

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Spesifikasi Alat

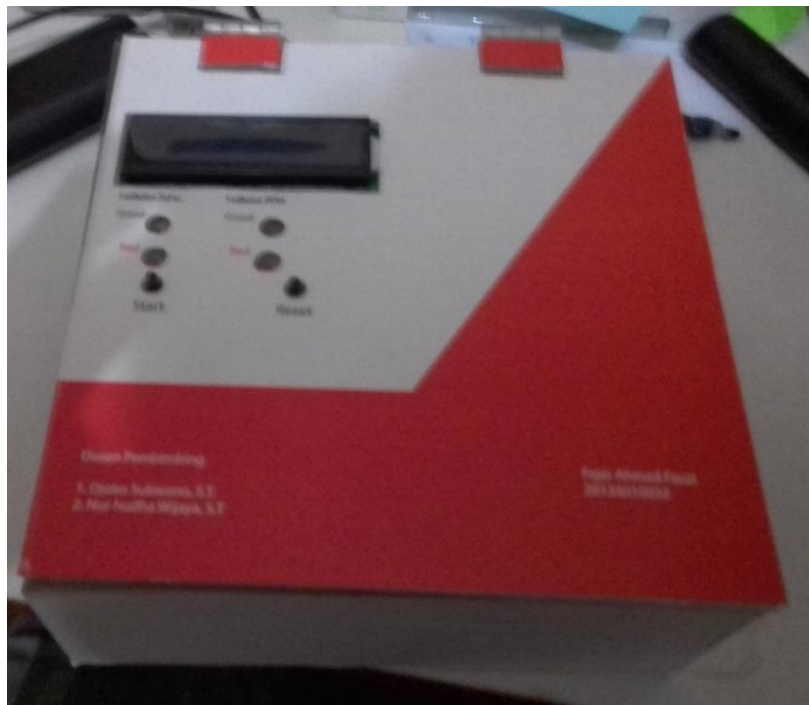
Dalam pembahasan spesifikasi alat ini penulis memberikan keterangan kapasitas tegangan yang dipenuhi supaya alat dapat bekerja dengan baik. Berikut ini penulis cantumkan spesifikasi alat beserta gambar modul yang sudah dibuat.

Fungsi Alat : Monitoring BPM dan Suhu

Tegangan Catu Daya : 5 Volt DC

Arus : 1 Ampere

Tegangan Sumber Charger : 110/220 Volt AC



Gambar 4.1. Modul monitoring BPM dan suhu

4.2. Pengujian dan Pengukuran Modul

Setelah membuat modul, maka langkah berikutnya melakukan pengujian dan pengukuran. Untuk itu penulis, melakukan pendataan melalui beberapa tahap proses pengukuran dan pengujian. Tujuan pengukuran dan pengujian adalah untuk mengetahui ketepatan dari pembuatan modul dan memastikan masing-masing bagian (komponen) dari seluruh rangkaian alat telah berfungsi sesuai apa yang telah direncanakan.

Langkah-langkah pengukuran dan pengujian modul ini dapat diuraikan dalam beberapa tahap, sebagai berikut:

1. Menyiapkan peralatan yang dibutuhkan, terutama alat ukur dan alat pembanding.
2. Menyiapkan tabel untuk mencatat hasil pengukuran.
3. Menguji alat dengan mengadakan pengukuran terhadap *test point* masing-masing bagian sesuai pengukuran yang telah kami tentukan.
4. Menguji alat dengan mengadakan pengukuran BPM dan suhu pada SPO2 dan *Thermometer* sebagai pembanding modul.
5. Mencatat hasil pengukuran dan perhitungan dalam tabel yang telah disediakan.
6. Melakukan penghitungan terhadap hasil pengukuran untuk mengetahui tingkat *error*, simpangan, rata-rata dan standar *deviasi*.

4.3. Teknik Analisis Data

Rangkaian BPM menghasilkan *output* berupa sinyal jantung pasien yang akan diukur. Dari sinyal tersebut nantinya akan dicari titik tertinggi sinyal dan akan dihitung jumlahnya dalam 60s untuk menentukan jumlah BPM pasien. Sedangkan untuk suhu, nilai pembacaan suhu dari *output sensor* akan diolah untuk menentukan suhu tubuh pasien. Dari pengukuran dilakukan beberapa kali percobaan kemudian hasil pengukuran dibandingkan dengan nilai *standart* dan dicari nilai rata-rata, nilai *standart* deviasi (SD), ketidakpastian dan nilai *error* dengan rumus sebagai berikut :

4.3.1. Rata-rata

Rata-rata adalah bilangan yang di dapat dari hasil pembagian jumlah nilai data oleh banyaknya data dalam kumpulan tersebut.

Rumus rata-rata :

$$\text{Rata - rata } (X') = \frac{X_1+X_2+..+X_n}{n} \quad (4-1)$$

Dimana,

X' = Rata-rata

$X_1...X_n$ = Nilai data

N = Banyak data

4.3.2. Standar deviasi

Standar deviasi adalah suatu nilai yang menunjukkan tingkat (derajat) variasi kelompok data atau ukuran standar penyimpangan dari

rata-ratanya. Jika standar deviasi semakin kecil maka data tersebut semakin presisi.

