



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**PENGUJIAN EKSPERIMENTAL BERBAGAI MACAM PROBE PADA  
ALAT CRYOSURGERY BERBASIS ELEMEN PELTIER GANDA**

**SKRIPSI**

**HAMDALAH HAZHAR**

**07 06 26 7036**

**DEPARTEMEN TEKNIK MESIN**

**FAKULTAS TEKNIK**

**DEPOK**

**JUNI 2011**



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**PENGUJIAN EKSPERIMENTAL BERBAGAI MACAM PROBE PADA  
ALAT CRYOSURGERY BERBASIS ELEMEN PELTIER GANDA**

**SKRIPSI**

**Diajukan sebagai salah satu syarat  
untuk memperoleh gelar sarjana teknik**

**HAMDALAH HAZHAR**

**07 06 26 7036**

**DEPARTEMEN TEKNIK MESIN**

**FAKULTAS TEKNIK**

**DEPOK**

**JUNI 2011**

## HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

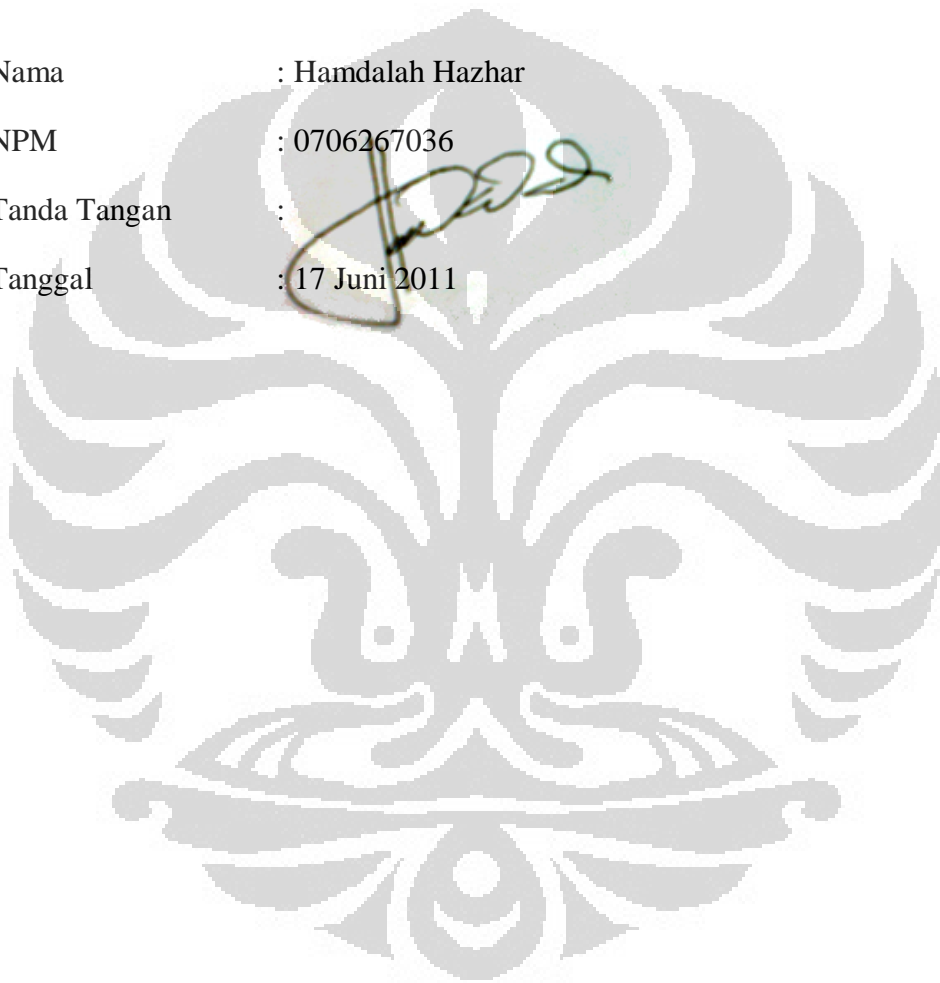
**Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,  
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk  
telah saya nyatakan dengan benar**

Nama : Hamdalah Hazhar

NPM : 0706267036

Tanda Tangan :

Tanggal : 17 Juni 2011



## HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :  
Nama : Hamdalah Hazhar  
NPM : 0706267036  
Program Studi : Teknik Mesin  
Judul Skripsi : Pengujian Eksperimental Berbagai Macam Probe  
Pada Alat Cryosurgery Berbasis Elemen Peltier  
Ganda

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian dari persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknik Universitas Indonesia

### DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Prof. Dr.-Ing. Ir. Nandy Setiadi Djaya Putra (

Penguji : Prof. Dr. Raldi A Koestoer, DEA

Penguji : Dr. Agus S. Pamitran, ST, M.Eng.

Penguji : Dr. Ir. R. Danardono AS, DEA

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 17 Juni 2011

## KATA PENGANTAR

Puji dan syukur sebesar-besarnya saya panjatkan kehadirat Allah SWT, karena dengan rahmat dan ridho-Nya saya dapat menyelesaikan skripsi ini dengan baik dan tepat pada waktu yang telah ditentukan. Pengerjaan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mendapatkan gelar Sarjana Teknik dari Fakultas Teknik Universitas Indonesia. Selama proses penyelesaian skripsi ini penulis menerima begitu banyak bantuan dari berbagai pihak. Untuk itu saya ingin mengucapkan terima kasih kepada :

1. Kedua orang tua saya tercinta, Bapak Hazairin dan Ibu Heny Chaeroni yang telah sepenuhnya mendukung saya, secara moril maupun materil.
2. Prof. Dr-ing. Ir. Nandy Setiadi Djaya Putra selaku dosen pembimbing yang telah banyak memberikan pengarahan, masukan, dan bimbingan serta persetujuan selama proses pembuatan skripsi ini.
3. Kakak dan adik saya yang saya sayangi, Hazrian Hazhar dan Hairanisa Hazhar. Yang selalu memberikan masukan dan semangat ketika saya mengalami kesulitan.
4. Ridho Irwansyah, ST selaku asisten pembimbing yang telah berbaik hati membantu dan memberikan banyak saran selama pembuatan skripsi ini dari awal hingga akhir.
5. Para anggota TU – DELFT M Fariz Isnaini, Gilang AIV, Kapa Cossa Jonahant, Sabdo Waluyo, Adhika A Tama, Alwin Nurman, Iman Rizky, Rian Saputra, A. Nurlatif, M Iqbal Bimo dan Ardhana P. Terima kasih sebanyak-banyaknya atas segala bantuan yang telah diberikan selama masa perkuliahan. Tanpa kalian masa perkuliahan ini akan terasa hampa.
6. Para sahabat-sahabat yang selalu membuat saya terhibur, Rizki Mirzy Ramadhana, Khibran Rinjani, Pandu Bawono, Satria Situmorang, Aryo Danurendro, Puger Haryo Pamungkas, Muhammad Asad, Daniel Marpaung, bung Galih dan Julian Siahaan.
7. Para penghuni lab *applied heat transfer*, Hedriawan AS, ST, Mas Wayan, Mas fakhrudin, Mas haolia, Pak teguh,, dan Pak agung.

8. Seluruh teman-teman Departemen Teknik Mesin Universitas Indonesia angkatan 2007. Yang memberi warna tersendiri selama masa perkuliahan di kampus! TETAP SOLID KAWAN!!

Semoga skripsi ini dapat bermanfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan dan teknologi.

Depok, 17 Juni 2011



Penulis

**PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI  
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Hamdalah Hazhar  
NPM : 0706267036  
Program Studi : Teknik Mesin  
Departemen : Teknik Mesin  
Fakultas : Teknik  
Jenis karya : Skripsi

demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty-Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul :

**PENGUJIAN EKSPERIMENTAL BERBAGAI MACAM PROBE PADA  
ALAT CRYOSURGERY BERBASIS ELEMEN PELTIER GANDA**

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia /formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan memublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok  
Pada tanggal : 17 Juni 2011



( Hamdalah Hazhar)

## ABSTRAK

Nama : Hamdalah Hazhar  
Program Studi : Teknik Mesin  
Judul : PENGUJIAN EKSPERIMENTAL BERBAGAI  
MACAM PROBE PADA ALAT CRYOSURGERY  
MENGUNAKAN ELEMEN PELTIER GANDA

*Cryosurgery* merupakan sebuah metode kedokteran yang menggunakan sebuah probe bertemperatur sangat rendah untuk melakukan penghancuran secara medis sel kanker maupun jaringan kulit yang rusak. Tujuan dari metode ini adalah mencapai temperatur cryo  $-50^{\circ}\text{C}$  hingga  $-60^{\circ}\text{C}$  pada bagian cryoprobe yang bersentuhan dengan sel kanker. Untuk mencapai temperatur yang sangat rendah itu digunakanlah modul termoelektrik bertingkat sebagai sistem pendingin utama pada alat cryosurgery. Tujuan dari penelitian ini adalah melakukan pengembangan dari alat cryosurgery yang sudah ada dengan mengganti sistem pendinginan dengan modul termoelektrik bertingkat dua dengan sebuah desain water block. Pada pengujian ini di variasikan besar voltase, jenis probe dan ukuran panjang dari probe. Variasi jenis probe yang digunakan berupa heat pipe R22 12cm, pipa berisi ethylene glycol 70%, tembaga dengan panjang 12cm dan tembaga dengan panjang 5cm. Temperatur terendah yang dicapai end probe adalah  $-52.6^{\circ}\text{C}$ . Hasil dari penelitian ini membuktikan bahwa modul termoelektrik dua tingkat dengan sebuah desain water block dapat diaplikasikan sebagai sistem pendingin utama pada alat cryosurgery.

### Kata kunci :

*Cryosurgery*, modul termoelektrik bertingkat,, *heat pipe*, *probe*



## ABSTRACT

Name : Hamdalah Hazhar  
Study Program : Mechanical Engineering  
Judul : EXPERIMENTAL TESTING OF VARIOUS PROBE IN  
CRYOSURGERY DEVICE USING DOUBLE PELTIER  
ELEMENT

Cryosurgery is a medical technique using a very low temperature probe to perform therapeutic destruction of cancer cells or diseased tissues. The aim of this method is reaching cryo temperatures around  $-50^{\circ}\text{C}$  to  $-60^{\circ}\text{C}$  at cryoprobes which is being attached to the cancer cell. To achieve that very low temperature, a multistage thermoelectric module is applied as the main cooling system for this cryosurgery device. The objectives of this research is focused on the development of the existing cryosurgery device by replacing the main cooling system with two stages thermoelectric cooler using a water block design. In this study the device analyzed under the variation of voltage, probes type and the length of probe. The type of probe that used were heat pipe 12cm with R22 as working fluid, hollow pipe 12cm with ethylene glycol 70%, and solid copper 12cm and 5cm. the lowest end probe temperature achieved was  $-52.6^{\circ}\text{C}$ . The Result from this research proves that two stages thermoelectric modules using a water block design can be applied as the primary cooling system for cryosurgery device.

### Keywords :

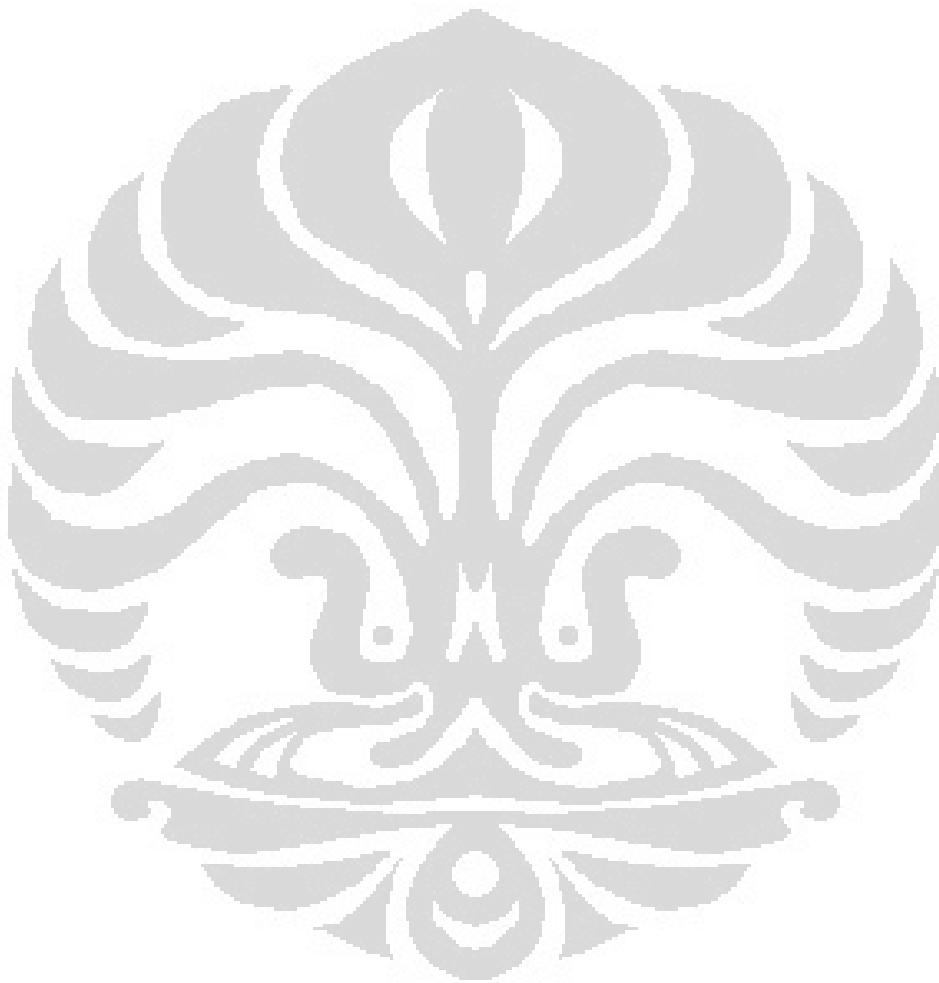
Cryosurgery, two stage thermoelectric modules, heat pipe, probe

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS .....</b>	<b>iii</b>
<b>HALAMAN PENGESAHAN .....</b>	<b>iv</b>
<b>KATA PENGANTAR.....</b>	<b>v</b>
<b>PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS .....</b>	<b>vii</b>
<b>ABSTRAK.....</b>	<b>viii</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>ix</b>
<b>DAFTAR ISI.....</b>	<b>x</b>
<b>DAFTAR GAMBAR.....</b>	<b>xii</b>
<b>DAFTAR TABEL .....</b>	<b>xiv</b>
<b>DAFTAR LAMPIRAN .....</b>	<b>xv</b>
<b>DAFTAR SINGKATAN .....</b>	<b>xvi</b>
<b>DAFTAR ISTILAH DAN SIMBOL.....</b>	<b>xvii</b>
<b>BAB 1 PENDAHULUAN.....</b>	<b>1</b>
1.1    LATAR BELAKANG.....	1
1.2    PERUMUSAN MASALAH.....	2
1.3    TUJUAN PENELITIAN .....	3
1.4    PEMBATASAN MASALAH.....	3
1.5    METODOLOGI PENELITIAN.....	4
1.6    SISTEMATIKA PENULISAN.....	5
<b>BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA .....</b>	<b>7</b>
2.1    KANKER KULIT .....	7
2.2    PROSES PERPINDAHAN PANAS .....	7
2.3    CRYOSURGERY .....	8
2.4    THERMOELECTRIC COOLER (TEC).....	13
2.4.1    Prinsip Kerja Termoelektrik.....	14
2.4.2    Multistages Thermoelectric.....	16
2.4.3    Parameter Penggunaan Modul Termoelektrik.....	17
2.4.4    Aplikasi Thermoelectric.....	19
2.5    HEAT PIPE .....	23
2.6    WATER BLOCK.....	27
<b>BAB 3 PERANCANGAN ALAT CRYOSURGERY.....</b>	<b>29</b>
3.1    TARGET RANCANGAN .....	29

3.2	KONSEP RANCANGAN .....	30
3.2.1	Alat Penukar Kalor Water Block.....	34
3.2.2	Modul Termoelektrik Bertingkat.....	35
3.2.3	Probe .....	17
3.2.1	Casing .....	34
3.3	PEMBUATAN ALAT .....	36
3.3.1	Pembuatan Water Block .....	36
3.3.2	Pembuatan Probe .....	37
3.3.3	Pembuatan Plat .....	37
3.3.4	Pembuatan Casing .....	38
3.4	PROSES PERAKITAN ALAT.....	39
3.5	SPEKIFIKASI TEKNIS.....	43
<b>BAB 4</b>	<b>PENGUJIAN ALAT CRYOSURGERY .....</b>	<b>45</b>
4.1	TUJUAN PENGUJIAN.....	45
4.2	INSTALASI PENGUJIAN.....	45
4.3	KOMPONEN PENGUJIAN.....	47
4.3.1	Termokopel .....	48
4.3.2	Modul Termoelektrik Dua Tingkat.....	49
4.3.3	Circulating Thermostatic Bath (CTB) .....	50
4.3.4	Heat Sink Silicone Compound .....	51
4.3.5	Ethylene glycol.....	52
4.3.6	Data Akuisisi .....	53
4.3.7	DC Power Supply .....	56
4.3.8	Water Pump.....	57
4.3.9	Glass Wool.....	58
<b>BAB 5</b>	<b>ANALISA DAN HASIL.....</b>	<b>59</b>
5.1	HASIL DAN ANALISA PENGUJIAN .....	59
5.2	ANALISA GRAFIK .....	59
5.2.1	Pengujian Alat <i>Cryosurgery</i> Dengan Heat Pipe Sebagai Probe Pada Alat Cryosurgery Dengan Variasi Tegangan Dari <i>Power Supply</i> ...	59
5.2.2	Pengujian Alat <i>Cryosurgery</i> Dengan Siphon Pipe Sebagai Probe Pada Alat Cryosurgery Dengan Variasi Tegangan.....	63
5.2.3	Pengujian Alat Cryosurgery dengan Probe Tembaga 12cm Dengan Variasi Tegangan Dari Power Supply .....	67
5.2.4	Pengujian Alat Cryosurgery Dengan Probe tembaga 5cm Dengan Variasi Tegangan Dari Power Supply .....	69

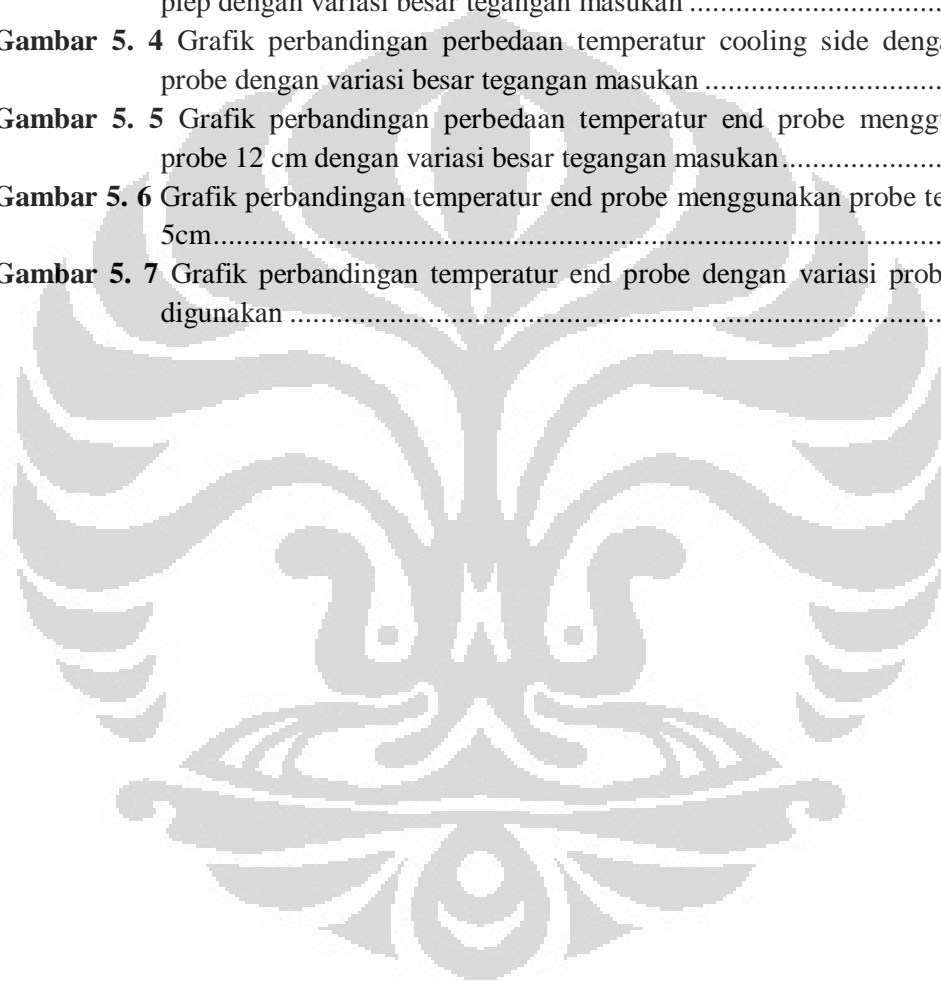
5.2.5 Perbandingan Kinerja Alat Cryosurgery Dengan Variasi Probe yang Digunakan .....	72
<b>BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN.....</b>	<b>75</b>
6.1 KESIMPULAN.....	75
6.2 SARAN.....	76
<b>DAFTAR PUSTAKA.....</b>	<b>77</b>
<b>LAMPIRAN.....</b>	<b>80</b>



## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2. 1</b> Metode direct spray, circular, dan paintbrush .....	9
<b>Gambar 2. 2</b> Metode spray menggunakan plastic cone .....	10
<b>Gambar 2. 3</b> Skematik sistem kontrol dari cryoprobe .....	11
<b>Gambar 2. 4</b> Cryoprobe dan konfigurasi untuk peningkatan heat transfer .....	12
<b>Gambar 2. 5</b> Schematic dari Te cooler.....	14
<b>Gambar 2. 6</b> Cross section dari pasangan TE.....	15
<b>Gambar 2. 7</b> Termoelektrik dengan bagian-bagiannya.....	15
<b>Gambar 2. 8</b> Maksimum $\Delta T$ vs normalized Power Input dengan variasi termoelektrik ..	16
<b>Gambar 2. 9</b> Sistem termoelektrik dua tingkat.....	18
<b>Gambar 2. 10</b> Profil temperatur TEC.....	18
<b>Gambar 2. 11</b> Unit pengujian dari sistem pengujian mikrokontroler .....	19
<b>Gambar 2. 12</b> Prototipe Vaccine carrier dengan Heatsink-fan .....	21
<b>Gambar 2. 13</b> Sistem dari termoelectric generator.....	22
<b>Gambar 2. 14</b> Desain dari heat pipe.....	24
<b>Gambar 2. 15</b> Alat penukar kalor water block .....	27
<b>Gambar 2. 16</b> Aliran fluida kerja pada water block.....	29
<b>Gambar 2. 17</b> Alur proses pendistribusian panas dalam heat pipe .....	30
<b>Gambar 2. 18</b> Struktur heat pipe.....	31
<b>Gambar 2. 19</b> Alat penukar kalor water block .....	34
<b>Gambar 2. 20</b> Aliran fluida kerja pada water block.....	35
<b>Gambar 3. 1</b> Alat cryosurgery pada prototipe pertama.....	32
<b>Gambar 3. 2</b> Alat cryosurgery pada prototipe kedua .....	33
<b>Gambar 3. 3</b> Rancangan alat cryosurgery prototipe 3.....	34
<b>Gambar 3. 4</b> Desain water block .....	37
<b>Gambar 3. 5</b> Desain Probe tembaga 12cm.....	38
<b>Gambar 3. 6</b> Plat tembaga.....	38
<b>Gambar 3. 7</b> Casing alat cryosurgery prototipe 3.....	39
<b>Gambar 3. 8</b> Pengolesan thermal paste .....	40
<b>Gambar 3. 9</b> Pasangan water block dengan modul termoelektrik dua tingkat .....	40
<b>Gambar 3. 10</b> Penggabungan water block modul termoelektrik dan plat tembaga .....	41
<b>Gambar 3. 11</b> Peletakan water block, modul termoelektrik plat dan probe .....	41
<b>Gambar 3. 12</b> Pemberian glass wool pada celah didalam casing .....	42
<b>Gambar 3. 13</b> Pemasangan tubing dengan water pump .....	43
<b>Gambar 3. 14</b> Spesifikasi cryosurgery protipe 3 .....	43
<b>Gambar 4. 1</b> Skema pengujian alat cryosurgery.....	45
<b>Gambar 4. 2</b> Diagram alir pengujian cryosurgery .....	47
<b>Gambar 4. 3</b> Termokopel tipe K.....	48
<b>Gambar 4. 4</b> Pemasangan Termokopel pada titik pengukuran.....	49
<b>Gambar 4. 5</b> Dimensi termoelektrik bertingkat dua .....	49
<b>Gambar 4. 6</b> Circulating Thermostatic Bath .....	50
<b>Gambar 4. 7</b> Heat sink silicone compound .....	51
<b>Gambar 4. 8</b> Data akuisisi NI9213 dan chasis NI cDaq-9172.....	54

<b>Gambar 4. 9</b> Channel pada modul NI 9213.....	54
<b>Gambar 4. 10</b> Chassis NI cDaq 9172.....	55
<b>Gambar 4. 11</b> MCP DC power supply.....	56
<b>Gambar 4. 12</b> Water pump.....	57
<b>Gambar 5. 1</b> Grafik perbandingan temperatur <i>end probe</i> menggunakan probe heat pipe dengan variasi pada besaran tegangan masukan .....	60
<b>Gambar 5. 2</b> Grafik perbandingan perbedaan temperatur <i>cooling side</i> dengan <i>end probe</i> menggunakan probe heat pipe dengan variasi pada besaran tegangan masukan.....	62
<b>Gambar 5. 3</b> Grafik perbandingan temperatur <i>end probe</i> menggunakan probe siphon piep dengan variasi besar tegangan masukan .....	64
<b>Gambar 5. 4</b> Grafik perbandingan perbedaan temperatur cooling side dengan end probe dengan variasi besar tegangan masukan .....	66
<b>Gambar 5. 5</b> Grafik perbandingan perbedaan temperatur end probe menggunakan probe 12 cm dengan variasi besar tegangan masukan.....	67
<b>Gambar 5. 6</b> Grafik perbandingan temperatur end probe menggunakan probe tembaga 5cm.....	70
<b>Gambar 5. 7</b> Grafik perbandingan temperatur end probe dengan variasi probe yang digunakan .....	72

