



TUGAS AKHIR - SF 141501

RANCANG BANGUN
BLOOD PRESSURE MONITOR
MENGGUNAKAN METODE OSILOMETRI
DENGAN SENSOR TEKANAN MPX5050GP

AYU JATI PUSPITASARI
NRP.1111100016

Dosen Pembimbing
Endarko, Ph.D
Iim Fatimah, M.Si

JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA 2015

“Halaman ini sengaja dikosongkan”



FINAL PROJECT - SF 141501

**BLOOD PRESSURE MONITOR DESIGN
USING OSCILLOMETRIC METHOD
WITH MPX5050GP PRESSURE SENSOR**

AYU JATI PUSPITASARI
NRP.1111100016

Supervisors
Endarko, Ph.D
Iim Fatimah, M.Si

PHYSICS DEPARTMENT
FACULTY OF MATHEMATICS AND NATURAL SCIENCES
SEPULUH NOPEMBER INSTITUTE OF TECHNOLOGY
SURABAYA 2015

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa, yang telah melimpahkan rahmat-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Laporan Tugas Akhir yang berjudul “**Rancang Bangun Blood Pressure Monitor Menggunakan Metode Osilometri dengan Sensor Tekanan MPX5050GP**”. Adapun tujuan dari penulisan Tugas Akhir ini adalah sebagai syarat untuk menyelesaikan program studi Strata – 1 di Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Dalam penyusunan laporan Tugas Akhir ini, telah banyak daya, upaya, dan perjuangan yang dilakukan oleh penulis. Atas bantuan, dorongan dan juga bimbingan dari berbagai pihak maka akhirnya penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir ini dengan baik. Sehubungan dengan hal tersebut maka pada kesempatan ini penulis ingin menyampaikan rasa terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Bapak, Ibu, Mbak Dyah, Mas Bagus, dan Mbak Peni yang selalu memberikan doa, semangat dan dukungan dalam penyelesaian Tugas Akhir ini.
2. Endarko, Ph.D dan Iim Fatimah, M.Si, selaku dosen pembimbing Tugas Akhir.
3. Dr. Yono Hadi Pramono, M.Eng, dan Dr. Melania Suweni M., M.T., selaku Ketua dan Sekretaris Jurusan Fisika, FMIPA ITS.
4. Prof. Suminar Pratapa, selaku dosen wali penulis.
5. Dr. Melania Suweni M., M.T. dan Drs. Hasto Sunarno, M.Sc., selaku penguji yang memberikan pengarahan yang sangat bermanfaat bagi penulis.
6. Paulus Susetyo W., S.T, selaku Kepala Lab Kalibrasi PENS (Politeknik Elektronika Negeri Surabaya) dan Tri Dedy Setyawan, S.T, selaku Kepala Instalasi Kalibrasi Alat Kesehatan BPFK (Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan)

Surabaya, yang telah mengizinkan penulis melakukan pengujian.

7. Teman-teman dan kerabat Lab Elektronika, atas keceriaan dan bantuannya selama ini.
8. Teman-teman Fisika angkatan 2011, atas kekeluargaannya yang selalu terjalin.

Penulis berharap laporan penelitian Tugas Akhir ini nantinya akan dapat berguna dan dapat dimanfaatkan dengan baik sebagai referensi bagi yang membutuhkan serta menjadi sarana pengembangan kemampuan ilmiah bagi semua pihak yang bergerak dalam bidang yang berhubungan dengan Fisika, khususnya bidang instrumentasi.

Surabaya, Juli 2015

Penulis

**RANCANG BANGUN *BLOOD PRESSURE MONITOR*
MENGUNAKAN METODE OSILOMETRI
DENGAN SENSOR TEKANAN MPX5050GP**

TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat Memperoleh
Gelara Sarjana Pada Bidang Studi Fisika Instrumentasi
Program Studi S-1
Jurusan Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya

Disusun Oleh :

AYU JATI PUSPITASARI
NRP. 1111100016

Disetujui oleh Dosen Pembimbing Tugas Akhir:

Endarko, Ph.D

..... (Pembimbing I)

Iim Fatimah, M.Si

..... (Pembimbing II)



Surabaya, Juli 2015

RANCANG BANGUN *BLOOD PRESSURE MONITOR* MENGUNAKAN METODE OSILOMETRI DENGAN SENSOR TEKANAN MPX5050GP

Nama : Ayu Jati Puspitasari
NRP : 1111100016
Jurusan : Fisika FMIPA - ITS
Pembimbing I : Endarko, Ph.D
Pembimbing II : Iim Fatimah, M.Si

Abstrak

Blood pressure monitor yang menggunakan metode osilometri dengan sensor tekanan MPX5050GP telah berhasil dibuat dan dikalibrasi. Metode osilometri adalah metode pengukuran untuk menganalisa osilasi tekanan manset. Pada penelitian ini, gelombang osilometri diukur oleh blood pressure monitor yang telah dibuat menggunakan Arduino Uno, dimana gelombang tersebut akan diproses sehingga didapatkan denyut nadi, tekanan sistol dan diastol. Hasil denyut nadi, tekanan sistol dan diastol akan ditampilkan dan disimpan pada laptop menggunakan Visual C# 2010 Express. Blood pressure monitor yang dibuat mampu mengukur tekanan darah pada rentang 40 – 260 mmHg dengan rasio tekanan sistol dan diastol masing-masing 0,48 dan 0,78. Sistem ini memiliki error rata-rata tekanan sistol sebesar -4,38 mmHg (2,72%), sedangkan error rata-rata tekanan diastol mencapai 0,10 mmHg (5,55%). Sementara itu, denyut nadi pada sistem ini mempunyai error rata-rata sebesar 4,48 bpm (6,07%).

Kata kunci: *denyut nadi, osilometri, sensor tekanan MPX5050GP, tekanan darah*

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BLOOD PRESSURE MONITOR DESIGN USING OSCILLOMETRIC METHOD WITH MPX5050GP PRESSURE SENSOR

Name : Ayu Jati Puspitasari
NRP : 1111100016
Department : Physics FMIPA - ITS
Supervisor I : Endarko, Ph.D
Supervisor II : Iim Fatimah, M.Si

Abstract

Blood pressure monitor using oscillometric method with MPX5050GP pressure sensor has been successfully fabricated and calibrated. Oscillometric method is measurement method to observe cuff pressure oscillations. In this study, the oscillometric waveform measured by fabricated blood pressure monitor used Arduino Uno which processes pulse rate, systolic and diastolic pressures. Measurement results of pulse rate, systolic and diastolic pressures will be displayed and recorded on laptop using Visual C# 2010 Express. Fabricated blood pressure monitor capable of measuring pulse rate and blood pressure in the range of 40 - 260 mmHg with ratio of systolic and diastolic pressures were achieved 0,48 and 0,78, respectively. The system has an average error of systolic pressure was -4,38 mmHg (2,72%) whereas an average error of diastolic pressure was achieved at 0,10 mmHg (5,55%). Meanwhile, pulse rate of the system has an average error of 4,48 bpm (6,07%).

Keywords: *blood pressure, MPX5050GP pressure sensor, oscillometric, pulse rate*

”Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN JUDUL	iii
HALAMAN PENGESAHAN	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xvii
DAFTAR TABEL	xix
DAFTAR LAMPIRAN	xxi
BAB I. PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Tujuan Penelitian	3
1.4 Batasan Masalah/ Ruang Lingkup Masalah	3
1.5 Manfaat Penelitian	3
1.6 Sistematika Penulisan	3
BAB II. TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Tekanan Darah	5
2.1.1 Pengukuran Tekanan Darah	8
2.1.2 Pengukuran Tekanan Darah Metode Osilometri	10
2.2 Denyut Nadi	12
2.2.1 Pengukuran Denyut Nadi	13
2.2.2 Pengukuran Denyut Nadi Metode Osilometri	14
2.3 Sensor Tekanan	15
2.4 Arduino Uno	17
2.4.1 ATMEGA 328	18
2.4.2 ADC Mikrokontroler ATMEGA 328	19
2.5 Visual C#	19

BAB III. METODOLOGI PENELITIAN	
3.1 Alat dan Bahan	21
3.2 Perancangan Umum Sistem	21
3.3 Perancangan Perangkat Keras (<i>Hardware</i>)	23
3.3.1 Perancangan Rangkaian Dasar Sensor Tekanan MPX5050GP	23
3.3.2 Perancangan Rangkaian Osilometri	24
3.4 Perancangan Perangkat Lunak (<i>Software</i>)	26
3.4.1 Perancangan Program pada <i>Software</i> Arduino	26
3.4.2 Perancangan Program pada <i>Software</i> Visual Basic	26
3.5 Pengujian	28
3.5.1 Pengujian Tanpa Lengan	28
3.5.1.1 Pengujian Rangkaian Dasar Sensor Tekanan	28
3.5.1.2 Pengujian Rangkaian Osilometri	29
3.5.2 Pengujian pada Lengan	30
3.5.2.1 Pengujian Rangkaian Dasar Sensor Tekanan pada Lengan	30
3.5.2.2 Pengujian <i>Hardware</i> pada Lengan	31
3.5.3 Pengujian Rasio Tekanan Darah	32
3.5.4 Pengujian <i>Software</i>	32
3.5.5 Pengujian <i>Prototype</i> Secara Keseluruhan	33
BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN	
4.1 Pengujian Tanpa Lengan	35
4.1.1 Pengujian Rangkaian Dasar Sensor Tekanan	35
4.1.2 Pengujian Rangkaian Osilometri	37
4.2 Pengujian pada Lengan	39
4.2.1 Pengujian Rangkaian Dasar Sensor Tekanan pada Lengan	40
4.2.2 Pengujian <i>Hardware</i> pada Lengan	41
4.3 Pengujian Rasio Tekanan Darah	43
4.4 Pengujian <i>Software</i>	45
4.5 Pengujian <i>Prototype</i> Secara Keseluruhan	48

BAB V. KESIMPULAN DAN SARAN	
5.1 Kesimpulan	53
5.2 Saran	53
DAFTAR PUSTAKA	55
LAMPIRAN	59
Biodata Penulis	81

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Rentang tekanan darah normal berdasarkan usia	8
Tabel 4.1	Pengujian rasio tekanan darah sistol	43
Tabel 4.2	Pengujian rasio tekanan darah diastol	44
Tabel 4.3	Pengujian prototype dengan BP Pump 2	49
Tabel A.1	Data hubungan tekanan dan tegangan sensor tekanan MPX5050GP	59
Tabel A.2	Data respon frekuensi rangkaian osilometri dengan $V_{in}=12,08$ mV	62
Tabel A.3	Data respon frekuensi rangkaian osilometri dengan $V_{in}=36,24$ mV	63
Tabel A.4	Data respon frekuensi rangkaian osilometri dengan $V_{in}=60,40$ mV	63
Tabel A.5	Data pengujian rasio tekanan darah sistol	64
Tabel A.6	Data pengujian rasio tekanan darah diastol	67
Tabel A.7	Data pengujian <i>prototype</i> dengan BP Pump 2	71

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Gaya (F) zat cair pada pembuluh	6
Gambar 2.2	Aliran zat cair pada pembuluh	6
Gambar 2.3	Pengukuran tekanan darah	9
Gambar 2.4	Osilometri	11
Gambar 2.5	Denyut nadi pada pulsa osilometri	14
Gambar 2.6	Kemasan sensor absolut dan diferensial	15
Gambar 2.7	Sensor tekanan MPX5050GP	16
Gambar 2.8	Tampilan <i>software</i> Arduino	17
Gambar 2.9	Konfigurasi pin pada ATMEGA328	18
Gambar 2.10	Tampilan halaman utama Microsoft Visual C# 2010 Express	20
Gambar 3.1	Gambaran umum sistem	22
Gambar 3.2	Diagram alir penelitian	22
Gambar 3.3	Rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP	24
Gambar 3.4	Rangkaian osilometri	25
Gambar 3.5	Diagram alir pengukuran	27
Gambar 3.6	Skema pengujian rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP	29
Gambar 3.7	Skema pengujian rangkaian osilometri	29
Gambar 3.8	Skema pengujian rangkaian dasar sensor pada lengan	31
Gambar 3.9	Skema pengujian rangkaian dasar sensor pada lengan	31
Gambar 3.10	Skema pengujian <i>prototype</i> secara keseluruhan	33
Gambar 4.1	Grafik hubungan tekanan dan tegangan sensor tekanan MPX5050GP	35
Gambar 4.2	Grafik respon frekuensi rangkaian osilometri	38
Gambar 4.3	Sinyal perubahan tegangan pada saat pemompaan dan pengempisan manset	40
Gambar 4.4	Realisasi perangkat keras (<i>hardware</i>)	41
Gambar 4.5	Sinyal osilometri pada saat pemompaan dan pengempisan manset	42
Gambar 4.6	Proses pengukuran menggunakan <i>prototype</i>	45

Gambar 4.7	<i>Form login aplikasi</i>	46
Gambar 4.8	<i>Form tambah user</i>	46
Gambar 4.9	<i>Form utama pengukuran</i>	47
Gambar 4.10	Hasil pada <i>form</i> utama pengukuran	47
Gambar 4.11	<i>Form</i> penyimpanan hasil pengukuran	48
Gambar B.1	Laporan hasil pengujian <i>prototype</i>	76
Gambar C.1	Tensimeter aneroid	77
Gambar C.2	<i>Blood pressure monitor</i> OMRON SEM-1	77
Gambar C.3	BP Pump 2	77
Gambar C.4	Pengujian rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP	78
Gambar C.5	Pengujian rangkaian osilometri	78
Gambar C.6	Pengujian <i>prototype</i> dengan BP Pump 2	79

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran A	Data Pengujian	59
Lampiran B	Laporan Pengujian <i>Prototype</i>	76
Lampiran C	Dokumentasi	77

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penyakit tekanan darah tinggi atau hipertensi merupakan salah satu penyakit yang paling banyak diderita di seluruh dunia dan menjadi penyebab kematian tertinggi di negara berkembang. Tekanan darah tinggi dapat menyebabkan penyakit jantung, stroke, kerusakan ginjal, kerusakan mata dan penyakit komplikasi lainnya. Untuk itu, pengukuran tekanan darah secara rutin merupakan hal yang sangat penting, terutama untuk pasien yang menderita hipertensi (Palmer dan Williams, 2007).

Alat pengukur tekanan darah yang sering digunakan saat ini masih bersifat konvensional, yaitu menggunakan *sphygmomanometer* atau tensimeter dan stetoskop. Pengukuran tekanan darah dengan metode ini memerlukan ketelitian mata untuk melihat tinggi air raksa pada tensimeter dan juga telinga untuk mendengar bunyi-bunyi *korotkoff* (bunyi-bunyi yang ditimbulkan dari tekanan darah) pada stetoskop. Sehingga dibutuhkan kemampuan khusus atau ahli yang sudah terbiasa melakukan pengukuran tekanan darah. Air raksa yang bersifat lembam, juga membuatnya tidak dapat naik atau turun secara cepat. Pembulatan pengukuran terkadang juga dilakukan oleh pemeriksa berdasarkan perkiraan, yang sebenarnya data yang akurat sangat dibutuhkan untuk diagnosa lebih lanjut (Oktavianto, 2002). Air raksa juga dapat membahayakan apabila tensimeter bocor dan mengenai kulit pasien. Hal ini menyebabkan beberapa negara telah melarang penggunaan air raksa. Sehingga, pengukuran secara elektronik merupakan pilihan yang tepat (Newell, 2013).

Saat ini telah berkembang alat pemantau tekanan darah digital yang disebut *blood pressure monitor*. *Blood pressure monitor* ini termasuk dalam pengukuran tekanan darah *non-invasive*. Metode *non-invasive* adalah metode yang tidak melukai pasien. Pengukuran dilakukan dengan cara membelitkan manset

(*cuff*) yang dapat mengembang pada lengan pasien menggunakan metode osilometri. Metode osilometri hampir menyerupai metode korotkoff, tetapi yang diperhatikan adalah perubahan tekanan udara didalam manset, bukan bunyi-bunyi korotkoffnya. Dengan menganalisa sinyal-sinyal osilasi yang dihasilkan tekanan manset dapat ditentukan tekanan darah sistol dan tekanan darah diastol. Selain itu, dari sinyal osilometri ini dapat ditentukan pula tingkat denyut nadi atau *pulse rate* per menit (Oktavianto, 2002).

Pada tugas akhir ini akan dibuat rancang bangun alat pemantau tekanan darah *non-invasive* (tidak melukai) dengan metode osilometri. *Blood pressure monitor* komersial saat ini menggunakan sensor tekanan milik perusahaannya sendiri, namun penelitian tugas akhir ini akan memanfaatkan sensor tekanan yang mudah ditemukan di pasaran yaitu MPX5050GP. Perubahan tekanan yang terdeteksi akan diolah oleh Arduino Uno sehingga didapatkan tekanan darah sistol, diastol, dan tingkat denyut nadi. Hasil pengukuran tekanan darah dan denyut nadi ini akan ditampilkan pada PC menggunakan *software* Microsoft Visual C# 2010 Express. Selain hasil tekanan darah dan tingkat denyut nadi, akan ditampilkan pula keterangan kondisi tekanan darah dan denyut nadi berdasarkan usia. Kemudian hasil pengukuran tersebut dapat tersimpan pada *database* akun pengguna.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah yang dibahas dalam tugas akhir ini adalah sebagai berikut

1. Bagaimana pembuatan rancang bangun *blood pressure monitor* dengan metode osilometri menggunakan sensor tekanan yang banyak ditemui pasaran yaitu MPX5050GP.
2. Berapa rasio tekanan darah sistol dan diastol agar menghasilkan error terkecil.
3. Berapakah kesalahan hasil pengukuran dari *prototype* ini?

