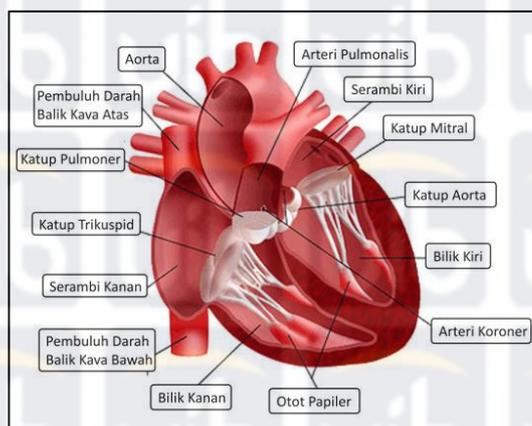


## BAB II KAJIAN PUSTAKA

### 2.1 Jantung

Jantung adalah organ yang berfungsi untuk memompa darah dalam tubuh manusia. Jantung terdiri atas 4 ruang, yaitu serambi (atrium) kiri dan kanan di bagian atas, serta bilik (ventrikel) kiri dan kanan di bagian bawah. Darah yang masuk dan keluar dari jantung mengalir melalui pembuluh darah. Pembuluh darah yang menuju jantung disebut vena, dan yang menjauhi jantung disebut arteri.



Gambar 2.1 Bagian-bagian organ jantung, sumber: Maisyaroh, 2012.

Darah dari jaringan tubuh yang mengandung banyak karbon dioksida ( $\text{CO}_2$ ) dan sedikit oksigen ( $\text{O}_2$ ) mengalir melalui pembuluh vena cava ke serambi kanan. Darah tersebut kemudian melalui katup menuju bilik kanan, dan dipompa agar mengalir melalui arteri pulmonalis ke paru-paru. Paru-paru akan mengeluarkan  $\text{CO}_2$  dan menambahkan  $\text{O}_2$  ke dalam darah. Kemudian, darah kaya  $\text{O}_2$  mengalir melalui vena pulmonalis ke serambi kiri, dan diteruskan ke bilik kiri. Setelah itu, darah dipompa agar mengalir ke seluruh sistem tubuh seperti ginjal, otot, otak dan lain-lain, kecuali paru-paru, melalui pembuluh aorta. Sesampainya di jaringan

tubuh, O<sub>2</sub> dalam darah diserap dan digunakan untuk menghasilkan energi, dengan produk sisa berupa CO<sub>2</sub> yang ditambahkan ke dalam darah. Darah ini mengalir ke serambi kanan, dan terjadi perulangan proses pemompaan darah pada jantung. Mekanisme kerja jantung tersebut berulang-ulang secara terus menerus, dan disebut siklus/denyut/detak jantung (Maisyaroh, 2012).

Detak jantung tersebut kemudian dibandingkan dengan *range* detak jantung normal yang berbeda untuk setiap usia. Cara menghitung detak jantung normal dalam satuan bpm (*beat per minute*) adalah denyut jantung maksimal (220 bpm) dikurangi dengan tahun usia. Pengukuran detak jantung ini dapat digunakan sebagai pertimbangan dalam melakukan latihan atau olahraga.

$$heartbeat_{normal} = 220 - usia \dots\dots\dots (1)$$

Apabila detak jantung yang terukur kurang dari 60% detak jantung normal dinyatakan sebagai batas bawah normal, maka latihan yang dilakukan belum efektif dalam memberikan tekanan ke jantung. Namun, apabila detak jantung yang terukur melebihi 80% dinyatakan sebagai batas atas normal, dapat berakibat fatal seperti serangan jantung (“Cek Denyut Nadi”, 2012; Ilhamdi, 2015).

Proses pemompaan darah dapat disederhanakan menjadi dua periode, yaitu periode sistol (jantung berkontraksi sehingga darah keluar dari jantung) dan periode diastol (jantung berelaksasi sehingga darah masuk ke jantung) (Maisyaroh, 2012). Pembuluh darah mengalami tekanan tertinggi pada periode sistol, yaitu sekitar 120 mm Hg, dan tekanan terendah pada periode diastole yang berkisar 80 mm Hg. Adanya perbedaan tekanan darah menyebabkan perubahan

kecepatan aliran darah sehingga terjadi perubahan viskositas (kekentalan darah). Prinsip inilah yang digunakan dalam proses HRM (*Heart Rate Measuring*).

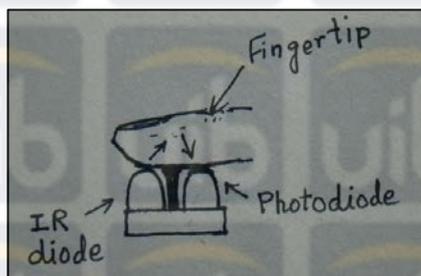
Proses HRM dapat dilakukan dengan beberapa cara, diantaranya:

### 2.1.1. Manual

Secara manual, perhitungan detak jantung, atau denyut nadi, dapat dilakukan dengan meletakkan jari telunjuk dan jari tengah ke bagian bawah pergelangan tangan yang berlawanan, tepatnya di bawah pangkal ibu jari. Selain di pergelangan tangan, perhitungan juga dapat dilakukan pada salah satu sisi jakun yang berongga, namun harus dalam keadaan duduk atau berbaring untuk menghindari terhambatnya aliran darah ke kepala yang menyebabkan pasien pingsan. Perhitungan dilakukan selama satu menit, atau menggandakan hasil perhitungan detak jantung selama 30 detik (Kumar, n.d.).

