

***DIGITAL HARVARD STEP TEST BERBASIS
MIKROKONTROLER ATMEGA 8***

Naskah Publikasi

Diajukan Kepada Universitas Muhammadiyah Yogyakarta untuk Memenuhi
Sebagian Persyaratan Guna Memperoleh Gelar Ahli Madya (A.Md) Program
Studi D3 Teknik Elektromedik



Oleh
Alfia Khairina
20153010003

**PROGRAM STUDI
D3 TEKNIK ELEKTROMEDIK
PROGRAM VOKASI
UNIVERSITAS MUHAMMADIYAH YOGYAKARTA
2018**

Digital Harvard Step Test Berbasis Mikrokontroler ATmega 8

Alfia Khairina¹, Wisnu Kartika², Muhammad Irfan³

Prodi D3 Teknik Elektromedik Program Vokasi

Universitas Muhammadiyah Yogyakarta

Jln. Lingkar Selatan Tamantirto, Kasihan, Bantul-DIY, Indonesia 555185

Telp. (0274) 387656, Fax (0274) 387646

Email : Alfia.rina40@gmail.com, wisnu2007@umy.ac.id

ABSTRACT

Cardiovascular endurance is an important component in physical fitness in which the heart system, blood vessels and lungs function optimally in a state of rest and work in taking oxygen and channeling oxygen to the active tissue so that it can be used in the body's metabolic processes. The decline in the cardiovascular work system causes the heart-lung system not to work optimally, this will lead to the onset of degenerative diseases, namely low physical activity which will usually affect heart disease, chest pain and stroke. Harvard Bench Test (Harvard Step Test) is a method often used to measure the ability of cardiovascular endurance. This study was conducted at Harvard University, USA, so this test started with the name Harvard. This method uses a stopwatch, metronome, stethoscope and calculator for calculating the fitness index formula by going up and down the bench for 5 minutes then testing the pulse for 3 times, calculating formulas and looking at a table of fitness categories. In this final project, the Harvard step test is made easier with an ATmega8 microcontroller-based device, automatically guiding the test sequence starting from the up and down of the bench to the end of the fitness category. pulse using the finger sensor and therein there are calculation formula program, table of fitness category and viewer media using 2x16 LCD. The results of the tool performance testing by measuring the fitness index value obtained an average comparison of 44,76 and an average of 44,91 tools. It was concluded that this tool could function properly. Keywords: Cardiovascular, Harvard Step Test, ATmega8.

1. PENDAHULUAN

Daya tahan kardiovaskuler merupakan komponen penting dalam kesegaran jasmani dimana sistem jantung, pembuluh darah dan paru berfungsi secara optimal pada keadaan istirahat dan kerja dalam mengambil oksigen dan menyalurkan oksigen ke jaringan yang aktif

sehingga dapat digunakan pada proses metabolisme tubuh. Daya tahan kardiovaskuler (*cardiovascular endurance*) disebut juga daya tahan jantung-paru. Daya tahan jantung-paru ini menunjukkan bagaimana kemampuan jantung dan paru seseorang menghadapi beban kerja fisik. Ketahanan jantung-paru dapat dijadikan pedoman langsung dalam

menilai tingkat kebugaran seseorang. Kemampuan ambilan oksigen pada saat melakukan latihan fisik mencerminkan kemampuan metabolisme yang dimiliki orang tersebut [1].

Menurunnya sistem kerja kardiovaskuler menyebabkan sistem jantung-paru tidak bekerja secara optimal, hal ini akan menyebabkan timbulnya penyakit degeneratif yaitu rendahnya aktivitas fisik yang biasanya akan berdampak kepada penyakit jantung, nyeri dada dan stroke. Organisasi Kesehatan Dunia (WHO) melaporkan CVD (*Cardiovaskuler Disease*) adalah penyebab kematian nomor satu di dunia. Diperkirakan pada tahun 2030, hampir 25 juta orang meninggal akibat CVDs, terutama dari penyakit jantung dan stroke. Tes Bangku *Harvard* (*Harvard Step Test*) merupakan metode yang sering digunakan untuk mengukur kemampuan daya tahan kardiovaskuler.

Tes Bangku *Harvard* (*Harvard Step Test*) merupakan metode yang sering digunakan untuk mengukur kemampuan daya tahan

kardiovaskuler. Tes ini salah satu tes bangku tertua yang dikembangkan oleh *Harvard Fatigue laboratory* oleh Brouha, Graybiel, dan Heath pada tahun 1943. Penelitian ini dilakukan di Universitas *Harvard*, USA, sehingga tes ini dimulai dengan nama *Harvard*. Pengukuran ini juga pernah dilakukan di Laboratorium Fisiologi Kedokteran Universitas Jenderal Soedirman (Unsoed). Inti dari pelaksanaan tes ini adalah dengan cara naik turun bangku selama 5 menit kemudian tes denyut nadi selama 3 kali, menghitung rumus dan melihat tabel kategori kebugaran. Dalam pelaksanaan tes ini kebanyakan menggunakan *stopwatch*, *metronome* dan metode pengukuran denyut nadi masih dilakukan secara manual dengan menggunakan stetoskop dan perhitungan rumus indeks kebugaran masih menggunakan kalkulator untuk menghindari kesalahan perhitungan rumus. Sehingga dibutuhkan digital *harvard step test* dibuat secara otomatis memandu urutan tes mulai dari awal naik turun bangku hingga akhir penampilan kategori kebugaran dimana dapat

mengetahui tingkat ketahanan jantung-paru dalam kondisi baik atau tidak [4].