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan yang ingin dicapai dalam penelitian tugas akhir ini adalah

1. Mendapatkan rancang bangun *blood pressure monitor* menggunakan sensor tekanan yang banyak di pasaran, yaitu MPX5050GP.
2. Mendapatkan rasio tekanan darah sistol dan diastol sehingga hasil tekanan darah dapat sesuai.
3. Mengetahui kesalahan pengukuran yang dihasilkan oleh *prototype* ini.

1.4 Batasan Masalah/ Ruang Lingkup Masalah

Batasan masalah dalam penelitian tugas akhir ini adalah (1) metode yang digunakan pada pengukuran tekanan darah dan denyut nadi ini adalah metode osilometri (2) sensor tekanan yang digunakan adalah sensor tekanan tipe MPX5050GP (3) pemompaan manset (*cuff*) dilakukan secara manual dan hasil ditampilkan menggunakan aplikasi pada PC.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian tugas akhir ini adalah memperoleh alat yang dapat mengukur tekanan darah dan denyut nadi serta dapat memberikan keterangan kondisi berdasarkan usia dari hasil pengukuran kemudian disimpan pada database akun pengguna.

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 alat dan bahan, data penelitian, *software* yang digunakan dalam penelitian, serta uraian mengenai metode-metode dan tahapan-tahapan yang dilakukan selama penelitian.
4. Bab IV – Hasil dan Pembahasan, menjelaskan tentang hasil-hasil yang didapat dari pengerjaan pada penelitian ini, yaitu hasil pengujian rangkaian pada masing-masing blok dan secara keseluruhan serta berisi data dan analisa data dari hasil pengujian yang telah dilakukan.
5. Bab V – Penutup, berisi uraian mengenai kesimpulan dari hasil analisa 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

Sistem peredaran darah terdiri dari jantung dan serangkaian pembuluh darah arteri dan vena yang mengangkut darah. Arteri membawa darah yang kaya oksigen menjauhi jantung. Vena membawa darah yang terdeoksigenasi (yang kandungan oksigennya telah diambil) kembali menuju jantung. Jantung mengandung banyak otot dan bertugas memompa darah ke seluruh tubuh. Jantung berdenyut terus-menerus, tidak pernah berhenti untuk beristirahat dan memastikan setiap bagian tubuh mendapatkan oksigen, nutrisi dan zat-zat penting lainnya.

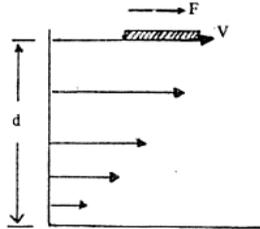
Selama satu denyut jantung, otot jantung berkontraksi dan keempat dinding ruang jantung ini tertekan seperti tangan yang terkepal. Hal ini menimbulkan tekanan pada darah dalam ruang jantung. Gaya inilah yang mendorong darah dari ventrikel ke sirkulasi tubuh. Kerja pompa yang sederhana dan hambatan yang dialami pompa tersebut dalam sirkulasi yang tertutup inilah yang menciptakan tekanan darah (Williams, 2007).

Tekanan darah adalah tekanan yang dihasilkan oleh darah terhadap pembuluh darah. Tekanan darah dipengaruhi volume darah dan elastisitas pembuluh darah. Peningkatan tekanan darah disebabkan peningkatan volume darah atau penurunan elastisitas pembuluh darah. Sebaliknya penurunan volume darah akan menurunkan tekanan darah.

Darah yang dipompa oleh jantung akan mengalir ke dalam pembuluh darah arteri. Pada saat darah mengalir ke dalam arteri, arteri meregang namun karena sifatnya yang elastis, arteri akan kembali ke ukuran semula dan dengan demikian darah akan mengalir ke daerah yang lebih distal (Ronny et al., 2008).

Aliran darah melalui pembuluh dapat dianalogikan sebagai zat cair yang diletakkan di atas sebuah lempengan kaca kemudian zat cair tersebut digerakkan dengan kecepatan v . Hal ini

disebabkan oleh adhesi lapisan zat cair pada permukaan kaca bagian bawahnya (Gambar 2.1).



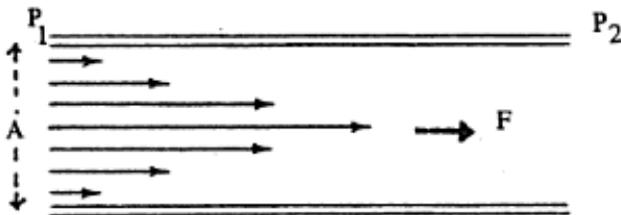
Gambar 2.1 Gaya (F) zat cair pada pembuluh (Gabriel, 1996)

Dengan demikian gaya F yang menyebabkan kecepatan tersebut dapat dinyatakan (Gabriel, 1996):

$$F = \eta A \frac{v}{d} \quad (2.1)$$

Dengan η adalah viskositas zat cair (Ns/m^2), A adalah luas permukaan pembuluh (m^2), d adalah jarak dari permukaan ke dasar (m), dan v adalah kecepatan aliran (m/s).

Demikian pula aliran zat cair dalam pembuluh dapat digambarkan pada Gambar 2.2.



Gambar 2.2 Aliran zat cair pada pembuluh (Gabriel, 1996)

Makin ke tengah, kecepatan aliran makin besar. dengan adanya gaya (F) yang bekerja pada penampang A , maka kecepatan aliran berbentuk parabola. Apabila volume zat cair yang mengalir melalui penampang tiap detiknya disebut debit (Q), maka menurut Hukum Poiseuille (Gabriel, 1996):

$$Q = \frac{\pi r^4 (P_1 - P_2)}{8\eta L} \quad (2.2)$$

Dimana Q merupakan jumlah zat cair yang mengalir dalam satu detik (m/s), η adalah viskositas (Ns/m²), r adalah jari-jari pembuluh darah (m). L adalah panjang pembuluh (m), P_1 dan P_2 adalah tekanan (N/m²). Hukum Poiseuille menyatakan bahwa cairan yang mengalir melalui suatu pipa akan berbanding langsung dengan penurunan tekanan sepanjang pipa dan pangkat empat jari-jari pipa. Hukum Poiseuille juga sangat berguna untuk menjelaskan mengapa pada penderita usia lanjut mengalami pingsan (akibat tekanan darah meningkat), mengapa daerah akril/ujung suhunya dingin. Namun hukum ini hanya bisa berlaku apabila aliran zat cair itu laminar. Apabila dikaji lebih lanjut terhadap rumus debit Q tersebut bahwa tahanan bergantung akan panjang pembuluh, diameter pembuluh, viskositas/kekentalan zat cair, dan tekanan (Gabriel, 1996).

Tekanan darah dibagi menjadi 2 yaitu tekanan darah sistol dan tekanan darah diastol. Tekanan darah sistol adalah tekanan darah yang terukur pada saat ventrikel kiri jantung berkontraksi (sistol). Darah mengalir dari jantung ke pembuluh darah sehingga pembuluh darah teregang maksimal. Tekanan darah sistol pada normal dewasa adalah 120 mmHg. Sedangkan tekanan darah diastol merupakan tekanan darah yang terjadi pada saat jantung berelaksasi (diastol). Pada saat diastol, tidak ada darah mengalir dari jantung ke pembuluh darah sehingga pembuluh darah dapat kembali ke ukuran normalnya sementara darah didorong ke bagian arteri yang lebih distal. Pada orang dewasa normal, rata-rata tekanan darah diastol adalah 80 mmHg (Ronny et al., 2008).

Tekanan darah dapat dipengaruhi oleh beberapa faktor, salah satunya adalah usia. Tekanan darah anak-anak dan bayi lebih rendah daripada tekanan darah orang dewasa. Selain itu, tekanan darah juga dipengaruhi oleh aktivitas keseharian yang dilakukan, pola makan, gaya hidup, lingkungan, hingga faktor psikologi seseorang. Tekanan darah akan mengalami peningkatan saat melakukan aktivitas dan akan menurun saat beristirahat di malam hari (Ronny et al., 2008).

Tabel 2.1 merupakan tekanan darah sistol dan diastol normal menurut usia.

Tabel 2.1 Rentang tekanan darah normal berdasarkan usia

Usia	Sistol (mmHg)	Diastol (mmHg)
1 – 12 bulan	75 – 100	50 – 75
1 – 5 tahun	80 – 110	55 – 79
6 – 13 tahun	90 – 115	60 – 80
14 – 19 tahun	106 – 120	73 – 81
20 – 24 tahun	108 – 132	75 – 83
25 – 29 tahun	109 – 133	76 – 84
30 – 34 tahun	110 – 134	77 – 85
35 – 39 tahun	111 – 135	78 – 86
40 – 44 tahun	112 – 137	79 – 87
45 – 49 tahun	115 – 139	80 – 88
50 – 54 tahun	116 – 142	81 – 89
55 – 59 tahun	118 – 144	82 – 90
60 – 64 tahun	121 - 147	83 – 91

Sumber: Spinnor, 2015

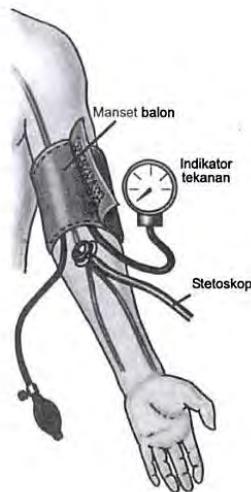
2.1.1 Pengukuran Tekanan Darah

Tekanan darah dapat dideteksi dengan dua metode yang berbeda yaitu menggunakan metode *invasive* dan *non-invasive*. Metode *invasive* adalah metode pengukuran tekanan darah dengan menghubungkan alat ke pembuluh darah secara langsung. Sedangkan metode *non-invasive* menghubungkan alat dengan permukaan kulit manusia saja, tidak secara langsung menghubungkan alat dengan pembuluh darah.

Pengukuran tekanan darah *invasive* ditentukan pada penempatan dari arteri dan mengukur gelombang tekanan darah. Gelombang tekanan darah ini memberikan denyut-denyut tekanan darah secara kontinyu. Sistem ini biasanya lebih mahal dan berpotensi menimbulkan komplikasi. Selain itu, metode *invasive* membutuhkan kemampuan secara teknis.

Pengukuran tekanan darah *non-invasive* dapat dilakukan secara manual maupun otomatis. Ukuran dan posisi dari manset (*cuff*) merupakan dua hal yang sangat penting untuk pembacaan tekanan darah secara akurat. Lebar manset yang benar adalah 20% lebih besar dari diameter lengan dan manset harus diposisikan sedemikian hingga arteri berada tepat di tengah-tengah manset. Manset harus benar-benar pas melingkar pada lengan dan kantung udara yang ada di dalamnya dapat mengempis. Tekanan darah manset manual dapat memanfaatkan variasi dari pulsa yang dideteksi dari stetoskop, Tensimeter otomatis bergantung pada prinsip *osilometri*. Di sini, tekanan manset akan ditambahkan hingga di atas tekanan sistol dan perlahan-lahan dikempiskan (Moore dan Zouridakis, 2004). Contoh metode *non-invasive* yaitu prinsip *palpatory*, *auscultatory*, *ultrasonic*, *tonometry*, *oscillometric* (Jaafar et al., 2011).

Pengukuran tekanan darah menggunakan tensimeter analog dilakukan dengan bantuan manset tekanan darah dan stetoskop (Gambar 2.3). Pasien harus tenang dan dalam posisi duduk dan mengikuti prosedur berikut (Ronny et al).



Gambar 2.3 Pengukuran tekanan darah (Ronny et al, 2008)

- a. Pasien duduk dengan santai setidaknya 5 menit sebelum pengukuran dan lengan sejajar dengan letak jantung. Lingkarkan manset pada lengan tidak tertutup pakaian.
- b. Pompa hingga 200 mmHg atau 20 - 30 mmHg di atas tekanan darah sistol.
- c. Buka katup pompa manual secara perlahan-lahan dengan kecepatan 2 - 3 mmHg per detik sambil melihat jarum pada alat ukur. Bila terdengar pulsa pertama, itulah yang disebut tekanan darah sistol. Lanjutkan pembukaan katup secara perlahan, dan apabila terdengar suara pulsa kedua, itulah yang disebut tekanan darah diastol (Setiawati dan Bustami, 1995).

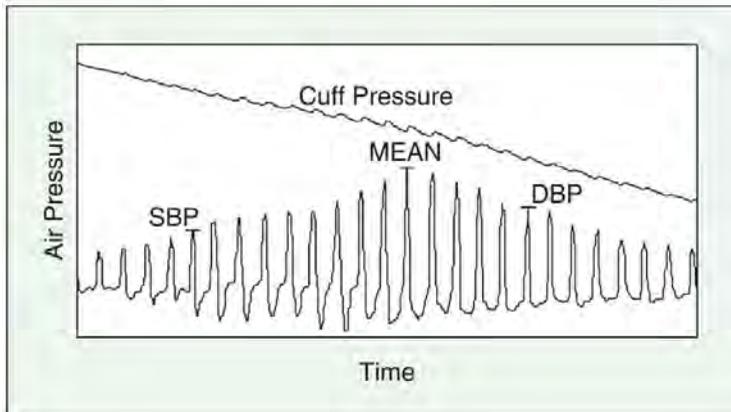
Beberapa literatur menekankan pentingnya mengukur tekanan darah pada kedua lengan yaitu lengan kanan dan lengan kiri. Ketentuan ini sangat beralasan karena tekanan darah dipengaruhi oleh banyak faktor seperti curah jantung, tahanan pembuluh darah perifer, elastisitas arteri, dan volume darah. Perbedaan tekanan darah sistol dan diastol untuk masing-masing lengan kanan dan kiri normalnya sebesar 5 - 10 mmHg (Arwani dan Sunarno, 2007). Apabila selisihnya lebih dari 10 mmHg maka ada indikasi bahwa terdapat kelainan pada vaskuler. Pengukuran tekanan darah sebaiknya dilakukan pada kedua lengan. Namun, apabila akan digunakan satu lengan saja, sebaiknya digunakan lengan sebelah kiri (Assa et al., 2014).

2.1.2 Pengukuran Tekanan Darah Metode Osilometri

Pengukuran tekanan darah osilometri lebih dahulu daripada metode *korotkoff*. Seorang fisiologis asal Perancis, Marey (1885), menempatkan lengan di dalam ruang tertekan dan meneliti bahwa tekanan ruang tersebut fluktuatif dengan adanya pulsa-pulsa. Marey juga mencatat bahwa amplitudo dari pulsa-pulsa tersebut bervariasi sesuai dengan tekanan ruang tersebut. Marey percaya bahwa timbulnya pulsa berkaitan dengan kesetaraan tekanan darah dan tekanan ruang tersebut. Saat itu, Marey belum yakin tingkat tekanan arteri pulsa maksimum

berkaitan dengan apa. Baru-baru ini, telah ditunjukkan secara teoritis bahwa variasi pulsa tekanan manset disebabkan oleh mekanik arteri brakialis tekuk (Bronzino, 2006).

Pendekatan metode osilometri adalah dengan memanfaatkan manset yang dilingkarkan pada lengan. Manset terdiri dari *bulb* atau pompa dan katup pembuang udara. Tekanan manset akan meningkat dari 20 - 30 mmHg di atas tekanan sistol dan tekanan diturunkan 2 - 3 mmHg per detik dengan cara membuka katup pada pompa atau *bulb*. Tekanan manset akan direkam secara elektronik atau dengan proses berbasis instrumentasi komputer. Osilasi pada tekanan manset berada pada jangkauan 1 - 5 mmHg (Drzewiecki et al., 1994).



Gambar 2.4 Osilometri (Nitzan, 2011)

Tekanan manset adalah hasil dari *high pass filter* di atas 1 Hz untuk mengamati osilasi yang dihasilkan dari manset yang perlahan mengempis. Osilasi maksimum berkaitan dengan tekanan manset yang sebanding dengan *mean arterial pressure* (MAP), sebagai konfirmasi ide awal Marey. Tekanan sistol ditempatkan pada titik dimana osilasi, O_s , ditetapkan persentase dari osilasi maksimum, O_m . Rasio sistol adalah $O_s/O_m=0,55$. Sedangkan tekanan diastol didapatkan dengan persentase tetap

dari osilasi maksimum yaitu $O_d/O_m=0,85$ (Bronzino, 2006). Sebagai catatan, faktor 0,55 dan 0,85 ditentukan secara sejarah penelitian dan terdapat ketidakpastian pada nilai-nilai ini. Untuk itu, terdapat rentang faktor yaitu sistol sebesar 0,45 - 0,57 dan diastol 0,69 - 0,89 (Porr, 2014).

Pada Gambar 2.4, sinyal atas menunjukkan penurunan tekanan manset. Pulsa-pulsa osilometri dapat dibuktikan dengan sinyal penurunan. Sedangkan sinyal bawah merupakan hasil dari sinyal atas yang telah difilter dan dikuatkan (Nitzan, 2011). Nilai sistol dan diastol dihitung menggunakan matematis yang berbeda-beda tiap alat pengukuran medis. Pemantau tekanan darah buatan Freescale menentukan tekanan sistol dan diastol dengan perhitungan bahwa tekanan sistol sebanding dengan 70% amplitudo MAP dari pulsa tekanan manset. Sedangkan tekanan diastol sebanding dengan 50% amplitudo pulsa MAP ketika tekanan manset dibawah nilai MAP (Lopez, 2012).

