II. TINJAUAN PUSTAKA

A. Penelitian Sebelumnya

Penelitian terkait elektrokardiografi telah dilakukan oleh beberapa peneliti diantaranya adalah pembuatan elektrokardiografi (EKG) teknologi hibrid menggunakan komponen *surface mounting device* (SMD) oleh Darmansyah dkk. (2006). Komponen SMD digunakan untuk merancang penguat dan filter pada EKG, sehingga dihasilkan rangkaian EKG yang memiliki ukuran jauh lebih kecil daripada rangkaian EKG yang telah ada tanpa mengurangi kinerja dari instrumen elektronika tersebut. Penguat instrumentasi yang dirancang mampu menguatkan sinyal sebesar 100 kali penguatan dan memberikan CMRR sebesar 2500 dB. Rangkaian filter yang terdiri dari *low pass filter* dan *notch filter* mampu meredam frekuensi yang tidak diinginkan. Rancangan alat ini dapat bekerja dengan baik, hanya perlu ditambahkan perekam data atau akuisisi data yang mampu langsung terintegrasi pada alat dan penggunaan kabel yang lemah noise (*low noise*) akan dapat mengurangi noise yang terjadi sehingga menghasilkan hasil yang lebih baik.

Selanjutnya Agung (2005) juga melakukan penelitian terkait realisasi elektrokardiografi. Pada hasil pengujian komponen penyusun perangkat keras menunjukkan bahwa alat dapat bekerja dengan baik. Beberapa kekurangan

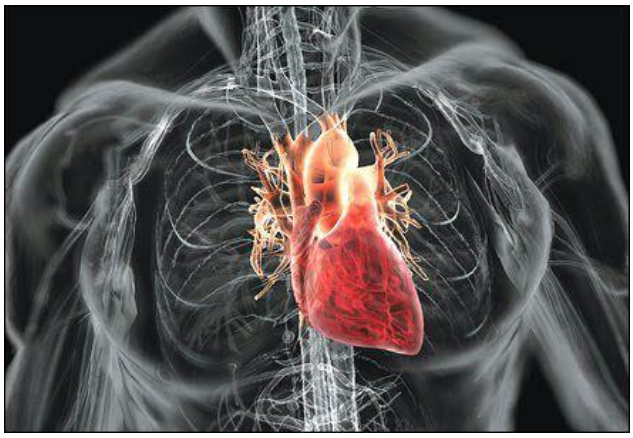
terjadi pada tapis takik yaitu penekanan pada frekuensi takiknya tidak bisa nol sehingga derau dari jala-jala listrik masih bisa memasuki rangkaian. Pada tapis lolos pita penguatan pada lolos pita tidak benar-benar rata terutama di dekat frekuensi potong bawah (*low cut-off frequency*).

Widodo (2010) membuat sistem akusisi EKG menggunakan USB untuk deteksi aritmia. Pengolahan sinyal menggunakan *bandpass filter* dan *low pass filter* orde 2 untuk meloloskan sinyal biolistrik jantung. Hasil pengujian dari komponen menunjukan penggunaan penguat amplifier dan pengkondisian sinyal dibutuhkan pada masing-masing lead dan dibutuhkannya notch filter untuk menekan interferensi jaringan listrik PLN.

Teori Dasar

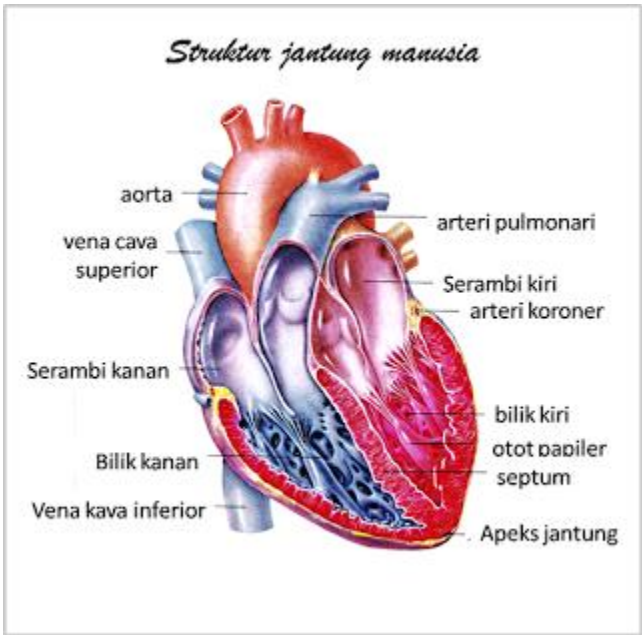
1. Jantung

Jantung merupakan salah satu dari organ tubuh yang sangat vital yang bertugas memompakan darah ke seluruh jaringan tubuh. Jantung terletak dalam rongga dada agak sebelah kiri, di antara paru-paru kanan dan paru-paru kiri. Massanya kurang lebih 300 gram, besarnya sebesar kepalan tangan.



Gambar 1. Posisi jantung dalam tubuh (Nazmah, 2011)

Jantung adalah satu otot tunggal yang terdiri dari lapisan endothelium. Jantung terletak di dalam rongga torakik, di balik tulang dada. Struktur jantung berbelok ke bawah dan sedikit ke arah kiri. Jantung hampir sepenuhnya diselubungi oleh paru-paru, namun tertutup oleh selaput ganda yang bernama perikardium, yang tertempel pada diafragma. Lapisan pertama menempel sangat erat kepada jantung, sedangkan lapisan luarnya lebih longgar dan berair, untuk menghindari gesekan antar organ dalam tubuh yang terjadi karena gerakan memompa konstan jantung. Jantung dijaga ditempatnya oleh pembuluh-pembuluh darah yang meliputi daerah jantung yang merata/datar, seperti didasar dan disamping. Dua garis pembelah (terbentuk dari otot) pada lapisan luar jantung menunjukkan letak dinding pemisah diantara serambi dan bilik jantung (Nazmah, 2011).



Gambar 2. Bagian-bagian jantung (Nazmah, 2011)

2. Biolistrik

Biolistrik merupakan fenomena sel. Sel-sel jaringan tubuh manusia mampu menghasilkan potensial listrik yang merupakan lapisan tipis muatan positif pada permukaan luar dan muatan negatif pada permukaan dalam bidang batas/*membrane* (Carr, 2001). Di seluruh permukaan atau membran neuron dalam sel terdapat beda potensial (tegangan) yang disebabkan adanya ion negatif yang lebih di bagian dalam membran daripada di luar. Pada kondisi ini, neuron dikatakan terpolarisasi. Bagian dalam sel biasanya mempunyai tegangan 60-90 mV lebih negatif daripada di bagian luar sel. Beda potensial ini disebut potensial istirahat neuron.

Fenomena potensial listrik yang terjadi pada membran sel ini telah dirumuskan dalam sebuah persamaan *Nernst* (Malmivou, 1995):

$$V_k = -\frac{RT}{Z_k F} \ln \frac{C_i,k}{C_o,k}$$

Keterangan : V_k = Tegangan *Nersnt* (mV)

R = Konstanta gas [8.314 J/(mol.K)]

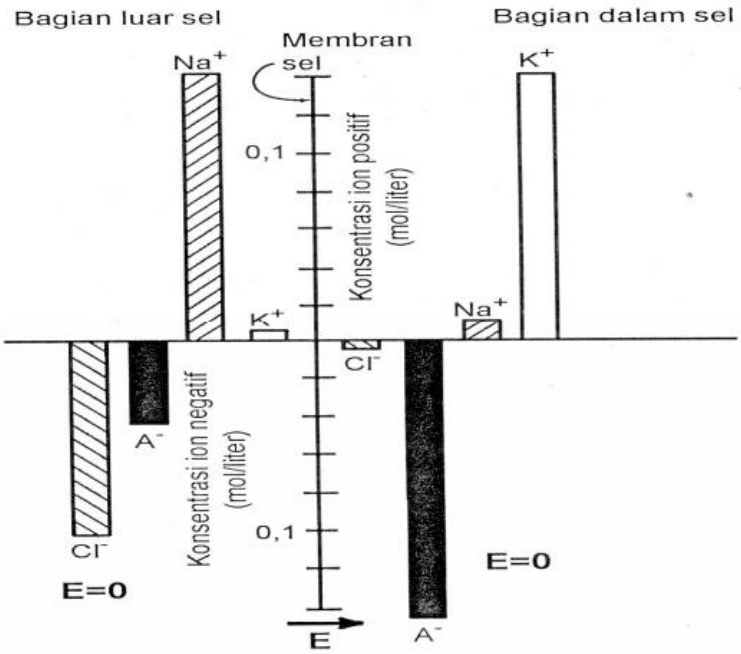
T = Temperatur [K (Kelvin)]

Z_k = Valensi ion ke-k

F = Konstanta Faraday [9.649 x 10^4 C/mol]

$C_{i,k}$ = Konsentrasi ion k di dalam sel (mol/L)

$C_{o,k}$ = Konsentrasi ion k di luar sel (mol/L)

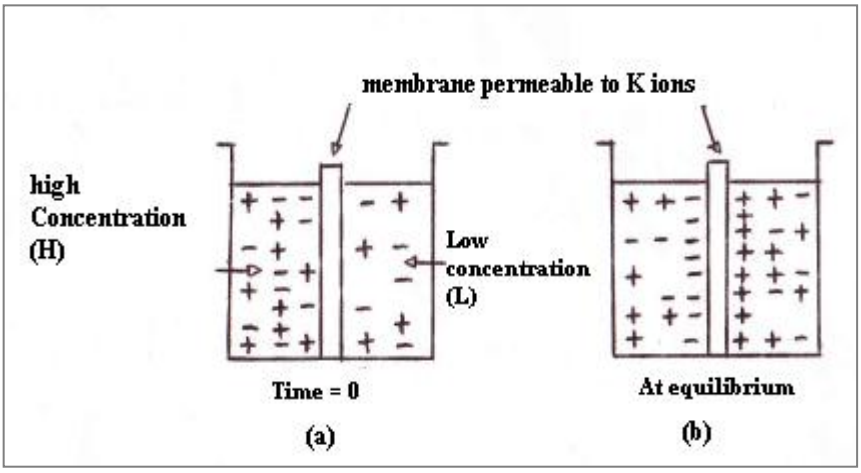


Gambar 3.Tingkat konsentrasi ion K^+, Na^+, Cl^-, dan ion-ion protein di dalam dan luar sel (dalam mol/L). Di dalam sel lebih negatif dibandingkan di luar sekitar 60-90 mV dengan medan listrik E. (Cameron, 1978).

