

## BAB III METODE PENELITIAN

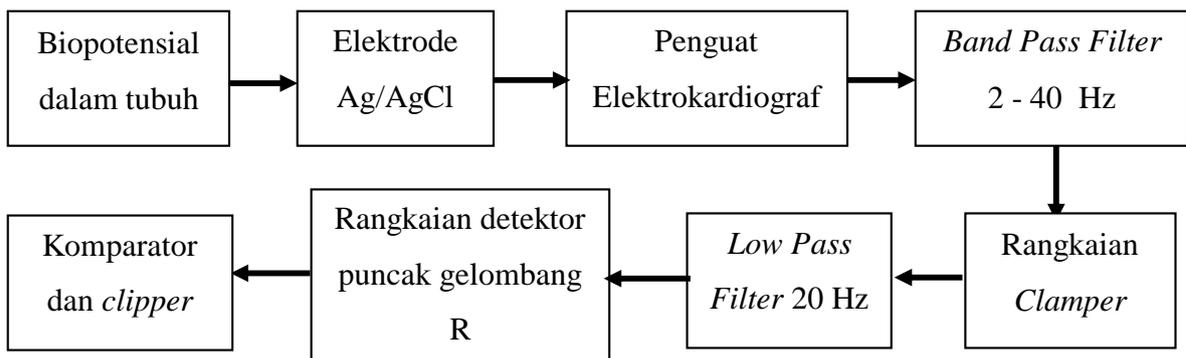
### 3.1 Penentuan Spesifikasi Alat

Spesifikasi alat secara global ditetapkan terlebih dahulu sebagai acuan dalam perancangan selanjutnya. Spesifikasi alat yang direncanakan yaitu:

- 1) Sinyal EKG yang disadap berkisar antara 0,5 – 40 Hz dengan amplitudo tegangan sekitar 1 mV.
- 2) Memakai 3 elektrode Ag/AgCl.
- 3) Sistem menggunakan 3 macam catu daya DC yaitu :
  - 3.3 volt untuk catu AD8232.
  - 9 volt dan -9 volt untuk catu op-amp pada rangkaian filter, *clammer* dan rangkaian detektor puncak gelombang R.
  - 5 volt dan -5 volt untuk catu op-amp pada rangkaian komparator.

### 3.2 Diagram Blok Sistem

Pembuatan diagram blok sistem merupakan dasar dari perancangan sistem agar perancangan dan perealisasi alat berjalan sistematis. Secara garis besar, blok diagram keseluruhan dari perancangan rangkaian penguat dan detektor R sinyal EKG ditunjukkan dalam Gambar 3.1.



Gambar 3. 1 Blok diagram sistem

Penjelasan masing-masing diagram blok yaitu:

- 1) Elektrode Ag/AgCl; digunakan untuk mengkonversi sinyal biopotensial dalam tubuh (dibawa oleh ion-ion elektrolit dalam tubuh) ke dalam bentuk beda potensial melalui penghantar elektrod

- 2) Penguat elektrokardiograf; digunakan untuk memperkuat sinyal dan membatasi *bandwidth* frekuensi dari sinyal EKG sesuai dengan kebutuhan monitoring.
- 3) *Band pass filter* 2 Hz - 40 Hz; digunakan untuk meredam *noise* yang disebabkan oleh frekuensi saluran daya PLN dan *motion artifacts*. Rangkaian ini memakai komponen op-amp, sehingga selain meredam sinyal pada frekuensi di bawah 2 Hz dan di atas 40 Hz, juga digunakan untuk memperkuat sinyal.
- 4) Rangkaian *clammer*; digunakan untuk menggeser sinyal EKG sampai gelombang-gelombang selain R berada di bawah level nol..
- 5) *Low pass filter* 20 Hz; digunakan untuk meredam *electromyographic noise*, yaitu *noise* yang diakibatkan oleh kontraksi otot disekitar elektrode.
- 6) Rangkaian detektor puncak gelombang R; digunakan untuk mendeteksi waktu saat terjadinya puncak gelombang R pada sinyal EKG.
- 7) Rangkaian komparator dan *clipper*; digunakan untuk mengubah range tegangan sinyal keluaran detektor puncak gelombang R agar dapat diproses mikrokontroler

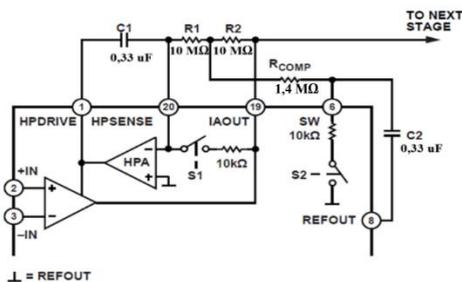
### 3.3 Perancangan dan Pembuatan Alat

#### 3.3.1 Perancangan Penguat Elektrokardiograf

Secara garis besar, blok diagram perancangan *hardware* sistem secara keseluruhan ditunjukkan dalam Gambar 3.1.

