

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Penelitian Terdahulu

Pada penelitian yang dilakukan Dany (2010) yang bertujuan untuk membuat alat perekam detak jantung dengan berbasis komputer (*Electrocardiograph*) diantaranya adalah memahami kerja dari sensor elektroda yang menangkap sinyal-sinyal listrik yang ada pada manusia dan memahami kondisi pada jantung manusia. Dengan menggunakan pengantarmukaan paralel pada komunikasinya, sistem ADC *eksternal* IC ADC 0809 untuk mengubah masukan analog menjadi keluaran digital yang akan diteruskan ke komputer dan perangkat lunak. Beberapa filter dan *instrument amplifier* digunakan pada penelitian ini terutama pada sadapan jantung ECG yang bertitik fokus pada *Lead 2*. Bahasa pemrograman Delphi, digunakan untuk menampilkan grafik dari denyut jantung yang nantinya dapat dihitung besarnya frekuensi dari denyutan jantung tersebut. Dari pengujian yang telah dilakukan. Sistem secara keseluruhan berjalan dengan baik, baik kedua modul dan program perangkat lunak yang dibuat menunjukkan kinerja yang baik. Cara perancangan sistem memperjelas masalah pembahasan yang merupakan penerapan langsung dari system, yaitu alat yang diuji ini mempunyai 4 masukan, berarti terdapat 4 buah sensor analog yang dapat direkam dan pengambilan data tidak akan terbuang dan dapat diatasi dengan menghitung besarnya frekuensi denyut jantung dikalibrasikan dengan pengambilan data pada pengubahnya [5].

Pada penelitian Suriepto dan Jana (2014) yang bertujuan membuat desain perancangan sebuah sistem perangkat monitoring Elektrokardiografi (EKG),

berfungsi untuk dapat melihat atau monitoring dan menganalisis kondisi keadaan jantung seseorang baik dalam masa perawatan atau saat dibutuhkan untuk pengecekan jantung secara berkala. Perangkat monitoring EKG ini bersifat *portable* dan nirkabel sehingga dapat memudahkan untuk pemakaian monitoring dibeda ruangan atau kamar perawatan, memanfaatkan perangkat komputer dan *smartphone Android* sebagai tempat media aplikasi visualisasi hasil rekaman EKG. Perangkat keras yang dibuat menggunakan sensor EKG, rangkaian penguat, rangkaian *filter*, rangkaian *clamper*, *microcontroller* (ADC terintegrasi), komunikasi serial *Bluetooth*, *visual Interface* pada *Personal Computer* atau *Android*. Dari pengujian yang telah dilakukan, Sistem secara keseluruhan berjalan dengan baik. Pada bagian *hardware* rangkaian EKG ini di rangkaian penguat awal, rangkaian penguat akhir, rangkaian *filter*, rangkaian *DC converter* dan rangkaian *clamper* sudah bekerja sesuai fungsinya dengan cukup baik. Pada bagian *software* di aplikasi EKG ini diantaranya, aplikasi rekaman EKG dapat menampilkan hasil rekaman sinyal EKG dari alat EKG dengan cukup baik. Untuk proses *filter* digital dapat mengurangi noise atau gangguan interferensi frekuensi lain agar dapat memunculkan rekaman lebih baik dan stabil dan dapat memfokuskan frekuensi pada gelombang sinyal QRS untuk melakukan proses perhitungan detak jantung, dan untuk proses perhitungan detak jantung atau *heart beat* (bpm) aplikasi EKG sudah dapat menghitung berdasarkan metode yang digunakan yaitu interval antara gelombang R-R jantung dan memunculkan hasilnya pada tampilan aplikasi EKG [6].

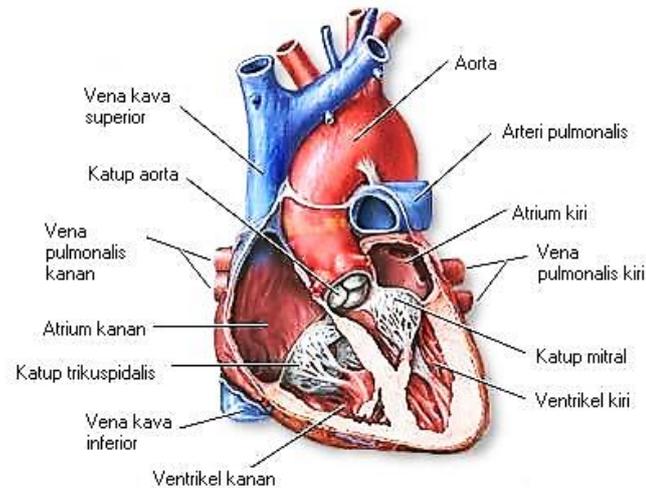
2.2 Landasan Teori

2.2.1 Jantung

Jantung (bahasa Latin : *cor*) adalah sebuah rongga, rongga organ berotot yang memompa darah lewat pembuluh darah oleh kontraksi berirama yang berulang. Darah menyuplai oksigen dan nutrisi pada tubuh, juga membantu menghilangkan sisa-sisa metabolisme. Istilah kardiak berarti berhubungan dengan jantung, dari kata Yunani *cardia* untuk jantung. Jantung adalah salah satu organ manusia yang berperan dalam sistem peredaran darah [7].

Secara fisiologi, jantung adalah salah satu organ tubuh yang paling vital fungsinya dibandingkan dengan organ tubuh lainnya. Jantung merupakan sebuah organ tubuh yang terdiri dari sekumpulan otot yang dapat berkontraksi. Kontraksi otot manapun akan selalu menimbulkan perubahan kelistrikan yang dikenal dengan istilah potensial aksi. Potensial aksi yang timbul pada otot jantung (*miokardium*) dan jaringan transmisi jantung inilah yang memberikan gambaran kelistrikan jantung (konduksi jantung). Adanya konduksi jantung dapat menghasilkan impuls listrik secara ritmis yang menyebabkan adanya kontraksi ritmis otot jantung dan menyebabkan terjadinya detak jantung [8].