Rumus standar deviasi :

$$SD = \sqrt{\frac{x'_1 - x^2 + (x_2 - x')^2 + \dots + (x_1 - x')^2}{n-1}} \quad (4-2)$$

Dimana,

X' = Rata- rata

X_1, \dots, X_n = Nilai data

N = Banyak data

4.3.3. Nilai ketidakpastian

Ketidakpastian merupakan suatu parameter berupa dispersi nilai-nilai yang mungkin diambil sebagai nilai besaran ukur. Ketidakpastian merupakan ketidakpastian yang dievaluasi berdasarkan metode statistik yang dapat dirumuskan sebagai berikut :

Rumus ketidakpastian :

$$\text{Ketidakpastian} = \frac{S_n}{\sqrt{n}} \quad (4-3)$$

Dimana,

S_n = Standar deviasi

n = Jumlah seluruh data

4.3.4. Nilai Error

Error (Rata-rata Simpangan) adalah selisih antara *mean* terhadap masing-masing data.

Rumus *error* :

$$Error = \frac{x-x_1}{x} \times 100\% \quad (4-4)$$

Dimana,

X = data yang diukur

X' = Rata-rata

4.4. Hasil Pengukuran dan Analisa

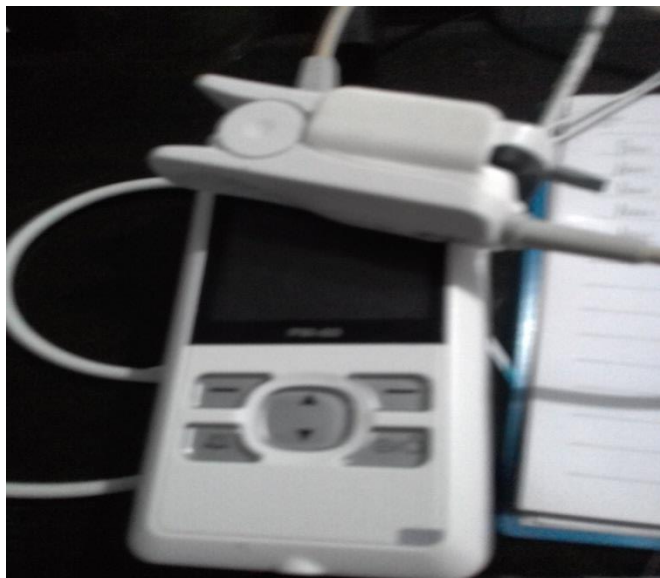
4.4.1. Pengukuran BPM

Dalam pengukuran BPM ini penulis akan membandingkan alat kalibrator yang sudah laik digunakan dengan alat modul yang dibuat oleh penulis sendiri. Berikut alat kalibrator beserta spesifikasi alat:

Merek : *Pulse Oximeter Mindray*

Type : MEC-1000

Tegangan : 5 volt



Gambar 4.2. Alat kalibrator BPM

Data berikut ini merupakan data yang diperoleh dari hasil pengukuran terhadap 5 orang pasien, dengan masing-masing pasien 5 kali pengukuran. Dalam proses pengambilan data pasien dikondisikan tenang tidak melakukan aktifitas yang berlebihan.

Tabel 4.1. Pengukuran BPM pasien 1 dan pasien 2

Pengukuran ke-	Pasien 1 (BPM)		Pasien 2 (BPM)	
	Ref.	F	Ref.	F
1	77	80	71	70
2	72	76	75	73
3	73	76	71	71
4	73	74	71	73
5	75	76	72	73
<i>Mean</i>	74	76,4	72	72
SD	2	2,719	1,73	1,41
UA	0,9%	1,23%	0,8%	0,63%
<i>% error</i>	3,2%	3,1 %	0%	0%

Keterangan :

Ref. = Alat kalibrator atau alat pembanding yang sudah standar (laik pakai).

F = Alat yang dibuat oleh penulis.

Tabel 4.2. Pengukuran BPM pasien 3, pasien 4 dan pasien 5

Pengukuran ke	Pasien 3 (BPM)	Pasien 4 (BPM)	Pasien 5 (BPM)
---------------	----------------	----------------	----------------

	Ref.	F	Ref.	F	Ref.	F
1	83	86	83	81	83	80
2	89	83	85	82	82	80
3	83	83	87	85	78	76
4	88	86	83	81	77	75
5	84	84	84	81	80	78
Mean	85,4	84,4	84,4	82	79,2	77,8
SD	2,88	1,48	1,67	1,73	2,66	2,28
Ua	1,01%	0,66%	0,74	0,8%	1,2%	1,01%
%Error	1,17	1,18%	2,8%	2,92%	1,76%	1,79%

KKeterangan :

Ref. = Alat kalibrator atau alat pembanding yang sudah standar (laik pakai).

F = Alat yang dibuat oleh penulis.

4.4.2. Pengukuran suhu

Data berikut ini merupakan data yang diperoleh dari hasil pengukuran terhadap 3 orang pasien, dengan masing-masing pasien 3 kali pengukuran. Dalam proses pengambilan data, *sensor* diletakkan di ketiak.

Tabel 4.3. Pengukuran suhu badan 3 pasien

NO	Pasien	SUHU 1 (°C)		SUHU 2 (°C)		SUHU 3 (°C)		SUHU 4 (°C)		SUHU 5 (°C)	
		Ref.	F	Ref.	F	Ref.	F	Ref.	F	Ref.	F
1	Pasien 1	36	36	37	36	37	36	36	36	36	35

2	Pasien 2	37	36	38	37	37	36	36	36	37	37
3	Pasien 3	37	37	37	36	38	37	37	36	37	36

Keterangan :

Ref. = Alat kalibrator atau alat pembanding yang sudah standar (laik pakai).

F = Alat yang dibuat oleh penulis.

