



TUGAS AKHIR – SF 141501

**RANCANG BANGUN PORTABEL TENSIMETER
DAN ELEKTROKARDIOGRAF BERBASIS
MIKROKONTROLLER ARDUINO**

**DENTA ISMAIL FAUZI
NRP 1112100069**

**Dosen Pembimbing
Endarko, Ph.D**

**Jurusan Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2017**



TUGAS AKHIR - SF 141501

**RANCANG BANGUN PORTABEL TENSIMETER
DAN ELEKTROKARDIOGRAF BERBASIS
MIKROKONTROLLER ARDUINO**

**Denta Ismail Fauzi
NRP 1112 100 069**

**Dosen Pembimbing
Endarko, Ph.D**

**Jurusan Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2017**



FINAL PROJECT - SF 141501

**DESIGN OF PORTABLE SPHYGMOMANOMETER
AND ELECTROCARDIOGRAPH BASED ON
ARDUINO MICROCONTROLLER**

**Denta Ismail Fauzi
NRP 1112 100 069**

**Supervisor
Endarko, Ph.D**

**Department of Physics
Faculty of Mathematics and Natural Science
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya
2017**

**RANCANG BANGUN PORTABEL TENSIMETER DAN
ELEKTROKARDIOGRAF BERBASIS
MIKROKONTROLLER ARDUINO**

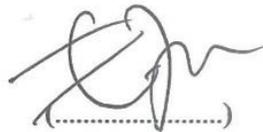
TUGAS AKHIR

**Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Sains
pada
Bidang Fisika Medis
Program Studi S-1 Jurusan Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

**Oleh:
DENTA ISMAIL FAUZI
NRP 1112100069**

Disetujui oleh Dosen Pembimbing Tugas Akhir :

**Endarko, Ph.D
NIP. 19741117199903.1.001**



RANCANG BANGUN PORTABEL TENSIMETER DAN ELEKTROKARDIOGRAF BERBASIS MIKROKONTROLLER ARDUINO

Nama : Denta Ismail Fauzi
NRP : 1112100069
Jurusan : Fisika FMIPA ITS
Pembimbing : Endarko, Ph.D

Abstrak

Penelitian yang bertujuan untuk membuat portabel tensimeter dan elektrokardiograf (EKG) berbasis mikrokontroller arduino telah dilaksanakan. Pada pembuatan tensimeter menggunakan rangkaian sensor tekanan MPX5050GP dan metode osilometri untuk menganalisa sinyal osilasi hasil penguatan sinyal tekanan manset. Sementara itu, pada pembuatan alat elektrokardiograf digunakan board AD8232, kemudian sinyal elektrokardiograf ditampilkan pada software processing. Dari penelitian yang telah dilakukan didapatkan bahwa secara keseluruhan sistem yang dibuat dapat berfungsi sebagai alat tensimeter dan elektrokardiograf. Rasio rata-rata tekanan darah sistol dan diastol yang didapatkan adalah 0,49 dan 0,79. Sinyal yang dapat dideteksi dengan menggunakan prototipe elektrokardiograf adalah sinyal pada lead aVR, aVL, dan aVF dimana bentuk dan irama jantung dari prototype ini sudah sesuai dengan kalibrator EKG 2000 versi 5.

Kata Kunci : tekanan darah, elektrokardiograf, tensimeter, mikrokontroller

DESIGN OF PORTABLE SPHYGMOMANOMETER AND ELECTROCARDIOGRAPH BASED ON ARDUINO MICROCONTROLLER

Name : Denta Ismail Fauzi
NRP : 1112100069
Departement : Physics, FMIPA-ITS
Superviosr : Endarko, Ph.D

Abstract

Research that aims to create the portable sphygmomanometer and electrocardiograph (ECG) based on Arduino microcontroller have been implemented. In the fabrication of sphygmomanometer was used the MPX5050GP pressure sensor circuit and oscillometric method for analyzing oscillation signals cuff pressure from signal amplification. Meanwhile, in the manufacturing of electrocardiograph was used the AD8232 board and the electrocardiograph signal was then displayed on processing software. From the research that has been conducted shows that the overall system is created to serve as a sphygmomanometer and an electrocardiograph. The average ratio of systolic and diastolic blood pressure were obtained are 0.49 and 0.79, respectively. The signals can be detected using an electrocardiograph prototype is a signal on lead aVR, aVL, and aVF where the shape and rhythm of the prototype are in conformity with the calibrator EKG 2000 version 5.

Keywords: *blood pressure, electrocardiograph, sphygmomanometer, microcontroller*

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT, yang telah melimpahkan rahmat-Nya, petunjukNya atas nikmat iman, islam, dan ikhsan sehingga penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir yang berjudul “*Rancang Bangun Portabel Tensimeter dan Elektrokardiograf Berbasis Mikrokontroller Arduino*” dengan optimal dan tepat waktu. Tugas Akhir (TA) ini penulis susun untuk memenuhi persyaratan menyelesaikan pendidikan strata satu (S1) di Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Atas bantuan, dorongan, dan juga bimbingan dari berbagai pihak, akhirnya penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir dengan baik. Sehubungan dengan hal tersebut, maka penulis ingin menyampaikan rasa terima kasih kepada :

1. Bapak dan ibu tercinta, Susilo dan Fatmawati, yang telah memberikan semua hal terbaik bagi penulis sejak kecil hingga sampai saat ini.
2. Bapak Endarko, Ph.D, selaku dosen pembimbing Tugas Akhir yang telah membimbing, memberi masukan, serta memberikan pengarahan selama proses penelitian dan penyusunan laporan.
3. Bapak Dr. Yono Hadi Pramono, M.Eng. selaku Ketua Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
4. Mbak Ayu Jati Puspitasari, M.Si, yang telah memberikan masukan dan arahan selama proses pembuatan alat.
5. Linahtadiya Andiani, yang telah memberikan dorongan dan masukan selama proses pengerjaan Tugas Akhir.
6. Seluruh Civitas Laboratorium Multimedia dan Komputasi yang telah memberikan kebersamaan dan semangat.
7. Seluruh teman-teman angkatan 2012 yang telah memberikan kebersamaan dan pengalaman luar biasa selama kuliah.

8. Dan semua pihak yang telah membantu dalam penyelesaian Tugas Akhir ini.

Penulis menyadari akan adanya kekurangan dalam penulisan laporan ini karena keterbatasan wawasan dan pengetahuan. Untuk itu, penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun dari semua pihak agar lebih baik di masa yang akan datang. Semoga laporan penelitian Tugas Akhir ini dapat berguna dan dimanfaatkan dengan baik sebagai referensi bagi yang membutuhkan serta menjadi sarana pengembangan kemampuan ilmiah bagi semua pihak yang bergerak dalam bidang Fisika Medis. Aamiin Ya Rabbal Alamiin.

Surabaya, Januari 2017

Penulis

DAFTAR ISI

| | |
|--------------------------------------|------|
| HALAMAN JUDUL | i |
| COVER PAGE | ii |
| LEMBAR PENGESAHAN | iii |
| ABSTRAK | iv |
| ABSTRACT | v |
| KATA PENGANTAR | vi |
| DAFTAR ISI | viii |
| DAFTAR GAMBAR | x |
| DAFTAR TABEL | xii |
| DAFTAR LAMPIRAN | xiii |
| | |
| BAB I PENDAHULUAN | 1 |
| 1.1 Latar Belakang | 1 |
| 1.2 Rumusan Masalah | 2 |
| 1.3 Tujuan Penelitian | 2 |
| 1.4 Batasan Masalah | 3 |
| 1.5 Manfaat Penelitian | 3 |
| 1.6 Sistematika Penulisan | 3 |
| | |
| BAB II TINJAUAN PUSTAKA | 5 |
| 2.1 Tekanan Darah | 5 |
| 2.2 Metode Osilometri..... | 6 |
| 2.3 Jantung | 8 |
| 2.4 Elektrokardiograf | 9 |
| 2.5 AD8232 Heart Rate Monitor | 10 |
| 2.6 Sensor Tekanan | 11 |
| 2.7 Arduino Uno..... | 13 |
| 2.8 Processing 2.0 | 14 |

| | |
|---|-----------|
| BAB III METODOLOGI | 17 |
| 3.1 Alat dan Bahan | 17 |
| 3.2 Prosedur Eksperimen | 17 |
| 3.2.1 Perancangan Umum Sistem | 17 |
| 3.2.2 Perancangan Rangkaian Dasar Sensor Tekanan.. | 19 |
| 3.2.3 Perancangan Rangkaian Osilometri | 20 |
| 3.2.4 Perancangan Rangkaian Elektrokardiograf | 20 |
| 3.2.5 Perancangan Program Pada Arduino | 21 |
| 3.2.6 Objek Penelitian Pada Tekanan Darah | 22 |
| 3.3 Pengujian Alat | 22 |
| | |
| BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN | 25 |
| 4.1 Pengujian Arus Listrik Pada Elektrode EKG | 25 |
| 4.2 Pengujian Perekaman EKG | 26 |
| 4.2.1 Pengujian Pada Lead aVR | 27 |
| 4.2.2 Pengujian Pada Lead aVL | 29 |
| 4.2.3 Pengujian Pada Lead aVF | 30 |
| 4.3 Rangkaian Tensimeter | 32 |
| 4.3.1 Pengujian Rangkaian Dasar Sensor Tekanan | 32 |
| 4.3.2 Pengujian Rangkaian Osilometri | 34 |
| 4.4 Pengujian Rangkaian Sensor Tekanan Pada Lengan | 36 |
| 4.5 Pengujian Hardware Pada Lengan | 37 |
| 4.6 Pengujian Rasio Tekanan Darah | 38 |
| 4.7 Pengujian <i>Prototype</i> dengan Health Assure | 45 |
| | |
| BAB V KESIMPULAN | 47 |
| 5.1 Kesimpulan | 47 |
| 5.2 Saran | 47 |
| | |
| DAFTAR PUSTAKA | 49 |
| | |
| LAMPIRAN | 53 |
| | |
| BIOGRAFI PENULIS | 79 |

DAFTAR GAMBAR

| | | |
|--------------------|---|----|
| Gambar 2.1 | Pengukuran menggunakan sphygmomanometer | 5 |
| Gambar 2.2 | Contoh Sinyal keluaran dari sensor tekanan | 6 |
| Gambar 2.3 | Hasil penguatan pada rangkaian osilometri | 7 |
| Gambar 2.4 | Struktur 3 dimensi jantung | 8 |
| Gambar 2.5 | Grafik EKG pada jantung normal | 9 |
| Gambar 2.6 | Sensor tekanan piezoresistif..... | 11 |
| Gambar 2.7 | Piezoresistor dirangkai membentuk jembatan wheatstone | 12 |
| Gambar 2.8 | Sensor tekanan MPX5050GP | 13 |
| Gambar 2.9 | Arduino Uno | 14 |
| Gambar 2.10 | Jendela utama software Processing..... | 15 |
| Gambar 3.1 | Diagram alir penelitian | 18 |
| Gambar 3.2 | Desain <i>prototype</i> | 18 |
| Gambar 3.3 | Rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP..... | 19 |
| Gambar 3.4 | Rangkaian Osilometri | 20 |
| Gambar 3.5 | Rangkaian elektrokardiograf | 21 |
| Gambar 4.1 | Grafik pengujian arus listrik EKG selama 10 s | 25 |
| Gambar 4.2 | <i>Prototype</i> Tensimeter dan Elektrokardiograf (a) Hasil Perekaman irama jantung (b)..... | 25 |
| Gambar 4.3 | Tampilan perekaman jantung pada lead aVR | 27 |

| | |
|---|----|
| Gambar 4.4 Hasil pengujian <i>lead</i> aVR menggunakan EKG 2000 versi 5 | 28 |
| Gambar 4.5 Tampilan perekaman jantung pada <i>lead</i> aVL | 29 |
| Gambar 4.6 Hasil pengujian <i>lead</i> aVL menggunakan EKG 2000 versi 5 | 30 |
| Gambar 4.7 Tampilan perekaman jantung pada <i>lead</i> aVF..... | 31 |
| Gambar 4.8 Hasil pengujian <i>lead</i> aVF menggunakan EKG 2000 versi 5 | 31 |
| Gambar 4.9 Rangkaian dasar sensor tekanan | 32 |
| Gambar 4.10 Perubahan tegangan terhadap tekanan | 33 |
| Gambar 4.11 Grafik hubungan atenuasi terhadap frekuensi | 35 |
| Gambar 4.12 Perubahan tegangan terhadap waktu | 36 |
| Gambar 4.13 Perubahan tegangan terhadap waktu pada osiloskop | 37 |
| Gambar 4.14 Pengujian menggunakan Health Assure | 44 |

DAFTAR TABEL

| | | |
|------------------|--|----|
| Tabel 3.1 | Data objek untuk pengujian rasio sistol dan diastol..... | 22 |
| Tabel 3.2 | Data objek untuk pengujian <i>prototype</i> | 22 |
| Tabel 4.1 | Pengujian rasio tekanan darah sistol pada objek A | 39 |
| Tabel 4.2 | Pengujian rasio tekanan darah sistol pada objek B | 39 |
| Tabel 4.3 | Pengujian rasio tekanan darah sistol pada objek C | 40 |
| Tabel 4.4 | Pengujian rasio tekanan darah diastol pada objek A | 40 |
| Tabel 4.5 | Pengujian rasio tekanan darah diastol pada objek B | 41 |
| Tabel 4.6 | Pengujian rasio tekanan darah diastol pada objek C | 42 |
| Tabel 4.7 | Pengujian tekanan darah sistol dan diastol dengan menggunakan kalibrator Health Assure | 44 |

DAFTAR LAMPIRAN

| | |
|-------------------------|----|
| Lampiran A | 53 |
| Lampiran B | 76 |

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pada bidang kesehatan, banyak ditemui berbagai macam alat ukur yang digunakan untuk mengetahui kesehatan manusia. Misalnya alat ukur tekanan darah. Tekanan darah merupakan tekanan dari aliran darah dalam pembuluh nadi (arteri). Jantung berdetak biasanya 60 sampai 70 kali dalam 1 menit pada kondisi istirahat (duduk atau berbaring), darah dipompa ke seluruh tubuh melalui pembuluh darah arteri. Tekanan darah paling tinggi terjadi ketika jantung berdetak memompa darah ini disebut tekanan sistol. Sedangkan tekanan darah pada saat jantung relaksasi disebut tekanan darah diastol (Jaafar, 2011).

Tekanan sistolik dan diastolic bervariasi untuk setiap individu. Namun secara umum ditetapkan, tekanan darah normal untuk orang dewasa ≥ 18 tahun adalah $<120/80$, angka 120 disebut tekanan sistolik, dan angka 80 disebut tekanan diastolik. Tekanan darah seseorang dapat lebih atau kurang dari batasan normal. Jika melebihi nilai normal, maka orang tersebut menderita tekanan darah tinggi atau hipertensi. Sebaliknya jika kurang dari nilai normal maka orang tersebut menderita tekanan darah rendah atau hipotensi (Assa, 2014). Pengukuran tekanan darah merupakan keterampilan klinis yang penting untuk perawat. Potensi untuk kesalahan yang buruk dapat mempengaruhi manajemen pengukuran apabila semua prosedur ini tidak diikuti dengan hati-hati. Perawat yang melakukan pengukuran tekanan darah pada pasien harus terlatih dan sesuai prosedur mengukur tekanan darah dengan *sphygmomanometer* ataupun monitor tekanan darah elektronik. (Jonathan, 2009).

Jantung manusia merupakan jantung berongga yang memiliki 2 atrium dan 2 ventrikel. Jantung merupakan organ berotot yang dapat mendorong darah ke berbagai bagian tubuh. Jantung manusia berbentuk seperti kerucut dan berukuran sebesar kepalan tangan orang dewasa, terletak di rongga dada sebelah kiri.

Jantung dibungkus oleh suatu selaput yang disebut perikardium (Elizabeth, 2003). Elektrokardiograf (EKG) adalah sebuah perekam grafik dari pergerakan listrik dari jantung dengan menggunakan sebuah elektrode yang ditempatkan di bagian tubuh tertentu. Elektrokardiograf bekerja dengan prinsip mengukur perbedaan potensial listrik. Apabila ada listrik maka ada perbedaan potensial atau tegangan listrik. Tegangan listrik ini dapat menggambarkan keadaan denyut jantung manusia (Lahari, 2016).

