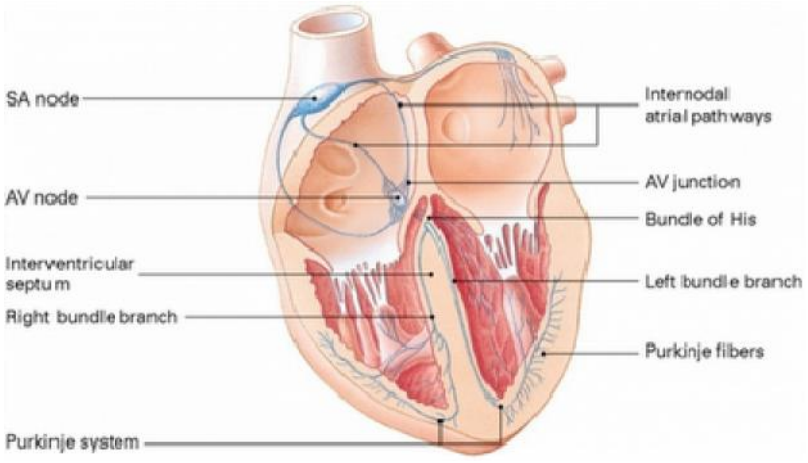
BAB II
DASAR TEORI

2.1 Sistem Elektrik Jantung

Aktivitas elektrik dalam keadaan normal berawal dari *impuls* yang dibentuk oleh *pacemaker* di simpul *SinoAtrial* (SA) Signal listrik dari SA node mengalir melalui kedua atrium, menyebabkan kedua atrium berkontraksi mengalirkan darah ke ventrikel. Kemudian signal listrik ini mengalir melalui*Atrio Ventrikular*(AV) node lalu menuju ke *berkas His* dan terpisah menjadi dua melewati berkas kiri dan kanan dan berakhir pada serabut *Purkinjie*yang mengaktifkan serabut otot ventrikel. Ini menyebabkan kedua ventrikel berkontraksi memompa darah keseluruh tubuh dan menghasilkan denyutan (*pulse*).Pengaliran listrik yang teratur ini dari SA node ke AV node menyebabkan kontraksi teratur dari otot jantung yang dikenal dengan sebutan denyut sinus (*sinus beat*).



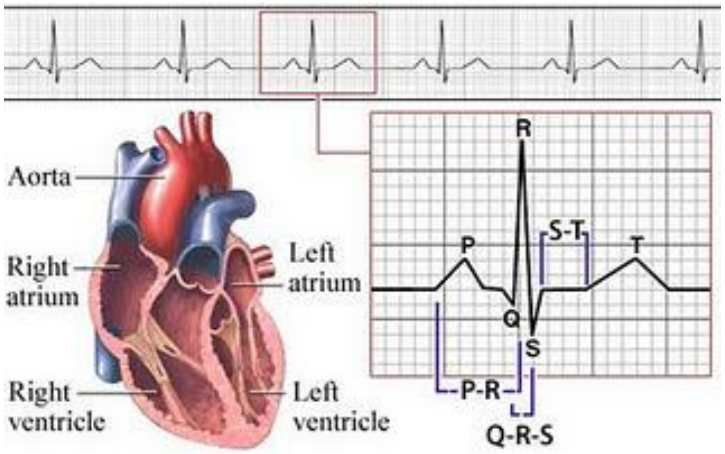
Gambar 2.1 Jantung Manusia[5]

2.2 Elektrokardiografi (EKG)

Elektrokardiografi (EKG) atau *Electrocardiograph* (ECG) merupakan suatu alat yang dapat merekam sinyal biologi yang terbentuk sebagai hasil dari aktivitas listrik jantung.Penemuan ini ditemukan oleh Dr. Willem Einthoven pada tahun 1901.ECG diambil dengan memasang elektroda pada titik tertentu tubuh pasien.Sinyal ECG mempunyai tegangan sampai 3mV dan rentang frekuensi 0.03 - 100 Hz. Sinyal ECG mempunyai bentuk spesifik sehingga dapat dijadikan sebagai acuan untuk menentukan kondisi kesehatan jantung seseorang oleh dokter atau ahli jantung.Sinyal ECG direkam menggunakan perangkat elektrokardiograf.

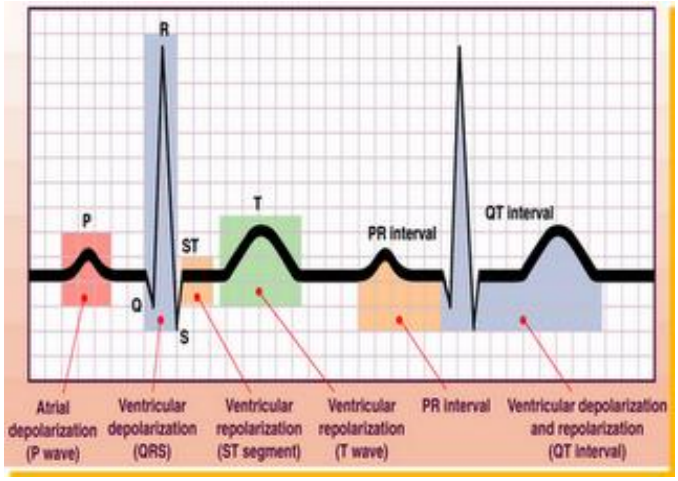
2.2.1 Gambaran EKG Normal

Pada dasarnya EKG terdiri dari banyak gelombang, yang tiap gelombang mewakilkan satu denyut jantung (satu kali aktifitas listrik jantung). Lihat gambar 2.2 satu gelombang EKG.



Gambar 2.2 Gelombang Sinyal ECG[5]

Dalam satu gelombang EKG terdiri dari beberapa titik gelombang ada yang disebut interval dan segmen. Titik terdiri dari titik P, Q, R, S, T dan U (kadang sebagian referensi tidak menampilkan titik U) sedangkan Interval terdiri dari PR interval, QRS interval dan QT interval dan Segmen terdiri dari PR segmen, dan ST segmen.



Gambar 2.3 Komponen Sinyal ECG[5]

Penjelasan gambar :

- Titik P mempunyai arti bahwa terjadinya denyutan/kontraksi pada atrium jantung (dextra & sinistra)
- Titik Q, R dan S mempunyai arti bahwa terjadinya denyutan/kontraksi (listrik) pada ventrikel jantung (dextra & sinistra)
- Sedangkan titik T berarti relaksasi pada ventikel jantung.

