

Pengembangan Alat Cryosurgery Prototipe V Berbasis Termoelektrik Bertingkat

Nandy Putra, Wayan Nata Septiadi, Ridho Irwansyah, Bimo Sakti
Laboratorium Perpindahan Kalor

Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Indonesia

Kampus Baru UI- Depok

E-mail: 1, wayan.nata@gmail.com

Abstrak

Kanker merupakan penyebab dari sebagian besar jumlah angka kematian diseluruh dunia. Besarnya angka kematian dari penderita kanker bahkan telah melebihi angka kematian dari penderita AIDS (HIV), malaria dan tuberculosis. Dari 12,7 juta orang penderita kanker pada tahun 2008 7,6 juta berakhir pada kematian. Hal ini menunjukkan betapa ganas dan berbahanya kanker bagi kehidupan manusia. Dengan perkembangan teknologi dan ilmu kedokteran banyak upaya dan penelitian telah dilakukan guna mengatasi permasalahan kanker. Beberapa metode telah diaplikasikan dalam penanganan kanker, seperti kemoterapi, radiasi, kemoradiasi dan *cryosurgery*. Yang paling banyak dikembangkan pada saat ini adalah teknologi *cryosurgery* dimana metode ini merupakan suatu cara penanganan terhadap kanker melalui pembekuan pada sel-sel kanker. Terdapat beberapa metode *cryosurgery* yakni dengan pemakaian cairan nitrogen argon helium. Cairan ini digunakan untuk membekukan sel-sel kanker dengan cara penyemprotan cairan tersebut pada daerah kanker akan tetapi dalam hal ini terdapat beberapa masalah yakni, *cryosurgery* dengan metode ini temperatur yang diinginkan tidak dapat dikontrol sehingga apabila terlalu dingin dapat mematikan sel-sel sekitarnya yang masih sehat. Disamping itu penggunaan gas atau cairan pendingin memiliki beberapa kelemahan, antara lain kebutuhan tempat penyimpanan khusus sehingga hanya rumah sakit yang memiliki pasokan yang teratur saja yang bisa melakukan metode ini. Sehingga untuk mengurangi kelemahan dari sistem yang menggunakan gas pendingin, maka dikembangkanlah penelitian alat *cryosurgery* yang menggunakan sistem pendingin alternatif. Salah satu alternatif yang dapat digunakan secara aplikatif adalah menggunakan pendingin berbasis modul termoelektrik. Tujuan dari penelitian ini adalah mengembangkan alat *cryosurgery* yang menggunakan sistem pendingin berupa dua buah modul termoelektrik bertingkat dua dengan alat penukar kalor *water block* yang disusun secara paralel. Casing yang digunakan berbahan dasar *polyurethane high density* dengan variasi arus listrik yaitu 5A, 5,2A dan 5,5A, variasi temperatur *Circulating Thermostatic Bath* yaitu -5°C, -10°C dan -15°C, variasi kecepatan pompa yaitu 2500rpm, 3000rpm dan 3500rpm serta penggunaan lapisan emas pada probe. Temperatur terendah pada end probe yang berhasil dicapai adalah -52,11°C. Penelitian ini membuktikan bahwa sistem pendingin berupa dua buah modul termoelektrik bertingkat dua dengan alat penukar kalor *water block* yang disusun secara paralel dapat digunakan sebagai sistem pendingin utama pada alat *cryosurgery*.

Kata kunci : *Cryosurgery*, modul termoelektrik bertingkat, temperatur *end probe*.

Pendahuluan

Kanker merupakan penyakit tidak menular yang disebabkan oleh pertumbuhan sel jaringan tubuh tidak normal dan tidak terkendali. Sel kanker bersifat ganas, tumbuh cepat, tidak bersimpai, serta dapat menyebar melalui pembuluh darah dan pembuluh getah bening, sehingga dapat bermetastasis di tempat lain. Perkembangan sel terjadi mengikuti pola tertentu dan biasanya memiliki waktu yang lama tanpa disadari oleh penderita. Kanker bisa disebut juga dengan tumor atau neoplasma ganas.

Kanker termasuk salah satu penyakit tidak menular yang cenderung terus meningkat setiap tahunnya, sehingga dapat dikatakan bahwa beban

yang harus ditanggung dunia akibat penyakit tersebut juga semakin meningkat.