Tabel 4.4. Analisis data suhu badan 3 pasien

Pengukuran ke-	SUHU 1 (°C)		SUHU 2 (°C)		SUHU 3 (°C)	
	Ref.	F	Ref.	F	Ref.	F
1	36	36	37	37	37	37
2	36	37	37	37	37	37
3	36	36	37	38	38	38
4	36	36	37	37	37	37
5	36	36	37	38	37	37
<i>Mean</i>	36	36,2	37	37,4	37	37
SD	0	0,44	0	0,54	0	0
UA	0	0,2	0	0,24	0	0
<i>%Error</i>	0,5	0,6%	0,54	1,07%	0	0

Keterangan :

Ref. = Alat kalibrator atau alat pembanding yang sudah standar (laik pakai).

F = Alat yang dibuat oleh penulis.

4.5. Analisa Keseluruhan Data Pengukuran

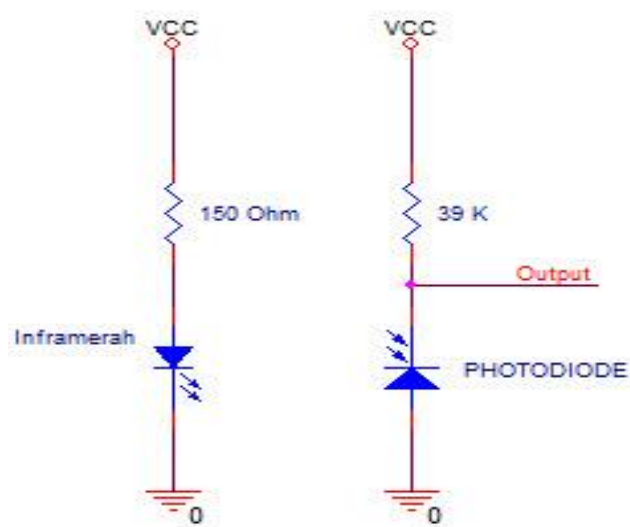
Dari hasil pengukuran BPM dan Suhu tubuh dapat diambil kesimpulan bahwa hasil yang dapat sangat bervariasi, tetapi penulis berpendapat bahwa

hasil yang diperoleh tidak berbeda jauh dari hasil yang di dapat melalui alat yang sudah terkalibrasi (laik digunakan). Banyak faktor yang mempengaruhi hasil pengukuran, diantaranya:

1. Pasien tidak tenang dalam pengukuran.
2. Peletakan sensor yang tidak tepat.
3. Peletakan sensor suhu tidak sama pada kalibrator.

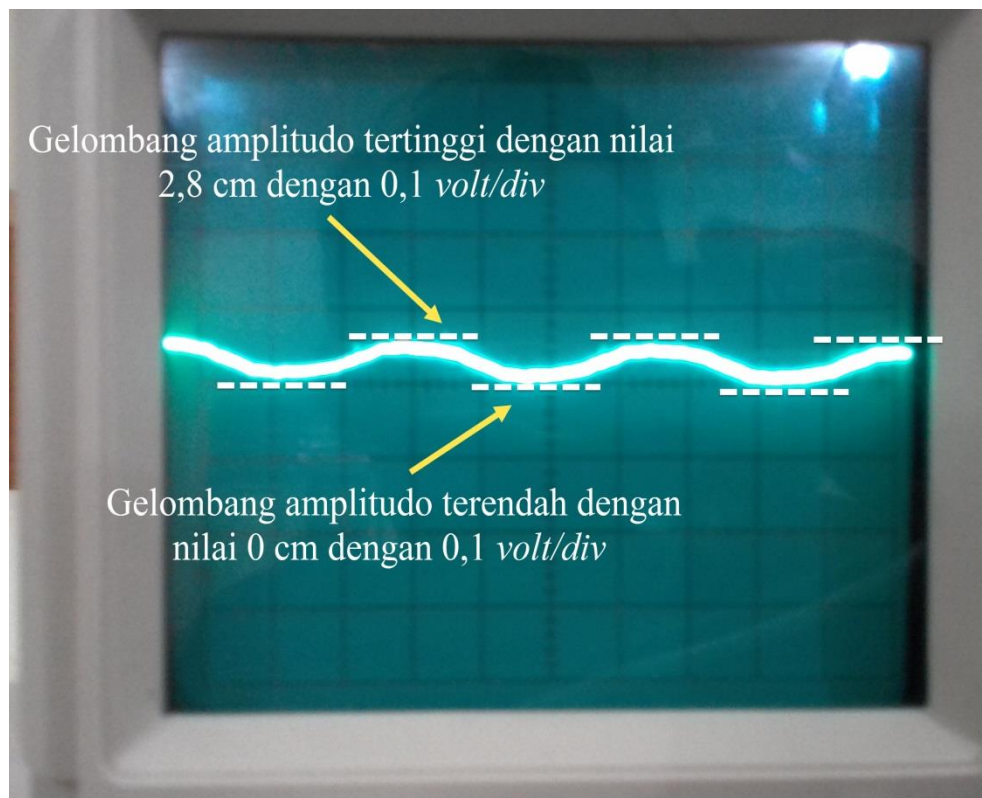
4.6. Rangkaian *Sensor Heart Rate*

Melakukan pengukuran terhadap sensor *heart rate* di *output* photodiode dengan alat osiloskop. Berikut rangkaian sensor *heart rate* yang dipakai dalam pembuatan modul ini.