Gambar 3 menunjukkan konsentrasi skematis dari berbagai ion di dalam dan di luar suatu membran akson. Ketika neuron dirangsang, terjadi perubahan potensial sesaat yang besar pada potensial istirahat di titik rangsangan. Potensial ini disebut potensial aksi, yang menyebar sepanjang akson. Potensial aksi adalah metode utama transmisi sinyal di dalam tubuh. Stimulasi ini dapat disebabkan oleh rangsangan secara fisik dan berbagai reaksi kimia seperti panas, dingin, cahaya, suara, dan bau. Jika rangsangan ini berupa sinyal listrik, hanya diperlukan sekitar 20 mV melintasi membran untuk memulai potensial aksi.

Potensial istirahat dapat dijelaskan dengan menggunakan model suatu membran yang memisahkan larutan KCl (gambar 4a). KCl terurai menjadi ion

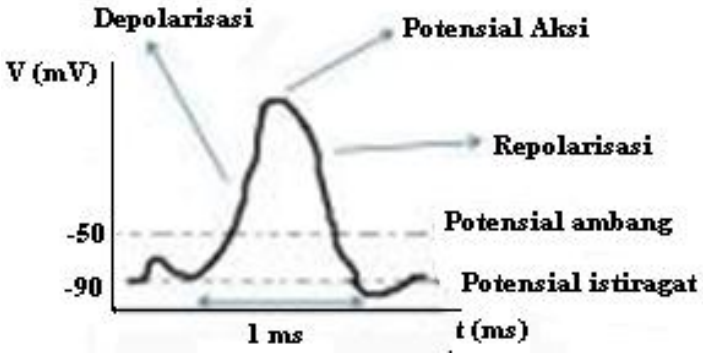
K^+ dan ion Cl^-. Diasumsikan bahwa membran memungkinkan ion K^+ melewatinya tetapi tidak mengizinkan lewatnya ion Cl^-. Ion K^+ menyebar bolak-balik melintasi membran, namun, transfer bersih berlangsung dari daerah konsentrasi tinggi (H) ke wilayah konsentrasi rendah (L). Akhirnya akibat dari gerakan ini menyebabkan kelebihan muatan positif di L dan kelebihan muatan negatif di H. Muatan tersebut berbentuk lapisan pada membran yang berfungsi untuk menghasilkan medan listrik yang menghambat aliran ion K^+ dari H ke L. Pada akhirnya ada suatu keseimbangan (Gambar 4b). Secara kualitatif, potensial istirahat sebuah saraf ada karena membran bersifat *impermeable* (tidak dapat dilewati) terhadap ions A^- (protein) yang berukuran besar, dan membran tersebut bersifat *permeable* (dapat dilewati) untuk ion K^+, Na^+, dan ion Cl^-. Hal ini ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 4. Model potensial istirahat (a) Ion K^+ menyebar dari H ke L, menghasilkan beda potensial (lapisan dipol) sepanjang membran dan menghasilkan potensial. (b) keadaan seimbang (Cameron, 1978).

Jika ada impuls, maka butir-butir membran akan berubah dan ion-ion Na^+ akan masuk dari luar sel ke dalam sel. Hal ini menyebabkan dalam sel akan menjadi lebih positif daripada di luar sel, dan potensial membran meningkat.

Keadaan ini disebut depolarisasi. Gangguan ini sedikit mempengaruhi potensial membran, dan cepat kembali pada nilai istirahatnya sekitar 70 mV. Jika rangsangan tersebut kuat, menyebabkan terjadinya depolarisasi dari -90mV menjadi -50 mV (potensial ambang). Gelombang aktifitas listrik sel saraf ditunjukkan pada Gambar 5.

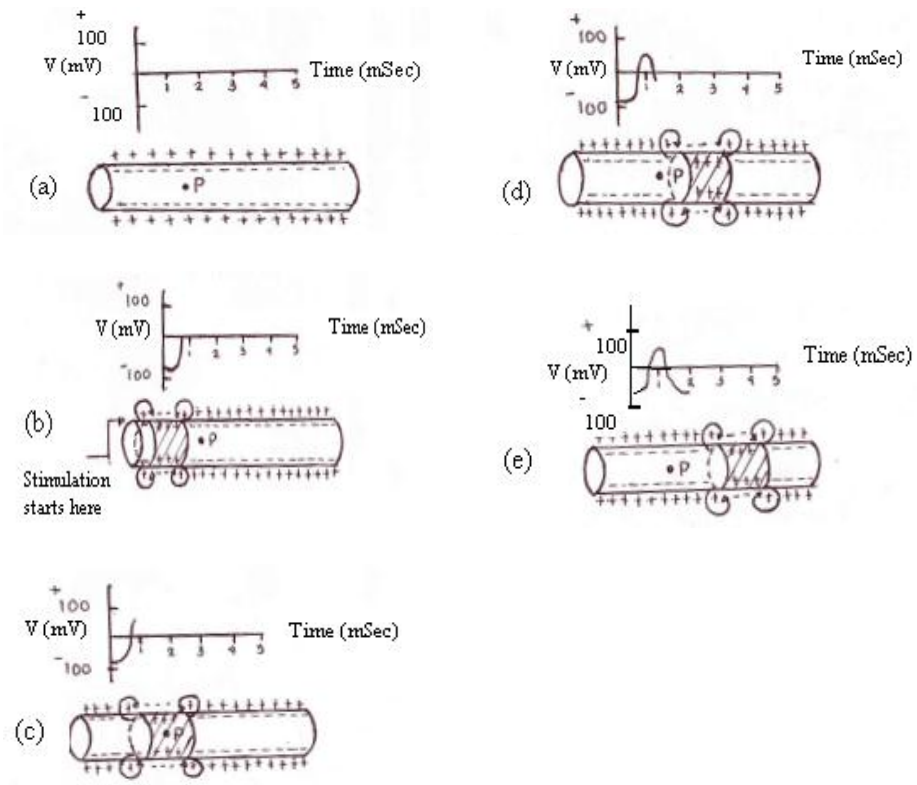


Gambar 5. Gelombang aktifitas listrik sel saraf

Terjadinya depolarisasi menyebabkan perubahan potensial menjadi terbuka. Ion-ion Na^+ mengalir masuk ke dalam sel dengan cepat dan dalam jumlah banyak, sehingga menimbulkan arus listrik. Aliran Na^+ menyebabkan terjadinya perubahan potensial listrik menjadi +40mV. Setelah depolarisasi, saluran Na^+ tertutup selama 1 ms sampai membran tidak dapat dirangsang lagi. Perubahan transien pada potensial listrik diantara membran disebut potensial aksi. Setelah mencapai puncak mekanisme pengangkutan di dalam sel membran dengan cepat mengembalikan ion Na^+ ke luar sel sehingga membran kembali ke keadaan potensial istirahat.

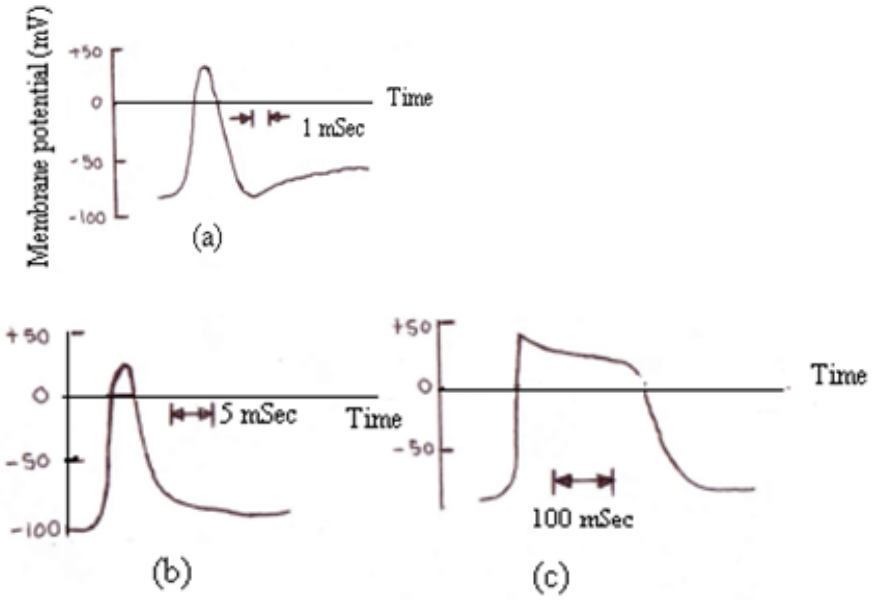
Skema akson menyebarkan potensial aksi ditunjukkan pada Gambar 6. Grafik dari potensial yang diukur antara titik P dan bagian luar akson juga ditampilkan. Akson ini memiliki potensial istirahat dari sekitar -80 mV

(Gambar 6a). Jika ujung kiri akson dirangsang, dinding membran menjadi menyerap ion Na^+ dan ion ini berjalan melalui membran, hal ini menyebabkan terjadinya depolarisasi. Bagian dalamnya sesaat menjadi bermuatan positif dengan tegangan sekitar 50 mV. Potensial aksi di bagian yang dirangsang menyebabkan pergerakan ion, seperti yang ditunjukkan oleh tanda panah pada Gambar 6b, yang menyebabkan depolarisasi di bagian sebelah kanan (Gambar 6c, 6d, dan 6e). Sementara itu di titik rangsangan asal telah pulih (repolarisasi) karena ion K^+ telah pindah keluar untuk mengembalikan potensial istirahat (Gambar 6c,6d, dan 6e).



Gambar 6. Transmisi impuls saraf sepanjang akson. (a) potensial istirahat akson sekitar – 80 mV. (b) rangsangan pada bagian kiri menyebabkan depolarisasi membran. (c) Arus positif mengalir pada tepi leading. (d dan e) Sementara itu, ion K^+ keluar dari inti akson dan memulihkan potensial istirahat (repolarisasi membran). Tegangan yang berpindah sepanjang saraf adalah potensial aksi. (Cameron, 1978).

Potensial aksi kebanyakan neuron dan sel-sel otot, berlangsung selama beberapa mili detik, namun potensi aksi untuk otot jantung berlangsung lama sekitar 150-300 mili detik (Gambar 7).



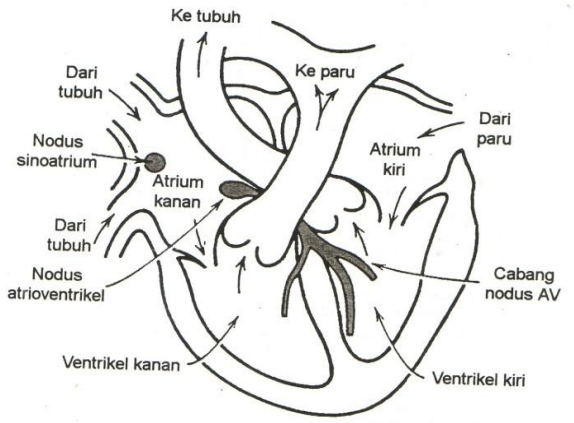
Gambar 7. Bentuk gelombang potensial aksi dari (a) saraf akson (b) sel otot kerangka (c) sel otot jantung. Skala waktu masing-masing berbeda. (Cameron, 1978).

