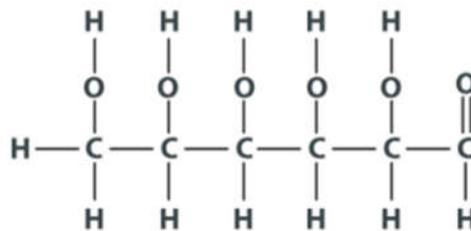


BAB II

LANDASAN TEORI

2.1 Glukosa

Glukosa merupakan kelompok senyawa karbohidrat sederhana atau monosakarida dengan struktur kimianya $C_6H_{12}O_6$ dan memiliki massa molekul sebesar 180 gr/mol.

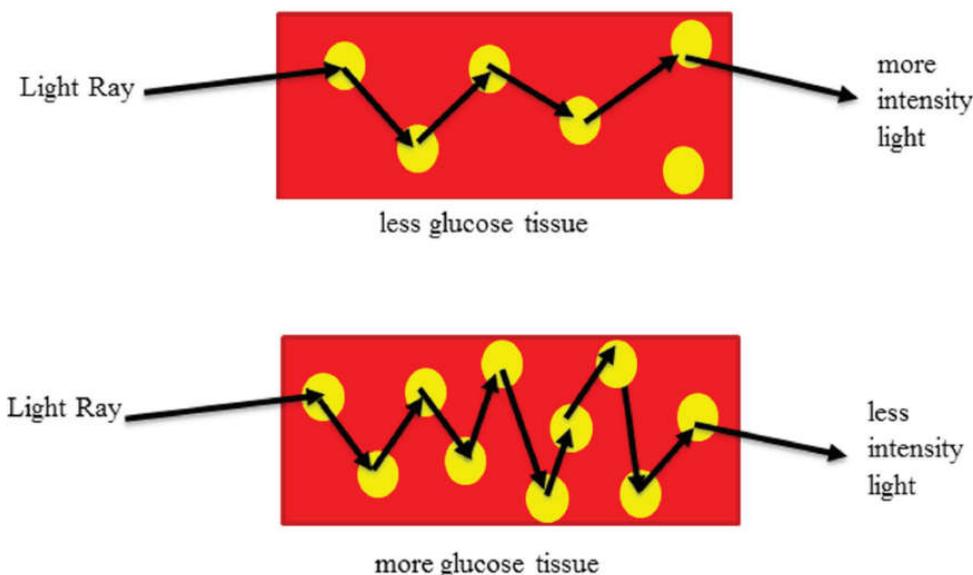


Gambar 2.1, Struktur senyawa glukosa

Glukosa bisa didapatkan dari sayur-sayuran, buah-buahan, produk olahan susu, dan sumber karbohidrat seperti nasi, jagung, ketela pohon dan tepung terigu. Glukosa berfungsi sebagai sumber energi untuk sel-sel otak, sel saraf, dan sel darah merah. Darah manusia normal mengandung glukosa dalam jumlah atau konsentrasi yang tetap, yaitu antara 70-100 mg tiap 100 ml darah. Glukosa darah ini dapat bertambah setelah memakan makanan sumber karbohidrat, namun setelah kira-kira 2 jam setelah makan, jumlah darah akan kembali seperti semula. Pada orang yang menderita diabetes melitus, jumlah glukosa darah lebih besar dari 130 mg/ 100 ml darah (Tamridho, Elektro, Indonesia, & Indonesia, 2008).

Molekul glukosa dalam tubuh yang terletak dalam jaringan di bawah kulit antara 1-100 mm dapat diestimasi melalui penembakan dengan cahaya dengan panjang gelombang antara 940-2500 nm. Molekul glukosa dapat melakukan

penyerapan atau pemantulan terhadap cahaya tersebut. Sehingga hal tersebut berpengaruh terhadap cahaya yang dilewatkan (Rezza, 2017).



Gambar 2.2, Efek glukosa terhadap jalur cahaya
(Narkhede, Dhalwar, dan Khartikeyan, 2016)

Gambar 2.2 menunjukkan deskripsi efek molekul glukosa pada jalur cahaya. Kadar glukosa yang sedikit menyebabkan lebih banyak hamburan, lebih panjang jalur dan karenanya lebih sedikit penyerapan. Sedangkan lebih banyak jaringan glukosa menghasilkan lebih sedikit hamburan, lebih sedikit panjang jalur optik dan karenanya lebih banyak penyerapan oleh jaringan. Karena lebih banyak penyerapan dalam jaringan glukosa tinggi yang dipantulkan cahaya memiliki intensitas yang lebih sedikit dibandingkan dengan jaringan dengan kadar glukosa yang lebih sedikit.

Kadar gula dalam darah dapat diukur dengan pengukuran kadar gula standar menggunakan bahan plasma darah yang berasal dari pembuluh vena. Plasma darah adalah bagian cair dari darah. Intinya adalah darah yang sudah tidak mengandung bahan-bahan padat lagi seperti sel darah merah hematokrit dan yang lainnya. Pada alat pengukur gula darah *portable* yang banyak terdapat di pasaran,

metode mendapatkan plasma dari darah dengan melakukan penyaringan darah yang diambil yang dilakukan oleh strip tempat menaruh sediaan darah yang diambil. Kemudian, darah pada strip terdeteksi oleh sensor glukosa yang terdapat pada alat pengukur gula darah digital tersebut. Pengukuran gula darah sebaiknya dilakukan sesegera mungkin setelah darah diambil dari vena. Pengukuran darah vena dan kapiler pada saat puasa memberikan hasil yang identik, tetapi tidak untuk pengukuran 2 jam setelah makan di mana hasil dari darah kapiler menunjukkan nilai yang lebih tinggi. Penggolongan Diabetes Melitus dapat dilihat pada tabel 2.1 dengan berbagai kadar glukosa pada waktu tertentu dan pada saat sedang puasa.

Tabel 2.1, Kadar glukosa darah sewaktu dan puasa dalam satuan mg/dl
(Sabrina, 2011)

Sampel Darah	Bukan DM	Belum pasti DM	DM
Kadar glukosa darah sewaktu			
Plasma vena	<110	110-199	>200
Darah kapiler	<90	90-199	>200
Kadar glukosa darah puasa			
Plasma vena	<110	110-125	>126
Darah kapiler	<90	90-109	>110

2.2 Diabetes Melitus (DM)

Diabetes melitus (DM) merupakan penyakit gangguan metabolik menahun akibat pankreas tidak memproduksi cukup insulin atau tubuh tidak dapat menggunakan insulin yang diproduksi secara efektif. Insulin adalah hormon yang mengatur keseimbangan kadar gula darah. Akibatnya terjadi peningkatan

konsentrasi glukosa di dalam darah (hiperglikemia) (Pusat Data dan Informasi Kementrian Kesehatan RI, 2014).

Ada 2 macam type DM (Federation, 2021; Pusat Data dan Informasi Kementrian Kesehatan RI, 2014; Sabrina, 2011) :

1. **DM tipe 1 atau disebut DM yang tergantung pada insulin.** DM ini disebabkan akibat kekurangan insulin dalam darah yang terjadi karena kerusakan dari sel beta pankreas. Gejala yang menonjol adalah terjadinya sering kencing (terutama malam hari), sering lapar dan sering haus, sebagian besar penderita type ini berat badannya normal atau kurus. Biasanya terjadi pada usia muda dan memerlukan insulin seumur hidup.
2. **DM tipe 2 atau disebut DM yang tidak tergantung pada insulin.** DM ini menyebabkan insulin yang ada tidak dapat bekerja dengan baik, kadar insulin dapat normal, rendah atau meningkat tetapi fungsi insulin untuk metabolisme glukosa tidak ada/kurang. Akibatnya glukosa dalam darah tetap tinggi sehingga *hiperglikimia*, 75% dari penderita DM type 2 dengan obesitas atau ada sangat kegemukan dan biasanya diketahui DM setelah usia 30 tahun. Kegemukan atau obesitas salah satu faktor penyakit DM, dalam pengobatan penderita DM, selain obat-obatan antidiabetes, perlu ditunjang dengan terapi diet untuk menurunkan kadar gula darah serta mencegah komplikasi-komplikasi lain.

Gejala klinis yang khas pada DM, yaitu “*trias poli*” *polidipsi* (Banyak minum), *poli phagia* (banyak makan) & *poliuri* (banyak kencing). Di samping disertai dengan keluhan sering kesemutan terutama pada jari-jari tangan, badan terasa lemas, gatal-gatal dan bila ada luka sukar sembuh. Kadang-kadang berat badan menurun secara drastis. Untuk mengetahui apakah seorang menderita DM, yaitu dengan memeriksakan kadar gula darah. Kadar gula normal adalah : Pada saat puasa = $80 \leq 110$ mg/dl, pada saat setelah makan = $110 \leq 160$ mg/dl (Federation, 2021; Kementerian Kesehatan RI., 2020; Sabrina, 2011).

2.3 Diagnosis Kadar Gula Darah

Untuk mendiagnosis kadar gula darah pasien, ada beberapa metode yang digunakan dan secara umum dibagi menjadi tiga metode: metode *invasive*, yang dilakukan dengan cara melukai bagian tubuh pasien agar bisa mendapatkan sampel darah yang akan didiagnosis; metode *minimally invasive*, metode yang hampir sama dengan metode *invasive* tetapi tidak menimbulkan trauma; dan metode *non-invasive*, metode yang dilakukan tanpa perlu melukai pasien terlebih dahulu (Gonzales et al., 2019; Hina & Saadeh, 2022; Susana et al., 2022; Yadav et al., 2015).

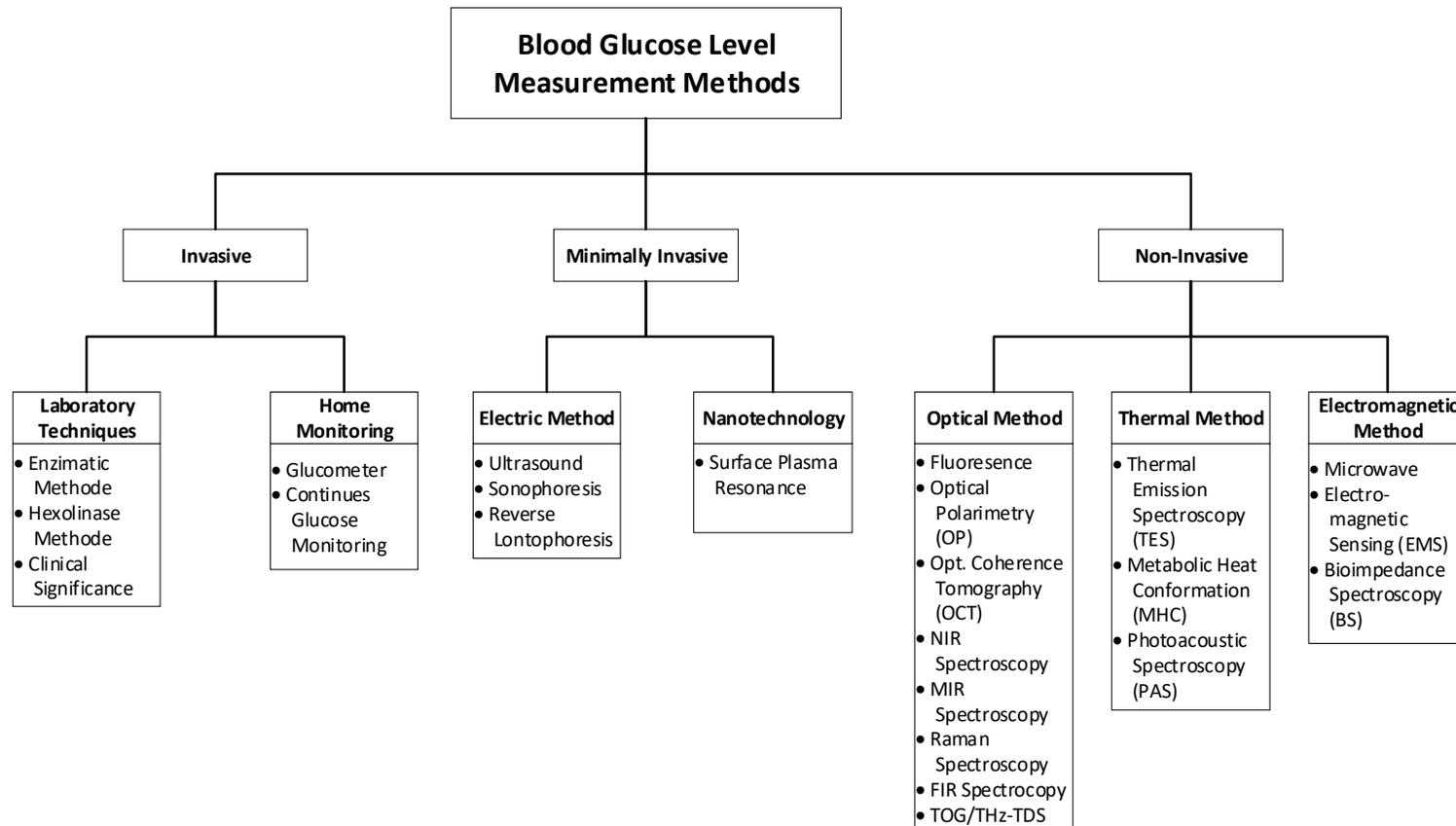
Metode *invasive* menjadi metode pengukuran kadar gula darah yang sangat umum digunakan karena memiliki akurasi yang tinggi dan alat ukurnya sudah banyak di pasaran. Untuk pengukurannya sendiri dibagi menjadi pengukuran skala laboratorium yang memanfaatkan darah dan juga non darah seperti keringat, air mata, enzim dan sebagainya sebagai objek ujinya dan skala rumahan dengan menggunakan *glukometer* yang bersifat pengukuran sesaat dan menggunakan

continues glucose monitoring yang bersifat kontinu sehingga data kadar gula darah dapat dipantau secara *real-time* (Gonzales et al., 2019; Yadav et al., 2015).

Selain menggunakan metode *invasive*, metode *minimally invasive* juga digunakan sebagai metode pengukuran kadar gula darah. Teknik yang digunakan adalah dengan memanfaatkan teknologi nano dan metode elektrik seperti memanfaatkan gelombang suara ultrasonik (Gonzales et al., 2019; Hina & Saadeh, 2022; Jain, Joshi, & Mohanty, 2021; Susana et al., 2022; Yadav et al., 2015).

Adapun metode *non invasive* dewasa ini sedang dikembangkan sehingga menghasilkan banyak metode baik dengan teknik pengambilan secara optik, elektromagnetik seperti memanfaatkan gelombang mikro, sensor elektromagnetik dan *bioimpedance spectroscopy* maupun secara termal seperti menggunakan *thermal emission spectroscopy (TES)*, *metabolic heat conformation (MHC)* dan *photoacoustic spectroscopy (PS)*. Metode optik menjadi teknik pengukuran kadar gula darah secara *non invasive* yang paling banyak dikembangkan baik dari segi jenis media pemancar optik yang digunakan seperti memanfaatkan LED (*raman spectroscopy, NIRS, MIRS, FIRS*) maupun metode pengolahan datanya seperti menggunakan berbagai macam algoritma *machine learning* (Gonzales et al., 2019; Hina & Saadeh, 2022; Susana et al., 2022; Yadav et al., 2015).