Gambar 4.3 Rangkaian *sensor heart rate*

Hasil pengukuran *output* photodiode di alat osiloskop sebagai berikut:



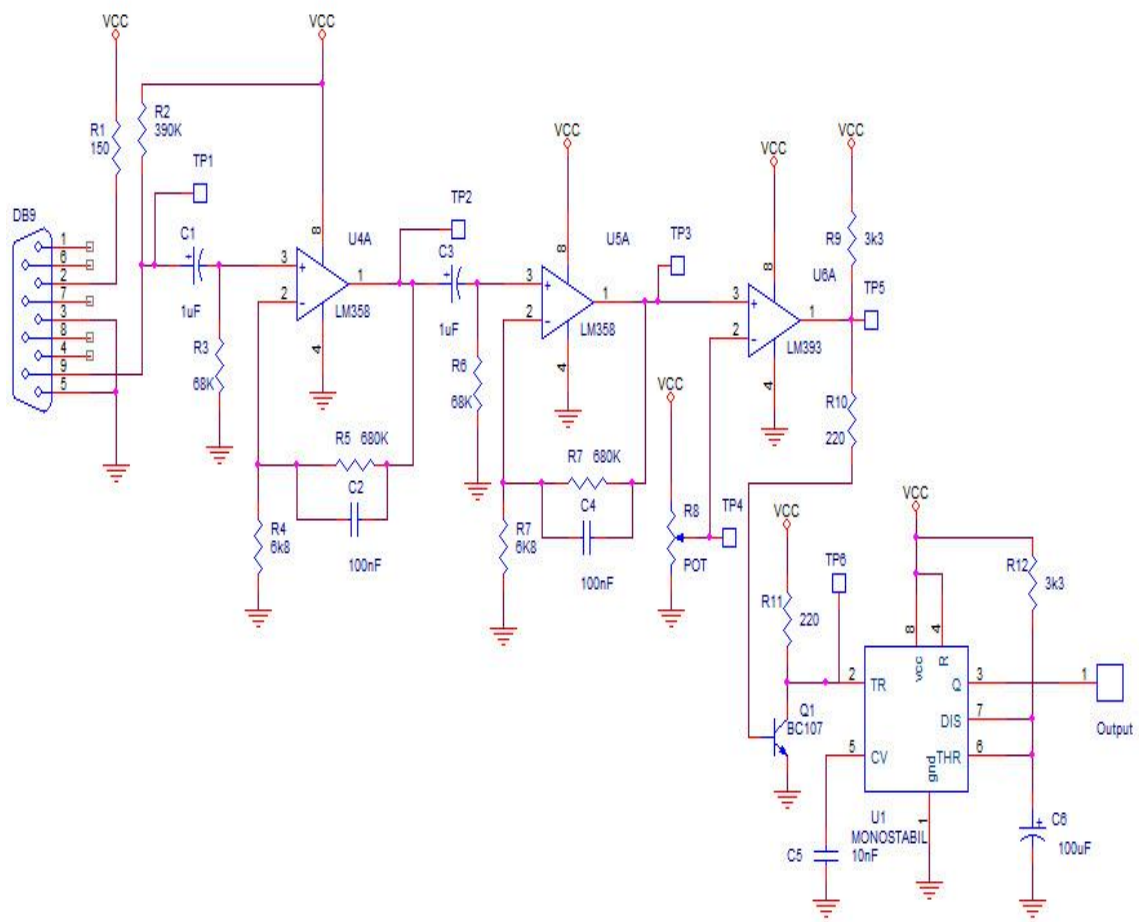
Gambar 4.4. *Output* sinyal photodiode

Output photodiode masih sangat kecil dalam skala orde ukuran mV. Secara perhitungan matematis amplitudo dapat dihitung dengan rumus sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
 \text{Amplitudo} &= \text{Tinggi gelombang} \times \text{volt/div} \\
 &= 2,8 \times 0,1 \\
 &= 0,28 \text{ V atau } 280 \text{ mV.}
 \end{aligned}$$

4.7. Rangkaian Pengkondisi Sinyal

Dalam membuat *project* ini penulis memberikan sedikit gambaran bagian-bagian *layout* rangkaian. Rangkaian berikut ini merupakan rangkain penguat utama (pengkondisi sinyal).



Gambar 4.5. Rangkaian pengkondisi sinyal

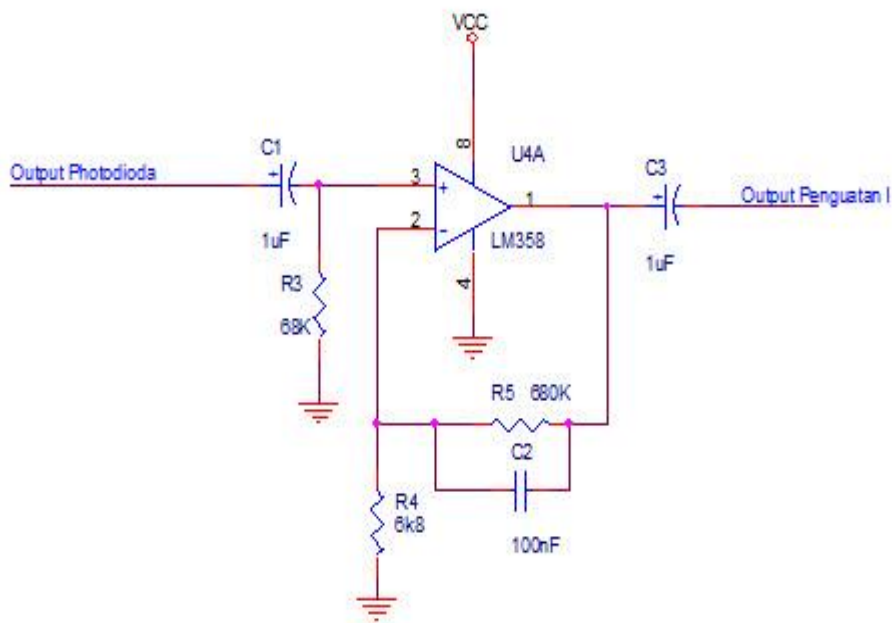
Kontraksi jantung pada saat memompa darah menimbulkan denyutan yang dapat dirasakan pada pembuluh nadi di beberapa tempat, namun penelitian ini penulis menitikberatkan pada bagian jari telunjuk. Peristiwa inilah yang dimanfaatkan untuk melakukan pengukuran denyut jantung menggunakan sistem depan-belakang.