3. Aktifitas Listrik Jantung

Jantung mempunyai aktifitas listrik meliputi: *Nodus Sinoatrium*, *Nodus atrioventrikel*, Berkas His dan Serabut Purkinje, inilah point penting dalam pembacaan EKG. Listrik jantung dihasilkan oleh adanya reaksi sel jantung dengan ion Na^+. Sel membran otot jantung (*miokardium*) berbeda dengan saraf dan otot bergaris. Saraf dan otot bergaris memerlukan rangsangan supaya ion Na^+ masuk ke dalam sel, proses masuknya ion Na^+ ke dalam sel disebut proses depolarisasi. Sedangkan depolarisasi pada sel otot jantung, ion Na^+ mudah bocor (tidak memerlukan rangsangan dari luar), setelah repolarisasi komplit,

ion Na^+ akan masuk lagi ke dalam sel yang disebut depolarisasi spontan. Depolarisasi spontan ini menghasilkan gelombang depolarisasi untuk seluruh otot miokardium. Depolarisasi sel membran otot jantung oleh perambatan potensial aksi menghasilkan kontraksi otot sehingga terjadi denyut jantung.

Gerakan ritmis jantung dikendalikan oleh sebuah sinyal listrik yang diprakarsai oleh rangsangan spontan dari sel-sel otot khusus yang terletak di atrium kanan. Sel-sel ini membentuk *sinoatrial* (SA) *node*, atau alat pacu jantung alami (Gambar 8). SA node berdetak secara berkala sekitar 72 kali per menit. Namun, laju detak dapat ditingkatkan atau dikurangi dengan saraf eksternal untuk mengetahui respon jantung terhadap kebutuhan darah tubuh serta rangsangan lainnya. Sinyal listrik dari SA node memulai depolarisasi saraf dan otot dari kedua atrium, menyebabkan atrium berkontraksi dan memompa darah ke dalam ventrikel. Sehingga terjadilah repolarisasi dari atrium tersebut. Sinyal listrik kemudian lolos ke *atrioventrikular* (AV) *node*, yang mengawali depolarisasi ventrikel kanan dan kiri, menyebabkan mereka kontrak dan memaksa darah masuk ke dalam paru dan sirkulasi umum. Saraf dan otot ventrikel kemudian mengalami repolarisasi dan siklus dimulai lagi. Secara skema dapat dijelaskan sebagai berikut:



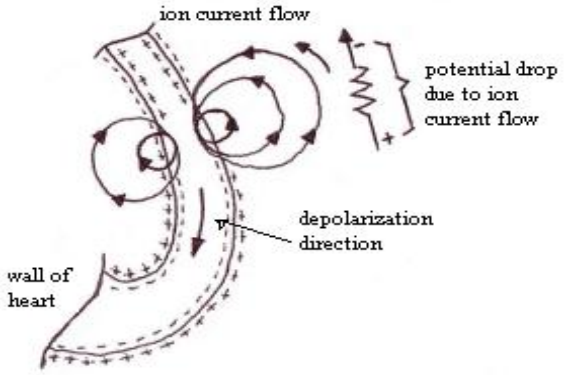
Gambar 8. Penjalaran Depolarisasi (Cameron, 1978)

Keterangan:

1. SA node memulai gelombang depolarisasi dari atrium kanan ke atrium kiri dalam 70 detik –> terjadi kontraksi atrium.
2. Gelombang depolarisasi berlanjut ke AV node –> AV node mengalami depolarisasi.
3. Gelombang dari AV node melalui *bundle of his* (BH) dan diteruskan ke *bundle branch* (BB) –> BB mengalami depolarisasi.
4. Diteruskan ke jaringan purkinje –> endokardium –> berakhir di epikardium –> terjadi kontraksi otot jantung.
5. Setelah repolarisasi, miokardium mengalami relaksasi.

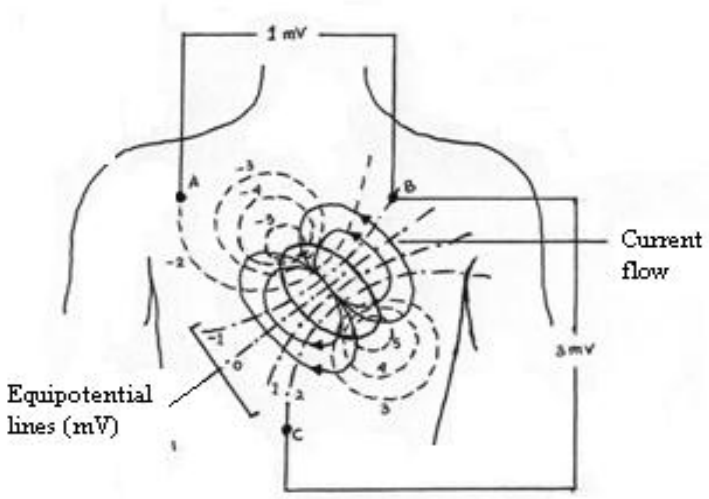
4. Potensial Listrik Jantung

Hubungan antara pemompaan jantung dengan potensi listrik pada kulit dapat dipahami dengan mempertimbangkan perambatan potensial aksi di dalam jantung seperti ditunjukkan pada Gambar 9.



Gambar 9. Skema potensial aksi turun pada dinding jantung. Beberapa arus ion, diindikasikan oleh lingkaran, yang melalui torso diindikasikan sebagai resistor. Potensial aktif (Cameron, 1978).

Aliran arus yang dihasilkan tubuh memulai terjadinya penurunan potensi seperti yang ditunjukkan skema pada resistor. Pada gambar 10 menunjukkan bahwa potensial diukur pada permukaan tubuh bergantung pada lokasi elektroda. Bentuk garis potensial ditunjukkan pada gambar 8 hampir sama dengan yang diperoleh dari sebuah dipol listrik.



Gambar 10. Distribusi potensial bagian dada pada saat ventrikel depolarisasi separuh. Electrode yang diletakkan di titik A, B, dan C mengindikasikan potensial pada saat itu (Cameron, 1978).

Garis ekuipotensial pada waktu lain dalam siklus jantung juga bisa direpresentasikan oleh dipol listrik, namun dipol untuk waktu yang berbeda dalam siklus akan berbeda ukuran dan orientasi. Potensial listrik (jantung) yang diukur pada permukaan tubuh hanyalah proyeksi sesaat dari vektor dipol listrik dalam arah tertentu. Vektor dipol listrik tersebut merupakan fungsi perubahan dari waktu. Potensial listrik diproyeksikan sama dengan dipole listrik tersebut. Model dipol listrik jantung ini pertama kali diusulkan oleh AC Waller pada tahun 1889 (Cameron, 1978).

5. Prinsip Dasar Pengukuran Elektrokardiografi

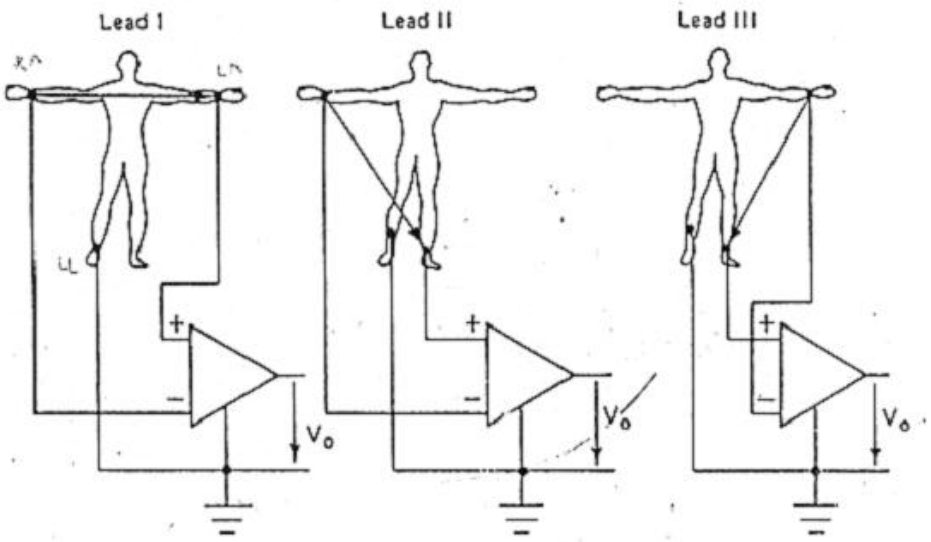
Untuk mendapatkan sinyal jantung manusia dilakukan dengan cara menempelkan elektroda ditubuh manusia. Istilah "*lead*" didefinisikan sebagai susunan spasial sepasang elektroda atau suatu pasangan elektroda yang merupakan kombinasi beberapa elektroda melalui jaringan resistif (*resistive network*). Satu lead ditandai "+" dan yang lain ditandai "-". Penempatan elektroda menentukan arah rekaman lead yang disebut sumbu lead atau sudut lead. Sumbu ditentukan oleh arah dari elektroda negatif ke elektroda positif. Alat EKG menghitung besarnya beda potensial listrik antara elektroda positif dan elektroda negatif (Bao, 2003). Dalam lead 12 lead dikelompokkan menjadi 3, yaitu sebagai berikut :

a) Lead Standar Bipolar atau dikenal dengan lead Einthoven, yaitu lead I, lead II , dan lead III.
b) Lead standar unipolar (*Augmented Extremity Leads*), yaitu *lead* aVR,aVL dan aVF.

c) *Lead Precordial* (Lead Dada**)** atau lead Wilson, yaitu V1, V2, V3, V4, V5 dan V6.

a. Lead Standar Bipolar

Lead standar bipolar merekam perbedaan potensial dari 2 elektrode. Lead ini terlihat seperti gambar 11.

