

**RANCANG BANGUN POMPA LIMFEDEMA SEBAGAI ALAT TERAPI  
PENDERITA LIMFEDEMA BERBASIS MIKROKONTROLER**

**SKRIPSI**



**NITA ZELFIA DINIANTI LUZI MULYAWATI**

**PROGRAM STUDI S1 TEKNOBIOMEDIK  
DEPARTEMEN FISIKA  
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI  
UNIVERSITAS AIRLANGGA  
2013**

**RANCANG BANGUN POMPA LIMFEDEMA SEBAGAI ALAT TERAPI  
PENDERITA LIMFEDEMA BERBASIS MIKROKONTROLER**

**SKRIPSI**

**Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Memperoleh  
Gelar Sarjana Teknik Bidang Teknobiomedik pada  
Fakultas Sains dan Teknologi  
Universitas Airlangga**

**NITA ZELFIA DINIANTI LUZI MULYAWATI  
080917005**

**Telah dinyatakan lulus ujian skripsi  
pada tanggal : 29 Juli 2013**

**Disetujui oleh :**

**Pembimbing I**

**Pembimbing II**

**Ir Welina Ratnayanti Kawitana  
NIP. 195006271979012001**

**Delima Ayu Saraswati, S.T, M.T  
NIK. 139080807**

**LEMBAR PENGESAHAN NASKAH SKRIPSI**

**Judul** : Rancang Bangun Pompa Limfedema sebagai Alat  
Terapi Penderita Limfedema Berbasis  
Mikrokontroler

**Penyusun** : Nita Zelfia Dinianti Luzi Mulyawati

**NIM** : 080917005

**Pembimbing I** : Ir Welina Ratnayanti Kawitana

**Pembimbing II** : Delima Ayu Saraswati, S.T, M.T

**Tanggal seminar** : 29 Juli 2013

Disetujui oleh :

**Pembimbing I**

**Pembimbing II**

**Ir Welina Ratnayanti Kawitana**  
NIP. 195006271979012001

**Delima Ayu Saraswati, S.T, M.T**  
NIK. 139080807

Mengetahui,

**Ketua Program Studi Teknobiomedik  
Fakultas Sains dan Teknologi  
Universitas Airlangga**

**Ketua Departemen Fisika  
Fakultas Sains dan Teknologi  
Universitas Airlangga**

**Dr. Retna Apsari, M.Si**  
NIP. 19680626 199303 2 003

**Drs. Siswanto, M.Si**  
NIP. 19640305 198903 1 003

## **PEDOMAN PENGGUNAAN SKRIPSI**

Skripsi ini tidak dipublikasikan, namun tersedia diperpustakaan Universitas Airlangga, diperkenankan untuk dipakai sebagai referensi kepustakaan, tetapi pengutipan harus seizin penyusun dan harus menyebutkan sumbernya sesuai kebiasaan ilmiah. Dokumen merupakan hak milik Universitas Airlangga.



## KATA PENGANTAR

Dengan memanjatkan rasa puji syukur kehadiran Tuhan Yang Maha Esa atas segala rahmat serta hidayah-Nya, maka penulis dapat menyelesaikan naskah skripsi yang berjudul **“Rancang Bangun Pompa Limfedema sebagai Alat Terapi Penderita Limfedema Berbasis Mikrokontroler”**. Perlu kiranya dengan ini penulis menjelaskan bahwa naskah skripsi ini disusun sebagai salah satu syarat kelulusan dalam menempuh studi S1 Teknobiomedik. Penulisan skripsi ini tidak lepas dari bimbingan, dorongan serta bantuan dari banyak pihak. Oleh karena itu, sudah sepantasnya penulis mengucapkan terima kasih sebesar-besarnya kepada yang terhormat:

1. Ir Welina Ratnayanti Kawitana selaku pembimbing I yang telah memberikan masukan, dukungan dan motivasi untuk menyusun naskah skripsi serta sudah meluangkan waktunya untuk konsultasi.
2. Delima Ayu Saraswati, S.T, M.T selaku pembimbing II yang telah memberikan masukan dan meluangkan waktu bagi penyusun untuk berkonsultasi.
3. Yhosep Gita, S.Si selaku penguji I yang telah memberikan kritik dan saran yang membangun.
4. Imam Sapuan, S.Si, M.Si selaku penguji II dan dosen wali yang telah memberikan pengarahan dan saran-saran.
5. Dr. Retna Apsari, M.Si selaku Ketua Program Studi S1 Teknobiomedik yang telah memberikan dorongan pada mahasiswa agar menyelesaikan naskah skripsi.
6. Ketua Departemen Fisika, Drs. Siswanto, M.Si, yang telah memberikan informasi dan pengarahan selama penyusunan naskah skripsi.
7. Dena Arianti, Widia Aulia, Osmalina, Zecha Anugrah, Ima Kurniastuti, Muhammad Nuzul NM, Dyah Wulan Putri, dan Fendy Purwanda yang telah membantu menyusun dan memberi dukungan dalam menyelesaikan naskah skripsi.
8. Keluarga yang selalu memberikan dukungan dan motivasi selama proses penyusunan naskah skripsi.

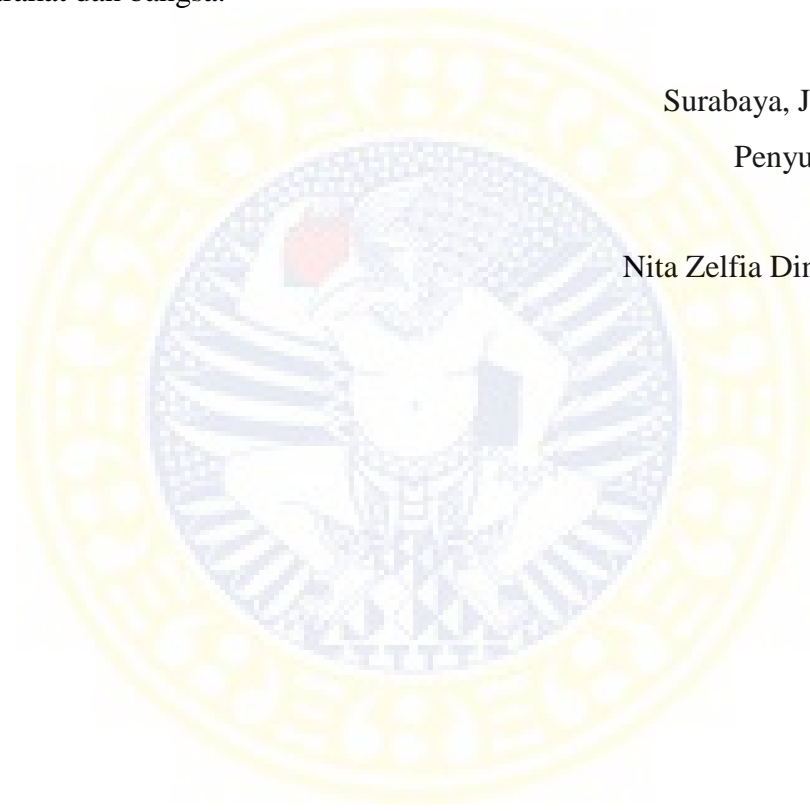
9. Seluruh dosen dan teman-teman angkatan 2009 Program Studi S1 Teknobiomedik Universitas Airlangga serta semua pihak yang telah membantu penyusun selama proses penyusunan naskah skripsi.

Penyusun menyadari bahwa naskah skripsi ini masih banyak kekurangan. Oleh karena itu, kritik dan saran yang membangun sangat diharapkan untuk perbaikan naskah skripsi ini. Penyusun berharap skripsi ini dapat bermanfaat bagi masyarakat dan bangsa.

Surabaya, Juli 2013

Penyusun,

Nita Zelfia Dinianti Luzi M



Nita Zelfia, 2013, **Rancang Bangun Pompa Limfedema Sebagai Alat Terapi Penderita Limfedema Berbasis Mikrokontroler**. Skripsi ini dibawah bimbingan Ir Welina Ratnayanti Kawitana dan Delima Ayu Saraswati, S.T, M.T, Program Studi S1 Teknobiomedik Departemen Fisika Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Airlangga.

---

## ABSTRAK

Limfedema adalah pembengkakan pada lengan atau kaki karena gangguan pada sistem limfa. Limfedema dapat disebabkan oleh pembedahan kanker payudara disertai pengangkatan nodus limfa, terapi radiasi, infeksi atau peradangan, limfedema bawaan, limfedema prekoks, dan limfedema tarda. Pompa limfedema merupakan salah satu alat terapi untuk penderita limfedema. Pompa limfedema yang dibuat yang memiliki prinsip kerja yang sama dengan pompa limfedema dipasaran. Pompa limfedema yang dibuat dapat dipakai pada lengan dengan *handcuff 3 chamber*. Pompa limfedema yang dibuat dapat memijat penderita limfedema dengan mengembungkan dan mengempiskan *handcuff*. Penelitian ini menggunakan sensor MPX5050DP untuk membaca tekanan pada *handcuff* dan diolah menggunakan mikrokontroler. Tekanan yang disediakan pada alat ini ada 4 macam, yaitu 20mmHg-30mmHg, 30mmHg-40mmHg, 40mmHg-60mmHg, dan 50mmHg-80mmHg. Pompa limfedema yang dibuat memiliki keakuratan sebesar 98,875%.

Kata kunci : pompa limfedema, limfedema

Zelfia, Nita, 2013, **Design of Lymphedema Pump for Therapy Based on Microcontroller**. This thesis was under guidance of Ir Welina Ratnayanti Kawitana dan Delima Ayu Saraswati, S.T, M.T, Biomedical Engineering, Physics Departement, Faculty of Science of Technology, Airlangga University.

---

## ABSTRACT

Lymphedema is a swelling of the extremities due to interference with the lymph system. Lymphedema occurs because breast cancer surgery with lymph node removal, radiation therapy, infection or inflammation, congenital lymphedema, lymphedema preacox, and lymphedema tarda. Lymphedema pump is one of therapy for patients with lymphedema. Lymphedema pumps are made that have same working principle with lymphedema pump at market. Lymphedema pump that can be worn on sleeves made with handcuff 3 chamber. Lymphedema pump can massage arm of lymphedema patient by removing and adding air in handcuff. The pressure on the handcuff can be read by pressure sensor MPX5050DP and processed using a microcontroller. There are four kind pressure can be selected, ie 20mmHg-30mmHg, 30mmHg-40mmHg, 40mmHg-60mmHg, and 50mmHg-80mmHg. Accuracy of this device is 98,875%.

Keywords : lymphedema pump, lymphedema



## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
LEMBAR PERNYATAAN .....	ii
LEMBAR PENGESAHAN .....	iii
PEDOMAN PENGGUNAAN SKRIPSI .....	iv
KATA PENGANTAR .....	v
ABSTRAK .....	vii
ABSTRACT .....	viii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR GAMBAR.....	xii
DAFTAR TABEL.....	xv
DAFTAR LAMPIRAN.....	xvii
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar belakang permasalahan.....	1
1.2 Rumusan masalah.....	4
1.3 Batasan masalah.....	4
1.4 Tujuan penelitian.....	4
1.5 Manfaat penelitian.....	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1 Sistem Limfatik.....	5
2.2 Limfedema .....	7
2.3 Penyebab Limfedema Sekunder.....	9
2.4 Penyebab Limfedema Primer.....	10
2.5 Perawatan dan Pengobatan Limfedema .....	11
2.6 Pompa Udara.....	13
2.7 Sensor MPX5050DP .....	14
2.8 <i>Solenoid Valve</i> .....	18
2.9 Mikrokontroler.....	20

2.9.1 Arduino UNO.....	23
2.10 LCD ( <i>Liquid Crystal Display</i> ) .....	26
2.11 Transistor .....	31
<b>BAB III METODE PENELITIAN.....</b>	<b>37</b>
3.1 Tempat dan waktu penelitian .....	37
3.2 Peralatan dan bahan penelitian.....	37
3.2.1 Peralatan penelitian .....	37
3.2.2 Bahan penelitian.....	37
3.3 Prosedur penelitian.....	38
3.3.1 Tahap Persiapan .....	39
3.3.2 Perancangan <i>Hardware</i> .....	41
3.3.2.1 Rangkaian MPX5050DP .....	41
3.3.2.2 Rangkaian LCD.....	42
3.3.2.3 Rangkaian Transistor <i>On Off</i> .....	43
3.3.2.4 Rangkaian <i>Push Button</i> .....	43
3.3.3 Perancangan <i>Software</i> .....	44
3.3.4 Perancangan <i>Hancuff</i> .....	46
3.3.5 Tahap Pengujian dan Analisis Data .....	46
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN .....</b>	<b>47</b>
4.1 Hasil Pembuatan Alat.....	47
4.1.1 Perangkat Keras ( <i>Hardware</i> ) .....	47
4.1.1.1 Arduino UNO.....	47
4.1.1.2 Rangkaian Sensor MPX5050DP .....	48
4.1.1.3 Rangkaian Transistor <i>On Off</i> .....	49
4.1.1.4 Rangkaian <i>Push Button</i> .....	50
4.1.1.5 Rangkaian LCD.....	51
4.1.2 Perangkat Lunak ( <i>Software</i> ).....	52
4.1.2.1 Program Pembacaan Nilai Tekanan .....	52

4.1.3 <i>Handcuff</i> .....	53
4.1.4 Uji Alat dan Analisis Data .....	54
4.1.4.1 Uji Kinerja Sensor MPX5050DP .....	54
4.1.4.2 Kalibrasi Tekanan .....	56
4.1.4.3 Hasil Uji Tekanan .....	57
4.1.4.4 Hasil Uji Waktu.....	76
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....	79
5.1 Kesimpulan .....	79
5.2 Saran.....	79
DAFTAR PUSTAKA .....	81

## DAFTAR GAMBAR

Nomor	Judul Gambar	Halaman
2.1	Sistem limfa .....	5
2.2	Nodus Limfa .....	6
2.3	Limfedema .....	7
2.4	Pembebat tangan .....	11
2.5	Pijat .....	12
2.6	Pompa limfedema.....	13
2.7	Pompa udara.....	14
2.8	Bentuk fisik sensor MPX5050 .....	15
2.9	Jembatan <i>Wheatstone</i> .....	16
2.10	Grafik antara tegangan (V) terhadap <i>differential pressure</i> (kPa).....	18
2.11	Struktur <i>solenoid valve</i> secara umum .....	19
2.12	<i>Solenoid valve</i> ksv05b.....	20
2.13	<i>Architecture</i> ATmega 328.....	22
2.14	Pin-pin ATmega 328 .....	23
2.15	Arduino UNO.....	23
2.16	Penampakan kursor pada LCD .....	30
2.17	Bentuk fisik LCD .....	31
2.18	Transistor NPN dan PNP .....	32
2.19	Kurva karakteristik transistor.....	33
2.20	Transistor pada titik jenuh.....	34
2.21	Transistor pada titik <i>cut off</i> .....	35
3.1	Diagram alir penelitian.....	39
3.2	Blok Diagram <i>Hardware</i> alat terapi limfedema .....	40
3.3	Rangkaian sensor MPX5050DP.....	42
3.4	Rangkaian LCD.....	42
3.5	Rangkaian transistor <i>on off</i> .....	43
3.6	Rangkaian <i>push button</i> .....	44
3.7	<i>Flowchart</i> software alat terapi limfedema .....	45

## DAFTAR GAMBAR

Nomor	Judul Gambar	Halaman
3.8	Desain <i>Handcuff</i> .....	46
4.1	Hasil rangkaian arduino UNO.....	47
4.2	Skematik rangkaian sensor MPX5050DP .....	48
4.3	Hasil rangkaian sensor MPX5050DP .....	48
4.4	Skematik rangkaian transistor <i>on off</i> .....	49
4.5	Hasil rangkaian transistor <i>on off</i> .....	49
4.6	Skematik rangkaian <i>push button</i> .....	50
4.7	Hasil rangkaian <i>push button</i> .....	50
4.8	Skematik rangkaian LCD.....	51
4.9	Hasil rangkaian LCD.....	52
4.10	Hasil <i>hancuff</i> .....	54
4.11	Hubungan linearitas tegangan keluaran MPX5050DP dengan nilai tekanan pada pompa limfedema. ....	55
4.12	Diagram blok kalibrasi tekanan .....	56
4.13	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada pompa limfedema.....	57
4.14	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada <i>chamber 1</i> dengan <i>input</i> tekanan 20-30mmHg pada pompa limfedema.....	59
4.15	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada <i>chamber 1</i> dengan <i>input</i> tekanan 30-40mmHg pada pompa limfedema.....	60
4.16	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada <i>chamber 1</i> dengan <i>input</i> tekanan 40-60mmHg pada pompa limfedema.....	62
4.17	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada <i>chamber 1</i> dengan <i>input</i> tekanan 50-80mmHg pada pompa limfedema.....	63
4.18	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada <i>chamber 2</i> dengan <i>input</i> tekanan 20-30mmHg pada pompa limfedema.....	65
4.19	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada <i>chamber 2</i> dengan <i>input</i> tekanan 30-40mmHg pada pompa limfedema.....	66

## DAFTAR GAMBAR

Nomor	Judul Gambar	Halaman
4.20	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada <i>chamber 2</i> dengan <i>input</i> tekanan 40-60mmHg pada pompa limfedema.....	68
4.21	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada <i>chamber 2</i> dengan <i>input</i> tekanan 50-80mmHg pada pompa limfedema.....	69
4.22	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada <i>chamber 3</i> dengan <i>input</i> tekanan 20-30mmHg pada pompa limfedema.....	71
4.23	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada <i>chamber 3</i> dengan <i>input</i> tekanan 30-40mmHg pada pompa limfedema.....	72
4.24	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada <i>chamber 3</i> dengan <i>input</i> tekanan 40-60mmHg pada pompa limfedema.....	74
4.25	Hubungan linearitas tekanan pada manometer dengan nilai tekanan pada <i>chamber 3</i> dengan <i>input</i> tekanan 50-80mmHg pada pompa limfedema.....	75
4.26	Hubungan antara waktu (detik) dengan tekanan maksimal (mmHg) dan tekanan minimal (mmHg). .....	78

## DAFTAR TABEL

Nomor	Judul Tabel	Halaman
2.1	Spesifikasi pompa udara .....	14
2.2	Konfigurasi pin sensor MPX5050DP .....	17
2.3	Fungsi pin pada LCD .....	27
2.4	Penunjukan LCD .....	31
4.1	Perbandingan nilai tekanan yang terukur pada manometer dan MPX5050DP untuk menentukan error .....	53
4.2	Kinerja sensor MPX5050DP .....	54
4.3	Kalibrasi tekanan pada pompa limfedema .....	56
4.4	Hasil uji tekanan pompa limfedema pada <i>chamber</i> 1 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg .....	58
4.5	Hasil uji tekanan pompa limfedema pada <i>chamber</i> 1 dengan tekanan 30mmHg-40mmHg .....	59
4.6	Hasil uji tekanan pompa limfedema pada <i>chamber</i> 1 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg .....	61
4.7	Hasil uji tekanan pompa limfedema pada <i>chamber</i> 1 dengan tekanan 50mmHg-80mmHg .....	62
4.8	Hasil uji tekanan pompa limfedema pada <i>chamber</i> 2 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg .....	64
4.9	Hasil uji tekanan pompa limfedema pada <i>chamber</i> 2 dengan tekanan 30mmHg-40mmHg .....	65
4.10	Hasil uji tekanan pompa limfedema pada <i>chamber</i> 2 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg .....	67
4.11	Hasil uji tekanan pompa limfedema pada <i>chamber</i> 2 dengan tekanan 50mmHg-80mmHg .....	68
4.12	Hasil uji tekanan pompa limfedema pada <i>chamber</i> 3 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg .....	70
4.13	Hasil uji tekanan pompa limfedema pada <i>chamber</i> 3 dengan tekanan 30mmHg-40mmHg .....	71

**DAFTAR TABEL**

Nomor	Judul Tabel	Halaman
4.14	Hasil uji tekanan pompa limfedema pada <i>chamber</i> 3 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg.....	73
4.15	Hasil uji tekanan pompa limfedema pada <i>chamber</i> 3 dengan tekanan 50mmHg-80mmHg.....	74
4.16	Hasil uji keakuratan tekanan pada pompa limfedema.....	76
4.17	Hasil uji waktu .....	77





## DAFTAR LAMPIRAN

Nomor	Judul Lampiran
1.	Perhitungan <i>standart</i> deviasi dan akurasi pompa limfedema pada <i>chamber</i> 1 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg
2.	Perhitungan <i>standart</i> deviasi dan akurasi pompa limfedema pada <i>chamber</i> 1 dengan tekanan 30mmHg-40mmHg
3.	Perhitungan <i>standart</i> deviasi dan akurasi pompa limfedema pada <i>chamber</i> 1 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg
4.	Perhitungan <i>standart</i> deviasi dan akurasi pompa limfedema pada <i>chamber</i> 1 dengan tekanan 50mmHg-80mmHg
5.	Perhitungan <i>standart</i> deviasi dan akurasi pompa limfedema pada <i>chamber</i> 2 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg
6.	Perhitungan <i>standart</i> deviasi dan akurasi pompa limfedema pada <i>chamber</i> 2 dengan tekanan 30mmHg-40mmHg
7.	Perhitungan <i>standart</i> deviasi dan akurasi pompa limfedema pada <i>chamber</i> 2 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg
8.	Perhitungan <i>standart</i> deviasi dan akurasi pompa limfedema pada <i>chamber</i> 2 dengan tekanan 50mmHg-80mmHg
9.	Perhitungan <i>standart</i> deviasi dan akurasi pompa limfedema pada <i>chamber</i> 3 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg
10.	Perhitungan <i>standart</i> deviasi dan akurasi pompa limfedema pada <i>chamber</i> 3 dengan tekanan 30mmHg-40mmHg
11.	Perhitungan <i>standart</i> deviasi dan akurasi pompa limfedema pada <i>chamber</i> 3 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg
12.	Perhitungan <i>standart</i> deviasi dan akurasi pompa limfedema pada <i>chamber</i> 3 dengan tekanan 50mmHg-80mmHg
13.	Program Pompa Limfedema
14.	<i>Datasheet</i> MPX5050DP
15.	<i>Datasheet</i> solenoid valve
16.	<i>Datasheet</i> Arduino UNO

## 17. Skematik Arduino UNO



# **BAB I**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1. Latar Belakang Permasalahan**

Sistem limfa adalah bagian pelengkap sistem imunitas yang berperan dalam mempertahankan tubuh dari penyakit. Sistem limfa berfungsi membawa protein dan partikel besar. Hampir semua jaringan tubuh memiliki saluran limfa yang mengalirkan kelebihan cairan secara langsung dari ruang interstisial, kecuali permukaan kulit, sistem saraf pusat, endomisium otot, dan tulang. Kembalinya protein ke darah dari ruang interstisial adalah fungsi yang penting, tanpa hal tersebut manusia akan mati dalam waktu sekitar 24 jam (Guyton, 2006).

Fungsi utama sistem limfa adalah berpartisipasi dalam pertukaran kontinyu cairan interstisial (Sjamsuhidajat R,2003). Fungsi lainnya adalah untuk mengembalikan makromolekul dari ruang interstisial ke vascular sebagai filtrasi dan perlindungan imunologi (Sabiston,1994).

Limfedema adalah pembengkakan pada bagian lengan atau kaki yang disebabkan oleh terganggunya aliran limfa. Limfedema menyebabkan ketidaknyamanan untuk beraktifitas saat lengan dan kaki mengalami pembengkakan, hilangnya fungsi lengan atau kaki, dan morbiditas akibat gangguan limfa (Damstra et al, 2009). Limfedema terjadi sebagai akibat dari adanya masalah pada pembuluh limfa yang disebabkan salah satunya pengobatan pada penderita kanker. Kanker yang sering memicu terjadinya limfedema adalah kanker payudara yang mencapai 5-10% (Tim penanggulangan & Pelayanan

Kanker Payudara Terpadu Paripurna R.S. Kanker Dharmais, 2003). Penyebab lain dari limfedema antara lain bedah, terapi radiasi, infeksi atau peradangan, limfedema bawaan, limfedema prekoks, dan limfedema tarda (Grace, 2006).

Penderita limfedema yang mengalami pembengkakan biasanya baru menyadari menderita penyakit ini setelah terjadi pembengkakan yang memperlihatkan ekstremitas kanan dan kiri besarnya berbeda. Dokter melakukan pemeriksaan dengan melakukan *pitting*. *Pitting* adalah pemeriksaan dengan cara menekan bagian ekstremitas dekat tulang yang mengalami pembengkakan (Zuther, 2009). *Pitting* menghasilkan cekungan dan ketika cekungan tidak kembali secara langsung dengan cepat maka pasien kemungkinan besar menderita limfedema. Diagnosa lanjutan menggunakan *Lymphoscintigraphy* (LAS) dilakukan pada pasien limfedema untuk melihat sistem limfa pada pasien limfedema (Macdonald et al, 2003).

Limfedema dapat diatasi dengan suatu alat yang disebut pompa limfedema. Alat tersebut dapat memperkecil volume pembengkakan dengan cara memberi tekanan atau menekan bagian yang bengkak (Lee et al, 2011). Ketersediaan alat terapi sangat terbatas, terutama di Indonesia. Terlebih lagi harga dari alat tersebut mahal (The Medcom Group, 2012). Hanya sedikit rumah sakit memiliki alat tersebut, sedangkan penderita limfedema semakin banyak. Hal tersebut sangat tidak seimbang sehingga banyak penderita limfedema tidak tertangani secara baik.

Pompa limfedema menggunakan prinsip udara yang dimampatkan dalam tabung yang nantinya dikeluarkan sedikit demi sedikit kedalam pembebat.

Pembebat akan menekan bagian tubuh yang menderita limfedema. Tekanan yang digunakan dalam *British Standard* 20 mmHg sampai 60 mmHg (Parstch, 2011).

Pompa limfedema yang akan dibuat mempunyai sistem kerjanya hampir sama dengan pompa limfedema yang telah beredar dipasaran. Alat ini memberikan tekanan pada pasien dengan memberikan udara pada alat pembebat pasien, sehingga bagian tubuh pasien yang menderita limfedema mendapatkan tekanan pada bagian tersebut. Alat ini tidak hanya menekan tetapi udara juga secara terus menerus dimasukkan lalu dikeluarkan kembali dan dimasukkan kembali sehingga seperti memijat pasien.

Penelitian ini bertujuan untuk membantu terapi penderita limfedema untuk mengurangi pembengkakan pada ekstremitas. Menggunakan alat terapi yang dapat memberikan tekanan pada ekstremitas pada penderita limfedema merupakan salah satu tindakan yang dilakukan agar pembengkakan berkurang serta dapat melancarkan kembali aliran limfa.

Alat terapi pompa limfedema ini akan terdapat *setting* tekanan agar pasien dapat memilih tekanan yang digunakan untuk terapi. Serta terdapat LCD yang akan menampilkan keluaran berupa tekanan yang diberikan. Terdapat pilihan tekanan untuk penderita limfedema dengan menggunakan *button*, yaitu *button 1* dengan tekanan 20mmHg-30mmHg, *button 2* dengan tekanan 30mmHg-40mmHg, dan *button 3* dengan tekanan 40mmHg-60mmHg. Ditambahkan pula tekanan pilihan untuk bukan penderita limfedema sebesar 50mmHg-80mmHg pada *button 4*.

## 1.2. Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan, rumusan masalah dari penelitian ini adalah dapatkah dibuat pompa limfedema berbasis mikrokontroler sebagai alat terapi limfedema?

## 1.3. Batasan Masalah

Adapun batasan masalah dalam penyusunan tugas akhir ini adalah:

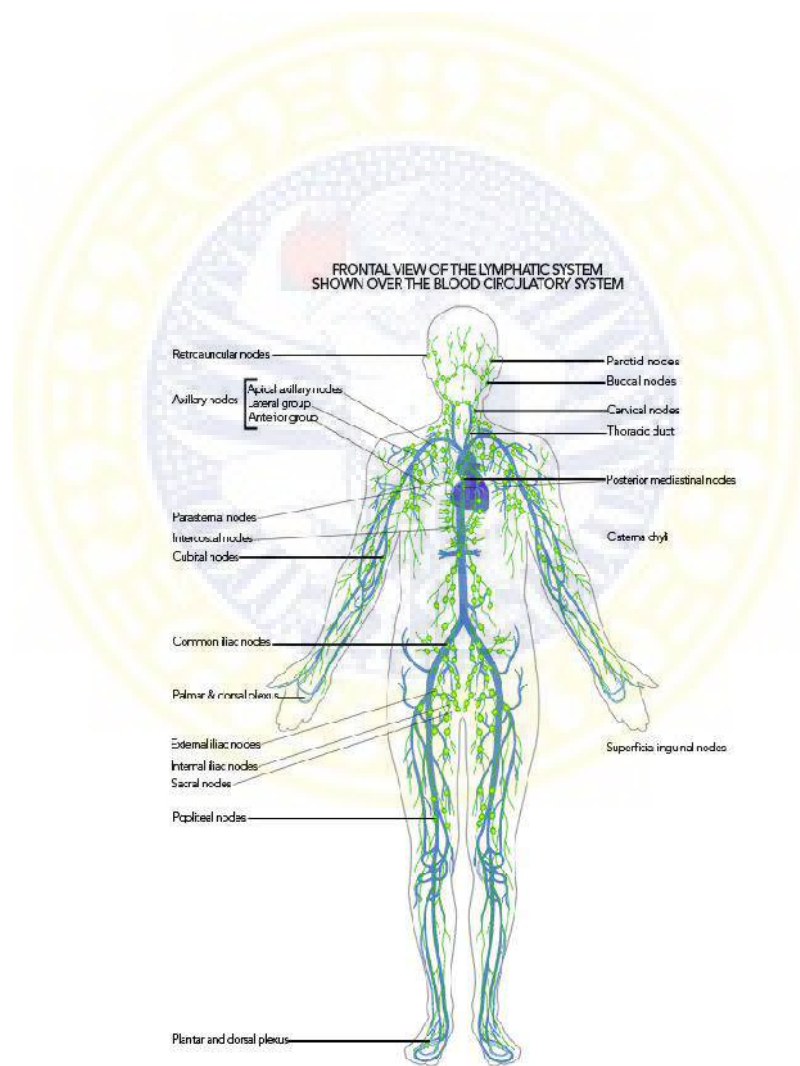
1. Pompa limfedema dibuat hanya digunakan pada lengan orang dewasa.
2. Pompa limfedema yang dibuat memiliki range tekanan 20mmHg-80mmHg.