Sel kanker dapat berasal dari semua unsur yang membentuk suatu organ, dalam proses selanjutnya tumbuh dan menggandakan diri sehingga membentuk massa tumor yang akan menginvasi dan merusak jaringan normal. Menurut estimasi *Internasional Agency for Research on Cancer* pada tahun 2002, lebih dari 70% dari seluruh kematian akibat kanker terjadi di negara-negara berpendapatan rendah dan menengah, diperkirakan karena upaya pencegahan, fasilitas untuk menegakkan diagnosis, dan penatalaksanaan kanker masih terbatas bahkan kemungkinan tidak ada sama sekali. Dapat dilihat dari data GLOBOCAN, *Internasional Agency for Research on Cancer* (IARC) 2008 bahwa di ASEAN

kasus kematian akibat kanker cenderung lebih tinggi pada negara berkembang. Hal tersebut dapat dilihat dari perbandingan jumlah pengidap kanker dengan jumlah kematian akibat kanker. Hal tersebut diperkirakan akibat minimnya fasilitas untuk melakukan pengobatan serta mahalnya biaya tersebut. Sedangkan berdasarkan data GLOBOCAN 2008 menggambarkan bahwa kasus kanker serviks merupakan kasus terbanyak kedua di Asia Tenggara. Diperkirakan ada 39.800 kasus baru dan 20.600 angka kematian pertahun di regional ini pada tahun 1995. Jumlah ini merupakan 9,8% dari seluruh kanker serviks di seluruh dunia. Di negara Singapura, Thailand, Brunei, dan Malaysia kematian yang diakibatkan oleh kanker serviks lebih tinggi daripada kematian sebagai akibat kehamilan [1].

Pada tahun 2004, data RS Kanker Dharmais menunjukkan bahwa kanker payudara menempati posisi pertama (27,25%) dari 10 kanker terbanyak, dan kanker leher rahim pada urutan kedua sebesar 12,78% [2]. Sedangkan berdasarkan data proyek GLOBOCAN, IARC pada tahun 2008 tercatat bahwa pengidap kanker serviks terbanyak ketiga, setelah kanker payudara dan kanker kolorektum di Indonesia.

Metode penyembuhan kanker serviks yang saat ini sedang dikembangkan dan sering digunakan adalah cryosurgery atau yang biasa disebut krioterapi. Metode cryosurgery adalah prosedur yang relatif mudah dikerjakan untuk menatalaksana lesi pra-kanker dengan merusak sel pra-kanker serviks dengan menggunakan gas karbondioksida (CO₂) atau nitritoksida (N₂O). Dasar metode cryosurgery adalah sel lesi pra-kanker akan dirusak dan mati pada suhu -20°C dengan menggunakan gas CO₂ atau N₂O selama 5 menit dapat menurunkan suhu serviks mencapai -60°C s/d -80°C. Pada serviks ukuran normal, cryosurgery dapat merusak jaringan hingga kedalaman 5 mm [1].

Penyempotan cairan tersebut pada daerah kanker akan tetapi dalam hal ini terdapat beberapa masalah yakni, cryosurgery dengan metode ini temperatur yang diinginkan tidak dapat dikontrol sehingga apabila terlalu dingin dapat mematikan sel-sel sekitarnya yang masih sehat. Disamping itu penggunaan gas atau cairan pendingin memiliki beberapa kelemahan, antara lain kebutuhan tempat penyimpanan khusus sehingga hanya rumah sakit yang memiliki pasokan yang teratur saja yang bisa melakukan metode ini. Sehingga untuk mengurangi kelemahan dari sistem yang menggunakan gas pendingin, maka dikembangkanlah penelitian alat cryosurgery yang menggunakan sistem pendingin alternatif. Salah satu alternatif yang dapat digunakan secara aplikatif adalah menggunakan pendingin berbasis modul termoelektrik.

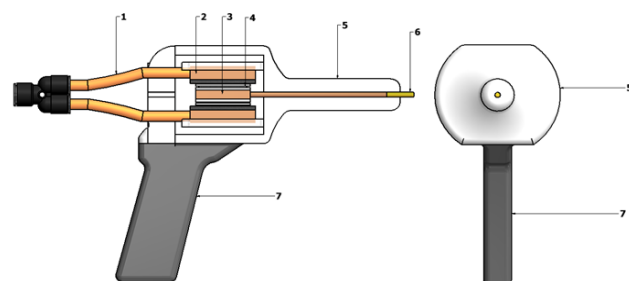
Tujuan dari penelitian ini adalah mengembangkan alat cryosurgery yang menggunakan sistem pendingin

berupa dua buah modul termoelektrik bertingkat dua dengan alat penukar kalor *water block* yang disusun secara paralel.