Pada dasarnya perubahan listrik diawali pada pusat pacu jantung yang terletak di simpul sinus, kemudian timbul perangsangan pada atrium dan selanjutnya ke otot-otot ventrikel melalui sistem hantaran impuls di dalam jantung. Perubahan-perubahan listrik yang timbul itu dapat direkam dalam bentuk *elektrokardiogram* [9].



Gambar 2.1 Bagian-bagian jantung [10].

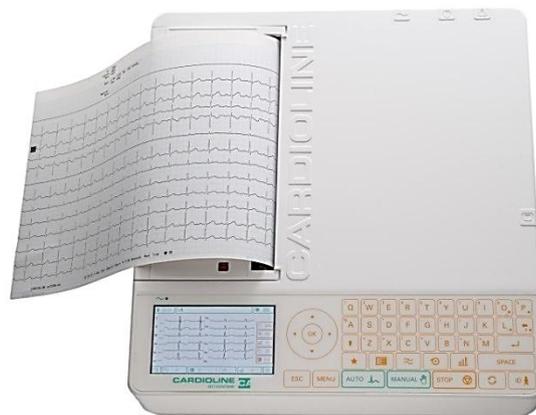
2.2.2 Elektrokardiograf

Elektrokardiograf (EKG atau *ECG*) adalah alat bantu diagnostik yang digunakan untuk mendeteksi aktivitas listrik jantung berupa grafik yang merekam perubahan potensial listrik jantung yang dihubungkan dengan waktu. Penggunaan *EKG* dipelopori oleh Einthoven pada tahun 1903 dengan menggunakan Galvanometer. Galvanometer senar ini adalah suatu instrumen yang sangat peka sekali yang dapat mencatat perbedaan kecil dari tegangan (milivolt) jantung [11].

ECG adalah suatu gambaran grafis mengenai gambaran puncak aktifitas listrik dari serabut otot jantung, berupa kurva tegangan fungsi waktu yang terdiri dari berbagai puncak [12]. *ECG* dapat merekam sinyal listrik dari elektroda yang menempel pada kulit karena tubuh merupakan konduktor listrik yang baik. Perubahan listrik yang berlangsung dalam tubuh menimbulkan arus listrik di seluruh tubuh yang dapat dianggap sebagai konduktor. Ini adalah efek yang sangat berguna karena memungkinkan untuk merekam peristiwa listrik dari permukaan

tubuh [13]. Karena sumber perubahan-perubahan listrik jantung terletak pada simpul sinus dengan irama jantung yang normal, maka hampir semua perubahan-perubahan listrik jantung sangat dipengaruhi olehnya. Dan perubahan-perubahan listrik di seluruh bagian jantung dapat direkam [14].

Meskipun potensial listrik yang timbul pada depolarisasi satu sel otot jantung adalah sangat kecil, tetapi depolarisasi pada sekumpulan otot-otot jantung dalam jumlah besar dalam posisi sejajar secara bersamaan dapat menimbulkan potensial listrik yang dari luar tubuh dapat terukur dalam ukuran milivolt [15]. Saraf dan otot jantung dapat dipandang sebagai sumber listrik dada dan perut. Hal ini nyata sekali bahwa tidak mungkin mengukur kelistrikan jantung secara langsung. Informasi untuk diagnostik akan tercapai dengan mengukur beda potensial listrik di berbagai tempat permukaan tubuh yang dihasilkan jantung [16].



Gambar 2.2 *Electrocardiograph* [17].

2.2.3 Indikasi Pemasangan EKG

Menurut Skill Lab. Sistem Kardiovaskuler Fakultas Kedokteran Universitas Hasanuddin Makassar, 2009 :

- a. Pasien dengan kelainan irama jantung
- b. Pasien dengan kelainan *miokard* seperti *infark*
- c. Pasien dengan pengaruh obat-obat jantung terutama *digitalis*
- d. Pasien dengan gangguan *elektrolit*
- e. Pasien *pericarditis*
- f. Pasien dengan pembesaran jantung
- g. Pasien dengan kelainan Penyakit inflamasi pada jantung.
- h. Pasien di ruang ICU

2.2.4 Sadapan pada EKG

Lokasi penempatan elektroda sangat penting diperhatikan, karena penempatan yang salah akan menghasilkan pencatatan yang berbeda. Sebuah sistem *lead* dipilih dan elektroda ditempatkan pada posisi yang akurat. Sistem yang paling umum digunakan adalah sistem EKG 12 *leads* [18]

Fungsi sadapan EKG adalah untuk menghasilkan sudut pandang yang jelas terhadap jantung. Menurut Sundana, 2008, Sadapan mesin EKG terbagi menjadi dua :

a. Sadapan bipolar (Lead I, Lead II, dan Lead III)

Sadapan ini dinamakan bipolar karena merekam perbedaan potensial dari 2 *elektrode*. Sadapan ini memandang jantung secara arah vertikal (atas ke bawah dan kesamping)

Sadapan-sadapan bipolar dihasilkan dari gaya-gaya listrik yang diteruskan dari jantung melalui empat kabel *elektrode* yang diletakkan di kedua tangan dan kaki. Masing-masing LA (*left arm*), RA (*right arm*), LF (*left foot*), dan RF (*right foot*). Dari empat *elektrode* ini akan dihasilkan beberapa sudut atau sadapan yaitu sadapan *lead 1*, sadapan *lead 2*, dan sadapan *lead 3*.

b. Sadapan Unipolar Ekstremitas dan Unipolar Perikordinal

Sadapan *unipolar ekstremitas* merekam besar potensial listrik pada satu ekstremitas. Gabungan *elektrode* pada ekstremitas lain membentuk *elektrode indifferent* (potensial 0). Sadapan ini diletakkan pada kedua lengan dan kaki dengan menggunakan kabel seperti yang digunakan pada sadapan bipolar. Vector dari sadapan unipolar akan menghasilkan sudut pandang terhadap jantung dalam arah vertical. Pada sadapan *unipolar ekstremitas* ini akan dihasilkan beberapa sudut atau sadapan yaitu sadapan aVL, sadapan aVR, dan sadapan aVF.

