

## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 Penelitian Terdahulu

Menurut Sugondo, dkk yang berjudul “Desain *Mini wearable* ECG Berbasis *Microcontroller*” yang bertujuan monitoring kondisi jantung seorang atlit yang memerlukan ekstrak data untuk melihat sinyal ECG. Ukuran perangkat ECG tersebut didesain *wearable* dan *mobile* yaitu dengan dimensi 11 x 5 x 4 cm serta dilengkapi sistem perhitungan *heartrate* dan penyimpanan data *flashdisk*. Hasil pembacaan sinyal ECG ditampilkan secara langsung pada layar LCD. Penyadapan sinyal ECG menggunakan metode segitiga *Einthoven* yaitu dengan 3 *leads*. Pada perangkat kerasnya menggunakan beberapa rangkaian antara lain penguat instrumentasi, filter analog, penguat operasional, *level shifter*, sistem minimum *microcontroller* ATmega 16, dan LCD Nokia 5110. Pada hasil pengukuran desain *hardware* dilakukan dengan melihat *output* dari setiap blok pemrosesan sinyal.. Hasil pengukuran pada rangkaian penguat instrumentasi masih banyak mengandung *noise*, serta bentuk dasar sinyal elektrokardiogram masih belum dapat dilihat. Pada rangkaian *high pass filter* menggunakan *cut off* sebesar 0.05 Hz dengan hasil *output* bentuk gelombang masih sama seperti *output* rangkaian instrumentasi. Pada blok rangkaian penguat operasional digunakan untuk mengatur supaya sinyal EKG memiliki kisaran amplitudo 5 Volt dimana disesuaikan dengan karakteristik dari blok ADC yang dapat membaca *level* tegangam 0-5 Volt, keluaran dari blok ini bentuk sinyal EKG sudah terlihat terutama QRS kompleks dengan amplitudo 1,72 Volt dan perbandingan daya sinyal rata-rata terhadap *noise* sebesar  $SNR_{dB} = 20 \log(A_{signal}/A_{noise}) = 10,73 \text{ dB}$ . Pada rangkaian *low pass filter* 20 Hz

didapat hasil *output* bentuk dasar sinyal elektrokardiogram semakin terlihat jelas. Rangkaian *level shifter* digunakan untuk menggeser sinyal ECG sebesar  $\pm 0.5$  Volt sehingga semua komponen sinyal berada di *level* positif. Hal ini diperlukan karena *Analog to Digital Converter* (ADC) yang digunakan hanya untuk memproses sinyal dengan amplitudo 0 sampai 5 Volt. Perangkat EKG tersebut dapat melakukan akuisisi sinyal kemudian menampilkan grafis dari sinyal ECG secara *realtime*. Perangkat tersebut masih mengandung sedikit *noise* namun pada LCD tidak terlihat adanya *noise*. Perangkat EKG mampu bertahan selama 1 jam 20 menit dengan menggunakan 2 buah baterai 3,7 Volt. Kekurangan pada alat ini adalah hanya dapat menampilkan 1 *lead* sinyal ECG saja [13].

Menurut Rara Amita Putri, dkk dengan judul penelitian “Rancang Bangun *Wireless* Elektrokardiogram (EKG)” yang bertujuan mengembangkan elektrokardiogram (EKG) dengan sistem *wireless*. Dengan metode yang digunakan adalah dengan menggunakan elektroda tembaga untuk penyadap detak jantung kemudian hasil sadapan tersebut dimasukkan atau *diinputkan* pada rangkaian pengkondisi sinyal serta diolah agar dapat dikirimkan melalui *wireless* dengan sistem modulasi – demodulasi. Selanjutnya hasil perekamannya ditampilkan dalam komputer atau PC menggunakan *Software* atau perangkat lunak dan dilakukan sesuai dengan gelombang EKG yang diinginkan dalam radius 1 m<sup>2</sup>. Pada penelitian ini dihasilkan sinyal EKG dari 3 sampel dari manusia yang berumur (pria) 56 tahun, wanita (21 tahun), dan pria (22 tahun). Pergerakan otot cukup mengganggu sinyal EKG yang mengakibatkan grafik yang tidak memuaskan sehingga mengakibatkan adanya *noise*. Menurut peneliti *noise* tersebut menunjukkan adanya kestabilan yang kurang dari alat. Kekurangan pada alat ini yaitu hanya dapat menampilkan satu *lead*

sinyal ECG saja serta untuk menampilkan hasil perekamannya harus membutuhkan PC atau komputer [14].