Metodologi penelitian

Rerancangan Alat Cryosurgery Prototipe V

Alat cryosurgery prototipe V menggunakan dua buah modul termoelektrik tingkat dua sebagai pendingin dan dua *water block* sebagai alat penukar kalor yang disusun secara paralel. *Water block* yang digunakan memiliki dimensi yang lebih ringkas dan memiliki *baffle* yang lebih banyak sehingga memiliki luas kontak permukaan yang lebih besar. Material yang digunakan sebagai casing pada pengujian ini adalah polyurethane high density. Susunan dari alat cryosurgery prototipe V dapat dilihat pada gambar 1.



Keterangan:

1. Selang Polyurethane
2. Alat penukar kalor *water block*
3. *Start Probe*
4. Modul Termoelektrik tingkat dua
5. *Casing*
6. *End Probe*
7. *Handle*

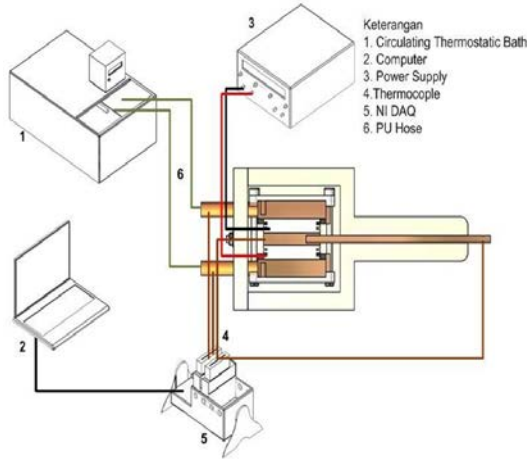
Gambar 1 Proptotipe 5 termoelektrik cryosurgery

Skema Pengujian

Skema pengujian yang digunakan dalam penelitian ini dapat dilihat pada gambar 2. Terdapat beberapa komponen yang digunakan dalam pengujian ini seperti modul data akuisisi National Instrument NI 9213, *chasis* NI cDAQ-9172, DC power supply, termokopel tipe K, Circulating Thermostatic Bath (CTB), *water block*, thermal paste, glass wool, *coolant*, *thermaflex* dan modul termoelektrik bertingkat dua dengan kode 1126 produksi Laird Technology. Pada pengujian ini dilakukan pengukuran temperatur pada 5 titik. Satu termokopel dipasang pada bagian *end probe*, satu termokopel pada sisi dingin modul termoelektrik atas, satu termokopel pada *inlet water block*, satu termokopel pada *outlet water block* dan satu termokopel untuk mengukur temperatur ambien.

Pengujian alat *cryosurgery* dilakukan dalam tiga tahap. Pengujian tahap pertama adalah pengujian kinerja alat *cryosurgery* prototipe V dengan variasi temperatur CTB, kecepatan pompa, dan arus masukan modul termoelektrik. Pompa yang digunakan adalah pompa yang tersedia pada unit CTB. Pengujian tahap

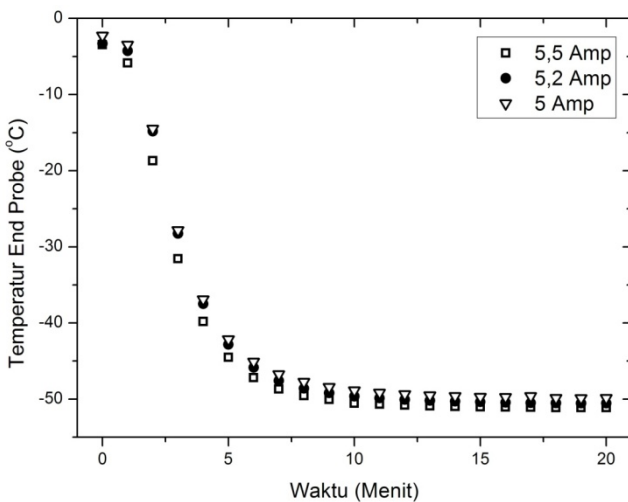
kedua adalah pengujian alat *cryosurgery* prototipe V dengan variasi jenis *probe* dan kondisi isolasi. Jenis *probe* yang digunakan adalah *probe* yang seluruhnya dari tembaga dan *probe* tembaga yang bagian ujungnya dilapisi emas.