Sadapan bipolar dan *unipolar ekstremitas* belum cukup sempurna untuk mengamati adanya kelainan di seluruh jantung. Sehingga akan dilengkapi dengan unipolar prekordial. Sadapan *unipolar prekordial* merekam besar potensi listrik dengan *elektrode eksplorasi* diletakkan pada dinding dada. Elektrode *indifferent* (potensial 0) diperoleh dari penggabungan ketiga

elektrode ekstremitas. Sadapan ini memandang jantung secara *horizontal* (jantung bagian *anterior*, *septal*, *lateral*, *posterior* dan *ventrikel* sebelah kanan).

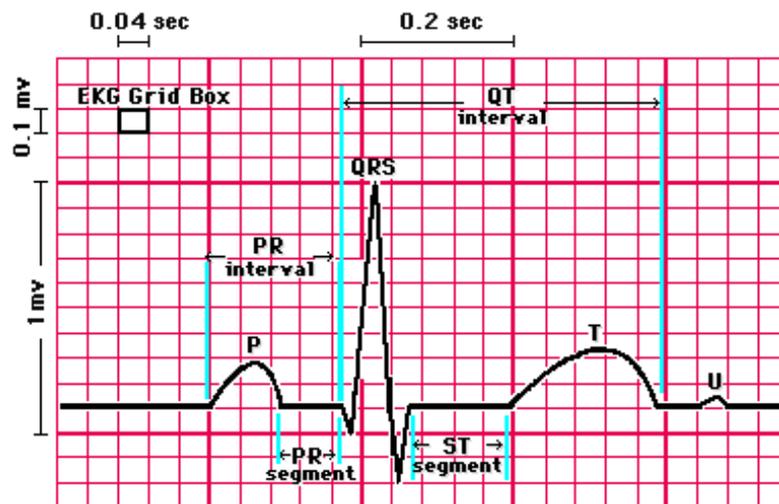
Untuk sadapan *unipolar prekordial*, sudut pandang jantung dapat diperluas ke daerah posterior dan ventrikel kanan. Untuk *posterior* dapat ditambahkan V7, V8, dan V9, sedangkan untuk *ventrikel* kanan dapat dilengkapi dengan V1R, V2R, V3R, V4R, V5R, V6R, V7R, V8R, V9R.

Penempatan dilakukan berdasarkan urutan kabel-kabel yang terdapat pada mesin EKG yang dimulai dari nomor V1-V6. Sekalipun mesin hanya menyediakan 6 *electrode prekordial*, namun untuk penambahan bagian-bagian pada V7-V9 dan V1R-V9R dapat digunakan *electrode prekordial* manapun sesuai keinginan, hanya nomor-nomornya diubah secara manual pada kertas hasil rekaman dengan menggunakan bolpoin/tinta.

2.2.5 Proses Terbentuknya Sinyal EKG

Sinyal EKG ditandai dengan lima puncak dan lembah berlabel dengan huruf P, Q, R, S, T. Sistem kerja EKG dalam menganalisis yang paling utama tergantung pada keakurasian deteksi. Gelombang P mewakili aktivitas ruang atas jantung bagian atrium, sedangkan QRS dan T mewakili ruang bawah jantung bagian ventrikel [19].

Sedangkan untuk urutan terjadinya sinyal *Elektrokardiograf* adalah sebagai berikut :



Gambar 2.3 Grafik Sinyal EKG [20].

- Gelombang R tanda akhir dari kontraksi atria dan awal dari kontraksi ventrikel.
- Vektor yang timbul karena depolarisasi ventrikel membangkitkan QRS kompleks.
- Vektor menimbulkan gelombang T disebabkan repolarisasi ventrikel.
- Interval P-R adalah menandakan waktu dari permulaan kontraksi atrial sampai permulaan kontraksi ventrikel.
- Interval R-T menunjukkan kontraksi otot (*ventricel systole*), dan interval T-R menunjukkan adanya relaksasi otot (*ventricel diastole*).

2.2.6 Arduino

Arduino adalah pengendali *microcontroller single-board* yang bersifat *open-source*, diturunkan dari *Wiring platform*, dirancang untuk memudahkan

penggunaan elektronik dalam berbagai bidang. *Hardware*-nya memiliki *processor Atmel AVR* dan *software*-nya memiliki bahasa pemrograman sendiri [21].

Arduino juga merupakan *platform hardware* terbuka yang ditujukan kepada siapa saja yang ingin membuat purwarupa peralatan elektronik interaktif berdasarkan *hardware* dan *software* yang fleksibel dan mudah digunakan. *Microcontroller* diprogram menggunakan bahasa pemrograman arduino yang memiliki kemiripan *syntax* dengan bahasa pemrograman C. Karena sifatnya yang terbuka maka siapa saja dapat mengunduh skema *hardware* arduino dan membangunnya.

