



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**DESAIN AWAL DAN MANUFAKUR *CRYOSURGERY*  
MENGUNAKAN MODUL TERMOELEKTRIK  
BERTINGKAT**

**SKRIPSI**

**DAVID JOHANSEN MAROJAHAN NAINGGOLAN  
04 05 02 020Y**

**FAKULTAS TEKNIK  
DEPARTEMEN TEKNIK MESIN  
DEPOK  
JUNI 2009**



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**DESAIN AWAL DAN MANUFAKUR *CRYOSURGERY*  
MENGUNAKAN MODUL TERMOELEKTRIK  
BERTINGKAT**

**SKRIPSI**

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

**DAVID JOHANSEN MAROJAHAN NAINGGOLAN  
04 05 02 020Y**

**FAKULTAS TEKNIK  
DEPARTEMEN TEKNIK MESIN  
DEPOK  
JUNI 2009**

## HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

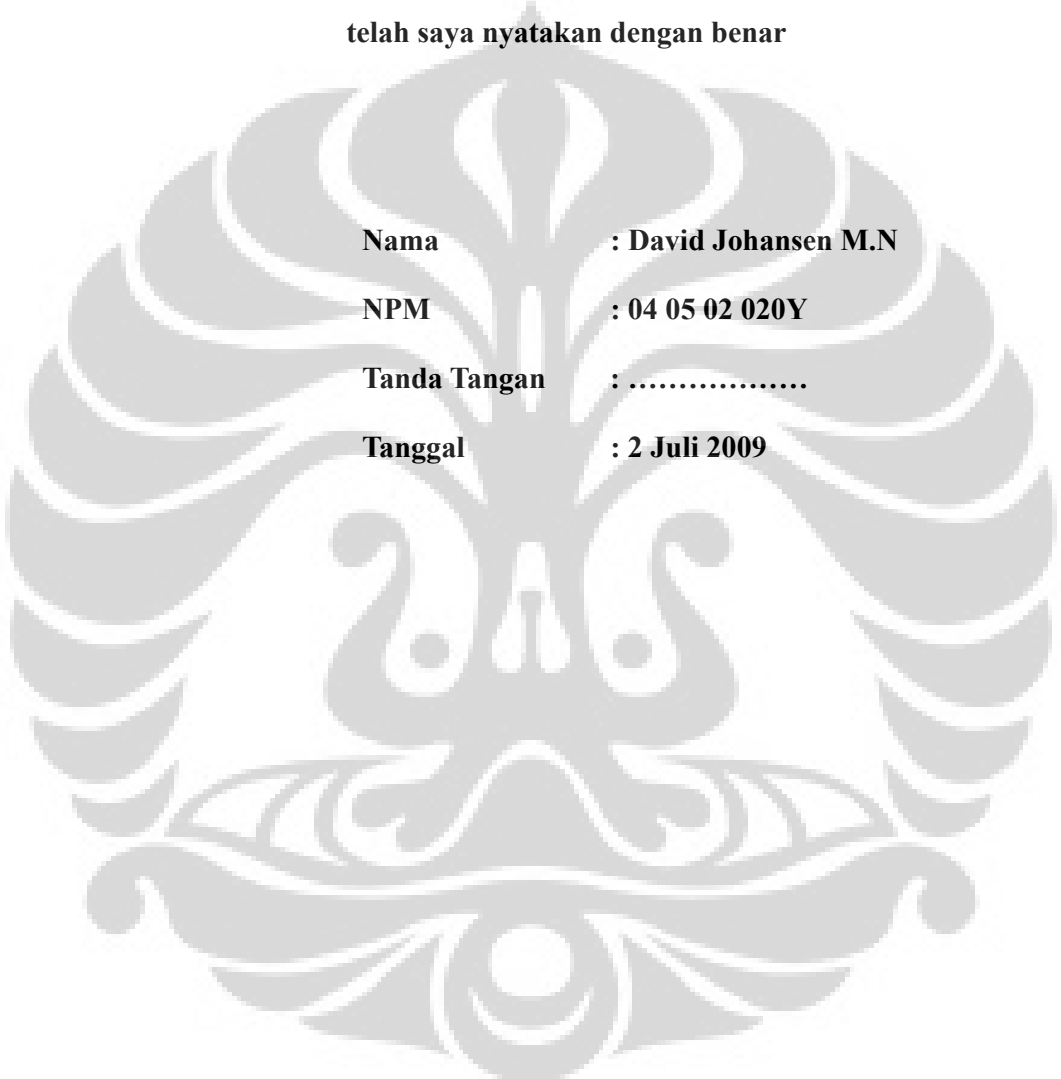
**Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,  
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk  
telah saya nyatakan dengan benar**

**Nama : David Johansen M.N**

**NPM : 04 05 02 020Y**

**Tanda Tangan : .....**

**Tanggal : 2 Juli 2009**



## HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :  
Nama : David Johansen M.N  
NPM : 04 05 02 020Y  
Program Studi : Teknik Mesin  
Judul Skripsi : DESAIN AWAL DAN MANUFAKTUR  
*CRYOSURGERY* DENGAN MENGGUNAKAN  
MODUL TERMOELEKTRIK BERTINGKAT

**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 : Dr-Ing. Ir. Nandy Putra ( )

Penguji : Dr. Ir. R. Danardono A.S, DEA. ( )

Penguji : Prof. Dr. Ir. Yanuar M.Eng, M.Sc. ( )

Penguji : Ardiyansyah, S.T, M.Eng. ( )

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 2 Juli 2009

## KATA PENGANTAR

Puji syukur saya panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa, karena atas berkat dan rahmat-Nya, saya dapat menyelesaikan skripsi ini. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana Teknik Jurusan Teknik Mesin pada Fakultas Teknik Universitas Indonesia. Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan skripsi ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada:

- 1) Orang tua dan keluarga saya yang telah memberikan dukungan moril dan materiil;
- 2) Dr-Ing. Ir. Nandy Putra selaku dosen pembimbing yang telah bersedia meluangkan waktu memberikan pengarahan, diskusi, dan bimbingan serta persetujuan sehingga skripsi ini dapat diselesaikan dengan baik;
- 3) Dr. Ir. Harinaldi, M.Eng selaku kepala Departemen Teknik Mesin;
- 4) Semua dosen DTM FTUI yang telah memberi saran dan masukan-masukan yang berharga;
- 5) Seluruh karyawan DTM FTUI atas penyediaan sarana-prasarana pengujian dan bantuannya selama perakitan alat pengujian; dan
- 6) Sahabat dan teman yang banyak membantu saya dalam menyelesaikan skripsi ini.

Akhir kata, saya berharap Tuhan Yang Maha Esa berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga skripsi ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu.

Depok, 2 Juli 2009

Penulis

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

---

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

Nama : David Johansen M.N

NPM : 04 05 02 02 0Y

Program Studi : Teknik Mesin

Departemen : Teknik Mesin

Fakultas : Teknik

Jenis Karya : Skripsi

demikian 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 :

DESAIN AWAL DAN MANUFAKTUR *CRYOSURGERY* MENGGUNAKAN  
MODUL TERMOELEKTRIK BERTINGKAT

berserta 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 : 2 Juli 2009

Yang menyatakan

(David Johansen M.N)

## ABSTRAK

Nama : David Johansen M.N  
Program Studi : Teknik Mesin  
Judul : Desain Awal dan Manufaktur *Cryosurgery* Menggunakan Modul Termoelektrik Bertingkat

Bedah beku adalah pengobatan yang efektif untuk memusnahkan sel kanker ataupun jaringan dengan proses pendinginan yang cepat dan teratur pada temperatur rendah. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk meneliti studi kelayakan dalam penggunaan pendingin termoelektrik untuk mendinginkan *cryoprobe* sampai temperatur sekitar  $-50^{\circ}\text{C}$  untuk diaplikasikan pada proses bedah beku. Temperatur sisi dingin ( $T_c$ ) dan  $\Delta T$  diantara sisi dingin dan sisi panas ( $\Delta T = T_h - T_c$ ) dipakai sebagai parameter dalam eksperimen ini. Untuk mendapatkan perbedaan temperatur yang besar di antara kedua sisi termoelektrik, maka digunakan alat penukar kalor berpendingin air yang memiliki *heat pipe* di dalamnya. Penelitian ini menggunakan 2 desain awal untuk *cryosurgery*, yaitu desain ke-I dimaksudkan sebagai alat pengujian tahap pertama dari modul termoelektrik dengan menggunakan material *polyurethane* dan *polyethylene* dan desain ke-II menggunakan material *teflon*. Hasil yang didapat dari penelitian ini menunjukkan bahwa modul termoelektrik dapat menjadi media pendingin yang baik untuk bedah beku serta dapat dikembangkan prototipe alat bedah beku yang cocok untuk pengobatan medis.

Kata kunci : pendingin termoelektrik, bedah beku, *cryoprobe*, *heat pipe*

## ABSTRACT

Name : David Johansen M.N  
Study Program : Mechanical Engineering  
Title : Design and Manufacture Cryosurgery by using Multistage  
Thermoelectric

Cryosurgery is highly effective treatment for destroying cancer cell or tissue by consecutive rapid freeze at low temperature. The focus of this project was to investigate the feasibility of using Peltier thermoelectric cooler (TEC) to cool down a cryoprobe to a temperature of approximately  $-50^{\circ}\text{C}$  for cryosurgery. The cold side temperature ( $T_c$ ) and temperature difference between TEC cold and hot sides ( $\Delta T = T_h - T_c$ ) were used as the parameters of these experiments. To achieve a bigger temperature difference among the two sides of thermoelectric, so a heat pipe water block is used. This research is using 2 early stages design for cryosurgery, 1<sup>st</sup> design uses polyurethane and polyethylene material for characterize of thermoelectric module, and 2<sup>nd</sup> design uses Teflon material. The conclusion is TEC module can be great cooling source for cryosurgery and this could be accomplished a prototype cryosurgical instrument, suitable for clinical trials.

Keywords :  
thermoelectric cooler, cryosurgery, cryoprobe, heat pipe



## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS .....	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
KATA PENGANTAR/UCAPAN TERIMA KASIH .....	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI.....	v
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS.....	v
ABSTRAK.....	vi
DAFTAR GAMBAR .....	x
DAFTAR TABEL.....	xii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xiii
DAFTAR ISTILAH DAN SIMBOL.....	xiv
BAB 1 PENDAHULUAN .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Perumusan Masalah .....	3
1.3 Tujuan Penelitian.....	3
1.4 Pembatasan Masalah .....	3
1.5 Metodologi Penelitian .....	4
1.6 Sistematika Penulisan .....	5
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA.....	6
2.1 <i>Kanker</i> .....	6
2.1.1 Kanker Serviks.....	8
2.2 <i>Cryosurgery</i> .....	13
2.3 <i>Pendingin Termoelektrik</i> .....	17
2.3.1 Sejarah Penemuan Termoelektrik.....	17
2.3.2 Prinsip Kerja Pendingin Termoelektik .....	18
2.3.3 Parameter Penggunaan Elemen Termoelektrik .....	20
2.3.4 Susunan Sistem Pendingin Termoelektrik.....	21
2.3.5 Sistem Termoelektrik Bertingkat .....	24
2.3.6 Aplikasi Termoelektrik Secara Garis Besar .....	27
2.3.7 Pengembangan Sistem Pendingin Termoelektrik.....	31
2.4 <i>Perpindahan Kalor Pada Alat Cryosurgery</i> .....	38
2.4.1 Perpindahan Kalor Konduksi .....	39
2.4.2 Perpindahan Kalor Konveksi .....	40
2.4.3 Tahanan Kontak Termal .....	40
BAB 3 DESAIN DAN MANUFAKTUR.....	42
3.1 KONSEP DESAIN .....	42
3.2 DESAIN ALAT .....	43
3.3 Pemilihan Material .....	51
3.4 Pembuatan Alat.....	53
3.5 Prosedur Perakitan Alat .....	60
3.6 SPESIFIKASI TEKNIS .....	63
BAB 4 ANALISA .....	65
4.1 Analisa Desain.....	65
4.2 Analisa <i>Heat Pipe</i> dari <i>Water Block</i> Pada Sisi Panas Peltier .....	65

4.3 Analisa Pada Alat Pengujian .....	70
4.3.1 Analisa Kalor Yang Hilang.....	70
4.3.2 Perhitungan Coefficient Of Performance (COP) .....	72
4.4 Analisa Desain Pada Cryosurgery .....	77
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN .....	81
5.1 Kesimpulan.....	81
5.2 Saran.....	81
DAFTAR PUSTAKA .....	82
LAMPIRAN.....	84



## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2.1</b> Proses terjadinya kanker [3].....	7
<b>Gambar 2.2</b> Jenis-jenis stadium kanker serviks .....	8
<b>Gambar 2.3</b> Pengobatan kanker serviks menggunakan <i>cryosurgery</i> nitrogen cair [5].....	11
<b>Gambar 2.4</b> Alat penyemprot nitrogen cair. (Kiri) <i>Cryogun</i> . (Kanan) Mini <i>Cryogun</i> [6].....	14
<b>Gambar 2.5</b> Alat <i>cryosurgery</i> . (Kiri) <i>Cotton-tip applicator</i> . (Tengah) <i>Liquid nitrogen spray</i> . (Kanan) <i>Cryoprobe</i> .....	15
<b>Gambar 2.6</b> Pengobatan <i>cryosurgery</i> untuk kanker liver [7].....	16
<b>Gambar 2.7</b> Pengobatan <i>cryosurgery</i> untuk tumor di retina mata .....	16
<b>Gambar 2.8</b> Pendingin termoelektrik .....	19
<b>Gambar 2.9</b> Skema aliran listrik termoelektrik .....	20
<b>Gambar 2.10</b> Profil temperatur modul TEC [9].....	21
<b>Gambar 2.11</b> Susunan dasar sistem pendingan termoelektrik .....	22
<b>Gambar 2.12</b> Beberapa susunan sistem termoelektrik [10] .....	23
<b>Gambar 2.13</b> Modul sistem bertingkat. a). Peltier paralel. b). Peltier <i>cascade</i> .....	24
<b>Gambar 2.16</b> Jenis-jenis modul termoelektrik bertingkat [9] .....	24
<b>Gambar 2.17</b> $\Delta T$ vs. COP Max sebagai fungsi dari banyaknya tingkat [9] .....	27
<b>Gambar 2.14</b> Skematik termoelektrik pendingin komponen elektronik .....	28
<b>Gambar 2.15</b> Skematik termoelektrik <i>air conditioner</i> .....	29
<b>Gambar 2.16</b> Desain alat <i>vaccine carrier</i> .....	30
<b>Gambar 2.17</b> Desain Blood Carrier.....	31
<b>Gambar 2.18</b> Diagram termal TSF.....	32
<b>Gambar 2.19</b> Skema <i>Heat Pipe</i> .....	34
<b>Gambar 2.20</b> Struktur <i>heat pipe</i> .....	38
<b>Gambar 2. 21</b> Penurunan temperatur karena adanya hambatan kontak.....	41
<b>Gambar 3.1</b> <i>cryosurgery</i> tipe I. a). <i>cryosurgery</i> tampak depan. b). <i>cryosurgery</i> tampak trigonometric.....	44
<b>Gambar 3.2</b> Desain alat pengujian <i>cryosurgery</i> .....	45
<b>Gambar 3.3</b> Desain alat pengujian <i>cryosurgery</i> tampak atas .....	45
Gambar 3.4 Desain alat pengujian <i>cryosurgery</i> tampak bawah .....	46
Gambar 3.5 Desain alat pengujian <i>cryosurgery</i> tampak potongan.....	46
Gambar 3.6 Desain alat pengujian <i>cryosurgery</i> tampak samping .....	47
Gambar 3.7 Desain alat pengujian <i>cryosurgery</i> tampak depan .....	47
<b>Gambar 3.8</b> <i>cryosurgery</i> tipe II yang digambarkan secara transparan. a). Tampak depan <i>cryosurgery</i> b).pemisahan komponen – komponen sehingga tampak peltier, <i>water block</i> , <i>probe</i> , tutup dari <i>probe</i> , dan <i>thermostatic bath</i> . .....	48
<b>Gambar 3.9</b> Desain <i>cryosurgery</i> .....	48
<b>Gambar 3.10</b> Desain <i>cryosurgery</i> tampak atas .....	49
<b>Gambar 3.11</b> Desain <i>cryosurgery</i> tampak bawah .....	49
<b>Gambar 3.12</b> Desain <i>cryosurgery</i> tampak samping .....	49
<b>Gambar 3.13</b> Desain <i>cryosurgery</i> tampak belakang .....	50
<b>Gambar 3.14</b> Desain <i>cryosurgery</i> tampak depan .....	50
<b>Gambar 3.15</b> Desain <i>cryosurgery</i> tampak potongan.....	50

<b>Gambar 3.16</b> <i>cryosurgery</i> tipe I. a). gambar <i>polyurethane</i> solid works. b). <i>Polyurethane</i> dan <i>polyethilen</i> setelah dirakit.....	53
<b>Gambar 3.17</b> <i>cryosurgery</i> tipe I. a). gambar peltier solid works. b). Peltier 6 tingkat dari melcor. c). Peltier 5 tingkat dari melcor.....	54
<b>Gambar 3.18</b> Dimensi termoelektrik piramida bertingkat enam.....	55
<b>Gambar 3.19</b> Dimensi termoelektrik piramida bertingkat lima .....	55
<b>Gambar 3.20</b> <i>cryosurgery</i> tipe I. a). gambar <i>water block</i> solid works. b). <i>Water block</i> setelah dirakit .....	56
<b>Gambar 3.21</b> Alat penukar kalor tipe <i>water block</i> dengan <i>heat pipe</i> dan fin.....	57
<b>Gambar 3.22</b> Alat penukar kalor tipe <i>water block</i> dengan <i>heat pipe</i> .....	57
<b>Gambar 3.23</b> Alat penukar kalor tipe <i>water block</i> dengan <i>heat pipe</i> .....	57
<b>Gambar 3.24</b> <i>cryosurgery</i> tipe I. a). gambar <i>thermostatic bath</i> solid works. b). <i>Thermostatic bath</i> setelah dirakit .....	58
<b>Gambar 3.25</b> Hasil pemasangan peltier dan <i>water block</i> pada alat pengujian .....	60
<b>Gambar 3.26</b> Alat uji <i>cryosurgery</i> setelah pemasangan seluruh komponen.....	60
<b>Gambar 3.27</b> Pemasangan elemen peltier pada <i>polyurethane</i> . .....	61
<b>Gambar 3.28</b> Proses pengolesan pasta thermal pada peltier .....	62
<b>Gambar 3.29</b> Proses pemasangan <i>water block</i> .....	62
<b>Gambar 3.30</b> Pemasangan selang penghubung pada <i>thermostatic bath</i> . .....	63
<b>Gambar 4.1</b> Bagian dalam dari <i>heat pipe</i> .....	66
<b>Gambar 4.2</b> Hasil mikroskopik <i>wick</i> pada <i>heat pipe</i> dengan perbesaran 30 kali..	66
<b>Gambar 4.3</b> Grafik Temperatur sisi dingin vs waktu untuk kondisi beberapa tipe alat penukar kalor (tegangan 12V) .....	68
<b>Gambar 4.4</b> Grafik Temperatur sisi dingin vs waktu untuk kondisi beberapa tipe alat penukar kalor (tegangan 10 V) .....	68
<b>Gambar 4.5</b> Skematik isolasi <i>cryosurgery</i> satu dimensi. ....	71
<b>Gambar 4.6</b> Cocor Bebek ketika terbuka .....	78
<b>Gambar 4.7</b> Cocor Bebek ketika tertutup.....	78
<b>Gambar 4.8</b> Cocor bebek ketika akan dimasukkan alat <i>cryosurgery</i> .....	79

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 2.1</b> Faktor geometri untuk berbagai tipe termoelektrik	26
<b>Tabel 2.2</b> Parameter material untuk berbagai tipe termoelektrik	27
<b>Tabel 2.3</b> Jenis-jenis fluida kerja pada <i>heat pipe</i>	37
<b>Tabel 3.1</b> Spesifikasi termoelektrik piramida bertingkat enam	55
<b>Tabel 3.2</b> Spesifikasi termoelektrik piramida bertingkat lima	56
<b>Tabel 3.3</b> Spesifikasi <i>water block</i>	58
<b>Tabel 3.4</b> Spesifikasi <i>thermostatic bath</i>	59
<b>Tabel 4.1</b> Hasil pengujian kadar zat di dalam <i>wick</i> pada <i>heat pipe</i>	67
<b>Tabel 4.2</b> Konduktivitas termal, luas total dan jarak termal material isolasi.	71
<b>Tabel 4.3</b> Massa dan kalor spesifik beban yang didinginkan	73



## DAFTAR LAMPIRAN

- Lampiran 1 Gambar Teknik Cryosurgery  
Lampiran 2 Gambar Teknik Alat Pengujian Cryosurgery



## DAFTAR ISTILAH DAN SIMBOL

Simbol	Satuan	Arti	
$A$		Luas	$m^2$
$c_p$		Kalor spesifik pada tekanan konstan	J/kg.K
$h$		Koefisien perpindahan kalor konveksi	
	$W/m^2K$		
$I$		Arus Listrik	Amper
$k$		Konduktivitas termal	W/m.K
$l/L$		Panjang	m
$\dot{m}$		Laju aliran massa	kg/s
$P$		Daya	W
$q$		Laju perpindahan kalor	W
$Q$		Laju aliran	$m^3/s$
$R$		Hambatan listrik	Ohm
$R_t$		Hambatan termal total	$^{\circ}C/W$
$t$		Tebal	m
$T$		Temperatur	$^{\circ}C$
$U$		Koefisien perpindahan kalor keseluruhan	
	$W/m^2K$		
$V$		Tegangan	Volt
$x$		Jarak	m
<b>Huruf Yunani</b>			
$\alpha$		Koefisien Seebeck	V/K
$\rho$		Densitas	$kg/m^3$
$\eta$		<i>Efficiency</i>	-
<b>Subskrip</b>			
$P1$ Hot		Peltier no 1 sisi panas	
$P2$ Hot		Peltier no 2 sisi panas	
$P1$ Cold		Peltier no 1 sisi dingin	
$P2$ Cold		Peltier no 2 sisi dingin	

# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Penyakit kanker kini sudah menjadi masalah pokok di beberapa negara di dunia. Di beberapa negara, bahkan kanker telah menjadi penyebab kematian nomor satu. Oleh karena itu penanggulangan kanker harus menjadi prioritas. Salah satu masalah kanker yang sering dihadapi oleh kaum wanita adalah kanker serviks.

Kanker serviks merupakan salah satu jenis kanker yang paling sering terjadi pada perempuan di Tanah Air. Setiap perempuan tanpa memandang usia dan latar belakang berisiko terkena kanker serviks yang disebabkan infeksi atau reinfeksi virus Human Papilloma Virus (HPV) tipe 16 dan 18 yang secara bersama mewakili 71 persen penyebab utama kanker itu.[1]

Kanker serviks (leher rahim) adalah pertumbuhan sel atau jaringan tak terkendali yang menyebabkan benjolan atau tumor pada leher rahim atau pintu masuk ke dalam kandungannya berkembang secara abnormal yang disebut tahap pra-kanker, dan apabila tidak diobati akan berubah menjadi kanker. Mayoritas kasus kanker serviks disebabkan infeksi *human papillomavirus* (HPV).

Penanggulangan yang biasa dilakukan oleh pihak kedokteran dalam mengatasi penyakit ini adalah dengan cara kemoterapi. Selain itu juga ada cara penanganan lain yang bisa dilakukan untuk mengangani permasalahan ini, yaitu dengan cara menggunakan teknologi *cryosurgery* (sering juga disebut *cryotherapy*). *Cryosurgery* sendiri sering digunakan untuk mengobati beberapa jenis kanker, dan beberapa kondisi pra-kanker atau non-kanker. Selain daripada itu dapat pula digunakan untuk pengobatan prostat dan tumor hati. *Cryosurgery* dapat digunakan secara efektif untuk mengobati :

- retinoblastoma ( bagian dari kanker yang memiliki efek terhadap retina mata). Dokter menemukan bahwa dengan *cryosurgery* sangat efektif apabila digunakan ketika tumor masih kecil dan hanya pada bagian – bagian tertentu dari retina. [2]



- fase awal dari kanker kulit
- pra-kanker tumbuhnya daging di kulit yang sering disebut *actinic keratosis* (kutil)
- pra-kanker dari servik yang sering dikenal dengan *cervical intraepithelial neoplasia* (perubahan sel yang abnormal di servik yang dapat berkembang menjadi kanker serviks).

Teknologi *cryosurgery* yang ada sekarang ini memanfaatkan sifat dari nitrogen cair untuk menurunkan temperatur hingga  $-50^{\circ}\text{C}$ . Hal ini bisa mengakibatkan sel – sel jaringan tubuh mati atau *frost bite*. Sehingga ketika sel – sel jaringan sudah mengalami *frost bite* maka kanker serviks dapat dengan mudah diangkat.

