

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Viskositas Darah

Viskositas darah adalah ukuran resistensi dari darah mengalir. Viskositas atau kekentalan (η) sebenarnya merupakan gaya gesekan internal antara molekul-molekul dan partikel-partikel yang menyusun suatu fluida dalam pembuluh darah yang berbentuk silinder. Faktor penentu utama viskositas darah adalah hematokrit, agregasi sel darah merah, dan viskositas plasma (Kesmarky G, 2008).

Hematokrit memiliki dampak yang kuat pada kekentalan darah utuh. Satu peningkatan unit hematokrit dapat menyebabkan peningkatan hingga 4% pada kekentalan darah (Baskurt OK, 2003). Hubungan ini menjadi semakin sensitif seperti hematokrit meningkat. Ketika hematokrit naik ke 60 atau 70%, yang sering terjadi di polisitemia, viskositas darah dapat menjadi besar seperti 10 kali dari air, dan aliran melalui pembuluh darah adalah sangat terbelakang karena peningkatan resistensi terhadap aliran. Faktor-faktor lain yang mempengaruhi viskositas darah termasuk suhu, di mana peningkatan hasil suhu penurunan viskositas. Hal ini terutama penting dalam hipotermia, di mana peningkatan kekentalan darah akan menyebabkan masalah dengan sirkulasi darah (Guyton, 1997).

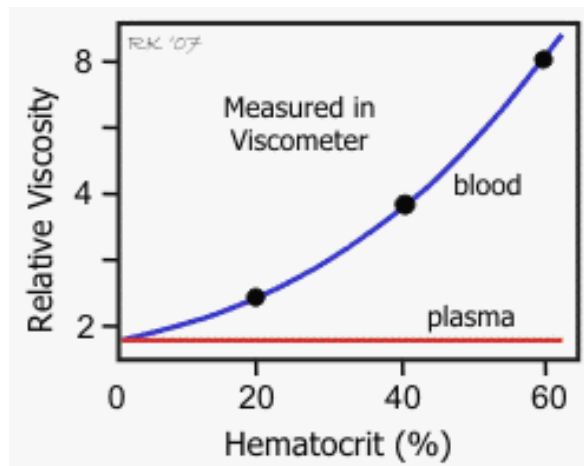
2.2. Faktor-faktor yang Mempengaruhi Viskositas Darah

Viskositas darah memegang peranan penting dalam aliran darah.

Faktor-faktor yang mempengaruhi viskositas darah antara lain :

1. HEMATOKRIT (sel darah merah)

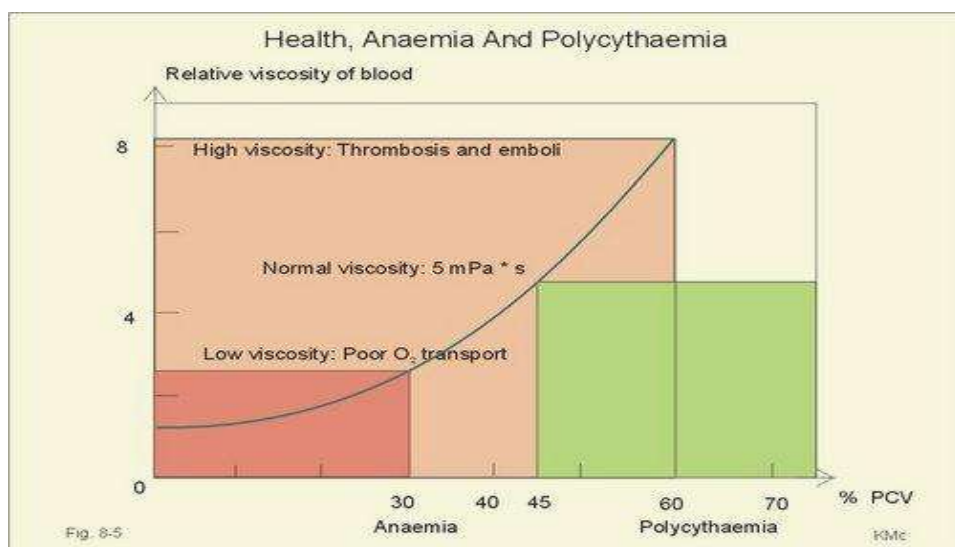
Semakin besar persentase sel dalam darah, artinya semakin besar hematokrit semakin banyak gesekan yang terjadi antara berbagai lapisan darah, dan gesekan ini menentukan viskositas. Karena itu, viskositas darah meningkat hebat dengan meningkatnya hematokrit, seperti terlihat pada Gambar 2.1. Bila kita menganggap viskositas darah lengkap pada hematokrit normal adalah sekitar 3 (Guyton, 2007).



Gambar 2.1 Efek hematokrit terhadap viskositas (Guyton, 1997)

Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1 di mana viskositas darah keseluruhan ditentukan secara in vitro menggunakan viskometer, di mana peningkatan hematokrit sel darah merah menyebabkan peningkatan viskositas relatif. Perhatikan bahwa peningkatan ini

nonlinear, sehingga hematokrit lebih dari dua kali lipat viskositas relatif. Oleh karena itu, viskositas darah sangat tergantung pada hematokrit. Pada hematokrit normal 40-45%, relatif viskositas darah 4-5 mPa.s. Bila hematokrit meningkat sampai 60 atau 70, yang sering terjadi pada polisitemia, kapasitas transport oksigen lebih besar, viskositas darah menjadi 10 kali lebih besar dari pada air, dapat berkembang menjadi thrombosis dan emboli. Hal ini meningkatkan resistensi terhadap aliran darah sehingga meningkatkan kerja jantung dan dapat mengganggu perfusi organ. Pasien dengan anemia mempunyai hematokrit 30%, mempunyai viskositas darah rendah dan kapasitas transport oksigen yang sedikit (Guyton, 1997).



