

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Penelitian Terdahulu

Pada penelitian yang dilakukan oleh Sri Anggreani K (2013), dengan judul Rancang Bangun Stetoskop Digital Sebagai Perekam Suara Respirasi dan Detak Jantung, dengan judul tersebut penulis mempunyai tujuan merekam suara respirasi baik secara perangkat keras dan perangkat lunak dan juga menentukan respirasi normal dan tidak normal pada layar monitor *personal computer*. Pada penelitian tersebut penulis melakukan beberapa metode penelitian diantaranya yaitu studi *literature* untuk mendapatkan prinsip kerja stetoskop dan juga dasar teori yang mendasari penulis melakukan penelitian tersebut. Studi *literature* diakses melalui buku ataupun internet. Setelah mendapatkan semua teori yang melandasi penelitian, penulis melakukan perancangan modul berupa modul sadapan untuk menyadap suara respirasi dan suara detak jantung, sadapan ini akan mengolah sinyal yang diterima oleh stetoskop, setelah melewati modul sadapan, data sinyal akan diolah di modul pengolah sinyal data, dan selanjutnya akan di tampilkan pada layar monitor. Sebelum data ditampilkan ke *personal computer* data diolah dari data analog menjadi data digital dengan menggunakan ADC0804. Pada penelitian ini peneliti melakukan pengambilan data melalui hidung dengan menggunakan *microphone*. Sinyal suara pernafasan kemudian dimasukkan ke *interface computer*. Pengambilan data suara pernafasan dimulai dengan mengeklik tombol start dan diakhiri dengan mengeklik tombol stop pada layar personal komputer. Untuk *Sample* peneliti menggunakan empat *Sample*, dari empat *Sample* ini memiliki

suara pernafasan dan detak jantung yang sehat. Hasil pengambilan data dari keempat *Sample* didapat bahwa keempat *Sample* memiliki bentuk sinyal jantung dan respirasi yang berbeda-beda. Dari hasil tersebut penulis menyimpulkan bahwa dengan Delphi sebagai *Software* dan rangkaian penguat, dan juga ADC sebagai *Hardware* nya sehingga dapat dibuatlah alat stetoskop digital yang dapat menampilkan sinyal digital suara respirasi pada layar monitor. Sinyal suara respirasi ditampilkan layar monitor komputer setiap 600 ms pada saat tarik nafas dan saat keluar nafas dan dapat disimpan dalam bentuk file. Stetoskop digital selain bisa menampilkan sinyal suara respirasi, juga bisa menampilkan sinyal detak jantung. Sinyal suara respirasi hasil rekaman dapat disimpan dan ditampilkan kembali untuk dianalisa lebih teliti [5].

Pada penelitian yang dilakukan oleh Innocentio Aloysius Loe dan Hanapi Gunawan (2014), dengan judul Realisasi Instrumen EKG untuk Pengukuran Sinyal EKG dengan Konfigurasi Elektroda *Limb Lead II* dengan tujuan untuk mengukur sinyal EKG dengan konfigurasi elektroda *Limb Lead* (LL) II. Pada penelitian tersebut untuk mencapai tujuan yang diinginkan penulis, maka penulis melakukan penelitian dengan metode pembuatan rangkaian perbagian. Pada penelitian ini penulis membuat beberapa bagian rangkaian yaitu *Instrument Amplifier* yang digunakan untuk mengolah sinyal jantung pertama dengan cara menguatkan sinyal jantung hasil sadapan. *Output an Instrument Amplifier* di umpan balik dengan rangkaian base line. Karena sinyal masih terdaat *noise* penulis membuat rangkaian *Low Pass Filter* aktif untuk menghilangkan *noise* yang terdapat pada sinyal jantung, setelah *filter* maka sinyal dikuatkan dan di ambil pada frekuensi 50 Hz dengan menggunakan rangkaian *notch filter*. Pada penelitian ini penulis melakukan