Metode *NIR spectroscopy (NIRS)* adalah metode pengukuran kadar gula darah yang memanfaatkan LED inframerah dekat sebagai pemancarnya. Metode ini akan digunakan pada penelitian ini dan akan dijelaskan pada subbab berikutnya.



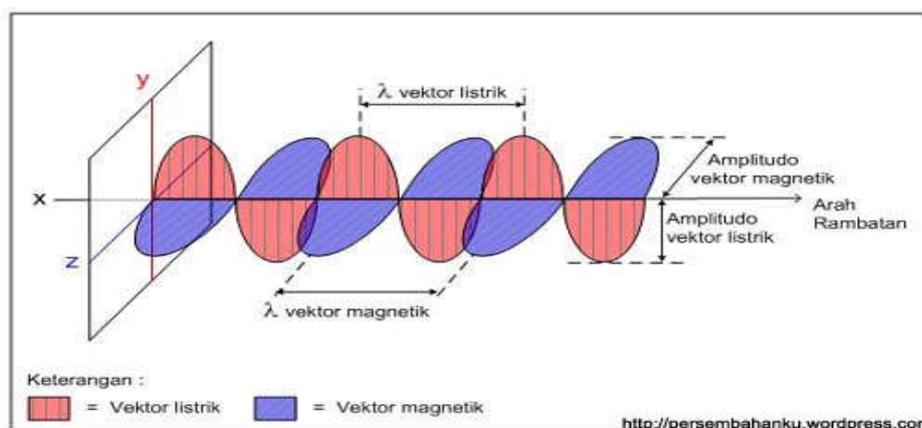
Gambar 2.3, Metode diagnosis kadar gula darah yang biasa dilakukan
(Gonzales et al., 2019; Susana et al., 2022; Yadav et al., 2014)

2.4 Spektroskopi

Cahaya yang dapat dilihat melalui penglihatan manusia terdiri dari gelombang elektromagnetik dengan frekuensi yang berbeda-beda, setiap frekuensi tersebut bisa dilihat sebagai warna yang berbeda. Radiasi inframerah juga merupakan gelombang dengan frekuensi yang berkesinambungan, hanya saja karena keterbatasan mata manusia, terkadang tidak dapat terlihat.

Spektroskopi merupakan metode pengukuran yang didasarkan pada interaksi antara cahaya dengan materi. Bila materi disinari kemungkinan cahaya akan diserap dan dipancarkan kembali dengan panjang gelombang yang sama atau berbeda. Spektroskopi sering digunakan untuk mengidentifikasi suatu unsur dan senyawa, melalui pemancaran dan penyerapan sebuah spektrum. Suatu alat untuk merekam spektrum disebut spektrometer (Tamridho et al., 2008).

Radiasi elektromagnetik dikemukakan pertama kali oleh *James Clark Maxwell*, yang menyatakan bahwa cahaya secara fisis merupakan gelombang elektromagnetik, artinya mempunyai vektor listrik dan vektor magnetik yang keduanya saling tegak lurus dengan arah rambatan. Pada Gambar 2.4 dapat dilihat berkas radiasi elektromagnetik.

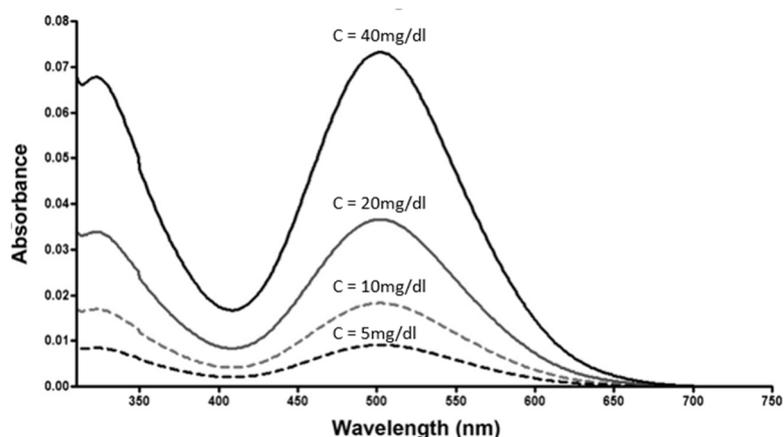


Gambar 2.4, Berkas radiasi elektromagnetik

(Sabrina, 2011)

Saat ini dikenal berbagai macam gelombang elektromagnetik dengan rentang panjang gelombang tertentu. Spektrum elektromagnetik merupakan kumpulan spektrum dari berbagai panjang gelombang.

Spektroskopi digunakan untuk menganalisis daya serap suatu larutan jika larutan tersebut dilewati sinar elektromagnetik. Contohnya seperti menganalisis konsentrasi kadar gula darah, kolesterol dan asam urat (*uric acid*).



Gambar 2.5, Grafik daya serap analisis spektroskopi konsentrasi kolesterol

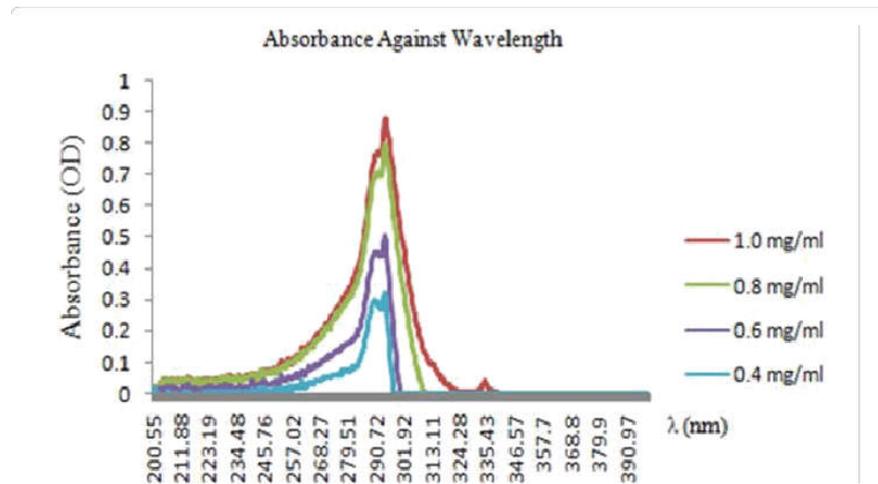
(Kamelska, Jarmołowska, & Bryl, 2015)

Gambar 2.5 menunjukkan hasil daya serap larutan kolesterol dengan konsentrasi 5mg/dl sampai 40mg/dl menggunakan metode spektroskopi. Dari hasil tersebut bahwa sumber sinar yang efektif berdasarkan besarnya daya serap pada panjang gelombang sekitar 300nm dan 500nm (Kamelska et al., 2015).

Selain pada larutan kolesterol, metode spektroskopi juga digunakan untuk mengukur konsentrasi asam urat dalam tubuh dengan pengujian secara *in-vitro* atau pengujian dengan mengambil sampelnya terlebih dahulu lalu diuji menggunakan spektrometer.

Gambar 2.6 menunjukkan grafik daya serap dari larutan yang mengandung asam urat dengan berbagai macam konsentrasi. Dari hasil tersebut menunjukkan

pengujian dilakukan menggunakan sinar dengan panjang gelombang 260-300 nm (sinar UV dekat) sangat efektif untuk mengukur konsentrasi asam urat (N, ZR, M, & H, 2018).



Gambar 2.6, Hasil analisis kadar asam urat menggunakan spektrogram UV (N et al., 2018)

2.5 Spektroskopi Inframerah Dekat (*NIR-Spectroscopy*)

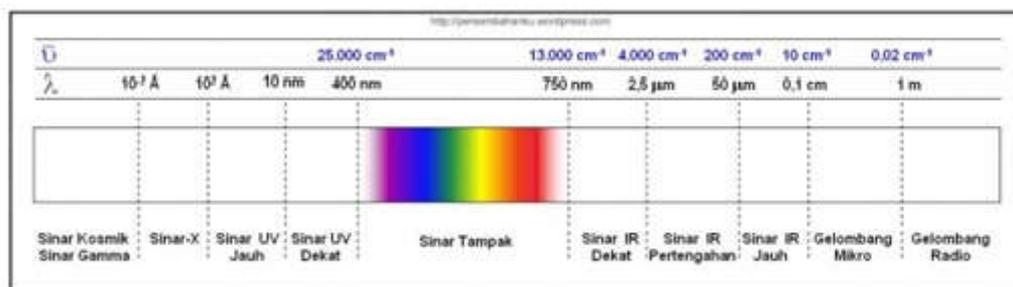
Spektrofotometri Inframerah merupakan suatu metode yang mengamati interaksi molekul dengan radiasi elektromagnetik yang berada pada daerah panjang gelombang 0,75-1.000 μm atau pada bilangan gelombang 13.000-10 cm^{-1} . Berdasarkan pembagian daerah panjang pada Tabel 2.2 dan gambar 2.7 sinar inframerah dibagi atas tiga daerah, yaitu:

1. Daerah Inframerah Dekat
2. Daerah Inframerah Pertengahan
3. Daerah Inframerah Jauh

Tabel 2.2, Panjang gelombang, frekuensi, dan spectrum elektromagnetik.

(Kasmirani Bahrul, 2014)

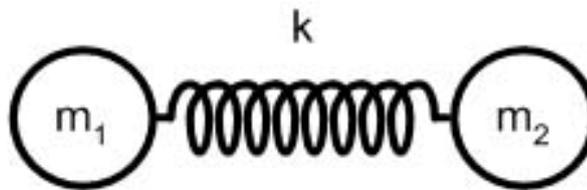
Spektrum	Panjang Gelombang		Frekuensi, Hz	Bilangan Gelombang cm^{-1}
	Satuan Umum	Meter		
Sinar X		10^{-12} - 10^{-8}	10^{20} - 10^{16}	
Ultra Ungu Jauh	10-200 nm	10^{-12} - 2×10^{-7}	10^{16} - 10^{15}	
Ultra Ungu Dekat	200-400 nm	2×10^{-7} - 4×10^{-7}	10^{15} - $7,5 \times 10^{14}$	
Sinar Tampak	400-750 nm	4×10^{-7} - $7,5 \times 10^{-7}$	$7,5 \times 10^{14}$ - 4×10^{14}	25000-13000
Inframerah Dekat	0,75-2,5 μm	$7,5 \times 10^{-7}$ - $2,5 \times 10^{-5}$	4×10^{14} - $1,2 \times 10^{14}$	13000-4000
Inframerah Pertengahan	2,5-50 μm	$2,5 \times 10^{-7}$ - 5×10^{-5}	$1,2 \times 10^{14}$ - 6×10^{12}	4000-200
Inframerah Jauh	50-1000 μm	5×10^{-5} - 1×10^{-3}	6×10^{12} - 10^{11}	200-10
Gelombang Mikro	0,1-100 cm	1×10^{-3} -1	10^{11} - 10^8	10 - 10^{-2}
Gelombang Radio	1-1000 m	1- 10^3	10^8 - 10^5	



Gambar 2.7 Daerah spektrum gelombang elektromagnetik

(Sabrina, 2011)

Dasar spektroskopi Inframerah dikemukakan oleh Hooke dan didasarkan atas senyawa yang terdiri atas dua atom atau diatom yang digambarkan dengan dua buah bola yang saling terikat oleh pegas seperti pada gambar 2.8. Jika pegas direntangkan atau ditekan pada jarak keseimbangan tersebut, maka energi potensial dari sistem tersebut akan naik (Lau W.S, 1999).



Gambar 2.8 Perumpamaan gerak senyawa

(Sabrina, 2011)

Setiap senyawa pada keadaan tertentu telah mempunyai tiga macam gerak, yaitu :

1. Gerak Translasi, yaitu perpindahan dari suatu titik ke titik lain,
2. Gerak Rotasi, yaitu berputar pada porosnya, dan
3. Gerak Vibrasi, yaitu bergerak pada tempatnya.

Setiap molekul memiliki harga energi tertentu. Bila suatu senyawa menyerap energi dari sinar inframerah, maka tingkatan energi di dalam molekul itu akan tereksitasi ke tingkatan energi yang lebih tinggi. Sesuai dengan tingkatan energi yang diserap, maka yang akan terjadi pada molekul ini adalah perubahan energi vibrasi yang diikuti dengan perubahan energi rotasi.

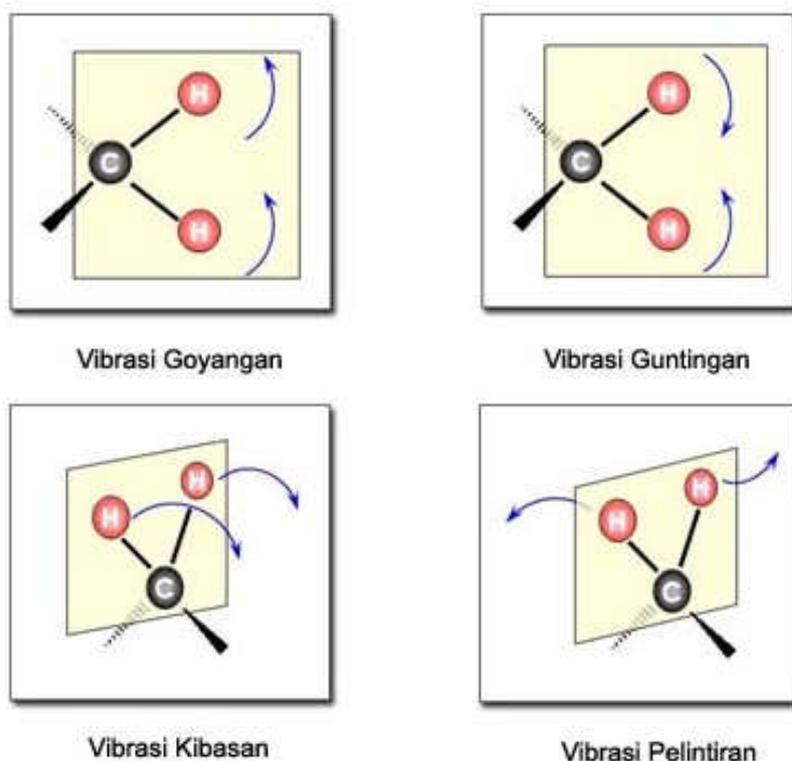
Atom-atom di dalam molekul tidak dalam keadaan diam, tetapi biasanya terjadi peristiwa vibrasi. Hal ini bergantung pada atom-atom dan kekuatan ikatan yang menghubungkannya. Vibrasi molekul sangat khas untuk satu molekul tertentu dan biasanya disebut vibrasi *finger print*. Vibrasi molekul dapat digolongkan atas dua golongan besar, yaitu :

1. Vibrasi Regangan (*Stretching*)
2. Vibrasi Bengkokan (*Bending*)

Dalam vibrasi ini atom bergerak terus sepanjang ikatan yang menghubungkannya sehingga akan terjadi perubahan jarak antara keduanya

walaupun sudut ikatan tidak berubah, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.9, yaitu macam vibrasi regangan. Vibrasi regangan ada 2 macam, yaitu :

1. Regangan simetri, unit struktur bergerak bersamaan dan searah dalam satu bidang datar
2. Regangan Asimetri, unit struktur bergerak bersamaan dan tidak searah, tetapi masih dalam satu bidang datar.