Tabel 2.1 Parameter Elektrokardiografi

Gelombang EKG	Amplitudo	EKG Interval	Durasi
P	< 0.3 mV	P-R	0,12 – 0,20 dtk
R	1,6 – 3 mV	Q-T	0,35 – 0,44 dtk
Q	25 % dari R	S-T	0,05 – 0,15 dtk
T	0,1 – 0,5 mV	Q-R-S	0,06 – 0,10 dtk

Interval antara R-R menandakan periode dari detak jantung yang dapat dapat dikonversikan menjadi *Heart Rate*:

$$HR = 60 / R\text{-}R\ (S)$$

R – R = adalah interval antara sinyal R dengan sinyal R yang diukur dalam detik.Interval R-R relatif konstan dari detak ke detak.Perubahan pada interval R-R menandakan adanya kecepatan jantungyang tidak wajar.Dalam pengambilan sinyal elektrokardiograf terdapat berbagai metode yang bisa dilakukan yaitu :

1. *Standard Clinical* EKG

Menggunakan 10 elektroda (12 lead) digunakan untuk menganalisis kondisi kesehatan jantung pasien.

2. Vectorcardiogram/ *Standart* Monitoring

Pemodelan potensial tubuh sebagai vektor 3 dimensi dengan menggunakan sadapan *bipolar* (Einthoven) atau Unipolar.Pengambilan sinyal jantung melalui 3 titik tertentu pada tubuh, yang digunakan untuk memantau kondisi kesehatan jantung pasien dalam jangka waktu tertentu.

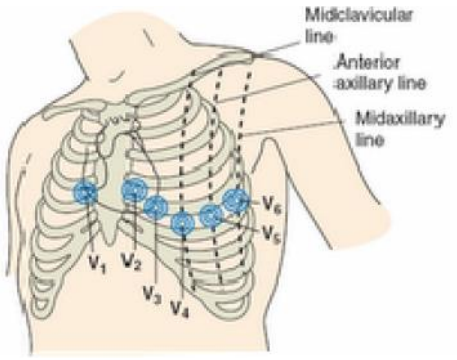
2.2.2 Sadapan (lokasi penentuan) EKG

Untuk memperoleh rekaman EKG dipasang elektroda-elektroda di kulit pada tempat-tempat tertentu. Lokasi penempatan elektroda sangat penting

diperhatikan, karena penempatan yang salah akan menghasilkan pencatatan yang berbeda. Terdapat 3 jenis sandapan (lead) pada EKG, yaitu :

A. Sadapan Prekordial

Merupakan sadapan V1, V2, V3, V4, V5, dan V6 yang ditempatkan secara langsung di dada.

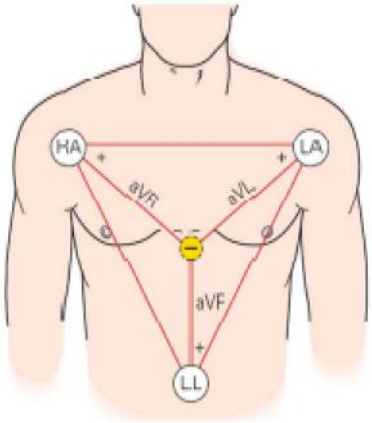


Gambar 2.4 Sadapan Prekordial[5]

1. Sadapan V1 ditempatkan di ruang intercostal IV di kanan sternum.
2. Sadapan V2 ditempatkan di ruang intercostal IV di kiri sternum.
3. Sadapan V3 ditempatkan di antara sadapan V2 dan V4.
4. Sadapan V4 ditempatkan di ruang intercostal V di linea (sekalipun detak apeks berpindah).
5. Sadapan V5 ditempatkan secara mendatar dengan V4 di linea axillaris anterior.
6. Sadapan V6 ditempatkan secara mendatar dengan V4 dan V5 di linea midaxillaris.

B. Sadapan Unipolar

Sandapan Unipolar Ekstremitas

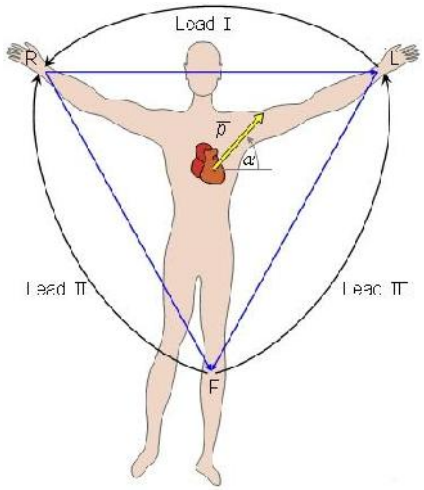


Gambar 2.5 Sadapan Unipolar[5]

1. aVR : merekam potensial listrik pada tangan kanan (RA) yang bermuatan (+),dan elektroda (-) gabungan tangan kiri dan kaki kiri membentuk elektroda indifiren.
2. aVL : merekam potensial listrik pada tangan kiri (LA) yang bermuatan (+), dan muatan (-) gabungan tangan kanan dan kaki kiri membentuk elektroda indifiren.
3. aVF : merekam potensial listrik pada kaki kiri (LF) yang bermuatan (+) dan elektroda (-) dari gabungan tangan kanan dan kaki kiri membentuk elektroda indifiren.

C. Sadapan Bipolar (Einthoven)

Merekam perbedaan potensial dari 2 elektroda, yang ditandai dengan angka romawi I, II dan III.



Gambar 2.6 Sadapan Bipolar[5]

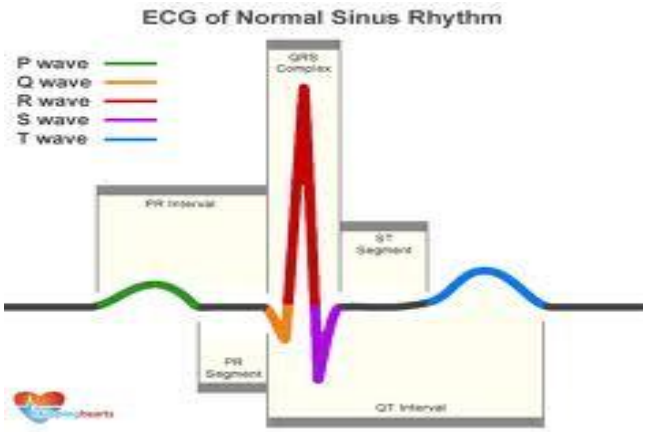
1. Sandapan I : merekam beda potensial antara tangan kanan (RA) yang bermuatan negatif (-) tangan kiri bermuatan positif (+).
2. Sandapan II : merekam beda potensial antara tangan kanan (-) dengan kaki kiri (LF) yang bermuatan (+)
3. Sandapan III : merekam beda potensial antara tangan kiri (LA) yang bermuatan (-) dan kaki kiri (+).