Penelitian tentang pembuatan *Digital Harvard Step Test* Berbasis Mikrokontroler Berbasis ATmega 8 merujuk pada penelitian sebelumnya, oleh Mukhlis Fajar Putra dengan judul “*Digital Harvard Step Test* Berbasis Mikrokontroler ATmega16”. Dari Program Studi Pendidikan Teknik Elektronika Universitas Negeri Yogyakarta tahun 2012 dengan judul *Digital Harvard Step Test* Berbasis Mikrokontroler ATmega16. Alat ini menggunakan sensor *optocoupler* sebagai pembacaan denyut nadi, *output* masuk kerangkaian *low pass filter* dan penguat serta rangkaian *Scmitt Trigger*. Dalam mikrokontroler terdapat program pewaktu untuk *stopwatch* dan program suara *buzzer* sebagai pengganti *metronome* dan terdapat program rumus kalkulasi dan tabel kategori kebugaran. Hasil interpretasi akan ditampilkan pada LCD 2x16 [4]. Sensor nadi yang digunakan masih banyak kekurangan karena sensor yang digunakan masih menggunakan saklar sentuh yang

menyebabkan pembacaan denyut nadi menjadi tidak akurat dan pada penelitian ini juga alat hanya digunakan untuk laki-laki.

Pada penelitian pembuatan *Digital Harvard Step Test* beberapa kekurangan penelitian sebelumnya akan dikembangkan. Pada penelitian ini sensor yang digunakan yakni *finger sensor* dengan berbasis mikrokontroler ATmega 8 dengan merangkaian beberapa komponen elektronik meliputi rangkaian sensor dan penguat *amplifier* sebagai pembacaan denyut nadi, *Liquid Crystal Display* (LCD) 2x16. Pemilihan *finger sensor* karena sensor tersebut memiliki keakuratan yang lebih tinggi dibanding dengan sensor saklar sentuh.

Pada penelitian ini pengukuran denyut nadi menggunakan *finger sensor* yaitu *infrared* dan fotodioda yang keluarannya dikuatkan oleh rangkaian *amplifier non inverting* dan difilter oleh rangkaian *band pass filter* (BPF). Hasil pengujian tersebut diolah oleh Mikrokontroler ATmega8 yang diprogram menggunakan CVAVR yang merupakan *software* program yang

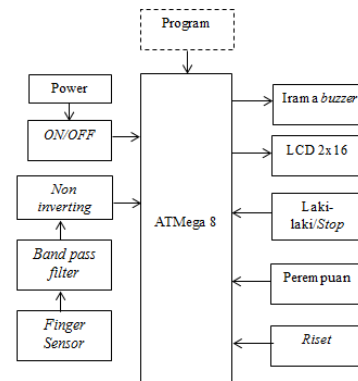
banyak digunakan untuk memprogram Atmel AVR agar nilai pembacaan nadi akurat dan alat dapat berkerja dengan baik.

2. METODOLOGI PENELITIAN

2.1 Metode Perancangan

Pada perancangan Digital *Harvard Step Test* digunakan *power supply* 12 volt yang kemudian pada rangkain sensor denyut nadi dan minimum sistem menggunakan regulator 7805 agar mendapatkan tegangan 5 volt. Ketika sensor dipasang pada jari telunjuk dan ada beban(aliran darah) maka infrared yang diterima fhotodioda sangat sedikit sehingga nilai resistansi fhotodiodapun kecil, nilai resistansi ini akan diubah kedalam orde volt yang kemudian tegangannya akan dikuatkan oleh amplifier *non inverting*. *Output* juga masuk ke rangkaian *band pass filter* untuk untuk menfilter frekuensi di bawah dan di atas frekuensi detak jantung manusia yaitu 2,5 Hz. Selanjutnya output akan masuk input mikrkontroler ATmega 8 yaitu input *External Interrupt 0* ATmega 8. *External Interrupt* menerima

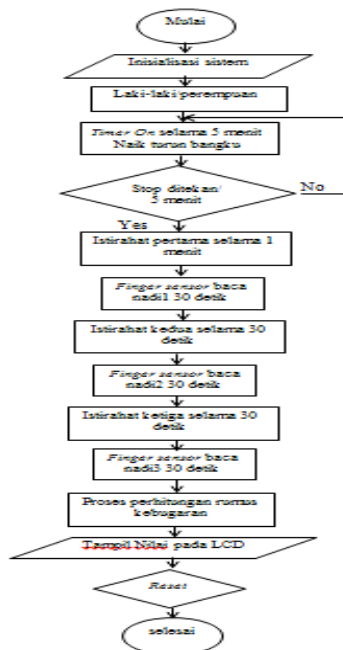
perubahan pulsa dari *low* → *high*, maka program menghitung tambah 1 (+1) untuk pembacaan nadi. selanjutnya ditampilkan pada *display* LCD 2x16.