Gambar 2.2 Viskositas darah tergantung pada konsentrasi sel darah (hematokrit/-PCV)

2. SUHU TUBUH

Ketika darah menjadi dingin, darah akan mengalir lebih lambat.

Oleh karena itu, ada hubungan terbalik antara suhu dan viskositas.

Viskositas meningkat sekitar 2% untuk setiap penurunan suhu derajat Celcius. Biasanya, suhu darah tidak berubah banyak dalam tubuh. Namun, jika tangan seseorang terkena lingkungan yang dingin dan jari-jari menjadi dingin, suhu darah di jari akan turun dan meningkatkan viskositas, yang bersama-sama dengan vasokonstriksi simpatik dimediasi akan mengurangi aliran darah di daerah dingin. Pada hipotermia pada perawatan kritis atau situasi bedah, ini juga akan menyebabkan peningkatan viskositas darah sehingga mempengaruhi hemodinamik sistemik dan organ aliran darah (Klabunde, 2005).

3. KADAR PROTEIN PLASMA

Bila kadarnya naik maka viskositas akan naik dan sebaliknya. Pengaruhnya kurang begitu penting dibandingkan dengan pengaruh hematokrit, sehingga tidak dipertimbangkan secara serius dalam penelitian hemodinamik. Viskositas plasma darah adalah sekitar 1.5 kali air (Guyton, 1997).

4. KECEPATAN ALIRAN DARAH

Sebagai gambaran air, gas dan fluida homogen lainnya adalah *fluida Newtonian* dimasukkan sebagai fluida yang viskositasnya tidak tergantung pada kecepatan aliran. Fluida Newtonian bergerak streamline atau aliran laminar.

Viskositas dari *non fluida Newtonian* berkurang dengan meningkatnya kecepatan aliran. Darah adalah tidak homogen dengan viskositasnya tergantung pada kecepatan aliran. Viskositas darah

meningkat hebat dengan menurunnya kecepatan aliran. Karena kecepatan aliran darah dipembuluh kecil sangat rendah, seringkali kurang dari 1 mm/detik, viskositas darah dapat meningkat sebanyak 10 kali lipat dari faktor itu sendiri. Efek ini sebagian disebabkan oleh perlekatan antara sel-sel darah merah yang bergerak lambat satu dengan yang lainnya (pembentukan *rouleaux* dan kumpulan yang lebih besar) atau dengan dinding pembuluh (Klabunde, 2005).

2.3. Hemoglobin (Hb)

Hemoglobin adalah oksigen aktif membawa bagian dari eritrosit (sel darah merah) mengandung senyawa zat besi dan empat rantai polipeptida (kelompok polimer yang terdiri dari rantai asam amino panjang). Setiap rantai terkait dengan satu atom besi, yang masing-masing dapat membawa empat molekul oksigen. Setiap molekul oksigen memiliki dua atom oksigen sehingga setiap molekul hemoglobin dapat membawa delapan atom oksigen. Kadar hemoglobin pada pria dan wanita memiliki nilai normal yang berbeda seperti tabel dibawah ini.

Tabel 2.1 Kadar Hb Normal (Mary Lee, 2013)

KADAR Hb NORMAL	
LAKI-LAKI	14-17,5 gr/dl
PEREMPUAN	12,3-15,3 gr/dl

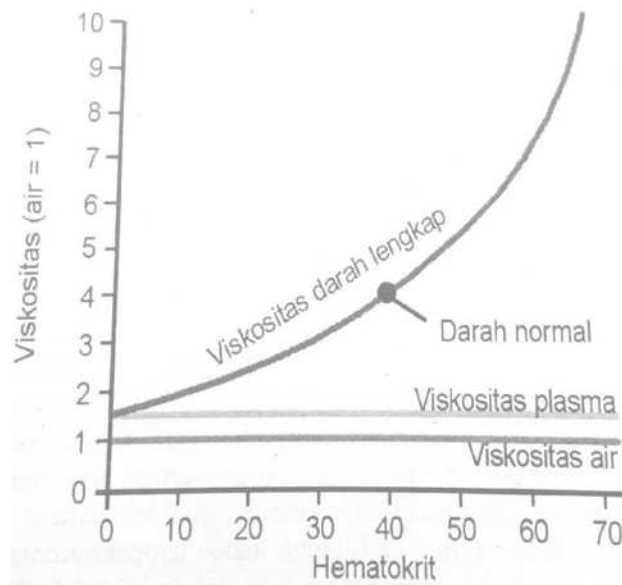
Oksihemoglobin mengacu membawa oksigen hemoglobin dan hemoglobin terdeoksigenasi mengacu non membawa oksigen hemoglobin. Jika semua molekul hemoglobin terikat dengan molekul oksigen (O_2), total tubuh hemoglobin dikatakan sepenuhnya jenuh (100% saturasi). Ketika hemoglobin membongkar molekul oksigen ke sel-sel jaringan pada tingkat kapiler, saturasi semakin menurun dan saturasi vena yang normal adalah sekitar 75%. Tingkat kejenuhan yang normal dikatakan antara 80-97% (Thai Li, 2008).