Gambar 2.9, Vibrasi Bengkokan (Vibrasi Goyangan, Vibrasi Guntingan, Vibrasi Kibasan, Vibrasi Pelintiran)
(Sabrina, 2011)

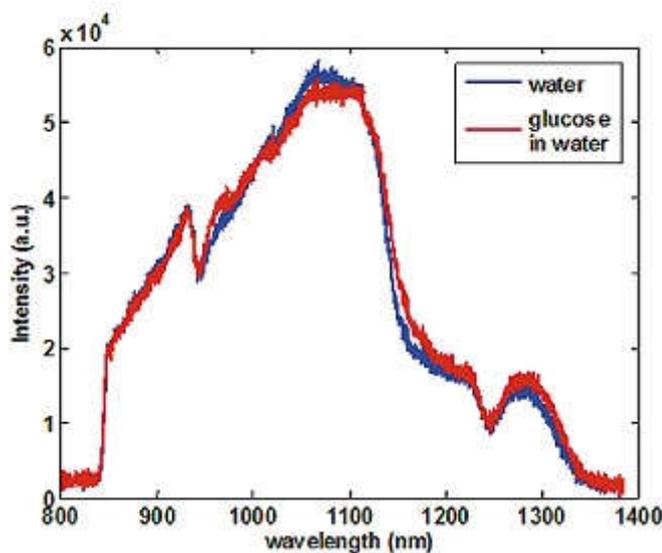
Bilangan gelombang vibrasi ulur karbonil agak berbeda untuk aldehida, krtan dan asam karboksilat, yang menunjukkan bahwa analisis bilangan gelombang karakteristik dengan teliti dapat memberikan informasi bagian struktur molekulnya. Di Tabel 2.3 serapan khas beberapa gugus ditampilkan. Serapan khas sungguh merupakan informasi yang kaya, tetapi harus diingat bahwa kekuatan

absorpsi tidak memberikan informasi kuantitatif. Dalam hal ini spektroskopi IR memang bersifat kualitatif.

*Tabel 2.3, Serapan khas beberapa gugus fungsi
(Kasmirani Bahrul, 2014)*

Gugus	Jenis Senyawa	Daerah Serapan (cm ⁻¹)
C-H	Alkana	2850-2960, 1350-1570
C-H	Alkena	3020-3080, 675-1000
C-H	Aromatik	3000-3100, 675-870
C-H	Alkuna	3300
C=C	Alkena	1640-1680
C≡C	Alkuna	2100-2260
C=C	Aromatik (cincin)	1500-1600
C-H	Alkana	2850-2960, 1350-1470
C-O	Alkohol, eter, asam karbohidrat, ester	1080-1300
C=O	Aldehida, keton, asam karboksilat, ester	1490-1760
O-H	Alkohol, Fenol (monomer)	3610-3640
O-H	Alkohol, fenol (ikatan H)	200-3600(lebar)
O-H	Asam karboksilat	500-3000(lebar)
N-H	Amina	3300-3500
C-N	Amina	1180-1360
C≡N	Nitril	2210-2260
-NO ₂	Nitro	1515-1560, 1345-1385

Salah satu implementasi spektroskopi inframerah dekat adalah mendeteksi kadar gula darah. Glukosa yang dilewati sinar elektromagnetik memiliki daya serap yang beragam.



Gambar 2.10, grafik daya serap sinar dengan panjang gelombang 800nm sampai 1400nm
(Andor, n.d.)

Berdasarkan gambar 2.10, Rentang panjang gelombang antara 850 nanometer (nm) hingga 1100 nm telah terbukti sangat efektif dalam mengukur daya serap glukosa. Glukosa adalah senyawa penting dalam bidang medis dan biomedis, dan kemampuan untuk mengukur konsentrasinya dengan akurasi tinggi sangatlah penting.

Pada rentang panjang gelombang ini, glukosa menunjukkan serapan khas yang disebabkan oleh gugus fungsional dalam strukturnya. Serapan ini memungkinkan identifikasi dan analisis konsentrasi glukosa dalam sampel dengan metode spektroskopi inframerah dekat (NIR).

Dalam aplikasi medis, pengukuran konsentrasi glukosa sangat penting untuk diagnosis dan pemantauan pasien dengan diabetes. Dengan menggunakan metode spektroskopi NIR di rentang 850 nm hingga 1100 nm, dapat dilakukan pengukuran non-invasif dan real-time konsentrasi glukosa dalam darah, tanpa perlu melakukan pengambilan sampel yang menyakitkan.

Selain itu, metode ini juga telah digunakan dalam pengembangan perangkat non-invasif, seperti sensor dan alat pemantau gula darah, yang memberikan kemudahan bagi pengguna untuk melakukan pemantauan glukosa sehari-hari.

Rentang panjang gelombang 850 nm hingga 1100 nm, dengan daya serap yang baik terhadap glukosa, memberikan dasar yang kuat untuk pengembangan metode spektroskopi NIR yang dapat digunakan dalam aplikasi medis dan biomedis. Hal ini membuka peluang untuk pengembangan teknologi yang lebih canggih dan non-invasif dalam pemantauan glukosa, yang dapat meningkatkan perawatan dan manajemen kondisi medis yang melibatkan glukosa, seperti diabetes (Andor, n.d.).

2.6 Hukum Lambert – Beer

Hukum *Beer-Lambert* diprakarsai oleh dua orang Fisikawan, August Beer dan Johan Henrich Lambert (Lambert & Beer, 1852) membahas mengenai penyerapan cahaya yang melewati zat terlarut suatu larutan. Penyerapan suatu cahaya oleh suatu zat menurut August Beer ialah:

“suatu zat terlarut dalam sebuah larutan secara langsung berbanding terbalik dengan jumlah cahaya yang dapat dilewatkan melalui larutan tersebut.”

Jika dinyatakan secara matematis, hukum ini diformulasikan menjadi persamaan berikut:

$$A = kCl \quad (2.1)$$

Di mana:

- A = nilai absorbansi

- k = koefisien absorpsi molal
- C = konsentrasi larutan dalam satuan mmol/L (molar)
- l = panjang jarak tempuh cahaya melalui larutan.

Adapun menurut Johan Henrich Lambert mengenai intensitas cahaya yang terserap oleh suatu zat terlarut ketika cahaya menembus zat tersebut menyatakan bahwa:

“laju penurunan intensitas cahaya yang merambat pada zat terlarut suatu larutan yang disimpan pada media dengan ketebalan tertentu secara logaritmik berbanding lurus dengan konsentrasi dari zat terlarut dan jarak tempuh cahaya yang melalui larutan tersebut.”

Secara matematis, pernyataan ini dapat diformulasikan juga menjadi persamaan berikut:

$$\frac{dI}{dx} = -KI \quad (2.2)$$

Di mana:

- x = panjang lintasan cahaya
- I = intensitas cahaya

Jika persamaan (2.2) diintegalkan dengan ketentuan nilai x memiliki rentang dari 0 sampai l dan I memiliki rentang dari I_0 sampai I , maka persamaan (2.2) menurut Lambert menjadi seperti berikut:

$$\int_{I_0}^I \frac{dI}{I} = -K \int_0^l dx$$

$$\log(I) - \log(I_0) = -Kl$$

$$\log\left(\frac{I}{I_0}\right) = -Kl \quad (2.3)$$

Di mana:

- I_0 =Intensitas cahaya yang dipancarkan

- I =Intensitas cahaya yang lewat dan diterima

Jika dilihat dari pernyataan Beer pada persamaan 2.1, penurunan intensitas cahaya juga bergantung pada konsentrasi C. Oleh karena itu, persamaan 2.3 juga dapat dinyatakan sebagai berikut:

$$\log \left(\frac{I}{I_0} \right) = -KCl \quad (2.4)$$

Pernyataan dari keduanya dapat disimpulkan bahwa hukum *Lambert-Beer* adalah suatu daya serap dari suatu zat terlarut dipengaruhi oleh suatu spesimen yang dinyatakan sebagai koefisien absorpsi molar ε dan konsentrasi C dari hasil penyerapan dan juga jalur sepanjang l dari zat terlarut suatu larutan yang dilewati oleh cahaya yang mengakibatkan penurunan intensitas cahaya. Pernyataan ini dapat diformulasikan menjadi persamaan berikut:

$$A = \varepsilon Cl \quad (2.5)$$

Di mana :

- A = daya serap

- ε = koefisien daya serap molar

- C = konsentrasi larutan (mmol/L)

- l = panjang jalur cahaya

Jika dihubungkan dengan pernyataan Lambert, maka persamaan 2.4 dan 2.5 jika digabungkan akan menjadi persamaan berikut:

$$I = I_0 e^{-\varepsilon Cl} = I_0 e^{-A} \quad (2.6)$$

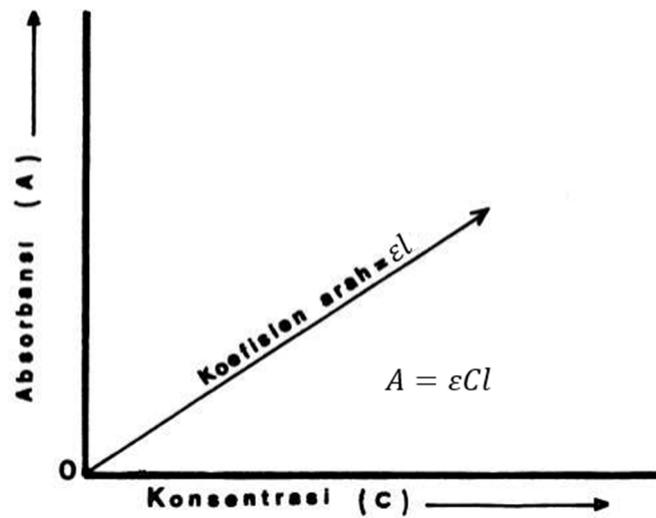
Lalu transmitansi T suatu cahaya yang melewati media penyerap dinyatakan sebagai suatu rasio antara intensitas cahaya yang pancarkan dengan intensitas cahaya yang menurun. Hubungan antara transmitansi dengan persamaan daya serap dinyatakan dalam persamaan berikut ini:

$$A = -\log(T)$$

$$A = -\log\left(\frac{I}{I_0}\right) \quad (2.7)$$

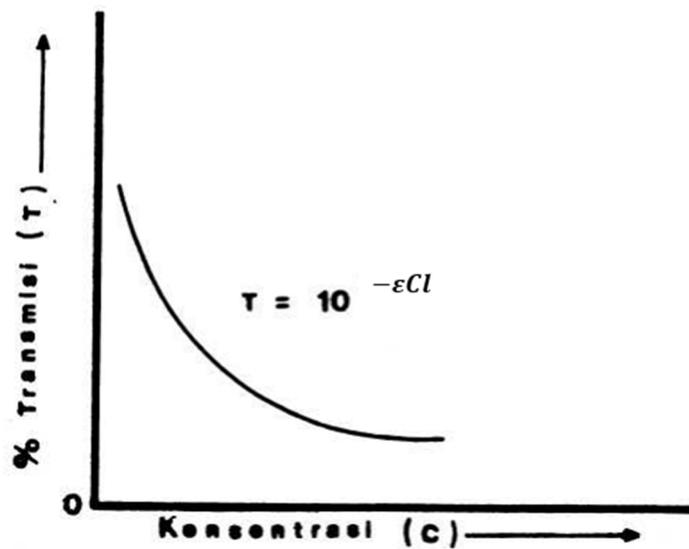
Dengan T adalah nilai transmitansi dari perbandingan antara I_0 dan I (Allen & Kyriacou, 2021).

Bila absorbansi A dialurkan terhadap konsentrasi c untuk contoh yang tebalnya 1 cm, maka akan menghasilkan suatu garis lurus dengan lereng AB dalam daerah di mana hukum *Lambert-Beer* berlaku (Triyati, 1985). Kurvanya bisa dilihat pada Gambar 2.11 Garis lurus yang dihasilkan ini tidak selalu diperoleh melalui titik awal (titik nol). Hal ini disebabkan oleh faktor-faktor fisika dan kimia. Faktor fisika disebabkan oleh keadaan alatnya sendiri, misalnya sumber cahaya yang dipakai, lebar celah, kepekaan rekorder dan sebagainya, tetapi kesalahan ini relatif kecil karena alat yang dipakai sebelum dikeluarkan telah diuji ketelitiannya. Faktor kimia disebabkan oleh perbedaan pH larutan, konsentrasi, suhu dan terjadinya reaksi kimia dalam larutan, misalnya: oksidasi, disosiasi, polimerisasi dan pembentukan kompleks (Triyati, 1985).



Gambar 2.11, Pengaruh absorbansi terhadap konsentrasi
(Triyati, 1985)

Bila transmisi T dialurkan terhadap c pada kondisi yang sama akan dihasilkan kurva eksponen yang diperlihatkan pada Gambar 2.12, tetapi kurva log T terhadap c adalah garis lurus dengan lereng ab.



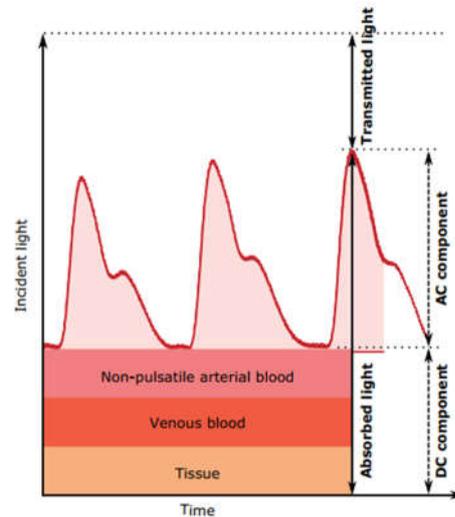
Gambar 2.12, Pengaruh transmisi terhadap konsentrasi
(Triyati, 1985)

2.7 *Photoplethysmograph (PPG)*

Plethysmograph merupakan suatu instrumen untuk mengukur perubahan volume organ atau seluruh tubuh secara fluktuasi yang disebabkan oleh kandungan atau aliran darah atau udara yang dilalui organ tersebut. *Plethysmograph* berasal dari bahasa Yunani “*plethymos/ πλεθυσμός*” yang berarti bertambah, membesar dan memenuhi dan kata “*grapein/ γραφειν*” yang berarti menulis. Pengukuran yang biasa dilakukan menggunakan *plethysmograph* adalah perubahan volume dari pembuluh darah yang disebabkan oleh darah yang dialirkan baik pada saat pompa jantung secara kontraksi maupun dalam kondisi relaksasi (Allen & Kyriacou, 2021; Elgendi, 2020).

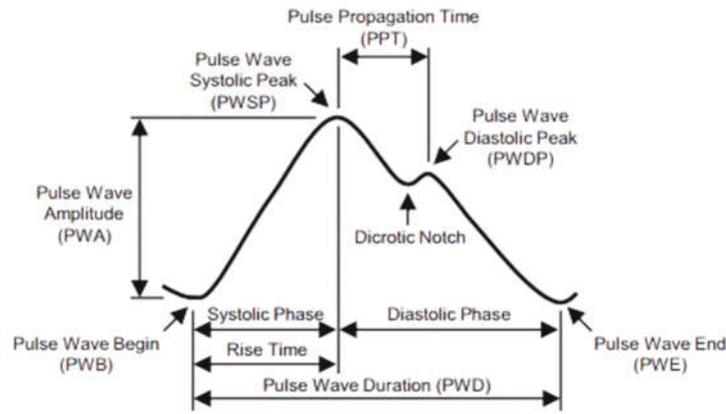
Salah satu metode untuk mendeteksi *plethysmogram* adalah dengan menggunakan media fotoelektrik seperti menggunakan LED dan fotodiode atau dikenal dengan istilah *photoplethysmography*. Metode ini memanfaatkan fluktuasi dari penyerapan sinar yang dipancarkan LED ke permukaan kulit yang disebabkan oleh aktivitas pembuluh darah.