Selain keunggulan dari nitrogen cair dapat menghasilkan temperatur hingga  $-50^{\circ}\text{C}$  dengan cepat, nitrogen cair juga memiliki beberapa kelemahan dalam penggunaannya. Beberapa kelemahan dari nitrogen cair adalah:

- Pada kondisi temperatur ruangan nitrogen cair cepat menguap
- Pada saat penggunaannya, temperatur dari nitrogen cair ini tidak dapat diatur sehingga sangat berbahaya ketika akan digunakan ke tubuh manusia pada kondisi tertentu
- Dalam segi penyimpanan, nitrogen cair sangat sulit dalam penyimpanannya karena membutuhkan ruangan penyimpanan yang besar dan apabila tidak tepat akan mengakibatkan nitrogen cair cepat menguap

Berpijak dari kekurangan nitrogen cair tersebut, maka tujuan penelitian ini adalah melakukan perancangan dan pengujian *cryosurgery* berpendingin termolektrik bertingkat. Pengembangan alat ini haruslah memiliki kelebihan yang tidak bisa didapat dari nitrogen cair yaitu mudah dalam segi transportasi (*mobile*), hemat energi, dan memenuhi standar yang ditetapkan oleh pihak kedokteran sehingga dapat digunakan sebagaimana yang kita inginkan.

Penerapan efek peltier dalam berbagai aplikasi sistem pendingin merupakan suatu penemuan teknologi pendingin yang fenomenal yang ramah lingkungan karena tidak merusak ozon dan pemanasan global, dan elemen peltier juga mampu beroperasi dengan perbedaan sisi dingin dan panas dengan pencapaian temperatur sampai  $-90^{\circ}\text{C}$  pada sisi dinginnya. Selain itu bentuknya

yang kecil dan tidak memerlukan instalasi yang cukup rumit menjadikan elemen peltier sebagai salah satu pilihan yang tepat untuk digunakan dalam menjaga temperatur dari alat kriogenik ini hingga temperatur pada ujung *probe* mencapai temperatur optimal hingga  $-50^{\circ}\text{C}$ .

## 1.2 Perumusan Masalah

Dalam proses pembuatan sebuah alat *cryosurgery* yang memiliki fitur pendinginan, diperlukan suatu unit pendinginan yang mampu bekerja dalam segala kondisi dan tidak merusak lingkungan. Oleh karena itu dipilih pemakaian termoelektrik bertingkat yang memiliki kelebihan, antara lain ukurannya yang kompak dan dapat dipakai dengan menggunakan arus DC.

Pada penelitian ini akan dilakukan pembuatan prototipe awal dari *cryosurgery* dengan menggunakan pendinginan termoelektrik bertingkat yang akan memakai daya yang dihasilkan oleh *power supply*.

## 1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian yang dilakukan adalah merancang dan produksi alat *cryosurgery* yang mudah dibawa, memiliki nilai estetika, bobot yang ringan, hemat energi memiliki nilai jual, serta menguji kinerja pendinginan elemen peltier dengan menggunakan alat penukar kalor berpendingin air sebagai pendingin sisi panas elemen peltier, sehingga alat *cryosurgery* yang dirancang diharapkan dapat memudahkan peneliti mendapatkan temperatur yang diinginkan untuk bisa dipakai dalam mengobati penyakit kanker khususnya kanker serviks.

## 1.4 Pembatasan Masalah

Pembatasan masalah pada penelitian ini meliputi :

1. Merancang dan membangun alat *cryosurgery* dengan menggunakan sistem termoelektrik bertingkat, sebagai pompa kalor dan alat penukar kalor berpendingin air sebagai pendingin sisi panas peltier.
2. Penggunaan arus DC sebagai input daya pada sistem pendingin.
3. Dilakukan pengujian terhadap kinerja pendinginan elemen peltier untuk mengetahui karakter dari alat *cryosurgery*.

## 1.5 Metodologi Penelitian

Metodologi penelitian yang dilakukan adalah sebagai berikut :

### 1. Studi Literatur

Studi literatur merupakan proses pembelajaran bahan-bahan yang berkaitan dengan materi bahasan yang berasal dari buku-buku, jurnal dan situs-situs internet.

### 2. Pengujian Termolektrik Bertingkat

Pengujian ini dimaksudkan untuk mengetahui karakteristik dan unjuk kerja dari termoelektrik dalam

### 3. Perancangan Alat *Cryosurgery*

Perancangan alat *cryosurgery* dilakukan dengan pertimbangan seperti sifat material, kemudahan dalam mencari komponen-komponen yang dibutuhkan dipasaran, kelayakan dalam proses produksi, serta pertimbangan dalam aspek *portable* dan *ergonomic* alat.

### 4. Pembuatan Prototipe

Pembuatan prototipe dibuat dengan tujuan untuk mengetahui kinerja *cryosurgery* yang telah dirancang.

### 5. Pengujian Alat *Cryosurgery*

Unjuk kerja alat dilakukan melalui proses kalibrasi termokopel, pengambilan data temperatur pada alat dan pengolahan data pengujian

### 6. Analisa dan Kesimpulan Hasil Pengujian

Setelah data diolah maka dilakukan proses analisa terhadap grafik yang diperoleh. Dari analisa tersebut akan diperoleh kesimpulan terhadap proses pengujian, mengetahui unjuk kerja dari alat *cryosurgery* yang telah dibuat dan memberikan saran terhadap pengembangan desain *cryosurgery* selanjutnya.

## **1.6 Sistematika Penulisan**

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

### **BAB 1 PENDAHULUAN**

Bagian ini berisi latar belakang yang melandasi penulisan skripsi, perumusan masalah, tujuan penelitian, pembatasan masalah, metodologi penelitian, dan sistematika penulisan.

### **BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA**

Bab ini menjelaskan teori-teori yang mendasari penelitian ini dan perkembangan teknologi termoelektrik yang kemungkinan bisa diterapkan untuk *cryosurgery*. Tinjauan pustaka ini diambil dari beberapa buku, jurnal dan situs-situs internet.

### **BAB 3 DESAIN DAN MANUFAKTUR**

Bab ini berisi penjelasan secara lengkap tentang desain awal dari *cryosurgery* hingga proses manufaktur.

### **BAB 4 HASIL DAN ANALISA**

Bab ini menganalisa desain yang sudah dirancang sehingga desain tersebut dapat berfungsi secara efektif

### **BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN**

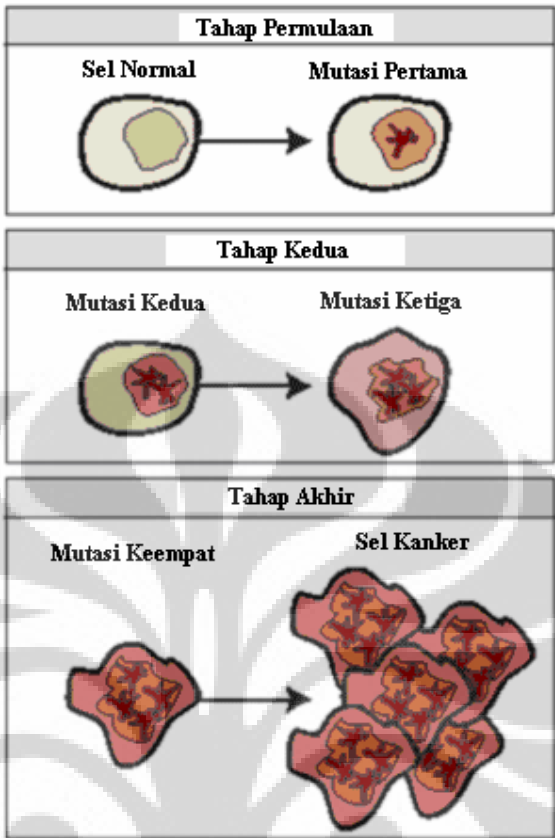
Pada bagian ini akan diambil beberapa kesimpulan dari seluruh analisa yang telah dilakukan dengan disertai saran terhadap pengembangan desain selanjutnya.

## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Kanker

Kanker adalah segolongan penyakit yang ditandai dengan pembelahan sel yang tidak terkendali dan kemampuan sel-sel tersebut untuk menyerang jaringan biologis lainnya, baik dengan pertumbuhan langsung di jaringan yang bersebelahan (*invasi*) atau dengan migrasi sel ke tempat yang jauh (*metastasis*). Pertumbuhan yang tidak terkendali tersebut disebabkan kerusakan DNA, menyebabkan mutasi di gen vital yang mengontrol pembelahan sel. Beberapa buah mutasi mungkin dibutuhkan untuk mengubah sel normal menjadi sel kanker. Mutasi-mutasi tersebut sering diakibatkan agen kimia maupun fisik yang disebut karsinogen. Mutasi dapat terjadi secara spontan (diperoleh) ataupun diwariskan (mutasi *germline*). Pada umumnya kanker tidak diturunkan, tetapi ada beberapa jenis secara genetik dapat diturunkan. Kanker dapat menyebabkan banyak gejala yang berbeda, bergantung pada lokasinya dan karakter dari keganasan dan apakah ada metastasis. Sebuah diagnosis yang menentukan biasanya membutuhkan pemeriksaan mikroskopik jaringan yang diperoleh dengan biopsi. Setelah didiagnosis, kanker biasanya dirawat dengan operasi, kemoterapi dan/atau radiasi. Bila tak terawat, kebanyakan kanker menyebabkan kematian. Dalam perkembangannya, kanker mengalami proses mutasi yang dapat dilihat pada gambar 2.1



Gambar 2.22 Proses terjadinya kanker [3]

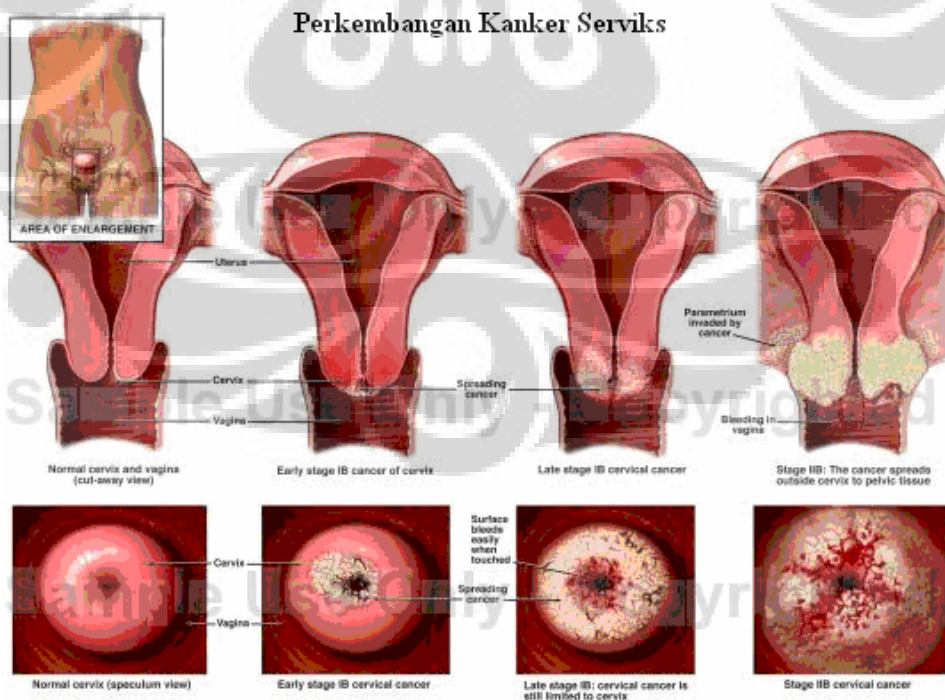
Kanker adalah salah satu penyebab utama kematian di negara berkembang. Kebanyakan kanker dapat dirawat dan banyak disembuhkan, terutama bila perawatan dimulai sejak awal. Sampai saat ini, kanker masih menjadi momok paling menakutkan. Apalagi penyakit ini juga bisa menyerang semua orang, dan semua golongan umur. Memang orang berusia di atas 40 tahun memiliki risiko yang lebih besar dibandingkan usai di bawahnya. Penyebab kanker sampai saat ini belum diketahui secara pasti. Namun, ada beberapa faktor yang diduga dapat meningkatkan risiko terjadinya kanker. Misalnya seperti bahan kimia, seperti tar pada rokok, bahan kimia industri, penyinaran yang berlebihan, dan beberapa virus tertentu (virus Papiloma pada manusia). Faktor pemicu lainnya antara lain pemberian hormon berlebihan dan rangsangan berupa benturan atau gesekan pada salah satu bagian tubuh secara berulang dalam waktu yang lama. Pola makan yang tidak sehat seperti konsumsi makanan berpengawet dan mengandung zat pewarna disinyalir bisa meningkatkan risiko terjadinya kanker. Sebagian besar kanker

dapat dicegah dengan kebiasaan hidup sehat dan menghindari factor-faktor pemicu kanker.

### 2.1.1 Kanker Serviks

Salah satu jenis kanker yang menjadi momok bagi kaum Hawa adalah kanker serviks atau kanker leher rahim. Kanker serviks termasuk kanker nomor 2 di dunia yang sering menyebabkan kematian pada wanita. Faktanya, di dunia sekitar 500 ribu wanita didiagnosa menderita kanker serviks dan rata-rata 270.000 kematian setiap tahunnya atau dengan kata lain setiap dua menit seorang wanita meninggal karena kanker serviks. [2]

Sementara di Asia, kanker serviks merupakan penyakit kanker pada wanita kedua terbanyak diderita dan lebih dari setengah wanita Asia yang menderita kanker serviks meninggal dunia. Ini sama dengan 226 ribu wanita yang didiagnosa menderita kanker serviks dan sebanyak 143 ribu penyebab kematian atau dengan kata lain setiap 4 menit, seorang wanita di Asia Pasifik meninggal karena kanker serviks. Di Indonesia sendiri, diperkirakan setiap tahun ada 15000 kasus baru kanker leher rahim terjadi dengan angka kematian 7500 kasus per tahun. [1]



Gambar 2.23 Jenis-jenis stadium kanker serviks

Dari gambar 2.2 dapat dilihat proses perkembangan kanker serviks, dimulai dari leher rahim yang normal, setelah itu menuju ke stadium IB tahap awal, kemudian menuju ke stadium IB tahap akhir, dan selanjutnya ke stadium IIB yang menyebabkan pendarahan di vagina.

Kanker serviks (*cervical cancer*) adalah kanker yang terjadi pada area leher rahim atau serviks. Melalui saluran serviks (*cervix*) atau mulut rahim, darah menstruasi mengalir setiap bulan dan keluar lewat vagina. Serviks merupakan bagian rahim yang berhubungan dengan vagina. Tingginya angka ini biasanya disebabkan oleh rendahnya pengetahuan dan kesadaran akan bahaya kanker serviks.

Kanker serviks cenderung muncul pada perempuan berusia 35-55 tahun, namun dapat pula muncul pada perempuan dengan usia yang lebih muda. Penyebab dari kanker ini adalah virus yang dikenal sebagai Human Papilloma Virus (HPV), yaitu sejenis virus yang menyerang manusia.[1]

Infeksi HPV paling sering terjadi pada kalangan dewasa muda (18-28 tahun). Perkembangan HPV ke arah kanker serviks pada infeksi pertama tergantung dari jenis HPV-nya. HPV tipe resiko rendah atau tinggi dapat menyebabkan kelainan yang disebut pra kanker. Tipe HPV yang beresiko rendah hampir tidak beresiko, tapi dapat menimbulkan *genital warts* (penyakit kutil kelamin).

Hal yang patut diketahui adalah HPV sebagai penyebab dari kanker serviks berpotensi menular melalui kontak seksual. Resiko ini meningkat drastis jika sering gonta-ganti pasangan seksual. Penularan HPV juga dapat terjadi melalui pakaian dalam, sarung tangan operasi, atau pada bayi yang lahir normal, dapat tertular dari vagina sang ibu. Walaupun sebagian besar infeksi HPV akan sembuh dengan sendirinya dalam 1-2 tahun karena adanya sistem kekebalan tubuh alami, namun infeksi yang menetap yang disebabkan oleh HPV tipe tinggi dapat mengarah pada kanker serviks. Dan dapat berkembang tanpa terkontrol dan dapat menjadi tumor.

Gejala kanker serviks pada kondisi pra-kanker ditandai dengan ditemukannya sel-sel abnormal di bagian bawah serviks yang dapat dideteksi

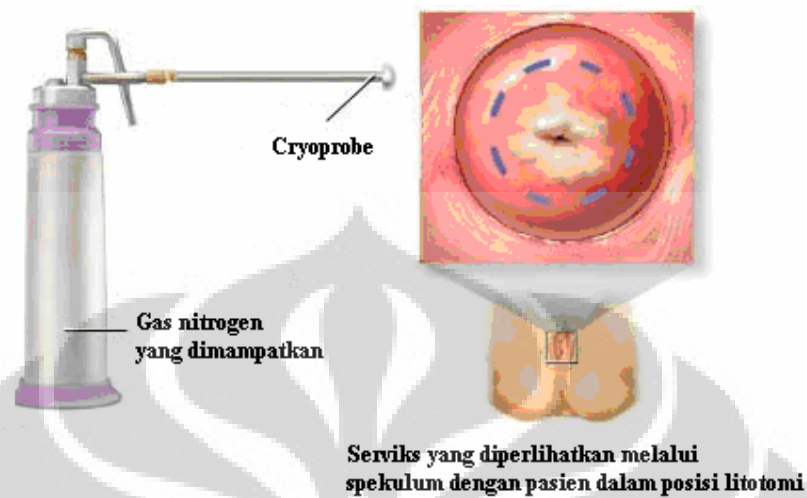


melalui *Pap Smear*, atau yang baru-baru ini disosialisasikan yaitu dengan Inspeksi Visual dengan Asam Asetat. Sering kali kanker serviks tidak menimbulkan gejala. Namun bila sudah berkembang menjadi kanker serviks, barulah muncul gejala-gejala seperti pendarahan serta keputihan pada vagina yang tidak normal, sakit saat buang air kecil dan rasa sakit saat berhubungan seksual. HPV dapat menginfeksi semua orang karena HPV dapat menyebar melalui hubungan seksual. Wanita yang berhubungan seksual dibawah usia 20 tahun serta sering berganti pasangan beresiko tinggi terkena infeksi. Namun hal ini tak menutup kemungkinan akan terjadi pada wanita yang telah setia pada satu pasangan saja.

Saat ini kanker serviks dapat dicegah dengan pemberian vaksin HPV. Langkah ini dapat membantu memberikan perlindungan terhadap beberapa tipe HPV yang dapat menyebabkan masalah dan komplikasi seperti kanker serviks dan *genital warts*. Bagi wanita yang telah menikah atau aktif secara seksual, *Pap Smear* merupakan sarana screening yang ideal untuk mencegah kanker serviks. Dengan *Pap Smear* kita dapat mengetahui kanker mulut rahim dalam kondisi sedini mungkin, sebelum timbul gejala, bahkan pada tahap lesi pra kanker dapat terdeteksi. Semakin dini kanker serviks diketahui, makin mudah terapi dilakukan, dan angka keberhasilannya sangat tinggi. Dengan demikian penyebaran kanker mulut rahim ke bagian tubuh yang lain serta kematian akibat kanker serviks dapat dicegah. Bagi orang yang terdiagnosa mengalami perubahan abnormal sel sejak dini atau dengan kata lain pengobatan kanker serviks yang terbatas pada lapisan luar dari serviks, maka dapat dilakukan beberapa penanganan untuk membuang area abnormal. Prosedur untuk membuang kanker noninvasif antara lain:

- **Biopsi Cone.** Selama operasi ini, dokter menggunakan *scalpel* untuk mengambil selebar jaringan serviks berbentuk *cone* dimana abnormalitas ditemukan.
- **Operasi Laser.** Operasi ini menggunakan gelombang sempit pada cahaya laser untuk membunuh sel kanker dan sel pre-kanker.
- **Loop Electrosurgical Excision Procedure (LEEP).** Teknik ini menggunakan lintasan kabel untuk memberikan arus listrik, yang memotong seperti pisau bedah, dan mengambil sel dari mulut serviks.

- **Cryosurgery.** Teknik yaitu dengan membekukan dan membunuh sel kanker dan pre-kanker.



**Gambar 2.24** Pengobatan kanker serviks menggunakan *cryosurgery* nitrogen cair [5]

- **Hysterectomy.** Operasi besar ini termasuk membuang jaringan dari area kanker dan prekanker, serviks, dan uterus. *Hysterectomy* biasanya dilakukan pada kasus yang dipilih dari kasus kanker servikal noninvasif.

Kanker servikal yang menginvasi lebih dalam dari lapisan luar sel pada serviks disebut sebagai kanker *invasive* dan membutuhkan lebih banyak penanganan. Penanganan untuk kanker serviks bergantung pada beberapa faktor, termasuk stadium kanker, permasalahan medis lain yang mungkin dimiliki, dan pilihan pasien sendiri. Opsi penatalaksanaan terdiri dari:

- **Operasi.**

Operasi untuk mengambil uterus biasanya dilakukan untuk mengatasi stadium dini dari kanker serviks. *Hysterectomy* sederhana yaitu dengan membuang jaringan kanker, serviks, dan uterus. *Hysterectomy* biasanya pilihan hanya jika kanker dalam stadium yang dini – Invasi kurang dari 3 milimeter (mm) ke dalam serviks. *Hysterectomy* radikal – Membuang serviks, uterus, bagian vagina, dan nodus limfa pada area tersebut – merupakan operasi standar dimana

terdapat invasi lebih besar dari 3 mm kedalam serviks dan tidak ada bukti adanya tumor pada dinding pelvis.

*Hysterectomy* dapat mengobati kanker serviks stadium dini dan mencegah kanker kembali lagi, namun membuang uterus membuat pasien tidak mungkin hamil lagi. Efek samping sementara dari *hysterectomy* termasuk nyeri pelvis, dan kesulitan dalam pencernaan, dan urinasi.

- **Radiasi.**

Terapi radiasi menggunakan energi tinggi untuk membentuk sel kanker. Terapi radiasi dapat diberikan secara eksternal atau internaly (brachytherapy) dengan menempatkan alat diisi dengan material radioaktif yang akan ditempatkan di serviks. Terapi radiasi sama efektifnya dengan operasi pada kanker serviks stadium dini. Bagi wanita dengan kanker serviks yang lebih berat, radiasi merupakan penatalaksanaan terbaik.

Kedua metode terapi radiasi ini dapat dikombinasi. Terapi radiasi dapat digunakan sendiri, dengan kemoterapi, sebelum operasi untuk mengecilkan tumor atau setelah operasi untuk membunuh sel kanker lainnya yang masih hidup. Efek samping dari radiasi terhadap area pelvis termasuk nyeri lambung, mual, diare, iritasi kandung kemih, dan penyempitan vagina, dimana akan menyebabkan hubungan seks lebih sulit dilakukan. Wanita premenopausal dapat berhenti menstruasi sebagai akibat dari terapi radiasi.

- **Kemoterapi**

Kemoterapi dengan agen tunggal digunakan untuk menangani pasien dengan *metastasis extrapelvis* sebagaimana juga digunakan pada tumor rekuren yang sebelum telah ditangani dengan operasi atau radiasi dan bukan merupakan calon exenterasi. *Cisplatin* telah menjadi agen yang paling banyak diteliti dan telah memperlihatkan respon klinis yang paling konsisten.

Efek samping kemoterapi tergantung dari obat yang diberikan namun secara umum dapat menyebabkan diare, lelah, mual, dan rambut rontok. Beberapa obat kemoterapi dapat mengakibatkan infertilitas dan menopause dini pada wanita *premenopause*.

- **Kemoradiasi.**

Pemakaian kemoradiasi telah diketahui secara luas memberikan harapan hidup lebih tinggi dibandingkan pemberian radiasi saja pada penanganan kanker serviks. Kombinasi antara kemoterapi dan terapi radiasi berdasarkan teori dari pembunuhan sel sinergis – efek terapeutik dari dua modalitas terapi digunakan bersamaan lebih besar dibandingkan jika 2 modalitas tersebut digunakan tidak bersamaan. Bila dikombinasikan dengan radiasi, penggunaan mingguan cisplatin mengurangi resiko progresi selama 2 tahun sebesar 43% ( harapan hidup 2 tahun = 70%) untuk stadium II B sampai stadium IV A. Pada keadaan ini, cisplatin sepertinya bekerja sebagai radiosensitizer, dapat menurunkan kemungkinan dari rekurensi lokal dan lebih mengurangi jumlah kejadian metastasis jauh.

