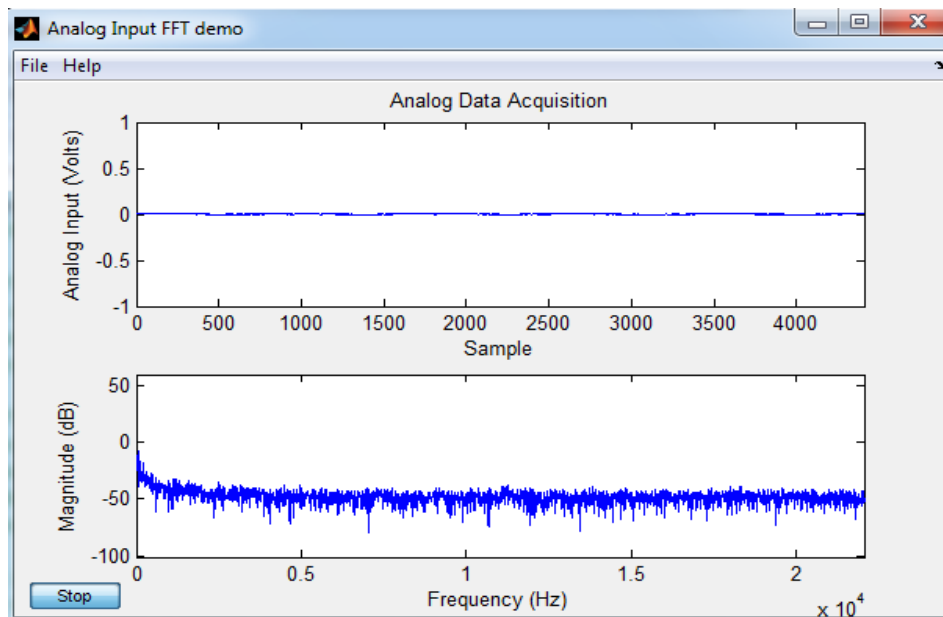
$$v_{ji}(\text{baru}) = v_{ji}(\text{lama}) + \Delta v_{ji} \quad (j=1, 2, \dots, p ; i=0, 1, 2, \dots, n) \quad (31)$$

Dari ketiga fase tersebut diulang-ulang terus hingga kondisi penghentian terpenuhi (MSE (*Mean Square Error*) terpenuhi). Umumnya kondisi penghentian adalah jumlah iterasi atau kesalahan. Iterasi akan dihentikan jika jumlah iterasi yang dilakukan sudah melebihi jumlah iterasi yang ditetapkan, atau jika kesalahan yang terjadi sudah lebih kecil dari batas toleransi yang diizinkan (Siang, 2009).

### 2.3.13. Perangkat Lunak Matlab

Matlab merupakan *software* yang handal untuk menyelesaikan berbagai permasalahan komputasi numerik yang diproduksi oleh The Mathwork, Inc. Solusi dari permasalahan yang berhubungan dengan vektor dan matiks dapat diselesaikan dengan mudah dan sederhana menggunakan *software* ini. Matlab menyediakan lingkungan kerja terpadu layaknya bahasa pemrograman lainnya. Lingkungan terpadu ini senantiasa dilengkapi fitur yang canggih seiring dengan pembaharuan versinya. Lingkungan terpadu ini terdiri beberapa *form/window* yang memiliki fungsi masing-masing.

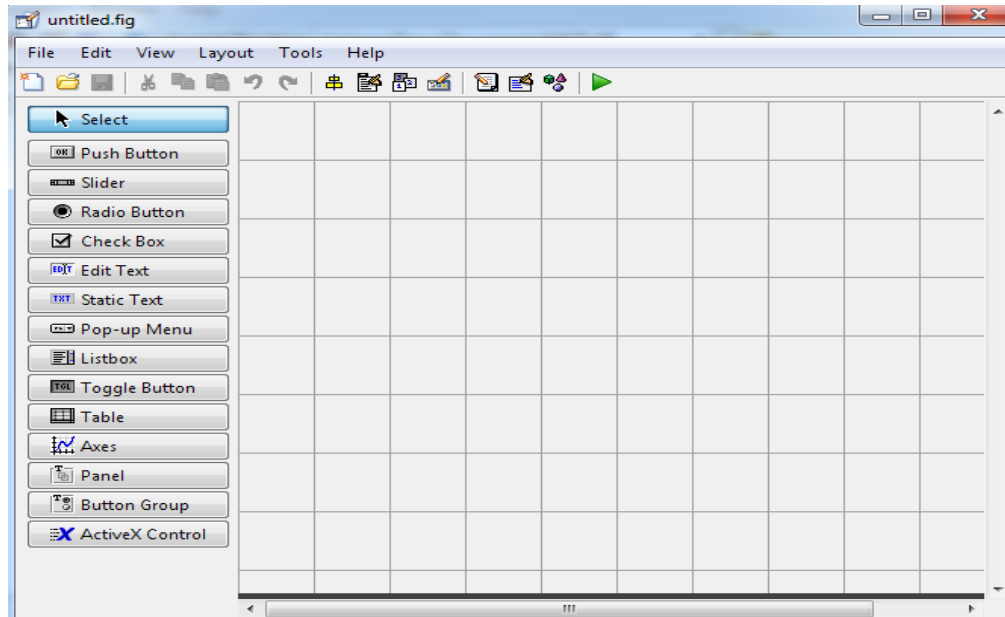
Matlab juga menyediakan fasilitas untuk *interfacing* dengan perangkat lain yang hasilnya dapat dilihat secara *real time*. *Interfacing* dengan perangkat luar dapat berupa komunikasi serial, komunikasi paralel dan *interfacing sound card*. Gambar 2.15 berikut merupakan salah satu bentuk *interfacing sound card* yang dapat dilihat secara *real time*.



Gambar 2.15. Tampilan *interfacing sound card* secara *real time*

Dengan menggunakan fasilitas *Graphic User Interface* (GUI). *Graphic User Interface* (GUI) ini memungkinkan interaksi antara *user* dengan perintah teks semakin mudah. GUI merupakan tampilan grafis yang membuat program menjadi lebih efisien karena semua program yang telah dibangun dapat dikumpulkan dalam satu *frame* program GUI. Untuk membuka lembar kerja GUI dalam MATLAB dapat digunakan cara mengklik File, New, GUI atau mengetikkan *guide* pada *command window*. Tampilan GUI dapat dilihat pada Gambar 2.16.





Gambar 2.16. Tampilan GUI pada MATLAB