



Alat Untuk Memperagakan Irama Denyut Jantung Sebagai Bunyi dan Pengukur Kecepatan Denyut Jantung Melalui Elektroda pada Telapak Tangan

Hanapi Gunawan

Jurusan Teknik Elektro, Universitas Kristen Maranatha, Bandung
Jl. Suria Sumantri 65, Bandung 40164, Indonesia
hanapigunawan@gmail.com

Abstrak: Irama dan kecepatan denyut jantung merupakan informasi kesehatan yang umum digunakan sebagai parameter kondisi kesehatan manusia. Namun, jarang terdapat alat yang memperagakan irama denyut jantung sebagai bunyi yang penggunaannya praktis dan tidak memerlukan panduan pihak medis. Pada penelitian ini telah direalisasi alat untuk memperagakan irama denyut jantung ke dalam bunyi gendang dan pengukur kecepatan denyut jantung. Pada penggunaannya, elektroda digenggam melalui telapak tangan dan konduktor stainless steel sebagai referensi diinjak. Sinyal jantung dideteksi dengan rangkaian pendeteksi denyut jantung yang terdiri dari rangkaian penguat biopotensial, 50 Hz *notch filter*, rangkaian *threshold*, komparator dan rangkaian *monostable*. Mikrokontroler ATMEGA16 berfungsi untuk menghitung dan menampilkan kecepatan denyut jantung pada *seven segment*. Berdasarkan percobaan yang dilakukan, alat berhasil mendeteksi denyut jantung, memperagakan irama denyut jantung sebagai bunyi gendang dan menampilkan kecepatan denyut jantung. Adapun selisih hasil pengukuran antara kecepatan denyut jantung melalui alat peraga dan hasil pengukuran dengan osiloskop digital sebagai referensi yaitu sekitar 0,5 - 2 bpm.

Kata kunci: Irama Denyut Jantung, Kecepatan Denyut Jantung, Rangkaian Pendeteksi Denyut Jantung, Mikrokontroler ATmega 16

Abstract: Heart rhythm and heart rate are medical information that is commonly used as parameters of human health conditions. However, equipment that can exhibit rhythm of heartbeats as sound without medical side guides is still rare. This project aims to assemble such equipment that is feasible to use. In practical use, an electrode is hand-gripped and a stainless steel reference is stepped on. Heart signals are captured by a heartbeat detection circuit that consists of a biopotential amplifier, a 50 Hz notch filter, a threshold, a comparator and monostable circuits. On the other hand, ATmega 16 microcontroller is used to calculate and display the heart rate on the seven segment. Based on the experiments, this equipment has successfully detected heartbeat, demonstrating its rhythm as the sound of the drum and displaying the heart rate. The deviations between heart rate measurements by the device and a

digital oscilloscope as reference were ranged between 0.5 - 2 bpm.

Keywords: *Cardiac Beats Rhythm, Heart Rate, Heart Beats Detector Circuit, Microcontroller ATmega 16.*

I. PENDAHULUAN

Salah satu aspek yang paling utama di dalam kehidupan manusia adalah kesehatan. Sebagian besar masyarakat kurang sadar akan pentingnya kesehatan. Hal ini diakibatkan oleh kesibukan akan aktivitas masing-masing ditambah lagi mahalnnya biaya yang dibutuhkan untuk melakukan pemeriksaan kesehatan berkala. Masyarakat harus diberi himbauan sejak dini akan pentingnya melakukan tindakan pencegahan terhadap penyakit yang mungkin menyerang. Salah satu upaya yang dapat dilakukan adalah dengan merangsang kesadaran masyarakat melalui fasilitas umum. Fasilitas tersebut diharapkan dapat memberi informasi secara umum mengenai gejala-gejala kesehatan yang terdapat pada tubuh.

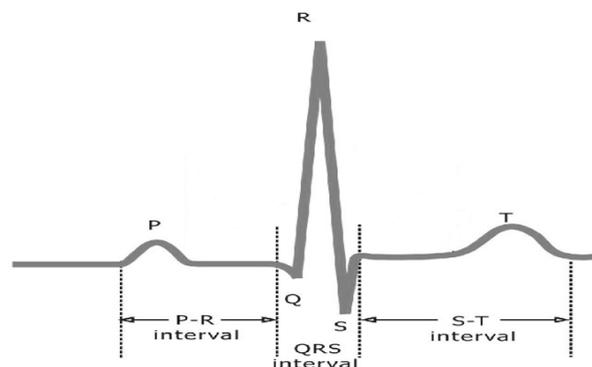
Pada penelitian ini dirancang sebuah alat yang dapat memperagakan denyut jantung dalam bentuk bunyi dan memberikan informasi kecepatan denyut jantung. Diharapkan informasi yang diperoleh dari alat tersebut dapat merangsang kesadaran pemakai untuk melakukan pemeriksaan lebih lanjut di pusat kesehatan.

II. LANDASAN TEORI

II.1. Dasar Elektrokardiogram

Pada proses pemompaan darah, impuls listrik akan melewati jantung sehingga arus listrik akan menyebar ke dalam jaringan di sekeliling jantung. Sebagian kecil dari arus listrik ini akan menyebar ke seluruh permukaan tubuh. Bila titik-titik tertentu pada kulit ditempatkan elektroda, maka potensial listrik yang disebabkan oleh adanya arus tersebut dapat direkam. Rekaman ini yang dikenal dengan elektrokardiogram (EKG).^[1]

Bentuk gelombang listrik jantung normal pada umumnya berbentuk seperti yang terlihat pada Gambar 1. Pada EKG terlihat bentuk gelombang khas yang disebut P, QRS dan T sesuai dengan penyebaran eksitasi listrik dan pemulihannya melalui sistem hantaran dan miokardium.



Gambar 1. Bentuk Gelombang Listrik Jantung

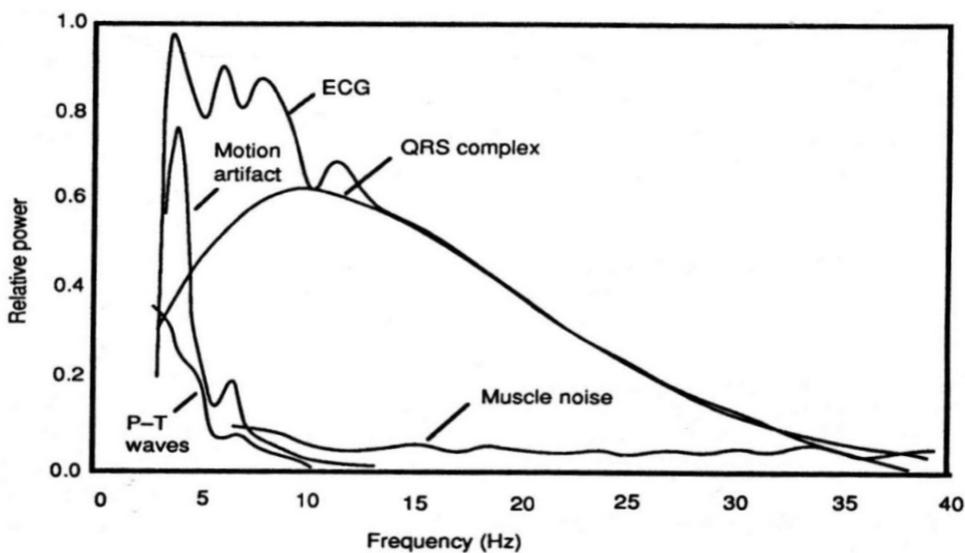
Makna bentuk gelombang pada EKG adalah sebagai berikut.

- Gelombang P disebabkan oleh penyebaran *depolarisasi* atrium sesaat sebelum

terjadinya kontraksi atrium.