### 2.1.2. Sensor *Fingertip*

Sensor *fingertip* adalah sensor yang berfungsi untuk mendeteksi detak jantung, dan dipasang pada jari tangan.



Gambar 2.2 Desain sensor *fingertip*, sumber: Rajbex, n.d.

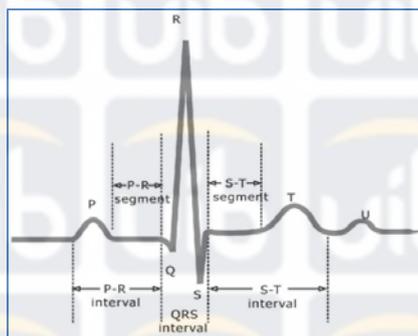
Sensor *fingertip* terdiri dari LED *infrared*, fotodioda, dan resistor. LED *infrared* dan fotodioda disusun sejajar secara mendatar sebagai tempat untuk meletakkan

jari tangan yang akan melalui pengujian detak jantung. Kedua komponen ini dipisahkan oleh pembatas yang bentuknya padat.

LED *infrared* memancarkan cahaya *infrared* ke arah jari dan akan dipantulkan kembali oleh darah pada arteri jari. Sebagian cahaya yang dipantulkan kembali diterima oleh fotodiode. Intensitas cahaya yang diterima oleh fotodiode bergantung pada volum darah pada arteri jari yang berubah pada setiap detak jantung (Rajbex, n.d.). Perubahan ini kemudian dikonversi menjadi tegangan menggunakan resistor pembagi tegangan dan dikuatkan dengan rangkaian penguat (*amplifier*).

### 2.1.3. EKG

Detak jantung dapat diukur dengan meletakkan dua elektrode atau lebih pada titik-titik tubuh, untuk mendeteksi impuls listrik yang dihasilkan jantung. Impuls listrik kemudian akan ditangkap elektrokardiogram (EKG) sehingga ritme jantung secara keseluruhan dapat diamati (Kumar, n.d.).



Gambar 2.3 Sinyal EKG, sumber: Gunawan, 2011.

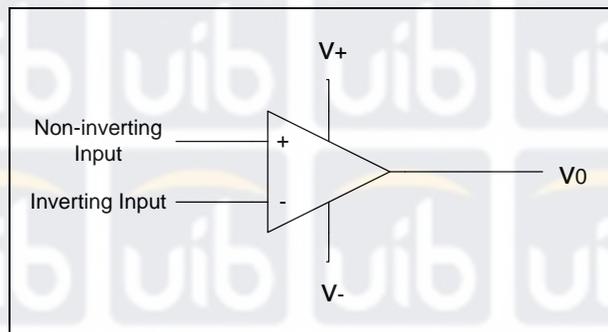
Sinyal EKG terdiri dari masing-masing 6 puncak dan lembah gelombang yang disebut P, Q, R, S, T, dan U. Pada Gambar 2.3, sinyal EKG dimulai dari titik P yang menggambarkan kontraksi pada atrium. Ketika atrium selesai

berkontraksi, ventrikel mulai berkontraksi yang ditunjukkan oleh titik R, hingga ventrikel berhenti berkontraksi pada titik T. Besar amplitude R berkisar antara 0.1 hingga 0.5 mV pada sumbu y. Sedangkan rentang waktu antar puncak R (RR interval) pada sumbu x, diukur dan dirata-ratakan setiap 15, 30, atau 60 detik, dan kemudian diubah ke dalam skala bpm, untuk mengetahui detak jantung rata-rata. Pada umumnya, sinyal EKG ini akan mengalami gangguan (*noise*) seperti gangguan listrik atau interferensi dari peralatan di sekitar, *noise* pengukuran atau kontak electrode, *electromyogram* (kontraksi otot) *noise*, *movement artifact*, *baseline drift and respiratory artifact*, *noise* instrumen atau *artifact* pada proses konversi analog ke digital, dan 50-Hz/60-Hz *line-frequency noise*.

Sebelum detak jantung rata-rata dihitung, sinyal EKG yang dihasilkan harus terlebih dahulu diproses dalam domain analog dan digital. Hal ini dikarenakan amplitude tegangan yang dihasilkan sangat kecil sehingga perlu dilakukan penguatan (amplifikasi), dan terdapat *noise* yang perlu disaring menggunakan *filter*. Fungsi-fungsi tersebut sebagian besar dapat dilakukan oleh mikrokontroler pada saat itu juga (*real time*) (Kumar, n.d.).