Pada tugas akhir ini akan dibuat rancang bangun portabel tensimeter dan elektrokardiograf berbasis mikrokontroller arduino. Pada penelitian tugas akhir ini akan digunakan sensor tekanan MPX5050GP sebagai sensor pada pengukuran tekanan darah dan denyut nadi dan digunakan modul AD8232 sebagai komponen utama rangkaian Elektrokardiograf.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, perumusan masalah dalam penelitian ini adalah:

1. Bagaimana merancang dan membuat portabel tensimeter dan elektrokardiograf?
2. Bagaimana mendapatkan rasio tekanan darah sistol dan diastol untuk mendapatkan nilai kesalahan terkecil jika dibandingkan dengan tensimeter standar?
3. Bagaimana analisa kesesuaian sinyal elektrokardiograf yang terbentuk antara alat yang dibuat dengan EKG standar?

1.3 Tujuan Penelitian

Berdasarkan rumusan masalah, tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Merancang dan membuat portabel tensimeter dan elektrokardiograf.
2. Mendapatkan rasio tekanan darah sistol dan diastol untuk mendapatkan nilai kesalahan terkecil jika dibandingkan dengan tensimeter standar.

3. Analisa kesesuaian sinyal elektrokardiograf yang terbentuk antara alat yang dibuat dengan EKG standar.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini adalah rancang bangun berupa tensimeter dan elektrokardiogram, sensor tekanan yang digunakan adalah sensor tekanan tipe MPX5050GP, modul yang digunakan untuk rangkaian elektrokardiograf adalah tipe AD8232, elektrode yang digunakan dalam alat elektrokardiograf adalah dengan menggunakan 3 elektrode, *software* yang digunakan sebagai kontrol adalah arduino 1.6.13 dan *software* yang digunakan untuk menampilkan sinyal elektrokardiograf adalah *software processing 2.0*.

1.5 Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan dapat menciptakan alat kesehatan portabel yang dapat digunakan sebagai tensimeter dan elektrokardiograf.

1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan laporan tugas akhir ini dapat diuraikan sebagai berikut :

1. Bab I – Pendahuluan, berisi uraian mengenai latar belakang, rumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, manfaat penelitian, dan sistematika penulisan laporan penelitian.
2. Bab II – Tinjauan Pustaka, berisi uraian mengenai teori yang mendukung analisis.
3. Bab III – Metodologi Penelitian, berisi perancangan pembuatan *prototype*, alat dan bahan yang digunakan, objek dari penelitian, serta tahapan pengujian yang akan dilakukan pada penelitian.
4. Bab IV – Analisis Data dan Pembahasan, menjelaskan tentang hasil-hasil yang didapat dari pengerjaan pada

penelitian ini, dan analisa data dari hasil pengukuran yang telah dilakukan.

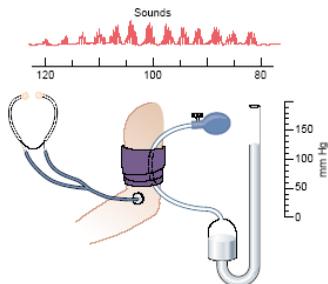
5. Bab V – Kesimpulan dan Saran, berisi uraian mengenai kesimpulan dari hasil analisis data dan pembahasan serta saran-saran yang digunakan untuk mendukung penelitian selanjutnya.
6. Lampiran, berisi data-data yang digunakan dalam penelitian beserta beberapa gambar yang menunjang penelitian ini.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tekanan Darah

Tekanan darah merupakan gaya yang diberikan oleh darah terhadap dinding pembuluh darah. Tekanan darah dipengaruhi oleh curah jantung (cardiac output) dan resistensi perifer. Curah jantung dipengaruhi oleh stroke volume dan denyut jantung. Salah satu faktor yang juga dapat mempengaruhi tekanan darah dan denyut jantung adalah aktivitas saraf simpatis dan parasimpatis (Guyton, 2008).

Tekanan sistolik dan diastolic bervariasi untuk setiap individu. Namun secara umum ditetapkan, tekanan darah normal untuk orang dewasa ≥ 18 tahun adalah $<120/80$, angka 120 disebut tekanan sistolik, dan angka 80 disebut tekanan diastolik. Tekanan darah seseorang dapat lebih atau kurang dari batasan normal. Jika melebihi nilai normal, maka orang tersebut menderita tekanan darah tinggi atau hipertensi. Sebaliknya jika kurang dari nilai normal maka orang tersebut menderita tekanan darah rendah atau hipotensi (Assa, 2014). Denyut jantung merupakan salah satu faktor yang mempengaruhi tekanan darah. Denyut jantung bervariasi pada setiap orang. Denyut jantung normal adalah 60 kali per menit sampai 100 kali per menit. (Williams, 2007).

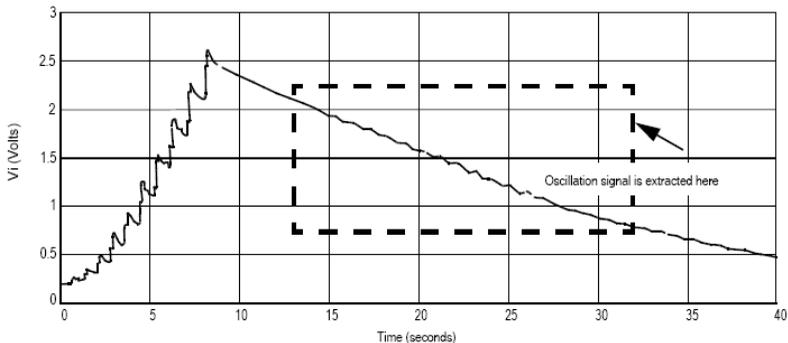


Gambar 2.1 Pengukuran menggunakan sphygmomanometer (Guyton, 2008)

Untuk mengukur tekanan darah digunakan alat yang disebut sphygmomanometer. Alat ini terdiri dari sebuah pompa, sumbat udara yang diputar, kantong karet yang dibungkus kain, dan pembaca tekanan yang bisa berupa mirip jarum pada multimeter atau dengan air raksa (Setiawati, 1995).

2.2 Metode Osilometri

Pengukuran tekanan darah dengan metode osilometri ini biasanya digunakan pada peralatan yang *non invasive*. Dengan melilitkan *handcuff* yang dapat terisi udara pada lengan dan dipompakan udara sampai pada tekanan tertentu, maka sensor tekanan akan menerima sinyal tekanan dari *handcuff* untuk diterjemahkan menjadi tekanan sistolik atau diastolik melalui mikrokontroler. Pada Gambar 2.2 dapat dilihat contoh hasil sinyal keluaran dari sensor tekanan.

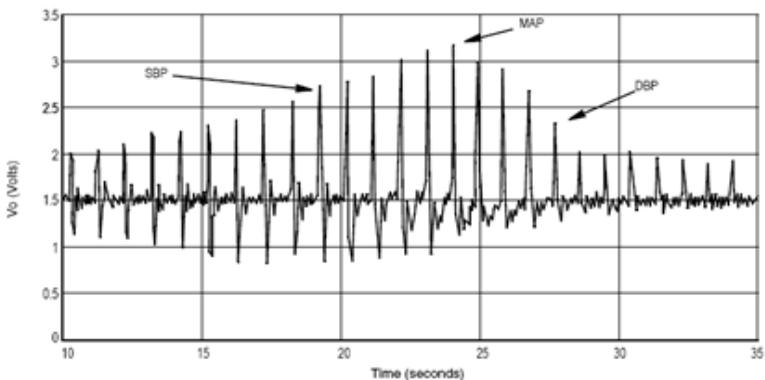


Gambar 2.2 Contoh hasil sinyal keluaran dari sensor tekanan (Adiluhung, 2012)

Pada Gambar 2.2, dimana merupakan contoh sinyal output tegangan dari sensor berdasarkan variable waktu saat *handcuff* dipompa pada tekanan tertentu dan dilepas sampai udara terbuang dari *handcuff*. Sinyal-sinyal ini setelah itu diproses oleh filter seperti high pass filter yang mana membuang sinyal frekuensi 0.04 Hz sedangkan yang dibutuhkan adalah 1 Hz, frekuensi

tekanan darah adalah 1 Hz sedangkan 0.04 Hz merupakan frekuensi *hancuff* (Adiluhung, 2012).

Menurut Ayu Jati Puspitasari (2015), rangkaian osilometri adalah rangkaian penguat sinyal osilasi, sehingga rangkaian osilometri merupakan rangkaian inti dari metode pengukuran darah osilometri. Pada rangkaian osilometri terdiri dari komponen aktif yaitu *operational amplifier* (op-amp) dan komponen pasif seperti resistor dan kapasitor (Puspitasari, 2015). Adapun contoh dari keluaran sinyal osilometri dapat dilihat pada Gambar 2.3.



Gambar 2.3 Hasil penguatan pada rangkaian osilometri (Adiluhung, 2012)

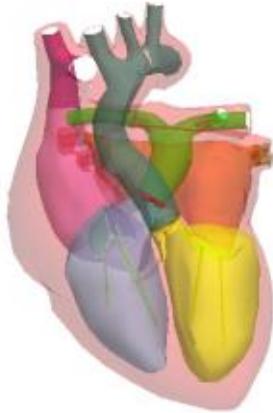
Terdapat 2 pendapat tentang bagaimana mendapatkan tekanan *sistolik* dan *diastolik* pada sinyal hasil ekstraksi (Winoto, 2008).

1. Tekanan *sistolik* dapat dihitung dengan membagikan nilai-nilai disebelah kiri MAP (*Mean Arterial Pulse*) dengan nilai MAP yang mana hasilnya adalah 0.85 sedangkan tekanan *diastolik* dapat dihitung dengan membagikan nilai-nilai puncak di sebelah kanan MAP yang mana hasilnya adalah 0.55.
2. Tekanan *sistolik* dapat dihitung dengan mengkalikan 0.6 dengan nilai puncak (MAP) sedangkan tekanan *diastolik*

dapat dihitung dengan 0.8 dari nilai Puncak (MAP) (Winoto, 2008).

2.3 Jantung

Jantung manusia merupakan jantung berongga yang memiliki dua atrium dan dua ventrikel. Jantung merupakan organ berotot yang dapat mendorong darah ke berbagai bagian tubuh. Jantung manusia berbentuk seperti kerucut dan berukuran sebesar kepalan tangan orang dewasa, terletak di rongga dada sebelah kiri. Jantung dibungkus oleh suatu selaput yang disebut perikardium. Jantung dibentuk oleh organ – organ *muscular*, *apex* dan *basic cordis*, atrium kanan dan kiri serta ventrikel kanan dan kiri. Ukuran jantung panjangnya kira – kira 12 cm, lebar 8 – 9 cm serta tebal kira – kira 6 cm. Berat jantung sekitar 7 – 15 ons atau 200 – 425 gram (Elizabeth, 2003).



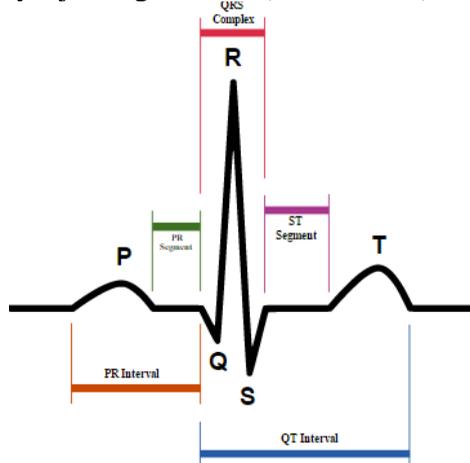
Gambar 2.4 Struktur 3 dimensi jantung (Elizabeth, 2003)

Posisi jantung berada diantara kedua paru-paru dan berada di tengah dada, bertumpu pada diafragma *thoracis* dan berada kira – kira 5 cm di atas *processus xiphoides*. Selaput yang membungkus jantung disebut perikardium dimana terdiri antara

lapisan fibrosa dan serosa, dalam *cavum pericardi* berisi 50 cc yang berfungsi sebagai pelumas agar tidak ada gesekan antara perikardium dan epikardium. Epikardium adalah lapisan paling luar dari jantung, lapisan berikutnya adalah lapisan miokardium dimana lapisan ini adalah lapisan yang paling tebal. Lapisan terakhir adalah lapisan endokardium (Elizabeth, 2003).

2.4 Elektrokardiograf

Elektrokardiograf (EKG) adalah sebuah perekam grafik dari pergerakan listrik dari jantung dengan menggunakan sebuah elektrode yang ditempatkan di bagian tubuh tertentu. Tubuh merupakan sebuah konduktor yang baik, maka impuls yang dibentuk oleh jantung dapat menjalar ke seluruh tubuh. Sehingga potensial arus bioelektrik yang dipancarkan oleh jantung dapat diukur dengan sebuah galvanometer melalui elektrode – elektrode yang diletakkan pada berbagai posisi di permukaan tubuh. Elektrokardiograf bekerja dengan prinsip mengukur perbedaan potensial listrik. Apabila ada listrik maka ada perbedaan potensial atau tegangan listrik. Tegangan listrik ini dapat menggambarkan keadaan denyut jantung manusia (Lahari, 2016).



Gambar 2.5 Grafik EKG pada jantung normal (Lahari, 2016)

Dalam memonitoring EKG biasanya digunakan metode yaitu teknik monitoring standar ekstremitas (metoda *Einthoven*) atau *standard limb leads* dan teknik monitoring tambahan atau *augmented limb leads* (Dash, 2002).

Teknik monitoring standar ekstremitas (metoda *Einthoven*) dilakukan di 3 tempat monitoring yaitu,

1. Lead I dibentuk dengan membuat lengan kiri (LA - *left arm*) elektroda positif dan lengan kanan (RA - *right arm*) elektroda negatif. Sudut orientasi 0° .
2. Lead II dibentuk dengan membuat kaki kiri (LL - *left leg*) elektroda positif dan lengan kanan (RA - *right arm*) elektroda negatif. Sudut orientasi 60° .
3. Lead III dibentuk dengan membuat kaki kiri (LL - *left leg*) elektroda positif dan lengan kiri (LA - *left arm*) elektroda negatif. Sudut orientasi 120° (Dash, 2002).

Teknik monitoring tambahan atau *augmented limb leads* dilakukan di 3 tempat yaitu,

1. aVL dibentuk dengan membuat lengan kiri (LA - *left arm*) elektroda positif dan anggota tubuh lainnya (ekstremitas) elektroda negatif. Sudut orientasi -30° .
2. aVR dibentuk dengan membuat lengan kanan (RA - *right arm*) elektroda positif dan anggota tubuh lainnya (ekstremitas) elektroda negatif. Sudut orientasi -150° .
3. aVF dibentuk dengan membuat kaki kiri (LL - *left leg*) elektroda positif dan anggota tubuh lainnya (ekstremitas) elektroda negatif. Sudut orientasi 90° monitoring EKG *prekordial* / dada atau *standard chest leads* monitoring (Dash, 2002).

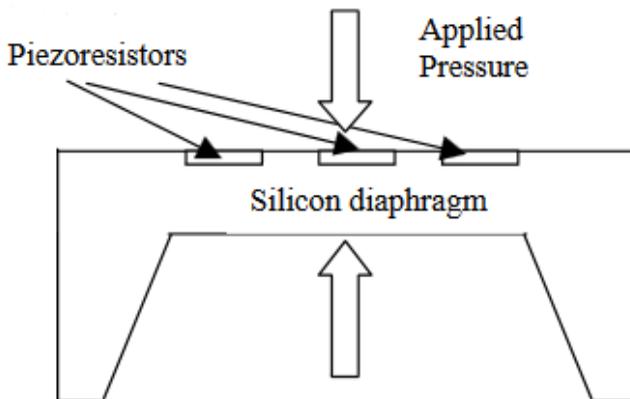
2.5 AD8232 Heart Rate Monitor

AD8232 *Heart Rate Monitor* adalah sebuah *board* yang digunakan untuk mengukur aktivitas listrik dari jantung. Aktivitas listrik jantung ini dapat direpresentasikan sebagai EKG atau elektrokardiogram dan outputnya sebagai pembaca sinyal analog. AD8232 adalah sebuah pengkondisi sinyal terintegrasi untuk

EKG dan pengukuran *biopotential* lainnya. AD8232 mempunyai sembilan koneksi keluaran dari IC yang dapat dihubungkan dengan SDN, LO+, lobe, output, 3.3V, dan disediakan pin GND untuk mengoperasikan monitor dengan arduino. AD8232 juga dilengkapi dengan pin RA (*Right Arm*), LA (*Left Arm*) dan RL (*Right Leg*) untuk menghubungkan dengan sensor (datasheet AD8232).