2.4. Hematokrit (Ht)

Hematokrit adalah pemeriksaan untuk menentukan perbandingan eritrosit terhadap volume darah. Proporsi volume darah yang terdiri dari sel darah merah. Tingkat hematokrit (HCT) dinyatakan dalam persentase. Kadar hematokrit normal pada laki-laki 42% - 50% dan pada perempuan 36% - 45% (Mary Lee, 2013).

Hematokrit memiliki pengaruh yang besar terhadap viskositas darah. Viskositas darah meningkat secara drastis dengan meningkatnya hematokrit seperti pada Gambar 2.3. viskositas darah lengkap pada hematokrit normal adalah sekitar 3, hal ini berarti bahwa diperlukan tekanan tiga kali lebih besar untuk mendorong darah lengkap seperti mendorong air melalui pembuluh darah yang sama. Bila hematokrit meningkat sampai 60 atau 70, yang seringkali terjadi *polisitemia*, viskositas darah dapat meningkat

menjadi 10 kali lebih besar daripada air, dan alirannya dalam pembuluh darah menjadi sangat terhambat.



Gambar 2.3 Pengaruh hematokrit terhadap viskositas darah (Guyton, 2007)

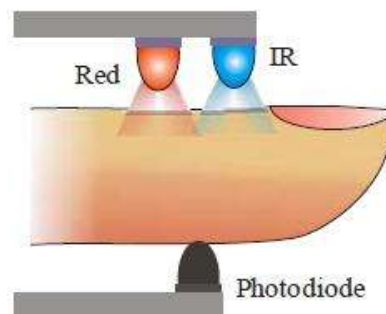
Faktor lain yang mempengaruhi viskositas darah adalah konsentrasi protein plasma dan jenis protein dalam plasma, tetapi pengaruhnya kurang begitu penting dibandingkan dengan pengaruh hematokrit. Viskositas plasma darah adalah sekitar 1,5 kali viskositas air.

2.5. Sensor Plethysmograph (PPG)

Photoplethysmography (PPG) adalah metode noninvasif untuk mendeteksi pulsa kardiovaskular gelombang yang merambat di tubuh manusia. Oksimeter pulsa menggabungkan dua teknologi *spektrofotometri* (mengukur hemoglobin oksigen saturasi) dan *plethysmography* optik (mengukur denyut perubahan volume darah di arteri).

Sensor *Photoplethysmograph* dibangun dari dua LED, yang masing-masing memancarkan panjang gelombang cahaya yang berbeda. Transmisi cahaya melalui arteri adalah denyutan yang diakibatkan pemompaan darah oleh jantung (Stoneham, 2006)

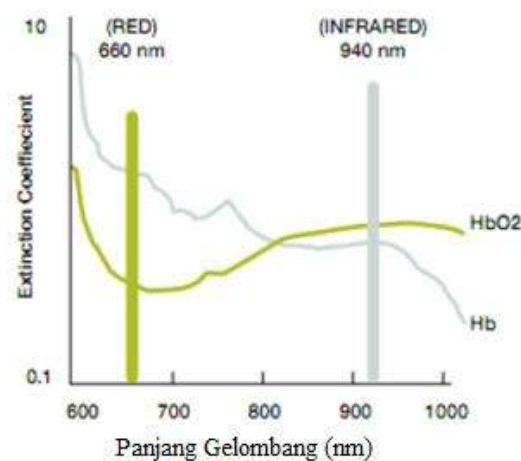
Dua LED memancarkan cahaya pada panjang gelombang yang berbeda (LED merah dan infrared) melalui ujung jari. Dua (atau satu) sensor optik ditempatkan untuk mendeteksi cahaya yang ditransmisikan atau dipantulkan. Gambar penempatan sensor PPG dapat dilihat pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4 Penempatan Jari Pada Sensor PPG

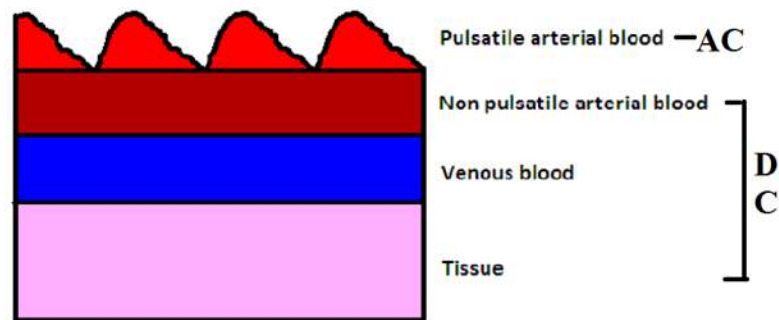
Probe dapat ditempatkan di jari tangan atau jari kaki dan dapat beroperasi dalam pantulan atau modus transmisi. Cahaya dipancarkan tercermin, diserap atau tersebar oleh darah dan jaringan. Intensitas cahaya mencapai photodiode diukur dan menunjukkan perubahan yang disebabkan oleh perubahan volume darah, yang diperkuat serta disaring dan dicatat sebagai sinyal tegangan. Dua panjang gelombang cahaya yang berbeda digunakan untuk mengukur perbedaan aktual dalam spektrum penyerapan HbO_2 dan Hb. Aliran darah dipengaruhi oleh konsentrasi HbO_2 dan Hb, dan koefisien penyerapannya diukur menggunakan dua panjang gelombang 660