Gambar 2. 1 Blok Diagram Sistem

Pada Gambar 2.1 menunjukkan diagram alir atau *flow chart* dari penelitian. Dengan penjelasan, Saat pertama alat dihidupkan atau dioperasikan, alat akan menginisialisasi sistem. Ketika tombol *start* ditekan maka *timer on* selama 5 menit waktu untuk melakukan naik turun bangku. Jika subjek mulai kelelahan maka tombol *stop* dapat ditekan atau jika *timer* mencapai 5 menit maka subjek melakukan istirahat pertama dengan *timer* selama 1 menit. Setelah istirahat pertama maka *finger* sensor mulai menghitung nadi pertama

selama 30detik. Selanjutnya *timer on* selama 30 detik untuk melakukan istirahat lagi yaitu istirahat kedua. Setelah istirahat kedua maka *finger sensor* mulai menghitung nadi kedua selama 30detik. *Timer on* lagi selama 30 detik untuk melakukan istirahat ketiga. Setelah istirahat ketiga maka *finger sensor* mulai menghitung nadi ketiga selama 30 detik. Terakhir, program akan melakukan proses perhitungan rumus indeks kebugaran yang hasil interpretasi akan ditampilkan pada *LCD*. Tombol *Reset* untuk mengulang program ke kondisi awal dan selesai untuk mengakhiri program.



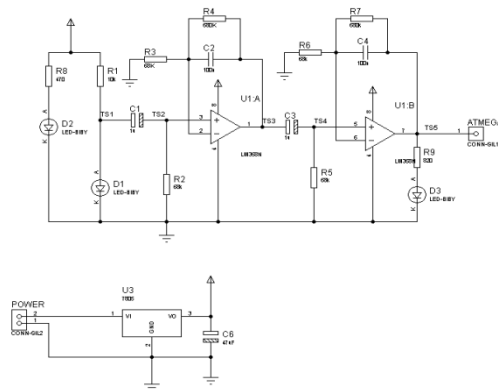
Gambar 2. 2 Diagram Alir

3. HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

Pada penelitian Tugas Akhir ini, penulis melakukan pengujian modul TA yaitu pengujian rangkaian sensor, pengujian timer, pengujian suara buzzer, pengujian sensor nadi dan pengujian kinerja alat.

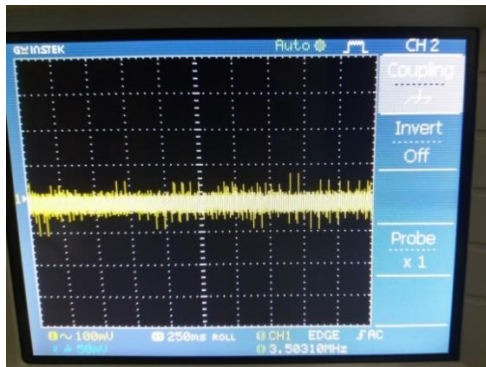
3.1 Pengujian Rangkaian Sensor

Pengujian dilakukan pada rangkaian sensor yang terdiri dari rangkaian *band pass filter* dan *non inverting*. Pengujian dilakukan dengan menggunakan *digital oscilloscope* dengan pengukuran dilakukan pada beberapa titik yaitu, TS 1 pada output sensor, TS 2 pada output *high pass filter* 1, TS 3 pada output penguat 1 *non inverting* dan *low pass filter*, TS 4 pada output *high pass filter* 2 dan TS 5 pada output penguat 2 *non inverting* dan *low pass filter*.



Gambar 3. 1 Titik pengujian *high pass filter*, *low pass filter* dan penguat *non inverting*

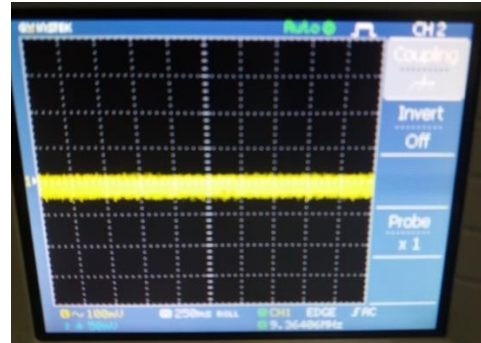
Didapatkan hasil pengujian berupa sinyal menggunakan *digital oscilloscope* mulai dari titik input dari sensor hingga keluaran penguat *non inverting* dengan data sebagai berikut:



Gambar 3. 2 Bentuk gelombang *output* fhotodioda

Gambar di atas merupakan hasil TS1 dapat diketahui *output* tegangan dari sensor dengan perhitungan sebagai berikut:

$$\text{Tinggi gelombang} \times \text{volt/div} = 1 \times 100 \text{ mV} = 100 \text{ mV}$$

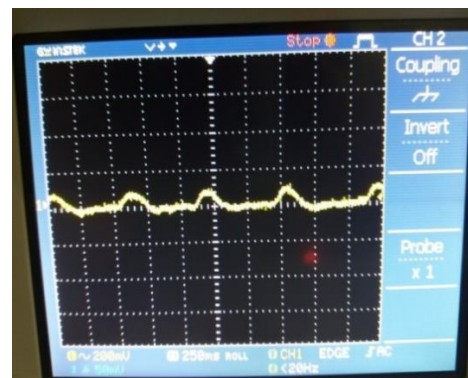


Gambar 3. 3 Bentuk gelombang *output high pass filter 1*

Gambar diatas merupakan TS2 dapat diketahui *output* tegangan dari *high pass filter 1* dengan perhitungan sebagai berikut:

$$\text{Tinggi gelombang} \times \text{volt/div} = 1 \times 100 \text{ mV}$$

$$= 100 \text{ mV}$$



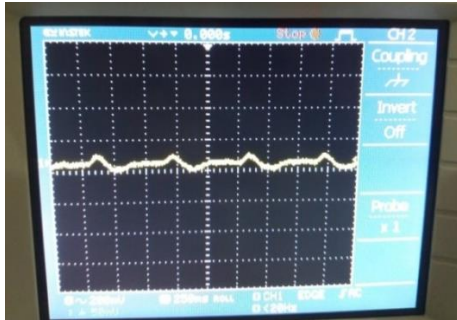
Gambar 3. 4 Bentuk gelombang *output* penguat 1 *non inverting* dan *low pass filter 1*

Gambar diatas merupakan TS3 dapat diketahui *output* tegangan

dari penguat 1 *non inverting* dengan perhitungan sebagai berikut:

$$\text{Tinggi gelombang} \times \text{volt/div} = 0,6 \times 200\text{mV}$$

$$= 120 \text{ mV}$$



Gambar 3. 5 Bentuk gelombang *output high pass filter 2*

Gambar diatas merupakan TS4 dapat diketahui output tegangan dari *high pass filter 2* dengan perhitungan sebagai berikut:

$$\text{Tinggi gelombang} \times \text{volt/div} = 0,6 \times 200\text{mV}$$

$$= 120\text{mV}$$



Gambar 3. 6 Bentuk gelombang output penguat 2 *non inverting* dan *low pass filter 2*

Gambar diatas merupakan TS5 dapat diketahui output tegangan dari penguat 2 *non inverting* dengan perhitungan sebagai berikut:

$$\text{Tinggi gelombang} \times \text{volt/div} = 2,3 \times 2 \text{ V}$$

$$= 4,6 \text{ V}$$

Tabel 3. 1 Hasil output rangkaian sensor

Kondisi <i>infrared</i>	Input dari sensor	<i>High pass filter 1</i>	Penguat 1 <i>non inverting low dan pass filter</i>	<i>High pass filter 2</i>	Penguat 2 <i>non inverting dan low pass filter</i>
Ada	100mV	100mV	120mV	120mV	4,6V

Infrared dan photodiode adalah komponen yang berperan dalam pembacaan detak jantung. Pancaran cahaya inframerah dipantulkan oleh aliran darah dalam jari dan pantulan cahaya tersebut akan diterima oleh photodiode. Photodiode yang menerima cahaya inframerah masih berupa resistansi sehingga dipasang resistor 10kΩ sebagai pembagi tegangan agar resistansi pada Photodiode berubah menjadi orde milivolt sehingga dapat diteruskan ke rangkaian penguat. Pada pengujian *oscilloscope* tegangan *output* photodiode sangat kecil yaitu 100mV namun dikuatkan oleh rangkaian *non inverting* sehingga *output* yang dihasilkan menjadi 4,6 volt. Penguat 2 *non*

inverting merupakan *output* yang akan masuk ke *input* mikrokontroler. Tegangan dari sensor tersebut dikuatkan menggunakan penguat OP-AMP LM358 .