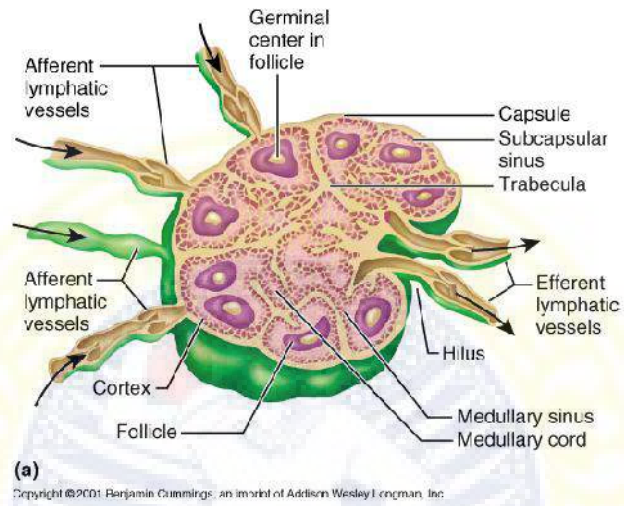
## 1.4. Tujuan Penelitian

Berdasarkan latar belakang dan rumusan masalah, tujuan penelitian ini adalah menghasilkan pompa limfedema yang dapat digunakan untuk terapi limfedema.

## 1.5. Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah pompa limfedema yang dihasilkan pada penelitian ini dapat dimanfaatkan penderita dengan harga yang lebih murah.









Fungsi normal limfatik adalah untuk mengembalikan protein, lemak, dan air dari interstisium ke ruang intravaskuler. Tekanan hidrostatik yang tinggi pada kapiler arterial menekan cairan berprotein ke interstisium, menyebabkan peningkatan tekanan onkotik interstisial yang mengimbangi penambahan cairan (Sjamsuhidajat R,2003).

Cairan interstisial dalam keadaan normal berkontribusi terhadap makanan jaringan. Sekitar 90% cairan kembali ke sirkulasi melalui jalan masuk kapiler vena. Sisa 10% terdiri dari protein berat molekul tinggi dan airnya yang berhubungan secara onkotik, terlalu besar untuk melewati dinding kapiler vena. Hal itu mengakibatkan sisa tersebut mengalir ke kapiler limfa yang tekanannya di bawah tekanan atmosfer dan dapat menampung protein ukuran besar dan air yang menyertainya. Protein kemudian berjalan sebagai limfa melalui berbagai nodus limfa sebelum bergabung dengan sirkulasi vena.

Keadaan patologis sistem limfa akan terjadi penimbunan cairan interstisial dengan peningkatan konsentrasi protein, karena peningkatan tekanan onkotik cairan interstisial menarik lebih banyak cairan ke dalam ruangan ekstrasel. Limfedema yang dibiarkan dalam waktu yang lama akan menyebabkan cairan yang kaya protein akan bereaksi dan menimbulkan fibrosis jaringan subkutis (Sabiston, 1994).

Kulit pada limfedema lama-kelamaan menjadi menebal dan menampilkan *peau d'orange* (kulit oranye), khas penampilan limfatik dermis padat. Epidermis akan bersisik tebal dan dapat menampilkan *verruccosis* ber kutil. Retakan tipis pada epidermis akan menampung bakteri dan menyebabkan bakteri berkembang

sehingga dapat menyebabkan kebocoran getah bening ke permukaan kulit (Revis, 2009).

Limfedema dapat dibedakan menjadi primer dan sekunder. Limfedema sekunder lebih sering terjadi. Limfedema primer tampak pada tahun pertama kehidupan. Limfedema dapat diturunkan disebut *Milroy's disease* atau *Meige's disease*. Limfedema sekunder terjadi karena obstruksi yang disebabkan filariasis, malignansi, tindakan pembedahan dengan pengambilan kelenjar limfa, radiasi, infeksi kronis, dan trauma (Damstra, 2009).

### **2.3 Penyebab Limfedema Sekunder**

Limfedema disebabkan oleh kondisi atau prosedur yang merusak kelenjar atau pembuluh getah bening, seperti kanker, bedah pada kelenjar limfa, terapi radiasi, dan infeksi atau peradangan (Grace, 2006). Penyebab limfedema sekunder dijelaskan sebagai berikut:

#### **1. Bedah**

Limfedema dapat berkembang jika kelenjar limfa dan pembuluh limfa diangkat, contohnya untuk operasi kanker payudara terjadi pengangkatan satu atau lebih kelenjar limfa di ketiak untuk mencari bukti bahwa kanker telah menyebar. Pengangkatan satu atau lebih kelenjar limfa dapat mengakibatkan limfedema.

#### **2. Radiasi pengobatan kanker**

Pengobatan kanker dengan radiasi dapat menyebabkan jaringan parut dan peradangan dari kelenjar atau pembuluh limfa sehingga membatasi aliran cairan limfa.

## 2. Kanker

Sel kanker memblokir pembuluh limfa sehingga menyebabkan limfedema karena penyumbatan pembuluh limfa.

## 3. Infeksi

Infeksi pada nodus limfa dapat membatasi aliran cairan limfa dan menyebabkan limfedema. Parasit dapat memblokir pembuluh limfa dan menyebabkan penyumbatan pembuluh limfa.

### **2.4 Penyebab Limfedema Primer**

Limfedema primer terjadi lebih langka dan biasanya disebabkan oleh gangguan perkembangan pembuluh limfa dalam tubuh. Limfedema sekunder meliputi limfedema bawaan, prekoks, dan tarda (Grace, 2006). Penyebab limfedema primer meliputi:

#### 1. Penyakit milroy (limfedema bawaan).

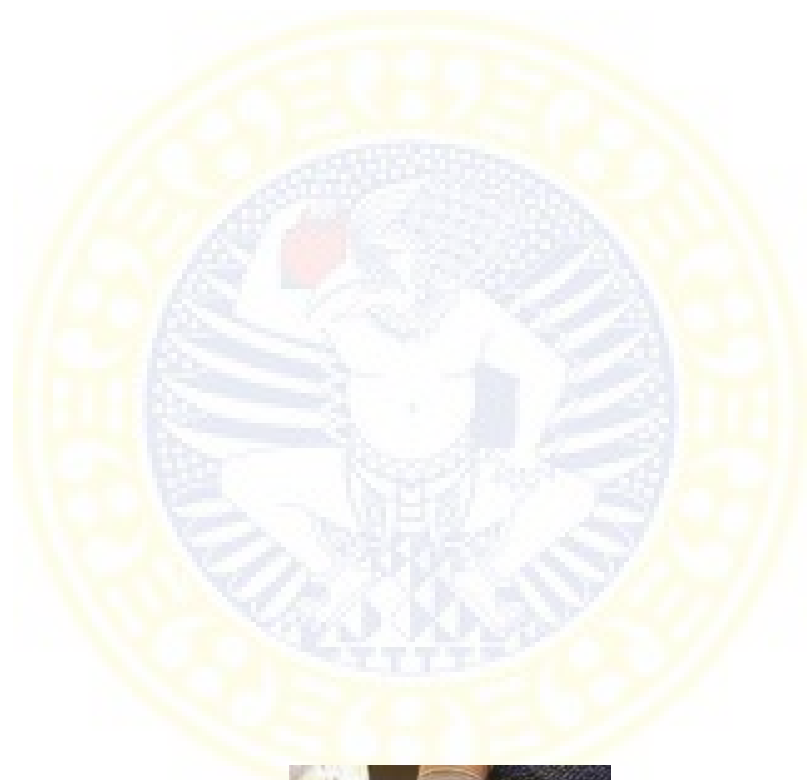
Kelainan bawaan yang dimulai pada masa bayi dan menyebabkan nodus limfa tidak terbentuk secara normal sehingga menyebabkan limfedema (Sabiston, 1994).

#### 2. Penyakit meige (limfedema prekoks).

Limfedema prekoks menyebabkan gangguan pada anak usia sekitar pubertas, namun dapat terjadi juga pada usia 20 atau awal 30. Hal ini menyebabkan pembuluh getah bening membentuk tanpa katup (Sabiston, 1994).

#### 3. Limfedema tarda.

Limfedema tarda digunakan untuk menyebut limfedema yang tidak muncul sampai setelah usia 25 sampai 30 tahun (Sabiston, 1994).





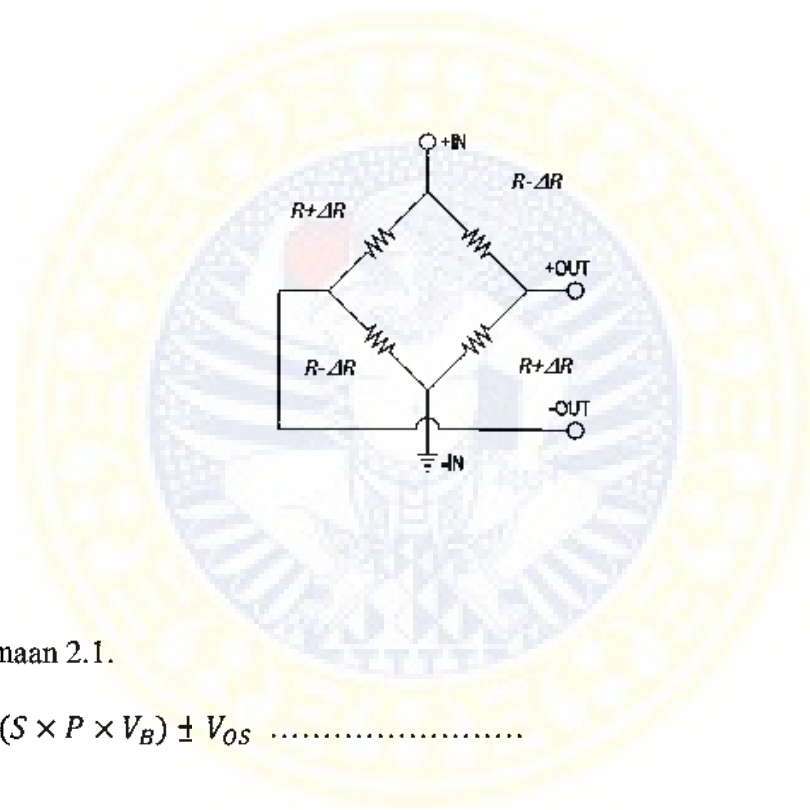




No	Sistem	Spesifikasi
1	Udara keluaran	2 lpm
2	Tekanan pompa	70 kPa
3	Tegangan masukan	6-12 volt DC
4	Desain pompa	Digerakkan oleh motor DC
5	Badan Pompa	Plastik
6	Level suara	45 dB
7	Berat	0,07 kg
8	Aplikasi	Aplikasi dalam bidang medis untuk menghasilkan udara







persamaan 2.1.

$$V_O = (S \times P \times V_B) \pm V_{Os} \dots\dots\dots$$

Sensor MPX5050DP memiliki total 6 pin dengan fungsi yang tersaji pada Tabel 2.2. Pin 1 merupakan pin Vout, pin 2 merupakan pin GND dan pin 3 adalah pin Vs. Pin 4, 5, dan 6 tidak digunakan untuk *external circuit*, tetapi digunakan untuk *internal device connections*.

Tabel 2.2 Konfigurasi pin sensor MPX5050DP (Freescale, 2010)

Nomor Pin	
1	Vout
2	Gnd
3	Vs
4	N/C
5	N/C
6	N/C

Catatan: a. Pin 1 adalah *notched* pin  
b. Pin 4, 5, dan 6 adalah *internal device connectins*

Data keluaran dari sensor MPX5050DP masih berupa tegangan (data analog), sehingga dibutuhkan ADC untuk merubah data analog menjadi digital. Untuk merubah data digital menjadi nilai tekanan digunakan persamaan *transfer function* MPX5050DP yang terjadi pada persamaan 2.2.

$$V_{out} = V_s * (0.018P + 0.04) \pm error \dots\dots\dots(2.2)$$

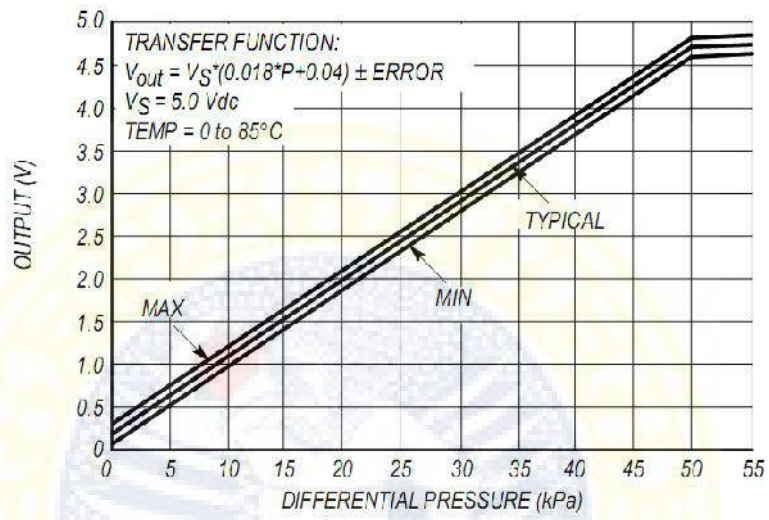
$$P_a = \frac{\frac{V_{out}}{V_s} - 0.04}{0.018} \pm error \dots\dots\dots(2.3)$$

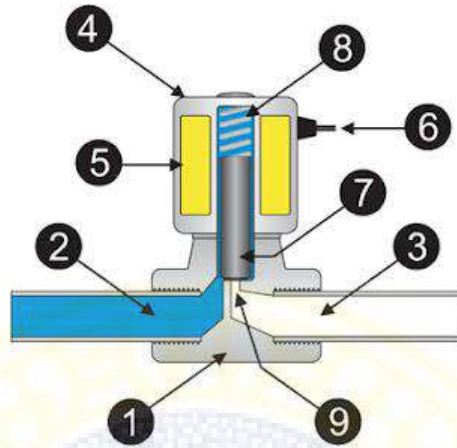
$$P_b = \frac{\frac{V_{out}}{V_s} - 0.04}{0.018} * 7.5 \pm error \dots\dots\dots(2.4)$$

Keterangan:  $V_{out}$  = nilai yang terukur dari ADC

$V_s$  = 5 V

$P_a$  = nilai tekanan yang terukur oleh sensor (kPa)





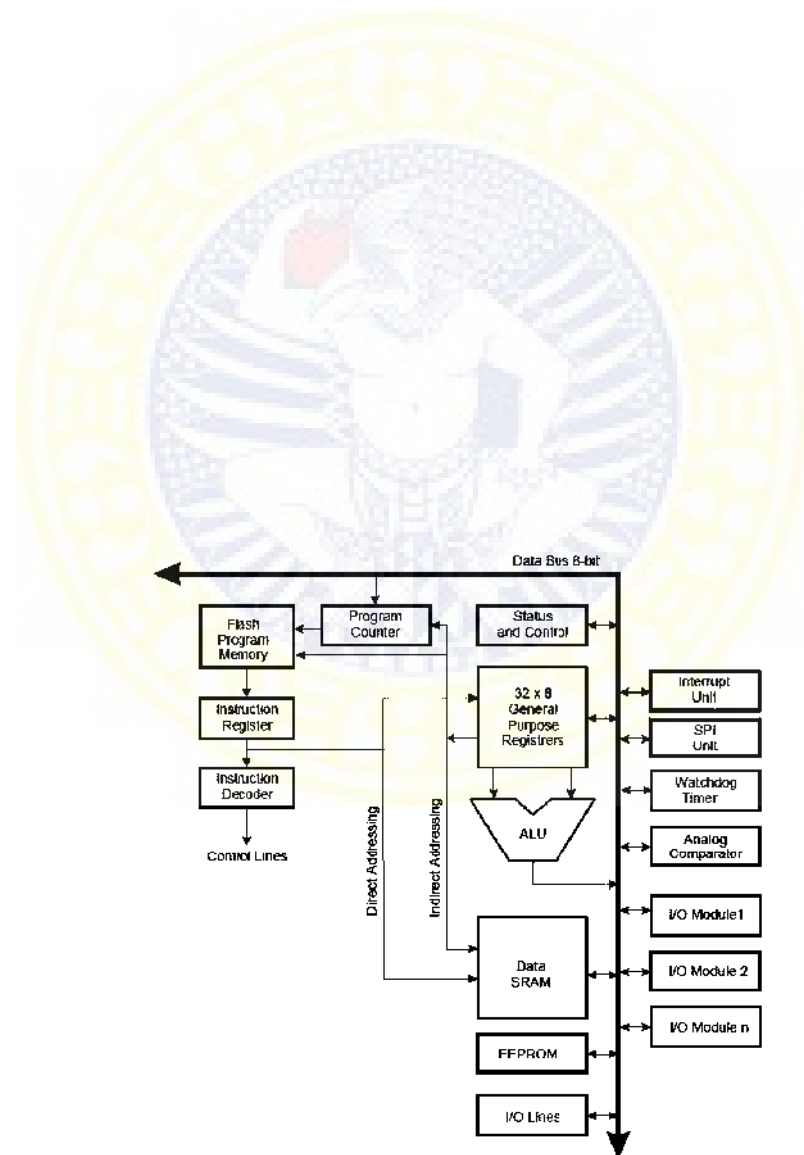


cepat dari pada arsitektur CISC (*Completed Instruction Set Computer*).

Mikrokontroler ini memiliki beberapa fitur antara lain :

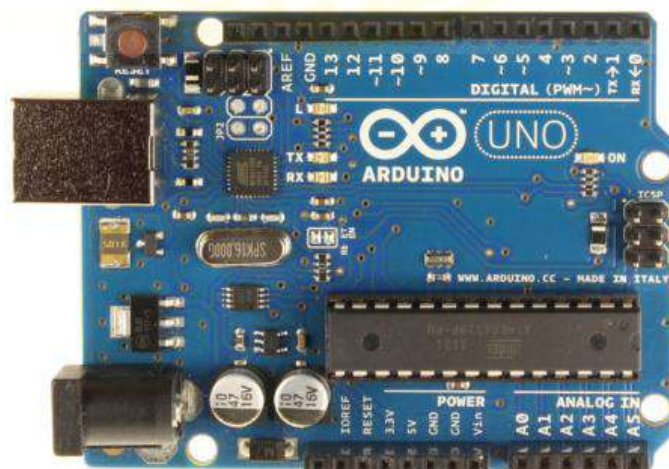
1. 130 macam instruksi yang hampir semuanya dieksekusi dalam satu siklus *clock*.
2. 32 x 8-bit register serba guna.
3. Kecepatan mencapai 16 MIPS dengan clock 16 MHz.
4. 32 KB *Flash memory* dan pada arduino memiliki *bootloader* yang menggunakan 2 KB dari flash memori sebagai *bootloader*.
5. Memiliki *EEPROM* (*Electrically Erasable Programmable Read Only Memory*) sebesar 1KB sebagai tempat penyimpanan data semi permanen karena *EEPROM* tetap dapat menyimpan data meskipun catu daya dimatikan.
6. Memiliki *SRAM* (*Static Random Access Memory*) sebesar 2KB.
7. Memiliki pin I/O digital sebanyak 14 pin 6 diantaranya *PWM* (*Pulse Width Modulation*) output.
8. *Master / Slave SPI Serial interface*.

Instruksi – instruksi dalam memori program dieksekusi dalam satu alur tunggal, dimana pada saat satu instruksi dikerjakan instruksi berikutnya sudah diambil dari memori program. Konsep inilah yang memungkinkan instruksi – instruksi dapat dieksekusi dalam setiap satu siklus clock. 32 x 8-bit register serba guna digunakan untuk mendukung operasi pada ALU (*Arithmetic Logic unit*) yang dapat dilakukan dalam satu siklus. 6 dari register serbaguna ini dapat





{PCINT14/RESET} PC6	1	28	PC5 (ADC5/SCL/PCINT13)
{PCINT16/RXD} PD0	2	27	PC4 (ADC4/SDA/PCINT12)
{PCINT17/TXD} PD1	3	26	PC3 (ADC3/PCINT11)
{PCINT18/INT0} PD2	4	25	PC2 (ADC2/PCINT10)
{PCINT19/OC2B/INT1} PD3	5	24	PC1 (ADC1/PCINT9)
{PCINT20/XCK/T0} PD4	6	23	PC0 (ADC0/PCINT8)
VCC	7	22	GND
GND	8	21	AREF
{PCINT6/XTAL1/TOSC1} PB6	9	20	AVCC
{PCINT7/XTAL2/TOSC2} PB7	10	19	PB5 (SCK/PCINT5)
{PCINT21/OC0B/T1} PD5	11	18	PB4 (MISO/PCINT4)
{PCINT22/OC0A/AIN0} PD6	12	17	PB3 (MOSI/OC2A/PCINT3)
{PCINT23/AIN1} PD7	13	16	PB2 (SS/OC1B/PCINT2)
{PCINT0/CLKO/ICP1} PB0	14	15	PB1 (OC1A/PCINT1)



Mikrokontroler	ATmega328
Tegangan Operasi	5V
Tegangan Masukan (rekomendasi)	7-12V
Tegangan Masukan (batas)	6-20V
Pin Digital I/O	14 (6 dapat digunakan untuk PWM <i>output</i> )
Analog Input Pin	6
Arus DC t per I/O Pin	40 mA
Arus DC untuk 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328) dimana 0.5 KB digunakan bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Kecepatan <i>Clock</i>	16 MHz

Arduino UNO dapat digunakan menggunakan koneksi USB atau dengan menggunakan *power supply* eksternal serta dapat menggunakan AC-DC adaptor atau menggunakan baterai. Adaptor dapat dikoneksikan dengan 2,1mm sentral positif *plug* ke *power jack* pada board. Masukan menggunakan baterai dapat dimasukkan pada Gnd dan Vin *pin headers* dari *power* konektor.

Arduino UNO dapat dioperasikan dengan menggunakan eksternal *supply* 6-10 volt. Jika diberi tegangan masukan kurang dari 7 volt, pin 5 volt akan memberi tegangan kurang dari 5 volt dan kemungkinan board tidak stabil. Jika diberi tegangan masukan lebih dari 12 volt, tegangan regulator mungkin akan

*overheat* dan merusak board. Tegangan masukan yang direkomendasikan 7-12 volt.

ATmega328 memiliki 32kb (dengan 0,5kb digunakan untuk *bootloader*) *flash memory*. ATmega328 juga memiliki 2kb SRAM dan 1kb EEPROM.

Empat belas digital pin pada arduino uno masing-masing dapat digunakan sebagai input atau output menggunakan fungsi `pinMode()`, `digitalWrite()`, dan `digitalRead()`. Pin-pin ini beroperasi pada tegangan 5 volt. Setiap pin dapat menerima atau memberikan arus sebera 40mA dan memiliki resistor *pull-up* internal 20-50kOhm. Selain pin tersebut diatas, beberapa pin memiliki fungsi khusus.

Serial: 0 (RX) dan 1 (TX) digunakan menerima (RX) dan mengirimkan (TX) TTL data serial. Pin ini terhubung dengan pin yang sesuai dari FT232RL ke-TTL *serial chip*.

*External interrupts*: 2 dan 3. Pin ini dapat dikonfigurasi untuk memicu interupsi pada nilai yang rendah atau perubahan nilai menggunakan fungsi `attachInterrupt()`.

PWM: 3,5,6,9,10, dan 11. 8-bit PWM output disediakan dengan fungsi `analogWrite()`.

SPI: 10(SS), 11(MOSI), 12(MISO), 13(SCK). Pin-pin ini mendukung komunikasi SPI dengan menggunakan SPI *library*.

LED: 13. Terdapat *built-in* LED yang terhubung dengan pin 13. Ketika pin bernilai *HIGH* maka LED akan menyala dan ketika pin bernilai *LOW* maka LED akan mati.

Arduino uno memiliki 6 pin analog input, yang masing-masing memiliki resolusi 10 bit.

Reset adalah pin untuk me-reset mikrokontroler.

Uno Arduino memiliki sejumlah fasilitas untuk berkomunikasi dengan komputer, Arduino lain, atau mikrokontroler lain. ATmega328 ini menyediakan UART TTL (5V) komunikasi serial, yang tersedia pada pin digital 0 (RX) dan 1 (TX). Sebuah ATmega16U2 pada saluran board ini komunikasi serial melalui USB dan muncul sebagai com port virtual untuk perangkat lunak pada komputer. Firmware '16U2 menggunakan USB driver standar COM, dan tidak ada driver eksternal yang dibutuhkan. Namun, pada Windows, file. Inf diperlukan. Perangkat lunak Arduino termasuk monitor serial yang memungkinkan data tekstual sederhana yang akan dikirim ke dan dari papan Arduino. RX dan TX LED di papan akan berkedip ketika data sedang dikirim melalui chip USB-to-serial dan koneksi USB ke komputer (tetapi tidak untuk komunikasi serial pada pin 0 dan 1). Sebuah perpustakaan SoftwareSerial memungkinkan untuk komunikasi serial pada setiap pin digital Uno itu. ATmega328 ini juga mendukung komunikasi I2C (TWI) dan SPI. Perangkat lunak Arduino termasuk perpustakaan Kawat untuk menyederhanakan penggunaan dari bus I2C, lihat dokumentasi untuk rincian. Untuk komunikasi SPI, menggunakan perpustakaan SPI.

## **2.10 LCD (*Liquid Crystal Display*)**

LCD adalah sebuah *display* dot matrix yang difungsikan untuk menampilkan tulisan berupa angka atau huruf sesuai dengan yang diinginkan (sesuai dengan program yang digunakan untuk mengontrolnya). Pada tugas akhir

ini penulis menggunakan LCD dot matrix dengan karakter 2 x 16, sehingga kakinya berjumlah 16 pin.

LCD ini hanya memerlukan daya yang sangat kecil, tegangan yang dibutuhkan juga sangat rendah yaitu +5 VDC. Panel TN LCD untuk pengaturan kekontrasan cahaya pada display dan CMOS LCD drive sudah terdapat di dalamnya. Semua fungsi display dapat dikontrol dengan memberikan instruksi dan dapat dengan mudah dipisahkan oleh MPU. Ini membuat LCD berguna untuk *range* yang luas dari terminal display unit untuk mikrokomputer dan display unit *measuring gages*. Fungsi pin pada LCD ditampilkan pada Tabel 2.3.

Tabel 2.3. Fungsi pin pada LCD

No.	Simbol	Level	Keterangan
1	Vss	-	Dihubungkan ke 0 V ( <i>Ground</i> )
2	Vcc	-	Dihubungkan dengan tegangan supply +5V dengan toleransi $\pm 10\%$ .
3	Vee	-	Digunakan untuk mengatur tingkat kontras LCD.
4	RS	H/L	Bernilai logika '0' untuk input instruksi dan bernilai logika '1' untuk input data.
5	R/W	H/L	Bernilai logika '0' untuk proses 'write' dan bernilai logika '1' untuk proses 'read'.
6	E	H	Merupakan sinyal enable. Sinyal ini akan aktif pada falling edge dari logika '1' ke logika '0'.
7	DB0	H/L	Pin data D0
8	DB1	H/L	Pin data D1

9	DB2	H/L	Pin data D2
10	DB3	H/L	Pin data D3
11	DB4	H/L	Pin data D4
12	DB5	H/L	Pin data D5
13	DB6	H/L	Pin data D6
14	DB7	H/L	Pin data D7
15	V+BL	-	Back Light pada LCD ini dihubungkan dengan tegangan sebesar 4 – 4,2 V dengan arus 50 – 200 mA
16	V-BL	-	Back Light pada LCD ini dihubungkan dengan ground

Cara kerja menjalankan LCD :

Langkah 1: Inisialisasi LCD.

Langkah 2: Arahkan pada alamat yang dikehendaki (lihat tabel alamat).