2.2.3 Irama Jantung

Irama jantung terdiri dari 3 macam yaitu Irama Sinus, Irama Junction, dan Irama Ventrikel.Masing-masing irama dinamai sesuai dengan asal impuls listrik yang keluar. Bila pencetus impuls listrik keluar dari SA Node maka irama yang muncul disebut Irama Sinus, dari SA Node muncul Irama Junction dan dari Ventrikel disebut Irama Idioventrikuler. Untuk irama sinus Yaitu irama jantung yang sumber *pacemakernya* berasal dari SA node atau Impulsnya berasal dari SA Node, ada beberapa irama yang impulsnya berasal dari SA Node diantaranya :

1. Sinus Normal
2. Sinus Bradikardia
3. Sinus Takikardia
4. Sinus Aritmia

A. Ciri Irama Normal Sinus adalah



Gambar 2.7 Ritme Sinus Normal[5]

Ciri - cirinya.

1. Gelombang P (+) (membentuk gambar cembung seperti bukit)
2. Kompleks QRS sempit tidak lebih dari 3 kotak kecil atau 0,12 detik.

B. Ciri Irama Sinus Bradikardi



Gambar 2.8 Ritme Sinus Bradikardi[5]

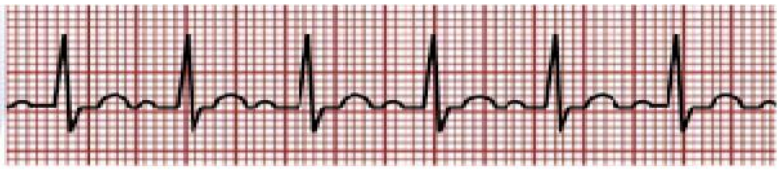
Ciri - cirinya.

1. Irama teratur
2. RR interval jaraknya sama dalam 1 lead panjang
3. PP interval jaraknya sama dalam 1 lead panjang
4. Komplek QRS harus sama dalam 1 lead panjang
5. Impuls dari SA node yang ditandai dengan adanya gel P yang mempunyai bentuk sama dalam 1 lead panjang.
6. Frekuensi (HR) dibawah 60x/menit
7. Adanya gel P yang selalu diikuti komplek QRS
8. Gel P dan komplek QRS normal dan sama bentuknya dalam satu lead.

Yang membedakan antara sinus bradikardi dengan normal sinus rhytm adalah frekfensi jantungnya. Pada sinus bradikardia frekuensi jantungya kurang dari 60 x/menit, sedangkan ciri yang lainya persis sama dengan normal sinus rhytm. Seringkali kita menemukan pasien dengan frekuensi jantung yang kurang dari 60 x/menit dan bahkan kurang dari 50 x/menit tanpa ada keluhan yang berarti, ini biasanya kita temukan pada jantung olah ragawan atau orang yang melakukan kegiatan olah raga yang teratur seperti para atlit. Jadi siapapun orangnya yang melakukan olah raga secara teratur dan benar, akan didapatkan frekuensi jantung yang kurang dari 60 atau bahkan kurang dari 50 x/menit tanpa adanya keluhan. Frekuensi jantung yang kurang dari 60 x/menit juga bisa disebabkan oleh beberapa penyebab seperti obat-obatan (*digoxin, beta blockers, calcium channel blockers*) dan biasanya terjadi setelah pasca serangan jantung dan stroke.Jadi kita hanya melakukan intervensi pada pasien dengan frekuensi jantung yang kurang dari 60 x/menit apabila si pasien mengalami gejala-gejala yang

menganggu haemodinaik pasien.Untuk itu kita tidak boleh memutuskan hasil analisa ECG hanya dengan melihat ECG saja tanpa mempertimbangkan keadaan klinis pasien maupun riwayat kesehatan pasien. .

C. Ciri Irama Sinus Takikardi



Gambar 2.9 Ritme Sinus Takikardi[5]

Ciri-cirinya:

Sama dengan sinus bradikardia, yang membedakanya adalah frekuensi jantung (HR) lebih dari 100x/menit. Seperti halnya dengan sinus bradikardia, hanya satu yang membedakan antara sinus takikardia dengan normal sinus rhytm yaitu frekuensi jantungnya.Pada sinus takikardia, frekuensi jantungnya lebih dari 100 x/menit.Peningkatan frekuensi jantung pada pasien dengan sinus takikardia biasanya terjadi oleh adanya respon fisiologi dari tubuh terhadap suatu keadaan yang menggangu hemostasis tubuh.

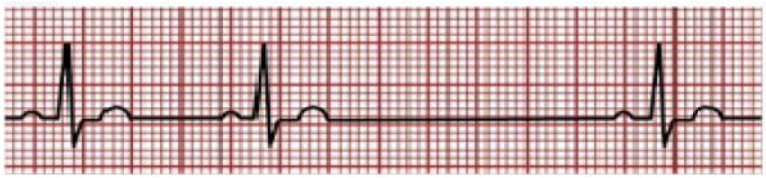
Dari sekian banyak penyebab frekuensi jantung melebihi 100 x/menit pada kasus sinus takikardia, kita mengenal beberapa keadaan yang harus kita tahu seperti :

1. Keadaan normal respon : sehabis melakukan aktivitas, kesakitan, demam, stress dan cemas.
2. Hypovolemik
3. Anemia

4. Obat-obatan
5. Gagal jantung
6. Perdarahan
7. Emboli pulmonal dan Distress pernapasan
8. Sepsis
9. Perikarditis

Jadi kita tidak boleh serta merta melakukan intervensi untuk menurunkan frekuensi jantungnya.

D. Irama Sinus Aritma



Gambar 2.10 Ritme Sinus Aritma[5]

Untuk membedakan sinus aritmia dengan normal sinus rhytm dan sinus bradikardia adalah pada sinus aritmia iramanya tidak teratur yang disebabkan oleh pengaruh pernapasan, baik inspirasi maupun ekspirasi. Biasanya kita akan menemukan pada anak ABG atau anak-anak yang masih muda.