Penguat EKG pada perancangan ini berfungsi untuk membatasi *bandwidth* frekuensi sinyal dan untuk memperbesar amplitudo sinyal EKG. Komponen yang digunakan yaitu *board* AD8232.. Pada *board* AD8232 ini, pengguna dapat mengatur nilai kapasitor dan resistor sesuai dengan konfigurasi yang diinginkan untuk aplikasi yang berbeda.

Pada penelitian ini AD8232 akan diaplikasikan sebagai *cardiac monitor* yaitu memonitoring bentuk gelombang EKG. Pada keperluan tersebut, *bandwidth* frekuensi sinyal yang dibutuhkan hanya pada range 0.5 - 40 Hz saja (AD8232, 2012). Untuk membatasi frekuensi sinyal tersebut, maka nilai R dan C pada bagian HPF dan LPF dari AD8232 harus dihitung terlebih dahulu.



Gambar 3. 2 Desain rangkaian *high pass filter* dua pole AD8232

Gambar 3.2 memeperlihatkan konfigurasi rangkaian HPF yang terdapat pada AD8232. Untuk melewati sinyal diatas 0,5 Hz, nilai R dan C dihitung menggunakan Persamaan 2.3 yaitu:

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R1 C1 R2 C2}}$$

dimana  $R1 = R2 \geq 100 \text{ k}\Omega$  dan  $C1 = C2$  maka,

$$f_c = \frac{10}{2\pi R1 C1}$$

$$0.5 = \frac{10}{2\pi R1 C1}$$

dengan menentukan nilai  $C1 = 0,33 \text{ uF}$ , maka nilai  $R1$  dapat diperoleh:

$$0.5 = \frac{10}{2\pi \times R1 \times 0,33 \times 10^{-6}}$$

$$R1 = \frac{10}{0,5 \times 2\pi \times 0,33 \times 10^{-6}}$$

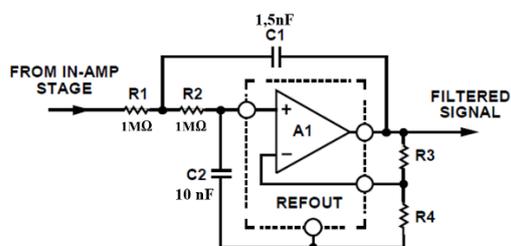
$$R1 = 9,65 \text{ M}\Omega$$

nilai  $R1$  yang mendekati dan terdapat di pasaran yaitu  $10 \text{ M}\Omega$ . Kemudian nilai  $R_{comp}$  dihitung menggunakan Persamaan 2.4 yaitu:

$$R_{comp} = 0,14 \times R1$$

$$R_{comp} = 0,14 \times 10 \text{ M}\Omega$$

$$R_{comp} = 1,4 \text{ M}\Omega$$



Gambar 3. 3 Rangkaian *low pass filter* AD8232

Sedangkan untuk melewati sinyal di bawah 40 Hz, maka digunakan rangkaian *low pass filter* dengan topologi Sallen key, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 3.3. Rangkaian filter ini diimplementasikan pada bagian *Operation Amplifier* (A1) dari AD8232. Adapun nilai R dan C dihitung menggunakan Persamaan 2.5, yaitu:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1 C1 R2 C2}}$$

$$40 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1 C1 R2 C2}}$$

dengan menentukan nilai  $C1 = 1,5 \text{ nF}$  dan  $C2 = 10 \text{ nF}$  maka:

$$40 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1R2} \times 1,5 \times 10^{-9} \times 10 \times 10^{-9}}$$

$$40 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1R2} \times 15 \times 10^{-18}}$$

$$1600 = \frac{1}{4\pi^2 \times R1R2 \times 15 \times 10^{-18}}$$

$$R1 R2 = 1 \times 10^{12} \Omega$$

sehingga ditentukan nilai  $R1 = 1 \text{ M}\Omega$  dan  $R2 = 1 \text{ M}\Omega$ .