## **2.2 Cryosurgery**

Dunia kedokteran terus bekerja keras menjinakkan kanker. Para dokter saat ini sedang menguji suatu cara baru dengan menggunakan *cryosurgery* untuk memusnahkan beberapa jenis kanker. Awalan *cryo-* berarti dingin atau membeku sedangkan *surgery* artinya proses pembedahan. *Cryosurgery* yang nama lainnya adalah *cryoablasi* atau *cryotherapy* sebenarnya sudah lama ada, tetapi di Eropa teknologi ini tidak berkembang. Mereka hanya membuat alat, dan dikembangkan China sekitar tahun 1980. *Cryosurgery* pertama kali digunakan di Eropa tahun 1977 oleh Curpenter dan Sanderson pada tahun 1981 serta Roger pada tahun 1983. *Cryosurgery* adalah penggunaan suhu ekstrem (sangat) dingin untuk memusnahkan jaringan yang sakit. Ini bukanlah teknik baru, para dokter spesialis kulit telah menggunakan *cryosurgery* selama bertahun-tahun untuk memusnahkan tumor kulit. Sekarang *cryosurgery* dapat digunakan untuk memusnahkan tumor ganas di dalam tubuh. Ketika sel-sel menyebar melalui tubuh, beberapa diantara organ-organ dalam yang bisa dijangkitkan adalah hati (liver) dan rahim (serviks). Pembedahan secara konvensional untuk kanker hati dan serviks sangat rumit dan berbahaya (bahkan kadang-kadang tidak mungkin dilakukan). Hanya sedikit pasien kanker yang dapat bertahan lebih dari setahun setelah pembedahan. *Cryosurgery* memanfaatkan sebuah peranti kecil untuk membekukan tumor. Begitu peranti tersebut berhasil disisipkan ke dalam organ, peranti akan menghasilkan temperatur kira-kira -50 derajat celcius untuk membekukan tumor

serta membunuh sel-sel kankernya. Ahli bedah dapat mengamati proses yang memerlukan waktu kira-kira 15 menit ini pada suatu layar monitor ultrasonik. Dengan memadukan cara tradisional dan teknologi modern, cryosurgery menjadi metode alternatif untuk menjinakkan kanker. Cara tradisional yang dimaksud adalah menggunakan es. Pengobatan dengan es ini sudah ada sejak 3500 tahun yang lalu. Es digunakan untuk mengobati luka kaki, patah tulang, dan berbagai luka yang disebabkan oleh kecelakaan. Metode ini juga tidak membutuhkan biaya yang terlalu mahal.

Saat ini, pengobatan *cryosurgery* menggunakan cairan nitrogen. Pada tahun 1960-an, cairan nitrogen digunakan untuk mengobati kanker hati dan prostat.



**Gambar 2.25** Alat penyemprot nitrogen cair. (Kiri) Cryogun. (Kanan) Mini Cryogun [6]

Teknik kerja dari cryosurgery ini dengan menggunakan jarum *cryo* yang bernama *probe* (menyerupai jarum yang mempunyai lubang). Keduanya dimasukkan perkutaneous ke dalam tumor dan cairan argon dengan tekanan tinggi dilewatkan melalui jarum cryo untuk mencapai suhu -50 derajat Celsius. Pada suhu ini akan terbentuk bola es. Bola es tersebut berfungsi melingkupi seluruh area tumor dengan batas aman 1 cm di luar tumor. Sel kanker akan mati atau dirusak pada temperatur -40 derajat Celsius karena proses pembekuan dan pencairan tumor *in situ*. Sel tumor yang rusak akibat proses pembekuan akan

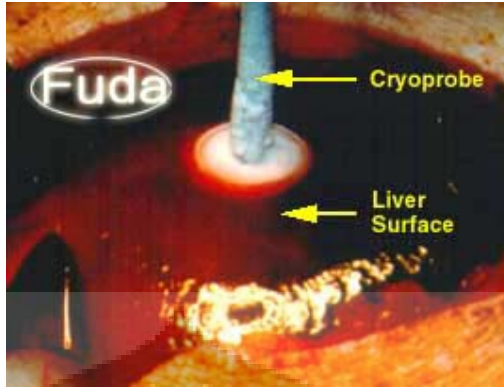
menjadi antigen untuk pembentukan zat anti tumor. Dengan demikian kekebalan terhadap tumor akan dibangkitkan pada tubuh penderita. Sel kanker yang rusak ini dapat terjadi dengan dua cara, yaitu cara cepat dan cara lambat. Cara cepat karena efek pendinginan dan cairan tadi terjadi denaturasi protein dan membran sel kanker yang akan menyebabkan pecah atau rusaknya sel kanker. Atau dengan cara lambat, akibat adanya pembuluh darah yang mengalami kerusakan, seperti agregasi trombosit.



**Gambar 2.26** Alat *cryosurgery*. (Kiri) *Cotton-tip applicator*. (Tengah) *Liquid nitrogen spray*. (Kanan) *Cryoprobe*

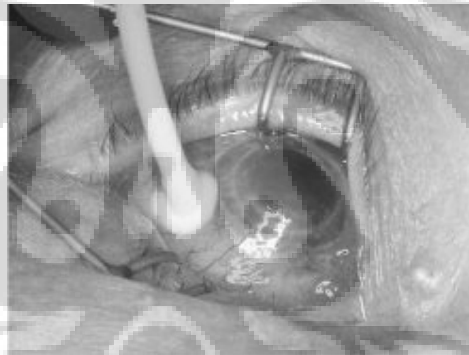
Selama kurang lebih 50 tahun, kebanyakan *cryosurgery* digunakan untuk mengobati luka di kulit. Metode *cotton-tipped dipstick* (gambar 2.5, kiri) selama ini digunakan untuk pengobatan tumor kulit yang tidak berbahaya. Sekarang, metode ini telah digantikan oleh metode penyemprotan nitrogen cair (gambar 2.5, tengah).

*Cryosurgery* ini bisa digunakan untuk semua jenis kanker, terutama kanker prostat, kanker paru dan kanker liver seperti yang terlihat pada gambar 2.6. Umur bertahan hidup pasien-pasien kanker yang menjalani *cryosurgery* ternyata jauh lebih lama daripada yang menjalani pembedahan konvensional.



**Gambar 2.27** Pengobatan *cryosurgery* untuk kanker liver [7]

Karena itu, sekarang para dokter berusaha menyempurnakan teknik ini dan mengembangkan penggunaannya untuk memusnahkan tumor-tumor di bagian tubuh lainnya, termasuk tumor otak dan tumor di retina mata seperti yang terlihat pada gambar 2.7.



**Gambar 2.28** Pengobatan *cryosurgery* untuk tumor di retina mata

Cara penyembuhan *cryosurgery* ini juga ampuh untuk penderita kanker stadium. Untuk melakukan operasi ini, pasien juga tak harus membayar dengan biaya mahal. Bila metode penyembuhan kanker lain memakan biaya hingga ratusan juta. *Cryosurgery* ini hanya butuh 15 sampai 20 juta rupiah. [8]

Untuk tingkat kesembuhan, tergantung dari kasusnya. Apabila kanker yang tidak begitu ganas, maka cukup sekali saja melakukan terapi ini, maka pasien bisa langsung sembuh. *Cryotherapy* juga bisa dikombinasikan dengan beberapa metode pengobatan kanker seperti kemoterapi. Setelah melakukan terapi

*cryosurgery* ini, beberapa perawatan yang dibutuhkan pun cukup sederhana. Pasien cukup diberi antibiotik untuk menghindari terjadinya infeksi serta diberi obat penghilang rasa sakit.

### **2.3 Pendingin Termoelektrik**

Teknologi termoelektrik merupakan sumber alternatif utama dalam menjawab kebutuhan energi karena selama ini masih digunakan refrijeran sebagai fluida pendingin. Jika dibandingkan dengan refrijeran, teknologi termoelektrik relatif lebih ramah lingkungan, teknologi ini sangat efisien, tahan lama, dan juga mampu menghasilkan energi dalam skala besar maupun kecil.

Teknologi termoelektrik bekerja dengan mengonversi energi panas menjadi listrik secara langsung (generator termoelektrik), atau sebaliknya, dari listrik menghasilkan dingin (pendingin termoelektrik). Untuk menghasilkan listrik, material termoelektrik cukup diletakkan sedemikian rupa dalam rangkaian yang menghubungkan sumber panas dan dingin. Dari rangkaian itu akan dihasilkan sejumlah listrik sesuai dengan jenis bahan yang dipakai.

Kerja pendingin termoelektrik pun tidak jauh berbeda. Jika material termoelektrik dialiri listrik, panas yang ada di sekitarnya akan terserap. Dengan demikian, untuk mendinginkan udara, tidak diperlukan kompresor pendingin seperti halnya di mesin-mesin pendingin konvensional.

#### **2.3.1 Sejarah Penemuan Termoelektrik**

Fenomena termoelektrik pertama kali ditemukan tahun 1821 oleh ilmuwan Jerman, Thomas Johann Seebeck. Ia menghubungkan tembaga dan besi dalam sebuah rangkaian. Di antara kedua logam tersebut lalu diletakkan jarum kompas. Ketika sisi logam tersebut dipanaskan, jarum kompas ternyata bergerak. Belakangan diketahui, hal ini terjadi karena aliran listrik yang terjadi pada logam menimbulkan medan magnet. Medan magnet inilah yang menggerakkan jarum kompas. Fenomena tersebut kemudian dikenal dengan efek Seebeck.

Penemuan Seebeck ini memberikan inspirasi pada Jean Charles Peltier untuk melihat kebalikan dari fenomena tersebut. Dia mengalirkan listrik pada dua buah logam yang direkatkan dalam sebuah rangkaian. Ketika arus listrik dialirkan,



terjadi penyerapan panas pada sambungan kedua logam tersebut dan pelepasan panas pada sambungan yang lainnya. Pelepasan dan penyerapan panas ini saling berbalik begitu arah arus dibalik. Penemuan yang terjadi pada tahun 1934 ini kemudian dikenal dengan efek Peltier. Efek Seebeck dan Peltier inilah yang kemudian menjadi dasar pengembangan teknologi termoelektrik.

Setelah itu, perkembangan termoelektrik tidak diketahui dengan jelas sampai kemudian dilanjutkan oleh WW Coblenz pada tahun 1913 yang menggunakan tembaga dan constantan (campuran nikel dan tembaga). Dengan efisiensi konversi sebesar 0,008 persen, sistem yang dibuatnya itu berhasil membangkitkan listrik sebesar 0,6 mW.

AF Ioffe melanjutkan lagi dengan bahan-bahan semikonduktor dari golongan II-V, IV-VI, V-VI yang saat itu mulai berkembang. Hasilnya cukup mengejutkan, di mana efisiensinya meningkat menjadi 4 persen. Ioffe melakukan satu lompatan besar di mana ia berhasil menyempurnakan teori yang berhubungan dengan material termoelektrik. Teori itu dibukukan tahun 1956 yang kemudian menjadi rujukan para peneliti hingga saat ini.

Penelitian termoelektrik muncul kembali tahun 1990-an setelah sempat menghilang hampir lima dasawarsa karena efisiensi konversi yang tidak bertambah. Setidaknya ada tiga alasan yang mendukung kemunculan tersebut.

Pertama, ada harapan besar ditemukannya material termoelektrik dengan efisiensi yang tinggi, yaitu sejak ditemukannya material superkonduktor High-Tc pada awal tahun 1986 dari bahan yang selama ini tidak diduga (ceramic material).

Kedua, sejak awal 1980-an, teknologi material berkembang pesat dengan kemampuan menyusun material tersebut dalam level nano. Teknologi analisis dengan XPS, UPS, STM juga memudahkan analisis struktur material.

Ketiga, pada awal tahun 1990, tuntutan dunia tentang teknologi yang ramah lingkungan sangat besar. Ini memberikan imbas kepada teknologi termoelektrik sebagai sumber energi alternatif.

### 2.3.2 Prinsip Kerja Pendingin Termoelektik

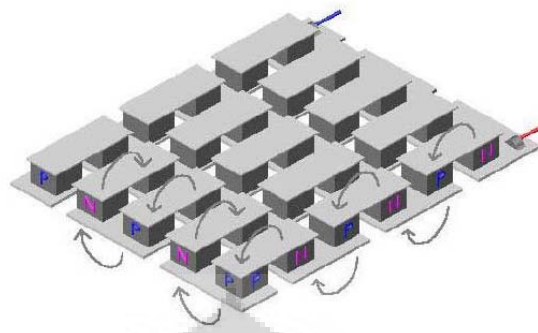
Prinsip kerja pendingin termoelektrik berdasarkan efek peltier, ketika arus DC dialirkan ke elemen peltier yang terdiri dari beberapa pasang sel

semikonduktor tipe p (semikonduktor yang mempunyai tingkat energi yang lebih rendah) dan tipe n (semikonduktor dengan tingkat energi yang lebih tinggi), akan mengakibatkan salah satu sisi elemen peltier menjadi dingin (kalor diserap) dan sisi lainnya menjadi panas (kalor dilepaskan), seperti pada gambar 2.8 .Sisi elemen peltier yang menjadi sisi panas maupun dingin tergantung dari arah aliran arus listrik.



**Gambar 2.29** Pendingin termoelektrik

Hal yang menyebabkan sisi dingin elemen peltier menjadi dingin adalah mengalir elektron dari tingkat energi yang lebih rendah pada semikonduktor tipe-p, ke tingkat energi yang lebih tinggi yaitu semikonduktor tipe-n. Supaya elektron tipe p yang mempunyai tingkat energi yang lebih rendah dapat mengalir maka elektron menyerap kalor yang mengakibatkan sisi tersebut menjadi dingin. Sedangkan pelepasan kalor ke lingkungan terjadi pada sambungan sisi panas, dimana elektron mengalir dari tingkat energi yang lebih tinggi (semikonduktor tipe-n) ke tingkat energi yang lebih rendah (semikonduktor tipe-p), untuk dapat mengalir ke semikonduktor tipe p, kelebihan energi pada tipe n dibuang ke lingkungan sisi tersebut menjadi panas.



**Gambar 2.30** Skema aliran listrik termoelektrik

Pada gambar 2.9, elektron mengalir dari semikonduktor pada tipe p yang kekurangan energi, menyerap kalor pada bagian yang didinginkan kemudian mengalir ke semikonduktor tipe n. Semikonduktor tipe n yang kelebihan energi membuang energi tersebut ke lingkungan dan mengalir ke semikonduktor tipe p dan seterusnya.

### 2.3.3 Parameter Penggunaan Elemen Termoelektrik

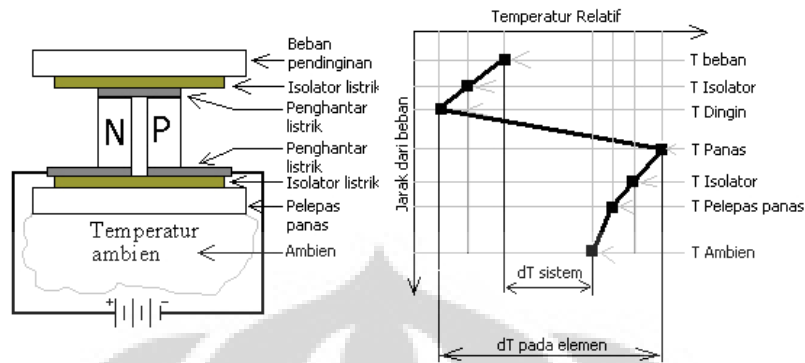
Didalam penggunaan elemen termoelektrik terdapat tiga parameter penting yang perlu diperhatikan yaitu:

- Temperatur Permukaan Sisi Panas Peltier/hot side ( $T_h$ )
- Temperatur Permukaan Sisi Dingin Peltier/Cold Side ( $T_c$ )
- Beban kalor yang dapat ditransfer keluar dan diserap oleh permukaan sisi dingin dari termoelektrik ( $Q_c$ ), dalam Watt

Terdapat dua faktor penting yang mempengaruhi nilai temperatur sisi panas modul, yaitu:

- Temperatur ambien lingkungan

- Efisiensi *Heat sink* yang digunakan pada sisi panas modul.

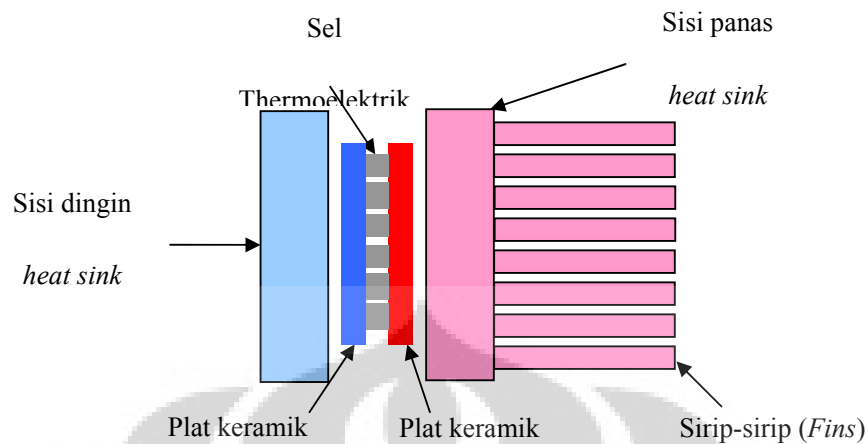


**Gambar 2.31** Profil temperatur modul TEC [9]

Pada gambar 2.10 tentang profil temperatur sistem termoelektrik. Ada 2  $\Delta T$  temperatur yaitu.  $\Delta T$  sistem dan elemen.  $\Delta T$  sistem adalah perbedaan temperatur antara beban pendinginan dan lingkungan, sedangkan  $\Delta T$  elemen adalah perbedaan temperatur antara sisi dingin elemen peltier dan sisi panas elemen peltier. Secara umum pencapaian  $\Delta T$  ( $T_{\text{panas}} - T_{\text{dingin}}$ ) dari modul termoelektrik selalu mendekati konstan. Jika  $T_{\text{panas}}$  semakin rendah maka  $T_{\text{dingin}}$  semakin dingin, bila  $T_{\text{panas}}$  semakin tinggi maka  $T_{\text{dingin}}$  tidak terlalu dingin

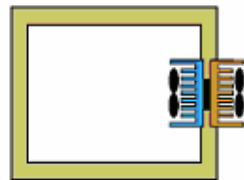
### 2.3.4 Susunan Sistem Pendingin Termoelektrik

Pendingin termoelektrik memerlukan *heat sink* yang berfungsi untuk menyerap kalor pada sisi dingin elemen peltier maupun membuang kalor pada sisi panas peltier. Susunan dasar pendingin termoelektrik setidaknya terdiri dari elemen peltier dan *heat sink* baik pada sisi dingin elemen peltier maupun sisi panas, seperti pada gambar 2.11.

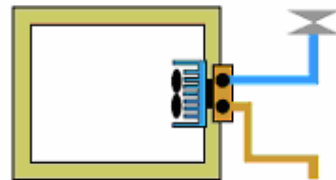


**Gambar 2.32** Susunan dasar sistem pendingin termoelektrik

Bagian yang didinginkan dapat langsung dihubungkan dengan sisi dingin elemen peltier maupun dihubungkan terlebih dahulu dengan alat penukar kalor sebelum dihubungkan dengan sisi dingin elemen peltier. Alat penukar kalor tersebut dapat berupa fluida atau dengan konveksi udara. Kalor yang dihasilkan pada sisi panas elemen peltier disalurkan ke lingkungan melalui udara baik secara konveksi paksa maupun alami atau dengan media pendingin air maupun cairan lainnya. Pada gambar 2.12, menggambarkan beberapa susunan pendingin termoelektrik dengan berbagai cara perpindahan kalor baik dari media udara, cairan dan padat.



UU= Udara ke Udara



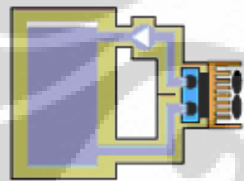
UC= Udara ke Cairan



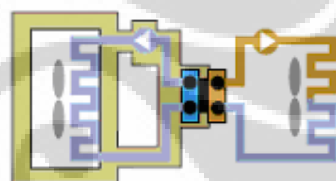
LU= Langsung ke Udara



LC= Langsung ke Cairan



CU= Cairan ke Udara



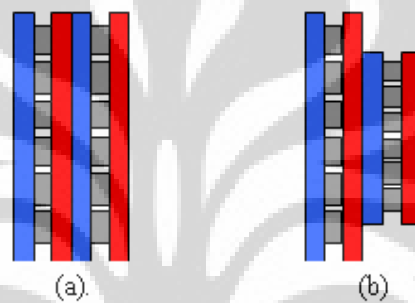
CC= Cairan ke Cairan

**Gambar 2.33** Beberapa susunan sistem termoelektrik [10]

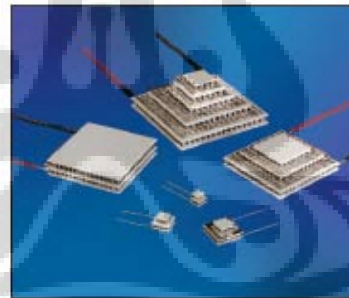
Kelebihan pendingin termoelektrik (*thermoelectric cooler*) antara lain ketahanan alat yang baik, tidak menimbulkan suara, tidak adanya bagian mekanikal yang bergerak sehingga tidak menimbulkan getaran, perawatan yang mudah, ukuran yang kecil, ringan, ramah terhadap lingkungan karena tidak menggunakan refrigeran yang dapat merusak ozon, termoelektrik dapat juga digunakan pada lingkungan yang sensitif, tidak adanya ketergantungan terhadap posisi peletakan, ketelitian kontrol temperatur  $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$  dapat dicapai dengan menggunakan termoelektrik, dan cocok digunakan pada aplikasi kotak pendingin dibawah 30 Watt. Sedangkan kelemahan termoelektrik adalah efisiensi yang rendah dan adanya kondensasi pada suhu tertentu. Sehingga sampai saat ini pendingin termoelektrik hanya efektif pada aplikasi untuk objek pendinginan dan daya yang kecil.

### 2.3.5 Sistem Termoelektrik Bertingkat

Sistem bertingkat pada modul termoelektrik digunakan hanya jika modul tunggal tidak bisa mencapai perbedaan temperatur yang diinginkan. Penambahan modul akan mengakibatkan biaya yang dibutuhkan semakin besar. Terlihat pada gambar II.15 pemasangan elemen peltier secara bertingkat dengan tipe paralel dan *cascade*. Sistem Termoelektrik bertingkat dapat menghasilkan perbedaan temperatur sampai dengan sebesar  $133^{\circ}\text{C}$  dimana perbedaan temperatur tersebut dicapai oleh termoelektrik 6 tingkat.



**Gambar 2.34** Modul sistem bertingkat. a). Peltier paralel. b). Peltier *cascade*.



**Gambar 2.16** Jenis-jenis modul termoelektrik bertingkat [9]

#### 2.3.5.1 Persamaan Performansi Termolektrik

Kemampuan memompa panas dari beban pada sistem bertingkat dapat ditingkatkan tergantung pada jumlah tingkat modul. Semakin banyak tingkat maka semakin besar selisih antara  $T_h$  dengan  $T_c$ . Karena selisih  $T_h$  dan  $T_c$  yang semakin besar, maka kalor yang dapat dipindahkan dari beban juga semakin besar.

COP (*coefficient of performance*) refrigerasi merupakan gambaran efisiensi siklus alat refrijerasi, dinyatakan oleh perbandingan energi kalor yang

dipindahkan ( $Q_c$ ) terhadap daya input elemen peltier(W). Dengan demikian COP pada sistim pendinginan termoelektrik dapat dihitung dengan persamaan:

$$COP = \frac{Q_c}{P_{in}} \dots\dots\dots (2.1)$$

Dimana:

$Q_c$  = Beban kalor yang dipindahkan, Watt

$P_{in}$  = Daya input elemen peltier, Watt

Untuk menghitung beban kalor yang dipindahkan atau panas yang dipompa pada sisi dingin termoelektrik dapat digunakan persamaan:

$$Q_c = 2N[\alpha IT_c - I^2 \rho / 2G - \kappa \Delta T G] \dots\dots\dots (2.2)$$

Untuk menghitung tegangan (volt) dapat digunakan rumus:

$$V = 2N[I\rho / G + \alpha \Delta T] \dots\dots\dots (2.3)$$

Untuk menghitung arus maksimum (amp) dapat digunakan persamaan:

$$I_{max} = (\kappa G / \alpha) [\sqrt{1 + 2ZT_h} - 1] \dots\dots\dots (2.4)$$

Untuk menghitung arus optimum (amp):

$$I_{opt} = \kappa \Delta T G (1 + \sqrt{1 + Z\Psi}) / (\alpha \Psi) \dots\dots\dots (2.5)$$



Untuk menghitung COP optimum pada pendingin termoelektrik (dihitung pada  $I_{opt}$ ), dapat digunakan persamaan:

$$COP_{opt} = (\Psi / \Delta T) \left( \frac{\sqrt{1 + Z\Psi} - 1}{\sqrt{1 + Z\Psi} + 1} \right) - 1/2 \dots\dots\dots (2.6)$$

Untuk menghitung COP dibutuhkan nilai faktor geometri seperti yang terlihat pada tabel 2.1.

