

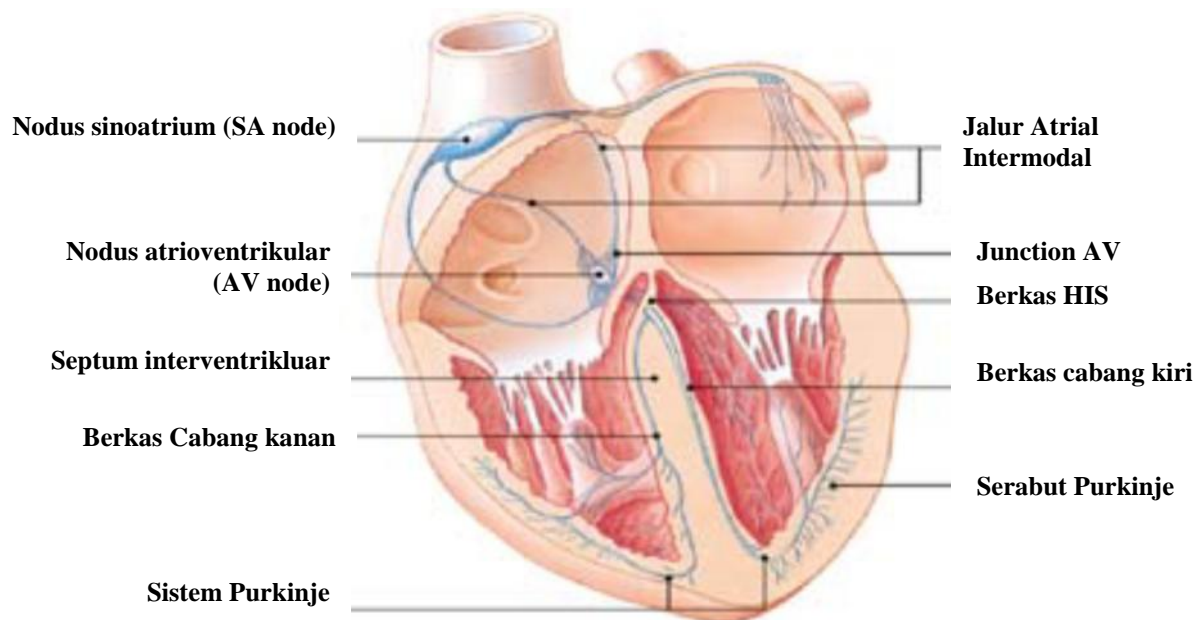
## II. TINJAUAN PUSTAKA

### A. Biolistrik

Biolistrik adalah energi yang dimiliki setiap manusia yang bersumber dari ATP (*Adenosine Tri Posphate*) dimana ATP ini di hasilkan oleh salah satu energi yang bernama *mitochondria* melalui proses respirasi sel. Biolistrik juga merupakan fenomena sel. Sel-sel jaringan tubuh manusia mampu menghasilkan potensial listrik yang merupakan lapisan tipis muatan positif pada permukaan luar dan lapisan tipis muatan negative pada permukaan dalam bidang batas/membrane (Carr, 1998). Di dalam sebuah sel terdapat ion  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Cl}^-$  dan protein. Pada saat membran sel istirahat (tidak ada sinyal listrik) muatan di dalam sel lebih negative daripada di luar sel. Jika terdapat rangsangan maka ion  $\text{Na}^+$  akan masuk dari luar menuju dalam sel dan membrane sel berada dalam keadaan depolarisasi. Terjadinya depolarisasi sel membrane secara tiba-tiba disebut potensial aksi. Kemampuan sel syaraf (neurons) menghantarkan isyarat biolistrik sangat penting. Transmisi sinyal biolistrik (TSB) mempunyai sebuah alat yang dinamakan Dendries yang berfungsi mentransmsikan isyarat dari sensor ke neuron. Stimulus untuk mentringer neuron dapat berupa tekanan, perubahan temperature, dan isyarat listrik dari neuron lain. Aktifitasi biolistrik pada suatu otot dapat menyebar ke seluruh tubuh seperti gelombang pada permukaan air. Pengamatan pulsa listrik

tersebut dapat dilakukan dengan memasang beberapa elektroda pada permukaan kulit. Biolistrik juga terjadi di dalam organ jantung (Anonymous, 2011).