2.2 Denyut Nadi

Denyut nadi adalah gelombang yang teraba pada arteri akibat dari darah yang dipompa oleh jantung. Denyut nadi merupakan frekuensi perputaran banyaknya peredaran darah ke jantung dan diukur untuk menentukan frekuensi denyut jantung. Denyut nadi digunakan sebagai parameter fungsi tubuh manusia, yang berkisar antara 60 - 100 denyut per menit. Orang yang memiliki frekuensi denyut nadi di bawah 60 denyut permenit bagi orang terlatih menunjukkan efektifitas dari jantung dalam memompa darah, sedangkan denyut nadi istirahat melebihi 100 denyut permenit adalah kemampuan jantung memompa darah lemah yang menggambarkan terganggunya kondisi fisik seseorang. Semakin tinggi denyut nadi seseorang menunjukkan semakin berat kerja jantung. Jika ini terjadi terus menerus, maka produktivitas kerja akan menurun. Aktifitas fisik mempengaruhi denyut nadi. Jika aktifitas fisik meningkat, maka aliran darah yang melalui paru meningkat empat sampai tujuh kali. Efektivitas

pompa jantung tiap denyut jantung 40 – 50 % lebih besar pada orang yang terlatih (Sandi, 2013).

Kesehatan mempengaruhi denyut nadi, pada orang yang tidak sehat dapat terjadi perubahan irama atau frekuensi jantung secara tidak teratur. Seseorang yang baru sembuh dari sakit maka frekuensi jantungnya cenderung meningkat, riwayat kesehatan seseorang berpenyakit jantung, hipertensi, atau hipotensi akan mempengaruhi kerja jantung. Demikian juga pada penderita anemia (kurang darah) akan mengalami peningkatan kebutuhan oksigen sehingga *cardiac output* meningkat yang mengakibatkan peningkatan denyut nadi (Sandi, 2013).

Kecepatan denyut jantung dalam keadaan sehat berbedabeda, dipengaruhi oleh gaya hidup, pekerjaan, makanan, usia, dan emosi. Irama dan denyut sesuai dengan siklus jantung. jika jumlah denyut ada 70, maka siklus jantung juga 70 kali dalam satu menit (Pearce, 2009).

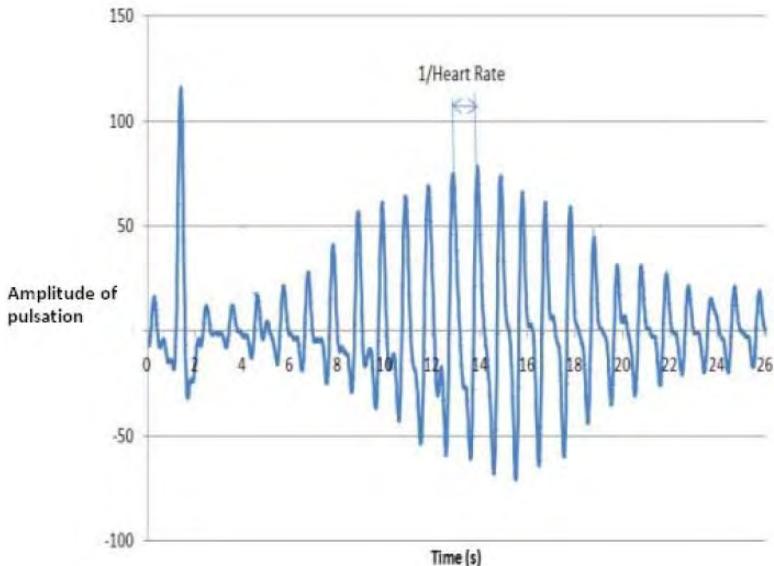
2.2.1 Pengukuran Denyut Nadi

Denyut nadi merupakan salah satu parameter pengukuran yang paling sering dilakukan pada tubuh manusia dan berperan penting pada kesehatan. Berbagai macam metode dilakukan untuk mengukur denyut nadi seperti palpasi, *electrocardiography*, *photoplethysmography*, *oscillometry* (metode pemantauan tekanan darah) dan *phonocardiography*.

Namun metode yang sering digunakan untuk pengukuran denyut nadi di rumah sakit adalah metode palpasi. Untuk memeriksa denyut nadi metode palpasi, pegang tangan pasien dengan telapak tangan menghadap ke atas. Letakkan tiga jari di atas arteries radialis pasien, dengan jari telunjuk paling dekat dengan jantung pasien. Dengan jari-jari pada posisi demikian, pemeriksa padat merasakan denyut nadi pasien dengan jelas dan dapat mengetahui sifatnya-sifatnya. Selain di arteries radialis, palpasi juga dapat dilakukan pada arteria karotis, brakialis, femoralis, poplitea, tibialis posterior, dan dorsalis pedis (Delp et al., 1991).

2.2.2 Pengukuran Denyut Nadi Metode Osilometri

Irama kontraksi dan relaksasi jantung memberikan perubahan pada tekanan darah sepanjang dinding pembuluh darah. Sebagai hasilnya, pembuluh darah berdenyut seirama dengan denyut jantung. Denyut pembuluh darah ini dapat dideteksi oleh sensor tekanan atau piezosensor yang diletakkan pada tempat yang cocok seperti pada lengan manusia. Variasi tekanan ini digunakan pada pemantauan tekanan darah untuk mengukur denyut nadi.



Gambar 2.5 Denyut nadi pada pulsa osilometri (Kumar, 2015)

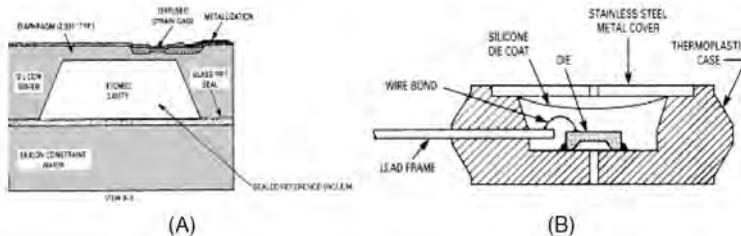
Gambar 2.5 menunjukkan denyut dari pembuluh darah pada lengan menggunakan sensor tekanan yang diberikan tapis dan penguatan. Denyut-denyut ini disebut sebagai pulsa osilometri dan diukur pada pemantau tekanan darah otomatis. Sinyal-sinyal tekanan dari pembuluh darah dibaca oleh sensor tekanan. Lalu sinyal dikuatkan dan difilter untuk memisahkan

sinyal detak jantung. Kemudian sinyal didigitalisasi menggunakan ADC (Kumar, 2015).

2.3 Sensor Tekanan

Sensor tekanan tersedia dalam tiga konfigurasi yang memungkinkan pengukuran tekanan absolut, diferensial, dan gauge. Tekanan absolut, seperti tekanan barometer, diukur sehubungan dengan ruang vakum referensi. Ruang tersebut dapat berada di luar atau di dalam sensor (Gambar 2.6 A). Tekanan diferensial, seperti penurunan tekanan dalam *flowmeter* tekanan diferensial, diukur dengan mengaplikasikan tekanan pada sisi berlawanan dari diafragma secara bersamaan. Tekanan gauge diukur sehubungan dengan tekanan referensi, contohnya adalah pengukuran tekanan darah yang dilakukan sehubungan dengan tekanan atmosfer. Tekanan gauge adalah kemasan khusus dari tekanan diferensial (Fraden, 2010).

Diafragma dan desain *strain gauge* sama untuk ketiga konfigurasi tersebut, namun kemasannya berbeda. Sebagai contoh, untuk membuat sensor diferensial atau gauge, lapisan silikon ditempatkan di dalam ruang, dimana mempunyai dua pembuka pada kedua sisi lapisan. (Fraden, 2010)



Gambar 2.6 Kemasan sensor absolut (A) dan diferensial (B) (Fraden, 2010)

Sensor tekanan udara yang digunakan adalah sensor tipe MPX5050GP. Sensor MPX5050GP merupakan transduser piezoresistif. Sensor tekanan piezoresistif 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 2 piezoresistor longitudinal). Membran akan terdeformasi apabila dikenai tekanan (Huang et al., 2008).

Sensor MPX5050GP didalamnya terintegrasi dengan pengkondisi sinyal dan op-amp internal, sehingga outputnya dapat langsung dihubungkan dengan konverter analog ke digital (ADC = *Analog to Digital Converter*). 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)



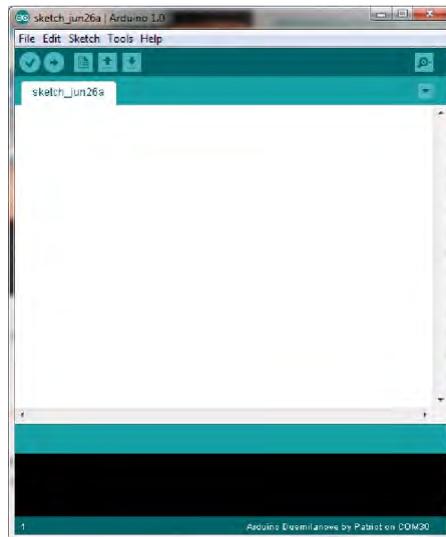
Gambar 2.7 Sensor tekanan MPX5050GP (Datasheet, 2010)

Sensor ini akan mendeteksi perubahan tekanan pada manset. Output sensor ini akan dibagi menjadi dua jalur dengan tujuan yang berbeda. Yang pertama akan digunakan untuk mendeteksi perubahan tekanan manset sedangkan yang lainnya akan diproses pada rangkaian selanjutnya. Karena MPX5050GP telah terintegrasi dengan pengkondisi sinyal oleh op-amp internal, maka tekanan manset dapat ditampilkan secara langsung dengan ADC untuk digitalisasi. Sedangkan jalur yang lain akan dilakukan filter dan penguatan dari sinyal tekanan manset agar didapatkan sinyal osilasi yang dikuatkan.

Output dari sensor ini terdiri dari 2 sinyal yaitu sinyal osilasi (kurang lebih 1 Hz) yang berasal dari sinyal tekanan manset ($\leq 0,04$ Hz). Sinyal osilasi dihasilkan dari perubahan tekanan manset yang dikuatkan menggunakan rangkaian penguat sinyal osilasi. (Chua and Hin, 1996)

2.4 Arduino Uno

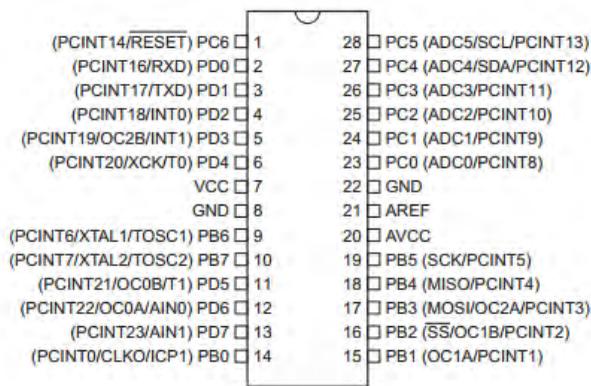
Arduino adalah kit elektronik atau papan rangkaian elektronik open source yang di dalamnya terdapat komponen utama yaitu sebuah chip mikrokontroler dengan jenis AVR dari perusahaan Atmel. Mikrokontroler itu sendiri adalah chip atau IC (integrated circuit) yang bisa diprogram menggunakan komputer. Tujuan menanamkan program pada mikrokontroler adalah agar rangkaian elektronik dapat membaca *input*, memproses *input* tersebut dan kemudian menghasilkan output sesuai yang diinginkan. Jadi mikrokontroler bertugas sebagai ‘otak’ yang mengendalikan *input*, proses dan *output* sebuah rangkaian elektronik. Komponen utama Arduino adalah mikrokontroler, maka Arduino pun dapat diprogram menggunakan komputer sesuai kebutuhan. Gambar 2.8 m enunjukkan tampilan awal program Arduino (Margolis, 2011).



Gambar 2.8 Tampilan *software* Arduino

2.4.1 ATMEGA 328

ATMEGA 328 adalah mikrokontroler CMOS 10-bit yang didasarkan pada AVR (*Advance Versatile RISC*) yang ditingkatkan RISC (*Reduce Instruction Set Komputer*). Mikrokontroler ATmega 328 memiliki arsitektur Harvard, yaitu memisahkan memori untuk kode program dan memori untuk data sehingga dapat memaksimalkan kerja. Gambar 2.9 menunjukkan konfigurasi pin pada ATMEGA328.



Gambar 2.9 Konfigurasi pin pada ATMEGA328 (Margolis, 2011)

Pin pada ATMEGA 328 antara lain:

- VCC sebagai tegangan supply
- GND sebagai pin ground
- Port B (PB0-PB7), Port C (PC0-PC5), dan Port D (PD0-PD7) merupakan pin *input/output* dua arah dan pin fungsi khusus.
- PC6/RESET merupakan pin yang digunakan untuk me-*reset* mikrokontroler.
- AVCC adalah pin untuk menyuplai tegangan untuk A/D converter
- AREF adalah pin referensi analog untuk A/D converter (Margolis, 2011)

2.4.2 ADC Mikrokontroler ATMEGA 328

Di dalam atmega 328 terdapat ADC internal, dimana pada fitur itu berfungsi untuk mengubah sinyal listrik analog menjadi sinyal digital. Di dalam penggunaan ADC harus dipertimbangkan tentang spesifikasi yang dimiliki ADC tersebut, antara lain yaitu kecepatan konversi (*conversion time*), keakurasian (*accuracy*), dan stabilitas.

Jumlah bit tiap ADC menentukan tingkat ketelitian data, kecepatan konversi tiap-tiap ADC, semakin tinggi jumlah bit yang diwakili oleh ADC tersebut, maka ketelitiannya akan semakin tinggi, karena itu maka jumlah bit menentukan lebar level tegangan tiap tingkatannya atau resolusi ADC, dengan persamaan :

$$\text{Resolusi ADC} = \frac{V_{ref}}{2^n - 1} \quad (3.3)$$

dengan V_{ref} adalah tegangan petingkat dan n adalah jumlah bit (Coughlin and Driscoll, 2001).

2.5 Visual C#

Visual C# (dibaca *C sharp*) merupakan bahasa pemrograman yang dikembangkan dengan .NET Framework oleh Anders Hejlsberg, Scott Wiltamuth, dan Peter Golde dan pertama kali tersedia pada Juli 2010. Dan merupakan salah satu paket bahasa pemrograman dari Visual Studio buatan Microsoft. Bahasa pemrograman adalah perintah-perintah yang dimengerti oleh komputer untuk melakukan tugas-tugas tertentu. Visual C# berfungsi untuk membuat aplikasi Windows. Kebanyakan orang lebih suka menyebut sebuah aplikasi sebagai sebuah program atau *software*, padahal ketiga istilah ini memiliki arti yang sama.

Sebagai bahasa pemrograman, C# memiliki *syntax* dan fitur dasar dari Delphi 5, C++, dan Java 2. C# cocok digunakan untuk tujuan umum, berorientasi pada obyek, dan merupakan tipe bahasa pemrograman aman yang digunakan untuk penulisan aplikasi. Perangkat lunak Visual C# tersedia secara berbayar oleh Microsoft. Namun Microsoft juga menyediakan versi gratisnya yaitu Microsoft Visual C# Express. Gambar 2.10 merupakan

tampilan pada halaman utama Microsoft Visual C# 2010 Express yang digunakan.



Gambar 2.10 Tampilan halaman utama Microsoft Visual C# Express

Pada bagian atas Microsoft Visual C# 2010 Express menampilkan menu utama yang terbagi dalam beberapa kategori seperti file, edit, dan lain-lain. Di bawah menu utama, tersedia *toolbar*. *Toolbar* adalah baris yang menyediakan pilihan alat yang akan digunakan untuk merancang program. Ketika pertama dibuka, normalnya tampilan tersebut berupa *standard toolbar*. *Standard toolbar* ini terdiri dari *New Project*, *Add New Item*, *Open File*, *Save Selected Items*, *Save All*, *Cut*, *Copy*, *Paste*, *Undo*, *Redo*, *Start*, *Find*, *Solution Explorer*, *Properties Window*, *Toolbox*, *Start Page*, *Extension Manager*, dan *Standard Toolbar Options* (Dorman, 2010).

BAB III METODE PENELITIAN

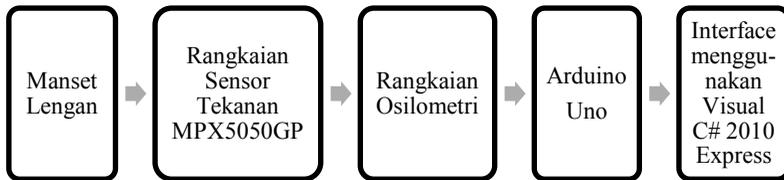
3.1 Alat dan Bahan

Alat dan bahan yang digunakan dalam penelitian tugas akhir ini antara lain sensor tekanan MPX5050GP, Arduino Uno, *operational amplifier* (op-amp), resistor, kapasitor, manset tensimeter, laptop/PC, *software* Arduino, dan *software* Visual C# 2010 Express.

