

Kaji Eksperimental Perpindahan Panas Pada Lemari Penyimpan Darah Portable Dengan Memanfaatkan Efek Peltier

Ratna Sary dan Amir Zaki Mubarak

Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Syiah Kuala
Jl. Tgk. Syech Abdurrauf, No. 7, Darussalam, Banda Aceh 23111
E-mail: amir_zaki_mubarak@yahoo.com

Abstract

The process of blood storage is the important part in maintaining the blood quality. After it is donated by the donor, the blood will be stored in a storage cabinet until it is needed by the patient. One of the common ways to preserve and maintain the chemical and structural changes of the blood is to store it in a storage area that has a temperature of between 1-6 °C. Blood storage cabinets that already exist this days, use the vapour compression cycle which is only suitable for the storage of large capacity and is not portable if there is blood demand in remote areas. To answer these problems, in this research will be designed and manufactured portable blood storage cabinet by the size of 30 cm x 30 cm x 30 cm. The heat in the storage is discharged to the air by using a heat pump which works using thermoelectric cooler (Peltier effect). The Peltier effect occurs when two metals or semi-conductors of different materials are connected and energized that there will be a difference in temperature. In order to test the feasibility of the blood storage cabinets technically, the heat transfer study is conducted. The experimental result shows that the expected temperature is achieved.

Keywords: Blood storage cabinet, thermoelectric, heat transfer, peltier effect.

1. Pendahuluan

Proses pendinginan merupakan suatu kebutuhan yang vital dalam kehidupan modern dewasa ini. Pendinginan adalah perpindahan energi termal secara radiasi, konduksi dan konveksi [1]. Pendinginan telah banyak dilakukan untuk berbagai keperluan baik pada industri dan rumah tangga hingga untuk keperluan medis yang bertujuan untuk mencegah perubahan struktural dan biokimiawi yang dapat mempengaruhi fungsi dan viabilitasnya dari bahan yang didinginkan seperti darah dan vaksin. Darah harus disimpan pada suatu tempat dengan suhu berkisar antara 1-6 °C [2]

Mesin pendingin adalah suatu alat yang digunakan supaya terjadinya proses pendinginan. Panas yang ada pada ruang pendingin diserap oleh mesin pendingin dan di buang ke atmosfer pada suhu yang lebih tinggi. Mesin pendingin yang banyak dipakai dewasa ini umumnya menggunakan sistem kompresi uap dengan daya cukup besar serta menggunakan zat kimia yang tidak ramah lingkungan serta hanya sesuai untuk pendinginan yang relatif besar dan tidak mudah untuk dipindah-pindahkan.

Untuk menjawab permasalahan tersebut maka akan didesain dan dibuat sebuah lemari penyimpanan darah portabel dengan menggunakan modul peltier sebagai pompa kalornya. Selain ukuran yang relatif kecil, modul termoelektrik memiliki keunggulan lain, diantaranya mudah perawatannya, usia pakai yang bisa mencapai 100.000 jam dan tidak memiliki kandungan CFC (chloroflourocarbons) atau material yang merusak lingkungan.

Pada penelitian ini dikembangkan suatu teknologi *thermoelectric* generator yang diaplikasikan pada lemari penyimpanan darah portabel. Panas di dalam lemari akan diserap oleh modul peltier dan dibuang ke atmosfer yang mempunyai suhu yang lebih tinggi. Untuk meningkatkan laju perpindahan panas ke atmosfer, maka akan dipasang *heat sink* pada sisi panas modul peltier. Laju perpindahan panas secara konveksi masih bisa ditingkatkan yaitu dengan meningkatkan besarnya koefisien perpindahan panas secara konveksi pada *heatsink*. Hal ini dapat dilakukan dengan menambahkan kipas (*fan*) dan *heatpipe* pada bagian *heatsink* tersebut.

Modul pendingin termoelektrik bekerja berdasarkan efek Peltier akan berfungsi apabila arus listrik DC dialirkan pada satu atau beberapa pasangan semikonduktor tipe N dan tipe P.[3]

Aliran elektron dari semikonduktor tipe P yang memiliki tingkat energi lebih rendah, menyerap kalor di bagian yang didinginkan lalu elektron mengalir menuju semikonduktor tipe N melalui konduktor penghubung yang permukaannya (T_c) akan mengalami penurunan suhu. Kalor yang diserap akan berpindah melalui semikonduktor bersamaan dengan pergerakan elektron ke sisi panas modul (T_h). Pada kondisi ideal, jumlah kalor yang diserap pada sisi dingin dan dilepas pada sisi panas bergantung pada koefisien Peltier dan arus listrik yang digunakan. Pada saat dioperasikan jumlah kalor yang diserap pada sisi dingin akan berkurang dikarenakan dua faktor, yaitu kalor yang terbentuk pada material semikonduktor dikarenakan perbedaan suhu antara