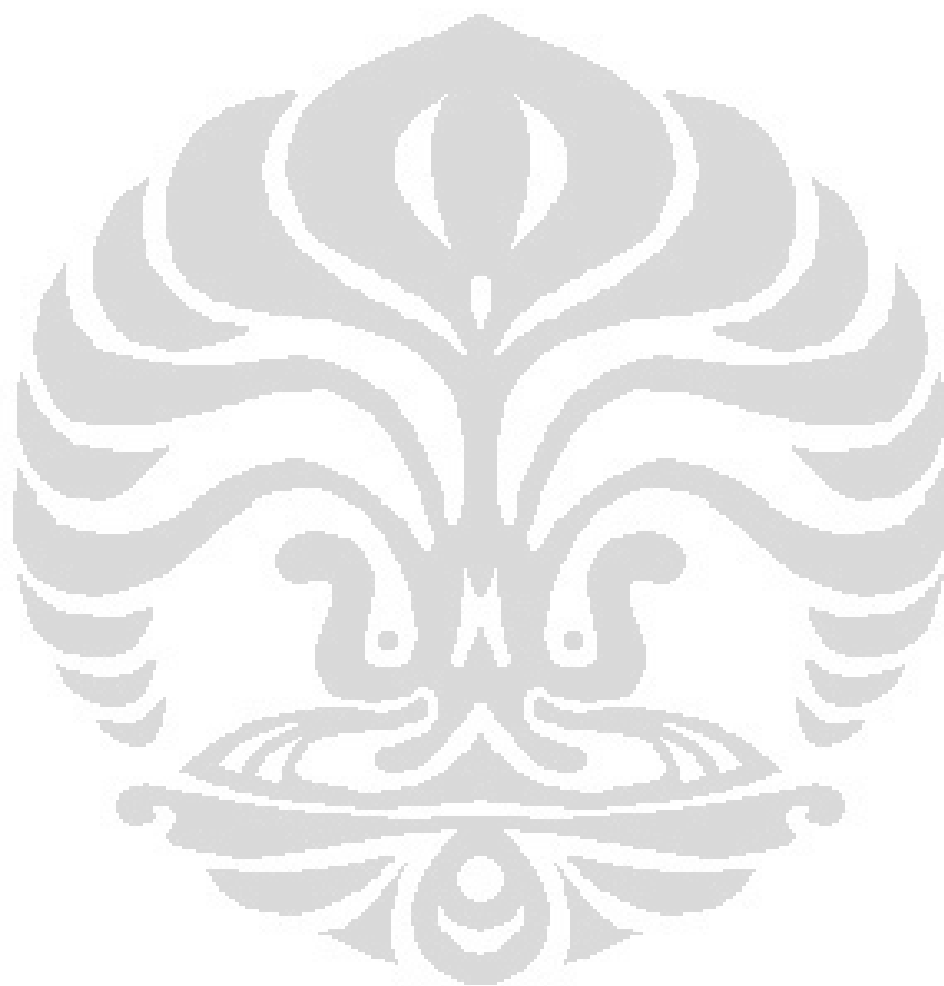


## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 2. 1</b> Temperatur dari beberapa jenis cryogen .....	9
<b>Tabel 2. 2</b> Rekomendasi dari cryosurgery pada beberapa penyakit <b>Error! Bookmark not defined.</b>	
<b>Tabel 2. 3</b> Hasil penelitian lemari pendingin termoelektrik .....	23
<b>Tabel 2. 4</b> Fluida kerja pada heat pipe .....	25
<b>Tabel 2. 5</b> Karakteristik kondisi operasi heat pipe .....	26
<b>Tabel 3. 1</b> Tabel target rancangan .....	29
<b>Tabel 3. 2</b> Analisa rancangan alat cryosurgery prototipe 1 dan 2 .....	30
<b>Tabel 4. 1</b> Spesifikasi termoelektrik bertingkat 2 .....	50
<b>Tabel 4. 2</b> Spesifikasi Circulating Thermostatic Bath .....	51
<b>Tabel 4. 3</b> Spesifikasi teknis heat sink silicone compound .....	52
<b>Tabel 4. 4</b> Tabel perbandingan rasio jumlah glycol pada larutan dengan titik beku .....	53
<b>Tabel 4. 5</b> Spesifikasi Data akuisisi NI 9211 .....	52
<b>Tabel 4. 6</b> Spesifikasi cDAQ9174 .....	52
<b>Tabel 4. 7</b> Spesifikasi power supply .....	52
<b>Tabel 5. 1</b> Parameter pengujian probe berupa heat pipe .....	62
<b>Tabel 5. 2</b> Parameter pengujian probe berupa siphon pipe .....	65
<b>Tabel 5. 3</b> Parameter pengujian probe berupa probe tembaga 12 cm .....	69
<b>Tabel 5. 4</b> Parameter pengujian probe berupa probe tembaga 5 cm .....	71
<b>Tabel 5. 5</b> Perbandingan jenis probe yang digunakan terhadap konsumsi daya TEC .....	73

## DAFTAR LAMPIRAN

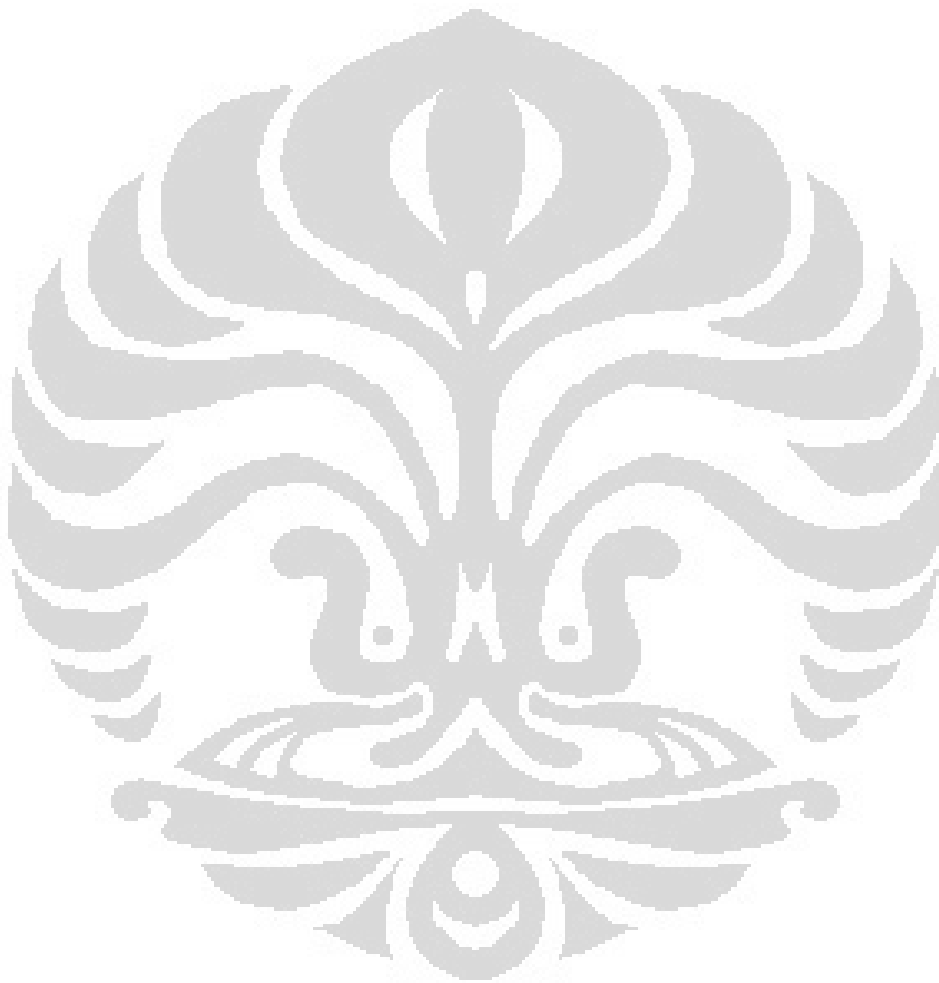
Lampiran 1 Gambar Kerja





**DAFTAR SINGKATAN**

c	Sisi dingin peltier <i>cold side</i>
h	Sisi panas peltier <i>hot side</i>
in	Kondisi pada bagian input
out	Kondisi pada bagian output
CTB	Circulating Thermostatic Bath



## DAFTAR ISTILAH DAN SIMBOL

<b>Simbol</b>	<b>Arti</b>	<b>Satuan</b>
$I$	Arus Listrik	Ampere
$k$	Konduktivitas termal	W/m.K
$L$	Panjang	m
$L$	Lebar	m
$P$	Daya	W
$R$	Hambatan listrik	Ohm
$t$	Tinggi	m
$T$	Temperatur	$^{\circ}\text{C}$
$V$	Tegangan	Volt
$\Delta T$	Beda temperatur	K
$R_{tot}$	Hambatan termal total	$\text{m}^2 \cdot \text{K}/\text{W}$
$q_r$	total heat loss	W
<b>Huruf Yunani</b>		
$\rho$	Massa Jenis	$\text{Kg}/\text{m}^3$
$\kappa$	Konduktivitas termal	W/m.K

# BAB I PENDAHULUAN

## 1.1 Latar Belakang

Perkembangan industri di dunia menyebabkan manusia untuk terus beraktifitas guna meningkatkan kinerja dengan mengutamakan kesehatan. Manusia harus selalu berusaha untuk tumbuh dan berkembang baik secara fisik dan mental untuk menghadapi persaingan global. Disinilah peran kesehatan itu sangat berarti bagi manusia karena semua kegiatan yang dilakukan akan berjalan dengan baik dan maksimal apabila kondisi kesehatan manusia terjaga dengan baik. Namun, kita tidak boleh mengesampingkan peran penampilan yang merupakan daya tarik manusia untuk meningkatkan kepercayaan dirinya. Dengan penampilan yang segar serta kondisi tubuh yang sehat merupakan modal utama manusia untuk dapat meningkatkan kepercayaan diri serta mengembangkan potensi yang ada dalam dirinya.

Semakin buruknya keadaan lingkungan, membuat munculnya penyakit-penyakit yang dapat menghambat kinerja dari manusia. Dari data WHO (*World Health Organization*) tingkat kematian yang disebabkan oleh faktor lingkungan 12 kali lebih besar pada negara yang sedang berkembang. Menurut menteri lingkungan hidup Indonesia, setiap 10% penipisan lapisan ozon dapat menyebabkan peningkatan radiasi ultraviolet sebesar 20% dan akibat radiasi ultraviolet ini UICC (*The Union for International Cancer Control*) menyoroti penyakit kanker kulit yang kasusnya terus bertambah pada negara berkembang termasuk Indonesia. Kanker kulit selain mengganggu kesehatan juga dapat mengganggu penampilan manusia dimana penampilan merupakan modal utama untuk peningkatan kepercayaan diri. Beberapa jenis kanker kulit seperti *Basal Cell Carcinoma*, *Squamous Cell Carcinoma*, dan *Melanoma*.

Pada tahun 1999 kasus *Basal Cell* dan *Squamous Cell Carcinoma* mencapai angka hingga 1 juta kasus dan *Melanoma* sekitar 44 ribu kasus yang terdiagnosa di Amerika Serikat bahkan angka kematian dari penyakit *Melanoma* pernah berada di urutan ke 6 penyakit kanker yang mematikan.[1]

Dengan ditemukannya berbagai jenis kanker kulit tersebut menyebabkan semakin banyak cara pengobatan yang dikembangkan untuk menanggulangi kanker kulit tersebut, seperti *chemotherapy* dan *radiotherapy*. Namun, tidak semua cara pengobatan kanker kulit tersebut terbukti efektif. Pengobatan dengan menggunakan metode pendinginan sudah ada dari ribuan tahun yang lalu. *Cryosurgery* merupakan salah satu metode untuk menyembuhkan beberapa penyakit yang ada pada jaringan kulit dengan menggunakan sistem pendingin untuk dapat merusak jaringan-jaringan yang tidak diinginkan itu. Beberapa penyakit yang perawatannya lebih baik menggunakan *Cryosurgery* adalah *verrucae*, *seborrheic keratoses*, *granuloma nulare*, *lentiginos*, *keloids*, *prurigo nodularis*, *psoriasis*, *myxoid cyst*, *condylomata*, *acuminate*, *actinic keratoses*, *lentigo maligna*, *squamous cell carcinoma*, *basal cell carcinoma*, *Kaposi sarcoma*. Keunggulan *cryosurgery* antara lain pengobatan hanya dilakukan secara lokal dimana dilakukan insisi atau perlukaan kecil hanya pada daerah yang terindikasi kanker, pendarahan yang timbul setelah operasi dapat diminimalkan sehingga dampak trauma pasca operasi sangat kecil, penggunaan anestesi sebagai alat pengurang rasa sakit tidak terlalu dibutuhkan karena prosedur ini tidak menimbulkan efek nyeri yang besar, serta waktu pembedahan yang dibutuhkan juga lebih singkat yaitu kurang lebih 45 menit. *Cryosurgery* memiliki efek samping dan komplikasi oleh karena itu perlu adanya manajemen yang tepat dalam menggunakan metode ini.[2]

## 1.2 Rumusan Masalah

Dalam proses perancangan dan pembuatan alat *cryosurgery* ini diinginkan suatu sistem pendinginan yang mudah dan efektif untuk digunakan dalam aplikasinya. Pada penelitian ini dilakukan pengembangan design dari alat *cryosurgery* dengan menggunakan beberapa jenis *probe* antar lain: *heat pipe probe*, *probe* dengan material tembaga, sifon pipe. *Probe* merupakan media transfer panas yang dalam pengaplikasian ujung dari *probe* akan bersentuhan secara langsung dengan sel kanker yang akan diobati. Pada penelitian ini juga akan dianalisa mengenai penggunaan satu dan dua termoelektrik bertingkat sebagai sumber dingin yang membutuhkan *power supply* dengan arus DC untuk

menjalankannya serta penggunaan satu dan dua *water block* untuk media transfer panas pada sisi panas modul termoelektrik dengan fluida yang mengalir dalam *water block* adalah fluida bertemperatur rendah yang berasal dari CTB (*Circulating Thermostatic Bath*).

### 1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menguji sistem pendinginan dengan menggunakan satu dan dua modul termoelektrik bertingkat sebagai sumber pendingin
2. Membuktikan serta menguji penggunaan berbagai jenis *probe* sebagai medium penghantar panas.
3. Menguji karakteristik penggunaan satu dan dua termoelektrik bertingkat sebagai sumber pendingin.
4. Menguji penggunaan suatu desain *water block* sebagai alat penukar kalor pada sisi panas modul termoelektrik.

### 1.4 Pembatasan Masalah

Terdapat beberapa batasan dalam masalah yang diangkat dalam penelitian ini. Hal ini bertujuan agar penelitian dapat terencana dan terarah dengan baik. Berikut beberapa batasan yang ditetapkan:

1. Penggunaan modul termoelektrik bertingkat dua sebagai alat pemompa kalor dan *water block* sebagai alat penukar kalor dengan fluida pendingin campuran antara air dengan *ethylene glycol*.
2. Penggunaan arus DC sebagai input daya bagi termoelektrik
3. Melakukan pengujian untuk mengetahui karakteristik penggunaan beberapa *probe* antara lain: heat pipe dengan fluida R22, *probe* dengan tembaga pejal, dan sifon pipe sebagai media penghantar panas dari sumber pendingin.
4. Melakukan pengujian dengan menggunakan satu dan dua termoelektrik bertingkat yang digunakan sebagai sumber pendingin

## 1.5 Metodologi Penelitian

Metodologi yang digunakan pada penelitian antara lain adalah sebagai berikut:

### 1. Studi Literatur

Studi Literatur merupakan proses pembelajaran yang berkaitan dengan materi-materi yang akan menjadi bahasan dalam penulisan serta penelitian. Studi Literatur berasal dari beberapa sumber antara lain: buku-buku, jurnal, dan situs-situs internet

### 2. Pengembangan rancangan alat *cryosurgery*

Perancangan dari *cryosurgery* menekankan kepada unit-unit yang akan dipilih sebagai sistem pendinginan dari prototype *Cryosurgery*. Pada tahap perancangan ini perlu untuk diperhatikan kemungkinan kesulitan yang terjadi pada proses produksi dari prototype *Cryosurgery*. Selain itu perlu dipertimbangkan aspek portable dan ergonomic alat.

### 3. Pembuatan alat *cryosurgery*

Pembuatan alat dilakukan untuk mengetahui kinerja dari sistem *cryosurgery* yang dirancang dengan mengkondisikan unit-unit yang ada dalam prototype terjaga dari temperatur ambient (lingkungan).

### 4. Pengujian alat *Cryosurgery*

Pengujian alat dilakukan dengan mengukur temperatur pada beberapa titik yang akan menjadi analisa karakteristik dari sistem pendinginan. Pada pengukuran temperatur digunakan termokopel sebagai alat ukur yang terlebih dahulu melalui proses kalibrasi supaya hasil yang diperoleh akurat. Pada pengujian ini terdapat beberapa variasi antar lain: variasi penggunaan beberapa jenis *probe*, variasi penggunaan satu dan dua modul termoelektrik bertingkat dua, variasi tegangan, dan variasi dari temperatur fluida CTB (*Circulating Thermostatic Bath*) yang digunakan sebagai media penukar kalor pada *water block*.

### 5. Analisa dan Kesimpulan Hasil Pengujian

Dari proses pengujian akan diperoleh hasil berupa data yang berikutnya diolah menjadi grafik. Dari grafik tersebut dilakukan analisa serta

perbandingan dengan data-data lainnya untuk melihat fenomena yang terjadi pada sistem alat *cryosurgery*.

## **1.6 Sistematika Penulisan**

Sistematika penulisan skripsi ini dilakukan menurut urutan bab-bab sebagai berikut:

### **BAB I PENDAHULUAN**

Bagian ini berisi latar belakang yang melandasi penulisan skripsi, perumusan masalah, tujuan dari dilakukannya penelitian ini, pembatasan dari beberapa masalah supaya penelitian ini lebih terencana dan terarah, metodologi penelitian yang dilakukan, dan sistematika penulisan dari penelitian ini.

### **BAB II TINJAUAN PUSTAKA**

Bagian ini berisi tentang beberapa dasar teori yang merupakan landasan dari penelitian ini, seperti penjelasan mengenai kanker kulit, *cryosurgery*, modul termoelektrik sebagai sumber pendinging, *heat pipe*, serta *water block* yang merupakan alat penukar kalor.

### **BAB III PERANCANGAN ALAT CRYOSURGERY**

Bagian ini berisi tentang konsep perancangan serta proses produksi dari komponen-komponen yang ada pada alat *cryosurgery* seperti pembuatan *casing*, *water block*, pembuatan *probe* dan pembuatan plat tembaga

### **BAB IV PENGUJIAN ALAT CRYOSURGERY**

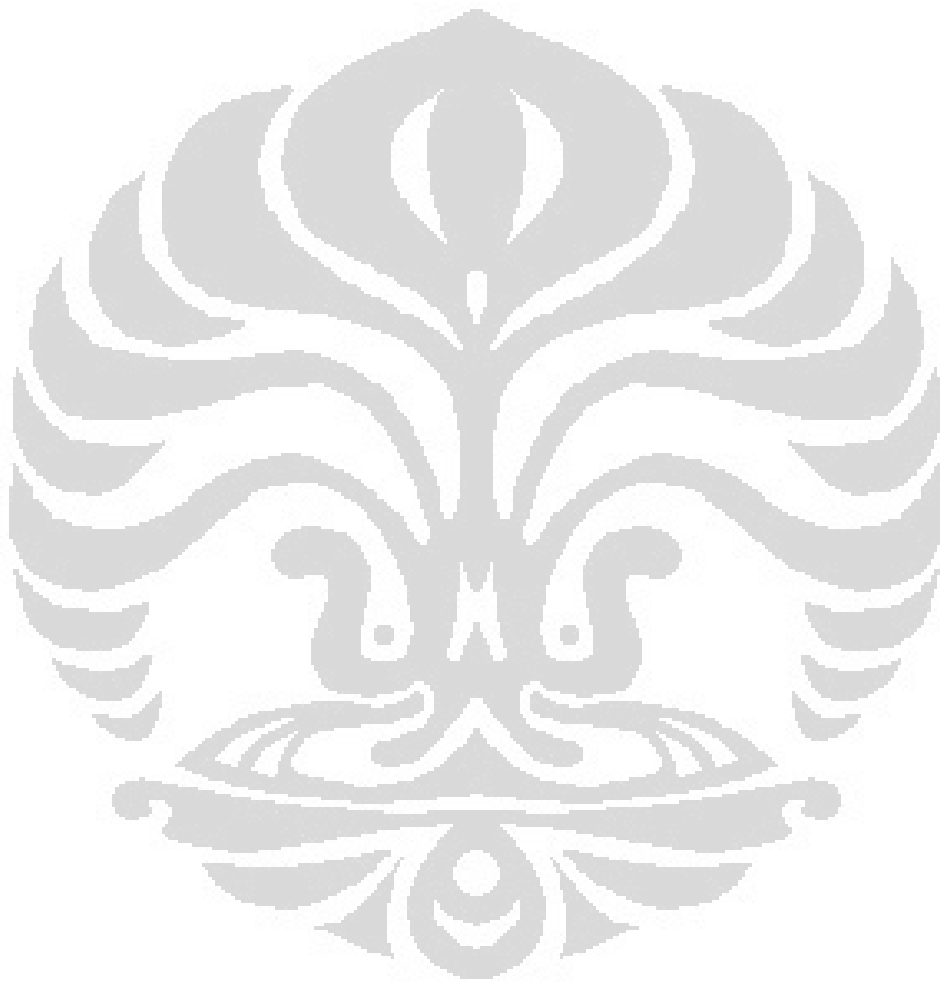
Pada bagian ini dijelaskan tahapan-tahapan *experimental setup* serta komponen-komponen yang digunakan pada pengujian dari alat *cryosurgery*.

### **BAB V ANALISA DAN HASIL**

Bagian ini berisi tentang analisa dari data dan grafik dari pengujian alat *Cryosurgery* yang telah dilakukan.

## **BAB VI KESIMPULAN DAN SARAN**

Bagian ini berisi tentang kesimpulan apa yang bisa diambil dari pengujian yang telah dilakukan dan apabila ada kekurangan-kekurangan, saran apa yang harus diberikan untuk mengatasinya.





## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 KANKER KULIT

Kanker disebabkan karena adanya pertumbuhan sel abnormal secara cepat. Perkembangan kanker dimulai dari adanya pertumbuhan tumor. Secara keseluruhan tumor terus berkembang ukurannya namun beberapa ada yang pertumbuhannya sangat cepat dan ada yang lambat. Tanda dari adanya kanker pada tubuh manusia bergantung pada lokasi dan tipe dari tumor tersebut. Beberapa tandanya antara lain; Mudah merasa lelah, berat badan menurun tanpa sebab, pusing, panas dingin atau berkeringat di malam hari, menurunnya selera makan, diare dan terdapat pendarahan saat buang air besar.[3]

Salah satu jenis penyakit kanker yang digolongkan berdasarkan lokasi dari kankernya adalah kanker kulit. Kanker kulit memiliki 3 tipe utama antara lain; *Basal Cell Carcinoma (BCC)*, *Squamous Cell Carcinoma (SCC)*, dan *Melanoma*. *Basal Cell Carcinoma (BCC)* merupakan jenis kanker kulit yang sering dijumpai. Kanker ini tumbuh pada sel basal pada lapisan terendah dari kulit. Pertumbuhan kanker tipe ini lambat dan tidak menyebar ke bagian tubuh lainnya namun penanganan secara cepat dibutuhkan untuk penyembuhannya. *Squamous Cell Carcinoma (SCC)* merupakan kanker yang pertumbuhannya terjadi pada lapisan kulit atas tepatnya pada sel squamous. Kanker kulit ini dapat dijumpai pada bagian tubuh seperti mulut bagian dalam dan daerah genital. Penanganan awal sangat dibutuhkan untuk mencegah penyebaran penyakit kanker tipe ini. *Melanoma* merupakan tipe kanker yang yang tanda-tandanya dimulai dengan adanya bintik-bintik hitam pada kulit. *Melanoma* dapat menyebar dengan cepat ke jaringan dan organ lainnya. [3]

Beberapa penyebab kemungkinan adanya kanker kulit antara lain terkena sinar matahari pada siang hari yang menyengat (kemungkinan kulit dapat terbakar) serta adanya anggota keluarga yang mengendap penyakit kanker kulit. Pengobatan efisien dari kanker kulit adalah dengan membuang jaringan kanker pada kulit tersebut. Umumnya, terlebih dahulu dilakukan pengecekan laboratorium untuk mengetahui tipe dari sel kanker, proses ini biasanya disebut

*biopsy*. Pengobatan selanjutnya dapat dilakukan dengan metoda yang sudah ada antara lain; *radiotherapy, chemotherapy, atau cryosurgery*. Cara mencegah kanker kulit adalah dengan melakukan beberapa hal antara lain:

- Menghindari matahari pada pukul 10.00 - 16.00
- Menggunakan jaket lengan panjang, topi, dan celana panjang untuk mengurangi radiasi dari sinar matahari
- Menggunakan *sunscreen* dengan *sun protection factor* 15 atau lebih saat berpergian keluar pada siang hari
- Mempelajari ciri-ciri dari penyakit kanker kulit
- Melakukan pengecekan kulit tiap bulan dengan dokter kulit

## 2.2 PROSES PERPINDAHAN PANAS

Mekanisme perpindahan panas terdiri dari tiga jenis, antara lain:

### 1. Konduksi

Konduksi merupakan proses perpindahan panas jika panas mengalir dari tempat yang suhunya tinggi ke tempat yang suhunya lebih rendah, dengan media penghantar panas yang tetap [30]. Dasar dari proses konduksi adalah hukum *Fourier*:

$$q''_x = -k \left[ \frac{dT}{dx} \right] \dots\dots\dots [2.1]$$

*Heat flux*  $q''_k$  ( $W/m^2$ ) merupakan rata-rata perpindahan panas pada arah  $x$  per unit luasan tegak lurus dengan arah perpindahan panas, nilai dari *heat flux* proporsional dengan temperatur gradien  $dT/dx$  pada arah tersebut. Konduktifitas termal ( $W/m.K$ ) merupakan transport properties yang dimiliki oleh material medium proses perpindahan panas. Nilai minus pada hukum *fourier* menandakan bahwa kalor berpindah kearah penurunan temperatur.[31]

**Tabel 2.1** Konduktifitas Termal dari Beberapa Material pada Temperatur ruang [30]

Material	Konduktifitas Termal, W/m.K
Copper	401
Silver	429
Gold	317
Aluminium	237
Steel	60,5
Limestone	2,15
Bakelite	1,4
Water	0,613
Air	0,0263

## 2. Konveksi

Konveksi merupakan proses perpindahan panas yang terjadi antara permukaan padat dengan fluida yang mengalir di sekitarnya, dengan menggunakan media penghantar berupa fluida (cairan/gas) [30]. Dasar dari proses konveksi adalah hukum *newton*

$$q'' = h_c A [T_w - T_s] \dots\dots\dots [2.2]$$

$q''$  merupakan *heat flux* pada proses konveksi ( $W/m^2$ ), *heat flux* memiliki nilai yang proporsional antara temperatur permukaan dengan temperatur fluida.  $h_c$  merupakan koefisien perpindahan panas pada proses konveksi, koefisien konveksi ini bergantung pada kondisi dari *boundary layer* yang dipengaruhi oleh geometri permukaan, pergerakan fluida, berbagai sifat termodinamika dari fluida serta transport properties-nya.[31]

Pada proses konveksi terdapat berbagai macam jenis konveksi antara lain:

- Konveksi alamiah (*natural convection*)  
Perpindahan panas yang disebabkan oleh beda suhu dan beda rapat saja serta tidak ada energi dari luar yang mendorongnya. Contohnya: plat panas dibiarkan berada di udara sekitar tanpa ada sumber gerakan dari luar
- Konveksi paksaan (*forced convection*)

Perpindahan panas aliran gas atau cairan yang disebabkan adanya energi dari luar. Contohnya: plat panas dihembus udara dengan kipas/blower

**Tabel 2.2** Nilai dari koefisien perpindahan kalor secara konveksi[31]

Proses	h (W/m <sup>2</sup> .K)
<b>Konveksi natural</b>	
Gas	2-25
Liquid	50-1.000
<b>Konveksi paksa</b>	
Gas	25-250
Liquid	50-20.000
Konveksi dengan perubahan fasa	
Kondensasi dan Boiling	2.500-100.000

### 3. Radiasi

Radiasi merupakan proses perpindahan panas yang terjadi karena pancaran/sinar/radiasi gelombang elektromagnetik tanpa memerlukan media perantara. Dasar dari proses radiasi adalah hukum *Stefan-Boltzman*

$$q_r = \varepsilon \sigma AT^4$$

$\varepsilon$  merupakan emisivitas yang merupakan sifat dari permukaan, apabila permukaan tersebut *black body* maka nilai emisivitasnya adalah 1.  $\sigma$  adalah konstanta *boltzman* yang memiliki nilai  $5,67 \times 10^{-8}$ . Sedangkan T merupakan temperatur absolute dari permukaan.