2.3 Sensor EKG

Elektrokardiografi (EKG) merupakan suatu sinyal yang dihasilkan oleh aktivitas listrik otot jantung.EKG ini merupakan rekaman informasi kondisi jantung yang diambil dengan memasang elektroda pada tubuh.Rekaman EKG ini digunakan oleh dokter atau ahli medis untuk menentukan kondisi jantung dari pasien, yakni untuk mengetahui hal-hal seperti frekuensi (*rate*) jantung, arhytma, infar miokard, pembesaran atrium, dll.Sinyal EKG direkam menggunakan perangkat elektrokardiograf. Pemeriksaan EKG dilakukan dengan menempelkan lead (alat penerima impuls listrik) di beberapa lokasi yang telah ditentukan. Setelah itu, informasi mengenai keadaan jantung dapat diketahui melalui pola grafik yang dihasilkan.

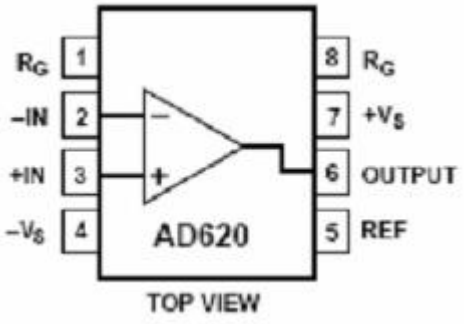
Fungsi dasar dari elektroda adalah mendeteksi sinyal kelistrikan jantung.Fungsi dari transduser adalah untuk mengkonversi informasi biologis menjadi sinyal elektrik yang dapat diukur. Transduser ini dipakai dengan menggunakan *interface jelly electrode-electrolyte*. Dengan menggunakan elektroda Ag/AgCl mengurangi noise dengan frekuensi rendah pada sinyal EKG yang terjadi karena pergerakan.Gambar 2.11memperlihatkan contoh sensor EKG.



Gambar 2.11 Sensor EKG

2.4 Penguat Instrumentasi

Penguatan sinyal yang sangat direkomendasikan untuk penguatan biopotensial adalah dengan menggunakan rangkaian instrumentasi amplifier. Hal ini disebabkan karena biopotensial mempunyai amplitudo sinyal yang sangat lemah dengan impedansi sumber yang tinggi sehingga dibutuhkan impedansi input yang cukup tinggi yang dapat dipenuhi dengan menggunakan rangkaian instrumentasi amplifier. Selain itu, rangkaian instrumentasi amplifier juga mempunyai *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR) yang cukup tinggi untuk meminimalkan *common noise* yang terjadi dari perbedaan penguatan kedua sinyal.Rangkaian instrumentasi yang digunakan ini dipilih yang sudah dalam bentuk satu paket IC yaitu AD620 instrumentasi amplifier. AD620 instrumentasi amplifier ini selain harganya yang cukup murah juga mempunyai tingkat akurasi tinggi sampai 40 ppm ketidaklinearan, daya yang rendah sekitar 1.3 mA arus maksimum, impedansi input yang cukup tinggi dan CMRR sampai 100 dB. Bentuk paket IC AD620 secara skematik dapat diberikan pada gambar berikut ini :



Gambar 2.12 IC AD620

IC AD620 membutuhkan minimal satu resistor eksternal untuk menset penguatan dari 1 – 10.000 kali. Penguatan (G) dapat dihitung menggunakan minimal satu resistor, dilambangkan dengan (Rg), dijabarkan sebagai berikut :

$$G = \frac{49.5\ \text{k}}{Rg} + 1 \qquad \text{.....} \qquad (1)$$

2.5 Filter

Filter digunakan untuk membuang sinyal-sinyal yang tidak diinginkan. Untuk dapat menghilangkan sinyal-sinyal tersebut dibutuhkan suatu rangkaian yang tersusun dari komponen seperti resistor, kapasitor, induktor, op-amp dan lain-lain.Dengan menentukan frekuensi *cut-off* nya, dapat membuang sinyal-sinyal yang tidak diinginkan. Frekuensi *cut-off* adalah titik potong frekuensi yang tidak diinginkan dimana terjadi penurunan *gain* sebesar 3 dB. Dalam mendesain suatu filter, dapat ditentukan seberapa tingkat kecuraman *slope* dari filter yang di rancang yang dimaksud dengan dB/dec adalah besarnya penurunan *gain* terhadap setiap *decade* (kelipatan 10) dari frekuensi *cut-off* nya.

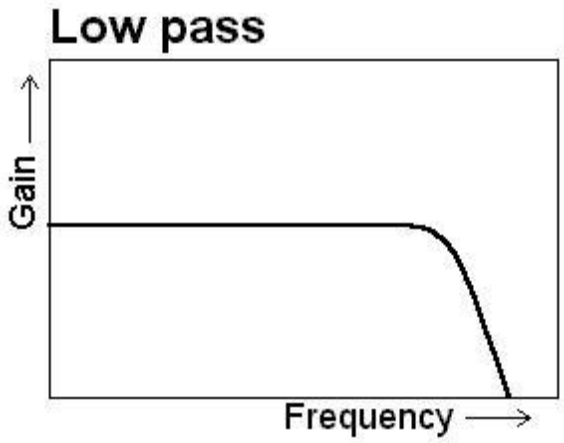
2.5.1 Low Pass Filter

Low Pass Filter memiliki tegangan *output* konstan dari DC (0Hz), sampai frekuensi *cut-off* ditentukan, (fc) titik. Titik frekuensi *cut-off* adalah 0,707 atau-3dB dari gain tegangan diizinkan untuk lulus. Rentang frekuensi "di bawah" titik frekuensi *cut-off* umumnya dikenal sebagai *Band Pass* sebagai sinyal input diperbolehkan untuk melewati filter. Rentang frekuensi "di atas" titik *cut-off* umumnya dikenal sebagai *Band Stop* sebagai sinyal *input* yang diblokir atau

dihentikan. Sebuah rangkaian sederhana untuk *low pass* filter dapat dibuat dengan menggunakan sebuah resistor tunggal di seri dengan kapasitor non-terpolarisasi tunggal (atau komponen reaktif tunggal) di sebuah sinyal *input*Vin, sementara *output* sinyal Vout diambil dari seluruh kapasitor. Frekuensi *cut-off* atau-3dB, dapat ditemukan dengan menggunakan rumus, fc = 1 / (2πRC). Sudut fase dari sinyal *output* pada fc dan -45^{o} untuk *Low Pass* Filter. Keuntungan dari filter atau penyaring dalam hal ini, umumnya dinyatakan dalam *Decibel* dan merupakan fungsi dari nilai *output* dibagi dengan nilai *input* yang sesuai dengan rumus:

$$G = \frac{20LogVout}{Vin} \qquad \text{……..} \qquad (2)$$

Singkatnya Filter *Low Pass* (LPF) adalah sebuah rangkaian yang tegangan keluarannya tetap dari DC naik sampai ke suatu frekuensi *cut-off*.Bersama naiknya frekuensi di atas fc, tegangan keluarannya diperlemah (turun).*Low Pass* Filter adalah jenis filter yang melewatkan frekuensi rendah serta meredam atau menahan frekuensi tinggi. Bentuk respon LPF seperti ditunjukkan gambar di bawah ini.