Menurut Skolastika Yunarni Juita, dkk dengan judul “Rancang Bangun EKG 3 Channel Berbasis Arduino” dengan metode yang digunakan yaitu pada elektroda yang telah terpasang di kedua tangan dan kaki manusia akan mendeteksi sinyal listrik jantung yang sangat kecil, berorde *milivolt* (mV) akan dikuatkan pada rangkaian instrumen. Selanjutnya dari rangkaian instrumen akan masuk pada rangkaian filter untuk difilter terhadap interferensi dari luar sehingga *output* dari rangkaian filter adalah murni sinyal listrik jantung. Pada sinyal EKG mempunyai tegangan terukur negatif, hal tersebut mengakibatkan rangkaian *Analog to Digital Converter* (ADC) tidak dapat mengolah sinyal EKG di luar rentangan tegangan 0-5 Volt. Sehingga dibutuhkan rangkaian *adder* untuk menggeser *baseline* sinyal EKG agar seluruh sinyal EKG dapat diolah ADC. Kemudian sinyal EKG tersebut diolah di ATmega 328 dan dikirim ke *computer personal* (PC) melalui modul *USB To TTL* serta ditampilkan dengan menggunakan program *delphi* sebagai pengolah sinyalnya. Hasil yang didapat dari penelitian ini adalah didapat hasil perhitungan *error* pada alat sebesar 0,183% dengan menggunakan alat kalibrator dan 0,125% dengan alat pembanding. Menurut peneliti yaitu jika ada gerakan sedikit maka sinyal EKG akan naik turun dan ngacak. Kekurangan pada alat ini adalah harus menggunakan komputer atau PC untuk melihat hasil perekaman sinyal EKG [15].

Pada penelitian kali ini peneliti akan membuat *Electrophonocardiograph* berbasis *Raspberry pi* parameter ECG dengan LCD 7 inch untuk menampilkan sinyal ECG serta ukuran yang *compact* untuk memudahkan dalam mobilitas.

## 2.2 Dasar Teori

### 2.2.1 Jantung

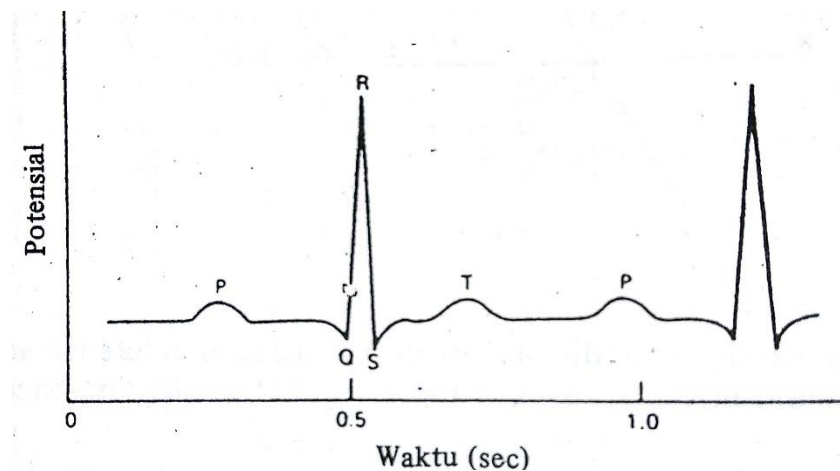
Jantung terletak di belakang *sternum* (lunas dada). Jantung manusia berukuran kira-kira sekepalan tangan dan sebagian besar terdiri dari otot jantung. Jantung berkontraksi dan berelaksasi dalam suatu siklus ritmis. Ketika berkontraksi, jantung memompa darah dan ketika berelaksasi, ruang-ruang jantung terisi dengan darah. Satu rangkaian pemompaan dan pengisian jantung yang lengkap disebut siklus jantung (*cardiac cycle*). Fase kontraksi dari siklus itu disebut sistol (*systol*), dan fase relaksasi disebut diastol (*diastol*). *Volume* darah yang dipompa oleh setiap ventrikel per menit disebut keluaran jantung (*cardiac output*) [16].