### 2.3 CRYOSURGERY

Pada masa kini, pengobatan terhadap jaringan dapat dilakukan dengan cara mengontrol temperatur yang sangat rendah. *Cryotherapy*, *cryocautery*, *cryocongelation* dan *cryogenic surgery* merupakan beberapa contoh kegiatan yang menggunakan kontrol temperatur rendah.

*James Arnott* (1797-1883) merupakan fisikawan Inggris pertama yang mengaplikasikan penggunaan temperatur rendah untuk merusak jaringan pada

tubuh. Arnott menggunakan campuran *sodium chloride* dan *crushed ice* untuk merusak jaringan pada tubuh dan mengurangi tumor pada tubuh. Arnott mengatakan bahwa dengan temperatur yang rendah akan dapat menghentikan terjadinya peradangan jaringan yang cukup dekat dengan permukaan. Di tahun 1877, *French Academy of Science* menemukan bahwa oksigen dan carbon monoksida dapat dibentuk menjadi *liquid*. Di tahun 1895 *Von Linde* memproduksi *liquid* tersebut secara komersial dan dunia kedokteran mulai banyak menggunakannya hingga saat ini. Meskipun beberapa dunia medis menggunakan *pulverized carbon dioxide, sulfur, dan acetone* sebagai cryogen, *liquid nitrogen* lebih banyak digunakan untuk *cryosurgery*. Pada tabel 2.1 di bawah ini merupakan beberapa *agent* dan temperatur yang dapat dicapai saat dilakukannya proses *cryosurgery*.

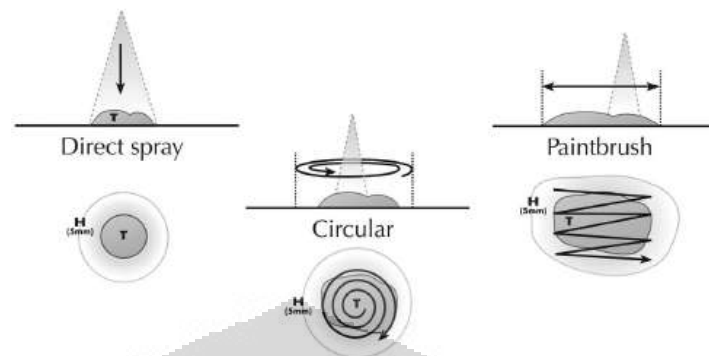
**Tabel 2.3** Temperatur dari beberapa jenis *cryogen*[2]

Agent	Temperature
Freon 12	-29,8°C
Freon 22	-40,8°C
Solid CO <sub>2</sub>	-79.0°C
Liquid Nitrogen	-195,8°C

Dalam waktu 50 tahun terakhir ini penggunaan *cryosurgery* umumnya dilakukan dengan tiga metode antara lain;

- ***Cotton swab***, metode ini memiliki kelemahan utama yaitu pada saat pengoperasiannya kemungkinan virus masih dapat bertahan pada *liquid nitrogen*, penggunaan *cotton* justru akan menjadikan transmisi untuk virus berpindah ke tempat lainnya. Selain itu pada penggunaan *cotton swab* nilai maksimum pembekuan jaringan antara 2 hingga 3 mm, hal tersebut mempersulit pengobatan pada jaringan yang lebih dalam.
- ***Spray nozzle***, pengoperasian *spray nozzle* memiliki tiga tipe seperti pada gambar 2.1 antara lain *direct spray* dimana *cryogen* secara langsung diarahkan ke jaringan yang ingin diobati, *circular spray* penyemprotan *cryogen* dimulai dari titik tengah dari jaringan yang ingin diobati kemudian digerakkan spiral

kearah luar dari titik tengah tersebut, dan *paintbrush* di mana penyemprotan digerakan dari satu sisi ke sisi lainnya dan seterusnya.



**Gambar 2.1** Metode *direct spray*, *circular*, dan *paintbrush*. T=Target;  
H=halo[2]

Disamping metode-metode *spray* yang telah dijelaskan sebelumnya, variasi dari sistem *spray* yang lainnya adalah *cryosurgery spray* dengan tambahan *plastic cone* seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.2. Dengan menggunakan *cone*, *agent* akan secara langsung menuju jaringan yang akan diobati dan proses pembekuan akan dapat mencapai jaringan yang lebih dalam.



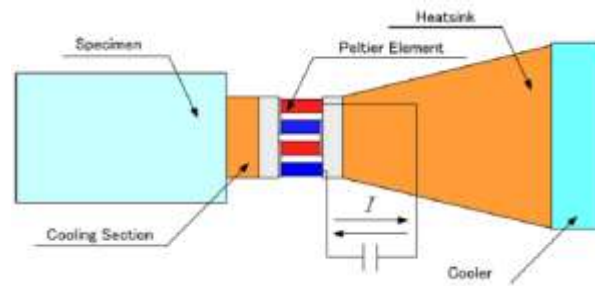
**Gambar 2.2** Metode *spray* menggunakan *plastic cone*. Contoh pada pengobatan jaringan di hidung[2]

- **Cryoprobe**, pada metode ini diinginkan suatu kondisi temperatur rendah pada ujung *probe* karena ujung *probe* tersebut akan bersentuhan secara langsung dengan sel kanker. Umumnya *probe* didinginkan dengan menggunakan *cryogen* yang bersirkulasi di dalamnya. Pada metode *cryoprobe* ini, *probe* memiliki berbagai macam ukuran, ukuran tersebut disesuaikan dengan ukuran dari pendinginan jaringan sel yang akan diobati

Komplikasi dan Efek samping dari *cryosurgery* dibagi menjadi beberapa bagian:

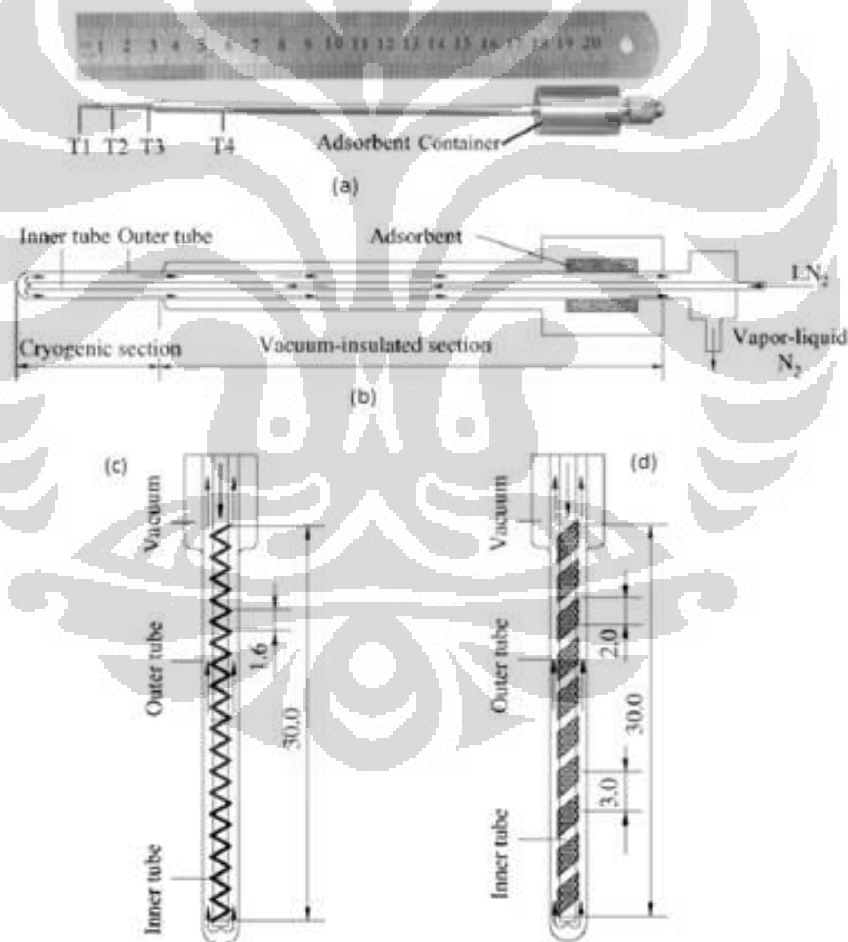
- Efek samping Akut
  - a. Pendarahan pada lokasi pembekuan
  - b. *Blister formation*
  - c. Pusing
  - d. *Syncope (vasovagal)*
- Efek samping selanjutnya
  - a. Pendarahan
  - b. Pembentukan jaringan granulasi yang berlebihan
  - c. Infeksi
- Efek samping permanen pada fisik
  - a. *Atrophy*
  - b. Hilangnya rambut dan bulu rambut
  - c. *Hypopigmentation*
- Efek samping sementara
  - a. Traumatis
  - b. *Hyperpigmentation*
  - c. *Hypertrophic scaring*
  - d. *Milia*

Pengembangan metode penanganan kanker melalui *cryosurgery* sangat diperlukan untuk menghindari efek pendarahan dan stenosis pasca pembedahan. Pengimplementasian termoelektrik memberikan solusi yang cukup baik dalam hal kontrol temperatur pembekuan, dapat meminimalisasi kerusakan jaringan sehat, dan biaya dan perawatan kanker yang relatif murah<sup>[24]</sup>. Salah satu konsep *cryosurgery* yang menggunakan aplikasi termoelektrik dikembangkan oleh Takeda. Takeda mengembangkan konsep *cryoprobe* dengan menggunakan *peltier* dan *PID (Proportional Integral Differential) controller* sebagai kontrol temperatur pada bagian pendinginannya. Konsep desain dari Takeda ditunjukkan pada gambar 2.3 di bawah ini.



**Gambar 2.3** Skematik sistem kontrol dari *cryoprobe*[4]

Perkembangan pada *cryosurgery* tidak hanya difokuskan kepada sistemnya saja. S.L.Qi, P.Zhang, R.Z.Wang, A.L.Zhang[5] mengembangkan sistem *cryoprobe* dengan peningkatan konfigurasi dari perpindahan panas. Pada sistemnya ini kapasitas pendinginan dapat ditingkatkan hingga mencapai 41%.



**Gambar2.4** *cryoprobe* dan konfigurasi untuk peningkatan heat transfer (a) Gambaran dari *cryoprobe*; (b) skematik dari *cryoprobe*; (c) skematik sketch dari kawat koil yang disisipkan dan (d) Skematik helical mesh beserta ukurannya[5]

Universitas Indonesia



**Tabel 2.4** Rekomendasi dari *Cryosurgery* pada beberapa penyakit

<b>Tipe</b>	<b>Teknik</b>	<b>Waktu Pendinginan (detik)*</b>	<b>Jumlah dari FTCs</b>	<b>Margin (mm)</b>	<b>Jumlah Sesi Perawatan</b>	<b>Interval (minggu)+</b>
<i>Actinic keratosis</i>	OS	5	1	1	1	
<i>Cherry angioma</i>	P	10	1	< 1	1	
<i>Common warts</i>	OS	10	1	2	3	4
<i>Cutaneous horn</i>	OS	10 to 15	1	2	1	
<i>Dermatofibroma</i>	P/OS	20 to 30	1	2	2	8
<i>Hypertrophic scar</i>	OS/P	20	1	2	1	
<i>Ingrown toenail -</i>	OS	20	1	2	2	8
<i>Keloid</i>	OS/P	20 to 30	1	2	3	8
<i>Myxoid cyst</i>	OS/P	20	1	< 1	1	
<i>Oral mucocele</i>	P	10	1	< 1	1	
<i>Pyogenic granuloma</i>	OS	15	1	< 1	1	
<i>Sebaceous hyperplasia</i>	P	10	1	< 1	3	4
<i>Skin tags</i>	F/OS	5	1	2	1	
<i>Solar lentigo</i>	OS	5	1	< 1	1	

FTC= freeze-thaw cycle; OS= Open Spray; P= Cryoprobe; F= Forceps.

\* Jeda waktu setelah terjadi inisiasi pembekuan atau pembentukan halo;bukan waktu total pada saat proses penyemprotan *agent*

+Jeda waktu antar sesi pengobatan

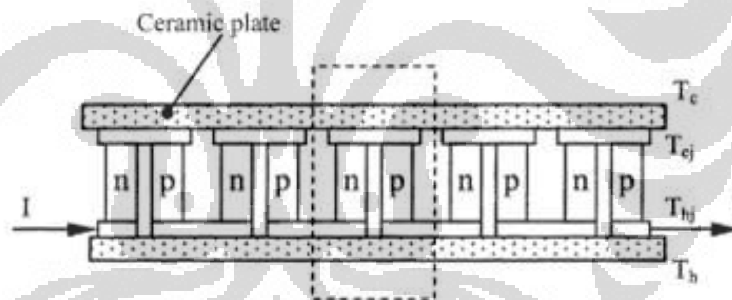
- Target dalam kondisi peradangan, dan pengobatan sangat membantu dala kasus yang dipilih

## **2.4 THERMOELECTRIC COOLER**

Termoelektrik merupakan alat yang mengubah energi listrik menjadi gradient temperatur.[6] Fenomena ini pertama kali ditemukan oleh Peltier di tahun

1834 dan banyak digunakan pada peralatan refrigerasi. Thermoelectric coolers, terdiri dari beberapa pasangan p-n yang dibentuk hampir menyerupai sandwiched dan berada diantara plat keramik yang memiliki thermal konduktif serta menjadi insulasi terhadap aliran listrik yang ada. Pada desain konvensional, efek termal dan hambatan kontak dari plat keramik selalu dihilangkan. Perhitungan konvensional diubah dengan mempertimbangkan efek kontak. Fenomena lainnya dari termoelektrik adalah ketika beda temperature ditetapkan pada sisi panas dan sisi dingin dari material semikonduktor, nilai dari tegangan terus berkembang. Tegangan itu disebut dengan Seebeck voltage, dan secara langsung proporsional dengan beda temperature. Termoelektrik banyak digunakan pada beberapa aplikasi saat ini seperti:

- *Cryoconcentration Cell*
- *Vaccine Carrier*
- *Blood Carrier*
- *Thermoelectric Generator*

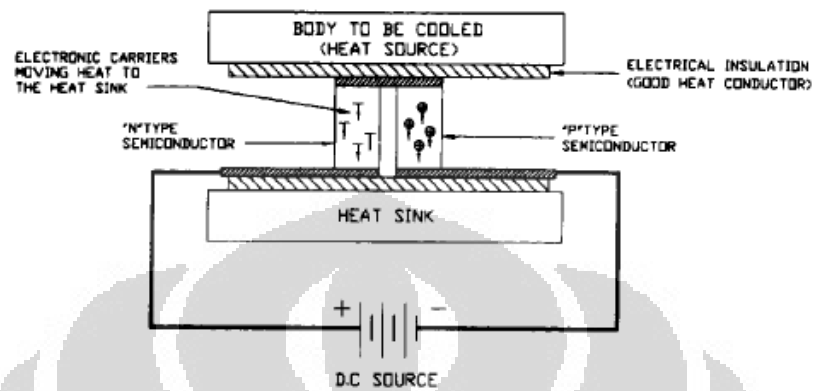


**Gambar 2.5** Schematic dari *TE cooler*[8]

#### 2.4.1 Prinsip Kerja Termoelektrik

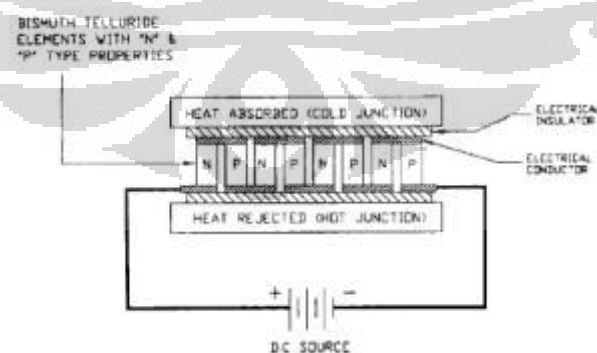
Sistem pendinginan termoelektrik memiliki beberapa bagian yang membedakannya terhadap sistem pendinginan konvensional. Pada *Cold Junction*, energi (heat) diabsorpsi oleh elektron yang mengalir dari tingkat energi yang rendah (elemen p-type semikonduktor) ke tingkat energi yang lebih tinggi (elemen n-type semikonduktor). Seperti yang telah di jelaskan oleh Peltier di tahun 1834 dibutuhkan aliran listrik DC untuk membuat termoelektrik bekerja, *Power supply* menyediakan energi untuk memindahkan elektron-elektron yang ada pada sistem. Pada *Hot Junction* energi dilepas ke sistem pendingin lainnya (contoh: *heat sink*)

dan elektron akan kembali berpindah dari tingkat energi yang tinggi (elemen *n-type* semikonduktor) ke tingkat energy yang rendah (elemen *p-type* semikonduktor).



**Gambar 2.6** Cross section dari pasangan TE[6]

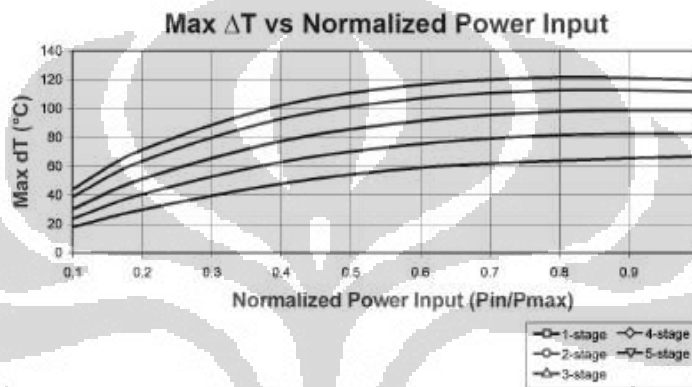
Termoelektrik merupakan *heat pump* yang berbentuk solid. Hukum termodinamika dasar diaplikasikan pada sistem ini sama seperti heat pump konvensional. Pasangan dari termoelektrik terbuat dari dua material semikonduktor yang umumnya menggunakan bahan Bismuth Telluride. Panas yang diserap pada *cold junction* dan dipompakan menuju *hot junction* dipengaruhi dengan arus yang mengalir pada sirkuit dan jumlah dari pasangan TE yang digunakan.



**Gambar 2.7** Termoelektrik dengan bagian-bagiannya[6]

### 2.4.2 Multistages Thermoelectric

Modul termoelektrik *multi stage* dapat digunakan apabila pada *single stage* modul tidak dapat mencapai kontrol temperatur yang diinginkan. Pada gambar di bawah ini ditunjukkan  $\Delta T$  vs *Normalized Power Input* ( $P_{in}/P_{max}$ ) dari *single stage* dan beberapa multistage modul. Semakin tinggi nilai stage dari termoelektrik maka nilai maksimum  $\Delta T$  maksimum dari sisi dingin dan sisi panas dari termoelektrik semakin besar.



**Gambar 2.8** maksimum  $\Delta T$  vs *Normalized Power Input* dengan variasi termoelektrik modul stage[25]

Modul termoelektrik 2 tingkat seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.9 di bawah dengan tipe 2 SC 055 045-127-63 L. Modul termoelektrik ini mampu mencapai perbedaan temperatur hingga 85K dalam kondisi tidak menerima beban. Semakin banyak tingkatan dalam modul termoelektrik maka perbedaan temperatur yang dihasilkan antara sisi dingin dengan sisi panas akan semakin besar. Cara termudah untuk mencapai kondisi ini adalah dengan menempelkan sisi panas termoelektrik ke sisi dingin termoelektrik lainnya. Sistem termoelektrik seperti ini biasanya disebut konfigurasi *cascade* atau *multi-stage*. Pada umumnya sistem *cascade* ini berbentuk piramid, dimana tingkatan yang lebih rendah memiliki kemampuan memompa kalor yang lebih besar dibandingkan dengan tingkatan di atas, hal ini dimungkinkan karena selisih antara  $T_h$  dan  $T_c$  yang semakin besar.



**Gambar 2.9** Sistem termoelektrik 2 tingkat

Faktor yang membatasi performa termoelektrik adalah *properties* dari material semikonduktor yang berhubungan dengan perubahan temperatur. Kinerja dari Bismuth Telluride yang merupakan material yang sering digunakan pada modul pendingin termoelektrik memiliki kemampuan kerja mendekati maksimum jika temperatur sisi panas modul ( $T_h$ ) mencapai 343.15K.

#### 2.4.3 Parameter Penggunaan Modul Termoelektrik

Termoelektrik bukan merupakan solusi dari setiap permasalahan pendinginan. Pertimbangan terhadap beberapa kriteria desain harus dilakukan dalam penggunaannya. Termoelektrik baik untuk digunakan jika dalam desain membutuhkan reliabilitas yang tinggi, ukuran yang kecil atau kapasitas yang rendah, murah, ringan, aman terhadap bahaya listrik, dan memiliki kontrol temperatur yang tepat.

Dalam perancangan sistem pendingin dari termoelektrik mempertimbangkan beberapa parameter yaitu:

- **Beban kalor yang dipindahkan**

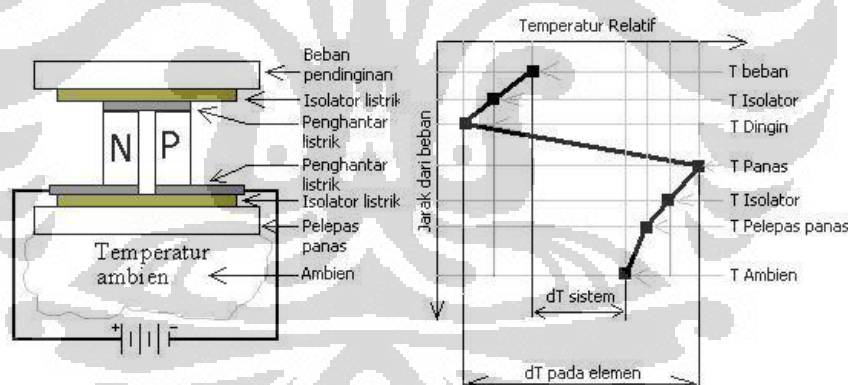
Beban kalor merupakan jumlah total kalor yang harus dipindahkan oleh modul termoelektrik dari objek yang hendak didinginkan ke lingkungan (Melcor-TEC's Manual). Terdapat dua jenis beban kalor yaitu aktif dan pasif. Beban kalor aktif merupakan sejumlah kalor yang harus dipindahkan dari suatu objek yang ingin didinginkan ke lingkungan untuk memperoleh temperatur yang diinginkan pada objek. Sedangkan beban kalor pasif merupakan sejumlah kalor yang pindah dari lingkungan ke objek yang sedang didinginkan. Beban kalor pasif tidak diinginkan terjadi, akan tetapi dalam perancangan hal tersebut harus diperhitungkan.

- **Sisi dingin modul**

Menurut letaknya terhadap sisi dingin modul, terdapat dua kondisi beban pendinginan yang mungkin terjadi. Pertama, letak beban pendinginan bersentuhan langsung dengan sisi dingin elemen termoelektrik, maka  $T_c$  pada sisi dingin modul sama dengan beban pendinginan. Kedua, letak beban pendinginan tidak bersentuhan langsung dengan sisi dingin modul, dalam kondisi ini  $T_c$  pada sisi dingin modul harus lebih dingin dari temperatur yang diinginkan agar kalor dapat berpindah dari objek yang didinginkan.

- **Sisi panas modul**

Terdapat dua faktor penting yang mempengaruhi nilai temperatur sisi panas modul, yaitu: temperatur lingkungan dan efisiensi termoelektrik yang digunakan pada sisi panas modul. Secara umum pencapaian  $\Delta T$  ( $T_h - T_c$ ) dari modul termoelektrik selalu mendekati konstan, Jika  $T_h$  semakin rendah maka  $T_c$  semakin dingin, bila  $T_h$  semakin tinggi maka  $T_c$  tidak terlalu dingin. Gambar 2.10 di bawah ini menjelaskan tentang profil temperatur sistem termoelektrik.



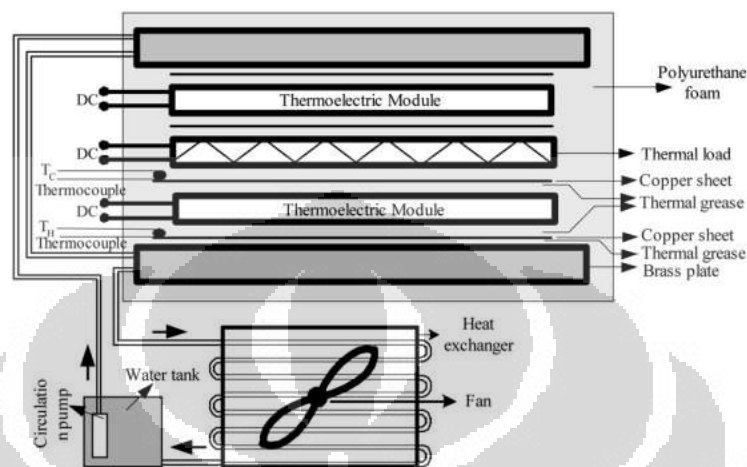
**Gambar 2.10** Profil temperatur modul TEC [13]

#### 2.4.4 Aplikasi Termoelektrik

Aplikasi termoelektrik telah digunakan diberbagai bidang, tidak hanya sebagai pendingin tetapi juga sebagai pembangkit daya, sensor energi termal maupun digunakan pada bidang militer, ruang angkasa, instrument, biologi, medikal, dan industri serta produk komersial lainnya [9]. Bünyamin Ciyilan dan Sezayi Yılmaz dengan jurnalnya yang berjudul “*Design of Thermoelectric Module Test System Using a Novel Test Method*” di tahun 2006 memprediksi akan terus

**Universitas Indonesia**

berkembangnya penggunaan termoelektrik oleh karena itu dia mengembangkan suatu sistem universal mikrokontrol yang bertujuan untuk menentukan parameter dinamik dari suatu disain termoelektrik seperti pada gambar2.11 di bawah ini.



**Gambar2.11** Unit pendinginan dari sistem penujian mikrokontrol[23]

Aplikasi termoelektrik sebagai alat pendingin terdiri dari aplikasi untuk mendinginkan peralatan elektronik, *air conditioner* maupun lemari pendingin. Penggunaan termoelektrik juga diaplikasikan pada tutup kepala sebagai pendingin kepala. Pada dunia otomotif juga telah dikembangkan termoelektrik intercooler<sup>[9]</sup>.