Berdasarkan gambar 2.13, sinyal PPG terdiri dari gelombang yang berbentuk pulsatil (gelombang AC yang disebabkan oleh denyut nadi) dan gelombang yang berbentuk nonpulsatil (gelombang DC). Gelombang AC pada sinyal PPG disebabkan oleh perubahan volume darah karena perubahan sinkron jantung di setiap denyut jantung. Gelombang DC yang terdeteksi pada sinyal DC dihasilkan dari penyerapan sinar yang dipantulkan atau dilewatkan ke jaringan yang tidak berdenyut seperti tulang, daging, dan jaringan tubuh yang tidak mengandung darah (Allen & Kyriacou, 2021; Elgendi, 2020; Fischer, Glos, Penzel, & Fietze, 2017).



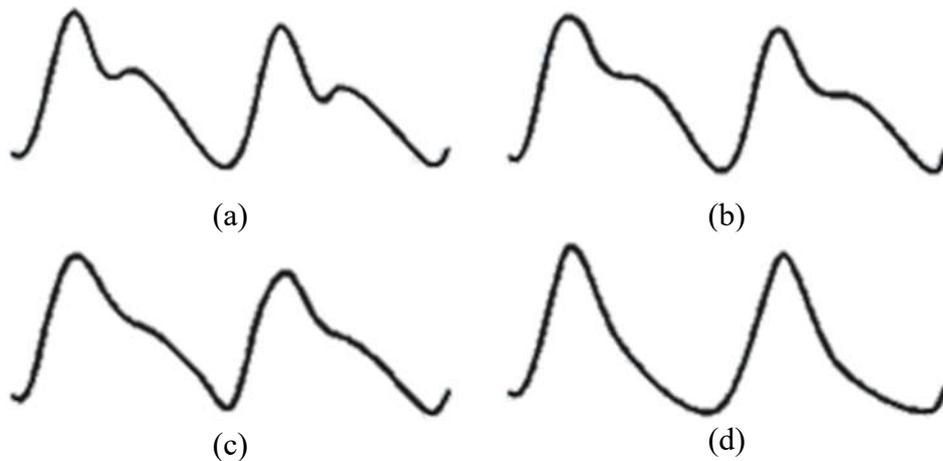
Gambar 2.13, sinyal PPG yang terdiri dari komponen AC dan komponen DC
(Elgendi, 2020).

Di setiap fasa satu gelombang, komponen AC dari sinyal PPG terdiri dari fasa sistolik dan fase diastolik. Fase sistolik dimulai dari bagian lembah yang ditandai sebagai gelombang awal (PWB) sampai gelombang puncak sistolik. Waktu yang ditempuh untuk mencapai puncak sistolik disebut *rise time*. Fase diastolik dimulai setelah fase sistolik, yaitu saat gelombang puncak sistolik sampai akhir gelombang (PWE). Di beberapa gelombang sinyal PPG, terdapat lembah yang terletak diantara puncak sistolik dan puncak diastolik yang disebut *dicrotic notch*. Lembah ini muncul karena suatu kondisi pada selang waktu antara denyut nadi pada saat jantung berkontraksi dan denyut nadi saat jantung relaksasi. Lebih jelasnya mengenai bagian dari sinyal PPG bisa dilihat pada gambar 2.14 (Allen & Kyriacou, 2021; Elgendi, 2020; Fischer et al., 2017; Tjahjadi & Ramli, 2020).



Gambar 2.14, komponen AC bentuk gelombang PPG (Fischer et al., 2017)

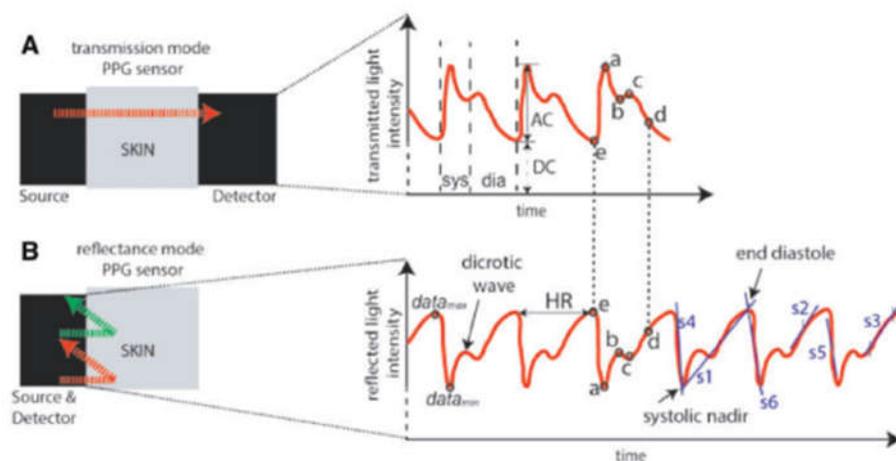
Pada saat mendeteksi sinyal *plethysmogram*, terdapat beberapa macam pola yang dihasilkan. Pola dari *plethysmogram*nya pada gambar 2.15 yang bermacam-macam dipengaruhi oleh beberapa faktor seperti usia, kondisi seseorang (apakah menderita suatu penyakit atau tidak) dan lain sebagainya (Fischer et al., 2017).



Gambar 2.15, Bentuk gelombang PPG yang biasa terdeteksi (Dawber, Thomas, & Mc.Namara, 1973; Fischer et al., 2017).

Terdapat dua mode untuk mendeteksi sinyal *plethysmogram* menggunakan fotoelektrik: mode transmisi dan mode refleksi. Pada saat mode transmisi, *transmitter* yang terdiri dari LED dan fotodiode sebagai *receiver* berseberangan diantara objek deteksi. Pada mode ini, sinar dari LED ditransmisikan dengan menembus jaringan kulit dan dideteksi oleh fotodiode di bagian seberangnya.

Selain menggunakan mode transmisi, mode refleksi juga biasa digunakan untuk mendeteksi sinyal *plethysogram*. Pada mode ini, *transmitter* dan *receiver* berada sejajar satu sama lain sehingga sinar LED sebagai *transmitter* menembus jaringan kulit dan dipantulkan agar bisa dideteksi fotodiode yang terletak di samping LED. Selain dari metode pemancaran sinar *transmitter*nya, sinyal yang dihasilkan juga memiliki perbedaan. Pada gambar 2.16 bisa dilihat bahwa sinyal PPG yang terdeteksi pada saat mode transmisi yang mana titik sistolik dan diastolik berada di bagian puncak, sedangkan mode refleksi terdapat perbedaan dengan mode transmisi di mana titik sistolik dan diastolik berada di bagian lembah sehingga perlu dilakukan pembalikan gelombang (*inverse*) agar hasilnya sama dengan mode transmisi (Saritas et al., 2019).



Gambar 2.16, perbedaan gelombang *plethysogram* yang terdeteksi dengan mode transmisi dan refleksi

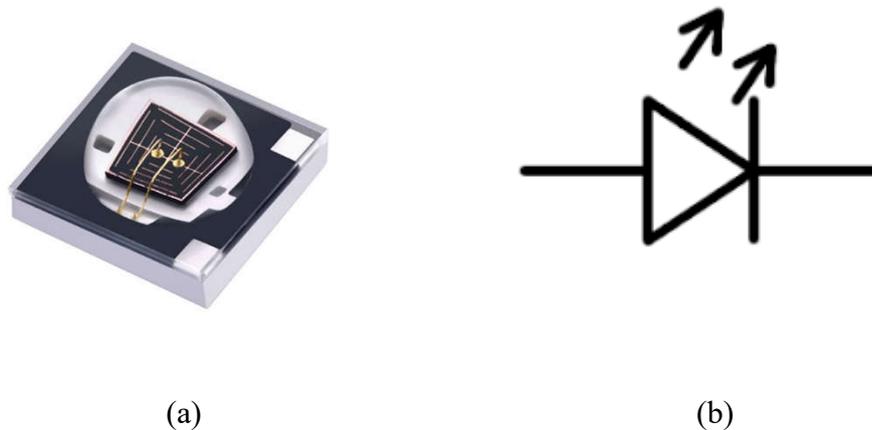
(Saritas et al., 2019).

2.8 Sensor Yang Digunakan untuk Mendeteksi PPG

2.8.1 NIR-LED

NIR-LED kependekan dari *Near Infrared Light Emitting Diode* adalah sebuah LED yang menghasilkan sinar inframerah dekat. Wilayah inframerah

dekat terletak pada panjang gelombang 750nm sampai 2500nm pada spektrum elektromagnetik dan merupakan wilayah yang tidak bisa dilihat oleh mata manusia secara langsung (Vasilopoulou et al., 2021; Yadav et al., 2014). Namun, di beberapa literatur juga menyatakan bahwa panjang gelombang NIR-LED memiliki rentang 700nm-1700nm (M. De Franco et al., 2022).



(a) (b)
Gambar 2.17, (a) NIR-LED packaging 3535 dan (b) simbol dari LED

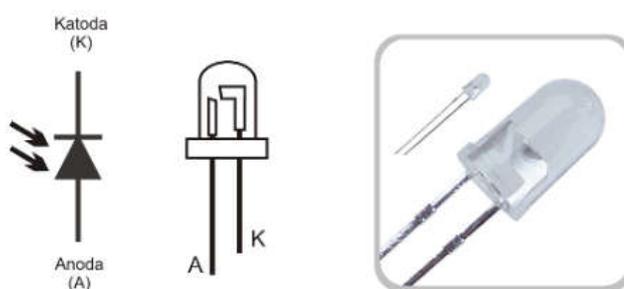
NIR-LED digunakan dalam berbagai aplikasi, misalnya pada bidang medis, pertanian, dan keamanan. Contohnya adalah pemanfaatan NIR-LED pada bidang medis yang digunakan memeriksa kadar gula darah, tekanan darah, saturasi oksigen, diagnosis penyakit kulit dan penggunaan secara *in-vivo* lainnya (Yadav et al., 2014). Selain itu, NIR-LED juga digunakan untuk memeriksa kualitas dan kandungan nutrisi pada tanaman.

2.8.2 Fotodiode

Fotodiode adalah suatu jenis diode yang resistansinya dapat berubah-ubah bergantung pada intensitas cahaya yang jatuh pada diode tersebut makin kuat cahaya yang jatuh pada diode, maka nilai resistansinya akan makin kecil sehingga arus yang mengalir akan makin besar, simbol fotodiode dapat dilihat pada Gambar 2.18. Fotodiode terbuat dari bahan semikonduktor dan biasanya yang dipakai

adalah *silicon* (Si) atau *gallium arsenide* (GaAs) dan lain-lain termasuk *indium antimonide* (InSb), *indium arsenide* (InAs), *lead selenide* (PbSe), *Germanium* (Ge), *Indium gallium arsenide phosphide* (InGaAsP), *indium gallium arsenide* (InGaAs) dan *timah sulfide* (PbS). (Fatimah & Yanti, 2013)

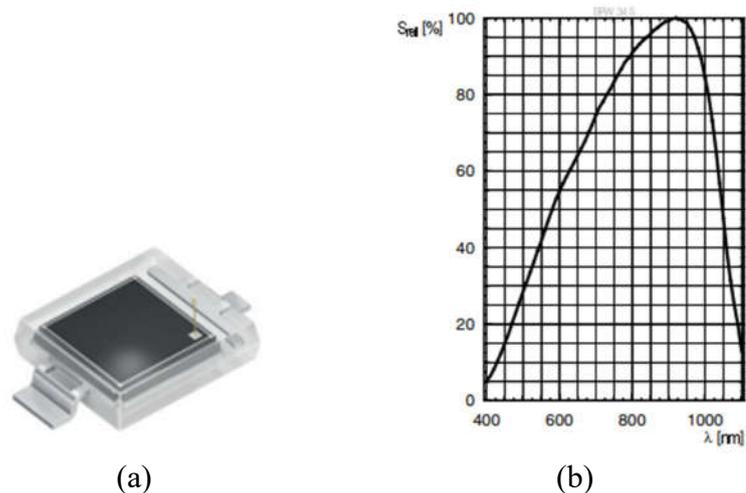
- a. Silikon (Si) : Arus Gelap rendah, berkecepatan tinggi, kepekaan (sensitivitas) baik di jarak sekitar 400nm hingga 1000nm (terbaik di jarak 800nm-900nm)
- b. *Germanium* (Ge) : Arus Gelap lebih tinggi, berkecepatan rendah, kepekaan (sensitivitas) baik di jarak sekitar 90nm-1600nm (terbaik di jarak 1400nm-1500nm)
- c. *Indium gallium arsenide phosphide* (InGaAsP) : Mahal, arus gelap rendah, berkecepatan tinggi, kepekaan (sensitivitas) baik di jarak sekitar 1000nm-1350nm (terbaik di jarak 1100nm-1300nm)
- d. *Indium gallium arsenide* (InGaAs) : Mahal, arus gelap rendah, berkecepatan tinggi, kepekaan (sensitivitas) baik di jarak sekitar 900nm-1700nm (terbaik di jarak 1300nm-1600nm)



Gambar 2.18, Fotodiode dan Simbolnya

BPW-34 adalah salah satu jenis fotodiode berbahan silikon. Fotodiode tipe ini memiliki sensitivitas 400nm-1100nm sehingga sumber sinar yang memiliki panjang gelombang kurang dari 400nm dan lebih besar dari 1100nm tidak bisa

dideteksi secara optimal jika digunakan untuk pemancar dengan penerima BPW-34. Hal ini sesuai dengan grafik dari sensitivitas dari BPW-34 pada gambar 2.19 (b)



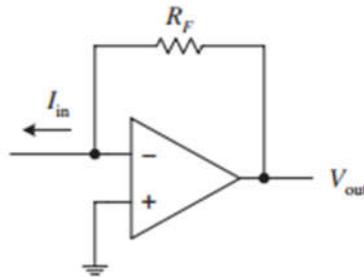
Gambar 2.19, BPW-34 dan (b) grafik sensitivitas dari BPW-34

2.8.3 Rangkaian Pengonversi Arus menjadi Tegangan/*Transimpedance Amplifier (TIA)*

Salah satu pemanfaatan komponen penguat operasional (Op-Amp) adalah sebagai pengonversi arus menjadi tegangan. *Transimpedance amplifier* atau sering disingkat menjadi TIA adalah rangkaian penguat operasional yang bersifat *inverting* karena arus masukan masuk ke masukan negatif dari Op-Amp. Rangkaian ini dirancang sebagai instrumen yang memanfaatkan arus sebagai sumbernya dan nilai arus tersebut dibaca dan dikonversi ke dalam tegangan.