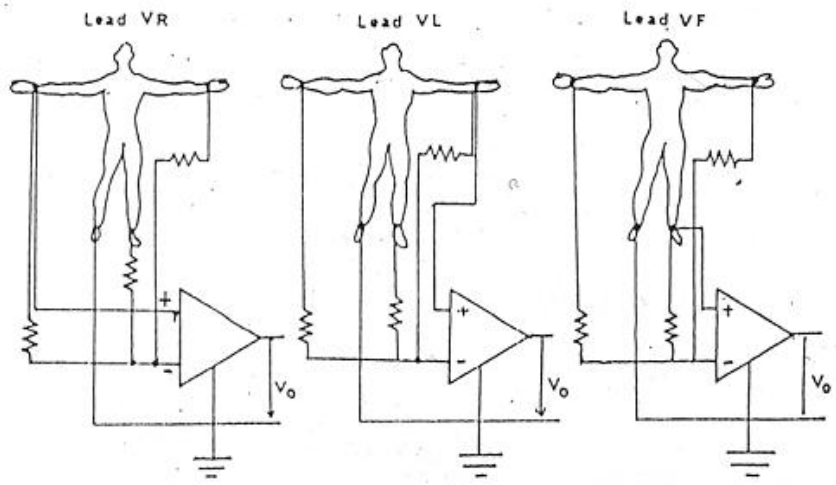


Gambar 11. Lead standar bipolar (Widodo, 2000)

1. Lead I = merekam beda potensial antara tangan kanan (RA) dengan tangan kiri (LA). Tangan kanan pada potensial (-) dan tangan kiri pada potensial (+).
2. Lead II : merekam beda potensial antara tangan kanan (RA) dengan kaki kiri (LF). Tangan kanan pada potensial (-) dan kaki kiri pada potensial (+).
3. Lead III : merekam beda potensial antara tangan kiri (LA) dengan kaki kiri (LF). Tangan kiri pada potensial (-) dan kaki kiri pada potensial (+).

b. Lead Standar Unipolar (*Augmented Extremity Leads*)

Lead ini mengukur tegangan suatu titik ukur terhadap tegangan rerata dua titik lainnya, menggabungkan kombinasi dua polar sehingga menghasilkan aVR, aVL dan aVF seperti gambar 12.



Gambar 12. Lead Ekstremitas unipolar ditingkatkan (Widodo, 2000)

Lead aVL dihasilkan dari perbedaan antara muatan LA yang dibuat bermuatan positif dengan RA dan LF yang dibuat indifferent sehingga listrik bergerak ke arah -30 derajat (sudutnya ke arah lateral kiri). Dengan demikian, bagian lateral jantung dapat dilihat juga oleh Lead aVL.

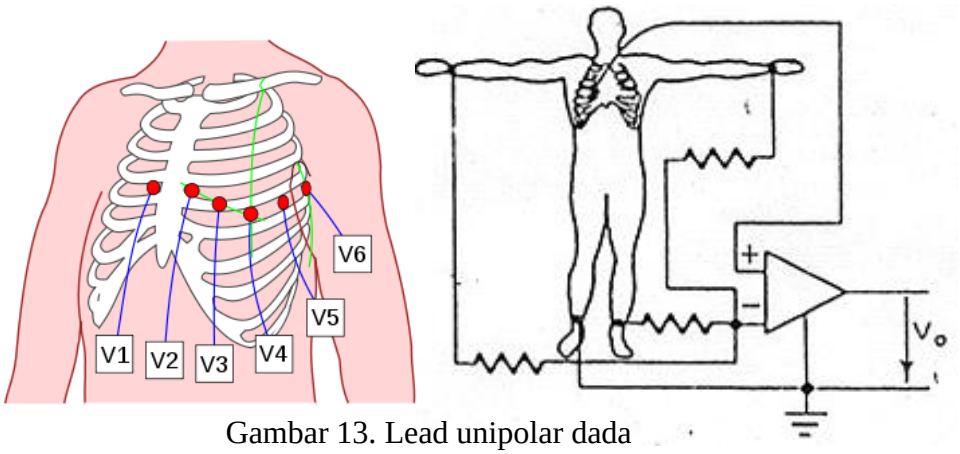
Lead aVF dihasilkan dari perbedaan antara muatan LF yang dibuat bermuatan positif dengan RA dan LA dibuat indifferent sehingga listrik bergerak ke arah positif 90 derajat (tepat ke arah inferior). Dengan demikian, bagian inferior jantung selain lead II dan III dapat juga dilihat oleh Lead aVF.

Lead aVR dihasilkan dari perbedaan antara muatan RA yang dibuat bermuatan positif dengan LA dan LF dibuat indifferent sehingga listrik bergerak ke arah berlawanan dengan arah listrik jantung -150 derajat (ke arah ekstrem).

Lead - lead ini belum cukup sempurna untuk mengamati adanya kelainan di seluruh permukaan jantung. Oleh karena itu, sudut pandang akan dilengkapi dengan *lead prekordial* (lead dada).

c. *Lead Precordial* (Lead Dada)

Lead prekordial V1, V2, V3, V4, V5, dan V6 ditempatkan secara langsung di dada. Karena terletak dekat jantung, 6 lead itu tidak memerlukan augmentasi. Terminal sentral Wilson digunakan untuk elektrode negatif, dan lead-lead tersebut dianggap unipolar. Lead prekordial memandang aktivitas jantung di bidang horizontal. Sumbu kelistrikan jantung di bidang horizontal disebut sebagai sumbu Z. Penempatan prekordial lead ditunjukkan pada gambar 13.

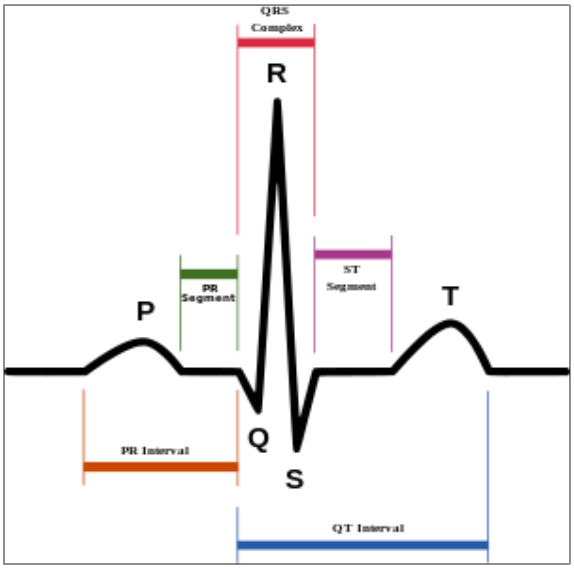


Gambar 13. Lead unipolar dada

Lead V1, V2, dan V3 disebut sebagai lead prekordial kanan sedangkan V4, V5, dan V6 disebut sebagai lead prekordial kiri.

6. Gelombang Jantung

Sebuah EKG yang khas melacak detak jantung normal (atau siklus jantung) terdiri atas gelombang P, gelombang Q, gelombang R, gelombang S dan gelombang T. Garis dasar elektrokardiogram dikenal sebagai garis isolistrik. Khasnya, garis isolistrik diukur sebagai porsi pelacakan menyusul gelombang T dan mendahului gelombang P berikutnya.

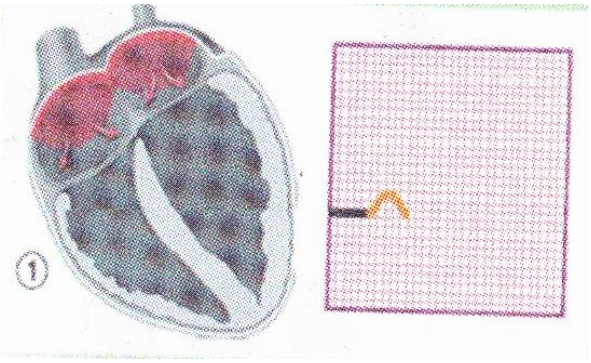


Gambar 14. Sinyal Elektrokardiografi Normal (Nazmah, 2011)

a. Gelombang P

Selama depolarisasi atrium normal, vektor listrik utama diarahkan dari nodus SA ke nodus AV, dan menyebar dari atrium kanan ke atrium kiri.

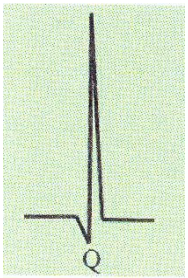
Vektor ini akan membentuk gelombang P pada rekaman EKG, yang tegak pada lead II, III, dan aVF (karena aktivitas kelistrikan umum sedang menuju elektrode positif di lead-lead itu), dan membalik di lead aVR (karena vektor ini sedang berlalu dari elektrode positif untuk lead itu). Sebuah gelombang P harus tegak di lead II dan aVF dan terbalik di lead aVR untuk menandakan irama jantung sebagai Irama Sinus.Hubungan antara gelombang P dan kompleks QRS membantu membedakan sejumlah aritmia jantung.Bentuk dan durasi gelombang P dapat menandakan pembesaran atrium (Nazmah, 2011).



Gambar 15. Gelombang P (Nazmah, 2011)

b. Gelombang Q

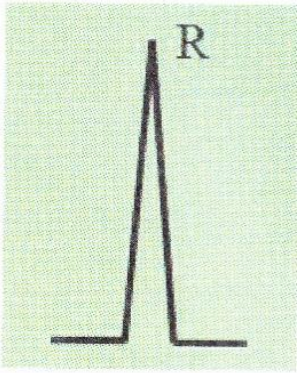
Gelombang Q adalah gelombang pada EKG yang menggambarkan adanya aktivitas listrik jantung yang sedang terjadi di septal ventrikel, dengan depolarisasi otot ventrikel. Gelombang Q merupakan gelombang yang terdefleksi negatif pertama setelah gelombang P. Pada keadaan normal gelombang Q tidak boleh melebihi 1/3 atau 25 % dari gelombang R (Nazmah, 2011).



Gambar 16. Gelombang Q (Nazmah, 2011)

c. Gelombang R

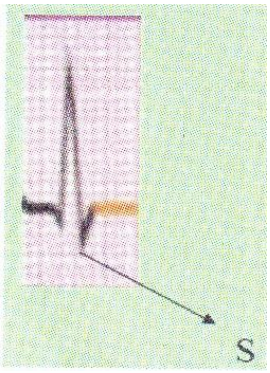
Gelombang R adalah gelombang positif pertama setelah gelombang Q dan merupakan bagian gambaran gelombang EKG yang terjadi pada saat otot ventrikel mengalami depolarisasi. Pada keadaan normal gelombang EKG memiliki gelombang R kecil di V1 sampai V6 (Nazmah, 2011).



Gambar 17. Gelombang R (Nazmah, 2011)

d. Gelombang S

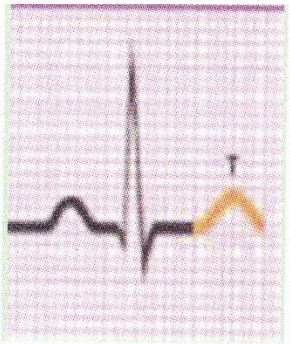
Gelombang S adalah gelombang negatif kedua setelah gelombang R. Gelombang S merupakan bagian dari gambaran gelombang EKG yang terjadi pada saat otot ventrikel mengalami depolarisasi (Nazmah, 2011).