Selain untuk melewatkan sinyal di bawah 40 Hz, pada bagian LPF ini juga digunakan untuk memperbesar amplitudo sinyal EKG. Besar penguatan yang diatur sebesar 11 kali. Adapun caranya yaitu dengan menentukan nilai resistor menggunakan Persamaan 2.7, yaitu:

$$Gain = 1 + \frac{R3}{R4}$$

$$11 = 1 + \frac{R3}{R4}$$

$$10 = \frac{R3}{R4}$$

dengan menentukan nilai  $R3 = 10 \text{ M}\Omega$ , maka nilai  $R4 = 100 \text{ k}\Omega$ .

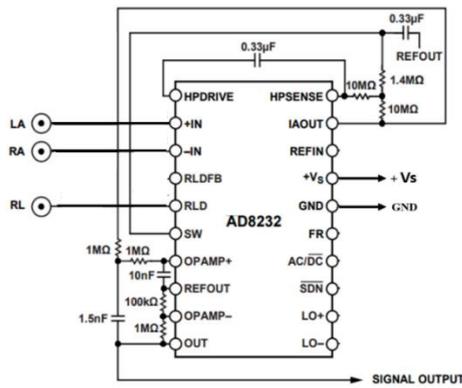
Penguat Instrumentasi (1A) pada AD8232 memiliki *gain* tetap sebesar 100V/V (*Datasheet* AD8232, 2012) dan pada *Operational Amplifier* (A1) besar *gain* telah diatur menjadi 11V/V. Maka total penguatannya yaitu sebesar 1100 V/V. Besar amplitudo sinyal EKG keluaran tubuh manusia yaitu sekitar 1 mV, sehingga besarnya amplitudo tegangan keluaran dari rangkaian penguat EKG ini dapat dihitung yaitu:

$$Gain = \frac{V_{out}}{V_{in}}$$

$$1100 = \frac{V_{out}}{0,001}$$

$$V_{out} = 1,1 \text{ volt}$$

Jadi, besarnya tegangan keluaran pada perancangan penguat EKG sebesar 1,1V. Gambar 3.4 menunjukkan konfigurasi keseluruhan dari rangkaian penguat elektrokardiograf yang digunakan pada perancangan ini.

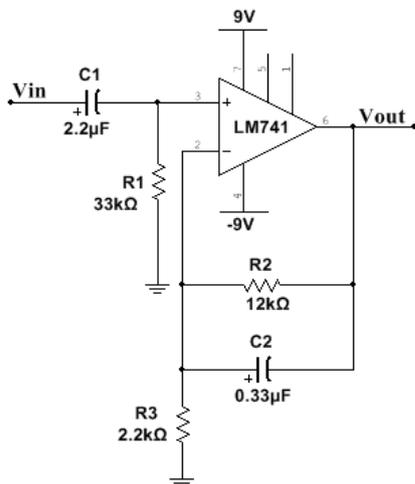


Gambar 3. 4 Konfigurasi rangkaian AD8232

### 3.3.2 Perancangan Rangkaian *Band Pass Filter* 2-40 Hz

Sinyal EKG keluaran dari AD8232 masih akan penuh dengan *noise*. *Noise* tersebut bisa disebabkan oleh *motion artifacts* dan juga *noise* yang berasal dari frekuensi saluran daya PLN. Untuk menghilangkan *noise* tersebut, sinyal harus difilter menggunakan rangkaian *band pass filter*.

Rangkaian *band pass filter* yang dirancang terdiri dari *high pass filter* frekuensi *cut off* 2 Hz untuk meredam *noise* akibat *motion artifacts* dan *low pass filter* frekuensi *cut off* 40 Hz untuk meredam *noise* akibat saluran daya PLN. Filter yang dirancang pada penelitian ini menggunakan komponen op-amp, sehingga selain untuk meredam *noise*, juga akan digunakan untuk memperbesar amplitudo sinyal EKG, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 3.5.