Rangkaian *transimpedance amplifier* terdiri dari penguat operasional yang dihubungkan dalam konfigurasi umpan balik negatif dengan resistor umpan balik yang dihubungkan antara sisi keluaran dan sisi masukan *inverting* penguat operasional. Sumber arus dipasang ke sisi masukan *inverting* dan diubah menjadi tegangan keluaran, yang besarnya proporsional dengan arus masuk.

Konfigurasi umpan balik negatif memastikan bahwa penguat operasional bekerja dalam mode linier, dan menghasilkan respons linier yang bergantung pada nilai resistor umpan balik. Rangkaian ini juga dapat digunakan sebagai filter dengan memasang kapasitor umpan balik untuk memperoleh respons frekuensi yang diinginkan (S. Franco, 2014; Horowitz & Hill, 2015; Huijsing, 2011).



Gambar 2.20, rangkaian dasar pengonversi arus menjadi tegangan

Berdasarkan gambar 2.20 jika rangkaian TIA diformulasikan, maka menghasilkan persamaan 2.8 sebagai berikut:

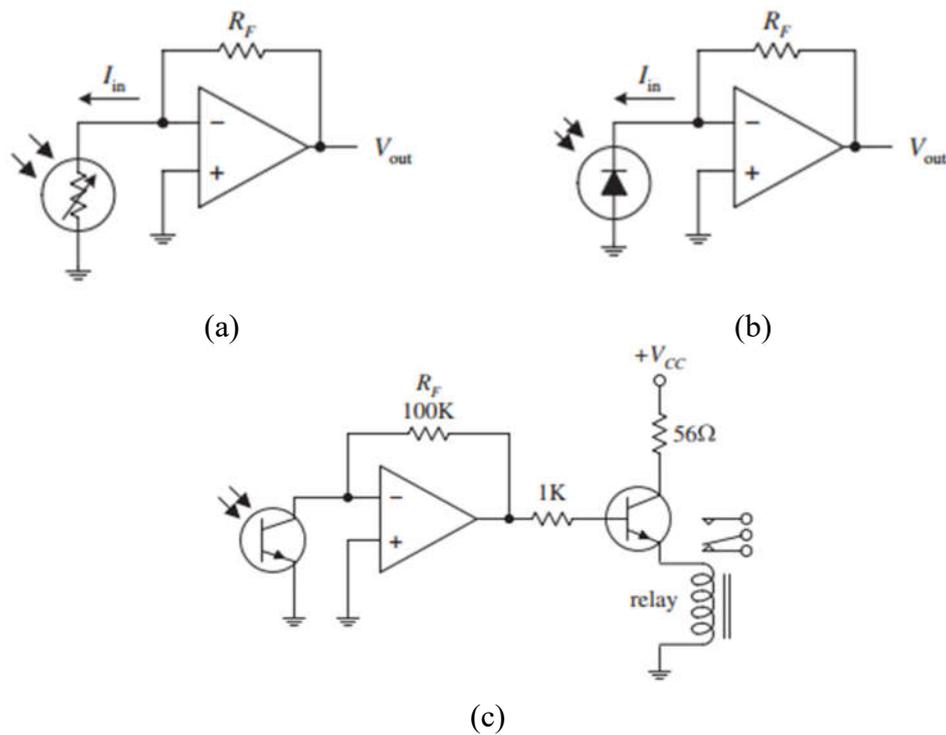
$$V_{Out} = I_{in}R_f \quad (2.8)$$

Di mana:

- I_{in} = arus masuk
- R_f = resistansi umpan balik
- V_{Out} = tegangan keluar

Salah satu pemanfaatan rangkaian pengonversi arus menjadi tegangan adalah menjadi pendeteksi sinar dengan contoh rangkaian gambar 2.21. Bagian sisi masukan *inverting* dipasang komponen variabel yang peka terhadap cahaya berfungsi sebagai sumber arus. Nilai arus yang dihasilkan komponen tersebut proporsional dengan nilai intensitas cahaya yang ditangkap. Dengan kata lain jika intensitas cahaya yang ditangkap kecil, maka nilai arus juga kecil dan berpengaruh terhadap tegangan keluaran. Begitu juga ketika intensitas cahaya

yang tertangkap besar. Nilai arus juga akan bertambah dan nilai tegangan juga meningkat (Paul Scherz & Monk, 2016).

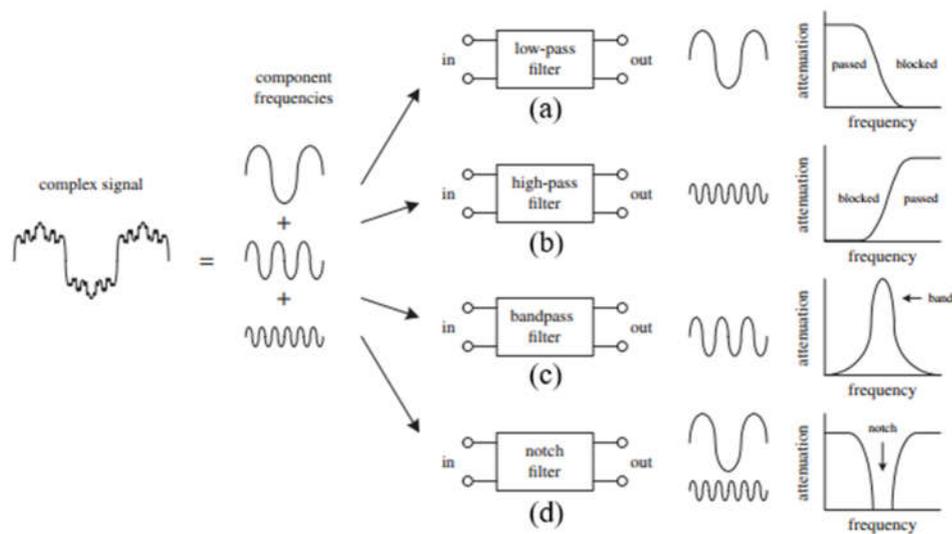


Gambar 2.21, Implementasi rangkaian transimpedance amplifier dengan (a) fotoresistor/LDR, (b) fotodiode, dan (c) fototransistor sebagai sumber arusnya.

2.8.4 Filter Analog

Filter merupakan sebuah rangkaian impedansi yang mampu melewatkan suatu sinyal dengan frekuensi yang spesifik dan menolak sinyal yang tidak diinginkan. Filter biasanya terdiri dari rangkaian reaktansi X (kapasitor C atau induktor L) dan rangkaian resistansi R yang dipasang secara seri. Berdasarkan nilai frekuensi yang akan diloloskan atau tidaknya, filter dibagi menjadi 4 jenis: *low-pass filter*, filter yang hanya meloloskan sinyal yang frekuensinya lebih kecil dari *cut-off frequency*; *high-pass filter*, filter yang menahan sinyal frekuensi yang lebih kecil dan melewatkan sinyal yang lebih besar dari *cut-off frequency*; *band-*

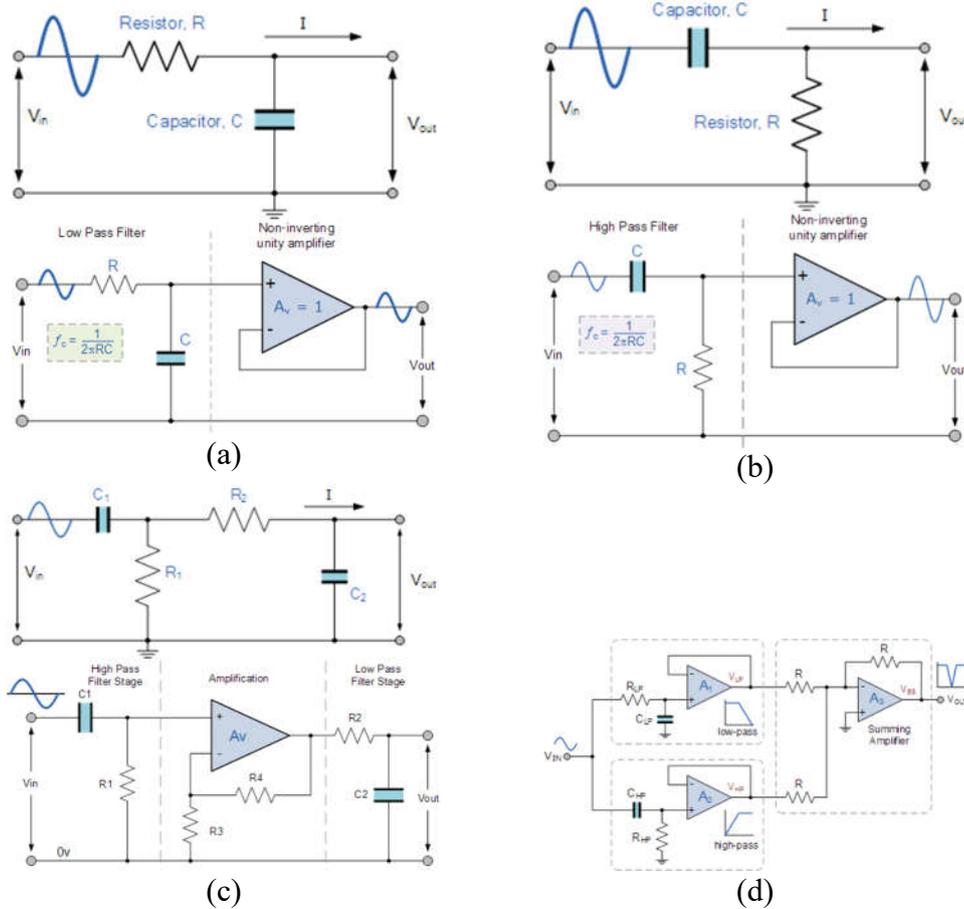
pass filter, filter gabungan antara *low-pass filter* dan *high-pass filter*, tetapi sinyal yang diloloskan adalah sinyal diantara *cut-off frequency* dari kedua filter tersebut dan *band-stop filter* atau *notch filter*, filter gabungan dari *low-pass filter* dan *high-pass filter* yang menghalang sinyal dengan rentang *cut-off frequency* diantara kedua filter tersebut (Paul Scherz & Monk, 2016). Ilustrasi mengenai cara kerja filter terhadap sinyal yang terdiri dari gabungan beberapa frekuensi bisa dilihat pada gambar 2.22.



Gambar 2.22, Cara kerja rangkaian filter

(Paul Scherz & Monk, 2016)

Adapun contoh rangkaian dari berbagai macam filter pasif maupun aktif bisa dilihat pada gambar 2.23 seperti rangkaian *low-pass filter* (gambar 2.23(a)), *highpass filter* (gambar 2.23(b)), *bandpass filter* (gambar 2.23(c)) dan *notch filter* (gambar 2.23(d)).



Gambar 2.23, Jenis rangkaian filter menggunakan rangkaian RC

(Paul Scherz & Monk, 2016).

Ketika ingin merancang suatu rangkaian filter, hal yang perlu diperhatikan selain penggunaan komponen dengan nilai tertentu adalah menentukan *cut-off frequency*. *Cut-off frequency* adalah frekuensi yang ditentukan pada suatu filter berfungsi sebagai batas antara sinyal dengan frekuensi yang ingin izinkan untuk lewat atau ditahan. Untuk menentukan nilai *cut-off frequency* nya menggunakan persamaan sebagai berikut:

$$f_c = \frac{\omega_c}{2\pi} \tag{2.9}$$

Di mana:

- $f_c = \text{cut-off frequency}$
- $\omega_c = \text{cut-off angular}$

Selain itu, nilai *cut-off frequency* juga menjadi suatu representasi dari *half power*, kondisi di mana sinyal yang masuk filter menghasilkan suatu keluaran yang dayanya setengah kali dari masukannya. Pada kondisi tersebut, perbandingan antara tegangan keluaran dan tegangan sumber $\left(\frac{V}{V_0}\right)$ akan bernilai 0,7071 dan jika dimasukkan ke dalam persamaan:

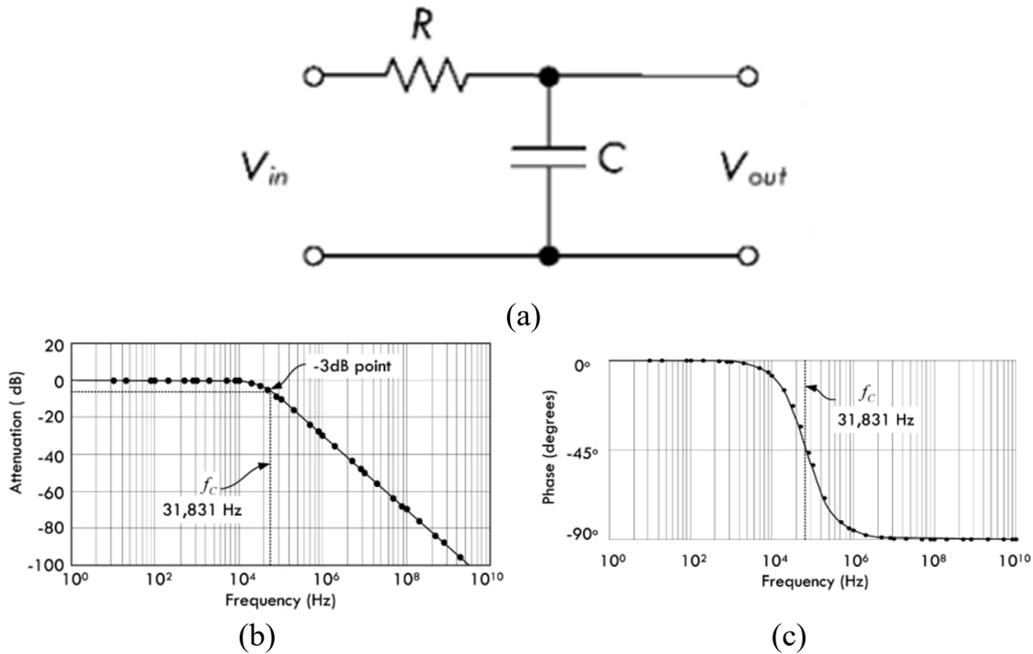
$$A_V = -20 \log \left(\frac{V}{V_0} \right) \quad (2.10)$$

Di mana:

- A_V = nilai perbandingan secara logritmik
- V_0 = tegangan masukan
- V = tegangan keluaran,

akan menghasilkan nilai sebesar -3dB. Nilai tersebut akan menjadi representasi dari respons *cut-off frequency* (Horowitz & Hill, 2015; Paul Scherz & Monk, 2016).

Cut-off frequency juga dapat memengaruhi nilai fasa antara sinyal masukan dan sinyal keluaran. Pada kondisi sinyal yang masuk memiliki frekuensi sama dengan *Cut-off frequency*, sinyal akan mengalami keterlambatan (*lagging*) sebesar 45°. Makin besar nilai frekuensi yang masuk sampai takhingga, maka nilai fasanya akan makin terlambat sampai 90° (Horowitz & Hill, 2015; Paul Scherz & Monk, 2016).