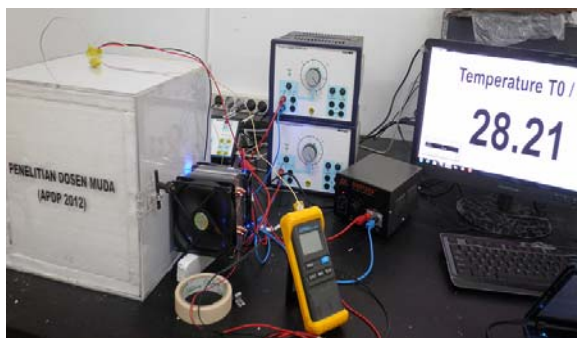
sisi dingin dan sisi panas modul (conducted heat) dan Joule Heat yang nilainya akan sama dengan kuadrat dari arus listrik yang digunakan. Sehingga pada kondisi apapun kesetimbangan termal yang terjadi karena efek Peltier pada sisi dingin akan sama dengan jumlah kalor yang terbentuk pada semikonduktor dijumlahkan dengan $1 \frac{1}{2}$ Joule heat.

Termoelektrik refrigerator memanfaatkan efek Peltier yaitu apabila dua buah metal atau bahan semi konduktor yang berbeda dihubungkan dan dialiri arus, maka akan terjadi perbedaan suhu. Kemudian modul termoelektrik akan menyerap panas yang ada disekitarnya pada satu sisi dan melepasnya pada sisi yang lain.[4]

Menurut Metzger dan Huebener [5], jika arus dilewatkan melalui suatu termokopel maka akan terjadi lima efek termoelektrik yang terdiri dari efek Seebeck, efek Peltier, efek Joulean, efek Thomson, dan efek konduksi panas. Kelima efek tersebut akan timbul bersama-sama pada saat sistem termoelektrik berlangsung.

2. Metode Penelitian

Perencanaan dimensi lemari penyimpanan darah yaitu 30cm x 30cm x 30cm, kemudian memilih bahan isolator yang layak. Isolator yang dipilih adalah *Styrofoam*. Sedangkan bahan untuk dinding sebelah dalam dipakai aluminium dan sebelah luarnya dipakai *acrylic*.

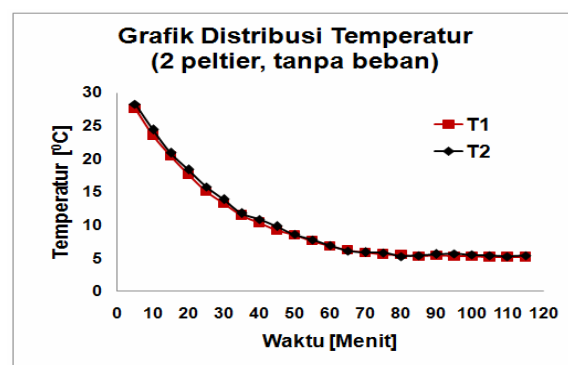


Gambar 1. Pengujian lemari penyimpanan darah

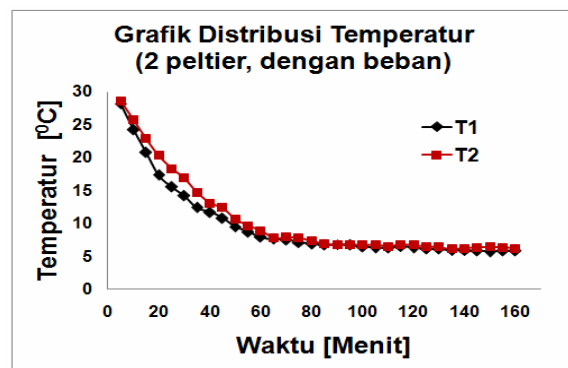
Kaji eksperimental dilakukan dengan cara mengukur penurunan suhu dalam lemari penyimpanan darah, baik pada kondisi tanpa beban (ketika tidak ada darah dalam kotak) dan dengan beban. Titik-titik yang akan di ukur yaitu: Suhu dalam ruang lemari dan suhu lingkungan. Pengukuran suhu ini dilakukan dengan menggunakan software *Phywe measure 4TM*. *Thermocouple* yang digunakan adalah *thermocouple* jenis *k* yang dihubungkan dengan data logger yang dapat dihubungkan dengan komputer, sehingga penurunan suhu setiap menitnya akan dicatat pada komputer (Gambar 1). Data ini kemudian digunakan untuk menghitung besarnya panas yang dapat dibuang oleh lemari penyimpanan darah tersebut setiap menitnya.