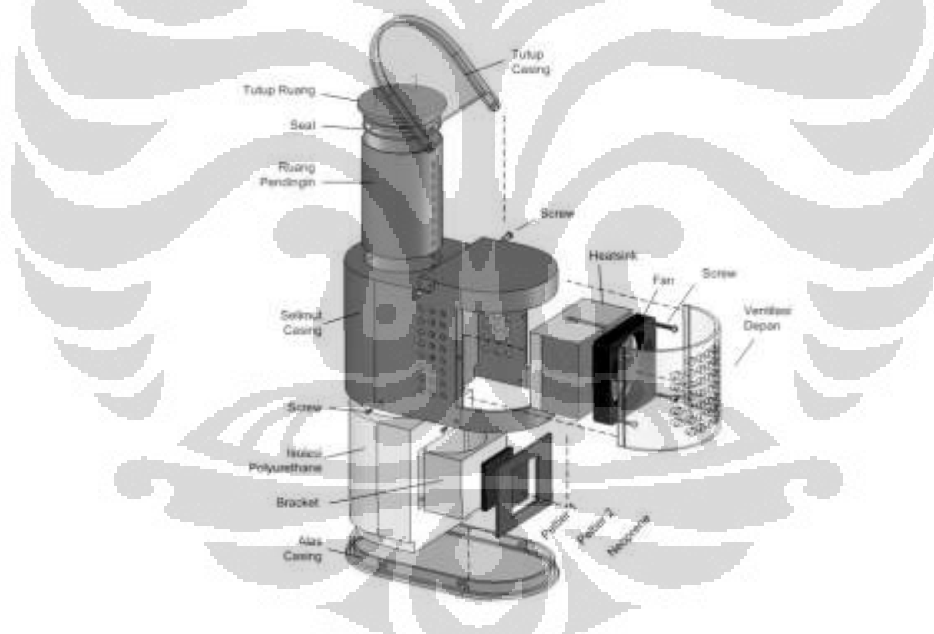
Aplikasi termoelektrik sebagai pembangkit daya dibagi menjadi 2 bagian sebagai pembangkit daya rendah dan pembangkit daya tinggi. Aplikasi pembangkit daya rendah meliputi pemanfaatan panas tubuh manusia untuk menjalankan jam tangan, sedangkan pembangkit daya tinggi pada termoelektrik memanfaatkan panas dari sisa panas buang yang dihasilkan dari industri maupun pemanfaatan sisa panas dari pembakaran bahan bakar.

#### **A. Vaccine Carrier Box[17]**

*Vaccine carrier box* merupakan kotak penyimpanan *vaccine* yang didesain efisien dan *portable*. Kotak penyimpanan vaksin ini dikembangkan dalam rangka pelaksanaan pekan imunisasi nasional mengenai permasalahan distribusi vaksin ke daerah terpencil. Salah satu faktor penghambat yaitu daerah pemukiman yang sulit untuk dijangkau. Jangka waktu penyimpanan yang terbatas, dan Tidak

efektifnya alat pendingin vaksin merupakan masalah utama yang harus dipecahkan.

Desain pengembangan *vaccine carrier* ini didasarkan pada permintaan dan kebutuhan dari konsumen, dimana *vaccine carrier* harus mudah dibawa, kompak, memiliki nilai estetika yang baik, dan yang terpenting dapat memenuhi fungsinya sebagai salah satu bagian dari *cold chain* dalam proses pendistribusian *vaccine*. *Vaccine Carrier Box* harus mampu menjaga temperatur antara 2°C-8°C yang merupakan rentang temperatur yang cocok bagi vaksin supaya tidak rusak. Untuk menjaga suhu vaksin di dalam alat tetap pada 2°C — 8°C diperlukan 4 buah *cold pack* dengan volume enam liter atau es batu, dengan kondisi ini *vaccine carrier* dapat mempertahankan suhu tersebut sekitar 36 jam. *Vaccine carrier box* seperti yang terlihat pada gambar 2.12 menggunakan dua buah elemen peltier yang digunakan disusun seri secara kelistrikan dan paralel secara termal.



**Gambar2.12** Prototipe *Vaccine Carrier* dengan *Heatsink-fan*[17]

## **B. Blood carrier** [29]

Kelemahan *blood carrier* konvensional dirasakan terutama dalam pengambilan sampel darah pada daerah pedalaman/pedesaan yang membutuhkan perjalanan yang panjang dan sulit dijangkau. Untuk mengatasi keterbatasan ini maka perlu dikembangkan suatu alat penyimpan darah (*Blood carrier*) yang



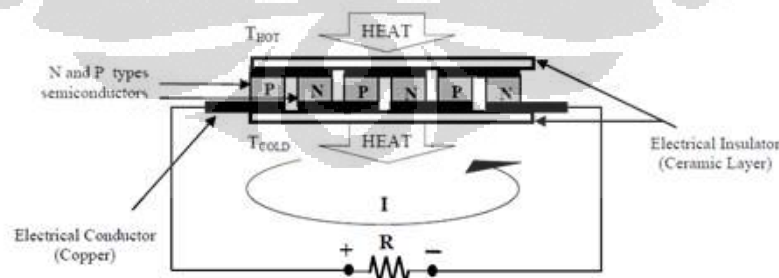
mudah dalam transportasi, hemat energi dan memenuhi standar penyimpanan sampel darah yang diambil untuk mendukung data monitoring salah satu kondisi gizi pada suatu daerah sehingga bisa secepat mungkin Pemerintah mengambil langkah-langkah untuk memperbaiki kondisi gizi daerah tersebut.

Konsep desain blood carrier adalah mudah dibawa, mudah dimanufaktur, berkapasitas cukup luas 50 tube (kapasitas blood carrier di dapat berdasarkan peninjauan di Seameo Tropmed, Salemba), mampu menjaga suhu optimum sampel darah di kisaran  $4^{\circ}\text{C} - 6^{\circ}\text{C}$ , memenuhi segi estetika, bobot yang ringan, hemat energi, tidak berbahaya dan ramah terhadap lingkungan dan harga terjangkau. Kotak pembawa darah ini menggunakan 2 buah elemen peltier yang disusun paralel secara termal dan seri secara kelistrikan.

### C. *Thermoelectric generator (TEG)* [28]

Penemuan *thermoelectric generator* didasarkan pada penemuan *seebeck effect* oleh thomas seebeck pada tahun 1821. Keunggulan dari TEG adalah Produksi *energy thermoelectric* yang menjadi salah satu proses perubahan aliran panas menjadi energy listrik dapat menjanjikan sebuah waktu pemakaian yang panjang tanpa *maintenance* khusus, tidak menghasilkan suara bisisng, dan memilkki konstruksi yang tidak kompleks.

Sebuah TEG terbuat dari pemanasan satu sisi dari modul termoelektrik dan pendinginan pada sisi lain dari termoelektrik yang dibuat dengan menghubungkan sebuah beban keujung dari modul termoelektrik tersebut.



**Gambar2.13** Sistem dari *Thermoelectric Generator*

Pada desain TEG diatas terdiri dari 3 bagian yaitu blok pemanas sebuah blok pendinginan, dan sebuah modul termoelektrik. Pada desain tersebut, panas yang

dihasilkan dari pemanasan blok di gunakan pada sisi modul termoelektrik, dan panas diserap oleh blok sisi lain yang menjadi sisi dingin. Alumunium blok digunakan sebagai pemanas atau pendingin dari permukaan modul termoelektrik. Pada sistem ini sebuah susunan termoelektrik terbentuk dari 12 modul termoelektrik (*Melcor CPI.4-127-06L*) yang disusun secara seri.

#### D. Lemari Pendingin Termoelektrik

Lemari pendingin termoelektrik merupakan aplikasi dari termoelektrik sebagai lemari pendingin yang memiliki persamaan dengan aplikasi pendingin ruangan. Dalam percobaan yang dilakukan oleh Gao Min dan D.M. Rowe, lemari pendingin termoelektrik dibagi menjadi tiga tipe berdasarkan jenis *heat exchanger* yang digunakan pada sisi panas dan sisi dinginnya yaitu *solid heat exchanger* pada sisi panas dan sisi dingin (*Thermoelectric Refrigerator 1*), *solid heat exchanger* pada sisi dingin dan sirkulasi *liquid* pada sisi panas (*Thermoelectric Generator 2*), dan sirkulasi *liquid* pada kedua sisi termoelektriknya (*Thermoelectric Generator 3*). Ketiga tipe lemari pendingin ini dibandingkan unjuk kerjanya dengan lemari pendingin kompersi uap.[18]

**Tabel 2.5** Hasil penelitian lemari pendingin termoelektrik[8]

Cooling performance comparison between conventional and thermoelectric refrigerators (CDP was measured when the inside cabinet is cooled from 23 to 8 °C)

	VOL (l)	P (W)	$\Delta T_{ab}$ (K)	COP	CDP (min)	$Q_1$ (W)	AEC (kW h)
CCR	90 + 25	110	16	~0.8	45	~20	250 – 450
TER-1	115	15 – 215	9 – 18	0.3 – 1.1	35–200	15 – 25	520 + 70 <sup>a</sup>
TER-2	115	52	10	~0.3	120	~15	450 + 50 <sup>a</sup>
TER-3	40	120	16	~0.2	45	~7	350 – 850

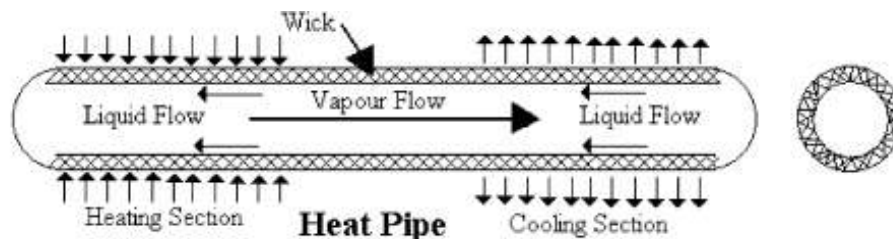
<sup>a</sup> 70 and 50 kW h are energy consumption by fans to provide forced air convection.

Dari tabel2.3 yang merupakan hasil penelitian tersebut terlihat unjuk kerja sistem termoelektrik masih berada dibawah unjuk kerja sistem kompersi uap. Nilai COP (*Cooling of Peformance*) yang dicapai sistem termoelektrik belum mampu melampaui nilai COP (*Cooling of Peformance*) sistem kompersi uap namun sistem termoelektrik mampu menghasilkan penurunan temperatur ( $\Delta T_{ab}$ ) setara dengan penurunan temperatur sistem kompersi uap.

## 2.5 HEAT PIPE

*Heat pipe* adalah sebuah teknologi alat penukar kalor yang kini semakin banyak pengaplikasiannya, sebagai contoh pendingin komponen elektronik, pengatur kelembaban rumah hingga aplikasi pada pesawat luar angkasa menggunakan prinsip kerja dari *heat pipe*. *Heat pipe* memiliki nilai perpindahan kalor yang sangat tinggi, jika dibandingkan dengan logam – logam lainnya *heat pipe* memiliki nilai perpindahan kalor ratusan kali lebih besar. Dengan sifatnya ini, *heat pipe* mampu memindahkan kalor dengan penurunan temperatur sepanjang *heat pipe* lebih kecil. *Heat pipe* merupakan suatu alat yang bersifat pasif yang tidak memiliki bagian yang bergerak dan tidak membutuhkan bantuan tenaga selain kalor yang akan dipindahkan. Cara kerja *heat pipe* didasarkan oleh perubahan fasa yang dialami oleh fluida kerja yang digunakan.

Biasanya *heat pipe* terdiri atas pipa vakum yang tertutup (*closed evacuated envelope*), *wick* dan fluida kerja dengan tekanan uap yang disesuaikan dengan kondisi temperatur kerja. Fluida kerja yang bersifat mudah menguap akan menyerap kalor dari sumber panas pada bagian evaporator, perubahan temperatur yang dialami oleh fluida kerja mengakibatkan terjadinya peningkatan tekanan pada fluida kerja sehingga terjadi perubahan fasa dari wujud cair menjadi uap seperti pada gambar 2.13. Uap yang terbentuk akan bergerak ke kondenser dan terjadi pelepasan kalor sehingga fluida kerja kembali ke wujud cair. Bagian yang menjadi ciri khas dari *heat pipe* adalah proses kembalinya fluida kerja dari kondenser ke evaporator, tanpa mekanisme kembali fluida kerja yang berawal dari evaporator akan terjadi akumulasi fluida kerja pada bagian kondenser dan akan mengakibatkan keringnya fluida kerja pada bagian evaporator atau sering disebut juga dengan *over heat*. Dibutuhkan suatu mekanisme aliran kembali dari kondenser ke evaporator, untuk memungkinkan mekanisme aliran balik fluida kerja ini dibutuhkan *wick* yang dirancang khusus sehingga memiliki sifat kapilarisasi yang baik.



Gambar 2.14 Desain dari heat pipe[12]

Ada tiga komponen dasar pada *heat pipe*, yaitu :

### 1. *Container*

*Container* merupakan wadah bagi fluida kerja dan menjadi isolator dari lingkungan luar. Oleh karena itu *container* harus tahan terhadap tekanan sehingga tidak terjadi kebocoran, material dari *container* harus mampu menjaga tekanan di dalam dinding *heat pipe* dan memungkinkan perpindahan kalor dari dan ke dalam fluida kerja. *Container* biasanya terbuat dari tembaga, aluminium dan *stainless steel*. Hal – hal yang perlu diperhatikan dalam pemilihan material *container* untuk *heat pipe* adalah :

- Kesesuaian antara fluida kerja dan kondisi kerja dari *heat pipe*
- Perbandingan antara kekuatan material dengan rasio massa material.
- Konduktivitas termal
- Kemudahan untuk pembuatan, termasuk proses pengelasan, proses pemesinan dan tingkat keuletan dari material.

### 2. Fluida Kerja

Fluida kerja merupakan “pembawa” kalor dari sumber panas yang kemudian dilepas ke lingkungan. Kebanyakan produsen menggunakan air, methanol atau alkohol sebagai fluida kerja.

Tabel 2.6 Fluida kerja *heat pipe*

Media	Titik Lebur (°C)	Titik Didih Pada Tekanan Atmosfer (°C)	Temperatur Kerja (°C)
<i>Helium</i>	-271	-261	-271 to -269

<i>Nitrogen</i>	-210	-196	-203 to -160
<i>Ammonia</i>	-78	-33	-60 to 100
<i>Acetone</i>	-95	57	0 to 120
<i>Methanol</i>	-98	64	10 to 130
<i>Flutec PP2</i>	-50	76	10 to 160
<i>Ethanol</i>	-112	78	0 to 130
<i>Water</i>	0	100	30 to 200
<i>Toluene</i>	-95	110	50 to 200
<i>Mercury</i>	-39	361	250 to 650
<i>Sodium</i>	98	892	600 to 1200
<i>Lithium</i>	179	1340	1000 to 1800
<i>Silver</i>	960	2212	1800 to 2300

Ada beberapa hal yang bisa menjadi dasar dalam pemilihan fluida kerja *heat pipe*, yaitu:

- Kesesuaian dengan *wick* dan dinding material
- Memiliki stabilitas termal yang baik.
- Tekanan uap tidak terlalu tinggi atau rendah melebihi kisaran temperatur kerja.
- Memiliki nilai kalor laten yang tinggi untuk meningkatkan jumlah kalor yang bisa diserap.
- Memiliki nilai konduktifitas termal yang tinggi.
- Memiliki nilai kekentalan yang rendah baik pada fase cair maupun uap.

### 3. *Wick*.

*Wick* merupakan struktur berongga yang terdapat pada bagian dalam dari *container*. Bagian ini juga disebut struktur kapiler, fungsi utama dari *wick* adalah menghasilkan tekanan kapiler untuk mengangkut fluida kerja dari kondenser ke evaporator. Biasanya *wick* terbuat dari material berserat seperti keramik, baja aluminium, nikel dan tembaga dengan berbagai variasi ukuran pori. Jenis – jenis *wick* antara lain :

- *Sintered powder*
- *Grooved tube*
- *Screen mesh*

**Tabel 2.7** Karakteristik kondisi operasi *heat pipe*

<b>Temperature Range (°C)</b>	<b>Heat Pipe Working Fluid</b>	<b>Heat Pipe Container Material</b>
-200 to -80	<i>Liquid Nitrogen</i>	<i>Stainless Steel</i>
-70 to 60	<i>Liquid Amonia</i>	<i>Nickel, Aluminium, Stainless Steel</i>
-45 to 120	<i>Methanol</i>	<i>Copper, Nickel, Stainless Steel</i>
5 to 230	<i>Water</i>	<i>Copper, Nickel</i>
190 to 550	<i>Mercury 0.02 % Magnesium 0.001 %</i>	<i>Stainless Steel</i>
400 to 800	<i>Potassium</i>	<i>Nickel, Stainless Steel</i>
500 to 900	<i>Sodium</i>	<i>Nickel, Stainless Steel</i>
900 to 1500	<i>Lithium</i>	<i>Niobium 1% Zirconium</i>
1500 to 2000	<i>Silver</i>	<i>Tantalum 5 % Tungsten</i>

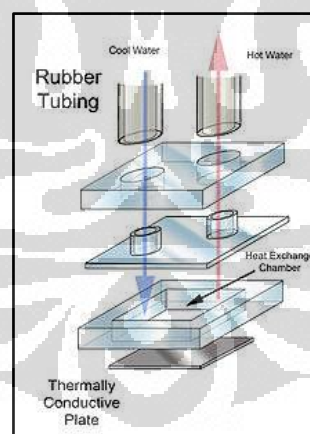
## 2.6 WATER BLOCK

Sistem pendinginan yang digunakan untuk mendinginkan sisi panas dari termoelektrik pada penelitian ini adalah jenis *water block*. *Water block* pada umumnya terdiri dari dua bagian utama yaitu bagian bawah (*base*), bagian yang melakukan kontak langsung dengan perangkat yang didinginkan, biasanya terbuat dari material yang memiliki konduktifitas termal yang tinggi seperti aluminium, perak atau tembaga. Bagian kedua adalah bagian atas (*top*), bagian yang memastikan bahwa fluida kerja dapat keluar dan masuk dengan baik ke dalam *water block* dan memiliki koneksi yang memungkinkan selang untuk menghubungkannya dengan pompa fluida pendingin yang dalam penelitian kali ini, fluida yang digunakan adalah air dan campuran air & *ethylene glycol*.



**Gambar2.15** Alat penukar kalor *water block*

Cara kerja dari *water block* ini adalah fluida kerja berupa fluida cair ditampung pada suatu reservoir, pada reservoir terdapat pompa air, yang kemudian fluida cair yang sudah mencapai temperatur yang diinginkan diteruskan oleh pompa menuju *water block*, fluida yang sudah melewati *water block* akan kembali ke reservoir. Teknik pendinginan ini sebenarnya dapat dianalogikan seperti prinsip kerja pada *air cooling*. Perbedaannya adalah pada jenis fluida yang digunakan, karena fluida cair memiliki nilai konduktifitas termal yang jauh lebih baik bila dibandingkan dengan udara sehingga perpindahan kalor yang terjadi akan lebih baik.



**Gambar 2.16** Aliran fluida kerja pada *water block*

## BAB 3

### PERANCANGAN ALAT *CRYOSURGERY*

#### 3.1 TARGET RANCANGAN

Pada proses perancangan *cryosurgery* prototipe 3 ini diberikan beberapa target yang harus dicapai, agar alat yang dirancang dapat sesuai dengan fungsi dan memenuhi kebutuhan pasar. Pada dasarnya perancangan *cryosurgery* prototipe 3 mengacu pada rancangan *cryosurgery* protipe 2 dan 1, namun dengan beberapa perubahan guna mendapatkan hasil yang lebih baik dan dapat mencapai target yang diberikan. Berikut ini beberapa target rancangan yang harus terpenuhi:

**Tabel 3.1** Tabel target rancangan

<b>SPEKIFIKASI</b>	<b>TARGET RANCANGAN</b>
Fungsi	Mampu mencapai temperatur cryo yang sesuai dengan kebutuhan (223.15 K)
Konstruksi	Sederhana serta mudah dalam proses manufaktur
Sistem Pendingin	Menggunakan sistem pendingin termoelektrik yang terdiri dari 2 buah <i>Peltier</i> 2 tingkat dengan 2 waterblock yang disusun parallel.
Dimensi	Sesederhana dan sekecil mungkin agar sesuai dengan konsep <i>hand held device</i> )
<i>Assembly</i>	Mudah dalam proses <i>Assembly</i> dan <i>Disassembly</i>
Pemeliharaan	Tidak membutuhkan pemeliharaan secara khusus dan memiliki



	tingkat rehabilitas yang tinggi.
--	----------------------------------

### 3.2 KONSEP RANCANGAN

Untuk mendapatkan hasil rancangan yang lebih baik, dibutuhkan evaluasi terhadap rancangan yang telah ada sebelumnya, sehingga diharapkan perubahan yang dilakukan pada rancangan selanjutnya dapat memperbaiki kesalahan serta kekurangan dari rancangan yang telah ada. Berikut ini adalah analisa dari rancangan penelitian sebelumnya (Prototipe 1&2):

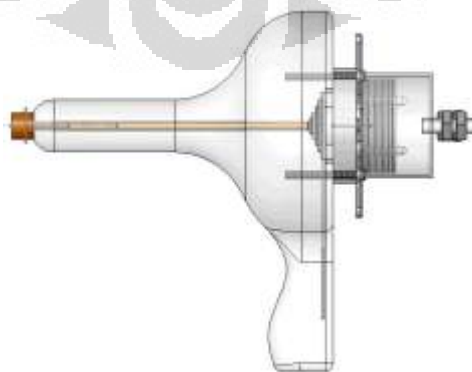
**Tabel 3.2** Analisa rancangan alat *cryosurgery* prototipe 1 dan 2

SPESIFIKASI	Analisa	
	Prototipe I	Prototipe II
Fungsi	Pengujian karakteristik termoelektrik bertingkat	Merancang <i>cryosurgery</i> yang dapat menghasilkan temperatur <i>endprobe</i> $-50^{\circ}\text{C}$
Konstruksi	Sesuai dengan kebutuhan dari pengujian karakteristik termoelektrik bertingkat	Menggunakan material dengan <i>density</i> dan <i>thermal conductivity</i> yang rendah guna mengurangi massa
Sistem Pendingin	<i>Water block</i> sebagai pendingin sisi panas modul termoelektrik dengan fluida	<i>Water block</i> sebagai pendingin sisi panas modul termoelektrik dengan fluida

	temperatur rendah dari <i>CTB</i>	temperatur rendah dari <i>CTB</i>
Dimensi	Ukuran <i>casing</i> disesuaikan dengan ukuran sistem prototipe	Ukuran <i>casing</i> disesuaikan dengan ukuran cocor bebek

Dalam pembuatan rancangan *cryosurgery* prototipe 3 ini digunakan dua buah referensi konsep rancangan dari para peneliti sebelumnya. Penelitian pertama yang dilakukan oleh William Sukyono mahasiswa Teknik Mesin Universitas Indonesia pada tahun 2009 dengan judul “*Karakteristik Termoelektrik Bertingkat pada Sistem Pendingin Cryosurgery*” membuktikan beberapa hal antara lain:

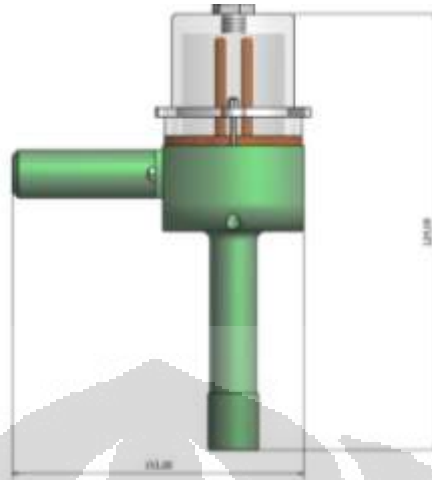
- Modul Termoelektrik tingkat enam dan tingkat lima dapat digunakan untuk *cryosurgery*
- Temperatur yang dicapai pada sisi dingin termoelektrik tingkat enam adalah  $-96,06^{\circ}\text{C}$  dan  $\Delta T 99,87^{\circ}\text{C}$
- Penambahan *heat pipe* pada alat penukar kalor dapat menurunkan sisi dingin dari modul termoelektrik
- Penggunaan *heat pipe* tanpa memakai *fin* lebih cocok untuk sistem pendinginan *cryosurgery*
- Variasi temperatur pada fluida yang ada *CTB* cukup berpengaruh pada temperatur sisi dingin dari modul termoelektrik



**Gambar 3.1** Alat *cryosurgery* pada prototipe pertama

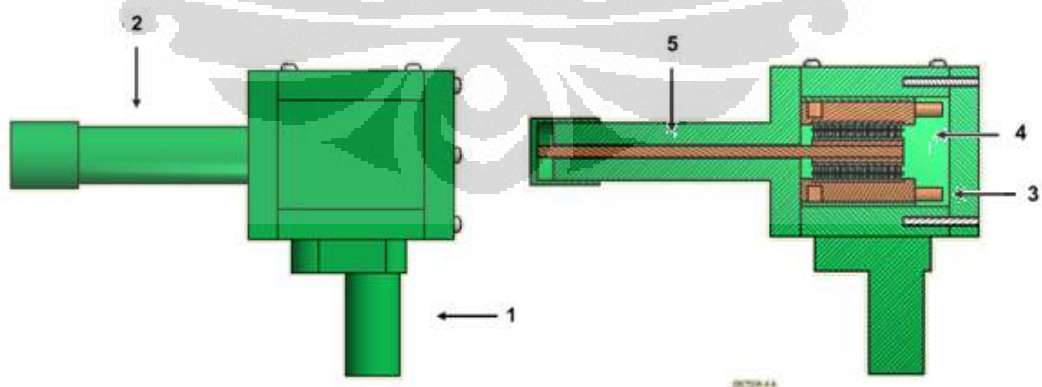
Pada penelitian *cryosurgery* protipe 2 yang dilakukan oleh Ridho Irwansyah dan Hedriawan Sumantri mahasiswa Teknik Mesin Universitas Indonesia pada tahun 2009 dengan judul “*Unjuk Kerja Modul Termoelektrik Bertingkat pada Alat Cryosurgery*” dan “*Pengaruh Jenis Material dan Temperatur Circulatif Therostatic Bath Terhadap kinerja Alat Cryosurgery*” didapatkan kesimpulan diantaranya:

- Modul termoelektrik bertingkat lima mampu memberikan temperatur yang lebih rendah dari pada modul termoelektrik tingkat enam. Hal ini dikarenakan modul termoelektrik tingkat lima memiliki nilai  $Q_c$  (kemampuan memompa kalor pada sisi dingin) yang lebih besar dibandingkan dengan modul tingkat enam.
- Pada pengujian pertama dengan menggunakan modul tingkat lima dengan *probe* sebagai beban diperoleh temperatur end *probe* sebesar  $-54,15^{\circ}\text{C}$
- Mekanisme sentuhan langsung antara sisi dingin modul termoelektrik dan beban berupa *probe* tembaga adalah mekanisme yang dapat digunakan.
- Uji modul termoelektrik bertingkat lima dengan material isolator casing Polyurethane Low Density dan *probe* sebagai beban, temperatur end *probe* dapat mencapai  $-53,77^{\circ}\text{C}$ ,  $-49,61^{\circ}\text{C}$  dan  $-47,18^{\circ}\text{C}$  pada temperatur CTB  $0^{\circ}\text{C}$ ,  $10^{\circ}\text{C}$  dan  $15^{\circ}\text{C}$ .
- Uji modul termoelektrik bertingkat lima menggunakan alat cryosurgery prototipe-2 dengan material isolator casing Polypropylene dan Polyurethane High Density, masing-masing temperatur end *probe* dapat mencapai  $-3,1^{\circ}\text{C}$  dan  $-27,24^{\circ}\text{C}$  temperatur CTB  $-10^{\circ}\text{C}$ .
- Terdapat distribusi temperatur yang menurun di sepanjang *probe*, hal ini disebabkan karena temperatur sistem jauh lebih dingin dibandingkan temperatur ambien sehingga kalor dari lingkungan masuk ke dalam sistem.
- Distribusi temperatur mulai menurun dari bagian *probe* yang menyentuh ke sisi dingin modul termoelektrik hingga ke ujung *probe*. Disebabkan karena pada bagian ujung *probe* tidak diisolasi dengan sempurna. Sehingga ada udara yang masuk kedalam casing dan udara menjadi beban pendinginan dari modul termoelektrik.