### 2.2.2 Kelistrikan jantung

Kontraksi sel otot jantung terjadinya karena adanya potensial aksi yang dihantarkan sepanjang membran sel otot jantung. Kelistrikan jantung tersebut dimulai dengan proses depolarisasi yaitu dipicu oleh *nodus sinoatrial* (SA). *Nodus* SA tersebut dipengaruhi oleh sistem saraf pusat, seperti impuls dari saraf simpatis akan menambah kecepataannya dan saraf parasimpatis akan memperlambatnya. Setelah impuls listrik yang diinisiasi oleh *nodus* SA, impulsnya akan menyebar melalui kedua atrium sehingga menyebabkan kedua atrium berkontraksi secara berkesinambungan. Pada saat yang sama impuls tersebut mendepolarisasi *nodus atrioventrikular* (AV) yang berada dibawah atrium kanan. Dari *nodus* AV tersebut cabang dari serat konduksi yaitu *berkas atrioventrikuler* (berkas His) melalui otot jantung sampai *septum interventrikular*. *Berkas* His tersebut kemudian bercabang menjadi cabang kanan (*right bundle*) dan cabang kiri (*left bundle*). Setelah proses depolarisasi maka proses selanjutnya adalah repolarisasi atau fase istirahat [2].

### 2.2.3 Elektrokardiograf

Elektrokardiograf adalah alat medis yang digunakan untuk merekam beda potensial bioelektrik di permukaan kulit yang dibangkitkan jantung dengan memasang elektroda rekam (Ag/AgCl) pada tempat tertentu di permukaan tubuh. [17]. Hasil dari perekaman dari ECG adalah berupa grafik elektrokardiogram. Adapun gelombang-gelombang utama yang direkam EKG yaitu :



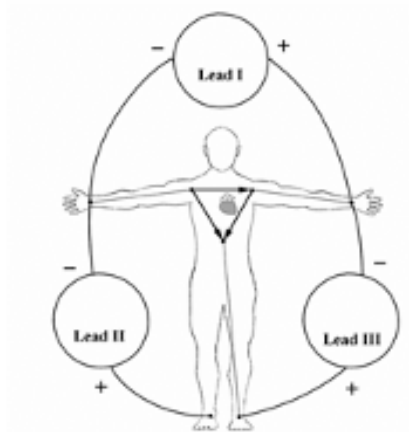
Gambar 2. 1 Gelombang elektrokardiogram [18]

- Gelombang P yang timbul karena depolarisasi atrium dari *nodus* SA ke *nodus* AV.
- Gelombang QRS kompleks, menggambarkan kontraksi ventrikel.
- Gelombang T, menggambarkan relaksasi ventrikel.
- Interval* PQ atau PR, menggambarkan keseluruhan gelombang atrial sejak sebelum kontraksi sampai mulainya kontraksi ventrikel. Karena gelombang Q pada manusia normal  $< 1$  mm, maka dapat diabaikan dan diganti menjadi interval PR.
- Interval* QT, menggambarkan seluruh aktivisasi ventrikel sejak mulainya kontraksi sampai relaksasi ventrikel.

- f. *Segment ST*, menggambarkan *fase plateu* atau saat ventrikel sedang berkontraksi penuh sebelum relaksasi [18].