## 2.2 Rangkaian Penguat (*Amplifier*)

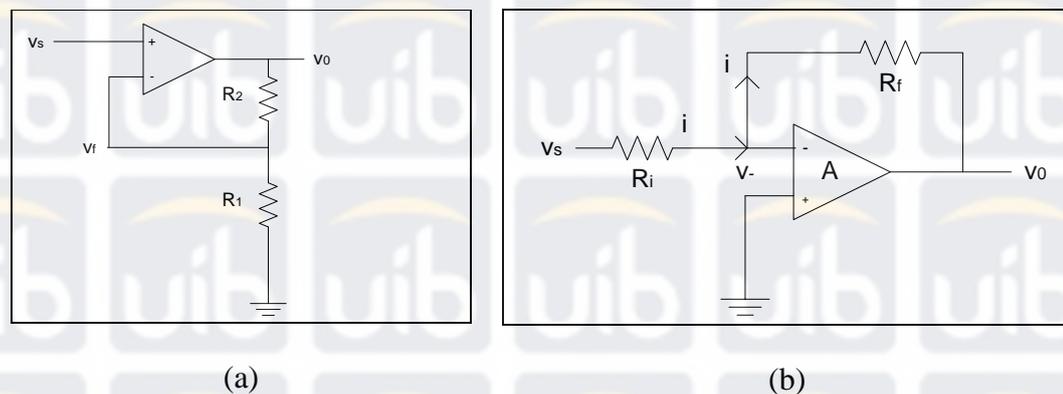
Penguat operasional merupakan blok penguat yang terdiri dari dua masukan dan satu keluaran. Kedua masukan tersebut adalah masukan tak membalik (*non-inverting*) dan masukan membalik (*inverting*). Rangkaian dasar penguat operasional ditunjukkan oleh gambar di bawah ini.



Gambar 2.4 Rangkaian dasar penguat operasional, sumber: Data primer, 2015.

Penguat operasional memiliki karakteristik apabila sinyal masukan diteruskan ke masukan tak membalik, maka sinyal keluarannya akan sefase dengan masukan. Sedangkan sinyal masukan yang terhubung dengan masukan membalik akan menghasilkan sinyal keluaran yang berbeda fase dengan masukan, atau memiliki tanda yang berlawanan dengan masukan.

Perbedaan rangkaian penguat operasional tak membalik dan penguat operasional membalik ditunjukkan oleh Gambar 2.5 berikut:



Gambar 2.5 a. Rangkaian penguat operasional tak membalik; b. Rangkaian penguat operasional membalik, sumber: Data primer, 2015.

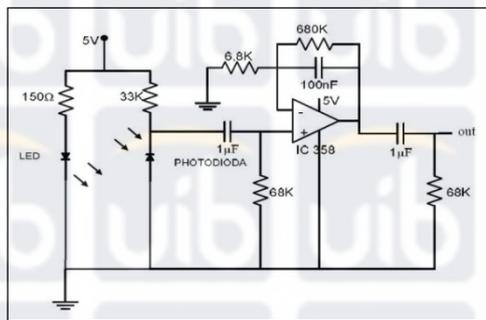
Kedua penguat operasional ini memiliki persamaan penguatan yang masing-masing ditunjukkan pada persamaan (2) untuk penguat operasional tak membalik,

dan persamaan (3) untuk penguat operasional membalik (“Penguat Operasional (Opamp)”, 2012).

$$A_v = \frac{v_0}{v_s} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \dots\dots\dots (2)$$

$$A_v = \frac{v_0}{v_s} = -\frac{R_f}{R_i} \dots\dots\dots (3)$$

Rangkaian penguat (*amplifier*) dalam penelitian ini menggunakan LM358 berfungsi untuk memperkuat sinyal *input* dari sensor *fingertip*. *Amplifier* yang telah diintegrasikan dengan sensor *fingertip* ditunjukkan oleh Gambar 2.6.



Gambar 2.6 Rangkaian integrasi sensor *fingertip* dan *amplifier*, sumber: Hidayat (n.d.).

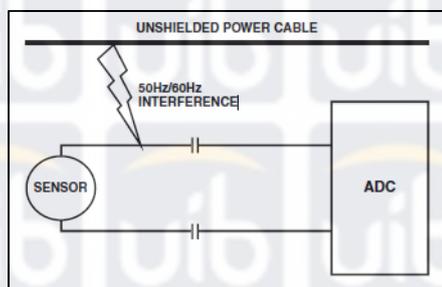
Jenis *amplifier* yang digunakan dalam penelitian ini adalah *integrator amplifier*.

Besar penguatan pada *integrator amplifier* dapat dihitung dengan menggunakan persamaan (4) berikut (Storr, n.d.).

$$A_v = -\frac{R_2}{R_1} x \frac{1}{(1 + 2\pi fCR_2)} \dots\dots\dots (4)$$

### 2.3 Sinyal 50-Hz/60-Hz Line-Frequency Noise

Ada dua frekuensi dari daya listrik AC yang umum digunakan, yaitu 50-Hz/60-Hz. Kedua frekuensi ini dapat dikategorikan menjadi *50-Hz/60-Hz line-frequency noise*, yang merupakan sinyal gangguan yang berasal dari interferensi akibat jala-jala listrik, baik melalui trafo *power supply*, maupun radiasi dari kabel yang tidak terlindungi dan peralatan listrik. Interferensi ini menimbulkan masalah ketika digunakan untuk mengukur sinyal tingkat rendah, namun dengan ADC yang beresolusi tinggi. Sinyal *50-Hz/60-Hz line-frequency noise* mengganggu masukan pada sensor yang dipasang di permukaan tubuh. Oleh karena itu, diperlukan filter yang ditambahkan ke dalam sistem, untuk meredam sinyal gangguan tersebut (Sherry, n.d.).