Gambar 2 Skematik pengujian termoelektrik cryosurgery

Hasil dan Pembahasan

Pengujian Alat *Cryosurgery* Prototipe V Pada Variasi Arus Dari Power Supply



Gambar 3 Grafik temperatur *end probe* dengan variasi arus masukan pada temperatur CTB -10°C dan kecepatan pompa 3500 rpm.

Pada gambar 3 terlihat bahwa temperatur *end probe* dengan menggunakan arus 5,5 A mengalami laju penurunan yang cepat dari menit ke 1 hingga menit ke 5. Dari menit ke 6 hingga menit ke 9 temperatur mengalami penurunan yang cukup signifikan. Temperatur *end probe* mencapai kondisi stabil dari menit ke 12 dengan temperatur terendah yang dicapai adalah -51,13°C dan temperatur rata-rata adalah -51,02 °C. Pada pengujian dengan arus masukan modul termoelektrik sebesar 5,2 A,

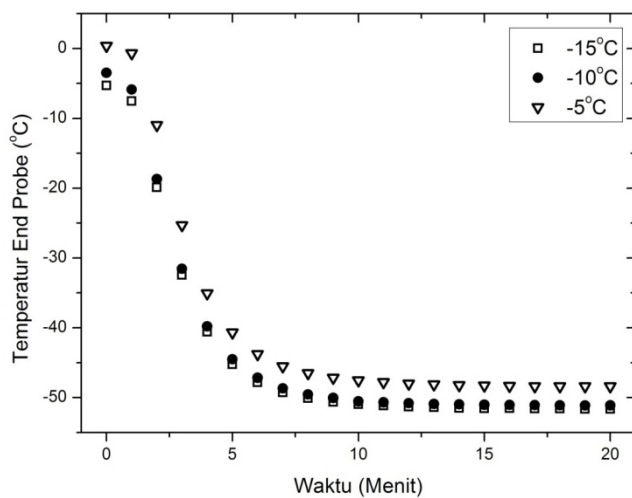
temperatur *end probe* mengalami laju penurunan temperatur yang signifikan hingga menit ke 5 namun tidak secepat ketika menggunakan arus masukan 5,5 A. Temperatur *end probe* terendah yang mampu dicapai adalah -50,54°C dengan temperatur rata-rata adalah -50,41 °C. Pada pengujian dengan arus masukan modul termoelektrik sebesar 5 A, temperatur *end probe* mengalami laju penurunan temperatur yang hampir serupa dengan arus masukan 5,2 A. Temperatur terendah yang mampu dicapai adalah -49,88 °C dengan temperatur rata-rata adalah -49,75 °C.

Dari analisis grafik di atas dapat disimpulkan bahwa semakin besar arus masukan yang diberikan maka temperatur yang dapat dicapai *end probe* akan semakin rendah. Dari ketiga variasi arus masukan tersebut, temperatur paling rendah mampu dicapai pada arus masukan 5,5 A. Sehingga peningkatan daya akan diikuti dengan peningkatan delta temperatur antara sisi panas dengan sisi dingin modul termoelektrik. Jadi dapat disimpulkan bahwa arus masukan yang optimal untuk modul termoelektrik tingkat 2 yang digunakan pada alat *cryosurgery* prototipe V adalah 5,5 A serupa dengan penelitian Karimi et al [12].

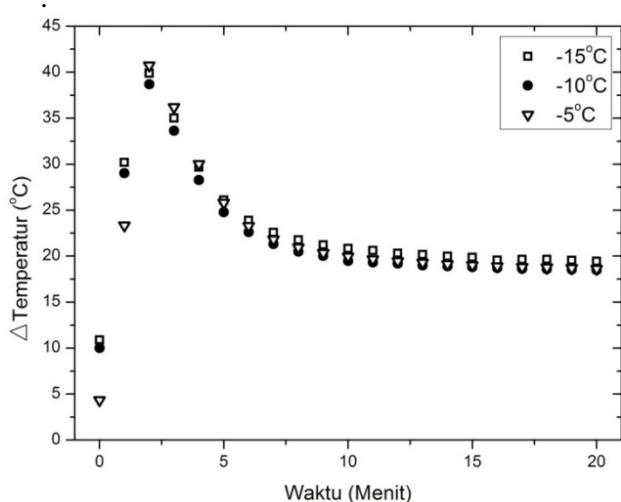
Pengujian Alat *Cryosurgery* Prototipe V Pada Variasi Temperatur *Circulating Thermostatic Bath* (CTB)