3. Hasil dan Pembahasan

Pengujian dilakukan setelah pemasangan elemen peltier dan heatsink heat pipe pada lemari penyimpanan darah. Sebelum pengujian dilakukan, dipasang peralatan pengukuran suhu (termokopel) didalam lemari penyimpanan darah untuk mengetahui distribusi suhu didalam lemari. Posisi termokopel diletakkan didekat heatsink bagian dalam (T1) dan ditengah-tengah lemari (T2). Pengukuran suhu dilakukan dengan menggunakan Program *Phywe measure 4TM*. Pengukuran dilakukan tanpa menggunakan beban atau kosong dan dengan menggunakan beban (darah). Hasil pengujian diberikan dalam bentuk tabel kemudian diplot ke bentuk grafik yang dapat dilihat pada Gambar 2 dan Gambar 3 untuk masing-masing suhu tanpa beban dan dengan beban.



Gambar 2. Grafik penurunan suhu terhadap waktu dalam lemari tanpa beban.



Gambar 3. Grafik penurunan suhu terhadap waktu dalam lemari dengan beban (darah)

Dari Gambar 2 terlihat bahwa terjadi penurunan suhu terhadap waktu selama 115 menit mendekati 5°C. Untuk suhu T1 dan T2 hampir memiliki alur penurunan suhu yang sama. Terlihat pada waktu yang sama yaitu 115 menit suhu T1 dan T2 diperoleh masing-masing 5,2°C dan 5,4°C. T1 mempunyai suhu yang lebih dingin dibandingkan T2, hal ini dikarenakan prinsip perpindahan kalor konduksi dan konveksi. Perpindahan kalor konduksi dijelaskan dengan persamaan dibawah ini:

$$Q = k.A.\frac{\Delta T}{\Delta x}$$

Dimana :

Q = Kalor yang diserap (W)

k = Konduktivitas termal (W/m.K)

ΔT = Selisih suhu ($^{\circ}\text{C}$)

Δx = Tebal penampang permukaan (m)

A = Luas permukaan (m^2)

Dari persamaan diatas terlihat bahwa penyerapan kalor berbanding terbalik dengan jarak. Posisi T1 yang terletak lebih dekat dengan sisi dingin peltier daripada T2 sehingga mempunyai suhu lebih dingin (T1).

Sedangkan untuk persamaan konveksi dapat dilihat dibawah ini:

$$Q = h.A.\Delta T$$

Dimana :

Q = Kalor yang diserap (W)

h = Koefisien konveksi (W/ m^2 .K)

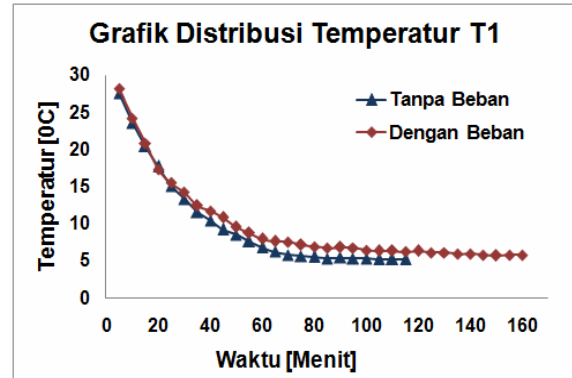
ΔT = Selisih suhu ($^{\circ}\text{C}$)

A = Luas permukaan (m^2)

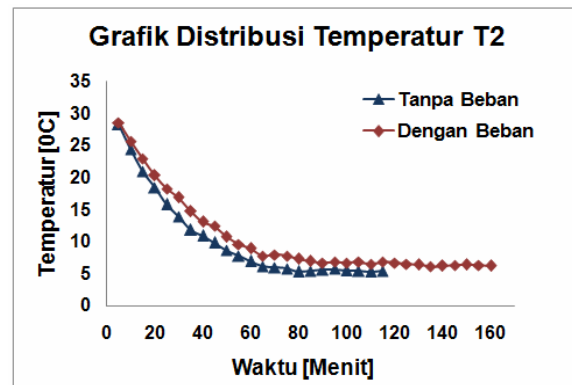
Dari persamaan diatas dapat dilihat bahwa bertambahnya luas permukaan (A) sebanding dengan jumlah kalor yang diserap. Penambahan *cold sink* berarti terjadi penambahan luas permukaan dari segi konveksi yaitu terjadi penambahan luas daerah serapan kalor yaitu plat aluminium dan cold sink. Dari segi konduksi yang terjadi yaitu terjadi penambahan ketebalan akibat peletakan *cold sink* yang dipasang tepat pada posisi plat aluminium yang bersentuhan langsung dengan sisi dingin peltier. Berdasarkan persamaan konduksi diatas juga penambahan ketebalan akan mengurangi penyerapan kalor yang terjadi. Penambahan *cold sink* juga dilakukan dengan tujuan untuk mampu menangkap kalor yang terdapat pada tangan-tengah pendingin dikarenakan cukup luasnya lemari pendingin.