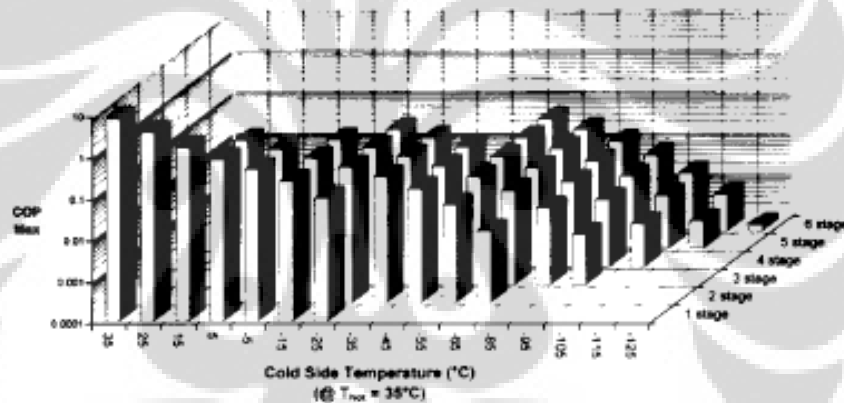
**Tabel 2.4** Faktor geometri untuk berbagai tipe termoelektrik

Geometry Factor (G)			
TEC	G		G
OT 0.8	-xx-	0.016	PT 2 -12- 30 0.046
OT 1.2	-xx-	0.024	PT 3 -12- 30 0.057
OT 1.5	-xx-	0.030	PT 4 -12- 30 0.079
OT 1.9	-xx-	0.038	PT 4 -7- 30 0.076
OT 2.0	-xx-	0.040	PT 4 -12- 40 0.076
ET 0.8	-xx-	0.016	PT 6 -xx- 0.121
ET 1.2	-xx-	0.024	PT 8 -xx- 0.171
ET 1.5	-xx-	0.030	HT 2 -12- 30 0.046
ET 1.9	-xx-	0.038	HT 3 -12- 30 0.057
ET 2.0	-xx-	0.040	HT 4 -12- 30 0.079
HOT 1.2	-xx-	0.024	HT 4 -7- 30 0.076
HOT 1.5	-xx-	0.030	HT 4 -12- 40 0.076
HOT 2.0	-xx-	0.040	HT 6 -xx- 0.121
CP 0.8	-xx- 06	0.042	HT 8 -12- 30 0.159
CP 0.8	-xx- 05	0.052	HT 8 -12- 40 0.171
CP 1.0	-xx- 08	0.050	UT 4 -12- 30 0.079
CP 1.0	-xx- 06	0.061	UT 4 -7- 30 0.076
CP 1.0	-xx- 05	0.079	UT 4 -12- 40 0.076
CP 1.4	-xx- 10	0.077	UT 6 -xx- 0.121
CP 1.4	-xx- 06	0.118	UT 8 -12- 25 0.158
CP 1.4	-xx- 045	0.171	UT 8 -12- 30 0.159
CP 2	-xx- 10	0.184	UT 8 -12- 40 0.171
CP 2	-xx- 06	0.282	UT 11 -xx- 0.220
CP 2.8	-xx- 06	0.473	UT 15 -xx- 0.291
CP 5	-xx- 10	0.778	
CP 5	-xx- 06	1.196	

Parameter-parameter penting yang dibutuhkan untuk perhitungan performansi termoelektrik dapat dilihat pada table 2.2.

**Tabel 2.5** Parameter material untuk berbagai tipe termoelektrik

Typical Material Parameters				
$T$ (K)	$\alpha$	$\rho$	$\kappa$	$Z$
225	$1.70 \times 10^{-4}$	$6.89 \times 10^{-4}$	$1.87 \times 10^{-2}$	$2.23 \times 10^{-3}$
250	$1.84 \times 10^{-4}$	$8.04 \times 10^{-4}$	$1.77 \times 10^{-2}$	$2.38 \times 10^{-3}$
273	$1.94 \times 10^{-4}$	$9.20 \times 10^{-4}$	$1.61 \times 10^{-2}$	$2.54 \times 10^{-3}$
300	$2.02 \times 10^{-4}$	$1.01 \times 10^{-3}$	$1.51 \times 10^{-2}$	$2.68 \times 10^{-3}$
325	$2.07 \times 10^{-4}$	$1.15 \times 10^{-3}$	$1.53 \times 10^{-2}$	$2.44 \times 10^{-3}$
350	$2.10 \times 10^{-4}$	$1.28 \times 10^{-3}$	$1.55 \times 10^{-2}$	$2.22 \times 10^{-3}$
375	$2.00 \times 10^{-4}$	$1.37 \times 10^{-3}$	$1.58 \times 10^{-2}$	$1.85 \times 10^{-3}$
400	$1.96 \times 10^{-4}$	$1.48 \times 10^{-3}$	$1.63 \times 10^{-2}$	$1.59 \times 10^{-3}$
425	$1.90 \times 10^{-4}$	$1.58 \times 10^{-3}$	$1.73 \times 10^{-2}$	$1.32 \times 10^{-3}$
450	$1.85 \times 10^{-4}$	$1.68 \times 10^{-3}$	$1.88 \times 10^{-2}$	$1.08 \times 10^{-3}$
475	$1.79 \times 10^{-4}$	$1.76 \times 10^{-3}$	$2.09 \times 10^{-2}$	$8.7 \times 10^{-4}$



**Gambar 2.17**  $\Delta T$  vs. COP Max sebagai fungsi dari banyaknya tingkat [9]

Pada gambar 2.17, dapat dilihat grafik hubungan antara COP pada peltier, temperature sisi dingin, dan jumlah tingkatan pada peltier.

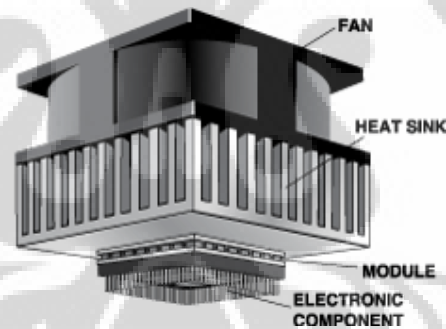
### 2.3.6 Aplikasi Termoelektrik Secara Garis Besar

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, instrumen, biologi, medikal, dan industri serta produk komersial lainnya. [11]

Aplikasi termoelektrik juga digunakan sebagai alat pendingin terdiri dari aplikasi untuk mendinginkan peralatan elektronik, *air conditioner*, *water cooler* maupun lemari pendingin. Penggunaan termoelektrik juga diaplikasikan pada tutup kepala sebagai pendingin kepala. Pada dunia otomotif juga telah dikembangkan termoelektrik *intercooler*. [11]

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. Jenis aplikasi lainnya, di antaranya

- Pendingin komponen elektronik



**Gambar 2.35** Skematik termoelektrik pendingin komponen elektronik

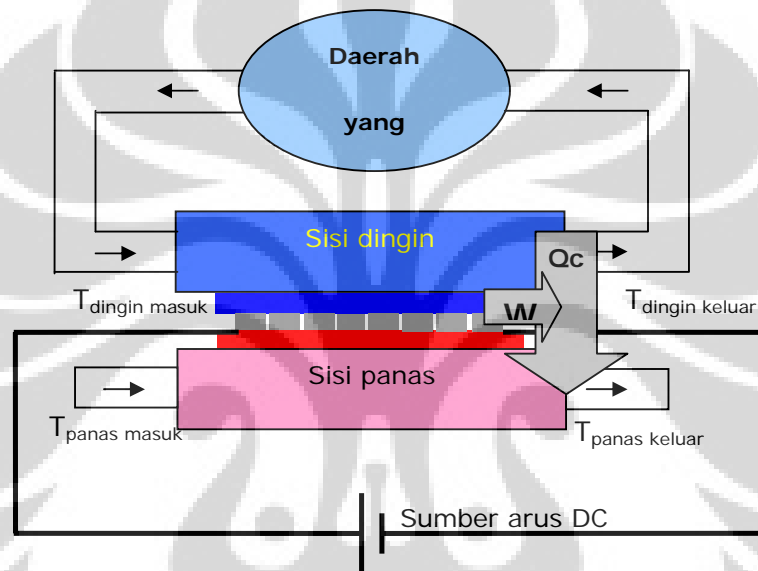
Pada gambar 2.14 dapat dilihat aplikasi peltier sebagai pendingin berbagai komponen elektronik di dalam industri jaringan, telekomunikasi, dan komputerisasi.

- *Air Conditioner*

Teknologi termoelektrik juga telah dapat diaplikasikan pada sistem pendinginan ruangan (*air conditioner*). Kelebihan termoelektrik *air conditioner* antara lain ramah lingkungan, serta diperkirakan penggunaan termoelektrik akan

semakin meluas dengan adanya kesepakatan global untuk bebas refrigeran pendingin yang dapat merusak ozon.

Pada gambar 2.15, menjelaskan skema kerja termoelektrik *air conditioner*, dimana udara pada daerah yang didinginkan, didinginkan dengan cara melewati sisi dingin *heat sink* dan bersirkulasi didalamnya, sedangkan kalor pada sisi panas dilepaskan dengan cara mengalirkan udara ke sisi panas *heat sink*.



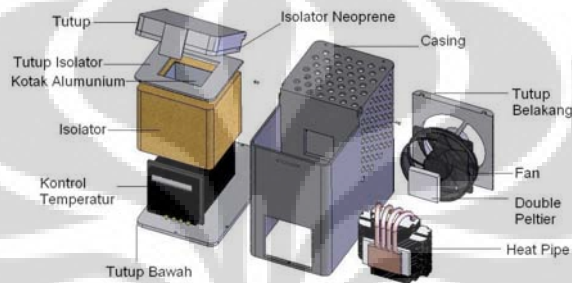
**Gambar 2.36** Skematik termoelektrik *air conditioner*

- **Kotak Vaksin**

*Vaccine Carrier Box* yang telah dikembangkan diharapkan mampu untuk menyimpan vaksin untuk kebutuhan imunisasi pada anak-anak, sehingga dengan imunisasi penyakit-penyakit infeksi seperti TBC, polio, tetanus, difteri, tetanus dan lainnya yang masih berjangkit di Indonesia dapat ditekan khususnya pada lapisan masyarakat yang tinggal di pedalaman yang sulit dijangkau dan tidak tersedianya energi listrik.

*Vaccine Carrier Box* harus mampu menjaga temperatur antara 2-8°C yang merupakan range temperatur yang cocok bagi vaksin supaya tidak rusak. Alat ini biasa dipakai baik untuk mengambil vaksin ke daerah tingkat II maupun untuk

membawa vaksin ke lapangan. Untuk menjaga suhu vaksin di dalam alat tetap pada  $2^{\circ}\text{C} - 8^{\circ}\text{C}$  diperlukan 4 buah cold pack volume 6 liter atau es batu, dengan kondisi ini vaccine carrier dapat mempertahankan suhu tersebut sekitar 36 jam. Vaccine carrier box menggunakan dua buah elemen peltier yang digunakan disusun seri secara kelistrikan dan paralel secara termal. [12].



**Gambar 2.37** Desain alat *vaccine carrier*

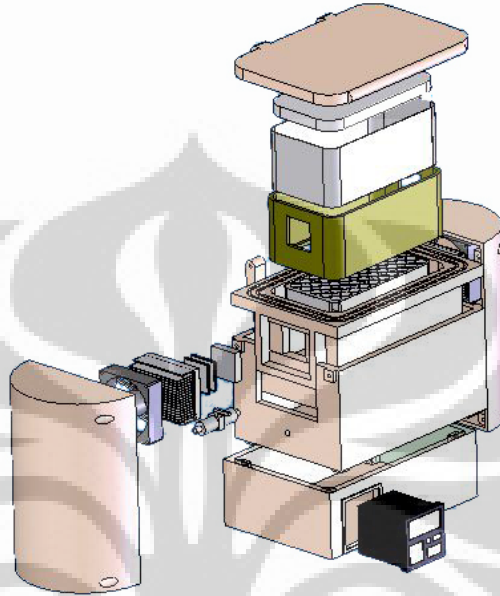
- **Kotak Pembawa Darah**

Kelemahan *blood carriers* konvensional dirasakan terutama dalam pengambilan sampel darah pada daerah pedalaman/pedesaan yang membutuhkan perjalanan yang panjang dan sulit dijangkau. [13]

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.



**Gambar 2.38** Desain Blood Carrier

### 2.3.7 Pengembangan Sistem Pendingin Termoelektrik

Temperatur sisi dingin yang dihasilkan oleh termoelektrik dapat sangat ekstrem, dapat di bawah titik beku air. Sebuah tingkat pendinginan yang tidak dapat dicapai oleh cooling device yang lain. Yang menjadi permasalahan adalah mendinginkan sisi panas dari peltier. Ada beberapa media yang dapat digunakan untuk mendinginkan sisi panas dari termoelektrik, diantaranya:

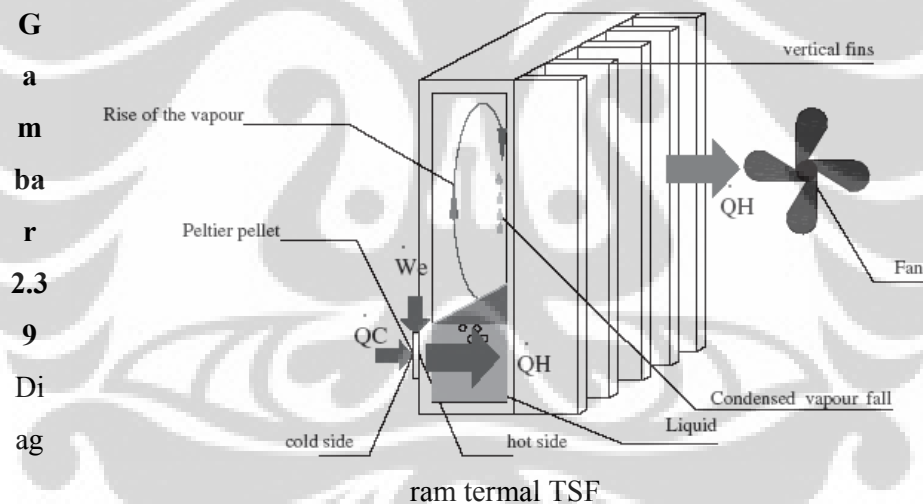
#### 2.3.7.1 Heat sink

Sistem pendingin termoelektrik yang baik tidak terlepas dari *heat sink* yang bagus. Desain dan pemilihan *heat sink* sangat krusial dan mempengaruhi secara keseluruhan unjuk kerja sistem termoelektrik. *Heat sink* seharusnya didisain dengan tujuan untuk meminimalkan tahanan termal.

*Heat sink* yang optimal akan meningkatkan coefficient of performance dari sistem pendingin termoelektrik. Hal ini dapat dilakukan dengan cara memaksimalkan luas permukaan atau dengan menggunakan *heatpipe* untuk

mempercepat perpindahan kalor. Alternatif lainnya *heat sink* yang digunakan mempunyai kapasitas penyimpanan kalor yang besar, sehingga dapat menjaga temperatur *heat sink* relatif rendah.

Optimalisasi *heat sink* pada bagian sisi panas juga dilakukan dengan alat *thermosyphon with phase change* (TSF). TSF terdiri dari ruang tertutup yang didalamnya terdapat fluida, elemen peltier pada sisi panas dihubungkan pada bagian bawah TSF yang mengakibatkan fluida tersebut mendidih dengan konveksi alami. Pada sisi lain TSF dihubungkan dengan *fin* yang berfungsi untuk mendinginkan kembali fluida yang menguap, sehingga fluida tersebut berkondensasi dalam siklus tertutup, seperti pada gambar II.7. Penggunaan TSF dengan elemen peltier 40x40 mm meningkatkan COP sebesar 26 %, pada temperatur lingkungan 293 K, dan meningkat 36,5% pada temperatur lingkungan 303 K, dibandingkan dengan penggunaan *heat sink* konvensional.



### 2.3.7.2 Sistem Berpendingin Air

Lebih dahulu dikenal dibandingkan dengan *heat pipe*. Memiliki banyak kesamaan pada digunakannya cairan. Namun dengan cara kerja yang jauh berbeda. Terdiri dari tiga bagian utama. *Water block* adalah yang menempel langsung ke komponen dan menerima panas. Antarbagian dihubungkan dengan pipa fleksibel. Air menuju ke radiator untuk didinginkan melalui heatsink, beberapa dilengkapi dengan fan. Air yang sudah dingin kembali ditampung di

reservoir, di mana di dalamnya juga terdapat *water pump*. Di sini air yang sudah dingin didorong *water pump* kembali menuju *water block*. Teknik pendinginan sebetulnya dapat dianalogikan dengan *air cooling*. Perbedaannya pada media pendingin *air cooling*, menggunakan udara sedang *water cooling* menggunakan air. Kemampuan udara menerima energi, juga *thermal conductivity* membuat panas mampu dibawa dengan jarak yang lebih jauh. Ini memungkinkan air mampu memindahkan panas dari *water block*, yang menerima panas dari komponen, ke radiator yang bertugas mendinginkannya kembali.

### 2.3.7.3 Heat pipe

*Heat pipe* merupakan salah satu alat penukar kalor yang memiliki kemampuan dapat menghantarkan energi termal 100 kali lebih cepat dibandingkan logam tembaga. *Heat pipe* adalah sebuah alat, penghantar dan penyerap kalor, yang tidak membutuhkan daya dari luar dan tidak ada bagian mekanis yang bergerak, serta alat yang membutuhkan proses perawatan yang minimal. Kemudian, *heat pipe* sering juga disebut sebagai superkonduktor. Secara prinsip, *heat pipe* adalah tabung yang diisolasi, dimana pada dinding bagian dalamnya mempunyai struktur *wick* atau anyaman berpori dan terdapat fluida kerja yang berfungsi sebagai penghantar panas. *Heat pipe* bekerja berdasarkan pada prinsip fisika berikut :

- Pada tekanan tertentu, cairan akan menguap, sementara itu uap juga akan mencair pada temperatur tertentu (temperatur jenuh yang tidak bisa naik lagi), sehingga akan terjadi pengaturan tekanan di dalam *heat pipe* yang pada gilirannya juga akan mengatur temperatur kerja dan terjadi perubahan fase cair ke uap dan dari uap ke cair.
- Pada tekanan atau temperatur tertentu, jumlah energi panas yang diserap ketika cairan menguap akan sama dengan jumlah energi panas yang dilepaskan ketika uap air mengembun.
- Tekanan kapiler di dalam *wick* akan menggerakkan cairan dalam saluran *wick* tersebut, bahkan melawan gravitasi, akibat adanya efek kapilaritas.
- Cairan dalam suatu kanal bergerak ke arah tekanan yang lebih rendah.



Pada awalnya *wick* dipenuhi oleh cairan dan bagian evaporator dipenuhi oleh uap. Ketika ujung evaporator terjadi kontak dengan permukaan panas, energi panas akan mengalir masuk ke *heat pipe*. Dalam kondisi jenuh (dimana penambahan panas tidak menaikkan temperatur, namun membuat cairan berubah fase jadi uap), cairan dalam ujung evaporator akan menguap sebagai akibat perpindahan panas tadi, menyebabkan tekanan uap naik. Karena adanya perbedaan tekanan antara ujung evaporator dengan ujung kondenser, maka uap akan bergerak ke bagian yang tekanannya lebih rendah, yaitu bagian kondenser. Pada bagian kondenser biasanya dipasang sirip pendingin untuk membantu pembuangan panas. Bagian kondenser yang lebih dingin, atau dikondisikan dingin, akan mengakibatkan uap kehilangan energi panas dan dibuang ke media di sekelilingnya, dan uap akan mengembun. Cairan hasil dari pengembunan ini kemudian masuk ke dalam saluran *wick* karena adanya efek kapilaritas, kembali ke bagian evaporator. Sehingga komplit terjadi satu siklus, dan begitu seterusnya.



**Gambar 2.40** Skema *Heat Pipe*

Komponen-komponen dasar dari *heat pipe* adalah :

1. *Container*

Fungsi dari pada *container* adalah untuk mengisolasi fluida kerja dari lingkungan luar. Oleh karena itu *container* harus tahan terhadap tekanan sehingga tidak terjadi kebocoran, dapat menjaga tekanan di dalam dinding *heat pipe* dan perbedaan tekanan antara kedua ujung dari *heat pipe* tersebut dan memungkinkan perpindahan dari dan ke dalam fluida kerja.

Hal hal yang perlu diperhatikan dalam pemilihan material untuk *heat pipe* adalah:

- Kesesuaian (antara fluida kerja dan lingkungan luar nya)
- Kekuatan material berbanding dengan rasio massa nya
- Konduktivitas Termal
- Mudah dirangkai, termasuk pengelasan, proses permesinan dan tingkat keuletan dari material itu sendiri
- Porositas
- *Wettability* (kemampubasahan)

Hal hal diatas sudah tampak jelas. Material yang digunakan haruslah *non-porous*, hal ini berguna untuk mencegah *diffusion of vapor*. Konduktivitas termal yang tinggi menjaga supaya penurunan tekanan yang terjadi antara sumber panas dan *wick* tetap kecil. Sehingga, tidak terjadi *heat loss* diantara *wick*.

## 2. Fluida Kerja

Pertimbangan untuk fluida kerja yang pantas adalah dilihat dari temperatur operasi dari fluida tersebut. Persyaratan persyaratan utama yang harus dipenuhi fluida kerja adalah:

- Kesesuaian terhadap *wick* dan dinding material
- Memiliki stabilitas termal yang baik
- *Wettability* (kemampu basahan) terhadap *wick* dan dinding material
- Tekanan uap tidak terlalu tinggi atau rendah melebihi kisaran temperatur operasi
- Memiliki nilai kalor laten yang tinggi
- Memiliki nilai konduktivitas termal yang tinggi
- Memiliki nilai kekentalan yang rendah pada fase cair maupun gas
- Memiliki nilai ketegangan permukaan yang tinggi

Pemilihan fluida kerja harus pula didasarkan pada pertimbangan-pertimbangan termodinamik yang mempunyai kaitan dengan berbagai pembatasan

pembatasan untuk aliran kalor yang terjadi dalam *heat pipe* seperti *viscous, sonic, capillary, entrainment and nucleate boiling levels*.

Dalam perancangan suatu *heat pipe*, nilai dari pada tegangan permukaan yang tinggi sangatlah dibutuhkan supaya *heat pipe* dapat beroperasi melawan gaya gravitasi dan juga untuk menghasilkan *high capillary driving force*. Efek kapilaritas memungkinkan *heat pipe* mampu bekerja pada semua posisi, bahkan melawan gravitasi. Namun demikian, performa terbaik akan didapatkan bila arah tekanan kapilaritas searah dengan gaya gravitasi, dengan kata lain posisi evaporator berada di bawah. Sebaliknya performa terburuk jika evaporator berada di atas. Sementara dalam posisi horisontal, gaya gravitasi tidak berpengaruh terhadap kapilaritas. Dengan demikian performa dapat dilipatkan apabila diposisikan vertikal dengan evaporator dibawah, karena efek kapilaritas dibantu oleh gravitasi bumi. Sebagai tambahan terhadap high surface tension, adalah perlu fluida kerja membasahi *wick* dan *container* dengan sudut kontak nol atau sangat kecil. Temperatur gas haruslah berada di atas temperatur operasi hal ini untuk menghindari kecepatan uap yang tinggi, yang dapat menyebabkan perbedaan temperatur yang tinggi dan juga ketidakstabilan aliran. Nilai kalor laten penguapan yang tinggi sangatlah diinginkan agar dapat memindahkan sejumlah panas yang besar dengan aliran zat cair yang minimum.