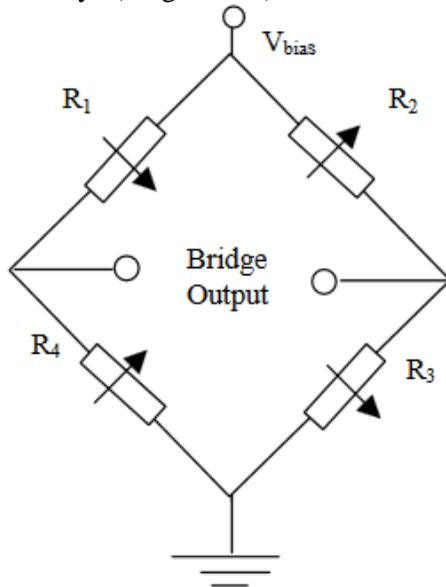
2.6 Sensor Tekanan

Secara fisis tekanan dirumuskan sebagai gaya yang diberikan suatu cairan atau gas terhadap suatu permukaan. Sensor yang bersentuhan langsung dengan materi yang di deteksi menghasilkan sinyal, dalam hal ini sensor tekanan bertindak sebagai transduser. Sinyal yang dihasilkan sebanding dengan besarnya tekanan materi yang dideteksi terhadap sensor tersebut. Ada tiga jenis tipe dari pengukuran tekanan yaitu tekanan absolut, tekanan diferensial, dan tekanan gauge. Pada tekanan absolut mengukur di daerah vakum. Pada pengukuran menggunakan tekanan diferensial adalah perbedaan tekanan diantara dua jenis tekanan yang akan diukur. Sedangkan pada tekanan gauge adalah dengan menggunakan tekanan referensi contohnya adalah tekanan darah (Singh, 2002).



Gambar 2.6 Sensor tekanan piezoresistif (Singh, 2002)

Sebuah sensor tekanan piezoresistif mengandung membran silikon kristal yang tipis yang dilegkapi dengan silikon tipis di sekelilingnya seperti pada Gambar 2.7. Piezoresistivitas adalah suatu kemampuan yang dimiliki oleh sebagian kristal atau bahan-bahan tertentu lainnya yang dapat menghasilkan suatu arus listrik jika mendapatkan perlakuan tekanan. Pada Gambar 2.8 terlihat bahwa empat pizoresistor dirangkai seperti jembatan *wheatstone*. Dua resistor dirangkai berhadapan sehingga keduanya dapat menerima sensor tekanan pada arah arus sejajar dan dua ditempatkan untuk mendeteksi tekanan yang tegak lurus di dalam aliran arusnya (Singh, 2002).



Gambar 2.7 Piezoresistor dirangkai membentuk jembatan wheatstone (Singh, 2002)

Pada sensor MPX5050GP sudah dilengkapi dengan pengkondisi sinyal dan op-amp internal, sehingga outputnya

dapat langsung dihubungkan dengan konverter analog ke digital (ADC = *Analog to Digital Converter*).



Gambar 2.8 Sensor tekanan MPX5050GP (Datasheet, 2010)

MPX5050GP ini memiliki spesifikasi berikut; tegangan suplai +5VDC, range tekanan 0 sampai 50 kPa atau 375 mmHg. Sensitivitas sensor sebesar 90 mV/kPa atau 12 mV/mmHg. (Datasheet, 2010).

2.7 Arduino Uno

Arduino adalah *platform* pembuatan *prototype* elektronik yang bersifat *open-source hardware* yang berdasarkan pada perangkat keras dan perangkat lunak yang fleksibel dan mudah digunakan. Arduino ditujukan bagi para seniman, desainer, dan siapapun yang tertarik dalam menciptakan objek atau lingkungan yang interaktif. Arduino pada awalnya dikembangkan di Ivrea, Italia. *Platform* arduino terdiri dari arduino *board*, *shield*, bahasa pemrograman arduino, dan arduino *development environment*. Arduino Uno adalah sebuah rangkaian yang dikembangkan dari mikrokontroler berbasis ATmega328. Arduino Uno memiliki 6 kaki analog *input*, kristal osilator dengan kecepatan jam 16 MHz, sebuah koneksi USB, sebuah konektor listrik, sebuah kaki header dari ICSP, dan sebuah tombol *reset* yang berfungsi mengulang program (Magdalena, 2013). Arduino adalah perangkat lunak yang digunakan untuk menulis dan meng-compile program untuk arduino. Arduino juga digunakan untuk meng-upload program

yang sudah di-compile ke memori program arduino *board* (Margolis, 2011).



Gambar 2.9 Arduino Uno (Margolis, 2011)

Arduino Uno menggunakan ATmega16u2 yang diprogram sebagai USB to-serial *converter* untuk komunikasi serial ke komputer melalui port USB. Tampak atas dari Arduino Uno dapat dilihat pada Gambar 2.10 (Margolis, 2011)

2.8 Processing 2.0

Processing adalah bahasa pemrograman dan lingkungan pemrograman open source yang digunakan untuk memprogram gambar, animasi dan interaksi. Processing digunakan untuk mengajarkan dasar-dasar pemrograman komputer dalam konteks rupa dan berfungsi sebagai buku sketsa perangkat lunak dan *tool* produksi profesional. Processing adalah suatu proyek terbuka yang dipelopori oleh Ben Fry dan Casey Reas. Lingkungan pemrograman processing terdiri dari teks editor terintegrasi dan jendela tampilan untuk menampilkan program. Jika tombol *run* ditekan, maka program akan mengkompilasi dan berjalan di jendela grafis (Nugroho, 2012).

Software processing menggunakan sistem koordinat kartesian dengan titik asal terletak di sudut kiri bagian atas, dan struktur program dapat dibuat dalam tiga tingkat kompleksitas yaitu mode statik, mode aktif, dan mode java (Nugroho, 2012). Pada penelitian ini, software processing akan digunakan sebagai

tampilan utama dari hasil perekaman jantung yang telah terhubung dengan rangkaian elektrokardiograf dan arduino.

‘Halaman ini sengaja dikosongkan’

BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

Tujuan penelitian ini adalah untuk mendapatkan rancang bangun portabel tensimeter dan elektrokardiograf, mendapatkan rasio tekanan darah sistol dan diastol untuk mendapatkan error terkecil, dan mendapatkan perancangan sistem untuk membaca sinyal elektrokardiograf. Metode penelitian akan diuraikan dalam tiga bagian, yaitu (1) alat dan bahan, (2) prosedur eksperimen, (3) pengujian alat.

3.1. Alat dan bahan

Alat dan bahan yang digunakan dalam penelitian tugas akhir ini adalah:

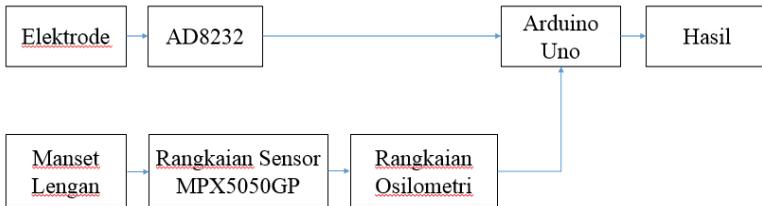
- | | |
|---------------------------------|------------------------|
| a. Arduino UNO | f. Resistor |
| b. Sensor MPX5050GP | g. Manset tensimeter |
| c. Modul AD8232 | h. Laptop/PC |
| d. <i>Operational Amplifier</i> | i. Software Arduino |
| e. Kapasitor | j. Software Processing |

3.2. Prosedur Eksperimen

3.2.1 Perancangan Umum Sistem

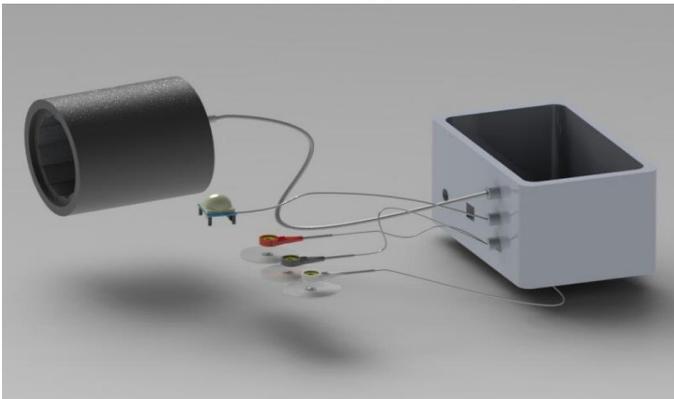
Perancangan umum system meliputi perancangan perangkat keras (*hardware*) dan perangkat lunak (*software*). Pada perancangan perangkat keras (*hardware*) meliputi tiga blok rangkaian, yaitu perancangan sensor tekanan, perancangan rangkaian osilometri, dan perancangan elektrokardiograf. Sedangkan pada perancangan perangkat lunak (*software*) meliputi perancangan program pada *software* Arduino sebagai *controler* yang berisi perintah-perintah untuk melakukan dan memberikan hasil pengukuran. Hasil dari sensor tekanan ini akan ditampilkan pada serial monitor arduino, sedangkan hasil dari perekaman elektrokardiograf akan ditampilkan pada software processing. Kemudian dari hasil yang diperoleh akan dilakukan tahap pengujian untuk mengetahui kelayakan dan keakuratan dari *prototype* ini.

Untuk gambaran perancangan umum system dapat dilihat pada Gambar 3.1 berikut.



Gambar 3.1 Diagram alir penelitian

Pada perancangan alat tensimeter digunakan manset lengan sebagai alat manual yang digunakan untuk melakukan pengukuran tekanan darah, kemudian manset lengan dihubungkan dengan rangkaian sensor tekanan MPX5050GP dan rangkaian osilometri sebagai perangkat keras (*hardware*) utama system, rangkaian sensor tekanan MPX5050GP dan rangkaian osilometri akan dihubungkan arduino uno dan diolah menggunakan *software* arduino. Adapun pada perancangan alat elektrokardiograf, elektrode digunakan pada tubuh pasien kemudian elektrode dihubungkan dengan rangkaian AD8232 dan dihubungkan dengan arduino uno dan diolah dengan menggunakan *software* arduino.

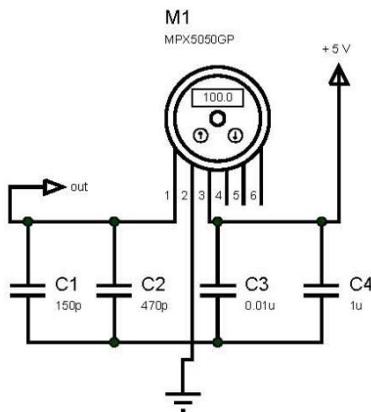


Gambar 3.2 Desain *prototype*

Pada Gambar 3.2 merupakan desain yang digunakan untuk membuat alat tensimeter dan elektrokardiograf portabel. Pada penelitian ini digunakan *box* yang berisi arduino, rangkaian tekanan dan rangkaian elektrokardiograf. Digunakan manset lengan manual yang akan terhubung pada lengan untuk pengambilan data tekanan darah dan digunakan tiga elektrode yang akan terhubung pada tubuh untuk pengambilan data elektrokardiograf.

3.2.2 Perancangan Rangkaian Dasar Sensor Tekanan MPX5050GP

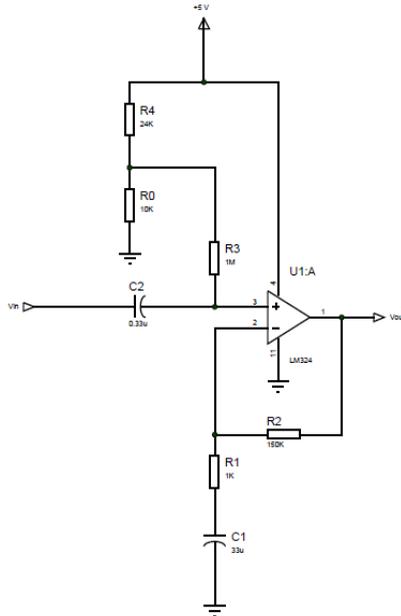
Pada perancangan rangkaian dasar sensor tekanan digunakan sensor MPX5050GP. Sensor tekanan ini digunakan untuk mendeteksi perubahan tekanan udara yang berada di dalam manset. Sensor ini sudah terintegrasi dengan pengkondisi sinyal dan op-amp internal, sehingga outputnya dapat langsung dihubungkan dengan *converter* analog ke digital. Rangkaian sensor tekanan ini dihubungkan dengan komponen lain seperti kapasitor sebagai filter tegangan luaran yang disesuaikan. Adapun rangkaian dasarnya dapat dilihat pada Gambar 3.3.



Gambar 3.3 Rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP
(Puspitasari, 2015)

3.2.3 Perancangan Rangkaian Osilometri

Menurut Puspitasari (2015), pada rangkaian osilometri terdiri dari rangkaian amplifier (penguat) dan rangkaian high pass filter (tapis lolos tinggi). Rangkaian penguat sinyal osilasi terdiri dari beberapa komponen seperti op-amp LM324N, kapasitor dan resistor yang dirangkai seperti pada Gambar 3.4.



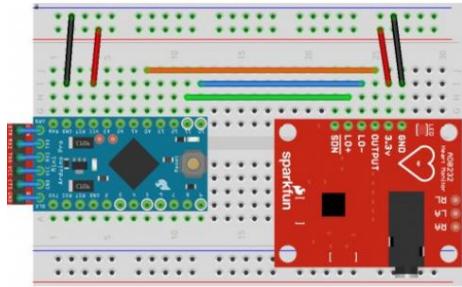
Gambar 3.4 Rangkaian Osilometri (Puspitasari, 2015)

Rangkaian high pass filter digunakan untuk meloloskan frekuensi di atas 1 Hz yang merupakan frekuensi dari sinyal tekanan darah dan membatasi sinyal tekanan manset yaitu sekitar 0,04 Hz.

3.2.4 Perancangan Rangkaian Elektrokardiograf

Pada perancangan rangkaian elektrokardiograf digunakan modul AD8232. AD8232 mempunyai sembilan pin koneksi, pada

penelitian ini digunakan lima pin yang dihubungkan dengan arduino. Adapun lima pin yang dibutuhkan adalah GND, 3.3V, OUTPUT, LO-, dan LO+. Adapun skema rangkaiannya dapat dilihat pada Gambar 3.5.



Gambar 3.5 Rangkaian elektrokardiograf

AD8232 mempunyai sembilan pin koneksi, pada penelitian ini digunakan lima pin yang dihubungkan dengan arduino. Adapun lima pin yang dibutuhkan adalah GND, 3.3V, OUTPUT, LO-, dan LO+. Dimana pin GND pada board akan dihubungkan dengan pin GND pada arduino. Pin 3.3V pada board sebagai power supply akan dihubungkan dengan pin 3.3V pada arduino. Pin OUTPUT pada board berfungsi sebagai sinyal output akan dihubungkan dengan A0 pada arduino. Pin LO- pada board berfungsi sebagai Leads-off Detect- akan dihubungkan dengan pin 11 pada arduino. Pin LO+ pada board berfungsi sebagai Leads-off Detect + akan dihubungkan dengan pin 10 pada arduino. Dan pin SDN pada board berfungsi sebagai *shutdown* tidak dihubungkan dengan arduino.

3.2.5 Perancangan Program Pada *Software* Arduino

Pada perancangan program pada software arduino digunakan untuk memberikan perintah-perintah pada hardware untuk melakukan pengukuran tekanan darah dan elektrokardiograf. Perintah-perintah tersebut berupa pengambilan data dan juga berisi program untuk konversi dari data tegangan menjadi data tekanan

dalam satuan tekanan darah yaitu mmHg. Selain itu pengambilan data juga berisi program untuk menampilkan perekaman dari irama jantung.

3.2.6 Objek Penelitian Pada Tekanan Darah

Pada penelitian ini digunakan objek penelitian berupa manusia dengan variasi umur dan jenis kelamin yang berbeda. Adapun objek yang digunakan dapat dilihat pada Tabel 3.1 berikut.

Tabel 3.1 Data objek untuk pengujian rasio sistol dan diastol

| Objek | Jenis Kelamin | Usia (Tahun) | Kondisi kesehatan |
|---------|---------------|--------------|-------------------|
| Objek A | Pria | 23 | Sehat |
| Objek B | Pria | 49 | Sehat |
| Objek C | Wanita | 45 | Sehat |

Tabel 3.2 Data objek untuk pengujian *prototype*

| Objek | Jenis Kelamin | Usia (Tahun) | Kondisi kesehatan |
|---------|---------------|--------------|-------------------|
| Objek A | Pria | 23 | Sehat |
| Objek B | Pria | 49 | Sehat |
| Objek C | Wanita | 45 | Sehat |
| Objek D | Pria | 22 | Sehat |

3.3 Pengujian Alat

Pada tahap ini alat yang telah dirangkai akan diuji terlebih dahulu sehingga dapat diketahui karakteristik alat yang dibuat. Adapun pengujian yang dilakukan adalah sebagai berikut.