Jantung berdenyut secara berirama dengan urutan tertentu. Denyut jantung diakibatkan oleh depolarisasi sel membrane otot jantung dalam bentuk perambatan potensial aksi yang menghasilkan kontraksi otot. Pada sel jantung, depolarisasi tidak membutuhkan rangsangan karena ion  $\text{Na}^+$  mudah bocor atau mudah bergerak. Empat bagian jantung yaitu atrium (dextra & sinistra) & ventrikel (dextra & sinistra). Sistem konduksi listrik pada jantung mempunyai urutan sebagai berikut, *Sino Atrio Nodus*, *Atrio Ventrikuler Nodus*, *Berkas His* dan *Serabut Purkinje*, seperti pada gambar berikut ini.



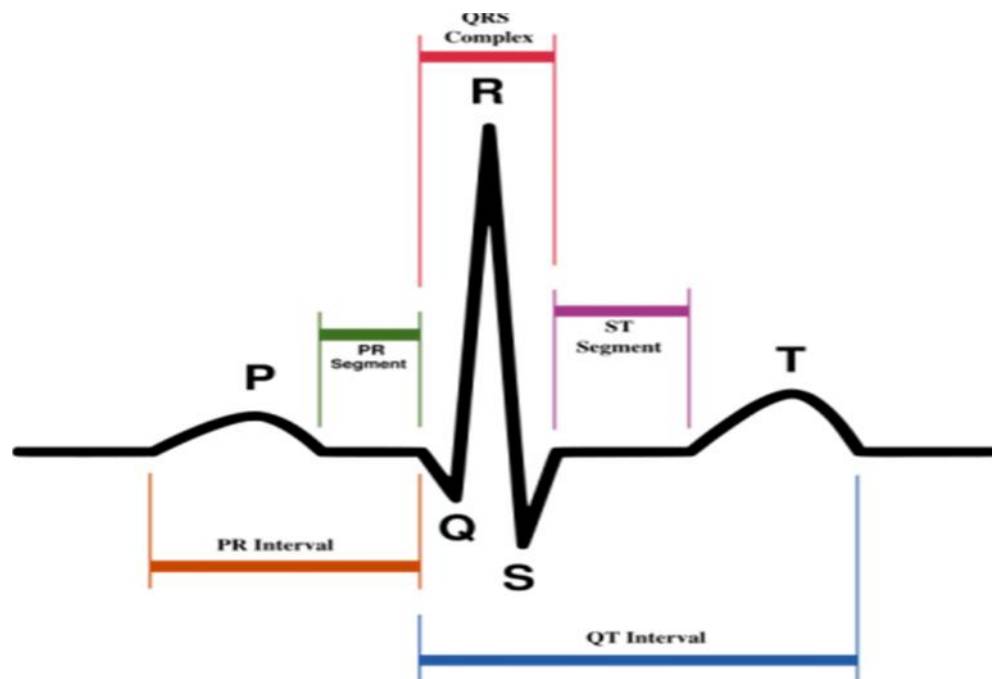
Gambar 1. Anatomi Fisiologi Jantung (Suarsana, 2011)

*Sino Atrio* (SA) node mengalami gelombang depolarisasi ke atrium kiri dari atrium kanan dalam 70 sekond terjadi kontraksi atrium. Gelombang depolarisasi berlanjut ke *Atrio Ventrikuler* (AV) node, AV node mengalami depolarisasi. Gelombang dari AV node melalui *bundle of his* (BH) dan diteruskan ke *bundle branch* (BB) BB mengalami depolarisasi. Diteruskan ke jaringan purkinje kemudian ke endokardium dan berakhir di epikardium menyebabkan terjadinya kontraksi otot jantung Setelah repolarisasi, keadaan miokardium menjadi relaksasi (Suarsana, 2011).