Gambar 18. Gelombang S (Nazmah, 2011)

e. Gelombang T

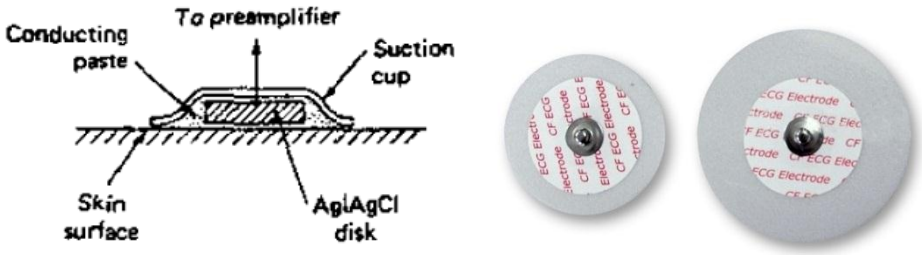
Gelombang T menggambarkan repolarisasi ventrikel. Interval dari awal kompleks QRS ke puncak gelombang T disebut sebagai periode refraksi absolut. Separuh terakhir gelombang T disebut sebagai periode refraksi relatif (peride vulnerabel). Pada sebagian besar lead, gelombang T positif. Namun, gelombang T negatif normal di lead aVR. Lead V1 bisa memiliki gelombang T yang positif, negatif, atau bifase. Disamping itu, tidak umum untuk mendapatkan gelombang T negatif terisolasi di lead III, aVL,atau Ava (Nazmah, 2011).



Gambar 19. Gelombang T (Nazmah, 2011)

7. Sensor Bioelektroda

Sensor yang digunakan untuk mendeteksi denyut jantung adalah sensor elektroda. Elektroda adalah sensor atau tranduser yang mengubah energi ionis dari sinyal jantung menjadi energi elektris untuk akuisisi dan pengolahan datanya (Aston, 1990). Elektroda ini ditempelkan pada permukaan kulit pasien pada lokasi yang sudah ditentukan yang disebut sandapan atau leads. Salah satu elektroda yang digunakan untuk EKG adalah perak-perak klorida (Ag-AgCl) seperti ditunjukkan pada gambar 20.



(a) (b)

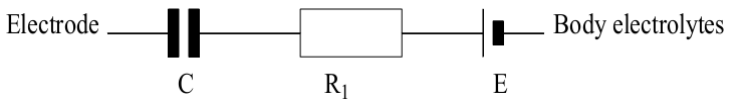
Gambar 20. (a) bagian-bagian Elektroda (b) Elektroda (Komang, 2009)

Elektroda ini tersusun atas logam perak (Ag) dan garam logam perak kloride (AgCl). Suatu pasta atau jelly elektrolit dengan konsentrasi ionik tinggi dilapiskan antara logam elektroda (berbentuk keping tipis perak) dan kulit, digunakan untuk menaikkan kondukvitasnya (Bao, 2003). Kombinasi ionik dari pasta (jelly) dan perak elektroda membentuk larutan lokal logam di dalam pasta (sebagai antarmuka elektroda-kulit atau elektroda-elaktrolit). Sehingga perak (Ag) melarut ke dalam larutan pasta menghasilkan ion-ion Ag^+ dengan persamaan reaksi :

$$Ag \rightarrow Ag^+ + e^-$$

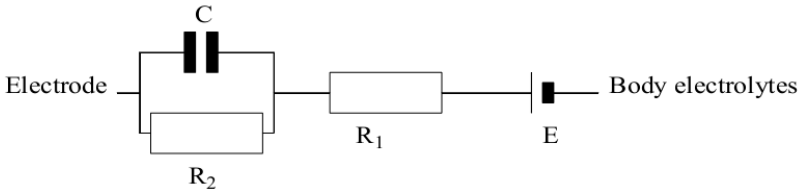
Keseimbangan ionik berlangsung bila medan listrik terbentuk dengan cara ion-ion terlarut terimbangi oleh gaya-gaya listrik dari gradein konstrasi. Ion Akibatnya terbentuk sebuah lapisan monomolekul ion-ion Ag^+ pada permukaan elektroda dan lapisan ion-ion Cl^- didekatnya. Kombinasi lapisan-lapisan itu disebut elektroda lapisan ganda (*elektrode double layer*) dan terjadi potensial jatuh (*drop potensial*) E pada lapisan ini yang disebut potensial setengah sel *(helf-cell potensial*). Pada kasus elektroda Ag-AgCl potensial setengah sel sebesar 0,8 V.

Adanya lapisan ganda muatan berlawanan tanda pada elektroda maka terbentuklah sebuah kapasitor C. Namun karena elektroda Ag-AgCl bersifat lebih mirip dengan elektorda tak-terpolarisasi maka komponen utama impedensinya adalah resistor, misalkan R_1. Berdasarkan hal tersebut, elektroda dapat dimodelkan dengan rangkaian ekivalen seperti gambar 21.



Gambar 21. Model rangkaian ekivalen elektroda (Townsend, 2001)

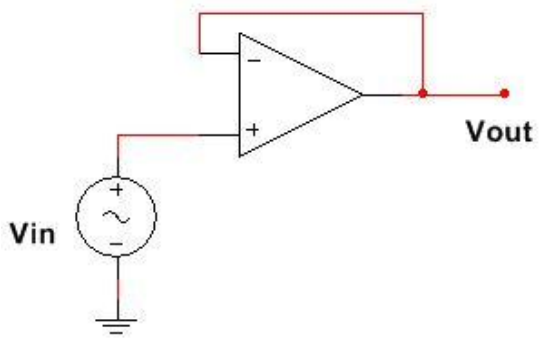
Model rangkaian ekivalan seri ini perlu dimodifikasi karena nilai impedansi elektrode tidak meningkat hingga tak terbatas ketika frekuensi cenderung nol. Sehingga perlu ditambahkan resistor paralel terhadap kapasitor (C). Nilai-nilai R1, R2 dan C tergantung pada daerah elektroda, kondisi permukaan, densitas arus dan jenis dan konsentrasi elektroda pasta digunakan. (Nilai tipikal adalah R1 = 2 kΩ, R2 = 10 kΩ dan C = 10 μF).



Gambar 22. Rangkaian ekivalen elektoda paralel (Townsend, 2001)

8. Buffer

Buffer adalah rangkaian yang nilai masukan sama dengan hasil keluaran. Buffer memiliki fungsi sebagai pengikut tegangan, pengikut sumber, pengikut gain satuan, pengikut buffer atau penguat isolasi (Coughlin and Driscoll, 1993). Buffer digunakan untuk menghindari efek pembebanan pada Vo sehingga tetap terjaga Vo = Ei . Rangkaian buffer seperti pada gambar 23.



Gambar 23. Rangkaian Buffer

Dengan metode hubungan singkat antara jalur input non-inverting dan jalur output operasional amplifier (op-amp) maka diperoleh perhitungan matematis sebagai berikut.

$$V_{out} \approx V_{in} \quad (1)$$

Sehingga didapat nilai penguatan tegangan (Av) sebagai berikut;

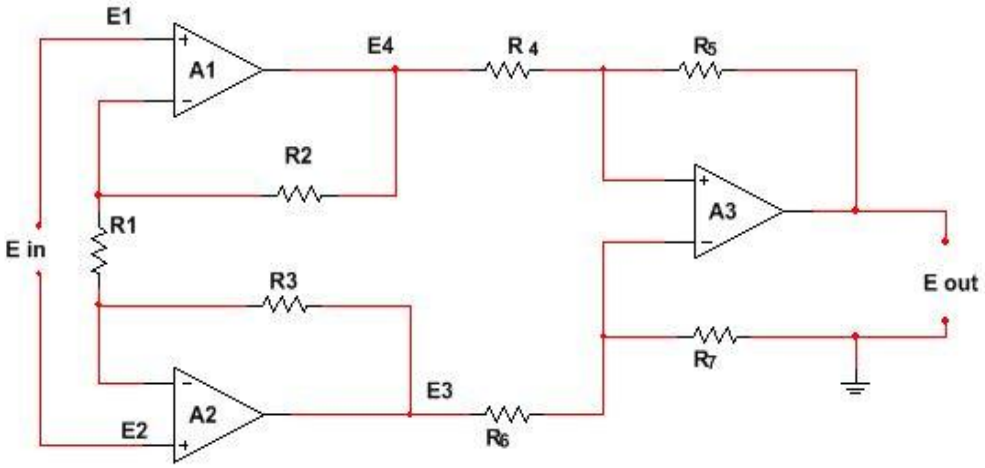
$$Av = \frac{V_{Out}}{V_{in}} = 1 \quad (2)$$

Dari persamaan 2 terlihat bahwa rangkaian operasional amplifier di atas tidak memilki faktor penguatan tegangan (Av = 1) atau tidak terjadi penguatan tegangan. Rangkaian buffer menghasilkan penguatan +1.

Rangkaian buffer sangat menguntungkan karena suatu penguatan dengan masukan hambatan (*impedensi input*) yang sangat tinggi dan keluaran hambatan *(impedensi output*) yang sangat rendah. Jika sumber tegangan yang impedansi internalnya sangat besar dihubungkan dengan penguat yang impedansi inputnya rendah, maka sinyal tegangan dari sumber akan melemah (karena efek pembebanan, pembagi tegangan) dan sinyal dengan kandungan frekuensi rendah melemah.

9. Penguat Biolistrik

Sinyal keluaran yang lemah dari sensor biolistrik selalu butuh untuk dikuatkan sebelum memasuki proses selanjutnya, dalam hal ini dapat diwujudkan dengan menggunakan penguat instrumentasi (Rangan, 1992). Penguat instrumentasi merupakan solusi diantara masalah gain yang tinggi dan masukan impedensi tinggi. Rangkaian ini menggunakan 3 penguat operasional, A1, A2 dan A3. Dua penguat (A1 dan A2) terhubung dengan penguat tak-membalik mengikuti konfigurasi, sedangkan penguat A3 terhubung pada rangkaian diferensial sederhana (Carr, 2001). Rangkaian ini ditunjukkan pada gambar 24.