pengujian dengan memberikan *Input an* dan mengukur *Output annya* pada setiap bagian bagian rangkaian. Pada bagian rangkaian *Instrument Amplifier* diberikan frekuensi *Input* di rentang 0.5 sampai 1000 Hz didapatkan hasil CMRR maksimal 68,14 dB pada frekuensi 0,5 Hz. Pada frekuensi 50 Hz didapat CMRR sekitar 64,16 dB. Nilai CMRR yang didapat sudah memadai untuk melakukan pengambilan sinyal EKG. Pada bagian rangkaian *filter* dan penguat tingkat dua dilakukan pemberian frekuensi 0.5 sampai 1000 Hz dan penguat memberi *gain* yang besar pada frekuensi rendah, kemudian semakin berkurang pada frekuensi tinggi, dengan awal *stop band* sekitar frekuensi 300 Hz. Dari penelitian tersebut penulis menyimpulkan Performansi instrumen yang telah direalisasikan, dari segi CMRR, respon frekuensi, serta *impedansi Input an*, sudah cukup memadai untuk perolehan sinyal EKG. Instrumen dapat memperoleh sinyal EKG yang sesuai pada konfigurasi elektroda *Limb Lead II*. Meskipun demikian instrumen masih rentan terhadap sumber-sumber *noise* , terutama dari jala-jala listrik dan motion artifact. Dari hasil percobaan diperoleh *gain* tegangan pada frekuensi menengah sebesar 75 dB dan CMRR 68 dB. Perbandingan sinyal EKG yang didapat dari sistem penguat yang dirancang dengan *Vernier EKG Sensor* menunjukkan bahwa instrumen yang dirancang dapat digunakan sebatas untuk fungsi eksperimental, mengingat sistem masih cukup rentan terhadap gangguan-gangguan dari lingkungan [6].

Pada penelitian yang dilakukan oleh Pandu Akbar Dwiputra dan Lillik Anifah (2016), dengan judul penelitian Rancang Bangun *System Elektrokardiograf Portable* Berbasis Arduino. Dimana tujuan dirancang alat ini adalah untuk memudahkan pengguna atau *user* menganalisis atau melihat kondisi jantung

seorang pasien. Pada penelitian tersebut penulis menerapkan beberapa metode yaitu metode pendekatan penelitian dimana pada metode ini penulis menggunakan *Software* Arduino ide untuk merancang dan menerapkan algoritma pada *Microcontroller* elektrokardiograf. Pada penelitian ini, untuk menyadap sinyal jantung, penulis melakukan pembuatan beberapa rangkaian yaitu rangkaian *instrumentasi Amplifier*, pada rangkaian *instrumentasi Amplifier* penulis menggunakan IC TL084. Untuk *memfilter noise* dan juga untuk mengambil sinyal jantung yang berada pada frekuensi 0.01 – 100 Hz penulis menggunakan rangkaian *band pass filter* Aktif dan juga *Low Pass Filter* Aktif -40 desibel dengan menggunakan IC TL084. Agar hasil pengolahan sinyal jantung dapat dibaca oleh *Microcontroller* dan juga dapat diubah menjadi data digital, maka penulis menggunakan rangkaian tegangan *bias* untuk menambah tegangan agar nilai dari sinyal jantung dapat di *polaritas positif*. Setelah melakukan perancangan alat penulis melakukan pengujian pada alat dengan metode *pra post test desaind* yaitu melakukan pengukuran tegangan *Input* dan *Output* pada setiap blok rangkaian . Pada blok rangkaian *Instrument Amplifier* dilakuakn pengukuan sebanyak 5 kali dengan memberikan *Input* 15 mv dan hasil *Output* 600 mv, *Input* 20 mv *Output* 800 mv, *Input nya* 25 milivolt (mv), *Output* 960 mv, *Input* 30 mv, *Output* 1.14 Volt, dan *Input* 35mv, *Output* 1.28 Volt. Pada blok rangkaian *band pass filter aktif* dilakuakn pengukuran sebanyak 9 kali dengan tegangan *Input* 15 mv dan frekuensi yang berbeda, pada frekueinsi 10, 20, 30, 40, 50, dan 60 hz, tegangan *Output* sama yaitu 150 mv. Pada pemberian frekuensi 80 hz *outpunyat* 139 mv, 120 hz *Output nya* 98 hz, 140 hz *Output nya* 73 mv, dan 160 hz *Output nya* 56 mv. Pada blok rangkaian *Low Pass Filter aktif* dilakukan pengukuran sebanyak