## **B. Elektrokardiogram**

Elektrokardiogram (EKG) adalah grafik rekaman aktivitas kelistrikan jantung oleh alat yang disebut elektrokardiografi. Karena tubuh manusia merupakan konduktor yang baik, maka impuls yang berasal dari jantung dapat merambat ke seluruh tubuh. Sinyal bioelektrik yang dipancarkan oleh jantung dapat direkam dengan menggunakan galvanometer dengan menggunakan elektroda-elektroda yang diletakkan pada berbagai posisi di permukaan tubuh (Karim,1996). Beda potensial listrik atau tegangan listrik muncul karena adanya proses depolarisasi dan repolarisasi serabut otot jantung (Meurs, 1990).

Pada dasarnya gelombang EKG terdiri dari banyak gelombang, yang tiap gelombangnya mewakili satu denyut jantung. Satu gelombang EKG berupa gelombang P, QRS kompleks dan gelombang T seperti pada gambar 2.

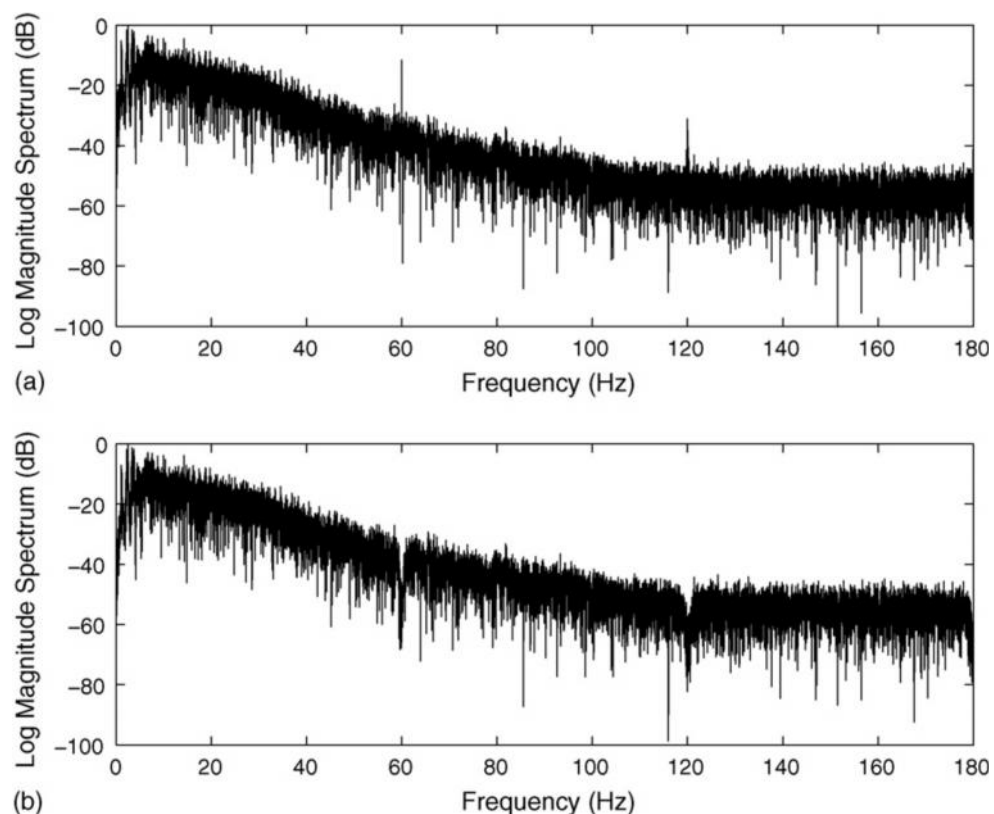


Gambar 2. Gelombang PQRS (Wikipedia.com)

Gelombang P, terjadi tepat sebelum kontraksi aurikel (depolarisasi atrium). Kompleks QRS, berhubungan dengan saat mulainya kontraksi ventrikel (depolarisasi ventrikel). Gelombang T, terjadi pada akhir kontraksi ventrikel (repolarisasi ventrikel, kembali ke kondisi istirahat). PR-interval adalah periode waktu dari mulai depolarisasi atrium ke mulainya depolarisasi ventrikel. ST-interval : periode waktu diantara penyelesaian depolarisasi ventrikel dan mulainya repolarisasi ventrikel. Dalam beberapa hal dapat diamati sebuah gelombang kecil U yang mengikuti gelombang T, tetapi biasanya tidak jelas. Gelombang U menyatakan relaksasi ventrikel (Widjaja, 1990).