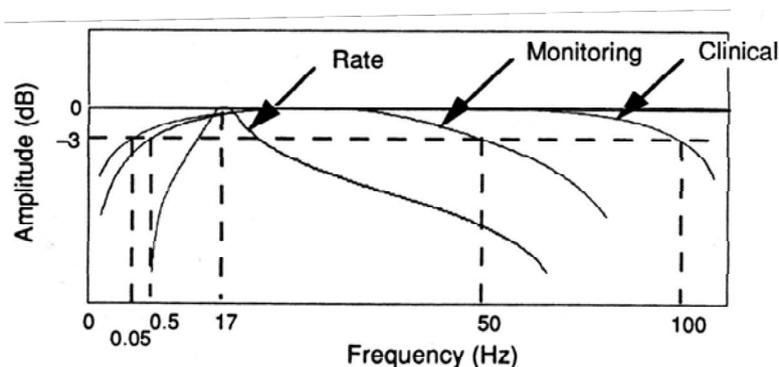
- Gelombang QRS muncul sesudah gelombang P, gelombang QRS sebagai hasil depolarisasi pada ventrikel yang mengawali kontraksi ventrikel.
- Gelombang T mewakili tahap repolarisasi ventrikel yaitu ketika serat-serat otot jantung mulai berelaksasi

Elektrokardiogram dapat diaplikasikan untuk berbagai keperluan yakni: klinik, monitoring dan pendeteksian gelombang QRS. Untuk itu, informasi mengenai spektral daya elektrokardiogram dibutuhkan untuk merancang sistem sesuai dengan aplikasi yang dibutuhkan. Gambar 2 menguraikan spektral daya relatif gelombang QRS dan derau terhadap frekuensi. Tampak daya relatif gelombang P, T, QRS, derau sinyal otot dan derau yang berasal dari gesekan antara elektroda dan kulit.^[2]



Gambar 2. Spektral Daya Relatif Gelombang Kompleks QRS, P,T dan *Motion Artifacts*^[2]

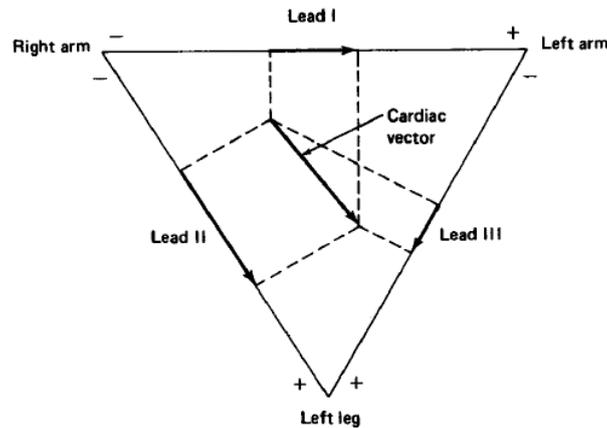
Berdasarkan respon frekuensi pada Gambar 3, *bandwidth* sistem dibedakan berdasarkan 3 aplikasi yang berbeda. *Bandwidth* 0.05 Hz - 100Hz digunakan untuk keperluan klinis, untuk aplikasi *monitoring* seperti perawatan intensif dan pasien rawat jalan, *bandwidth* yang digunakan dibatasi pada frekuensi 0.5Hz - 50Hz. Sedangkan untuk mendeteksi gelombang QRS, digunakan filter *bandpass* dengan frekuensi tengah 17 Hz dengan *bandwidth* 20 Hz.



Gambar 3. *Bandwidth* yang Digunakan Pada Elektrokardiografi^[2]

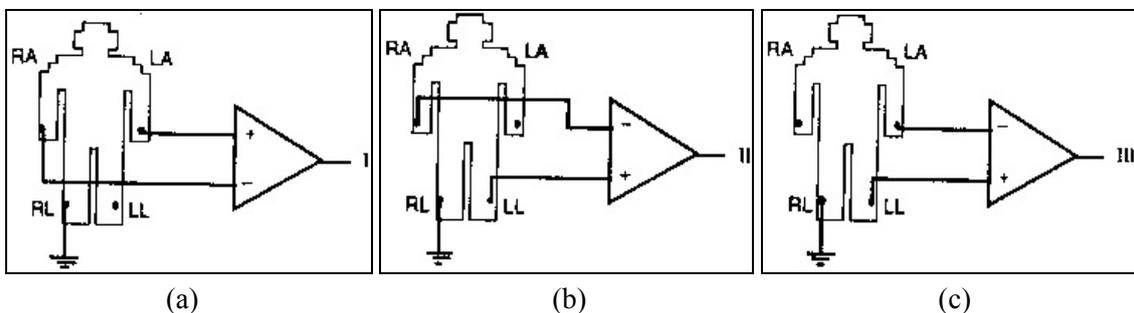
II.2. Segitiga Einthoven

Einthoven menggambarkan sebuah segitiga yang dikenal sebagai segitiga sama sisi Einthoven. Gambar 4 menunjukkan hubungan antara vektor Einthoven dan masing-masing konfigurasi sadapan bipolar pada tungkai dan lengan (*Lead I*, *II* dan *III*). Tanda positif dihubungkan ke masukan positif penguat dan tanda negatif dihubungkan ke masukan negatif penguat untuk masing-masing konfigurasi.



Gambar 4. Segitiga Einthoven^[2]

Untuk pemasangan elektroda pengukuran, dapat dilakukan berbagai cara peletakkan sadapannya seperti terlihat pada Gambar 5.



Gambar 5. Sadapan Bipolar pada Anggota Tubuh.^[2] (a) *Lead I*. (b) *Lead II*. (c) *Lead III*

Ada 3 konfigurasi sadapan bipolar pada anggota tubuh yaitu:

Lead I.

Pada *lead I*, masukan negatif dari penguat dihubungkan dengan lengan kanan, masukan positif pada lengan kiri dan referensi dihubungkan pada kaki kanan. Bila lengan kanan bersifat lebih negatif dibandingkan dengan lengan kiri, maka rekaman elektrokardiografinya positif, yakni di atas tegangan referensi.

Lead II.

Pada *lead II*, masukan negatif dari penguat dihubungkan dengan lengan kanan, masukan positifnya dihubungkan pada tungkai kiri dan referensi dihubungkan ke kaki kanan. Bila lengan kanan bersifat lebih negatif daripada tungkai kiri, maka rekaman elektrokardiografinya akan positif.

Lead III.

Pada *lead III*, masukan negatif dari penguat dihubungkan dengan lengan kiri, masukan positifnya dihubungkan pada tungkai kiri dan referensi dihubungkan pada kaki kanan. Ini berarti rekaman elektrokardiograf akan menjadi positif bila lengan kiri itu lebih negatif daripada tungkai kiri.

II.3. Kecepatan Denyut Jantung

Kecepatan denyut jantung adalah besaran yang berupa frekuensi denyut jantung dan memiliki satuan *beats per minute* (bpm). Besaran dengan satuan bpm menyatakan jumlah denyut jantung setiap menitnya. Kecepatan denyut jantung normal manusia adalah 45-200 bpm.^[2] Pada umumnya perioda 1 detak jantung diukur sebagai interval antara 2 gelombang R.

Kecepatan denyut jantung dapat dihitung dengan metoda frekuensi dan metoda perioda. Apabila menggunakan metoda frekuensi maka dalam perioda waktu tertentu dihitung jumlah denyut jantung yang dihasilkan. Sedangkan pada metoda perioda, teknik pengukuran kecepatan denyut jantung dilakukan dengan mengukur perioda dari denyut jantung .

II.4. Rangkaian Penguat.

Sebagai rangkaian penguat digunakan rangkaian *differential amplifier* yang khusus yaitu *instrumentation amplifier*. Beberapa parameter yang harus diperhatikan dalam merancang *differential amplifier* yakni:

- Memiliki impedansi masukan yang tinggi.
- Memiliki impedansi keluaran yang rendah.
- *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR) yang tinggi.

CMRR merupakan petunjuk kualitas penguatan dari *differential amplifier*.