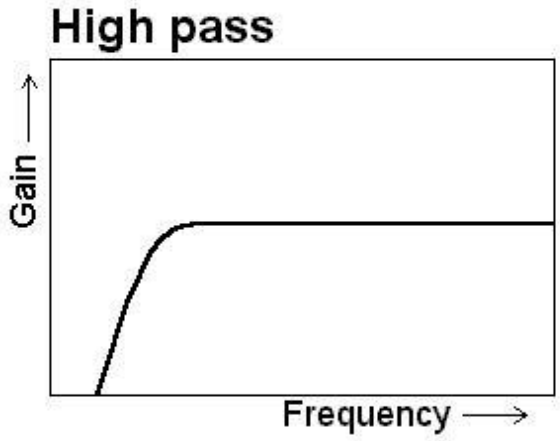


Gambar 2.13 Respon Lowpass Filter

2.5.2 High Pass Filter

High Pass Filter (HPF) adalah jenis filter yang melewatkan frekuensi tinggi serta meredam atau menahan frekuensi rendah. Bentuk respon HPF memperlemah tegangan keluaran untuk semua frekuensi di bawah frekuensi *cut-off*. Di atas fc, besarnya tegangan keluaran tetap. Filter *High Pass* adalah lawan yang tepat untuk *low pass* filter. Filter ini memiliki tegangan output dari DC (0Hz), sampai ke titik *cut-off*. Titik *cut-off* frekuensi rendah adalah 70,7% atau -3dB dari gain tegangan diizinkan untuk lulus. Rentang frekuensi "di bawah" titik *cut-off* umumnya dikenal sebagai *Band Stop* sementara rentang frekuensi "di atas" titik *cut-off* umumnya dikenal sebagai *Band Pass*. Frekuensi *cut-off* atau -3dB, dapat ditemukan dengan menggunakan rumus, fc = 1 / (2πRC). Sudut fase dari sinyal output pada fc adalah +45 ^{o}.

Dengan sinyal AC sinusoidal diterapkan pada sirkuit berperilaku sebagai filter orde pertama. Tetapi jika kita mengubah sinyal *input* dari "gelombang persegi" sinyal berbentuk yang memiliki masukan langkah hampir vertikal, respon rangkaian perubahan dramatis dan menghasilkan sirkuit umum dikenal sebagai *Diferensiator*. Garis penuh adalah kurva idealnya, sedangkan kurva putus-putus menunjukkan bagaimana filter *high pass* yang praktis menyimpang dari ideal. *High Pass* Filter yaitu ditunjukkan gambar di bawah ini :



Gambar 2.14 Respon Highpass Filter

2.6 Noise Sinyal ECG

Pada pengukuran dan pembacaan sinyal *Electrokardiografi* (EKG) terdapat gangguan atau *noise* yang termasuk kedalam sinyal asli EKG.Secara garis besar, gangguan sinyal EKG dapat diklasifikasikan ke dalam kategori berikut.

1. *Power Line Interference*
2. *Electrode contact noise*
3. *Motion Artifacts*
4. EMG *noise*
5. *Instrumentation noise*

Noise ini sangat mempengaruhi segmen ST, menurunkan kualitas sinyal, resolusi frekuensi, menghasilkan sinyal amplitudo besar di EKG yang dapat meyerupai metode PQRST bentuk gelombang dan masker fitur kecil yang penting untuk pemantauan klinis dan diagnosis.

2.6.1 Power Line Interference

Gangguan *power line interference* terjadi melalui mekanisme kopling kapasitif dan kopling induktif. Kopling kapasitif mengacu pada transfer energi antara dua sirkuit sehingga kopling kapasitansi akan terjadi diantara kedua sirkuit tersebut. Nilai kopling kapasitansi akan menurun dengan meningkatnya pemisahan sirkuit. Sedangkan kopling induktif disebabkan oleh induktansi bersama antara dua konduktor.Ketika arus mengalir melalui kawat menghasilkan *fluks magnetic*, yang dapat menginduksikan arus dalam sirkuit yang berdekatan. Geometri konduktor serta pemisahan antara dua konduktor tersebut akan menentukan nilai induktansi bersama. Biasanya, kopling kapasitif bertanggung jawab terjadinya gangguan di frekuensi tinggi sementara kopling induktif pada frekuensi rendah.Untuk alasan ini kopling adalah mekanisme yang dominan gangguan terhadap saluran listrik di bidang kardiologi elektro.Untuk membatasi jumlah gangguan saluran listrik, elektroda harus diterapakan dengan benar, bahwa tidak ada kabel longgar, dan semua komponen memiliki pelindung yang memadai.Biasanya *power line interference* memiliki frekuensi 60 Hz atau 50 Hz, tergantung pada kekuatan *suplly* yang ada.

2.6.2 Electrode Contact Noise

Electrode contactnoise (*noise* akibat kontak elektroda) disebabkan oleh variasi dalam posisi jantung sehubungan dengan elektroda dan perubahan dalam media propagasi antara jantung dan elektroda. Hal ini menyebabkan perubahan mendadak dalam amplitudo sinyal EKG, serta pergeseran dasar frekuensi

rendah.Selain itu, konduktivitas akan melemah antara elektroda dan kulit sehingga mengurangi amplitudo sinyal EKG dan meningkatkan kemungkinan gangguan (dengan mengurangi SNR). Mekanisme dasar yang mengakibatkan gangguan dasar ini adalah variasi impedansi antara elektroda dengan kulit.Semakin besar impedansi elektroda dengan kulit, semakin kecil perubahan impedansi relatif dibutuhkan untuk menyebabkan perubahan besar dalam dasar sinyal EKG.

2.6.3 Motion Artifacts

Motion Artifact (Artefak yang terjadi akibat perubahan gerak) disebabkan oleh gerakan elektroda. Penyebab yaitu getaran, gerakan, atau respirasi subjek.Puncak amplitudo dan durasi dari artefak adalah variabel acak yang tergantung pada berbagai diketahui seperti sifat elektroda, sifat elektrolit (jika digunakan antara elektroda dan kulit), impedansi kulit, dan pergerakan pasien.Dalam sinyal EKG ini, *baseline drift* terjadi pada frekuensi sangat rendah (sekitar kurang dari 1 Hz).