nm (spektrum cahaya merah) dan 940 nm (spektrum cahaya inframerah). Terdeoksigenasi dan hemoglobin beroksigen menyerap panjang gelombang yang berbeda. Hemoglobin terdeoksigenasi (Hb) memiliki daya serap tinggi pada 660 nm dan oksigen hemoglobin (HbO₂) memiliki daya serap tinggi pada 940 nm. Gambar 2.5 menunjukkan grafik penyerapan cahaya hemoglobin.



Gambar 2.5 Grafik Penyerapan Cahaya Hemoglobin

Sebuah photodetector di sensor merasakan cahaya yang tidak diserap dari LED. Sinyal ini terbalik menggunakan pembalik penguat operasional (OpAmp) dan hasilnya adalah sinyal seperti pada Gambar 2.6. Sinyal ini merupakan cahaya yang telah diserap oleh jari dan dibagi dalam komponen DC dan komponen AC. DC komponen merupakan cahaya penyerapan jaringan, darah vena, dan darah arteri non - pulsatil. AC komponen mewakili arteri yang berdenyut, (Stojanovic R, 2014). Gambar diagram penyerapan cahaya optis Gambar 2.6.



Gambar 2.6 Diagram Penyerapan Cahaya Optis

Ditunjukkan pada Gambar 2.6 bahwa hasil absorpsi hemoglobin yang banyak mengandung oksigen ditunjukkan oleh signal AC dimana nilai AC jarak antara puncak dan lembah. Komponen pengurangan cahaya oleh aliran denyut dari darah arteri di dalam *photoplethysmograph* adalah sinyal AC. Arus AC memantulkan absorpsi cahaya inframerah yang berbeda dengan absorpsi cahaya merah yang menyerap warna darah dari pemantulan langsung oksigen saturasi dari hemoglobin di dalam darah. Penyerapan lebih tinggi spektrum cahaya inframerah dari pada spektrum cahaya merah adalah indikasi dari oksigen saturasi yang tinggi dan absorpsi lebih tinggi spektrum cahaya merah. Spektrum cahaya inframerah adalah indikasi dari oksigen saturasi yang rendah. Pengurangan cahaya akibat aliran darah vena dan jaringan menciptakan suatu sinyal yang relatif stabil (DC) dan difilter di dalam perhitungan letak dari pulse oximetry (Andrey, 2006).

2.6. Hukum Lambert Beer

Perambatan cahaya di dalam suatu medium yang sama diuraikan oleh hukum *Beer-Lambert* intensitas (I) dari cahaya di dalam medium sebanding intensitas cahaya yang dipancarkan I_0 dan pengurangan bersifat eksponensial

negatif dengan koefisien medium penyerapan ϵ , konsentrasi dari medium penyerapan β , dan panjang lintasan l

$$I = I_0 e^{-\epsilon(\beta)l} \quad (2.1)$$

Absorbansi dan panjang gelombang didefinisikan sebagai logaritma natural negatif dari fraksi cahaya yang melewati sampel disebut T . Transmisi Dikombinasikan dengan persamaan 2.1 absorbansi dapat ditulis dalam persamaan 2.2

$$A_\lambda = -\ln(T) = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \sum_a \epsilon_{\lambda,a} c_a l_a \quad (2.2)$$

Sinyal AC DC di mana mewakili semua komponen jaringan seperti darah arteri, darah vena, kulit dan tulang dalam sampel. *Photoplethysmography* (PPG) sinyal terbentuk Bagian bawah menyajikan lapisan jaringan dalam sampel dan bagian atas menunjukkan transmisi sinyal. Komponen DC dari sinyal transmisi didefinisikan sebagai transmisi tanpa volume darah denyut. Komponen DC bervariasi hanya perlahan-lahan karena respirasi, sistem saraf simpatik aktivitas, termoregulasi dan perubahan total konsentrasi hemoglobin. Di *oximeters* pulsa, arteri denyut tergantung waktu sinyal transmisi, juga disebut komponen AC, dipisahkan dari total sinyal transmisi. Kekuatan komponen AC hanya sekitar 1-2 persen dari transmisi keseluruhan. Ini adalah waktu-turunan dari total serapan di mana satu-satunya sinyal tergantung waktu adalah panjang jalur, l_{art} , melalui darah arteri penyerapan Differential (dA) disajikan dalam persamaan 2.3

$$dA_\lambda = \frac{dA_\lambda}{dt} \Delta t = \frac{dl_{art}}{dt} \sum \epsilon_{\lambda,art} c_{art} \Delta t \quad (2.3)$$

Pada penyerapan sisi diferensial lainnya dapat dinilai melalui ditransmisikan Intensitas Persamaan 2.3 melalui komponen darah arteri seperti yang tertulis dalam persamaan 2.4

$$dA() = \frac{d\left(-\ln\left(\frac{I(t)}{I_0}\right)\right)}{dt} \Delta t = \frac{I(t)}{I_0} \Delta t \cong \frac{AC\lambda}{DC\lambda} = \frac{I_{max}-I_{min}}{I_{min}} \quad (2.4)$$

