

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Penelitian Terdahulu

Penelitian dengan judul “Rancang Bangun Instrumentasi Pengolahan Sinyal Elektrokardiografi (EKG) Dengan *Adder Amplifier Berbasis Personal Computer (PC)*” yang dilakukan oleh Nia Annisa Ferani dan Sehat Simatupang (2015) dengan tujuan untuk mengetahui karakteristik rancangan instrumentasi pengolahan sinyal elektrokardiografi (EKG). Penelitian tersebut berfokus hanya untuk 1 *Lead* dengan sinyal biopotensial tubuh ditangkap oleh sensor Ag/AgCl dan diperkuat menggunakan IC AD620 sebagai penguat instrumentasi dengan penguatan sebesar 90 kali, dilanjutkan dengan rangkaian *filter* berupa *high pass filter* dan *low pass filter* yang digunakan untuk melewati dan menolak frekuensi dalam kisaran tertentu serta meredam sinyal frekuensi tinggi sehingga *output* yang masih mempengaruhi hasil sinyal biopotensial jantung dapat dibatasi. Rangkaian *high pass filter* tersebut menerapkan *cut off* sebesar 0,05 Hz sedangkan rangkaian *low pass filter* menerapkan *cut off* sebesar 30 Hz. Penambahan rangkaian *adder amplifier* digunakan sebagai penggeser *level* tegangan sinyal EKG, sehingga dapat diproses oleh *personal computer (PC)* dan diolah oleh *software soundcard scope* sebagai penampil sinyal keluaran EKG dengan menggunakan jack mic sebagai konektor. Dari Hasil pengujian yang dilakukan, secara sistem EKG tersebut berkerja dengan baik, namun pada rangkaian keluaran akhir masih terdapat banyak *noise* dan terdapat beberapa gelombang yang terlewatkan, sehingga perlu pengolahan

rangkaian *filter* lebih lanjut untuk mengurangi *noise* atau gangguan interferensi frekuensi lain agar dapat menampilkan sinyal yang lebih baik dan stabil [5].

Penelitian yang dilakukan oleh Adi Surya (2017) yang berjudul “*Wireless Electrocardiograph 3 Leads Via Personal Computer (PC)*” mengungkap sistem nirkabel untuk *monitoring* sinyal kondisi kelistrikan jantung. Penelitian tersebut berfokus pada 3 *lead*, yaitu *Lead I*, *Lead II* dan *Lead III*, dengan rangkaian pengolahan sinyal meliputi *basic instrument amplifier*, *high pass filter*, *low pass filter* aktif, *non-inverting amplifier* dan rangkaian *adder*. Dilanjutkan dengan *system minimum microcontroller* ATmega 328 sebagai ADC (*Analog to Digital Converter*) sekaligus pemrosesan untuk pengiriman sinyal secara nirkabel melalui modul *bluetooth* HC-05 agar dapat ditampilkan pada *Personal Computer (PC)*. Penelitian ini menggunakan IC TL084 sebagai rangkaian *basic instrument amplifier* dengan penguatan sebesar 313 kali. Rangkaian *filter* yang diterapkan adalah *high pass filter* dengan frekuensi *cut off* sebesar 0,5 Hz serta *low pass filter* aktif dengan frekuensi *cut off* sebesar 20 Hz dan *low pass filter* pasif dengan frekuensi *cut off* sebesar 34 Hz. Rangkaian modul EKG yang dibuat dilengkapi dengan rangkaian *buffer* dan *adder* sebagai penggeser *level* tegangan, sehingga tegangan yang dibutuhkan oleh *system minimum microcontroller* ATmega 328 sebagai ADC dapat terpenuhi yaitu 0V – 5V. Secara sistem hasil penelitian tersebut berjalan dengan baik namun perancangan menggunakan sistem nirkabel membuat beberapa pengguna kesulitan untuk melakukan *startup*, karena harus melakukan beberapa pengaturan terlebih dahulu sebelum menggunakan. Hasil sinyal EKG yang didapat dari penelitian ini masih belum sempurna dan kurang stabil

disebabkan oleh proses *filter* yang kurang akurat. Selain itu nilai dan kualitas komponen yang belum tepat menyebabkan tingginya pulsa “T” pada setiap *Lead*, sehingga dibutuhkan nilai komponen yang tepat dan pengolahan *filter* lebih baik untuk memperoleh hasil gelombang yang akurat dan stabil [6].

Penelitian dengan judul “Rancang Bangun *Wireless* Elektrokardiogram (EKG)” oleh Rara Amita Putri, dkk (2017) bertujuan untuk merancang dan membangun suatu sistem perangkat keras dan perangkat lunak untuk perekaman detak jantung dengan sistem *wireless*. Metode yang digunakan menggunakan elektroda tembaga sebagai penyadap detak jantung, hasil sadapan tersebut kemudian diteruskan pada rangkaian pengkondisi sinyal lalu diolah agar dapat dikirim secara *wireless* dengan sistem modulasi-demodulasi. Hasil perekaman selanjutnya ditampilkan pada *Personal Computer* (PC) menggunakan *software* dalam radius 1 m². Penelitian tersebut hanya berfokus pada *Lead I* saja, dengan rancangan yang masih menghasilkan noise karena kurangnya kestabilan alat yang disebabkan frekuensi dan tegangan yang dihasilkan dari aktivitas jantung memiliki nilai yang relatif kecil, serta pengiriman sinyal yang dilakukan dengan sistem modulasi-demodulasi, mengakibatkan adanya interferensi oleh frekuensi dari luar pada saat proses pengiriman sinyal, sehingga perlu dilakukan pengkondisian *filter* yang lebih baik, serta mengganti beberapa komponen yang lebih stabil untuk pengkondisian sinyal [7].