Arduino menggunakan keluarga *microcontroller* ATmega yang dirilis oleh Atmel sebagai basis, namun ada individu/perusahaan yang membuat *clone* arduino dengan menggunakan *microcontroller* lain dan tetap kompatibel dengan arduino pada level *hardware*. Untuk fleksibilitas, program dimasukkan melalui *bootloader* meskipun ada opsi untuk *bypass bootloader* dan menggunakan *downloader* untuk memprogram *microcontroller* secara langsung melalui *port ISP* (*internet service provider*).

2.2.7 Delphi

Delphi adalah suatu bahasa pemrograman yang menggunakan visualisasi sama seperti bahasa pemrograman Visual Basic (VB). Namun Delphi menggunakan bahasa yang hampir sama dengan pascal (sering disebut objek pascal). Sehingga lebih mudah untuk digunakan. Bahasa pemrograman Delphi

dikembangkan oleh *Code Gear* sebagai divisi pengembangan perangkat lunak milik embarcadero. Divisi tersebut awalnya milik Borland, sehingga biasa memiliki versi Borland Delphi [22].

Delphi juga menggunakan konsep yang berorientasi objek (OOP), maksudnya pemrograman dengan membantu sebuah aplikasi yang mendekati keadaan dunia yang sesungguhnya. Hal itu bisa dilakukan dengan cara mendesign objek untuk menyelesaikan masalah. OOP ini memiliki beberapa unsur yaitu : *Encapsulation* (pemodelan), *Inheritance* (penurunan), *Polymorphism* (Polimorfisme).

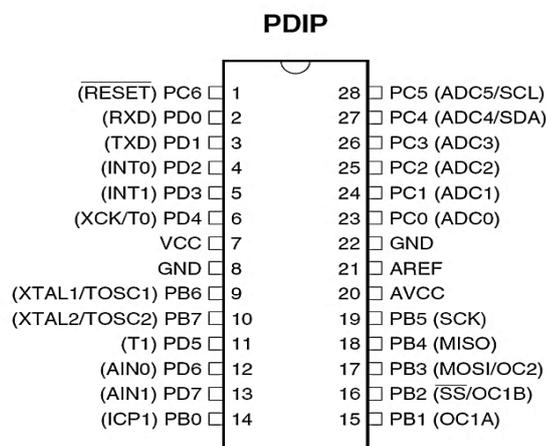
Awalnya bahasa pemrograman Delphi hanya dapat digunakan di *Microsoft Windows*, namun saat ini telah dikembangkan sehingga dapat digunakan juga di Linux dan di *Microsoft NET*. Dengan menggunakan *free pascal* yang merupakan proyek Open Source, bahasa pemrograman ini dapat membuat program di *system operasi Mac OS X* dan *Windows CE*.

Umumnya Delphi hanya digunakan untuk pengembangan aplikasi *desktop*, *enterprise* berbasis *database* dan program-program kecil. Namun karena pengembangan Delphi yang semakin pesat dan bersifat *general purpose* bahasa pemrograman ini mampu digunakan untuk berbagai jenis *software* dan Delphi ini juga disebut sebagai pelopor perkembangan *RadTool (Rapid Application Development)* tahun 1995. Sehingga banyak orang yang mulai mengenal dan menyukai bahasa pemrograman yang bersifat *VCL (Visual Component Library)*.

2.3 Tinjauan Komponen

2.3.1 Konfigurasi IC ATmega 328P

ATmega328 merupakan *microcontroller* keluarga AVR 8 bit. Beberapa tipe *microcontroller* yang sama dengan ATmega8 ini antara lain ATmega8535, ATmega16, ATmega32, ATmega328, yang membedakan antara *microcontroller* lainnya antara lain adalah, ukuran memori, banyaknya GPIO (pin *input/output*), peripheral (*USART, timer, counter, dll*). Dari segi ukuran fisik, ATmega328 memiliki ukuran fisik lebih kecil dibandingkan dengan beberapa *microcontroller* diatas. Namun untuk segi memori dan fitur lainnya ATmega328 tidak kalah dengan yang lainnya karena ukuran memori dan periperialnya relatif sama dengan ATmega8535, ATmega32, hanya saja jumlah GPIO lebih sedikit dibandingkan *microcontroller* diatas [21].



Gambar 2.4 IC ATmega 328P [22].

ATmega328 memiliki 3 buah PORT utama yaitu PORTB, PORTC, dan PORTD dengan total pin *input/output* sebanyak 23 pin. PORT tersebut dapat difungsikan sebagai *input/output* digital atau difungsikan sebagai periperal lainnya.

a. Port B

Port B merupakan jalur data 8 bit yang dapat difungsikan sebagai *input/output*. Selain itu PORTB juga dapat memiliki fungsi alternatif seperti di bawah ini :

1. ICP1 (PB0), berfungsi sebagai *Timer Counter 1 input capture* pin.
2. OC1A (PB1), OC1B (PB2) dan OC2 (PB3) dapat difungsikan sebagai keluaran PWM (*Pulse Width Modulation*).
3. MOSI (PB3), MISO (PB4), SCK (PB5), SS (PB2) merupakan jalur komunikasi SPI.
4. Selain itu pin ini juga berfungsi sebagai jalur pemrograman serial (ISP).
5. TOSC1 (PB6) dan TOSC2 (PB7) dapat difungsikan sebagai sumber *clock* external untuk *timer*.
6. XTAL1 (PB6) dan XTAL2 (PB7) merupakan sumber *clock* utama *microcontroller*.

b. Port C

Port C merupakan jalur data 7 bit yang dapat difungsikan sebagai *input/output* digital. Fungsi alternatif PORTC antara lain sebagai berikut :