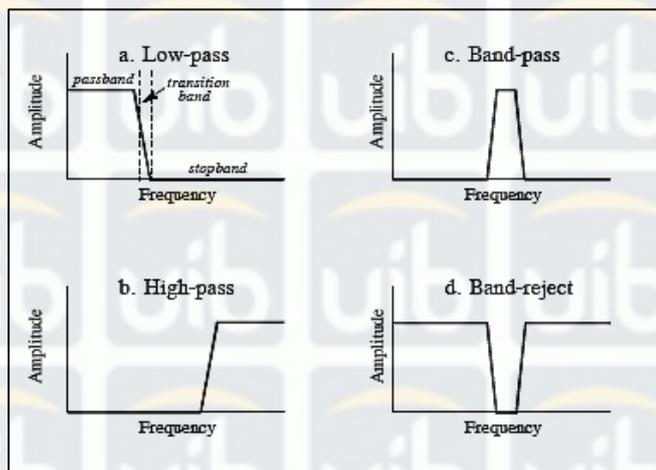


Gambar 2.7 Sinyal 50-Hz/60-Hz line-frequency noise, sumber: Sherry, n.d.

### 2.4 Filter

Filter merupakan perangkat untuk menghilangkan bagian yang tidak diinginkan atau mengambil bagian yang berguna dari sebuah sinyal dalam proses pengolahannya. Berdasarkan empat frekuensi dasar, filter dapat dibedakan ke dalam beberapa tipe, yaitu filter *low-pass*, *high-pass*, *band-pass*, dan *band-reject*. Tujuan pembagian ini adalah agar dapat meloloskan beberapa frekuensi tertentu

tanpa teredam, sekaligus meredam beberapa frekuensi lainnya tanpa tercampur ke sinyal keluaran. Frekuensi-frekuensi yang lolos disebut *passband*, sedangkan frekuensi-frekuensi yang teredam disebut *stopband*. Frekuensi diantara keduanya disebut *transition band*. Pemisahan antara *passband* dan *transition band* disebut frekuensi *cutoff* (Smith, 2013).



Gambar 2.8 Tipe filter berdasarkan empat frekuensi dasar, sumber: Smith, 2013.

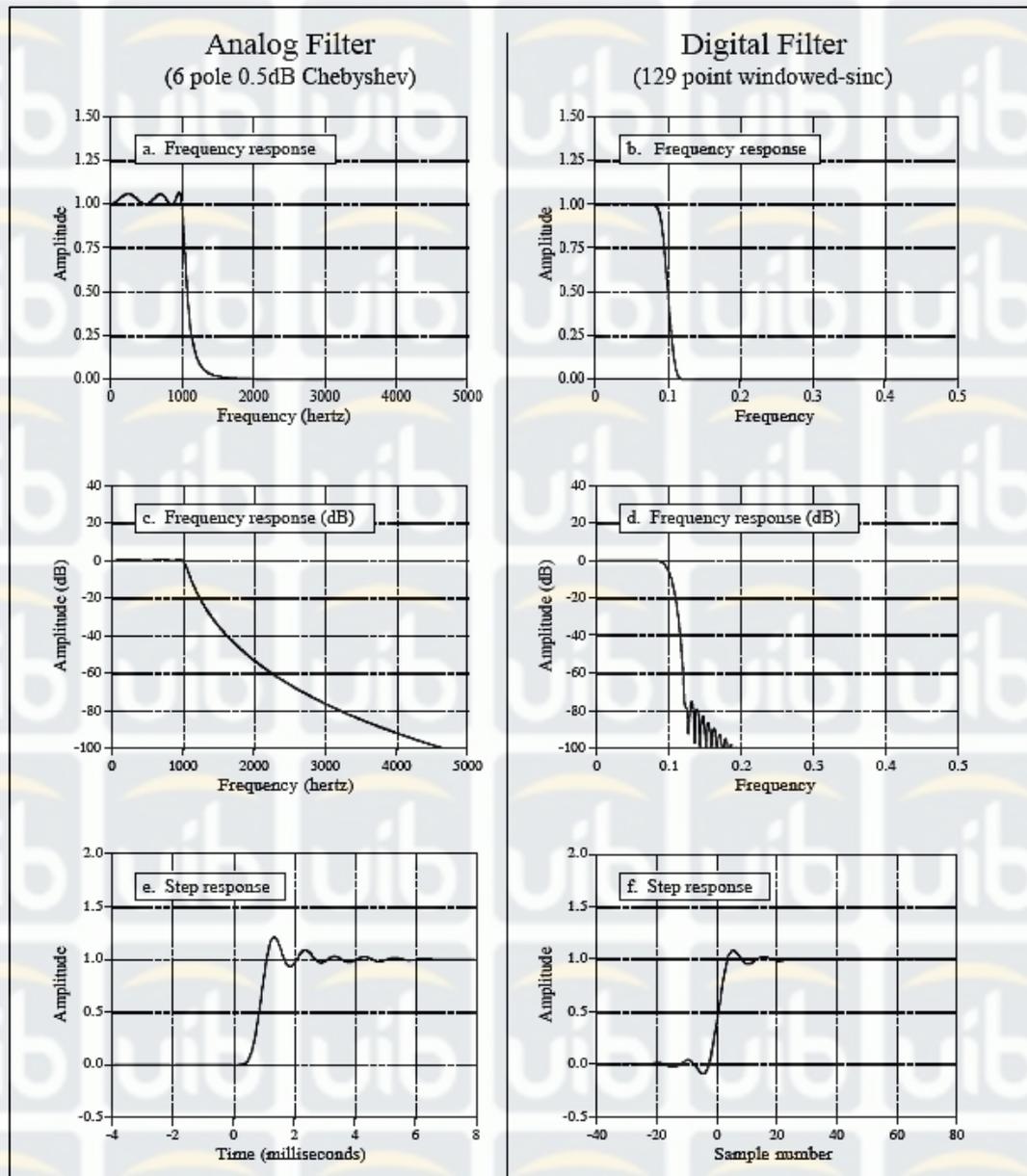
Filter *low-pass* adalah filter yang melewatkan frekuensi rendah dan meredam frekuensi tinggi. Nilai amplitudo menurun dengan meningkatnya frekuensi, sehingga amplitudonya bernilai relatif besar pada frekuensi rendah dan bernilai relatif kecil pada frekuensi tinggi. Filter *high-pass* adalah filter yang melewatkan frekuensi tinggi dan meredam frekuensi rendah. Nilai amplitudo semakin besar dengan meningkatnya frekuensi, sehingga amplitudonya bernilai relatif besar pada frekuensi tinggi dan bernilai relatif kecil pada frekuensi rendah. Filter *band-pass* adalah filter yang melewatkan frekuensi pada *range* tertentu dan meredam frekuensi di luar *range* tersebut. Nilai amplitudo mencapai puncak ketika frekuensi tepat di tengah *range*, dan semakin mengecil ketika frekuensi