Menurut penelitian penulis pengukuran yang efektif dilakukan dengan sistem depan-belakang, karena dapat meningkatkan performa ketelitian sensor karena berhubungan dengan jarak dari *source lamp* dan *detector* yang

berhadapan. Maka penulis menggunakan sistem depan-belakang, untuk memperoleh hasil yang lebih baik. Setelah dilakukan penelitian dengan menggunakan sistem tersebut didapatkan nilai pengukuran yang akurat dan baik. Karena sistem depan belakang memanfaatkan sinar infra merah untuk menembus darah, sehingga langsung efektif tingkat penetrasi dari infra merah jika terjadi kondisi 2 hal; pertama kondisi dimana darah memiliki kandungan yang lebih banyak CO₂, kedua kondisi dimana darah memiliki kandungan O₂ yang lebih banyak daripada CO₂. Sinar tersebut akan ditangkap oleh photodiode. Intensitas cahaya yang ditangkap oleh photodiode tergantung dari *volume* darah sendiri. Jadi ketika jantung berkontraksi, akan merubah intensitas cahaya yang ditangkap oleh photodiode. Perubahan amplitudo yang kecil inilah yang dikonversi menjadi pulsa denyut nadi.

4.7.1. Penguatan pertama

Output dari sensor akan difilter menggunakan *low pass filter* agar dapat melewati sinyal tubuh. Kemudian sinyal diteruskan ke rangkaian *non-inverting amplifier*.



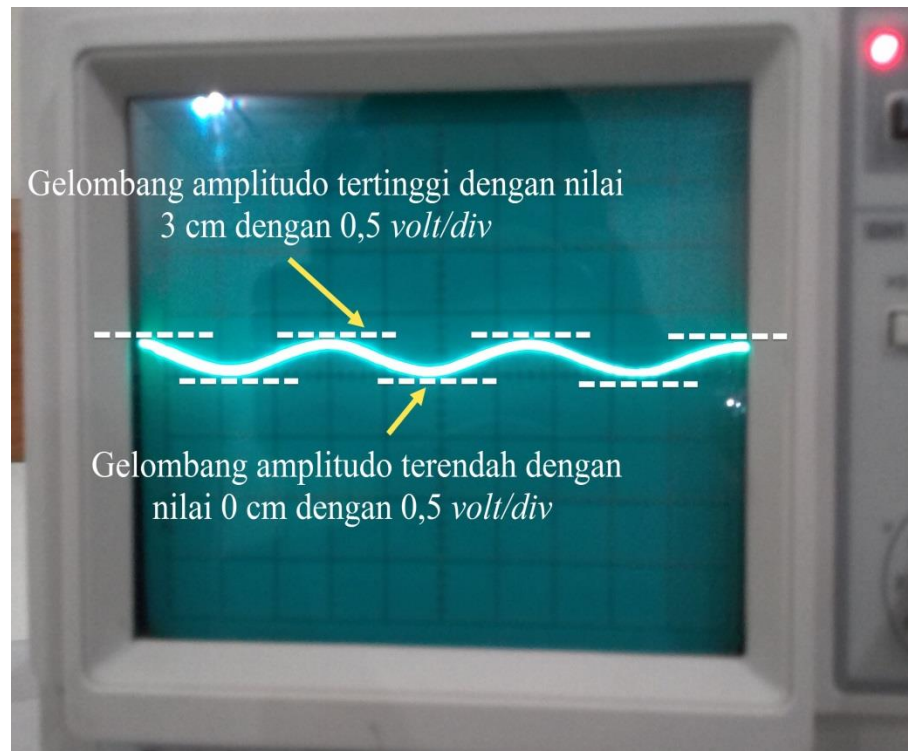
Gambar 4.6. Rangkaian penguatan pertama

Besar penguatan pertama dapat dihitung dengan rumus penguat *non-inverting amplifier* sesuai dengan persamaan rumus (2-2).

Rumus penguatan :

$$\begin{aligned}
 \text{Gain} &= \left(1 + \frac{R1}{R2}\right) \\
 &= \left(1 + \frac{68000}{6800}\right) \\
 &= 101 \text{ kali}
 \end{aligned}$$

Hasil penguatan melalui alat osiloskop sebagai berikut:



Gambar 4.7 *Output* sinyal penguatan pertama

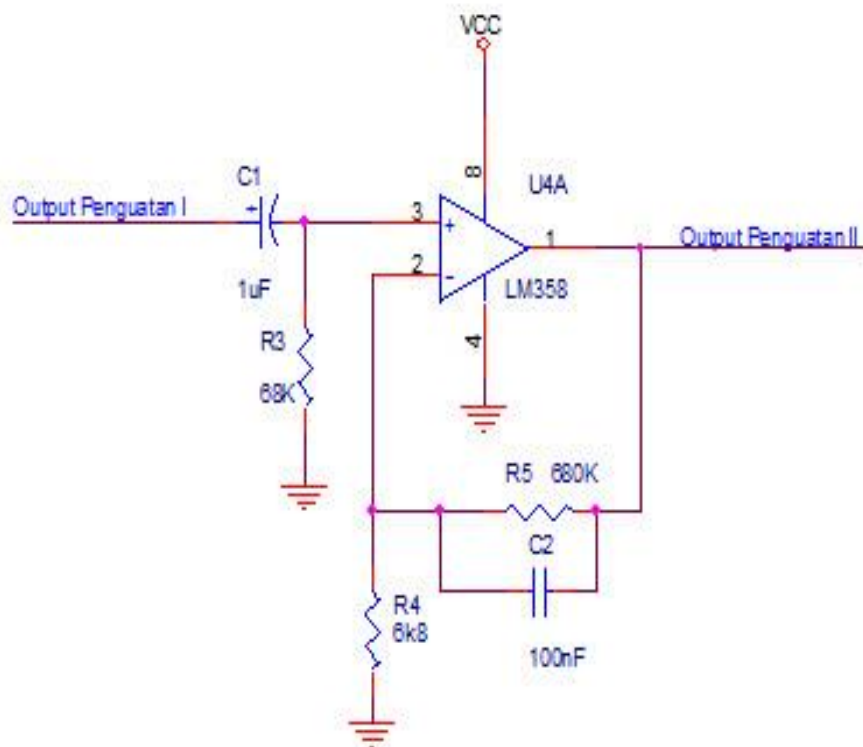
Dengan melihat hasil gambar diatas maka amplitudo dapat dihitung melalui rumus berikut:

$$\begin{aligned}
 \textit{Amplitudo} &= \textit{Tinggi gelombang} \times \textit{volt/div} \\
 &= 3 \times 0,5 \text{ V} \\
 &= 1,5 \text{ V}
 \end{aligned}$$

Sehingga didapatkan *output* sinyal dipenguatan pertama, memiliki tegangan sebesar 1,5 Volt.

4.7.2. Penguatan kedua

Sinyal *output* dikeluarkan pertama masih terlalu kecil sehingga dikuatkan kembali pada penguatan kedua. Berikut gambar rangkaian di penguat kedua:



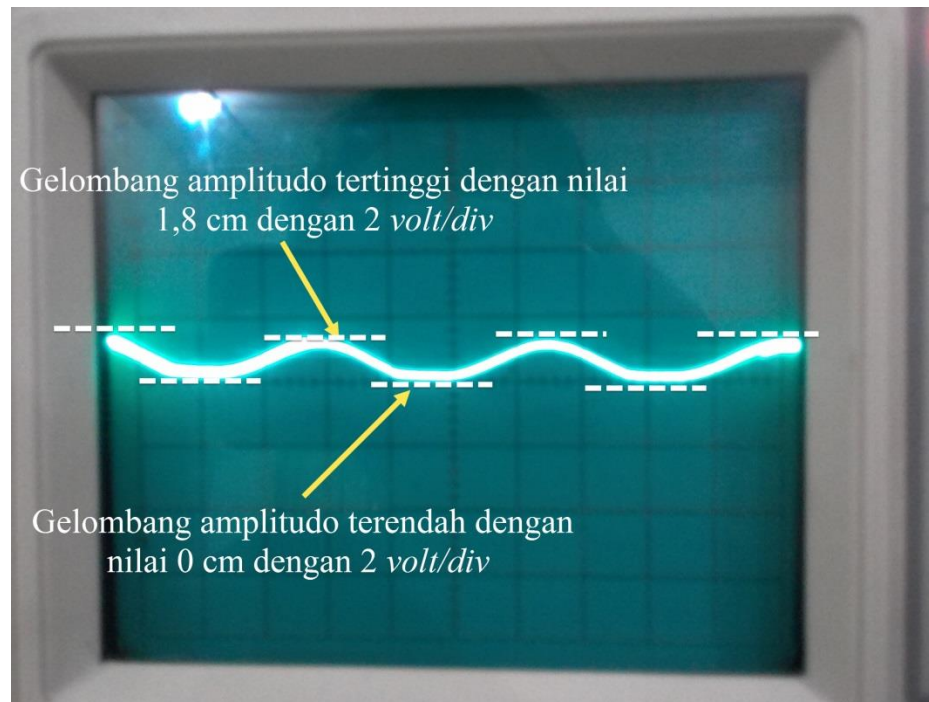
Gambar 4.8. Rangkaian penguatan kedua

Besar penguatan kedua dapat dihitung dengan rumus penguat *non inverting amplifier* sesuai dengan persamaan rumus (2-2).