9 kali, dengan diberikan tegangan *Input* yang sama yaitu 150 mv dan diberikan frekuensi yang berbeda dan didapatkan hasil ketika diberikan frekuensi 10, 20, 30, dan 40 hz tegangan *Output* sama yaitu 150 mv, ketika diberikan frekuensi 60 hz *Output* 147 mv, frekuensi 80 hz *Output* 122 mv, 120 hz *Output* 96 mv, 140 hz *Output* 76 mv, dan 160 hz *Output* 60 mv. Pada pengujian blok rangkaian tegangan *bias* dilakukan secara langsung dengan menyatukan kedua *Input* dan menghasilkan sinyal data yang stabil. Pengujian jarak penggunaan *bluetooth* HC-05 dari jarak 4 sampai dengan 17 meter, hanya pada jarak 4 sampai dengan 16 meter data dapat terkirim 100%, pada jarak 17 meter data tidak dapat terkirim. Dari penelitian perancangan EKG *portable* berbasis arduino berhasil di implementasikan dengan dimensi 61.5 mm x 35 mm. Sinyal yang dihasilkan oleh EKG *portable* berbasis arduino sudah memiliki ciri sinyal jantung normal yaitu memiliki gelombang P, Q, R, S dan T. Toleransi besaran dari komponen (terutama resistor), memiliki peran penting dalam perancangan rangkaian analog pengolah sinyal jantung. Jarak efektif dari *bluetooth* HC-05 adalah 16 meter [7].

Dari penelitian terdahulu yang sudah dijelaskan maka penulis ingin merancang sebuah alat yang dapat memonitoring sinyal jantung dan alat tersebut dapat dibawa saat pasien beraktivitas. Selama pasien beraktivitas alat akan merekam sinyal jantung, dan data sinyal jantung tersimpan Ppada *SD CARD*. Untuk analisis hasil dari monitoring, data sinyal jantung yang sudah tersimpan pada *SD CARD* akan dibaca dan diolah oleh *personal computer* dengan menggunakan *Software delphi7*. Hasil dari pengolahan *Software* tersebut adalah berupa grafik sinyal EKG selama pasien beraktivitas.

2.2 Dasar Teori

2.2.1 *Holter Monitor*

Monitor jantung merupakan sebuah peralatan elektronik yang dapat digunakan untuk mengamati/memonitoring kondisi jantung secara terus menerus, sehingga dapat mengetahui kondisi kesehatan jantung pasien berdasarkan detak dan sinyal listrik jantung. *Holter Monitor* atau sering disebut juga *Ambulatory Perangkat Elektrokardiografi* adalah sebuah perangkat portabel yang digunakan untuk memantau secara *continuous* berbagai aktivitas listrik sistem kardiovaskular selama minimal 24 jam [8].



Gambar 2.1 *Holter Monitor* [9]

Holter monitor ditemukan oleh fisikawan Norman J. Holter, beliau menemukan monitoring jantung telematika pada tahun 1949. Pengaplikasian klinis alat ini dimulai pada awal tahun 1960-an. Ketika alat ini digunakan untuk jantung, (seperti elektrokardiografi standar) monitor *Holter* merekam sinyal listrik dari jantung melalui elektroda yang menempel di dada dan pangkal tangan dan kaki. Elektroda ditempatkan di atas tulang untuk meminimalkan *artefak* dari aktivitas otot. Elektroda ini dihubungkan ke peralatan yang berisi rangkain untuk mengolah sinyal listrik jantung yang terpasang pada sabuk pasien atau digantung.

2.2.2 *Elektrofisiologi Jantung*

Otot jantung terbentuk dari serabut-serabut otot. Disekeliling serabut adalah selaput sel, yang tersusun dari zat-zat lemak dan zat-zat putih telur. Selaput sel ini sebagai daerah batas “elektris”, antara bagian dalam dan bagian luar dari sel [10]. Aksi potensial yang menyebar keseluruh tubuh membran sel otot yang menyebabkan kontraksinya sel-sel otot pada jantung. Jenis sel otot terdapat dua jenis yaitu sel *kontraktil* dan sel *otot ritmik*. Sel *kontraktil* yang membentuk 99% dari sel-sel otot jantung. Sel otot ini melakukan kerja mekanis yaitu memompa darah. Dalam keadaan normal, sel *kontraktil* tidak membentuk sendiri potensial aksinya. Sedangkan sel *otot ritmik* adalah sel yang tidak berkontraksi tapi khusus memulai dan menghantarkan potensial aksi yang menyebabkan kontraksi sel-sel jantung kontraktil, jadi yang membantu sel kontraktil membentuk potensialnya adalah sel *otot ritmik*. Sel *ototritmik* berbeda dengan sel saraf dan sel otot rangka, dimana sel *otot ritmik* jantung tidak memiliki potensial istirahat. Sel ini melakukan aktivitas pemicu yaitu potensial membran secara perlahan terdepolarisasi sampai ambang (potensial pemicu). Dengan siklus yang berulang tersebut, sel *ototritmik* memicu potensial aksi yang kemudian menyebar keseluruh jantung untuk memicu denyut berirama tanpa rangsangan saraf apapun. Sel-sel jantung *ototritmik* ini membentuk area tersendiri di:

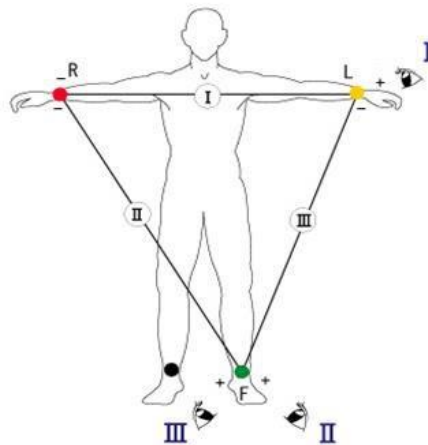
- a. *Nodus Sinoatrial* (nodus SA), suatu daerah kecil khusus di dinding atrium kanan dekat pintu masuk *vena cava superior*.
- b. *Nodus Atrioventrikuler* (nodus AV), suatu berkas kecil sel-sel otot jantung khusus yang terdapat pada dasar atrium kanan dekat septum, tepat diatas pertemuan *atrium* dan *ventrikel*.

- c. *Berkas His* (berkas *atrioventrikuler*), suatu sel-sel khusus yang berasal dari *nodus AV* dan masuk ke septum antar ventrikel. Disini berkas tersebut terbagi menjadi cabang berkas kanan dan kiri yang turun menyusuri septum, melengkung mengelilingi ujung rongga *ventrikel* dan berjalan balik ke arah *atrium* di sepanjang dinding luar.
- d. *Serat Purkinje*, serat-serat halus terminal yang menjulur ke seluruh *miokardium ventrikel* seperti ranting kecil dari suatu cabang pohon.

Sistem konduksi diatas di mulai dari *nodus sinoatrial* (*SA Node*) sebagai *pacemaker* yang berguna untuk memicu setiap siklus jantung. *Nodus SA* ini biasa di pengaruhi oleh sistem saraf pusat, seperti *impuls* dari saraf *simpatis* akan menambah kecepatannya dan saraf *parasimpatis* akan memperlambatnya. Hormon *tiroid* dan *epinefrin* yang dibawa oleh darah juga dapat mempengaruhi kecepatan *impuls nodus SA*. 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 Node*) yang berada dibawah atrium kanan. Dari *nodus AV* ini, cabang dari serat konduksi yaitu *berkas His* melalui otot jantung sampai *septum interventrikular*. *Berkas His* ini kemudian bercabang menjadi cabang kanan (*right bundle*) dan cabang kiri (*left bundle*). Walaupun *berkas His* mendistribusikan energi listrik ini sampai melewati permukaan *medial ventrikel*, kontraksi sesungguhnya distimulasi oleh *berkas purkinje* (serat otot konduksi) yang muncul dari cabang *bundle* yang dilanjutkan ke sel *miokardium ventrikel* [11].