semakin jauh dari pusat atau nilai tengah *range*. Filter *band-reject* adalah filter yang meredam frekuensi pada *range* tertentu dan melewatkan frekuensi di luar *range* tersebut. Nilai amplitudo menurun ketika frekuensi tepat di tengah *range*, dan semakin meningkat ketika frekuensi semakin jauh dari pusat atau nilai tengah *range* (Sannuti, n.d.).

Selain pembagian berdasarkan frekuensi dasarnya, filter juga dapat dibedakan berdasarkan proses pengolahan sinyal menjadi filter analog dan digital. Filter analog menggunakan rangkaian elektronik yang terdiri dari komponen-komponen seperti resistor, kapasitor, opamp dan sebagainya untuk menghasilkan fungsi penyaringan. Filter analog memiliki masukan dan keluaran berupa sinyal analog, atau sinyal kontinyu. Berbeda dengan filter analog, filter digital menggunakan prosesor digital seperti komputer maupun chip DSP (*Digital Signal Processing*) khusus untuk melakukan operasi matematika agar terjadi proses penyaringan. Filter digital memiliki masukan dan keluaran berupa sinyal digital. Sinyal ini berasal dari sinyal analog yang diambil sampelnya dan didigitalisasi menggunakan ADC (*Analog to Digital Converter*). Bilangan-bilangan yang merepresentasikan sinyal sampel kemudian dikirim ke prosesor untuk dilakukan perhitungan numerik (Siana & Adrian, 2002; University of Babylon, n.d.).

Filter digital memiliki beberapa kelebihan dibandingkan dengan filter analog, seperti nilai *ripple* pada *passband* yang lebih kecil, atenuasi (penurunan amplitudo) dan *roll-off* (kecuraman) pada *stopband* yang lebih baik, serta respon step yang simetris. Hal ini dibuktikan dengan membandingkan sinyal hasil filter *low-pass* analog dan digital, seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 2.9. Pada

bagian *a* dan *b*, sinyal dari filter analog mengandung *ripple* sebesar 6% pada *passband*, sedangkan filter digital hanya sekitar 0.02%.



Gambar 2.9 Perbandingan filter *low-pass* analog dan digital, sumber: Smith, 2013.

Pada bagian *c* dan *d*, sinyal dari filter digital mengalami penurunan amplitudo yang lebih curam dari *passband* ke *stopband* dibandingkan dengan filter analog,

sehingga filter analog lebih banyak melewatkan frekuensi yang termasuk *stopband* dengan amplitudo yang lebih kecil. Pada gambar *e* dan *f*, sinyal dari filter digital memiliki bentuk yang simetris pada *step response* sedangkan sinyal dari filter analog tidak simetris (Smith, 2013).

Filter digital dapat dibedakan berdasarkan impuls respon yang digunakan menjadi dua jenis filter, yaitu FIR (*Finite Impulse Response*) dan IIR (*Infinite Impulse Response*). FIR merupakan filter digital yang mempunyai respon impuls terbatas, sedangkan IIR memiliki respon impuls yang tidak terbatas (Siana & Adrian, 2002). Kelebihan filter FIR memiliki respon yang linier dan sifat yang selalu stabil jika dibandingkan dengan IIR. Sistem adaptif yang diterapkan pada filter FIR akan membuat filter ini dapat menyesuaikan diri dengan kondisi sekitar yang selalu berubah setiap waktu, dengan cara memperbaharui koefisien filter melalui suatu algoritma adaptif (Sahar & Darjat, 2011).