Gambar 24. Penguat instrumentasi (Carr, 2001)

Ketidak sempurnaan IC penguat instrumentasi ini dapat menghilangkan output dari common mode voltage dinyatakan dalam CMRR :

$$CMRR\ (dB) = 20 \log \frac{G_d}{G_c} \qquad (3)$$

Pada rangkaian ini dapat dianalisis gain dari A3 dengan mengatur $R_4 = R_5 = R_6 = R_7$. Dan juga kita asumsikan bahwa E1 adalah tegangan masukan dari penguat tak-membalik dari Penguat A1 dan E2 adalah tegangan masukan dari penguat tak membalik dari penguat A2, dan E_4 adalah keluaran dari A1. Untuk mencari nilai E_3 dan E_4 menggunakan persamaan,

$$E_3 = E_2 \left(\frac{R3}{R1} + 1 \right) - \left(E_1 \frac{R3}{R1} \right) \qquad (4)$$

$$E_4 = E_1 \left(\frac{R2}{R1} + 1 \right) - E_2 \left(\frac{R2}{R1} \right) \qquad (5)$$

Jika kita atur R_2=R_3 dan kemudian didistribusi kedalam persamaan diatas (4) dan (5), maka dapat dituliskan,

$$(E_3 - E_4) = (E_2 - E_1)\left(\frac{R2}{R1} + 1\right) - (E_2 - E_1)\left(\frac{R2}{R1}\right)$$

$$(E_3 - E_4) = (E_2 - E_1)\left(\frac{R2}{R1} + 1 + \frac{R2}{R1}\right)$$

$$(E_3 - E_4) = (E_2 - E_1)\left(\frac{2R2}{R1} + 1\right) \quad (6)$$

Untuk nilai gain Av = ($\frac{Eout}{Ein}$) sehingga;

$$Av = \left(\frac{E_3 - E_4}{E_2 - E_1}\right) = \left(\frac{2R2}{R1} + 1\right)$$

$$Av = \left(\frac{2R2}{R1} + 1\right) \quad (7)$$

Gain tegangan dari penguat A1/A2 dapat kita dapatkan dari persamaan gain pada persamaan Av, tetapi pada nilai gain dari A3 tidak nol. Gain dari penguat seperti pada gambar 24 adalah dengan memberikan fungsi ;

$$Av = \left(\frac{2R2}{R1} + 1\right)\left(\frac{R5}{R4}\right) \quad (8)$$

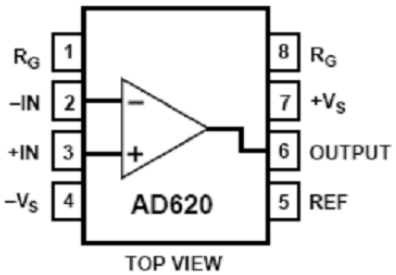
Pada hasil praktiknya mengikuti persamaan-persamaan pengamatan; $R_2 = R_3$, $R_4 = R_6$, $R_5 = R_7$. Jika nilai dari R_2 dan R_3 tidak bernilai sama, maka akan menimbulkan sedikit pengaruh pada CMRR sehingga menghasilkan sebuah *gain error*. Perbedaan kecil resistor pada rangkaian A3 dapat menurunkan CMRR, oleh karena banyak digunakan potensiometer pada R_7 (Carr, 2001).

Penguat instrumentasi biasa digunakan dalam biomedis karena beberapa faktor diantaranya : kemampuan untuk memperoleh nilai gain tinggi dengan nilai hambatan rendah, nilai masukan impedensi sangat tinggi, dan nilai CMRR yang sangat tinggi.

Pada penelitian ini akan dilakukan pengukuran terhadap aktifitas sinyal biolistrik yang dikeluarkan oleh tubuh berkisar 0,5 sampai 4 mV dan memiliki frekuensi sekitar 0,05 sampai 110 Hz. Sinyal biolistrik ini sangat mudah terganggu noise. Oleh karena itu dibutuhkan penguatan awal untuk menguatkan sinyal tersebut.

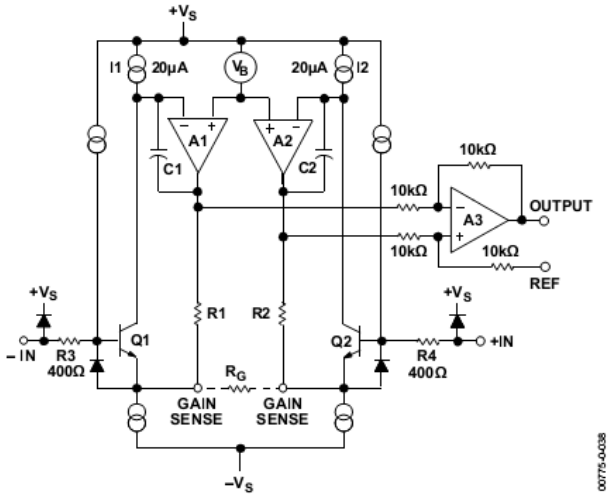
10. IC Penguat Instrumentasi AD620

Penguat instrumentasi dalam dunia medis disebut juga dengan penguat biopotensial. Penguat biopotensial yang digunakan pada penelitian ini sudah dalam bentuk satu paket IC yaitu AD620. IC AD620 mempunyai spesifikasi yang diperlukan dalam penelitian ini. Berikut konfigurasi pin dari IC AD620 adalah seperti gambar 25.



Gambar 25. Konfigurasi pin AD620 (Datasheet AD620)

IC AD620 hanya membutuhkan satu resistor eksternal untuk mengatur gain dari 1 sampai 1000. IC ini memiliki CMRR 110 dB pada Gain = 10 dan CMRR 130 dB pada Gain = 100 atau Gain = 1000. Nilai CMRR yang dimiliki oleh IC AD620 telah memenuhi syarat minimal sebesar 90 dB (Chen, 2008). Skematik sederhana AD620 ditunjukkan pada gambar 26.



Gambar 26. Skematik sederhana AD620 (Datasheet AD620)

AD620 adalah penguat biolistrik yang dimodifikasi dari penguat instrumentasi klasik dengan 3 penguat. Gain atau penguat differansial dari masukan ke keluaran A1 atau A2 diberikan dengan persamaan :

$$\boldsymbol{G = \frac{(R1+R2)}{R_G} + 1} \qquad (9)$$

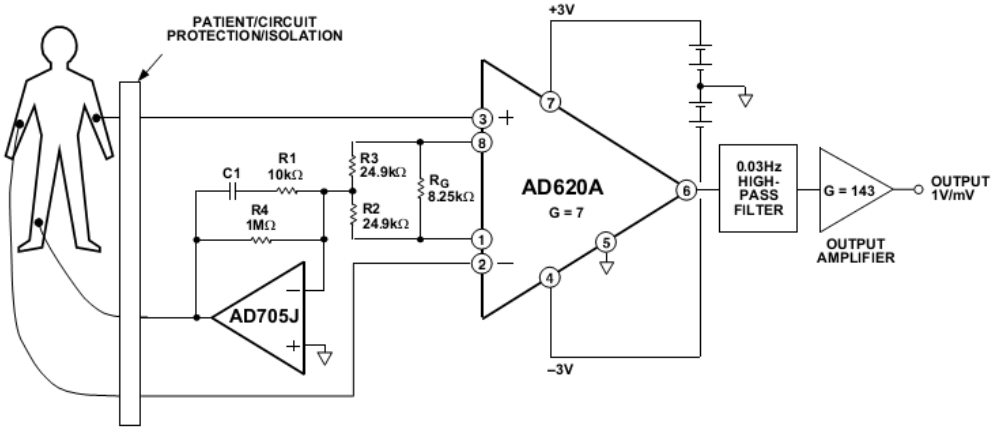
A_3 merupakan *substractor* dengan *gain* G = 1 yang dapat menghilangkan derau mode-bersama. Nilai resistor eksternal R_G menentukan transkonduktansi penguat awal (*preamp stage*). Derau tegangan input IC AD620 berkurang terhadap frekuensi sebesar 9 nV/$\sqrt{\mathbf{Hz}}$, terutama ditentukan oleh arus kolektor dan resistansi basis inputnya. Resistor penguat internal R_1 dan R_2 bernilai tetap 24,7 kΩ sehingga penguatan IC dapat diatur secara akurat menggunakan resistor eksternal R_G sesuai dengan persamaan,

$$G = \frac{49{,}4\,k\Omega}{R_G} + 1 \qquad (10)$$

atau

$$\mathbf{R_G} = \frac{49{,}4\mathbf{k}\Omega}{\mathbf{G}-1} \qquad (11)$$

Pada datasheet AD620 juga terdapat skematik rangkaian untuk memonitor Elektrokardiografi seperti ditunjukkan pada Gambar 27 berikut ini.



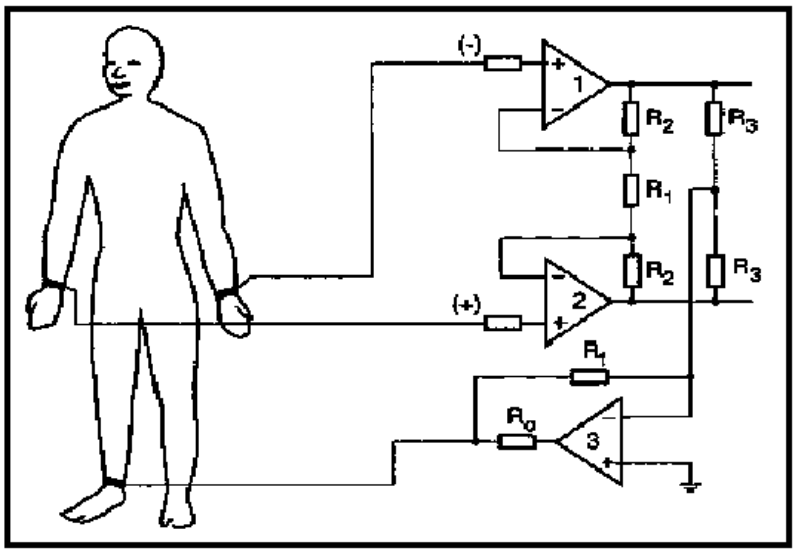
Gambar 27. Rangkaian AD620 untuk monitoring EKG (datasheet AD620)

11. *Driven Right Leg*

Sinyal dari tubuh terdiri dari sinyal diferensial dan sinyal common mode. Sinyal common mode dari tubuh adalah sinyal yang tidak diinginkan. Pada kenyataannya nilai CMRR dari diferensial amplifier terbatas. Untuk memperbesar CMRR ditambahkan *Driven Right Leg Circuit* yang berfungsi memperbesar faktor *feedback* sehingga memperkecil penguatan common mode. Penguat ini terdiri dari tiga buah penguat dan tujuh buah resistor. Bagian pertama rangkaian terdiri dari dua buah penguat tak-membalik yang terhubung bersama dan mengurangi hubungan ke ground (R1 = R2). Bagian ini bekerja sebagai penyangga (buffer) yang menghasilkan impedensi input

tinggi, karena Op-Amp ideal memiliki impedensi input tak hingga (Bao, 2003).

Pada banyak sistem instrumentasi EKG modern, elektroda referensi (kaki kanan,RL) tidak digroundkan. Namun kaki kanan dihubungkan ke keluaran sebuah Om-Amp tambahan lihat gambar 28.

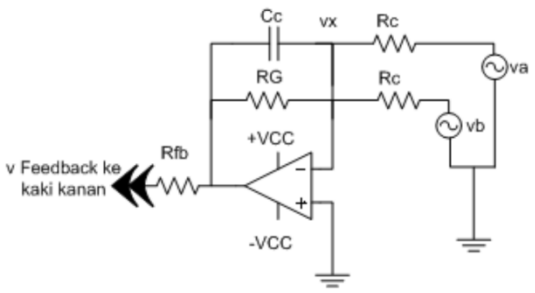


Gambar 28. Rangkaian Driven Right Leg (Negal, 1995)

Tegangan mode bersama pada tubuh dideteksi oleh rerata dua buah resistor R3, dibalikkan (*interved*), diperkuat lalu diumpan balik ke kaki kanan. Umpan balik negatif ini memaksa (*drives*) tegangan mode bersama menjadi kecil. Arus pergeseran di dalam tubuh tidak mengalir ke ground tetapi ke rangkaian keluaran Om-Amp untuk memperkecil tegangan mode bersama (Bao, 2003; Webster, 1998; Nagel, 1995).