**Gambar 3.2** Alat cryosurgery pada prototipe ke dua

Setelah melakukan evaluasi dan analisa terhadap rancangan pada *cryosurgery* prototipe 2 dilakukan beberapa perubahan rancangan salah satunya penggunaan dua peltier bertingkat pada sistem pendingin dan dua *water block* yang disusun secara parallel. *Water block* yang digunakan pada rancangan kali ini berbeda dengan rancangan sebelumnya. *Water block* yang digunakan memiliki dimensi yang lebih kecil dan ringan namun tetap memiliki performa yang baik untuk menjaga temperatur sisi panas dari modul termoelektrik bertingkat. Selain itu bentuk dari *casing* juga diubah menyesuaikan dengan penggunaan dua modul termoelektrik dan dua *water block*. Berikut ini rancangan dari *cryosurgery* prototipe 3



**Gambar 3.3** Rancangan alat *cryosurgery* protipe 3

Setiap bagian dari *cryosurgery* protipe 3 ini memiliki fungsinya sendiri. Berikut ini penjelasan dari gambar diatas:

1. *Handle*
2. *Casing*
3. *Water block*
4. Modul termoelektrik dua tingkat
5. *Probe*

### 3.2.1 Alat penukar kalor *water block*

Berbeda dengan pengujian sebelumnya, pada pengujian kali ini digunakan dua alat penukar kalor *water block*. *Water block* pada alat *cryosurgery* difungsikan untuk menjaga temperatur sisi panas ( $T_h$ ) modul termoelektrik agar tidak terlalu tinggi. karena semakin rendah temperatur pada sisi panas maka akan dihasilkan juga temperatur yang lebih rendah pada sisi dingin dari modul termoelektrik. *Water block* memiliki dua bagian utama yaitu bagian *input* dan *output* sebagai tempat keluar-masuknya fluida pendingin yang dihubungkan dengan pipa fleksibel. Fluida pendingin dialirkan dari *circulating thermostatic bath* (CTB) menggunakan dua *water pump* yang telah diletakkan didalamnya. Fluida pendingin yang mengalir, akan menyerap kalor pada sisi *water block* yang mengalami kontak dengan sisi panas thermoelectric. Fluida hasil pertukaran kalor di dalam *water block* dialirkan kembali ke CTB untuk didinginkan, Fluida yang sudah didinginkan dikirimkan kembali ke *water block* . Hal tersebut menjadi dasar penggunaan *water block* sebagai pendingin dari sisi panas Peltier

Spesifikasi *water block* :

Material : Copper & Arcylic

Total weight (empty): 110 gram

Dimension : 60mm x 50mm x 12mm

Permukaan sentuh antara sisi panas modul termoelektrik dan *water block* diberi *thermal paste* untuk memberikan perpindahan kalor yang baik pada permukaan yang bersentuhan.

### 3.2.2 Modul termoelektrik bertingkat

Pada pengujian kali ini digunakan dua buah modul termoelektrik dua tingkat yang disusun secara paralel. Diharapkan dengan menggunakan dua buah modul temperatur yang didapatkan pada *end probe* bisa semakin rendah. Berdasarkan penelitian sebelumnya penggunaan modul termoelektrik bertingkat terbukti dapat diaplikasikan sebagai sistem pendingin utama pada alat *cryosurgery*.

### 3.2.3 Probe

*Probe* merupakan komponen yang berfungsi sebagai penghantar kalor dari plat yang bersentuhan dengan sisi dingin modul termoelektrik bertingkat menuju *end probe* yang nantinya akan bersentuhan langsung dengan sel kanker. Oleh karena itu *Probe* yang digunakan harus terbuat dari material yang memiliki nilai konduktifitas termal yang tinggi. Pada pengujian kali ini digunakan beberapa jenis *probe* dengan berbagai variasi diantaranya :

1. *Probe* tembaga 5 cm
2. *Probe* tembaga 12 cm
3. *Heat pipe* 12 cm (R22)
4. Pipa tembaga 12 cm berisi fluida *ethylene glycol* 70%

### 3.2.4 Casing

Pada pengujian ini digunakan sebuah *casing* yang bermaterialkan *polyurethane*. Material tersebut dipilih karena memiliki nilai konduktifitas termal yang rendah, sehingga dapat mengurangi kalor yang masuk dari lingkungan sebagian dalam *casing* dan diharapkan temperatur rendah pada bagian *casing* dalam dapat terjaga.

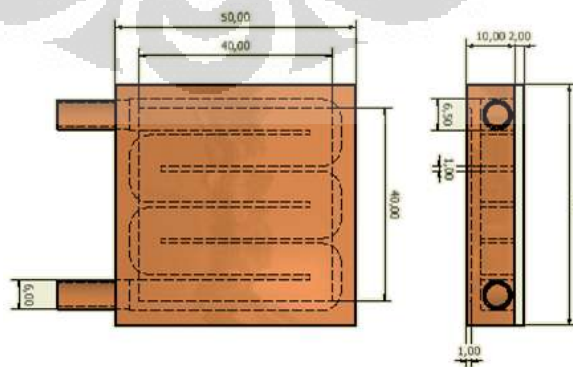
### 3.3 PEMBUATAN ALAT

Setelah melakukan evaluasi terhadap rancangan-rancangan sebelumnya, dibuatlah gambar rancangan baru yang sesuai dengan konsep baru yaitu pendinginan menggunakan dua modul termoelektrik sebagai sistem pendingin. apabila gambar telah disetujui oleh dosen pembimbing kemudian dilaksanakan proses pembuatan komponen.

Terdapat kurang lebih lima komponen utama dalam pembuatan alat *cryosurgery* ini diantaranya modul termoelektrik dua tingkat, *water block*, plat, *probe* dan *casing*. Pada dasarnya pembuatan alat ini mengacu pada rancangan sebelumnya (protipe 2) namun dengan beberapa perubahan seperti desain baru dari *water block* dan penggunaan dua modul termoelektrik pada sistem pendinginan utamanya. Berikut ini akan dijelaskan lebih lanjut tentang komponen yang digunakan beserta cara pembuatannya:

#### 3.3.1 Pembuatan *water block*

Pada rancangan kali *water block* yang dibuat memiliki bahan dasar utama berupa tembaga Tembaga yang dibeli dalam bentuk plat dengan ukuran 5 cm x 5 cm x 1 cm kemudian dimasukkan kedalam *workshop* untuk dilakukan proses pembuatan *baffle* menggunakan mesin cnc sesuai dengan dimensi pada gambar kerja yang telah dirancang sebelumnya. Setelah terbentuk sebuah plat dengan *baffle* sisi atas dari *water block* ditutup dengan sebuah plat *acrylic* dengan ukuran 5 cm x 5 cm x 0.2 cm.

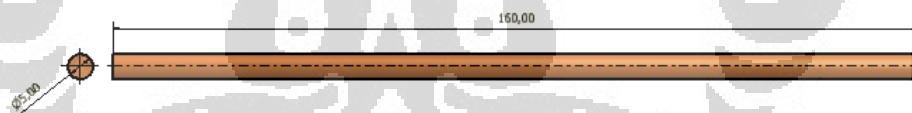


Gambar 3.4 Desain *water block*

### 3.3.2 Pembuatan *probe*

*Probe* merupakan komponen yang sangat penting pada alat *cryosurgery* ini. Dari evaluasi terhadap hasil penelitian sebelumnya terlihat bahwa *heat loss* banyak terjadi selama berada pada bagian ini. Oleh karena itu pada penelitian kali ini dilakukan beberapa variasi jenis *probe* yang digunakan diantaranya *heat pipe* dengan R22 sebagai refrijeran, pipa 12cm dengan *ethylene glycol* 70% sebagai fluida kerja, *probe* tembaga dengan panjang 5 cm dan *probe* tembaga dengan panjang 12 cm.

Setiap *probe* memiliki cara yang berbeda dalam proses pengadaannya. *Probe* tembaga terbuat dari tembaga pejal yang kemudian dimasukan ke *workshop* untuk disesuaikan dimensinya berdasarkan dengan yang kebutuhan. *Heat pipe* yang digunakan dengan ukuran diameter 0.5 cm dan panjang 16 cm wick berupa *groove* dengan fluida kerja berupa R22. untuk pipa berisi *ethylene glycol* pengerjaan dilakukan sendiri oleh peneliti, pipa tembaga dengan diameter 5mm dipotong sepanjang 16cm kemudian pada bagian *end probe* pipa di las menggunakan *asethylene*, dan pada bagian start *probe* pipa disambungkan dengan *valve*.

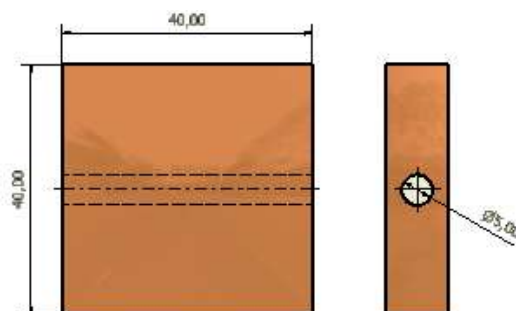


Gambar 3.5 Desain *probe* tembaga 12cm

### 3.3.3 Pembuatan plat

Plat merupakan komponen yang mengalami kontak langsung dengan sisi dingin dari termoelektrik. Bahan dasar yang dipilih pada pembuatan plat ini adalah tembaga. Plat tembaga dengan ketebalan 1 cm dipotong sesuai dengan dimensi luas permukaan kontak dengan modul termoelektrik yaitu 4 cm x 4 cm. kemudian pada bagian tengah plat tembaga dilubangi dengan diameter yang sama dengan *probe* yang kemudian akan dimasukan kedalam lubang tersebut.





**Gambar 3.6** Plat tembaga

### 3.3.4 Pembuatan *casing*

*Casing* merupakan bagian yang berguna untuk mengurangi kalor yang masuk dari lingkungan dan menjaga temperatur rendah pada bagian dalam. Oleh karena itu bahan dasar yang dipilih harus memiliki nilai konduktifitas thermal dan massa jenis yang rendah. Pada pengujian kali ini bahan dasar dari *casing* yang dipilih adalah *polyurethane high density*. Pada proses awal pengerjaan bahan dasar dipotong menjadi beberapa bagian menggunakan gergaji besi dengan dimensi sesuai dengan gambar kerja. Untuk bagian kepala *casing* yang mengisolasi *probe* dilakukan proses bubut dan *drilling* dengan diameter lubang disesuaikan dengan diameter dari *probe* yaitu sebesar 5mm. Setelah terbentuk menjadi bagian-bagian yang diinginkan, dilakukan perakitan *casing* menggunakan lem dan baut hingga menjadi bentuk *casing* yang seutuhnya. Pengerjaan dilakukan penguji di lab manufaktur DTM Universitas Indonesia.



**Gambar 3.7** casing alat *cryosurgery* prototipe 3

## 3.4 PROSES PERAKITAN ALAT

Setelah proses pengadaan komponen telah seluruhnya terpenuhi proses selanjutnya dilakukan perakitan komponen-komponen tersebut menjadi sebuah

alat *cryosurgery* yang bisa di gunakan. Berikut ini tahapan-tahapan perakitan alat *cryosurgery* secara lengkap:

1. Setelah semua komponen dan alat bantu lainnya telah tersedia, bersihkan semua komponen menggunakan thinner. Hingga komponen terlihat bersih dan siap digunakan.
2. Oleskan *thermal paste* ke bagian *probe* yang akan masuk kedalam plat, sisi atas bawah plat, sisi bawah *water block* dan sisi panas dan dingin dari termoelektrik. Hal ini dilakukan agar perpindahan panas dapat berlangsung secara optimal. Pastikan tidak ada pasir atau kotoran yang menempel yang dapat mengganggu jalannya perpindahan kalor.



**Gambar 3.8** Pengolesan *thermal paste*

3. Letakkan sisi panas termoelektrik pada sisi atas dari *water block* dengan posisi kabel dari termoelektrik sejajar dengan bagian *output* dan *input* dari *water block*. Pastikan sisi panas termoelektrik secara tepat masuk kedalam *step down* yang ada.



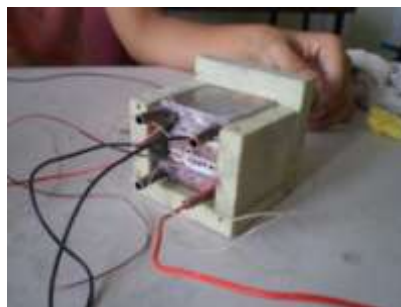
**Gambar 3.9** Pasangan *water block* dengan modul termoelektrik dua tingkat

4. Masukkan bagian *probe* yang telah dioleskan thermal paste kedalam lubang pada plat tembaga sepanjang 4 cm dari bagian *start probe*.
5. Letakkan plat tembaga beserta *probe* pada sisi dingin dari termoelektrik. Pastikan posisi plat berada pada bagian tengah dan tepat menutupi sisi dingin dari modul termoelektrik.
6. Letakkan sisi dingin termoelektrik lainnya beserta *water block* pada bagaian atas dari plat. Hingga membentuk menyerupai *sandwich*.



**Gambar 3.10** Penggabungan *water block*, modul termoelektrik dan plat tembaga.

7. Letakkan tumpukan *water block*, plat, *probe*, dan termoelektrik yang sebelumnya telah disusun pada bagian dalam *casing* dengan posisi *water block* bagian *input* dan *output* menghadap keluar. Pastikan peletakan pada posisi yang rata.



**Gambar 3.11** Peletakan *water block*, modul termoelektrik, plat, dan probe didalam casing.

8. Lapsi *flexible connector* inlet dan outlet yang akan mengalirkan fluida pendingin menuju *water block* dari *Circulating Thermostatic Bath* (CTB) dengan isolator berupa *Hermaflex* untuk menghindari *heat loss* sepanjang *tubing*.
9. Tutup casing bagian atas menggunakan empat baut dengan ukuran diameter 4mm.
10. Masukkan *glass wool* kedalam celah-celah yang ada pada casing. Usahakan agar semua celah didalam *casing* dapat tertutupi.



**Gambar 3.12** Pemberian *glass wool* pada celah didalam *casing*

11. Setelah semua celah didalam *casing* telah tertutupi oleh *glass wool*. Tutup bagian belakang dari casing menggunakan empat buah baut berdiameter 4mm.
12. Pasangkan *flexible connector* inlet dan outlet yang telah dilapsi tadi dengan *water block*. Pastikan tidak terjadi kebocoran pada bagian inlet dan outlet.

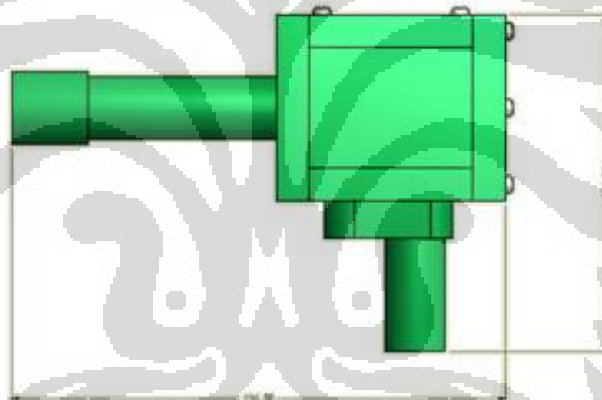
**Universitas Indonesia**

13. Hubungkan tubing inlet dari waterblock dengan *water pump* yang telah diletakkan didalam Circulating Termostatic Bath (CTB) sebelumnya, dan letakkan tubing outlet didalam CTB.



**Gambar 3.13** Pemasangan tubing dengan *water pump*

### 3.5 SPESIFIKASI TEKNIS



**Gambar 3.14** spesifikasi *cryosurgery* prototipe 3

#### **Spesifikasi Teknis alat *cryosurgery* prototipe 3**

**Dimensi** : 196 mm x 134 mm x 76 mm

**Berat Isi** : 610 gram

**Tegangan** : 12Volt

**Daya** : 60 Watt (maksimum)

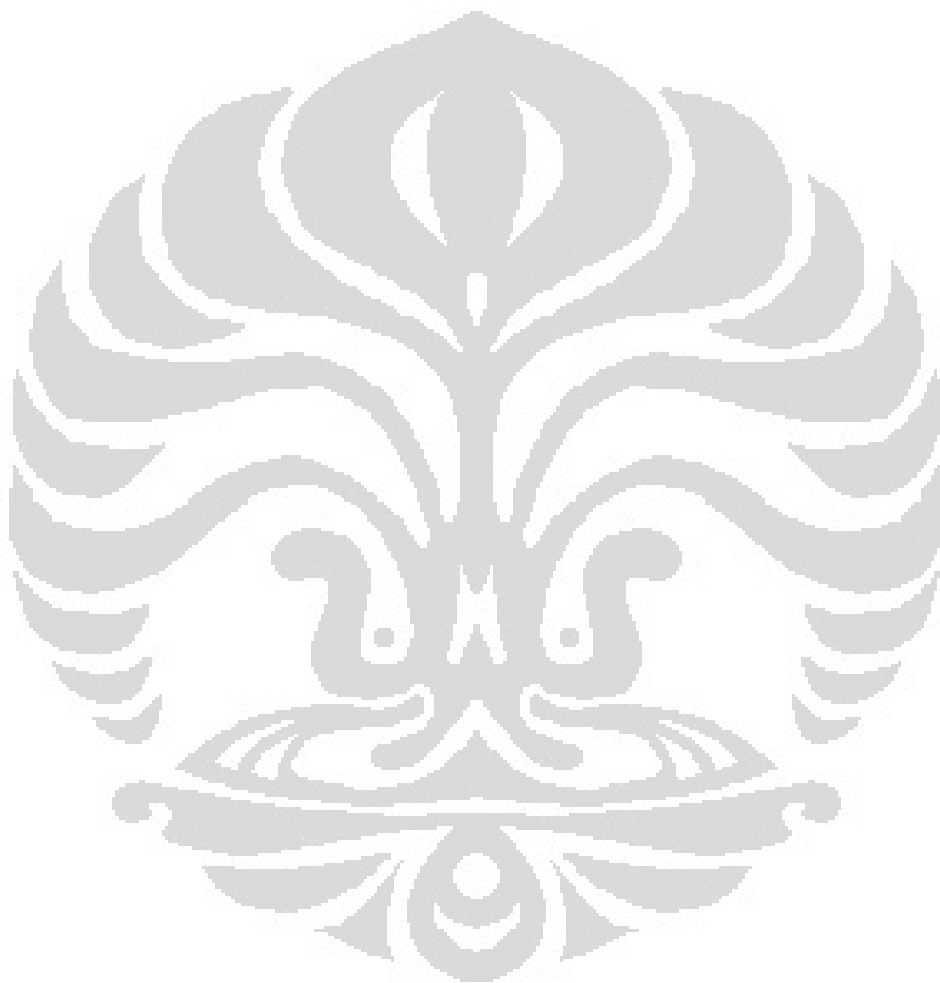
**Elemen Pendingin** : Modul termoelektrik bertingkat dua

**Material Casing** : *Polyurethane high density*

**Universitas Indonesia**

**Material Probe** : Tembaga

**Alat Penukar Kalor** : *Water block*



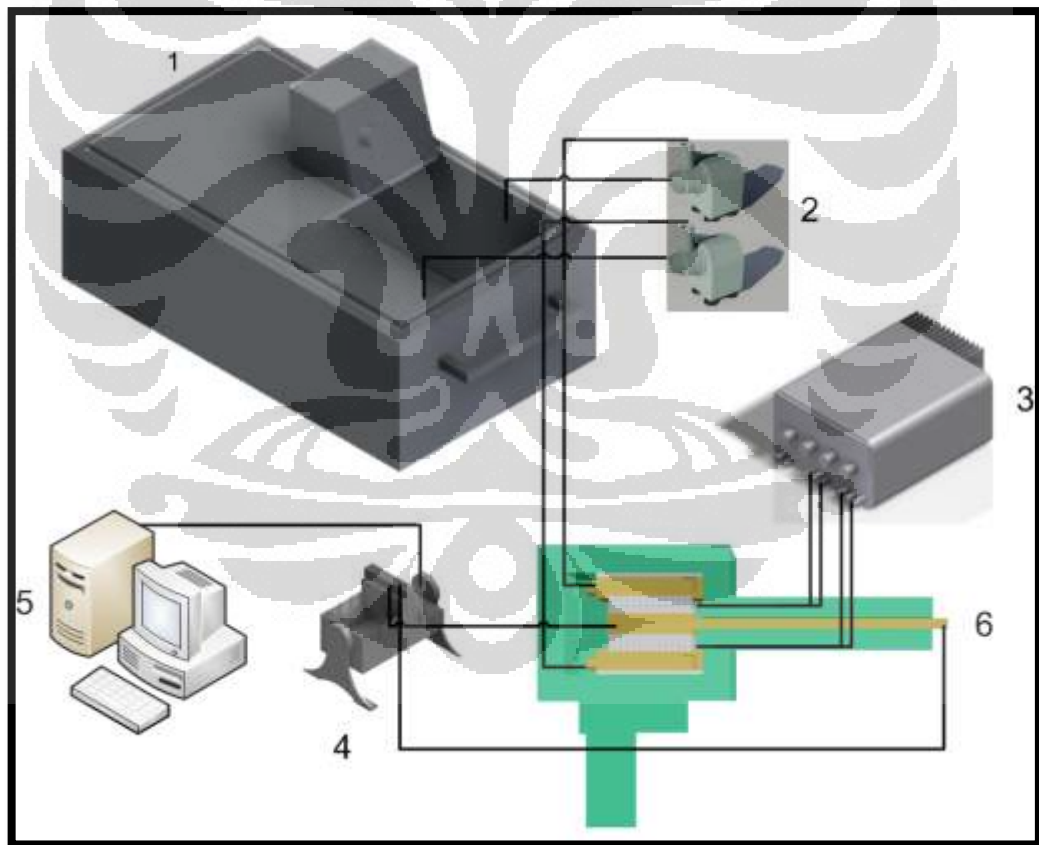
## BAB 4

### PENGUJIAN ALAT *CRYOSURGERY*

#### 4.1 TUJUAN PENGUJIAN

Tujuan dari pengujian alat *cryosurgery* ini adalah untuk mengetahui performa dari alat *cryosurgery* yang menggunakan modul termoelektrik sebagai system pendingin utama dengan berbeberapa variasi pada pada *probe* yang digunakan. Nilai akhir yang dijadikan parameter utama adalah temperatur yang dicapai pada bagian *end probe*.

#### 4.2 INSTALASI PEGUJIAN

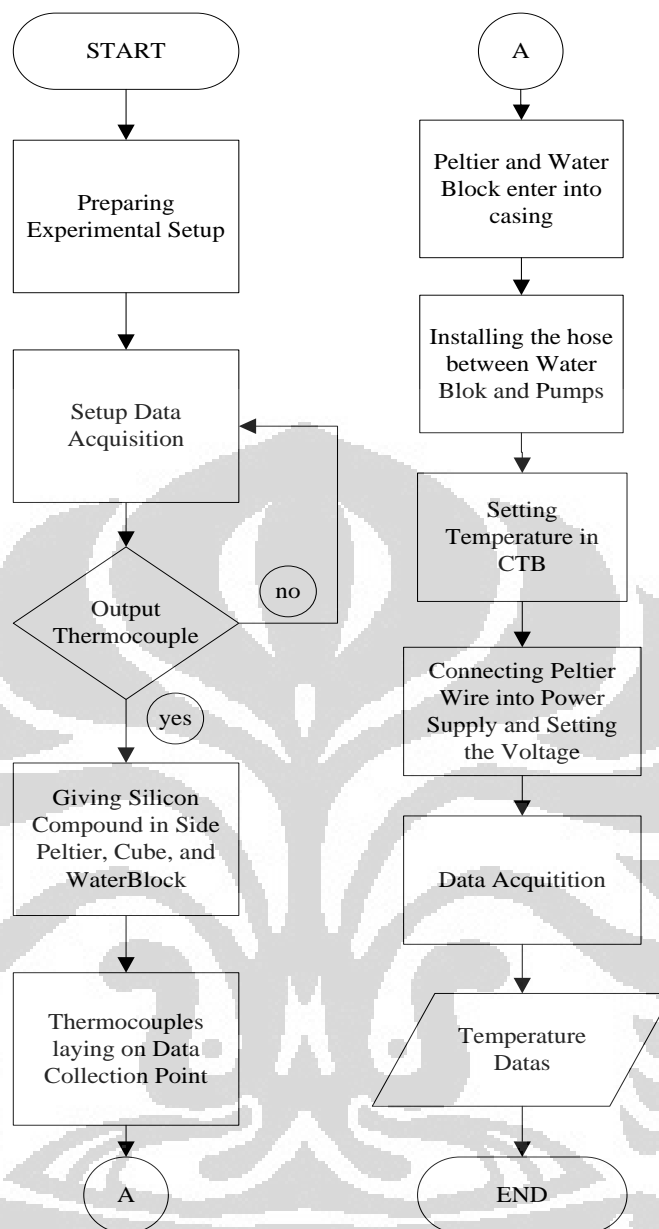


**Gambar 4.1** Skema pengujian alat *cryosurgery*

Dalam pengujian dan pengambilan data ini terdiri dari beberapa urutan instalasi yang harus dilakukan. Adapun urutan dari instalasi tersebut adalah:

1. Pengolesan *silicon compound* pada sisi bawah dan atas dari plat, sisi panas dan dingin pada setiap termoelektrik, bagian start *probe* yang dimasukan pada lubang plat, dan bagian atas *water block* yang mengalami kontak dengan sisi panas dari termoelektrik. Hal ini dilakukan untuk meningkatkan kontak permukaan yang lebih baik.
2. Pemasangan termokopel pada titik pengambilan data temperatur. satu termokopel dipasangkan pada bagian *end probe*, dua termokopel masing-masing pada sisi dingin termoelektrik, dan dua termokopel masing-masing pada sisi panas termoelektrik.
3. Menggabungkan casing, *water block*, termoelektrik, plat, dan *probe* menjadi satu bagian
4. Menghubungkan selang connector *water block* dengan *water pump* yang diletakan didalam CTB (Circulating Thermostatic Bath)
5. Menghubungkan kabel dari termoelektrik dengan *power supply*
6. Menghubungkan ujung termokopel dengan data akuisisi National Instrument NI 9211
7. Mengaktifkan CTB
8. Mengaktifkan *water pump*
9. Menghubungkan data akuisisi dengan perangkat komputer
10. Aktifkan modul National Instrument NI 9211
11. menunggu hingga temperatur pada CTB stabil pada nilai yang diinginkan
12. Aktifkan *power supply*
13. Pengambilan data siap dilakukan





**Gambar 4.2** Diagram alir instalasi pengujian *cryosurgery*

### 4.3 KOMPONEN PENGUJIAN

Selama proses pengujian dan pengambilan data berlangsung dibutuhkan beberapa komponen pendukung pengujian. Adapun komponen pendukung pengujian tersebut diantaranya termokopel yang berfungsi sebagai sensor temperatur, DC power supply, *water pump*, CTB, Ethylene Glycol, heat sink silicone compound, data akuisisi, modul dan modul termoelektrik dua tingkat.

#### 4.3.1 Termokopel

Termokopel merupakan sensor pengukuran temperatur yang digunakan pada pengujian *cryosurgery* ini. Tipe yang digunakan pada pengujian adalah tipe K yang umum tersedia dipasaran, dengan rentang temperatur  $-200^{\circ}\text{C}$  -  $1200^{\circ}\text{C}$ . Material dasar dari termokopel adalah kromel (nikel – kromium) dan Alumel (nikel - Alumunium). Prinsip kerja dari termokopel dalam pengukuran temperatur adalah menggunakan prinsip efek seebeck, dengan pembangkit tegangan sebagai fungsi dari gradient temperatur. Nilai dan fungsi dari gradien temperatur dari termokopel bergantung pada jenis komposisi material yang digunakan. Karena keluaran dari termokopel berupa tegangan (mV), maka untuk membaca data masukan digunakan data akuisisi.

Untuk mendapatkan hasil pembacaan termokopel yang akurat, peletakan dari termokopel haruslah tepat. Kesalahan dalam peletakan dapat mengakibatkan pembacaan data yang tidak valid. Berikut ini akan dijelaskan posisi peletakan termokopel dalam pengujian *cryosurgery*.