Gambar 3. 5 Rangkaian *band pass filter*

Nilai R1 dan C1 yang digunakan dalam perancangan rangkaian HPF frekuensi *cut off* 2 Hz ini, dapat ditentukan dengan menggunakan Persamaan 2.9 yaitu :

$$f_{C_{HPF}} = \frac{1}{2\pi \times R \times C}$$

$$2 = \frac{1}{2\pi \times R1 \times C1}$$

$$R1 \times C1 = \frac{1}{4\pi}$$

nilai kapasitor ditentukan terlebih dahulu, karena nilai resistor lebih bervariasi dibandingkan nilai kapasitor. Nilai C1 yang digunakan sebesar 2,2 uF. Maka nilai R1 dapat dihitung yaitu:

$$R1 = \frac{1}{4\pi \times C1} = \frac{1}{4\pi \times 2,2 \times 10^{-6}}$$

$$R1 = 36,19 \text{ k}\Omega$$

Nilai R1 yang mendekati dan terdapat dipasaran yaitu resistor 33 k $\Omega$ , sehingga frekuensi *cut off* dapat dihitung kembali yaitu:

$$f_{C_{HPF}} = \frac{1}{2\pi R1 C1} = \frac{1}{2\pi \times 33000 \times 2,2 \times 10^{-6}}$$

$$f_{C_{HPF}} = 2,19 \text{ Hz}$$

Nilai frekuensi *cut off* ini sudah mendekati frekuensi *cut off* yang diinginkan.

Kemudian untuk menentukan nilai R2 dan C2 pada perancangan LPF frekuensi *cut off* 40 Hz, dihitung menggunakan Persamaan 2.11 yaitu :

$$f_{C_{LPF}} = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$40 = \frac{1}{2\pi \times R2 \times C2}$$

$$R2 \times C2 = \frac{1}{80\pi}$$

nilai kapasitor ditentukan terlebih dahulu, karena nilai resistor lebih bervariasi dibandingkan nilai kapasitor. Nilai C2 yang digunakan sebesar 0,33 uF. Maka nilai R2 dapat dihitung yaitu:

$$R2 = \frac{1}{80\pi \times C2} = \frac{1}{80\pi \times 0,33 \times 10^{-6}}$$

$$R2 = 12,2 \text{ k}\Omega$$

Nilai R2 yang mendekati dan terdapat di pasaran yaitu 12 k $\Omega$ .

Karena amplitudo tegangan sinyal EKG keluaran dari AD8232 masih cukup rendah yaitu sekitar 1,1 volt, maka pada perancangan *band filter* ini juga digunakan untuk memperkuat sinyal. Penguatan yang diinginkan pada perancangan ini sebesar 6 kali, sehingga nilai R3 dapat ditentukan menggunakan persamaan 2.12 yaitu :

$$A = 1 + \frac{R2}{R3}$$

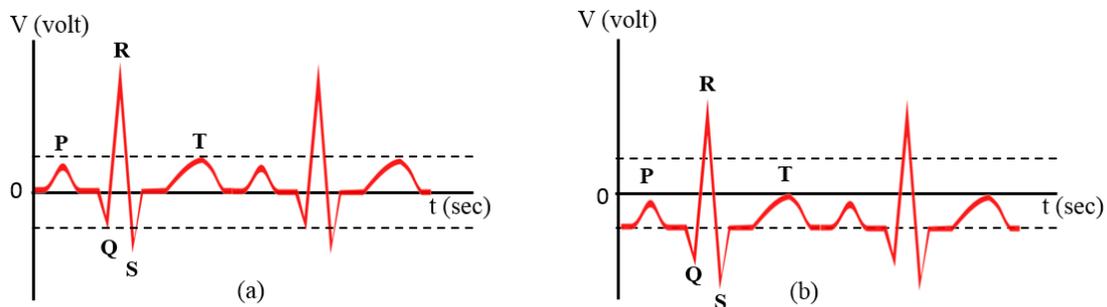
$$6 = 1 + \frac{12}{R_3}$$

$$R_3 = 2,4 \text{ k}\Omega$$

Nilai  $R_3$  yang mendekati dan terdapat di pasaran yaitu 2,2 k $\Omega$ .