3.2 Perancangan Umum Sistem

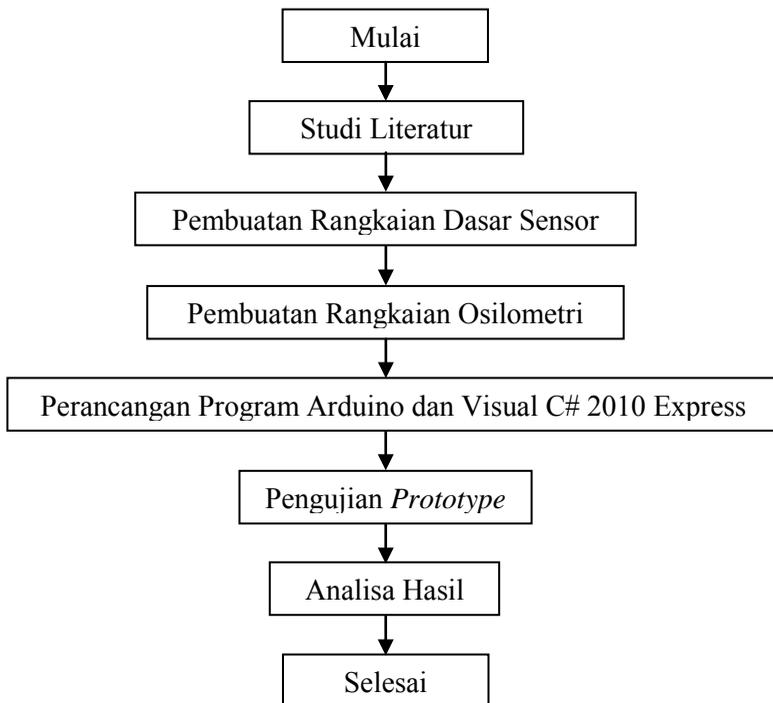
Pada bab ini dibahas mengenai perancangan alat secara keseluruhan, baik perangkat keras maupun perangkat lunak. Secara umum penelitian tugas akhir ini terdiri dari dua sistem yaitu sistem perangkat keras (*hardware*) dan sistem perangkat lunak (*software*).

Pada sistem perangkat keras, akan terdapat dua blok rangkaian, yaitu blok rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP dan rangkaian osilometri. Perangkat keras ini akan terdiri dari kedua rangkaian tersebut dan Arduino Uno sebagai pengolah data hasil dari pengukuran tekanan darah dan denyut nadi. Sedangkan pada sistem perangkat lunak, perancangan akan terdiri dari perancangan program pada *software* Arduino yang berisi perintah-perintah untuk memberikan hasil pengukuran. Untuk perancangan program pada Visual C# 2010 Express digunakan sebagai penampil mulai dari pengukuran hingga hasil tekanan darah dan denyut nadi beserta keterangan kondisi hasil pengukuran berdasarkan usia. Kemudian hasil pengukuran tersebut dapat disimpan pada *database* akun pengguna. Gambaran sistem secara umum dapat dilihat pada Gambar 3.1.



Gambar 3.1 Gambaran umum sistem

Untuk diagram alir dari penelitian dapat dilihat pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2 Diagram alir penelitian

Rancang bangun ini akan digunakan untuk mengukur tekanan darah dan denyut nadi manusia. Tekanan darah yang akan

diukur meliputi tekanan darah sistol dan diastol. Denyut nadi yang diukur merupakan banyaknya denyut dalam satu menit. Sensor yang digunakan pada penelitian tugas akhir ini adalah sensor tekanan MPX5050GP. Sensor ini berjenis piezoresistif dan *gauge*. Untuk pengukuran tekanan darah dan denyut nadi digunakan metode osilometri yaitu penentuan tekanan darah dan denyut nadi berdasarkan pulsa-pulsa yang dihasilkan dari perubahan tekanan manset lengan. Dengan memperhatikan sinyal yang dihasilkan oleh masing-masing blok rangkaian, dapat dilakukan penentuan tekanan darah sistol dan diastol berdasarkan rasio tertentu, dan juga denyut nadi dalam satu menit. Dimana rasio ini akan menjadi variabel manipulasi yang akan diubah-ubah nilainya agar sesuai dengan sistem yang dibuat dan menghasilkan error pengukuran yang relatif kecil. Setelah perangkat keras dan perangkat lunak selesai dirancang, dilakukan pengujian menggunakan kalibrator untuk mengetahui kesalahan hasil pengukuran.

3.3 Perancangan dan Pembuatan Perangkat Keras (*Hardware*)

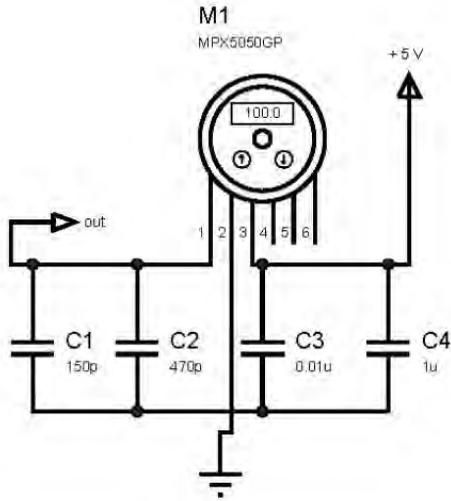
Pada subbab ini akan dijelaskan mengenai perancangan dan pembuatan alat atau *hardware*. Perancangan dan pembuatan alat ini akan dibagi menjadi beberapa bagian yaitu perancangan rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP dan perancangan rangkaian osilometri.

3.3.1 Perancangan Rangkaian Dasar Sensor Tekanan MPX5050GP

Pada penelitian ini akan digunakan sebuah sensor tekanan udara dengan tipe MPX5050GP. Sensor tekanan udara ini digunakan untuk mendeteksi perubahan tekanan udara yang berada di dalam manset. Sensor MPX5050GP merupakan transduser piezoresistif yang didesain dengan rentang pengukuran yang lebar. Sensor ini di dalamnya terintegrasi dengan pengkondisi sinyal dan op-amp internal, sehingga outputnya

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

Untuk menggunakan sensor tekanan ini, sensor MPX5050GP harus dirangkai dengan beberapa komponen lain sebagai pembangkit sumber daya dan filter tegangan luaran yang sesuai. Rangkaian dasar sensor MPX5050GP dapat dilihat pada Gambar 3.3.

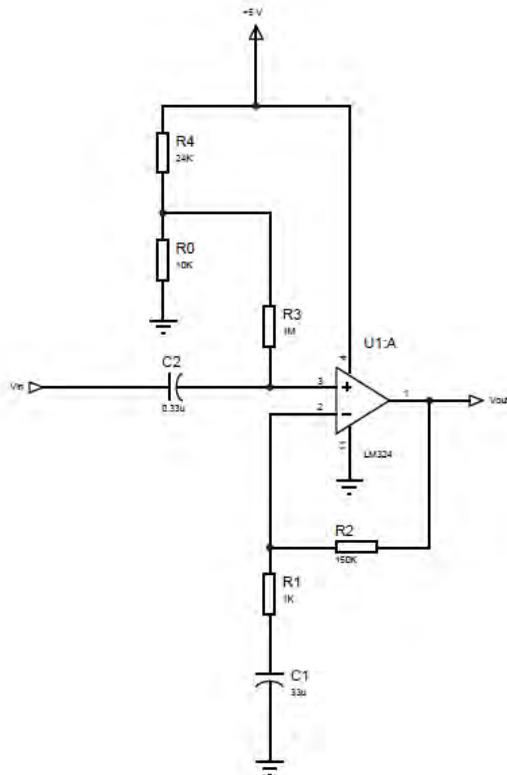


Gambar 3.3 Rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP

3.3.2 Perancangan Rangkaian Osilometri

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.

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

Filter terdiri dari dua rangkaian RC untuk menentukan dua frekuensi *cut-off*. Dua rangkaian RC ini dipilih untuk memastikan sinyal osilasi tidak terbang.

$$f_{P1} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (3.1)$$

$$f_{P2} = \frac{1}{2\pi R_3 C_2} \quad (3.2)$$

Dari persamaan 3.1 dan 3.2 akan didapatkan frekuensi *cut off* yaitu berturut-turut 4,83 Hz dan 0,48 Hz.

3.4 Perancangan Perangkat Lunak (*Software*)

Pada subbab ini akan dijelaskan mengenai perancangan perangkat lunak atau *software*. Perancangan *software* ini akan dibagi menjadi beberapa bagian yaitu perancangan program pada *software* Arduino dan perancangan program pada *software* Visual C# 2010 Express.

3.4.1 Perancangan Program pada *Software* Arduino

Perancangan program pada *software* Arduino berisi perintah-perintah untuk mengontrol dan mengolah data hasil dari pengukuran tekanan darah dan denyut nadi. Arduino Uno akan menerima data dari blok rangkaian sensor dan rangkaian penguat sinyal osilasi. Perintah tersebut meliputi pengontrolan pengambilan data yaitu kapan data tersebut akan dan berhenti diolah. Selain itu juga berisi program untuk konversi dari data tegangan menjadi data tekanan dalam satuan tekanan darah yaitu mmHg, sehingga akan terbaca perubahan nilai tekanan manset lengan, baik ketika pemompaan maupun pengempisan manset lengan. Sedangkan prinsip penentuan denyut nadi adalah merekam periode antarpuncak pada sinyal osilometri.

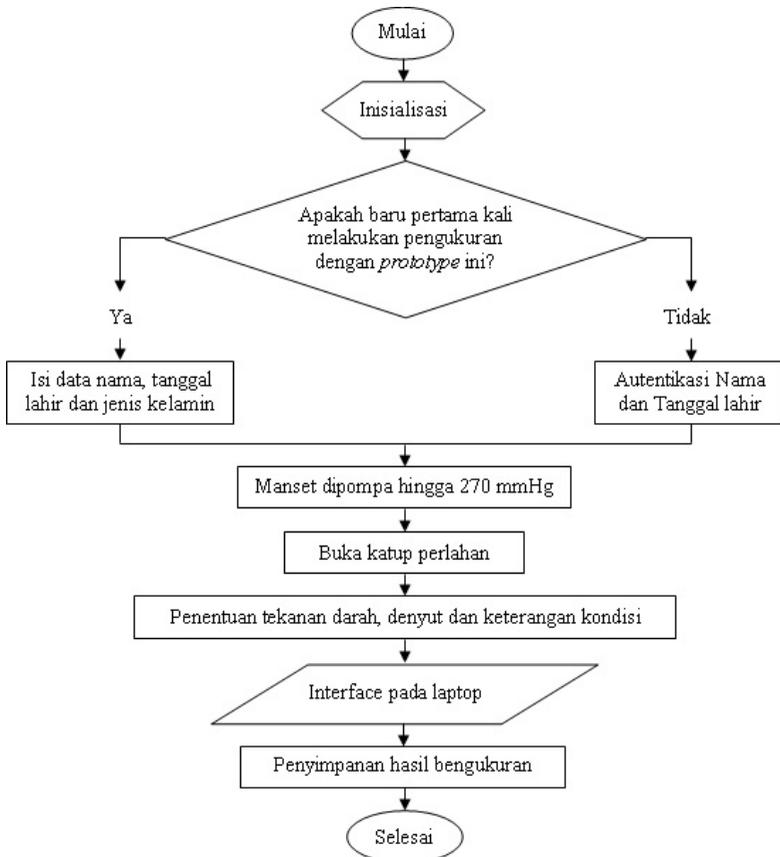
3.4.2 Perancangan Program pada *Software* Visual C# 2010 Express

Perancangan program pada *software* Visual C# 2010 Express untuk menampilkan pengukuran yang dilakukan. Pada awalnya pengguna akan diminta untuk mengisi nama, tanggal lahir, usia dan jenis kelamin. Namun untuk pengukuran selanjutnya, pengguna cukup memasukkan nama dan tanggal lahir saja untuk autentikasi akun pengguna.

Pengguna akan diminta untuk melakukan pemompaan. Apabila telah mencapai 270 mmHg, maka akan muncul perintah untuk membuka katup perlahan. Setelah tekanan manset menurun hingga 40 mmHg, maka pengukuran akan dihentikan. Kemudian akan ditampilkan data hasil pengukuran berupa tekanan darah

sistol dan diastol, serta denyut nadi serta keterangan kondisi dari hasil pengukuran tersebut.

Berikut merupakan algoritma perancangan program untuk tampilan pada Visual C# 2010 Express.



Gambar 3.5 Diagram alir pengukuran

3.5 Pengujian

Setelah dilakukan perancangan perangkat keras (*hardware*) dan perangkat lunak (*software*), maka perlu dilakukannya beberapa pengujian. Pengujian-pengujian ini dilakukan untuk mengetahui karakteristik, respon, dan hasil akhir dari *prototype* yang dibuat.

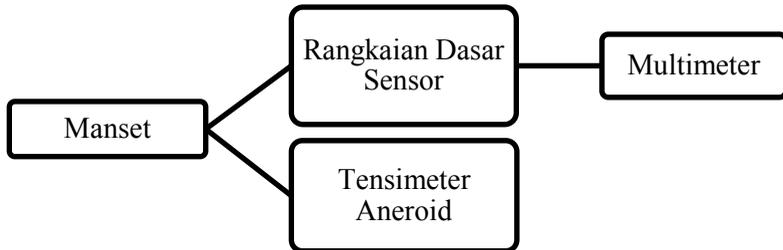
3.5.1 Pengujian Tanpa Lengan

Pengujian ini dilakukan tanpa diaplikasikan pada lengan, yang terbagi menjadi dua pengujian, yaitu pengujian rangkaian sensor tekanan dan pengujian rangkaian osilometri.

3.5.1.1 Pengujian Rangkaian Dasar Sensor Tekanan

Sensor tekanan yang digunakan pada penelitian tugas akhir ini adalah sensor tekanan *piezoresistive* yang berbasis gauge. Sensor tekanan dirangkai dengan rangkaian dasar seperti pada Gambar 3.1.

Pengujian rangkaian dasar sensor tekanan ini bertujuan untuk mengetahui karakteristik sensor tekanan. Karakteristik yang dimaksud adalah pengaruh perubahan tekanan dalam mmHg terhadap tegangan dalam satuan milivolt (mV). Pengujian ini menggunakan rangkaian dasar sensor tekanan yang dihubungkan dengan tensimeter aneroid dan multimeter. Tensimeter aneroid atau tensimeter jarum digunakan untuk mengetahui tekanan yang dihasilkan, sedangkan multimeter digunakan untuk mengukur tegangan yang dihasilkan. Sumber tekanan dihasilkan oleh manset yang dipompa. Lalu, rangkaian dasar sensor tekanan dihubungkan dengan sumber tegangan DC 5 volt (Gambar 3.6).



Gambar 3.6 Skema pengujian rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP

Pengujian sensor dilakukan dengan memberikan tekanan pada sensor sebesar 0 hingga 200 mmHg dengan interval tekanan sebesar 2 mmHg. Dari hasil yang diperoleh, dapat dibentuk grafik hubungan tekanan (mmHg) terhadap tegangan (mV) dengan tekanan sebagai sumbu x dan tegangan sebagai sumbu y.

3.5.1.2 Pengujian Rangkaian Osilometri

Pengujian rangkaian osilometri (Gambar 3.2) tanpa diaplikasikannya lengan manusia ini bertujuan untuk mengetahui karakteristik rangkaiannya seperti rangkaian penguat dan tapis tanpa dihubungkan dengan rangkaian sensor. Pengujian dilakukan dengan menghubungkan rangkaian osilometri pada sinyal generator dan osiloskop. Sinyal generator digunakan sebagai variasi sumber tegangan AC dan variasi frekuensi untuk mengetahui respon frekuensinya. Kemudian rangkaian dihubungkan dengan osiloskop untuk mengetahui tegangan luarnya dan sinyal yang dihasilkan. Gambar 3.7 merupakan skema pengujiannya.



Gambar 3.7 Skema pengujian rangkaian osilometri

Tegangan masukan yang digunakan adalah 12,08 mV, 36,24 mV dan 60,40 mV. Pemilihan ketiga tegangan masukan tersebut didasarkan pada sensitivitas sensor 12,08 mV/mmHg dan variasi perubahan sinyal osilasi yaitu 1 - 5 mmHg. Dari nilai sensitivitas tersebut dikonversi menjadi tegangan yaitu 12,08 mV hingga 60,40 mV. Sedangkan frekuensi yang digunakan adalah dari 0,04 Hz hingga 20 Hz untuk mengetahui respon rangkaian terhadap frekuensi. Dari perbandingan tegangan luaran dan masukan dapat diketahui atenuasi untuk masing-masing tegangan masukan. Atenuasi didapat dari persamaan 3.1 (Terrell, 1996).

$$Atenuasi (dB) = 20 \log \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (3.1)$$

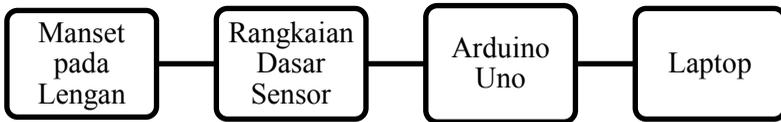
Dari data yang diperoleh, dapat diplot grafik respon frekuensi dengan frekuensi (Hz) sebagai sumbu x dan atenuasi (dB) sebagai sumbu y.

3.5.2 Pengujian pada Lengan

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui bagaimana bentuk sinyal dari kedua rangkaian yaitu rangkaian dasar sensor dan osilometri apabila dihubungkan dengan manset yang dilingkarkan pada lengan.

3.5.2.1 Pengujian Rangkaian Dasar Sensor Tekanan pada Lengan

Pengujian rangkaian dasar sensor ini digunakan untuk mengetahui perubahan tegangan ketika tekanan diaplikasikan. Rangkaian dasar sensor tekanan (Gambar 3.1) dihubungkan dengan Arduino Uno yang telah terhubung dengan laptop. Kemudian manset dihubungkan pada sensor tekanan sebagai sumber tekanan seperti terlihat pada Gambar 3.8.