**Gambar 4.3** termokopel tipe K

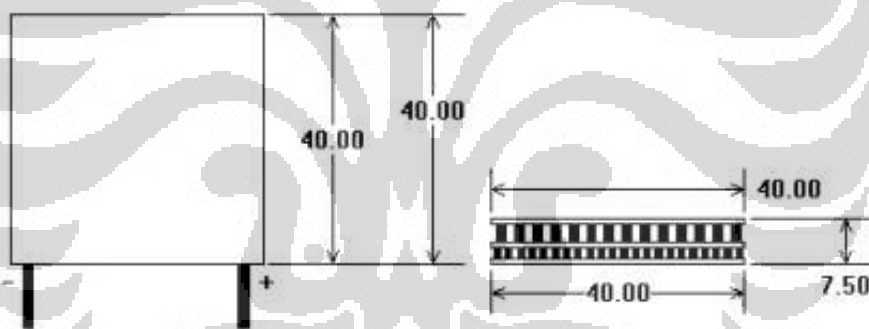
1. Termokopel pada *end probe*
2. Termokopel pada bagian sisi dingin dari termoelektrik
3. Termokopel pada sisi panas dari termoelektrik



**Gambar 4.4** Pemasangan Termokopel pada titik pengukuran (modul termoelektrik)

### 4.3.2 Modul termoelektrik dua tingkat

Pada pengujian alat *cryosurgery* ini digunakan sistem pendingin utama berupa modul termoelektrik bertingkat. Jenis modul dua tingkat yang digunakan adalah modul termoelektrik bertingkat dua keluaran MELCOR dengan tipe SC SC 055 045-127-63 L yang berukuran 40 mm x 40 mm x 7.5 mm.



**Gambar 4.5** Dimensi termoelektrik bertingkat dua

**Tabel 4.1** Spesifikasi termoelektrik bertingkat 2

Parameter Termoelektrik	Nilai
Faktor geometri (cm)	0.178
Jumlah pasangan	192
(Tc) TEC Cold Temp (°C)	25
(Th) TEC Hot Temp (v)	25

(Qc) Kalor yang dipompa pada sisi dingin	39,3
COP	0,45
Optimum COP	8,39
(Pin) Sumber daya (W)	88,01
(Qh) Total kalor disipasi pada sisi panas	127,30
DT Max (°C) (@Qc=0)	83,75
Qmax (W) DT=0	39,29

### 4.3.3 Circulating Thermostatic Bath (CTB)



**Gambar 4.6** Circulating Thermostatic Bath

Pada pengujian alat *cryosurgery*, Circulating Thermostatic Bath (CTB) digunakan untuk mengatur serta menjaga temperatur fluida kerja pada temperatur rendah sebelum dan setelah fluida kerja tersebut didorong oleh *water pump* kedalam *water block* untuk menyerap kalor dari sisi panas modul termoelektrik. terdapat beberapa komponen utama pada CTB diantaranya bak penampungan air, temperature controller, pompa, heater dan chiller.

**Tabel 4.2** Spesifikasi Circulating Thermostatic Bath

Brand	Huber
Model	CC1-K12-NR
Batas Temperatur Operasi	-20 to 200 C
Pengaturan Temperatur	digital

Daya Pemanasan	2KW
Daya Pendingian pada 0°C	0,2 KW
Daya Pendingian pada -10°C	0,12 KW
Daya pendingian pada -20°C	0,05 KW
Refrigerant	R290
Tekanan pompa	0.2 bar
Volime bak air	12 liter
Debit maksimum pompa	10 liter/menit
Dimensi	350x560x420 mm
Kebutuhan Daya Listrik	230 V ~ 50Hz

#### 4.3.4 Heat sink silicone compound



**Gambar 4.7** Heat sink silicone compound

Pada alat *cryosurgery* terjadi beberapa perpindahan panas yang terjadi antara dua kontak permukaan, Namun dalam praktiknya diantara pertemuan dua buah permukaan kontak tersebut sering kali terbentuk celah udara yang dapat menyebabkan menurunnya konduktifitas termal antara kedua permukaan tersebut. Hal ini harus dihindari sebab celah udara biasanya 8000 kali tidak efisien ketika terjadi konduksi panas. Untuk mengatasi permasalahan tersebut maka digunakan Heat Sink Silicone Compound yang berfungsi sebagai pelumas antara kontak *water block* dengan sisi panas dari modul termoelektrik, sisi dingin modul termoelektrik dengan permukaan plat dan antara *probe* dengan plat.

**Tabel 4.2** spesifikasi teknis heat sink silicone compound

Warna	Putih
Temperature Range	228.15 to 473.15 K
Thermal Conductivity	0.55 W/m.K
Specific Gravity	2.1
Volume Resistivity	2e+015 ohm-centimeters

#### 4.3.5 Ethylene glycol

Untuk mendinginkan sisi panas dari modul termoelektrik dibutuhkan fluida pendingin *water block* yang memiliki temperatur rendah. Semakin rendah temperatur pada sisi panas maka semakin rendah juga temperatur yang dicapai pada sisi dingin dari modul termoelektrik. Oleh karena itu digunakan ethylene glycol sebagai campuran air, sebab ethylene glycol dapat menurunkan titik beku dari fluida pendingin jauh lebih rendah dari 0<sup>0</sup>C. Jumlah rasio campuran dari ethylene glycol dengan air yang digunakan didasarkan pada seberapa rendah titik beku yang diinginkan.

Tabel 4.4 Tabel perbandingan rasio jumlah glycol pada larutan dengan titik beku larutan

Persentase <i>ethylene glycol</i> pada campuran (%)	Titik Beku Campuran (K)
0	273.15
10	269.15
20	266.15
30	258.15
40	250.15
50	239.15

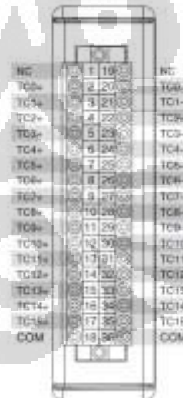
60	225.15
70	222.15
80	228.16
90	244.15
100	261.15

#### 4.3.6 Data Akuisisi

Untuk melakukan pembacaan nilai temperatur dari termokopel tipe K yang digunakan, dibutuhkan sebuah data akuisisi. Data akuisisi yang digunakan pada pengujian kali ini adalah NI 9211 dengan empat *channel* termokopel produksi *National Instruments*.



**Gambar 4.8** Data akuisisi NI 9213 dan Chassis NI cDaq-9172



**Gambar 4.9** Channel pada modul NI 9213

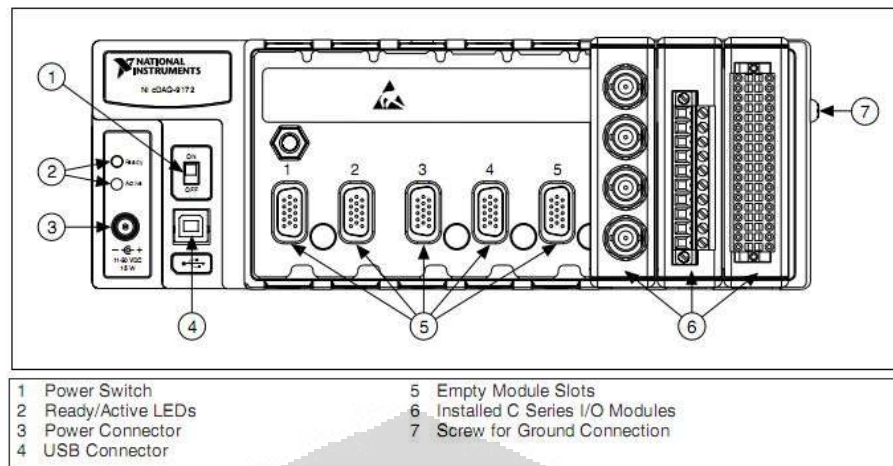
Data akuisisi ini menggunakan sebuah *software* sebagai *interface* yang dioperasikan dengan menggunakan system operasi Windows 7 dengan menggunakan software Lab View untuk pengambilan data.

**Tabel 4.5** Spesifikasi Data Akuisisi NI 9211

<b>Product Name</b>	NI 9211
<b>Operating System</b>	Windows
<b>Measurement Type</b>	Temperature, Thermocouple, Voltage
<b>Channels</b>	0 – 4
<b>Resolutions</b>	24 bits
<b>Output to Computer</b>	USB
<b>Operating Temperature</b>	233.15 to 343.15
<b>Input Measurement Voltage</b>	-80 mV to 80 mV
<b>Thermocouple Type</b>	J,K,R,S,T,N,E

Modul NI 9211 dipasang pada salah satu port yang terdapat pada sasis cDAQ 9172, dari sasis ini akan dihubungkan ke komputer menggunakan kabel USB (Universal Serial Bus) yang selanjutnya dengan bantuan software Lab View akan menampilkan hasil pembacaan temperatur dari termokopel.





**Gambar 4.10** Chassis NI cDAQ 9172

**Tabel 4.6** Table spesifikasi cDAQ9174

Nama Produk	cDAQ-9174
Operasi Pada Kelembaban Relatif	10-90%
Jumlah slot	4
Total Daya yang Tersedia	15 Watt
Resolusi	32 bit
Spesifikasi USB	USB 2.0. Hi-Speed
Tersedia Tipe	Counter/Timer input, Analog Output, Digital Input, Analog Input, Digital Output
Operational Shock	30 g
Batas Operasi Frekuensi	5-500 Hz
Dimensi	15,9 x 8,81 x 5,89 cm
Berat	574 gram
Temperatur Operasi Minimum	-20°C
Temperatur Operasi Maksimum	55°C

### 4.3.7 DC Power Supply



**Gambar 4.11** MCP DC Power Supply

Termoelektrik dua tingkat yang digunakan sebagai sistem pendingin utama pada alat *cryosurgery* ini membutuhkan sumber tenaga berupa arus listrik DC. Untuk memenuhi kebutuhan dua termoelektrik yang digunakan, maka digunakan satu unit power supply DC. Power supply DC yang digunakan pada pengujian ini keluaran MCP dengan tipe M – 10 – SP 302 OE memiliki tegangan maksimum 30 Volt DC dan arus maksimum 20 Amp.

**Tabel 4.7** Spesifikasi *Power Supply*

<b>Brand</b>	MCP Lab Electronics
<b>Model</b>	M – 10 – SP 302 OE
<b>Tegangan masukan</b>	220 V AC – 240 V AC $\pm$ 10% 50 Hz
<b>Tegangan keluaran</b>	0- 30 V
<b>Arus keluaran</b>	0 – 20 V
<b>Dimensi</b>	260 x 160 x 340 mm

### 4.3.8 *Water pump*



**Gambar 4.12** *water pump*

Pada pengujian kali ini digunakan dua buah alat penukar kalor *water block* sebagai pendingin untuk sisi panas dari termoelektrik, setiap *water block* membutuhkan fluida cairan pendingin dengan volume dan kecepatan aliran yang sama, agar pendinginan pada tiap termoelektrik seimbang. Oleh karena itu pada pengujian ini digunakan dua buah *water pump* yang berfungsi untuk meneruskan fluida cairan dari CTB menuju *water block* melalui selang connector. *Water pump* yang digunakan memiliki spesifikasi

Daya : 13 Watt  
Kapasitas : 600 liter/jam  
Tinggi maksimum : 0,7 meter

#### **4.3.9 Glass wool**

*Glass wool* merupakan bahan yang digunakan sebagai tambahan isolasi untuk mengisi celah udara yang ada pada *casing*. Tipe *glass wool* pada pengujian ini adalah glasswool yang umumnya digunakan sebagai penahan panas dan penyaring suara pada knalpot kendaraan bermotor. Konduktifitas termal dari glass wool berkisar  $0,03-0,04 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1}$  pada  $10^\circ\text{C}$ [22].

## BAB 5

### ANALISA DAN HASIL PERHITUNGAN

#### 5.1 ANALISA DAN HASIL PERHITUNGAN

Berikut ini akan dipaparkan data-data beserta analisa terhadap hasil pengujian yang telah dilakukan pada alat *cryosurgery* prototipe tiga dengan variasi jenis *probe* yang digunakan sebagai media penghantar dengan menggunakan satu buah modul termoelektrik bertingkat dua sebagai system pendingin utama.

Pada pengujian ini digunakan empat variasi jenis *probe* yaitu *heat pipe* 12cm dengan fluida kerja berupa R22, pipa 12cm berisi fluida *ethylene glycol* 70%, *probe* tembaga 12cm dan *probe* tembaga 5cm. Pengujian ini seluruhnya menggunakan *fixed parameter* berupa temperatur *Circulating Thermostatic Bath* (CTB) sebesar  $-5^{\circ}\text{C}$  dengan sitem pendingin berupa satu buah modul termoelektrik bertingkat dua. Variasi pengambilan data yang dilakukan berupa variasi tegangan masukan untuk modul termoelektrik sebesar 8 V, 10 V dan 12 V.

Pengambilan data dilakukan selama 60 menit atau 3600 detik. Data diambil sebanyak 1 data per 1 detik dengan menggunakan modul National instrument dan kemudian dilakukan pembacaan pada komputer menggunakan perangkat lunak Labview 8.5. Data yang telah disimpan kemudian diolah hingga menjadi bentuk grafik menggunakan program Origin Lab.

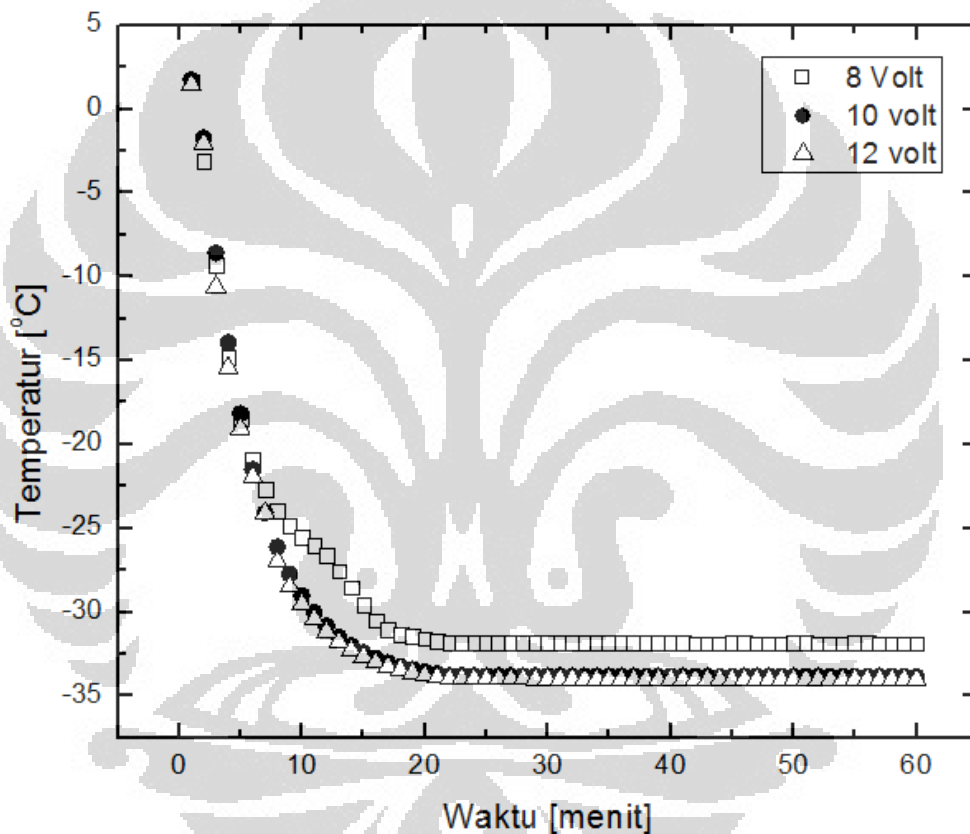
#### 5.2 ANALISA GRAFIK

##### 5.2.1 Pengujian Alat *Cryosurgery* Dengan *Heat Pipe* Sebagai *Probe* Pada Alat *Cryosurgery* Dengan Variasi Tegangan Dari *Power Supply*

Pengujian pertama yang dilakukan adalah pengujian penggunaan *heat pipe* sepanjang 12cm dengan fluida kerja berupa R22 dengan tujuan mengetahui temperatur *end probe* yang bisa dicapai. Pada pengujian ini digunakan temperatur

CTB sebesar  $-5^{\circ}\text{C}$  dengan variasi tegangan listrik sebagai sumber tegangan untuk modul termoelektrik.

Pada pengujian ini dilakukan tiga kali pengambilan data, pengambilan data yang pertama dilakukan pada tegangan 8V, pengambilan data kedua pada tegangan 10 V dan pengambilan data ketiga digunakan tegangan sebesar 12 V. pengambilan data dilakukan selama 60 menit.



**Gambar 5.1** Grafik distribusi temperatur *end probe* menggunakan *probe heat pipe* pada variasi besar tegangan masukan.

Pada setiap variasi tegangan yang dilakukan selama 60 menit, terlihat bahwa laju penurunan temperatur pada *end probe* yang sama terjadi pada menit ke 1 hingga menit ke 4. Penurunan temperatur *end probe* yang signifikan terjadi pada menit ke 1 hingga menit ke 23. Setelah itu, hingga menit ke 60 temperatur pada *end probe*

cenderung mengalami kestabilan, kenaikan dan penurunan terjadi hanya berkisar  $0.1^{\circ}\text{C}$  -  $0.2^{\circ}\text{C}$

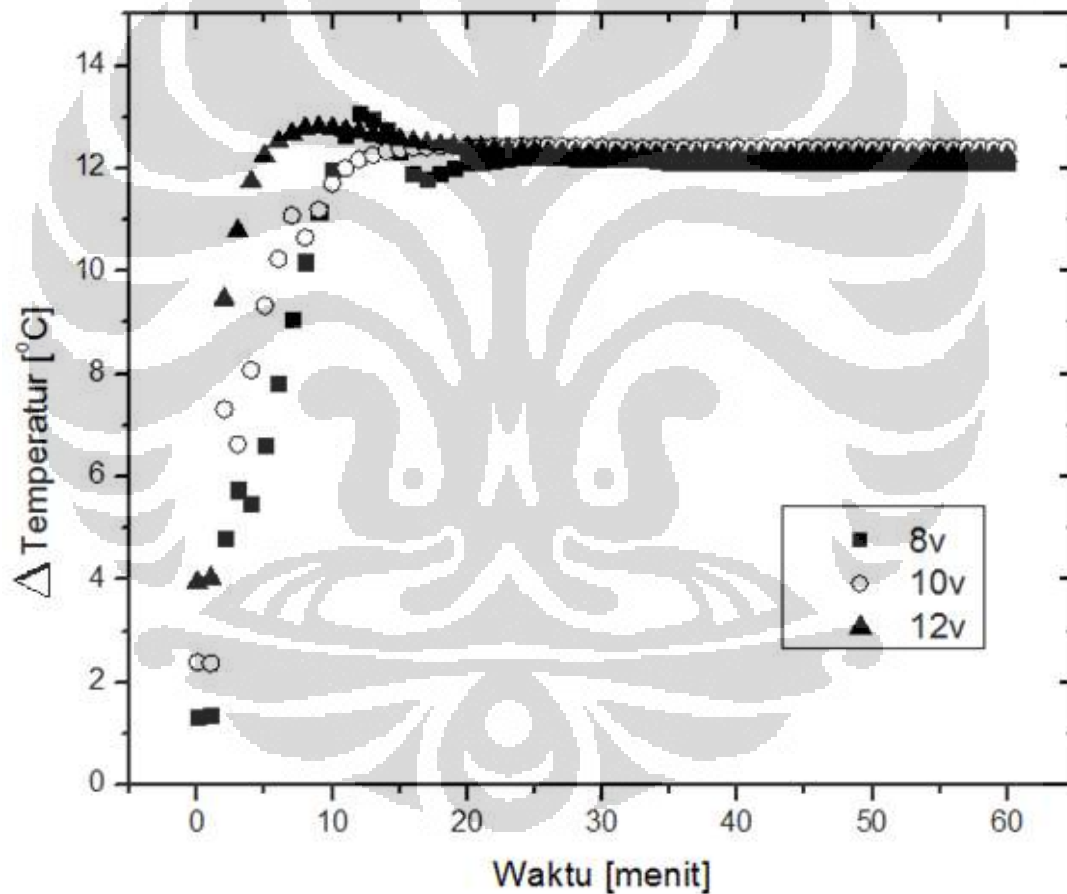
Pada pengambilan data yang pertama dengan tegangan sebesar 8 V, temperatur awal pada *end probe* yang tercatat sebesar  $1.7^{\circ}\text{C}$ . pada menit ke 42 temperatur terendah dicapai yaitu pada temperatur  $-32.8^{\circ}\text{C}$ . pada pengambilan data ini besar arus listrik yang tercatat adalah sebesar 3.14 Ampere dengan total daya sebesar 25.12 Watt

Pada pengambilan data kedua digunakan tegangan untuk modul termoelektrik sebesar 10 V, temperatur awal yang tercatat yaitu sebesar  $1.7^{\circ}\text{C}$ . temperatur terendah dicapai pada menit ke 43 dengan temperatur sebesar  $-34.5^{\circ}\text{C}$ . setelah menit ke 45 hingga menit ke 60 temperatur cenderung mengalami penurunan sekitar  $0.1^{\circ}\text{C}$ . hal ini dikarenakan water block tidak mampu menahan temperatur pada sisi panas dari termoelektrik, terlihat dari terjadinya kenaikan temperatur pada sisi panas dan sisi dingin dari termoelektrik. Pada pengambilan data ini besar arus listrik yang tercatat sebesar 3.88 Ampere dengan total daya sebesar 38.8 Watt.

Untuk pengambilan data yang ketiga digunakan tegangan sebesar 12V. ketika dimulainya pengambilan data, temperatur *end probe* yang tercatat sebesar  $1.7^{\circ}\text{C}$ . penurunan temperatur yang signifikan terjadi hingga menit ke 28, sedangkan pada menit ke 28 hingga menit ke 60 tidak terjadi perubahan temperatur yang signifikan. Temperatur terendah yang dicapai yaitu pada menit ke 43 dengan besar temperatur  $-34.7^{\circ}\text{C}$ . Besar arus pada pengujian ini sebesar 4.52 dengan total daya yang digunakan sebesar 54.2 Watt.

**Tabel 5.1** Parameter pengujian *probe* berupa heat pipe 12 cm dengan tipe wick groove dan fluida kerja R22 pada alat *cryosurgery*.

Jenis Probe	Tegangan (Volt)	Temperatur CTB ( $^{\circ}\text{C}$ )	Arus (Ampere)	Daya (Watt)
Heat pipe 12 cm R22	8	-5 $^{\circ}\text{C}$	3.14	25.12
	10		3.88	38.8
	12		4.52	54.24



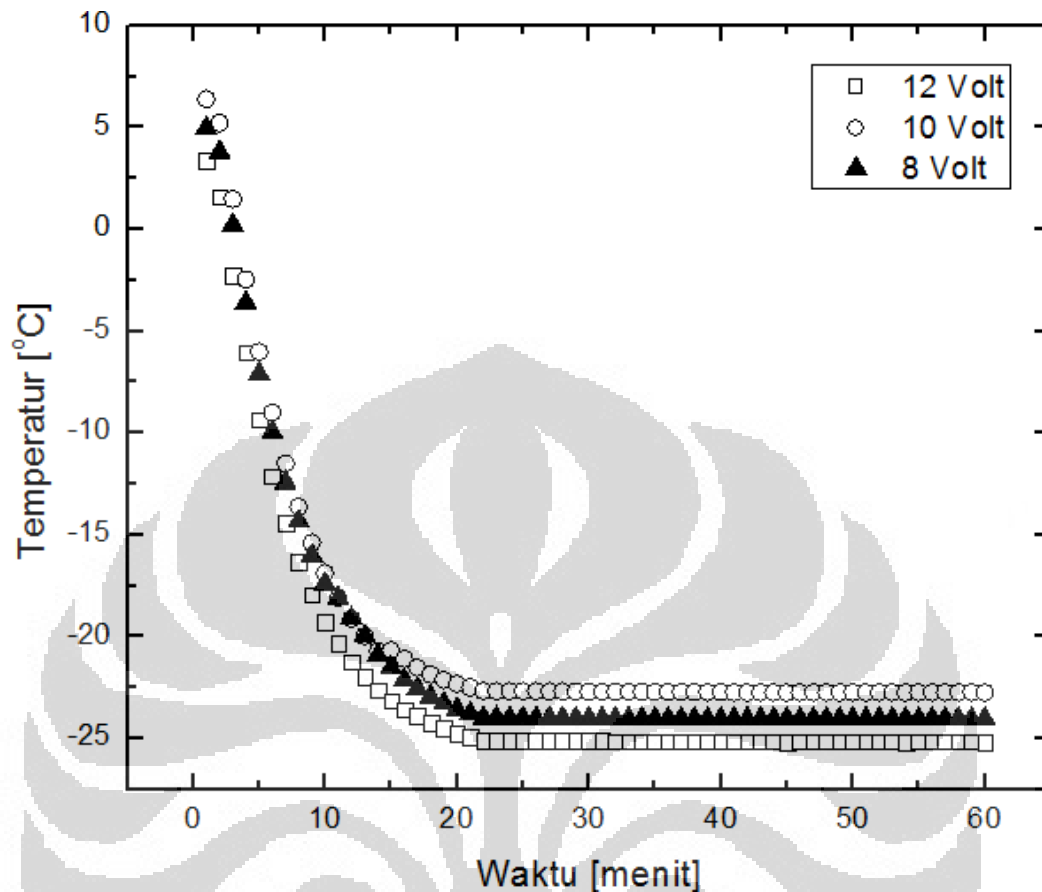
**Gambar 5.2** Grafik delta temperatur *cooling side* dengan *end probe* menggunakan *probe heat pipe* dengan variasi besar tegangan masukan

Dari ketiga pengambilan data terlihat bahwa heat pipe dengan wick berupa grove dan fluida kerja R22, kurang baik jika diaplikasikan sebagai *probe* pada alat *cryosurgery*. Hal ini terlihat dari perbedaan temperatur yang cukup jauh antara bagian *cooling side* dari termoelektrik dengan bagian *end probe* selama berlangsungnya pengambilan data. Pada menit ke 1 hingga ke 10 heat pipe masih mampu berkerja dengan baik. Namun setelah melewati menit ke 10 kinerja dari heat pipe berkurang dan akhirnya terhenti pada temperatur tertentu. Menurut analisa yang dilakukan Hal ini terjadi karena setelah melewati menit ke 10 heat pipe mengalami fenomena *dry out*, yaitu ketika fluida kerja didalam tidak bisa mengalir atau berpindah dari kondenser menuju evaporator. Hal ini dikarenakan titik didih dari R22 berada pada temperatur jauh dibawah  $-40^{\circ}\text{C}$ . sedangkan pada bagian start *probe*, temperatur minimum yang bisa dicapai hanya  $-44^{\circ}\text{C}$ . hal ini mengakibatkan fluida kerja R22 berhenti mengalir pada bagian Kondenser. Sehingga perpindahan panas yang terjadi pada heat pipe hanyalah konduksi pada bagian container dan wick groove yang keduanya terbuat dari tembaga.

### **5.2.2 Pengujian Alat *Cryosurgery* Dengan Pipa 12cm berisi *ethylene glycol* 70% Sebagai *Probe* Dengan Variasi Tegangan Dari *Power Supply***

Pada pengujian ini digunakan pipa 12cm dengan fluida didalamnya berupa larutan *ethylene glycol* dan aquades dengan rasio campuran sebesar 70%. Temperatur CTB yang digunakan sebesar  $-5^{\circ}\text{C}$ . Pada pengujian ini dilakukan tiga kali pengambilan data, variasi yang digunakan pada pengambilan data ini yaitu besarnya tegangan masukan untuk modul termoelektrik sebesar 8V, 10V, dan 12V. setiap pengambilan data dilakukan selama 60 menit.