- a. Pengujian arus listrik pada elektrode EKG
- b. Pengujian perekaman EKG
- c. Pengujian rangkaian dasar sensor tekanan
- d. Pengujian rangkaian osilometri
- e. Pengujian rangkaian dasar sensor tekanan pada lengan
- f. Pengujian hardware pada lengan
- g. Pengujian rasio tekanan darah

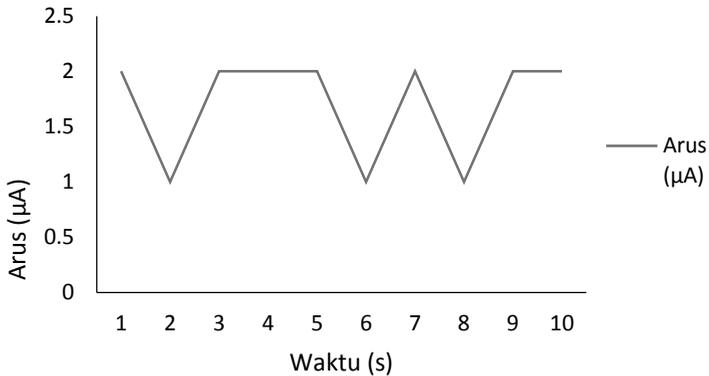
h. Pengujian *prototype* dengan Health Assure

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Pengujian Arus Listrik Pada Elektrode EKG

Tujuan dari pengujian arus listrik pada elektrode ini adalah untuk mengetahui berapa besar arus yang mengalir pada elektrode yang berhubungan langsung dengan kulit manusia. Jika elektroda EKG dipasang, maka dapat terjadi arus yang mengalir langsung ke jantung. Arus yang sangat kecil yang dapat mengalir ke jantung ini disebut *microshock*. *Microshock* dapat mengakibatkan fibrilasi ventrikel. Meskipun arus ini kecil namun arus ini dapat berbahaya apabila arus yang mengalir dalam waktu yang lama. Arus sebesar $20\ \mu\text{A}$ yang mengalir selama 5 detik dapat mengakibatkan fibrilasi ventrikel. Secara umum batas arus yang diijinkan untuk mencegah *microshock* sebesar $10\ \mu\text{A}$. Pada penelitian ini, pengujian arus listrik pada elektrode EKG dapat dilihat pada Gambar 4.1 berikut.



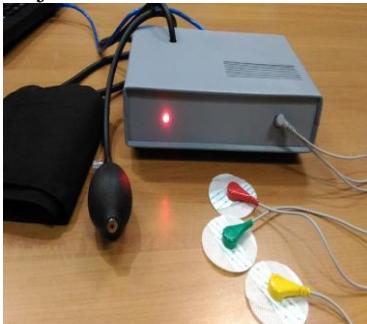
Gambar 4.1 Grafik Pengujian Arus Listrik EKG selama 10 s

Pada Gambar 4.1 dapat dilihat bahwa pada pengujian arus listrik pada elektrode EKG selama 10 detik arus yang terbaca sekitar $2\ \mu\text{A}$. Artinya arus ini relatif kecil dan tidak akan menimbulkan *microshock*. Selain itu pengujian dari alat ini memperlihatkan bahwa pengujian terhadap arus listrik sudah

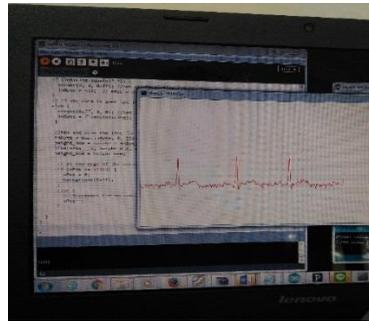
standar karena arus yang tercatat di bawah batas arus yang diijinkan yaitu sebesar $10 \mu\text{A}$.

4.2 Pengujian Perekaman EKG

Untuk mengetahui aktivitas elektrik otot jantung diperlukan pencatatan atau perekaman dari permukaan tubuh. Perekaman dapat dilakukan pada permukaan tubuh karena merupakan konduktor yang baik. Perekaman ini dilakukan dengan menempelkan elektrode-elektrode pada lokasi tertentu yang disebut sendapan (*lead*) pada permukaan kulit. Elektrode berfungsi sebagai sensor yang mengubah besaran kimia dari energi ionis menjadi besaran elektrik.



(a)



(b)

Gambar 4.2 *Prototype* Tensimeter dan Elektrokardiograf (a)
Hasil perekaman irama jantung (b)

Pada Gambar 4.2 merupakan *prototype* dari penelitian ini yang digunakan sebagai alat tensimeter dan elektrokardiograf. Adapun proses terjadinya monitoring aktivitas jantung ini adalah karena adanya aktivitas bioelektrikal sel-sel pada jantung yang menyebabkan jantung bisa berdenyut. Faktor utama yang menyebabkan bioelektrikal jantung ini adalah karena ion-ion terutama Kalium (K^+), Natrium (Na^+), Calsium (Ca^+), Magnesium (Mg^+) yang berperan sangat penting dalam menjaga keseimbangan proses bioelektrikal pada sel-sel jantung.

Grafik EKG dibentuk oleh gelombang listrik yang mengalir melalui serabut syaraf khusus yang ada pada jantung. Listrik tersebut dibentuk oleh Nodus Sinuatria sebagai sumber primer dan Nodus Atrioventrikular sebagai cadangan listrik sekunder, tetapi listrik jantung ini dapat juga dibentuk oleh bagian lain dari jantung. Gelombang P dibentuk oleh aliran listrik yang berasal dari Nodus Sinuatria di atrium, kompleks QRS dibentuk oleh aliran listrik di ventrikel, sedangkan interval PR dibentuk ketika aliran listrik melewati bundle His, dan gelombang T terbentuk ketika terjadi repolarisasi jantung

4.2.1 Pengujian pada *lead aVR*

Pada pengujian perekaman EKG pada *lead aVR* dibentuk dengan membuat lengan kanan (RA - *Right Arm*) elektroda positif dan anggota tubuh lainnya elektroda negatif. Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan rangkaian EKG dan menempelkan elektroda pada tubuh kemudian pemrograman dilakukan dengan menggunakan arduino dan hasil monitoringnya akan ditampilkan pada software processing yang sudah dimasukkan program untuk menampilkan hasil dari perekaman jantung. Adapun hasil dari perekaman jantung pada *lead aVR* dapat dilihat seperti Gambar 4.3 berikut.

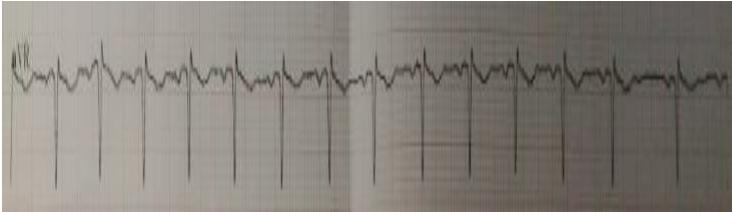


Gambar 4.3 Tampilan perekaman jantung pada *lead aVR*

Pada Gambar 4.3 merupakan perekaman jantung pada *lead aVR* yang terekam dengan menggunakan software processing. Adapun pembacaan dari perekaman EKG ini adalah irama sinus menunjukkan kondisi normal dan irama yang terbentuk reguler.

Dari Gambar 4.3 dapat dilihat bahwa interval PR reguler dan interval QT reguler. Interval antara R-R menandakan periode dari detak jantung dan irama yang terbentuk pada interval R-R relatif konstan dari detak ke detak dan gelombang R yang terbentuk terlihat defleksi negatif (meruncing ke bawah). Kemudian dari hasil monitoring dengan menggunakan software processing akan dibandingkan dengan EKG yang sudah terkalibrasi untuk mengetahui hasil yang diperoleh sudah sesuai dengan sebenarnya atau belum. Adapun hasil yang akan dibandingkan meliputi bentuk dan irama pada perekaman jantung.

Adapun pengujian yang akan dilakukan adalah dengan menggunakan EKG terkalibrasi jenis EKG 2000 versi 5 dari Laboratorium Mitra Husada Surabaya. Pengujian dilakukan pada objek yang sama pada saat pengujian dengan menggunakan *prototype* dengan tujuan untuk mengetahui kesesuaian hasil dari *prototype* dengan EKG terkalibrasi. Pengujian perekaman jantung dari *lead* aVR pada EKG 2000 versi 5 dapat dilihat pada Gambar 4.4.



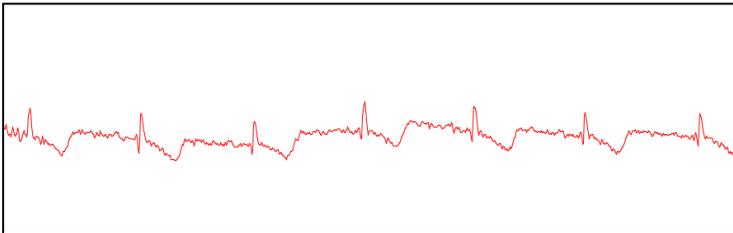
Gambar 4.4 Hasil pengujian *lead* aVR menggunakan EKG 2000 versi 5

Dari Gambar 4.4 dapat diketahui ritme atau irama jantung yaitu menunjukkan *normal sinus rhythm* dengan laju sekitar 60-100 kali setiap menit. Interval PR reguler dan interval QT reguler. Gelombang P defleksi positif (*upright*) dan selalu diikuti oleh kompleks QRS. Pada PR interval 0.12-0.20 detik dan konstan dari *beat to beat*. Keluaran yang dihasilkan oleh rangkaian EKG pada Gambar 4.3 dan keluaran pada pengujian dengan menggunakan

EKG 2000 versi 5 pada Gambar 4.4 relatif sama yang meliputi bentuk irama jantung dan interval PR maupun interval QT.

4.2.2 Pengujian pada *lead aVL*

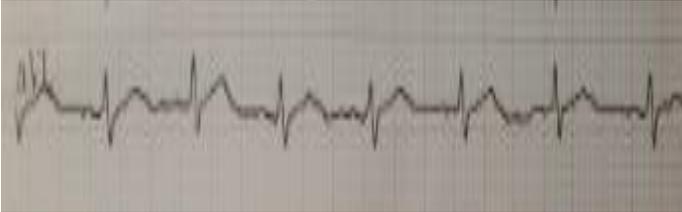
Pada pengujian perekaman EKG pada *lead aVL* dibentuk dengan membuat lengan kiri (LA - *Left Arm*) elektroda positif dan anggota tubuh lainnya elektroda negatif. Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan rangkaian EKG dan menempelkan elektroda pada tubuh kemudian pemrograman dilakukan dengan menggunakan arduino dan hasil monitoringnya akan ditampilkan pada software processing yang sudah dimasukkan program untuk menampilkan hasil dari perekaman jantung. Adapun hasil dari perekaman jantung pada *lead aVR* dapat dilihat seperti Gambar 4.5 berikut.



Gambar 4.5 Tampilan perekaman jantung pada *lead aVL*

Pada Gambar 4.5 merupakan perekaman jantung pada *lead aVL* yang terekam dengan menggunakan software processing. Adapun pembacaan dari perekaman EKG ini adalah irama sinus menunjukkan kondisi normal dan irama yang terbentuk reguler. Dari Gambar 4.5 dapat dilihat bahwa interval PT reguler dan interval QT reguler. Interval R-R yang terlihat defleksi positif. Kemudian dari hasil monitoring dengan menggunakan software processing akan dibandingkan dengan EKG yang sudah terkalibrasi untuk mengetahui hasil yang diperoleh sudah sesuai dengan sebenarnya atau belum. Adapun hasil yang akan dibandingkan meliputi bentuk dan irama pada perekaman jantung.

Pada penelitian ini, hasil dari pengujian *lead aVL* pada software processing akan dibandingkan dengan EKG 2000 versi 5 yang telah terkalibrasi. Adapun hasil pengujian dari *lead aVL* pada EKG 2000 versi dapat dilihat pada Gambar 4.6.



Gambar 4.6 Hasil pengujian *lead aVL* menggunakan EKG 2000 versi 5

Dari Gambar 4.6 dapat diketahui ritme atau irama jantung yaitu menunjukkan *normal sinus rhythm* dengan laju sekitar 60-100 kali setiap menit. Interval PR reguler dan interval QT reguler. Gelombang P defleksi positif (*upright*) dan selalu diikuti oleh kompleks QRS. Pada PR interval 0.12-0.20 detik dan konstan dari *beat to beat*. Keluaran yang dihasilkan oleh rangkaian EKG pada Gambar 4.5 dan keluaran pada pengujian dengan menggunakan EKG 2000 versi 5 menunjukkan irama yang terbentuk sama, interval R-R yang terbentuk dari kedua gambar menunjukkan pola yang sama. Adapun gelombang S yang terbentuk pada Gambar 4.5 tidak defleksi negatif seperti yang terekam pada EKG 2000 versi 5. Hal ini dapat terjadi karena pada saat pengambilan data pada *prototype* tidak pada posisi yang sama dengan pengujian dengan menggunakan kalibrator EKG 2000 versi 5.

4.2.3 Pengujian pada *lead aVF*

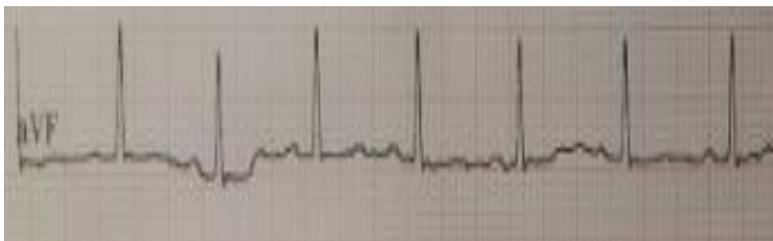
Pada pengujian perekaman EKG pada *lead aVF* dibentuk dengan membuat kaki kiri (LL - *Left Leg*) elektroda positif dan anggota tubuh lainnya elektroda negatif. Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan rangkaian EKG dan menempelkan elektroda pada tubuh kemudian pemrograman dilakukan dengan menggunakan arduino dan hasil monitoringnya akan ditampilkan

pada software processing. Adapun hasil dari perekaman jantung pada *lead aVF* dapat dilihat seperti Gambar 4.7 berikut.



Gambar 4.7 Tampilan perekaman jantung pada *lead aVF*

Pada Gambar 4.7 merupakan perekaman jantung pada *lead aVF* yang terekam dengan menggunakan software processing. Adapun pembacaan dari perekaman EKG ini adalah irama sinus menunjukkan kondisi normal dan irama yang terbentuk reguler. Dari Gambar 4.7 dapat dilihat bahwa interval PR reguler dan interval QT reguler. Irama yang terbentuk pada interval R-R relatif konstan dari detak ke detak dan interval R-R yang terbentuk terlihat defleksi positif. Kemudian dari hasil monitoring dengan menggunakan software processing akan dibandingkan dengan EKG yang sudah terkalibrasi. Adapun hasil yang akan dibandingkan meliputi bentuk dan irama pada perekaman jantung. Pada penelitian ini, hasil dari pengujian *lead aVF* pada software processing akan dibandingkan dengan EKG 2000 versi 5 yang telah terkalibrasi.



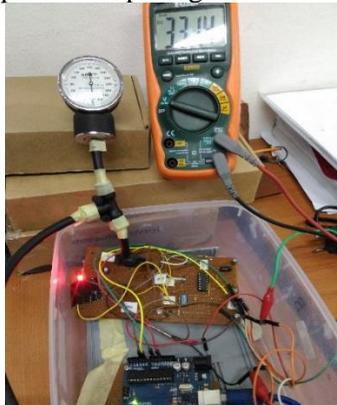
Gambar 4.8 Hasil pengujian *lead aVF* menggunakan EKG 2000 versi 5

Dari Gambar 4.8 dapat diketahui ritme atau irama jantung yaitu menunjukkan *normal sinus rhythm* dengan laju sekitar 60-100 kali setiap menit. Interval PR reguler dan interval QT reguler. Gelombang P defleksi positif (*upright*) dan selalu diikuti oleh kompleks QRS. Pada PR interval 0.12-0.20 detik dan konstan dari *beat to beat*. Keluaran yang dihasilkan oleh rangkaian EKG pada Gambar 4.7 dan keluaran pada pengujian dengan menggunakan EKG 2000 versi 5 relatif sama yang meliputi bentuk irama jantung dan interval P-P maupun interval R-R.