CMRR dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$CMRR \equiv \rho \equiv \left| \frac{A_d}{A_c} \right| \quad (1)$$

Keterangan:

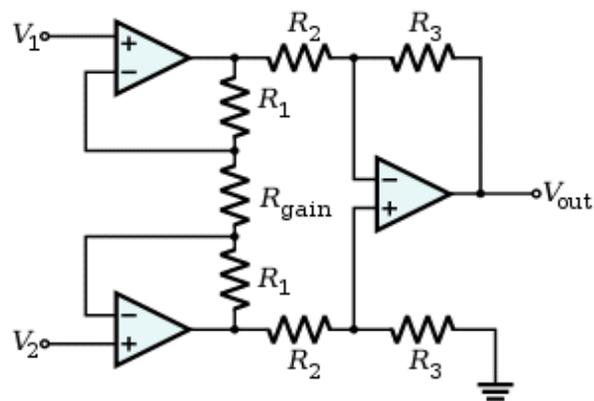
A_d = penguatan *diffrential*

A_c = penguatan *common mode*

A. Instrumentation Amplifier

Instrumentation amplifier terdiri dari 3 op-amp yaitu berupa 2 rangkaian buffer non-inverting pada setiap masukan penguat sehingga nilai impedansi masukan menjadi sangat tinggi dan satu buah penguat diferensial. Kelebihan lain dari *instrumentation amplifier* ini yaitu memiliki CMRR yang tinggi dan offset DC yang rendah sehingga lebih baik bila digunakan untuk mengukur selisih tegangan. Rangkaian dasar *instrumentation amplifier* dapat dilihat pada Gambar 6 dengan tegangan *output*, V_{out} dapat diekspresikan dengan persamaan 2.

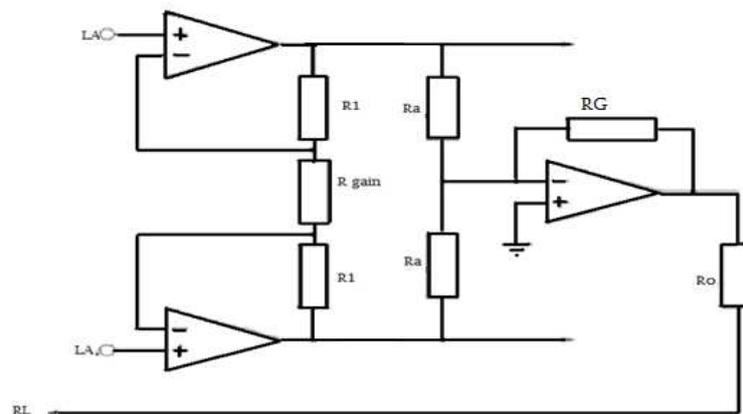
$$V_{out} = \left(1 + \frac{2R_1}{R_{gain}} \right) \frac{R_3}{R_2} (V_2 - V_1) \quad (2)$$



Gambar 6. Instrumentation Amplifier

B. Right Leg Driven Circuit^[3]

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 *differential amplifier* terbatas. Untuk memperbesar CMRR ditambahkan *Right leg driven circuit* seperti terlihat pada gambar 7 yang berfungsi memperbesar faktor *feedback* sehingga memperkecil penguatan *common mode*.

Gambar 7. Right Leg Driven Circuit^[3]

Tegangan *common mode* dideteksi menggunakan resistor R_a , lalu diumpan balik negatif ke tubuh. Tubuh berfungsi sebagai *summing junction*, sehingga umpan balik negatif memperkecil penguatan sinyal *common mode* dari tubuh.

II.5. Filter Analog

Filter berguna untuk meneruskan sinyal dengan frekuensi yang diinginkan dan meredam sinyal dengan frekuensi yang tidak diinginkan. Filter yang digunakan untuk memproses sinyal jantung pada penelitian ini adalah filter bandpass yang dibentuk dari highpass filter dan lowpass filter. Juga ditambahkan *Notch filter* untuk meredam sinyal dengan frekuensi 50 Hz yang berasal dari tegangan jala-jala.

II.6. Rangkaian Threshold dan Komparator.

Rangkaian *threshold* berfungsi untuk menghasilkan tegangan referensi. Rangkaian ini dapat dibuat dari rangkaian detektor puncak dengan menambahkan resistor yang dihubungkan secara paralel dengan kapasitor sehingga keluaran dari detektor puncak akan mengalami peluruhan dengan konstanta waktu tertentu.

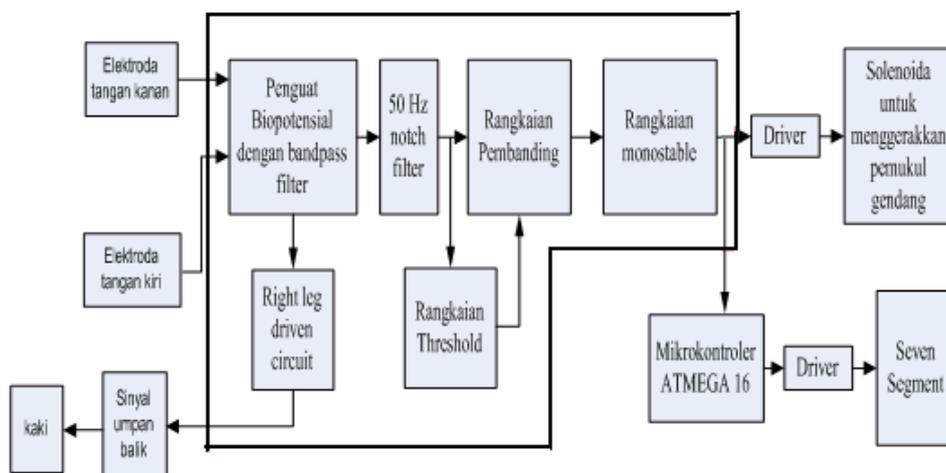
Komparator yang digunakan dalam perancangan alat peraga adalah *inverting level detector with hysteresis*. Rangkaian ini merupakan rangkaian pembandingan yang menghasilkan *negative going pulse* ketika masukan lebih besar dari tegangan referensi. Tegangan keluaran dapat dibatasi dengan menggunakan dioda zener.

III. REALISASI

III.1. Diagram Blok Sistem

Diagram blok sistem ditunjukkan pada Gambar 8. Sinyal jantung disadap dari kedua tangan oleh penguat biopotensial. Pada penguat biopotensial, sinyal *common mode* diumpan balik negatif ke tubuh sehingga dapat meningkatkan CMRR dari sistem. Elektroda pada kedua masukan biopotensial rentan akan interferensi akibat jala-jala listrik 50 Hz sehingga *50 Hz notch filter* ditambahkan untuk meredam sinyal derau tersebut. Keluaran dari *notch filter* dihubungkan ke rangkaian *threshold*, rangkaian ini berfungsi untuk menghasilkan tegangan referensi yang akan dibandingkan dengan keluaran *notch filter*.

Rangkaian komparator akan menghasilkan *negative going pulse* setiap kali muncul gelombang QRS yang kemudian men-*trigger* rangkaian monostabil untuk menghasilkan pulsa dengan waktu tunda tertentu. Rangkaian monostabil berfungsi untuk memberikan waktu yang cukup kepada solenoida untuk menghasilkan medan magnet dan menarik pemukul hingga mengenai gendang. *Driver* solenoida berfungsi untuk memberikan daya yang cukup kepada solenoida untuk menghasilkan medan magnet yang menggerakkan pemukul gendang. Mikrokontroler AVR ATMEGA 16 berfungsi untuk mengukur dan menampilkan kecepatan denyut jantung. *Driver seven segment* berfungsi untuk melakukan *switching* dan memberikan daya yang cukup kepada *seven segment* untuk menyala.



Gambar 8. Diagram Blok Alat Peraga Denyut Jantung dan Pengukur Kecepatan Denyut Jantung (Diagram blok yang dikelilingi garis kotak tebal adalah diagram blok pendeteksi denyut jantung)

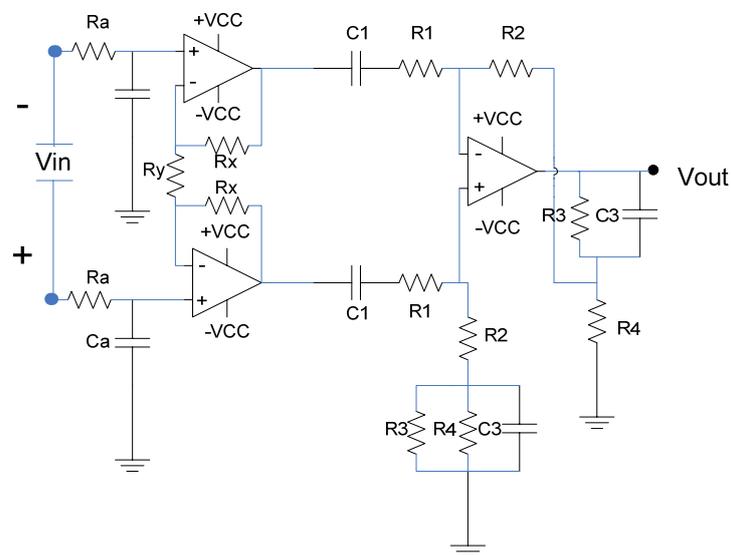
III.2. Rangkaian Pendeteksi Denyut Jantung.