Gambar 2.24, (a) Contoh implementasi rangkain RC menjadi rangkaian low-pass filter (b-c) dengan respons frekuensi yang dihasilkan jika cut-off frequency yang ditunjukkan sebesar 31,831kHz

Hal ini sesuai dengan gambar 2.24 yang memperlihatkan respons frekuensi dari *low-pass filter* dengan *cut-off frequency* sebesar 31,831kHz (gambar 2.24(b)) mengalami keterlambatan sebesar 45° (gambar 2.24(c)). Untuk mengetahui kondisi tersebut, maka dilakukan kalkulasi dengan menggunakan persamaan 2.11 sebagai berikut:

$$\varphi = -\tan^{-1}\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right) \tag{2.11}$$

- φ = sudut fasa

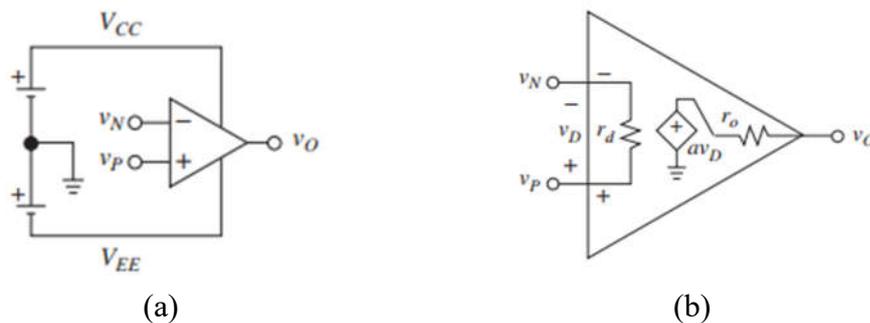
- ω = nilai angular pada frekuensi tertentu

2.8.5 Penguat *Amplifier Non-Inverting*

Penguat *amplifier* (*operational amplifier*/Op-Amp) adalah komponen elektronik (biasanya dirancang dalam bentuk IC) yang digunakan sebagai penguat sinyal. Op-Amp sendiri biasa diimplementasikan untuk pengaplikasian elektronik seperti filter aktif, osilator, pengubah sinyal, pengonversi arus menjadi tegangan,

pengonversi tegangan menjadi tegangan dan masih banyak lagi (Horowitz & Hill, 2015; Paul Scherz & Monk, 2016; Sedra, Smith, Carusone, & Gaudet, 2020).

Op-amp dasarnya adalah penguat diferensial tiga terminal berpasangan DC yang direpresentasikan secara skematis sebagai segitiga dengan dua masukan (masukan positif dan masukan negatif) yang berimpedansi tinggi dan satu keluaran dengan impedansi rendah. Selain itu, keluaran op-amp bisa menjadi sumber atau pembuangan tegangan secara bersamaan atau arus beban. Dua buah terminal yang ditandai +V dan -V biasanya dihubungkan pada sisi positif dan negatif catu daya sedemikian rupa, biasanya catudaya +/- 5V sampai +/- 15V.



Gambar 2.25, (a) Simbol dari op-amp jika dihubungkan dengan catu daya dan (b) equivalennya

Salah satu masukan op-amp biasa disebut ***inverting input*** yang biasa ditandai (-) karena suatu sinyal yang diaplikasikan ke masukan ini akan dibalikkan (*inverting*) fasa keluarannya 180° dari fasa masukannya. Selain itu, ada masukan op-amp yang disebut ***non-inverting input*** yang ditandai (+) karena sinyal masukan yang melewatinya akan sama fasanya dengan sinyal kekeluarannya.

Op-Amp memiliki suatu aturan ideal ketika digunakan:

- a. Pada saat op-amp terpasang secara *loop* terbuka, penguatan dari op-amp akan bernilai takhingga. Namun kenyataannya, nilai penguatan

tidak bisa sampai takhingga, tetapi sebesar 10^4 sampai 10^6 kali dari nilai masukannya.

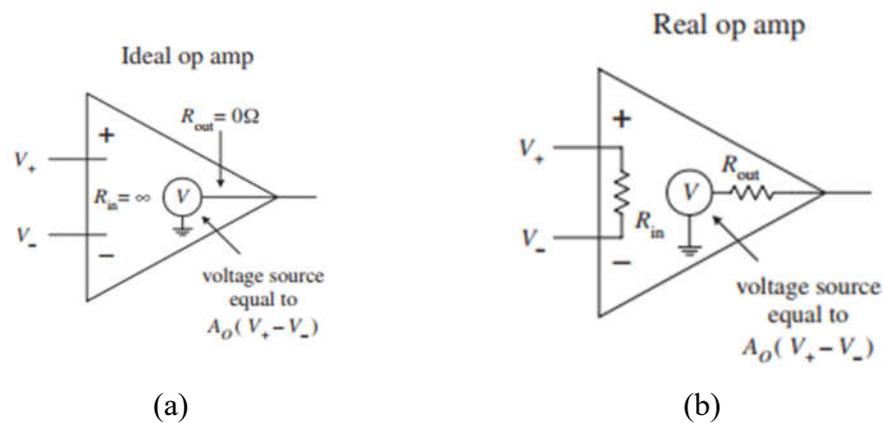
- b. Nilai impedansi masukan pada op-amp bernilai takhingga dan nilai impedansi keluaran bernilai 0 agar bisa menjadi ideal. Kenyataannya, nilai impedansi masukan pada op-amp yang sudah beredar memiliki nilai impedansi masukan sekitar 10^6 sampai $10^{12}\Omega$ dan impedansi keluaran sekitar 10 sampai 1000Ω .
- c. Sisi masukan dari op-amp (*inverting* dan *non-inverting*) idealnya tidak ada nilai arus yang terukur. Namun kenyataannya, arus yang mengalir dari sisi masukan masih bisa terukur dengan nilai sekitar 1pA atau 1nA (Horowitz & Hill, 2015; Paul Scherz & Monk, 2016).
- d. Selain arus masukan tidak terukur atau bernilai 0, tegangan masukan *non-inverting* dan *inverting* harus bernilai sama. Sehingga jika dibandingkan, akan bernilai 0 atau:

$$V_D = V_+ - V_- = 0 \quad (2.12)$$

Di mana :

- V_D = tegangan pembanding/*differential voltage*
- V_+ = tegangan masukan *non-inverting*
- V_- = tegangan masukan *inverting*

Namun, kondisi ini bisa terjadi pada saat *negative feedback* (Paul Scherz & Monk, 2016).

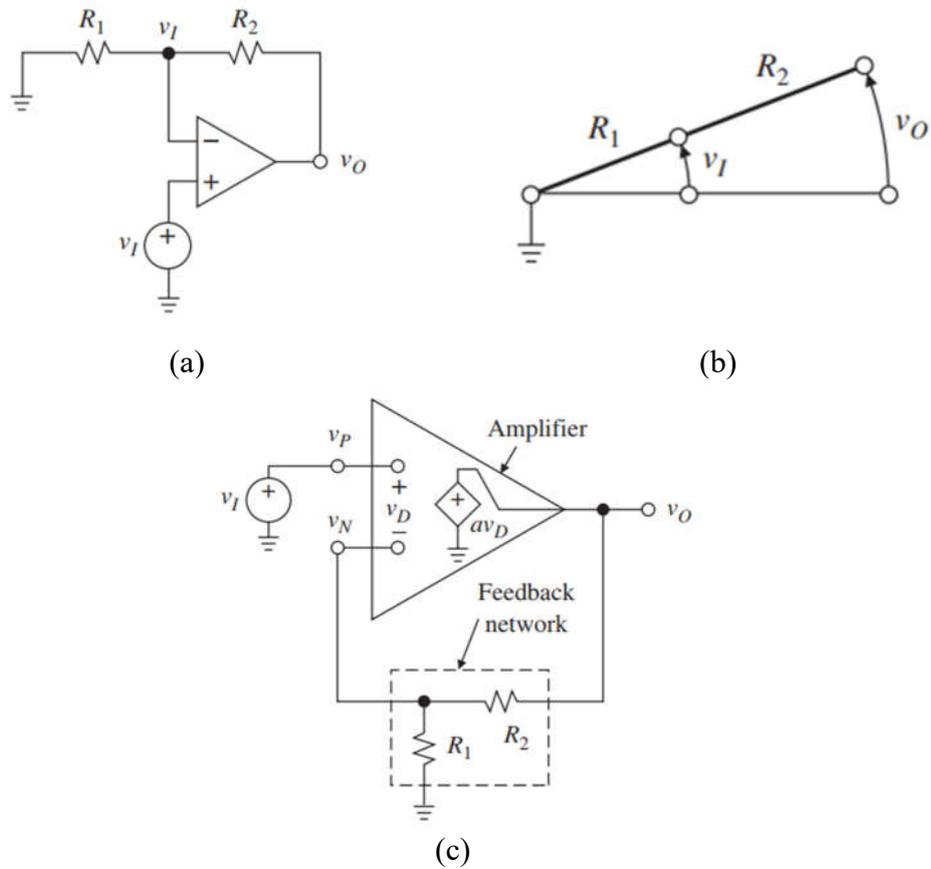


Gambar 2.26, (a) Suatu komponen penguat amplifier memiliki kondisi ideal salah satunya impedansi masukannya harus bernilai takhingga dan impedansi keluarannya harus bernilai 0. (b) Namun kenyataannya, nilai impedansi tidak pernah berada pada kondisi ideal

(Horowitz & Hill, 2015; Paul Scherz & Monk, 2016).

Seperti yang sudah dijelaskan sebelumnya jika sinyal masukan dilewatkan ke sisi positif atau *non-inverting input*, nilai keluaran dari sinyal tersebut akan memiliki fasa yang sama. Hal inilah yang mendasari rangkaian **penguat amplifier non-inverting**. Selain itu, pada saat loop terbuka, nilai penguatan dari op-amp akan bernilai takhingga (kenyataannya bisa mengalami penguatan 10^6 kalinya/120dB). Ketika rangkaian op-amp dirancang menjadi rangkaian loop tertutup dengan diberi *negative feedback*, tegangan keluaran dari op-amp bisa dilipat gandakan sehingga nilai kaluaran bisa menjadi beberapa kali lebih besar daripada tegangan masukannya sampai batas *voltage cut-off* (tegangan catu daya).

Jika dianalogikan, rangkaian penguat *non-inverting* dinyatakan seperti sebuah tuas dengan titik GND sebagai porosnya. Besarnya nilai gerak putar tuas (tegangan keluaran) tergantung dari titik dorong berjarak dengan titik poros dan ujung tuas. Ilustrasinya sendiri dapat dilihat pada gambar 2.27 (b).



Gambar 2.27, (a) rangkaian penguat amplifier non-inverting (b) yang dianalogikan secara mekanik

Gambar 2.27 (c) menunjukkan rangkaian penguat amplifier yang akan dianalisis. Dari gambar tersebut dapat dilihat bahwa sisi masukan *non-inverting* dihubungkan dengan sumber V_I yang akan menjadi tegangan masukan dan sisi masukan *inverting* diberi rangkaian timbal balik atau *feedback*. Berdasarkan aturan op-amp ideal nomor 4 bahwa:

$$V_D = V_+ - V_- = 0$$

$$V_+ = V_- \tag{2.13}$$

Karena masukan *non-inverting* dihubungkan dengan sumber V_I , maka:

$$V_+ = V_I \tag{2.14}$$

Di mana:

- V_I = tegangan masukan

Jika melakukan pendekatan persamaan pembagi tegangan, sisi masukan *inverting* yang dihubungkan dengan rangkaian timbal balik diformulasikan menjadi sebagai berikut:

$$V_- = \frac{R_1}{R_1 + R_2} V_O$$

$$V_- = \frac{1}{1 + \frac{R_2}{R_1}} V_O \quad (2.15)$$

Di mana:

- V_O = tegangan keluaran

Jika persamaan 2.13 diganti variabelnya dengan persamaan 2.14 dan persamaan 2.15, maka akan mendapatkan persamaan sebagai berikut:

$$V_O = V_I \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \quad (2.16)$$

Dari persamaan 2.16 bisa diketahui nilai penguatan sebagai hasil dari perbandingan atau rasio antara tegangan keluaran V_O dan tegangan masukan V_I sehingga dihasilkan persamaan sebagai berikut:

$$\text{Gain } (A_V) = \frac{V_O}{V_I} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2.17)$$

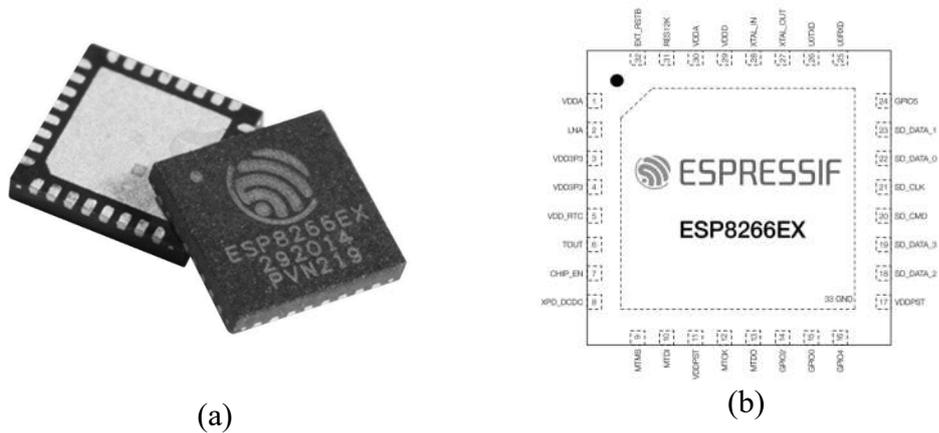
Di mana:

- $\text{Gain } (A_V)$ = penguatan dari rasio $\frac{V_O}{V_I}$ (S. Franco, 2014).

2.9 ESP8266

ESP8266 merupakan suatu SoC (*System on Chip*) yang dibuat oleh perusahaan Espressif System yang berpusan di Republik Rakyat Tiongkok. SoC ini digunakan sebagai mikrokontroler dan juga sebagai modul WiFi untuk mikrokontroler yang ingin ditambahkan fitur komunikasi secara nirkabel. ESP8266 memiliki prosesor Tensilica Xtensa LX106 dengan kecepatan 80MHz,

RAM 80KB, dan memori flash internal sampai 16MB. Selain itu, mendukung standar komunikasi secara nirkabel 802.11/b/g/h dan dapat digunakan sebagai pengendali perangkat IoT (*Internet of Things*) seperti sensor, kamera dan peralatan rumah tangga yang terhubung ke internet (Santos, 2015).



Gambar 2.28, (a) SoC ESP8266 yang biasa digunakan sebagai mikrokontroler yang mendukung komunikasi secara nirkabel dan (b) keterangan di setiap pin nya.