Dari data hasil pengujian *digital oscilloscope*, sinyal input dari sensor sebesar 100mV saat menerima cahaya inframerah, sehingga besarnya resistansi fhotodioda (Rp) dapat diketahui dengan menghitung rumus sebagai berikut :

$$V_o = \frac{R_p}{R_p + R_1} \cdot V_{in}$$

$$100mV = \frac{R_p}{R_p + 10K\Omega} \cdot 5V$$

$$0,1V (R_p + 10k\Omega) = 5 R_p$$

$$0,1 R_p + 1000\Omega = 5 R_p$$

$$1000\Omega = 5 R_p - 0,1 R_p$$

$$1000\Omega = 4,9 R_p$$

$$R_p = \frac{1000\Omega}{4,9} = 204 \Omega$$

Sinyal input dari sensor akan diteruskan ke rangkaian *high pass filter* 1 yang berfungsi untuk membatasi frekuensi di bawah frekuensi denyut nadi dengan output tegangan 100mV, *frekuensi cut off* dapat dhitungan dengan rumus sebagai berikut :

$$Frecuency Cutoff = \frac{1}{2\pi R_2 C_1}$$

$$= \frac{1}{2\pi \cdot 68k \cdot 1\mu F}$$

$$= \frac{1}{6.24 \cdot 68k \cdot 1.10^{-6}}$$

$$= \frac{1}{0.42} = 2.3Hz$$

Dari rangkaian *high pass filter* kemudian diteruskan ke rangkaian penguat 1 *non inverting* untuk menguatkan tegangan dari input sensor, besar penguatan dapat dihitung menggunakan rumus sebagai berikut:

$$Penguatan 1 = 1 + \frac{R_4}{R_3}$$

$$= 1 + \frac{680K}{68K} = 11 \times$$

Sedangkan hasil pengujian menggunakan *digital oscilloscope* menunjukkan penguatannya sebagai berikut:

$$\text{Diketahui : } V_{in} = 100 \text{ mV}$$

$$V_{out} = 120 \text{ mV}$$

$$Penguatan = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{0,12V}{0,1V} = 1,2 \text{ kali}$$

Dari rangkaian *high pass filter* selain meneruskan ke rangkaian penguat 1 *non inverting* diteruskan juga ke rangkaian *low pass filter* yang berfungsi untuk membatasi frekuensi di atas frekuensi *cut off*.

frekuensi cut off dapat dihitung dengan rumus sebagai berikut :

$$\begin{aligned} \text{Frequency Cutoff} &= \frac{1}{2\pi R_4 C_2} \\ &= \frac{1}{2\pi \cdot 680k \cdot 100nF} \\ &= \frac{1}{6.24 \cdot 680k \cdot 1.10^{-7}} \\ &= \frac{1}{0.42} = 2.3\text{Hz} \end{aligned}$$

Dari penguatan 1 *non inverting* dikuatkan lagi dengan penguat 2 *non inverting* dengan besar penguatan dapat dihitung menggunakan rumus sebagai berikut :

$$\begin{aligned} \text{Penguatan 2} &= 1 + \frac{R_7}{R_6} \\ &= 1 + \frac{680K}{68K} = 11 \text{ x} \end{aligned}$$

Sehingga penguatan total yaitu penguat 1 x penguatan 2 = 121 kali, sedangkan hasil pengujian menggunakan *digital oscilloscope* menunjukkan penguatannya sebagai berikut:

Diketahui : $V_{in} = 100\text{mV}$

$$V_{out} = 4,1 \text{ V}$$

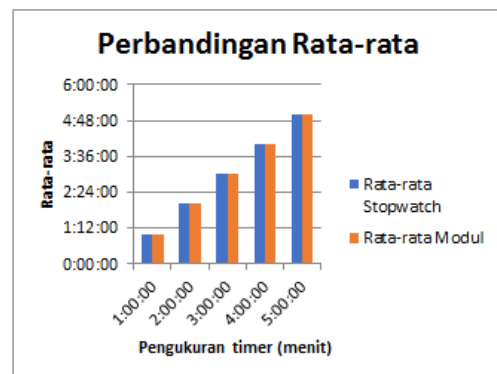
$$\text{Penguatan} = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{4,6 \text{ V}}{0,1 \text{ V}} = 46 \text{ kali.}$$

3.2 Pengujian Timer

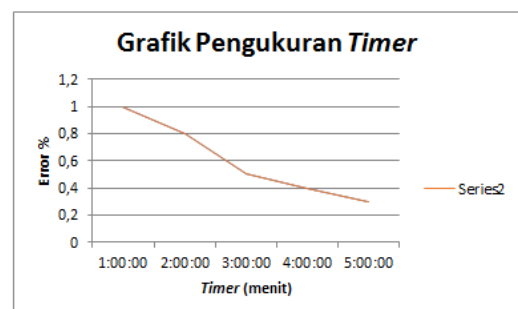
Dari hasil pengambilan data yang telah dilakukan pengukuran *timer* terhadap modul dalam 10 kali percobaan ditunjukkan pada Tabel 3.1.