Gelombang sinyal EKG terdiri dari beberapa gelombang PQRS, gambar 2 merupakan contoh cuplikan sinyal EKG.

Sinyal EKG dipengaruhi oleh beberapa noise yang tidak diinginkan, diantaranya adalah noise yang berasal dari kontraksi yang terjadi dibawah elektroda EKG, noise yang disebabkan karena kurangnya kontak elektroda dengan kulit, noise yang disebabkan karena pergerakan subyek selama perekaman serta interferensi jaringan listrik 60 Hz. Noise yang ada didalam sinyal EKG, dapat diketahui dengan melihat spektrum sinyal EKG (Cliford, 2007). Berikut ini ditunjukkan spektrum sinyal EKG, gambar a merupakan sinyal EKG murni yang masih mengandung derau (noise), dan gambar b merupakan gambar spektrum sinyal EKG yang telah difilter.



Gambar 3. Spektrum Sinyal EKG sebelum dan sesudah difilter.

Gambar 3.a merupakan gambar EKG yang terinterferensi jaringan listrik PLN, derau atau noise terlihat jelas pada gambar tersebut. Noise berada pada frekuensi 60 Hz. Gelombang PQRST menjadi tidak jelas karena adanya gelombang lain yaitu noise. Noise ini akan mempengaruhi analisis dokter dalam menentukan kondisi jantung. Gambar 3b merupakan contoh sinyal EKG yang sudah difilter sehingga tidak ada lagi interferensi jaringan listrik yang menyebabkan noise. Gambar 3b merupakan gambar yang siap untuk dianalisis oleh dokter. Gambar 3. menggunakan IIR comb filter (Wu,2008).

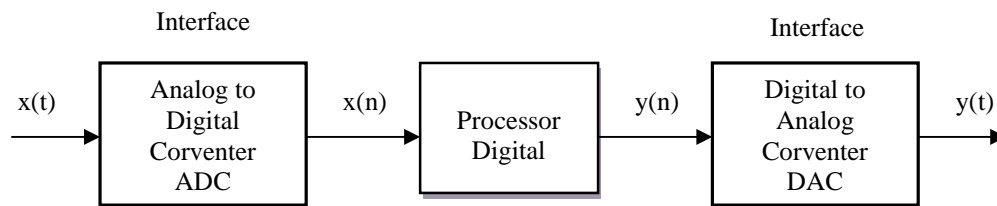
### C. Filter

Filter analog adalah rangkaian elektronik yang digunakan untuk mengolah frekuensi suatu sinyal dengan cara diloloskan atau diredam. Berdasarkan cara kerjanya filter dapat dibedakan menjadi 4 macam yaitu :

1. *Bandpass filter* (tapis lolos pita), membagi kedua komponen frekuensi atas maupun bawah.
2. *Bandstop filter* (tapis tengah pita), membuang frekuensi tengah, dan meneruskan komponen frekuensi atas dan bawah.
3. *Highpass filter* (tapis lolos atas), meneruskan komponen frekuensi atas pada keluaran, dan menghilangkan komponen frekwensi bawah.
4. *Lowpass filter* (tapis lolos bawah), meneruskan komponen frekuensi bawah sebagai keluaran dan mengurangi komponen frekuensi tinggi (Tanudjaja, 2007)

Secara umum terdapat 2 macam Filter (tapis) yaitu filter analog dan filter digital. Filter analog menggunakan rangkaian elektronik yang terbuat dari resistor, kapasitor maupun op-amp untuk menghasilkan rangkaian filter, sedangkan filter digital menggunakan *digital processor* untuk melakukan kalkulasi numerik. Prosesor digital yang digunakan yaitu PC dan DSP Prosesor (*Digital Signal Processing*) (Haykin, 1991).