Langkah 3: Tuliskan data ke LCD, maka karakter akan tampil pada alamat tersebut

Beberapa fungsi instruksi dari LCD, yaitu :

1. Display Clear.

**RS R/W DB7 DB6 DB5 DB4 DB3 DB2 DB1 DB0**

0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---

*Display Clear* membersihkan semua tampilan dan mengembalikan cursor pada posisi semula (*address 0*). Ruang kode 20 (heksadesimal) ditulis ke semua alamat dari DD RAM, dan alamat 0 dari DD RAM diset ke AC (*Address Counter*). Jika diubah, display akan kembali ke posisi semula. Setelah perintah eksekusi pada *Display Clear*, *mode entry* akan ditambahkan.

## 2. Cursor Home.

**RS R/W DB7 DB6 DB5 DB4 DB3 DB2 DB1 DB0**

0	0	0	0	0	0	0	0	1	*
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---

\* : invalid bit

*Cursor Home* mengembalikan cursor ke posisi semula (*address 0*).

DD RAM alamat 0 diset ke AC dan cursor kembali ke posisi semula. Isi DD RAM jangan dirubah. Jika cursor sedang ON, maka akan kembali ke sebelah kiri

## 3. Entry Mode Set.

**RS R/W DB7 DB6 DB5 DB4 DB3 DB2 DB1 DB0**

0	0	0	0	0	0	0	1	I/D	S
---	---	---	---	---	---	---	---	-----	---

Entry Mode Set diset untuk menunjukkan perpindahan cursor dan apakah display akan dirubah.

*I/D* : ketika  $I/D = 1$ , alamat akan ditambah satu dan cursor berpindah ke kanan. Ketika  $I/D = 0$ , alamat akan dikurangi satu dan cursor berpindah ke kiri.

**S** : ketika  $S = 1$  dan  $I/D = 1$ , display berpindah ke kiri.

ketika  $S = 1$  dan  $I/D = 0$ , display berpindah ke kanan.

ketika  $S = 0$ , display tak berpindah

## 4. Display ON/OFF Control.

**RS R/W DB7 DB6 DB5 DB4 DB3 DB2 DB1 DB0**

0	0	0	0	0	0	1	D	C	B
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---

*Display ON/OFF Control* mengembalikan total display dan cursor ON dan OFF, dan membuat posisi cursor mulai berkedip.

D : ketika D = 1, display ON

ketika D = 0, display OFF

C : ketika C = 1, cursor ditampilkan

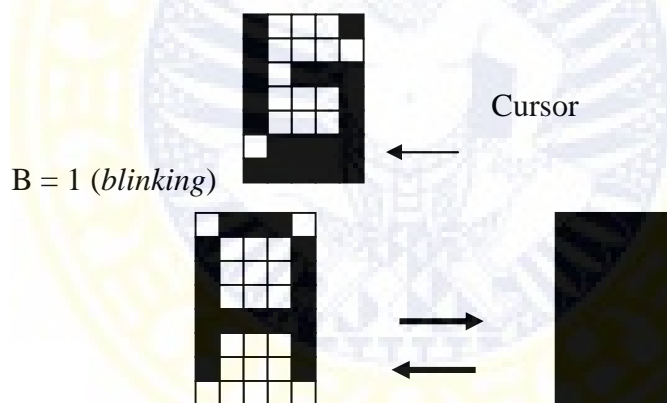
ketika C = 0, cursor tidak ditampilkan

B : ketika B = 1, karakter pada posisi cursor berkedip

ketika B = 0, karakter pada posisi cursor tidak berkedip.

Contoh penampakan cursor pada LCD pada Gambar 2.16.

C = 1 (*cursor display*)



Gambar 2.16 Penampakan Cursor pada LCD

## 5. Cursor/ Display Shift

**RS R/W DB7 DB6 DB5 DB4 DB3 DB2 DB1 DB0**

0	0	0	0	0	1	S/C	R/L	*	*
---	---	---	---	---	---	-----	-----	---	---

\* : invalid bit

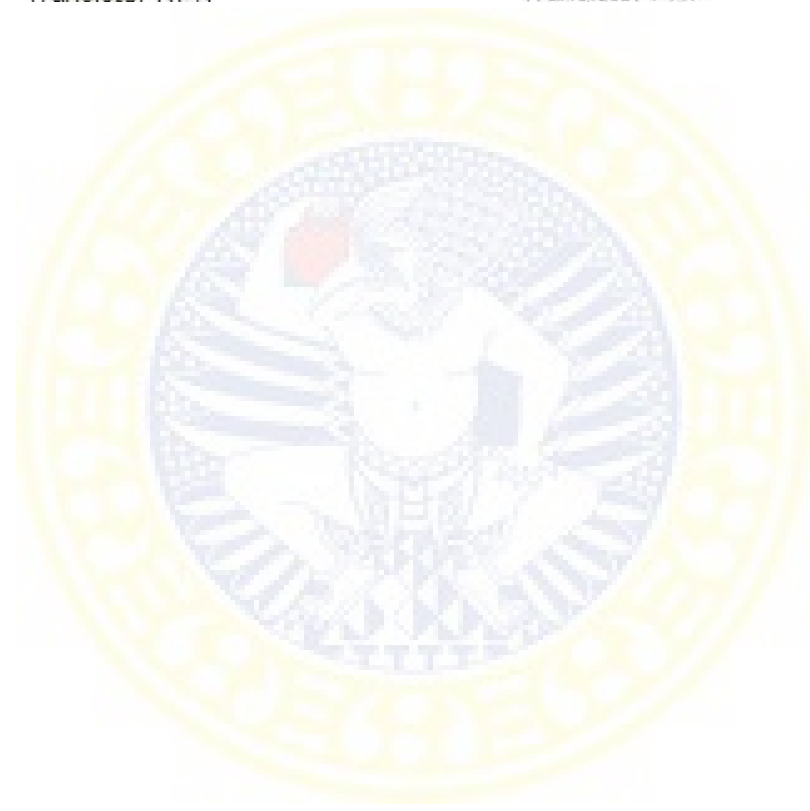
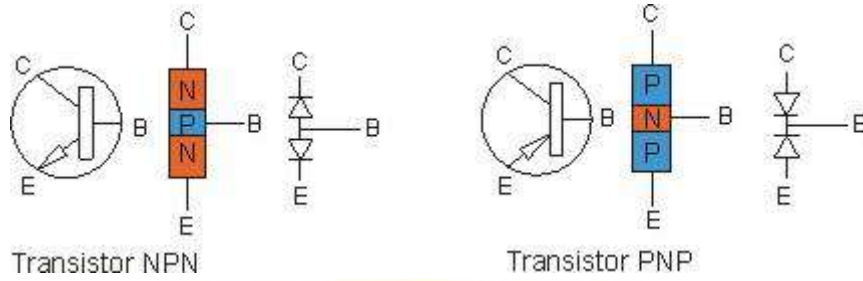
*Cursor Disply Shift* memindah cursor dan mengubah display tanpa merubah isi dari DD RAM. Tabel penunjukkan kursor pada Tabel 2.4.

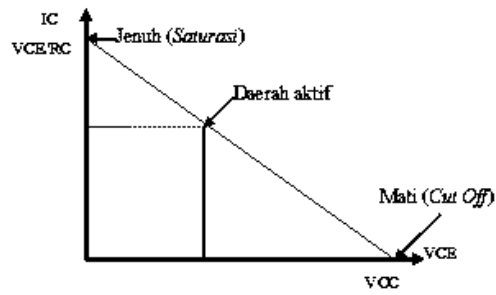


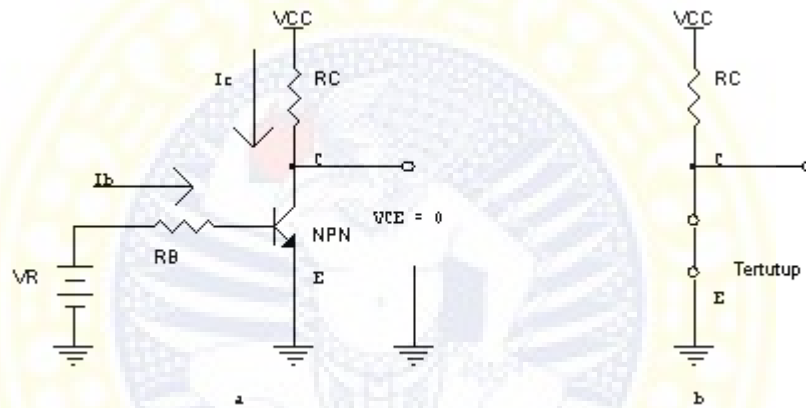
<b>S/C</b>	<b>R/L</b>	<b>Operasi</b>
0	0	Posisi <i>cursor</i> dipindah ke kiri
0	1	Posisi <i>cursor</i> dipindah ke kanan
1	0	Semua <i>display</i> dipindah ke kiri dengan <i>cursor</i>
1	1	Semua <i>display</i> dipindah ke kanan dengan <i>cursor</i>

0 0 0 0 1 DL 1 \* \* \*









ditampilkan pada Per

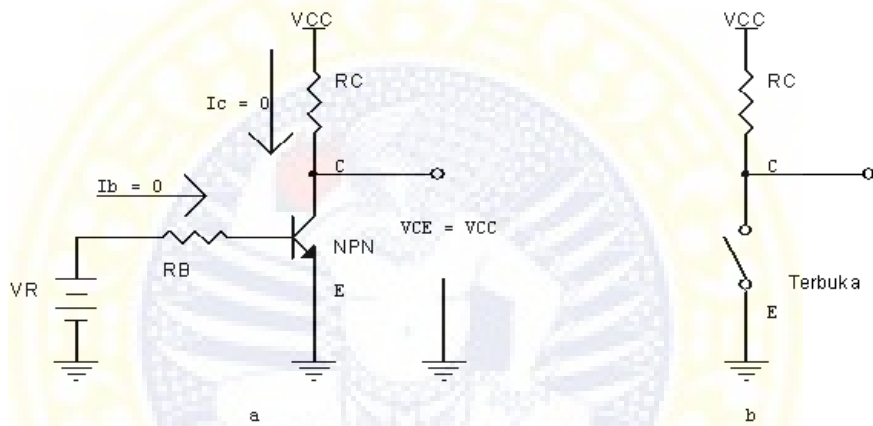
$$V_{CE} = V_{CC} - I_C R_C \dots$$

kolektor

$$I_C = \frac{V_{CC}}{R_C} \dots\dots\dots$$

$$I_B = \frac{V_E - V_{BE}}{R_B} \dots\dots$$

$$I_B \geq \frac{I_C}{\beta} \dots\dots$$



diatas ditam ilkan pa

$$V_{CE} = V_{CC} - I_C R_C \dots$$

kolektor ( $V_c$ )

$$V_{CE} = V_{CC} -$$

$$V_{CE} = V_{CC} \dots$$

$$I_B = \frac{I_C}{\beta} \dots \dots \dots (2.12)$$

$$I_B = 0 \dots \dots \dots (2.13)$$

Keterangan =  $I_B$  = Arus pada basis

$I_C$  = Arus pada kolektor

$V_{CC}$  = Tegangan masukan

$V_{CE}$  = Tegangan pada kolektor-emiter

$V_B$  = Tegangan pada basis

$V_{BE}$  = Tegangan pada basis-emiter

$R_C$  = Hambatan pada kolektor

$R_B$  = Hambatan pada basis

S = Perbandingan arus pada kolektor dan basis

## **BAB III METODE PENELITIAN**

### **3.1 Tempat dan Waktu Penelitian**

Rancang bangun alat ini dilaksanakan di Laboratorium Biofisika dan Elektronika Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Airlangga mulai bulan Januari 2013 - Juli 2013.

### **3.2 Peralatan dan Bahan Penelitian**

#### **3.2.1 Peralatan Penelitian**

Sebagai penunjang pelaksanaan pembuatan, pengukuran, pengamatan, dan pengujian pompa limfedema akan digunakan beberapa alat sebagai berikut :

1. Multimeter
2. Solder
3. Bor
4. Obeng
5. Tang
6. Gergaji
7. Penyedot timah
8. Komputer

#### **3.2.2 Bahan Penelitian**

Bahan yang dibutuhkan dalam pembuatan pompa limfedema adalah sebagai berikut :

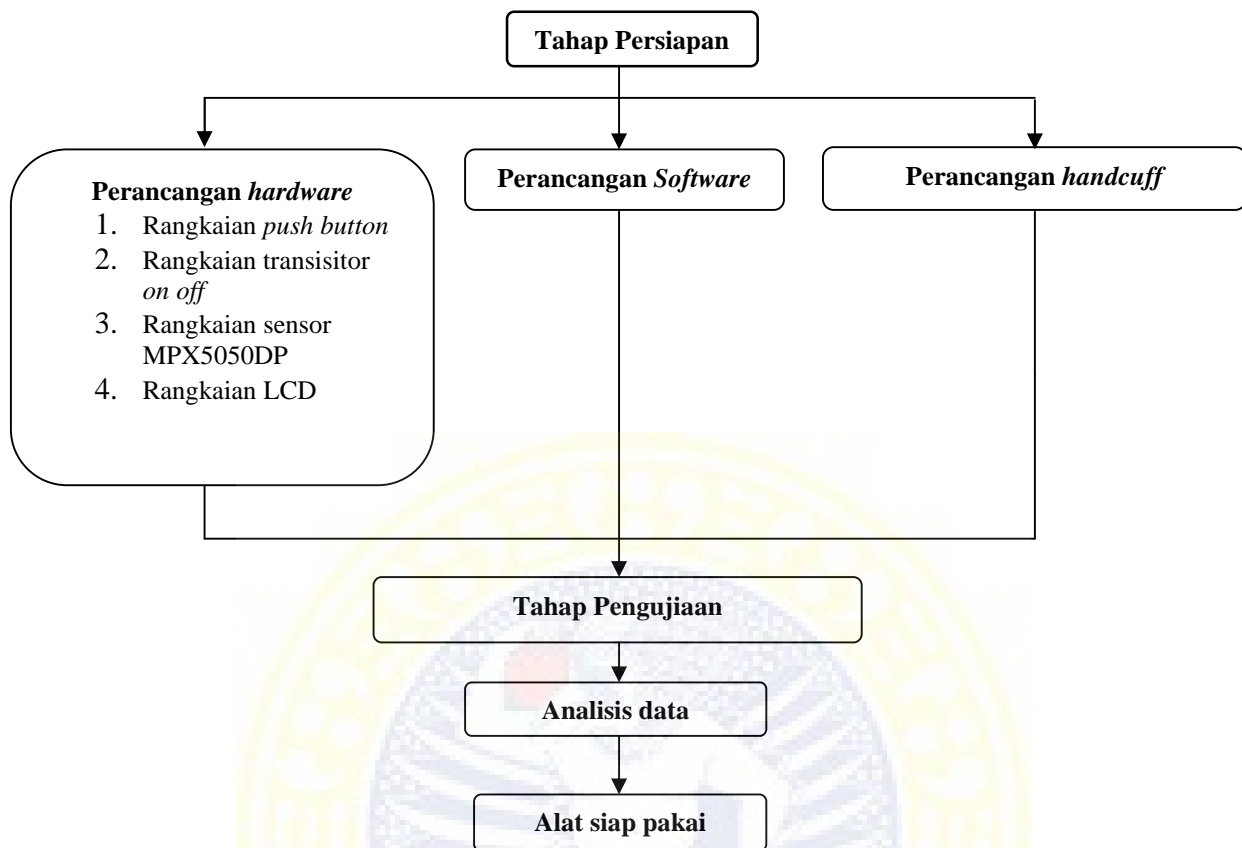
1. Arduino UNO
2. LCD (*Liquid Crystal Display*) character 2x16
3. PCB
4. MPX5050DP
5. Resistor
6. Kapasitor
7. Timah
9. Pompa udara
10. Transistor
11. Dioda
12. *Solenoid Valve*
13. Selang
14. *Handcuff*
15. Regulator
16. Adaptor

### 3.3 Prosedur Penelitian

Prosedur penelitian akan dilaksanakan dalam beberapa tahap pelaksanaan. Adapun tahapan-tahapan yang perlu dilakukan adalah pembuatan *hardware*, *software*, uji coba alat terapi pompa limfedema, dan analisis data.

Diagram alir penelitian terdiri dari tahap persiapan, perancangan *hardware* pompa limfedema, perancangan *software*, dan pengujian pompa limfedema. Diagram alir penelitian ditunjukkan pada Gambar 3.1.

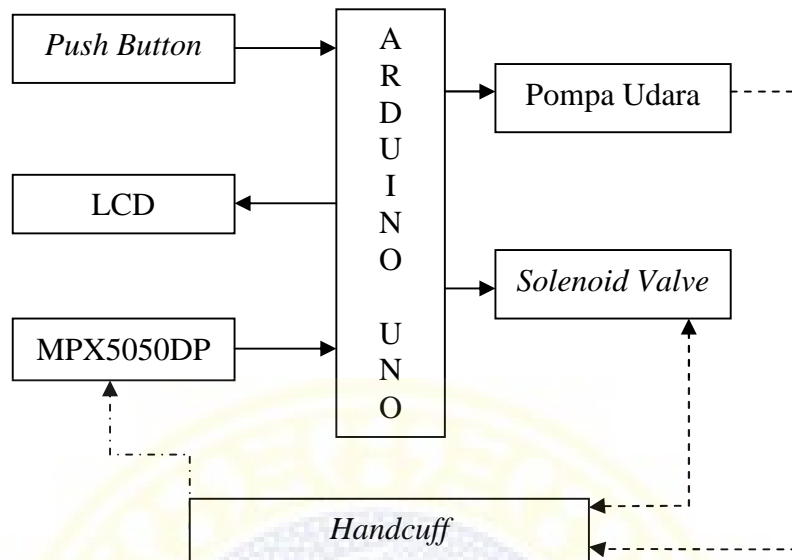




Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian

### 3.3.1 Tahap Persiapan

Tahap persiapan dilakukan studi pustaka pada jurnal ilmiah, dan buku yang berhubungan dengan pompa limfedema. Pada tahap persiapan dibutuhkan blok diagram sebagai acuan dalam proses pembuatan pompa limfedema. Blok diagram *hardware* pompa limfedema ditunjukkan pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2 Blok diagram *Hardware* pompa limfedema

Keterangan :

- > : Alur elektro
- - - - -> : Alur pneumatik / udara
- - - - -> : Pembacaan sensor

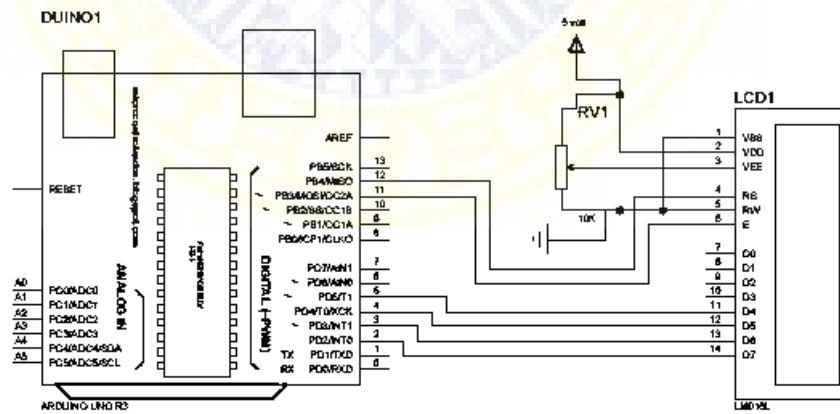
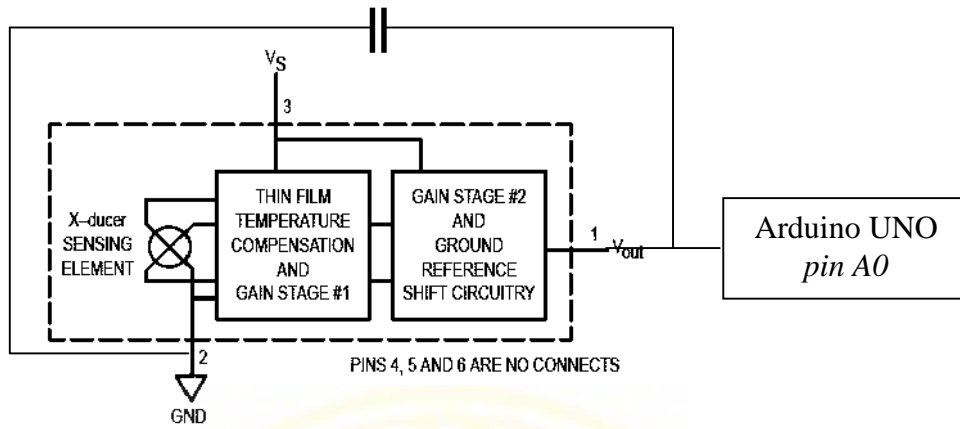
*Push button* digunakan untuk memilih besar tekanan maksimal dan minimal dari terapi. Terdapat 4 *push button* yang memiliki pilihan tekanan sebagai berikut, 20mmHg-30mmHg, 30mmHg-40mmHg, 40mmHg-60mmHg, dan 50mmHg-80mmHg. Masukan dari *push button* akan dibaca oleh arduino uno yang selanjutnya arduino uno akan memerintahkan pompa udara hidup dan *solenoid valve* menutup. Saat pompa udara hidup, udara akan masuk ke *handcuff* dan sensor tekanan MPX5050DP akan membaca tekanan pada *handcuff*, tekanan yang dibaca akan masuk pada input analog 0 dari arduino uno. Hasil pembacaan dari sensor MPX5050DP akan ditampilkan LCD dengan besaran mmHg. Saat

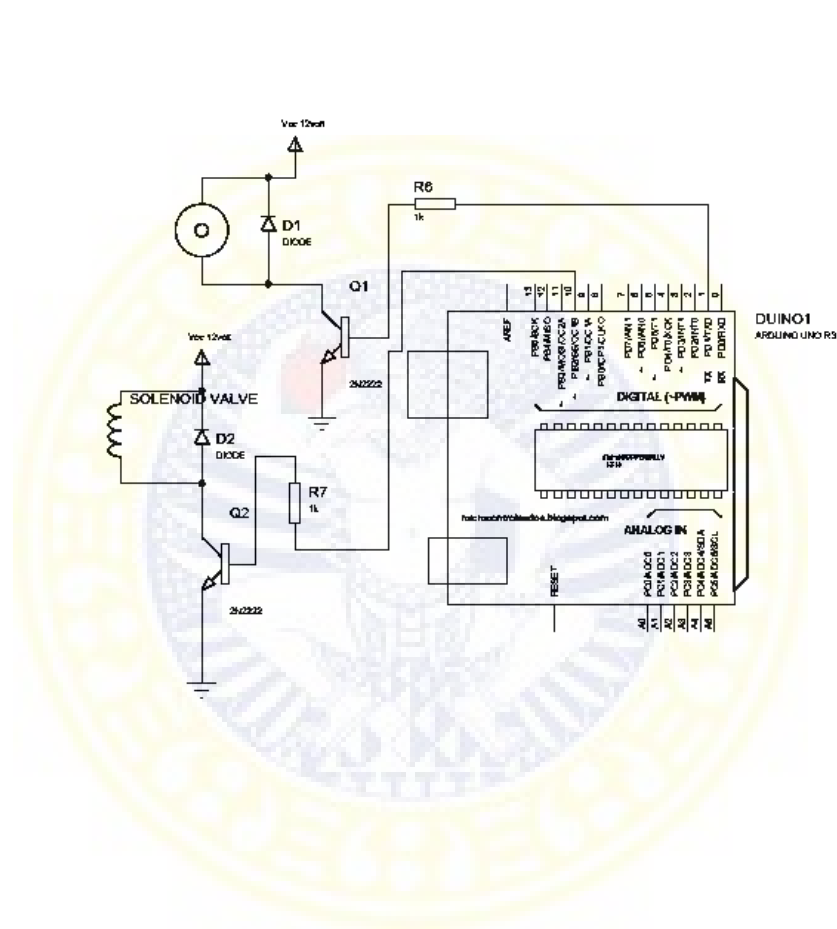
sensor MPX5050DP membaca tekanan pada *handcuff* adalah tekanan maksimal maka *solenoid valve* akan membuka, sehingga udara pada *handcuff* akan keluar melalui *solenoid valve*. Saat sensor MPX5050DP membaca tekanan pada *handcuff* adalah tekanan minimal maka *solenoid valve* menutup sehingga udara pada *handcuff* tidak keluar dan udara pada *handcuff* akan bertambah sampai tekanan memenuhi tekanan maksimal. Proses keluarnya udara dan masuknya udara pada *handcuff* akan membuat *handcuff* mengembang dan mengempis sehingga seperti memijat.

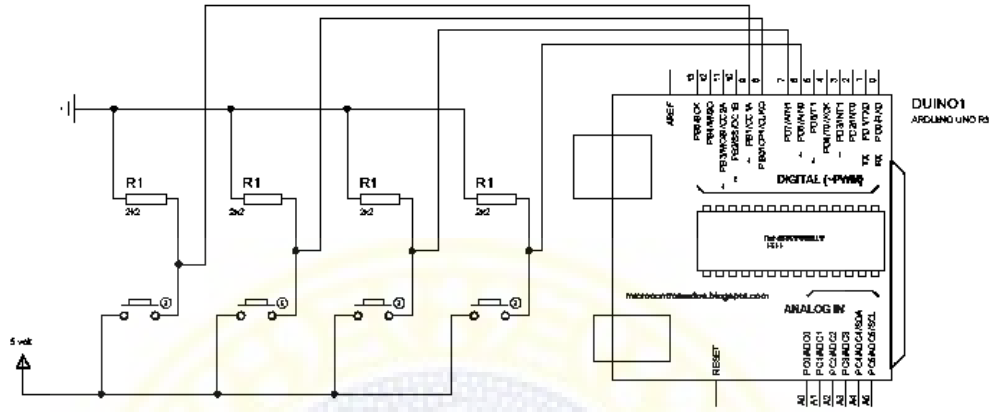
### 3.3.2 Perancangan *Hardware*

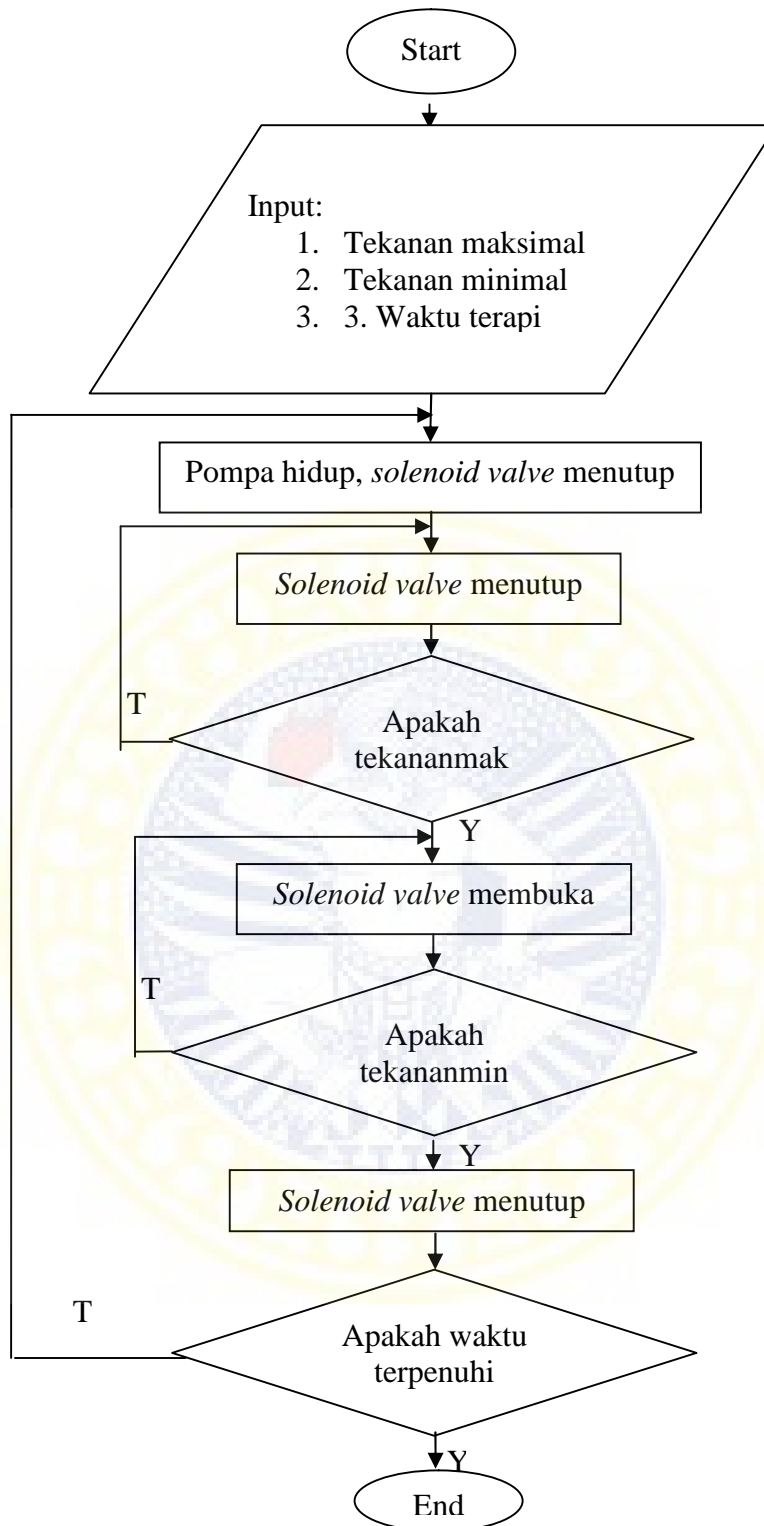
#### 3.3.2.1 Rangkaian MPX5050DP

Sensor MPX5050DP pada penelitian ini berfungsi untuk membaca tekanan pada *handcuff*. Rangkaian sensor MPX5050DP terdiri dari sensor MPX5050DP dan kapasitor. Pin yang digunakan pada sensor MPX5050DP hanya pin 1, 2, dan 3. Pin 1 adalah keluaran sensor MPX5050DP dihubungkan pada pin analog 0 dari arduino uno. Pin 2 merupakan ground yang dihubungkan pada ground. Pin 3 merupakan tegangan masukan yang dihubungkan pada tegangan masukan 5 volt. Sensor MPX5050DP merupakan *piezoresistive* transduser yang menggunakan silikon sebagai diafragma tekanan. Saat silikon tertekan oleh udara maka resistansi dari silikon berubah, semakin besar tekanannya maka semakin besar perubahan resistansinya. Silikon ini nantinya dihubungkan dengan jembatan *wheatstone* sehingga keluaran dari sensor menjadi tegangan. Skema rangkaian sensor MPX5050DP disajikan pada Gambar 3.3.