Tabel 3. 2 Hasil Pengukuram Timer

No	pengukuran <i>timer</i>	Rata-rata <i>stopwatch</i>	rata-rata modul	error (%)
1	1:00:00	1:00:00	0:59:59	1%
2	2:00:00	2:00:00	1:59:59	0.8 %
3	3:00:00	3:00:00	2:59:59	0.5%
4	4:00:00	4:00:00	3:59:59	0.4%
5	5:00:00	5:00:00	4:59:59	0.3%



Gambar 3. 7 Grafik Perbandingan Rata-rata *Timer*



Gambar 3. 8 Grafik *error* pada *timer*

Hasil pengambilan data *timer* dapat dilihat pada tabel 3.2, gambar 3.7 dan gambar 3.8. Pada tabel dan

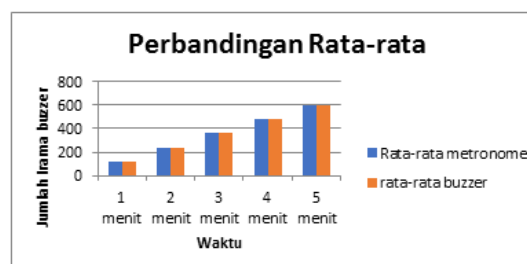
grafik ini menunjukkan hasil perbandingan rata-rata *timer* antara *stopwatch* dengan modul dan hasil perhitungan *error*, dimana perbandingan rata-rata memiliki selisih waktu yang sangat kecil yaitu 1 detik dan didapatkan *error* terkecil ditunjukkan pada *timer* 5:00:00 dengan *error* 0,3 % dan *error* tertinggi ditunjukkan pada *timer* 1:00:00 dengan *error* 1 %.

3.3 Hasil Pengujian Suara Buzzer

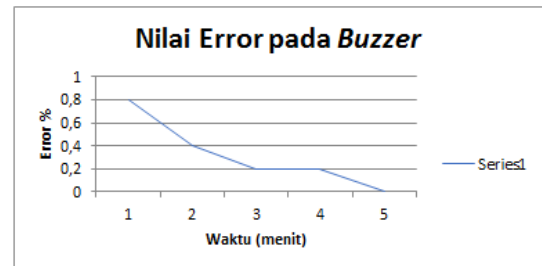
Dari hasil pengambilan data yang telah dilakukan pengukuran suara *buzzer* terhadap modul dalam 10 kali percobaan ditunjukkan pada Tabel 3.3.

Tabel 3. 3 Hasil Pengukuran Suara *Buzzer*

No	Waktu	Rata-Rata <i>Metronome</i> (ketukan)	Rata-Rata <i>Buzzer</i> (ketukan)	Error (%)
1	1 Menit	120	121	0.8 %
2	2 Menit	240	241	0.4%
3	3 Menit	360	361	0.2%
4	4 Menit	480	481	0.2%
5	5 Menit	600	600	0%



Gambar 3. 9 Grafik Perbandingan Rata-rata Suara *Buzzer*



Gambar 3. 10 Grafik Pengukuran Suara *Buzzer*

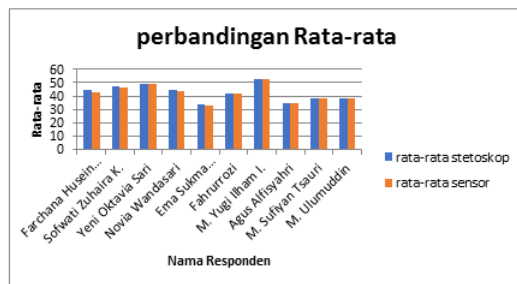
Hasil pengambilan data suara *buzzer* dapat dilihat pada tabel 3.3, gambar 3.9 dan gambar 3.10. Pada tabel dan grafik ini menunjukkan hasil perbandingan rata-rata suara *buzzer* antara *metronome* dengan modul dan hasil perhitungan *error*, dimana perbandingan rata-rata memiliki selisih suara yang sangat kecil yaitu 1 ketukan namun pada menit kelima ditunjukkan memiliki rata-rata yang sama antara *metronome* dengan modul dan didapatkan *error* tertinggi ditunjukkan pada *timer* 1 menit dengan *error* 0.8 % dan *error* terkecil ditunjukkan pada *timer* 5 menit dengan *error* 0%.

3.4 Hasil Pengukuran Sensor Denyut Nadi

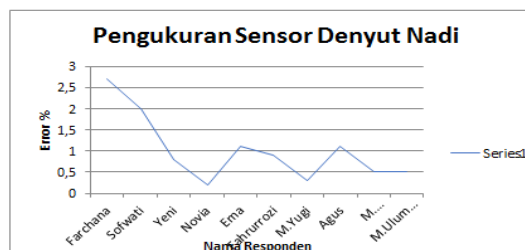
Hasil pengukuran sensor denyut nadi yang dilakukan kepada 10 responden dengan masing-masing lima kali percobaan sehingga di dapatkan rata-rata dan error ditunjukkan pada Tabel 3.4.

Tabel 3. 4 Hasil Pengukuran Sensor Nadi.