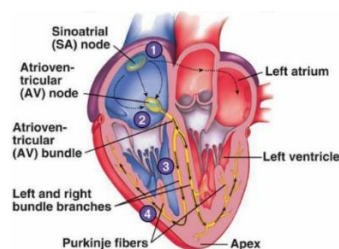
Berdasarkan uraian penelitian diatas, maka dibutuhkan ECG yang mudah digunakan oleh *user* tanpa memerlukan perangkat tambahan, dengan pengkondisian sinyal yang lebih stabil, sehingga penelitian ini bertujuan untuk

merancang ECG yang dapat *monitoring* sinyal jantung dengan praktis dan mudah digunakan. Penelitian ini diharapkan dapat meminimalisir terjadinya *noise* dengan mengaplikasikan beberapa komponen khusus untuk mengkondisikan sinyal tubuh yang lebih stabil, sehingga lebih memudahkan pembacaan dalam *monitoring* kesehatan jantung. Untuk memudahkan pengguna mengoperasikan alat, maka perancangan alat akan dibuat *stand alone* agar pengguna tidak perlu melakukan *startup* atau pengaturan awal yang sulit sebelum pengoperasian *monitoring* sinyal jantung.

2.2 Dasar Teori

2.2.1 Jantung

Jantung terletak di rongga dada sebelah kiri dan terdiri dari tiga lapisan, yaitu *endokardium* (selaput yang membatasi ruangan jantung), *miokardium* (otot jantung yang tersusun dari berkas-berkas otot), dan *perikardium* (selaput pembungkus jantung). Jantung merupakan organ yang berfungsi untuk memompa dan menyuplai darah pada tubuh. Terdapat dua pompa jantung yang dipisahkan oleh *septum* atau dinding pembagi jaringan, jantung kanan berfungsi memompa darah ke paru-paru dan jantung kiri berfungsi memompa darah menuju *arteri*, *vena*, dan *kapiler*. Jantung manusia terbagi menjadi empat ruangan, yaitu *atrium* kanan, *atrium* kiri, *ventrikel* kanan dan *ventrikel* kiri [10].



Gambar 2.1 Struktur Jantung [11].

Jantung memiliki sel otot khusus yang disebut sel *otoritmik* yang menyebabkan potensial aksi (impuls listrik). Sel *otoritmik* berfungsi sebagai perintis untuk memulai siklus jantung (siklus pemompaan jantung) dan menyediakan sistem konduksi untuk mengkoordinasi sel-sel otot di seluruh jantung, sel-sel ini dapat bergerak sendiri dan menghasilkan potensial aksi tanpa perangsangan saraf [12]. Sel-sel khusus pada jantung tidak memiliki potensial membran istirahat, berbeda dengan sel saraf dan sel otot rangka. Sel-sel ini melakukan aktivitas *pacemaker* (picu jantung) berupa depolarisasi aksi secara berkala yang akan menyebar ke seluruh jantung untuk menyebabkan jantung berdenyut secara teratur tanpa adanya rangsangan melalui saraf [13].

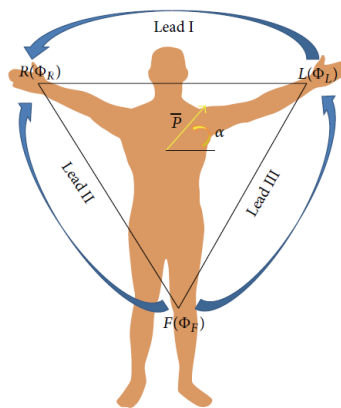
2.2.2 *Electrocardiography* (ECG)

Electrocardiogram (EKG atau ECG) adalah perekaman tampilan atau grafik antara waktu dan tegangan yang dihasilkan oleh *myocardium* selama siklus pemompaan yang dilakukan oleh jantung. *Electrocardiogram* digunakan secara klinis dalam mendiagnosis beberapa penyakit dan kondisi jantung yang terkait. Bagi ahli jantung, bentuk dan durasi pada setiap pendiagnosaan pada fitur EKG adalah signifikan, namun bentuk gelombang atau sinyal sangat tergantung pada konfigurasi pemasangan *lead*. Umumnya ahli jantung menganalisa secara kritis bentuk gelombang EKG pada variasi interval waktu, polaritas dan amplitudo agar mendapatkan hasil diagnosa yang akurat [14]. Prinsip kerja *elektrokardiograf* bekerja dengan mengukur perbedaan potensial listrik pada jantung manusia. Jantung memiliki parameter fisiologi dengan tegangan 0,1mv – 5.0mv dan

frekuensi pengamatan maksimal 300Hz [15]. Dalam standar *monitoring*, pengamatan yang dilakukan pada jantung lebih kecil, yaitu 0.03Hz – 15.92Hz [16].