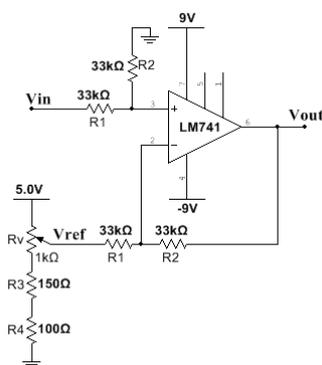
### 3.3.3 Perancangan Rangkaian *Clamper* dengan Menggunakan Penguat Diferensial Dasar

Rangkaian *clamper* pada perancangan ini digunakan untuk menggeser posisi sinyal EKG agar gelombang-gelombang selain R berada di bawah level nol (negatif). Seperti yang diperlihatkan pada ilustrasi Gambar 3.6 (a), gelombang P dan T masih berada di atas level nol (positif). Sedangkan diingkan gelombang-gelombang selain R berada di bawah level nol (negatif), seperti yang diperlihatkan pada Gambar 3.6 (b).



Gambar 3. 6 Ilustrasi (a) sinyal masukan dan (b) keluaran rangkaian *clamper*

Untuk memisahkan gelombang-gelombang selain R tersebut, posisi sinyal EKG harus digeser sampai pada batas tertentu. Pada perancangan ini digunakan rangkaian penguat diferensial dasar untuk menggeser posisi sinyal EKG, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 3.7.



Gambar 3. 7 Desain rangkaian clamper

Nilai resistor ditentukan dengan menggunakan persamaan dari rangkaian penguat diferensial dasar yaitu:

$$V_{out} = (V_{in} - V_{ref}) \frac{R_2}{R_1}$$

di mana  $V_{in}$  adalah amplitudo tegangan gelombang P dan T. Agar posisi gelombang P dan T tersebut berada pada level nol, maka  $V_{out}$  harus bernilai kurang dari nol ( $V_{out} < 0$  volt), sehingga persamaannya menjadi:

$$V_{out} < 0$$

$$\frac{R_2}{R_1}(V_{in} - V_{ref}) < 0$$

Karena diinginkan penguatannya sebesar satu kali, maka nilai  $R_1 = R_2$  dan ditentukan besarnya yaitu  $33k\Omega$ , sehingga persamaannya menjadi :

$$(V_{in} - V_{ref}) < 0 \dots\dots\dots$$

Nilai  $V_+$  didapatkan dengan melakukan pengukuran terhadap amplitudo gelombang P dan T dari beberapa orang. Berikut ini adalah hasil penelitian yang ditunjukkan pada Gambar 3.8.



Gambar 3. 8 Hasil pengukuran gelombang ECG

Dari Gambar 3.8, dapat disimpulkan bahwa besar amplitudo gelombang T sekitar 1 volt ( $V_{in} = 1$  volt), sehingga Persamaan 3.1 menjadi:

$$(1 - V_{ref}) < 0$$

$$V_{ref} > 1 \text{ volt}$$

Jadi agar gelombang-gelombang selain R berada di bawah level nol, maka tegangan masukan pada terminal *inverting* ( $V_{ref}$ ) harus bernilai lebih dari 1 volt.

Cara mengatur  $V_{ref}$  agar bernilai lebih dari 1 volt, yaitu dengan menggunakan potensiometer dan resistor yang dihubungkan dengan terminal *inverting* op-amp (Gambar 3.7). Pada perancangan ini digunakan potensiometer ( $R_v$ ) sebesar  $1k\Omega$  dengan sumber tegangan ( $V_{DD}$ ) sebesar 5 volt. Nilai resistor dapat ditentukan menggunakan prinsip pembagi tegangan, yaitu:

$$V_{ref} = \frac{(R3 + R4)}{(R3 + R4) + Rv} \times VDD$$

$$1 = \frac{(R3 + R4)}{(R3 + R4) + 1000} \times 5$$

$$R3 + R4 + 1000 = 5R3 + 5R4$$

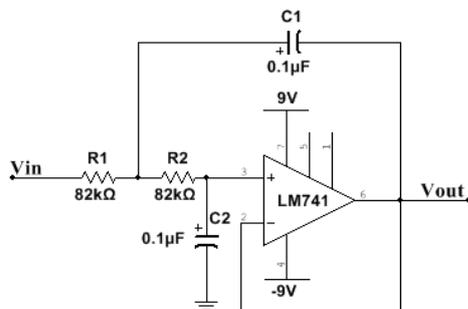
$$4R3 + 4R4 = 1000$$

$$R3 + R4 = 250 \Omega$$

ditentukan nilai  $R3 = 150 \Omega$ , maka nilai  $R4 = 100 \Omega$

### 3.3.4 Perancangan Rangkaian *Low Pass Filter* Frekuensi *Cut-off* 20 Hz

Pada perancangan ini, rangkaian *low pass filter* digunakan untuk meredam *noise* yang diakibatkan oleh kontraksi dari otot-otot lain disekitar elektrode. LPF yang dirancang adalah LPF orde 2 dengan frekuensi *cut off* 20 Hz, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 3.9 .