Rangkaian pendeteksi denyut jantung terdiri dari rangkaian penguat biopotensial, 50Hz notch filter, rangkaian *threshold*, komparator dan rangkaian monostabil.

A. Rangkaian Penguat Biopotensial.

Sinyal jantung memiliki amplituda rata-rata 1 mV, oleh karena itu penguat biopotensial ini dirancang dengan penguatan sebesar 2000 kali pada frekuensi amplituda maksimumnya dan di-filter sehingga sinyal jantung memiliki SNR yang tinggi. Sinyal dengan SNR yang tinggi akan lebih mudah diproses pada tahapan selanjutnya.

Penguat biopotensial dirancang agar memiliki respon frekuensi *bandpass* dimana *bandwith* yang digunakan adalah 10 Hz - 35 Hz. Rangkaian dasar dari penguat biopotensial ini adalah rangkaian *instrumentation amplifier*, seperti ditunjukkan pada Gambar 9.



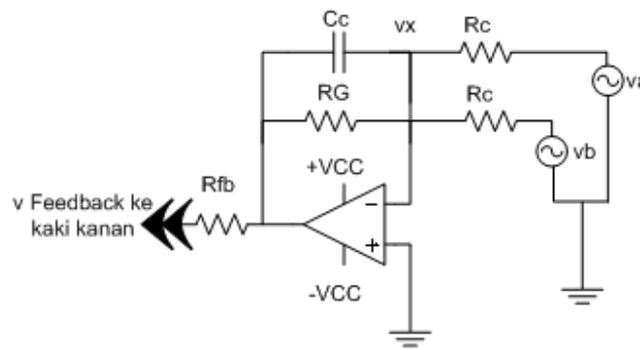
Gambar 9. Rangkaian Penguat Biopotensial dengan *Bandpass Filter*

Fungsi transfer penguat biopotensial:

$$TF = \frac{\left(1 + \frac{2R_x}{R_y}\right) C_1 \cdot s \cdot (R_2 \cdot R_3 + R_2 \cdot R_4 + R_3 \cdot R_4 + R_2 \cdot R_3 \cdot R_4 \cdot C_3 \cdot s)}{R_4 \cdot (1 + s \cdot C_1 \cdot R_1)(1 + s \cdot C_3 \cdot R_3)(1 + s \cdot C_a \cdot R_a)} \quad (3)$$

B. Right Leg Driven Circuit

Rangkaian ini (Gambar 10) dapat memperkecil penguatan sinyal *common mode* yang masuk ke penguat biopotensial. Sinyal *common mode* dideteksi pada penguat biopotensial lalu dikuatkan dengan faktor β untuk diumpan balik negatif ke tubuh. Dengan faktor β yang besar, maka penguatan *common mode* akan mengecil. Pada rangkaian ini faktor β yang digunakan yaitu 40 kali. Kapasitor C_c berfungsi untuk meredam derau frekuensi tinggi.



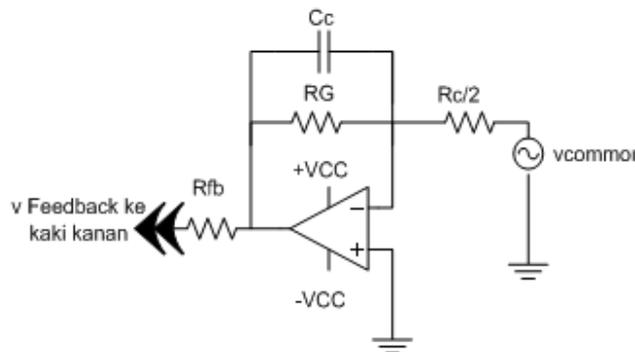
Gambar 10. Rangkaian Right Leg Driven Circuit

$$v_{\text{common mode}} = \frac{va + vb}{2} \tag{4}$$

Dengan prinsip thevenin maka rangkaian pada Gambar 10 dapat diubah menjadi rangkaian ekuivalennya seperti Gambar 11.

$$v_{\text{thevenin}} = \frac{va + vb}{2}$$

$$R_{\text{thevenin}} = \frac{Rc}{2}$$



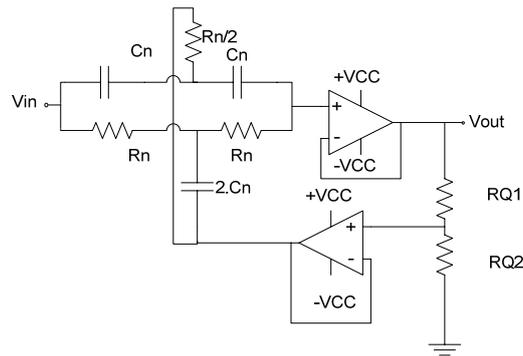
Gambar 11. Rangkaian Ekuivalen Right Leg Driven Circuit

$$\frac{v_{\text{feedback}}}{v_{\text{common mode}}} = \frac{2 \cdot RG}{Rc \cdot (1 + s \cdot Cc \cdot RG)} \tag{5}$$

Sinyal *common mode* paling dominan berasal dari interferensi medan listrik 50 Hz oleh karena itu *low pass filter* digunakan untuk meredam derau dengan frekuensi di atas 50 Hz. Penguatan *common mode* pada frekuensi rendah diredam dengan faktor elemen feedback (β) dirancang sebesar 40 kali. Dari persamaan 5, jika dipilih $R_G = 1 \text{ M}\Omega$, maka $R_c = 50 \text{ K}\Omega$. Disini digunakan $R_c = 47 \text{ K}\Omega$.

C. Rangkaian 50 Hz Notch filter

Twin-T notch filter digunakan untuk meredam sinyal dengan frekuensi 50 Hz dimana faktor kualitas rangkaian dapat diatur menggunakan resistor RQ1 dan RQ2, seperti ditunjukkan pada Gambar 12. Nilai $a = 0.7$ dipilih untuk menghasilkan faktor kualitas yang tinggi.



Gambar 12. Rangkaian Twin-T Notch Filter

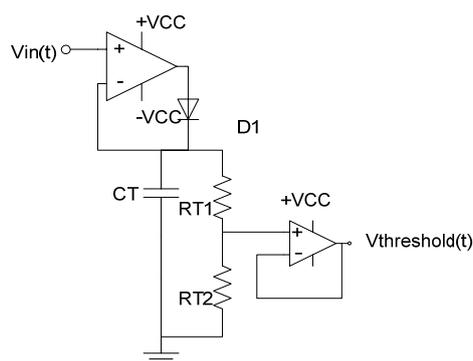
Fungsi transfer rangkaian *notch filter* :

$$TF = \frac{s^2 + \left(\frac{1}{Rn \cdot Cn}\right)^2}{s^2 + 4 \frac{1}{Rn \cdot Cn} (1-a) \cdot s + \left(\frac{1}{Rn \cdot Cn}\right)^2} \quad (6)$$

$$\text{Frekuensi notch}(fn) = \frac{1}{2\pi \cdot Rn \cdot Cn} \quad (7)$$

D. Rangkaian Threshold

Rangkaian *threshold* berfungsi untuk menghasilkan tegangan referensi yang akan dibandingkan dengan sinyal jantung. Sinyal yang dideteksi sebagai detak jantung hanya gelombang QRS sehingga tegangan referensi harus lebih besar daripada sinyal selain gelombang QRS. Oleh karena itu sinyal selain dari gelombang QRS dianggap sebagai derau.