No	Nama	Waktu	Rata-Rata Stetoskop	Rata-Rata Sensor	Error (%)
1	Farchana H.H	30 Detik	44.2	43	2,70%
2	Sofwati Z.K		47.6	46.6	2%
3	Yeni O.S		49.2	48.8	0,80%
4	Novia W.		44.4	43.3	0,20%
5	Ema S.W		33.4	33	1,10%
6	Fahrurrozi		42.2	41.8	0,90%
7	M. Yugi I. I.		52.4	52.2	0,30%
8	Agus A.		34.6	34.2	1,10%
9	M. Sufiyan T.		38.6	38.4	0,50%
10	M. Ulumuddin		38.4	38.6	0,50%



Gambar 3. 11 Grafik Perbandingan Rata-rata Denyut Nadi



Gambar 3. 12 Grafik Pengukuran Sensor Denyut Nadi

Hasil pengambilan data sensor denyut nadi dapat dilihat pada tabel 3.4, gambar 3.11 dan gambar 3.12. Pada tabel dan grafik ini menunjukkan hasil perbandingan rata-rata denyut nadi antara stetoskop dengan modul dan hasil perhitungan *error* dimana perbandingan rata-rata tiap responden berbeda-beda dan didapatkan selisih rata-rata tertinggi pada saudari Farchana Husein H. dan selisih rata-rata terendah pada saudara Agus Alfisyahri kemudian didapatkan *error* tertinggi ditunjukkan pada saudari Farchana Husein H dengan error 2,7 % dan *error* terkecil ditunjukkan pada saudari Novia W. dengan error 0,3 %.

3.5 Hasil pengujian Kinerja Alat

Tabel 3. 5 Hasil pengujian kinerja alat

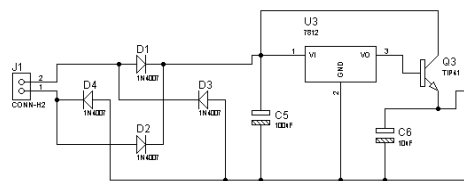
No	Nama Responden	Tes Manual (Stetoskop)					Tes Alat		
		Waktu (Detik)	D1	D2	D3	Nilai	Kategori	Nilai	Kategori
1	Farchana H	108	58	63	59	33,5	Kurang	33	Kurang
2	Sofwati Z	86	58	55	49	26,8	Kurang	26,7	Kurang
3	Yeni Oktavia	92	56	54	59	27,2	Kurang	27,1	Kurang
4	Novia W	148	69	60	58	39,5	Kurang	39,6	Kurang
5	Ema Sukma	71	58	50	47	22,9	Kurang	23,0	Kurang
6	Agus A	300	58	45	43	102,7	Baik	103,4	Baik
7	M. Yugi I	300	93	84	72	60,4	Kurang	61,2	Kurang
8	Fahrurrozi	300	131	125	100	42,1	Kurang	41,8	Kurang
9	M. Sufiyan	154	57	50	54	47,8	Kurang	48,4	Kurang
10	M.Ulumuddin	300	60	60	55	85,7	Kurang	86,2	Kurang
Rata-rata						44,76		44,91	

Hasil pengambilan data pengujian alat dapat dilihat pada tabel 4.25. Pada tabel ini didapatkan

nilai rata-rata pembanding dan rata-rata alat yaitu rata-rata pembanding adalah 44,76 dan rata-rata alat adalah 44,91.

3.6 Pembahasan rangkaian

1. Rangkaian Power Supply

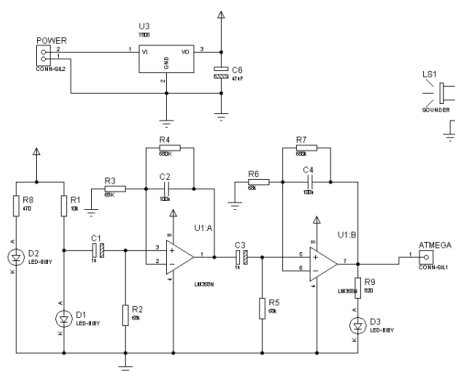


Gambar 3. 13 Rangkaian Power Supply

Rangkaian *power supply* pada alat ini berfungsi untuk mensupply tegangan ke seluruh rangkaian dengan menggunakan tegangan DC. Prinsip kerja power supply ini adalah mengubah tegangan 220 volt AC menjadi 15 volt AC dengan menggunakan transformator *step down* kemudian tegangan 15 volt AC disearahkan dengan menggunakan dioda menjadi tegangan 15 volt DC. Pada alat ini menggunakan 12 volt DC sehingga menggunakan regulator 7812 untuk menurunkan tegangan. Sinyal DC yang dihasilkan oleh rangkaian dioda penyearah masih berbentuk *ripple* yang sangat besar, untuk mendapatkan sinyal tegangan DC rata (*low ripple*) maka dipasang

kapasitor $1\mu\text{F}$ sebagai *filter* sehingga ripple tegangan yang dihasilkan akan sangat kecil sekali. Transistor TIP41 berfungsi sebagai penyangga beban pada rangkaian *power supply*.