**Tabel 2.6** Jenis-jenis fluida kerja pada *heat pipe*

Media	Titik Lebur (°C)	Titik Didih pada Tekanan Atmosferik (°C)	Batas Temperatur yang Bermanfaat (oC)
Helium	- 271	- 261	-271 to -269
Nitrogen	- 210	- 196	-203 to -160
Ammonia	- 78	- 33	-60 to 100
Acetone	- 95	57	0 to 120
Methanol	- 98	64	10 to 130
Flutec PP2	- 50	76	10 to 160
Ethanol	- 112	78	0 to 130
Water	0	100	30 to 200
Toluene	- 95	110	50 to 200
Mercury	- 39	361	250 to 650
Sodium	98	892	600 to 1200
Lithium	179	1340	1000 to 1800
Silver	960	2212	1800 to 2300

### 3. *Wick*

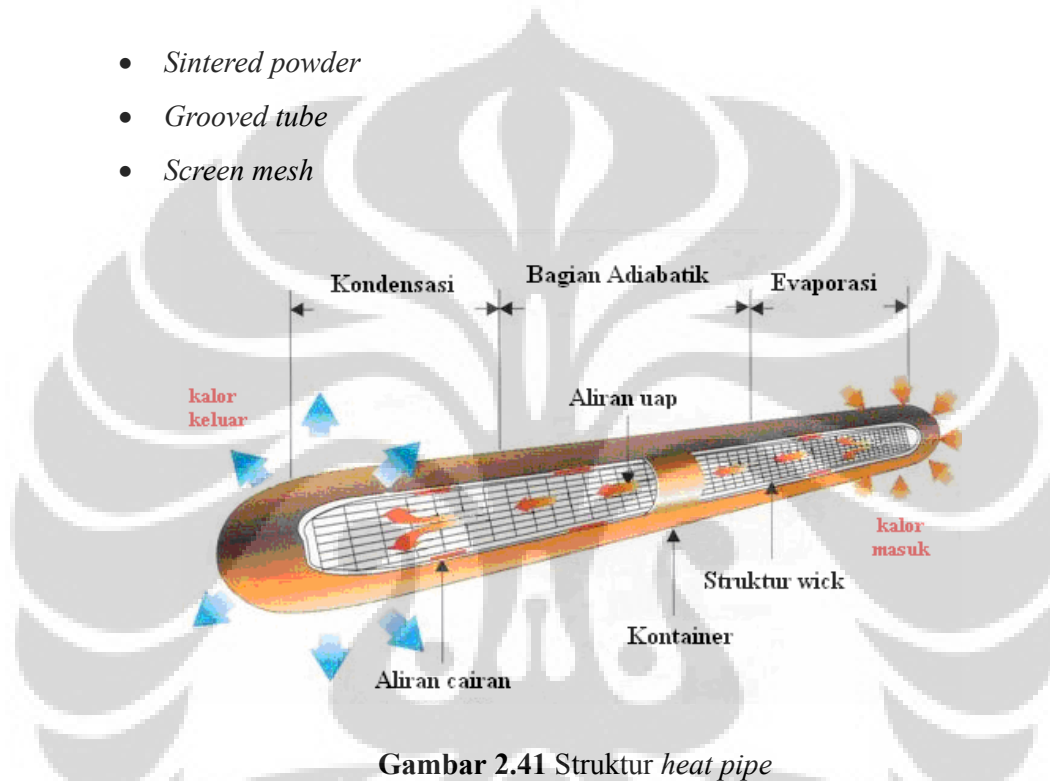
Hal inilah yang membuat *heat pipe* berbeda dari alat penukar kalor yang lain. Heat memiliki bagian yang disebut *wick* pada bagian adiabatiknya. Bagian ini merupakan suatu struktur penyerap yang terbuat dari bahan-bahan seperti baja, aluminium, nikel atau tembaga dengan ukuran pori yang berbeda. Bahan-bahan berserat seperti keramik telah pula digunakan secara luas, secara umum keramik mempunyai pori-pori yang lebih kecil. Kerugian utama serabut-serabut keramik adalah keuletannya yang rendah dan tetap membutuhkan tambahan dari logam.

Tujuan utama dari *wick* adalah menghasilkan tekanan kapiler untuk mengangkut fluida kerja dari kondenser ke evaporator dan juga harus mampu mendistribusikan zat cair di sekitar daerah evaporator ke daerah dimana panas akan diterima oleh *heat pipe*. Sering kali dua fungsi ini memerlukan *wick-wick*

dengan bentuk-bentuk yang berbeda. Pemilihan *wick* untuk suatu *heat pipe* bergantung pada banyak faktor, terutama berhubungan dengan fluida kerja.

Efek kapiler yang maksimum didapatkan seiring dengan penurunan ukuran pori. *Wick permeability* meningkat seiring kenaikan pori. Kemampuan untuk mentransfer kalor meningkat seiring dengan ketebalan *wick*. Tipe-tipe *wick* antara lain adalah:

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



**Gambar 2.41** Struktur *heat pipe*

#### 2.4 Perpindahan Kalor Pada Alat Cryosurgery

Perpindahan kalor yang terjadi pada alat *cryosurgery* adalah dengan cara konduksi dan konveksi. Konduksi terjadi mulai dari sisi dingin peltier, batang *probe*, *teflon casing*, dan *heat pipe water block* pada sisi panas peltier. Sedangkan konveksi terjadi pada kalor dari lingkungan yang masuk ke alat melalui media udara, lingkungan di sekitar alat uji, dan fluida di dalam alat penukar kalor.

Konveksi yang terjadi pada udara di sekitar alat uji adalah konveksi bebas atau alamiah karena pergerakan fluida yang terjadi dikarenakan adanya gaya apung (*bouyancy force*) akibat perbedaan densitas fluida tersebut. Sedangkan konveksi yang terjadi pada sirip-sirip *heat pipe* adalah konveksi paksa, karena

terdapat gaya luar yang berasal dari *thermostatic bath* yang memompa fluida ke dalam *water block*.

#### 2.4.1 Perpindahan Kalor Konduksi

Perpindahan kalor yang terjadi secara konduksi berarti perpindahan kalor atau panas tanpa diikuti oleh perpindahan dari molekul benda tersebut. Konduksi juga dapat dikatakan sebagai transfer energi dari sebuah benda yang memiliki energi yang cukup besar menuju ke benda yang memiliki energi yang rendah.

Persamaan yang digunakan untuk perpindahan kalor konduksi dikenal dengan Hukum Fourier :

$$q = -k \cdot A \frac{T_0 - T_1}{\Delta x} \dots\dots\dots (2.7)$$

Jika suatu benda padat disusun berlapis dari material yang berbeda, maka untuk mengetahui nilai perpindahan kalor yang terjadi dapat digunakan pendekatan sistem resistansi listrik. Besarnya tahanan termal yang terjadi adalah perbandingan selisih suhu diantara kedua permukaan ( $T_0 - T_1$ ) dengan laju aliran kalor  $q$  (J/s).

Untuk mencari nilai tahanan termal dari suatu material padatan digunakan persamaan :

$$R_T = \frac{T_0 - T_1}{q} = \frac{l}{kA} \dots\dots\dots (2.8)$$

dimana :

- q = Energi kalor (W)
- k = Konduktivitas thermal (W/m.K)
- A = Luas permukaan ( $m^2$ )
- $\Delta x$  = Tebal penampang permukaan (m)
- $T_0$  = Temperatur yang lebih tinggi ( K)
- $T_1$  = Temperatur yang lebih rendah (K)

Nilai minus, (-) dalam persamaan diatas menunjukkan bahwa kalor selalu berpindah ke arah temperatur yang lebih rendah.

#### 2.4.2 Perpindahan Kalor Konveksi

Konveksi adalah perpindahan kalor yang terjadi akibat adanya pergerakan molekul pada suatu zat, gerakan inilah yang menyebabkan adanya transfer kalor. Konveksi sendiri dapat dibagi menjadi 2, yaitu konveksi bebas atau konveksi alamiah dan konveksi paksa. Konveksi bebas atau konveksi alamiah terjadi apabila pergerakan fluida dikarenakan gaya apung (*bouyancy force*) akibat perbedaan densitas fluida tersebut. Perbedaan kerapatan itu sendiri bisa terjadi karena adanya perbedaan temperatur akibat proses pemanasan. Sedangkan pada konveksi paksa pergerakan fluida terjadi akibat oleh gaya luar seperti dari kipas (*Fan*) atau pompa. Pada perpindahan kalor konveksi berlaku hukum pendinginan Newton, yaitu :

$$q = h.A(T_s - T_\infty) \dots\dots\dots (2.9)$$

Dimana:

- q = Energi kalor (W)
- h = Koefisien perpindahan kalor konveksi (W/m<sup>2</sup>.K)
- A = Luas area permukaan (m<sup>2</sup>)
- T<sub>s</sub> = Temperatur permukaan (K)
- T<sub>∞</sub> = Temperatur *ambient* (K)

#### 2.4.3 Tahanan Kontak Termal

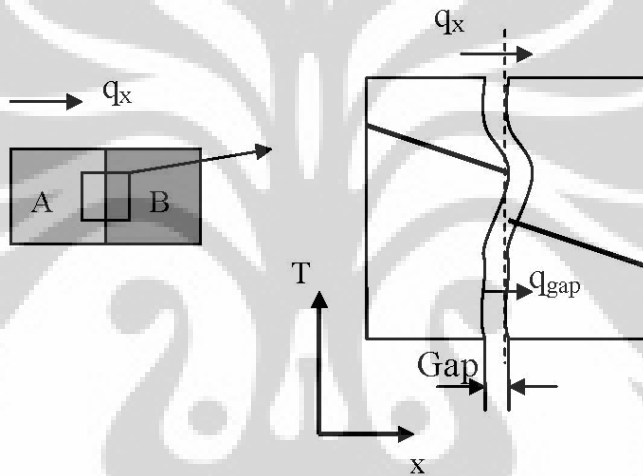
Pada pemasangan modul termoelektrik dengan alat penukar kalor akan terjadi bidang kontak antara keduanya yang akan menyebabkan penurunan temperatur secara tiba-tiba pada persinggungan keduanya. Hal ini terjadi karena adanya tahanan kontak termal (*thermal contact resistance*), dimana nilai kekasaran permukaan bidang kontak akan mempengaruhi laju perpindahan kalor. Ada dua unsur pokok yang menentukan perpindahan kalor pada sambungan, yaitu:

- a. Konduksi antara zat padat dengan zat padat pada titik- titik

persinggungan (*contact spot*).

b. Konduksi melalui gas yang terkurung pada ruang – ruang lowong yang terbentuk karena persinggungan (*air gap*).

Kedua faktor ini diperkirakan memberikan pengaruh utama terhadap aliran kalor, seperti terlihat pada gambar 2.21. Penurunan temperatur karena adanya hambatan kontak sangat berpengaruh terhadap laju kalor. Karena konduktivitas gas sangat kecil dibandingkan dengan zat padat, maka jika terdapat ruang kosong pada permukaan kontak dapat menyebabkan turunnya daya hantar kalor permukaan.



**Gambar 2. 42** Penurunan temperatur karena adanya hambatan kontak

Adapun besarnya nilai tahanan kontak adalah:

$$R_{t,c} = \frac{(T_A - T_B)}{q_x} \dots\dots\dots (2.10)$$

Dimana:

$R_{t,c}$  = Tahanan termal ( $^{\circ}\text{C}/\text{W}$ )

$T_A$  = Temperatur material A ( $^{\circ}\text{C}$ )

$T_B$  = Temperatur material B ( $^{\circ}\text{C}$ )

$q_x$  = Heat flux ( $\text{W}/\text{m}^2$ )



## BAB 3

### DESAIN DAN MANUFAKTUR

#### 3.1 KONSEP DESAIN

Desain *cryosurgery* ini didasarkan pada permintaan dan kebutuhan dari konsumen, dimana *cryosurgery* harus mudah dibawa, kompak, memiliki nilai estetika yang baik, dan yang terpenting dapat memenuhi fungsinya sebagai salah satu bagian dari alat bedah dalam proses penggunaannya harus memenuhi standar kedokteran. Pada desain alat ini, digunakan temperatur yang berkisar  $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$  sebagai acuan. Desain ini juga merupakan desain awal dari pengujian peltier untuk *cryosurgery* dan desain awal dari *cryosurgery* sendiri.

Berdasarkan kriteria – kriteria diatas, maka pemikiran – pemikiran umum yang mendasari perancangan alat ini adalah :

- Berdasarkan literatur yang dipelajari, elemen peltier bisa memenuhi kriteria desain.
- Alat ini menggunakan elemen peltier 6 tingkat sebagai pompa kalor solid (*solid-state heat pump*). Elemen peltier digunakan karena bentuknya yang ringkas dan tidak menggunakan *refrigerant* sebagai media perpindahan kalor.
- Karena prinsip kerja peltier menggunakan prinsip  $\Delta T$ , yaitu Temperatur dingin maksimal = Temperatur panas maksimal -  $\Delta T$  (Karakteristik  $\Delta T$  Peltier untuk peltier yang digunakan dalam percobaan ini adalah sekitar  $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ ), maka supaya dapat mencapai temperatur sisi dingin yang maksimum, pada sisi panasnya temperatur harus ditekan serendah mungkin. Oleh karena itu, diperlukanlah suatu komponen bersifat konduktor yang mampu membuang kalor dari sisi panas peltier. Cara termudah ialah memperluas permukaan sisi panas peltier dengan menggunakan *water block*.

- Untuk mengoptimalkan proses pelepasan kalor, tidak cukup hanya dengan konveksi alami mengingat tingginya temperatur yang dihasilkan oleh sisi panas peltier. Maka dari itulah digunakan metode konveksi paksa yaitu dengan menggunakan *thermosiphon* yang memompa fluida ke dalam *water block* sekaligus menukarkan temperature dari fluida tersebut serendah mungkin agar dicapai temperatur serendah mungkin di sisi dinginnya.
- Dalam penyusunan antara peltier, dan *water block*, pasti terdapat rongga – rongga atau sela – sela berukuran mikro yang dapat menyebabkan tidak meratanya proses transfer kalor antar komponen. Untuk itu diperlukanlah suatu material yang bersifat konduktor dan mampu mengisi ruang – ruang atau celah – celah kosong tersebut. Material yang digunakan berupa pasta dengan daya hantar thermal yang tinggi sekaligus memiliki sifat melekatkan sehingga membantu menjaga posisi komponen – komponen yang saling bersentuhan supaya tidak bergeser – geser sewaktu benda dioperasikan.
- Bodi dari alat ini harus memiliki sifat isolator, tahan bantur, tidak berbahaya dan bereaksi bila bersentuhan dengan kulit, serta tahan terhadap temperatur rendah, sehingga proses pendinginan dalam sistem menjadi optimal.
- Karena dalam operasionalnya alat ini bersifat portable dan cenderung diletakkan pada puskesmas, maka sumber daya yang digunakan dikonsentrasikan ke sumber arus searah (DC).

### 3.2 DESAIN ALAT

Dalam mendesain alat *cryosurgery* tentunya mengacu pada ukuran komponen – komponen lainnya seperti peltier, *water block* dan ukuran komponen – komponen pelengkap lainnya, selain ukuran juga mengacu pada nilai estetika dan biaya karena tentunya inti dari desain alat ini berorientasi pada tiga hal yaitu fungsi, estetika, dan biaya.

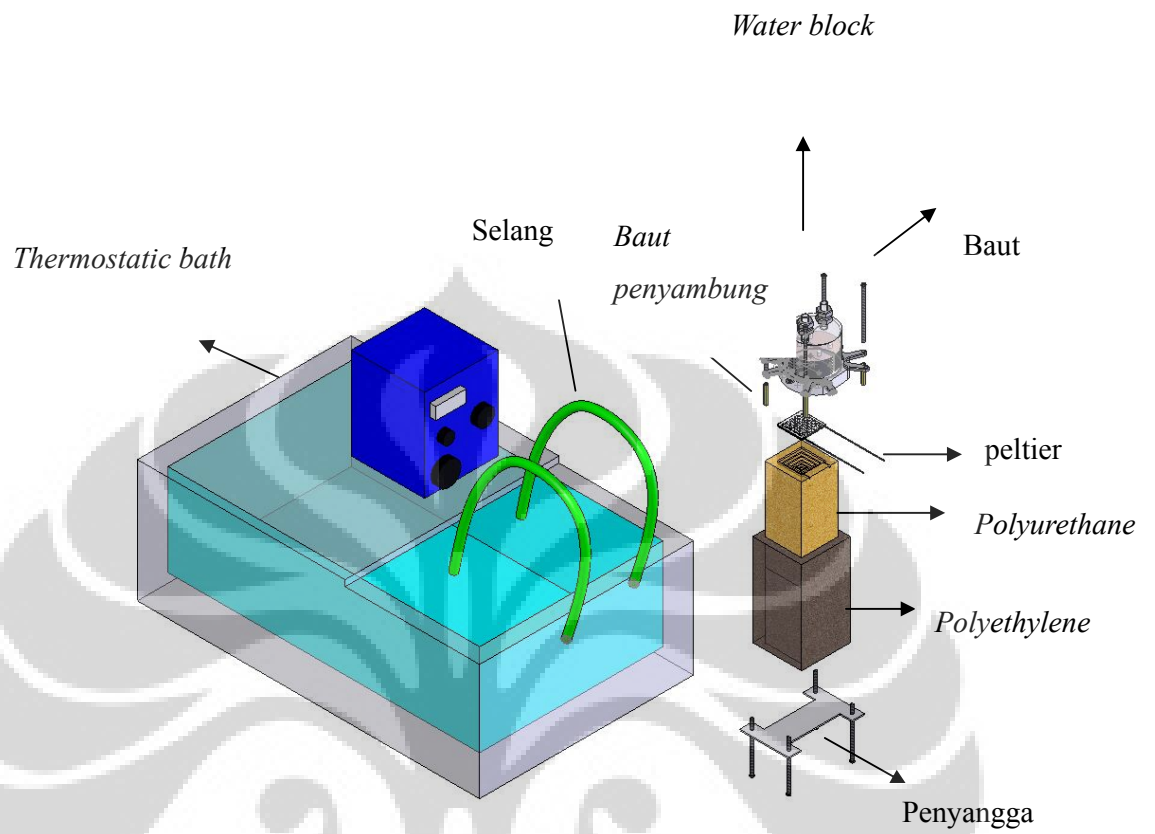
Pendesain *cryosurgery* terdiri dari beberapa proses pendesain sampai dengan desain terakhir untuk dibuat prototipe. Adapun desain – desain tersebut adalah :

- Desain tipe I

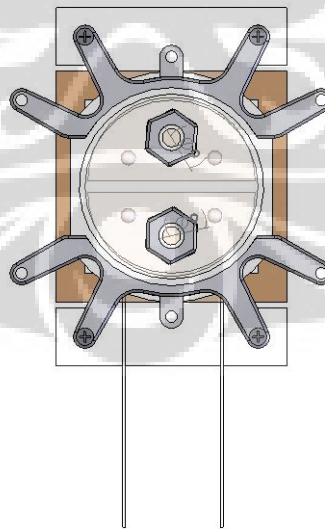
Desain tipe I yang terlihat pada gambar dibawah. Pada desain awal ini digunakan sebagai alat pengujian untuk mengetahui karakteristik dari peltier 6 tingkat dan *heat pipe* dari *water block*. Pada desain awal ini hanya dipakai untuk penelitian dari karakteristik peltier dan *heat pipe*. Pada pengujian ini didapatkan hasil yang diinginkan dari keduanya.



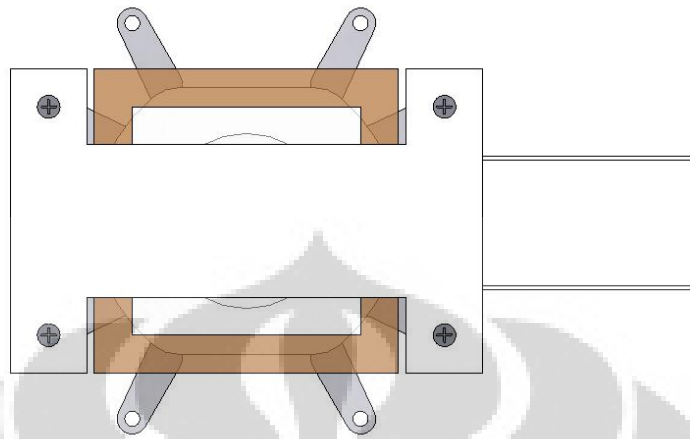
**Gambar 3.1** *cryosurgery* tipe I. a). *cryosurgery* tampak depan. b). *cryosurgery* tampak trigonometric



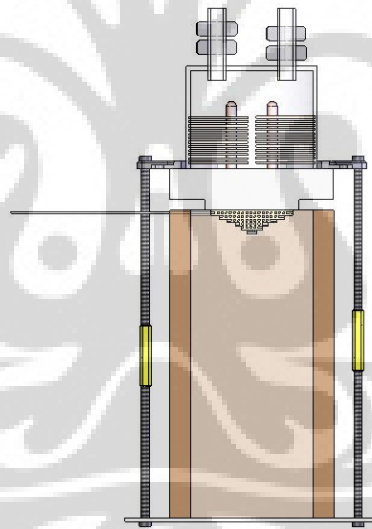
**Gambar 3.2** Desain alat pengujian *cryosurgery*



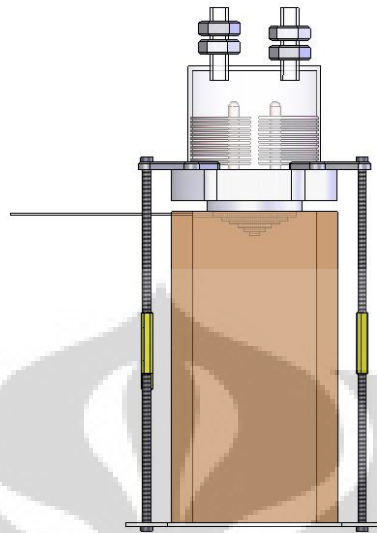
**Gambar 3.3** Desain alat pengujian *cryosurgery* tampak atas



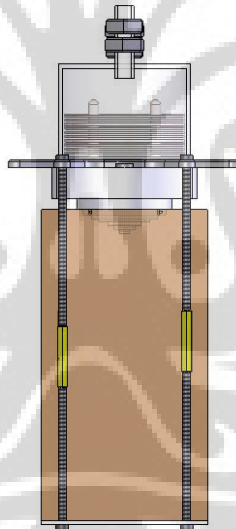
Gambar 3.4 Desain alat pengujian cryosurgery tampak bawah



Gambar 3.5 Desain alat pengujian cryosurgery tampak potongan



Gambar 3.6 Desain alat pengujian cryosurgery tampak samping

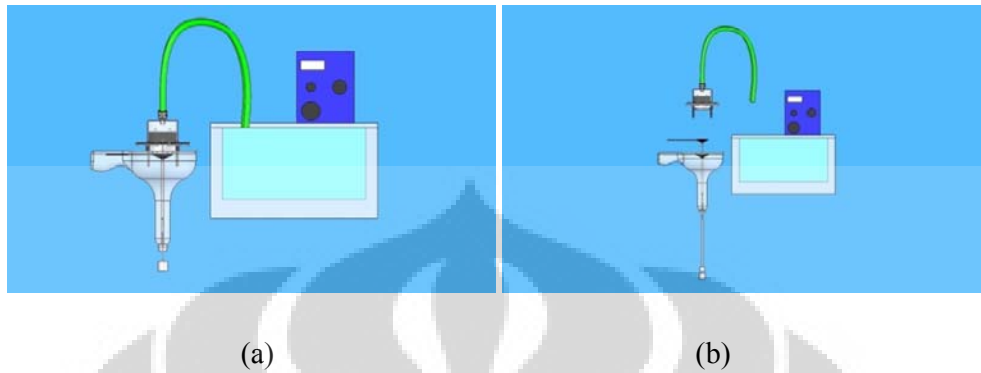


Gambar 3.7 Desain alat pengujian cryosurgery tampak depan

- Desain tipe II

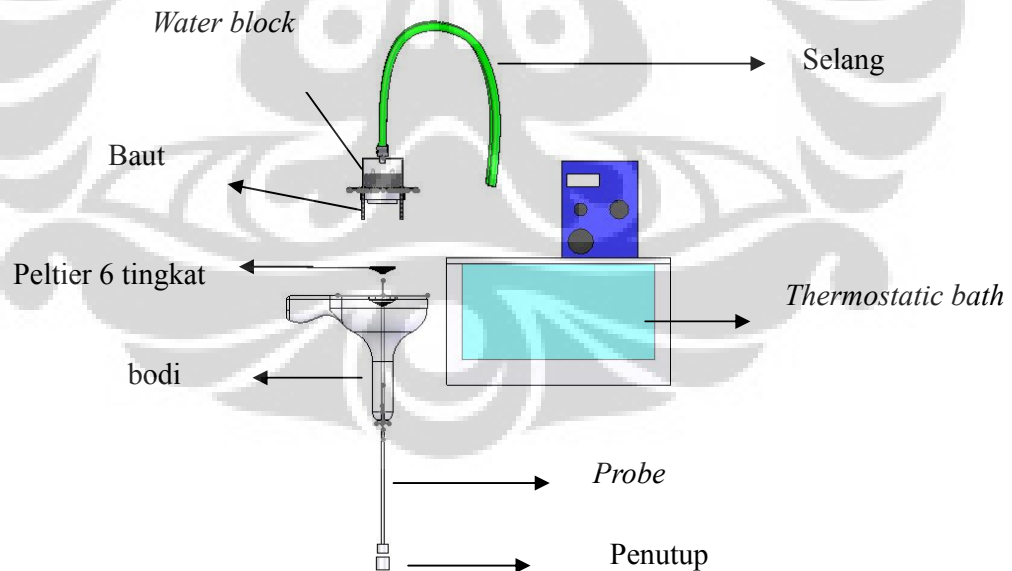
Desain tipe II yang terlihat pada gambar dibawah. Pada desain ini ditujukan sebagai desain awal dari *cryosurgery*. Pada desain awal ini tujuannya adalah menyesuaikan dengan estetika dari alat ini dan juga memenuhi standar kesehatan. Desain awal ini tetap menggunakan peltier,

*water block*, dan *thermostatic bath* seperti yang ada pada desain alat pengujian karakteristik peltier dan *heat pipe*.