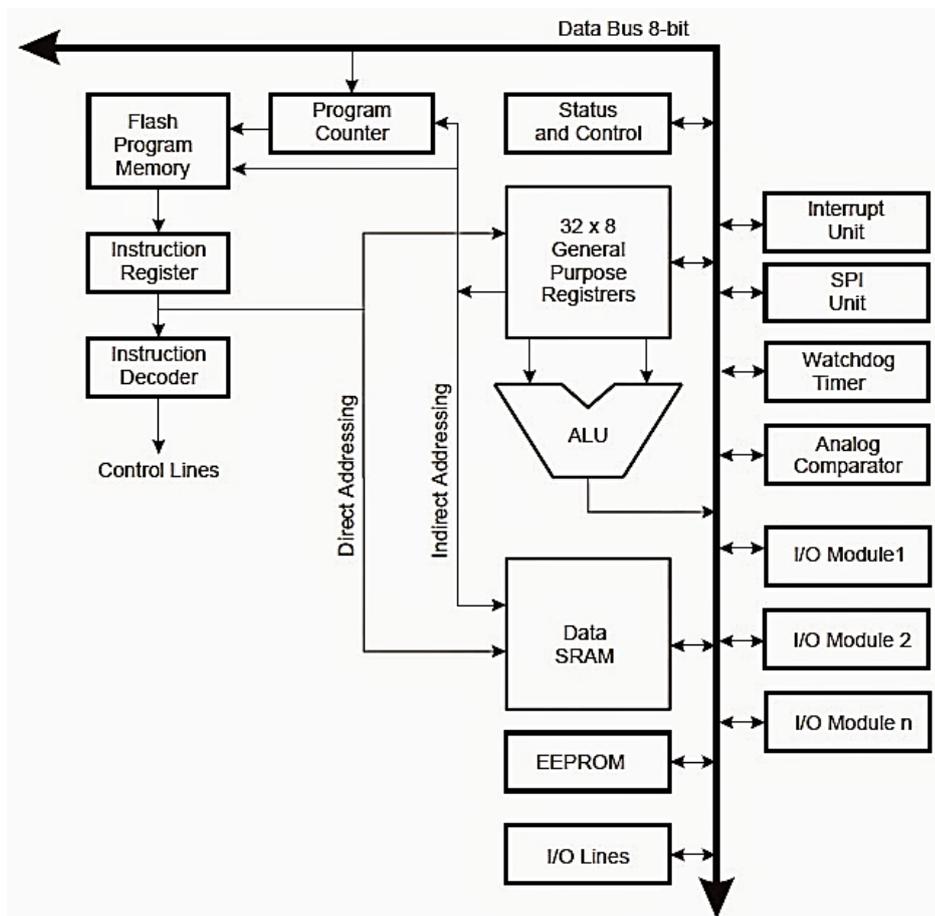
1. ADC6 *channel* (PC0, PC1, PC2, PC3, PC4, dan PC5) dengan resolusi sebesar 8 bit dan 10 bit. ADC dapat kita gunakan untuk mengubah input yang berupa tegangan analog menjadi data digital.
2. I2C (SDA dan SDL) merupakan salah satu fitur yang terdapat pada PORTC. I2C digunakan untuk komunikasi dengan sensor atau *device* lain

yang memiliki komunikasi data tipe I2C seperti sensor kompas, *accelerometer nunchuck*.

c. Port D

Port D merupakan jalur data 8 bit yang masing-masing pin-nya juga dapat difungsikan sebagai input/output. Sama seperti *Port B* dan *Port C*, *Port D* juga memiliki fungsi alternatif dibawah ini.

1. USART (TXD dan RXD) merupakan jalur data komunikasi serial dengan level sinyal TTL. Pin TXD berfungsi untuk mengirimkan data serial, sedangkan RXD kebalikannya yaitu sebagai pin yang berfungsi untuk menerima data serial.
2. *Interrupt* (INT0 dan INT1) merupakan pin dengan fungsi khusus sebagai interupsi *hardware*. Interupsi biasanya digunakan sebagai selaan dari program, misalkan pada saat program berjalan kemudian terjadi interupsi *hardware/software* maka program utama akan berhenti dan akan menjalankan program interupsi.
3. XCK dapat difungsikan sebagai sumber *clock external* untuk USART, namun kita juga dapat memanfaatkan *clock* dari CPU, sehingga tidak perlu membutuhkan *external clock*.
4. T0 dan T1 berfungsi sebagai masukan *counter external* untuk *timer 1* dan *timer 0*. AIN0 dan AIN1 keduanya merupakan masukan *input* untuk *analog comparator*.



Gambar 2.5 Blok Diagram System IC ATmega 328P [23].

2.3.2 Fitur IC ATmega 328P

ATmega328 adalah *microcontroller* keluaran dari atmel yang mempunyai arsitektur RISC (*Reduce Instruction Set Computer*) yang mana setiap proses eksekusi data lebih cepat dari pada arsitektur CISC (*Completed Instruction Set Computer*). *Microcontroller* ini memiliki beberapa fitur antara lain :

- a. Memiliki *EEPROM* (*Electrically Erasable Programmable Read Only Memory*) sebesar 1KB sebagai tempat penyimpanan data semi permanen karena *EEPROM* tetap dapat menyimpan data meskipun catu daya dimatikan.

- b. Memiliki *SRAM (Static Random Access Memory)* sebesar 2KB.
- c. Memiliki pin I/O digital sebanyak 14 pin 6 diantaranya *PWM (Pulse Width Modulation)* output.
- d. 32 x 8-bit register serba guna.
- e. Dengan *clock* 16 MHz kecepatan mencapai 16 MBPS.
- f. 32 KB *Flash memory* dan pada arduino memiliki *bootloader* yang menggunakan 2 KB dari flash memori sebagai *bootloader*.
- g. 130 macam instruksi yang hampir semuanya dieksekusi dalam satu siklus *clock*.