2.6.4 Electromyographic Noise

Electromyograohic Noise (noise yang muncul akibat kontraksi otot/EMG) disebabkan oleh kontraksi otot-otot lain disekitar elektroda, mereka menghasilkan depolarisasi dan repolarisasi gelombang yang juga dapat terbaca oleh EKG. Besarnya gangguan ini tergantung pada jumlah kontraksi otot, dan kualitas probe. Hal ini juga ditetapkan bahwa amplitudo dari sinyal elektromiografi adalah

stokastik (random) di alam dan dapat cukup dimodelkan dengan fungsi distribusi Gaussian. Rata-rata gangguan dapat diasumsikan nol, namun variansinya tergantung pada variabel lingkungan dan akan berubah tergantung pada kondisi. Studi tertentu telah menunjukan bahwa devisasi standar dari kebisingan biasanya 10% dari puncak ke puncak amplitudo EKG.Frekuensi gangguan yang disebabkan oleh EMG ini berkisar 100-500 Hz.

2.6.5 Instrumentation Noise

Instrumentation Noise (noise yang muncul akibat dari peralatan listrik yang digunakan dalam pengukuran EKG juga berkontribusi kebisingan). Sumber utama dari bentuk gangguan ini adalah probe elektroda, kabel, prosesor sinyal atau penguat, dan *analog-to-digital converter*. Sayangnya instrumentasi kebisingan tidak dapat dihilangkan karena melekat dalam komponen elektronik, tetapi dapat dikurangi melalui kualitas peralatan yang lebih tinggi dan sehingga untuk mendesain sebuah rangkaian alat EKG diperlukan kehati-hatian dan ketelitian.bentuk lain dari gangguan yang disebut *flicker noise*, sangat penting dalam pengukuran EKG, karena kandungan frekuensi rendah dari sinyal EKG. Mekanisme yang sebenarnya yang menyebabkan jenis kebisingan belum dipahami, tapi satu teori yang diterima secara luas adalah bahwa hal itu disebabkan oleh perangkat energi yang terjadi antara *interface* dari dua bahan.Hal ini diyakini bahwa pembawa muatan dapat menyebabkan *flicker noise*.

Diantara *noise-noise* yang telah disebutkan diatas, *power line interference* dan *baseline wandering* merupakan hal yang paling signifikan dan sangat

mempengaruhi analisis sinyal EKG. selain dari *power line interference* dan *base line wandering*, gangguan lain yang mungkin yaitu noise yang bersifat *wideband* dan biasanya merupakan proses stokastik yang kompleks yang juga dapat mendistorsi sinyal EKG. Seperti gangguan saluran listrik yang bersifat *narrow-band* yang berpusat pada frekuensi 60 Hz (atau 50 Hz) dengan *bandwidth* kurang dari 1 Hz. Biasanya untuk gangguan yang diakibatkan oleh gangguan saluran listrik masih dapat ditangani oleh perangkat keras sinyal EKG. Namun untuk *baseline wandering* dan noise yang bersifat *wideband* tidak mudah untuk ditekan dengan peralatan perangkat keras. Sebaliknya, skema perangkat lunaklah yang sangat memungkinkan dan layak untuk pemrosesan sinyal EKG secara *offline*.

2.7 Mikrokontroler

Mikrokontroler adalah suatu terobosan teknologi prosesor yang hadir untuk memenuhi kebutuhan akan perkembangan teknologi yang begitu pesat di masa kini. Mikrokontroler dibuat dengan teknologi semi konduktor dimana mikrokontroler tersebut dibangun oleh transistor-transistor dengan jumlah yang sangat banyak dan dirangkai sedemikian rupa sehingga dapat bekerja sebagai unit pemroses (kontroler).

Mikrokontroler berbeda dengan mikroprosesor, perbedaan tersebut dapat dilihat dari kecepatan proses, cara menangani tugas, dan unit-unit pendukung lain yang bertugas sesuai dengan fungsinya. Pada mikrokontroler sudah terdapat RAM, ROM, dan CPU didalam IC-nya, sedangkan pada mikroprosesor hanya terdapat CPU saja dan bagian RAM dan ROM nya terpisah sehingga agar

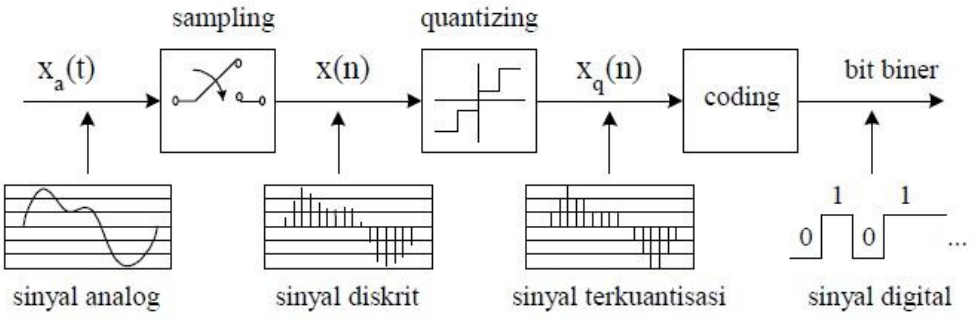
mikroprosesor dapat bekerja sesuai dengan fungsinya perlu ditambahkan perangkat penunjang lain seperti rangkaian RAM dan ROM. Karena perbedaan dalam arsitekturnya maka untuk kecepatan proses masih tetap lebih unggul mikroprosesor, namun untuk proses-proses yang tidak memiliki kompleksitas kerja yang besar mikrokontroler lebih dibutuhkan karena dalam segi biaya lebih murah mikrokokntroler dan dalam segi ergonomisnya pun lebih praktis menggunakan mikrokontroler, karena didalam mikrokontroler telah terdapat rangkaian RAM, ROM, CPU, dan unit I/O yang siap digunakan untuk keperluan apapun.

2.7.1 Mikrokontroler Atmega8535

Atmega8535 merupakan tipe AVR yang telah dilengkapi dengan 8 saluran adc internal dan memiliki fidelitas 10 bit. Dalam mode operasinya ADC Atmega8535, dapat dikonfigurasi baik itu *singled ended input* maupun *differential Input*, selain itu ADC Atmega8535 memiliki konfigurasi pewaktuan, tegangan referensi, mode operasi, dan kemampuan filter derau yang amat fleksibel, sehingga dengan mudah disesuaikan dengan kebutuhan ADC itu sendiri. Mikrokontroler ATMega8535 mempunyai jumlah pin sebanyak 40 buah, dimana 32 pin digunakan untuk keperluan port I/O yang dapat menjadi pin *input/output* sesuai konfigurasi. Pada 32 pin tersebut terbagi atas 4 bagian (*port*), yang masing masingnya terdiri atas 8 pin. Pin-pin lainnya digunakan untuk keperluan rangkaian osilator, *supply* tegangan, reset, serta tegangan referensi untuk ADC.