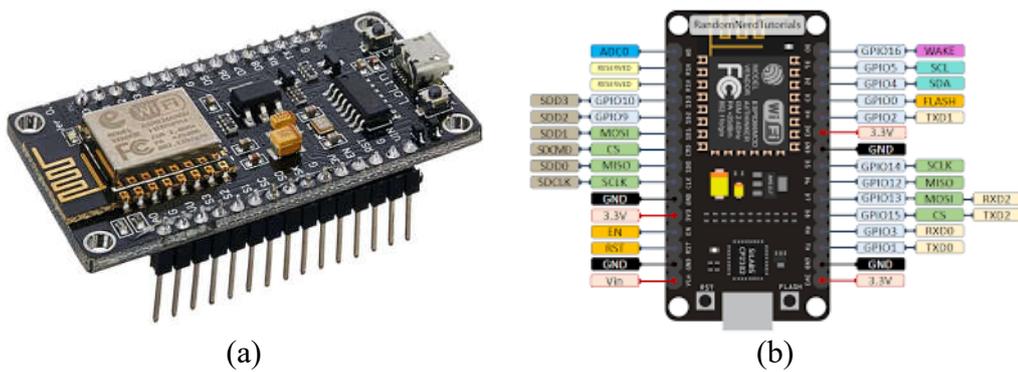
Berikut ini adalah spesifikasi lengkap dari ESP8266:

Tabel 2.4, spesifikasi ESP8266

Prosesor	Tensilica Xtansa LX106 32-Bit Single-Core
Kecepatan prosesor	80-160 MHz
RAM	80 KB
Memori Flash	16 MB
802.11/b/g/h	HT20
Frekuensi WiFi	2,4 GHz
Tegangan Kerja	3-3,6 V
Arus Kerja	80mA
Suhu Kerja	-40 – 125 °C
GPIO	17 pin
ADC	1x10-bit ADC
UART	2
I2C	1
SPI	1
PWM	6

2.9.1 NodeMCU

NodeMCU adalah produk *development kit* yang bersifat *open-source* dengan menggunakan ESP8266 sebagai SoC nya. *Board* ini dilengkapi mikrokontroler, modul WiFi serta berbagai komponen lainnya yang dibutuhkan untuk pengembangan IoT seperti LED, tombol, sensor suhu dan kelembapan dan sebagainya. Selain itu, node MCU juga sudah dilengkapi dengan *firmware* yang dapat diubah-ubah dan mudah diprogram menggunakan Arduino IDE dan aplikasi pemrograman perangkat keras yang lain yang mendukung NodeMCU (Santos, 2015).



Gambar 2.29, (a) NodeMCU dan (b) keterangan di setiap Pinot nya

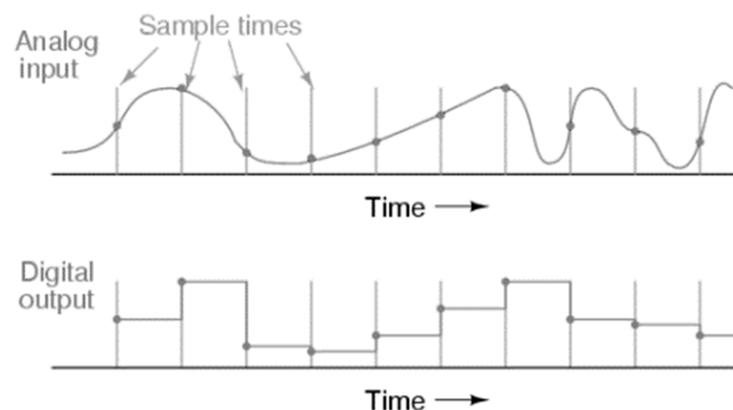
Berikut ini adalah spesifikasi secara umum dari NodeMCU:

Tabel 2.5, spesifikasi NodeMCU

Prosesor	ESP8266
Kecepatan Prosesor	80 MHz
RAM	128 KB
Memori <i>Flash</i>	4MB
Antena	<i>Built-in PCB Antenna</i>
Tegangan masukan	5V DC
Dimensi	49x24,5x13mm

2.9.2 Pengonversi Sinyal Analog Menjadi Digital (ADC)

Salah satu fitur dari ESP8266 adalah tersedianya pin yang dapat mengonversi nilai arus atau tegangan yang bersifat analog menjadi nilai digital atau disebut ADC. ADC adalah kepanjangan dari *Analog-to-Digital* merupakan suatu fitur pengonversi sinyal analog yang berasal dari sensor menjadi sinyal digital yang dapat diakses oleh komputer atau sistem digital seperti mikrokontroler. ADC sangat penting dalam sistem elektronik modern karena banyak perangkat alakteronik menghasilkan sinyal analog yang perlu diubah menjadi digital sebelum dapat diproses atau disimpan dalam memori digital. Fitur ini biasanya terdiri dari rangkaian elektronik yang mengukur besaran analog berupa nilai tegangan atau arus, lalu dikonversi menjadi kode digital yang mewakili besaran tersebut dalam bentuk bilangan biner. Kode digital ini kemudian dapat diproses oleh sistem digital untuk tampilan atau pengolahan lebih lanjut (Alan V. Oppenheim, Willsky, & Nawab, 1996; Pickering, 2018).



Gambar 2.30, perbandingan sinyal analog sebelum dan setelah dikonversi menjadi sinyal digital

(A V Oppenheim & Schafer, 2013)

Hasil pengukuran dari ADC biasanya dinyatakan dalam satuan bit dengan nilai maksimalnya adalah nilai maksimal dari pengukuran secara analog. Nilai ADC ini bisa menjadi representasi dari nilai analog yang terukur oleh rangkaian

elektronik bersifat analog seperti sensor dan bisa digunakan baik ditampilkan datanya maupun menjadi nilai tertentu yang dapat mengeksekusi suatu tindakan perangkat yang lain (Alan V. Oppenheim et al., 1996; Pickering, 2018).

Dalam proses ADC, terdapat istilah *time sampling*, merupakan rentang waktu yang digunakan AD untuk mengambil data sinyal analog. Selain itu, ada yang namanya *sampling rate*, merupakan berapa banyak data yang diambil pada rentang waktu satu detik sebagai representasi dari kecepatan ADC.

Hal yang perlu diperhatikan dalam proses ADC juga nilai frekuensi dari gelombang analog yang akan dibaca dan nilai frekuensi atau *sampling rate* dari komponen ADC yang digunakan. Minimal frekuensi dari komponen ADC yang akan digunakan sebaiknya bisa 2x dari frekuensi masukannya. Sehingga apabila jika ingin membaca suatu sinyal dengan frekuensi 60 Hz, maka komponen ADC yang diperlukan harus memiliki nilai *sampling rate* minimal 100 Hz. Teori yang menerangkan frekuensi *sampling rate* yang diperlukan ADC adalah *Nyquist Frequency* (Alan V. Oppenheim et al., 1996).

2.9.3 Filter Digital (*Infinite Impulse Response/IIR*)

Selain menggunakan filter secara analog, metode menghilangkan *noise* atau sinyal dengan frekuensi yang tidak diinginkan adalah dengan cara filter secara digital. Filter digital sendiri merupakan jenis filter yang memanfaatkan persamaan matematika *discrete* untuk memfilter sinyal yang sudah dikonversi dari sinyal analog menjadi sinyal digital.

Filter digital yang biasa digunakan dibagi menjadi dua jenis. Filter digital *Infinite Impulse Response (IIR)* dan *Finite Impulse Response (FIR)*. **Filter FIR** adalah jenis filter yang merespons impuls masukan dengan durasi yang terbatas

atau memiliki respons impuls akan dinyatakan selesai setelah respons mencapai waktu maksimal yang sudah ditentukan. Kelebihan dari filter ini adalah karakteristiknya yang stabil dan memiliki respons yang lebih tajam dan fokus pada rentang frekuensi tertentu sehingga lebih cocok untuk aplikasi yang memerlukan pemilteran yang presisi. Namun, filter FIR memerlukan sumber daya perangkat keras atau perangkat lunak untuk diimplementasikan karena memerlukan lebih banyak operasi perhitungan. Berikut ini adalah persamaan dari filter FIR:

$$y[n] = a_0x[n] + a_1x[n - 1] + a_2x[n - 2] + \dots + a_Mx[n - M]$$

$$y[n] = \sum_{i=0}^M a_i x[n - i] \quad (2.18)$$

Di mana:

- $y[n]$ = keluaran filter pada waktu n
- $x[n]$ = masukan filter pada waktu n
- a_i = koefisien filter yang merupakan bobot dari masukan (Knowledge, 2020)

Contoh sistem yang cocok menggunakan filter FIR adalah pada sistem audio dengan memfokuskan sinyal dengan frekuensi tertentu dan meningkatkan kualitas suara pada *speaker* atau *headphone*. Pada sistem pemrosesan sinyal digital, sinyal FIR digunakan untuk mengolah sinyal suara, video dan citra. Contohnya adalah *equalizer*. Selain itu, sinyal FIR juga digunakan pada sistem komunikasi dan radio untuk mengurangi *noise* atau interferensi pada frekuensi tertentu dan kualitas suara atau sinyal.

Filter IIR adalah filter yang merespons impuls dengan masukan yang bersifat kontinu atau tidak terbatas. Filter ini digunakan untuk menghasilkan

respons frekuensi yang tajam, dan efisiensi dalam penggunaan sumber daya. Namun, filter IIR cenderung menjadi tidak stabil jika koefisien filter tidak teratur dengan benar. Yang membedakan antara filter IIR dengan FIR adalah adanya umpan balik dari keluaran yang sebelumnya. Sehingga jika dilihat dari persamaan 2.xx mengenai FIR, persamaan IIR dapat dinyatakan sebagai berikut:

$$y[n] = a_0x[n] + a_1x[n - 1] + a_2x[n - 2] + \dots + a_Mx[n - M] - (b_1y[n - 1] + b_2y[n - 2] + \dots + a_Ny[n - N])$$

$$y[n] = \sum_{i=0}^M a_i x[n - i] - \sum_{j=1}^N b_j y[n - j] \quad (2.19)$$

Di mana:

- $y[n]$ = keluaran filter pada waktu n
- $x[n]$ = masukan filter pada waktu n
- a_i = koefisien filter yang merupakan bobot dari masukan
- b_i = koefisien filter yang merupakan bobot dari keluaran (Khan, 2011; Knowledge, 2020)

Contoh penggunaan filter IIR adalah pada sistem audio dengan cara menghilangkan *noise* atau distorsi pada sinyal audio dan meningkatkan suara pada *speaker* atau *headphone*. Selain itu, filter IIR dimanfaatkan pada sistem kendali untuk menghasilkan respons yang cepat dan efektif pada sistem yang terus berubah. Lalu filter IIR juga digunakan pada sistem sensor agar dapat menghilangkan *noise* atau interperensi pada sinyal sensor yang menyebabkan adanya fluktuasi dan memperbaiki kualitas sinyal (Khan, 2011; Alan V. Oppenheim et al., 1996; A V Oppenheim & Schafer, 2013).

Salah satu pengaplikasian filter IIR yang dapat dimanfaatkan berdasarkan pembahasan yang sudah dijelaskan sebelumnya adalah sebagai

pengimplementasian *lowpass filter* dan *highpass filter* maupun gabungan dari kedua filter tersebut seperti menjadi *bandpass filter* dan *notch filter*. Seperti yang sudah dijelaskan pada subbab 2.7.4, hal yang perlu diperhatikan dalam merancang suatu filter adalah menentukan *cut-off filter*. Hal ini berlaku pada filter digital juga. Sehingga berdasarkan persamaan 2.9 bahwa suatu *cut-off angular* bisa didapatkan dengan cara mengalikan *cut-off frequency* dengan 2π . Untuk merancang *lowpass filter* secara digital, bisa menggabungkan persamaan 2.9 dengan persamaan 2.19 sehingga menghasilkan persamaan baru sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
 y[n] &= \frac{1-\cos \omega_c}{2} x[n] + (1 - \cos \omega_c)x[n - 1] + \frac{1-\cos \omega_c}{2} x[n - 2] - \\
 &\quad ((-2\cos \omega_c)y[n - 1] + (1 - \alpha)y[n - 2]) \\
 y[n] &= \frac{1-\cos 2\pi \frac{f_c}{f_s}}{2} x[n] + \left(1 - \cos 2\pi \frac{f_c}{f_s}\right) x[n - 1] + \frac{1-\cos 2\pi \frac{f_c}{f_s}}{2} x[n - 2] - \\
 &\quad \left((-2\cos 2\pi \frac{f_c}{f_s})y[n - 1] + (1 - \alpha)y[n - 2]\right) \quad (2.20)
 \end{aligned}$$

Di mana:

- f_s = frekuensi sampel

Selain perancangannya untuk *lowpass filter*, filter IIR juga bisa diimplementasikan pada *highpass filter*. Sama halnya dengan persamaan 2.20, dengan menggabungkan persamaan 2.9 dan persamaan 2.19 akan menghasilkan persamaan *highpass filter* digital sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
 y[n] &= \frac{1+\cos \omega_c}{2} x[n] + (-(1 + \cos \omega_c))x[n - 1] + \frac{1+\cos \omega_c}{2} x[n - 2] - \\
 &\quad ((-2\cos \omega_c)y[n - 1] + (1 - \alpha)y[n - 2]) \\
 y[n] &= \frac{1+\cos 2\pi \frac{f_c}{f_s}}{2} x[n] + (-\left(1 + \cos 2\pi \frac{f_c}{f_s}\right))x[n - 1] + \frac{1+\cos 2\pi \frac{f_c}{f_s}}{2} x[n - 2] - \\
 &\quad \left((-2\cos 2\pi \frac{f_c}{f_s})y[n - 1] + (1 - \alpha)y[n - 2]\right) \quad (2.21)
 \end{aligned}$$

Agar memudahkan penggunaan, Martin Vincent Bloedorn merancang suatu program berupa *library* dengan menggunakan bahasa pemrograman C yang dapat digunakan untuk filter digital IIR hanya dengan memasukan nilai *cut-off frequency* nya saja. Dengan menggunakan *library* ini, dapat memudahkan pengguna untuk memfilter sebuah sinyal digital seperti sinyal ADC yang diolah menggunakan ESP8266 namun masih memiliki *noise* (Bloedorn, n.d.; Tttapa, n.d.).

2.10 Blynk

Blynk adalah sebuah layanan *server* yang digunakan untuk mendukung project *Internet of Things*. Layanan server ini memiliki lingkungan *mobile user* baik Android maupun IOS. Blynk Aplikasi sebagai pendukung IoT dapat diunduh melalui *Google play*. Blynk mendukung bermacam *hardware* yang dapat digunakan untuk *project Internet of Things*. Blynk adalah *dashborad digital* dengan fasilitas antarmuka grafis dalam pembuatan projectnya. Penambahan komponen pada Blynk Apps dengan cara *Drag and Drop* sehingga memudahkan dalam penambahan komponen *Input/output* tanpa perlu kemampuan pemrograman Android maupun iOS.

Blynk diciptakan dengan tujuan untuk kontrol dan monitoring *hardware* secara jarak jauh menggunakan komunikasi data internet ataupun intranet (jaringan LAN). Kemampuan untuk menyimpan data dan menampilkan data secara visual baik menggunakan angka, warna ataupun grafis makin memudahkan dalam pembuatan *project* dibidang *Internet of Things*, skematik alur media komunikasi blynk *cloud server*. Terdapat 3 komponen utama Blynk, yaitu :

2.7.1. Blynk Apps

Blynk Apps memungkinkan untuk membuat project *interface* dengan berbagai macam komponen input output yang mendukung untuk pengiriman maupun penerimaan data serta merepresentasikan data sesuai dengan komponen yang dipilih. Representasi data dapat berbentuk visual angka maupun grafik.

Terdapat 4 jenis kategori komponen utama dan komponen tambahan yang terdapat pada Aplikasi Blynk, yaitu :

1. *Controll* digunakan untuk mengirimkan data atau perintah ke *Hardware*.
2. *Display* digunakan untuk menampilkan data yang berasal dari hardware ke *smartphone*.
3. *Notification* digunakan untuk mengirim pesan dan notifikasi.
4. *Interface* pengaturan tampilan pada aplikasi Blynk dapat berupa menu ataupun tab.
5. *Others* beberapa komponen yang tidak masuk dalam 4 kategori sebelumnya diantaranya Bridge, RTC, Bluetooth

Contoh interface pada app blynk dan menu yang terdapat pada app blynk dapat dilihat pada gambar 2.31.