**Gambar 5.3** Grafik distribusi temperatur *end probe* menggunakan *probe* pipa berisi *ethylene glycol* 70% dengan variasi besar tegangan masukan.

Dari data temperatur *end probe* keseluruhan yang dicapai dari tiga variasi terlihat bahwa temperatur *end probe* mengalami penurunan yang signifikan hingga menit ke 22, setelah itu temperatur *end probe* cenderung tetap hanya mengalami penurunan dan kenaikan temperatur sebesar  $0.1^{\circ}\text{C}$  -  $0.2^{\circ}\text{C}$ .

Pada pengambilan data pertama digunakan tegangan sebesar 8V dengan temperatur CTB sebesar  $-5^{\circ}\text{C}$ . temperatur awal pada *end probe* yaitu sebesar  $5.9^{\circ}\text{C}$ . penurunan pada *end probe* terjadi pada menit ke 1 hingga menit ke 22. Selanjutnya hingga menit ke 60 tidak ada perubahan yang signifikan. Selama 60 menit pengambilan data, temperatur terendah yang dicapai pada bagian *end probe* yaitu pada menit ke 45 dengan temperatur sebesar  $-24.4^{\circ}\text{C}$ . Delta temperatur yang dicapai

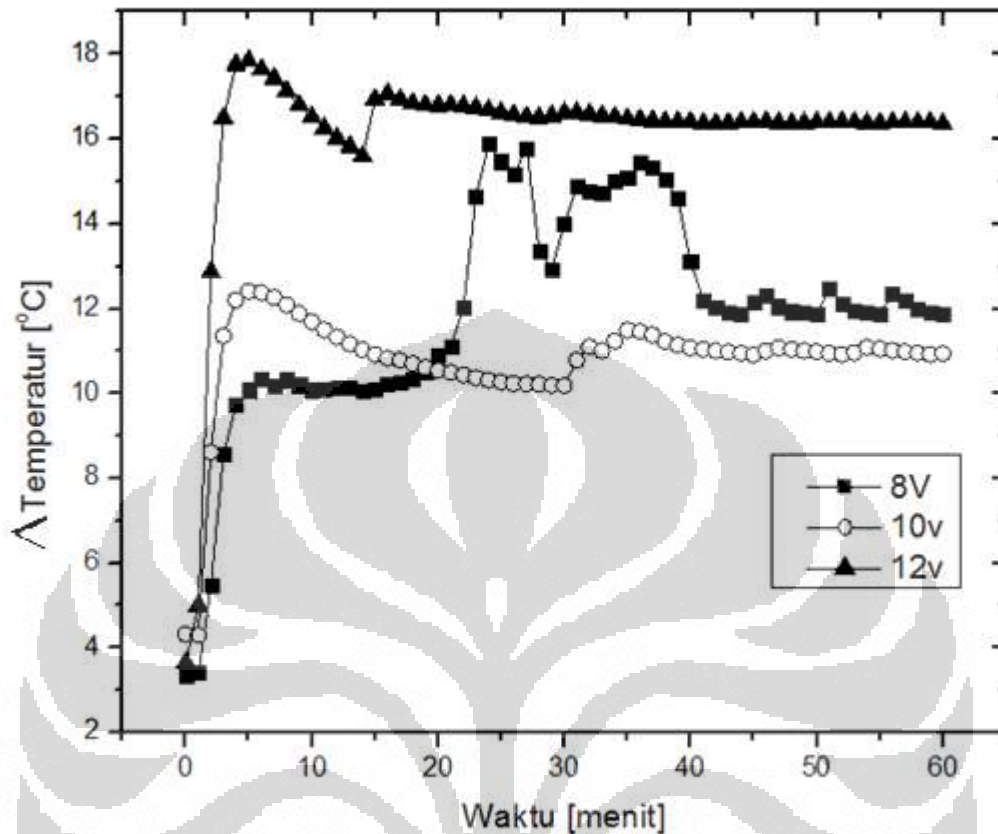
oleh *end probe* selama 60 menit sebesar  $30.4^{\circ}\text{C}$ . Besar arus yang digunakan pada pengujian ini sebesar 3 A dengan total daya sebesar 24 Watt.

Pengambilan data kedua menggunakan tegangan sebesar 10V dengan temperatur CTB  $-5^{\circ}\text{C}$ . temperatur *end probe* ketika pengambilan data dimulai sebesar  $4.8^{\circ}\text{C}$ . temperatur terendah yang dicapai *end probe* pada variasi tegangan ini yaitu sebesar  $-24.5^{\circ}\text{C}$  pada menit ke 43, hingga menit ke 60 temperatur tetap berada pada kisaran tersebut. Dengan besar voltase sebesar 10 V, arus yang tercatat pada pada pengambilan data ini sebesar 3.69A dan total daya sebesar 36.9 Watt.

Pada pengambilan data yang terakhir digunakan variasi voltase pada *Power Supply* sebesar 12V. Dengan besar tegangan tersebut didapatkan temperatur minimum pada *end probe* selama 60 menit sebesar  $-26.1^{\circ}\text{C}$ . dengan delta temperatur yaitu sebesar  $29.4^{\circ}\text{C}$ . pada pengujian ini besar arus yang digunakan sebesar 4.26 dengan total daya sebesar 51.12 Watt.

**Tabel 5.2** Parameter pengujian *probe* berupa pipa 12 cm dengan fluida kerja *ethylene glycol* 70% pada alat *cryosurgery*.

Jenis Probe	Tegangan (Volt)	Temperatur CTB ( $^{\circ}\text{C}$ )	Arus (Ampere)	Da pipeya (Watt)
Pipa 12cm <i>ethylene glycol</i> 70%	8	$-5^{\circ}\text{C}$	3	24
	10		3.69	36.9
	12		4.26	51.12



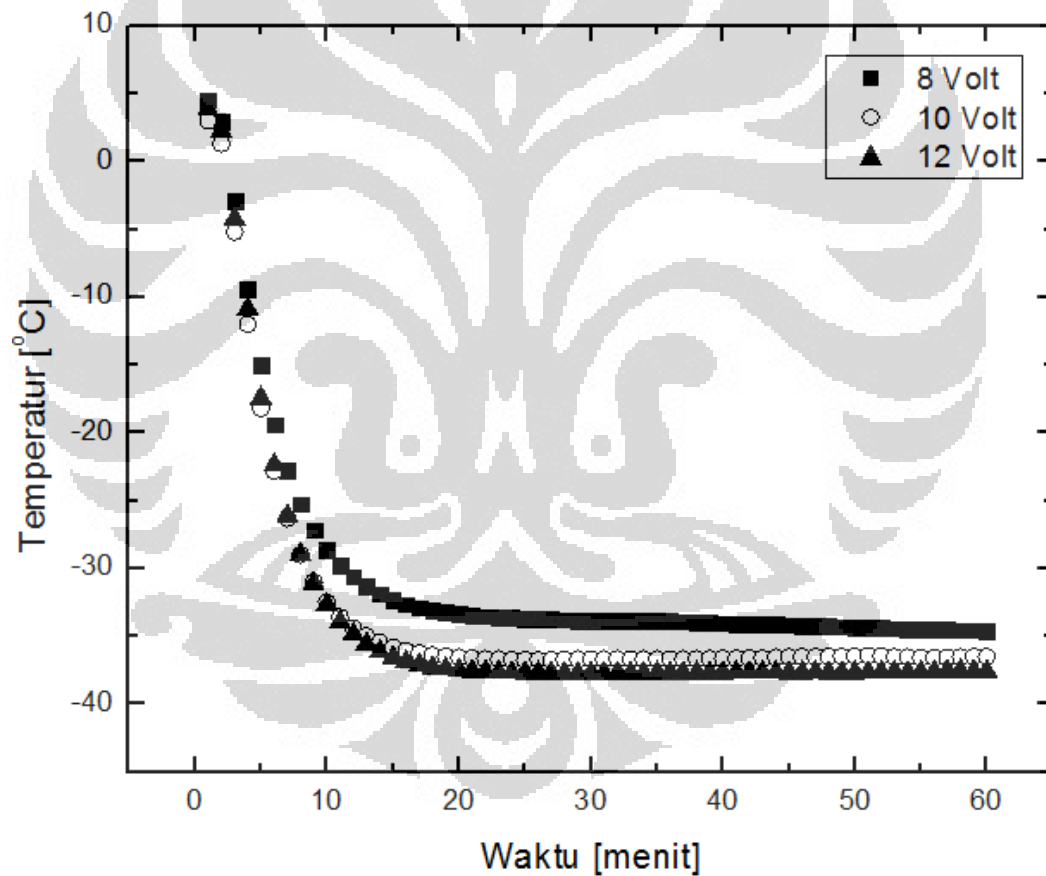
**Gambar 5.4** Grafik delta temperatur *cooling side* dengan *end probe* menggunakan *probe* pipa 12 cm berisi *ethylene glycol* 70% dengan variasi besar tegangan masukan

Dari seluruh data yang diperoleh pada pengujian ini terlihat bahwa *probe* dengan jenis ini kurang efektif jika digunakan sebagai *probe* dari alat *cryosurgery*. Telihat dari delta temperatur yang tinggi antara sisi *cold side* dari termoelektrik dengan *end probe*. hal ini terjadi karena rendahnya konduktifitas termal yang dimiliki oleh *ethylene glycol*. Sehingga transfer panas yang terjadi tidak berjalan dengan baik. Dari literature yang diperoleh, dijelaskan bahwa konduktifitas thermal dari *ethylene glycol* sebesar 0.25 W/(m.K). Nilai tersebut jauh dibawah nilai konduktivitas termal dari tembaga yang mencapai 400 W/(m.K). Selain itu pada grafik terlihat bahwa delta temperatur antara cold side dan *end probe* terlihat tidak beraturan. Hal ini dikarenakan terjadinya konveksi alamiah pada fluida kerja didalam pipa yang menyebabkan persebaran temperatur yang tidak merata. Hal inilah yang

menyebabkan kurang efektifnya penggunaan siphone pipe sebagai *probe* pada alat *cryosurgery*.

### 5.2.3 Pengujian Alat *Cryosurgery* dengan *Probe* Tembaga 12cm Dengan Variasi Tegangan Dari *Power Supply*

Pada pengujian ini digunakan *probe* dengan bahan dasar tembaga sepanjang 12 cm. Pengambilan data dilakukan dalam waktu 60 menit untuk sekali pengambilan data, dengan variasi pengujian berupa besarnya tegangan pada modul termoelektrik sebesar 8V, 10V, dan 12V. Temperatur CTB yang digunakan sebesar  $-5^{\circ}\text{C}$ .



**Gambar 5.5** Grafik distribusi temperatur *end probe* menggunakan *probe* tembaga 12cm pada variasi besar tegangan masukan

Pada pengambilan data pertama diberikan kondisi berupa tegangan pada modul termoelektrik sebesar 8V, temperatur pada CTB sebesar  $-5^{\circ}\text{C}$ . Pada saat menit pertama pengambilan data diperoleh temperatur pada *end probe* sebesar  $4.5^{\circ}\text{C}$ . laju penurunan temperatur terlihat tinggi pada menit 1 hingga menit ke 21. Setelah itu tidak ada perubahan temperatur yang signifikan. Pada menit ke 22 temperatur *end probe* adalah  $-33.4^{\circ}\text{C}$  dan pada menit ke 60 temperatur pada *end probe* adalah  $-34.5^{\circ}\text{C}$ . Pada pengambilan data tersebut besar arus yang tercatat sebesar 3.51 dan total daya adalah 28.08Watt.

Pengambilan data kedua digunakan tegangan sebesar 10 V dengan temperatur CTB yang sama yaitu  $-5^{\circ}\text{C}$ . Dari data yang diperoleh terlihat bahwa temperatur terendah yang dapat dicapai adalah  $-36.7^{\circ}\text{C}$  pada menit ke 27. Dan setelah menit tersebut hingga menit ke 60 temperatur cenderung mengalami penurunan, namun penurunan tersebut tidak signifikan hanya berkisar  $0.05-0.1^{\circ}\text{C}$  tiap menitnya. Pada menit ke 60 temperatur yang didapatkan sebesar  $-36.4^{\circ}\text{C}$ . pada pengambilan data ini arus yang diberikan sebesar 4.45 Ampere dengan total daya yang digunakan adalah 44.5Watt.

Pada pengambilan data terkakhir penggunaan *probe* tembaga 12 cm ini digunakan sumber tegangan untuk modul termoelektrik sebesar 12 V dengan temperatur pada CTB sebesar  $-5^{\circ}\text{C}$ . Temperatur awal yang terbaca pada *end probe* ketika dimulai pengambilan data sebesar  $3.8^{\circ}\text{C}$  dan terus mengalami penurunan yang signifikan hingga menit ke 31 dengan pencapain temperatur terendah adalah  $-37.72^{\circ}\text{C}$ . dari menit 31 hingga 60, *end probe* sedikit mengalami kenaikan temperatur dan mencapai temperatur  $-37.6^{\circ}\text{C}$ . pada pengambilan data ketiga ini arus yang digunakan sebesar 5.24A dengan total daya sebesar 62.88 Watt.

**Tabel 5.3** Parameter pengujian *probe* berupa *probe* tembaga 12cm dengan pada alat *cryosurgery*.

Jenis <i>Probe</i>	Tegangan (Volt)	Temperatur CTB (°C)	Arus (Ampere)	Daya (Watt)
<i>Probe</i> tembaga 12cm	8	-5°C	3.51	28.08
	10		4.45	44.5
	12		5.24	62.88

Dari ketiga data yang diperoleh terlihat bahwa temperatur terendah yang dicapai oleh *end probe* terjadi pada pengambilan data dengan besar tegangan pada termoelektrik sebesar 12 V, dan temperatur tertinggi pada *endprobe* terjadi pada besar tegangan 8V. hal ini membuktikan bahwa adanya pengaruh besar tegangan masukan dengan temperatur yang dicapai oleh *end probe*. Semakin besar tegangan maka semakin besar pula daya yang dipakai

$$P = V \cdot I$$

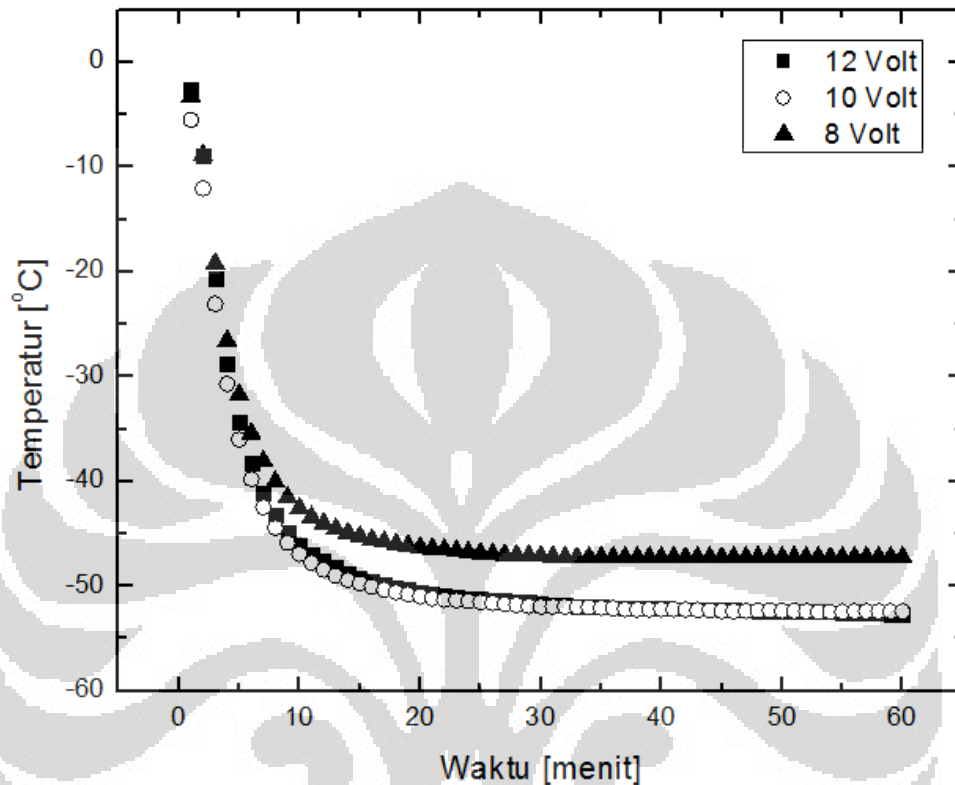
Dengan daya yang besar, maka akan didapatkan juga beda temperatur yang semakin besar. Dengan kata lain semakin besar daya, maka akan semakin rendah temperatur yang dicapai oleh *end probe*. hal ini sesuai dengan karakteristik perpindahan kalor secara konduksi yang dituliskan pada persamaan

$$Q = K A \frac{dT}{dx}$$

#### 5.2.4 Pengujian Karakteristik Penggunaan *Probe* Tembaga 5cm Pada Alat *Cryosurgery* Dengan Variasi Tegangan Dari *Power Supply*

Pada pengujian terakhir ini digunakan *probe* tembaga dengan panjang 5cm, dengan temperatur CTB sebagai *fixed parameter* yaitu sebesar -5 °C. dilakukan 3 kali pengambilan data dengan 3 variasi tegangan yang berbeda yaitu 8V, 10V dan 12V.

pengambilan data dilakukan selama 60 menit untuk tiap satu variasi data yang diambil.



**Gambar 5.6** Grafik distribusi temperatur *end probe* menggunakan *probe* tembaga 5cm pada variasi tegangan masukan.

Pada pengambilan data yang pertama menggunakan *probe* 5 cm diberikan tegangan pada modul termoelektrik sebesar 8 V. Dari hasil grafik, terlihat penurunan temperatur berlangsung sangat cepat pada menit ke 1 hingga menit ke 10. Pada menit ke 10 hingga menit ke 30 penurunan temperatur tetap terjadi, namun dengan laju penurunan yang kecil. Dari pengambilan data selama 60 menit, temperatur terendah yang dicapai pada *end probe* adalah  $-47.2^{\circ}\text{C}$  pada menit ke 40. Pada pengambilan data ini arus yang digunakan sebesar 3.51 Ampere dengan total daya sebesar 28.08Watt.

Pada pengambilan data yang kedua, digunakan tegangan sebesar 10 V. Dari grafik terlihat laju penurunan temperatur terjadi begitu cepat pada menit pertama hingga menit ke 7 delta temperatur yang terjadi selama rentang waktu tersebut mencapai 40 °C. pada menit ke 53 temperatur pada *end probe* berada pada titik terendah yaitu mencapai -52.45 °C. Pada pengambilan data ini masukan arus pada termoelektrik sebesar 4.88 Ampere dengan total daya 48.8Watt.

Pada pengambilan data yang terakhir, modul termoelektrik diberikan tegangan sebesar 12V. dengan temperatur pada CTB sebesar -5°C. Pada voltase ini didapatkan temperatur terendah dari semua pengambilan data yang dilakukan yaitu sebesar -52.6 °C. pada pengambilan data ini diberikan arus sebesar 5.36 Ampere dan dengan total daya sebesar 64.32Watt.

**Tabel 5.4** Parameter pengujian *probe* berupa *probe* tembaga 5cm dengan pada alat *cryosurgery*.

Jenis Probe	Tegangan (Volt)	Temperatur CTB (°C)	Arus (Ampere)	Daya (Watt)
<i>Probe</i> tembaga 5cm	8	-5°C	3.51	28.08
	10		4.88	48.8
	12		5.36	64.32

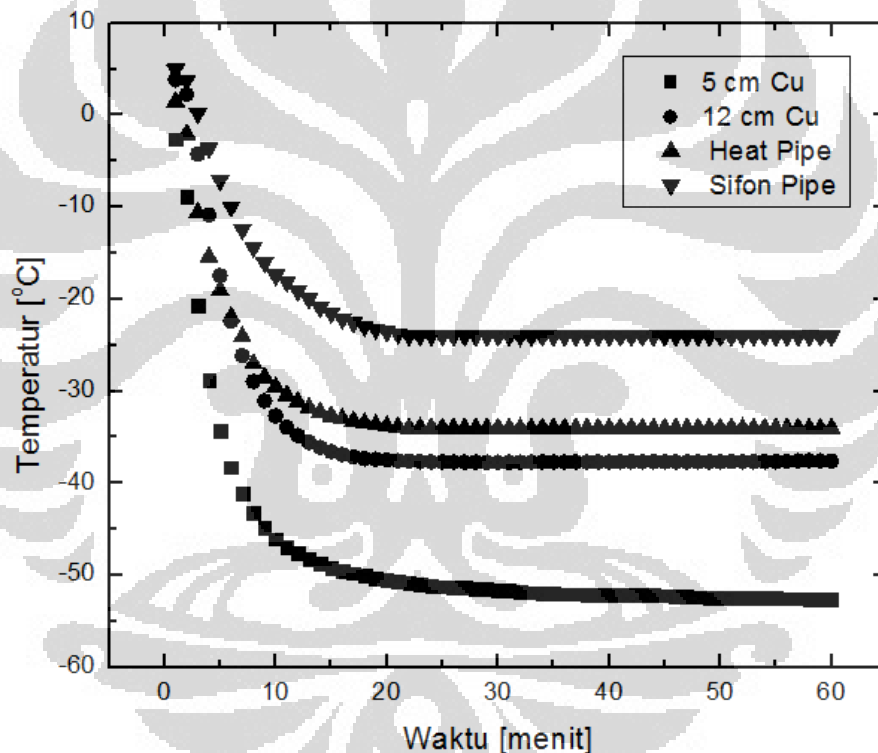
Dari seluruh pengujian yang telah dilakukan, terlihat bahwa *probe* tembaga 5cm merupakan jenis *probe* dengan peraihan temperatur terendah pada bagian *end probe* yaitu sebesar -52.6 °C. hal ini membuktikan bahwa ukuran panjang dari *probe* berpengaruh kepada peraihan temperatur pada *end probe*. Semakin pendek ukuran dari *probe* yang digunakan maka semakin kecil perbedaan temperatur antara *cooling side* dari termoelektrik dengan *end probe*. hal ini sesuai dengan persamaan konduksi yaitu

$$Q = K A \frac{dT}{dx}$$



### 5.2.4 Perbandingan Kinerja Alat *Cryosurgery* Dengan Variasi *Probe* yang Digunakan

Pada pembahasan kali ini akan dibandingkan hasil data temperatur pada *end probe* yang diperoleh pada 4 jenis *probe* yang diujikan, yaitu yang pertama penggunaan *heat pipe* dengan jenis wick tipe grove dan fluida kerja berupa R22, kedua penggunaan syhone pipe dengan fluida kerja berupa *ethylene glycol* 70% , *probe* tembaga sepanjang 12cm, dan *probe* tembaga dengan panjang 5cm. seluruh pengujian dilakukan pada temperatur CTB  $-5^{\circ}\text{C}$ , dan tegangan sebesar 12V.



**Gambar 5.7** Grafik distribusi temperatur *end probe* pada variasi *probe* yang digunakan

Dari grafik terlihat bahwa laju penurunan temperatur dari keempat jenis *probe* pada menit pertama hingga menit ke 10 sangat tinggi. Untuk jenis *probe* tembaga 12cm dengan heat pipe laju penuruan temperatur pada 8 menit pertama terlihat sama pada menit tersebut temperatur yang diperoleh oleh kedua jenis *probe* sama-sama berada pada kisaran  $8.9^{\circ}\text{C}$ . Namun setelah menit ke 8 kinerja penurunan temperatur

dari heat pipe mulai menurun. Hal ini dikarenakan mulai terhentinya hantaran panas yang terjadi pada bagian dalam heat pipe. Yang pada akhirnya terjadi *dry out* yaitu pengeringan pada bagian evaporator.

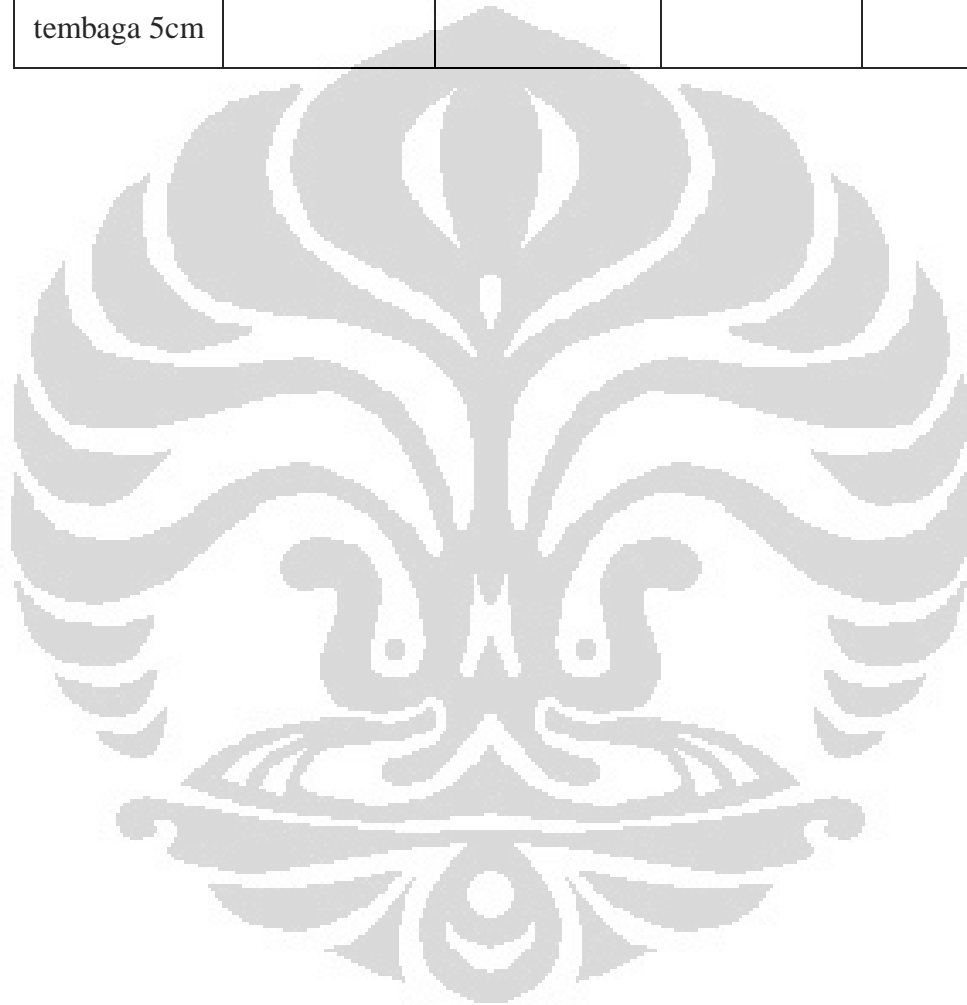
Dari keempat pengujian jenis *probe* terlihat bahwa penggunaan *probe* dengan bahan dasar tembaga masih menjadi pilihan yang terbaik dalam pengaplikasiannya pada alat *cryosurgery*, tingkat konduktivitas yang tinggi yang dimiliki tembaga yaitu mencapai 400W(mK), membuat tembaga cukup efektif dalam proses penghantaran kalor. Hal ini terlihat dari pencapaian temperatur yang rendah pada penggunaan *probe* dengan bahan dasar tembaga.