Gambar 2.6 IC ATmega 328P [24].

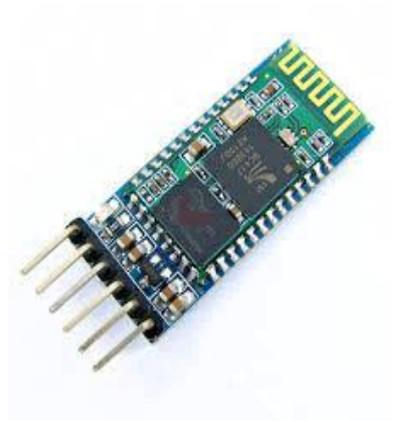
2.3.3 Modul Bluetooth HC 05

Modul *Bluetooth to Serial HC05* adalah modul *Bluetooth* yang dapat di set sebagai *master* atau *slave*. *Bluetooth to serial HC05* adalah versi pengembangan dari Modul *Bluetooth to serial HC 06*. Modul *Bluetooth to Serial HC05* ini dapat di set sebagai *Master* ataupun di set sebagai *Slave*, berbeda dengan Modul HC06 yang hanya dapat di gunakan sebagai *Slave* [25].

Fitur-fitur pada *Modul Bluetooth HC-05* :

- a. Menggunakan *CSR Bluetooth Chip*, dengan *Bluetooth Standard ver.2.0*
- b. *Low Supply Voltage* 3,3 VDC.

- c. *Baudrate* 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, dapat di set sesuai dengan kebutuhan *user*.
- d. Ukuran PCB : 28 mm x 15 mm x 2,35 mm.
- e. Kebutuhan Arus : *Pairing* 20 – 30 mA. Setelah *pair* : 8 mA.
- f. Aplikasi area : *GPS System*, Pembacaan Meter untuk Listrik, Air, dan Gas, *Industrial data collection*.
- g. Dapat di gunakan dengan menggunakan *computer*, *notebook*, dan perangkat lainnya yang dilengkapi dengan *Bluetooth*.

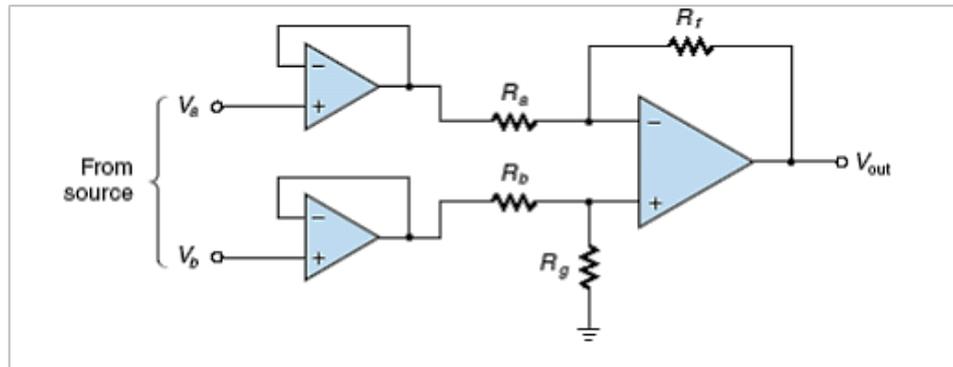


Gambar 2.7 Modul *Bluetooth* HC 05 [26].

2.3.4 Rangkaian Instrumentation Amplifier

Instrumentation Amplifier adalah jenis *Differential Amplifier* yang pada inputnya dihubungkan dengan sebuah *voltage follower*. Kegunaan dari *voltage follower* ini adalah [27] :

- a. Meningkatkan tahanan input sehingga sumber (seperti sensor) tidak mengalami beban turun.
- b. Membuat kedua tahanan input sama.
- c. Penguatan tidak ditentukan oleh tahanan dari sumber.



Gambar 2.8 Rangkaian *Instrument Amplifier* [28]

2.3.5 Rangkaian High Pass Filter Pasif

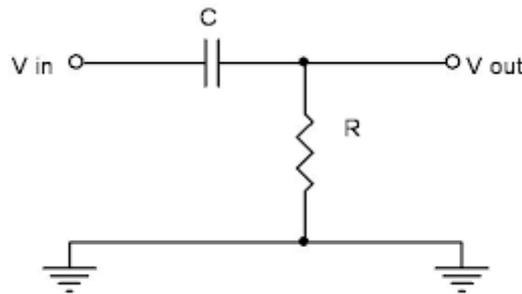
High pass filter adalah jenis filter yang melewatkan frekuensi tinggi, tetapi mengurangi amplitudo frekuensi yang lebih rendah daripada frekuensi *cut off*. Nilai-nilai pengurangan untuk frekuensi berbeda-beda untuk tiap-tiap filter ini. Terkadang filter ini disebut *low cut filter*, *bass cut filter* atau *rumble filter* yang juga sering digunakan dalam aplikasi audio. *High pass filter* adalah lawan dari *low pass filter*, dan *band pass filter* adalah kombinasi dari *high pass filter* dan *low pass filter* [29].

Filter ini sangat berguna sebagai filter yang dapat memblokir *component* frekuensi rendah yang tidak diinginkan dari sebuah sinyal kompleks saat melewati frekuensi tertinggi.

Suatu filter lolos bawah orde satu dapat dibuat dari satu tahanan dan satu kapasitor. Filter orde satu ini mempunyai pita transisi dengan kemiringan 20 dB/dekade atau 6 dB/oktav. Sementara besarnya frekuensi *cut off* didapat dari :

$$fC = \frac{1}{2 \pi R1.C1} \quad (2-1)$$

High pass filter yang paling simple terdiri dari kapasitor yang terhubung secara paralel dengan resistor, dimana resistansi dikali dengan kapasitor (RXC) adalah *time constant* (τ).