Gambar 3. 9 Rangkaian *low pass filter*

Nilai resistor dan kapasitor didapatkan dengan menggunakan Persamaan 2.11, yaitu:

$$f_{c_{LPF}} = \frac{1}{2\pi RC}$$

dengan nilai  $R1=R2=R$  dan  $C1=C2=C$  maka,

$$20 = \frac{1}{2\pi \times R \times C}$$

$$RC = \frac{1}{40\pi}$$

Kemudian nilai kapasitor ditentukan terlebih dahulu, karena nilai resistor lebih bervariasi dibandingkan nilai kapasitor. Ditentukan nilai kapasitor yang digunakan sebesar 0,1 uF.

Maka nilai resistor dapat dihitung:

$$RC = \frac{1}{40\pi}$$

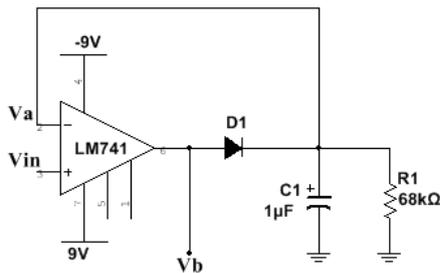
$$R = \frac{1}{40\pi C} = \frac{1}{40\pi \times 0,1 \times 10^{-6}}$$

$$R = 79.6 \text{ k}\Omega$$

Nilai resistor yang ada di pasaran yang mendekati  $79,6 \text{ k}\Omega$  yaitu resistor  $82 \text{ k}\Omega$ .

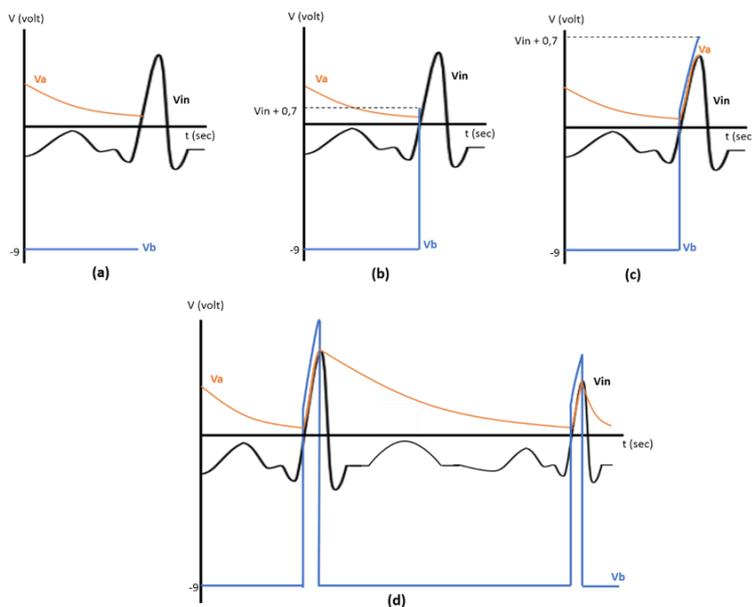
### 3.3.5 Perancangan Rangkaian Detektor Puncak Gelombang R

Pada perancangan ini, terlebih dahulu dibuat rangkaian yang digunakan untuk mendeteksi waktu saat terjadinya puncak gelombang R, yaitu dengan menggunakan komponen op-amp, dioda dan kapasitor, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 3.10. Tegangan catu op-amp yang digunakan sebesar 9 dan -9 volt dan sinyal masukan berada di terminal *noninverting*.