4.3 Rangkaian Tensimeter

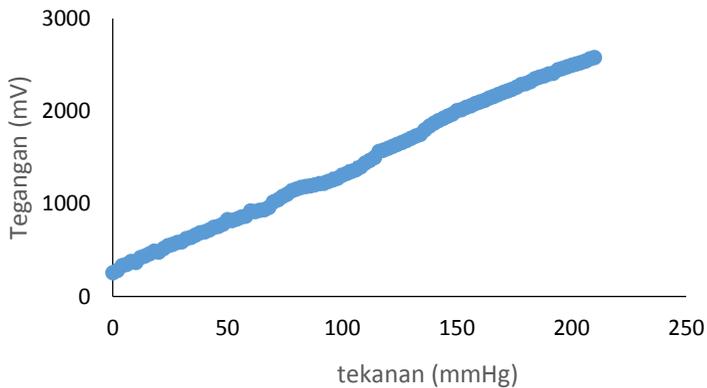
4.3.1 Pengujian Rangkaian Dasar Sensor Tekanan

Pada pengujian rangkaian dasar sensor tekanan ini menggunakan rangkaian dasar sensor tekanan yang dihubungkan dengan tensimeter aneroid, multimeter, dan pompa manual. Pada pengujian ini tensimeter aneroid dihubungkan langsung dengan sensor tekanan MPX5050GP dan pompa manual dengan sistem sambungan berbentuk T. Kemudian multimeter dihubungkan pada sensor tekanan dan diatur untuk mengukur tegangan. Adapun rangkaian dasar sensor tekanan yang diuji dengan menggunakan tensimeter aneroid dapat dilihat pada gambar 4.9 berikut.



Gambar 4.9 Rangkaian dasar sensor tekanan

Dari Gambar 4.9, multimeter diatur untuk mengukur tegangan yang dihasilkan ketika diberikan tekanan melalui pompa manual. Kemudian hasil tegangan dicatat untuk mengetahui pengaruh tekanan yang diberikan terhadap perubahan tegangan yang dihasilkan. Adapun hasil pengujian rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP dapat dibentuk grafik hubungan antara tekanan (mmHg) sumbu x dan tegangan (mV) pada sumbu y seperti terlihat pada Gambar 4.10.



Gambar 4.10 Perubahan tegangan (mV) terhadap tekanan (mmHg)

Pada pengujian rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP dirangkai dengan beberapa kapasitor. Karena *noise* atau gangguan internal yang terjadi pada sistem ini akan direduksi dengan adanya pemasangan kapasitor. Karena pada prinsip kapasitor ketika tegangan naik maka terjadi pengisian kapasitor, ketika tegangan turun isi kapasitor dibuang, akibatnya tegangan tidak lagi mengikuti penurunan sinusoida tetapi mengikuti penurunan tegangan pengosongan kapasitor, sebelum muatan kapasitor habis maka tegangan keluaran penyearah naik lagi dan kapasitor terisi kembali. Dengan rangkaian sensor tegangan

dirangkai dengan kapasitor, maka tegangan yang dihasilkan akan lebih baik dan linier.

Pada Gambar 4.10 menunjukkan hubungan antara tekanan (mmHg) yang berasal dari pompa manual dan tegangan sebagai hasil keluaran sensor tekanan ini adalah sebanding dan linier. Artinya semakin besar tekanan maka semakin besar juga tegangan yang dihasilkan. Dari plot hubungan antara tegangan dan tekanan didapatkan sebuah regresi linier, dan dari regresi liniernya dapat diketahui sensitivitasnya. Sensitivitas dapat diketahui dari kemiringan grafik. Dari grafik dapat dilihat bahwa nilai sensitivitas sensor tekanan ini adalah sebesar 11,32 mV/mmHg. Nilai ini menunjukkan terjadi perubahan sebesar 11,32 mV/mmHg setiap perubahan tekanan sebesar 1 mmHg. Selain itu dapat diketahui nilai *minimum pressure offset* yaitu sebesar 260 mV yang artinya adalah sensor tekanan menghasilkan tegangan sebesar 260 mV meskipun tidak diberikan tekanan atau tekanan sama dengan nol.

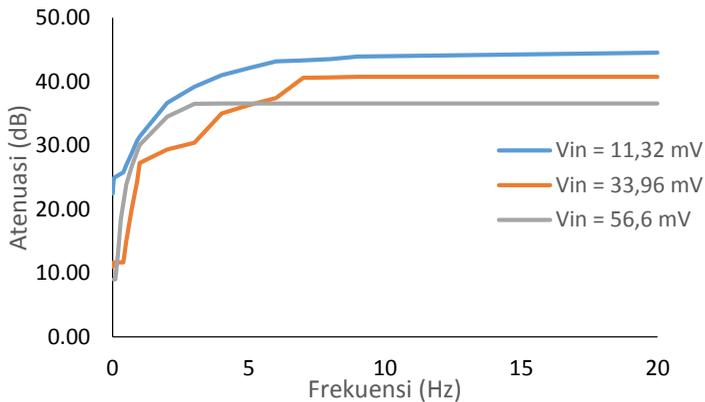
Sensor tekanan MPX5050GP merupakan transduser piezoresistif. Sensor ini menggunakan empat piezoresistor (resistor yang berbahan material piezoresistan) pada membran sensor. Keempat piezoresistor tersebut dirangkai menggunakan prinsip jembatan Wheatstone dengan membran berbentuk persegi (piezoresistor transversal dan dua piezoresistor longitudinal). Membran akan terdeformasi apabila dikenai tekanan. Dua piezoresistor akan bertambah panjang dan dua piezoresistor lainnya akan mengalami pengurangan panjang.

4.3.2 Pengujian Rangkaian Osilometri

Pada pengujian ini menggunakan rangkaian osilometri (Gambar 3.4) yang dihubungkan dengan sinyal generator dan osiloskop. Dimana sinyal generator berfungsi sebagai variasi sumber tegangan AC dan variasi frekuensi untuk mengetahui respon frekuensinya dan osiloskop sebagai penampalnya. Pengujian rangkaian osilometri tanpa diaplikasikan pada lengan ini bertujuan untuk mengetahui karakteristik rangkaiannya seperti rangkaian penguat tanpa dihubungkan dengan rangkaian sensor.

Pengujian dilakukan dengan menghubungkan rangkaian osilometri pada sinyal generator dan osiloskop.

Pada pengujian ini tegangan masukan yang digunakan adalah 11,32, 33,96, dan 56,6 mV. Adapun dipilih ketiga nilai tegangan tersebut adalah didasarkan pada sensitivitas sensor yaitu 11,32 mV/mmHg dan variasi perubahan sinyal osilasi yaitu 1 sampai 5 mmHg. Dari nilai sensitivitas tersebut dikonversi menjadi tegangan yaitu 11,32 hingga 56,6 mV. Sedangkan frekuensi yang digunakan adalah dari 0,04 hingga 20 Hz untuk mengetahui respon rangkaian terhadap frekuensi. Dan dari perbandingan tegangan keluaran dan masukan dapat diketahui atenuasi untuk masing-masing tegangan masukan. Pada Gambar 4.11 berikut merupakan grafik yang menunjukkan respon rangkaian filter terhadap frekuensi.



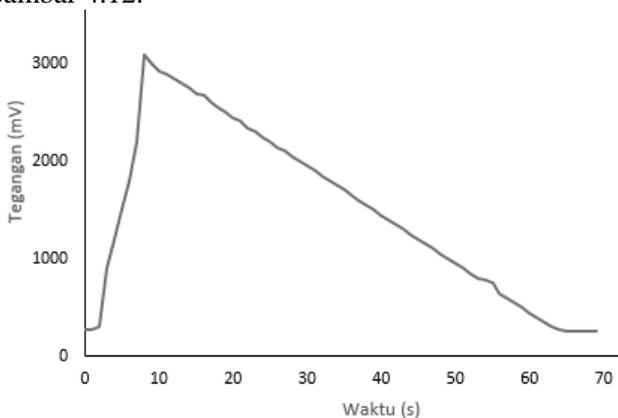
Gambar 4.11 Grafik hubungan atenuasi (dB) terhadap frekuensi (Hz)

Pada Gambar 4.11 tersebut dapat diketahui bahwa hubungan antara frekuensi dan atenuasi dengan diberikan tiga tegangan input yang berbeda. Atenuasi bernilai positif karena adanya penguatan oleh komponen op-amp LM324N. Sinyal masukan dengan frekuensi lebih besar akan diloloskan dan frekuensi yang lebih kecil akan dilemahkan. Dipilih *high pass filter* untuk membuang

frekuensi rendah pada keluaran sensor. Adapun keluaran dari sensor ini adalah terdiri dari dua sinyal osilasi sekitar 1 Hz dan sinyal tekanan manset sekitar 0,04 Hz. Pada penelitian ini sinyal yang akan digunakan dalam identifikasi tekanan darah adalah sinyal osilasi sebesar 1 Hz, sehingga pemilihan *high pass filter* digunakan untuk meloloskan frekuensi 1 Hz dan melemahkan frekuensi 0,04 Hz.

4.4 Pengujian Rangkaian Dasar Sensor Tekanan Pada Lengan

Pengujian rangkaian dasar sensor tekanan pada lengan ini bertujuan untuk mengetahui perubahan tegangan terhadap waktu ketika tekanan diaplikasikan. Rangkaian sensor tekanan dihubungkan dengan Arduino Uno yang telah terhubung dengan laptop. Sumber tekanan adalah manset yang dihubungkan pada sensor tekanan. Pengambilan data ini dilakukan menggunakan software Arduino Uno yang diprogram untuk merekam perubahan tegangan (mV). Adapun prosedur pengukurannya adalah manset dilingkarkan pada lengan kemudian dipompa sampai tekanan 270 mmHg. Kemudian katup pada manset dibuka perlahan. Kemudian grafik antara tegangan (mV) terhadap waktu (s) akan disajikan pada Gambar 4.12.

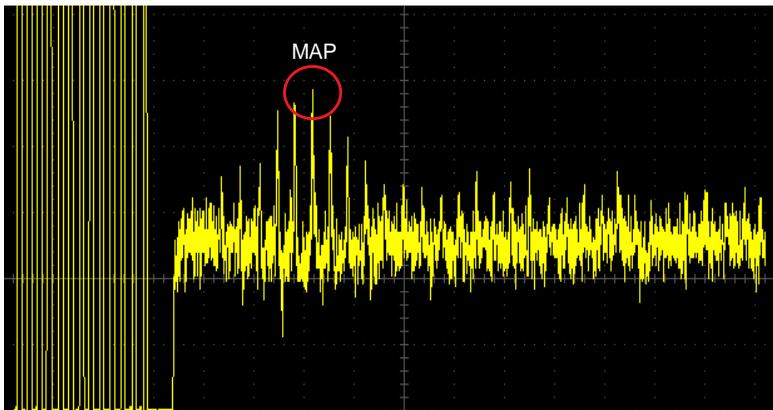


Gambar 4.12 Perubahan tegangan (mV) terhadap waktu (s)

Pada Gambar 4.12 menunjukkan perubahan tegangan dalam fungsi waktu apabila manset diberikan tekanan (dipompa) dan dikempiskan. Pada awalnya tegangan mulai naik ketika diberikan tekanan sampai 270 mmHg. Tegangan yang terekam mencapai sekitar 3000 mV yang kemudian saat manset dikempiskan tegangan perlahan akan menurun dan terjadi osilasi-osilasi kecil yang terekam pada grafik. Kemudian ketika manset dikempiskan tegangan akan menurun sampai 270 mV.

4.5 Pengujian Hardware Pada Lengan

Pada pengujian hardware pada lengan, rangkaian dasar sensor tekanan dihubungkan dengan rangkaian osilometri dan Arduino Uno. Pada pengujian ini dilakukan dengan mengaplikasikan manset yang dilingkarkan pada lengan dan dipompa menggunakan *pump* manual hingga tekanan mencapai 270 mmHg dan dikempiskan secara perlahan. Kemudian hasil dari pengujian rangkaian pada lengan ini akan ditampilkan menggunakan osiloskop untuk mengetahui sinyal keluarannya. Perubahan tegangan sensor terhadap waktu dapat dilihat pada Gambar 4.13.



Gambar 4.13 Perubahan tegangan (mV) terhadap waktu (s) pada osiloskop

Pada Gambar 4.13 terlihat bahwa terdapat dua sinyal yaitu sinyal berupa garis lurus berjajar dan sinyal osilasi. Sinyal berupa garis lurus berjajar ini merupakan sinyal yang berasal dari manset yang berada di lengan ketika diberikan tekanan yang berasal dari *pump*. Pemberian tekanan ini dilakukan sampai tekanan mencapai 300 mmHg. Adapun sinyal berupa osilasi ini merupakan sinyal ketika tekanan manset diturunkan, pada Gambar 4.13 terlihat bahwa penurunan tegangan tidak langsung turun namun terdapat osilasi karena adanya penguatan yang berasal dari rangkaian osilometri.

Rangkaian osilometri merupakan rangkaian penguat sinyal. Rangkaian osilometri terdiri dari rangkaian *amplifier* (penguat) dan rangkaian *high pass filter* (tapis lolos tinggi). Rangkaian *high pass filter* digunakan untuk meloloskan frekuensi di atas 1 Hz yang merupakan frekuensi dari sinyal tekanan darah dan membatasi sinyal tekanan manset yaitu sekitar 0,04 Hz. Pada sinyal osilasi terdapat puncak osilasi yang disebut dengan MAP (*Mean Arterial Pressure*) atau tekanan arteri rata, dengan menggunakan analisa MAP dan sinyal osilasi inilah dapat ditentukan tekanan darah sistol dan tekanan darah diastol.

4.6 Pengujian Rasio Tekanan Darah

Pada pengujian rasio tekanan darah ini dengan menggunakan rangkaian sensor tekanan dan rangkaian osilometri yang diaplikasikan pada lengan. Pada pengujian rasio tekanan sistol digunakan variasi rasio sistol 0,45-0,57 dan pada pengujian rasio tekanan diastol digunakan variasi rasio diastol 0,69-0,89. Pengambilan data pada penelitian ini dilakukan dengan menggunakan tiga objek yang berbeda dengan tujuan untuk mengetahui rasio yang paling cocok pada setiap perlakuan. Pada Tabel 4.1-4.3 disajikan hasil pengujian rasio tekanan darah sistol. Sedangkan pada Tabel 4.3-4.6 disajikan hasil pengujian rasio tekanan diastol. Adapun hasil selengkapnya dapat dilihat pada Tabel A6-A11 halaman Lampiran.

Tabel 4.1 Pengujian rasio tekanan darah sistol pada objek A

| No | Rasio sistol | Error rata-rata (%) |
|----|--------------|---------------------|
| 1 | 0,45 | 4,4 |
| 2 | 0,46 | 6,17 |
| 3 | 0,47 | 6,67 |
| 4 | 0,48 | 6,11 |
| 5 | 0,49 | 2,21 |
| 6 | 0,50 | 10,72 |
| 7 | 0,51 | 6,95 |
| 8 | 0,52 | 4,69 |
| 9 | 0,53 | 7,97 |
| 10 | 0,54 | 2,71 |
| 11 | 0,55 | 5,27 |
| 12 | 0,56 | 2,74 |
| 13 | 0,57 | 9,16 |

Tabel 4.2 Pengujian rasio tekanan darah sistol pada objek B

| No | Rasio sistol | Error rata-rata (%) |
|----|--------------|---------------------|
| 1 | 0,45 | 7,09 |
| 2 | 0,46 | 7,30 |
| 3 | 0,47 | 2,66 |
| 4 | 0,48 | 1,86 |
| 5 | 0,49 | 6,08 |
| 6 | 0,50 | 7,77 |
| 7 | 0,51 | 8,31 |
| 8 | 0,52 | 10,44 |
| 9 | 0,53 | 7,73 |
| 10 | 0,54 | 7,51 |
| 11 | 0,55 | 4,40 |

| | | |
|----|------|------|
| 12 | 0,56 | 5,22 |
| 13 | 0,57 | 4,22 |

Tabel 4.3 Pengujian rasio tekanan darah sistol pada objek C

| No | Rasio sistol | Error rata-rata (%) |
|----|--------------|---------------------|
| 1 | 0,45 | 6,99 |
| 2 | 0,46 | 7,80 |
| 3 | 0,47 | 8,05 |
| 4 | 0,48 | 4,46 |
| 5 | 0,49 | 2,07 |
| 6 | 0,50 | 2,71 |
| 7 | 0,51 | 5,45 |
| 8 | 0,52 | 6,88 |
| 9 | 0,53 | 7,39 |
| 10 | 0,54 | 8,24 |
| 11 | 0,55 | 5,64 |
| 12 | 0,56 | 5,70 |
| 13 | 0,57 | 5,45 |