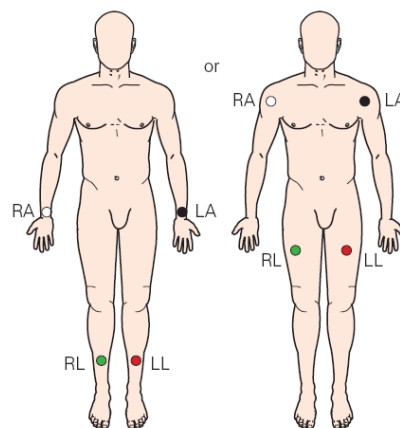
2.2.3 Sadapan EKG

Elektrokardiogram (EKG) merupakan suatu gambaran grafik hasil rekaman aktivitas listrik jantung. Gambaran grafik tersebut dapat direkam dengan memasang elektroda-elektroda pada beberapa bagian permukaan tubuh.



Gambar 2.2 *Lead* Pada Tubuh [17].

Apabila ekstremitas diamputasi maka elektroda dapat diletakkan pada ujung ekstremitas. Sedangkan pada pasien tremor, elektroda dapat diletakkan pada bagian atas ekstremitas guna mendapatkan hasil rekaman yang lebih baik.



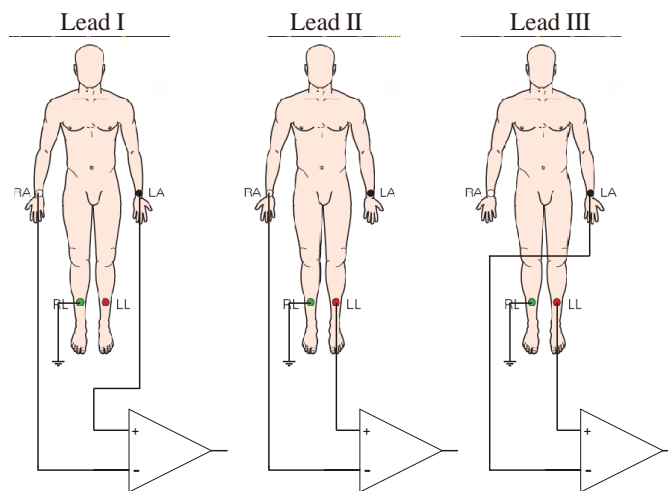
Gambar 2.3 Penempatan Elektroda [18].

Pada perekaman EKG terdapat dua jenis sadapan, yaitu sadapan *bipolar* dan sadapan *unipolar*.

1. Sadapan *Bipolar*

Sadapan *bipolar* mengukur perbedaan potensial dari dua elektroda.

Sadapan ini ditandai dengan angka Romawi (*Lead I*, *Lead II*, dan *Lead III*).

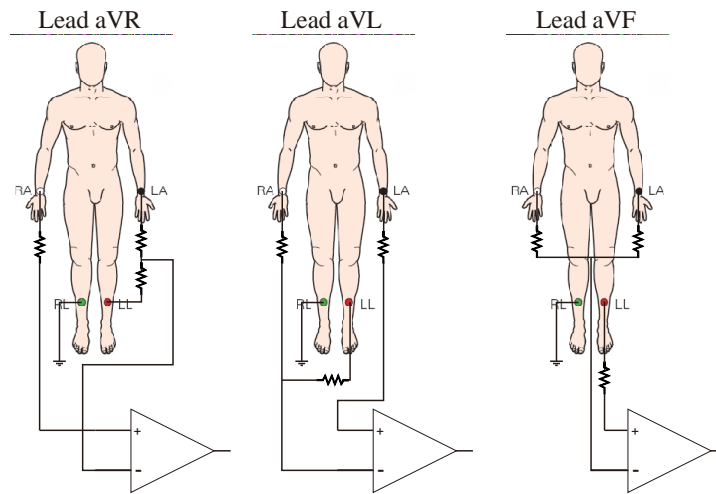


Gambar 2.4 Sadapan *Bipolar* [19].

Lead I merupakan selisih potensial antara lengan kiri dan lengan kanan, *lead II* merupakan selisih potensial antara tungkai kiri dan lengan kanan, *lead III* merupakan selisih potensial antara tungkai kiri dan lengan kiri. Elektroda diletakkan di sisi dalam pergelangan tangan dan kaki. [20].

2. Sadapan *Unipolar*

Sadapan *unipolar* (*lead augmental*) mengukur perbedaan potensial bidang *transversal*.