Rumus penguatan :

$$\begin{aligned}
 \text{Gain} &= \left(1 + \frac{R1}{R2}\right) \\
 &= \left(1 + \frac{68000}{6800}\right) \\
 &= 101 \text{ kali}
 \end{aligned}$$

Hasil penguatan melalui alat osiloskop sebagai berikut:



Gambar 4.9. *Output* sinyal penguatan kedua

Dengan melihat hasil gambar diatas maka amplitudo dapat dihitung melalui rumus berikut:

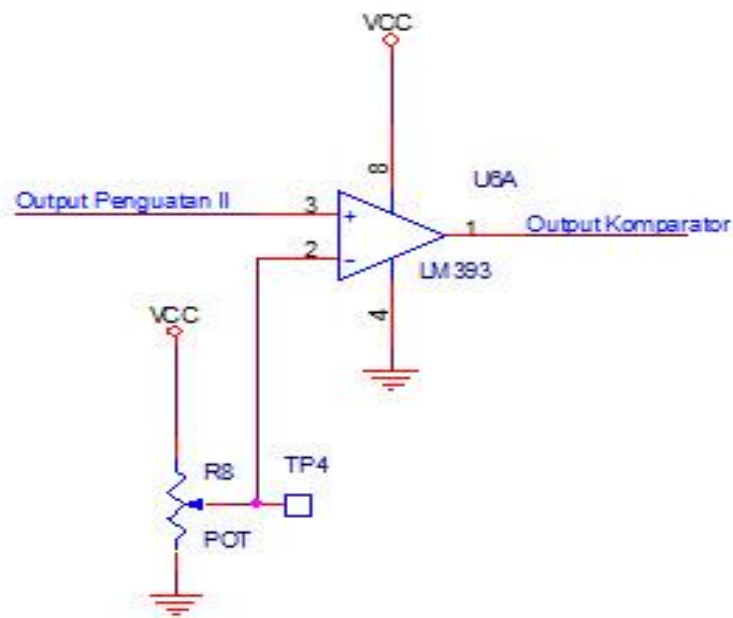
$$\begin{aligned}
 \textit{Amplitudo} &= \textit{Tinggi gelombang} \times \textit{volt/div} \\
 &= 1,8 \times 2 \text{ V} \\
 &= 3,6 \text{ V}
 \end{aligned}$$

Maka didapatkan *output* sinyal dipenguatan kedua, memiliki tegangan sebesar 3,6 Volt. Hal ini dikarenakan karakteristik dari LM358 yang menurunkan tegangan *supply* hingga 1,5 Volt dari tegangan *supply* 5 Volt.

4.7.3. Mengatur tegangan referensi 0,438 volt pada komparator

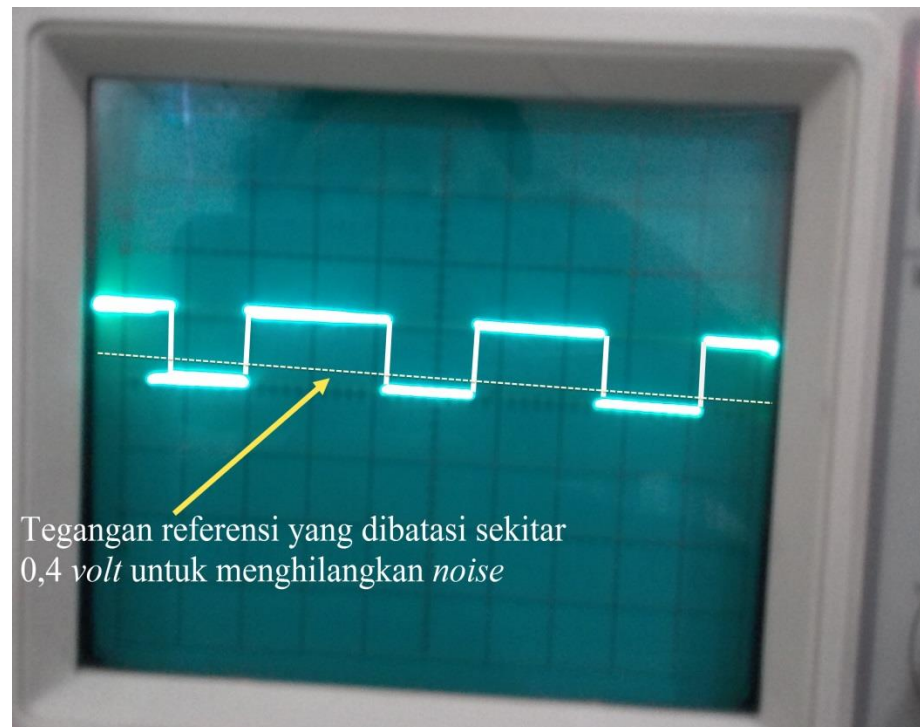
Output dari penguatan inilah yang akan digunakan sebagai *input* komparator pembanding, yang akan membandingkan inputan dengan

tegangan referensi yang telah di atur sesuai tingkat kepresisian perhitungan *counter*. Karena ini akan sangat berpengaruh pada perhitungan di *pin T0 counter* mikrokontroler. Jika tidak presisi maka perhitungan dapat acak (terjadi *random*). Karena fungsi komparator hanya untuk membatasi sinyal terendah yang terbaca sebagai detak, sedikit *noise* akan mengganggu perhitungan *counter*. Berikut gambar rangkaian komparator.



Gambar 5.0. Rangkaian komparator

Hasil nilai komparator melalui alat osiloskop sebagai berikut:



Gambar 5.1. *Output* sinyal pembatasan tegangan oleh komparator

Gambar diatas memberikan ilustrasi bahwa tegangan komparator membatasi tegangan *noise* sekitar 0,438 Volt. Dan akan menghasilkan logika *high* atau *low*.