#### 2.2.4 Sadapan EKG

Penggunaan EKG dilengkapi dengan pemasangan sadapan pada tubuh sebagai monitor adanya perubahan tegangan antara elektroda yang ditempatkan pada berbagai posisi di tubuh. Pengukuran sinyal pada EKG dilakukan dengan pemilihan tiga titik bipolar yang pertama kali diperkenalkan oleh *Einthoven* yang terletak di lengan kanan, lengan kiri, dan kaki kiri. Metode segitiga *Einthoven* dapat dilihat pada gambar dibawah ini.



Gambar 2. 2 Segitiga *einthoven* [19]

Dari Gambar 2.1 tersebut dapat dijelaskan sebagai berikut :

Sadapan *lead I* : Elektroda positif yang dihubungkan dengan LA dan elektroda negatif dengan RA. {menunjukkan keadaan jantung kiri lateral}

Sadapan *lead II* : Elektroda positif yang dihubungkan dengan LL dan elektroda negatif dengan RA. {Berjalan paralel dengan arah vektor yang normal}

Sadapan *lead III* : Elektroda positif yang dihubungkan dengan LA dan elektroda

negatif dengan LL. {Menunjukkan keadaan jantung kanan dan bawah} [20].

### 2.2.5 Qt Creator

*Qt* adalah *framework* pengembangan aplikasi *cross-platform* yang komperhensif dengan bahasa C++ dan menawarkan solusi pemrograman dengan konsep pemrograman berorientasi objek. *Qt* diimplementasikan tidak hanya pada sistem dekstop: *Linux*, *Windows* dan *MacOS*, melainkan termasuk *embedded system* antara lain: *Montavista Linux* (mobilinux), *Android*, *WindowsCE*, *Symbian S60* dan lainnya. Dengan *Qt* dapat menggunakan ulang kode untuk program secara efisien untuk berbagai *platform* komputer berbeda dengan hanya satu kode program (dengan pengubahan minor jika diperlukan) [21].

*Qt Creator* menggunakan format *cross platform project* (.pro) untuk mengizinkan tim developer untuk *share* project yang mempunyai *platform-platform* yang berbeda-beda dan menggunakan *common tool* untuk implementasi dan *debugging* program. Sebuah *project* dapat meliputi : *file-file* yang digrup secara bersama-sama, langkah-langkah *build* program, *form-form* dan *file-file resource*, dan pengaturan untuk menjalankan aplikasi. *Project* dapat dibuat secara manual atau *import* dari *file project* yang sudah ada. Jika *projectnya* dibuat secara manual, maka sebuah *file-file* akan digenerate oleh *Qt Creator* dari tipe *file* yang dimiliki. Seperti jika *filenya* adalah sebuah *GUI application*, maka *Qt Creator* men-generate sebuah *file* kosong yang berektensikan .ui yang akan dimodifikasikan melalui *Qt designer*. *Qt Creator* diinterrasikan dengan sistem *cross-platform* untuk mem-build secara otomatis: *qmake* dan *CMake*. Projek yang tidak menggunakan *qmake* atau *CMake* dapat diimport-kan, dan *Qt Creator* dapat meng-*ignore* sistem *build*.

*Qt Creator* mempunyai sebuah *code editor* dan mengintegrasikan *Nokia's Qt Designer* untuk mendesain dan membangun aplikasi *GUI* dari *Qt widgets*. Karena *Qt Creator* adalah sebuah *Integrated Development Enviroment (IDE)*, maka *Qt Creator* memisahkan antara *text Enviroment (IDE)*, maka *Qt Creator* memisahkan antara *text editor* untuk *build* dan *editor* untuk menjalankan (*run*) aplikasi-aplikasi. *Qt Creator* bukan hanya bisa membaca *text file* biasa, akan tetapi juga bisa membaca *file C++* dan bahasa *QML*.