Absorpsi adalah logaritmik natural perbandingan intensitas yang diserap terhadap intensitas awal yang dipancarkan sedangkan transmitansi merupakan perbandingan intensitas yang melewati medium terhadap intensitas awal. Proses absorpsi yang dipengaruhi oleh waktu dan ditunjukkan pada Persamaan

$$dA() = \frac{\ln\frac{I}{I_0}}{dt} \Delta t = \frac{I}{I_0} \Delta t \cong \frac{AC\lambda}{DC\lambda} = \frac{I_{max}-I_{min}}{I_{min}} \quad (2.5)$$

Selama satu pulsa penyerapan diferensial dapat didekati dengan komponen DC (DC) dan komponen AC (AC) Intensitas, yang dapat dihitung dari transmisi minimum setelah kenaikan sistolik, I_{min} , dan transmisi maksimum diastolic cahaya, I_{max} . Saat konvensional dua oximeters panjang gelombang pulsa menggunakan dioda pemancar cahaya (LED) dari panjang gelombang 660 nm (lampu merah) dan 940 nm (inframerah-dekat cahaya) dan photodetector semikonduktor untuk mendapatkan sinyal plethysmographic dari ekstremitas seperti jari atau daun telinga. Rasio dua penyerapan diferensial dengan panjang gelombang yang berbeda, Rasio-of-rasio (R), dihitung untuk mendapatkan SpO2.

Berdasarkan teori, R bisa disajikan dalam persamaan 2.6

$$R = \frac{dA_{red}}{dA_{ired}} = \frac{(\epsilon_{HbO_2,red} \cdot C_{HbO_2} + \epsilon_{RHb,red} \cdot C_{RHb}) \cdot \Delta l}{(\epsilon_{HbO_2,ired} \cdot C_{HbO_2} + \epsilon_{RHb,ired} \cdot C_{RHb}) \cdot \Delta l} \quad (2.6)$$

Persamaan dapat digunakan untuk mencari persamaan rasio (R) dimana nilai R digunakan untuk mencari nilai SpO2 ditunjukkan pada Persamaan

$$R = \frac{AC_{RED}/DC_{RED}}{AC_{IR}/DC_{IR}} \quad (2.7)$$

digunakan untuk menghitung SpO2 dengan menggunakan persamaan

$$SPO2 = (110 - 25) \times R \quad (2.8)$$

Persamaan diperoleh dari penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Katja Urpalainen pada tahun 2011. Persamaan tersebut merupakan hasil regresi linier dari 200 data yang digunakan untuk menghasilkan hubungan antara nilai R terhadap nilai persentase SpO2 yang didapatkan (Urpalainen, 2011)

2.7. ARDUINO

Mikrokontroller memiliki pengertian sebagai sebuah *Integrated Circuit* (IC) yang dapat diprogram berulang kali baik ditulis ataupun dihapus, (Agus Bejo, 2007). Arduino adalah pengendali mikro *single-board* yang bersifat *open-source*, diturunkan dari *wiring platform*, dirancang untuk memudahkan penggunaan elektronik dalam berbagai bidang. *Hardware* memiliki prosesor Atmel AVR dan softwarenya dengan bahasa pemrograman sendiri. Bahasa yang dipakai dalam arduino bukan assembler yang relatif sulit, tetapi bahasa C yang disederhanakan dengan bantuan pustaka-pustaka (*libraries*) arduino. Arduino juga menyederhanakan proses bekerja dengan mikrokontroler, sekaligus menawarkan berbagai macam kelebihan antara lain:

1. Sederhana dan mudah pemrogramannya

2. Perangkat lunaknya Open Source
3. Murah (perangkat keras) Arduino biasanya dijual relatif murah dibandingkan dengan platform mikrokontroler pro lainnya

Arduino Uno adalah arduino board yang menggunakan mikrokontroler ATmega328. Arduino Uno memiliki 14 pin digital (6 pin dapat digunakan sebagai *output* PWM), 6 input analog, sebuah 16 MHz osilator kristal, sebuah koneksi *USB*, sebuah konektor sumber tegangan, sebuah *header* ICSP, dan sebuah tombol *reset*. Arduino Uno memuat segala hal yang dibutuhkan untuk mendukung sebuah mikrokontroler. Hanya dengan menghubungkannya ke sebuah komputer melalui *USB* atau memberikan tegangan DC dari baterai atau adaptor AC ke DC sudah dapat membuatnya bekerja. Arduino Uno yang menggunakan ATmega16U2 yang diprogram sebagai *USB-to-serial converter* untuk komunikasi serial ke komputer melalui port USB yang disambungkan pada arduino dengan komputer, (Arduino.cc, 2014). Gambar Arduino UNO disajikan pada Gambar 2.7.