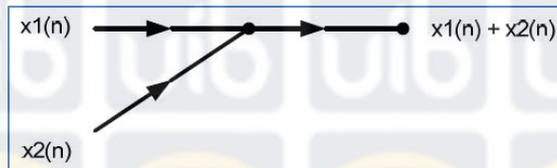
FIR, atau tanggapan impuls berhingga, merupakan filter digital yang respon impulsnya akan mencapai nol dalam tahap terbatas. Filter FIR didasarkan pada persamaan *feed-forward difference*, yang berarti bahwa tidak ada *feedback* (umpan balik) dari output sebelumnya atau sesudahnya untuk menghasilkan output saat ini, tetapi hanya dipengaruhi oleh input (Wickert, 2011). Secara matematis, persamaan umum filter FIR ditunjukkan pada persamaan (5) berikut.

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} b_k \cdot x[n-k] \dots\dots\dots (5)$$

dengan masukan filter  $x[n]$ , koefisien filter  $b_k$ , keluaran filter  $y[n]$ , dan orde filter  $N$  (Texas Instruments, 2004).

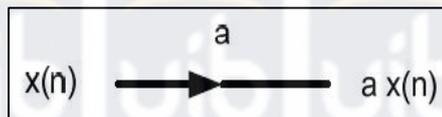
Ada tiga elemen dasar dalam filter digital, di antaranya (Susilawati, 2009):

1. *Adder* (penjumlah), terdiri dari dua input dan satu output. Penjumlahan tiga atau lebih isyarat dapat dilakukan dua penjumlah (*adder*) secara berturutan.



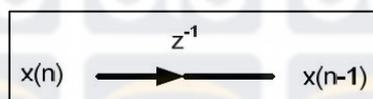
Gambar 2.10 Adder, sumber: Susilawati, 2009.

2. *Multiplier* (pengali), terdiri dari masing-masing satu input dan output.



Gambar 2.11 Multiplier, sumber: Susilawati, 2009.

3. *Delay* (penunda), menunda isyarat yang melaluinya sebanyak satu sampel.



Gambar 2.12 Delay, Sumber: susilawati, 2009.

Beberapa istilah yang dapat digunakan untuk menggambarkan FIR, antara lain:

1. *Impuls Response*, adalah himpunan dari koefisien FIR.
2. *Tap*, atau biasa disebut  $N$ , menunjukkan jumlah memori dan perhitungan yang diperlukan, serta jumlah penyaringan yang dapat dilakukan oleh filter. Semakin banyak tap mengakibatkan meningkatnya peredaman, berkurangnya ripple dan filter semakin sempit.

3. *Multiply-Accumulate* (MAC), adalah proses penjumlahan dari perkalian antara sebuah koefisien dengan sampel data delaynya.
4. *Transition Band*, adalah pita frekuensi antara ujung passband dengan stopband. Semakin sempit pita transisi, maka diperlukan tap yang lebih banyak.
5. *Delay line*, adalah himpunan elemen memory yang berfungsi sebagai elemen delay  $z^{-1}$  dalam perhitungan FIR.
6. *Circular Buffer*, berfungsi agar ketika sampel baru ditambahkan ke buffer, maka akan otomatis menggantikan yang lama, atau yang telah ada (Iowegian International Corporation, n.d.).

Dari berbagai jenis filter yang tersedia, filter yang digunakan pada penelitian ini adalah filter FIR low-pass adaptif.

## 2.5 Osilator

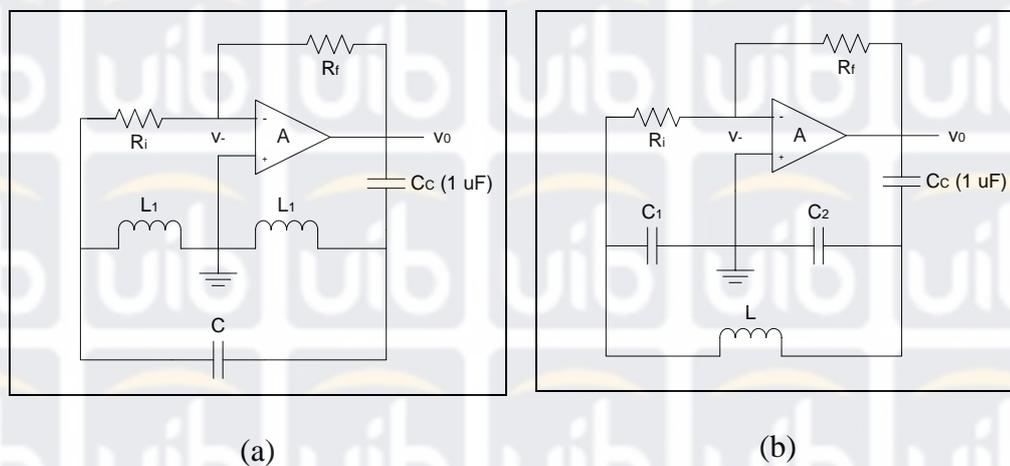
Osilator merupakan rangkaian elektronika yang menghasilkan sinyal AC dengan amplitudo yang bernilai konstan. Berdasarkan sinyal yang dihasilkannya, osilator terbagi ke dalam tiga kategori, yaitu *sine wave oscillator* yang menghasilkan gelombang sinusoidal, *relaxation oscillator* dan *astable multivibrators* sebagai penghasil gelombang kotak, dan *sweep oscillator* untuk menghasilkan gelombang gerigi.