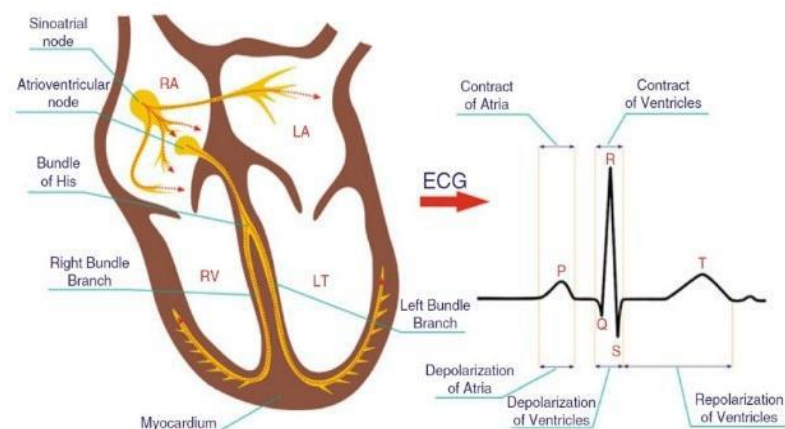


Gambar 2.5 Sadapan *Unipolar* [19].

Dinamakan *lead unipolar* karena mengukur potensial yang tampak pada satu elektroda bersama-sama dengan elektroda *reference* yang ekuivalen, yaitu rata-rata sinyal yang ditunjukkan satu elektroda atau dua elektroda. Elektroda *reference ekuivalen* adalah masing-masing elektroda yang dihubungkan menjadi satu terminal dengan resistansi yang sama [21].

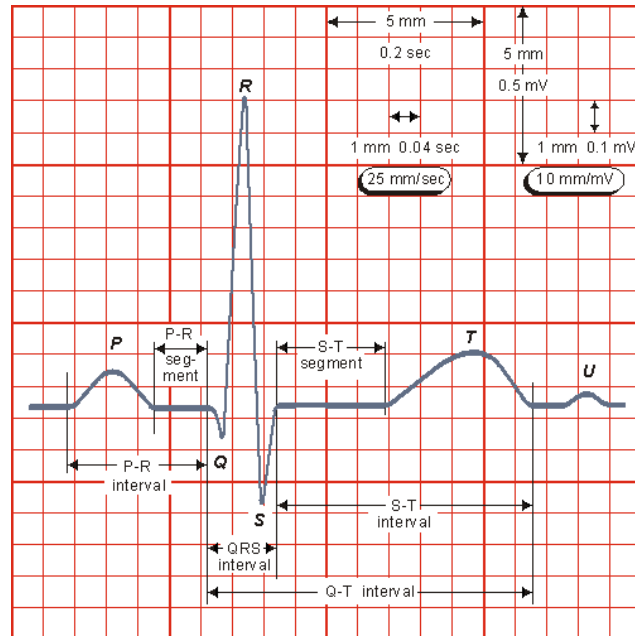
2.2.4 Sinyal EKG

Sinyal atau grafik EKG normal dihasilkan oleh depolarisasi dan repolarisasi yang dihasilkan oleh otot-otot jantung.



Gambar 2.6 Ilustrasi Terbentuknya Gelombang Denyut Jantung [15].

Terdapat klasifikasi gelombang normal EKG, yaitu gelombang P, *interval P-R*, *QRS complex*, segmen S,T, gelombang T dan gelombang U [22].



Gambar 2.7 Bentuk Gelombang Normal EKG [23].

1. Gelombang P merupakan aktivitas listrik yang terkait dengan impuls asli dari *node sinoatrial* dan selanjutnya menyebar melalui *atrium*.
2. *Interval P-R* merupakan periode dari awal gelombang P ke awal *QRS complex* yang mewakili waktu yang diperlukan impuls asli untuk mencapai ventrikel dan depolarisasi ventrikel awal, sehingga impuls telah melintasi *node atrium* dan *atrioventrikular*.
3. *QRS complex* merupakan gelombang yang dihasilkan oleh depolarisasi otot *ventrikel*. *QRS complex* menandakan waktu yang diperlukan impuls untuk menyebar dan berakhirnya aktivitas ventrikel.
4. Segmen S-T menggambarkan periode antara selesainya depolarisasi dan repolarisasi (pemulihan) otot ventrikel.

5. Gelombang T merupakan fase pemulihan setelah kontraksi.
6. Gelombang U menggambarkan depolarisasi otot atrium, biasanya muncul setelah gelombang T.

2.2.5 Arduino

Arduino adalah *platform* elektronik *open-source* berbasis perangkat lunak yang dirancang sebagai pengendali *microcontroller*. Arduino berbasis pada bahasa pemrograman AVR C yang dikembangkan dan disederhanakan dengan pustaka C++ sehingga mudah dipahami dan digunakan. Selain *software* Arduino juga merupakan *platform hardware* berupa *microcontroller single board open source* sehingga memudahkan kepada siapa saja untuk membuat purwarupa peralatan elektronik berbasis *microcontroller* [24].