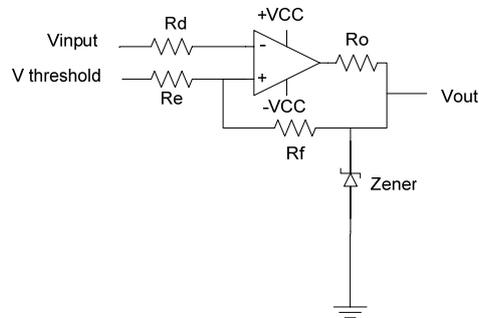


Gambar 13. Rangkaian Threshold

Pembagi tegangan antar RT1 dan RT2 pada rangkaian dalam Gambar 13 berfungsi untuk menambah sensitivitas rangkaian komparator dalam mendeteksi gelombang QRS. Buffer ditambahkan pada keluaran agar pada saat dihubungkan ke komparator dengan histerisis, keluaran rangkaian *threshold* tidak terbebani oleh rangkaian komparator.

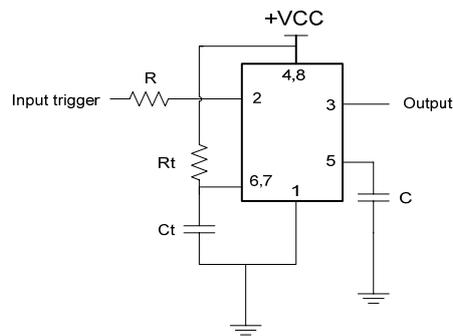
E. Rangkaian Komparator dengan Histerisis

Dalam perancangan, rangkaian *threshold* dan rangkaian komparator (Gambar 14) tidak dapat dipisahkan. Karena level tegangan referensi dari komparator bergantung pada level tegangan keluaran dari rangkaian *threshold*.



Gambar 14. Rangkaian Komparator dengan Histerisis

F. Rangkaian Monostabil



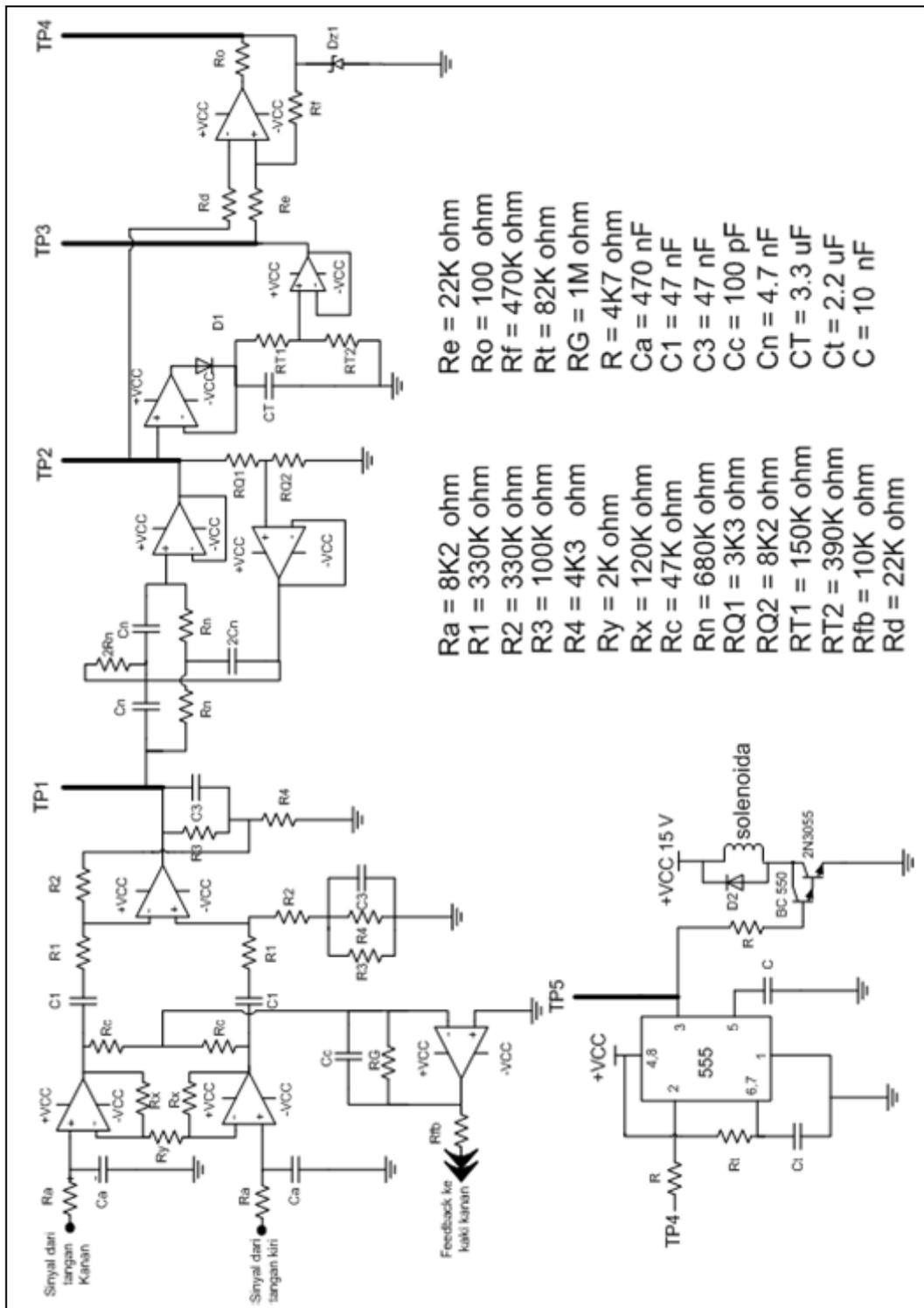
Gambar 15. Rangkaian Monostabil

Rangkaian monostabil pada Gambar 15 akan menghasilkan pulsa logika 1 dengan waktu tunda tertentu. Waktu tunda yang dibutuhkan harus lebih kecil dari periode denyut jantung yang paling cepat. Hal ini menjamin bahwa setiap denyut jantung dapat terdeteksi oleh rangkaian monostabil. Periode jantung paling singkat terjadi pada saat kecepatan denyut jantung yang paling tinggi.

$$T_w = \text{periode jantung paling singkat} = \frac{1}{f_u} = \frac{1}{\frac{200}{60}} = 0.3 \text{ detik}$$

Sehingga dalam prakteknya dipilih waktu tunda 0,2 detik.

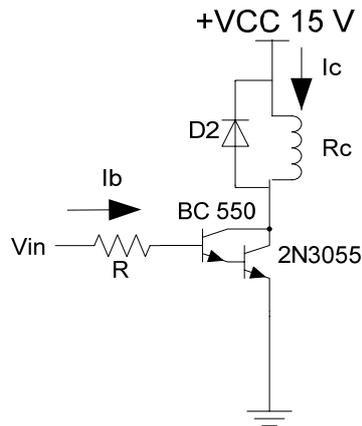
Berdasarkan rumusan rumusan di atas, dapat dihitung nilai nilai komponen yang digunakan. Gambar 16 adalah gambar rangkaian pendeteksi denyut jantung secara keseluruhan:



Gambar 16. Rangkaian Pendeteksi Denyut Jantung

G. Rangkaian Driver Solenoida

Keluaran dari rangkaian monostabil tidak dapat memberikan arus yang cukup kepada solenoida untuk menggerakkan pemukul gendang sehingga dibutuhkan *driver*. Dioda D2 di tambahkan untuk menjaga agar pada saat *switching* tegangan VCE transistor tidak terlalu besar. Tegangan VCE yang terlalu besar berpotensi merusak transistor. Rangkaian driver solenoida ditunjukkan pada Gambar 17.



Gambar 17. Rangkaian Driver Solenoida

H. Realisasi Elektroda dan Alat Pemukul Gendang

a. Realisasi Elektroda

Bahan dari elektroda adalah berupa tembaga. Tembaga memiliki daya hantar listrik yang baik, sehingga sinyal dari tubuh akan dihantarkan dengan baik ke masukan penguat biopotensial. Dalam penggunaannya, elektroda digenggam dengan tangan kanan dan tangan kiri. Realisasi dari elektroda ditunjukkan pada Gambar 18.



Gambar 18. Realisasi Elektroda

b. Realisasi Pemukul Gendang

Gambar 19 menunjukkan realisasi dari alat pemukul gendang. Cara kerja dari alat pemukul gendang ini yaitu pada saat solenoida menarik batang besi pada satu sisi kayu pemukul, maka pada sisi berlawanan kayu pemukul yang dipisahkan oleh tumpuan akan bergerak ke atas dan memukul gendang. Penyangga berfungsi untuk menjaga agar pada saat solenoida tidak

menarik kayu pemukul, jarak antara kayu pemukul dan gendang tidak terlalu jauh.