2.2.3 Sadapan Sinyal Jantung

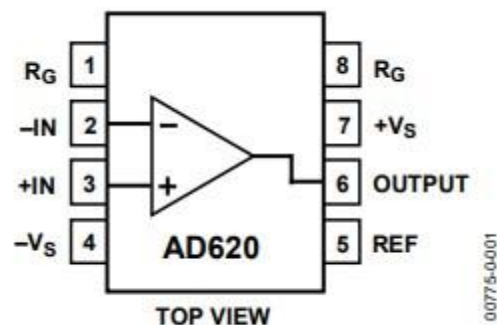
Teknologi untuk mendapatkan gambaran sinyal jantung dapat dilakukan dengan beberapa teknologi salah satunya yaitu Sadapan *Ekstremitas Bipolar*. Dengan jenis sadapan ini didapatkan sinyal jantung *Lead I*, *Lead II*, dan *Lead III*. Untuk mendapatkan sinyal jantung *Lead* tersebut maka pada sadapan *Bipolar* menggunakan metode segitiga *Einthoven* dari metode sadapan ini menghasilkan 3 sinyal EKG yang disebut dengan *Lead I*, *Lead II*, dan *Lead III*. Pada metode ini bertujuan untuk membandingkan beda potensial listrik antara tangan dan kaki. Pada Sadapan *Lead I*, elektroda positif disambungkan dengan tangan kiri dan elektroda negatif disambungkan dengan tangan kanan. Sadapan *Lead II*, elektroda positif disambungkan dengan kaki kiri dan elektroda negatif disambungkan dengan tangan kanan. Sadapan *Lead III*, elektroda positif disambungkan dengan kaki kiri dan elektroda negatif disambungkan dengan tangan kiri [12].



Gambar 2. 2 Sadapan *Frontal* [13]

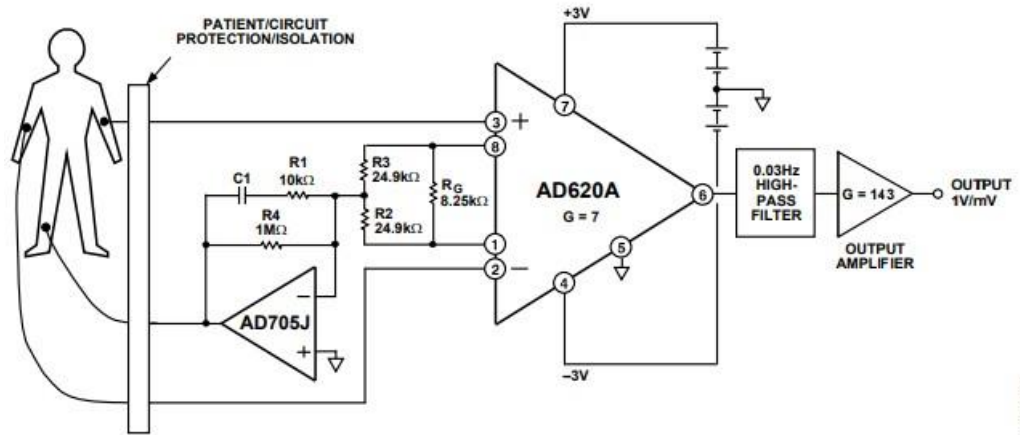
2.2.4 Instrument Amplifier

Instrument Amplifier adalah suatu penguat rangkaian tertutup (*closed loop*) dengan *Input differensial* dan *gain nya* dapat diatur tanpa mempengaruhi *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR) dan memiliki impedansi imputan yang tinggi tetapi *impedansi Output* yang rendah. *Instrument Amplifier* dapat digunakan dengan menggunakan 3 buah *Op-amp* dan 7 resistor. Prinsip kerja rangkaian *Instrument Amplifier* adalah menghubungkan sebuah *buffer* ke sebuah *differensial Amplifier* dasar. Ciri – ciri tersebut diaplikasikan pada IC instrumentasi AD 620. IC AD 620 adalah salah satu jenis IC instrumentasi yang menggabungkan sebuah *buffer* ke sebuah *differensial Amplifier* menjadi satu rangkaian dalam satu kemasan IC AD 620, yang memiliki keakurasian tinggi, dengan hanya membutuhkan resistor *eksternal* untuk mengatur penguatan 1 hingga 10.000 kali. Konsumsi daya yang dibutuhkan pada IC AD 620 yaitu 1,3 mA, sehingga cocok digunakan pada modul yang digunakan untuk keperluan lapangan atau *portable*. IC AD 620 memiliki tegangan *offset* meksimal 50 uV dan mengimbangi *drift* 0,6 uV/°C, memiliki karakteristik *low noise* , arus bias rendah yaitu maksimal 1,0 nA, sehingga sangat ideal untuk digunakan sebagai akuisisi data atau pengkondisi sinyal [14].



Gambar 2. 3 Penguat *Instrumentasi* [14].