Gambar 3. 10 Rangkaian detektor puncak gelombang

Adapun prinsip kerja rangkaian pada Gambar 3.10 di atas yaitu, ketika  $V_{in}$  lebih kecil dari  $V_a$ , maka tidak ada arus yang mengalir pada dioda dan op-amp bekerja sebagai komparator dengan nilai penguatan yang tak terhingga, sehingga nilai  $V_b$  sama dengan  $-V_{sat}$  op amp ( $V_b = -V_{sat} = -9 \text{ volt}$ ), ilustrasi sinyalnya diperlihatkan pada gambar 3.11 (a).



Gambar 3. 11 Ilustrasi sinyal masukan dan keluaran detektor puncak gelombang

Namun, ketika  $V_{in}$  lebih besar sedikit saja dari  $V_a$ , maka  $V_b$  akan mengalami loncatan tegangan sampai di  $V_{in} + 0,7 \text{ volt}$  (Gambar 3.11 (b)). Dioda menjadi aktif dan op-amp

bekerja sebagai rangkaian *voltage follower*, dan bentuk sinyal  $V_b$  akan mengikuti bentuk sinyal  $V_{in}$  dengan nilai  $V_b = V_{in} + 0,7$  volt. Kemudian kapasitor akan mengisi muatannya sampai pada puncak gelombang (Gambar 3.11 (c)). Ketika  $V_{in}$  berubah lebih kecil sedikit saja dari  $V_a$ , maka op-amp akan kembali bekerja sebagai komparator dan  $V_b$  akan turun drastis menjadi  $-V_{saturasi}$  ( $V_b = -9$  volt), seperti yang diperlihatkan pada gambar 3.11 (c)

Namun, karena ada kemungkinan amplitudo gelombang R berikutnya lebih rendah dibandingkan gelombang R sebelumnya, maka terdapat komponen resistor setelah kapasitor, tujuannya yaitu untuk mengatur kembali tegangan pada kapasitor. Adapun cara menentukan nilai  $R_1$  dan  $C_1$  yaitu:

- 1) Mengukur lbesar amplitudo tegangan noise yang terdapat pada baseline menggunakan osiloskop. Diperoleh besarnya 0,1 volt.
- 2) Mengukur besar amplitudo tegangan gelombang R pada sinyal masukan menggunakan osiloskop. Diperoleh besarnya 5,6 volt
- 3) Menentukan nilai R dan C menggunakan Persamaan 2.13:

$$V_t = V_0 \times e^{-\frac{t}{RC}}$$

dengan,

$V_t$  = Amplitudo tegangan noise pada baseline (V)

$V_0$  = Amplitudo tegangan gelombang R pada sinyal masukan (V)

$t$  = jarak terbesar interval gelombang R (sekon) = 300 ms

sehingga,

$$V_t = V_0 \times e^{-\frac{t}{RC}}$$

$$0,1 = 5,6 \times e^{-\frac{t}{RC}}$$

$$e^{-\frac{t}{RC}} = 0,017$$

$$-\frac{t}{RC} = \ln 0,017$$

$$-\frac{t}{RC} = -4,07$$

$$-\frac{0,3}{RC} = -4,07$$

$$RC = 0,07$$

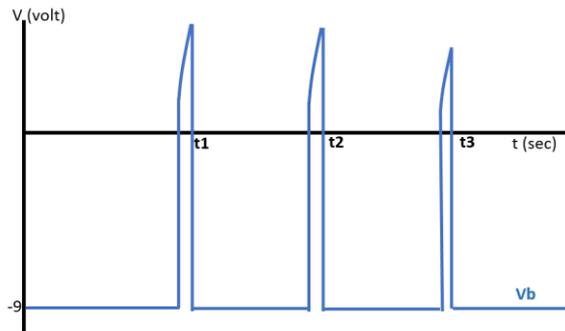
nilai C ditentukan 1 uF, maka:

$$R = \frac{0,07}{1 \times 10^{-6}}$$

$$R = 70k\Omega$$

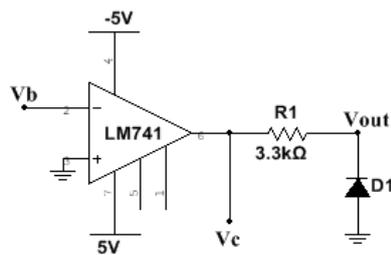
nilai yang mendekati dan ada di pasaran yaitu 68k $\Omega$