Pada pengujian ini dilakukan tiga variasi temperatur yaitu -5°C, -10°C dan -15°C. Pada gambar 4 terlihat bahwa temperatur *end probe* dari ketiga variasi temperatur CTB mengalami laju penurunan yang serupa karena temperatur CTB hanya

menurunkan temperatur sisi panas dari modul termoelektrik sehingga semakin menurunkan sisi dingin modul apabila dengan delta temperatur yang sama. Temperatur *end probe* pada pengujian dengan temperatur CTB -5°C terendah yang dicapai adalah $-48,4^{\circ}\text{C}$. Pada pengujian dengan temperatur CTB -10°C , temperatur *end probe* terendah yang dicapai adalah $-51,13^{\circ}\text{C}$. Sedangkan temperatur *end probe* pada pengujian dengan temperatur CTB -15°C terendah yang dicapai adalah $-51,66^{\circ}\text{C}$. Perbedaan temperatur terendah *end probe* antara temperatur CTB -10°C dengan temperatur CTB -15°C sebesar $0,53^{\circ}\text{C}$ jauh lebih kecil dibandingkan perbedaan temperatur terendah *end probe* antara temperatur CTB -10°C dengan temperatur CTB -5°C yaitu sebesar $2,73^{\circ}\text{C}$.



Gambar 4 Grafik temperatur *end probe* dengan variasi temperatur CTB pada arus masukan 5,5 A dan kecepatan pompa 3500 rpm.



Gambar 5 Grafik delta temperatur sisi dingin dengan *end probe* dengan variasi temperatur CTB pada arus masukan 5,5 A dan kecepatan pompa 3500 rpm.

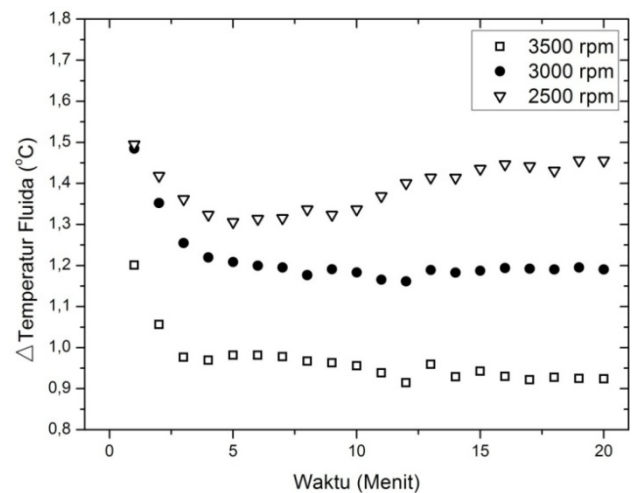
Perbedaan temperatur antara sisi dingin dengan

end probe dapat dilihat pada gambar 5. Pada grafik tersebut terlihat bahwa ΔT sisi dingin dengan *end probe* pada temperatur CTB -10°C dan -5°C hampir yang sama yaitu $18,5^{\circ}\text{C}$ dan $18,63^{\circ}\text{C}$ pada menit ke 20. Sedangkan ΔT sisi dingin dengan *end probe* pada temperatur CTB -15°C lebih besar, yaitu $19,43^{\circ}\text{C}$. Dari tabel 5 terlihat bahwa adanya *heat loss* yang terjadi antara sisi dingin dan *end probe* pada kondisi temperatur CTB -15°C . Diperkirakan isolasi dari *casing* sudah tidak mampu lagi menahan temperatur *start probe* yang mencapai $-71,09^{\circ}\text{C}$.

Pengujian Alat *Cryosurgery* Prototipe V Pada Variasi Kecepatan Pompa *Circulating Thermostatic Bath* (CTB)

Untuk mengetahui efek dari variasi kecepatan pompa pada CTB adalah dengan melihat perubahan temperatur fluida yang masuk dan keluar dari *water block*. Gambar 6 menunjukkan perbedaan temperatur antara fluida yang masuk ke *water block* dengan fluida yang keluar dari *water block*.

Pada pengujian kecepatan pompa 2500 rpm terlihat pada gambar 6 bahwa perubahan rata-rata temperatur fluida dari menit ke 3 adalah sebesar $1,38^{\circ}\text{C}$. Sedangkan pada pengujian kecepatan pompa 3000 rpm mengalami perubahan rata-rata sebesar $1,19^{\circ}\text{C}$ dan pada pengujian kecepatan pompa 3500 rpm mengalami perubahan rata-rata sebesar $0,95^{\circ}\text{C}$.