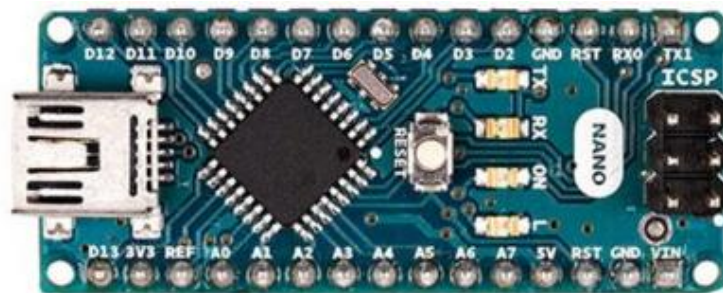
Arduino banyak dikembangkan untuk kebutuhan aplikasi IoT, *wearable*, 3D *printing*, robot maupun untuk pengembangan dunia industri. Hardware Arduino umumnya menggunakan *microcontroller* berbasis ATmega yang dirilis oleh Atmel, karena bersifat *open source* dan mudah dikembangkan sehingga membuat banyak replika Arduino beredar dipasaran. Harga replika *microcontroller* Arduino jauh lebih murah dibandingkan originalnya, meskipun menggunakan replika, Arduino tetap kompatibel dan berjalan dengan semestinya.

2.3 Tinjauan Komponen

2.3.1 Arduino Nano

Arduino Nano merupakan papan mikrokontroler dengan basis ATmega 328. Arduino Nano dirancang dengan ukuran lebih kecil dibanding papan arduino lain,

namun tidak mengurangi fasilitas untuk arduino sekelasnya yang sama-sama menggunakan IC ATmega 328.



Gambar 2.8 Arduino Nano [25].

Arduino Nano memiliki 22 pin *input / output* digital (6 diantaranya sebagai PWM), 8 *input* analog, 1 UART (*hardware serial port*), osilator kristal sebesar 16MHz, koneksi USB, *header* ICSP dan tombol *reset*. Berikut spesifikasi Arduino Nano [25].

Tabel 2.1 Spesifikasi Arduino Nano [25].

<i>Microcontroller</i>	ATmega328
<i>Architecture</i>	AVR
<i>Operating Voltage</i>	5 V
<i>Flash Memory</i>	32 KB of which 2 KB used by bootloader
<i>SRAM</i>	2 KB
<i>Clock Speed</i>	16 MHz
<i>Analog IN Pins</i>	8
<i>EEPROM</i>	1 KB
<i>DC Current per I/O Pins</i>	40 mA (<i>I/O Pins</i>)
<i>Input Voltage</i>	7-12 V
<i>Digital I/O Pins</i>	22 (6 of which are PWM)
<i>PWM Output</i>	6
<i>Power Consumption</i>	19 mA
<i>PCB Size</i>	18 x 45 mm
<i>Weight</i>	7 g

2.3.2 LCD TFT

TFT adalah singkatan dari *Thin Film Transistor* (*Transistor Film Tipis*) digunakan sebagai LCD untuk meningkatkan kualitas gambar dibandingkan dengan LCD *Liquid Crystal* yang lain atau versi lawas.



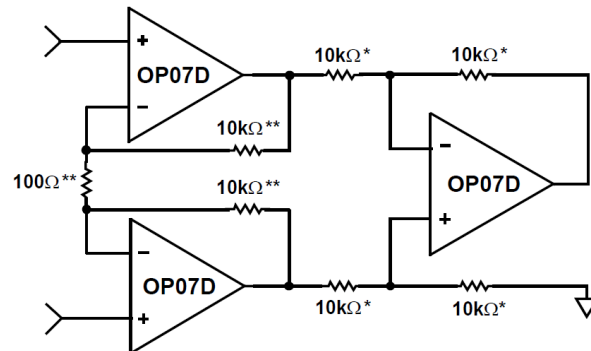
Gambar 2.9 LCD TFT

Setiap *pixel* pada LCD TFT memiliki transistor sendiri pada kacanya, sehingga lebih leluasa untuk mengontrol gambar dan warna. Karena transistor dalam layar LCD TFT sangat kecil, sehingga membutuhkan daya yang lebih sedikit. LCD TFT biasanya diaplikasikan pada ponsel, TV, monitor, sistem navigasi dan aplikasi lainnya yang menggunakan layar *low-end*. Semua *pixel* pada layar LCD TFT dikonfigurasi dalam format baris dan kolom [26].

2.3.3 Instrument Amplifier

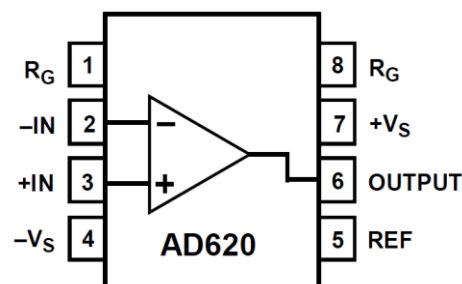
Instrument amplifier merupakan jenis *differential amplifier* dengan *input* yang dihubungkan dengan sebuah *voltage follower*, yang berguna untuk membuat kedua tahanan *input* sama serta meningkatkan tahanan *input* sehingga sumber tidak

mengalami beban turun [27]. *Instrument amplifier* dirangkai menggunakan tiga buah *op-amp*.