Rumus untuk menentukan *gain* dari *Instrument Amplifier* pada IC AD620 adalah sebagai berikut:



Gambar 2. 4 Rangkaian *Instrumentasi* dengan IC AD 620 [14].

$$Gain = \left(\frac{R_2 + r_3}{R_1} \right) \dots\dots\dots(2.1)$$

Keterangan :

R1,R2 : Hambatan *feedback* Rg : Hambatan *Ground*

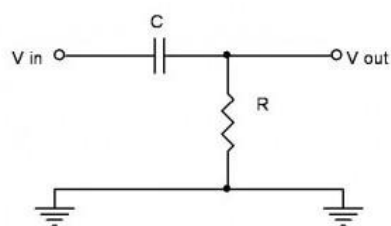
2.2.5 High Pass Filter pasive

Rangkaian *High Pass Filter Pasive*, pada prinsipnya terbentuk dari komponen kapasitor dan juga resistor. *High Pass Filter Pasive* akan bekerja dimana frekuensi *Input* yang rendah akan memiliki nilai reaktansi yang tinggi sehingga, jika frekuensi *Input* nilainya berada dibawah frekuensi *cutoff* maka dapat di nilai sebagai frekuensi yang berada dalam wilayah *stop-band* atau tegangan yang berada pada frekuensi dibawah *cutoff* tegangan tersebut akan diblok atau dibuang, sementara frekuensi yang nilainya diatas frekuensi *cutoff* dapat dinilai sebagai frekuensi yang berada dalam wilayah *pass band*, atau tegangan yang berada pada frekuensi diatas frekuensi *cut off* maka tegangan tersebut akan diloloskan [15]. Dimana untuk menghitung frekuensi *cut off* digunakan rumus seperti dibawah ini.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi T} \dots \dots \dots (2.2)$$

Keterangan :

F_c : Frekuensi *Cut off* T : Periode R : Hambatan C : Kapasitor



Gambar 2.1 *High Pass Filter Pasif* [16]

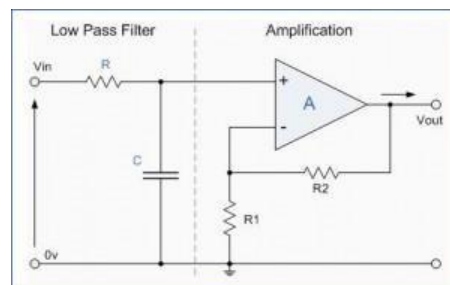
2.2.6 Low Pass Filter Active

Low Pass Filter Aktif adalah *filter* yang akan meloloskan frekuensi yang berada dibawah frekuensi *cutoff* (FC) dan meredam frekuensi diatas FC. *Low Pass Filter* Aktif adalah rangkaian *filter* yang menggunakan *operatioanal Amplifier* (*Op-amp*) *Integrated Circuit* (IC) dimana rangkaian *filter* Aktif *low pass* ini akan meloloskan sinyal *Input* dengan frekuensi dibawah *cutoff* , dan akan melemahkan sinyal *Input* dengan frekuensi diatas *cut off* [17]. Untuk menghitung frekuensi *cut off* digunakan rumus seperti dibawah ini.

$$F_c = \frac{1}{2\pi T} = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots(2.3)$$

Keterangan :

F_c : Frekuensi *Cut off* T: Periode R : Hambatan C : Kapasitor

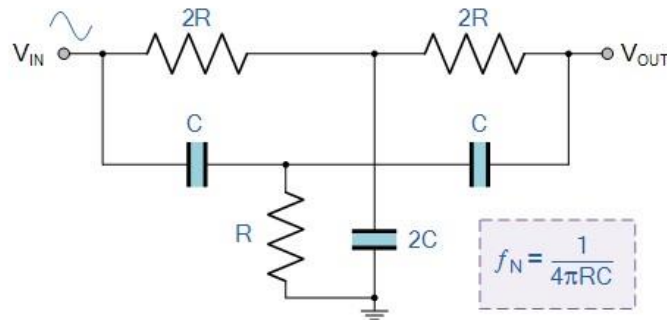


Gambar 2.2 Rangkain *Low Pass Filter* Aktif [18]

2.2.7 Noch Filter

Rangkaian *Noch Filter* dirancang untuk meredam *noise* akibat adanya frekuensi 50 Hz dari interferensi jala-jala listrik PLN. Rangkaian *Noch Filter* terbentuk dengan dua komponen dasar yaitu kapasitor dan resistor, yang dalam perancangannya sering dinamakan rancangan topologi Twin-T. Pada topologi Twin-T, dua resistor dan dua kapasitor membentuk bagian *low pass filter*,

sedangkan konfigurasi T-padnya yang posisinya lebih rendah membentuk rangkaian *High Pass Filter* [19].