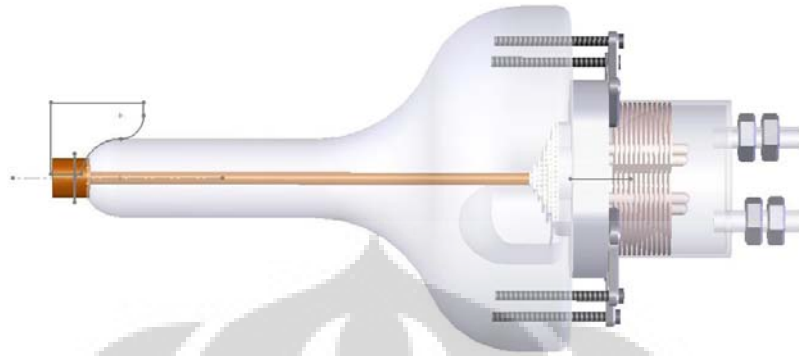


**Gambar 3.8** *cryosurgery* tipe II yang digambarkan secara transparan. a). Tampak depan *cryosurgery* b).pemisahan komponen – komponen sehingga tampak peltier, *water block*, *probe*, tutup dari *probe*, dan *thermostatic bath*.

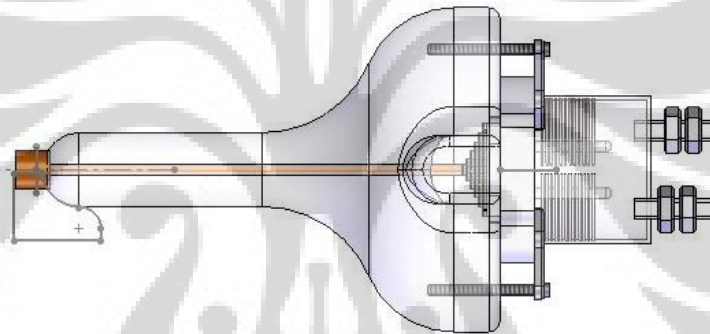
Gambar komponen *cryosurgery* tipe II dengan menggunakan bahan dari teflon dapat dilihat pada gambar 3.9, Sedangkan gambar detail mengenai ukuran dari desain secara keseluruhan dapat dilihat pada lampiran.



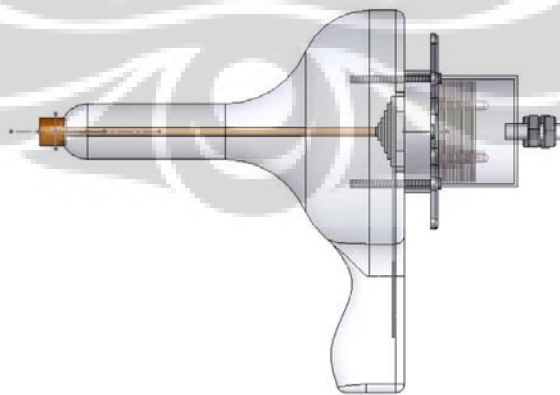
**Gambar 3.9** Desain *cryosurgery*



**Gambar 3.10** Desain *cryosurgery* tampak atas

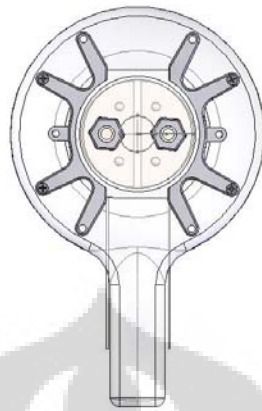


**Gambar 3.11** Desain *cryosurgery* tampak bawah

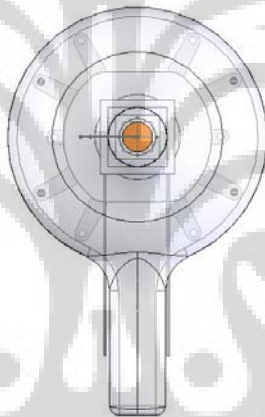


**Gambar 3.12** Desain *cryosurgery* tampak samping

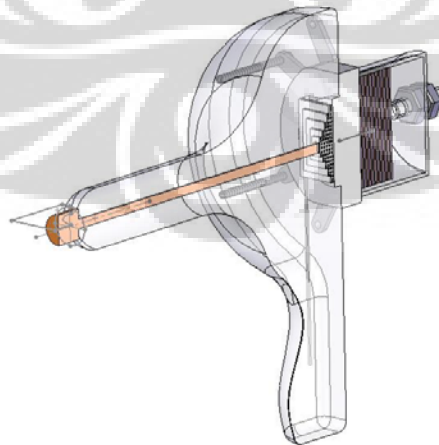




**Gambar 3.13** Desain *cryosurgery* tampak belakang



**Gambar 3.14** Desain *cryosurgery* tampak depan



**Gambar 3.15** Desain *cryosurgery* tampak potongan

### 3.3 Pemilihan Material

Dalam memilih material komponen – komponen yang diperlukan tentunya kita melihatnya dari sisi kualitas, harga, dan ketersediaan yang ada di pasaran. Sebagai rinciannya akan dijelaskan sebagai berikut :

- Bodi

Fungsi dari bodi ini ialah memberikan suatu bentuk utama dari benda, mampu dibuat tanpa harus secara massal, memiliki sifat isolator baik kalor maupun listrik, tidak terbuat dari material yang mudah bereaksi dengan kulit, memiliki tingkat *yield strength* yang tinggi (mampu menahan tekanan sekitar 3 psi dibawah tekanan atmosfer), tahan bentur, dan untuk memudahkan pengamatan selama pengujian. Adapun sifat material yang diharapkan terdapat pada komponen ini adalah :

- Konstanta konduktivitas kalor yang kecil sehingga dapat berfungsi sebagai isolasi thermal.
- Nilai tahanan listrik yang tinggi sehingga dapat berfungsi sebagai isolasi listrik. Isolasi listrik ini bertujuan untuk memenuhi faktor keamanan dalam penggunaan, serta menghindari kerusakan komponen listrik akibat terjadinya *short*.
- Mudah dibentuk, sehingga desain dapat dilakukan dengan hambatan yang sedikit.
- Tidak getas, atau memiliki keuletan yang tinggi. Hal ini bertujuan agar dinding penyekat tidak mudah rusak jika mengalami benturan.

Berdasarkan kriteria tersebut, dipilihlah material polyurethane (desain I) dan teflon (desain II) yang dijadikan sebagai material bodi.

*Polyurethane* merupakan polimer campuran antara *diisocyanate* dan *polyol*. Fungsi isolasi *Polyurethane* adalah untuk mencegah terjadinya perpindahan panas dari atau keluar sistem. Agar kalor pada ruang pendingin tidak bocor maka isolasi ini dibentuk menyelimuti bagian ruang pendingin. Keunggulan dari isolasi *polyurethane* adalah :

- Konstanta konduktivitas kalor yang kecil sebesar 0,020 - 0,035 W/mK sehingga dapat berfungsi sebagai isolasi termal.
- Densitas dapat diatur dengan cara menghitung jumlah massa campuran dibagi dengan volume. *Polyurethane* yang digunakan memiliki densitas yang kecil yaitu sebesar 50 kg/m<sup>3</sup>.
- Mudah dibentuk, karena memiliki densitas yang kecil sehingga desain dapat dilakukan dengan hambatan yang sedikit.

Sedangkan keunggulan dari teflon adalah :

- Konstanta konduktivitas kalor yang kecil sebesar 0,35 W/mK sehingga dapat berfungsi sebagai isolasi termal.
- Densitas dapat diatur dengan cara menghitung jumlah massa campuran dibagi dengan volume. Teflon yang digunakan memiliki densitas yaitu sebesar 2200 kg/m<sup>3</sup>.
- Mudah dibentuk sehingga desain dapat dilakukan dengan hambatan yang sedikit.

- Alat Penukar Kalor jenis *Water Block*

*Water block* berfungsi memberikan tambahan luas permukaan bagi sisi panas peltier. Hal ini difungsikan untuk mengoptimalkan kerja peltier dalam menurunkan temperatur. Berdasarkan hal itu, *water block* harus memiliki sifat daya hantar kalor yang tinggi (supaya dapat banyak menyerap kalor dari sisi panas peltier, sehingga suhu panas peltier dapat ditekan seminimal mungkin), berbobot ringan, dan tidak mudah berubah bentuk. Berdasarkan hal itulah, maka dipilih penggunaan material tembaga sebagai *water block*. *Water block* yang dipilih adalah *water block* produksi dari Thermaltek.

- *Thermostatic Bath*

*Thermostatic bath* berfungsi sebagai alat untuk memompakan fluida kerja ke *water block* dan juga sekaligus menurunkan temperatur dari fluida tersebut. Hal ini difungsikan untuk mengoptimalkan kerja dari *water block* maupun dari peltier, karena alat ini dapat menurunkan temperatur kerja fluida yang nantinya ditransfer ke *water block* sehingga hasil yang didapat dari peltier adalah temperatur dari sisi dingin akan maksimal.

### 3.4 Pembuatan Alat

Proses pembuatan alat ini sangat bervariasi tergantung dari komponen – komponennya. Ada yang langsung dibeli, ada yang harus dibuat khusus (*customize*), ada yang harus diproses lebih lanjut, dan lain – lain. Semuanya mengacu pada ketersediaan komponen di pasaran. Untuk lebih jelasnya dapat dirinci sebagai berikut :

- Pembuatan bodi

Berdasarkan pemilihan material, bodi harus berbahan dasar polyurethane (desain I) dan teflon (desain II). Untuk desain I digunakan bahan polyurethane dengan dimensi 60 x 60 x 60 mm. Untuk pengerjaan tingkat – tingkat dari peltier ini dilakukan di Laboratorium Manufaktur lantai 2 Departemen Teknik Mesin FTUI dengan menggunakan mesin CNC agar didapatkan hasil yang sempurna.

Untuk desain II digunakan bahan teflon berbentuk silinder dengan diameter 100 mm dan tinggi 130 mm. Pengerjaan alat ini digunakan menggunakan mesin bubut serta mesin *milling* agar dicapai hasil seperti yang diinginkan.



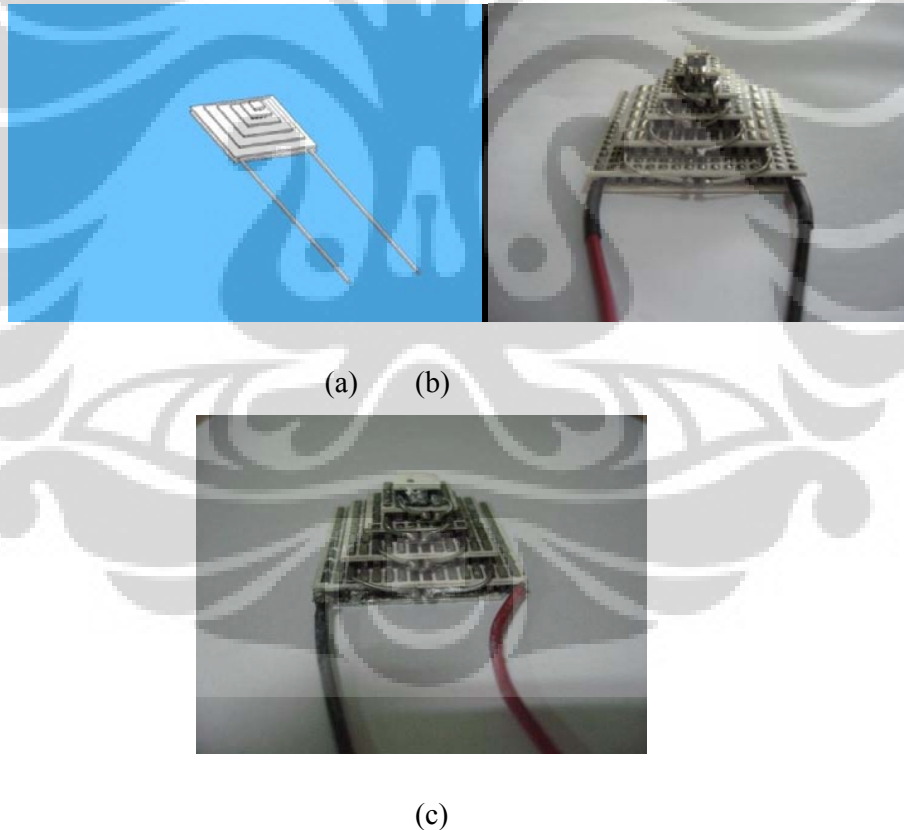
(a)

(b)

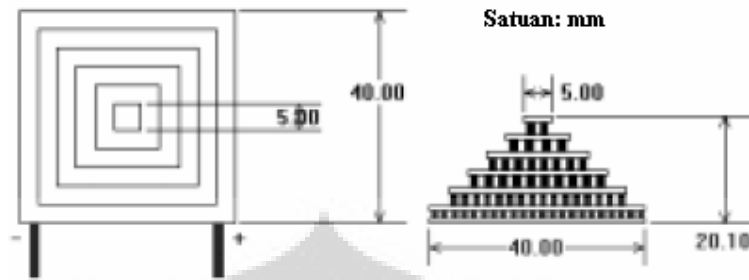
**Gambar 3.16** *cryosurgery* tipe I. a). gambar *polyurethane* solid works. b). *Polyurethane* dan *polyethilen* setelah dirakit

- Peltier

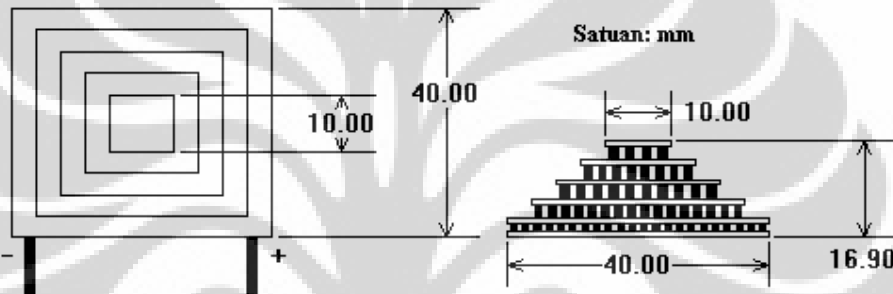
Dalam pengujian, digunakan satu buah termoelektrik bertingkat enam seperti yang ditunjukkan oleh gambar 3.5b dan satu buah termoelektrik bertingkat lima seperti yang ditunjukkan oleh gambar 3.5c. Kemampuan memompa panas dari beban pada sistem bertingkat dapat ditingkatkan tergantung pada jumlah tingkat modul. Pada pengujian ini, digunakan termoelektrik piramida bertingkat enam dengan tujuan agar dapat menghasilkan delta temperatur yang tinggi. Semakin banyak tingkat maka semakin besar selisih antara  $T_h$  dengan  $T_c$ . Karena selisih  $T_h$  dan  $T_c$  yang semakin besar, maka kalor yang dapat dipindahkan dari beban juga semakin besar. Modul termoelektrik bertingkat enam ini memiliki dimensi yang dapat dilihat pada gambar 3.6 dan dimensi termoelektrik bertingkat lima dapat dilihat pada gambar 3.7



**Gambar 3.17** cryosurgery tipe I. a). gambar peltier solid works. b). Peltier 6 tingkat dari melcor. c). Peltier 5 tingkat dari melcor



**Gambar 3.18** Dimensi termoelektrik piramida bertingkat enam



**Gambar 3.19** Dimensi termoelektrik piramida bertingkat lima

**Tabel 3.1** Spesifikasi termoelektrik piramida bertingkat enam

Brand	Melcor
Tipe	6 CP 055 065-127-71-31-17-7-2 L
Arus maksimum	3 Ampere
Kalor yang dipompa pada sisi dingin	1.22 Watt
Tegangan maksimum	14.5 Volt
Delta temperature maksimum	131°C

**Tabel 3.2** Spesifikasi termoelektrik piramida bertingkat lima

Brand	Melcor
Tipe	5 CP 055 065-127-71-31-17-7
Arus maksimum	3 Ampere
Kalor yang dipompa pada sisi dingin	3.37 Watt
Tegangan maksimum	14.5 Volt
Delta temperature maksimum	118°C

- *Water Block*

*Water block* berbahan dasar tembaga dan memiliki ukuran dudukan minimal yang berukuran sesuai dengan panjang dan lebar peltier. Setelah Peltier didapat, maka ukuran dudukan yang disyaratkan pun didapat. Selanjutnya melakukan survey ke pasar dan mencari komponen yang tersedia. *Water block* yang digunakan menggunakan *water block processor* komputer yang tersedia di pasaran.



(a)

(b)

**Gambar 3.20** cryosurgery tipe I. a). gambar *water block* solid works. b). *Water block* setelah dirakit

*Water block* yang digunakan dalam penelitian memiliki *heat pipe* yang ditanam di dalam plat dasar dari *water block* serta sirip yang menempel pada

*heat pipe* seperti yang ditunjukkan oleh gambar 3.11. Juga digunakan *water block* tipe *heat pipe non fin* seperti yang ditunjukkan oleh gambar 3.12 dan *water block* tanpa *heat pipe* seperti yang ditunjukkan oleh gambar 3.13. *Heat pipe* merupakan salah satu alat penukar kalor yang sangat efektif.



**Gambar 3.21** Alat penukar kalor tipe water block dengan heat pipe dan fin



**Gambar 3.22** Alat penukar kalor tipe water block dengan heat pipe



**Gambar 3.23** Alat penukar kalor tipe water block dengan heat pipe

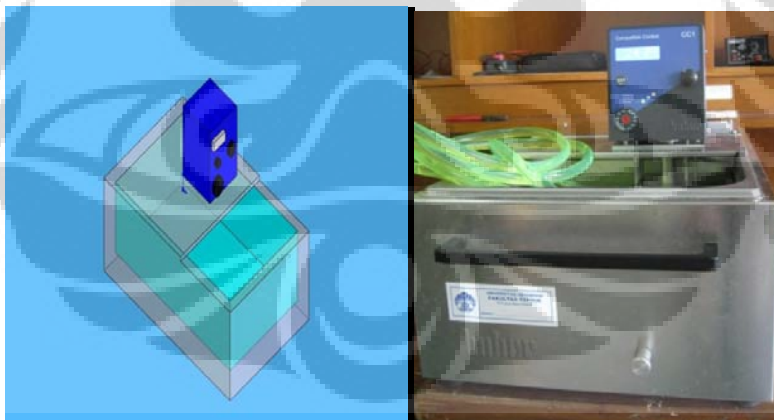


**Tabel 3.3** Spesifikasi *water block*

Brand	Thermaltake
Tipe	CL-W0092
Material	Tembaga dan Akrilik
Dimensi	106 mm x 82 mm x 70 mm
Massa	557 gram

- *Thermostatic Bath*

*Thermostatic bath* yang digunakan harus bisa memompakan fluida kerja ke *water block* dan juga membuat temperatur kerja sesuai dengan apa yang diinginkan. *Thermostatic bath* ini merupakan komponen sangat penting dalam pelepasan kalor dari sisi panas peltier karena *thermostatic bath* berhubungan langsung dengan *water block* yang merupakan alat penukar kalor dari sisi panas peltier sehingga sisi dingin peltier dapat mencapai temperatur maksimum.



(a)

(b)

**Gambar 3.24** *cryosurgery* tipe I. a). gambar *thermostatic bath* solid works. b). *Thermostatic bath* setelah dirakit

Adapun spesifikasi dari *thermostatic bath* ini adalah :

**Tabel 3.4** Spesifikasi *thermostatic bath*

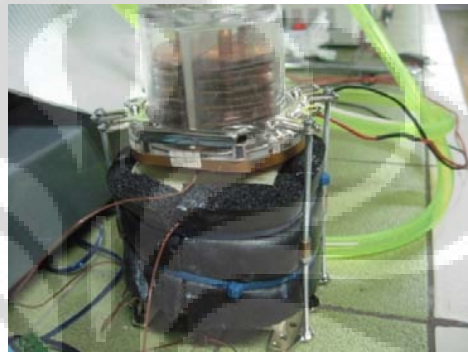
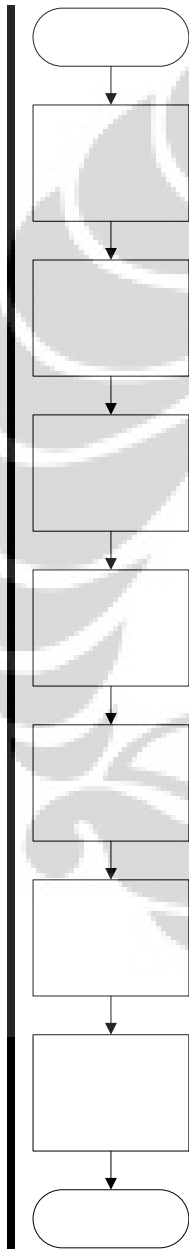
Brand	Huber
Model	CC1-K12-NR
Batas temperatur operasi	-20-200°C
Resolusi tampilan	0.1 K
Pengaturan temperatur	digital
Sensor temperatur internal	Pt100
Daya pemanasan	2 kW
Daya pendinginan pada 0°C	0.2 kW
Daya pendinginan pada -10°C	0.12 kW
Daya pendinginan pada -20°C	0.05 kW
Mesin refrijerasi	Berpendingin udara, <i>natural refrigerant</i>
Debit maksimum pompa	10 liter/menit
Volume bak air	12 liter
Kebutuhan power supply	230 V ~ 50 Hz
Dimensi	350x560x420 mm

Setelah semua komponen selesai dibuat, ada beberapa hal penting yang perlu dimodifikasi dikarenakan untuk keperluan pengujian seperti :

- Pembuatan lubang – lubang untuk jalur masuk termokopel, dan jalur kabel peltier

### 3.5 Prosedur Perakitan Alat

Untuk pemasangan alat hingga menjadi sebuah tempat pengujian yang utuh, diperlukan urutan – urutan pengerjaan yang tepat. Berikut adalah urutan yang dilakukan :



**Gambar 3.25** Hasil pemasangan peltier dan *water block* pada alat pengujian



**Gambar 3.26** alat pengujian *cryosurgery* setelah pemasangan seluruh komponen.

Pemasangan baut penyambung pada baut penyangga

Penjelasan proses perakitan *cryosurgery*:

- Pemasangan baut penyangga polyurethane  
Proses pemasangan pemasangan penyangga polyurethane menggunakan baut ukuran M3. Hal ini bertujuan untuk mengikat polyurethane supaya tidak bergerak dan juga sebagai pengunci untuk *water block*.
- Pemasangan baut penyambung pada baut penyangga polyurethane  
Proses pemasangan ini menggunakan baut penyambung, karena panjang dari baut M3 yang digunakan sebagai penyangga polyurethane hanya berukuran 50 mm.
- Pemasangan polyurethane pada penyangga  
Pemasangan polyurethane ini tinggal memasukkan kedalam penyangga yang sudah dibuat sebelumnya. Pemasangan ini tidak terlalu susah karena ukuran polyurethane yang sudah sesuai dengan ukuran penyangga yang dibuat.
- Pemasangan peltier  
Pemasangan peltier 6 tingkat ini, tinggal memasukkan ke dalam polyurethane yang sudah dibuat bentuk menyerupai dengan peltier ini. Prinsip kerjanya yaitu sisi panas dari peltier didinginkan dengan *water block* sehingga temperatur yang dihasilkan sisi dingin dapat mencapai temperatur maksimum. Pemasangan sisi panas peltier dengan *water block* dilakukan dengan mengoleskan terlebih dahulu pasta thermal.



**Gambar 3.27** Pemasangan elemen peltier pada *polyurethane*.

- Pemasangan *water block*

Pemasangan *water block* dilakukan dengan mengoleskan terlebih dahulu *water block* dengan pasta thermal pada bagian yang akan bersentuhan langsung dengan sisi panas peltier dan juga pada sisi panas peltier.



**Gambar 3.28** Proses pengolesan pasta thermal pada peltier

Lalu proses pemasangan dilakukan dengan meletakkan *water block* sesuaiudukannya dan menekannya supaya bersentuhan langsung dengan peltier. Pemasangan *water block* secara vertikal dilakukan supaya aliran air yang masuk dari *thermostatic bath* lebih mudah masuk, selain itu juga mengingat berat dari *water block* sehingga lebih baik meletakkannya vertikal.