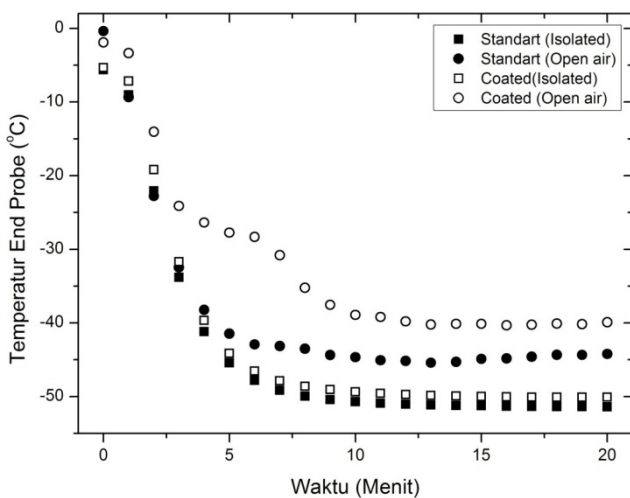


Gambar 6 Grafik delta temperatur fluida masuk dengan fluida keluar dari *water block* dengan variasi kecepatan pompa CTB pada arus masukan 5,5 A dan temperatur CTB -10°C .

Pengujian Alat *Cryosurgery* Prototipe V Pada Variasi Jenis *Probe* dan Kondisi Isolasi *Probe*.

Pengujian kondisi tanpa isolasi dilakukan dengan tujuan untuk melihat kinerja alat saat dioperasikan pada kondisi udara lingkungan sekitar. Terlihat pada

gambar 7 bahwa temperatur terendah *end probe* standar dengan *probe* berlapis emas saat kondisi terisolasi tidak berbeda jauh. *Probe* standar mencapai temperatur terendah pada sebesar $-51,42^{\circ}\text{C}$ dengan temperatur rata-rata adalah $-51,25^{\circ}\text{C}$. Sedangkan *probe* berlapis emas mencapai temperatur terendah sebesar $-50,1^{\circ}\text{C}$ dengan temperatur rata-rata adalah $-49,95^{\circ}\text{C}$. Hal tersebut menunjukkan bahwa penggunaan emas sebagai lapisan *probe* menaikkan temperatur terendah sebesar $1,32^{\circ}\text{C}$. Peningkatan temperatur tersebut diakibatkan oleh konduktivitas termal emas lebih rendah dibandingkan dengan tembaga, yaitu 317 W/m.K sedangkan nilai konduktivitas termal tembaga adalah 401 W/m.K , [13].



Gambar 7 Grafik temperatur *end probe* dengan variasi *probe* dan kondisi isolasi

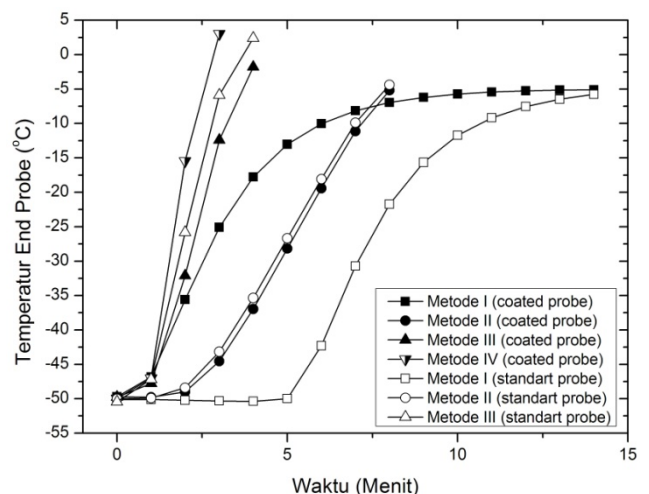
Perbedaan temperatur terendah *end probe* standar dengan *probe* berlapis emas berbeda cukup jauh dan memiliki *trendline* laju penurunan yang berbeda ketika pengujian kondisi tanpa isolasi. *Probe* standar mencapai temperatur terendah sebesar $-45,41^{\circ}\text{C}$ dengan temperatur rata-rata adalah $-44,82^{\circ}\text{C}$. Sedangkan *probe* berlapis emas mencapai temperatur terendah sebesar $-40,33^{\circ}\text{C}$ dan meningkat menjadi $-39,92^{\circ}\text{C}$ dengan temperatur rata-rata adalah $-40,03^{\circ}\text{C}$. Data tersebut menunjukkan bahwa penggunaan emas sebagai lapisan *probe* menaikkan temperatur terendah sebesar $5,08^{\circ}\text{C}$. Kenaikan laju penurunan temperatur *end probe* berlapis emas diperkirakan akibat adanya faktor pengganggu seperti hembusan angin panas yang berasal dari perangkat elektronik di sekitar alat atau kalor dari panas matahari.