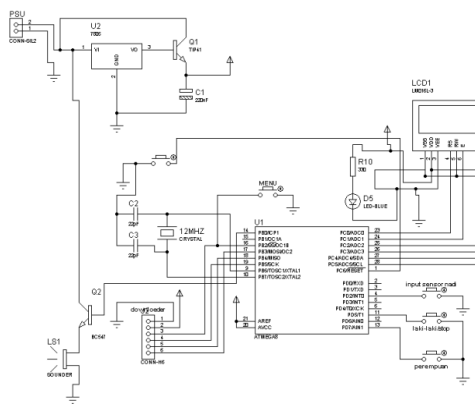
2. Rangkaian Sensor Nadi, Rangkaian Penguat dan rangkaian Band Pass Filter



Gambar 3. 14 Rangkaian sensor Sensor denyut nadi menggunakan *finger sensor* yang terdiri dari fhotodioda dan *infrared*. *Infrared* akan memancarkan cahaya infra merah yang kemudian diterima oleh fhotodioda. Sinyal yang diterima oleh fhotodioda masih berupa resistansi maka dipasang resistor $10\text{k}\Omega$ berfungsi sebagai pembagi tegangan sehingga keluaran menghasilkan tegangan berupa *milivolt* yang akan dikuatkan oleh rangkaian penguat *non inverting* dengan IC 358. Jantung manusia berdetak dengan frekuensi 80 sampai

120 kali/menit. Jika diubah dalam satuan Hertz, detak jantung manusia dengan frekuensi sekitar 1 sampai 3 Hertz, untuk menghindari adanya gangguan frekuensi maka dibuat rangkaian *band pass filter* untuk membatasi *range* diatas dan dibawah frekuensi *cutoff*.

3. Rangkaian Minimum Sistem



Gambar 3. 15 Rangkaian Minimum Sistem

Minimum sistem adalah sebuah rangkaian yang harus ada agar suatu *microcontroller* dapat bekerja. Rangkaian minimum sistem ini menggunakan IC ATMega8 dan akan dimasukkan program sebagai pengontrol sistem kerja alat secara keseluruhan. Minimum sistem membutuhkan tegangan sebesar 4,5-5,5 volt. Karena *ouput power supply* 12 volt maka minimum sistem dipasang regulator sebagai penurun

tegangan menjadi 5 volt dan transistor TIP41 berfungsi sebagai penyangga beban pada rangkaian minimum sistem. Pada ATMega8 port D.2 berfungsi sebagai input sensor, port D.5 sebagai input tombol *start/stop* laki-laki dan port D.7 sebagai input tombol *start/stop* perempuan. *Buzzer* berfungsi sebagai irama *buzzer* 120kali/permenit, dipasang di port B.0 dan transistor berfungsi sebagai *switch* pada *buzzer*.

4. KESIMPULAN

1. Tingkat *error* yang dihasilkan setelah pengukuran dan perhitungan yaitu pada pengukuran *timer* didapatkan error terkecil -1 % dan *error* terbesar -0,3 %. Pada pengukuran suara irama *buzzer* didapatkan *error* terkecil 0 % dan *error* terbesar 0,8% dan pada pengukuran sensor denyut nadi didapatkan *error* terkecil -2,7 % dan *error* terbesar 0,5 %.
2. Hasil pengujian kinerja alat dengan mengukur nilai indeks kebugaran didapatkan

rata-rata pada pembanding yaitu 44,76 dan rata-rata modul 46,91.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] “Buku penuntun praktikum,” *Fak. Kedokteran Univ. Andalas Padang*, pp. 1–17, 2012.
- [2] S. Nurhidayat, “Faktor Risiko Penyakit Kardiovaskuler Pada Remaja Di Ponorogo,” *Keperawatan Med. Bedah dan Keperawatan Gawat Darurat, Fak. Ilmu Kesehatan, Univ. Muhammadiyah Ponorogo*, p. 2, 2014.
- [3] H. M. Lubis and D. Sulastri, “Hubungan Indeks Massa Tubuh dan dengan Ketahanan Otot dan Kekuatan Ketahanan Fleksibilitas pada Mahasiswa Laki-Laki Jurusan Pendidikan Dokter Universitas Andalas Angkatan 2013,” *J. Kesehat. Andalas*, vol. 4, no. 1, pp. 142–150, 2015.
- [4] M. Fajar, “Digital Harvard Step Test Berbasis Mikrokontroler ATMega16,” *Univ. Negeri Yogyakarta*, pp. 6–7, 2012.
- [5] A. G. Alvian, “Alat Ukur Detak Jantung dan Suhu Tubuh Dilengkapi Penyimpanan Data,” *Univ. Muhammadiyah Yogyakarta*, p. 18, 2017.