**Gambar 3.29** Proses pemasangan *water block*

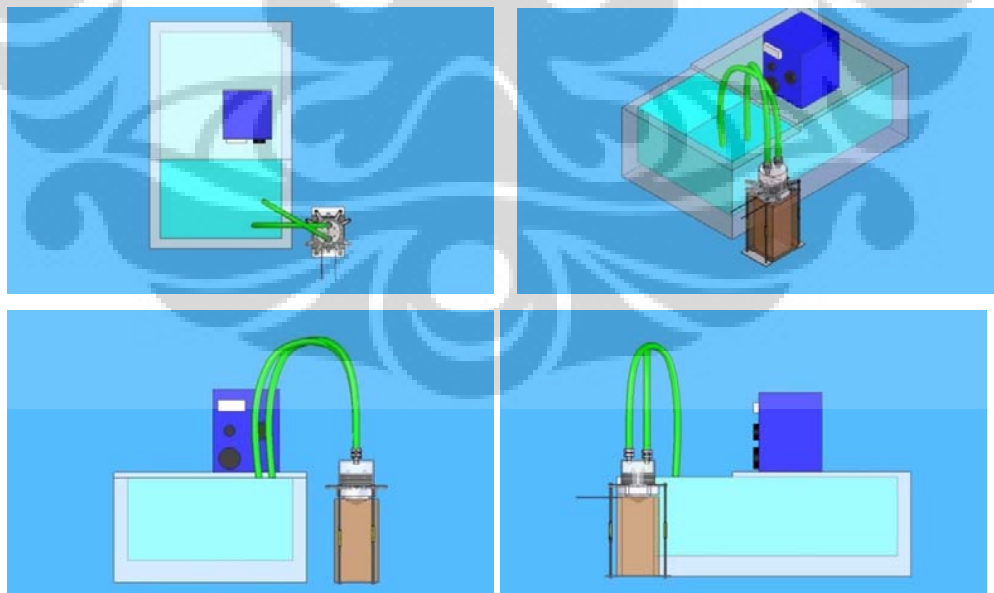
- Pemasangan *thermostatic bath*

Pemasangan *thermostatic bath* dengan *water block* dilakukan dengan mekanisme selang. Pemasangan *thermostatic bath* ini bertujuan untuk memberikan kalor ke air sehingga nantinya dapat menyerap kalor dari sisi panas peltier.



**Gambar 3.30** Pemasangan selang penghubung pada *thermostatic bath*.

### 3.6 SPESIFIKASI TEKNIS



Spesifikasi Teknis	
Dimensi total	60 x 60 x 150 mm
Berat kosong	807 gram
Input	20 Watt
Fungsi	Menghasilkan temperatur – 50 °C
Sistem pendingin	Elemen peltier bertingkat dan alat penukar kalor jenis <i>water block</i>
Material casing	<i>Polyurethane</i> dan <i>polyethylen</i>

## **BAB 4**

### **ANALISA**

#### **4.1 Analisa Desain**

Analisa desain meliputi analisa terhadap efektivitas penggunaan *heat pipe* di *water block* pada sisi panas, penggunaan polyurethane sebagai bodi sekaligus isolator, dan penggunaan probe. Dasar pemikiran terhadap analisa desain tersebut karena penggunaan *heat pipe* di *water block* pada sisi panas peltier, isolasi, dan distribusi pendinginan memiliki peranan yang penting dalam pengembangan desain selanjutnya.

#### **4.2 Analisa Heat Pipe dari Water Block Pada Sisi Panas Peltier**

Efek kapilaritas memungkinkan heat pipe mampu bekerja pada semua posisi, bahkan melawan gravitasi. Namun demikian, performa terbaik akan didapatkan bila arah tekanan kapilaritas searah dengan gaya gravitasi, dengan kata lain posisi evaporator berada di bawah. Sebaliknya performa terburuk jika evaporator berada di atas. Sementara dalam posisi horisontal, gaya gravitasi tidak berpengaruh terhadap kapilaritas. Dengan demikian performa dapat dilipatkan apabila diposisikan vertikal dengan evaporator dibawah, karena efek kapilaritas dibantu oleh gravitasi bumi.

Wick pada *heat pipe* berperan penting mengembalikan cairan ke bagian evaporator. Unjuk kerja *wick* tergantung dari strukturnya. Wick dapat dibuat dengan ekstrusi bersamaan dengan tabungnya atau dapat dibuat juga dari keramik berpori, jaring kawat stainless ataupun bubuk tembaga seperti yang terdapat pada heat pipe alat penukar kalor dalam pengujian yang telah dilakukan. Gambar 4.1 menunjukkan bahwa material wick adalah berupa bubuk tembaga. Hal ini juga diperkuat dengan hasil tes *Energy Dispersive X-Ray Analysis* yang dilakukan di laboratorium Departemen Teknik Metalurgi dan Material Universitas Indonesia seperti yang terlihat pada tabel 4.1.





**Gambar 4.1** Bagian dalam dari *heat pipe*



**Gambar 4.2** Hasil mikroskopik *wick* pada *heat pipe* dengan perbesaran 30 kali

Dari gambar 4.2 , dapat diukur tebal *wick* dan hasil perhitungan menunjukkan bahwa *wick* pada *heat pipe* memiliki tebal sekitar 0.9 mm. Dengan tebal kurang dari 1 mm, *wick* pada *heat pipe* sudah dapat efektif mengembalikan cairan ke bagian evaporator.

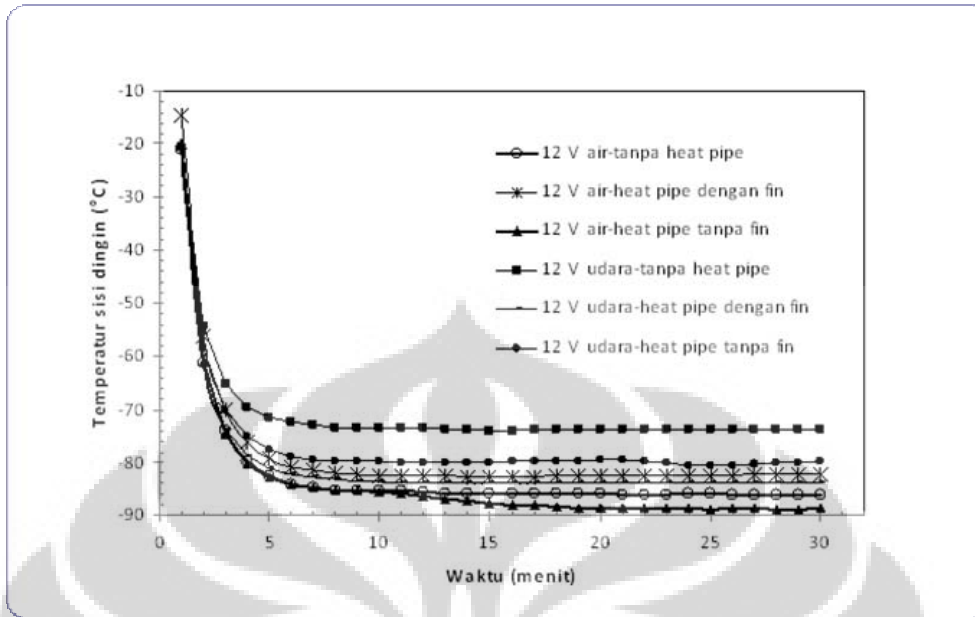
**Tabel 4.1** Hasil pengujian kadar zat di dalam *wick* pada *heat pipe*

Elemen	Kadar (%)	Atom (%)
O	0.83	3.21
Cu	99.17	96.79
Total	100.00	100.00

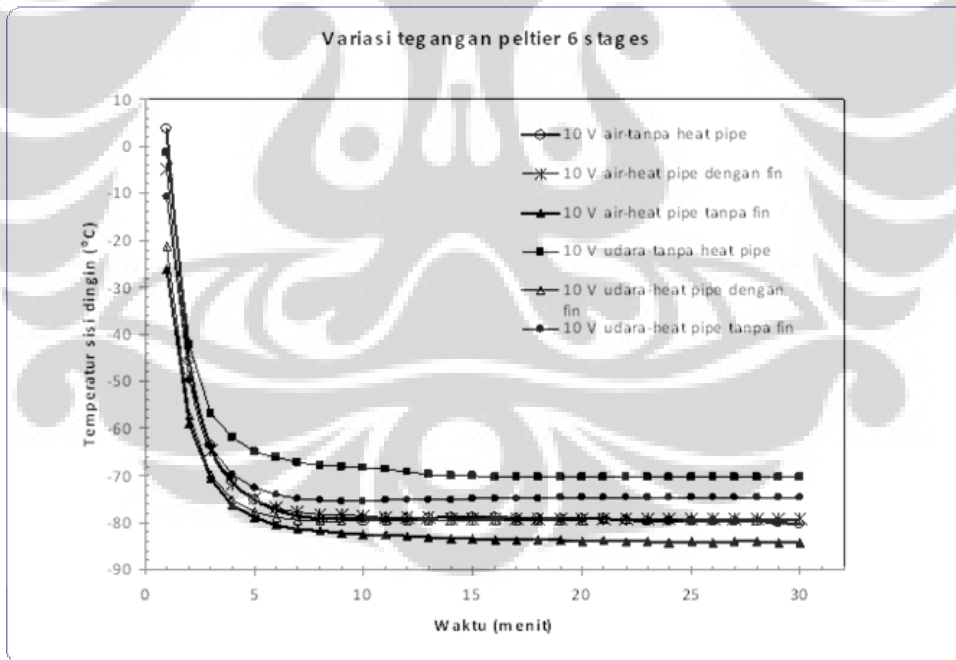
Dalam tabel 4.1, dapat dilihat bahwa kadar zat terbesar dalam *wick* adalah berupa tembaga. Tembaga merupakan salah satu material yang memiliki konduktivitas termal yang tinggi, yaitu sekitar 400 W/(m.K). Semakin tinggi konduktivitas termal material *wick*, maka akan semakin cepat pula pelepasan kalor. Dengan demikian, uap akan cepat berubah fase menjadi air.

Berdasarkan data pengujian, desain dengan penggunaan *heat pipe* pada sisi panas lebih efektif dibandingkan dengan tanpa *heat pipe*. Pada gambar 4.3, sistem pendingin tanpa *heat pipe* pada 15 menit awal menunjukkan penurunan temperatur yang lebih cepat, tetapi pada menit berikutnya penurunan suhu menuju ke arah konstan, sedangkan temperatur sisi dingin peltier dengan *heat pipe* pada sisi panas terus menurun.

Hal tersebut sesuai dengan rumus perpindahan kalor baik konveksi, konduksi dan radiasi, dimana jumlah kalor yang dipindahkan sebanding dengan luasan benda tersebut, semakin besar luasan benda tersebut, semakin efektif perpindahan kalor tersebut.



**Gambar 4.3** Grafik Temperatur sisi dingin vs waktu untuk kondisi beberapa tipe alat penukar kalor (tegangan 12V)



**Gambar 4.4** Grafik Temperatur sisi dingin vs waktu untuk kondisi beberapa tipe alat penukar kalor (tegangan 10 V)

Dari grafik gambar 4.3 dan 4.4 dapat dilihat bahwa hasil terbaik dicapai oleh kondisi alat penukar kalor tanpa fin dengan fluida pendinginnya berupa air, kemudian yang kedua oleh kondisi air tanpa heat pipe, yang ketiga oleh kondisi udara dengan alat penukar kalor heat pipe dengan fin, yang keempat oleh kondisi air dengan APK heat pipe dengan fin, yang kelima oleh kondisi udara dengan APK heat pipe tanpa fin, dan yang terakhir oleh kondisi udara dengan APK tanpa heat pipe. Pencapaian terbaik oleh kondisi air-heat pipe menandakan bahwa heat pipe bekerja efektif dalam memindahkan kalor dalam fluida air. Dapat dikatakan nilai kalor yang ditransfer ( $Q$ ) dari  $T_h$  oleh *heat pipe* cukup besar dan hampir sebanding dengan nilai kalor yang dihasilkan oleh  $T_h$ .

Korelasi antara nilai transfer keseluruhan dari *heat pipe* terhadap nilai kalor yang dihasilkan oleh peltier adalah :

$$Q_h = (UA)_{hp} \cdot \Delta T$$

Dengan :  $Q_h$  = kalor pada sisi panas peltier

$U$  = Overall heat transfer koefisien dari *heat pipe*

$A$  = Luas permukaan Transfer pada *heat pipe*

$\Delta T$  = selisih  $T_h$  dengan  $T_{hp}$

Pencapaian terbaik oleh fluida udara adalah dalam kondisi udara dengan APK heat pipe fin menandakan bahwa fin bekerja efektif dalam fluida udara dikarenakan fin lebih efektif dalam kondisi fluida dengan koefisien konveksi ( $h$ ) yang lebih kecil. Koefisien konveksi fluida air lebih besar dari koefisien konveksi air, jadi fluida udara lebih cocok digunakan dalam kondisi fin agar efisiensi yang dicapai lebih besar karena semakin besar nilai  $h$  maka nilai efisiensi akan semakin kecil.

Korelasi antara efisiensi fin dan koefisien konveksi terdapat pada rumus di bawah ini:

$$\varepsilon_f = \left( \frac{kP}{hA_c} \right)^{1/2}$$

Dengan:

$\varepsilon_f$  = efisiensi fin

k = koefisien konduksi (W/m.K)

h = koefisien konveksi (W/m<sup>2</sup>.K)

P = tebal fin (m)

A<sub>c</sub> = luas dasar (m<sup>2</sup>)

### 4.3 Analisa Pada Alat Pengujian

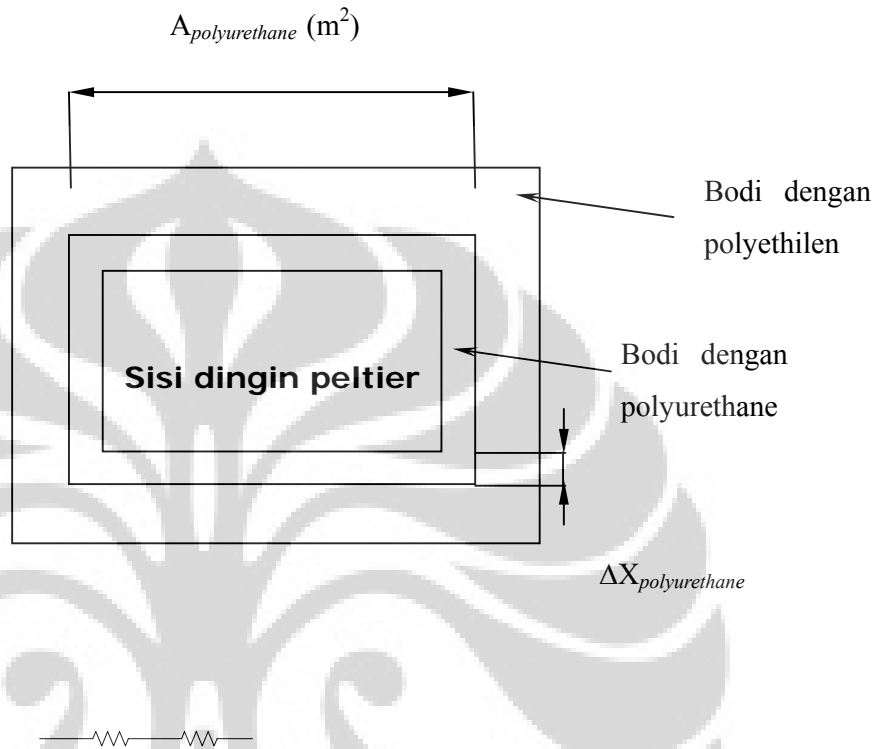
#### 4.3.1 Analisa Kalor Yang Hilang

Perhitungan nilai kalor konduksi pada sistem isolasi *cryosurgery* dilakukan dengan asumsi sebagai berikut:

- Kondisi tunak (*steady state*).
- Perhitungan konduksi 1 dimensi, seperti pada gambar 4.3
- Kontak hambatan antar dinding diabaikan.
- Permukaan dalam dianggap adiabatik.
- Konduktivitas termal material tidak berubah menurut waktu pendinginan.
- Suhu lingkungan 28°C dan temperatur optimun *cryosurgery* -96°C

Analisis kalor yang hilang  $q_{\text{loss}}$  (Watt)

Skematik isolasi dan hambatan *cryosurgery*:



**Gambar 4.5** Skematik isolasi *cryosurgery* satu dimensi.

**Tabel 4.2** Konduktivitas termal, luas total dan jarak termal material isolasi.

Material	K (W/mk)	A (m <sup>2</sup> )	ΔX (m)
Polyurethane	0,025	0,0036	0,06
Tembaga	52	0.005	0,04
Polyethilen	0,42	0,0024	0,01

Nilai q dapat dihitung dengan menggunakan rumus perpindahan kalor pada dinding datar dengan persamaan:

$$Q = \frac{T_{\text{sisi dingin peltier}} - T_{\text{lingkungan}}}{\left(\frac{\Delta X}{KA}\right)_{\text{polyurethane}} + \left(\frac{\Delta X}{KA}\right)_{\text{polyethilen}}}$$

$$Q = \frac{-96 - 28}{\left(\frac{0,06}{0,025 \cdot 0,0036}\right)_{\text{polyurethane}} + \left(\frac{0,01}{0,42 \cdot 0,0024}\right)_{\text{polyethilen}}}$$

$$Q = \frac{-96 - 28}{\left(\frac{0,06}{0,025 \cdot 0,0036}\right)_{\text{polyurethane}} + \left(\frac{0,01}{0,42 \cdot 0,0024}\right)_{\text{polyethilen}}}$$

$$Q = -0,18 \text{ Watt}$$

Nilai kalor yang hilang pada sistem isolasi sebesar 0,18 Watt.

#### 4.3.2 Perhitungan Coefficient Of Performance (COP)

COP alat *cryosurgery* yang telah didesain dapat diketahui dari data pengujian uji peltier dengan menggunakan *heat pipe*. Proses pengujian dilakukan dalam waktu 30 menit (1800 detik). Adapun perhitungan COP dilakukan dengan menggunakan persamaan sebagai berikut :

$$COP = \frac{Q_c}{P_{in}}$$

Dengan :

$q_c$  = Beban kalor yang dipindahkan, Watt

$P_{in}$  = Daya input elemen peltier, Watt

Langkah perhitungan COP adalah sebagai berikut :

1. Data Perhitungan

Hasil pengujian *cryosurgery* dengan daya input 20 W pada sistem pendinginan peltier, menggunakan *heat pipe* pada bagian sisi panas selama 1800 detik, T sisi dingin peltier yang berhasil dicapai adalah -88,8 °C, dengan temperatur awal 20 °C, dan T lingkungan rata-rata 28 °C. Data pengujian dapat dilihat di bagian lampiran.

**Tabel 4.3** Massa dan kalor spesifik beban yang didinginkan

Beban yang didinginkan	Massa (kg)	Cp (J/kg.K)
polyurethane	0,2	1045
polyethilen	0,05	1000

Konduktivitas termal material dan udara dapat dilihat pada tabel 4.1

2. Perhitungan Beban Transmisi ( $Q_{trans}$ )

Beban transmisi terjadi karena adanya perpindahan kalor secara konduksi dan konveksi melalui bagian dinding, alas ataupun bagian atas alat. Persamaan yang digunakan dalam perhitungan adalah sebagai berikut :

$$Q = U \cdot A \cdot \Delta T$$

Dengan :

q = Beban kalor konduksi dari dinding, Watt

A = Luas penampang perpindahan kalor, m<sup>2</sup>



$\Delta T$  = Perbedaan temperatur udara luar dengan temperatur dalam, °C

Koefisien perpindahan kalor keseluruhan U dari dinding, lantai, dan bagian atas dapat dihitung dengan menggunakan rumus :

$$U = \frac{1}{\frac{1}{h_i} + \frac{x_1}{k_1} + \frac{x_2}{k_2} + \frac{1}{h_o}}$$

Dengan,

U = Koefisien perpindahan kalor keseluruhan, W/m<sup>2</sup>K

x = Tebal dinding, m

k = Konduktivitas termal material, W/mK

h<sub>i</sub> = Koefisien perpindahan kalor konveksi pada bagian dalam, W/m<sup>2</sup>K

h<sub>o</sub> = Koefisien perpindahan kalor konveksi pada bagian luar, W/m<sup>2</sup>K

Perhitungan beban transmisi terbagi menjadi 3 bagian, yaitu :

a. Atas



X<sub>polyurethane</sub> = 0,06 m, X<sub>tembaga</sub> = 0,005 m

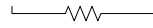
$$U = \frac{1}{\frac{1}{25} + \frac{0,06}{0,025} + \frac{0,04}{52} + \frac{1}{25}}$$

$$U = 0,403 \text{ W/m}^2\text{K}$$

$$Q_{\text{atap}} = U.A.\Delta T$$

$$= 0,403 (0.005) (28 - (-96)) = 0,25 \text{ Watt}$$

b. Alas



$$X_{\text{polyurethane}} = 0,06 \text{ m}$$

$$U = \frac{1}{\frac{1}{25} + \frac{0,06}{0,025}}$$

$$U = 0,409 \text{ W/m}^2\text{K}$$

R polyurethane  
T ruang

T lingkungan

$$U = \frac{1}{\frac{1}{25} + \frac{0,01}{0,2} + \frac{0,01}{0,024} + \frac{0,01}{0,2} + \frac{1}{25}}$$
$$= 1,68 \text{ W/m}^2\text{K}$$

$$Q_{\text{alas}} = U \cdot A \cdot \Delta T$$

$$= 0,409 (0,0036) (28 - (-96)) = 0,18 \text{ Watt}$$

c. Selimut



$$X_{\text{polyurethane}} = 0,06 \text{ m}$$

$$X_{\text{polyethilen}} = 0,01 \text{ m}$$

$$U = \frac{1}{\frac{1}{25} + \frac{0,06}{0,025} + \frac{0,01}{0,042} + \frac{1}{25}}$$

$$U = 0,367 \text{ W/m}^2\text{K}$$

$$Q_{\text{selimut}} = U.A.\Delta T$$

$$= 0,367 (0,006) (28-(-96)) = 0,27 \text{ Watt}$$

Maka total beban kalor transmisi adalah :

$$Q_{\text{transmisi}} = Q_{\text{atap}} + Q_{\text{alas}} + Q_{\text{selimut}}$$

$$= 0,25 + 0,18 + 0,27 = \mathbf{0,7 \text{ Watt}}$$

### 3. Perhitungan Beban Pendinginan ( $Q_{\text{cooling}}$ )

Beban pendinginan dapat dihitung dengan persamaan

$$Q_{\text{beban yang didinginkan}} = m.C_p. \Delta T$$

Hasil perhitungan Q berdasarkan data perhitungan dapat dilihat pada tabel dibawah ini.

$$Q_{\text{polyurethane}} = m_{\text{polyurethane}}.C_p. \Delta T, \quad C_p = 1,045 \text{ kJ/kg.K}$$

$$Q_{\text{polyurethane}} = 0,2 (1,045) (28-(-96))$$

$$= 25,916 \text{ kJ} = 25916 \text{ J} : 1800 \text{ s}$$

$$= 14,4 \text{ Watt}$$

$$Q_{\text{polyethylen}} = m_{\text{polyethylen}}. C_p. \Delta T, \quad C_p = 1000 \text{ J/kg.K}, T_1 = 28 \text{ }^\circ\text{C}, T_2 = -96 \text{ }^\circ\text{C}$$

$$Q_{\text{polyethylen}} = 0,05. 1000. (28-(-96)): 1800$$

$$= 3,4 \text{ Watt}$$

Maka diperoleh :

$$Q_{\text{cooling}} = q_{\text{polyurethane}} + q_{\text{polyethylen}} + q_{\text{tembaga}}$$

$$= 14,4 + 3,4$$

$$= 17,8 \text{ Watt}$$

4. Perhitungan Beban Keseluruhan ( $Q_c$ )

$$Q_c = Q_{\text{transmisi}} + Q_{\text{cooling}} + Q_{\text{losses}}$$

$$= 0,7 + 17,8 + 0,18$$

$$Q_c = 18,68 \text{ Watt}$$

5. Perhitungan COP

$$COP = \frac{Q_c}{P_{in}}$$

$$COP = \frac{18,68}{30} = 0,62$$

COP pada peltier sangat kecil yaitu kurang dari satu, hal ini dikarenakan peltier lebih bersifat sebagai elemen pemanas daripada sebagai elemen pendingin.

#### 4.4 Analisa Desain Pada Cryosurgery

Analisa desain meliputi analisa dimensi dari *cryosurgery* ini. Dengan analisa ini dapat dijadikan acuan untuk pengembangan desain selanjutnya dari *cryosurgery*.

Pada penggunaan *cryosurgery* untuk kanker rahim harus menggunakan alat tambahan sebagai alat bantu dalam melakukan pengobatan. Alat ini dinamakan cocor bebek. Alat ini berfungsi untuk membuka bagian rahim dari penderita kanker rahim dan menahannya agar alat *cryosurgery* dapat masuk ke dalam rahim. Untuk itulah dalam perancangan desain dari *cryosurgery* ini harus mempertimbangkan dimensi dari alat cocor bebek tersebut agar penggunaannya dapat maksimal.