Gambar 2. 5 Rangkaian *Noch Filter*

Perhitungan untuk menentukan frekuensi *noch* dapat digunakan rumus seperti dibawah ini.

$$f_N = \frac{1}{4\pi RC} \dots\dots\dots(2.4)$$

Keterangan :

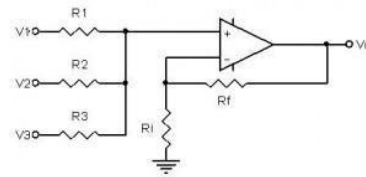
f_N : Frekuensi *Noch*

R : Hambatan Total

C : Kapasitor

2.2.8 *Summing Adder*

Rangkaian *adder* atau penjumlah sinyal dengan *Op-amp* adalah konfigurasi *Op-amp* sebagai *gain* dengan memberikan *Input* lebih dari satu, untuk menghasilkan sinyal *ouput* yang *linier* yang sesuai dengan nilai penjumlahan sinyal *Input* dan faktor *gain* yang ada. Rangkaian *adder*/penjumlah secara sederhana dapat dilihat pada gambar 2.8.



Gambar 2.3 Rangkaian *Adder Non Inverting* [20]

Untuk mendapatkan *Output* yang stabil dan akurasi, maka resistor *Input* harus bernilai sama persis. Besarnya *gain* tegangan (A_v) pada rangkaian *gain* penjumlah *non-inverting* diatas diatur oleh Resistor *feedback* (R_f) dan resistor *inverting* (R_i), sehingga dapat dirumuskan sebagai berikut :

$$A_v = \frac{R_f}{R_i} + 1 \dots\dots\dots(2.5)$$

Keterangan :

A_v : *Gain* R_f : Hambatan *Feedback* R_i : Hambatan *Ground*

Sehingga dengan diketahuinya nilai *gain* tegangan pada rangkaian penjumlah *non-inverting* tersebut dapat dirumuskan besarnya tegangan *Output* (V_{out}) rangkaian secara matematis sebagai berikut :

$$V_{out} = \left(\frac{R_f}{R_i} + 1 \right) \cdot \left(\frac{V_1 + V_2 + V_3}{3} \right) \dots\dots\dots(2.6)$$

Keterangan :

R_f : Hambatan *Feedback* R_i : Hambatan *Ground* V_1, V_2, V_3 : *V Input*

2.2.9 Modul SD CARD

Modul *SD CARD* adalah sebuah modul yang berfungsi untuk membaca dan menulis data ke/ dari *SD CARD*. Modul ini memiliki *interfacing* menggunakan komunikasi SPI. Tegangan kerja dari modul ini dapat menggunakan level tegangan 3.3 V DC atau 5V DC, yang dapat digunakan salah satunya. Modul ini cocok digunakan untuk membuat piranti-piranti yang membutuhkan suatu penyimpanan

bersifat *non-volatile* (data akan tetap tersimpan walaupun tidak mendapatkan supply tegangan) dengan kapasitas besar, hingga mencapai *Gigabyte*. Modul ini banyak digunakan untuk pembuatan perekaman medis, perekam dan *playback* musik, data *logger* dan juga untuk pembuatan basis data [21].