### 3.3.6 Perancangan Rangkaian Komparator dan *Clipper* Negatif



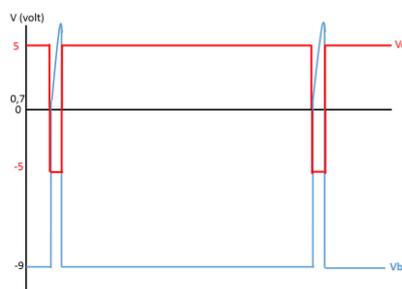
Gambar 3. 12 Ilustrasi sinyal keluaran detektor puncak gelombang R

Gambar 3.12 di atas adalah bentuk sinyal keluaran dari detektor pucak gelombang R, di mana sinyal ini telah menunjukkan waktu-waktu saat terjadinya puncak gelombang R yaitu  $t_1$ ,  $t_2$  dan seterusnya. Agar sinyal ini nantinya dapat diproses oleh mikrokontroler dalam mendapatkan nilai interval RR, maka sinyal  $V_b$  perlu dikondisikan lagi menggunakan rangkaian komparator dan *clipper* negatif yang diperlihatkan pada Gambar 3.13.



Gambar 3. 13 Rangkaian komparator dan *clipper* negatif

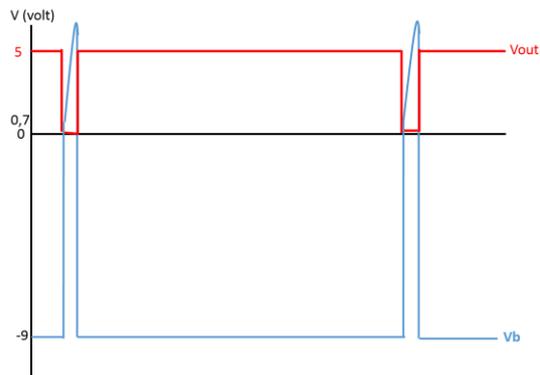
Op-amp digunakan sebagai komparator *inverting* dengan catu tegangan yang digunakan sebesar 5 dan -5 volt. Adapun cara kerja rangkaian ini yaitu, ketika nilai  $V_b$  kurang dari 0 volt maka nilai  $V_c$  sama dengan +  $V_{saturasi}$  ( $V_c = 5$  volt) dan jika nilai  $V_b$  lebih dari 0 volt maka nilai  $V_c$  sama dengan -  $V_{saturasi}$  ( $V_c = -5$  volt), ilustrasi sinyalnya diperlihatkan pada Gambar 3.14.



Gambar 3. 14 Ilustrasi sinyal keluaran komparator

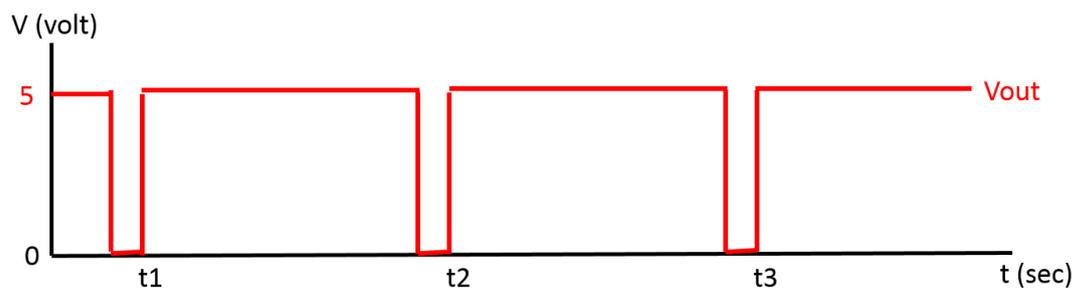
Kemudian, agar range tegangannya dapat dibaca oleh mikrokontroler, maka pada bagian keluaran op-amp ditambahkan rangkaian pemotong sinyal negatif (*clipper* negatif) yang

terdiri dari resistor dan dioda, sehingga keluaran sinyal detektor R seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.15



Gambar 3. 15 Ilustrasi sinyal keluaran rangkaian clipper

Ilustrasi bentuk sinyal keluaran sistem diperlihatkan pada Gambar 3.16, di mana sinyal keluarannya berupa sinyal kotak dengan amplitudo tegangans sekitar 5 volt dan bagian *rising edge* menunjukkan waktu-waktu saat terjadinya puncak gelombang R pada sinyal EKG.



Gambar 3. 16 Ilustrasi sinyal keluaran sistem