2.7.2 ADC (Analog Digital Converter)

ADC berfungsi untuk mengubah sinyal analog menjadi sinyal yang ekivalen dalam bentuk digital. Resolusi suatu konverter dinyatakan dalam bit. Resolusi menyatakan tingkat ketelitian suatu konverter ADC, semakin tinggi tingkat ketelitiannya, semakin peka ADC terhadap perubahan masukan analognya. Pada ADC terjadi proses digitalisasi yaitu pencuplikan, kuantisasi dan pengkodean. Hasil pengkodeaan dalam bentuk biner merupakan hasil konversi suatu ADC. Untuk mendigitalisasi sinyal secara benar digunakan teorema pencuplikan Nyquist yang menyatakan bahwa “Frekuensi pencuplikan lebih besar dua kali komponen frekuensi maksimum yang ingin dideteksi (diakuisisi).



Gambar 2.15 Proses Digitalisasi Sinyal

Untuk mendapatkan tegangan hasil konversi ADC (desimal) dengan nilai ADC 8 bit (225) maka, nilai data asli ADC dibagi dengan bit maksimum ADC dan dikalikan tegangan referensi ADC. Berikut bentuk persamaan dalam betuk matematika untuk tegangan keluaran (Vout) ADC :

$$Vout = \frac{DataAsliADC}{225} \times Tegangan_{Referensi} \quad \ldots\ldots\ldots (3)$$

2.8 Bluetooth

Bluetooth adalah sebuah teknologi nirkabel dengan menggunakan media gelombang radio yang bekerja pada frekuensi 2.4 GHz. Teknologi *Bluetooth* mempunyai kecepatan maksimum 1 Mbps. Bluetooth relatif murah, tidak memerlukan daya yang besar untuk menghidupkannya atau memakainya.

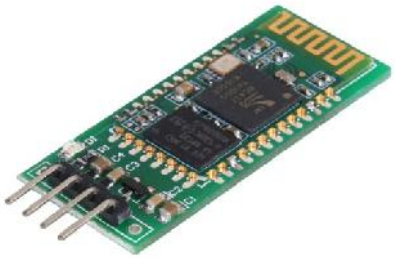


Gambar 2.16Lambang Bluetooth

Teknologi *Bluetooth* dirancang dan dioptimalkan untuk perangkat yang bersifat *mobile*.Komputer yang bersifat *mobile* (seperti *laptop, tablet* PC atau *notebook, cellular*, *network access point*, *printer*, PDA, d*esktop*, *keyboard*, *joystick* dan perangkat yang jangkauannya seperti *Bluetooth*). *Bluetooth* juga didesain untuk mendukung komunikasi bersama suara dan data dengan kemampuan transfer data sampai 721Kbps. *Bluetooth* memerlukan daya yang rendah yaitu kurang dari 0.1W dan mendukung layanan *synchronous* dan *asynchronous* serta mudah di integrasikan dengan jaringan *Transmission Control Protocol/Internet* Protocol (TCP/IP).

Bluetooth sendiri dapat berupa *card* yang bentuk dan fungsinya hampir sama dengan *card* yang digunakan untuk *wireless local area network* (WLAN) dimana menggunakan frekuensi radio standar IEEE 802.11, hanya saja pada

Bluetooth mempunyai jangkauan jarak layanan yang lebih pendek dan kemampuan transfer data yang lebih rendah. Berikut gambaran secara fisik dari *Bluetooth.*



Gambar 2.17 Modul Bluetooth

Pada dasarnya *bluetooth* diciptakan bukan hanya untuk menggantikan atau menghilangkan penggunaan kabel didalam melakukan pertukaran informasi, tetapi juga mampu menawarkan fitur yang baik untuk teknologi *mobile wireless* dengan biaya yang relatif rendah, konsumsi daya yang rendah, *interoperability* yang menjanjikan, mudah dalam pengoperasian dan mampu menyediakan layanan yang bermacam-macam.

2.8.1 Kelebihan dan kekurangan Bluetooth

Ada beberapa kelebihan teknologi *Bluetooth* sehingga menyebabkan teknologi ini banyak dipergunakan antara lain.

1. Sinyal *Bluetooth* dapat menembus dinding, kotak, dan berbagai rintangan-rintangan lainnya.
2. *Bluetooth* tidak memerlukan kabel ataupun kawat, sehingga dapat menggantikan penggunaan komunikasi kabel seperti *mouse*, *keyboard*, dll.

3. Jangkauan lumayan luas yaitu sampai radius 10 meter selama tidak ada gangguan elektromagnetis di sekitar area transfer.
4. Dapat digunakan untuk transfer data antar perangkat yang memiliki *Bluetooth*.

Tetapi walaupun demikian *Bluetooth*juga masih mempunyai beberapa kekurangan, antara lain.

1. Kecepatan transfer *Bluetooth* tidak tetap dan tergantung dari perangkat yang digunakan untuk mengirim dan menerima data. Terkadang, transfer file dari handphone merk A ke handphone merk B berjalan lambat. Pada kesempatan lain, transfer file dari handphone merk B ke merk A bisa berjalan dengan kecepatan transfer hingga dua kali lipat kecepatan transfer A ke B. Contoh : Transfer file dari HP Nokia ke HP Sony Ericsson misalnya 676kb/menit, tapi transfer file Nokia ke Sony ericsson bisa sampai 1 MB/menit.
2. Keamanan perlu diperhatikan, pada transfer file terkadang terdapat virus yang menyusup ke dalam file yang hendak dikirim. Untuk meminimalkan kemungkinan mendapat virus, lebih baik tidak usah menerima pesan dari perangkat yang dikenal.
3. Walaupun secara teori, sinyal *Bluetooth* dapat menembus tembok, kualitas transfernya tetap tidak dapat ditentukan.
4. Sulit menentukan jarak maksimal yang dapat ditempuh agar kualitas tidak *drop*.
5. Jika di suatu ruangan terdapat terlalu banyak koneksi *Bluetooh*, transfer file ke tujuan akan sulit dilakukan.

2.8.2 Jangkauan Operasi Bluetooth

Jarak jangkau dari perangkat *Bluetooth* berbeda-beda. Tergantung pada daya listrik dari masing-masing *Bluetooth* itu sendiri yang terbagi dari tiga kelas, yaitu.