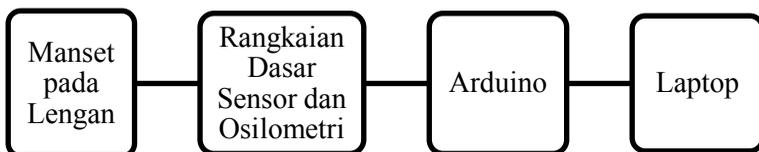


Gambar 3.8 Skema pengujian rangkaian dasar sensor pada lengan

Pengambilan data ini dilakukan menggunakan Arduino Uno yang diprogram untuk merekam perubahan tegangan (mV) dalam fungsi waktu (detik). Awalnya, manset dilingkarkan pada lengan, kemudian dipompa hingga 250 mmHg. Kemudian katup pada manset dibuka secara perlahan kurang lebih 2 - 3 mmHg per detik. Pada grafik tersebut akan terlihat perbedaan antara pemompaan dan pengempisan. Perubahan tegangan akan menjadi sumbu y dan waktu akan menjadi sumbu x pada grafik tegangan luaran pada pengujian rangkaian blok sensor. Pada saat pengempisan, akan terlihat terjadinya osilasi-osilasi kecil yang kemudian akan diolah lebih lanjut pada rangkaian osilometri.

3.5.2.2 Pengujian *Hardware* pada Lengan

Pengujian kali ini dilakukan dengan mengaplikasikan manset pada lengan. Seperti pada pengujian rangkaian dasar sensor, manset dilingkarkan pada lengan dan dipompa hingga 3000 mV atau sebanding dengan 250 mmHg dan dikempiskan secara perlahan. Gambar 3.9 merupakan skema pengujiannya..



Gambar 3.9 Skema pengujian rangkaian dasar sensor dan osilometri pada lengan

3.5.3 Pengujian Rasio Tekanan Darah

Tekanan darah sistol dan diastol ini akan ditentukan menggunakan 2 s inyal yaitu sinyal tekanan manset dan sinyal osilometri. Penentuannya akan didasarkan pada suatu rasio pengali MAP untuk menentukan titik waktu sistol dan diastol. Menurut Bernd Poor (2014), rasio ini berbeda-beda tiap sistem. Namun terdapat rentang rasio tertentu untuk sistol dan diastol. Rentang rasio untuk sistol antara 0,45 - 0,57 dan rentang rasio untuk diastol antara 0,69 - 0,89. Sehingga pengujian rasio tekanan darah ini dimaksudkan untuk mendapatkan rasio yang paling cocok untuk sistem pengukuran tekanan darah yang dibuat. Rasio yang menghasilkan error terkecil diharapkan dapat menghasilkan nilai tekanan darah yang akurat. Error ditentukan dari persamaan 3.2.

$$\text{Persentase Error (\%)} = \frac{|\text{Hasil Kalibrator} - \text{Hasil Prototype}|}{\text{Hasil Kalibrator}} \times 100 \quad (3.2)$$

Skema pengujian rasio ini seperti pada skema pengujian rangkaian dasar sensor dan osilometri pada lengan (Gambar 3.7). Pengujian ini akan dilakukan pada satu orang pasien dengan pengulangan pengambilan data sebanyak lima kali pada masing-masing rasio. Hasil yang didapat dari pengukuran ini akan dibandingkan dengan hasil *blood pressure monitor* komersial dengan merk OMRON SEM-1 yang telah terkalibrasi oleh BPFK (Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan) Surabaya.

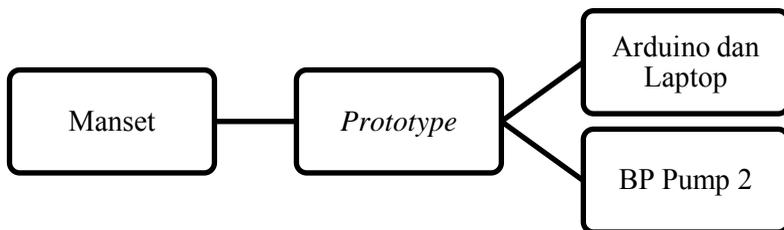
3.5.4 Pengujian Software

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui kinerja dari perangkat lunak (*software*) yang telah dirancang, khususnya untuk tampilan hasil pengukuran. Untuk menampilkan hasil, akan digunakan suatu aplikasi pendukung yang dirancang menggunakan software Visual Basic C# 2010 Express. Pengujian ini akan dilakukan untuk masing-masing *form* seperti *form* login, *form* tambah user, *form* utama pengukuran, dan *form* penyimpanan hasil pengukuran.

3.5.5 Pengujian *Prototype* Secara Keseluruhan

Pengujian *prototype* secara keseluruhan dilakukan di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya. Kalibrator yang digunakan untuk menguji *prototype* alat pemantau tekanan darah ini adalah BP Pump 2. BP Pump 2 akan menghasilkan tekanan statis, seperti 120/80. Sinyal tekanan statis yang dihasilkan berfrekuensi 1,33 Hz atau sesuai dengan denyut nadi manusia yaitu 80 denyut per menit atau *beat per minute* (bpm).

Prototype dihubungkan dengan BP Pump 2 dan juga manset. Standar preset merupakan pengaturan standar yang dimiliki oleh BP Pump 2. Standar preset yang dimiliki BP Pump 2 sebanyak 6 preset. Pengukuran dilakukan sebanyak 6 kali pada masing-masing standar preset. Sehingga hasil yang didapatkan adalah hasil terukur dari *prototype* yang akan dibandingkan dengan kondisi standar preset BP Pump 2. Skema pengujian dapat dilihat pada Gambar 3.10.



Gambar 3.10 Skema pengujian *prototype* secara keseluruhan

Setelah hasil didapatkan akan dihitung nilai kesalahan, standar deviasi, dan persentase error. Nilai kesalahan akan ditampilkan pada persamaan 3.3. dan persentase error seperti pada persamaan 3.2 sebelumnya.

$$\text{Kesalahan (mmHg)} = \text{standar} - \text{terukur} \quad (3.3)$$

Standar merupakan kondisi dari preset BP Pump dan terukur merupakan hasil pengukuran dari *prototype*. Kemudian standar deviasi akan ditampilkan pada persamaan 3.4.

$$\text{Standar Deviasi} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (3.4)$$

x_i adalah nilai pada data ke- i , \bar{x} merupakan nilai rata-rata, dan n merupakan banyaknya data.

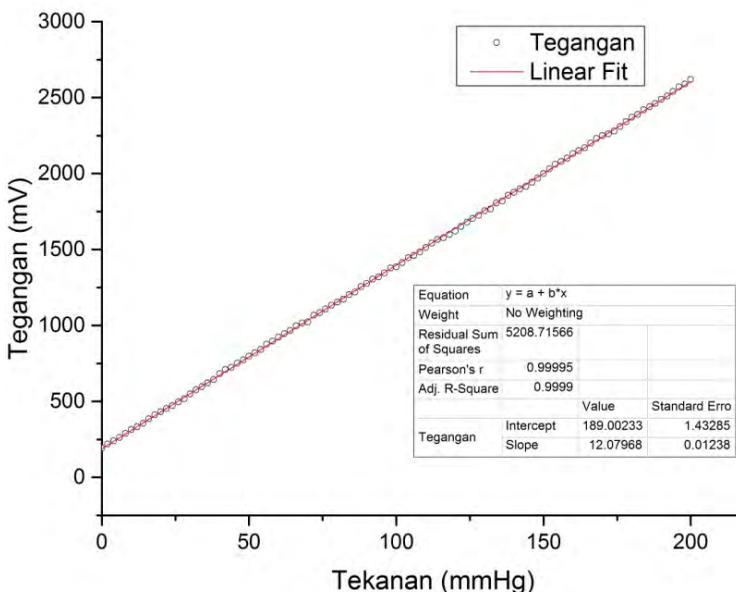
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Pengujian Tanpa Lengan

Tujuan pengujian ini untuk mengetahui karakteristik tiap rangkaian sebelum diaplikasikan pada lengan manusia. Adapun beberapa pengujian yaitu pengujian rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP dan pengujian rangkaian osilometri.

4.1.1 Pengujian Rangkaian Dasar Sensor Tekanan

Pengujian menggunakan rangkaian dasar sensor tekanan (Gambar 3.1) yang dihubungkan dengan tensimeter aneroid, multimeter, dan pompa manual. Hasil pengujian rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP ditunjukkan dengan hubungan tekanan (mmHg) terhadap tegangan (mV) pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Grafik hubungan tekanan dan tegangan sensor tekanan MPX5050GP

Pengujian sensor tekanan MPX5050GP ini menggunakan rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP (Gambar 3.1). Pada rangkaian tersebut diketahui bahwa sensor tekanan MPX5050GP ini perlu dirangkai dengan beberapa kapasitor. Penambahan beberapa kapasitor pada sensor ini dimaksudkan untuk mereduksi *noise* atau gangguan internal yang dihasilkan sensor itu sendiri. Dengan dirangkai dengan kapasitor, tegangan yang dihasilkan akan lebih baik dan linier.

Ditinjau dari Gambar 4.1, hubungan tekanan dan tegangan sebagai hasil keluaran sensor tekanan ini adalah sebanding dan linier. Semakin besar tekanan yang diterima sensor, semakin besar pula tegangan yang dihasilkan. Dari plot data tersebut didapatkan sebuah garis regresi linier atau *linear fit*. Dari garis regresi linier tersebut, dapat diketahui sensitivitas.

Sensitivitas dapat diketahui berdasarkan kemiringan atau *slope* grafik. Nilai sensitivitas sensor tekanan ini adalah 12,08 mV/mmHg, yang artinya adalah terjadi perubahan sebesar 12,08 mV setiap perubahan tekanan sebesar 1 mmHg. Nilai sensitivitas ini akan digunakan acuan pada pengujian dan pengerjaan langkah selanjutnya. Kemudian dari data tersebut dapat diketahui *minimum pressure offset*, yaitu tegangan *offset* sensor tekanan. Selain dari data, nilai tersebut dapat diketahui dari *intercept* atau titik perpotongan dengan sumbu y. Nilai *minimum pressure offset* dari sensor ini adalah 189 mV, yang artinya adalah sensor tekanan menghasilkan tegangan sebesar 189 mV meskipun tidak diberikan tekanan atau tekanan sama dengan nol.

Perubahan tegangan terhadap tekanan pada sensor ini didasarkan pada prinsip sensor tekanan piezoresistif. Di dalam sensor tekanan ini terdapat 4 buah piezoresistif yang dirangkai dengan konfigurasi jembatan Wheatstone dan di bawah 4 piezoresistor tersebut terdapat sebuah diafragma/membran yang akan mendeteksi perubahan tekanan yang diterimanya. Apabila diafragma mendapatkan tekanan dari luar, maka diafragma tersebut akan mengalami deformasi. Dua piezoresistor akan bertambah panjang dan dua piezoresistor lainnya akan

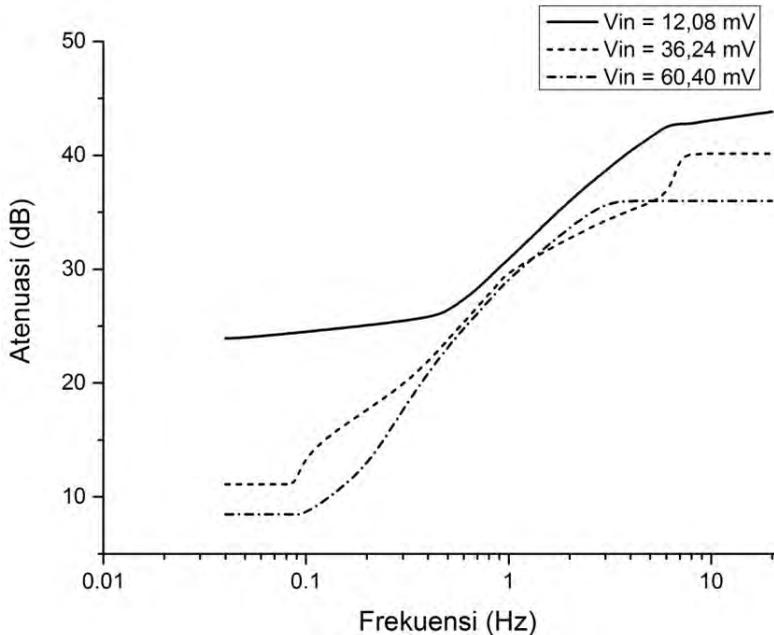
panjangnya berkurang. Perubahan panjang mengakibatkan perubahan luas dari piezoresistor. Perubahan luas ini akan mempengaruhi rapat arus. Semakin besar perubahan perubahan luas, semakin kecil rapat arus, dan sebaliknya. Rapat arus merupakan arus per meter kuadrat. Dimana semakin kecil rapat arus, semakin besar resistivitasnya. Hal ini dikarenakan resistivitas merupakan rasio dari medan listrik dan rapat arus. sehingga dapat dikatakan bahwa adanya deformasi akibat tekanan luar dapat mempengaruhi resistivitasnya. Dimana semakin besar tekanan maka semakin besar pula resistivitas (Huang et al., 2008).

Perubahan resistivitas sebanding dengan perubahan hambatan piezoresistor. Karena 2 piezoresistor menurun resistivitasnya dan 2 piezoresistor meningkat resistivitasnya, maka terjadi perbedaan beda potensial pada dua titik. Perbedaan potensial akan menghasilkan tegangan luaran sensor. Semakin besar tekanan yang diaplikasikan, semakin besar pula tegangan yang dihasilkan.

Selain itu bila ditinjau dari *gauge factor* suatu semikonduktor piezoresistif, perubahan resistansi sebanding dengan perubahan panjang piezoresistor. Dua piezoresistor akan mengalami penambahan panjang dan resistansi, sedangkan dua piezoresistor lainnya akan mengalami pengurangan panjang dan resistansi. Akan timbul beda potensial di kedua titik tersebut. Sehingga tegangan yang dihasilkan sebanding dengan tekanan dari luar yang diterima.

4.1.2 Pengujian Rangkaian Osilometri

Pengujian ini menggunakan rangkaian osilometri (Gambar 3.2) yang dihubungkan dengan sinyal generator sebagai sumber tegangan AC dan osiloskop sebagai penampil. Dari perbandingan tegangan luaran dan masukan dapat diketahui atenuasi untuk masing-masing tegangan masukan. Atenuasi didapat dari persamaan 3.1. Data-data tersebut akan tersaji pada lampiran Tabel A.2 hingga A.4 Gambar 4.2 merupakan grafik yang menunjukkan respon rangkaian filter terhadap frekuensi.



Gambar 4.2 Grafik respon frekuensi rangkaian osilometri

Rangkaian osilometri adalah rangkaian penguat sinyal osilasi. Rangkaian osilometri merupakan rangkaian inti dari metode pengukuran darah osilometri. Rangkaian ini terdiri dari komponen aktif yaitu *operational amplifier* (op-amp) dan komponen pasif seperti resistor dan kapasitor (Gambar 3.4). Op-amp yang digunakan adalah LM324N yang dapat mengubah *ramp signal* atau sinyal tanjak menjadi sinyal datar.

Pada dasarnya, rangkaian ini meliputi rangkaian penguat dan *filter* atau tapis. Jenis penguat yang digunakan pada rangkaian ini adalah penguat *inverting* dengan penguatan sebesar 150 kali. Sedangkan filter yang digunakan adalah jenis *high pass filter* atau tapis lolos tinggi dengan *2 pole high pass filter*. Dua *pole* ini menghasilkan 2 frekuensi *cut-off* yaitu 0,48 dan 4,8 Hz.

Penguatan ini dilakukan karena osilasi yang terjadi sangatlah kecil yaitu antara 1 - 5 mmHg yang bila dikonversikan menjadi tegangan adalah kurang lebih 12 hingga 60 mV. Untuk menguatkan sinyal osilasi tersebut dipilih penguat *non-inverting* sebesar 150 kali. Filter *high-pass* dipilih untuk membuang frekuensi rendah pada luaran sensor. Luaran sensor terdiri dari 2 sinyal yaitu sinyal osilasi sekitar 1 Hz dan sinyal tekanan manset sekitar 0,04 Hz. Sinyal yang akan digunakan untuk identifikasi tekanan darah adalah sinyal osilasi 1 Hz, maka dipilih *high-pass filter* untuk meloloskan frekuensi 1 Hz dan melemahkan frekuensi 0,04 Hz. Pemilihan frekuensi 0,48 Hz dimaksudkan agar frekuensi tekanan manset sebesar 0,04 Hz dapat terbuang dan meloloskan sinyal tekanan darah manusia yaitu sekitar 1 Hz (tergantung dari denyut nadi).

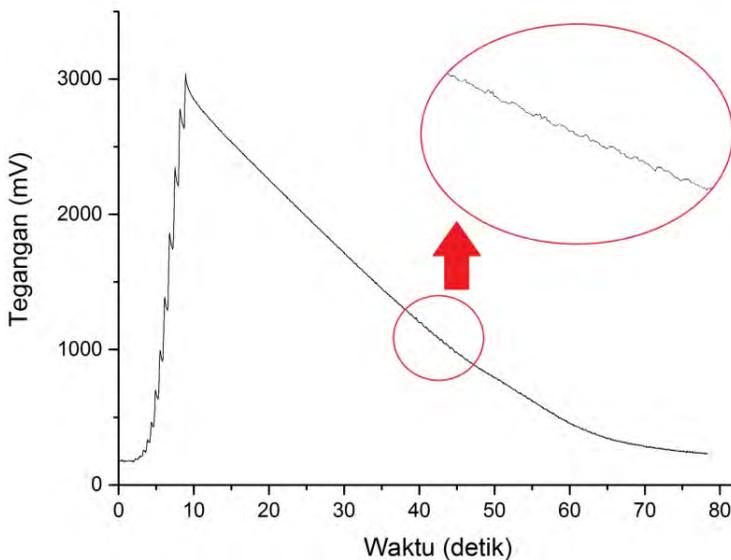
Dari Gambar 4.2 tersebut dapat diketahui bahwa atenuasi bernilai positif akibat adanya penguatan. Sinyal masukan dengan frekuensi yang lebih kecil akan dilemahkan dan frekuensi yang lebih besar akan diloloskan. Untuk tegangan masukan 36,24 mV, atenuasi bernilai konstan pada frekuensi 7 Hz yaitu sebesar 40,16 dB dan untuk tegangan masukan 60,40 mV, atenuasi bernilai konstan pada frekuensi 4 Hz yaitu sebesar 36 dB. Namun pada tegangan masukan yang paling kecil yaitu 12,08 mV, tegangan luaran tidak dapat konstan, akibatnya atenuasi juga tidak dapat konstan frekuensi tertentu. Hal ini dapat diketahui bahwa semakin besar tegangan masukan, maka frekuensi yang diloloskan akan semakin kecil.