Pengolahan sinyal digital menggunakan transformasi diskrit, transformasi yang sering digunakan adalah transformasi z yang merupakan prosedur deret sinyal masukan  $x(n)$  menjadi deret sinyal keluaran  $y(n)$ . Filter digital bekerja berdasarkan data masukan diskrit dari cuplikan-cuplikan sinyal kontinu, yang kemudian diubah oleh konverter analog ke digital menjadi data digital biner, data digital inilah yang nanti dapat dimanipulasi kinerja dan spektrum sinyalnya dengan prosesor digital. Hasil dari data digital ini dikembalikan ke dalam bentuk analog bila diinginkan dengan konverter *digital to analog*. Penerapannya filter digital pada pengolahan sinyal dapat digunakan dalam *noise reduction*, *image processing*, *antialiasing* dan menghilangkan *pseudoimages* pada *multirate processing*, *matched filtering*, *osilator digital*. Proses tersebut dapat dilihat pada gambar berikut ini.



Gambar 4. Proses pengolahan dalam filter digital

Beberapa keunggulan dari filter digital setelah melalui proses pengolahan sinyal adalah : (Gunawan, 2012)

1. Pengaturan frekuensi cuplikan sehingga daerah kerja yang dapat dipilih sangat lebar (meliputi frekuensi rendah dan frekuensi tinggi). Termasuk frekuensi sangat rendah sehingga dapat digunakan untuk aplikasi elektronika biomedis.
2. Respon fasa yang benar-benar linear.
3. Karena menggunakan *programmable processor*, respon frekuensi dapat dipilih secara langsung secara otomatis.
4. Beberapa sinyal masukan dapat disimpan untuk keperluan selanjutnya.
5. Berkembangnya *teknologi pico* memungkinkan penggunaan *hardware* yang lebih kecil, konsumsi daya yang kecil, menekan biaya produksi, dan *single chip*.

Secara umum, filter analog yang banyak digunakan sebagai filter dasar adalah filter *Butterworth*, filter *Chebyshev*, dan filter *elliptic*. Sedangkan filter digital dibedakan menjadi 2 macam yaitu filter IIR dan filter FIR.



#### D. Filter Butterworth

Filter analog berfungsi sebagai filter dasar dalam membuat sebuah filter digital. Salah satu filter analog adalah filter Butterworth. Filter analog Butterworth didapatkan dengan cara mengetahui fungsi alih dari rangkaian *low pass filter* (LPF) analog. Butterworth menunjukkan suatu formula untuk menentukan nilai pole-pole orde ke-n dari fungsi alih.

Filter Butterworth mempunyai persamaan umum :

$$H(j\omega) = \frac{Y(\omega)}{X(\omega)} = \frac{1}{1+j^n} = \frac{1}{1+j\frac{\omega}{\omega_c}} \quad 2.1$$

Sebagai perjanjian simbol untuk frekuensi analog yang digunakan adalah  $\omega$ , jadi simbol  $\omega$  diganti  $\Omega$  sehingga persamaan 2.1 diganti menjadi:

$$H(j\Omega) = \frac{1}{1+j\frac{\Omega}{\Omega_c}} \quad 2.2$$

Magnitude dari filter Butterworth (persamaan 2.1) adalah :

$$|H(j\Omega)| = \frac{1}{|1+j\frac{\Omega}{\Omega_c}|} = \frac{1}{\sqrt{1+(\frac{\Omega}{\Omega_c})^2}} = \frac{1}{[1+(\frac{\Omega}{\Omega_c})^2]^{1/2}} \quad 2.3$$

Persamaan 2.3 diubah kebentuk Laplace  $s = j\omega$  atau  $\omega = s/j$ , menjadi :

$$|H(s)| = \frac{1}{[1+(\frac{s}{j\Omega_c})^2]^{1/2}} \quad 2.4$$

Berdasarkan persamaan 2.4, Butterworth memformulasikan untuk filter orde N dengan persamaan :

$$|H(s)|^2 = H(s)H(-s) = \frac{1}{1+(\frac{s}{j\Omega_c})^{2N}} \quad 2.5$$

Dimana N adalah orde filter. Besarnya orde (N) dari filter dapat dihitung dengan menggunakan persamaan

$$N = \frac{1\epsilon \left[ \frac{1 - k_1/1}{1 - k_2/1} \frac{-1}{-1} \right]}{2l\epsilon \left[ \frac{\Omega_1}{\Omega_2} \right]} \quad 2.6$$

Untuk mendapatkan fungsi alih filter Butterworth orde N digunakan Tabel polinomial Butterworth berikut ini.