Selain itu variasi panjang dari *probe* juga sangat berpengaruh terhadap pencapaian temperatur pada *end probe*. Semakin pendek *probe* yang digunakan maka semakin rendah temperatur yang dicapai. Dari grafik terlihat bahwa dengan *probe* sepanjang 5cm, bisa mencapai temperatur  $-52.6^{\circ}\text{C}$ . Dengan panjang yang hanya 5 cm laju penurunan temperatur *end probe* juga sangat tinggi. Terlihat bahwa temperatur  $-50^{\circ}\text{C}$  bisa dicapai hanya dalam waktu 17 menit. Jika dibandingkan dengan *probe* 12 cm yang hanya bisa mencapai temperatur  $-37$  pada kisaran waktu tersebut. Oleh karena itu ukuran dari *probe* juga harus menjadi perhatian dalam pembuatan *probe*. Kesesuaian target pengobatan dari alat *cryosurgery* merupakan hal yang bisa menjadi pertimbangan dalam menentukan dimensi panjang dari *probe* yang digunakan.

**Table 5.5** Perbandingan jenis *probe* yang digunakan terhadap konsumsi daya termoelektrik

Jenis Probe	Tegangan (Volt)	Temperatur CTB ( $^{\circ}\text{C}$ )	Arus (Ampere)	Daya (Watt)
Heat pipe grove R22			4.52	54.24
Sifon pipe ethylene			4.26	51.12

<i>glycol</i> 70%	12	-5°C		
<i>Probe</i> tembaga 12 cm			5.24	62.88
<i>Probe</i> tembaga 5cm			5.36	64.32



## BAB 6

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 6.1 KESIMPULAN

Setelah melakukan pengujian kinerja, pengambilan data serta analisa terhadap desain *cryosurgery* dengan variasi penggunaan *probe*. maka dapat disimpulkan bahwa:

1. Pengujian *heat pipe* model *wick groove* dengan fluida kerja R22 sebagai *probe* pada alat *cryosurgery* dengan variasi tegangan pada modul termoelektrik 8V, 10V, dan 12V pada temperatur CTB  $-5^{\circ}\text{C}$  dapat mencapai temperatur terendah pada *end probe* sebesar  $-32.8^{\circ}\text{C}$ ,  $-34.5^{\circ}\text{C}$ , dan  $-34,7^{\circ}\text{C}$ .
2. Penggunaan *heat pipe* model *wick groove* dengan fluida kerja R22 tidak efektif jika digunakan sebagai *probe* pada alat *cryosurgery*. Hal ini dikarenakan temperatur titik didih dari fluida kerja R22 berada dibawah sisi *coldside* dari modul termoelektrik yang digunakan.
3. Pengujian *siphon pipe* dengan fluida kerja ethylene glycol 70% sebagai *probe* pada alat *cryosurgery* dengan variasi tegangan pada modul termoelektrik 8V, 10V dan 12v dengan temperatur CTB  $-5^{\circ}\text{C}$  dapat mencapai temperatur terendah pada *end probe* sebesar  $-24.4^{\circ}\text{C}$ ,  $24.5^{\circ}\text{C}$ , dan  $-29.4^{\circ}\text{C}$ .
4. Penggunaan *siphon pipe* dengan fluida kerja ethylene glycol 70% sebagai *probe* tidak efektif jika diaplikasikan pada alat *cryosurgery*. Hal ini disebabkan nilai konduktivitas termal yang dimiliki oleh ethylene glycol tergolong rendah jika dibandingkan dengan konduktivitas termal dari tembaga.
5. Pada pengujian *probe* tembaga 12cm pada alat *cryosurgery*, dengan temperatur CTB  $-5^{\circ}\text{C}$ . didapatkan reemperatur terendah sebesar  $-37.6^{\circ}\text{C}$  yaitu pada variasi tegangan sebesar 12V.
6. Pada pengujian *probe* tembaga 5cm pada alat *cryosurgery* dengan temperatur CTB  $-5^{\circ}\text{C}$ . didapatkan temperatur terendah sebesar  $-52.6^{\circ}\text{C}$ .

7. ukuran panjang dari *probe* berpengaruh terhadap temperatur yang diraih pada *end probe*, semakin pendek *probe* yang digunakan maka akan semakin rendah temperatur yang diraih pada *end probe*, dengan kata lain semakin pendek *probe* yang digunakan maka akan semakin rendah  $\Delta T$  antara *start probe* dengan *end probe*.

## 6.2 SARAN

Setelah melakukan pengambilan data serta menganalisa hasil yang diperoleh. Dapat diberikan beberapa saran diantaranya:

1. Mengganti jenis fluida kerja yang digunakan pada *heat pipe*, dengan fluida kerja yang memiliki rentang temperatur kerja yang sesuai dengan alat *cryosurgery*.
2. Menggunakan panjang *probe* yang sesuai dengan kebutuhan objek pengobatan dari alat *cryosurgery*

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Mark Helfand, MD, MS, Susan M.Mahon, MPH, Karen B.Eden, PhD, Paul S. Frame, MD, C. Tracy Orleans, PhD, Screening for Skin Cancer, Journal of Preventive medicine Vol 20 Number 3S, 2001
- [2] Skin Cancer. Hindi, Skin Cancer, Health Information Translations, The Ohio State University Medical Centre 2005-5/2010 ([www.healthinfotranslation.org](http://www.healthinfotranslation.org))
- [3] Designing with Thermoelectric Coolers. Revision 12/05/2001
- [4] X.C.Xuan, Investigation of Thermal Contact Effect on Thermoelectric Coolers, Department of Mechanical Engineering National University of Singapore, 2002
- [5] S.L.Qi, P.Zhang, R.Z.Wang, A.L.Zhang, L.X.Xu, Development and Performance Test of a *Cryoprobe* with Heat Transfer Enhancement Configuration, Journal of Cryogenics 46 (2006) 881-887
- [6] Takeda, Hiroki, Development and Estimation of a Novel *Cryoprobe* Utilizing the Peltier Effect for Precise and Safe *Cryosurgery*, Journal of Cryobiology 59 (2009) 275-284
- [7] Curr Probl Dermatol, *Cryosurgery*, 15:223-250 2003
- [8] Nandy Putra, Design Manufacturing and Testing of a Portable Vaccine Carrier Box Employing Thermoelectric Module and Heat Pipe, Journal of Medical Engineering and Technology Vol 33 issue 3, 2009 pp. 232-237.
- [9] A. Hamilton, J.Hu, An electronic *cryoprobe* for *cryosurgery* using heat pipes and thermoelectric coolers : a preliminary report, Journal of Medical Engineering & Technology, May/June 1993.
- [10] Nandy Putra, Ardiyansyah, Ferdiansyah Nurudin, William Sukyono, David Johanson, The Characterization of Cascade Thermoelectric Cooler in *Cryosurgery* Device, Submitted to Journal of Cryogenic, Elsevier, 2010.
- [11] Melcor, Thermoelectric Handbook, ISO 9001:2000

- [12] Mostafa A.Abd El-Baky, Mousa M.Mohamed, Heat Pipe Heat Exchanger for Heat Recovery in Air Conditioning, *Journal Applied Thermal Engineering* 27 (2007) 795-801
- [13] Nandy Putra, Sistem Pendingin Termoelektrik dan Aplikasinya, *Applied Heat Transfer Research Group*
- [14] Nandy Putra, Haryo Tedjo, RA Koestoer, Pemanfaatan Elemen Peltier Bertingkat dua pada aplikasi Kotak Vaksin, *Prosiding Seminar Nasional Tahunan Teknik Mesin IV, 21-22 November 2005, ISBN 979-97158-0-6, Universitas Udayana, Bali, Indonesia*
- [15] Nandy Putra, Uji Unjuk Kerja Kotak Vaksin berbasis Elemen Peltier Ganda, *Seminar Nasional Perkembangan Riset dan Teknologi di Bidang Industri Universitas Gajah Mada Yogyakarta, 27 Juni 2006. ISBN 979-99266-1-0*
- [16] S.B. Riffat, Guoquan Qiu. 2004. "Comparative investigation of thermoelectric air-conditioners versus vapour compression and absorption air conditioners". *Journal of Applied Thermal Engineering*, 24 (2004) 1979-1993.
- [17] Nandy et.al, "Uji Untuk Kerja Kotak Vaksin berbasis Elemen Peltier Ganda, Seminar Nasional Perkembangan Riset dan Teknologi di Bidang Industri Universitas Gajah Mada Yogyakarta, 27 Juni 2006. ISBN 979-99266-1-0
- [18] Min Gao, Rowe D.M. 2005. "Experimental evaluation of prototype thermoelectric domestic – refrigerators" *Journal of Applied Thermal Engineering*, 83 (2006) 133-152.
- [19] Dawber RP, Colver G, Jackson A. *Cutaneous cryosurgery: principles and clinical practice*. 2d ed. London: Martin Dunitz, 1997:28–36
- [20] Cooper C. Cryotherapy in general practice [published correction appears in *Practitioner* 2001;245:1031]. *Practitioner*. 2001;245:954–6
- [21] Graham G. *Cryosurgery* for benign, premalignant, and malignant lesions. In: Wheeland RG, ed. *Cutaneous surgery*. Philadelphia: Saunders, 1994: 835–69.

- [22] Oldřich Zmeškal, Martin Nežádal and Lubomír Lapčík, “Thermal Conductivity of Glass Wool Fiber”, Institute of Physical and Applied Chemistry, Faculty of Chemistry, Brno University of Technology, Purkyňova 118, CZ-61200 Brno, Czech Republic
- [23] Bünyamin Ciylan, Sezayi Yılmaz. 2006. “Design of a thermoelectric module test system using a novel test method”. *Journal of thermal science* 46 (2007) 717-725.
- [24] Ni Made Dian Sulistiowati.”Impelementasi Pendingin Termoelktrik pada Teknologi Crysurgery”. Fakultas Ilmu Keperawatan Universitas Indonesia.
- [25] Thr-bro-thermoelectric handbook 0110, Laird Technologies
- [26] Multistage Series MS2,192,14,20,11,18 Thermoelectric Modules
- [27] Nikolai N. Korpan (ed). 2001. *Basics of Cryosurgery*. Springer-Verlag/Wien. Slovenia
- [28] Rasit AHISK[2005].”Microcontroller Based Thermoelectric Generator Application”, *G.U Journal of Science*.19(2) 135-141 (2006)
- [29] Nandy Putra, Hiban Hardanu, Parlin Adi Sugiarto, Ferdiansyah, *The Development of Portable Blood Carrier by Using Thermoelectrics and Heat Pipes*, 10<sup>th</sup> quality in research, 4-6 Desember 2007, FT-UI Jakarta



**DATA PENGUJIAN ALAT *CRYOSURGERY* DENGAN MENGGUNAKAN PROBE  
HEAT PIPA 12CM DENGAN FLUIDA KERJA R22**

8V			12 V			10 V		
endprobe	Tc	Th	endprobe	Tc	Th	endprobe	Tc	Th
1.68	0.33	-4.42	1.76	-2.26	-4.65	1.45	-0.92	-4.61
-3.12	-7.93	2.75	-1.73	-11.18	5.35	-2.06	-9.37	3.50
-9.29	-15.04	3.16	-8.56	-19.35	5.81	-10.59	-17.22	3.62
-14.81	-20.31	3.56	-13.93	-25.67	5.65	-15.44	-23.51	3.34
-18.46	-25.07	3.61	-18.18	-30.42	5.51	-19.05	-28.38	3.17
-20.93	-28.76	3.47	-21.50	-34.03	5.33	-21.93	-32.17	2.94
-22.68	-31.73	3.27	-24.09	-36.77	5.22	-24.09	-35.17	2.79
-23.92	-34.10	3.06	-26.13	-38.90	5.11	-26.99	-37.65	2.67
-24.83	-35.99	2.81	-27.74	-40.54	5.03	-28.49	-39.68	2.57
-25.52	-37.51	2.67	-29.03	-41.81	4.94	-29.52	-41.23	2.49
-26.06	-38.72	2.50	-30.04	-42.79	4.88	-30.42	-42.42	2.42
-26.64	-39.71	2.36	-30.84	-43.55	4.83	-31.17	-43.34	2.37
-27.55	-40.53	2.20	-31.48	-44.13	4.79	-31.77	-44.04	2.33
-28.52	-41.26	2.06	-32.00	-44.61	4.75	-32.27	-44.60	2.29
-29.54	-41.88	1.97	-32.43	-44.99	4.73	-32.67	-45.05	2.24
-30.50	-42.41	1.91	-32.77	-45.29	4.68	-33.00	-45.40	2.20
-31.05	-42.85	1.80	-33.03	-45.52	4.68	-33.26	-45.67	2.17
-31.30	-43.20	1.67	-33.24	-45.70	4.68	-33.45	-45.87	2.17
-31.45	-43.48	1.54	-33.43	-45.86	4.66	-33.62	-46.06	2.15
-31.59	-43.70	1.47	-33.57	-45.98	4.62	-33.78	-46.21	2.13
-31.75	-43.87	1.39	-33.69	-46.09	4.57	-33.90	-46.33	2.07
-31.85	-44.01	1.31	-33.80	-46.18	4.53	-33.99	-46.42	2.06
-31.85	-44.01	1.22	-33.80	-46.19	4.55	-33.99	-46.42	2.05
-31.85	-44.01	1.14	-33.80	-46.19	4.54	-33.99	-46.42	2.01
-31.85	-44.02	1.08	-33.80	-46.19	4.53	-33.99	-46.42	1.99
-31.85	-44.02	1.04	-33.81	-46.19	4.53	-33.99	-46.42	1.98
-31.85	-44.02	0.95	-33.81	-46.19	4.52	-33.99	-46.43	1.98
-31.85	-44.02	0.88	-33.81	-46.19	4.50	-34.00	-46.43	1.97
-31.85	-44.02	0.83	-33.81	-46.20	4.50	-34.00	-46.43	1.94
-31.85	-44.03	0.79	-33.81	-46.20	4.43	-34.00	-46.43	1.91
-31.86	-44.03	0.72	-33.82	-46.20	4.43	-34.00	-46.43	1.90
-31.86	-44.03	0.71	-33.82	-46.20	4.42	-34.00	-46.43	1.91
-31.86	-44.03	0.67	-33.82	-46.20	4.43	-34.00	-46.44	1.90
-31.86	-44.03	0.63	-33.82	-46.20	4.48	-34.00	-46.44	1.91
-31.86	-44.04	0.59	-33.82	-46.21	4.36	-34.01	-46.44	1.89
-31.86	-44.04	0.55	-33.83	-46.21	4.37	-34.01	-46.44	1.90
-31.86	-44.04	0.53	-33.83	-46.21	4.40	-34.01	-46.44	1.92
-31.86	-44.04	0.45	-33.83	-46.21	4.38	-34.01	-46.44	1.89
-31.87	-44.04	0.40	-33.83	-46.21	4.42	-34.01	-46.44	1.86
-31.87	-44.05	0.37	-33.83	-46.21	4.41	-34.01	-46.45	1.89

-31.87	-44.05	0.34	-33.83	-46.22	4.40	-34.02	-46.45	1.88
-31.87	-44.05	0.35	-33.84	-46.22	4.43	-34.02	-46.45	1.85
-31.87	-44.05	0.34	-33.84	-46.22	4.38	-34.02	-46.45	1.82
-31.87	-44.05	0.31	-33.84	-46.22	4.27	-34.02	-46.45	1.82
-31.87	-44.05	0.37	-33.84	-46.22	4.38	-34.02	-46.45	1.84
-31.87	-44.05	0.34	-33.82	-46.21	4.36	-34.01	-46.44	1.89
-31.87	-44.05	0.35	-33.83	-46.21	4.37	-34.01	-46.44	1.90
-31.87	-44.05	0.34	-33.83	-46.21	4.40	-34.01	-46.44	1.92
-31.87	-44.05	0.31	-33.83	-46.21	4.38	-34.01	-46.44	1.89
-31.87	-44.05	0.37	-33.83	-46.21	4.42	-34.01	-46.44	1.86
-31.87	-44.05	0.34	-33.83	-46.21	4.41	-34.01	-46.45	1.89
-31.87	-44.05	0.35	-33.83	-46.22	4.40	-34.02	-46.45	1.88
-31.87	-44.05	0.34	-33.84	-46.22	4.43	-34.02	-46.45	1.85
-31.87	-44.05	0.31	-33.84	-46.22	4.38	-34.02	-46.45	1.82
-31.87	-44.05	0.37	-33.83	-46.21	4.41	-34.01	-46.45	1.89
-31.87	-44.05	0.34	-33.83	-46.22	4.40	-34.02	-46.45	1.88
-31.87	-44.05	0.35	-33.84	-46.22	4.43	-34.02	-46.45	1.85
-31.87	-44.05	0.34	-33.84	-46.22	4.38	-34.02	-46.45	1.82
-31.87	-44.05	0.31	-33.84	-46.22	4.27	-34.02	-46.45	1.82
-31.87	-44.05	0.31	-33.84	-46.22	4.38	-34.02	-46.45	1.84



**DATA PENGUJIAN ALAT *CRYOSURGERY* DENGAN MENGGUNAKAN PROBE  
PIPA 12CM BERISI *ETHYLENE GLYCOL* 70%**

8V			12 V			10 V		
endprobe	Tc	Th	endprobe	Tc	Th	endprobe	Tc	Th
6.39	3.16	-4.42	3.39	-0.26	-4.65	4.96	0.76	-4.61
5.22	0.99	2.75	1.60	-3.40	5.35	3.80	-1.20	3.50
1.47	-8.97	3.16	-2.25	-15.11	5.81	0.21	-10.31	3.62
-2.47	-13.26	3.56	-6.05	-20.83	5.65	-3.62	-15.25	3.34
-6.03	-18.45	3.61	-9.34	-25.14	5.51	-7.10	-20.81	3.17
-9.00	-22.65	3.47	-12.12	-28.05	5.33	-9.97	-24.53	2.94
-11.50	-26.28	3.27	-14.44	-31.01	5.22	-12.43	-27.65	2.79
-13.62	-28.54	3.06	-16.36	-32.79	5.11	-14.34	-29.76	2.67
-15.40	-30.29	2.81	-17.95	-34.41	5.03	-16.02	-31.57	2.57
-16.88	-31.79	2.67	-19.27	-36.07	4.94	-17.42	-33.02	2.49
-18.11	-32.94	2.50	-20.35	-36.86	4.88	-18.11	-33.73	2.42
-19.13	-34.00	2.36	-21.25	-37.50	4.83	-19.11	-34.70	2.37
-19.98	-34.96	2.20	-21.99	-38.42	4.79	-19.98	-35.59	2.33
-20.71	-35.52	2.06	-22.62	-38.96	4.75	-20.92	-36.59	2.29
-20.69	-34.70	1.97	-23.14	-39.48	4.73	-21.52	-37.25	2.24
-21.08	-35.07	1.91	-23.58	-40.31	4.68	-22.13	-37.91	2.20
-21.52	-34.96	1.80	-23.90	-40.77	4.68	-22.55	-38.38	2.17
-21.86	-35.75	1.67	-24.21	-41.14	4.68	-22.96	-38.76	2.17
-22.13	-36.03	1.54	-24.51	-41.35	4.66	-23.28	-39.03	2.15
-22.33	-36.32	1.47	-24.74	-41.54	4.62	-23.55	-39.26	2.13
-22.50	-36.62	1.39	-24.94	-41.73	4.57	-23.78	-39.52	2.07
-22.68	-37.01	1.31	-25.10	-41.89	4.53	-23.99	-39.62	2.06
-22.68	-37.13	1.22	-25.11	-41.89	4.55	-23.99	-39.71	2.05
-22.68	-37.46	1.14	-25.11	-41.85	4.54	-23.99	-39.77	2.01
-22.69	-37.36	1.08	-25.11	-41.79	4.53	-24.00	-39.77	1.99
-22.69	-37.46	1.04	-25.11	-41.74	4.53	-24.00	-39.73	1.98
-22.69	-37.25	0.95	-25.12	-41.69	4.52	-24.00	-39.72	1.98
-22.70	-37.59	0.88	-25.12	-41.64	4.50	-24.01	-39.70	1.97
-22.70	-37.48	0.83	-25.12	-41.62	4.50	-24.01	-39.76	1.94
-22.70	-37.47	0.79	-25.13	-41.67	4.43	-24.01	-39.72	1.91
-22.70	-37.59	0.72	-25.13	-41.74	4.43	-24.02	-39.70	1.90
-22.71	-37.53	0.71	-25.13	-41.75	4.42	-24.02	-39.75	1.91
-22.71	-37.52	0.67	-25.13	-41.71	4.43	-24.02	-39.73	1.90
-22.71	-37.55	0.63	-25.14	-41.69	4.48	-24.03	-39.70	1.91
-22.72	-37.53	0.59	-25.14	-41.65	4.36	-24.03	-39.68	1.89
-22.72	-37.59	0.55	-25.14	-41.62	4.37	-24.03	-39.69	1.90
-22.72	-37.61	0.53	-25.14	-41.59	4.40	-24.03	-39.70	1.92
-22.73	-37.63	0.45	-25.15	-41.58	4.38	-24.03	-39.74	1.89
-22.73	-37.64	0.40	-25.15	-41.56	4.42	-24.03	-39.80	1.86
-22.73	-37.54	0.37	-25.15	-41.55	4.41	-24.03	-39.78	1.89

-22.73	-37.51	0.34	-25.15	-41.54	4.40	-24.03	-39.75	1.88
-22.74	-37.51	0.35	-25.16	-41.53	4.43	-24.03	-39.72	1.85
-22.74	-37.53	0.34	-25.16	-41.53	4.38	-24.03	-39.60	1.82
-22.74	-37.63	0.31	-25.16	-41.54	4.27	-24.03	-39.69	1.82
-22.75	-37.54	0.37	-25.16	-41.55	4.38	-24.03	-39.70	1.84
-22.73	-37.50	0.34	-25.15	-41.54	4.36	-24.03	-39.74	1.89
-22.74	-37.63	0.35	-25.16	-41.56	4.37	-24.03	-39.71	1.90
-22.74	-37.57	0.34	-25.16	-41.54	4.40	-24.03	-39.66	1.92
-22.74	-37.63	0.31	-25.16	-41.53	4.38	-24.03	-39.69	1.89
-22.73	-37.59	0.37	-25.15	-41.52	4.42	-24.03	-39.74	1.86
-22.74	-37.56	0.34	-25.16	-41.55	4.41	-24.03	-39.79	1.89
-22.74	-37.53	0.35	-25.16	-41.55	4.40	-24.03	-39.75	1.88
-22.74	-37.52	0.34	-25.16	-41.55	4.43	-24.03	-39.79	1.85
-22.75	-37.52	0.31	-25.16	-41.55	4.38	-24.03	-39.74	1.82
-22.73	-37.48	0.37	-25.15	-41.52	4.41	-24.03	-39.77	1.89
-22.73	-37.55	0.34	-25.15	-41.52	4.40	-24.03	-39.78	1.88
-22.74	-37.67	0.35	-25.16	-41.55	4.43	-24.03	-39.62	1.85
-22.74	-37.61	0.34	-25.16	-41.55	4.38	-24.03	-39.72	1.82
-22.74	-37.57	0.31	-25.16	-41.55	4.27	-24.03	-39.75	1.82
-22.75	-37.53	0.31	-25.16	-41.55	4.38	-24.03	-39.77	1.84



**DATA PENGUJIAN ALAT CRYOSURGERY DENGAN MENGGUNAKAN PROBE  
HEAT PIPA 12CM DENGAN FLUIDA KERJA R22**

**PIPA TEMBAGA 12CM**

12 V	10 V	8 V
-2.62	-5.49	-3.25
-8.89	-12.04	-8.80
-20.65	-23.06	-19.19
-28.76	-30.69	-26.59
-34.32	-36.00	-31.73
-38.27	-39.77	-35.40
-41.14	-42.47	-38.07
-43.26	-44.42	-40.04
-44.83	-45.85	-41.51
-46.02	-46.94	-42.57
-46.91	-47.77	-43.39
-47.61	-48.43	-44.01
-48.21	-48.99	-44.51
-48.72	-49.41	-44.91
-49.18	-49.74	-45.26
-49.52	-50.05	-45.54
-49.79	-50.34	-45.75
-50.06	-50.58	-45.93
-50.30	-50.79	-46.12
-50.51	-50.97	-46.28
-50.69	-51.16	-46.40
-50.85	-51.28	-46.51
-51.00	-51.35	-46.62
-51.14	-51.42	-46.75
-51.22	-51.52	-46.82
-51.27	-51.61	-46.89
-51.34	-51.70	-46.97
-51.42	-51.79	-47.04
-51.51	-51.90	-47.10
-51.60	-51.95	-47.13
-51.69	-51.96	-47.16
-51.80	-51.96	-47.21
-51.91	-51.99	-47.24
-51.98	-52.03	-47.24

**PIPA TEMBAGA 5CM**

8 V	10 V	12 V
4.54	3.01	3.84
2.96	1.32	2.25
-2.89	-5.19	-4.22
-9.43	-12.00	-10.85
-14.99	-18.18	-17.44
-19.40	-22.81	-22.38
-22.74	-26.30	-26.12
-25.25	-28.97	-28.93
-27.14	-30.99	-31.06
-28.60	-32.49	-32.68
-29.73	-33.61	-33.91
-30.62	-34.40	-34.84
-31.32	-34.98	-35.55
-31.87	-35.45	-36.13
-32.31	-35.81	-36.56
-32.63	-36.08	-36.88
-32.88	-36.27	-37.13
-33.08	-36.40	-37.30
-33.24	-36.49	-37.41
-33.35	-36.56	-37.48
-33.45	-36.63	-37.54
-33.52	-36.66	-37.59
-33.57	-36.69	-37.64
-33.63	-36.73	-37.66
-33.68	-36.73	-37.68
-33.72	-36.73	-37.70
-33.76	-36.73	-37.71
-33.79	-36.72	-37.72
-33.82	-36.70	-37.72
-33.86	-36.68	-37.73
-33.87	-36.68	-37.73
-33.87	-36.68	-37.71
-33.85	-36.69	-37.71
-33.83	-36.69	-37.70

-51.99	-52.07	-47.22	-33.85	-36.69	-37.69
-52.02	-52.12	-47.24	-33.88	-36.68	-37.68
-52.06	-52.19	-47.25	-33.92	-36.68	-37.68
-52.08	-52.22	-47.25	-33.96	-36.67	-37.69
-52.08	-52.21	-47.24	-34.01	-36.67	-37.69
-52.11	-52.18	-47.25	-34.04	-36.65	-37.69
-52.17	-52.20	-47.23	-34.07	-36.62	-37.66
-52.17	-52.24	-47.25	-34.10	-36.61	-37.66
-52.17	-52.28	-47.24	-34.12	-36.60	-37.66
-52.16	-52.31	-47.24	-34.14	-36.57	-37.66
-52.19	-52.36	-47.25	-34.17	-36.52	-37.67
-52.23	-52.37	-47.24	-34.20	-36.51	-37.67
-52.31	-52.36	-47.25	-34.23	-36.50	-37.66
-52.36	-52.33	-47.24	-34.26	-36.49	-37.67
-52.40	-52.32	-47.25	-34.31	-36.49	-37.68
-52.45	-52.34	-47.25	-34.33	-36.47	-37.67
-52.47	-52.36	-47.24	-34.36	-36.44	-37.65
-52.45	-52.39	-47.25	-34.38	-36.45	-37.64
-52.44	-52.46	-47.24	-34.41	-36.51	-37.65
-52.45	-52.45	-47.25	-34.46	-36.54	-37.66
-52.48	-52.43	-47.24	-34.47	-36.57	-37.65
-52.51	-52.39	-47.23	-34.49	-36.57	-37.62
-52.54	-52.39	-47.23	-34.52	-36.57	-37.57
-52.59	-52.40	-47.23	-34.55	-36.54	-37.55
-52.64	-52.41	-47.23	-34.56	-36.50	-37.57
-52.64	-52.42	-47.23	-34.58	-36.49	-37.59