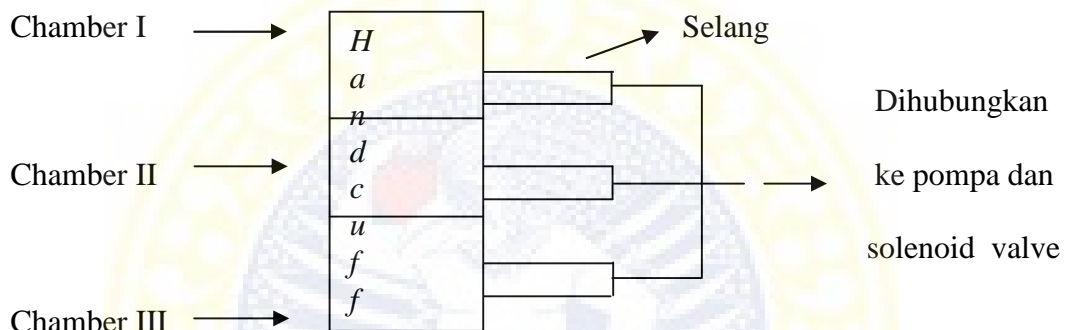




Gambar 3.7 Flowchart software pompa limfedema

### 3.3.4 Perancangan *Handcuff*

*Handcuff* pada alat pompa limfedema adalah *handcuff* dengan 3 *chamber* yang akan disambungkan pada pompa udara dan *solenoid valve* dengan bantuan selang. *Handcuff* digunakan pada lengan pasien pada saat terapi. Desain pada Gambar 3.8.

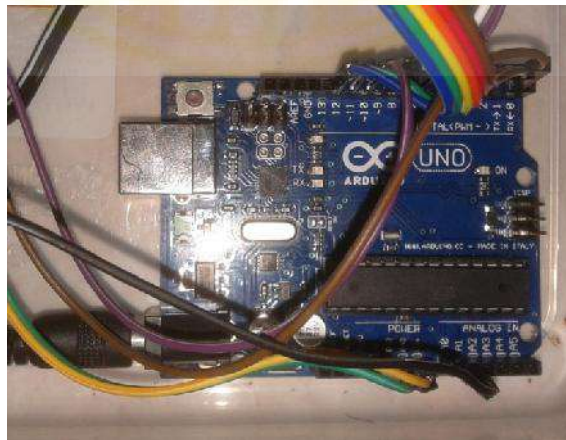


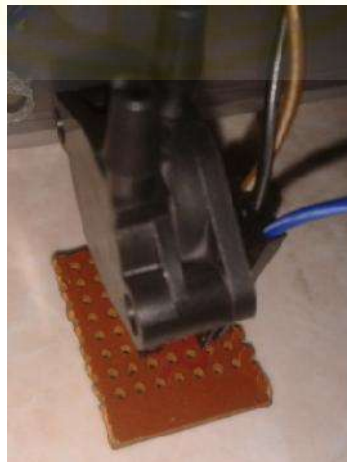
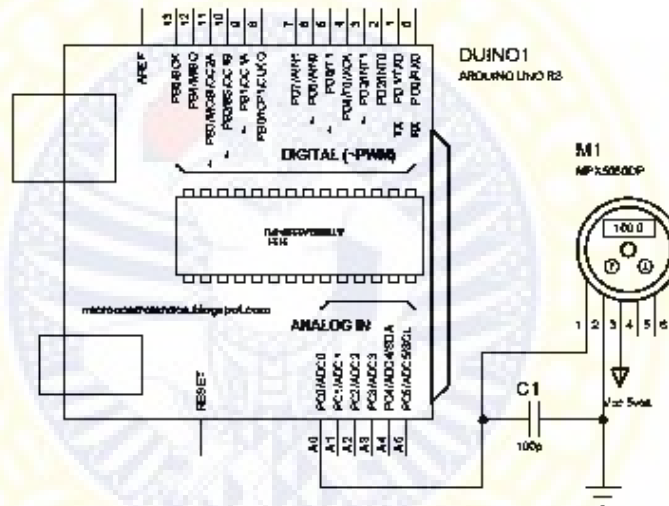
Gambar 3.8 Desain *Handcuff*

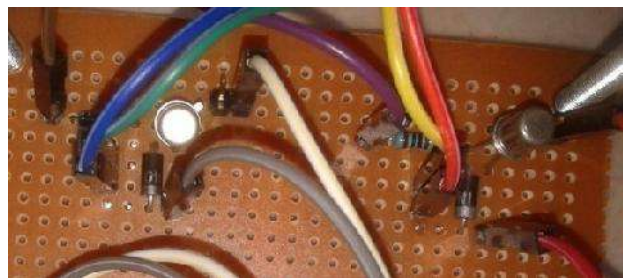
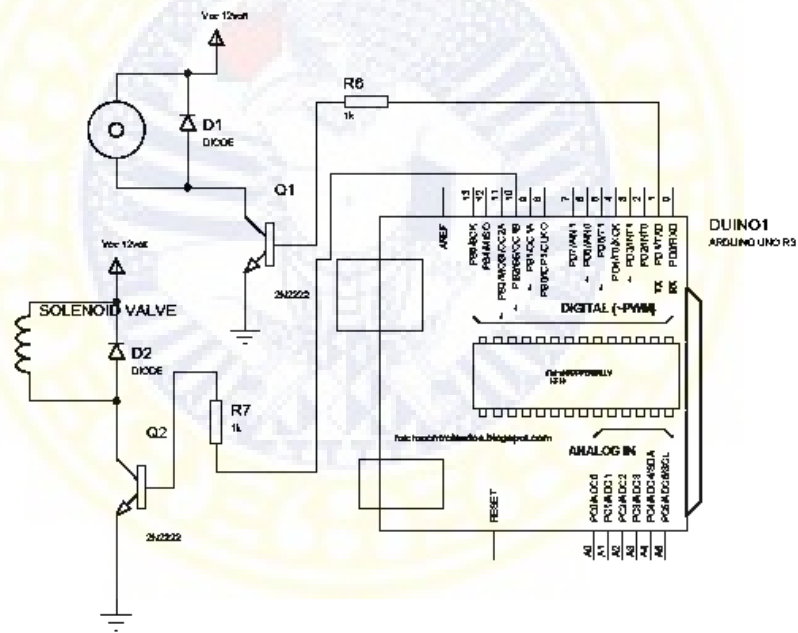
### 3.3.5 Tahap Pengujian dan Analisis Data

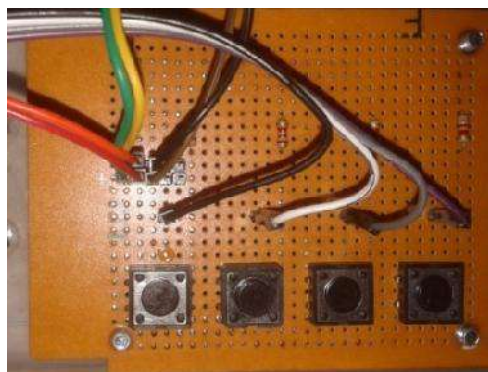
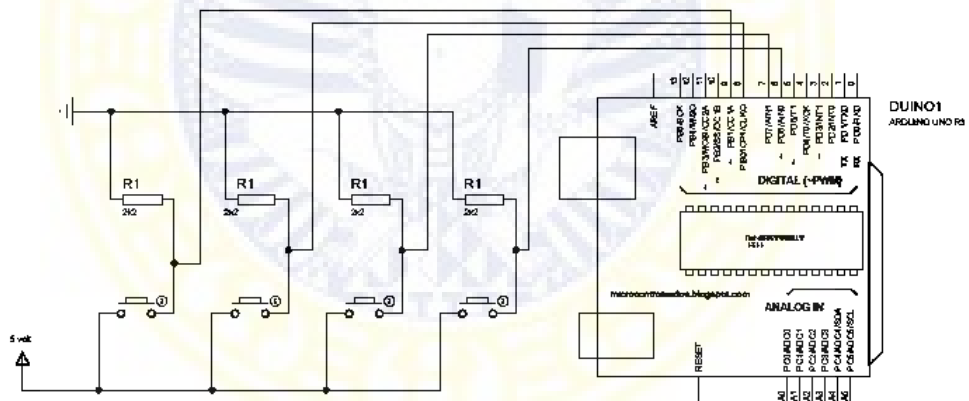
Pengujian pada pompa limfedema dilakukan dengan menguji kinerja dari sensor tekanan, kalibrasi tekanan, dan uji keakuratan tekanan. Uji kinerja dari sensor dilakukan untuk mengetahui kestabilan tegangan yang dikeluarkan oleh sensor. Kalibrasi tekanan dilakukan untuk mengetahui apakah nilai tekanan pada pompa limfedema sama dengan nilai tekanan pada alat ukur manometer. Uji keakuratan tekanan dilakukan untuk mengetahui nilai tekanan pada pompa limfedema yang digunakan saat terapi sudah baik. Analisis data dilakukan untuk menghitung *%error*, akurasi, dan ketelitian dari pompa terapi.

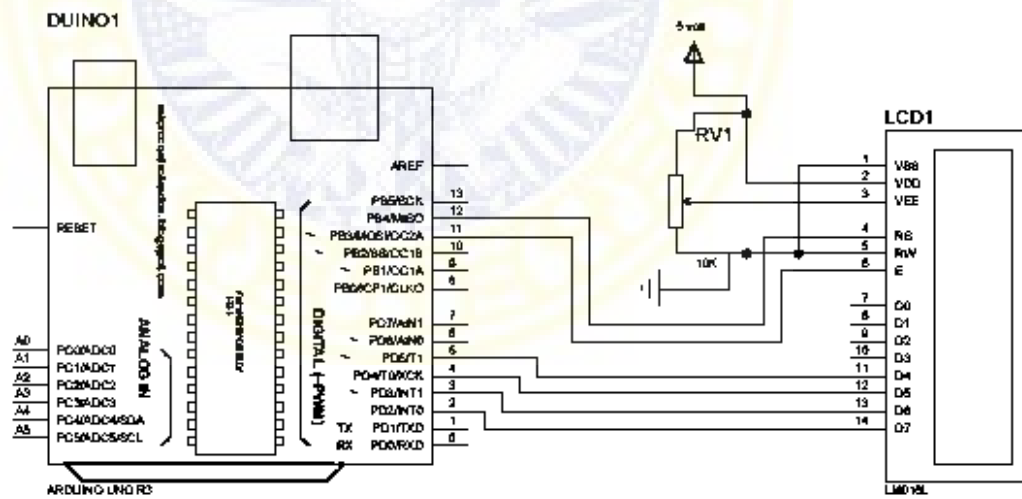


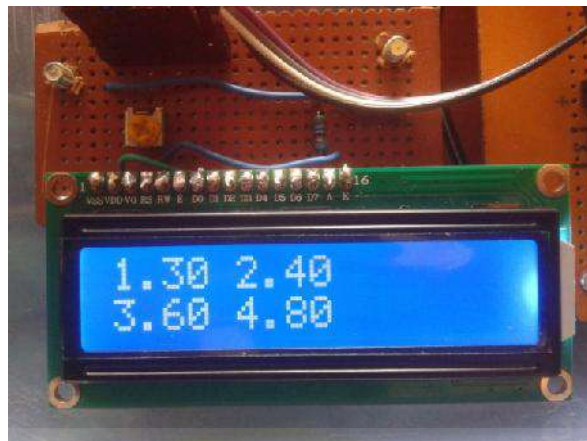












Tabel 4.1 Perbandingan nilai tekanan yang terukur pada manometer dan MPX5050DP untuk menentukan error

No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)	$\pm error$
1	20	19	1
2	30	29	1
3	40	39	1
4	50	48	2
5	60	57	3
6	70	67	3
7	80	77	3
8	90	86	4
9	100	96	4
10	110	105	5
Rata-rata			2,8

Pada Tabel 4.1 nilai rata-rata perbandingan tekanan pada manometer dan tekanan yang dibaca MPX5050DP adalah 2,8. Oleh karena itu pada program pembacaan tekanan ditambahkan *error* sebesar 2,8.

#### 4.1.3 Handcuff

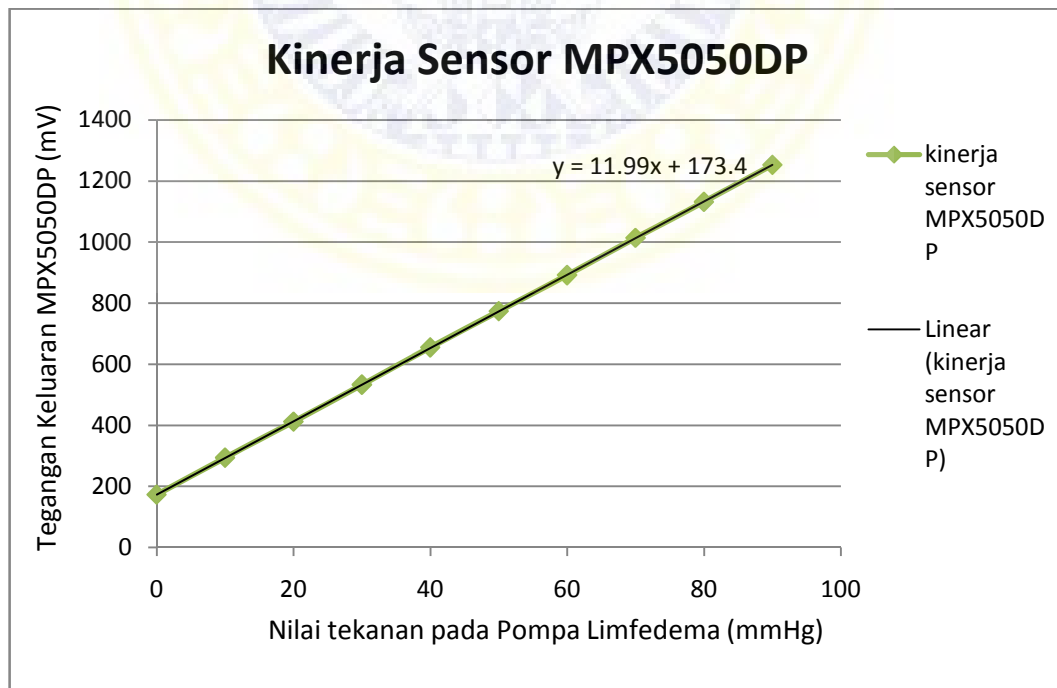
Perangkat pendukung yang berhasil dibuat dalam penelitian ini adalah *handcuff 3 chamber* disambungkan ke pompa udara, MPX5050DP, dan *solenoid valve*. *Handcuff* yang dibuat memiliki panjang 52,9cm dan lebar 42,6cm. *Handcuff* ini dibuat dari 3 manset tensimeter yang dijahit menjadi satu. *Handcuff* memiliki kantung udara didalamnya dengan bahan lateks, sedangkan bahan untuk



No.	Nilai Tekanan (mmHg)	Nilai Tegangan (mV)
1	(0±1)	(173±0,5)
2	(10±1)	(294±0,5)
3	(20±1)	(412±0,5)
4	(30±1)	(533±0,5)

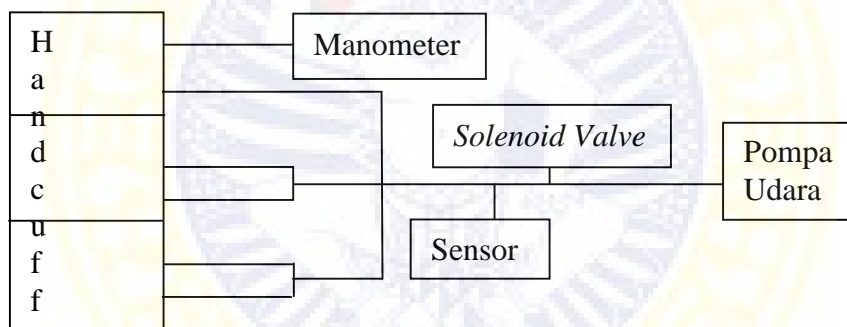


5	(40±1)	(655±0,5)
6	(50±1)	(774±0,5)
7	(60±1)	(892±0,5)
8	(70±1)	(1014±0,5)
9	(80±1)	(1132±0,5)
10	(90±1)	(1253±0,5)



#### 4.1.4.2 Kalibrasi Tekanan

Kalibrasi tekanan dilakukan untuk mengetahui apakah nilai tekanan yang dikeluarkan pompa limfedema sama dengan nilai tekanan pada alat ukur tekanan (manometer). Kalibrasi dilakukan dengan menghitung %*error*, semakin kecil *error* maka akan semakin baik alat tersebut. Kalibrasi dilakukan dengan menghubungkan manometer dengan salah satu *chamber* dari *handcuff* dan yang lainnya dihubungkan pada sensor MPX5050DP, pompa udara dan *solenoid valve*. Diagram blok untuk kalibrasi terdapat pada Gambar 4.12. Hasil kalibrasi tekanan pada pompa limfedema tersaji pada Tabel 4.3.

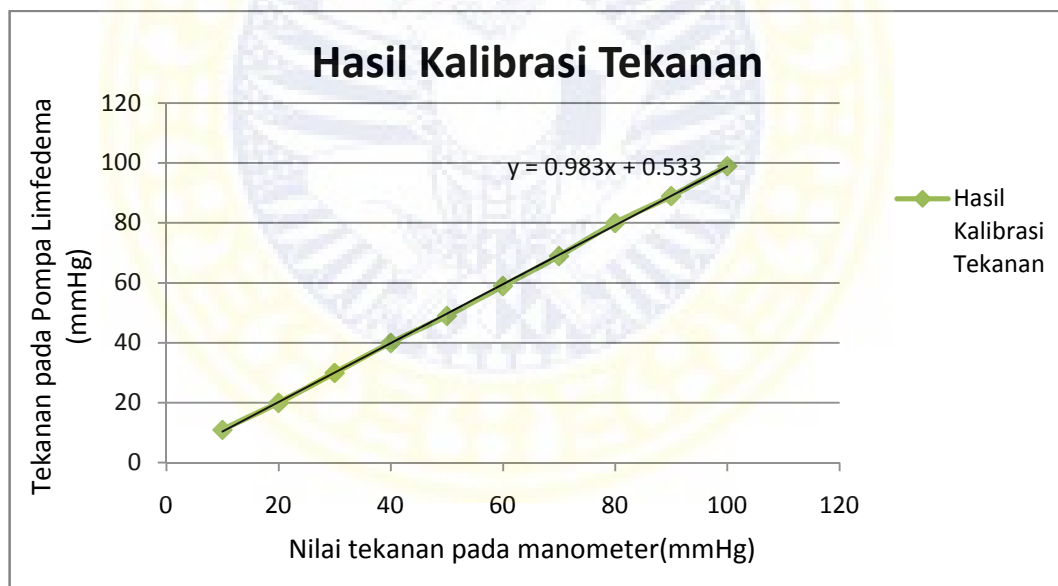


Gambar 4.12 Diagram blok kalibrasi tekanan

Tabel 4.3 Kalibrasi tekanan pada pompa limfedema

No.	MPX5050DP (mmHg)	Manometer (mmHg)	% <i>error</i>
1	11	(10 ±1)	10
2	20	(20±1)	0
3	30	(30±1)	0
4	40	(40±1)	0
5	49	(50±1)	2
6	59	(60±1)	1,667
7	69	(70±1)	1,4

8	80	(80±1)	0
9	89	(90±1)	1,111
10	99	(100±1)	1
Rata-rata			1,718

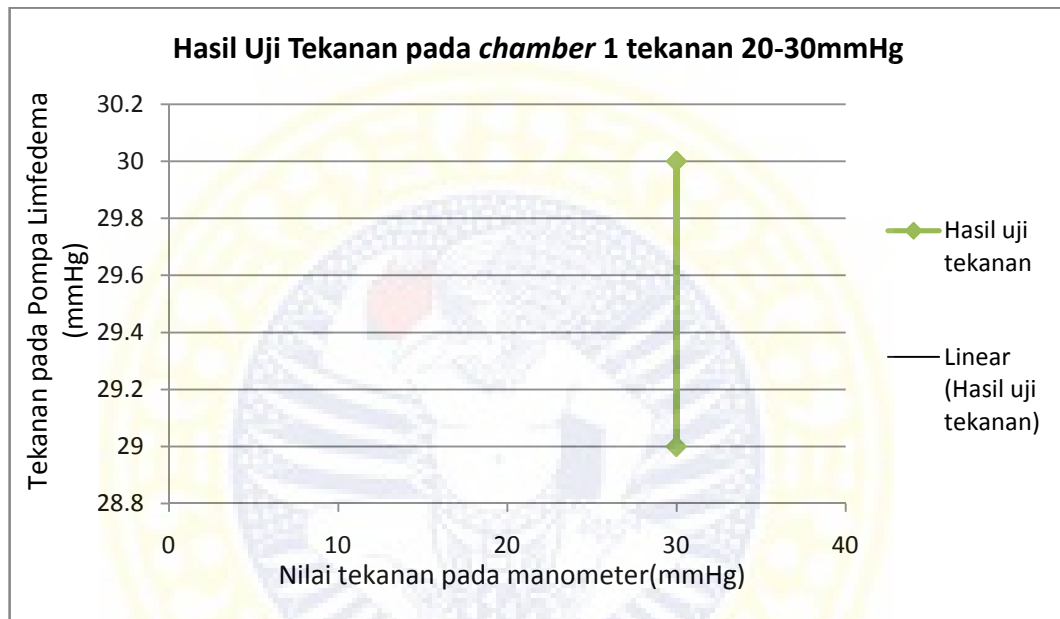


manset terdapat 3 *chamber*. Pengujian tekanan dilakukan pada setiap *chamber* dan setiap tekanan. Uji tekanan dilakukan menggunakan manometer. Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg tersaji pada Tabel 4.4. Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 30mmHg-40mmHg tersaji pada Tabel 4.5. Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg tersaji pada Tabel 4.6. Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 50mmHg-80mmHg tersaji pada Tabel 4.7.

Tabel 4.4 Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg

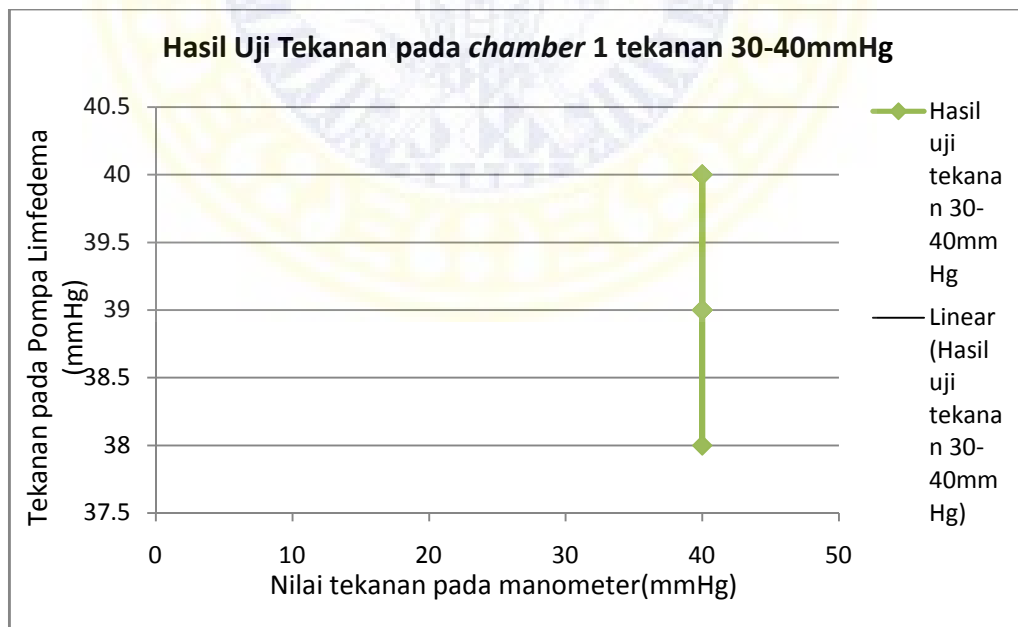
No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)
1	30	29
2	30	29
3	30	29
4	30	30
5	30	29
6	30	30
7	30	30
8	30	29
9	30	30
10	30	30
Rata-rata		29,5

Berdasarkan data hasil uji tekanan pada Tabel 4.4 didapatkan ketelitian pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg adalah



No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)
1	40	40
2	40	38
3	40	39
4	40	38
5	40	39
6	40	40

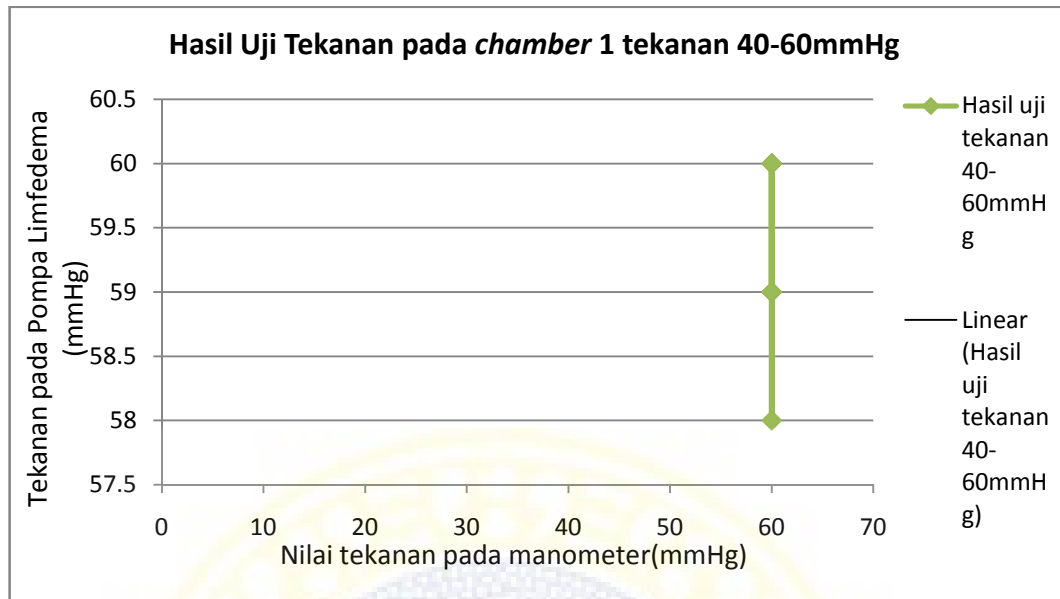
7	40	39
8	40	38
9	40	39
10	40	38
	Rata-rata	38,8



Tabel 4.6 Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg

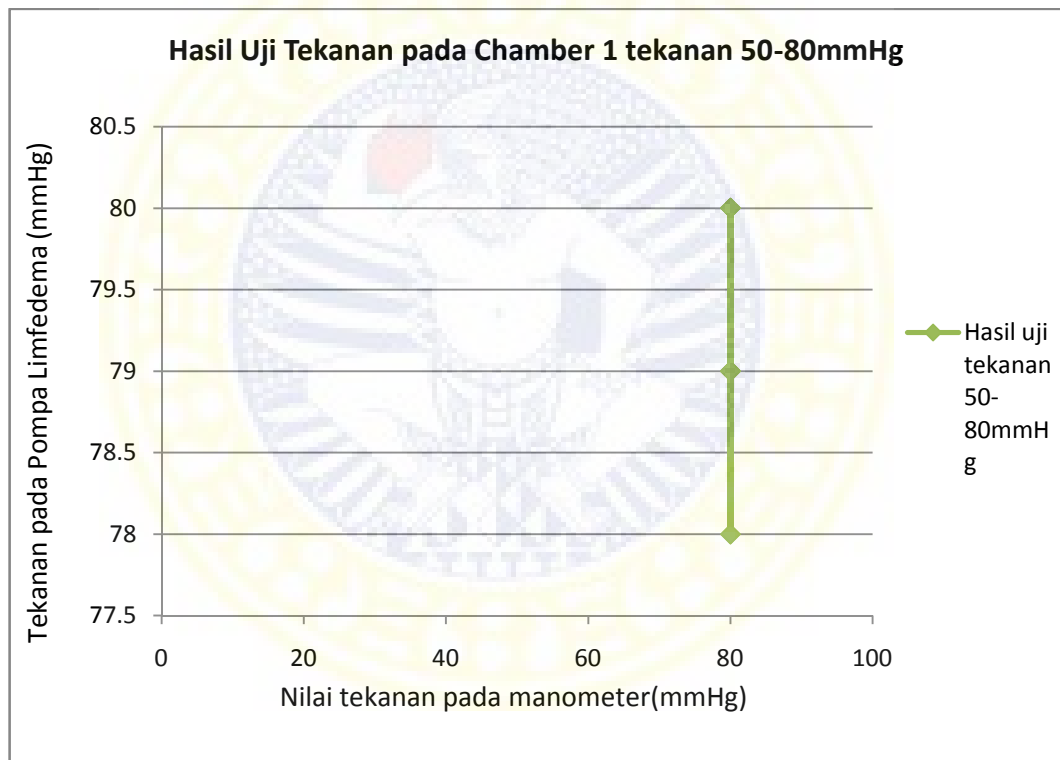
No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)
1	60	58
2	60	59
3	60	58
4	60	60
5	60	59
6	60	58
7	60	60
8	60	58
9	60	60
10	60	58
Rata-rata		58,8

Berdasarkan data hasil uji tekanan pada Tabel 4.6 didapatkan ketelitian pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg adalah  $(58,8 \pm 0,9189)$  dengan *%error* 2% dan keakuratan alat 98% dengan ketelitian manometer 1mmHg. Perhitungan ketelitian, *%error*, dan keakuratan pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg pada Lampiran 3. Grafik Hubungan linearitas nilai tekanan yang terukur pada manometer dengan *input* tekanan pada pompa terapi tersaji pada Gambar 4.16.