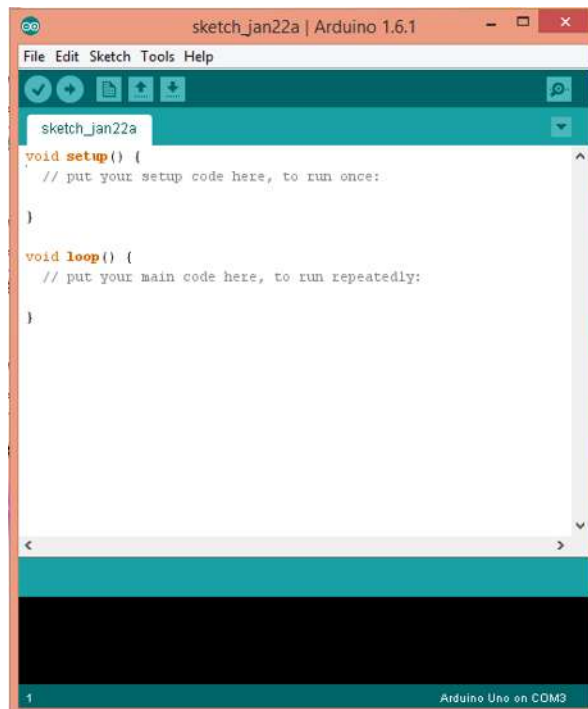
Gambar 2.7 ARDUINO UNO (Arduino.cc,2014)

Arduino UNO memiliki beberapa varian terbaru yang ada di pasaran adalah Arduino UNO R3. Fitur yang terbaru pada Arduino UNO R3 adalah terdapat tambahan pin SDA dan pin SCL yang dekat dengan pin AREF, dua pin baru yang ditempatkan dekat dengan pin RESET, serta pin IOREF. Sehingga memungkinkan untuk perangkat lain beradaptasi dengan tegangan yang disediakan oleh Arduino UNO. Pada UNO R3 terdapat sirkuit RESET yang kuat. Spesifikasi lengkap Arduino UNO dapat dilihat pada Tabel 2.2 .

Untuk melakukan programming pada Arduino sudah tersedia software pemrograman yang disediakan oleh Arduino yaitu IDE. Bahasa pemrograman yang digunakan pada Arduino menggunakan bahasa C dan *boot loader* yang menjalankan mikrokontroler, bahasa ini lebih mudah jika dibandingkan dengan bahasa pemrograman mikrokontroler yang lain. Sifat Arduino yang *opensource* membuat Arduino untuk diprogram dan diunggah ke papan I/O. Hal tersebut berlaku pada Windows, Mac OS X, dan Linux, (Arduino.cc, 2014). Tampilan IDE dapat dilihat pada Gambar 2.8.

Tabel 2.2 Spesifikasi Arduino UNO (Arduino.cc, 2014)

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 Ma
DC Current for 3.3V Pin	50 Ma
Flash Memory	32 KB (ATmega328) of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz



Gambar 2.8 Tampilan IDE Arduino (Arduino.cc, 2014)

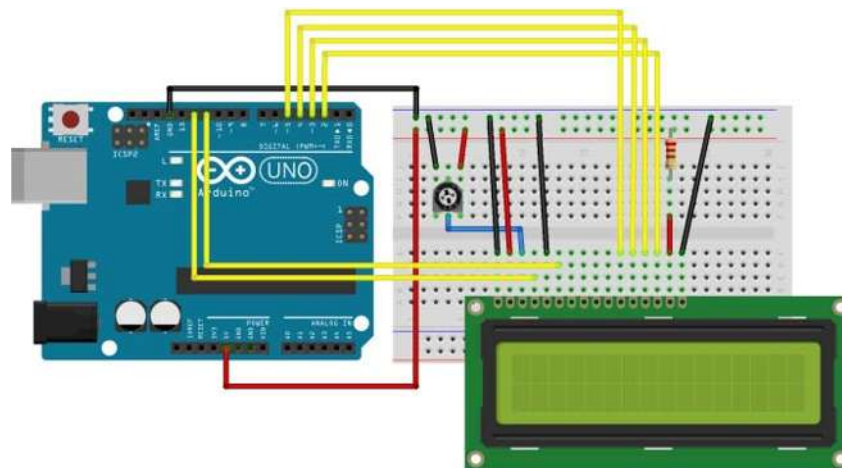
2.8. *Liquid Crystal Display (LCD)*

LCD memiliki parallel interface, yang berarti bahwa mikrokontroler harus memanipulasi beberapa pin *interface* sekaligus untuk mengontrol layar. Interface terdiri dari pin berikut:

1. *A Register Select (RS)* yaitu pin yang mengontrol di mana dalam memori LCD sedang menulis data ke. Serta dapat memilih register data, yang memegang apa yang terjadi di layar, atau register instruksi, yang mana kontroler LCD mencari petunjuk tentang apa yang harus dilakukan selanjutnya.

2. *A Read / Write (R / W)* merupakan pin yang akan memilih modus membaca atau menulis .
3. *An Enable* pin yang memungkinkan menulis ke *register*
4. 8 pin data (D0 -D7). Pin ini (high or low) adalah bit yang Anda sedang tulis ke sebuah register ketika anda menulis, atau nilai-nilai yang anda baca saat anda membaca.

Selain pin yang telah disebutkan di atas ada juga pin *display contrast (Vo)*, *pin power supply (+ 5V dan Gnd)* dan *LED Backlight (Bklt +dan BKlt-)* pin yang dapat Anda gunakan untuk daya LCD, mengontrol kontras layar, dan menghidupkan dan mematikan *LED backlight*, masing-masing. Gambar 2.9 LCD 16x2 dengan arduino, (arduino cc,2015).