Pada desain ke-II dari *cryosurgery* ini belum memasukkan pertimbangan dari cocor bebek ini. Hal ini dikarenakan tujuan dari perancangan awal alat *cryosurgery* ini hanya untuk mendapatkan temperatur serendah mungkin dan

dapat digunakan tanpa mempertimbangkan adanya alat bantuan yaitu cocor bebek. Dari desain awal ini didapatkan bahwa dimensi *casing* dari *probe* terlalu besar sehingga tidak dapat masuk ke dalam cocor bebek ini. Hal ini dapat dilihat pada gambar 4.8. Oleh karena itu *cryosurgery* desain awal ini belum bisa dipakai langsung untuk pengobatan kanker rahim.



**Gambar 4.6** Cocor Bebek ketika terbuka



**Gambar 4.7** Cocor Bebek ketika tertutup



**Gambar 4.8** Cocor bebek ketika akan dimasukkan alat *cryosurgery*



## BAB 5

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 5.1 Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang dilakukan, spesifikasi *cryosurgery* yang didesain adalah

- Temperatur yang dapat dicapai dengan menggunakan alat pengujian desain ke-I didapatkan temperatur  $-96\text{ }^{\circ}\text{C}$
- Penggunaan *heat pipe* pada *water block* untuk pendinginan sisi panas dari peltier sangat efektif karena dapat menurunkan temperatur pada sisi dingin peltier.
- Massa dari *cryosurgery* adalah 807 gram
- Casing *cryosurgery* adalah material *teflon*
- Dimensi total *cryosurgery* adalah 60 mm x 60 mm x 150 mm.

#### 5.2 Saran

Beberapa rekomendasi saran yang perlu diperhatikan dalam pengembangan desain alat *cryosurgery* selanjutnya adalah:

- Desain *casing* dari *probe* seharusnya mempertimbangkan adanya penggunaan alat cocor bebek yang berfungsi sebagai tempat masuknya *probe* dari *cryosurgery* ini.
- Material yang utama dari *cryosurgery* ini sebaiknya diganti dengan material yang memiliki nilai konduktifitas termal yang kecil dan juga memiliki nilai densitas yang kecil pula
- Kontak dari *heat pipe* terhadap sisi panas peltier harus diperbesar agar perpindahan kalornya cepat sehingga dapat meningkatkan kinerja dari peltier.



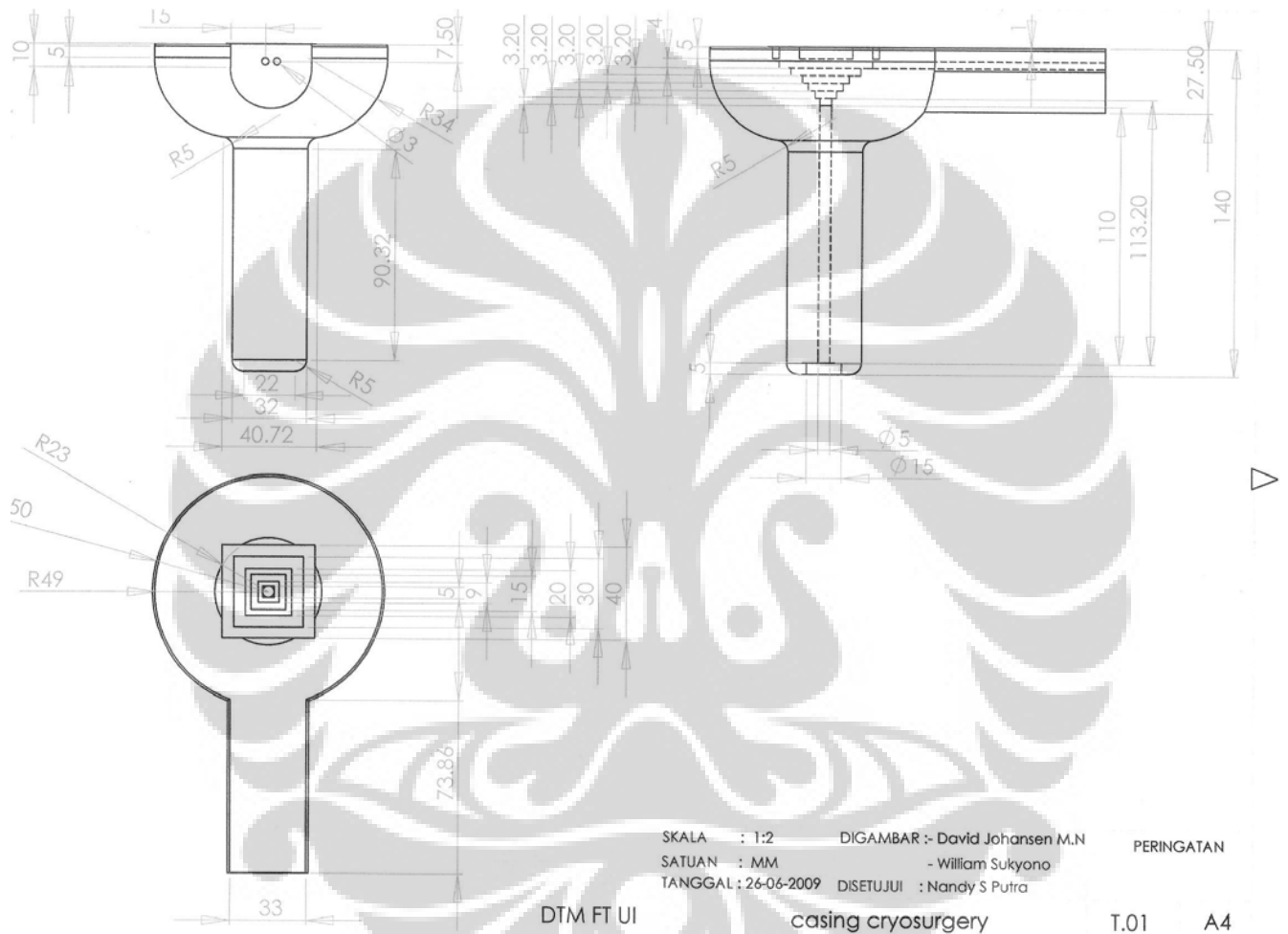
## DAFTAR PUSTAKA

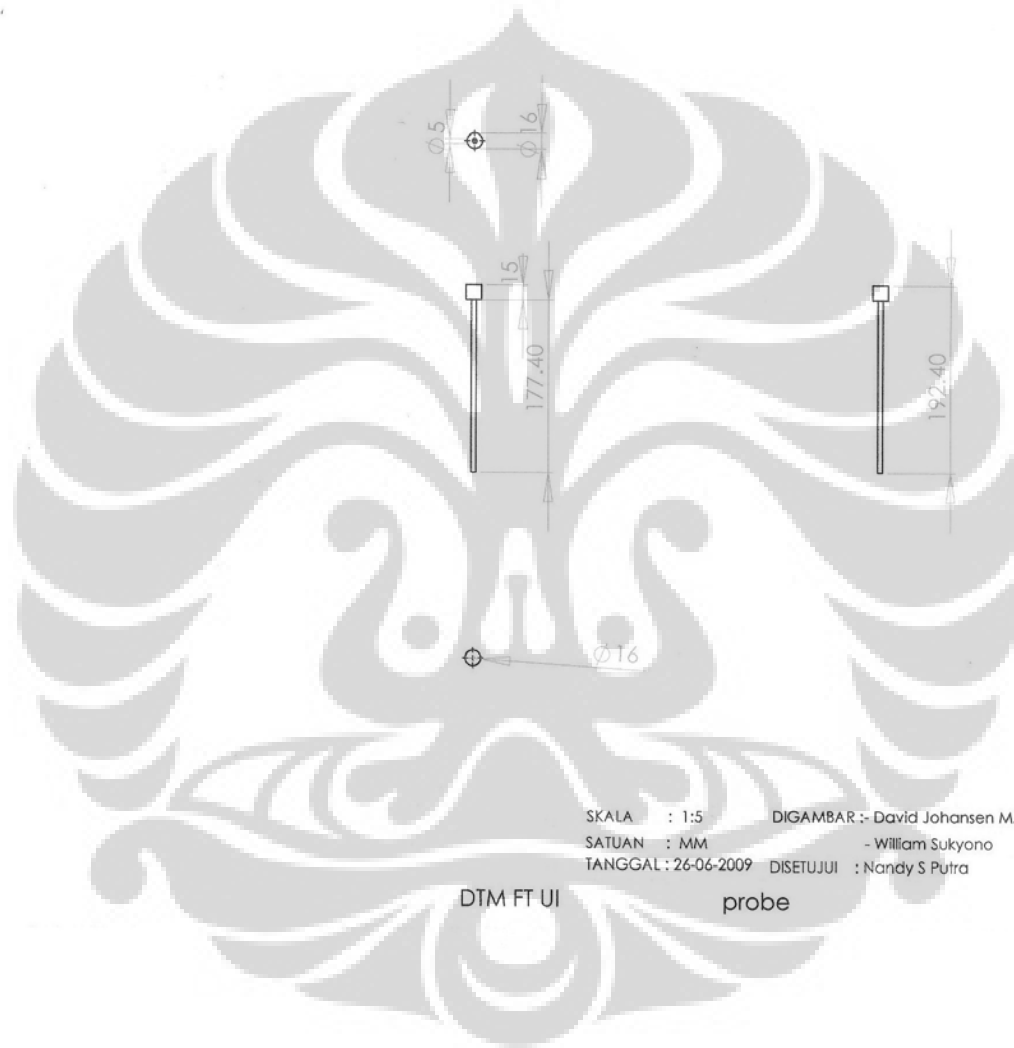
- [1] Evy Rachmawaty, "Bila Kanker Menyerang Leher Rahim" *Koran Kompas Sabtu, 11 April 2009 halaman 14*
- [2] <http://www.cancer.gov/cancertopics/factsheet/Therapy/cryosurgery>
- [3] [www.medical-look.com](http://www.medical-look.com)
- [4] [www.catalog.nucleusinc.com](http://www.catalog.nucleusinc.com)
- [5] [www.mdconsult.com](http://www.mdconsult.com)
- [6] [www.medidirect.net](http://www.medidirect.net)
- [7] [www.surgery.wisc.edu](http://www.surgery.wisc.edu)
- [8] <http://lifestyle.okezone.com/read/2009/04/01/27/206708/cryosurgery-metode-alternatif-penjinak-kanker>
- [9] [www.melcor.com](http://www.melcor.com)
- [10] [www.supercool.com](http://www.supercool.com)
- [11] S.B. Riffat, S.A. Omer, Xiali Ma (2001). "A novel thermoelectric refrigeration system employing heat pipes and a phase change material: an experience investigation". *Journal of Renewable Energy*, 23 (2001) 313-323.
- [12] Nandy et.al, "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
- [13] [www.who.org](http://www.who.org), Download 20 Maret 2007
- [14] JP Holman. 1986. *Heat Transfer*. McGraw-Hill
- [15] Incropera, F.P and DeWitt, D.P.. 2002. *Fundamental of Heat and Mass Transfer Fifth Edition*. John Wiley & Sons.

- [16] Keith W. Lindler (1977). “Use of multi-stage cascades to improve performance of thermoelectric heat pumps”*Journal of Energy Conversion*, 39 (1998) Elsevier Science 1009-1014









SKALA : 1:5  
SATUAN : MM  
TANGGAL : 26-06-2009

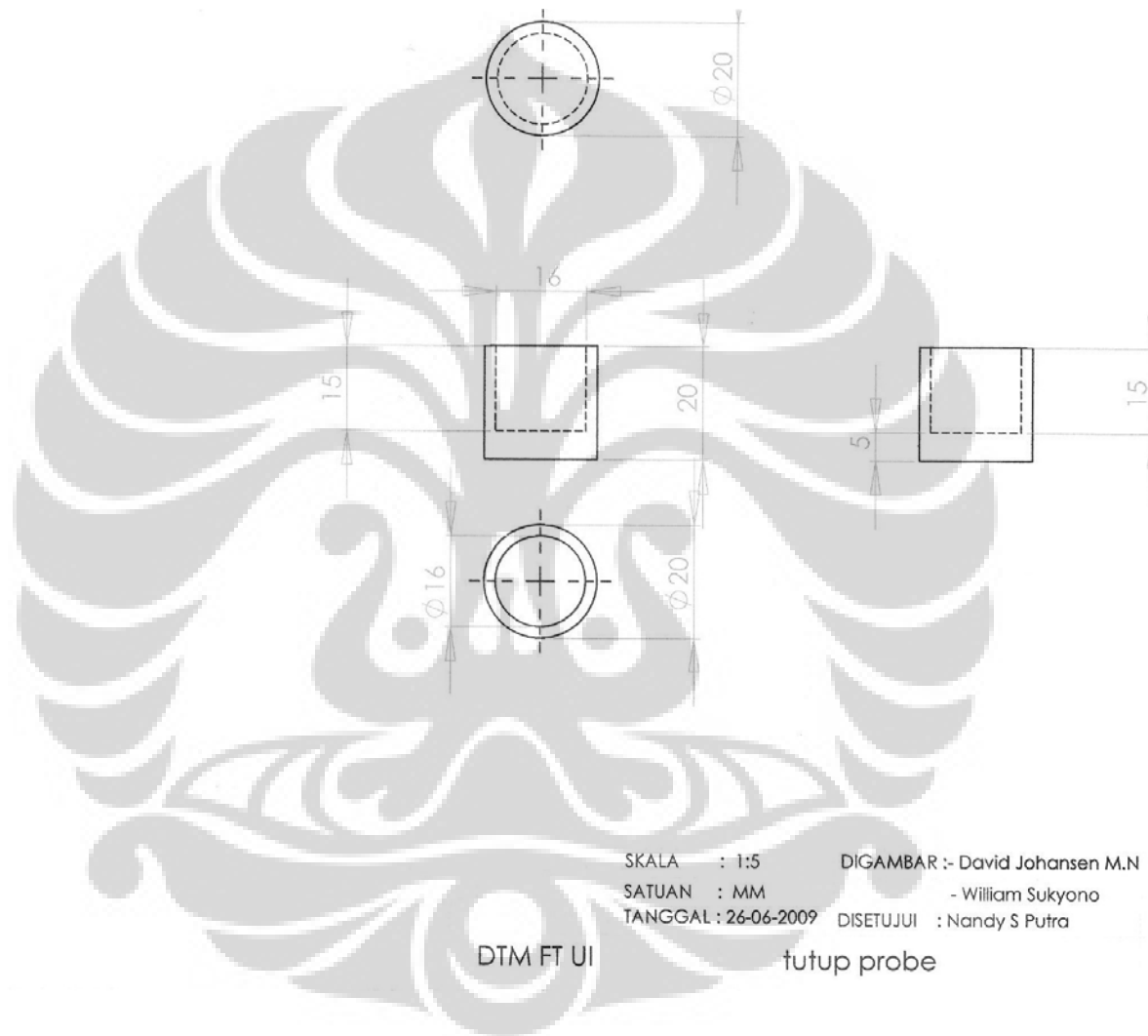
DIGAMBAR :- David Johansen M.N  
- William Sukyono  
DISETUUJI : Nandy S Putra

PERINGATAN

DTM FT UI

probe

T.02 A4



SKALA : 1:5  
 SATUAN : MM  
 TANGGAL : 26-06-2009

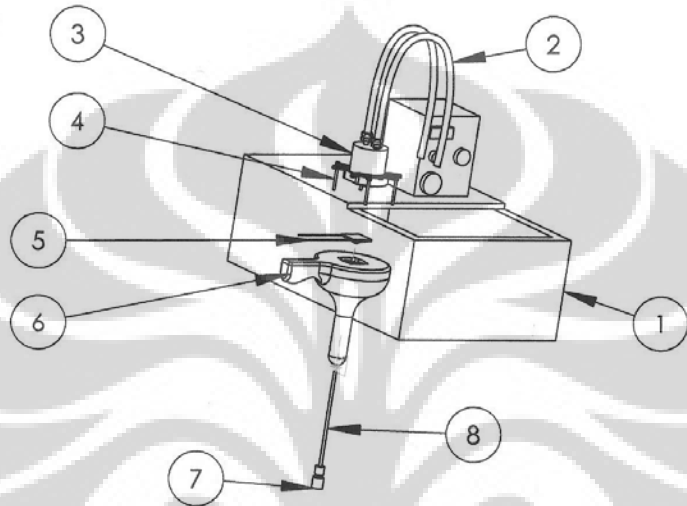
DIGAMBAR :- David Johansen M.N  
 - William Sukyono  
 DISETUJUI : Nandy S Putra

PERINGATAN

DTM FT UI

tutup probe

T.03 A4



8	PROBE	TEMBAGA	1
7	TUTUP PROBE	TEFLON	1
6	CASING	TEFLON	1
5	PELTIER	SEMI KONDUKTOR	1
4	BAUT	SS 41	4
3	WATER BLOCK	TEMBAGA	1
2	SELANG	PLASTIK	2
1	THERMOSTATIC BATH	STAINLESS STEEL	1
NO	KOMPONEN	MATERIAL	JUMLAH

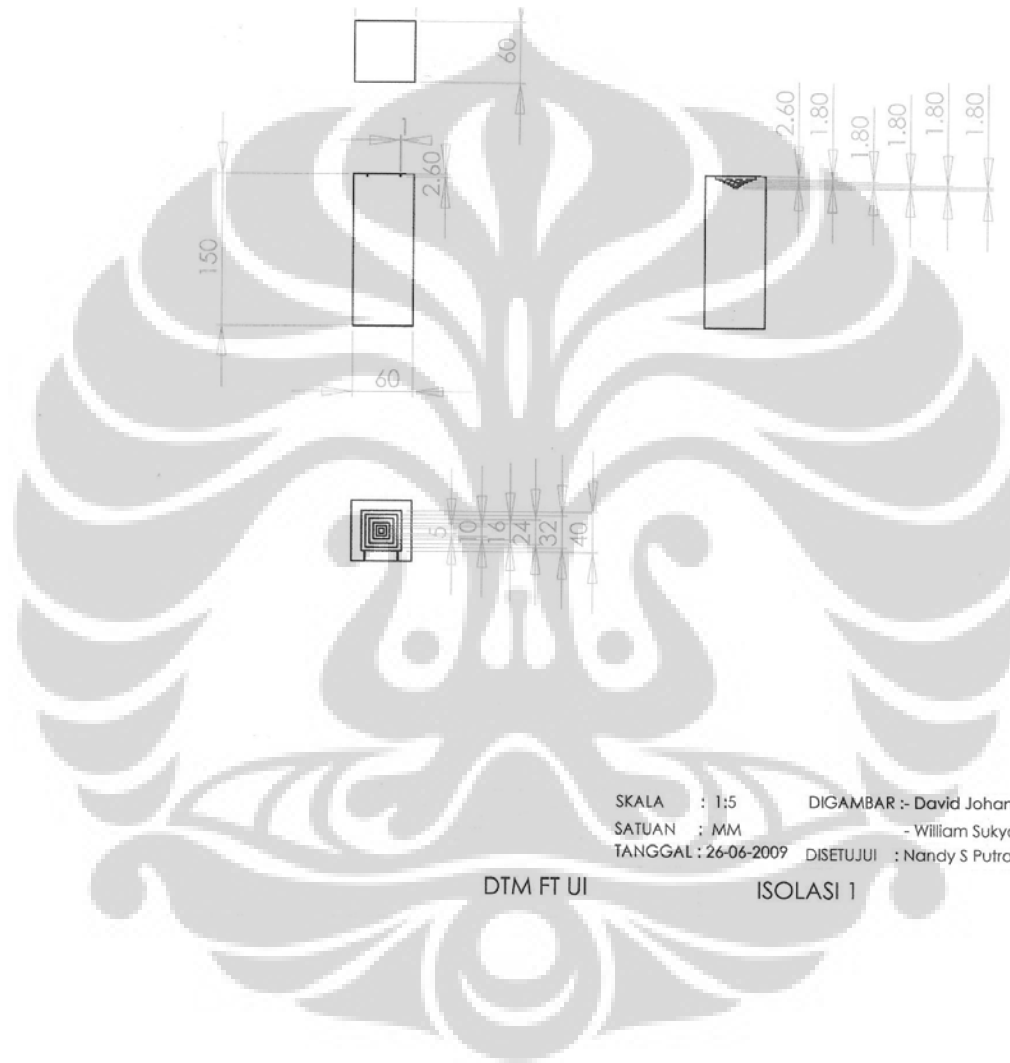
SKALA : 1:10      DIGAMBAR :- David Johansen M.N  
 SATUAN : MM      - William Sukyono  
 TANGGAL : 26-06-2009      DISETUJUI : Nandy S Putra

DTM FT UI

CRYOSURGERY

PERINGATAN

T.04      A4



SKALA : 1:5  
 SATUAN : MM  
 TANGGAL : 26-06-2009

DIGAMBAR :- David Johansen M.N  
 - William Sukyono  
 DISETUJUI : Nandy S Putra

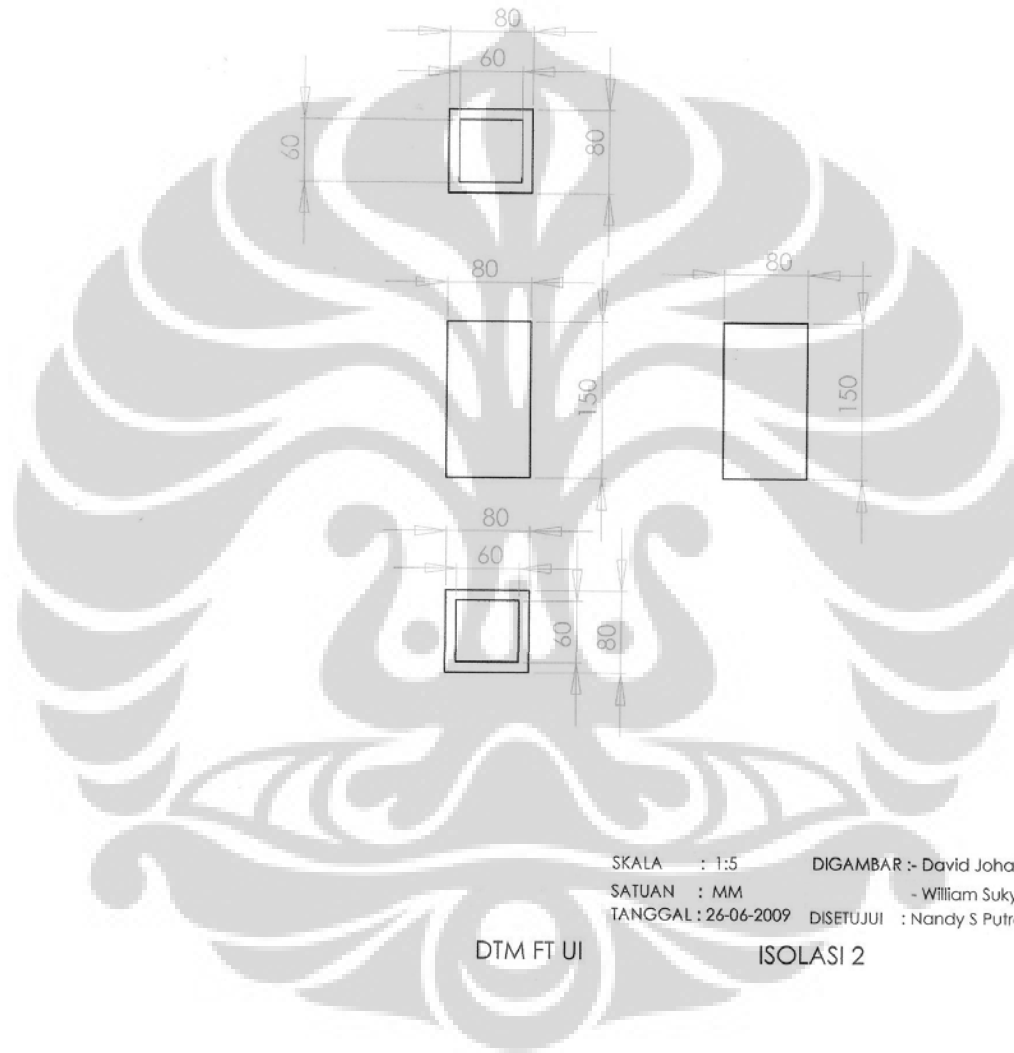
PERINGATAN

DTM FT UI

ISOLASI 1

T.05 A4





SKALA : 1:5  
SATUAN : MM  
TANGGAL : 26-06-2009

DIGAMBAR :- David Johansen M.N  
- William Sukyono  
DISETUIJUI : Nandy S Putra

PERINGATAN

DTM FT UI

ISOLASI 2

T.06 A4