## 2.3 Tinjauan Komponen

### 2.3.1 *Raspberry pi*

*Raspberry pi* adalah *platform* yang digunakan untuk hiburan, utilitas, dan eksperimen. Berikut beberapa yang dapat dilakukan dengan *Raspberry pi* :

a. Komputasi tujuan umum

*Raspberry pi* adalah sebuah komputer, dengan kata lain dapat memilih masuk ke dalam lingkungan grafis *desktop* serta dapat menginstall berbagai macam *software* gratis, seperti *Libre Office* untuk pengolahan dokumen dan *spreadsheet*.

b. Belajar pemrograman

*Raspberry pi* dibuat untuk menjadi peralatan edukasi untuk mendorong anak-anak bereksperimen dengan komputer, dilengkapi dengan kompiler untuk berbagai bahasa pemrograman seperti *Scratch*, *Python*, *C*, *Ruby*, *Java*, dan *Per*.

c. *Project Platform*



Perbedaan *Raspberry pi* dengan komputer biasa tidak hanya dari ukuran dan harga, tapi juga karena kemampuannya untuk berinteraksi *project* elektronik.

Fungsi *Raspberry pi* dalam rangkaian adalah sebagai pengendali utama untuk mengolah data untuk kemudian ditampilkan ke dalam layar LCD.

### **2.3.2 Arduino Nano**

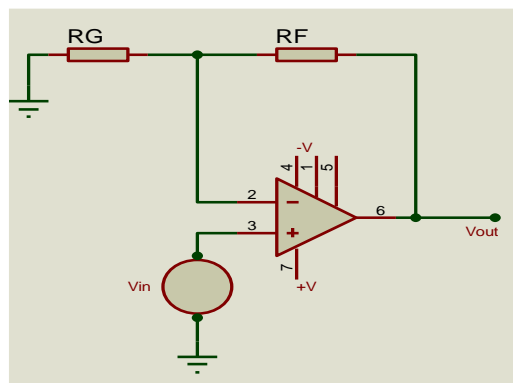
Arduino adalah kit elektronik atau papan rangkaian elektronik *open source* yang di dalamnya terdapat komponen utama yaitu sebuah *chip* mikrokontroler dengan jenis AVR dari perusahaan Atmel. Mikrokontroler itu sendiri adalah *chip* atau IC (*integrated circuit*) yang bisa diprogram menggunakan komputer. Tujuan menanamkan program pada mikrokontroler adalah agar rangkaian elektronik dapat membaca *input*, memproses input tersebut dan kemudian menghasilkan *output* sesuai yang diinginkan. Jadi mikrokontroler bertugas sebagai ‘otak’ yang mengendalikan *input*, proses dan *output* sebuah rangkaian elektronik.

### **2.3.3 Instrumentation Amplifier**

Tahap terpenting dari semua *biopotensial amplifiers* adalah bagian *input* pada *preamplifier* yang secara substansial memberikan kontribusi terhadap keseluruhan kualitas sistem. Tugas utama *preamplifier* adalah untuk mendeteksi tegangan antara dua elektroda pengukuran dengan menolak sinyal mode umum dan meminimalkan efek dari kelebihan muatan polarisasi elektroda. Penting untuk kinerja *preamplifier* adalah impedansi masukan yang harus setinggi mungkin [22]. Fungsi *instrument amplifier* dalam rangkaian adalah untuk mengambil sinyal listrik jantung dengan bantuan elektroda yang dipasang di tubuh pasien.

### 2.3.4 Penguatan *non-inverting*

Rangkaian penguat *non-inverting* adalah untuk menguatkan sinyal tanpa membalikkan fase gelombang. Berikut merupakan gambar rangkaian penguat tak membalik atau *non-inverting*.