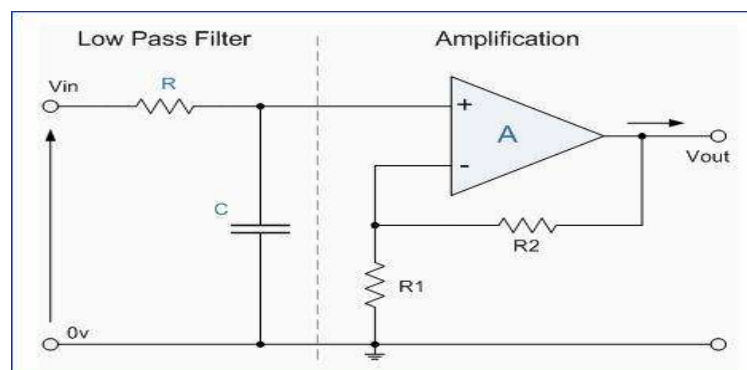
Gambar 2.9 LCD dengan Arduino

2.9. Low Pass Filter

Filter adalah adalah sebuah rangkaian yang didesain agar dapat melewati suatu sinyal frekuensi tertentu yang diinginkan dan menahan atau membuang frekuensi lainnya. Filter analog dapat dibangun

menggunakan komponen resistor, kapasitor, dan juga induktor, sedangkan filter digital merupakan suatu program (algoritma) yang dibuat sedemikian sehingga karakteristiknya menyerupai filter analog yang bersesuaian, (Gunawan, 2012).

Low pass filter adalah *filter* yang hanya melewatkan sinyal dengan frekuensi yang lebih rendah dari frekuensi *cut-off* (f_c) dan akan melemahkan sinyal dengan frekuensi yang lebih tinggi dari frekuensi *cut-off* (f_c). Pada *filter* LPF yang ideal sinyal dengan frekuensi diatas frekuensi *cut-off* (f_c) tidak akan dilewatkan sama sekali (tegangan *output* = 0 volt). Rangkaian *low pass filter* RC merupakan jenis filter pasif, dengan respon frekuensi yang ditentukan oleh konfigurasi R dan C yang digunakan. Rangkaian dasar LPF disajikan pada Gambar 2.10.



Gambar 2.10 Rangkaian dasar LPF

Nilai frekuensi *cut off* dapat dituliskan sebagai berikut :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.9)$$

Besarnya penguatan tegangan (G) pada *filter* pasif yang ideal maksimum adalah $1 = 0\text{dB}$ yang hanya terjadi pada frekuensi sinyal input

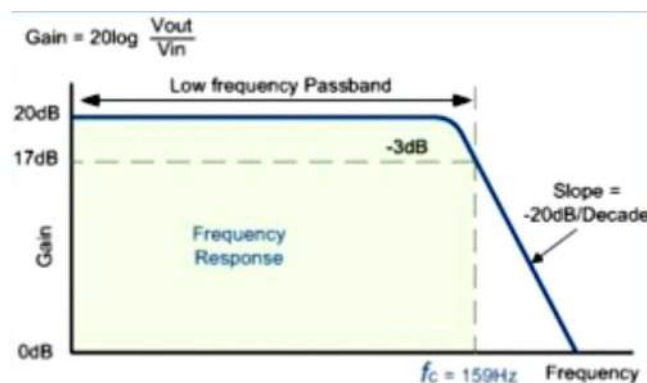
dibawah frekuensi *cut-off* (f_c). Penguatan tegangan (G) *filter* LPF RC pasif dapat dituliskan dalam Persamaan 2.10

$$G = \frac{|V_{out}|}{|V_{in}|} \quad (2.10)$$

Pada *filter* lolos bawah *low pass filter* (LPF) terdapat beberapa karakteristik mendasar sebagai berikut :

- Pada saat *frekuensi* sinyal *input* lebih rendah dari frekuensi *cut-off* (f_c) ($f_{in} \ll f_c$) maka penguatan tegangan / Gain (G) = 1 atau $G=0\text{dB}$.
- Pada saat frekuensi sinyal *input* sama dengan frekuensi *cut-off* (f_c) ($f_{in} = f_c$) maka $\omega = 1/RC$ sehingga penguatan tegangan / Gain (G) menjadi -3 dB atau terjadi pelemahan tegangan sebesar 3 dB.
- Pada saat frekuensi sinyal *input* lebih tinggi dari frekuensi *cut-off* (f_c) ($f_{in} \gg f_c$) maka besarnya penguatan tegangan (G) = $1/\omega RC$ atau $G = -20 \log \omega RC$.