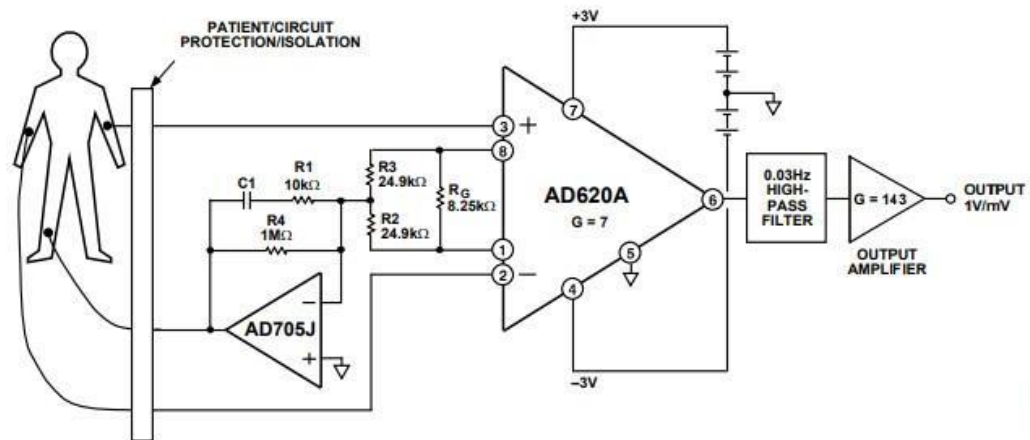
Gambar 2.10 Rangkaian *Instrument Amplifier* [28].

Rangkaian diatas disederhanakan oleh perusahaan elektronik Analog Devices, sehingga tiga *op-amp* dibuat kedalam sebuah IC, yaitu IC AD620.



Gambar 2.11 IC AD620 [28].

IC AD620 merupakan sebuah IC berjenis instrumentasi dengan biaya rendah dan akurasi tinggi yang hanya membutuhkan sebuah resistor eksternal untuk mengatur penguatan hingga 10.000 kali. Berikut adalah gambar rangkaian instrumentasi serta rumus penguatan yang digunakan pada IC AD620 [28].



Gambar 2.12 Rangkaian Instrumentasi IC AD620 [28].

$$G = \frac{49,8k\Omega}{R_G} + 1 \dots\dots\dots (2-1)$$

$$R_G = \frac{49,8k\Omega}{G-1} \dots\dots\dots (2-2)$$

Keterangan :

V_{out} = Tegangan keluaran (*output*).

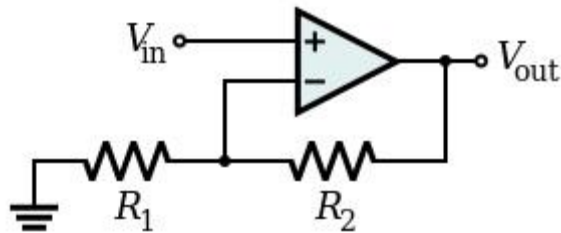
G = *Gain* (penguatan).

R_G = Resistor *Gain*.

IC AD620 memiliki konsumsi daya yang rendah dan daya rendah, sehingga cocok diaplikasikan untuk perangkat medis [28].

2.3.4 Non-Inverting Amplifier

Penguat tak membalik (*Non-Inverting Amplifier*) merupakan penguat sinyal dengan karakteristik dasar sinyal *output* yang dikuatkan memiliki fasa yang sama dengan sinyal *input*. Berikut ini merupakan gambar rangkaian *non-inverting amplifier* [29].



Gambar 2.13 Rangkaian *Non-Inverting Amplifier* [30].

Non-Inverting Amplifier akan akan menghasilkan tegangan *output* sefase apabila tegangan diberikan pada *input* positif [30]. Rangkaian diatas menunjukkan *input* tegangan diberikan pada kaki *non-inverting* (+), sedangkan pada kaki *inverting* (-) dihubungkan dengan umpan balik berupa R1 dan R2. Besarnya penguatan yang dihasilkan rangkaian *non-inverting* tergantung pada nilai R1 dan R2. Penguatan tersebut dapat dirumuskan sebagai berikut.

$$V_{out} = \left(\left(\frac{R_2}{R_1} \right) + 1 \right) \times V_{in} \dots\dots\dots (2-3)$$

Keterangan :

V_{out} = Tegangan *output*.

R2 = Resistor *feedback*.

R1 = Resistor *ground*.

V_{in} = Tegangan *input*.

Rangkaian *non-inverting* tersebut akan diaplikasikan untuk menguatkan sinyal dari *output* rangkaian instrumentasi, karena *output* pada rangkaian instrumentasi masih sangat kecil untuk diolah.