Perbandingan Metode Defrost Pada Alat Cryosurgery Prototipe V

Sistem *defrost* dilakukan setelah temperatur *end probe* stabil di sekitar temperatur -50°C . Parameter yang diamati adalah waktu yang dibutuhkan untuk

mencapai temperatur awal *probe* sebelum diaktifkannya modul termoelektrik yaitu antara -6°C sampai -5°C . Sistem *defrost* yang diinginkan adalah metode yang berlangsung cepat, praktis dan aman. Pada awal pengujian ditetapkan empat metode untuk pengujian *defrost*, yaitu:

1. Metode I
Metode yang dilakukan adalah langsung mematikan power supply dengan kondisi CTB tetap beroperasi.
2. Metode II
Metode yang dilakukan adalah langsung mematikan CTB dengan kondisi termoelektrik tetap beroperasi.
3. Metode III
Metode yang dilakukan adalah mengubah kutub listrik dengan arus sebesar 1,5A dengan kondisi CTB tetap beroperasi.
4. Metode IV
Metode yang dilakukan adalah mengubah kutub listrik dengan tegangan sebesar 24,4V atau tanpa merubah tegangan dengan kondisi CTB tetap beroperasi.



Gambar 8 Grafik perbandingan temperatur *end probe* dengan variasi metode *defrost* pada arus masukan 5,5 A, kecepatan pompa 2500 rpm, dan temperatur CTB -15°C

Perbandingan temperatur *end probe* untuk masing-masing metode *defrost* dapat dilihat pada gambar 8. Pada metode I dengan *probe* standar membutuhkan waktu selama 14 menit hingga mencapai temperatur $-5,77^{\circ}\text{C}$ sedangkan dengan *probe* berlapis emas mencapai temperatur $-5,1^{\circ}\text{C}$ dengan waktu yang sama. Meskipun temperatur akhir yang tidak terpaut jauh, namun laju peningkatan temperatur *end probe* keduanya memiliki *trendline* yang berbeda. Metode II dengan *probe* standar membutuhkan waktu selama 8 menit hingga mencapai temperatur $-4,38^{\circ}\text{C}$ sedangkan dengan *probe* berlapis emas mencapai temperatur $-5,18^{\circ}\text{C}$.

Metode II berisiko akan merusak komponen karena dengan dimatikannya aliran fluida dari CTB, temperatur *water block* akan terus meningkat seiring meningkatnya temperatur sisi panas modul termoelektrik. Hal tersebut dibuktikan dengan meningkatnya temperatur fluida didalam *water block* hingga mencapai $48,68^{\circ}\text{C}$ pada menit ke 8. Pengujian metode III dengan *probe* standar mem butuhkan waktu selama 4 menit hingga mencapai temperatur $2,4^{\circ}\text{C}$ sedangkan dengan *probe* berlapis emas temperatur yang dicapai adalah $-1,78^{\circ}\text{C}$. Metode III lebih efisien karena membutuhkan waktu yang jauh lebih cepat dibandingkan metode I dan metode II. Namun untuk segi keamanan metode III masih membutuhkan sistem kontrol pembalik kutub tegangan masukan karena pada kondisi normal arus masukan modul termoelektrik adalah 5,5 A, sedangkan yang dibutuhkan pada metode III adalah 1,5 A. *Probe* berlapis emas pada metode IV membutuhkan waktu 3 menit untuk mencapai temperatur $3,02^{\circ}\text{C}$. Sama halnya dengan metode III, metode IV juga membutuhkan sistem kontrol untuk mencegah kerusakan pada modul termoelektrik karena berdasarkan persamaan yang digunakan oleh Tan et al [7]}.