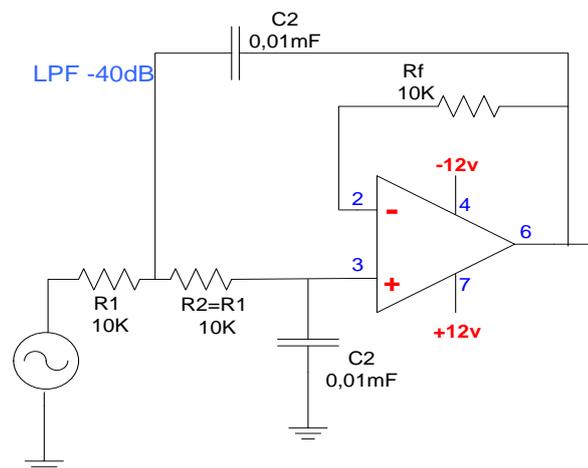
Gambar 2.9 Rangkaian *High Pass Filter* Pasif [30].

2.3.6 Rangkaian Low Pass Filter Aktif

Rangkaian *Low Pass Filter* merupakan rangkaian filter yang berfungsi untuk meneruskan frekuensi rendah dan menghambat frekuensi tinggi. Rangkaian *low pass filter* yang terdapat pada frekuensi bagian bawah akan mendapat redaman paling kecil sedangkan bagian frekuensi di atasnya akan mendapat redaman paling besar. Fungsi utama dari *low pass filter* adalah meneruskan sinyal input frekuensi atau frekuensi *cut off* pada bagian bawah. Frekuensi *cut off* adalah frekuensi yang keluaran amplitudonya turun mencapai 70% atau sekitar -3 dB terhadap *amplitude* masukan [31].

Filter dibagi menjadi dua, yaitu filter aktif dan filter pasif. Filter aktif adalah filter yang menggunakan komponen-komponen elektronika pasif dan aktif seperti operasional amplifier, transistor, dan komponen lainnya. Filter pasif adalah rangkaian filter yang menggunakan komponen-komponen pasif saja, dimana komponen pasif tersebut adalah resistor dan kapasitor. Perbedaan dari komponen

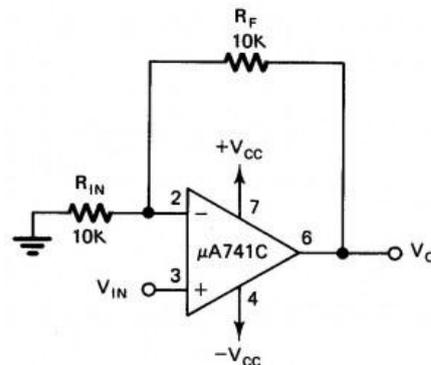
aktif dan pasif adalah pada komponen aktif dibutuhkan sumber agar dapat bekerja (op-amp dan transistor membutuhkan sumber lagi agar dapat bekerja), sedangkan yang pasif tidak membutuhkan sumber lagi untuk bekerja.



Gambar 2.10 Rangkaian *Low Pass Filter* Aktif [32].

2.3.7 Rangkaian Penguat Tak-Pembalikan (Non-Inverting Amplifier)

Penguat Tak-Membalikan (*Non-Inverting Amplifier*) merupakan penguat sinyal dengan karakteristik dasar sinyal output yang dikuatkan memiliki fasa yang sama dengan sinyal input. Penguat tak-membalikan (*non-inverting amplifier*) dapat dibangun menggunakan penguat operasional, karena penguat operasional memang didesain untuk penguat sinyal baik membalik ataupun tak membalik [33]. Rangkaian penguat tak-membalikan ini dapat digunakan untuk memperkuat isyarat AC maupun DC dengan keluaran yang tetap sefase dengan sinyal inputnya. Impedansi masukan dari rangkaian penguat tak-membalikan (*non-inverting amplifier*) berharga sangat tinggi dengan nilai impedansi sekitar 100 MOhm. Contoh rangkaian dasar penguat tak-membalikan menggunakan operasional *amplifier* (*Op-Amp*) dapat dilihat pada gambar berikut.



Gambar 2.11 Rangkaian Penguat Tak-Pembalik (*Non-inverting Amplifier*) [34].

Rangkaian diatas merupakan salah satu contoh penguat tak-membalik menggunakan operasional amplifier (*Op-Amp*) tipe 741 dan menggunakan sumber tegangan DC simetris. Dengan sinyal input yang diberikan pada terminal input *non-inverting*, maka besarnya penguatan tegangan rangkaian penguat tak membalik diatas tergantung pada harga R^{in} dan R^f yang dipasang. Besarnya penguatan tegangan output dari rangkaian penguat tak membalik diatas dapat dituliskan dalam persamaan matematis sebagai berikut.

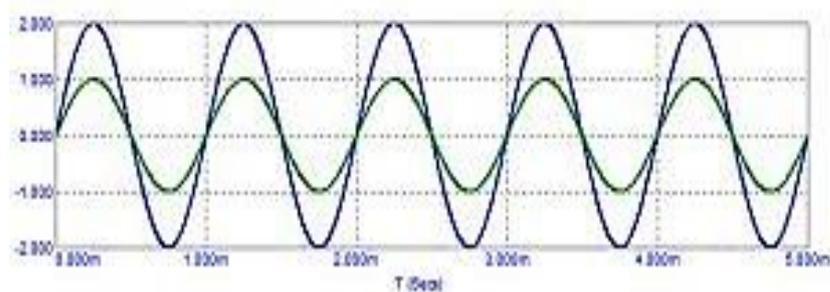
$$A_v = \left(\frac{R_f}{R_{in}} \right) + 1 \quad (2-2)$$

Apabila besarnya nilai resistor R^f dan R^{in} rangkaian penguat tak membalik diatas sama-sama 10KOhm makabesarnya penguatan tegangan dari rangkaian penguat diatas dapat dihitung secara matematis sebagai berikut.

$$AV = \left(\frac{10K\Omega}{10K\Omega} \right) + 1 = 2 \text{ kali} \quad (2-3)$$

Untuk membuktikan bahwa penguat tak-membalik akan menguatkan sinyal input sebesar 2 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 chanel 1 *oscilloscope* dan sinyal output diukur dengan channel 2 *oscilloscope*. Sehingga diperoleh bentuk sinyal output dan sinyal input penguat tak-membalik (*non-inverting amplifier*) seperti pada gambar berikut.