Gambar 2.13 Simbol osilator, sumber: Data primer, 2015.

*Sine wave oscillator* dapat dikelompokkan berdasarkan komponen penyusunnya menjadi LC, RC (atau CR), dan *crystal oscillator*. Osilator LC terdiri dari inductor dan kapasitor gelombang sinus dengan frekuensi yang stabil. Jenis osilator ini digunakan untuk menghasilkan dan menerima sinyal RF (*Radio Frequency*) dimana nilai frekuensi dapat diatur menggunakan *variable capacitor* atau *variable inductor*. Osilator LC memiliki kekurangan apabila digunakan pada frekuensi rendah, yaitu diperlukannya nilai inductor dan kapasitor yang sangat tinggi, sehingga pada aplikasi seperti audio, digunakan osilator RC. Sedangkan untuk frekuensi tinggi, dimana dibutuhkan frekuensi dengan kestabilan tinggi, *crystal oscillator* dapat bergetar pada frekuensi yang tepat ketika mengalami tegangan bolak-balik. Nilai frekuensi bergantung pada dimensi fisik kristal, sehingga kristal dengan dimensi tertentu memiliki keakuratan yang tinggi (Coates, 2013).

Terdapat dua jenis osilator LC yang penting, yaitu Hartley dan Colpitts. Diagram osilator Hartley dan Colpitts yang ditunjukkan pada gambar 2.14 menggunakan penguat operasional atau opamp.



Gambar 2.14 a. Osilator hartley; b. Osilator colpitts, sumber: Data primer, 2015.

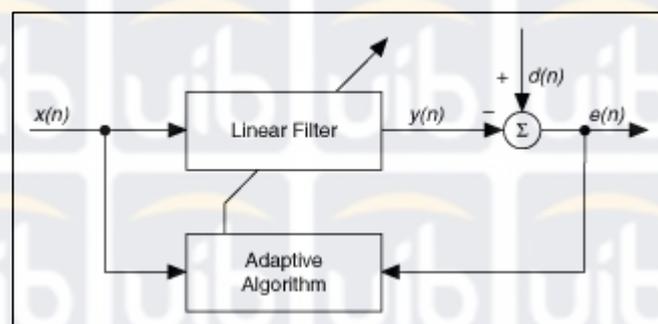
Kedua osilator ini memiliki nilai frekuensi osilasi ( $f_o$ ) dan penguatan minimal ( $A_v$ ) yang ditentukan oleh persamaan (6) untuk Hartley dan (7) untuk Colpitts (Maheshwari & Anand, 2006).

$$f_o = \frac{1}{2\pi\sqrt{(L_1 + L_2)C}}, |A_v| = \frac{L_1}{L_2} \dots\dots\dots (6)$$

$$f_o = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC_1C_2/(C_1 + C_2)}}, |A_v| = \frac{C_1}{C_2} \dots\dots\dots (7)$$

## 2.6 Metode *Least Mean Square* (LMS)

Filter adaptif adalah filter yang berfungsi untuk menampilkan hubungan antara *input* dan *output* dari sebuah filter secara berulang. Filter adaptif dapat mengubah koefisien filter secara otomatis berdasarkan algoritma adaptif. Gambar 2.15 menunjukkan blok diagram filter adaptif, di mana  $x(n)$  adalah sinyal *input* pada filter linier,  $y(n)$  adalah sinyal *output*,  $d(n)$  adalah sinyal *input* tambahan pada filter adaptif, dan  $e(n)$  adalah sinyal *error* yang diakibatkan perbedaan nilai  $d(n)$  dan  $y(n)$ .



Gambar 2.15 Blok diagram filter adaptif, sumber: National Instruments Corporation, 2008.

Penyesuaian koefisien filter dilakukan secara terus menerus agar didapatkan nilai *error* paling minimal. Salah satu algoritma adaptif yang dapat mengatur koefisien filter FIR secara berulang adalah algoritma LMS. Metode LMS membuat filter mendekati bobot yang optimum dengan cara memberikan asumsi-asumsi nilai bobot dan memasukkannya ke dalam algoritma. Nilai bobot dimulai dari nilai paling kecil atau nol, dan setelah didapatkan nilai keluaran yang dibandingkan dengan nilai referensi, nilai bobot terus diperbaharui di setiap langkahnya untuk mengurangi *error* atau selisih dari nilai keluaran dan referensi.

Metode ini berfungsi dengan baik apabila terjadi korelasi yang baik antara nilai referensi dan *error* yang dimasukkan kembali ke *input* untuk memperbaharui bobot. Kondisi ini dapat dicapai dengan meletakkan *lead* pada posisi di mana korelasi bernilai maksimum. Namun, terdapat beberapa kendala seperti komponen yang terhubung pada *lead* berkorelasi dengan sinyal selain *noise* dan timbulnya *distorsi* (gangguan) pada jalur komponen menuju nilai referensi. Oleh karena itu, digunakan sinyal yang sama untuk *input* dan referensi, dengan menambahkan *delay* pada jalur *input*, atau referensi. Penelitian terdahulu membuktikan bahwa penambahan *delay* pada jalur *input* lebih efektif karena membutuhkan jumlah iterasi yang lebih sedikit (Sharma & Shrivastava, 2012). Setelah diterapkan metode ini, hasil pengukuran diharapkan lebih *smooth* dan mendekati bentuk sinyal yang sebenarnya.