1. Kelas 1, menggunakan daya listrik sebesar 100mW, dengan jangkauan ±100 meter.
2. Kelas 2, menggunakan daya listrik sebesar 2,5mW, dengan jangkuan ±10 meter.
3. Kelas 3, menggunakan daya listrik sebesar 1 mW, dengan jangkauan ±10 centimeter (maksimal 1 meter).

2.9 Komunikasi Data

Komunikasi data adalah bagian dari telekomunikasi yang secara khusus berkenaan dengan transmisi atau pemindahan data dan informasi dari suatu piranti kepada piranti lain dalam bentuk digital yang dikirimkan melalui media komunikasi data. Transmisi data adalah proses yang terjadi antara *transmitter* dan *receiver* melalui suatu media transmisi yang diklasifikasikan sebagai *guided* media, mengacu pada media transmisi fisik berupa kabel, dan *unguided media*, mengacu pada media transmisi nirkabel. Sedangkan data berarti informasi yang disajikan oleh isyarat digital.

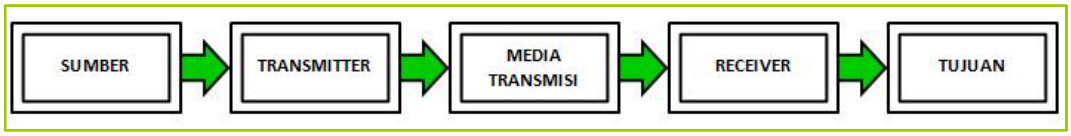
2.9.1 Komunikasi Serial

Komunikasi serial adalah komunikasi yang mengantarkan data digital secara bit per bit secara bergantian melalui media *interface* serial, contoh: modem, *mouse* dll. Pengiriman data melalui *interface* serial dapat dilakukan secara bit per bit (setiap satu step waktu→ 1 bit) atau juga dalam satuan *baud* dimana 1 *baud* tidak mesti senilai dengan 1 bit per *second*, tergantung besaran data untuk setiap kali *clock* transfer.

2.9.2 Proses Komunikasi

Dalam proses komunikasi dibutuhkan beberapa komponen. Kompenen-komponen tersebut antara lain.

1. Sumber informasi, merupakan suatu perangkat yang membangkitkan data.
2. *Transmitte r*untuk mengubah informasi kedalam sinyal datayang sesuai dengan media transmisi.
3. Media transmisi, dapat berupa jalur-jalur kabel (*wireline*) atau nirkabel (*wireless*) sebagai penghubung antara sumber dan tujuan.
4. *Receiver*, mengubah sinyal data ke bentuk yang dimengerti penerima.
5. Tujuan, merupakan tujuan akhir dari pengiriman data.



Gambar 2.18 Proses Komunikasi

2.9.3 Metode Transmisi

Metode transmisi data terbagi menjadi dua.Berikut ini dua metode dalam transmisi data, yakni.

1. *Synchronous*, pada metode ini proses sinkronisasi transmisi data dilakukan dengan sumber *clock* bersama, yakni satu jalur digunakan untuk data dan satu jalur lagi untuk sumber *clock*.
2. *Asynchronous*, pada metode ini proses sinkronisasi dilakukan dengan menyisipkan penanda sinkronisasi pada data, yang paling umum adalah penanda awal data dan akhir data.

2.10 Bahasa C

Beberapa alasan mengapa Bahasa C banyak digunakan. Alasan-alasan tersebut antara lain:

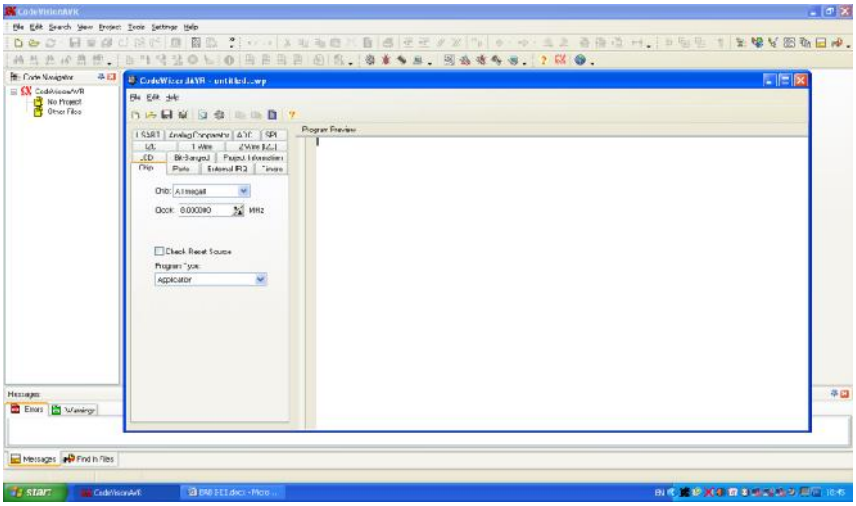
1. bahasa C hampir tersedia di semua jenis komputer,
2. bahasa C adalah bahasa yang terstruktur,
3. memiliki dukungan pustaka yang banyak,
4. proses eksekusi program lebih cepat,
5. kode bahasa C sifatnya adalah *portable* dan fleksibel untuk semua jenis komputer,
6. bahasa C hanya hanya menyediakan 32 kata kunci.

Dibandingkan dengan bahasa assembler, penggunaan bahasa C dalam pemrograman memiliki beberapa kelebihan dan kekurangan.Kelebihan tersebut

adalah mempercepat waktu pengembangan, bersifat modular dan terstruktur. Sedangkan kelemahannya adalah kode program hasil kompilasi akan relatif lebih besar (dan sebagai konsekuensinya hal ini terkadang akan mengurangi kecepatan eksekusi).

2.11 Code Vision AVR

Code Vision AVR merupakan *software* C-cross compiler, dimana program dapa ditulis menggunakan bahasa C. Dengan menggunakan pemrograman bahasa C diharapkan waktu disain (*developing time*) akan menjadi lebih singkat. Setelah program dalam bahasa C ditulis dan dilakukan kompilasi tidak terdapat kesalahan (*error*) maka proses *download* dapat dilakukan. Mikrokontroler AVR mendukung sistem *download* secara *In Sistem Programming* (ISP). Untuk selanjutnya fasilitas-fasilitas lainnya dapat di*setting* sesuai kebutuhan dari pemrograman. Setelah selesai dengan Code Wizard AVR, selanjutnya pada menu *File*, pilih *Generate*, *Save and Exit* dan simpan pada direktori yang diinginkan.



Gambar 2.19 Tampilan Jendela Program CodeWizard AVR