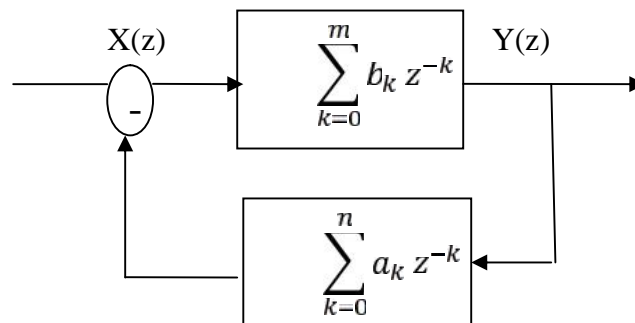
Tabel 1. Polynomial Butterworth

a <sub>8</sub>	a <sub>7</sub>	a <sub>6</sub>	a <sub>5</sub>	a <sub>4</sub>	a <sub>3</sub>	a <sub>2</sub>	a <sub>1</sub>	a <sub>0</sub>	N
							1	1	1
						1	1.414	1	2
					1	2	2	1	3
				1	2.61	3.14	2.61	1	4
			1	3.24	5.24	5.24	3.24	1	5
		1	3.86	7.46	9.14	7.46	3.86	1	6
	1	4.49	10.10	14.61	14.61	10.10	4.49	1	7
1	5.136	13.14	21.85	25.69	21.85	13.14	2.316	1	8

a<sub>0</sub>, a<sub>1</sub>, a<sub>2</sub>, a<sub>3</sub>, a<sub>4</sub>, a<sub>5</sub>, a<sub>6</sub>, a<sub>7</sub>, a<sub>8</sub> merupakan koefisien yang akan digunakan dalam fungsi alih sehingga dihasilkan fungsi alih takik (notch) filter 60 Hz.

### E. Filter IIR

Filter IIR (*Infinite Impulse Response*) adalah filter yang menggunakan struktur *feedback* yang sering juga disebut dengan *recursive structure*. Secara umum filter IIR dapat digambarkan dengan diagram blok dan fungsi alih dibawah ini.



Gambar 5. Blok Diagram IIR (*closed loop*)

Dengan  $x(z)$  adalah masukan,  $y(z)$  adalah keluaran, sedangkan  $a$  dan  $b$  adalah koefisien filter. Dalam domain  $z$ , fungsi alih filter IIR dapat dituliskan sebagai berikut :

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^M b_k z^{-k}}{\sum_{k=0}^N a_k z^{-k}} \quad 2.7$$

Filter IIR mempunyai beberapa metode, salah satunya adalah penempatan Pole Zero. Metode ini memanfaatkan sifat dari pole dan zero. Pole Zero filter dirumuskan dengan persamaan,

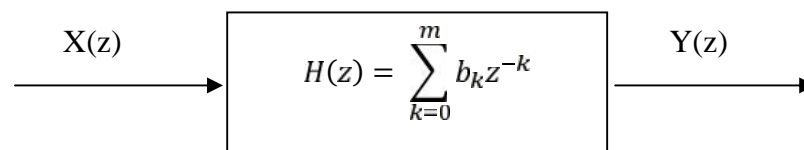
$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2}}{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}} \quad 2.8$$

Dengan  $a$  dan  $b$  merupakan koefisien yang membuat nol dari fungsi alih. Pada koefisien pembilang (zero)  $z$  diubah menjadi  $e^{\mp j\omega_0}$  (Orfanidis, 2010)

## F. Filter FIR

Filter FIR (Finite Impulse Respon) adalah filter yang tidak menggunakan *feedback* yang sering disebut dengan *non-recursive structure*. Keluaran sinyal sebelumnya tidak dapat digunakan untuk memproses sinyal masukan. filter FIR kurang stabil dan memiliki fasa yang lebih linear, namun membutuhkan banyak memori atau perhitungan untuk mencapai karakteristik respon yang diinginkan.