No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)
1	80	78
2	80	79
3	80	80
4	80	78
5	80	79
6	80	80
7	80	78
8	80	79
9	80	78
10	80	78
	Rata-Rata	78,7



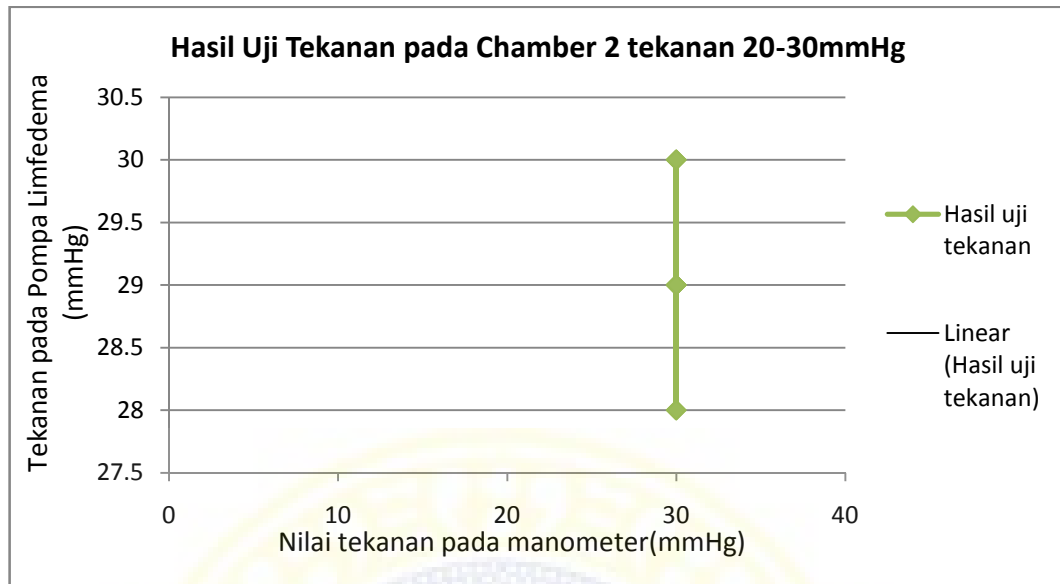


uji tekanan pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 40mmHg-60mmHg tersaji pada Tabel 4.10. Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber 1* dengan tekanan 50mmHg-80mmHg tersaji pada Tabel 4.11.

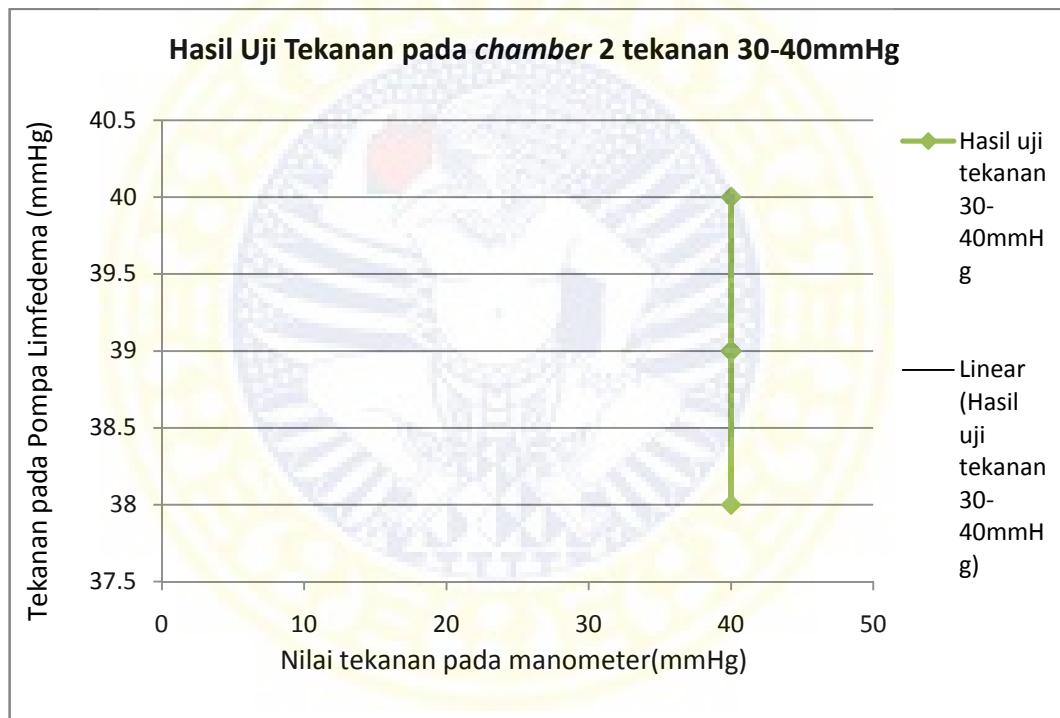
Tabel 4.8 Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 20mmHg-30mmHg

No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)
1	30	29
2	30	28
3	30	30
4	30	29
5	30	29
6	30	29
7	30	28
8	30	30
9	30	29
10	30	30
Rata-rata		29,1

Berdasarkan data hasil uji tekanan pada Tabel 4.8 didapatkan ketelitian pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 20mmHg-30mmHg adalah  $(29,1 \pm 0,7379)$  dengan %error 3% dan keakuratan alat 97% dengan ketelitian manometer 1mmHg. Perhitungan ketelitian, %error, dan keakuratan pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 20mmHg-30mmHg pada Lampiran 5. Grafik Hubungan linearitas nilai tekanan yang terukur pada manometer dengan *input* tekanan pada pompa terapi tersaji pada Gambar 4.18.



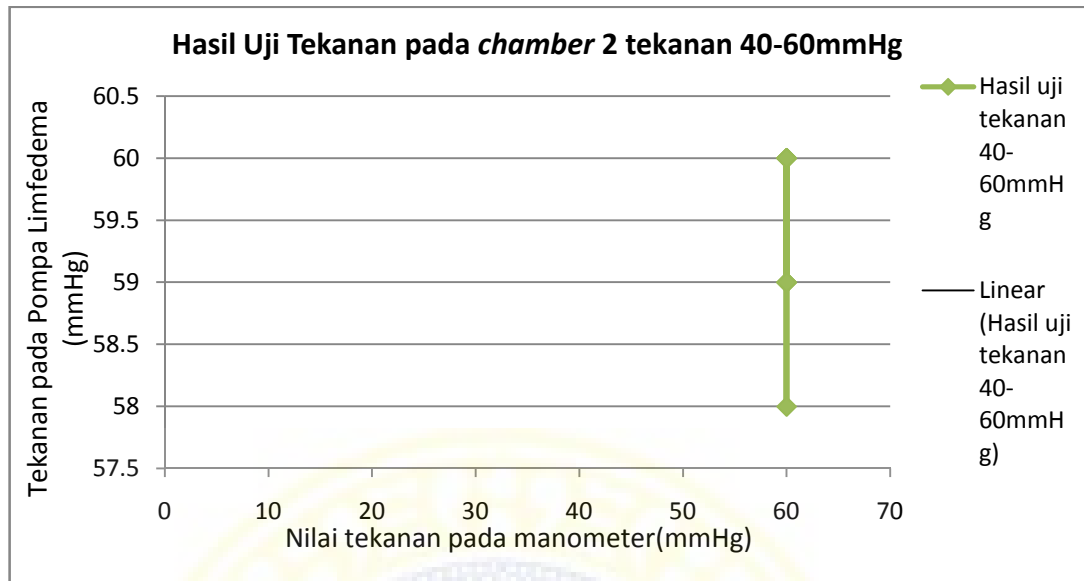
No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)
1	40	38
2	40	40
3	40	39
4	40	38
5	40	39
6	40	39
7	40	38
8	40	40
9	40	38
10	40	38
	Rata-rata	38,7



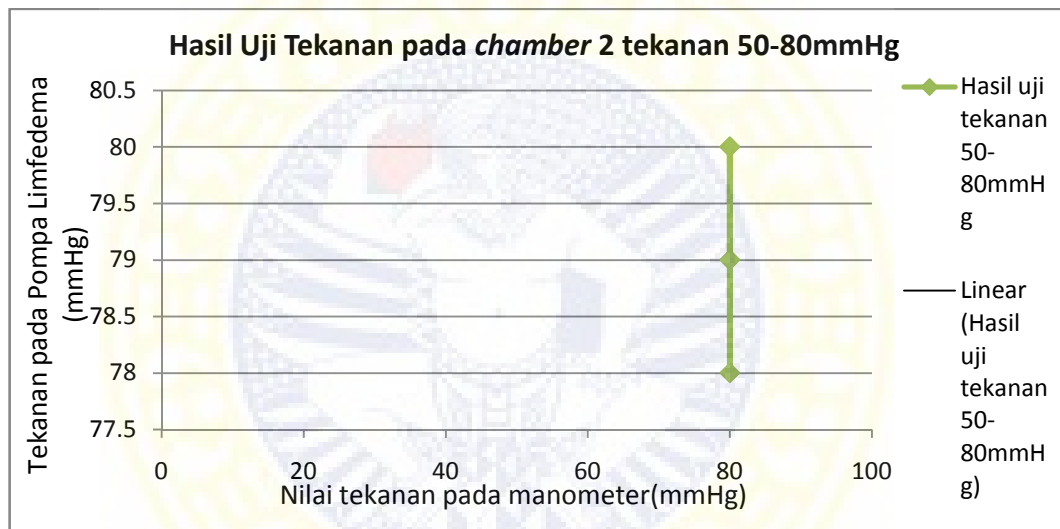
Tabel 4.10 Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 40mmHg-60mmHg

No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)
1	60	59
2	60	58
3	60	60
4	60	58
5	60	59
6	60	58
7	60	59
8	60	58
9	60	60
10	60	58
Rata-rata		58,7

Berdasarkan data hasil uji tekanan pada Tabel 4.10 didapatkan ketelitian pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 40mmHg-60mmHg adalah  $(59,3 \pm 0,8233)$  dengan *%error* 2,167% dan keakuratan alat 97,833% dengan ketelitian manometer 1mmHg. Perhitungan ketelitian, *%error*, dan keakuratan pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 40mmHg-60mmHg pada Lampiran 7. Grafik Hubungan linearitas nilai tekanan yang terukur pada manometer dengan *input* tekanan pada pompa terapi tersaji pada Gambar 4.20.



No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)
1	80	78
2	80	78
3	80	78
4	80	78
5	80	78
6	80	80
7	80	78
8	80	78
9	80	78
10	80	79
	Rata-Rata	78,3

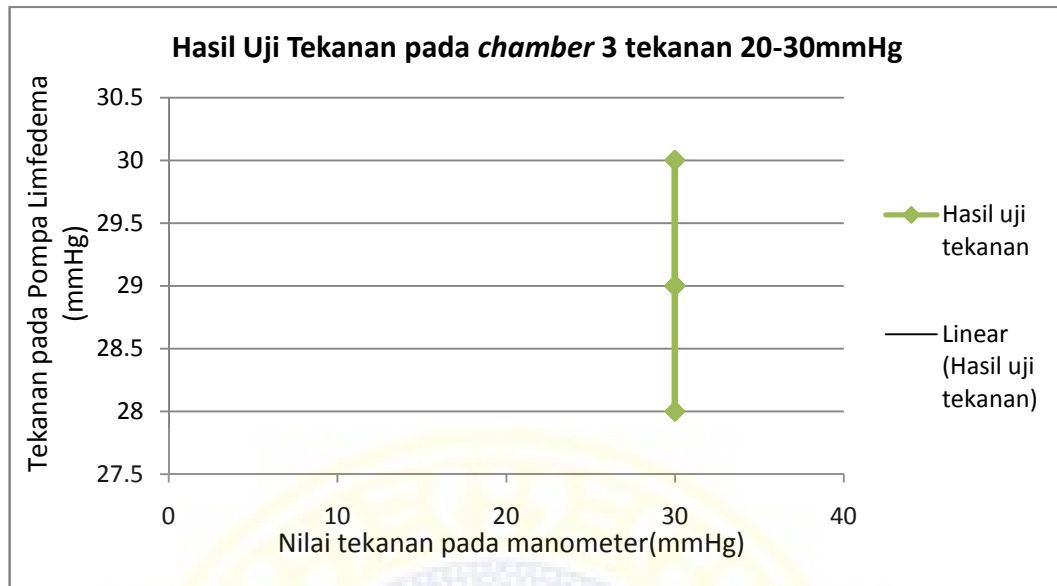


Tabel 4.12 Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg

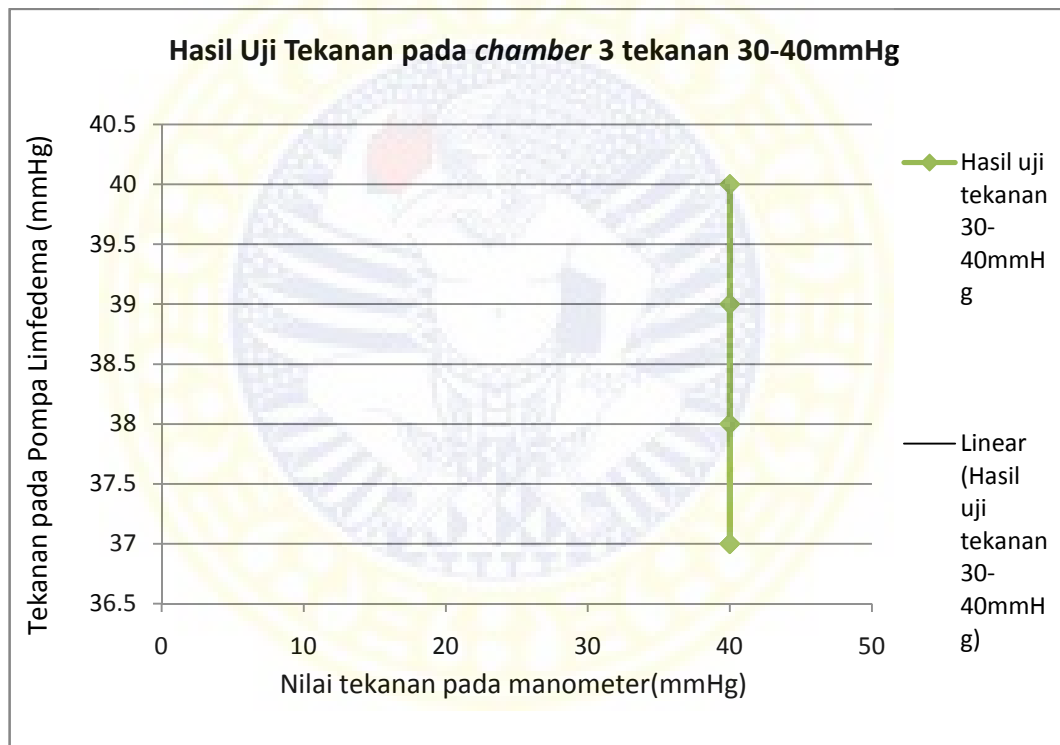
No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)
1	30	30
2	30	28
3	30	29
4	30	29
5	30	30
6	30	28
7	30	30
8	30	29
9	30	29
10	30	30
Rata-rata		29,2

Berdasarkan data hasil uji tekanan pada Tabel 4.12 didapatkan ketelitian pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg adalah  $(29,2 \pm 0,7888)$  dengan *%error* 2,667% dan keakuratan alat 97,333% dengan ketelitian manometer 1mmHg. Perhitungan ketelitian, *%error*, dan keakuratan pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg pada Lampiran 9. Grafik Hubungan linearitas nilai tekanan yang terukur pada manometer dengan *input* tekanan pada pompa terapi tersaji pada Gambar 4.22.





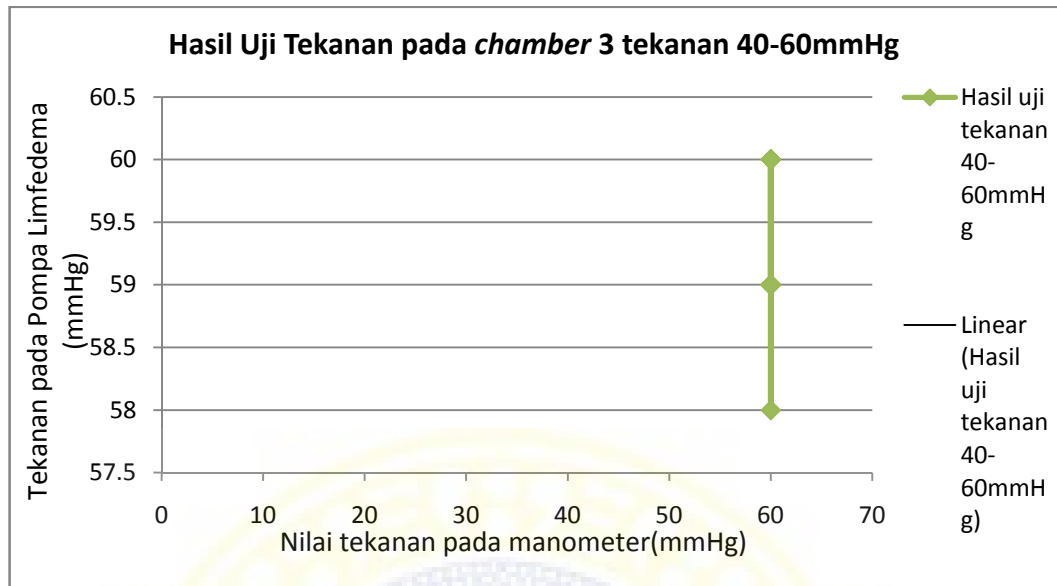
No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)
1	40	37
2	40	38
3	40	40
4	40	38
5	40	37
6	40	39
7	40	37
8	40	37
9	40	39
10	40	40
	Rata-rata	38,2



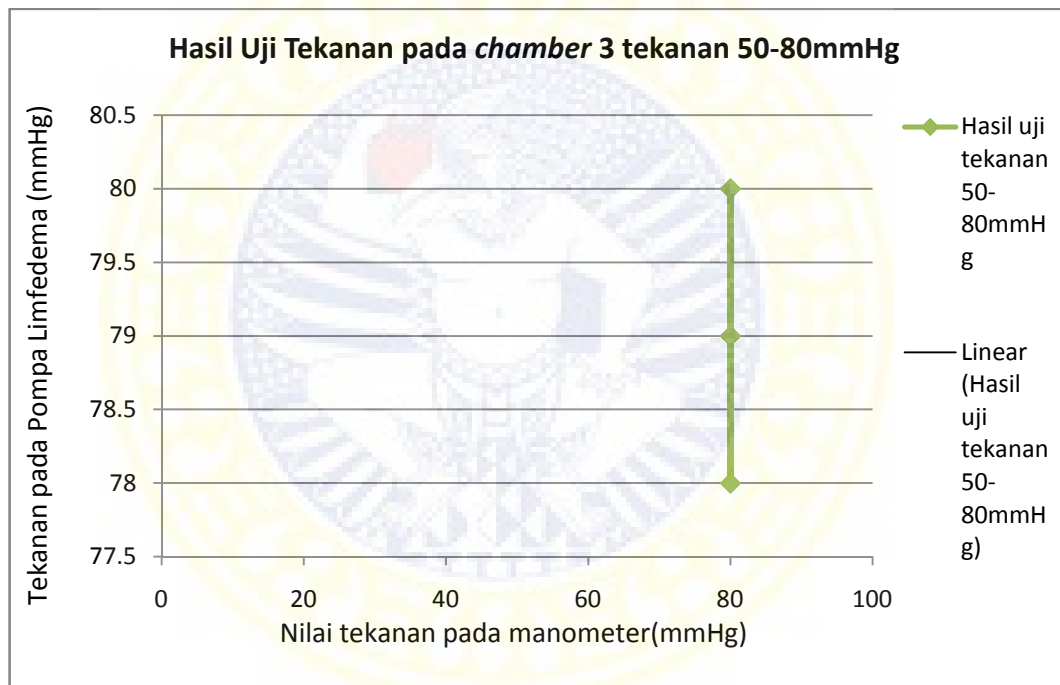
Tabel 4.14 Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg

No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)
1	60	58
2	60	60
3	60	58
4	60	59
5	60	58
6	60	59
7	60	60
8	60	59
9	60	59
10	60	58
Rata-rata		58,8

Berdasarkan data hasil uji tekanan pada Tabel 4.14 didapatkan ketelitian pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg adalah  $(58,8 \pm 0,7888)$  dengan *%error* 2% dan keakuratan alat 98% dengan ketelitian manometer 1mmHg. Perhitungan ketelitian, *%error*, dan keakuratan pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg pada Lampiran 11. Grafik Hubungan linearitas nilai tekanan yang terukur pada manometer dengan *input* tekanan pada pompa terapi tersaji pada Gambar 4.24.



No.	Manometer (mmHg)	MPX5050DP (mmHg)
1	80	79
2	80	78
3	80	79
4	80	80
5	80	79
6	80	79
7	80	80
8	80	79
9	80	80
10	80	78
	Rata-Rata	79,1



Tabel 4.16 Hasil uji keakuratan tekanan pada pompa limfedema

No	Chamber	Tekanan (mmHg)	Ketelitian	%Error	Keakuratan
1	1	20-30	(29,5±0,5270)	1,667%	98,333%
2	1	30-40	(38,8±0,7888)	3%	97%
3	1	40-60	(58,8±0,9189)	2%	98%
4	1	50-80	(78,7±0,8233)	1,625%	98,375%
5	2	20-30	(29,1±0,7379)	3%	97%
6	2	30-40	(38,7±0,8233)	3,25%	96,75%
7	2	40-60	(58,7±0,8233)	2,167%	97,833%
8	2	50-80	(78,3±0,67495)	2,125%	97,875%
9	3	20-30	(29,2±0,7888)	2,667%	97,333%
10	3	30-40	(38,2±1,2293)	4,5%	95,5%
11	3	40-60	(58,8±0,7888)	2%	98%
12	3	50-80	(79,1±0,7379)	1,125%	98,875%

#### 4.1.4.4 Hasil Uji Waktu

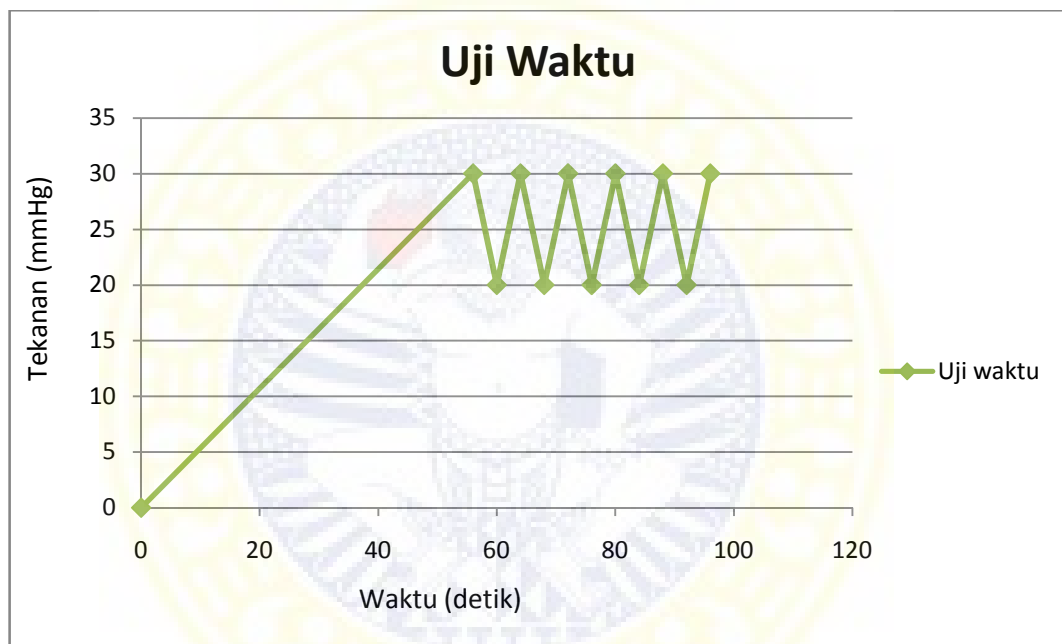
Pompa limfedema yang dibuat dapat memijat lengan penderita limfedema agar cairan limfa yang tertumpuk diantara jaringan dapat dikembalikan ke pembuluh limfa. Pompa limfedema dapat memijat dikarenakan pada *software* diberikan masukan tekanan maksimal dan minimal, sehingga saat tekanan maksimal tercapai maka udara pada *handcuff* terbuang melalui *solenoid valve* dan tekanan pada *handcuff* akan menurun. Saat tekanan menurun dan mencapai tekanan minimal maka *solenoid valve* menutup dan udara pada *handcuff* akan terisi kembali. Menambah dan mengurangi udara dibutuhkan waktu sampai

mencapai tekanan minimal atau tekanan maksimal maka dilakukan uji waktu. Uji waktu dilakukan untuk mengetahui berapa detik mengembangnya *handcuff* sampai tekanan maksimal, berapa waktu untuk mengempiskan *handcuff* sampai tekanan minimal dan berapa waktu yang diperlukan untuk mengembangkan *handcuff* sampai tekanan maksimal dari tekanan minimal. Untuk uji waktu ini digunakan tekanan maksimal sebesar 30mmHg dan tekanan minimal sebesar 30mmHg. Hasil dari uji waktu tersaji pada Tabel 4.17.

Tabel 4.17 Hasil uji waktu

No	Waktu (detik)	Tekanan (mmHg)
1	0	0
2	56	30
3	60	20
4	64	30
5	68	20
6	72	30
7	76	20
8	80	30
9	84	20
10	88	30
11	92	20
12	96	30

Berdasarkan Tabel 4.17 waktu untuk mencapai tekanan maksimal 30mmHg dibutuhkan waktu 56 detik, dapat disimpulkan bahwa pengembangan





## **BAB V**

### **KESIMPULAN DAN SARAN**

#### **5.1 Kesimpulan**

Berdasarkan analisis data dan pembahasan yang dilakukan pada penelitian ini dapat diperoleh kesimpulan sebagai berikut:

1. Pompa limfedema untuk terapi limfedema berbasis mikrokontroler dapat bekerja dengan baik. Alat ini memiliki pilihan tekanan 20mmHg-30mmHg, 30mmHg-40mmHg, 40mmHg-60mmHg, dan 50mmHg-80mmHg.
2. Pompa limfedema untuk terapi limfedema berbasis mikrokontroler dapat dipakai pada lengan dengan *handcuff 3 chamber*.

#### **5.2 Saran**

Berikut ini adalah saran-saran yang dapat dipertimbangkan untuk penyempurnaan penelitian ini lebih lanjut:

1. Dalam pengembangan berikutnya dapat ditambahkan software untuk menampilkan waktu terapi.
2. Dalam pengembangan berikutnya dapat diganti dengan pompa yang memiliki keluaran udara lebih besar sehingga tidak terlalu lama mengembangkan *handcuff*.
3. Dalam pengembangan berikutnya dapat ditambahkan *chamber* agar dipakai untuk terapi limfedema pada kaki.