4.2 Pengujian pada Lengan

Pengujian ini dilakukan dengan pengaplikasian pada lengan manusia, untuk mengetahui sinyal yang dihasilkan. Pengujian akan terbagi menjadi dua yaitu pengujian rangkaian sensor pada lengan dan juga pengujian rangkaian sensor dan osilometri diaplikasikan pada lengan.

4.2.1 Pengujian Rangkaian Dasar Sensor Tekanan Pada Lengan

Pengujian rangkaian blok sensor ini digunakan untuk mengetahui perubahan tegangan ketika tekanan diaplikasikan. Rangkaian yang digunakan adalah rangkaian Gambar 3.1 dan Arduino Uno, kemudian sumber tekanan berasal dari manset lengan yang dipompa. Perubahan tegangan sensor terhadap waktu pada pengaplikasian manset disajikan pada Gambar 4.3.



Gambar 4.3 Sinyal perubahan tegangan pada saat pemompaan dan pengempisan manset

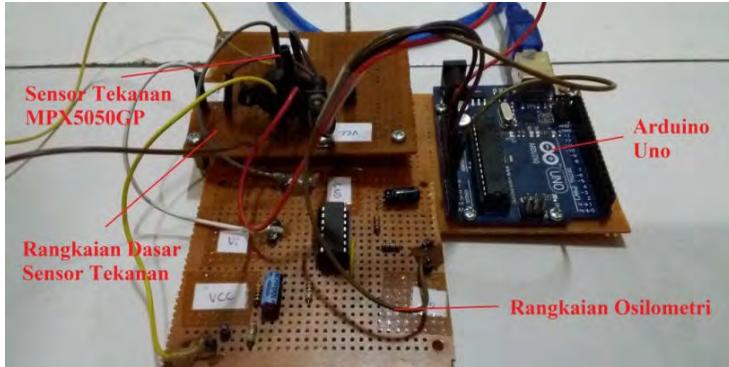
Gambar 4.3 merupakan grafik perubahan tegangan dalam fungsi waktu ketika manset dipompa dan dikempiskan. Tegangan akan naik ketika dilakukan pemompaan kemudian tegangan akan menurun perlahan ketika pengempisan manset. Pemompaan manset terlihat dari awal dimulainya grafik hingga tegangan mencapai 2700 mV. Kemudian tegangan turun landai hingga 200 mV merupakan indikasi bahwa manset dikempiskan.

Perubahan tekanan aliran darah akan terdeteksi oleh perubahan tekanan manset. Pada saat pengempisan terlihat adanya guratan-guratan kecil pada saat pengempisan. Guratan-guratan kecil tersebut kemudian diperbesar seperti pada daerah yang dilingkupi lingkaran merah. Dari daerah lingkaran tersebut diketahui bahwa ketika dilakukan pengempisan manset, osilasi terjadi akibat adanya perubahan tekanan manset yang sangat kecil.

Osilasi pada sinyal tajak tersebut terjadi karena adanya jantung yang memompa. Jantung yang memompa akan terasa pada nadi. Denyut nadi menimbulkan perubahan tekanan manset. Osilasi yang terjadi sangatlah kecil yaitu sekitar 1 hingga 5 mmHg atau sama dengan 12,08 hingga 60,40 mV. Untuk itu, harus dilakukan penguatan.

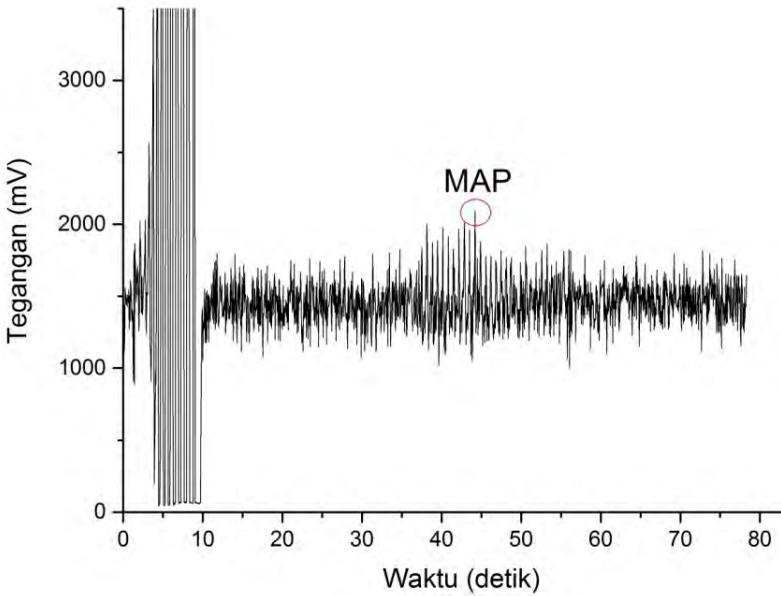
4.2.2 Pengujian *Hardware* Pada Lengan

Gambar 4.4 berikut merupakan hasil perancangan perangkat keras (*hardware*) pada penelitian ini.



Gambar 4.4 Realisasi perangkat keras (*hardware*)

Pengujian hardware ini menggunakan kedua rangkaian dan (Gambar 3.1 dan 3.2) yang dihubungkan dengan Arduino Uno dan laptop, kemudian manset yang dilingkarkan pada lengan.



Gambar 4.5 Sinyal osilometri pada saat pemompaan dan pengempisan manset

Hasil pengujian ditunjukkan pada Gambar 4.5. Grafik pada bagian sebelah kiri berupa grafik lurus dan berjajar menunjukkan perubahan tegangan ketika dilakukan pemompaan. Setelah dilakukan pengempisan, maka akan didapatkan sinyal osilasi yang merupakan hasil penguatan dan pemfilteran dari sinyal pada Gambar 4.2 sehingga didapatkan sinyal osilometri Gambar 4.5. Dari sinyal-sinyal ini dapat ditentukan tekanan darah sistol dan diastol, serta tingkat denyut nadi (*pulse rate*). Tekanan darah sistol adalah tekanan darah ketika jantung berkontraksi. Sedangkan tekanan darah diastol merupakan tekanan darah ketika jantung berelaksasi. Oleh sebab itu, tekanan darah sistol pasti lebih tinggi dibandingkan tekanan darah diastol.

Puncak-puncak pada sinyal Gambar 4.5 merupakan indikasi yang menunjukkan adanya denyut nadi. Ketika jantung

memompa, maka tekanan darah akan semakin tinggi. perubahan tekanan darah ketika jantung memompa ini membentuk puncak-puncak pada sinyal osilasi. Oleh karena itu, sinyal osilasi ini memiliki frekuensi dan periode tertentu. Pada Gambar 4.5 tersebut periode antar puncak tertinggi dan puncak sebelumnya adalah 0,70 detik. Sehingga frekuensinya adalah 1,43 Hz. Hal ini mengartikan bahwa pada Gambar 4.5, denyut nadi terjadi setiap 0,7 detik atau terjadi 1,43 denyut tiap detiknya. Maka, dalam satu menit terjadi denyut nadi sebanyak 85,71 kali atau dibulatkan menjadi 86 denyut per menit.

Puncak tertinggi dari sinyal osilasi ini disebut sebagai MAP (*Mean Arterial Pressure*) atau tekanan arteri rata-rata. MAP menunjukkan kemampuan tertinggi dari jantung untuk memompa darah ke seluruh tubuh setelah pembuluh darah diblok. Namun titik MAP ini bukan menunjukkan tekanan darah sistol (tekanan saat jantung berkontraksi). Hal ini dikarenakan MAP ini dihasilkan ketika aliran darah diblok, dan bukan ketika darah mengalir secara natural. Untuk itu, nilai sistol dapat ditentukan dari puncak-puncak yang berada di sebelah kiri MAP, sedangkan diastol dapat ditentukan dari puncak-puncak yang berada di sebelah kanan titik MAP. Penentuan puncak sistol dan diastol didasarkan pada rasio-rasio tertentu.

4.3 Pengujian Rasio Tekanan Darah

Tabel 4.1 dan 4.2 berikut merupakan hasil error rata-rata dari pengujian rasio tekanan darah. Persamaan yang digunakan adalah persamaan 3.2 dengan membandingkan hasil kalibrator (OMRON SEM-1) dan hasil *prototype*. Data selengkapnya dapat dilihat pada Tabel A.5 dan A.6 halaman lampiran.

Tabel 4.1 Pengujian rasio tekanan darah sistol

No	Rasio	Error Rata-Rata (%)
1	0,45	7,26
2	0,46	10,27
3	0,47	5,24

4	0,48	2,07
5	0,49	8,62
6	0,50	8,03
7	0,51	3,27
8	0,52	7,06
9	0,53	2,30
10	0,54	6,65
11	0,55	9,60
12	0,56	10,63
13	0,57	5,95

Tabel 4.2 Pengujian rasio tekanan darah diastol

No	Rasio	Error Rata-Rata (%)
1	0,69	15,08
2	0,70	19,88
3	0,71	26,03
4	0,72	26,98
5	0,73	12,74
6	0,74	39,73
7	0,75	30,63
8	0,76	36,26
9	0,77	34,66
10	0,78	10,53
11	0,79	43,47
12	0,80	23,63
13	0,81	24,69
14	0,82	24,35
15	0,83	21,16
16	0,84	35,49
17	0,85	44,22
18	0,86	25,98
19	0,87	32,09
20	0,88	28,38
21	0,89	11,71

Dari Tabel 4.1 dan Tabel 4.2, didapatkan error rata-rata yang dihasilkan dari variasi rasio tekanan darah. Dari Tabel 4.1 didapatkan error terkecil yaitu pada rasio tekanan darah sistol yaitu 0,48. Sedangkan dari Tabel 4.2 didapatkan error terkecil dihasilkan oleh rasio tekanan darah diastol 0,78. Rasio-rasio ini akan digunakan sebagai rasio pengali puncak tertinggi (MAP). Hasil perkalian antara rasio dan MAP, akan menghasilkan puncak sistol dan puncak diastol. Waktu terjadinya puncak sistol dan puncak diastol menunjukkan besarnya tekanan sistol dan diastol pada sinyal perubahan tekanan manset.

4.4 Pengujian *Software*

Tampilan hasil pengukuran prototype ini menggunakan laptop dan software Visual C# 2010 Express. Pengujian ini dilakukan seperti seperti pada Gambar 4.6. Pengukuran tekanan darah dan denyut nadi menggunakan *prototype* ini diawali dengan persiapan alat, seperti membuka aplikasi *blood pressure monitor* hasil perancangan menggunakan Visual C# 2010 Express. Kemudian *hardware* dihubungkan dengan laptop menggunakan kabel USB.



Gambar 4.6 Proses pengukuran menggunakan *prototype*

Pada awal membuka aplikasi *blood pressure monitor* ini, pengguna akan diminta melakukan pengisian identitas. Jika pernah melakukan pengukuran sebelumnya, identitas yang diisi antara lain nama lengkap dan tanggal lahir, kemudian klik *login*. Namun apabila belum menjadi anggota, tanpa mengisi *form*, klik *sign up* (Gambar 4.7)

Gambar 4.7 *Form login* aplikasi

Proses pendaftaran *member* dengan mengisi identitas berupa nama lengkap, tanggal lahir, dan jenis kelamin. Kemudian klik tambah user. (Gambar 4.7).

Gambar 4.8 *Form tambah user*

Apabila proses *login* atau *sign up* telah dilakukan, maka pengukuran dapat segera dilakukan. Klik tombol ukur, kemudian pompa manset hingga 270 mmHg atau hingga tulisan “Ready” seperti pada Gambar 4.9 berubah menjadi “STOP POMPA.

BUKA KATUP”. Instruksi dapat dilihat di bagian bawah *form* pengukuran.

The screenshot shows a software interface for blood pressure measurement. At the top, it says 'Pengukuran Tekanan Darah' and 'Aplikasi Pengukuran'. The main display area shows the word 'Ready' in large font. To the right, there is a section for 'Informasi user' with the following details: Nama: Ayu Jati Puspitasari, Usia: 22 Tahun, Jenis Kelamin: Perempuan. Below this are three buttons: 'Ukur!', 'Record Pengukuran', and 'Ubah Informasi User'. On the left, there is a section for 'Informasi Tekanan Darah' with fields for 'Tekanan Darah:' and 'Denyut Nadi:', and a 'Simpan Data' button. At the bottom, there is a small instruction: 'Untuk memulai, klik ukur kemudian pompa.' On the right side, there is a logo of a yellow flower inside a blue gear, with the text 'Ayu Jati Puspitasari 1111100016' below it.

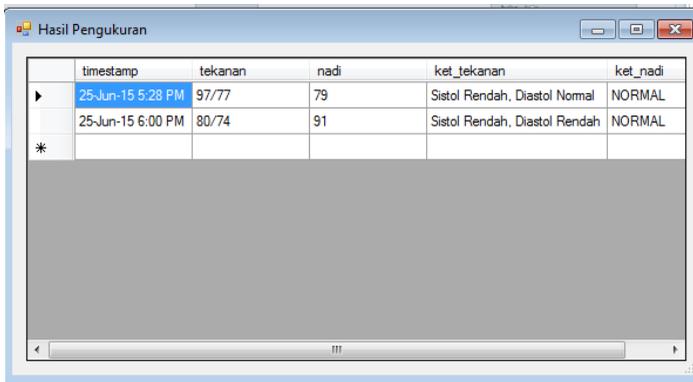
Gambar 4.9 *Form* utama pengukuran

Kemudian Arduino akan merekam perubahan tekanan manset. Apabila tekanan manset telah turun hingga 40 mmHg, maka hasil pengukuran akan muncul beserta dengan keterangan kondisi berdasarkan usia pengguna seperti normal, tinggi, atau rendah seperti pada Gambar 4.10.

The screenshot shows the same software interface as in Gambar 4.9, but now displaying the measurement results. The main display area shows '80/74' in large font. Below it, there is a section for 'Informasi Tekanan Darah' with the following details: Tekanan Darah: 80/74, Denyut Nadi: 91, and a status 'Sistol Rendah, Diastol Rendah' and 'NORMAL'. There is a 'Simpan Data' button. The 'Informasi user' section remains the same. At the bottom, there is a small instruction: 'Pengukuran Selesai'. The logo and user information on the right are also present.

Gambar 4.10 Hasil pada *form* utama pengukuran

Kemudian hasil pengukuran ini dapat disimpan dengan cara klik pada “simpan data”. Penyimpanan hasil pengukuran untuk masing-masing *user* dapat dilihat pada Gambar 4.11.



	timestamp	tekanan	nadi	ket_tekanan	ket_nadi
▶	25-Jun-15 5:28 PM	97/77	79	Sistol Rendah, Diastol Normal	NORMAL
	25-Jun-15 6:00 PM	80/74	91	Sistol Rendah, Diastol Rendah	NORMAL
*					

Gambar 4.11 *Form* penyimpanan hasil pengukuran

Form penyimpanan hasil pengukuran ini hanya dapat dilihat oleh pemilik akun yang bersangkutan saja. Apabila selanjutnya pengguna ingin melakukan pengukuran lagi, maka cukup melakukan *login*. Selanjutnya proses pengukuran dilakukan seperti yang telah disebutkan sebelumnya.

4.5 Pengujian *Prototype* Secara Keseluruhan

Untuk mengetahui keakuratan dan kelayakan dari *prototype* ini, perlu dilakukan pengujian menggunakan kalibrator. Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui berapakah kesalahan hasil pengukuran dari *prototype*. Pengujian *prototype* secara keseluruhan dilakukan di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya, menggunakan kalibrator *blood pressure monitor* yaitu BP Pump 2. Prinsip kerja dari BP Pump 2 ini adalah sebagai simulator tekanan darah manusia. BP Pump 2 akan menghasilkan tekanan statis, seperti 120/80. Sinyal tekanan statis yang dihasilkan berfrekuensi 1,33 Hz atau sesuai dengan denyut nadi manusia yaitu 80 denyut per menit. Tabel 4.3 merupakan hasil rata-rata yang didapatkan. Perhitungan kesalahan menggunakan persamaan 3.3 dan standar deviasi menggunakan persamaan 3.4. Data selengkapnya dapat dilihat pada Tabel A.7 halaman lampiran.