2.3.5 High Pass Filter

High Pass Filter atau biasa disingkat HPF merupakan *filter* atau penyaring frekuensi yang meloloskan sinyal frekuensi tinggi dan menghambat atau

memblokir sinyal frekuensi rendah, atau dapat dikatakan meloloskan sinyal yang berada diatas frekuensi *cut-off* dan meredam frekuensi dibawah frekuensi *cut-off*. Frekuensi yang dihambat didapatkan sesuai dengan konfigurasi frekuensi *cut-off* yang digunakan [31]. Frekuensi *cut-off* pada rangkaian *high pass filter* dapat dicari atau dihitung dengan menggunakan rumus berikut.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots (2-4)$$

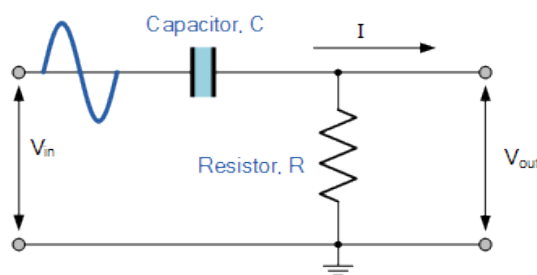
Keterangan :

F_c = Frekuensi *cut-off*.

R = Resistor.

C = Kapasitor.

Rangkaian *high pass filter* dibuat dengan menggunakan komponen pasif seperti resistor dengan kapasitor atau induktor. Penempatan rangkaiannya yaitu kapasitor dipasang secara seri dengan sinyal *input* rangkaian, dan resistor dipasang secara paralel dengan sinyal *input*. Seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.14.



Gambar 2.14 Rangkaian *High Pass Filter* [32].

Rangkaian ini akan digunakan untuk meminimalisir *noise* serta menghambat atau mencegah terjadinya gangguan sinyal frekuensi dari luar tubuh yang tidak diharapkan.

2.3.6 Low Pass Filter

Rangkaian *Low Pass Filter* sistem kerjanya berkebalikan dengan rangkaian *high pass filter*. *Low pass filter* merupakan rangkaian *filter* yang akan meloloskan frekuensi yang berada dibawah frekuensi *cut-off* dan memblokir atau menghambat frekuensi diatas frekuensi *cut-off* [33]. Frekuensi *cut-off* pada rangkaian *low pass filter* dapat dicari dengan menggunakan rumus berikut.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots (2-5)$$

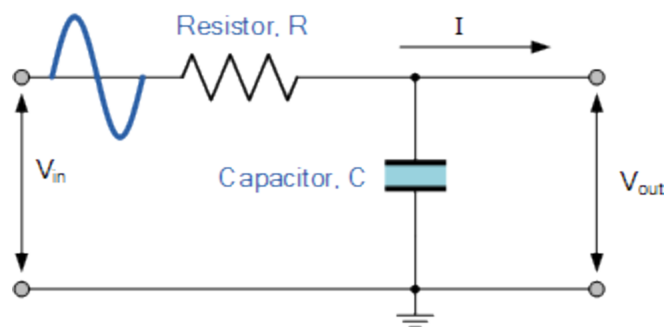
Keterangan :

F_c = Frekuensi *cut-off*.

R = Resistor.

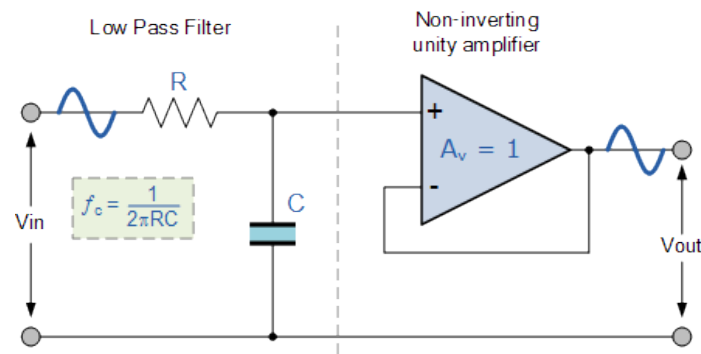
C = Kapasitor.

Terdapat dua rangkaian *low pass filter*, yaitu *low pass filter* pasif dan *low pass filter* aktif. *Low pass filter* pasif dapat dibuat dengan menggunakan komponen yang sama dengan *high pass filter*, yaitu menggunakan komponen pasif seperti resistor, kapasitor atau induktor. Perbedaannya pada penempatan rangkaian, dimana resistor dipasang secara seri dengan sinyal *input* rangkaian, dan kapasitor dipasang secara paralel dengan sinyal *input*. Seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.15.



Gambar 2.15 Rangkaian *Low Pass Filter Pasif* [34].

Perbedaan rangkaian *low pass filter* aktif dengan *low pass filter* pasif adalah penggunaan komponen aktif berupa transistor ataupun *op-amp* pada rangkaian *low pass filter* aktif. Seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.16.



Gambar 2.16 Rangkaian *Low Pass Filter Aktif* [35].

Rangkaian diatas memperlihatkan rangkaian *low pass filter* diikuti dengan rangkaian *Non-Inverting Amplifier*, sehingga dapat didapatkan *gain* (penguatan) ketika menggunakan rangkaian *low pass filter* aktif. Berikut rumus untuk mencari frekuensi *cut-off low pass filter* aktif beserta dengan penguatannya.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots (2-6)$$

Keterangan :

F_c = Frekuensi *cut-off*.

R = Resistor.

C = Kapasitor.

$$AF = \frac{V_o}{V_i} = \frac{R_f}{R_{in}} + 1 \dots\dots\dots (2-7)$$

Keterangan :

AF = *Gain* (penguatan).

V_o = Tegangan *output*..