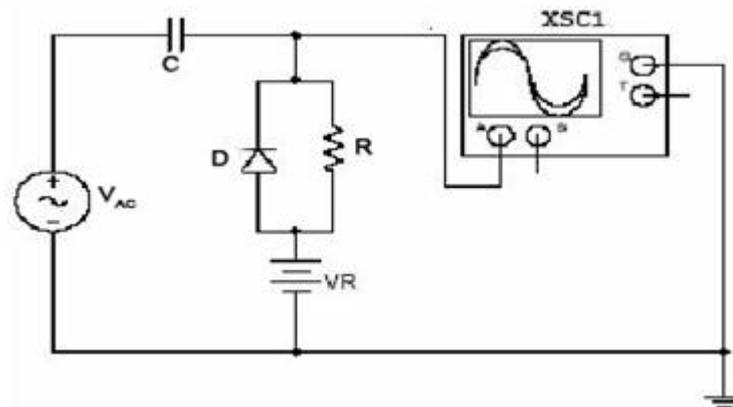


Gambar 2.12 Bentuk sinyal *output* dan *input* *Non-Inverting Amplifier* [35].

Pada gambar diatas terlihat rangkaian penguat tak membalik diberikan input sinyal AC dengan tegangan 1 Vpp. Dari gambar sinyal input dan *output* diatas terbukti bahwa rangkaian penguat tak-membalik (*non-inverting amplifier*) diatas memiliki *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.

2.3.8 Rangkaian Clamper

Rangkaian Clamper adalah rangkaian yang digunakan untuk memberikan offset tegangan DC, dengan demikian, tegangan yang dihasilkan adalah tegangan input ditambahkan dengan tegangan DC. Rangkaian ini ditunjukkan oleh gambar berikut ini :



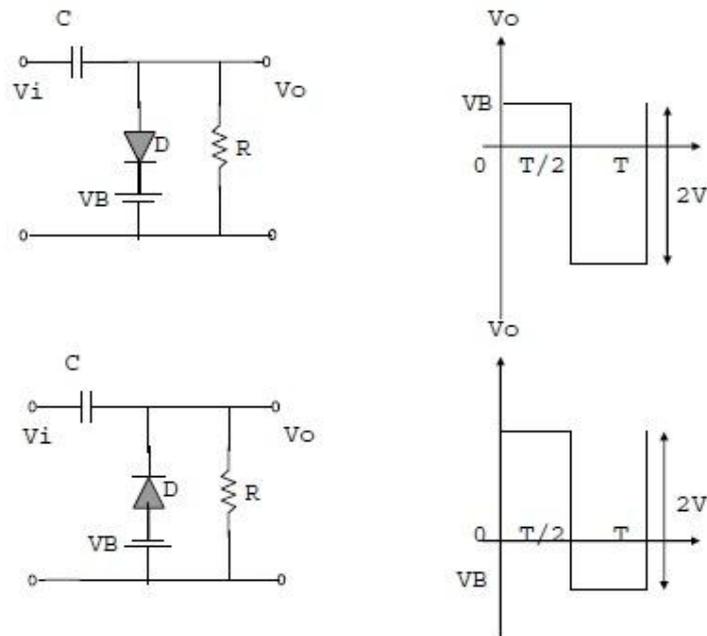
Gambar 2.13 Rangkaian Clamper [36].

Rangkaian ini berfungsi untuk mendorong sinyal masukan pada suatu level tegangan DC tertentu. Cara kerja dari rangkaian penggeser (clamper) ini memberikan penambahan komponen DC pada tegangan masukan. Akibatnya, seolah-olah terjadi pergeseran (clamping) pada tegangan. Jika penambahan komponen DC negatif, maka terjadi pergeseran tegangan ke bawah (negatively clamped), dan begitu pula sebaliknya, (positively clamped).

Gambar di atas (Rangkaian Clamper) menunjukkan sebuah rangkaian penggeser negatif. Selama setengah tegangan masukan V_{in} positif, dioda di-forward biased dan dalam kondisi konduksi, sehingga kapasitor akan terisi dengan polaritas seperti ditunjukkan oleh gambar. Akibatnya, tegangan keluaran V_o akan sama dengan nol. Namun, selama setengah tegangan masukan V_{in} negatif, dioda di-reverse biased.

Kapasitor akan mulai membuang tegangannya melalui tegangan keluaran V_o . Akibatnya, tegangan keluaran V_o akan sama dengan tegangan masukan V_{in} dikurangi dengan tegangan buangan dari kapasitor V_C . Sehingga, secara grafik,

tegangan keluaran V_o merupakan tegangan masukan V_{in} yang diturunkan sejauh tegangan buangan dari kapasitor V_C . Jika dirancang bahwa waktu buangan kapasitor sangat lama, maka tegangan buangan dari kapasitor V_C akan sama dengan tegangan masukan V_{in} maksimum.



Gambar 2.14 Bentuk sinyal output Rangkaian Clamper Sederhana [37].