4. Dalam pengembangan berikutnya ditambahkan rangkaian *adder* pada sensor agar tegangan keluaran sensor terbaca nol saat tekanan terbaca nol.



## DAFTAR PUSTAKA

- Anonim. 2012. *Jual Katup*. <http://www.dhost.biz/tag/pompa/>. diakses 15 Januari 2013.
- Bejo, A. 2007. *C&AVR Rahasia Kemudahan Bahasa C Dalam Mikrokontroler ATmega8535*. Graha Ilmu: Yogyakarta.
- Brooker, C .2008. *Ensiklopedia Keperawatan*. Jakarta:Penerbit ECG.
- Budiharto, W. 2005. *Interfacing Komputer dan Mikrokontroller*. PT.Elexmedia Komputindo Kelompok Gramedia. Jakarta.
- Cummings, B. 2001. *Human Anatomy*. Addison Wesley Longman Inc.
- Damstra, R.J. et al. 2009. *Compression Therapy in Breast Cancer-Related Lymphedema: A Randomized, Controlled Comparative Study of Relation Between Volume and Interface Pressure Changes*.
- Freescale Semiconductor. 2010. *Integrated Silicon Pressure Sensor on-Chip Signal Conditioning, Temperature Compensate and Calibrated*. Freescale semiconductor inc.
- Grace, P.A., Neil R. Borley. 2006. *At a Glance Ilmu Bedah*. Erlangga
- Guyton, H. 2006. *Textbook of Medical Physiology*. Saunders
- Hoffmann, C. 2012. *The Lymphatic system*. <http://lymphatictherapy.co.za/manual-lymph-drainage-4/the-lymphatic-system>. Diakses 13 januari 2013.
- Lee, B.B et al. 2011. *Lymphedema: A Concise Compendium of Theory and Practice*. Springer: New York.
- Macdonald, J.M. et al. 2003. *Lymphedema, Lipedema, and the Open Wound the Role of Compression Therapy*.
- One Care vienna medical. 2006. *Lymphedema Therapy Treatment*. <http://www.viennamedical.com/1601-fp-medical/compression%20pumps.html>. diakses 14 Januari 2013.
- Parallax. 2005. *2x16 Parallel LCD*. Parallax INC. California, Amerika Serikat.
- Parstch, H. 2011. *Sclerotherapy*. Elsevier Inc.

- Revis, D.R. 2009. *Lymphedema*. <http://emedicine.medscape.com/article/191350-followupmated>. diakses 20 Mei 2012.
- Sabiston, D.C. 1994p. *Buku Ajar Bedah, Bagian 2*. Jakarta: Penerbit EGC.
- Sjamsuhidajat R, de Jong W. 2003. *Buku Ajar Ilmu Bedah*. Edisi 2. Jakarta: Penerbit EGC.
- The Medcom Group. 2012. *Bio Compression SC-3004 Sequential Circulator (Lymphedema Pump)*. [http://www.medcomgroup.com/Bio\\_Compression\\_SC\\_3004\\_Lymphedema\\_pump\\_p/sc-3004.htm](http://www.medcomgroup.com/Bio_Compression_SC_3004_Lymphedema_pump_p/sc-3004.htm). diakses 12 Januari 2013.
- Tim penanggulangan & Pelayanan Kanker Payudara Terpadu Paripurna R.S. Kanker Dharmais. 2003. *Penatalaksanaan Kanker Payudara Terkini*. Jakarta.
- Wilson, J. 2005. *Sensor Technology Handbook*. Oxford: Elsevier Inc.
- Zuther, J E. 2009. *Lymphedema Management: The Comprehensive Guide for Practitioners*.
- Zuther, J. 2010. *The Role of Compression Garments in the Treatment of Lymphedema*. <http://www.lymphedemablog.com/2010/09/19/the-role-of-compression-garments-in-the-treatment-of-lymphedema/>. diakses 14 Januari 2013.

**Lampiran 1:** Perhitungan *standart* deviasi dan akurasi pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg

Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg

No.	Manometer (mmHg)=y	MPX5050DP (mmHg)=x	$\left(\frac{x_i - \bar{x}}{x_i - \bar{x}}\right)^2$
1	30	29	0,25
2	30	29	0,25
3	30	29	0,25
4	30	30	0,25
5	30	29	0,25
6	30	30	0,25
7	30	30	0,25
8	30	29	0,25
9	30	30	0,25
10	30	30	0,25
Jumlah		295	2,5

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} = \frac{295}{10} = 29,5$$

$$\Delta x = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} = \sqrt{\frac{2,5}{10 - 1}} = 0,527$$

$$\%error = \left| \frac{\bar{y} - \bar{x}}{\bar{y}} \right| \times 100\% = \left| \frac{30 - 29,5}{30} \right| \times 100\% = 1,667\%$$

$$Akurasi = 100\% - \%error = 100\% - 1,667\% = 98,333\%$$

**Lampiran 2:** Perhitungan *standart* deviasi dan akurasi pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 30mmHg-40mmHg

Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 30mmHg -40mmHg

No.	Manometer (mmHg)=y	MPX5050DP (mmHg)=x	$\frac{(y - 40mmHg)^2}{x^2 - \bar{x}^2}$
1	40	40	1,44
2	40	38	0,64
3	40	39	0,04
4	40	38	0,64
5	40	39	0,04
6	40	40	1,44
7	40	39	0,04
8	40	38	0,64
9	40	39	0,04
10	40	38	0,64
Jumlah		388	5,6

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} = \frac{388}{10} = 38,8$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} = \sqrt{\frac{5,6}{10 - 1}} = 0,7888$$

$$\%error = \left| \frac{\bar{y} - \bar{x}}{\bar{y}} \right| \times 100\% = \left| \frac{40 - 38,8}{40} \right| \times 100\% = 3\%$$

$$Akurasi = 100\% - \%error = 100\% - 3\% = 97\%$$

**Lampiran 3:** Perhitungan *standart* deviasi dan akurasi pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg

Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 40mmHg -60mmHg

No.	Manometer (mmHg)=y	MPX5050DP (mmHg)=x	$\left(\frac{y - 60}{x - 58}\right)^2$
1	60	58	0,64
2	60	59	0,04
3	60	58	0,64
4	60	60	1,44
5	60	59	0,04
6	60	58	0,64
7	60	60	1,44
8	60	58	0,64
9	60	60	1,44
10	60	58	0,64
Jumlah		588	7,6

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} = \frac{58,8}{10} = 5,88$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} = \sqrt{\frac{7,6}{10 - 1}} = 0,9189$$

$$\%error = \left| \frac{\bar{y} - \bar{x}}{\bar{y}} \right| \times 100\% = \left| \frac{60 - 58,8}{60} \right| \times 100\% = 2\%$$

$$Akurasi = 100\% - \%error = 100\% - 2\% = 98\%$$

**Lampiran 4:** Perhitungan *standart* deviasi dan akurasi pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 50mmHg-80mmHg

Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 1 dengan tekanan 50mmHg-80mmHg

No.	Manometer (mmHg)=y	MPX5050DP (mmHg)=x	$\left(\frac{x_i - \bar{x}}{x_i - \bar{x}}\right)^2$
1	80	78	0,49
2	80	79	0,09
3	80	80	1,69
4	80	78	0,49
5	80	79	0,09
6	80	80	1,69
7	80	78	0,49
8	80	79	0,09
9	80	78	0,49
10	80	78	0,49
Jumlah		787	6,1

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} = \frac{787}{10} = 78,7$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} = \sqrt{\frac{6,1}{10 - 1}} = 0,8233$$

$$\%error = \left| \frac{\bar{y} - \bar{x}}{\bar{y}} \right| \times 100\% = \left| \frac{80 - 78,7}{80} \right| \times 100\% = 1,625\%$$

$$Akurasi = 100\% - \%error = 100\% - 1\% = 98,375\%$$



**Lampiran 5:** Perhitungan *standart* deviasi dan akurasi pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 20mmHg-30mmHg

Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 20mmHg-30mmHg

No.	Manometer (mmHg)=y	MPX5050DP (mmHg)=x	$\left(\frac{x_i - \bar{x}}{x_i - \bar{x}}\right)^2$
1	30	29	0,01
2	30	28	1,21
3	30	30	0,81
4	30	29	0,01
5	30	29	0,01
6	30	29	0,01
7	30	28	1,21
8	30	30	0,81
9	30	29	0,01
10	30	30	0,81
Jumlah		291	4,9

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} = \frac{291}{10} = 29,1$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{4,9}{10-1}} = 0,7379$$

$$\%error = \left| \frac{\bar{y} - \bar{x}}{\bar{y}} \right| \times 100\% = \left| \frac{30 - 29,1}{30} \right| \times 100\% = 3\%$$

$$Akurasi = 100\% - \%error = 100\% - 3\% = 97\%$$

**Lampiran 6:** Perhitungan *standart* deviasi dan akurasi pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 30mmHg-40mmHg

Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 30mmHg-40mmHg

No.	Manometer (mmHg)=y	MPX5050DP (mmHg)=x	$\frac{(y - \bar{y})^2}{\bar{y}}$
1	40	38	0,49
2	40	40	1,69
3	40	39	0,09
4	40	38	0,49
5	40	39	0,09
6	40	39	0,09
7	40	38	0,49
8	40	40	1,69
9	40	38	0,49
10	40	38	0,49
Jumlah		387	6,1

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} = \frac{387}{10} = 38,7$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} = \sqrt{\frac{6,1}{10 - 1}} = 0,8233$$

$$\%error = \left| \frac{\bar{y} - \bar{x}}{\bar{y}} \right| \times 100\% = \left| \frac{40 - 38,7}{40} \right| \times 100\% = 3,25\%$$

$$Akurasi = 100\% - \%error = 100\% - 3,25\% = 96,75\%$$

**Lampiran 7:** Perhitungan *standart* deviasi dan akurasi pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 40mmHg-60mmHg

Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 40mmHg-60mmHg

No.	Manometer (mmHg)=y	MPX5050DP (mmHg)=x	$\left(\frac{x - \bar{x}}{\bar{x}}\right)^2$
1	60	59	0,09
2	60	58	0,49
3	60	60	1,69
4	60	58	0,49
5	60	59	0,09
6	60	58	0,49
7	60	59	0,09
8	60	58	0,49
9	60	60	1,69
10	60	58	0,49
Jumlah		587	6,1

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} = \frac{587}{10} = 58,7$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} = \sqrt{\frac{6,1}{10 - 1}} = 0,8233$$

$$\%error = \left| \frac{\bar{y} - \bar{x}}{\bar{y}} \right| \times 100\% = \left| \frac{60 - 58,7}{60} \right| \times 100\% = 2,167\%$$

$$Akurasi = 100\% - \%error = 100\% - 2,167\% = 97,833\%$$

**Lampiran 8:** Perhitungan *standart* deviasi dan akurasi pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 50mmHg-80mmHg

Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber 2* dengan tekanan 50mmHg-80mmHg

No.	Manometer (mmHg)=y	MPX5050DP (mmHg)=x	$\left(\frac{y - \bar{y}}{\bar{y}}\right)^2$
1	80	78	0,09
2	80	78	0,09
3	80	78	0,09
4	80	78	0,09
5	80	78	0,09
6	80	80	2,89
7	80	78	0,09
8	80	78	0,09
9	80	78	0,09
10	80	79	0,49
Jumlah		783	4,1

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} = \frac{783}{10} = 78,3$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} = \sqrt{\frac{4,1}{10 - 1}} = 0,67495$$

$$\%error = \left| \frac{\bar{y} - \bar{x}}{\bar{y}} \right| \times 100\% = \left| \frac{80 - 78,3}{80} \right| \times 100\% = 2,125\%$$

$$Akurasi = 100\% - \%error = 100\% - 2,125\% = 97,875\%$$

**Lampiran 9:** Perhitungan *standart* deviasi dan akurasi pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg

Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 20mmHg-30mmHg

No.	Manometer (mmHg)=y	MPX5050DP (mmHg)=x	$\left(\frac{x_i - \bar{x}}{x_i - \bar{x}}\right)^2$
1	30	30	0,64
2	30	28	1,44
3	30	29	0,04
4	30	29	0,04
5	30	30	0,64
6	30	28	1,44
7	30	30	0,64
8	30	29	0,04
9	30	29	0,04
10	30	30	0,64
Jumlah		292	5,6

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} = \frac{292}{10} = 29,2$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{5,6}{10-1}} = 0,7888$$

$$\%error = \left| \frac{\bar{y} - \bar{x}}{\bar{y}} \right| \times 100\% = \left| \frac{30 - 29,2}{30} \right| \times 100\% = 2,667\%$$

$$Akurasi = 100\% - \%error = 100\% - 2,667\% = 97,333\%$$

**Lampiran 10:** Perhitungan *standart* deviasi dan akurasi pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 30mmHg-40mmHg

Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 30mmHg-40mmHg

No.	Manometer (mmHg)=y	MPX5050DP (mmHg)=x	$\frac{(y - \bar{y})^2}{x - \bar{x}}$
1	40	37	1,44
2	40	38	0,04
3	40	40	3,24
4	40	38	0,04
5	40	37	1,44
6	40	39	0,64
7	40	37	1,44
8	40	37	1,44
9	40	39	0,64
10	40	40	3,24
Jumlah		382	13,6

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} = \frac{382}{10} = 38,2$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} = \sqrt{\frac{13,6}{10 - 1}} = 1,2293$$

$$\%error = \left| \frac{\bar{y} - \bar{x}}{\bar{y}} \right| \times 100\% = \left| \frac{40 - 38,2}{40} \right| \times 100\% = 4,5\%$$

$$Akurasi = 100\% - \%error = 100\% - 4,5\% = 95,5\%$$

**Lampiran 11:** Perhitungan *standart* deviasi dan akurasi pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg

Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 40mmHg-60mmHg

No.	Manometer (mmHg)=y	MPX5050DP (mmHg)=x	$\left(\frac{x - \bar{x}}{\bar{y}}\right)^2$
1	60	58	0,64
2	60	60	1,44
3	60	58	0,64
4	60	59	0,04
5	60	58	0,64
6	60	59	0,04
7	60	60	1,44
8	60	59	0,04
9	60	59	0,04
10	60	58	0,64
Jumlah		588	5,6

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} = \frac{588}{10} = 58,8$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} = \sqrt{\frac{5,6}{10 - 1}} = 0,7888$$

$$\%error = \left| \frac{\bar{y} - \bar{x}}{\bar{y}} \right| \times 100\% = \left| \frac{60 - 58,8}{60} \right| \times 100\% = 2\%$$

$$Akurasi = 100\% - \%error = 100\% - 2\% = 98\%$$

**Lampiran 12:** Perhitungan *standart* deviasi dan akurasi pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 50mmHg-80mmHg

Hasil uji tekanan pompa limfedema pada *chamber* 3 dengan tekanan 50mmHg-80mmHg

No.	Manometer (mmHg)=y	MPX5050DP (mmHg)=x	$\left(\frac{y - \bar{y}}{\bar{y}}\right)^2$
1	80	79	0,01
2	80	78	1,21
3	80	79	0,01
4	80	80	0,81
5	80	79	0,01
6	80	79	0,01
7	80	80	0,81
8	80	79	0,01
9	80	80	0,81
10	80	78	1,21
Jumlah		791	4,9

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} = \frac{791}{10} = 79,1$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} = \sqrt{\frac{4,9}{10 - 1}} = 0,7379$$

$$\%error = \left| \frac{\bar{y} - \bar{x}}{\bar{y}} \right| \times 100\% = \left| \frac{80 - 79,1}{80} \right| \times 100\% = 1,125\%$$

$$Akurasi = 100\% - \%error = 100\% - 1,125\% = 98,875\%$$



**Lampiran 13:** Program Pompa Limfedema

```
#include <LiquidCrystal.h>

long detik;

int sensor = A0;

int hasilsensor =0;

int tekanan;

float tegangan;

float tekananmaks;

float tekananmin;

int button1 = 9;

int button2 = 8;

int button3 = 7;

int button4 = 6;

int tekan1;

int tekan2;

int tekan3;

int tekan4;

int motor = 1;

int valve = 10;

LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);

void setup()
{
  pinMode(motor,OUTPUT);
  pinMode(valve,OUTPUT);
```

```
digitalWrite(motor,LOW);
digitalWrite(valve,LOW);
pinMode(button1,INPUT);
pinMode(button2,INPUT);
pinMode(button3,INPUT);
pinMode(button4,INPUT);

lcd.begin(16,2);

lcd.setCursor(0,0);

lcd.print("      POMPA LIMFEDEMA");

lcd.setCursor(0,1);

lcd.print("      UNAIR  ");

delay(2000);

lcd.setCursor(0,0);

for (char k=0;k<30;k++)
{
  lcd.scrollDisplayLeft();
  delay(800);
}

lcd.clear();
}

void loop()
{
  tekan1 = digitalRead(button1);
  tekan2 = digitalRead(button2);
  tekan3 = digitalRead(button3);
  tekan4 = digitalRead(button4);
```

```

lcd.setCursor(0,0);

lcd.print("1.30 2.40");

lcd.setCursor(0,1);

lcd.print("3.60 4.80");

delay(10);

int a = 0;

if (tekan1 == HIGH)
{
    tekananmaks = 30;
    tekananmin = 20;
    a=1;
    if ( a==1)
    {
        while(detik<=170)
        {
            digitalWrite(motor,HIGH);
            digitalWrite(valve,HIGH);
            lcd.setCursor(0,0);
            lcd.print("proses pemijatan");
            lcd.setCursor(0,1);
            lcd.print(tekanan);
            lcd.print(" mmHg  ");
            hasilsensor= analogRead(sensor);
            tegangan = (hasilsensor*5)/1023.0;
            tekanan = (((tegan/5)-0.04)/0.018)*7.5)+2.8;
        while ( tekanan >= tekananmaks )
        {

```

```

digitalWrite(valve, LOW);

delay(4000);

hasilsensor= analogRead(sensor);

tegangan = (hasilsensor*5)/1023.0;

tekanan = (((tegangan/5)-0.04)/0.018)*7.5)+2.8;

if ( tekanan == tekananmin )

{

digitalWrite(valve,HIGH);

}

}

detik=detik+1;delay(1000);

}

digitalWrite(motor,LOW);

digitalWrite(valve,LOW);

detik=0;

}

}

else if (tekan2 == HIGH)

{

tekananmaks = 40;

tekananmin = 30;

a=2;

if ( a==2)

{

while(detik<=170){

digitalWrite(motor,HIGH);

digitalWrite(valve,HIGH);

```

```

lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("proses pemijatan");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(tekanan);
lcd.print(" mmHg  ");
hasilsensor= analogRead(sensor);
delay(10);

tegangan = (hasilsensor*5)/1023.0;
tekanan = (((tegangan/5)-0.04)/0.018)*7.5)+2.8;
while ( tekanan >= tekananmaks )
{
  digitalWrite(valve, LOW);
  delay(4000);
  hasilsensor= analogRead(sensor);
  tegangan = (hasilsensor*5)/1023.0;
  tekanan = (((tegangan/5)-0.04)/0.018)*7.5)+2.8;
  if ( tekanan == tekananmin )
  {
    digitalWrite(valve,HIGH);
  }
}
detik=detik+1;delay(1000);
}
digitalWrite(motor,LOW);
digitalWrite(valve,LOW);detik=0;
}
}

```

```

else if (tekan3 == HIGH)
{
    tekananmaks = 60;
    tekananmin = 40;
    a=3;
    if ( a==3)
    {
        while(detik<=170){
            digitalWrite(motor,HIGH);
            digitalWrite(valve,HIGH);
            lcd.setCursor(0,0);
            lcd.print("proses pemijatan");
            lcd.setCursor(0,1);
            lcd.print(tekanan);
            lcd.print(" mmHg  ");
            hasilsensor= analogRead(sensor);
            tegangan = (hasilsensor*5)/1023.0;
            tekanan = (((tegangannya)/5)-0.04)/0.018)*7.5)+2.8;
            while ( tekanan >= tekananmaks )
            {
                digitalWrite(valve, LOW);
                delay(4000);
                hasilsensor= analogRead(sensor);
                tegangan = (hasilsensor*5)/1023.0;
                tekanan = (((tegangannya)/5)-0.04)/0.018)*7.5)+2.8;
                if ( tekanan == tekananmin )

```

```

    {
        digitalWrite(valve,HIGH);
    }
}
detik=detik+1;delay(1000);

}
digitalWrite(motor,LOW);
digitalWrite(valve,LOW);detik=0;
}
}

else if (tekan4 == HIGH)
{
    tekananmaks = 80;
    tekananmin = 50;
    a=4;
    if ( a==4)
    {
        while(detik<=170){
            digitalWrite(motor,HIGH);
            digitalWrite(valve,HIGH);
            lcd.setCursor(0,0);
            lcd.print("proses pemijatan");
            lcd.setCursor(0,1);
            lcd.print(tekanan);
            lcd.print(" mmHg  ");

```

```

hasilsensor= analogRead(sensor);

delay(10);

tegangan = (hasilsensor*5)/1023.0;

tekanan = (((tegangan/5)-0.04)/0.018)*7.5)+2.8;

while ( tekanan >= tekananmaks )
{
    digitalWrite(valve, LOW);

    delay(4000);

    hasilsensor= analogRead(sensor);

    tegangan = (hasilsensor*5)/1023.0;

    tekanan = (((tegangan/5)-0.04)/0.018)*7.5)+2.8;

    if ( tekanan == tekananmin )
    {
        digitalWrite(valve,HIGH);
    }
}

detik=detik+1;delay(1000);

}

digitalWrite(motor,LOW);

digitalWrite(valve,LOW);detik=0;

} } }

```



## Freescale Semiconductor

MPX5050  
Rev 11, 03/2010

## Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPX5050 series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This patented, single element transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

### Features

- 2.5% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Temperature Compensated Over -40° to +125°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Durable Epoxy Unibody Element
- Easy-to-Use Chip Carrier Option

**MPX5050  
MPXV5050  
MPVZ5050  
Series**

0 to 60 kPa (0 to 7.26 psi)  
0.2 to 4.7 V Output

### ORDERING INFORMATION

Device Name	Case No.	# of Ports			Gauge	Pressure Type			Device Marking
		None	Single	Dual		Differential	Absolute		
Unibody Package (MPX5050 Series)									
MPX5050D	867	*				*			MPX5050D
MPX5050DP	867C			*		*			MPX5050DP
MPX5050GP	867B		*		*				MPX5050GP
MPX5050GP1	867B		*		*				MPX5050GP
Small Outline Package (MPXV5050 Series)									
MPXV5050GP	1369		*		*				MPXV5050GP
MPXV5050DP	1351			*		*			MPXV5050DP
MPXV5050CEU	482A		*		*				MPXV5050U
MPXV5050CE11	482A		*		*				MPXV5050G
Small Outline Package (Media Resistant Gel) (MPVZ5050 Series)									
MPVZ5050W7U	1560		*		*				MZ5050W

# Freescale Semiconductor

MPX5050  
Rev 11, 03/2010

## Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPXx5050 series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This patented, single element transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

**MPX5050  
MPXV5050  
MPVZ5050  
Series**

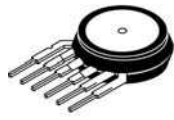
**0 to 50 kPa (0 to 7.25 psi)  
0.2 to 4.7 V Output**

### Features

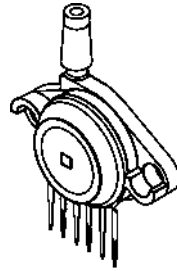
- 2.5% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Temperature Compensated Over -40° to +125°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Durable Epoxy Unibody Element
- Easy-to-Use Chip Carrier Option

ORDERING INFORMATION								
Device Name	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
		None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
<b>Unibody Package (MPX5050 Series)</b>								
MPX5050D	867	•				•		MPX5050D
MPX5050DP	867C			•		•		MPX5050DP
MPX5050GP	867B		•		•			MPX5050GP
MPX5050GP1	867B		•		•			MPX5050GP
<b>Small Outline Package (MPXV5050 Series)</b>								
MPXV5050GP	1369		•		•			MPXV5050GP
MPXV5050DP	1351			•		•		MPXV5050DP
MPXV5050GC6U	482A		•		•			MPXV5050G
MPXV5050GC6T1	482A		•		•			MPXV5050G
<b>Small Outline Package (Media Resistant Gel) (MPVZ5050 Series)</b>								
MPVZ5050GW7U	1560		•		•			MZ5050GW

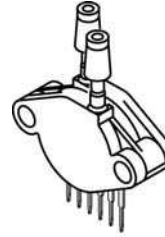
**UNIBODY PACKAGES**



**MPX5050D**  
**CASE 867-08**

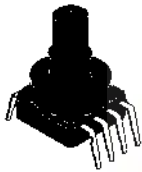


**MPX5050GP**  
**CASE 867B-04**

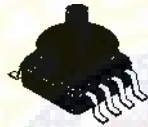


**MPX5050DP**  
**CASE 857C-05**

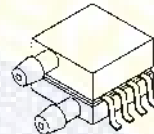
**SMALL OUTLINE PACKAGES**



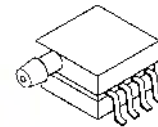
**MPVZ5050GW7U**  
**CASE 1560-03**



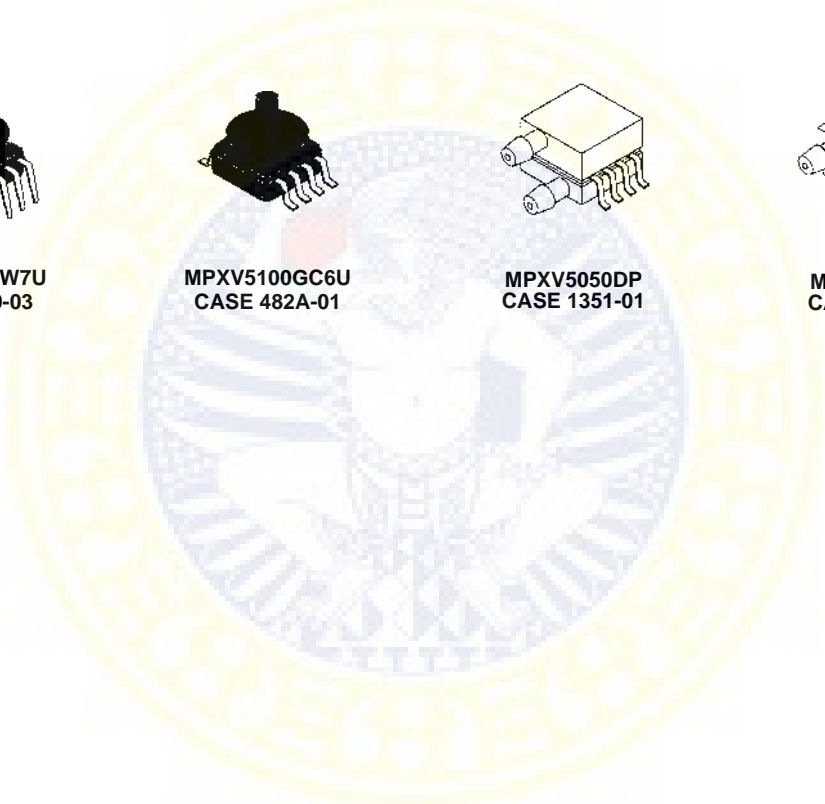
**MPXV5100GC6U**  
**CASE 482A-01**



**MPXV5050DP**  
**CASE 1351-01**



**MPXV5050GP**  
**CASE 1369-01**



## Operating Characteristics

**Table 1. Operating Characteristics** ( $V_S = 5.0$  Vdc,  $T_A = 25^\circ\text{C}$  unless otherwise noted,  $P_1 > P_2$ . Decoupling circuit shown in Figure 4 required to meet electrical specifications.)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range <sup>(1)</sup>	$P_{OP}$	0	—	50	kPa
Supply Voltage <sup>(2)</sup>	$V_S$	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	$I_o$	—	7.0	10	mAdc
Minimum Pressure Offset <sup>(3)</sup> @ $V_S = 5.0$ Volts	$V_{off}$	0.088	0.2	0.313	Vdc
Full Scale Output <sup>(4)</sup> @ $V_S = 5.0$ Volts	$V_{FSO}$	4.587	4.7	4.813	Vdc
Full Scale Span <sup>(5)</sup> @ $V_S = 5.0$ Volts	$V_{FSS}$	—	4.5	—	Vdc
Accuracy <sup>(6)</sup>	—	—	—	$\pm 2.5$	$\%V_{FSS}$
Sensitivity	V/P	—	90	—	mV/kPa
Response Time <sup>(7)</sup>	$t_R$	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	$I_{o+}$	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time <sup>(8)</sup>	—	—	20	—	ms
Offset Stability <sup>(9)</sup>	—	—	$\pm 0.5$	—	$\%V_{FSS}$

1. 1.0 kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.

2. Device is ratiometric within this specified excitation range.

3. Offset ( $V_{off}$ ) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.

4. Full Scale Output ( $V_{FSO}$ ) is defined as the output voltage at the maximum or full rated pressure.

5. Full Scale Span ( $V_{FSS}$ ) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.

6. Accuracy (error budget) consists of the following:

Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure over the specified pressure range.

Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.

Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from the minimum or maximum rated pressure at  $25^\circ\text{C}$ .

TcSpan: Output deviation over the temperature range of  $0^\circ$  to  $85^\circ\text{C}$ , relative to  $25^\circ\text{C}$ .

TcOffset: Output deviation with minimum pressure applied, over the temperature range of  $0^\circ$  to  $85^\circ\text{C}$ , relative to  $25^\circ\text{C}$ .

Variation from Nominal: The variation from nominal values, for Offset or Full Scale Span, as a percent of  $V_{FSS}$  at  $25^\circ\text{C}$ .

7. Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.

8. Warm-up Time is defined as the time required for the product to meet the specified output voltage after the Pressure has been stabilized.

9. Offset Stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

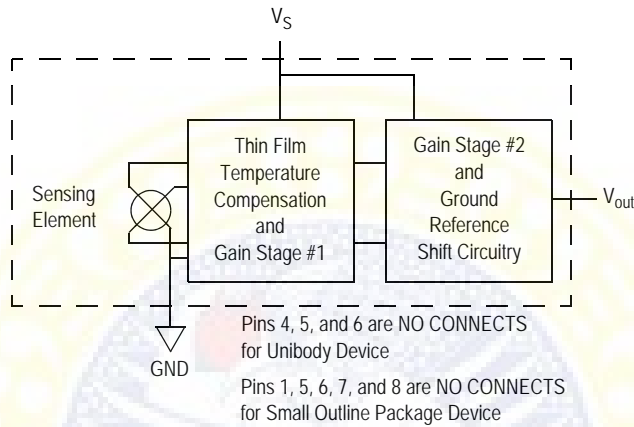
## Maximum Ratings

**Table 2. Maximum Ratings<sup>(1)</sup>**

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure ( $P_1 > P_2$ )	$P_{max}$	200	kPa
Storage Temperature	$T_{stg}$	-40° to +125°	°C
Operating Temperature	$T_A$	-40° to +125°	°C

1. Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

Figure 1 shows a block diagram of the internal circuitry integrated on a pressure sensor chip.



**Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic**

### On-chip Temperature Compensation and Calibration

Figure 3 illustrates the Differential/Gauge Sensing Chip in the basic chip carrier (Case 867). A fluorosilicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the sensor diaphragm.

The MPX5050/MPXV5050G series pressure sensor operating characteristics, and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media, other than dry air, may have adverse effects on sensor performance and long-term reliability. Contact the

factory for information regarding media compatibility in your application.

Figure 2 shows the sensor output signal relative to pressure input. Typical, minimum, and maximum output curves are shown for operation over a temperature range of 0° to 85°C using the decoupling circuit shown in Figure 4. The output will saturate outside of the specified pressure range.

Figure 4 shows the recommended decoupling circuit for interfacing the output of the integrated sensor to the A/D input of a microprocessor or microcontroller. Proper decoupling of the power supply is recommended.

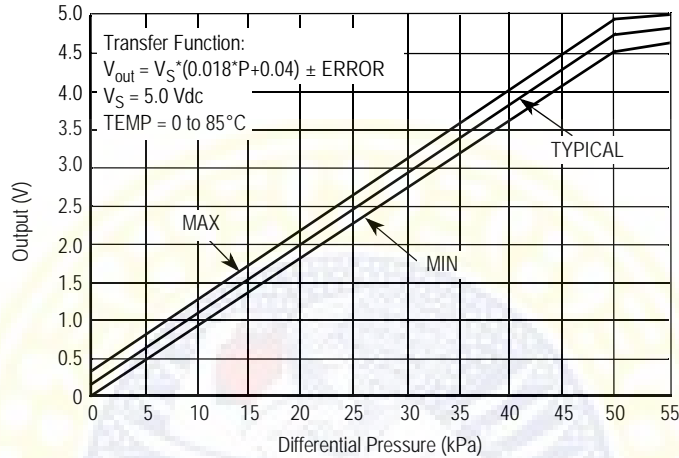


Figure 2. Output vs. Pressure Differential

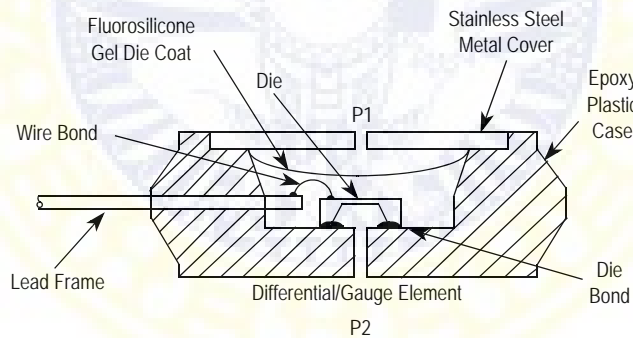


Figure 3. Cross-Sectional Diagram (not to scale)

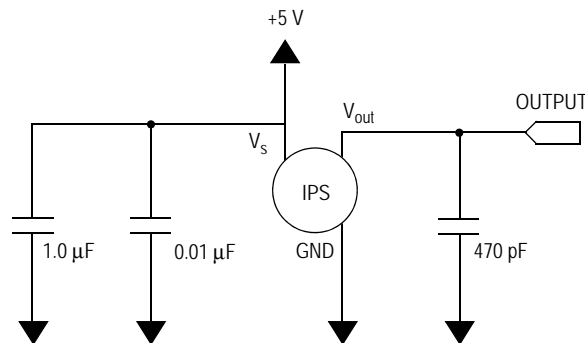
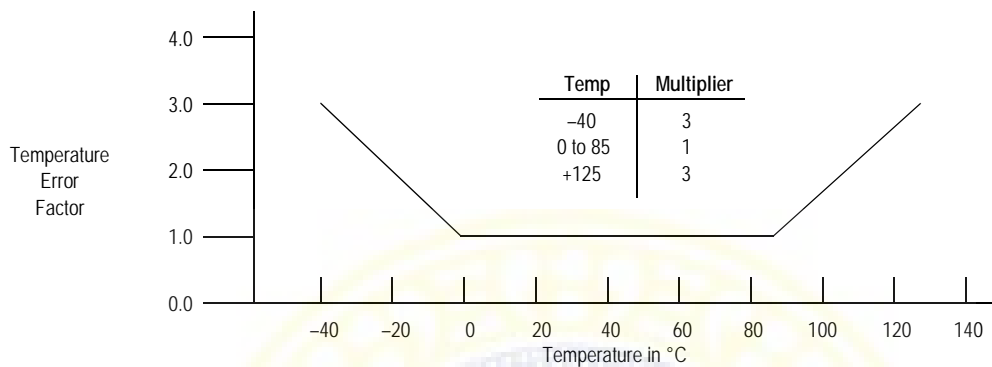


Figure 4. Recommended Power Supply Decoupling and Output Filtering  
 (For additional output filtering, please refer to Application Note AN1646)

**Transfer Function**

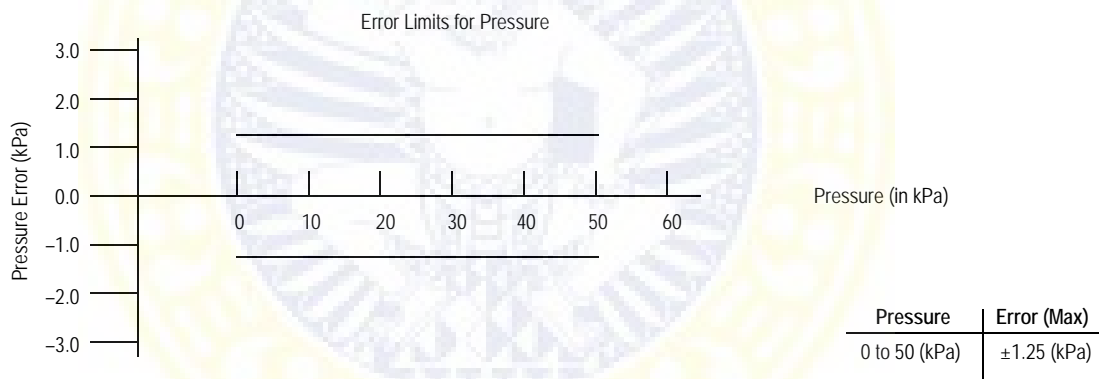
**Nominal Transfer Value:**  $V_{out} = V_S (P \times 0.018 + 0.04)$   
 $\pm (\text{Pressure Error} \times \text{Temp. Factor} \times 0.018 \times V_S)$   
 $V_S = 5.0 \text{ V} \pm 0.25 \text{ Vdc}$

**Temperature Error Band**



NOTE: The Temperature Multiplier is a linear response from 0° to -40°C and from 85° to 125°C.

**Pressure Error Band**



**PRESSURE (P1)/VACUUM (P2) SIDE IDENTIFICATION TABLE**

Freescale designates the two sides of the pressure sensor as the Pressure (P1) side and the Vacuum (P2) side. The Pressure (P1) side is the side containing fluorosilicone gel which protects the die from harsh media. The MPX pressure

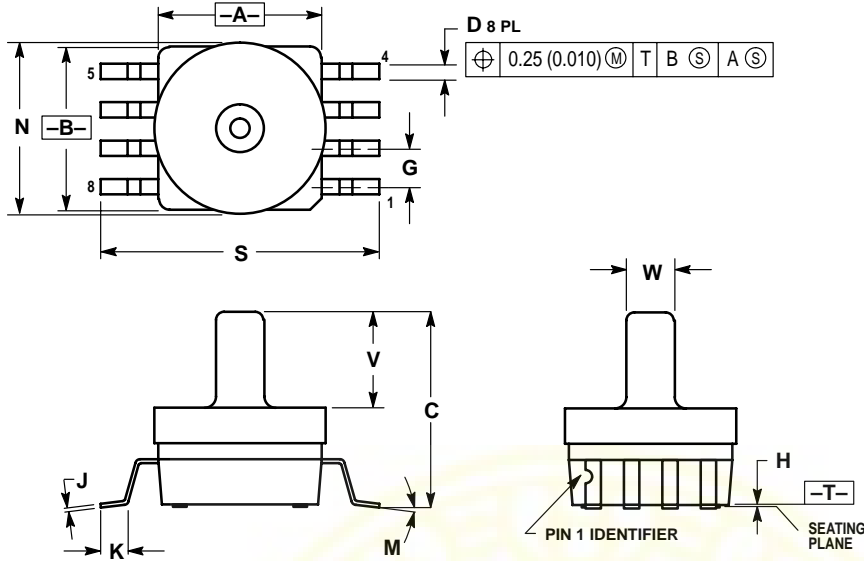
sensor is designed to operate with positive differential pressure applied, P1 > P2.

The Pressure (P1) side may be identified by using the table below:

Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPX5050D	867	Stainless Steel Cap
MPX5050DP	867C	Side with Part Marking
MPX5050GP	867B	Side with Port Attached
MPXV5050GP	1369	Side with Port Attached
MPXV5050DP	1351	Side with Part Marking
MPXV5050GC6U/T1	482A	Vertical Port Attached

**MPX5050**

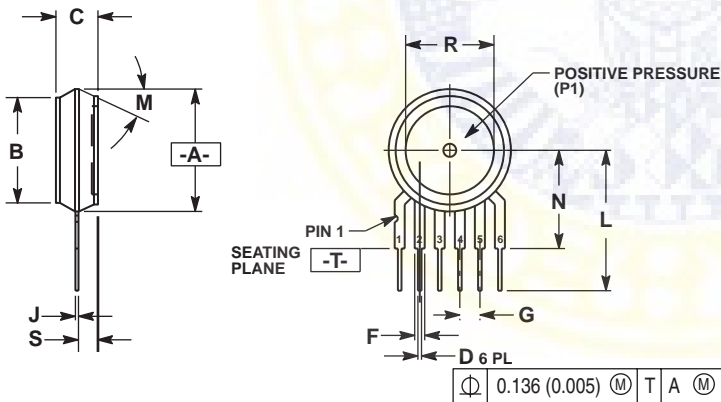
**PACKAGE DIMENSIONS**



- NOTES:
1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.
  2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
  3. DIMENSION A AND B DO NOT INCLUDE MOLD PROTRUSION.
  4. MAXIMUM MOLD PROTRUSION 0.15 (0.006).
  5. ALL VERTICAL SURFACES 5° TYPICAL DRAFT.

DIM	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.415	0.425	10.54	10.79
B	0.415	0.425	10.54	10.79
C	0.500	0.520	12.70	13.21
D	0.038	0.042	0.96	1.07
G	0.100 BSC		2.54 BSC	
H	0.002	0.010	0.05	0.25
J	0.009	0.011	0.23	0.28
K	0.061	0.071	1.55	1.80
M	0°	7°	0°	7°
N	0.444	0.448	11.28	11.38
S	0.709	0.725	18.01	18.41
V	0.245	0.255	6.22	6.48
W	0.115	0.125	2.92	3.17

**CASE 482A-01  
ISSUE A  
UNIBODY PACKAGE**



- NOTES:
1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.
  2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
  3. DIMENSION -A- IS INCLUSIVE OF THE MOLD STOP RING. MOLD STOP RING NOT TO EXCEED 16.00 (0.630).

DIM	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN	MAX	MIN	MAX
A	0.595	0.630	15.11	16.00
B	0.514	0.534	13.06	13.56
C	0.200	0.220	5.08	5.59
D	0.027	0.033	0.68	0.84
F	0.048	0.064	1.22	1.63
G	0.100 BSC		2.54 BSC	
J	0.014	0.016	0.36	0.40
L	0.695	0.725	17.65	18.42
M	30° NOM		30° NOM	
N	0.475	0.495	12.07	12.57
R	0.430	0.450	10.92	11.43
S	0.090	0.105	2.29	2.66

- STYLE 1:  
PIN 1. VOUT  
2. GROUND  
3. VCC  
4. V1  
5. V2  
6. VEX

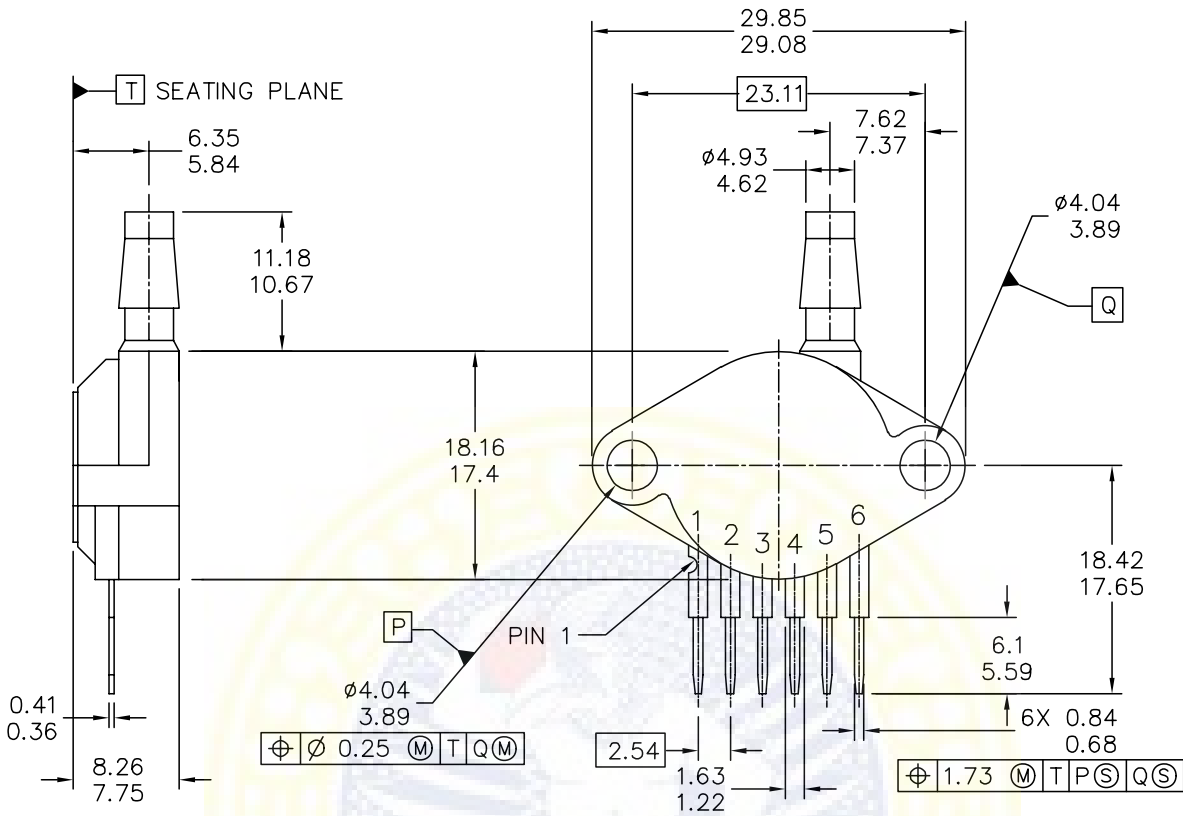
- STYLE 2:  
PIN 1. OPEN  
2. GROUND  
3. -VOUT  
4. VSUPPLY  
5. +VOUT  
6. OPEN

- STYLE 3:  
PIN 1. OPEN  
2. GROUND  
3. +VOUT  
4. +VSUPPLY  
5. -VOUT  
6. OPEN

**CASE 867-08  
ISSUE N  
UNIBODY PACKAGE**



**PACKAGE DIMENSIONS**



© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	<b>MECHANICAL OUTLINE</b>	PRINT VERSION NOT TO SCALE
TITLE: SENSOR, 6 LEAD UNIBODY CELL, AP & GP 01ASB09087B	DOCUMENT NO: 98ASB42796B	REV: G
	CASE NUMBER: 867B-04	28 JUL 2005
	STANDARD: NON-JEDEC	

**CASE 867B-04  
ISSUE G  
UNIBODY PACKAGE**

**PACKAGE DIMENSIONS**

## NOTES:

1. DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS.
2. DIMENSIONS AND TOLERANCES PER ASME Y14.5M-1994.
3. 867B-01 THRU -3 OBSOLETE, NEW STANDARD 867B-04.

## STYLE 1:

- PIN 1: V OUT  
 2: GROUND  
 3: VCC  
 4: V1  
 5: V2  
 6: V EX



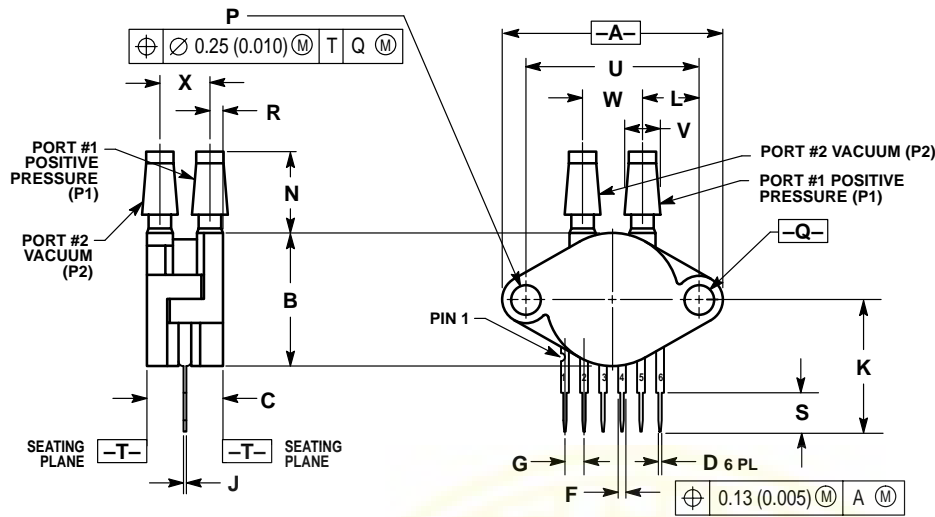
© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	<b>MECHANICAL OUTLINE</b>	PRINT VERSION NOT TO SCALE	
TITLE: SENSOR, 6 LEAD UNIBODY CELL, AP & GP 01ASB09087B	DOCUMENT NO: 98ASB42796B	REV: G	
	CASE NUMBER: 867B-04	28 JUL 2005	
	STANDARD: NON-JEDEC		

PAGE 2 OF 2

**CASE 867B-04  
 ISSUE G  
 UNIBODY PACKAGE**

MPX5050

PACKAGE DIMENSIONS



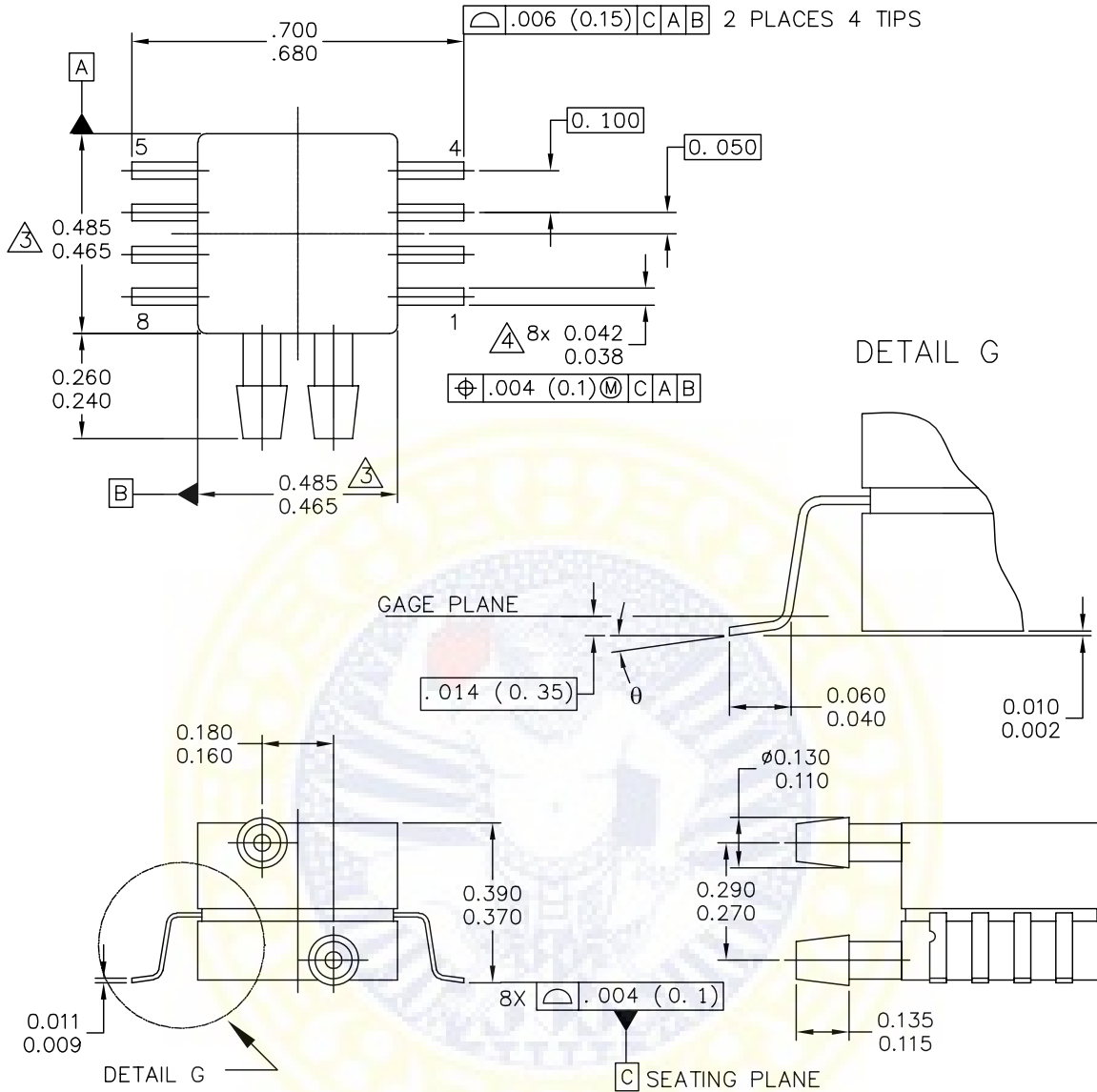
NOTES:  
 1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ANSI Y14.5M, 1982.  
 2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.

DIM	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN	MAX	MIN	MAX
A	1.145	1.175	29.08	29.85
B	0.685	0.715	17.40	18.16
C	0.405	0.435	10.29	11.05
D	0.027	0.033	0.88	0.84
F	0.048	0.064	1.22	1.63
G	0.100 BSC		2.54 BSC	
J	0.014	0.016	0.36	0.41
K	0.695	0.725	17.65	18.42
L	0.290	0.300	7.37	7.62
N	0.420	0.440	10.67	11.18
P	0.153	0.159	3.89	4.04
Q	0.153	0.159	3.89	4.04
R	0.063	0.083	1.60	2.11
S	0.220	0.240	5.59	6.10
U	0.910 BSC 23.11 BSC			
V	0.182	0.194	4.62	4.93
W	0.310	0.330	7.87	8.38
X	0.248	0.278	6.30	7.06

STYLE 1:  
 PIN 1. VOUT  
 2. GROUND  
 3. VCC  
 4. V1  
 5. V2  
 6. VEX

CASE 867C-05  
 ISSUE F  
 UNIBODY PACKAGE

**PACKAGE DIMENSIONS**



© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	<b>MECHANICAL OUTLINE</b>	PRINT VERSION NOT TO SCALE	
TITLE:  8 LD SNSR, DUAL PORT	DOCUMENT NO: 98ASA99255D	REV: A	
	CASE NUMBER: 1351-01	27 JUL 2005	
	STANDARD: NON-JEDEC		

**CASE 1351-01  
ISSUE A  
SMALL OUTLINE PACKAGE**

**PACKAGE DIMENSIONS**

NOTES:

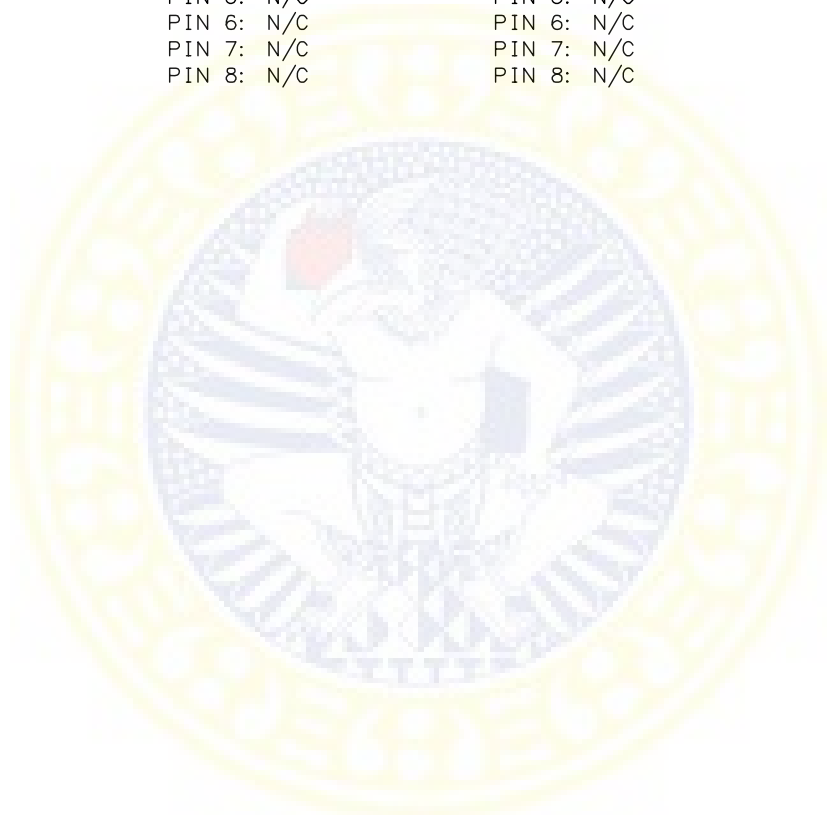
- 1. CONTROLLING DIMENSION: INCH
- 2. INTERPRET DIMENSIONS AND TOLERANCES PER ASME Y14.5M-1994.
- 3. DIMENSIONS DO NOT INCLUDE MOLD FLASH OR PROTRUSIONS. MOLD FLASH AND PROTRUSIONS SHALL NOT EXCEED .006 PER SIDE.
- 4. DIMENSION DOES NOT INCLUDE DAMBAR PROTRUSION. ALLOWABLE DAMBAR PROTRUSION SHALL BE .008 MAXIMUM.