Tabel 4.3 Pengujian *prototype* dengan BP Pump 2

Pre-set	Kondisi	Standar	Terukur	Kesalahan	Standar Deviasi	Error (%)
1	Sistol (mmHg)	120	120,17	0,17	5,12	0,14
	Nadi (bpm)	80	84,00	4,00	2,90	5,00
	Diastol (mmHg)	80	90,50	10,50	7,40	13,13
2	Sistol (mmHg)	150	138,17	-11,83	4,54	7,89
	Nadi (bpm)	80	82,83	2,83	2,99	3,54
	Diastol (mmHg)	100	102,17	2,17	11,20	2,17
3	Sistol (mmHg)	200	195,00	-5,00	15,58	2,50
	Nadi (bpm)	80	85,67	5,67	5,01	7,08
	Diastol (mmHg)	150	150,00	0,00	22,08	0,00
4	Sistol (mmHg)	255	242,67	-12,33	18,93	4,84
	Nadi (bpm)	80	90,33	10,33	6,68	12,92
	Diastol (mmHg)	195	176,83	-18,17	20,92	9,32
5	Sistol (mmHg)	60	58,00	-2,00	2,53	3,33
	Nadi (bpm)	80	83,00	3,00	6,20	3,75
	Diastol (mmHg)	30	32,00	2,00	5,83	6,67
6	Sistol (mmHg)	80	80,00	0,00	2,53	0,00
	Nadi (bpm)	80	78,67	-1,33	0,52	1,67
	Diastol (mmHg)	50	52,50	2,50	5,09	5,00
7	Sistol (mmHg)	100	100,33	0,33	8,69	0,33
	Nadi (bpm)	80	86,83	6,83	5,00	8,54
	Diastol (mmHg)	65	66,67	1,67	3,27	2,56

Prototype pemantau tekanan darah atau *blood pressure monitor (BPM)* didesain dengan penggunaan manset manual. Program pada arduino dirancang dapat merekam pemompaan dan pengempisan manset. Perekaman manset ketika dipompa hingga 270 mmHg, kemudian *array* direset. Kemudian katup pada manset dibuka perlahan, maka tekanan manset akan mengalami penurunan. Apabila tekanan manset telah mencapai 260 mmHg, maka arduino akan mulai merekam *array* kembali. Adanya selisih sebesar 10 mmHg ini digunakan sebagai jeda untuk pembukaan

katup manset. Ketika katup manset dibuka, terjadi gangguan yang cukup besar. Untuk menghindari hal tersebut, maka dibuat jeda sehingga gangguan tersebut dapat diabaikan.

Array pada saat pengempisan, yang menunjukkan tekanan manset 260 mmHg atau di bawahnya, merupakan perekaman tekanan manset dan osilasi yang terjadi. Arduino hanya akan merekam puncak-puncak osilasi di atas 1750 mV. Hal ini dikarenakan puncak osilasi di bawah 1750 mV merupakan puncak ‘prematurn’. Puncak ‘prematurn ini bukanlah puncak yang diharapkan karena tidak mewakili dari denyut nadi. Sehingga puncak ‘prematurn ini dapat dianggap sebagai gangguan. Ketika tekanan manset telah mencapai kurang dari 40 mmHg, maka perekaman *array* akan dihentikan. Kemudian dari *array* tersebut diolah sehingga menghasilkan nilai dari tekanan darah sistol, diastol, dan denyut nadi. Ketika pengukuran telah selesai dilakukan, hasil pengukuran ini dapat disimpan pada *database*.

Secara garis besar, *prototype* ini mampu mengukur tekanan darah dari 40 mmHg hingga 260 mmHg. Pemilihan angka tersebut didasarkan pada harapan bahwa *prototype* ini dapat mendeteksi tekanan darah tinggi (hipertensi) dan juga tekanan darah rendah (hipotensi). Selain itu, dengan rentang pengukuran tersebut, *prototype* dapat digunakan oleh anak-anak hingga manula. Namun, pemilihan manset juga merupakan hal yang penting untuk melakukan pengukuran. Manset yang digunakan anak-anak dan dewasa tentu berbeda. Jika anak-anak menggunakan manset dewasa, maka pembuluh darah lengan tidak dapat diblok dengan baik karena manset tersebut longgar. Sebaliknya, jika dewasa menggunakan manset anak-anak, maka manset tersebut akan terlalu kecil sehingga sebelum dilakukan pemompaan pun tekanan manset sudah tinggi. Karena manset yang digunakan pada *prototype* ini merupakan manset dewasa, maka *prototype* ini hanya dapat digunakan pada orang dewasa. Namun apabila manset tersebut diganti dengan manset anak-anak, *prototype* masih bisa digunakan dengan baik untuk anak-anak.

Untuk mengetahui kinerja dari *prototype* ini, maka perlu dilakukan pengujian di BPFK Surabaya menggunakan kalibrator yang biasanya digunakan untuk menguji pemantau tekanan darah komersial yaitu BP Pump 2. Pengujian ini menggunakan 7 standar preset yang disediakan BP Pump 2. Standar preset ini merupakan pengaturan tetap yang dimiliki oleh BP Pump 2, yaitu terdiri dari 7 preset, dengan tekanan sistol dan diastol berbeda-beda dan denyut nadi yang tetap. Masing-masing preset dapat mewakili kondisi tekanan darah seseorang. Seperti pada preset 2, 3, dan 4 dapat mewakili tekanan darah normal dari dewasa atau penderita hipertensi (tekanan darah tinggi). Sedangkan preset 5, 6, dan 7 dapat mewakili tekanan darah dewasa penderita hipotensi (tekanan darah rendah) dan preset 1 mewakili tekanan darah normal dewasa.

Dari Tabel 4.3 tersebut dapat diketahui kesalahan untuk tekanan sistol, diastol, dan denyut nadi masing-masing standar preset. Menurut Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya, kesalahan maksimal yang diijinkan dari BPM adalah sebesar ± 3 mmHg untuk tekanan sistol dan diastol, serta 10% dari pembacaan untuk denyut nadi. Dari beberapa kondisi dalam preset, diketahui bahwa *prototype* BPM yang dibuat masih memiliki kesalahan lebih dari ± 3 mmHg. Namun *prototype* ini cukup bagus dalam pengukuran denyut nadi karena 6 dari 7 standar preset menghasilkan kesalahan pengukuran dibawah 10%. Rata-rata kesalahan tekanan sistol sebesar -4,38 mmHg dengan kesalahan terbesar pada preset 4 yaitu -12,33 mmHg. Rata-rata kesalahan tekanan diastol sebesar 0,10 mmHg dengan kesalahan terbesar pada preset 4 juga yaitu sebesar -18,17 mmHg. Sedangkan rata-rata kesalahan denyut nadi sebesar 4,48 bpm dengan kesalahan terbesar terletak pada preset 4 pula yaitu sebesar 10,33 bpm. Hal ini mengartikan bahwa *prototype* belum diijinkan untuk digunakan pada pasien yang sebenarnya.

Meski begitu, hasil pengukuran *prototype* BPM ini cukup bagus bila dibandingkan dengan jurnal berjudul “*Low Cost Blood Pressure Monitor Device for Developing Countries*” (Arteta et. al,

2011) yang menggunakan sensor tekanan MPXV5050GP, mikrokontroler PIC18F14K50, dan pemompaan secara manual. Penelitian pada jurnal tersebut menghasilkan persentase error rata-rata tekanan sistol sebesar 14,5%, tekanan diastol sebesar 5,03%, dan denyut nadi sebesar 6,94%. Sedangkan *prototype* BPM ini, persentase error rata-rata tekanan sistol 2,72 %, tekanan darah diastol sebesar 5,55%, dan denyut nadi sebesar 6,07%.

Kesalahan hasil pengukuran dari *prototype* BPM ini dapat dikarenakan oleh beberapa faktor, yaitu faktor internal dan eksternal. Dari faktor internalnya sendiri, error dapat dihasilkan oleh komponen-komponen elektronika itu sendiri seperti dari sensor atau op-amp. Sensor tekanan memiliki *noise* internal. Selain itu, op-amp juga dapat menghasilkan *noise* internal. Pada program Arduino, penentuan sistol dan diastol diambil dari puncak yang nilai hasil perkalian rasio dan MAP-nya sama atau mendekati. Apabila hasil perkalian dengan rasio dan nilai puncak tidak sama persis, maka hal ini dapat menyumbangkan kesalahan pada hasil pengukuran..

Sedangkan dari faktor eksternal adalah adanya pergerakan-pergerakan kecil yang terjadi pada saat pengukuran. Pergerakan-pergerakan kecil ini akan mempengaruhi tekanan udara dalam manset. Karena penguatan yang diberikan cukup besar, akibatnya sedikit berubah tekanan yang diterima sensor, maka akan mengubah dari sinyal osilasinya. Selain itu, sensitivitas sensor juga cukup tinggi. Untuk itu, dalam pengukuran tekanan darah, pasien harus berada dalam posisi diam, tidak tegang, dan juga tidak berbicara. Pasien yang berbicara dan tidak berbicara dapat menghasilkan tekanan darah yang berbeda. Hal ini dikarenakan apabila pasien melakukan aktivitas, jantung akan memompa darah lebih keras daripada posisi pasien diam. Akibatnya, tekanan darah yang dihasilkan juga akan lebih besar.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dari proses perancangan *hardware*, *software*, dan beberapa pengujian, didapatkan kesimpulan sebagai berikut :

1. *Prototype blood pressure monitor* yang dibuat menggunakan sensor tekanan MPX5050GP ini mampu mengukur tekanan darah dan denyut nadi. Tekanan darah yang dapat diukur dari 40 - 260 mmHg. Hasil pengukuran dan keterangan kondisi ditampilkan pada aplikasi yang telah dirancang.
2. Rasio tekanan darah sistol dan diastol adalah 0,48 dan 0,78.
3. Rata-rata kesalahan tekanan sistol sebesar -4,38 mmHg atau 2,72%, tekanan diastol sebesar 0,10 mmHg atau 5,55%, dan denyut nadi sebesar 4,48 bpm atau 6,07%.

5.2 Saran

Untuk penelitian selanjutnya disarankan hasil pengukuran tekanan dan denyut nadi ditampilkan pada *smartphone* agar penggunaan *prototype* lebih fleksibel dan praktis.

”Halaman ini sengaja dikosongkan”

DAFTAR PUSTAKA

- Arteta, Domingos, Pimentel, Santos, Chiffot, Springer, Raghu, Clifford, 2011. *Low Cost Blood Pressure Monitor Device for Developing Countries*. Univ. Oxf. Oxf. UK.
- Arwani dan Sunarno. 2007. *Analisa Perbedaan Hasil Pengukuran Tekanan Darah Antara Lengan Kanan Dengan Lengan Kiri pada Penderita Hipertensi di RSUD Dr. H. Abdul Moeloek Propinsi Lampung*. Politeknik Kesehatan Semarang dan RSUD Dr. H. Abdul Moeloek Propinsi Lampung. E-journal Undip. Vol 1 No 2
- 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.
- Bronzino, Joseph D. 2006. *Medical Devices and Systems*. CRC Press. Florida
- Chua, C.S dan Hin, Siew Mun. 1996. *Digital Blood Pressure Meter*. Motorola Semiconductor Application Note AN1571, Motorola Semiconductor
- Coughlin, Robert F. dan Driscoll, Frederick F. (1994). *Operational Amplifier and Linier Integrated Circuits*. Penerbit Erlangga. Jakarta.
- Datasheet. 2010. MPX5050GP
- Delp, M.H., Manning, R.T., Siregar, M.R., 1991. *Major Diagnosis Fisik*. EGC.
- 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

- Fraden, Jacob. 2004. *Handbook of Modern Sensors: Physics, Design, and Application 3rd Edition*. Springer. New York
- Gabriel, J.F. 1996. *Fisika Kedokteran*. Penerbit Buku Kedokteran EGC. Jakarta.
- 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.
- 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
- Kumar, S., 2015. *Efficient Heart Rate Monitoring*. Cypress Semicond. Corp.
- Lopez, Santiago. 2012. *Blood Pressure Monitor Fundamentals and Design*. Freescale Semiconductor Application Note. Freescale Semiconductor
- Margolis, Michael. 2011. *Arduino CookBook*. O'Reilly Media. CA USA.
- Moore, James and Zouridakis, George. 2004. *Biomedical Technology and Devices Handbook*. CRC Press LCC. Florida.
- Newell, S.R., 2013. *Validity study of oscillometric blood pressure measurement devices using an oscillometric waveform simulator*. Dep. Health Sci. Technol. Aalb. Univ.
- Nitzan, M., 2011. *Automatic Noninvasive Measurement of Arterial Blood Pressure*. IEEE Instrum. Meas. Mag. 14, 32–37. doi:10.1109/MIM.2011.5704808
- Oktavianto, H., Arif, T., 2002. *Analisa Metode Oscillometric Pada Pengukuran Tekanan Darah Menggunakan FPGA*. Jur. Tek. Elektron. Politek. Elektron. Negeri Surabaya PENS 1–4
- Pearce, E.C., 2009. *Anatomi Dan Fisiologi Untuk Paramedis*. PT Gramedia Pustaka Utama.

- Porr, Bernd. 2014. *Pressure (Oscillometric Blood Pressure Measurement)*,
<[URL:http://biosignals.berndporr.me.uk/doku.php?id=no_nelec:pressure](http://biosignals.berndporr.me.uk/doku.php?id=no_nelec:pressure)>
- Ronny dkk. 2008. *Fisiologi Kardiovaskular Berbasis Masalah Keperawatan*. Penerbit Buku Kedokteran EGC. Jakarta.
- Sandi, I.N., 2013. *Hubungan Antara Tinggi Badan, Berat Badan, Indeks Massa Tubuh, dan Umur Terhadap Frekuensi Denyut Nadi Istirahat Siswa SMKN-5 Denpasar*. Sport Fit. J. 1, 38–44.
- 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.
- Spinnor. 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/>>
- Terrell, D., 1996. *Op Amps: Design, Application, and Troubleshooting: Design, Application, and Troubleshooting*. Newnes.
- Williams, B., 2007. *Simple Guide: Tekanan Darah Tinggi*. Erlangga. Jakarta

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

LAMPIRAN A

Data Pengujian

*Tabel A.1 Data hubungan tekanan dan tegangan
MPX5050GP*

No	Tekanan (mmHg)	Tegangan (mV)
1	200	2620
2	198	2590
3	196	2570
4	194	2540
5	192	2510
6	190	2490
7	188	2460
8	186	2440
9	184	2420
10	182	2390
11	180	2370
12	178	2340
13	176	2310
14	174	2280
15	172	2260
16	170	2250
17	168	2230
18	166	2200
19	164	2170
20	162	2150
21	160	2130
22	158	2100
23	156	2080
24	154	2060
25	152	2030
26	150	2000
27	148	1970
28	146	1942

29	144	1916
30	142	1899
31	140	1877
32	138	1857
33	136	1820
34	134	1806
35	132	1767
36	130	1755
37	128	1725
38	126	1705
39	124	1680
40	122	1652
41	120	1623
42	118	1598
43	116	1578
44	114	1566
45	112	1542
46	110	1513
47	108	1483
48	106	1460
49	104	1446
50	102	1414
51	100	1385
52	98	1378
53	96	1346
54	94	1320
55	92	1305
56	90	1276
57	88	1255
58	86	1220
59	84	1202
60	82	1172
61	80	1154
62	78	1133

63	76	1108
64	74	1083
65	72	1067
66	70	1024
67	68	1016
68	66	997
69	64	967
70	62	945
71	60	924
72	58	896
73	56	876
74	54	842
75	52	820
76	50	796
77	48	773
78	46	752
79	44	724
80	42	710
81	40	682
82	38	643
83	36	622
84	34	596
85	32	576
86	30	550
87	28	518
88	26	496
89	24	472
90	22	453
91	20	432
92	18	412
93	16	386
94	14	356
95	12	332
96	10	314

97	8	290
98	6	263
99	4	240
100	2	219
101	0	192

*Tabel A.2 Data respon frekuensi rangkaian osilometri dengan
 $V_{in}=12,08\text{ mV}$*

Frekuensi (Hz)	V_{out} (mV)	V_{out}/V_{in} (mV)	Atenuasi (dB)
0,01	140	11,59	21,28
0,02	160	13,25	22,44
0,03	170	14,07	22,97
0,04	190	15,73	23,93
0,05	190	15,73	23,93
0,40	230	19,04	25,59
0,50	250	20,70	26,32
0,70	310	25,66	28,19
0,90	390	32,28	30,18
1,00	420	34,77	30,82
2,00	770	63,74	36,09
3,00	1030	85,26	38,62
4,00	1270	105,13	40,43
5,00	1440	119,21	41,53
6,00	1630	134,93	42,60
7,00	1660	137,42	42,76
8,00	1660	137,42	42,76
9,00	1700	140,73	42,97
10,00	1720	142,38	43,07
20,00	1880	155,63	43,84

*Tabel A.3 Data respon frekuensi rangkaian osilometri dengan
 $V_{in}=36,24\text{ mV}$*

Frekuensi (Hz)	V_{out} (mV)	V_{out}/V_{in} (mV)	Atenuasi (dB)
0,04	130	3,59	11,10
0,05	130	3,59	11,10
0,08	130	3,59	11,10
0,09	130	3,59	11,10
0,10	190	5,24	14,39
0,30	340	9,38	19,45
0,50	560	15,45	23,78
0,70	780	21,52	26,66
0,90	1000	27,59	28,82
1,00	1130	31,18	29,88
3,00	1910	52,70	34,44
5,00	2220	61,26	35,74
6,30	2520	69,54	36,84
7,00	3630	100,17	40,01
8,30	3660	100,99	40,09
9,10	3690	101,82	40,16
10,00	3690	101,82	40,16
20,00	3690	101,82	40,16

*Tabel A.4 Data respon frekuensi rangkaian osilometri dengan
 $V_{in}=60,40\text{ mV}$*

Frekuensi (Hz)	V_{out} (mV)	V_{out}/V_{in} (mV)	Atenuasi (dB)
0,04	160	2,65	8,46
0,07	160	2,65	8,46
0,09	160	2,65	8,46