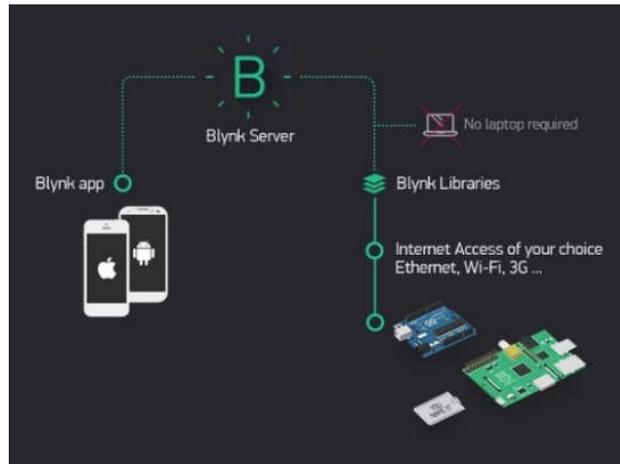
Gambar 2.31, interface dan menu widget pada aplikasi blynk

2.7.2. Blynk Server

Blynk *Server* merupakan fasilitas *Backend Service* berbasis *cloud* yang bertanggung jawab untuk mengatur komunikasi antara aplikasi *smartphone* dengan lingkungan *hardware*. Kemampun untuk menangani puluhan *hardware* pada saat yang bersamaan makin memudahkan bagi para pengembang sistem IoT. Blynk *server* juga tersedia dalam bentuk *local server* apabila digunakan pada lingkungan tanpa internet. Blynk *server local* bersifat *open source* dan dapat diimplementasikan pada *Hardware Raspberry Pi*.

2.7.3. Blynk Library

Blynk *Library* dapat *digunakan* untuk membantu pengembangan code. Blynk *library* tersedia pada banyak *platform* perangkat keras sehingga makin memudahkan pengembang IoT dengan fleksibilitas *hardware* yang didukung oleh lingkungan Blynk. Skematik Blynk cloud server dapat dilihat pada gambar 2.32.



Gambar 2.32, Blynk Cloud Server

2.11 Penelitian Terkait

Berbagai studi tentang upaya merancang alat ukur kadar gula darah secara *non-invasive* sudah banyak dilakukan. Berikut ini beberapa penelitian yang signifikan atau terkait untuk rancang bangun alat ukur gula darah secara *non-invasive*.

Tabel 2.6, Penelitian terkait

No.	Judul Penelitian	Peneliti Dan Tahun Penelitian	Pembahasan
1	Wearable-band Type Visible-Near Infrared Optical Biosensor for Non-Invasive Blood Glucose Monitoring	Vega Pradana Rachim dan Wan-Young Chung, 2019	Penelitian ini dilakukan dengan pendekatan analisis sinyal gelombang PPG dengan mencari nilai maksimalnya dan dianalisis menggunakan model prediksi PLS (<i>Partial Least Square</i>). Sensor yang mendeteksi sinyal PPG menggunakan biosensor

No.	Judul Penelitian	Peneliti Dan Tahun Penelitian	Pembahasan
			berupa chip yang terdiri dari NIR-LED 850nm dan 950nm, LED 530nm dan 660nm dan fotodiode sebagai pendeteksinya. Chip tersebut ditempatkan di permukaan kulit pada pergelangan tangan bagian atas (Rachim & Chung, 2019).
2	Non-Invasive Classification of Blood Glucose Level for Early Detection Diabetes Based on Photoplethysmography Signal	Ernia Susana, Kalamullah Ramli dan Hendri Murfi, 2022	Penelitian ini memanfaatkan sensor HRM-2511E yang terdiri dari NIR-LED dan fotodiode sebagai peneteksinya. Data yang diambil adalah sinyal PPG yang terdeteksi di ujung jari tangan subjek. Data tersebut diambil dengan dua metode, yaitu pada kondisi puasa dan kondisi tidak puasa. Data tersebut dianalisis dengan pendekatan pembelajaran

No.	Judul Penelitian	Peneliti Dan Tahun Penelitian	Pembahasan
			mesin/ <i>machine learning</i> (ML) untuk meklasifikasi apakah subjek mempunyai riwayat diabetes atau tidak berdasarkan bentuk sinyal PPG (Susana et al., 2022).
3	Near-infrared LED based non-invasive blood glucose sensor	Jyoti Yadav, Asha Rani, Vijander Singh dan Bhaskar Mohan Murari, 2014	Penelitian ini memanfaatkan NIR-LED 950nm sebagai pemancarnya. Untuk pengambilan datanya dilakukan dengan dua cara, yaitu secara <i>in-vitro</i> di mana larutan glukosa dengan kadar tertentu sebagai objek yang ditelitinya dan secara <i>in-vivo</i> dengan melibatkan 7 (4 pria dan 3 wanita) subjek. Data yang diambil secara <i>in-vivo</i> adalah nilai rata-rata dari sinar NIR-LED yang tertangkap penerima berdasarkan hukum <i>Beer-Lambert</i> (Yadav et al.,

No.	Judul Penelitian	Peneliti Dan Tahun Penelitian	Pembahasan
			2014).
4	Comparison of Infrared and Red Photoplethysmography Signals for Non-calibrated Non-Invasive Blood Glucose Monitoring	Sruthi N. Nampootheri dan Rahul Krishnan Pathinarupothi, 2020	Penelitian ini memanfaatkan LED berwarna merah 650nm dan NIR-LED 950nm sebagai pemancarnya. Data yang diambil adalah data puncak sinyal PPG (nilai rata-rata dan nilai tertinggi) yang dideteksi dengan cara menggunakan LED merah dan NIR-LED secara bergantian maupun secara bersamaan. Penelitian ini melibatkan 172 subjek. Selain dengan mencari nilai tertinggi dan nilai rata-rata sinyal PPG, dilakukan juga pendekatan prediksi menggunakan pembelajaran mesin/ <i>machine learning</i> (ML) (Nampootheri et al., 2020).
5	Noninvasive Heart Rate and Blood	Suvojit Kumar Singha dan	Yang diteliti di sini adalah tekanan darah dan kadar gula

No.	Judul Penelitian	Peneliti Dan Tahun Penelitian	Pembahasan
	Glucose Level Estimation Using Photoplethysmography	Mohiuddin Ahmad, 2021	darah berdasarkan pendeteksian sinyal PPG. Data sinyal PPG yang diambil berasal dari ujung jari tangan. Data yang diambil untuk analisis kadar gula darah adalah nilai mimum dan nilai maksimum dari sinyal PPG lalu dibandingkan dengan hasil pengukuran glukometer yang menjadi <i>gold standard</i> (Singha & Ahmad, 2021).
6	Research and Design a Non- Invasive Blood Glucose Measuring Module	Duong Trong Luong, Nguyen Xuan Huy, dao Viet Hung, Nguyen Thai Ha, dan Nguyen Duc Thuan, 2018	Penelitian ini memanfaatkan NIR-LED 1550nm sebagai pemancar untuk mendeteksi kadar gula darah. Data diambil dari 2 orang subjek selama 10 hari berturut-turut baik pada saat puasa maupun pada saat tidak puasa. Data diambil secara <i>spectroscopy</i> dengan membandingkan hasil

No.	Judul Penelitian	Peneliti Dan Tahun Penelitian	Pembahasan
			pengukuran secara <i>non-invasive</i> yang dianalisis menggunakan hukum <i>Lambert-Beer</i> (Luong et al., 2018).
7	A single LED photoplethysmography-based noninvasive glucose monitoring prototype system	Aminah Hina, Hamza Nadeem, dan Wala Saadeh, 2019	Penelitian ini memanfaatkan NIR-LED 940nm sebagai pemancarannya. Untuk data yang diambil adalah data mARD (<i>mean Absolute Difference</i>) sinyal PPG. Setelah data mARD didapat, dilakukan ekstraksi dengan berbagai macam fitur dan dilakukan pendekatan pembelajaran mesin/ <i>machine learning (ML)</i> dengan algoritma <i>Gaussian Process Regression (GPR)</i> . Data sinyal PPG yang diambil berasal dari ujung jari tangan. (Hina et al., 2019)

No.	Judul Penelitian	Peneliti Dan Tahun Penelitian	Pembahasan
8	Development of NIR Spectroscopy Based Non-invasive Blood Glucose Measuring Device	Megha Shyam Asekar dan D.N. Sonawne, 2018	Penelitian ini menggunakan NIR-LED 940nm sebagai pemancarnya. Metode yang digunakan dibagi menjadi pengambilan kadar glukosa dan perbandingan kadar gula darah dengan hasil pengukuran <i>invasive</i> . Data yang diambil dari sinyal PPG pada ujung jari tangan. Adapun data sinyal PPG yang menjadi pembanding adalah nilai tegangan yang terukur dari sinyal PPG tersebut (Asekar & Sonawane, 2018)
9	Review of PPG signal using Machine Learning Algorithms for Blood Pressure and Glucose Estimation	R. Gayathri Priyadarshini, M. Kalimuthu, S. Nikesh dan M. Bhuvaneshwari, 2021	Penelitian ini dilakukan dengan mengambil data kadar gula darah dan tekanan darah berdasarkan sinyal PPG yang dideteksi. Untuk pendeteksiannya sendiri dilakukan di ujung jari tangan.

No.	Judul Penelitian	Peneliti Dan Tahun Penelitian	Pembahasan
			<p>Data yang sudah diambil dari sinyal PPG dianalisis menggunakan pendekatan pembelajaran mesin/<i>machine learning (ML)</i> dengan berbagai macam algoritma seperti <i>Support Vector Machine, Decision Tree Regression, Artificial Neuran Network dan Random Forest Regression.</i> (Gayathri Priyadarshini, Kalimuthu, Nikesh, & Bhuvaneshwari, 2021)</p>
10	<p>Non Invasive Continuous Glucose Monitoring Uring a Multisensor Based Glucometer and Time Series Analysis</p>	<p>Zhanxiao Geng, Fei Tang, Yadong Ding, Shuzhe Li dan Xiaohao Wang, 2017</p>	<p>Penelitian ini bertujuan untuk mengukur kadar gula darah secara kontinu bagi 3 orang penderita diabetes dan 6 orang sehat dengan menggunakan glukometer dan <i>fingerstick</i>. Yang dicari dari penelitian ini adalah data pada saat <i>peak</i></p>

No.	Judul Penelitian	Peneliti Dan Tahun Penelitian	Pembahasan
			<i>time</i> di mana subjek mengonsumsi makanan yang biasanya dan diukur beberapa saat setelahnya. (Geng et al., 2017)
11	Non-invasive blood glucose monitoring using near-infrared spectroscopy based on internet of things using machine learning	Betty Elisabeth Manurung, Hugi Reyhandani Munggaran, Galih Fajar Ramadhan, dan Allya Paramita Koesoema 2019	Penelitian ini memanfaatkan NIR-LED 940nm sebagai pemancarnya. Data yang diambil adalah nilai puncak dari sinyal PPG yang sudah difilter sebelumnya baik secara analog maupun secara digital. Penelitian ini melibatkan 85 orang dengan memperhatikan parameter lain seperti usia, tinggi badan dan berat badan sebagai parameter lain selain kadar gula darah. Data tersebut dianalisis menggunakan pendekatan pembelajaran mesin/ <i>machine learning</i> (ML) terutama menggunakan

No.	Judul Penelitian	Peneliti Dan Tahun Penelitian	Pembahasan
			<p>jaringan saraf buatan/<i>artificial neural network</i> (ANN) dengan mengirim datanya secara nirkabel dan dianalisis di <i>cloud</i>. (Manurung et al., 2019).</p>
12	<p>A Non-Invasive Blood Glucose Monitoring System Based on Smartphone PPG Signal Processing and Machine Learning</p>	<p>Gaobo Zhang, Yuan Zhang, Xuesheng Ma, Benny Lee, Dongyi Chen, dan Yuanting Zhang 2020</p>	<p>Penelitian ini memanfaatkan kamera telepon pintar untuk menangkap gambar dalam bentuk video. Ujung jari tangan dari subyek didekatkan ke kamera telepon pintar untuk diambil videonya dan diambil besar nilai spektrum warna merah dan membuang spektrum warna hijau dan biru. Data spektrum warna merah tersebut dianalisis dan parameter seperti tinggi nilai maksimum seperti sistolik dan diastolik, waktu yang ditempuh pada saat berada di</p>

No.	Judul Penelitian	Peneliti Dan Tahun Penelitian	Pembahasan
			titik maksimum dan lebar dari titik tengah gelombang baik gelombang yang merepresentasikan nilai sistolik dan nilai diastolik digunakan sebagai data algoritma kadar gula darah secara <i>non-invasive</i> (Zhang et al., 2020).
13	Towards Non-Invasive Blood Glucose Measurement Using Machine Learning: An All Purpose PPG System Design	Shantanu Sen Gupta, Tae- Ho Kwon, Shifat Hussaini, dan Ki-Doo Kim 2021	Penelitian ini membandingkan antara metode transmisi dan metode refleksi yang diambil di ujung jari tangan. Data yang diambil dari kedua metode tersebut dibandingkan dengan <i>gold standard</i> lalu dianalisis menggunakan algoritma <i>machine learning</i> seperti <i>Random Forest Regression</i> , dan <i>XG Boost Regression</i> (Gupta, Kwon, Hossain, & Kim, 2021).

No.	Judul Penelitian	Peneliti Dan Tahun Penelitian	Pembahasan
14	Comparative Accuracy of Optical Sensor-Based Wearable System for Non-Invasive Measurement of Blood Glucose Concentration	Dmitry Rodin, Michael Kirby, Natallia Sedogin, Yair Shapiro, Albert Pinhasov dan Anatoly Kreinin	penelitian ini melibatkan 200 orang dengan rentang usia 18 sampai 75 tahun. Alat yang digunakan adalah jam tangan pintar Samsung 2S yang sudah termasuk sensor yang dapat mendeteksi sinyal PPG. Sinyal PPG tersebut dianalisis dengan berbagai seperti pendekatan nilai rata-rata (Rodin et al., 2019)

Berdasarkan penelitian yang sudah dilakukan sebelumnya pada tabel 2.6, kebanyakan pengambilan data yang digunakan untuk menentukan kadar gula darah secara *non-invasive* adalah data puncak dari sinyal PPG. Data tersebut dianalisis dengan menggunakan berbagai metode baik melalui pendekatan *machine learning* maupun tidak. Dari penelitian tersebut bisa menjadi referensi untuk penelitian “**Analisis Sistem Pengukur Gula Darah Secara *Non-Invasive* Berbasis IoT Dengan Metode *Near Infrared (NIR-LED) Spectroscopy***” terutama dari segi analisis datanya. Setelah data yang diambil sudah selesai dianalisis, data tersebut bisa menjadi peringatan dini bagi penderita diabetes yang dapat diakses melalui telepon pintar maupun komputer karena data hasil analisis dikirim secara nirkabel menggunakan WiFi dari alat yang sudah dirancang.