Gambar 2. 3 Rangkaian penguat tak membalik [23]

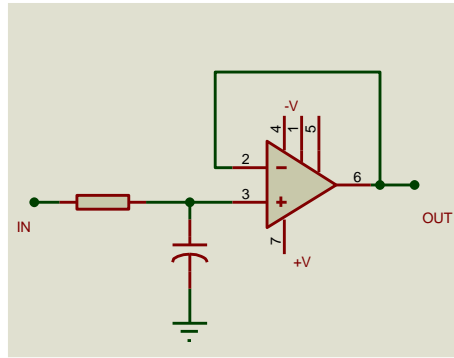
Dalam Gambar 2.3 pada terminal masukan *non-inverting* diberikan tegangan masukan sedangkan terminal masukan *inverting* dihubungkan dengan rangkaian umpan balik. Dengan adanya umpan balik tersebut terjadi interaksi antara masukan dan keluaran yaitu terjadi penguatan sinyal *input*. Penguatan tersebut dapat dirumuskan seperti dibawah ini :

$$V_o = \frac{R_G + R_F}{R_G} V_{IN} \dots\dots\dots (2. 1)$$

Rangkaian *non-inverting* tersebut digunakan untuk menguatkan sinyal dari rangkaian instrumentasi karena keluaran dari rangkaian instrumentasi masih sangat kecil untuk diolah [24].

### 2.3.5 Rangkaian *Low Pass Filter* Aktif

Dibawah ini merupakan rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) aktif.



Gambar 2. 4 *Low pass filter* Aktif

Pada gambar 2.4 merupakan rangkaian *low pass filter* yang terhubung dengan *input non inverting* dari sebuah *op amp*. *Op amp* tersebut tidak memiliki resistor di umpan balik, yang berarti memiliki jumlah maksimum umpan balik yang akan dikirim ke *input* pembalik, dengan kata lain hanya memiliki 1 kali penguatan [25].

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots (2. 2)$$

Keterangan :

$f_c$  = frekuensi *cut off* (Hz)      C = kapasitor (*Farad*)      R = resistor (Ohm)

Penguatan filter low pass (AF) :

$$AF = \frac{V_o}{V_i} = 1 + \frac{R_f}{R_{in}} \dots\dots\dots (2. 3)$$

Rangkaian *low pass filter* aktif digunakan untuk menghilangkan *noise* dengan frekuensi rendah agar gelombang yang ditampilkan tidak terlalu banyak *noise*.

### 2.3.6 Rangkaian *High Pass Filter* Pasif

*High Pass Filter* atau filter lolos tinggi adalah filter yang *outputnya* hanya melewatkan sinyal dengan frekuensi diatas frekuensi *cut-off*. Di bawah frekuensi itu *output* secara idealnya tidak ada [26]. *Rumus frekuensi cut off (fc) HPF pasif* :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots (2.4)$$

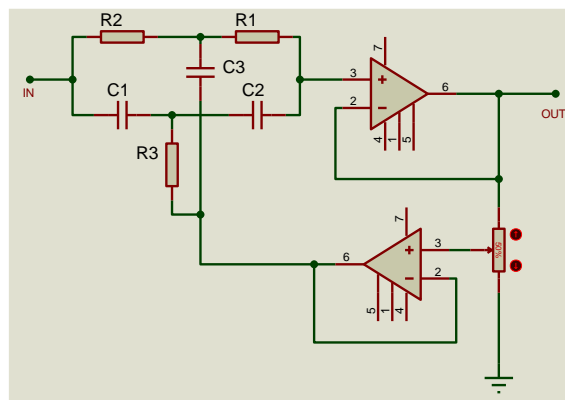
Keterangan :

$f_c$  = frekuensi *cut off* (Hz)      C = kapasitor (*Farad*)      R = resistor (Ohm)

Rangkaian *High pass filter* Pasif tersebut digunakan untuk menghilangkan *noise* dengan frekuensi tinggi yaitu frekuensi diatas frekuensi *cut-off*.