Tabel 4.4 Pengujian rasio tekanan darah diastol pada objek.A

| No | Rasio diastol | Error rata-rata % |
|----|---------------|-------------------|
| 1 | 0,69 | 6,63 |
| 2 | 0,70 | 6,25 |
| 3 | 0,71 | 5,78 |
| 4 | 0,72 | 8,44 |
| 5 | 0,73 | 6,62 |
| 6 | 0,74 | 11,17 |
| 7 | 0,75 | 8,18 |
| 8 | 0,76 | 9,55 |

| | | |
|----|------|-------|
| 9 | 0,77 | 7,06 |
| 10 | 0,78 | 4,11 |
| 11 | 0,79 | 9,04 |
| 12 | 0,80 | 12,25 |
| 13 | 0,81 | 5,74 |
| 14 | 0,82 | 12,91 |
| 15 | 0,83 | 10,99 |
| 16 | 0,84 | 8,96 |
| 17 | 0,85 | 8,75 |
| 18 | 0,86 | 11,14 |
| 19 | 0,87 | 14,38 |
| 20 | 0,88 | 6,13 |
| 21 | 0,89 | 8,75 |

Tabel 4.5 Pengujian rasio tekanan darah diastol pada objek B

| No | Rasio diastol | Error rata-rata (%) |
|----|---------------|---------------------|
| 1 | 0,69 | 12,37 |
| 2 | 0,70 | 6,74 |
| 3 | 0,71 | 10,16 |
| 4 | 0,72 | 5,44 |
| 5 | 0,73 | 11,72 |
| 6 | 0,74 | 6,44 |
| 7 | 0,75 | 7,62 |
| 8 | 0,76 | 9,73 |
| 9 | 0,77 | 12,48 |
| 10 | 0,78 | 9,64 |
| 11 | 0,79 | 4,95 |
| 12 | 0,80 | 5,30 |
| 13 | 0,81 | 12,15 |

| | | |
|----|------|-------|
| 14 | 0,82 | 6,74 |
| 15 | 0,83 | 10,16 |
| 16 | 0,84 | 5,44 |
| 17 | 0,85 | 11,72 |
| 18 | 0,86 | 6,44 |
| 19 | 0,87 | 7,62 |
| 20 | 0,88 | 9,73 |
| 21 | 0,89 | 10,16 |

Tabel 4.6 Pengujian rasio tekanan darah diastol pada objek C

| No | Rasio diastol | Error rata-rata (%) |
|----|---------------|---------------------|
| 1 | 0,69 | 15,59 |
| 2 | 0,70 | 15,74 |
| 3 | 0,71 | 10,56 |
| 4 | 0,72 | 7,60 |
| 5 | 0,73 | 12,81 |
| 6 | 0,74 | 8,78 |
| 7 | 0,75 | 10,78 |
| 8 | 0,76 | 14,22 |
| 9 | 0,77 | 6,93 |
| 10 | 0,78 | 10,85 |
| 11 | 0,79 | 4,69 |
| 12 | 0,80 | 8,88 |
| 13 | 0,81 | 11,31 |
| 14 | 0,82 | 8,00 |
| 15 | 0,83 | 15,38 |
| 16 | 0,84 | 12,87 |
| 17 | 0,85 | 12,21 |
| 18 | 0,86 | 13,19 |

| | | |
|----|------|-------|
| 19 | 0,87 | 8,04 |
| 20 | 0,88 | 10,22 |
| 21 | 0,89 | 14,22 |

Dari Tabel 4.1-4.6, didapatkan error rata-rata yang dihasilkan dari variasi rasio tekanan darah. Dari Tabel 4.1 didapatkan error terkecil yaitu pada rasio tekanan darah sistol untuk objek A yaitu 0,49. Dari Tabel 4.2 didapatkan error terkecil yaitu pada rasio tekanan darah sistol objek B yaitu 0,48. Dari Tabel 4.3 didapatkan error terkecil yaitu pada rasio tekanan darah sistol objek C yaitu 0,49. Sedangkan dari Tabel 4.4 didapatkan error terkecil yaitu pada rasio tekanan darah diastol objek A yaitu 0,78. Dari Tabel 4.5 didapatkan error terkecil yaitu pada rasio tekanan darah diastol objek B yaitu 0,79. Dari Tabel 4.6 didapatkan error terkecil yaitu pada rasio tekanan darah diastol objek C yaitu 0,79.

Pada penelitian dengan judul “*Rancang Bangun Blood Pressure Monitor Menggunakan Metode Osilometri dengan Sensor Tekanan MPX5050GP*” (Puspitasari, 2015) didapatkan error terkecil yaitu pada rasio tekanan darah sistol yaitu 0,48 dan error terkecil pada rasio tekanan darah diastol yaitu 0,78. Namun pada penelitian tersebut pengujian rasio tekanan darah dilakukan pada satu objek, sehingga keakuratan dari data yang diperoleh belum dapat dibandingkan dengan objek yang lain apakah memiliki nilai error terkecil pada nilai rasio tersebut atau tidak.

4.7 Pengujian *Prototype* dengan Health Assure

Pengujian *prototype* secara keseluruhan dilakukan dengan menggunakan kalibrator untuk mengetahui keakuratan, kelayakan dan mengetahui hasil *error* dari *prototype* ini. Pengujian dilakukan di Puskesmas Rejowinangun Kabupaten Trenggalek dengan menggunakan kalibrator *blood pressure monitor* yaitu Health Assure.



Gambar 4.14 Pengujian menggunakan Health Assure

Pengujian *prototype* ini akan didapatkan nilai kesalahan pengukuran, standar deviasi, dan nilai error pada *prototype* ini dapat dilihat pada Tabel 4.7. Adapun data selengkapnya dapat dilihat pada Tabel A15 halaman Lampiran.

Tabel 4.7 Pengujian tekanan darah sistol dan diastol dengan menggunakan kalibrator Health Assure

| No | Tekanan (mmHg) | Standar | Terukur | Kesalahan | Standar Deviasi | Error (%) |
|----|----------------|---------|---------|-----------|-----------------|-----------|
| 1 | Sistol | 120 | 122,4 | 2,4 | 3,65 | 2,67 |
| | Diastol | 80 | 89,6 | 9,6 | 7,23 | 12,50 |
| 2 | Sistol | 129 | 123,8 | -5.2 | 3,90 | 4,34 |
| | Diastol | 88 | 84,4 | -3.6 | 4,83 | 5,45 |
| 3 | Sistol | 110 | 102,8 | -7.2 | 5,81 | 8,55 |
| | Diastol | 70 | 74,4 | 4,4 | 6,62 | 9,14 |
| 4 | Sistol | 115 | 108,4 | -6.6 | 6,80 | 7,13 |
| | Diastol | 77 | 71,8 | -5.2 | 4,71 | 8,31 |

Pada pengujian tekanan darah sistol dan diastol ini dilakukan pada empat objek yang berbeda. Dilakukan variasi objek dimaksudkan untuk mengetahui keakuratan *prototype* dalam pengukuran tekanan darah yang berbeda. Menurut Balai Pengaman

Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya, kesalahan maksimal yang diijinkan dari BPM adalah sebesar ± 3 mmHg untuk tekanan sistol dan diastol. Pada pengujian yang telah dilakukan, rata-rata kesalahan yang didapatkan pada *prototype* ini lebih dari 3 mmHg. Berdasarkan Tabel 4.7 rata-rata kesalahan *prototype* pada tekanan sistol sebesar ± 5 mmHg dan pada tekanan diastol sebesar ± 8 mmHg.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan dari hasil penelitian dengan judul “**Rancang Bangun Portabel Tensimeter dan Elektrokardiograf Berbasis Mikrokontroler Arduino**” maka dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

- a. Secara keseluruhan sistem yang dibuat dapat berfungsi sebagai alat tensimeter dan elektrokardiograf
- b. Rasio tekanan darah sistol rata-rata pada penelitian ini adalah 0,49 dan rasio tekanan darah diastol rata-rata adalah 0,79
- c. Pada perancangan EKG, sinyal yang dapat dideteksi pada alat ini adalah pada lead aVR, aVL, dan aVF dimana bentuk dan irama jantung dari *prototype* ini sudah sesuai dengan kalibrator EKG 2000 versi 5 dari Laboratorium Mitra Husada Surabaya.

5.2 Saran

Saran untuk penelitian lebih lanjut :

- a. Perlu dilakukan standarisasi pengujian alat medis oleh Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) untuk mengetahui kelayakan dari *prototype*.
- b. Pada alat elektrokardiograf perlu dilakukan penelitian lebih lanjut untuk mendeteksi lead yang lain.

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR PUSTAKA

- Assa, C., Rondonuwu, R., Bidjuni, H., 2014. *Perbandingan Pengukuran Tekanan Darah pada Lengan Kiri dan Lengan Kanan pada Penderita Hipertensi di Ruangan Irina C Blu RSUP Prof. Dr. R. D. Kandou Manado*. Program Studi Ilmu Keperawatan Fak. Kedokt. Univ. Sam Ratulangi Manado.
- Carlo Alberto Boano, Matteo Lasagni, Kay Romer, dan Tanja Lange. 2011 Accurate temperature measurements for medical research using body sensor networks.
- Chua, C.S dan Hin, Siew Mun. 1997. *Digital Blood Pressure Meter*. Motorola Semiconductor Application Note AN1571, Motorola Semiconductor
- Dash, 2002. Electrocardiogram Monitoring. *Indian J. Anaesth*; 46 (4) : 251 - 260
- Datasheet. 2009. MLX90614
- Datasheet. 2010. MPX5050GP
- Dorman, S.J., 2010. *Sams Teach Yourself Visual C# 2010 in 24 Hours: Complete Starter Kit*. Sams Publishing.
- Drzewiecki, G., Hood, R., and Apple, H. *Theory of The Oscillometric Maximum and The Systolic and Diastolic Detection Ratios*. *Annals of Biomedical Engineering*, 1994. 22(1):p.88-96
- Elizabeth, M. Cherry, Fenton, H. Flavio. 2003. *Heart Structure, Function and Arrhythmias*. Departement of Biomedical Science, College of Veterinary Medicine, Cornell University, Itacha. New York
- Fraden, Jacob. 2004. *Handbook of Modern Sensors: Physics, Design, and Application 3rd Edition*. Springer. New York
- Guyton, A.C. and Hall, J.E., 2006. *Textbook of Medical Physiology*. 11th ed. Philadelphia, PA, USA: Elsevier Saunders.

- Huang, J.-T., Lee, K.-Y., Chiu, M.-C., 2008. *CMOS Force Sensor with Scanning Signal Process Circuit for Vertical Probe Card*. Sens. Focus Tactile Force Stress Sens. 444.
- Lahari, P., Thomas, Bindu., 2016. Smart Device Based ECG Monitoring System.
- Magdalena, G., Aribowo, A., dan Halim, F. 2013. Perancangan Sistem Akses Pintu Garasi Otomatis. *Proceedings Conference on Smart-Green Technology in Electrical and Information System*, 301-205
- Puspitasari, Ayu. 2015. *Rancang Bangun Blood Pressure Monitor Menggunakan Metode Osilometri Dengan Sensor Tekanan MPX5050GP*. Jurusan Fisika, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) Surabaya
- Scott W. Newell, Ipswich, and Mass, Pressure Signal Processing Apparatus and Method for An Automatic Blood Pressure Gauge, Siemens Medical Electronic: United State
- Spinner. 2015. *Normal blood pressure versus age, good to go up?* <<https://www.physicsforums.com/threads/normal-blood-pressure-versus-age-good-to-go-up.814927/>>
- Setiawati A, Bustami ZS. 1995. *Antihipertensi. Dalam: Ganiswara S.G., Setiabudy R., Suyatna F.D., Purwastyastuti, Nafrialdi (eds). Farmakologi dan Terapi. Edisi 4*. Bagian Farmakologi Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia. Jakarta.
- Jaafar, R., Desa, H.M., Mahmoodin, Z., Abdullah, M.R., Zaharudin, Z., 2011. *Noninvasive Blood Pressure (NIBP) Measurement by Oscillometric Principle*. 2011 Int. Conf. Instrum. Commun. Inf. Technol. Biomed. Eng. 265 – 269. doi:10.1109/ICICI-BME.2011.6108622
- Margolis, Michael. 2011. *Arduino CookBook*. O'Reilly Media. CA USA.
- Potter & Perry. 2005. *Buku Ajar Fundamental Keperawatan Konsep, Proses, dan Praktik*. Edisi 4 volume 1. EGC. Jakarta

- Vempali. D, Alam. Tanveer, Punyasheshudu.D, Ramamurthy.B, 2016. *Design and Development of Digital Proximity Type IR Thermometer Based on Arduino unoR3*.India
- Vyas. M, Jatin, 2014. Typhus. U.S. National Library of Medicine <<https://medlineplus.gov/ency/article/001363.htm> >
- Winoto, Ardi.2008. *MikrokontrolerAVR ATMEGA8/32/16/8535 dan Pemrogramnya dengan bahasa c pada WinAVR*, Penerbit Informatika:Cirebon.
- Williams, B., 2007. *Simple Guide: Tekanan Darah Tinggi*. Erlangga. Jakarta
- <https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide/all.pdf> diakses pada tanggal 28 September 2016 pukul 23:52

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

LAMPIRAN A

Tabel A.1 Data hubungan tekanan dan tegangan MPX5050GP

| No | Tekanan (mmHg) | Tegangan (mV) |
|----|----------------|---------------|
| 1 | 0 | 260 |
| 2 | 2 | 281 |
| 3 | 4 | 335 |
| 4 | 6 | 350 |
| 5 | 8 | 380 |
| 6 | 10 | 370 |
| 7 | 12 | 421 |
| 8 | 14 | 438 |
| 9 | 16 | 462 |
| 10 | 18 | 490 |
| 11 | 20 | 481 |
| 12 | 22 | 518 |
| 13 | 24 | 548 |
| 14 | 26 | 564 |
| 15 | 28 | 584 |
| 16 | 30 | 590 |
| 17 | 32 | 626 |
| 18 | 34 | 640 |
| 19 | 36 | 663 |
| 20 | 38 | 687 |
| 21 | 40 | 700 |
| 22 | 42 | 718 |
| 23 | 44 | 746 |
| 24 | 46 | 759 |
| 25 | 48 | 782 |

| | | |
|----|-----|------|
| 26 | 50 | 830 |
| 27 | 52 | 820 |
| 28 | 54 | 838 |
| 29 | 56 | 858 |
| 30 | 58 | 870 |
| 31 | 60 | 925 |
| 32 | 62 | 919 |
| 33 | 64 | 930 |
| 34 | 66 | 940 |
| 35 | 68 | 962 |
| 36 | 70 | 1020 |
| 37 | 72 | 1046 |
| 38 | 74 | 1080 |
| 39 | 76 | 1106 |
| 40 | 78 | 1142 |
| 41 | 80 | 1160 |
| 42 | 82 | 1176 |
| 43 | 84 | 1189 |
| 44 | 86 | 1196 |
| 45 | 88 | 1205 |
| 46 | 90 | 1220 |
| 47 | 92 | 1223 |
| 48 | 94 | 1243 |
| 49 | 96 | 1262 |
| 50 | 98 | 1280 |
| 51 | 100 | 1310 |
| 52 | 102 | 1332 |
| 53 | 104 | 1351 |
| 54 | 106 | 1370 |

| | | |
|----|-----|------|
| 55 | 108 | 1400 |
| 56 | 110 | 1442 |
| 57 | 112 | 1470 |
| 58 | 114 | 1500 |
| 59 | 116 | 1565 |
| 60 | 118 | 1580 |
| 61 | 120 | 1600 |
| 62 | 122 | 1621 |
| 63 | 124 | 1642 |
| 64 | 126 | 1663 |
| 65 | 128 | 1685 |
| 66 | 130 | 1708 |
| 67 | 132 | 1732 |
| 68 | 134 | 1751 |
| 69 | 136 | 1800 |
| 70 | 138 | 1840 |
| 71 | 140 | 1870 |
| 72 | 142 | 1901 |
| 73 | 144 | 1922 |
| 74 | 146 | 1948 |
| 75 | 148 | 1969 |
| 76 | 150 | 2007 |
| 77 | 152 | 2016 |
| 78 | 154 | 2040 |
| 79 | 156 | 2059 |
| 80 | 158 | 2083 |
| 81 | 160 | 2100 |
| 82 | 162 | 2118 |
| 83 | 164 | 2142 |

| | | |
|-----|-----|------|
| 84 | 166 | 2158 |
| 85 | 168 | 2179 |
| 86 | 170 | 2201 |
| 87 | 172 | 2219 |
| 88 | 174 | 2235 |
| 89 | 176 | 2260 |
| 90 | 178 | 2287 |
| 91 | 180 | 2300 |
| 92 | 182 | 2320 |
| 93 | 184 | 2351 |
| 94 | 186 | 2369 |
| 95 | 188 | 2382 |
| 96 | 190 | 2401 |
| 97 | 192 | 2410 |
| 98 | 194 | 2448 |
| 99 | 196 | 2463 |
| 100 | 198 | 2480 |
| 101 | 200 | 2495 |
| 102 | 202 | 2510 |
| 103 | 204 | 2525 |
| 104 | 206 | 2540 |
| 105 | 208 | 2564 |
| 106 | 210 | 2580 |