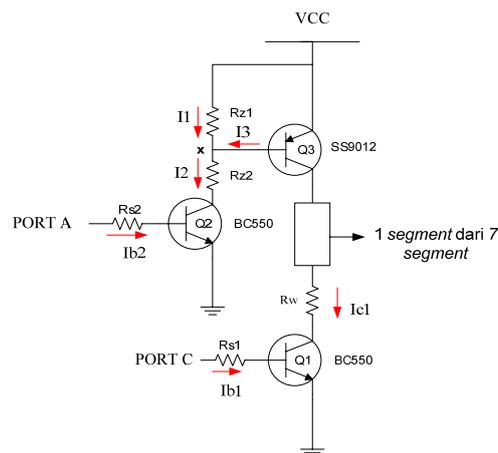


Gambar 19. Realisasi Alat Pemukul Gendang

I. Rangkaian untuk Mengukur dan Menampilkan Kecepatan Denyut Jantung.

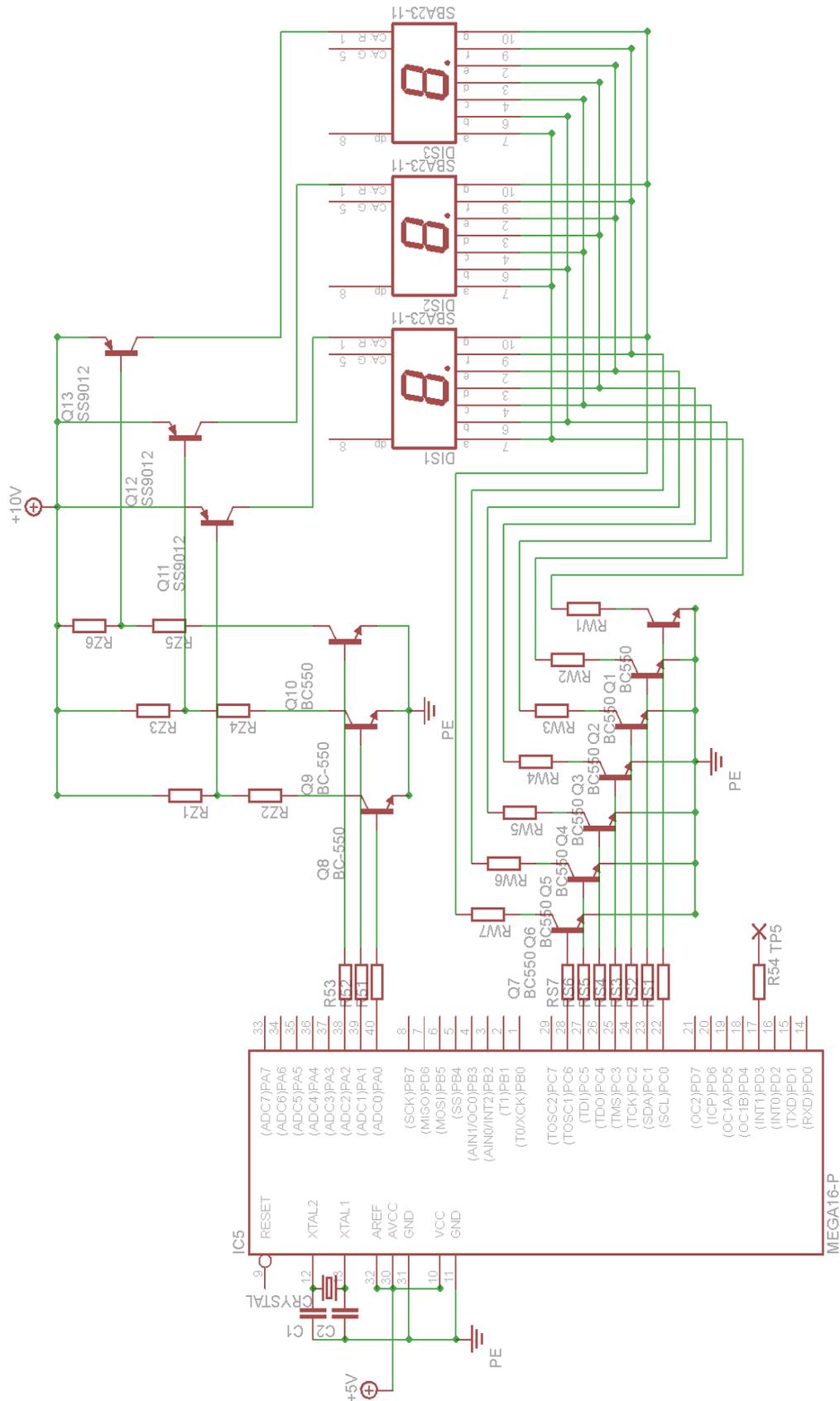
Penampilan data pada *seven segment* dilakukan dengan cara multiplex. Keluaran rangkaian monostabil dihubungkan ke PORTD.3 untuk diukur periodanya. Setelah mikrokontroler mengukur dan menghitung kecepatan denyut jantung, hasil perhitungan ditampilkan pada *seven segment common anoda* HS-23012BSR.

Keluaran PORTA.0 – PORTA.2 menentukan *seven segment* mana yang menyala. PORTA.0 – PORTA.2 dihubungkan ke masukan *driver* dan *driver* terhubung ke *anoda seven segment*. Keluaran PORTC.0 – PORTC.6 menentukan *segment* mana yang menyala. PORTC.0 – PORTC.6 dihubungkan ke masukan *driver* dan *driver* terhubung ke katoda *seven segment*.^[4] Rangkaian *driver seven segment* yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 20.



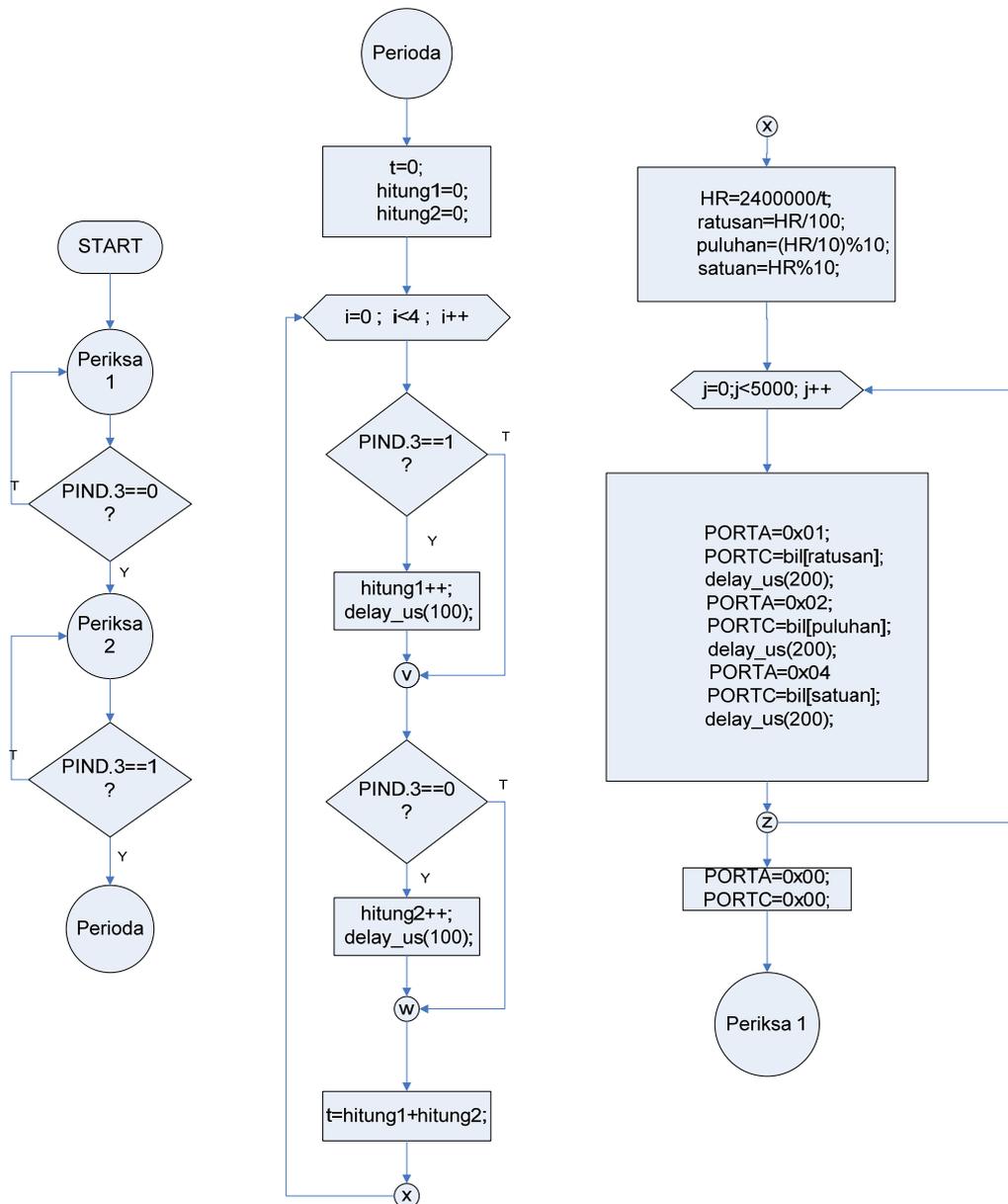
Gambar 20. Rangkaian *Driver Seven Segment*