### 2.3.7 Rangkaian *Notch Filter*

Rangkaian *notch filter* adalah rangkaian elektronika yang berfungsi untuk menghalangi atau menahan sinyal-sinyal dengan frekuensi antara (median) dan akan meneruskan sinyal-sinyal dengan frekuensi dibawah dan diatas frekuensi antara. *Notch filter* yang standar atau populer desainnya ada *Twin-T* dan *Wien-Robinson*. Berikut merupakan skema dari rangkaian *notch filter* T-kembar



Gambar 2. 5 *Twin t notch filter* dengan variabel [27]

Konfigurasi *T-pad* atas resistor R2 dan kapasitor C3 membentuk bagian *low pass filter* pada rangkaian, sedangkan konfigurasi *T-pad* yang lebih rendah dari kapasitor C1 dan resistor R3 membentuk *high pass filter*. Berikut merupakan rumus untuk mencari frekuensi *cut off*:

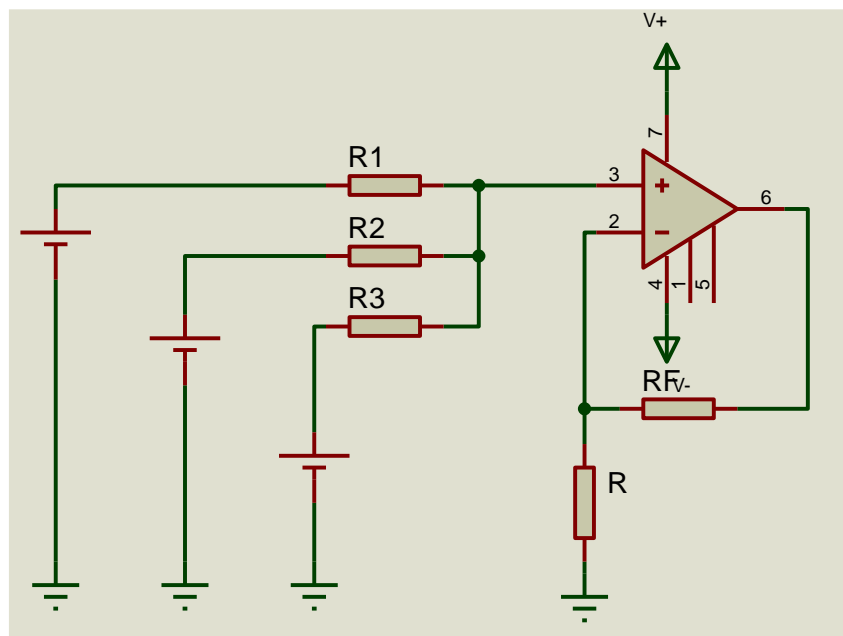
$$f_c = \frac{1}{4\pi R3C2} \dots\dots\dots (2.5)$$

Keterangan :

$f_c$  = frekuensi *cut off* (Hz)       $C$  = kapasitor (*Farad*)       $R$  = resistor (Ohm)

### 2.3.8 Rangkaian *Summing Adder Non Inverting*

Rangkaian *Summing Adder non inverting*/penjumlahan *non-inverting* memiliki penguatan tegangan yang tidak melibatkan nilai resistansi *input* yang digunakan. Oleh karena itu dalam rangkaian penjumlahan *non-inverting* nilai resistor *input* sebaiknya sama persis, hal ini bertujuan untuk mendapatkan kestabilan dan akurasi penjumlahan sinyal yang diberikan rangkaian.



Gambar 2. 6 Rangkaian *summing adder non inverting*

Pada rangkaian penjumlah *non-inverting* diatas sinyal *input* ( $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ) diberikan ke jalur *input* melalui resistor *input* masing-masing ( $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$ ). Besarnya penguatan tegangan ( $A_v$ ) pada rangkaian penguat penjumlah *non-inverting* diatas diatur oleh resistor *feedback* ( $R_f$ ) dan resistor *inverting* ( $R_i$ ). Berikut merupakan rumus penguat penjumlah penguat tak membalik jika nilai  $R_1=R_2=R_n=R$ .

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_f}{R}\right) \left(\frac{V_1 + V_2 + \dots + V_n}{n}\right) \dots \dots \dots (2. 6)$$

Keterangan :

R<sub>f</sub> = Resistor *Feedback* ( $\Omega$ )

R = resistor ( $\Omega$ )

V = tegangan *input* (Volt)

n = Jumlah sumber tegangan *input*