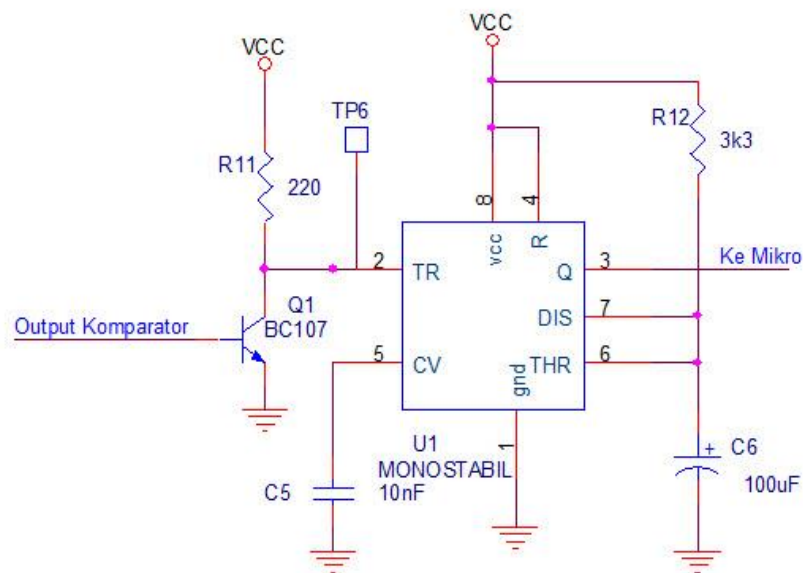
Perhitungan matematis tegangan referensi komparator sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
 \text{Amplitudo} &= \text{Tinggi gelombang} \times \text{volt/div} \\
 &= 2,19 \times 0.2 \text{ V} \\
 &= 0,438 \text{ V}
 \end{aligned}$$

Output komparator yang menghasilkan logika *High* dan *Low* sesuai dengan sinyal *output* dari penguatan kedua.

4.7.4. Melakukan pengukuran *output monostable* NE555

Output dari komparator akan mentrigger transistor yang menyebabkan *monostable* bekerja. Ketika *monostable* mendapat *trigger input* berupa perubahan tegangan *high* ke *low* sekali, maka *outputnya* akan berupa logika 1 selama waktu yang ditentukan melalui perhitungan *monostable*.



Gambar 5.2. Rangkaian *monostable*

Output dari *monostable* akan membentuk gelombang kotak sebesar 5V dan 0 V yang berfungsi agar bisa terbaca oleh *pin counter* mikrokontroler. Perhitungan secara matematis *filter* sesuai dengan persamaan rumus (2-3) sebagai berikut ini:

$$f_{c \text{ filter}} = \frac{1}{2\pi \times 0,68M \times 100nf}$$

$$= 2,34 \text{ Hz}$$

Diketahui $f = 2,34 \text{ Hz}$, berikut untuk menentukan rumus periode.

$$T = \frac{1}{f}$$

$$T = \frac{1}{2,34}$$

$$T = 0,43s$$

Sehingga T *monostable* diatur dibawah T *fc filter*, sesuai dengan persamaan rumus (2-4), maka perhitungan matematis bisa diuraikan sebagai berikut :

$$\begin{aligned} f &= \frac{1}{1,1 \times RC} \\ &= \frac{1}{1,1 \times 3300 \times 100mF} \\ &= 2,75 \text{ Hz} \end{aligned}$$

Perhitungan matematis untuk menentukan rumus periode.

$$T = \frac{1}{f}$$

$$T = \frac{1}{2,75}$$

$$T = 0,363 \text{ s}$$

4.8. Rangkaian Suhu Tubuh

Spesifikasi dari rangkaian suhu tubuh antara lain :

1. Tegangan *supply* yang digunakan 5V dan *Ground*.
2. Menggunakan IC 358 sebagai *buffer*.

Derajat Suhu	Tegangan <i>Output</i> LM35 (mV)
38°C	37,5
39°C	38,8
40°C	39,8

4.9. Analisa Umum

4.9.1. Program

Penulis menggunakan aplikasi *compiler* atau penerjemah (*software*)

Codevision AVR compiler (CV AVR).

Berikut *listing* program BPM dan suhu badan.

```

void suhu_hitung()
{V=read_adc(0); //membaca ADC
suhu=(float)(V*100)/196; //Konversi suhu
ftoa(suhu,1,stdio);
lcd_gotoxy(0,1);
lcd_putsf("SUHU:");
sprintf(str,"%s",stdio); //konversi
string
lcd_gotoxy(5,1);
lcd_puts(str); //menampilkan data string
lcd_putchar(223);
lcd_putsf("C");
lcd_gotoxy(8,1);
delay_ms(1000);
indikator_SUHU(); }

```

Listing 4.1. listing program BPM.

```

void bpm_hitung()
{lcd_gotoxy(0,0);
lcd_putsf("BPM :");
bpm_START();
bpm=TCNT0; // mengubah variabel data TCNT0
sprintf(bpm1,"%i",bpm); //mengubah string
lcd_gotoxy(5,0);
lcd_puts(bpm1); // menampilkan data ke LCD
lcd_gotoxy(9,0);
lcd_putsf("BM");
if(detik>=60) //Batas waktu 60 s
{bpm_STOP(); // Batas waktu selesai
indikator_BPM();}

```

Listing 4.2 listing program suhu.

4.9.2. Kelebihan alat

1. Menggunakan *supply* daya yang dapat di isi ulang.
2. Tambahan parameter suhu.
3. Sistem yang dibuat untuk *portable*.

4.9.3. Kekurangan alat

1. Bentuk *box* yang relatif lebih besar.
2. Adanya *trigger* daya *on*.

4.9.4. SOP penggunaan alat

1. Tekan tombol *trigger*.
2. Tekan tombol *On* untuk menghidupkan dan *Off* untuk mematikan.
3. Pastikan *sensor heart rate* dan suhu terpasang dengan baik.

4. Tekan tombol *Start* untuk memulai dan *Reset* untuk mengembalikan sistem semula.