Realisasi rangkaian *driver* untuk penampil *seven segment* beserta mikrokontroler ATMEGA 16 dapat dilihat pada Gambar 21.



Gambar 21. Skema Mikrokontroler ATMEGA16, Driver dan Seven Segment

Metoda yang digunakan untuk menghitung kecepatan denyut jantung dilakukan metoda pengukuran perioda. Jadi perioda dari denyut jantung diukur kemudian dihitung jumlah denyut jantung yang mungkin selama satu menit. Penghitungan dilakukan dengan menggunakan program yang algoritmanya terlihat pada Gambar 22



Gambar 22. Diagram Alir Algoritma Pengukur Kecepatan Denyut Jantung

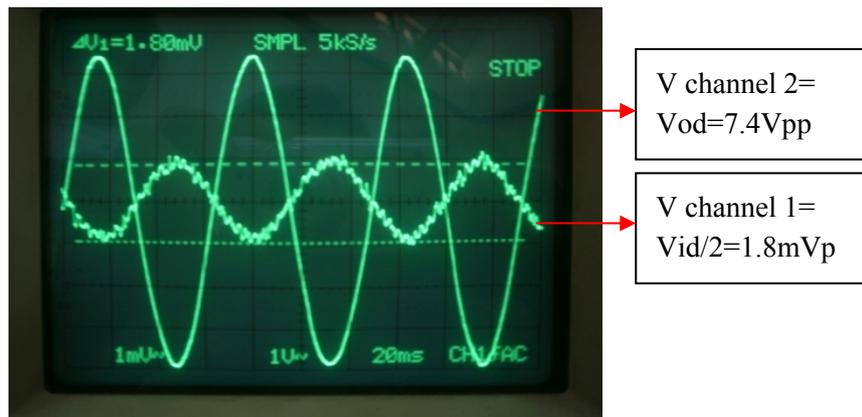
IV. DATA PENGAMATAN DAN ANALISIS DATA

IV.1. CMRR Penguat Biopotensial

CMRR adalah perbandingan antara penguatan diferensial dan penguatan *common mode*. Oleh karena itu, untuk memperoleh CMRR dilakukan pengukuran terhadap penguatan diferensial dan penguatan *common mode*.

a. Pengukuran penguatan sinyal diferensial

Sinyal masukan diberikan pada frekuensi 16 Hz. Gambar bentuk sinyal masukan dan keluaran diferensial ditunjukkan pada Gambar 23.



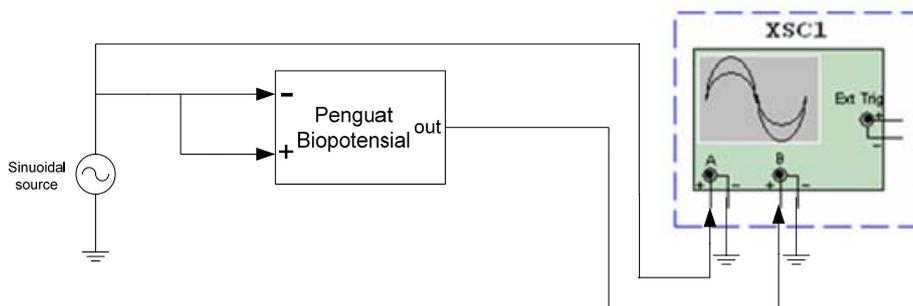
Gambar 23. Sinyal Masukan dan Sinyal Keluaran Diferensial

Dari Gambar 23, diperoleh data sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
 \text{Penguatan diferensial (Ad)} &= \text{Vod/Vid} \\
 &= 7.4 \text{ Vpp}/0.0036 \text{ Vpp} \\
 &= 2056.
 \end{aligned}$$

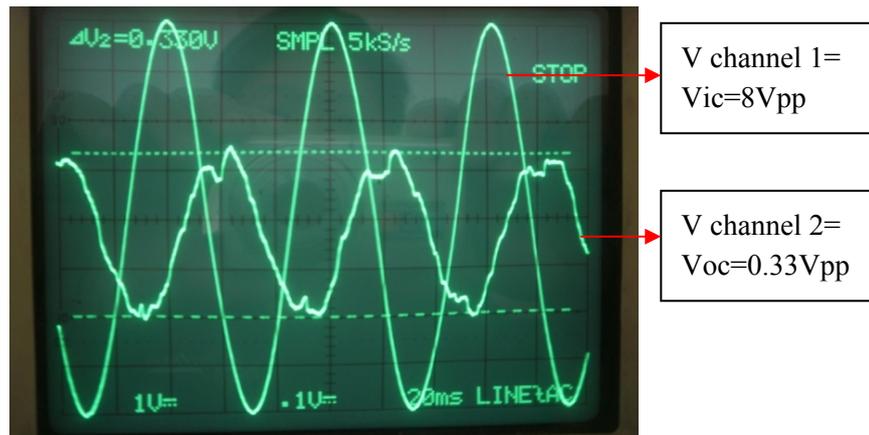
b. Pengukuran penguatan sinyal *common mode*.

Gambar 24 menunjukkan teknik pengukuran penguatan *Common Mode*



Gambar 24. Teknik Pengukuran Penguatan *Common Mode*

Gambar bentuk sinyal masukan dan keluaran *Common Mode* ditunjukkan pada Gambar 25.



Gambar 25. Sinyal Masukan dan Sinyal Keluaran *Common Mode*

Berdasarkan Gambar 25 diperoleh:

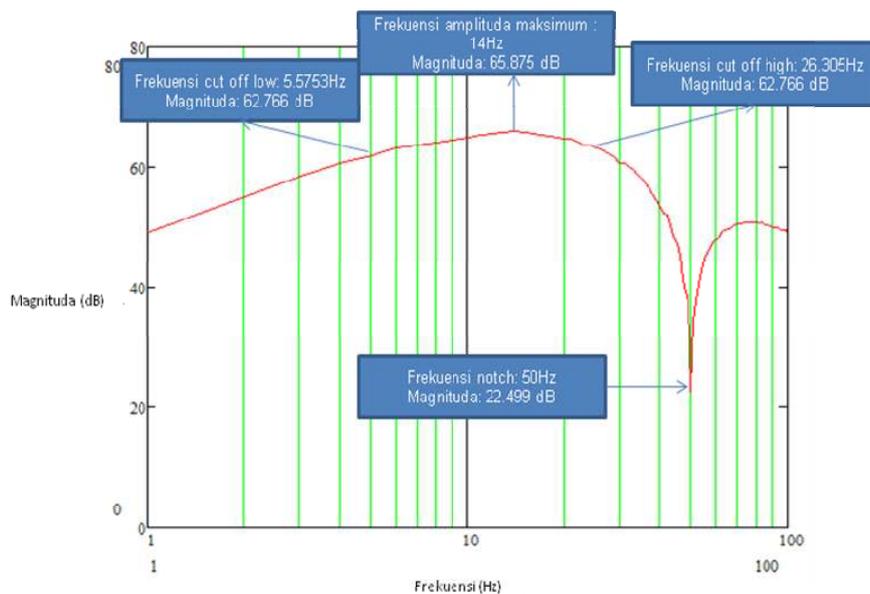
- $V_{input\ common}(V_{ic}) = 8\ V_{pp}$
- $V_{output\ common}(V_{oc}) = 0.33\ V_{pp}$

$$\begin{aligned} \text{Penguatan common mode (Ac)} &= V_{oc}/V_{ic} \\ &= 0.33V_{pp}/8\ V_{pp} \\ &= 0.041 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{CMRR} &= |A_d/A_c| \\ \text{CMRR(dalam dB)} &= 20 \log |A_d/A_c| \\ &= 20 \log |2056/0.041| \\ &= 94\ \text{dB} \end{aligned}$$