Tabel A.2 Data respon frekuensi rangkaian osilometri dengan $V_{in}=11,32$ mV

| Frekuensi | V_{out} (mV) | V_{out}/V_{in} (mV) | Atenuasi (dB) |
|-----------|----------------|-----------------------|---------------|
| 0,01 | 150 | 13,25 | 22,44 |
| 0,02 | 170 | 15,02 | 23,53 |

| | | | |
|------|------|--------|-------|
| 0,03 | 180 | 15,90 | 24,03 |
| 0,04 | 190 | 16,78 | 24,50 |
| 0,05 | 200 | 17,67 | 24,94 |
| 0,4 | 220 | 19,43 | 25,77 |
| 0,5 | 250 | 22,08 | 26,88 |
| 0,7 | 310 | 27,39 | 28,75 |
| 0,9 | 390 | 34,45 | 30,74 |
| 1 | 420 | 37,10 | 31,39 |
| 2 | 770 | 68,02 | 36,65 |
| 3 | 1030 | 90,99 | 39,18 |
| 4 | 1270 | 112,19 | 41,00 |
| 5 | 1440 | 127,21 | 42,09 |
| 6 | 1630 | 143,99 | 43,17 |
| 7 | 1660 | 146,64 | 43,33 |
| 8 | 1700 | 150,18 | 43,53 |
| 9 | 1780 | 157,24 | 43,93 |
| 10 | 1790 | 158,13 | 43,98 |
| 20 | 1900 | 167,84 | 44,50 |

Tabel A.3 Data respon frekuensi rangkaian osilometri dengan $V_{in}=33,96$ mV

| Frekuensi | V_{out} (mV) | V_{out}/V_{in} (mV) | Atenuasi (dB) |
|-----------|----------------|-----------------------|---------------|
| 0,01 | 120 | 3,53 | 10,96 |
| 0,02 | 125 | 3,68 | 11,32 |
| 0,03 | 130 | 3,83 | 11,66 |
| 0,04 | 130 | 3,83 | 11,66 |
| 0,05 | 130 | 3,83 | 11,66 |
| 0,4 | 130 | 3,83 | 11,66 |
| 0,5 | 190 | 5,59 | 14,96 |

| | | | |
|-----|------|--------|-------|
| 0,7 | 340 | 10,01 | 20,01 |
| 0,9 | 560 | 16,49 | 24,34 |
| 1 | 780 | 22,97 | 27,22 |
| 2 | 1000 | 29,45 | 29,38 |
| 3 | 1130 | 33,27 | 30,44 |
| 4 | 1910 | 56,24 | 35,00 |
| 5 | 2220 | 65,37 | 36,31 |
| 6 | 2520 | 74,20 | 37,41 |
| 7 | 3630 | 106,89 | 40,58 |
| 8 | 3660 | 107,77 | 40,65 |
| 9 | 3700 | 108,95 | 40,74 |
| 10 | 3700 | 108,95 | 40,74 |
| 20 | 3700 | 108,95 | 40,74 |

Tabel A.4 Data respon frekuensi rangkaian osilometri dengan $V_{in}=56,6$ mV

| Frekuensi | V_{out} (mV) | V_{out}/V_{in} (mV) | Atenuasi (dB) |
|-----------|----------------|-----------------------|---------------|
| 0,04 | 160 | 2,83 | 9,03 |
| 0,07 | 160 | 2,83 | 9,03 |
| 0,09 | 160 | 2,83 | 9,03 |
| 0,1 | 160 | 2,83 | 9,03 |
| 0,2 | 250 | 4,42 | 12,90 |
| 0,3 | 470 | 8,30 | 18,39 |
| 0,5 | 880 | 15,55 | 23,83 |
| 0,7 | 1220 | 21,55 | 26,67 |
| 0,9 | 1600 | 28,27 | 29,03 |
| 1 | 1800 | 31,80 | 30,05 |
| 2 | 3000 | 53,00 | 34,49 |
| 3 | 3780 | 66,78 | 36,49 |

| | | | |
|----|------|-------|-------|
| 4 | 3820 | 67,49 | 36,58 |
| 5 | 3820 | 67,49 | 36,58 |
| 6 | 3820 | 67,49 | 36,58 |
| 7 | 3820 | 67,49 | 36,58 |
| 8 | 3820 | 67,49 | 36,58 |
| 9 | 3820 | 67,49 | 36,58 |
| 10 | 3820 | 67,49 | 36,58 |
| 20 | 3820 | 67,49 | 36,58 |

Tabel A.5 Data hubungan tegangan dan waktu pada pengukuran tekanan pada lengan

| No | Waktu (s) | Tegangan (mV) |
|----|-----------|---------------|
| 1 | 0 | 270 |
| 2 | 1 | 280 |
| 3 | 2 | 300 |
| 4 | 3 | 900 |
| 5 | 4 | 1200 |
| 6 | 5 | 1500 |
| 7 | 6 | 1800 |
| 8 | 7 | 2200 |
| 9 | 8 | 3100 |
| 10 | 9 | 3000 |
| 11 | 10 | 2920 |
| 12 | 11 | 2890 |
| 13 | 12 | 2850 |
| 14 | 13 | 2800 |
| 15 | 14 | 2750 |
| 16 | 15 | 2700 |
| 17 | 16 | 2670 |

| | | |
|----|----|------|
| 18 | 17 | 2600 |
| 19 | 18 | 2550 |
| 20 | 19 | 2510 |
| 21 | 20 | 2440 |
| 22 | 21 | 2410 |
| 23 | 22 | 2335 |
| 24 | 23 | 2310 |
| 25 | 24 | 2250 |
| 26 | 25 | 2200 |
| 27 | 26 | 2140 |
| 28 | 27 | 2100 |
| 29 | 28 | 2050 |
| 30 | 29 | 2000 |
| 31 | 30 | 1950 |
| 32 | 31 | 1900 |
| 33 | 32 | 1850 |
| 34 | 33 | 1800 |
| 35 | 34 | 1750 |
| 36 | 35 | 1700 |
| 37 | 36 | 1650 |
| 38 | 37 | 1600 |
| 39 | 38 | 1550 |
| 40 | 39 | 1500 |
| 41 | 40 | 1450 |
| 42 | 41 | 1400 |
| 43 | 42 | 1350 |
| 44 | 43 | 1300 |
| 45 | 44 | 1250 |
| 46 | 45 | 1200 |

| | | |
|----|----|------|
| 47 | 46 | 1150 |
| 48 | 47 | 1100 |
| 49 | 48 | 1050 |
| 50 | 49 | 1000 |
| 51 | 50 | 950 |
| 52 | 51 | 900 |
| 53 | 52 | 850 |
| 54 | 53 | 800 |
| 55 | 54 | 780 |
| 56 | 55 | 750 |
| 57 | 56 | 650 |
| 58 | 57 | 600 |
| 59 | 58 | 550 |
| 60 | 59 | 500 |
| 61 | 60 | 450 |
| 62 | 61 | 400 |
| 63 | 62 | 350 |
| 64 | 63 | 300 |
| 65 | 64 | 270 |
| 66 | 65 | 265 |
| 67 | 66 | 260 |
| 68 | 67 | 260 |
| 69 | 68 | 260 |
| 70 | 69 | 260 |

Tabel A.6 Data pengujian rasio tekanan darah sistol pada objek A

| No | Rasio | Tekanan Darah (mmHg) | | Error (%) | Error Rata-rata (%) |
|----|-------|----------------------|------------|-----------|---------------------|
| | | Sistem | Kalibrator | | |

| | | | | | |
|----|------|-----|-----|-------|------|
| 1 | 0,45 | 110 | 115 | 4,35 | 6,99 |
| | | 111 | 115 | 3,48 | |
| | | 99 | 114 | 13,16 | |
| 2 | 0,46 | 105 | 111 | 5,41 | 7,80 |
| | | 100 | 112 | 10,71 | |
| | | 102 | 110 | 7,27 | |
| 3 | 0,47 | 100 | 112 | 10,71 | 8,05 |
| | | 103 | 112 | 8,04 | |
| | | 105 | 111 | 5,41 | |
| 4 | 0,48 | 105 | 110 | 4,55 | 4,46 |
| | | 108 | 110 | 1,82 | |
| | | 106 | 114 | 7,02 | |
| 5 | 0,49 | 113 | 114 | 0,88 | 2,07 |
| | | 110 | 112 | 1,79 | |
| | | 109 | 113 | 3,54 | |
| 6 | 0,5 | 108 | 112 | 3,57 | 2,71 |
| | | 108 | 110 | 1,82 | |
| | | 107 | 110 | 2,73 | |
| 7 | 0,51 | 104 | 110 | 5,45 | 5,45 |
| | | 100 | 110 | 9,09 | |
| | | 109 | 111 | 1,80 | |
| 8 | 0,52 | 109 | 111 | 1,80 | 6,88 |
| | | 100 | 111 | 9,91 | |
| | | 102 | 112 | 8,93 | |
| 9 | 0,53 | 108 | 112 | 3,57 | 7,39 |
| | | 103 | 113 | 8,85 | |
| | | 102 | 113 | 9,73 | |
| 10 | 0,54 | 100 | 114 | 12,28 | 8,24 |
| | | 102 | 112 | 8,93 | |

| | | | | | |
|----|------|-----|-----|-------|------|
| | | 110 | 114 | 3,51 | |
| 11 | 0,55 | 108 | 113 | 4,42 | 5,64 |
| | | 110 | 112 | 1,79 | |
| | | 100 | 112 | 10,71 | |
| | | | | | |
| 12 | 0,56 | 102 | 112 | 8,93 | 5,70 |
| | | 102 | 110 | 7,27 | |
| | | 110 | 111 | 0,90 | |
| 13 | 0,57 | 101 | 110 | 8,18 | 5,45 |
| | | 103 | 110 | 6,36 | |
| | | 108 | 110 | 1,82 | |

Tabel A.7 Data pengujian rasio tekanan darah sistol pada objek B

| No | Rasio | Tekanan Darah (mmHg) | | Error (%) | Error Rata-rata |
|----|-------|----------------------|------------|-----------|-----------------|
| | | Sistem | Kalibrator | | |
| 1 | 0,45 | 120 | 129 | 6,98 | 7,09 |
| | | 115 | 125 | 8,00 | |
| | | 119 | 127 | 6,30 | |
| 2 | 0,46 | 120 | 128 | 6,25 | 7,30 |
| | | 121 | 127 | 4,72 | |
| | | 114 | 128 | 10,94 | |
| 3 | 0,47 | 120 | 125 | 4,00 | 2,66 |
| | | 121 | 125 | 3,20 | |
| | | 125 | 126 | 0,79 | |
| 4 | 0,48 | 127 | 127 | 0,00 | 1,86 |
| | | 124 | 126 | 1,59 | |
| | | 120 | 125 | 4,00 | |
| 5 | 0,49 | 120 | 126 | 4,76 | 6,08 |
| | | 116 | 126 | 7,94 | |

| | | | | | |
|----|------|-----|-----|-------|-------|
| | | 119 | 126 | 5,56 | |
| 6 | 0,5 | 119 | 129 | 7,75 | 7,77 |
| | | 118 | 128 | 7,81 | |
| | | 119 | 129 | 7,75 | |
| 7 | 0,51 | 121 | 129 | 6,20 | 8,32 |
| | | 123 | 128 | 3,91 | |
| | | 109 | 128 | 14,84 | |
| 8 | 0,52 | 103 | 128 | 19,53 | 10,45 |
| | | 119 | 127 | 6,30 | |
| | | 120 | 127 | 5,51 | |
| 9 | 0,53 | 119 | 125 | 4,80 | 7,73 |
| | | 118 | 125 | 5,60 | |
| | | 109 | 125 | 12,80 | |
| 10 | 0,54 | 120 | 129 | 6,98 | 7,51 |
| | | 118 | 128 | 7,81 | |
| | | 119 | 129 | 7,75 | |
| 11 | 0,55 | 123 | 129 | 4,65 | 4,41 |
| | | 120 | 128 | 6,25 | |
| | | 126 | 129 | 2,33 | |
| 12 | 0,56 | 123 | 128 | 3,91 | 5,22 |
| | | 120 | 128 | 6,25 | |
| | | 120 | 127 | 5,51 | |
| 13 | 0,57 | 123 | 127 | 3,15 | 4,22 |
| | | 120 | 127 | 5,51 | |
| | | 120 | 125 | 4,00 | |

Tabel A.8 Data pengujian rasio tekanan darah sistol pada objek C

| No | Rasio | Tekanan Darah (mmHg) | | Error (%) | Error Rata-rata |
|----|-------|----------------------|------------|-----------|-----------------|
| | | Sistem | Kalibrator | | |
| 1 | 0,45 | 110 | 115 | 4,35 | 6,99 |
| | | 111 | 115 | 3,48 | |
| | | 99 | 114 | 13,16 | |
| 2 | 0,46 | 105 | 111 | 5,41 | 7,80 |
| | | 100 | 112 | 10,71 | |
| | | 102 | 110 | 7,27 | |
| 3 | 0,47 | 100 | 112 | 10,71 | 8,05 |
| | | 103 | 112 | 8,04 | |
| | | 105 | 111 | 5,41 | |
| 4 | 0,48 | 105 | 110 | 4,55 | 4,46 |
| | | 108 | 110 | 1,82 | |
| | | 106 | 114 | 7,02 | |
| 5 | 0,49 | 113 | 114 | 0,88 | 2,07 |
| | | 110 | 112 | 1,79 | |
| | | 109 | 113 | 3,54 | |
| 6 | 0,5 | 108 | 112 | 3,57 | 2,71 |
| | | 108 | 110 | 1,82 | |
| | | 107 | 110 | 2,73 | |
| 7 | 0,51 | 104 | 110 | 5,45 | 5,45 |
| | | 100 | 110 | 9,09 | |
| | | 109 | 111 | 1,80 | |
| 8 | 0,52 | 109 | 111 | 1,80 | 6,88 |
| | | 100 | 111 | 9,91 | |
| | | 102 | 112 | 8,93 | |
| 9 | 0,53 | 108 | 112 | 3,57 | 7,39 |

| | | | | | |
|----|------|-----|-----|-------|------|
| | | 103 | 113 | 8,85 | |
| | | 102 | 113 | 9,73 | |
| 10 | 0,54 | 100 | 114 | 12,28 | 8,24 |
| | | 102 | 112 | 8,93 | |
| | | 110 | 114 | 3,51 | |
| 11 | 0,55 | 108 | 113 | 4,42 | 5,64 |
| | | 110 | 112 | 1,79 | |
| | | 100 | 112 | 10,71 | |
| 12 | 0,56 | 102 | 112 | 8,93 | 5,70 |
| | | 102 | 110 | 7,27 | |
| | | 110 | 111 | 0,90 | |
| 13 | 0,57 | 101 | 110 | 8,18 | 5,45 |
| | | 103 | 110 | 6,36 | |
| | | 108 | 110 | 1,82 | |