STYLE 1:

PIN 1: GND  
 PIN 2: +Vout  
 PIN 3: Vs  
 PIN 4: -Vout  
 PIN 5: N/C  
 PIN 6: N/C  
 PIN 7: N/C  
 PIN 8: N/C

STYLE 2:

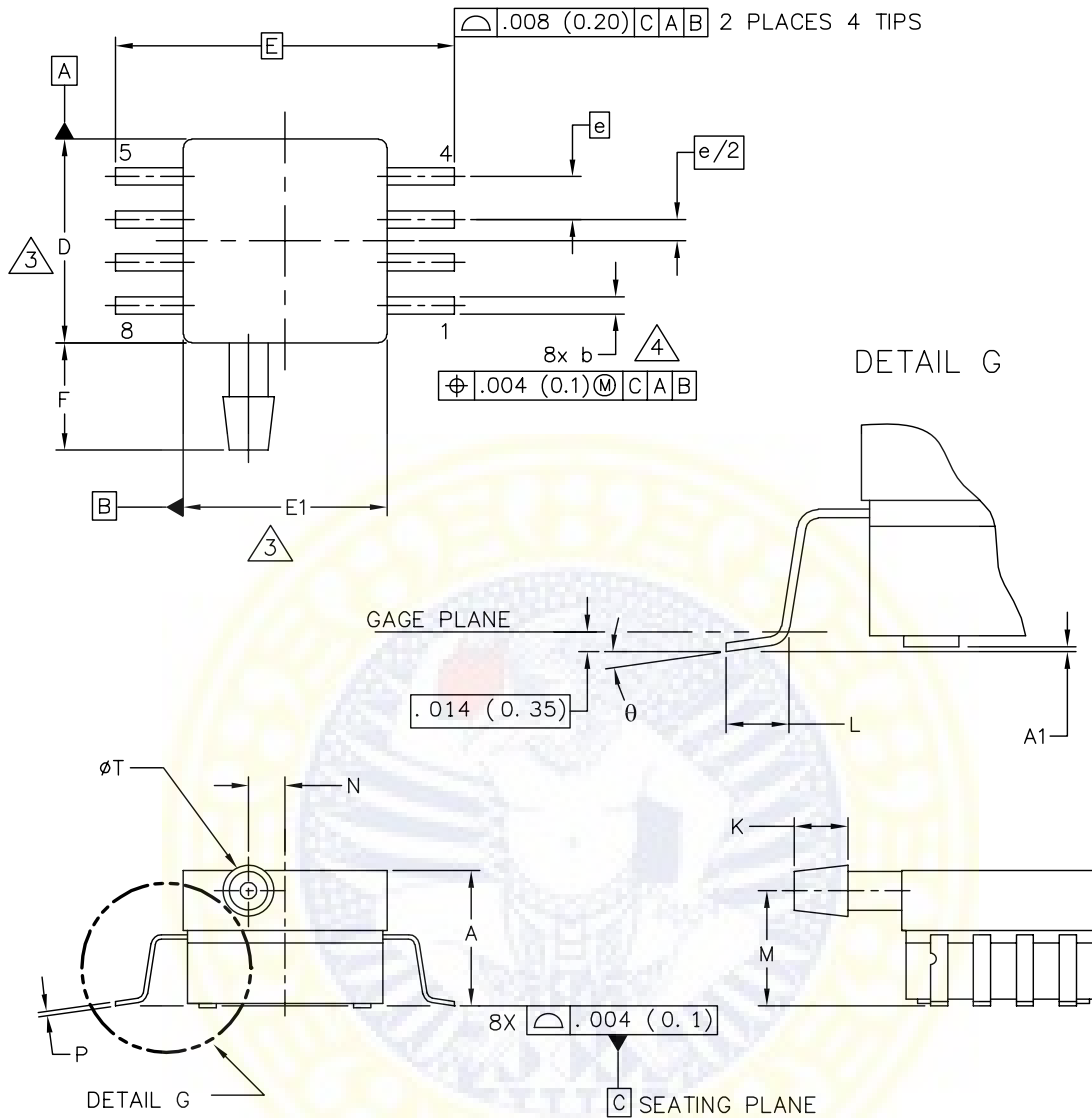
PIN 1: N/C  
 PIN 2: Vs  
 PIN 3: GND  
 PIN 4: Vout  
 PIN 5: N/C  
 PIN 6: N/C  
 PIN 7: N/C  
 PIN 8: N/C



© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	<b>MECHANICAL OUTLINE</b>	PRINT VERSION NOT TO SCALE	
TITLE:  8 LD SNSR, DUAL PORT	DOCUMENT NO: 98ASA99255D	REV: A	
	CASE NUMBER: 1351-01	27 JUL 2005	
	STANDARD: NON-JEDEC		

**CASE 1351-01  
 ISSUE A  
 SMALL OUTLINE PACKAGE**

**PACKAGE DIMENSIONS**



© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	<b>MECHANICAL OUTLINE</b>	PRINT VERSION NOT TO SCALE
TITLE:  8 LD SOP, SIDE PORT	DOCUMENT NO: 98ASA99303D	REV: B
	CASE NUMBER: 1369-01	24 MAY 2005
	STANDARD: NON-JEDEC	

**CASE 1369-01  
ISSUE B  
SMALL OUTLINE PACKAGE**

**PACKAGE DIMENSIONS**

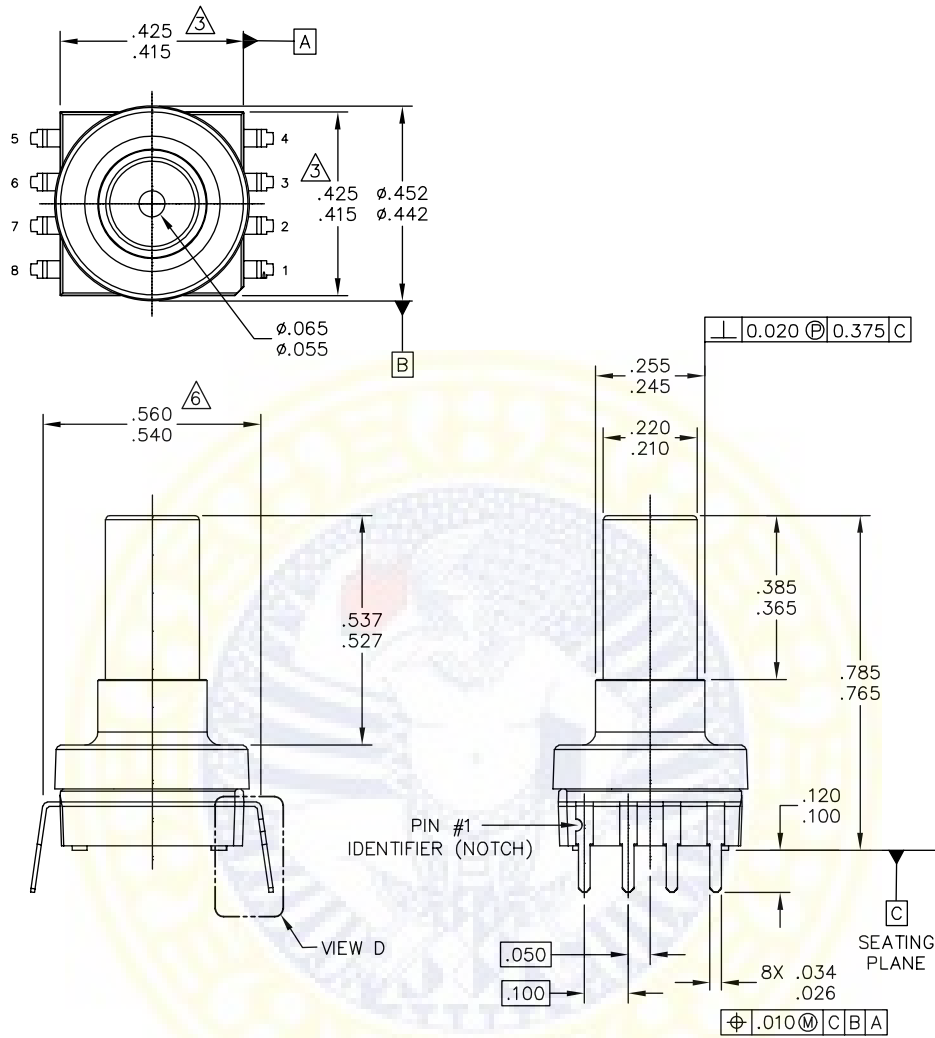
NOTES:

1. CONTROLLING DIMENSION: INCH
2. INTERPRET DIMENSIONS AND TOLERANCES PER ASME Y14.5M-1994.
3. DIMENSIONS DO NOT INCLUDE MOLD FLASH OR PROTRUSIONS. MOLD FLASH AND PROTRUSIONS SHALL NOT EXCEED .006 (0.152) PER SIDE.
4. DIMENSION DOES NOT INCLUDE DAMBAR PROTRUSION. ALLOWABLE DAMBAR PROTRUSION SHALL BE .008 (0.203) MAXIMUM.

DIM	INCHES		MILLIMETERS		DIM	INCHES		MILLIMETERS	
	MIN	MAX	MIN	MAX		MIN	MAX	MIN	MAX
A	.300	.330	7.11	7.62	θ	0°	7°	0°	7°
A1	.002	.010	0.05	0.25	-	---	---	---	---
b	.038	.042	0.96	1.07	-	---	---	---	---
D	.465	.485	11.81	12.32	-	---	---	---	---
E	.717 BSC		18.21 BSC		-	---	---	---	---
E1	.465	.485	11.81	12.32	-	---	---	---	---
e	.100 BSC		2.54 BSC		-	---	---	---	---
F	.245	.255	6.22	6.47	-	---	---	---	---
K	.120	.130	3.05	3.30	-	---	---	---	---
L	.061	.071	1.55	1.80	-	---	---	---	---
M	.270	.290	6.86	7.36	-	---	---	---	---
N	.080	.090	2.03	2.28	-	---	---	---	---
P	.009	.011	0.23	0.28	-	---	---	---	---
T	.115	.125	2.92	3.17	-	---	---	---	---
© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.			<b>MECHANICAL OUTLINE</b>			PRINT VERSION NOT TO SCALE			
TITLE:  8 LD SOP, SIDE PORT					DOCUMENT NO: 98ASA99303D			REV: B	
					CASE NUMBER: 1369-01			24 MAY 2005	
					STANDARD: NON-JEDEC				

**CASE 1369-01  
ISSUE B  
SMALL OUTLINE PACKAGE**

**PACKAGE DIMENSIONS**



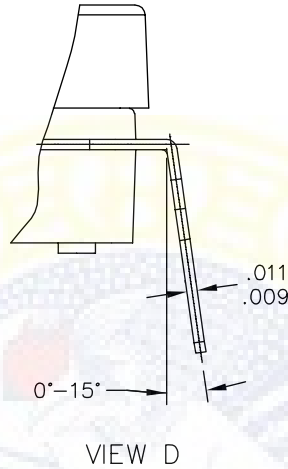
© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	<b>MECHANICAL OUTLINE</b>	PRINT VERSION NOT TO SCALE	
TITLE: SO, 8 I/O, .420 X .420 PKG, .100 IN PITCH	DOCUMENT NO: 98ASA10611D	REV: D	
	CASE NUMBER: 1560-03	25 FEB 2009	
	STANDARD: NON-JEDEC		

PAGE 1 OF 3

**CASE 1560-03  
ISSUE D  
SMALL OUTLINE PACKAGE**



**PACKAGE DIMENSIONS**



© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	<b>MECHANICAL OUTLINE</b>	PRINT VERSION NOT TO SCALE	
TITLE: SO, 8 I/O, .420 X .420 PKG, .100 IN PITCH	DOCUMENT NO: 98ASA10611D	REV: D	
	CASE NUMBER: 1560-03	25 FEB 2009	
	STANDARD: NON-JEDEC		

PAGE 2 OF 3

**CASE 1560-03  
ISSUE D  
SMALL OUTLINE PACKAGE**

**PACKAGE DIMENSIONS**

## NOTES:

1. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ASME Y14.5M – 1994.
2. CONTROLLING DIMENSION: INCH.
3. DIMENSIONS DO NOT INCLUDE MOLD PROTRUSION.
4. MAXIMUM MOLD PROTRUSION IS .006.
5. ALL VERTICAL SURFACES 5° TYPICAL DRAFT.
6. DIMENSION TO CENTER OF LEAD WHEN FORMED PARALLEL.



© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	<b>MECHANICAL OUTLINE</b>	PRINT VERSION NOT TO SCALE	
TITLE: SO, 8 I/O, .420 X .420 PKG, .100 IN PITCH	DOCUMENT NO: 98ASA10611D	REV: D	
	CASE NUMBER: 1560-03	25 FEB 2009	
	STANDARD: NON-JEDEC		

PAGE 3 OF 3

**CASE 1560-03  
ISSUE D  
SMALL OUTLINE PACKAGE**

**MPX5050**

**How to Reach Us:****Home Page:**

[www.freescale.com](http://www.freescale.com)

**Web Support:**

<http://www.freescale.com/support>

**USA/Europe or Locations Not Listed:**

Freescale Semiconductor, Inc.  
Technical Information Center, EL516  
2100 East Elliot Road  
Tempe, Arizona 85284  
1-800-521-6274 or +1-480-768-2130  
[www.freescale.com/support](http://www.freescale.com/support)

**Europe, Middle East, and Africa:**

Freescale Halbleiter Deutschland GmbH  
Technical Information Center  
Schatzbogen 7  
81829 Muenchen, Germany  
+44 1296 380 456 (English)  
+46 8 52200080 (English)  
+49 89 92103 559 (German)  
+33 1 69 35 48 48 (French)  
[www.freescale.com/support](http://www.freescale.com/support)

**Japan:**

Freescale Semiconductor Japan Ltd.  
Headquarters  
ARCO Tower 15F  
1-8-1, Shimo-Meguro, Meguro-ku,  
Tokyo 153-0064  
Japan  
0120 191014 or +81 3 5437 9125  
[support.japan@freescale.com](mailto:support.japan@freescale.com)

**Asia/Pacific:**

Freescale Semiconductor China Ltd.  
Exchange Building 23F  
No. 118 Jianguo Road  
Chaoyang District  
Beijing 100022  
China  
+86 10 5879 8000  
[support.asia@freescale.com](mailto:support.asia@freescale.com)

**For Literature Requests Only:**

Freescale Semiconductor Literature Distribution Center  
1-800-441-2447 or +1-303-675-2140  
Fax: +1-303-675-2150  
[LDCForFreescaleSemiconductor@hibbertgroup.com](mailto:LDCForFreescaleSemiconductor@hibbertgroup.com)

Information in this document is provided solely to enable system and software implementers to use Freescale Semiconductor products. There are no express or implied copyright licenses granted hereunder to design or fabricate any integrated circuits or integrated circuits based on the information in this document.

Freescale Semiconductor reserves the right to make changes without further notice to any products herein. Freescale Semiconductor makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular purpose, nor does Freescale Semiconductor assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation consequential or incidental damages. "Typical" parameters that may be provided in Freescale Semiconductor data sheets and/or specifications can and do vary in different applications and actual performance may vary over time. All operating parameters, including "Typicals", must be validated for each customer application by customer's technical experts. Freescale Semiconductor does not convey any license under its patent rights nor the rights of others. Freescale Semiconductor products are not designed, intended, or authorized for use as components in systems intended for surgical implant into the body, or other applications intended to support or sustain life, or for any other application in which the failure of the Freescale Semiconductor product could create a situation where personal injury or death may occur. Should Buyer purchase or use Freescale Semiconductor products for any such unintended or unauthorized application, Buyer shall indemnify and hold Freescale Semiconductor and its officers, employees, subsidiaries, affiliates, and distributors harmless against all claims, costs, damages, and expenses, and reasonable attorney fees arising out of, directly or indirectly, any claim of personal injury or death associated with such unintended or unauthorized use, even if such claim alleges that Freescale Semiconductor was negligent regarding the design or manufacture of the part.

Freescale™ and the Freescale logo are trademarks of Freescale Semiconductor, Inc., Reg. U.S. Pat. & Tm. Off. All other product or service names are the property of their respective owners.

© Freescale Semiconductor, Inc. 2010. All rights reserved.

## KSV05B

Solenoid Valve

### Applications

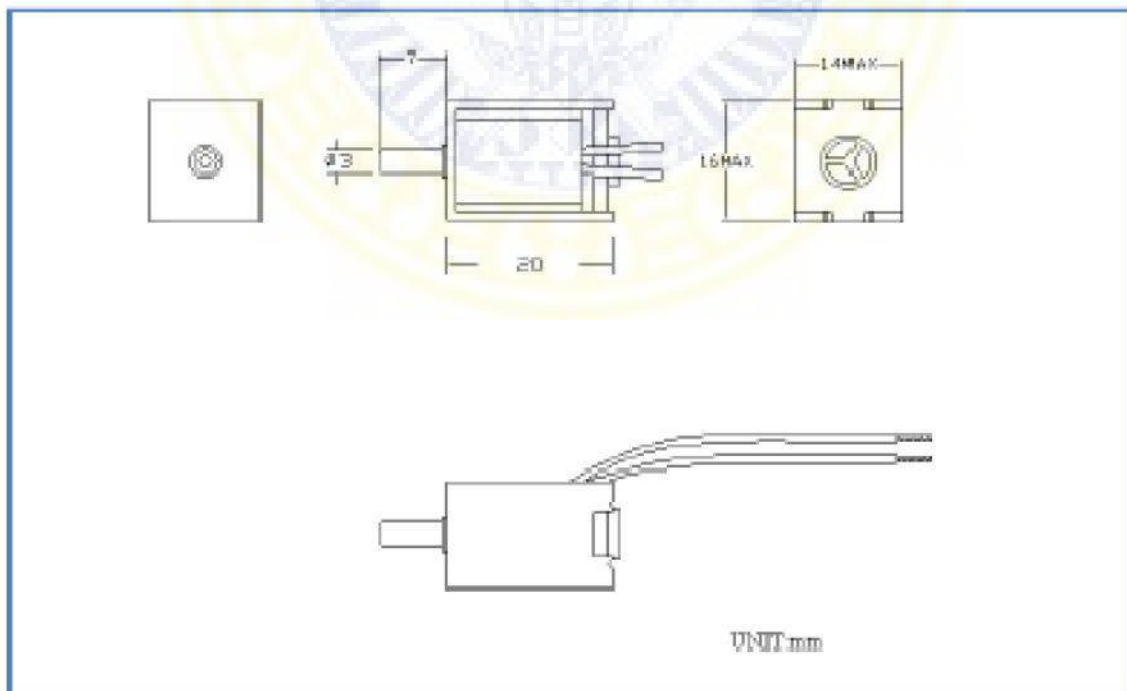
Blood Pressure M/C, Massager,  
Medical Equipment, etc



### Specifications

1. Rated Voltage	DC6.0V	DC12.0V
2. Rated Current	60mA	45mA
3. Exhaust Time	Max. 3.0 seconds from 300mmHg reduce to 15 mmHg at 50CC tank.	
4. Resistance	100Ω±10%	270Ω±10%
5. Leakage	Max. 3mmHg/mln from 300mmHg at 100CC tank.	
6. Insulation Level	A	
7. Apply For	Air	

### Drawing



 YUJIN ELECTRIC

[www.yujinelectric.com](http://www.yujinelectric.com)

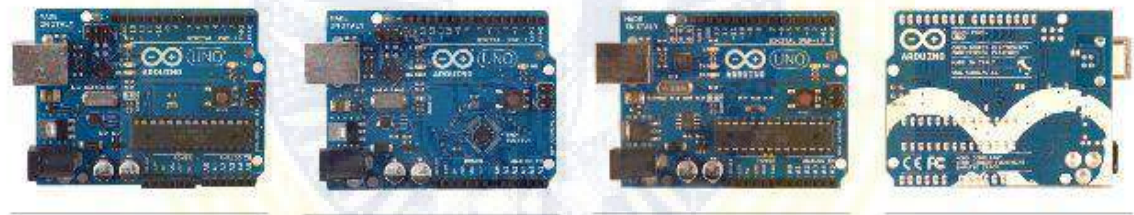
- [Buy](#)
- [Download](#)
- [Getting Started](#)
- [Learning](#)
- [Reference](#)
- [Products](#)
- [FAQ](#)
- [Contact Us](#)

## Arduino Uno



Arduino Uno R3 Front

Arduino Uno R3 Back



Arduino Uno R2 Front

Arduino Uno SMD

Arduino Uno Front

Arduino Uno Back

Buy From  
**Arduino Store**

Buy From  
**Distributors**

### Overview

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328 ([datasheet](#)). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz ceramic resonator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started.

The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega16U2 (Atmega8U2 up to version R2) programmed as a USB-to-serial converter.

Revision 2 of the Uno board has a resistor pulling the 8U2 HWB line to ground, making it easier to put into **DFU mode**.

Revision 3 of the board has the following new features:

- + 1.0 pinout: added SDA and SCL pins that are near to the AREF pin and two other new pins placed near to the RESET pin, the IOREF that allow the shields to adapt to the voltage provided from the board. In future, shields will be compatible with both the board that uses the AVR, which operates with 5V and with the Arduino Due that operates with 3.3V. The second one is a not connected pin, that is reserved for future purposes.
- + Stronger RESET circuit.
- + Atmega 16U2 replace the 8U2.

"Uno" means one in Italian and is named to mark the upcoming release of Arduino 1.0. The Uno and version 1.0 will be the reference versions of Arduino, moving forward. The Uno is the latest in a series of USB Arduino boards, and the reference model for the Arduino platform; for a comparison with previous versions, see the [index of Arduino boards](#).

### Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328) of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz

### Schematic & Reference Design

EAGLE files: [arduino-uno-Rev3-reference-design.zip](#) (NOTE: works with Eagle 6.0 and newer)

Schematic: [arduino-uno-Rev3-schematic.pdf](#)

**Note:** The Arduino reference design can use an Atmega8, 168, or 328, Current models use an ATmega328, but an Atmega8 is shown in the schematic for reference. The pin configuration is identical on all three processors.

### Power

The Arduino Uno can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically.

External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The power pins are as follows:

- + **VIN**. The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- + **5V**. This pin outputs a regulated 5V from the regulator on the board. The board can be supplied with power either from the DC power jack (7 - 12V), the USB connector (5V), or the VIN pin of the board (7-12V). Supplying voltage via the 5V or 3.3V pins bypasses the regulator, and can damage your board. We don't advise it.
- + **3V3**. A 3.3 volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- + **GND**. Ground pins.
- + **IOREF**. This pin on the Arduino board provides the voltage reference with which the microcontroller operates. A properly configured shield can read the IOREF pin voltage and select the appropriate power source or enable voltage translators on the outputs for working with the 5V or 3.3V.

### Memory

The ATmega328 has 32 KB (with 0.5 KB used for the bootloader). It also has 2 KB of SRAM and 1 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

### Input and Output

Each of the 14 digital pins on the Uno can be used as an input or output, using `pinMode()`, `digitalWrite()`, and `digitalRead()` functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- + **Serial: 0 (RX) and 1 (TX)**. Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. These pins are connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip.
- + **External Interrupts: 2 and 3**. These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the `attachInterrupt()` function for details.
- + **PWM: 3, 5, 6, 9, 10, and 11**. Provide 8-bit PWM output with the `analogWrite()` function.
- + **SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK)**. These pins support SPI communication using the [SPI library](#).
- + **LED: 13**. There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.

The Uno has 6 analog inputs, labeled A0 through A5, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the AREF pin and the `analogReference()` function. Additionally, some pins have specialized functionality:

+ **TWI: A4 or SDA pin and A5 or SCL pin.** Support TWI communication using the [Wire library](#).

There are a couple of other pins on the board:

+ **AREF.** Reference voltage for the analog inputs. Used with [analogReference\(\)](#).

+ **Reset.** Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

See also the [mapping between Arduino pins and ATmega328 ports](#). The mapping for the ATmega8, 168, and 328 is identical.

### Communication

The Arduino Uno has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega328 provides UART/TTL (5V) serial communication, which is available on digital pins 0 (RX) and 1 (TX). An ATmega16U2 on the board channels this serial communication over USB and appears as a virtual COM port to software on the computer. The 16U2 firmware uses the standard USB COM drivers, and no external driver is needed. However, on Windows, a .inf file is required. The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the Arduino board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the USB-to-serial chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A [SoftwareSerial library](#) allows for serial communication on any of the Uno's digital pins.

The ATmega328 also supports I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a [Wire library](#) to simplify use of the I2C bus; see the [documentation](#) for details. For SPI communication, use the [SPI library](#).

### Programming

The Arduino Uno can be programmed with the Arduino software ([download](#)). Select "Arduino Uno" from the **Tools > Board** menu (according to the microcontroller on your board). For details, see the [reference](#) and [tutorials](#).

The ATmega328 on the Arduino Uno comes preburned with a [bootloader](#) that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol ([reference](#), [C header files](#)).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see [these instructions](#) for details.

The ATmega16U2 (or 8U2 in the rev1 and rev2 boards) firmware source code is available. The ATmega16U2/8U2 is loaded with a DFU bootloader, which can be activated by:

- + On Rev1 boards: connecting the solder jumper on the back of the board (near the map of Italy) and then resetting the 8U2.
- + On Rev2 or later boards: there is a resistor that pulling the 8U2/16U2 HWB line to ground, making it easier to put into DFU mode.

You can then use [Atmel's FLIP software](#) (Windows) or the [DFU programmer](#) (Mac OS X and Linux) to load a new firmware. Or you can use the ISP header with an external programmer (overwriting the DFU bootloader). See [this user-contributed tutorial](#) for more information.

### Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Uno is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2/16U2 is connected to the reset line of the ATmega328 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is



asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload.

This setup has other implications. When the Uno is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Uno. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

The Uno contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

### USB Overcurrent Protection

The Arduino Uno has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

### Physical Characteristics

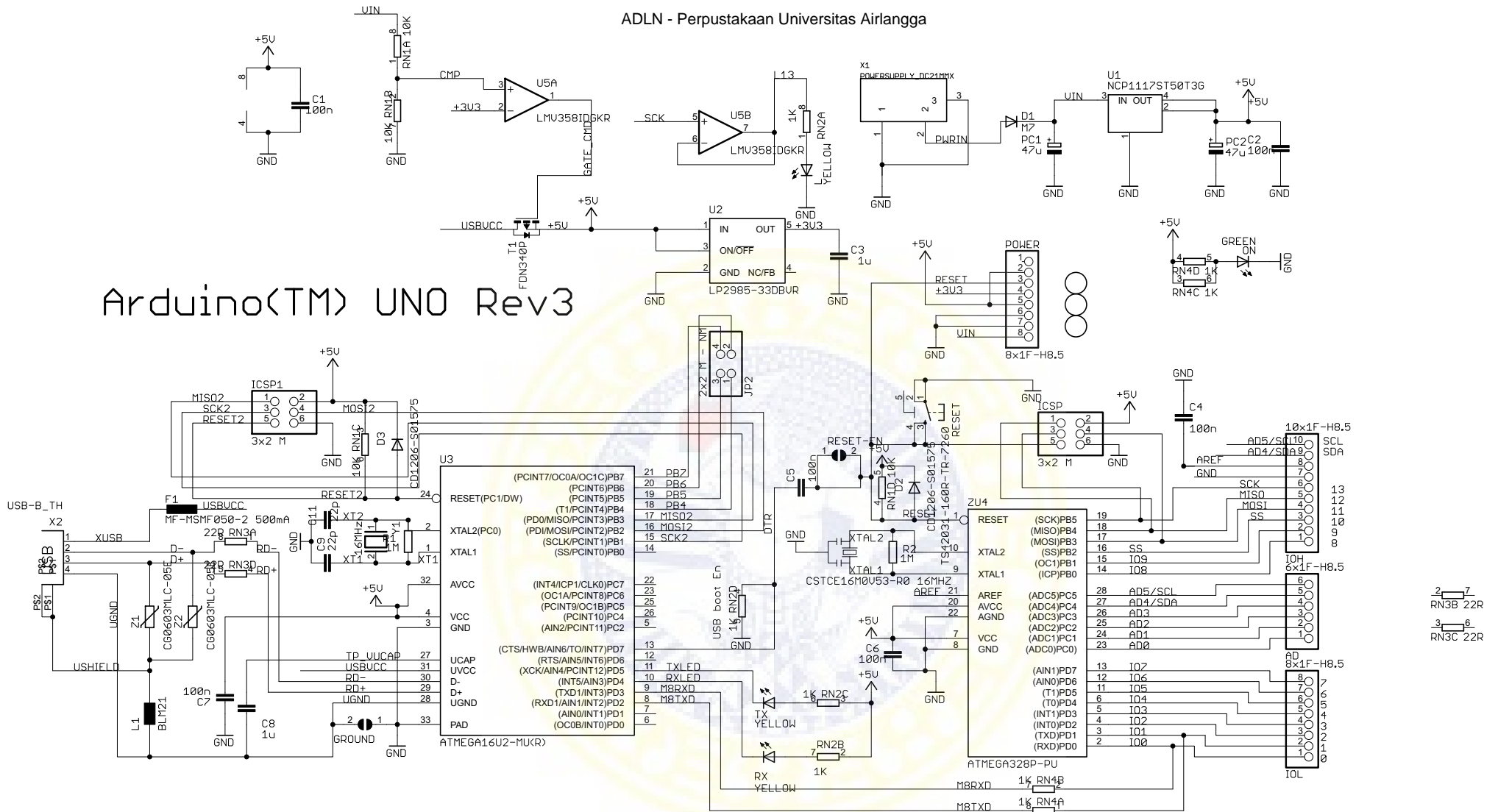
The maximum length and width of the Uno PCB are 2.7 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Four screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.

---

**Lampiran 17 : Skematik Arduino UNO**



# Arduino(TM) UNO Rev3



ARDUINO is a registered trademark.

Use of the ARDUINO name must be compliant with <http://www.arduino.cc/en/Main/Policy>