Rangkaian Penguat Biopotensial memiliki kualitas yang baik, terlihat dari nilai CMRR = 94dB

IV.2. Respon Frekuensi Penguat Biopotensial dengan *Notch filter* 50Hz

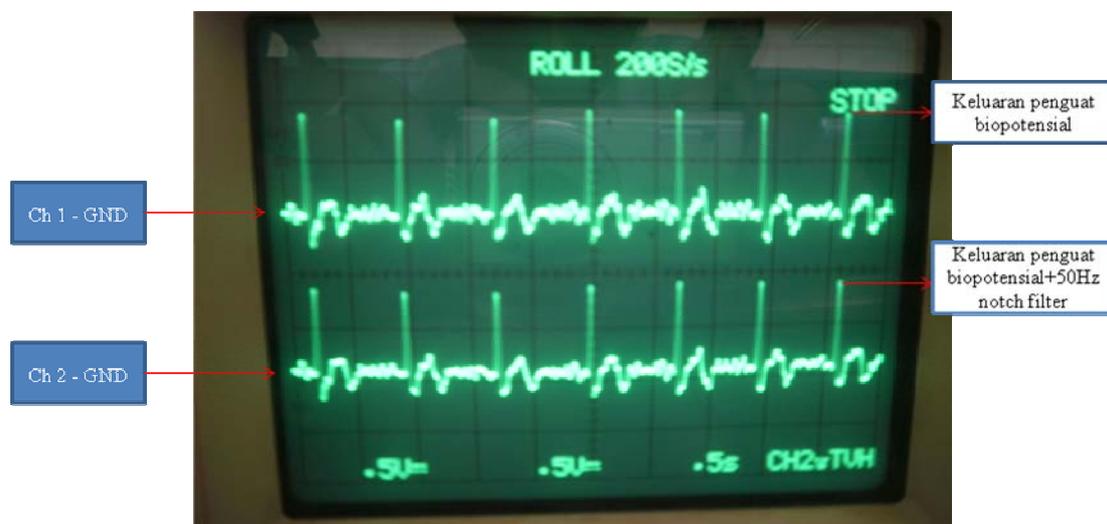


Gambar 26. Respon Frekuensi Penguat Biopotensial dengan *Notch Filter* 50Hz

Hubungan antara penguatan keseluruhan penguat biopotensial terhadap frekuensi dapat dilihat pada Gambar 26. Pada gambar terlihat penguatan maksimum terjadi pada frekuensi 14 Hz sebesar 65,875 dB dengan *bandwidth* 20,7 Hz dan terjadi penguatan minimum sebesar 22,499 dB pada frekuensi 50 Hz untuk mengurangi pengaruh interferensi tegangan jala-jala listrik.

Sinyal masukan rangkaian penguat biopotensial disadap dari kedua tangan. Standar sadapan bipolar yang diaplikasikan adalah sadapan I. Masukan positif dari penguat biopotensial dihubungkan ke tangan kiri dan masukan negatif dihubungkan ke tangan kanan serta kaki kanan menjadi referensi.

Pada gambar 27 berikut ini adalah sinyal keluaran pada penguat biopotensial sebelum diberi *notch filter* 50 Hz dan sesudah diberi *notch filter* 50 Hz:



Gambar 27. Keluaran Penguat Biopotensial dan Keluaran Penguat Biopotensial dengan *Notch Filter* 50Hz

IV.3. Perbandingan Hasil Pengukuran Kecepatan Denyut Jantung Antara Alat Peraga dan Oscilloscope

Kecepatan denyut jantung (HR) dari *oscilloscope* dapat dihitung dengan rumus $HR = 60/\text{periode}$ 1 denyut jantung. Pada setiap percobaan, diambil sampel data sebanyak 2 kali baik dari alat peraga maupun dari *oscilloscope*. Kemudian dihitung nilai rata-rata dari kedua sampel tersebut. Selisih dari kedua hasil pengukuran dihitung dengan rumus:

Selisih kecepatan denyut jantung = hasil pengukuran kecepatan denyut jantung pada alat yang direalisasikan - hasil pengukuran kecepatan denyut jantung pada *oscilloscope*.

TABEL 1 PERBANDINGAN KECEPATAN DENYUT JANTUNG ALAT PERAGA DAN *OSCILLOSCOPE*

Percobaan ke	Kecepatan denyut jantung (HR) pada alat peraga (bpm)	Kecepatan denyut jantung (HR) pada <i>oscilloscope</i> (bpm)	Kecepatan denyut jantung (HR alat peraga - HR <i>oscilloscope</i>)
1	HR 1= 97 HR 2= 99 HR rata-rata = 98	HR 1= 98.4 HR 2= 99 HR rata-rata = 98.7	-0.7
2	HR 1= 100 HR 2= 97 HR rata-rata = 98.5	HR 1= 99.6 HR 2= 101 HR rata-rata = 100.3	-1.8
3	HR 1= 93 HR 2= 95 HR rata-rata = 94	HR 1= 97.2 HR 2= 94.8 HR rata-rata = 96	-2
4	HR 1= 97 HR 2= 96 HR rata-rata = 96.5	HR 1= 93.6 HR 2= 96.6 HR rata-rata = 95.1	1.4
5	HR 1= 80 HR 2= 84 HR rata-rata = 82	HR 1= 84 HR 2= 81 HR rata-rata = 82.5	-0.5

Berdasarkan Tabel 1, nilai selisih pengukuran kecepatan denyut jantung antara alat peraga dan pengukuran dengan *oscilloscope* tidak signifikan. Selisih paling besar yaitu 2 bpm. Gambar 28 menunjukkan foto alat yang direalisasikan.



Gambar 28. Foto Alat Peraga Irama Denyut Jantung dan Pengukur Kecepatan Denyut Jantung

V. KESIMPULAN

- Penguat biopotensial dengan *bandpass filter* yang direalisasikan memiliki kualitas yang baik yang dapat dilihat dari hasil pengukuran CMRR.
- Alat berhasil mendeteksi setiap gelombang QRS sebagai denyut jantung.

- Alat berhasil memperagakan denyut jantung sebagai bunyi pukulan pada gendang.
- Alat berhasil menghitung dan menampilkan kecepatan denyut jantung pada *seven segment*. Adapun selisih terbesar dari hasil pengukuran antara kecepatan denyut jantung melalui alat peraga dan hasil pengukuran dengan *oscilloscope* yaitu 2 bpm.

UCAPAN TERIMA KASIH

Melalui tulisan ini Penulis juga ingin mengucapkan terima kasih kepada Sdr. Ervan, ST. yang telah membantu Penulis di dalam mengerjakan penelitian untuk tulisan ini.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Guyton dan Hall, *Buku Ajar Fisiologi Kedokteran*, Edisi 9, Diterjemahkan oleh: Irawati Setiawan, Jakarta: Penerbit Buku Kedokteran ECG., 1996
- [2] W. J. Tompkins, *Biomedical Digital Signal Processing*, New Jersey: Prentice-Hall International Inc, 1993.
- [3] N. Townsend, "Modification to Conventional ECG System", *Medical Electronics*, 2001
- [4] H. Andrianto, *Pemograman Mikrokontroler AVR ATMEGA 16 Menggunakan Bahasa C*. Bandung: Informatika, 2008.