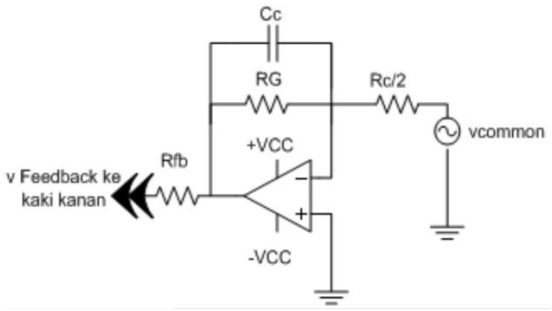
Rangkaian pada gambar 29 dapat memperkecil penguatan sinyal common mode yang masuk ke penguat biolistrik. Sinyal common mode dideteksi pada penguat biolistrik lalu dikuatkan dengan faktor β untuk umpan balik negatif ke

tubuh. Dengan faktor β yang digunakan yaitu 40 kali. Kapasitor Cc berfungsi untuk meredam derau frekuensi tinggi (Gunawan, 2011).



Gambar 29. Rangkaian Driven Right Leg dengan factor β

Dengan prinsip thevenin maka rangkaian pada gambar dapat di ubah menjadi rangkaian ekuivalen sehingga menjadi seperti gambar 30.



Gambar 30. Rangkaian Ekuivelen Driven Right Leg

Sinyal common mode paling dominan berasal dari interferensi jaringan listrik 50 Hz oleh karena Notch Filter digunakan untuk meredam derau dengan frekuensi diatas 50 Hz (Gunawan, 2011).

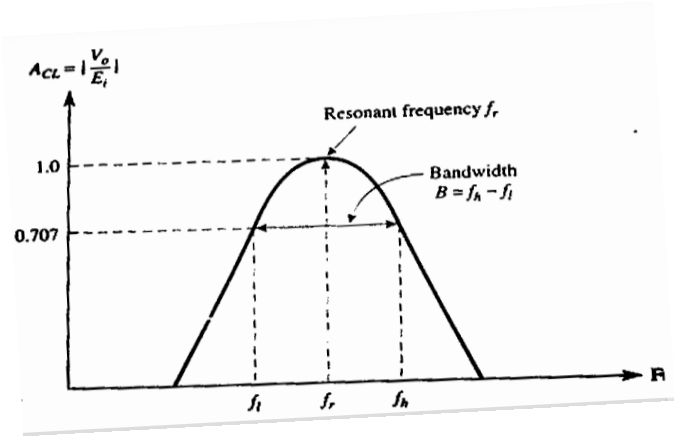
12. Filter

Filter adalah rangkaian yang digunakan untuk memisahkan sinyal gelombang pada frekuensi dasarnya (Chen,1990). Filter pada umumnya tersusun atas komponen pasif dan aktif seperti kapasitor, resistor, induktor, amplifier atau kombinasi dari semua komponen. Ada empat tipe dasar dari filter yang

digunakan untuk melawatkan dan menahan frekuensi tertentu yaitu *low pass filter, high pass filter, band pass filter, dan Notch filter*. Pada penelitian ini menggunakan *bandpass filter* dan filter takik (*Notch filter). Bandpass filter* digunakan untuk meloloskan Frekuensi sinyal EKG dengan nilai 0,05 Hz – 110 Hz karena *bandpass filter* kombinasi dari *low pass filter* dan *high pass filter*. Sedangkan *notch filter* digunakan untuk menekan frekuensi 50 Hz dari interferensi jaringan listrik PLN.

a. Bandpass filter

Bandpass filter merupakan filter pemilih frekuensi yang meloloskan atau memilih satu bagian dari seluruh frekuensi. Respon frekuensi ternormalisasi *bandpass filter* ditunjukkan pada Gambar 31.



Gambar 31. *Bandpass filter* dengan gain maksimal pada frekuensi resonansi f_r (Coughlin dan Driscoll, 1993)

Bandpass filter mempunyai *gain* maksimum pada frekuensi resonansi f_r. Frekuensi potong bawah f_L (*lower cutoff frequency*) adalah nilai frekuensi di bawah frekuensi resonansi ketika *gain* sama dengan 0,707. Frekuensi potong

atas f_H (*higher cutoff frequency*) adalah nilai frekuensi di atas frekuensi resonansi ketika *gain* sama dengan 0,707.

Rentang frekuensi antara f_L dan f_H disebut *bandwidth* (B), dinyatakan dengan persamaan

$$B = f_H - f_L \tag{12}$$

Jika nilai f_H dan f_L diketahui maka frekuensi resonansi dapat dihitung dengan persamaan,

$$f_r = \sqrt{f_L\ f_H} \tag{13}$$

Jika frekuensi resonansi (f_r) dan *bandwidht* (B), yang diketahui, maka frekuensi cutoff dapat diperoleh dengan persamaan,

$$f_L = \sqrt{\frac{B^2}{4} + f_r^2} - \frac{B}{2} \quad = \quad f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \tag{14}$$

$$f_H = f_L + B = \quad f_H = \frac{0{,}707}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \tag{15}$$

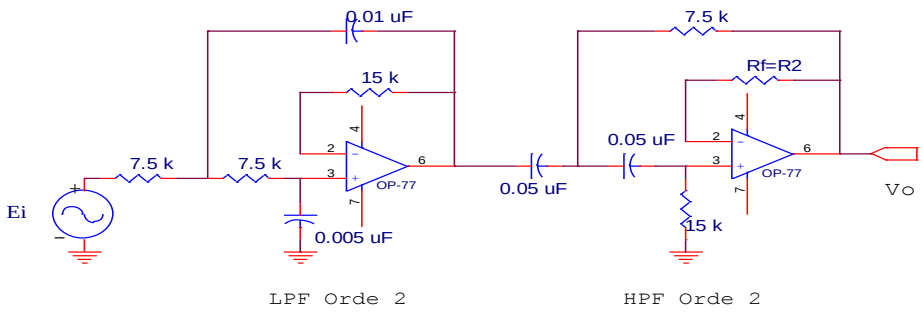
faktor kualitas (Q) adalah perbandingan frekuensi resonansi dan *bandwidth* atau sebuah ukuran selektivitas *bandpass filter*.

$$Q = \frac{f_r}{B} \tag{16}$$

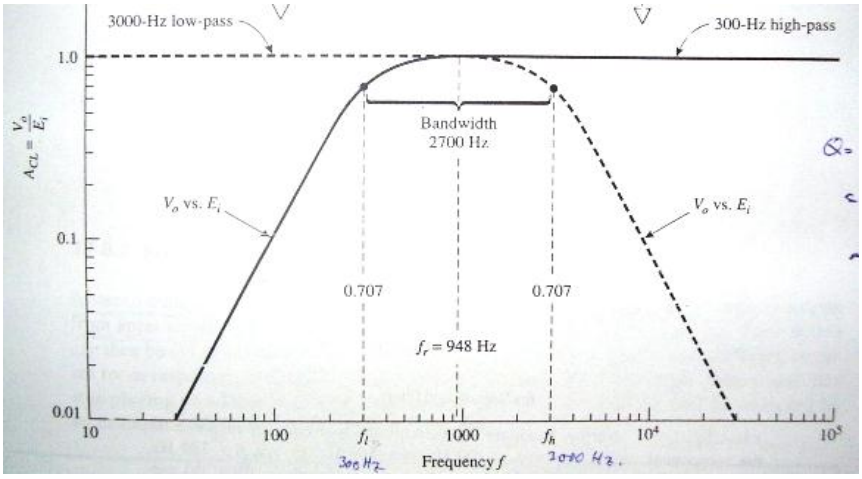
Semakin tinggi nilai Q mengindikasikan bahwa sebuah filter memilih satu pita lebih kecil dari frekuensi (lebih selektif). Berdasarkan kualitas frekuensi ini *bandpass* terbagi menjadi 2 jenis yaitu *bandpass* pita sempit (*narrowband bandpass filter*) dan *bandpass* pita lebar (*wideband filter*).

Bandpass pita lebar (*wideband filter*) mempunyai *bandwidth* 2 atau lebih kelipatan frekuensi resonansi atau memiliki faktor kualitas Q ≤ 0,5. Sementara *bandpass* pita sempit (*narrowband filter*) memiliki faktor kualitas Q > 0,5 dan biasanya dapat dibuat dengan satu tahap op-amp (*single stage*).

Secara umum *bandpass filter* pita lebar (Q ≤ 0,5) terdiri dari sebuah *low* dan *high* filter. Frekuensi *cut-off* dari potongan *low* dan *high pass* tidak harus tumpang tindih dan masing-masing harus mempunyai passband gain yang sama. Selanjutnya frekuensi *cutoff low pass filter* harus 10 kali atau lebih frekuensi *cutoff high filter*. Untuk *lowpass* dan *highpass filter* bertingkat mempunyai karekteristik yaitu frekuensi *cutoff low* filter hanya ditentukan oleh *high pass filter*. *Frekuensi cutoff high filter* hanya diatur oleh *low pass filter*. Gain akan maksimal di frekuensi resonansi, dan bernilai sama untuk passband gain dari masing-masing filter. Gambar 32 di bawah ini adalah contoh rangkaian *bandpass* pita lebar dan respon frekuensinya.