Dari Gambar 4 terlihat bahwa terjadi penurunan suhu terhadap waktu, berbeda dari Gambar 3 bahwa untuk mencapai suhu 5°C dibutuhkan waktu selama hampir 160 menit. Untuk suhu T1 dan T2 hampir memiliki alur penurunan suhu yang sama. Terlihat pada waktu yang sama yaitu 160 menit suhu T1 dan T2 diperoleh masing-masing $5,8^{\circ}\text{C}$ dan $6,2^{\circ}\text{C}$. Pemberian beban akan menaikkan suhu ruang dan sisi dingin pada peltier, ini dikarenakan pemberian beban akan menambah beban kalor yang harus diserap oleh sisi dingin dari peltier. Kinerja peltier hanya dapat membuat suhu lemari sekitar 6°C setelah diberikan beban. Untuk mencapai suhu optimum pada lemari penyimpanan darah memerlukan waktu 160

menit (2,5jam). Makin ada beban (diberikan beban) maka makin lama waktu yang diperlukan untuk mencapai suhu optimum. Hal ini juga dapat dilihat pada Gambar 4 dan 5.



Gambar 4. Grafik penurunan suhu T1 terhadap waktu dengan beban dan tanpa beban



Gambar 5. Grafik penurunan suhu T2 terhadap waktu dengan beban dan tanpa beban

4. Kesimpulan

Berdasarkan pengujian yang telah dilakukan dapat disimpulkan:

- Dalam keadaan tanpa beban pada lemari penyimpan darah suhu terendah yang dapat dicapai untuk masing-masing titik pengukuran (T1 dan T2) adalah $5,2^{\circ}\text{C}$ dan $5,4^{\circ}\text{C}$ dengan waktu pengukuran 115 menit.
- Dalam keadaan dengan beban (darah), suhu terendah yang dapat dicapai untuk masing-masing titik pengukuran (T1 dan T2) adalah $5,8^{\circ}\text{C}$ dan $6,2^{\circ}\text{C}$ dengan waktu pengukuran 160 menit.
- Penambahan *cold sink* juga dilakukan dengan tujuan untuk mampu menangkap kalor yang terdapat pada tangan-tengah pendingin dikarenakan cukup luasnya lemari pendingin.
- Makin ada beban (diberikan beban) maka makin lama waktu yang diperlukan untuk mencapai suhu optimum.

5. Ucapan terima kasih

- Terima Kasih kepada Lembaga Penelitian Universitas Syiah Kuala untuk Dana Penelitian Dosen Muda (APDP) Tahun Anggaran 2012 Nomor : 2343/UN11/LK-PNBP/2012.
- Bapak Prof. Dr. Ir. Ahmad Syuhada, M.Sc untuk diskusi dan Nasihatnya
- Bapak Dr. Ir. Syahiddin Ds sebagai reviewer untuk masukan dan kritiknya
- Laboratorium FT Unsyiah dan Mahasiswa S2 yang telah membantu dalam penelitian ini.

Daftar Pustaka

- [1] EE IIT 2008, *Refrigeration and air conditioning*, Kharagpur, India.
- [2] National AIDS Control Organisation (NACO) 2007, *Guidelines for setting up blood storage centres*, Ministry of Health and Family Welfare, Government of India, New Delhi, India.
- [3] Chakib Alaoui, 2011, Peltier Thermoelectric Modules Modeling and Evaluation, *International Journal of Engineering (IJE)*, Vol. 5, No. 1.
- [4] Astrain, D, Vian, JG, Albizua, J 2005, 'Computational model for refrigerators based on peltier effect application', *Journal of Applied Thermal Engineering*, vol.25, no.4, 3149-3162.
- [5] Metzger, T, Huebener, RP 1999, 'Modelling and cooling behavior of peltier cascade', *Journal of Cryogenics*, vol.39, no.4, 235-239.