Tabel A.9 Data pengujian rasio tekanan darah diastol pada objek A

| No | Rasio | Tekanan Darah (mmHg) | | Error (%) | Error Rata-rata (%) |
|----|-------|----------------------|------------|-----------|---------------------|
| | | Sistem | Kalibrator | | |
| 1 | 0,69 | 87 | 80 | 8,8 | 6,63 |
| | | 88 | 81 | 8,6 | |
| | | 78 | 80 | 2,5 | |
| 2 | 0,7 | 70 | 80 | 12,5 | 6,25 |
| | | 75 | 80 | 6,3 | |
| | | 80 | 80 | 0,0 | |
| 3 | 0,71 | 89 | 80 | 11,3 | 5,79 |
| | | 80 | 81 | 1,2 | |
| | | 78 | 82 | 4,9 | |

| | | | | | |
|----|------|----|----|------|-------|
| 4 | 0,72 | 79 | 82 | 3,7 | 8,45 |
| | | 70 | 83 | 15,7 | |
| | | 88 | 83 | 6,0 | |
| 5 | 0,73 | 78 | 82 | 4,9 | 6,63 |
| | | 73 | 80 | 8,8 | |
| | | 75 | 80 | 6,3 | |
| 6 | 0,74 | 68 | 80 | 15,0 | 11,17 |
| | | 69 | 81 | 14,8 | |
| | | 78 | 81 | 3,7 | |
| 7 | 0,75 | 77 | 82 | 6,1 | 8,18 |
| | | 77 | 82 | 6,1 | |
| | | 71 | 81 | 12,3 | |
| 8 | 0,76 | 86 | 81 | 6,2 | 9,56 |
| | | 89 | 80 | 11,3 | |
| | | 71 | 80 | 11,3 | |
| 9 | 0,77 | 69 | 80 | 13,8 | 7,06 |
| | | 78 | 80 | 2,5 | |
| | | 77 | 81 | 4,9 | |
| 10 | 0,78 | 80 | 83 | 3,6 | 4,11 |
| | | 83 | 82 | 1,2 | |
| | | 86 | 80 | 7,5 | |
| 11 | 0,79 | 78 | 80 | 2,5 | 9,04 |
| | | 88 | 80 | 10,0 | |
| | | 70 | 82 | 14,6 | |
| 12 | 0,8 | 89 | 82 | 8,5 | 12,26 |
| | | 71 | 82 | 13,4 | |
| | | 69 | 81 | 14,8 | |
| 13 | 0,81 | 78 | 81 | 3,7 | 5,74 |
| | | 88 | 81 | 8,6 | |

| | | | | | |
|----|------|----|----|------|-------|
| | | 86 | 82 | 4,9 | |
| 14 | 0,82 | 71 | 80 | 11,3 | 12,92 |
| | | 70 | 80 | 12,5 | |
| | | 68 | 80 | 15,0 | |
| 15 | 0,83 | 71 | 80 | 11,3 | 11,00 |
| | | 69 | 83 | 16,9 | |
| | | 78 | 82 | 4,9 | |
| 16 | 0,84 | 88 | 82 | 7,3 | 8,97 |
| | | 86 | 81 | 6,2 | |
| | | 71 | 82 | 13,4 | |
| 17 | 0,85 | 69 | 80 | 13,8 | 8,75 |
| | | 78 | 80 | 2,5 | |
| | | 88 | 80 | 10,0 | |
| 18 | 0,86 | 86 | 80 | 7,5 | 11,14 |
| | | 71 | 81 | 12,3 | |
| | | 70 | 81 | 13,6 | |
| 19 | 0,87 | 68 | 81 | 16,0 | 14,38 |
| | | 71 | 80 | 11,3 | |
| | | 69 | 82 | 15,9 | |
| 20 | 0,88 | 78 | 82 | 4,9 | 6,13 |
| | | 88 | 81 | 8,6 | |
| | | 86 | 82 | 4,9 | |
| 21 | 0,89 | 71 | 80 | 11,3 | 8,75 |
| | | 77 | 80 | 3,8 | |
| | | 71 | 80 | 11,3 | |

Tabel A.10 Data pengujian rasio tekanan darah diastol pada objek B

| No | Rasio | Tekanan Darah (mmHg) | | Error (%) | Error Rata-rata (%) |
|----|-------|----------------------|------------|-----------|---------------------|
| | | Sistem | Kalibrator | | |
| 1 | 0,69 | 75 | 89 | 15,7 | 12,37 |
| | | 99 | 88 | 12,5 | |
| | | 98 | 90 | 8,9 | |
| 2 | 0,7 | 89 | 89 | 0,0 | 6,74 |
| | | 80 | 89 | 10,1 | |
| | | 80 | 89 | 10,1 | |
| 3 | 0,71 | 78 | 88 | 11,4 | 10,16 |
| | | 79 | 90 | 12,2 | |
| | | 93 | 87 | 6,9 | |
| 4 | 0,72 | 90 | 86 | 4,7 | 5,44 |
| | | 78 | 85 | 8,2 | |
| | | 90 | 87 | 3,4 | |
| 5 | 0,73 | 75 | 87 | 13,8 | 11,73 |
| | | 99 | 88 | 12,5 | |
| | | 98 | 90 | 8,9 | |
| 6 | 0,74 | 89 | 91 | 2,2 | 6,44 |
| | | 80 | 88 | 9,1 | |
| | | 80 | 87 | 8,0 | |
| 7 | 0,75 | 78 | 87 | 10,3 | 7,62 |
| | | 79 | 87 | 9,2 | |
| | | 93 | 90 | 3,3 | |
| 8 | 0,76 | 95 | 89 | 6,7 | 9,74 |
| | | 70 | 89 | 21,3 | |
| | | 90 | 89 | 1,1 | |

| | | | | | |
|----|------|----|----|------|-------|
| 9 | 0,77 | 75 | 88 | 14,8 | 12,47 |
| | | 99 | 90 | 10,0 | |
| | | 98 | 87 | 12,6 | |
| 10 | 0,78 | 89 | 86 | 3,5 | 9,24 |
| | | 81 | 85 | 4,7 | |
| | | 70 | 87 | 19,5 | |
| 11 | 0,79 | 78 | 87 | 10,3 | 4,96 |
| | | 85 | 88 | 3,4 | |
| | | 91 | 90 | 1,1 | |
| 12 | 0,8 | 90 | 91 | 1,1 | 5,30 |
| | | 78 | 88 | 11,4 | |
| | | 90 | 87 | 3,4 | |
| 13 | 0,81 | 75 | 87 | 13,8 | 12,16 |
| | | 99 | 87 | 13,8 | |
| | | 98 | 90 | 8,9 | |
| 14 | 0,82 | 89 | 89 | 0,0 | 6,74 |
| | | 80 | 89 | 10,1 | |
| | | 80 | 89 | 10,1 | |
| 15 | 0,83 | 78 | 88 | 11,4 | 10,16 |
| | | 79 | 90 | 12,2 | |
| | | 93 | 87 | 6,9 | |
| 16 | 0,84 | 90 | 86 | 4,7 | 5,44 |
| | | 78 | 85 | 8,2 | |
| | | 90 | 87 | 3,4 | |
| 17 | 0,85 | 75 | 87 | 13,8 | 11,73 |
| | | 99 | 88 | 12,5 | |
| | | 98 | 90 | 8,9 | |
| 18 | 0,86 | 89 | 91 | 2,2 | 6,44 |
| | | 80 | 88 | 9,1 | |

| | | | | | |
|----|------|----|----|------|-------|
| | | 80 | 87 | 8,0 | |
| 19 | 0,87 | 78 | 87 | 10,3 | 7,62 |
| | | 79 | 87 | 9,2 | |
| | | 93 | 90 | 3,3 | |
| 20 | 0,88 | 95 | 89 | 6,7 | 9,74 |
| | | 70 | 89 | 21,3 | |
| | | 90 | 89 | 1,1 | |
| 21 | 0,89 | 78 | 88 | 11,4 | 10,16 |
| | | 79 | 90 | 12,2 | |
| | | 93 | 87 | 6,9 | |

Tabel A.11 Data pengujian rasio tekanan darah diastol pada objek C

| No | Rasio | Tekanan Darah (mmHg) | | Error (%) | Error Rata-rata (%) |
|----|-------|----------------------|------------|-----------|---------------------|
| | | Sistem | Kalibrator | | |
| 1 | 0,69 | 70 | 65 | 7,69 | 15,59 |
| | | 60 | 66 | 9,09 | |
| | | 78 | 60 | 30,00 | |
| 2 | 0,7 | 60 | 71 | 15,49 | 15,74 |
| | | 80 | 68 | 17,65 | |
| | | 81 | 71 | 14,08 | |
| 3 | 0,71 | 80 | 69 | 15,94 | 10,57 |
| | | 67 | 69 | 2,90 | |
| | | 79 | 70 | 12,86 | |
| 4 | 0,72 | 72 | 72 | 0,00 | 7,61 |
| | | 73 | 72 | 1,39 | |
| | | 85 | 70 | 21,43 | |
| 5 | 0,73 | 78 | 71 | 9,86 | 12,81 |

| | | | | | |
|----|------|----|----|-------|-------|
| | | 60 | 70 | 14,29 | |
| | | 80 | 70 | 14,29 | |
| 6 | 0,74 | 81 | 73 | 10,96 | 8,79 |
| | | 80 | 72 | 11,11 | |
| | | 67 | 70 | 4,29 | |
| 7 | 0,75 | 79 | 72 | 9,72 | 10,78 |
| | | 78 | 72 | 8,33 | |
| | | 60 | 70 | 14,29 | |
| 8 | 0,76 | 80 | 71 | 12,68 | 14,23 |
| | | 81 | 70 | 15,71 | |
| | | 80 | 70 | 14,29 | |
| 9 | 0,77 | 67 | 73 | 8,22 | 6,93 |
| | | 79 | 72 | 9,72 | |
| | | 72 | 70 | 2,86 | |
| 10 | 0,78 | 73 | 70 | 4,29 | 10,85 |
| | | 85 | 70 | 21,43 | |
| | | 78 | 73 | 6,85 | |
| 11 | 0,79 | 68 | 72 | 5,56 | 4,70 |
| | | 75 | 70 | 7,14 | |
| | | 71 | 72 | 1,39 | |
| 12 | 0,8 | 80 | 72 | 11,11 | 8,89 |
| | | 67 | 70 | 4,29 | |
| | | 79 | 71 | 11,27 | |
| 13 | 0,81 | 78 | 70 | 11,43 | 11,31 |
| | | 60 | 70 | 14,29 | |
| | | 79 | 73 | 8,22 | |
| 14 | 0,82 | 72 | 72 | 0,00 | 8,00 |
| | | 73 | 70 | 4,29 | |
| | | 85 | 71 | 19,72 | |

| | | | | | |
|----|------|----|----|-------|-------|
| 15 | 0,83 | 78 | 68 | 14,71 | 15,38 |
| | | 60 | 71 | 15,49 | |
| | | 80 | 69 | 15,94 | |
| 16 | 0,84 | 81 | 69 | 17,39 | 12,87 |
| | | 80 | 70 | 14,29 | |
| | | 67 | 72 | 6,94 | |
| 17 | 0,85 | 79 | 72 | 9,72 | 12,21 |
| | | 78 | 70 | 11,43 | |
| | | 60 | 71 | 15,49 | |
| 18 | 0,86 | 80 | 70 | 14,29 | 13,20 |
| | | 81 | 70 | 15,71 | |
| | | 80 | 73 | 9,59 | |
| 19 | 0,87 | 67 | 72 | 6,94 | 8,05 |
| | | 79 | 70 | 12,86 | |
| | | 72 | 69 | 4,35 | |
| 20 | 0,88 | 73 | 70 | 4,29 | 10,22 |
| | | 85 | 72 | 18,06 | |
| | | 78 | 72 | 8,33 | |
| 21 | 0,89 | 60 | 70 | 14,29 | 14,23 |
| | | 80 | 71 | 12,68 | |
| | | 81 | 70 | 15,71 | |

Tabel A.12 Data pengujian prototype dengan Health Assure

| No | Tekanan | Standar | Terukur | Rata-rata terukur | Kesalahan | Standar Deviasi |
|----|---------------|---------|---------|-------------------|-----------|-----------------|
| 1 | Sistol (mmHg) | 120 | 122 | 122,4 | 2,4 | 3,6 |
| | | | 123 | | | |
| | | | 118 | | | |

| | | | | | | |
|----|----------------|-----|-----|-------|------|------|
| | | | 128 | | | |
| | | | 121 | | | |
| | Diastol (mmHg) | 80 | 79 | 89,6 | 9,6 | 7,23 |
| | | | 99 | | | |
| | | | 92 | | | |
| | | | 88 | | | |
| | | | 90 | | | |
| 2 | Sistol (mmHg) | 129 | 125 | 123,8 | -5,2 | 3,9 |
| | | | 120 | | | |
| | | | 130 | | | |
| | | | 122 | | | |
| | | | 122 | | | |
| | Diastol (mmHg) | 88 | 80 | 84,4 | -3,6 | 4,83 |
| | | | 89 | | | |
| | | | 90 | | | |
| | | | 80 | | | |
| 83 | | | | | | |
| 3 | Sistol (mmHg) | 110 | 100 | 102,8 | -7,2 | 5,81 |
| | | | 99 | | | |
| | | | 113 | | | |
| | | | 102 | | | |
| | | | 100 | | | |
| | Diastol (mmHg) | 70 | 75 | 74,4 | 4,4 | 6,62 |
| | | | 65 | | | |
| | | | 71 | | | |
| | | | 80 | | | |
| 81 | | | | | | |
| 4 | Sistol (mmHg) | 115 | 110 | 108,4 | -6,6 | 6,8 |
| | | | 103 | | | |

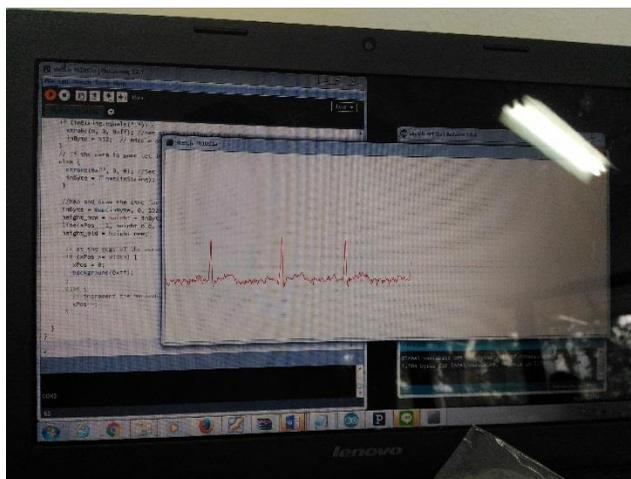
| | | | | | |
|-------------------|----|-----|------|------|------|
| | | 102 | | | |
| | | 119 | | | |
| | | 108 | | | |
| | | 70 | | | |
| | | 80 | | | |
| Diastol (mmHg) | 77 | 71 | 71,8 | -5,2 | 4,71 |
| | | 68 | | | |
| | | 70 | | | |

LAMPIRAN B

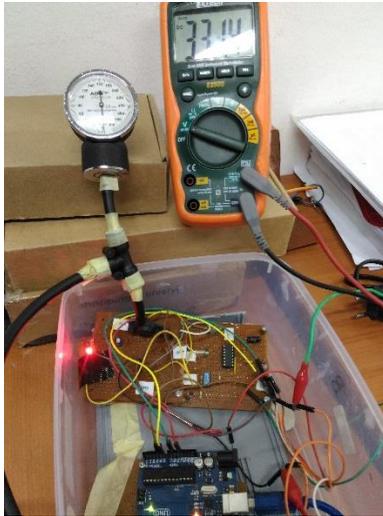
Dokumentasi



Gambar B.1 *Prototype* tensimeter dan elektrokardiograf



Gambar B.2 Tampilan sinyal EKG pada software processing



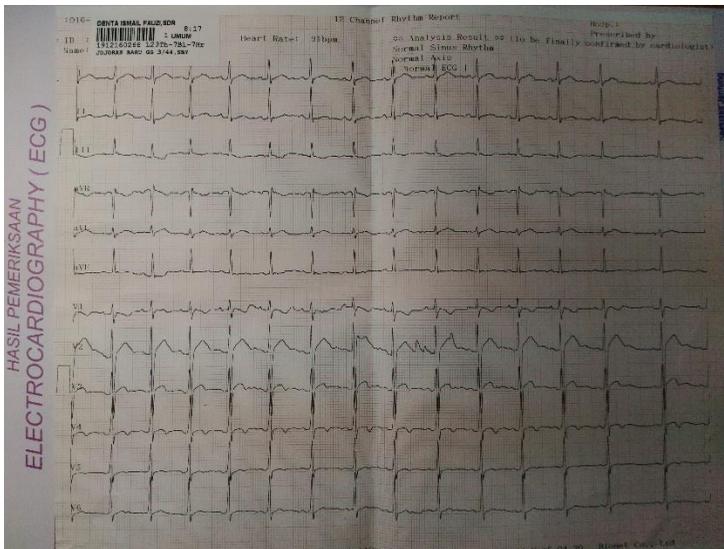
Gambar B.3 Pengujian pada sensor tekanan



Gambar B.4 Tensimeter Aneroid



Gambar B.4 Pengujian tensimeter dengan Health Assure



Gambar B.5 Hasil pengujian EKG pada Lab. Mitra Husada

BIODATA PENULIS



Denta Ismail Fauzi dilahirkan di Trenggalek, 12 Mei 1993, merupakan anak pertama dari dua bersaudara. Memulai pendidikan di SDN 1 Buluagung (2000-2006), kemudian melanjutkan pendidikan di MTsN Negeri Trenggalek (2006-2009) dan SMA 1 Trenggalek (2009-2012). Melanjutkan pendidikan S1 di Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS).

Prestasi yang pernah diraih adalah Juara 1 *National Calculation* pada tahun 2013 dan Finalis LKTI tingkat regional pada tahun 2015. Tergabung dalam anggota UKM Robotika dan Penalaran. Pada tahun 2014 menjadi Kepala Departemen (Kadep) Perekonomian Himpunan Mahasiswa Fisika ITS.