0,10	160	2,65	8,46
0,20	250	4,14	12,34
0,30	470	7,78	17,82
0,50	880	14,57	23,27
0,70	1220	20,20	26,11
0,90	1560	25,83	28,24
1,00	1730	28,64	29,14
2,00	2940	48,68	33,75
3,00	3750	62,09	35,86
4,00	3810	63,08	36,00
5,00	3810	63,08	36,00
6,00	3810	63,08	36,00
7,00	3810	63,08	36,00
8,00	3810	63,08	36,00
9,00	3810	63,08	36,00
10,00	3810	63,08	36,00
20,00	3810	63,08	36,00

Tabel A.5 Data pengujian rasio tekanan darah sistol

Rasio	Hasil Pengukuran Tekanan (mmHg)		Error (%)	Error Rata-Rata (%)
	Sistem	Kalibrator		
0,45	111	98	13,27	7,26
	99	97	2,06	
	101	90	12,22	
	95	94	1,06	
	98	91	7,69	
0,46	92	97	5,15	10,27

	115	96	19,79	
	95	88	7,95	
	90	92	2,17	
	100	86	16,28	
0,47	89	95	6,32	5,24
	96	93	3,23	
	93	92	1,09	
	87	90	3,33	
	79	90	12,22	
0,48	87	88	1,14	2,07
	88	88	0,00	
	89	85	4,71	
	85	88	3,41	
	88	89	1,12	
0,49	97	84	15,48	8,62
	95	92	3,26	
	85	88	3,41	
	98	85	15,29	
	83	88	5,68	
0,50	75	84	10,71	8,03
	80	87	8,05	
	81	85	4,71	
	78	90	13,33	
	87	90	3,33	
0,51	84	89	5,62	3,27
	90	93	3,23	
	92	95	3,16	

	89	92	3,26	
	92	91	1,10	
0,52	96	94	2,13	7,06
	99	90	10,00	
	93	89	4,49	
	92	87	5,75	
	74	85	12,94	
0,53	84	85	1,18	2,30
	84	86	2,33	
	82	82	0,00	
	84	88	4,55	
	90	87	3,45	
0,54	83	86	3,49	6,65
	97	95	2,11	
	89	89	0,00	
	63	83	24,10	
	81	84	3,57	
0,55	92	90	2,22	9,60
	85	86	1,16	
	99	87	13,79	
	72	88	18,18	
	98	87	12,64	
0,56	82	86	4,65	10,63
	79	90	12,22	
	93	84	10,71	
	80	90	11,11	
	95	83	14,46	

0,57	86	89	3,37	5,95
	86	86	0,00	
	90	85	5,88	
	93	82	13,41	
	79	85	7,06	

Tabel A.6 Data pengujian rasio tekanan darah diastol

Rasio	Hasil Pengukuran Tekanan (mmHg)		Error (%)	Error Rata-Rata (%)
	Sistem	Kalibrator		
0,69	67	59	13,56	15,08
	64	59	8,47	
	61	56	8,93	
	67	54	24,07	
	71	59	20,34	
0,70	74	62	19,35	19,88
	59	54	9,26	
	74	58	27,59	
	71	61	16,39	
	71	56	26,79	
0,71	76	53	43,40	26,03
	53	50	6,00	
	69	51	35,29	
	65	51	27,45	
	59	50	18,00	
0,72	65	58	12,07	26,98
	67	54	24,07	
	66	49	34,69	

	71	49	44,90	
	56	47	19,15	
0,73	63	54	16,67	12,74
	60	53	13,21	
	55	56	1,79	
	55	54	1,85	
	69	53	30,19	
0,74	63	55	14,55	39,73
	75	52	44,23	
	77	51	50,98	
	72	45	60,00	
	58	45	28,89	
0,75	56	53	5,66	30,63
	63	54	16,67	
	67	48	39,58	
	76	50	52,00	
	71	51	39,22	
0,76	65	52	25,00	36,26
	67	50	34,00	
	72	53	35,85	
	72	52	38,46	
	74	50	48,00	
0,77	64	52	23,08	34,66
	73	50	46,00	
	69	49	40,82	
	67	48	39,58	
	52	42	23,81	

0,78	46	46	0,00	10,53
	49	47	4,26	
	54	52	3,85	
	63	52	21,15	
	58	47	23,40	
0,79	63	51	23,53	43,47
	76	51	49,02	
	72	49	46,94	
	76	47	61,70	
	64	47	36,17	
0,80	61	50	22,00	23,63
	67	50	34,00	
	62	48	29,17	
	55	49	12,24	
	64	53	20,75	
0,81	53	48	10,42	24,69
	55	47	17,02	
	50	50	0,00	
	79	50	58,00	
	69	50	38,00	
0,82	70	49	42,86	24,35
	52	54	3,70	
	59	56	5,36	
	64	49	30,61	
	71	51	39,22	
0,83	70	51	37,25	21,16
	59	49	20,41	

	63	54	16,67	
	65	54	20,37	
	60	54	11,11	
0,84	66	46	43,48	35,49
	67	49	36,73	
	63	50	26,00	
	66	54	22,22	
	76	51	49,02	
0,85	77	52	48,08	44,22
	76	55	38,18	
	69	51	35,29	
	76	49	55,10	
	78	54	44,44	
0,86	72	58	24,14	25,98
	72	57	26,32	
	66	52	26,92	
	68	49	38,78	
	58	51	13,73	
0,87	61	55	10,91	32,09
	78	47	65,96	
	62	51	21,57	
	74	50	48,00	
	57	50	14,00	
0,88	63	53	18,87	28,38
	65	49	32,65	
	50	51	1,96	
	68	51	33,33	

	76	49	55,10	
0,89	55	59	6,78	11,71
	69	59	16,95	
	69	57	21,05	
	49	52	5,77	
	54	50	8,00	

Tabel A.7 Data pengujian prototype dengan BP Pump 2

Standar Preset	Kondisi	Standar	Terukur	Rata-Rata Terukur	Kesalahan	Standar Deviasi
1	Sistol (mmHg)	120	118	120,17	0,17	5,12
			123			
			118			
			128			
			121			
			113			
	Nadi (bpm)	80	85	84,00	4,00	2,90
			84			
			84			
			88			
			84			
			79			
	Diastol (mmHg)	80	78	90,50	10,50	7,40
			99			
			93			
			88			
			96			
			89			

2	Sistol (mmHg)	150	138	138,17	-11,83	4,54
			145			
			140			
			138			
			137			
			131			
	Nadi (bpm)	80	85	82,83	2,83	2,99
			84			
			79			
			85			
			79			
			85			
	Diastol (mmHg)	100	93	102,17	2,17	11,20
			91			
			112			
			111			
			92			
			114			
3	Sistol (mmHg)	200	213	195,00	-5,00	15,58
			214			
			185			
			182			
			179			
			197			
	Nadi (bpm)	80	88	85,67	5,67	5,01
			94			
			84			

			84			
			79			
			85			
	Diastol (mmHg)	150	178	150,00	0,00	22,08
			160			
			135			
			160			
			152			
			115			
4	Sistol (mmHg)	255	230	242,67	-12,33	18,93
			248			
			269			
			228			
			259			
			222			
	Nadi (bpm)	80	91	90,33	10,33	6,68
			99			
			91			
			94			
			79			
			88			
	Diastol (mmHg)	195	203	176,83	-18,17	20,92
			161			
			202			
175						
155						
165						

5	Sistol (mmHg)	60	57	58,00	-2,00	2,53
			58			
			56			
			63			
			57			
			57			
	Nadi (bpm)	80	79	83,00	3,00	6,20
			79			
			91			
			79			
			79			
			91			
	Diastol (mmHg)	30	28	32,00	2,00	5,83
			25			
			31			
			38			
			40			
			30			
6	Sistol (mmHg)	80	78	80,00	0,00	2,53
			76			
			82			
			80			
			82			
			82			
	Nadi (bpm)	80	79	78,67	-1,33	0,52
			79			
			78			

			79			
			79			
			78			
	Diastol (mmHg)	50	49	52,50	2,50	5,09
			48			
			53			
			57			
			60			
			48			
7	Sistol (mmHg)	100	111	100,33	0,33	8,69
			98			
			91			
			106			
			90			
			106			
	Nadi (bpm)	80	91	86,83	6,83	5,00
			79			
			91			
			91			
			85			
			84			
	Diastol (mmHg)	65	71	66,67	1,67	3,27
			66			
			68			
			67			
			67			
			61			

LAMPIRAN B

Laporan Pengujian *Prototype*

KEBENARAN KESEHATAN REPUBLIK INDONESIA
 DIREKTORAT JENDERAL BINA UPAYA KESEHATAN
 Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan Surabaya
 Jl Karangasem No. 22 Surabaya 60112 Telp. (031) 5035330

Nama	Tanggal	Paraf
Debit (ml)	12 Mei 2015	
Residu	01%, ST	

Laporan Hasil Kalibrasi Blood Pressure Monitor

Merk : Prototype BPM
 Model/Type : Digital
 No. Seri : 111100016
 Tanggal Kalibrasi : 12 Mei 2015
 Tempat Kalibrasi : Lab Kalibrasi Tekanan DPFK Surabaya
 Nama Ruang : -
 Metode Kalibrasi : Prosedur Pengujian dan cara Kalibrasi Alat Kesehatan (DEPKES & KESOS RI, DIRJEN YANMED - 2001)

- I. Hasil Pengukuran Kondisi Lingkungan
 1. Suhu : 21,7 °C
 2. Kelembaban : 70,3 % RH

- II. Pemeriksaan Kondisi Fisik dan Fungsi
 1. Fisik : Baik
 2. Fungsi : baik

III. Hasil Pengukuran Kinerja NIBP (Non Invasive Blood Pressure)

No	Parameter	Kondisi	Pembacaan Standar	Perbedaan Alat						Terukur Rate-rata	Kesalahan	Kesalahan Maksimal Yang Diizinkan	Kritikalitas Pengukuran	
				I	II	III	IV	V	VI					
1	Standard BP Preset 1	Sistol (mmHg)	120	118	123	116	128	121	112	120,12	0,17	± 4,23	± 4,23	
		Diastole (mmHg)	80	85	84	84	83	84	79	84,00	4,00		± 2,42	± 2,42
		Diastole (mmHg)	80	78	99	93	88	96	89	90,50	10,50		± 6,07	± 6,07
2	Standard BP Preset 2	Sistol (mmHg)	150	158	145	140	138	137	131	138,17	-11,83	± 3,76	± 3,76	
		Diastole (mmHg)	100	93	91	112	111	92	114	102,17	-2,15		± 2,53	± 2,53
		Pulse (BPM)	80	85	84	79	85	79	85	82,83	-2,83		± 9,17	± 9,17
3	Standard BP Preset 3	Sistol (mmHg)	200	212	214	185	182	179	197	195,00	-5,00	± 12,74	± 12,74	
		Diastole (mmHg)	80	89	94	84	84	79	85	85,67	5,67		± 4,14	± 4,14
		Pulse (BPM)	150	178	160	135	160	152	115	150,00	0,00		± 18,04	± 18,04
4	Standard BP Preset 4	Sistol (mmHg)	255	230	248	269	228	259	222	242,67	-12,33	± 15,47	± 15,47	
		Diastole (mmHg)	80	91	99	91	94	79	88	90,33	10,33		± 5,36	± 5,36
		Pulse (BPM)	195	203	161	202	175	155	165	176,83	-18,17		± 19,10	± 19,10
5	Standard BP Preset 5	Sistol (mmHg)	60	57	58	56	63	57	57	58,00	-2,00	± 2,17	± 2,17	
		Diastole (mmHg)	40	28	25	21	38	40	30	32,00	-2,00		± 5,10	± 5,10
		Pulse (BPM)	80	79	79	91	79	59	91	83,00	-3,00		± 4,81	± 4,81
6	Standard BP Preset 6	Sistol (mmHg)	80	78	76	82	80	82	82	80,00	0,00	± 2,17	± 2,17	
		Diastole (mmHg)	60	57	58	56	63	57	57	58,00	-2,00		± 0,78	± 0,78
		Pulse (BPM)	80	79	79	78	79	79	78	78,67	-1,33		± 2,21	± 2,21
7	Standard BP Preset 7	Sistol (mmHg)	108	111	98	91	106	90	106	100,33	0,33	± 7,17	± 7,17	
		Diastole (mmHg)	80	91	79	91	91	85	84	86,83	6,83		± 4,11	± 4,11
		Pulse (BPM)	65	71	68	68	67	67	61	66,67	1,67		± 2,74	± 2,74

- IV. Keterangan
 1. Ketidaktepatan pengukuran dilaporkan pada tingkat kepercayaan 95%, dengan faktor cakupan k = 2
 2. Pengukuran kinerja NIBP di beberapa titik melebihi kesalahan maksimal yang diizinkan.

- V. Alat Yang Digunakan
 1. Blood Pressure Monitor Tester, Merk: Birotek, Model/Type: BP Pump 2 (Terlulus ke Caltec, PTE, LTD)
 2. Thermo-Hygrometer, Merk : Sekonic, Model : ST-50 (Terlulus ke PT, Kaliman)

- VI. Petugas Kalibrasi
 Tiaitiy Ago Salim, SST

Menyetujui,
 Kepala Instalasi Kalibrasi

Tri Dedi Setiawan, ST
 NIP. 197209161998031003

Ditandatangani dan ditandatangani oleh pejabat yang berwenang di Balai DPFK Surabaya
 Setelah ini akan dilakukan uji NIBP secara berkala dan dilaporkan hasilnya yang berkala.

Gambar B.1 Laporan hasil pengujian *prototype*

LAMPIRAN C

Dokumentasi



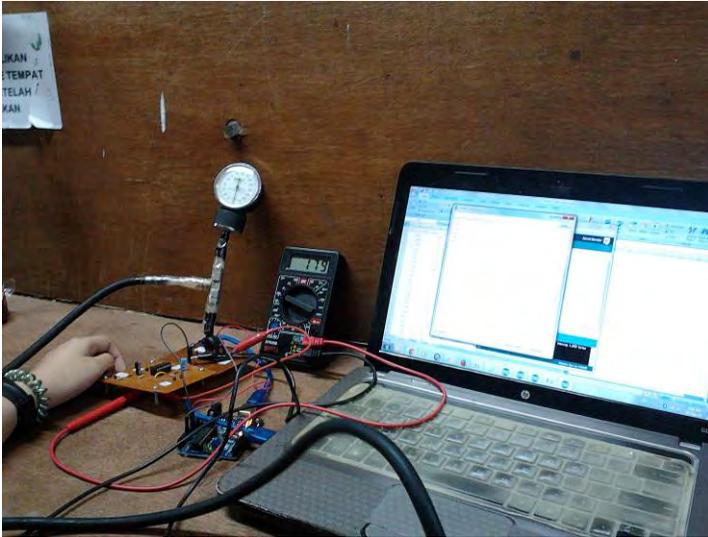
Gambar C.1 Tensimeter aneroid



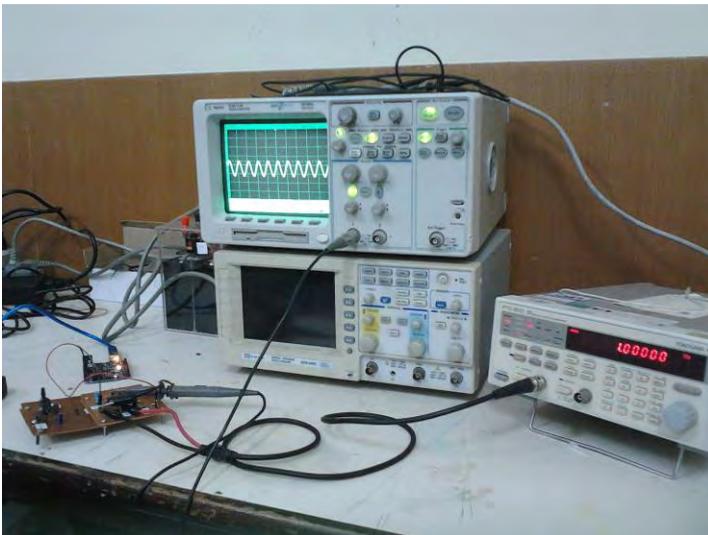
Gambar C.2 Blood pressure monitor OMRON SEM-1



Gambar C.3 BP Pump 2



Gambar C.4 Pengujian rangkaian dasar sensor tekanan MPX5050GP



Gambar C.5 Pengujian rangkaian osilometri



Gambar C.6 Pengujian *prototype* dengan BP Pump 2

“Halaman ini sengaja dikosongkan”

BIODATA PENULIS



Ayu Jati Puspitasari lahir di Surabaya, 25 Januari 1993, anak bungsu dari empat bersaudara dari pasangan Ir. Heru Sardjono (alm) dan Atik Maryati, BSc. Penulis menempuh pendidikan formal di SD Hang Tuah 10 Juanda (1999-2005), SMP Negeri 5 Sidoarjo (2005-2008), SMA Negeri 3 Sidoarjo (2008-2011). Kemudian penulis diterima di Perguruan Tinggi Jurusan Fisika ITS lewat jalur SNMPTN Undangan pada tahun 2011. Penulis pernah menjadi asisten praktikum mata kuliah Elektronika Dasar 1 dan 2 pada semester 5 dan 6, dan juga asisten praktikum Bidang Instrumentasi pada mata kuliah Fisika Laboratorium pada semester 7. Untuk keterangan lebih jelas mengenai tugas akhir ini dapat menghubungi penulis melalui email : ayujatip@gmail.com .

”Halaman ini sengaja dikosongkan”