Kesimpulan

Dari hasil pengujian, terhadap desain alat *cryosurgery* prototipe V, maka dapat disimpulkan bahwa penggunaan emas sebagai lapisan *end probe* tidak mengurangi kinerja dari alat secara signifikan. Peningkatan temperatur akibat perbedaan konduktivitas termal dari material hanya sebesar $1,32^{\circ}\text{C}$ saat menggunakan isolasi dan sebesar $5,08^{\circ}\text{C}$ saat tanpa isolasi. Temperatur *end probe* saat pengujian alat *cryosurgery* prototipe V dengan beban lingkungan sekitar atau tanpa isolasi adalah $45,41^{\circ}\text{C}$ untuk *probe* standar dan $-40,33^{\circ}\text{C}$ untuk *probe* berlapis emas. Sistem *defrost* metode III dan metode IV efisien untuk digunakan karena membutuhkan waktu yang jauh lebih cepat dibandingkan metode I dan metode II. Namun untuk segi keamanan metode III dan metode IV harus menggunakan sistem kontrol untuk membalik kutub tegangan masukan modul termoelektrik. Temperatur terendah pada *end probe* yang berhasil dicapai adalah $-52,11^{\circ}\text{C}$. Penelitian ini membuktikan bahwa sistem pendingin berupa dua buah modul termoelektrik bertingkat dua dengan alat penukar kalor *water block* yang disusun secara paralel dapat digunakan sebagai sistem pendingin utama pada alat *cryosurgery*.

Ucapan Terima Kasih

Peneliti ingin mengucapkan terima kasih kepada DIKTI atas bantuan dana penelitian melalui Hibah DIKTI 2011.

Referensi

- [1] Divisi Onkologi Ginekologi Departemen Obstetri dan Ginekologi Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia, *Skrining Kanker Serviks dengan IVA dan Model Aplikasi di Lapangan*. Jakarta, Indonesia, 2011.
- [2] Direktorat Pengendalian Penyakit Tidak Menular Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, *Pedoman Penemuan dan Penatalaksanaan Penyakit Kanker Tertentu di Komunitas*. Jakarta, Indonesia, 2009.
- [3] M.R. Holman & S.J. Rowland, "Design and development of new cryosurgical instrument utilizing the Peltier thermoelectric effect," *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 21, May - Augusts 1997.
- [4] Nandy Putra, Ardiyansyah, Hedriawan Sumantri, and Ridho Irwansyah, "Development of Cryosurgery Device Based on Multistage Thermoelectric," in *International Meeting of Advances in Thermofluids*, Singapore, 2010.
- [5] Nandy Putra, Hamdalah H, Kapa Cossa J, and Ridho Irwansyah, "Pengujian Alat Cryosurgery Berbasis Elemen Peltier Ganda Dengan Penggunaan Variasi Probe," in *Seminar Nasional Tahunan Teknik Mesin X*, Malang, 2011, pp. 189-194.
- [6] S.B. Riffat and Xiaoli Ma, "Thermoelectric: a review of present and potential applications," *Journal of Applied Thermal Engineering*, vol. 23, pp. 913-935, 2003.
- [7] F.L. Tan and S.C. Fok, "Methodology on sizing and selecting thermoelectric cooler from different TEC manufacturers in cooling system design," *Energy Conversion and Management*, vol. 49, pp. 1715-1723, 2008.
- [8] Rowe DM, *CRC handbook of thermoelectric*. Boca Raton, FL: CRC Press, 1995.
- [9] Nandy Putra, Ardiyansyah, Ferdiansyah Nurudin, William Sukyono, and David Johanson, "The Characterization of Cascade Thermoelectric Cooler in Cryosurgery Device," *Cryogenics*, vol. 50, pp. 759-764, 2010.
- [10] Nandy Putra, "Design, Manufacturing and Testing of a Portale Vaccine Carrier Box Employing Thermoelectric Module and Heat Pipe," *Journal of Medical Engineering and Technology*, vol. 33, no. 3, pp. 232-237, 2009.
- [11] Hiroki Takeda, Shigenao Maruyama, Junnosuke Okajima, Sestuya Aiba, and Atsuki Komiya, "Development and Estimation of A Novel Cryoprobe Utilizing the Peltier Effect for Precise and Safe Cryosurgery," *Cryobiology*, vol. 59, pp. 275-284, 2009.

- [12] G. Karimi, J.R. Culham, and V. Kazerouni, "Performance analysis of multi-stage thermoelectric coolers," *International Journal of Refrigeration*, pp. 1-7, 2011.
- [13] Frank P. Incropera and David P. DeWitt, *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*, 4th ed. United State of America: John Wiley & Sons, Inc, 1996.
- [14] Radiological Society of North America. (2012, June) radio Graphics. [Online]. <http://radiographics.rsna.org/content/20/1/9/F29.expansion.html>