Secara umum filter FIR dapat digambarkan dengan diagram blok dan fungsi alih dibawah ini



Gambar 6. Blok Diagram FIR (*open loop*)

Dengan  $x(z)$  adalah masukan,  $y(z)$  adalah keluaran, sedangkan  $b$  adalah koefisien filter. Dalam domain  $z$ , fungsi alih filter FIR dapat dituliskan sebagai berikut :

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \sum_{k=0}^m b_k z^{-k} \quad 2.9$$

Secara matematis proses filter FIR dapat dinyatakan sebagai berikut :

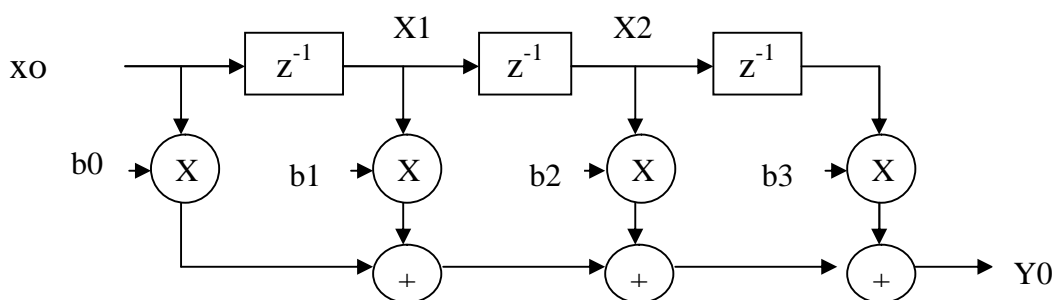
$$y[n] = \sum_{m=-\infty}^{\infty} h[m]x[n - m] \quad 2.10$$

Karena impulse respon terbatas maka (finite) sehingga persamaan diatas berubah menjadi :

$$y[n] = \sum_{m=0}^q b_m x[n - m] \quad 2.11$$

Impulse respon  $h[m]$  terdiri atas koefesien-koefesien  $b_m$ , yaitu  $h[m] = [b_0 \ b_1 \ b_2 \ b_3 \dots b_m]$ . Proses filter FIR dalam domain waktu merupakan konvolusi antara sinyal input digital  $x(n)$  dengan impulse respon FIR  $h(n)$  yang menghasilkan keluaran  $y(n)$ .

Bentuk struktur filter FIR adalah sebagai berikut :



Gambar 7. Bentuk Struktur filter FIR

Untuk membuat filter FIR sesuai spesifikasi yang diinginkan harus diketahui harga-harga koefesien-koefesien penyusun impulse respon.

Dalam bentuk spektrum frekuensi, impuls respon filter dinyatakan dengan persamaan :

$$H'_d(\omega) = H(e^{j\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h_d(n) e^{-jn} \quad 2.12$$

$H_d(e^{j\omega})$  merupakan fungsi periodik dengan periode =  $2\pi$ .

Untuk memperoleh kembali  $h_d(n)$  maka persamaan 2.12 dinvers menjadi persamaan :

$$h_d(n) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} H_d(e^{j\omega}) e^{jn} d\omega \quad 2.13$$

Impulse respon filter terdiri dari 4 macam yaitu lowpass, highpass, bandpass dan bandstop. Impulse respon didapatkan dengan menggunakan batas-batas integral yang disesuaikan dengan spesifikasinya.

Frekuensi respon untuk impulse respon bandstop filter adalah sebagai berikut:

$$h_d[n] = \begin{cases} \frac{\sin(\omega_{c1}(n-M)) - \sin(\omega_{c2}(n-M))}{\pi(n-M)}; & n \neq M \\ 1 - \frac{\omega_{c2} - \omega_{c1}}{\pi}; & n = M \end{cases} \quad 2.14$$

Pada filter FIR sangat diperlukan untuk menentukan panjang filter yang memenuhi syarat yang artinya sinyal informasi yang difilter tidak bekerja pada daerah osilasi. Bila bekerja pada daerah osilasi, maka sinyal masukan akan menjadi terosilasi. Supaya sinyal masukan tidak terosilasi, impulse respon filter harus dikonvolusi dengan suatu fungsi yang disebut Window. Proses windowing dapat dirumuskan dengan persamaan :

$$h(n) = h_d(n) * w(n) \quad 2.15$$

dengan  $h(n)$  = impulse respon filter FIR windowing dan  $w(n)$  = fungsi window.