Sehingga dapat ditarik kesimpulan bahwa *filter* lolos rendah *Low Pass Filter* (LPF) hanya meloloskan sinyal dengan frekuensi yang lebih rendah dari frekuensi *cut-off* (f_c) saja. Respon frekuensi yang dihasilkan dari rangkaian *lowpass* filter ditunjukkan pada Gambar 2.11

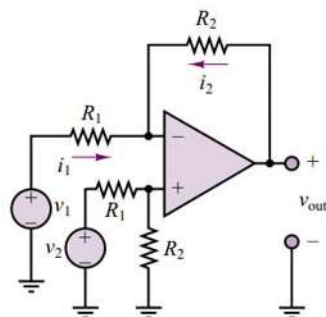


Gambar 2.11 Respon frekuensi rangkaian *lowpass* filter (Carr, 2001)

2.10. Rangkaian Penguat

Sinyal biomedis memiliki nilai amplitudo dalam orde mikrovolt sampai milivolt, sehingga memerlukan amplifikasi agar dapat dibaca oleh sebuah instrumen. Penguat yang digunakan untuk memproses biopotensial tubuh disebut *bioelectric amplifier* (Carr, 2001). *Amplifier* dapat mengubah suatu sinyal dari suatu level tertentu ke suatu sinyal dengan level yang berbeda, dimana sinyal tersebut dapat berupa sinyal tegangan atau sinyal arus (Rizzoni, 2005).

Prinsip kerja *op-amp* adalah menguatkan selisih tegangan antara input *inverting* dan input *non-inverting* (*differential mode*). Untuk mentransmisikan sinyal biomedis, penguat yang paling banyak digunakan adalah penguat diferensial. Penguat diferensial terdiri dari penguat *non-inverting* dan *inverting*. Penguat ini efektif digunakan untuk menguatkan sinyal *differential mode* yang dibutuhkan sekaligus menghilangkan *noise* yang berada di dalamnya (Carr, 2001). Penguat diferensial dapat dilihat pada Gambar 2.12.



Gambar 2.12 Penguat Diferensial

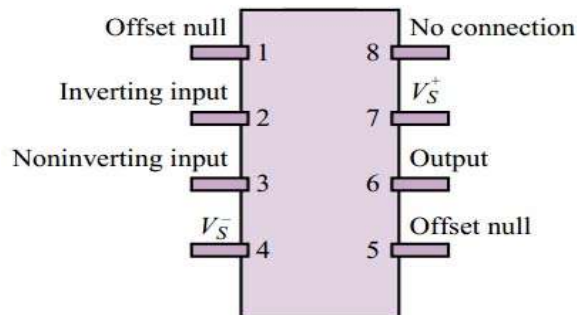
Rumus yang digunakan untuk memperoleh penguatan (*gain*) dari rangkaian penguat diferensial dapat menggunakan Persamaan 2.11

$$v_{out} = \frac{R_2}{R_1}(v_2 - v_1) \quad (2.11)$$

Op-amp dalam bentuk IC secara umum terdiri dari 8 (delapan) kaki dengan keterangan sebagai berikut:

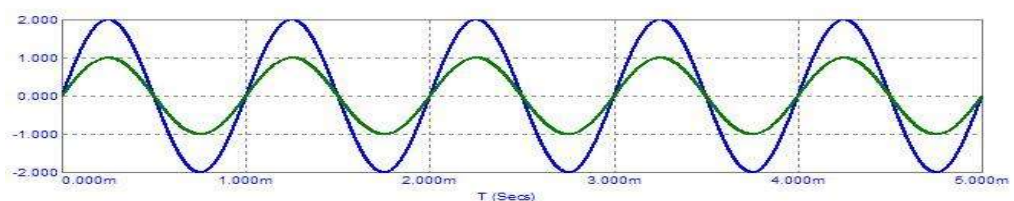
1. *Offset Null*, berfungsi untuk meminimalkan tegangan *offset* output dari suatu rangkaian,
2. Input *inverting* (-), berfungsi untuk menghasilkan output sinyal yang berbeda dengan tanda input,
3. Input *Non-inverting* (+), berfungsi untuk menghasilkan output sinyal yang sama dengan tanda input,
4. $-V_{cc}$ atau *ground*, berfungsi sebagai suplai energi DC,
5. *Offset Null*, berfungsi untuk meminimalkan tegangan *offset* output dari suatu rangkaian,
6. Output, merupakan keluaran sinyal,
7. $+V_{cc}$, berfungsi sebagai suplai energi DC,
8. NC (*No Connection*), pin ini tidak dihubungkan.

Gambar 2.13 menunjukkan model *Op-Amp* dalam bentuk IC.



Gambar 2.13 IC *Op-Amp*

Untuk membuktikan bahwa penguat tak-membalik akan menguatkan sinyal *input* sebesar x kali dengan fasa yang sama dengan sinyal *input*. Dapat dibuktikan dengan memberikan sinyal *input* berupa sinyal AC (sinusoidal) dan mengukurnya menggunakan *oscilloscope*, dimana sinyal *input* diukur melalui *channel 1 oscilloscope* dan sinyal *output* diukur dengan *channel 2 oscilloscope*. Rangkaian penguat *non inverting* diberikan *input* sinyal AC dengan tegangan 1 Vpp. Untuk membuktikan *input* dan *output* sinyal rangkaian penguat *non-inverting amplifier* maka diberi *output* yang tegangannya 2 (dua) kali lebih besar dari sinyal *input* dan memiliki fasa yang sama dengan sinyal *input* yang diberikan ke rangkaian penguat tak-membalik (*non-inverting amplifier*) tersebut (Malvino, 1987). Gambar grafik bentuk sinyal *output* dan *input* rangkaian *non-inverting* disajikan pada Gambar 2.14.



Gambar 2.14 Sinyal *output* dan *input* rangkaian penguat *non inverting*