Tahapan-tahapan penyesuaian koefisien filter adaptif dalam algoritma LMS adalah sebagai berikut:

1. Menghitung sinyal *output*  $y(n)$  dari filter FIR,

$$y(n) = \bar{u}^T(n) \bullet \bar{w}(n) \dots\dots\dots (8)$$

$$\bar{u}(n) = [x(n) \bullet x(n-1) \bullet \dots \bullet x(n-N+1)]^T \dots\dots\dots (9)$$

$$\bar{w}(n) = [w_0(n) \bullet w_1(n) \bullet \dots \bullet w_{N-1}(n)]^T \dots\dots\dots (10)$$

di mana  $\bar{u}(n)$  adalah vektor *input* filter, dan  $\bar{w}(n)$  adalah vektor koefisien filter.

2. Menghitung sinyal *error*  $e(n)$  menggunakan persamaan,

$$e(n) = d(n) - y(n) \dots\dots\dots (11)$$

3. Memperbarui koefisien filter menggunakan persamaan,

$$\bar{w}(n+1) = \bar{w}(n) + \mu \bullet e(n) \bullet \bar{u}(n) \dots\dots\dots (12)$$

di mana  $\mu$  adalah *step size* dari filter adaptif (National Instruments Corporation, 2008).

Sinyal *input* pada penelitian ini merupakan sinyal detak jantung yang sudah bercampur dengan sinyal *noise*. Pemanfaatan algoritma LMS dimaksudkan untuk memisahkan sinyal asli dari sinyal *noise*.

## 2.7 Discrete Fourier Transform (DFT)

Transformasi *Fourier* adalah persamaan yang digunakan untuk mengubah sinyal dari domain waktu  $t$  ke domain frekuensi  $f$ . Secara matematis, transformasi Fourier  $X(f)$  dari waktu kontinyu  $x(t)$  ditunjukkan oleh persamaan (13) berikut.

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt \dots\dots\dots(13)$$

Sedangkan invers transformasinya ditunjukkan oleh persamaan (14) di bawah ini.

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f)e^{i2\pi ft} df \dots\dots\dots(14)$$

Transformasi *Fourier* yang dilakukan dengan mengambil sampel dalam jumlah tertentu disebut Transformasi Fourier Berhingga, atau *Discrete Fourier Transform* (DFT). Model DFT digunakan untuk mengolah sinyal dalam operasi digital. Sampel-sampel dari sinyal yang diambil merupakan representasi sinyal tersebut secara keseluruhan dalam domain waktu. Setelah itu, sampel-sampel tersebut akan diubah ke dalam domain frekuensi menggunakan DFT, dengan persamaan (15) sebagai berikut.

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-\frac{i2\pi kn}{N}} \dots\dots\dots(15)$$

Sedangkan invers transformasinya ditunjukkan oleh persamaan (16)

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X[k]e^{\frac{i2\pi kn}{N}} \dots\dots\dots(16)$$

dengan  $N$  adalah jumlah sampel.

Hasil DFT merupakan bilangan kompleks yang terdiri dari nilai real dan imajiner. Hal ini dapat dibuktikan dengan menjabarkan persamaan berikut

(Radiana, n.d.).

$$e^{-\frac{i2\pi}{N}} = \cos \frac{2\pi}{N} - i \sin \frac{2\pi}{N} \dots\dots\dots(17)$$

Persamaan (17) dimasukkan ke dalam persamaan (15) menjadi,

$$X[k] = \left( \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cos \frac{2\pi kn}{N} \right) - i \left( \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \sin \frac{2\pi kn}{N} \right) \dots\dots\dots(18)$$

$$X[k] = X_R[k] + jX_I[k]$$

dengan  $X_R[k]$  adalah nilai real dan  $X_I[k]$  adalah nilai imajineranya.

Kemudian, hasil DFT dinyatakan dalam *magnitude* dan *phase* sebagai berikut.

$$\text{Magnitude; } |X[k]| = \sqrt{(X_R[k])^2 + (X_I[k])^2} \dots\dots\dots (19)$$

$$\text{Phase; } \text{Arg}\{X[k]\} = \frac{X_I[k]}{X_R[k]} \dots\dots\dots (20)$$

Proses DFT memberikan hasil yang berbeda untuk setiap nilai  $N$  yang berbeda. Jumlah sampel minimal yang dapat merepresentasikan sinyal keseluruhan adalah dua kali frekuensi sinyal input, atau disebut *Nyquist Frequency* (Ramadijanti & Basuki, 2010). Kesalahan dalam pengambilan dapat mengakibatkan kesalahan perkiraan sinyal kontinyu, diantaranya:

1. *Aliasing*, yaitu kesalahan akibat rendahnya *sample rate* sehingga dapat mengakibatkan *overlap* spektrum.
2. *Leakage*, yaitu kesalahan akibat distorsi spektrum dikarenakan pengabaian sinyal frekuensi pada waktu yang tak terhingga.
3. *Picket-fence effect*, yaitu kesalahan akibat perhitungan spektrum yang terbatas sehingga DFT tidak mampu mengobservasi sinyal sebagai sebuah sinyal kontinyu (Radiana, n.d.).