Gambar 32.Rangkaian *bandpass filter* pita lebar

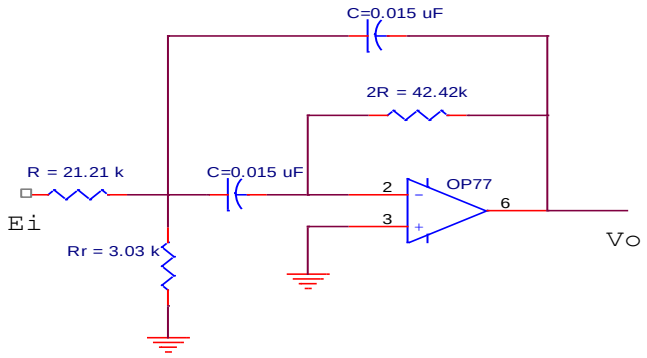


(b)

Gambar 33. Respon frekuensinya *bandpass filter*
(Coughlin and Driscoll, 1993)

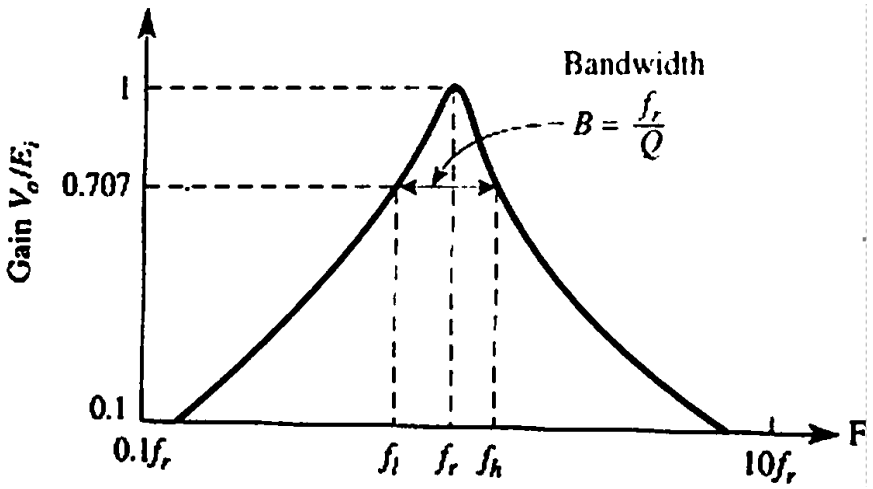
Bagian pertama (*stage* 1) adalah rangkaian tapis lolos bawah dengan frekuensi potong f_{C2} . Keluarannya dihubungkan secara seri dengan masukan bagian kedua (*stage* 2) yang merupakan tapis lolos tinggi dengan frekuensi potong f_{C1}. Dengan begitu tapis hanya akan melewatkan/meloloskan sinyal yang masuk dalam rentang frekuensi antara f_{C1} dan f_{C2}.

Bandpass pita sempit (*Narrowband pass filter*) hanya menggunakan satu op-amp. *Bandpass* ini akan mempunyai gain maksimum dari frekuensi resonansi pada 1 or 0 dB, jika resistor *feedback* (2R) dipilih dua kali resistor input R. Hanya dengan mengatur atau mengubah-ubah R_r maka frekuensi resonans dapat diubah tanpa mengubah bandwidth atau *gain* (perolehan) tapis seperti pada gambar 34.



Gambar 34. Rangkaian *bandpass* pita sempit
(Coughlin and Driscoll, 1993)

Pada kasus tertentu, tapis lolos bidang digunakan hanya untuk meloloskan sinyal pada frekuensi resonansinya f_r , sementara sinyal di luar frekuensi resonansi akan dilemahkan sehingga respon frekuensi tapis menjadi seperti Gambar 35.



Gambar 35. Respon frekuensi *bandpass* pita sempit

Sifat *bandpass* pita sempit ditentukan dengan beberapa persamaan sederhana. *bandwidth* tapis (B) ditentukan oleh resistor (R) dan dua kapasitor yang sama (C) dengan persamaan :

$$B = \frac{0.1591}{RC} \tag{17}$$

dengan,

$$Q = \frac{f_r}{B} \tag{18}$$

Gain maksimal dari 1 pada f_r, dengan ketentuan bahwa resitor feedback 2R adalah 2 kali nilai resistor R input. Frekuensi resonans f_r ditentukan oleh resistor R_r sebagai berikut :

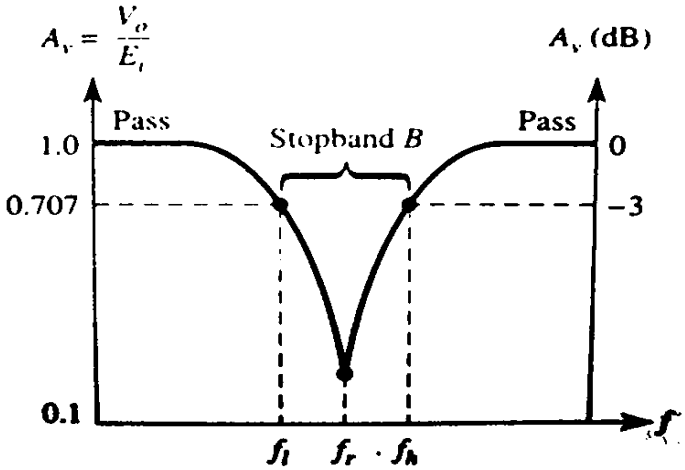
$$R_r = \frac{R}{2Q^2 - 1} \tag{19}$$

Jika diberikan nilai-nilai komponen rangkaian, maka frekuensi resonans dapat dihitung dengan :

$$f_r = \frac{0.1125}{RC}\sqrt{1 + \frac{R}{R_r}} \tag{20}$$

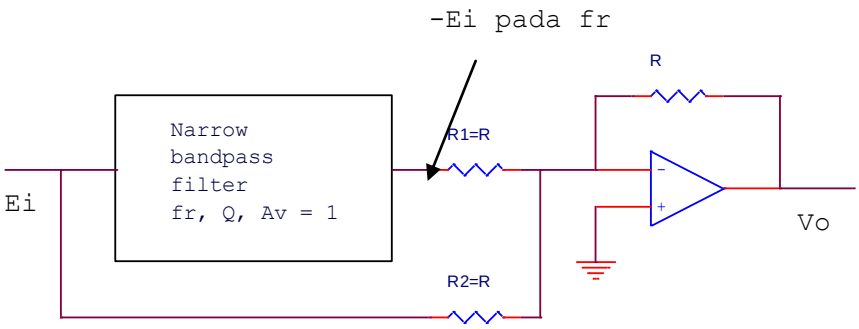
b. Filter Takik (Notch Filter)

Respon frekuensi tapis takik seperti Gambar 36 di bawah ini.



Gambar 36. Respon frekuensi tapis takik
(Coughlin and Driscoll, 1993)

Gain pada lolos pita (*passband*) sebesar 1 atau 0 dB. Persamaan-persamaan untuk Q, B, f_L, f_H, dan f_r sama dengan pada kasus tapis lolos pita. Rangkaian tapis takik dibuat dengan menggabungkan tapis lolos pita dan penjumlah rangkaian (Gambar 37).

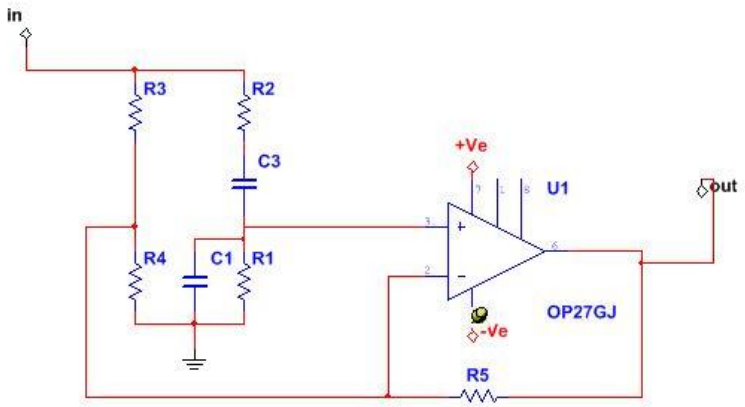


Gambar 37. Rangkaian tapis takik (Coughlin and Driscoll, 1993)

Prinsip kerja rangkaian adalah mengurangkan keluaran *bandpass filter* dari sinyal semula. Keluaran dari bagian *bandpass filter* mendekati nol. Oleh karena itu input E_i diteruskan melalui resistor input penjumlah R_1 agar V_o menuju nilai $–E_i$. Sehingga $V_o = -E_i$ pada bagian bawah dan atas lolos pita dari tapis takik.

Anggaplah bahwa frekuensi dari E_i diatur ke frekuensi resonans dari komponen tapis lolos bidang-sempit. E_i akan keluar dari lolos bidang sebagai –Ei dan kemudian dibalikkan oleh R_1 dan R agar V_o menjadi $+E_i$. Namun E_i dikirim melalui R_2 agar V_o menjadi $–E_i$. Akibatnya V_o menanggapi kedua input penjumlah dan menjadi $V_o = E_i – E_i = 0$ V pada frekuensi resonans f_r. Secara praktek Vo mendekati nol hanya pada f_r. Kedalaman takik tapis bergantung pada seberapa sama nilai-nilai resistor dan kapasitor pada tapis lolos bidangnya.

Tapis takik terbentuk dari 2 langkah yaitu membuat *bandpass filter* yang memiliki frekuensi sama, *bandwidht* dan akibatnya Q (faktor kualitas) sebagai filter takik (Coughlin and Driscoll, 1993). Filter yang digunakan pada penelitian ini adalah filter takik (notch filter) Wein Bridge seperti pada gambar 38.



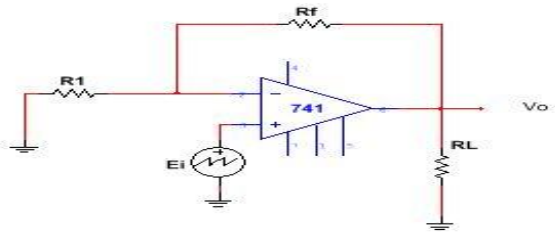
Gambar 38. Rangkaian notch filter Wien bridge 50 Hz

Gambar 38 adalah rangkaian dari filter takik. Filter ini digunakan untuk melemahkan frekuensi 50 Hz dari interferensi jaringan listrik. Jenis filter takik yang digunakan adalah filter takik Wien bridge. Filter ini terdiri dari 5 resistor yang bernilai sama $R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R_5$ dan 2 kapasitor dengan nilai yang sama $C_1 = C_2$. Dengan menentukan nilai kapasitor maka akan didapatkan besarnya nilai resistor yang akan digunakan pada rangkaian Wien Bridge. Persamaan yang digunakan pada filter takik.

$$f_r = \frac{1}{2\pi.R.C} \qquad (21)$$

13. Penguat Akhir

Pada penelitian ini sinyal EKG akan diperkuat menggunakan penguat non-inverting. Karena bagian penguat instrumentasi (menggunakan AD620 sebagai penguat awal) sinyal EKG dikuatkan sebesar 23 kali maka penguat akhir sebesar 28 kali agar diperoleh penguatan 644 kali. Penguat akhir akan direalisasikan menggunakan penguat tak-membalik seperti gambar 39.



Gambar 39. Rangkaian Penguat non-inverting

Rangkaian *non-inverting* ini hampir sama dengan rangkaian inverting hanya perbedaannya adalah terletak pada tegangan masukan dari masukan *non-inverting*, Rumusnya seperti berikut :

$$V_o = \frac{Rf+R1}{R1} E_i \qquad (22)$$

Sehingga menjadi ;

$$V_o = \left(\frac{Rf}{R1} + 1\right) E_i \qquad (23)$$

Hasil tegangan output non-inveriting ini akan lebih dari satu dan selalu positif. Untuk nilai gain pada rangkaian *non-inverting* dapat di peroleh dengan menggunakan persamaan berikut,

$$A = \frac{V_o}{E_i} = \left(\frac{Rf}{R1} + 1\right) = \left(\frac{Rf+R1}{R1}\right) \qquad (24)$$