Modul ini memiliki 8 buah pin, diantaranya :

1. VCC 5VDC
2. CS
3. MOSI
4. SCK
5. MISO



Gambar 2.4 Modul *SD CARD* [21]

2.2.10 *Liquid Crystal Display (LCD) Karakter 2X16*

Adalah sebuah komponen elektronik yang memiliki ukuran karakter 2x16 yang berfungsi untuk menampilkan karakter berupa angka, huruf, ataupun simbol yang menggunakan konsumsi daya rendah. LCD ini bekerja dengan cara memantulkan cahaya bukan menghasilkan cahaya yang ada di sekeliling *front-lit* atau mentransmisikan cahaya dari *back-lit*. Fungsi pin atau jalur *Input* dan kontrol dalam LCD adalah sebagai berikut:

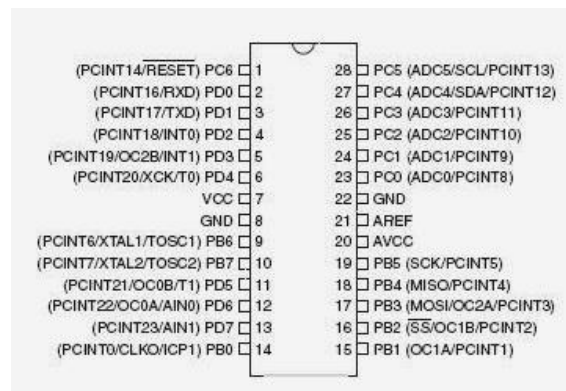
- a. Pin data adalah jalur yang berfungsi untuk menghubungkan bus data dari rangkaian lain seperti mikrokontroler dengan lebar pita 8 bit, untuk memberikan data karakter yang ingin ditampilkan ke dalam LCD.
- b. Pin *Register Select* (RS) adalah sebuah pin yang berfungsi untuk menentukan jenis data yang masuk yaitu data atau perintah. logika *low* untuk menunjukkan perintah dan logika *high* menunjukkan data.
- c. Pin *Read/Write* (R/W) adalah sebuah pin yang memiliki fungsi untuk menulis atau membaca data, jika logika *low* maka berfungsi menulis data, sedangkan logika *high* berfungsi membaca data.
- d. Pin *Enable* (E) adalah sebuah pin yang memiliki peran untuk mengontrol data yang masuk atau keluar.
- e. Pin VLCD adalah pin yang berfungsi untuk mengatur tampilan kontras pada layar LCD [22]



Gambar 2 5 *Liquid Crystal Display (LCD)* [22]

2.2.11 ATmega 328P

ATmega 328P merupakan *Microcontroller* keluarga AVR 8 bit. Perbedaan ATmega 328P dengan ATmega lainnya antara *Microcontroller* antara lain adalah, ukuran memori, banyaknya GPIO (*pin Input /Output*), *peripheral* (*USART, timer, counter, dll*). Dari segi ukuran fisik, ATmega 328P memiliki ukuran fisik lebih kecil dibandingkan dengan beberapa *Microcontroller* diatas. Namun untuk segi memori dan *peripheral* lainnya ATmega 328P tidak kalah dengan yang lainnya karena ukuran memori dan *peripheralnya* relatif sama dengan ATmega 8535, ATmega 32, hanya saja jumlah GPIO lebih sedikit dibandingkan *Microcontroller* diatas.



Gambar 2 6 Konfigurasi Pin ATmega 328P [23]

2.2.12 *Dhelpi* 7

Delphi adalah salah satu bahasa pemrograman (*development language*) yang digunakan untuk merancang suatu aplikasi program. Bahasa yang digunakan pada pemrograman *Delphi* disebut dengan bahasa *prosedural* yang maksudnya adalah mengikuti urutan tertentu. Dalam membuat aplikasi perintah, *Delphi* menggunakan jenis pemrograman *visual interface*. Bahasa pemrograman *Delphi* dibuat untuk dapat beroperasi pada sistem operasi *Windows*. Keunggulan yang dimiliki oleh

delphi yaitu produktif, berkualitas, pengembangan perangkat lunak, cepat dalam *kompiler* program, pola desain yang menarik serta diperkuat dengan bahasa perograman yang terstruktur dalam struktur bahasa perograman *Object Pascal* [24].
Salin yang dijelaskan diatas *delphi 7* memiliki kelebihan yang lainnya yaitu sebagai berikut:

- a. *freeware*
- b. Mempunyai desain yang *user friendly* terhadap para *programmer beginner*
- c. Versi selalu *update*, sampai saat ini sudah mencapai *Delphi* versi 2009
- d. Aplikasi yang dihasilkan bisa merupakan *File Executable portable* dan *Executable installer*
- e. Sangat mudah untuk membuat koneksi ke berbagai aplikasi database, misalnya *BDE, Access, MySql, SQL Server, Oracle*, Dan database lainnya