Beberapa fungsi window yang dapat digunakan pada proses windowing :

1). *Window Rectangular*

$$\text{Fungsi windownya : } w[n] = \begin{cases} 1, & 0 \leq n \leq M, \\ 0, & \text{it} \end{cases}$$

2). *Window Bartlet*

$$\text{Fungsi windownya : } w[n] = \begin{cases} 2n/M, & 0 \leq n \leq M/2 \\ 2 - 2n/M, & M/2 \leq n \leq M \\ 0, & \text{it} \end{cases}$$

3). *Window Hanning*

$$\text{Fungsi windownya : } w[n] = \begin{cases} 0.5 - 0.5 \cos(2\pi n / M), & 0 \leq n \leq M \\ 0, & \text{di luar} \end{cases}$$

(Surtono, 2010).

Untuk mengetahui kinerja suatu filter digunakan sebuah besaran yang disebut dengan SNR (*Signal Noise Ratio*) yaitu perbandingan antara sinyal dengan noise, dirumuskan :

$$S. \quad (d) = 10 \log_{10} \frac{\sum_{n=0}^N x[n]^2}{\sum_{n=0}^N (x_n[n] - x_d[n])^2} \quad 2.16$$

$x[n]$  = Sinyal EKG awal

$x_{dn}[n]$  = Sinyal EKG setelah difilter (Alfaouri, 2008).

Dalam operasi filter, terdapat operasi konvolusi sinyal seperti pada persamaan 2.15. Proses konvolusi secara umum dapat dijelaskan dalam persamaan sebagai berikut.

$$y(n) = x(n) * h(n) = h(n) * x(n) \quad 2.17$$

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k)h(n-k) \quad 2.18$$

$$= \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(n-k)h(k) \quad 2.19$$

(Tanudjaja, 2007).

## G. Bahasa Pemrograman Matlab

MATLAB (Matrix Laboratory) adalah sebuah program untuk analisis dan komputasi numerik. Pada awalnya, program ini merupakan *interface* untuk koleksi rutin-rutin numerik dari proyek LINPACK dan EISPACK, namun sekarang merupakan produk komersial dari perusahaan Mathworks, Inc. MATLAB telah berkembang menjadi sebuah *environment* pemrograman yang canggih yang berisi fungsi-fungsi *built-in* untuk melakukan tugas pengolahan sinyal, aljabar linier, dan kalkulasi matematis lainnya. MATLAB juga berisi *toolbox* yang berisi fungsi-fungsi tambahan untuk aplikasi khusus.

MATLAB bersifat *extensible*, dalam arti bahwa seorang pengguna dapat menulis fungsi baru untuk ditambahkan pada *library* ketika fungsi-fungsi *built-in* yang tersedia tidak dapat melakukan tugas tertentu. Kemampuan pemrograman yang dibutuhkan tidak terlalu sulit bila memiliki pengalaman dalam pemrograman bahasa lain seperti C, PASCAL, atau FORTRAN.

Matlab sangat cocok digunakan dalam pengolahan sinyal digital karena menyediakan *signal processing tools* (Sptools). Sptools pada Matlab digunakan sebagai alat visualisasi untuk desain dan menganalisis filter digital. Sptool merupakan *graphical user interface* yang mampu menganalisis dan memanipulasi signal, filter dan spektrum frekuensi. Desain filter dengan Sptools memperbolehkan pengguna untuk memilih algoritma desain filter yang digunakan ketika membuat filter. Algoritma desain ini diantaranya terbagi untuk filter FIR dan filter IIR. Untuk filter FIR terbagi dalam *equiripple*, *least squares*, *Kaiser*



*Windows* dan untuk filter IIR adalah *butterworth*, *chebyshev* tipe 1 dan 2, serta *elliptic*. Pengguna juga diperbolehkan menspesifikasikan filter *lowpass*, *bandpass*, *high pass* atau *bandstop*. Desain dari *sptools* filter akan ditampilkan dalam respon besaran dan tampilan orde filter (Adrian, 1995).