V_i = Tegangan *input*.

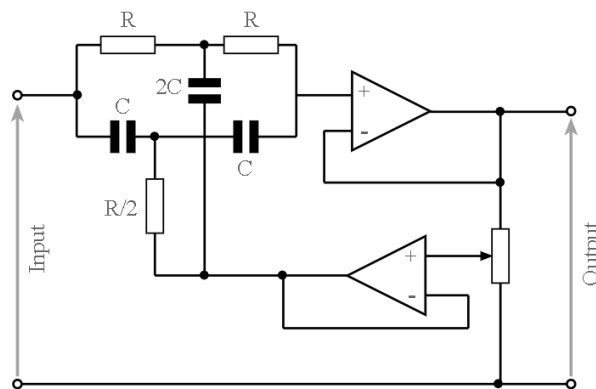
R_f = Resistor *feedback*.

R_{in} = Resistor *input*.

Rangkaian *low pass filter* akan digunakan untuk menghilangkan gangguan sinyal yang tidak diinginkan, sekaligus digunakan sebagai pemblokir jika terjadi gangguan dari sinyal PLN saat alat digunakan pada kondisi pengisian ulang (*charging*).

2.3.7 Notch Filter

Notch Filter berfungsi untuk menolak sinyal yang tidak diinginkan yang berada pada rentang frekuensi tertentu. Sebagai contoh untuk mencegah frekuensi PLN yang memasuki rangkaian dengan rentang frekuensi pada 50Hz atau 60 Hz [36]. Rangkaian *notch filter* dapat dilihat pada gambar 2.17.



Gambar 2.17 Rangkaian *Notch Filter* [37].

Rangkaian *notch filter* terdiri dari empat buah resistor dan empat buah kapasitor. Konfigurasi simpul T atas dengan dua resistor dan dua kapasitor membentuk bagian *low pass filter*, sedangkan konfigurasi simpul T bawah, kapasitor dan resistor membentuk rangkaian *high pass filter* [38]. Frekuensi *cut-off notch filter* dapat dihitung dengan menggunakan rumus berikut.

$$FN = \frac{1}{4\pi RC} \dots\dots\dots (2-8)$$

Keterangan :

FN = Frekuensi *cut-off notch filter*.

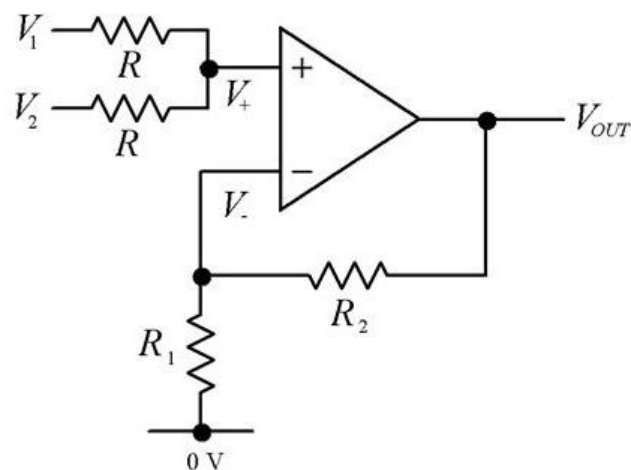
R = Resistor.

C = Kapasitor.

Rangkaian *notch filter* akan digunakan sebagai pencegahan gangguan frekuensi dari PLN memasuki rangkaian.

2.3.8 Summing Adder

Rangkaian *summing adder* atau *summing amplifier* merupakan sebuah rangkaian *op-amp* yang berfungsi untuk menjumlahkan dua atau lebih tegangan *inputan*. Pada dasarnya rangkaian *summing* seperti rangkaian *op-amp* biasa, yang membedakan adalah pengaturan resistansi pada *inputnya*. Berikut merupakan rangkaian *summing* yang dapat dilihat pada gambar 2.18.



Gambar 2.18 Rangkaian *Summing Amplifier* [39].

Summing amplifier memiliki nilai tahanan *input* yang sama di masing-masing jalur *input*. Apabila hanya menggunakan satu buah jalur *input*, maka nilai tegangan *output* akan sama dengan nilai tegangan *input*. Semakin banyak jalur *input* maka semakin besar nilai penguatannya. Rangkaian *summing* memanfaatkan hubungan paralel antar tahanan *input*, sehingga seolah-olah terjadi penjumlahan tegangan *input* [40]. Untuk mengetahui tegangan *output* dari hasil rangkaian *summing amplifier* dapat digunakan rumus berikut.

$$V_{out} = \left(\frac{R_2}{R_1} + 1 \right) \left(\frac{V_1 + V_2 + \dots + V_n}{n} \right) \dots\dots\dots (2-9)$$

Keterangan :

R2 = Resistor *feedback*.

R1 = resistor *ground*.

V1, V2 = Tegangan *input*.

n = Jumlah sumber tegangan *input*.

Rangkaian *Summing* akan digunakan untuk menggeser tegangan hasil pengolahan konsisi sinyal, sehingga dapat diatur sebagai *input* ADC yang sesuai dengan tegangan kinerja mikrokontroller.