

Pengembangan Alat Terapi *Benign Prostatic Hyperplasia* (BPH) Berbasis Pipa Kalor

Abraham TP Lingga^{1, a*}, Ardiles E F^{1, b}, Wayan Nata Septiadi^{2, c} dan Nandy Putra^{1, d}

¹Laboratorium Perpindahan Panas Departemen Teknik Mesin, Universitas Indonesia

²Jurusan Teknik Mesin Universitas Udayana, Kampus Bukit Jimbaran Bali

^aabraham_tp_lingga@yahoo.com, ^bardi.siahaan@gmail.com, ^cwayan.nata@gmail.com,

^dnandyputra@eng.ui.ac.id

Abstrak

Terapi panas merupakan salah satu metode pengobatan *benign prostatic hyperplasia* (BPH) yang tergolong ke dalam teknik *invasive* minimal. Terapi ini dilakukan dengan memberikan panas ke prostat sampai kepada temperatur tertentu dimana jaringan prostat yang menghalangi jalur urin akan mati. Tujuan dari penelitian ini adalah merancang suatu system perpindahan kalor pada kateter sehingga dapat menghasilkan temperatur yang sesuai untuk terapi, dengan pengintegrasian porous media (pipa tembaga berpori) sebagai alat penukar kalor. Alat terapi yang dirancang merupakan sebuah pengembangan kateter yang berbahan lateks silikon dengan mengkondisikan fluida kerja yakni air dengan menggunakan *circulating thermostatic bath* (CTB) pada variasi temperatur 35°C, 40°C, 45°C dan 50°C dengan menggunakan daging sebagai media pengujian prostat manusia. Hasil dari penelitian ini menunjukkan bahwa temperatur yang dicapai porous media dan persebaran panasnya pada kateter menjadikannya dapat digunakan sebagai penukar kalor pada alat terapi, dimana temperatur pada dinding luar kateter adalah 31,1°C pada temperatur air masuk 35°C, 33,3°C pada temperatur air masuk 40°C, 35,6°C pada temperatur air masuk 45°C, dan 37,9°C pada temperatur air masuk 50°C.

Kata kunci : *benign prostatic hyperplasia, kateter, porous media*

Pendahuluan

Perkembangan teknologi sekarang sudah merambah hingga pada alat-alat kedokteran. Hal ini dapat dilihat dari semakin banyaknya alat kedokteran yang dikembangkan dengan berbasis kepada teknologi seperti *magnetic resonance imaging* (MRI), *computed tomography* (CT) scan, *electroencephalogram* (EEG), inkubator bayi dan *transrectal ultrasound* (TRUS). Salah satu prinsip dalam ilmu teknik mesin yang dapat dikembangkan untuk aplikasi alat kedokteran adalah prinsip perpindahan kalor dimana alat yang dihasilkan adalah alat penukar kalor. Alat penukar kalor merupakan media tempat terjadinya pertukaran kalor antara dua fluida yang berbeda temperatur [1].

Dalam dunia kedokteran, terdapat suatu gejala yang banyak menyerang pria tua seperti pembengkakan prostat yang disebut dalam dunia medis dengan *Benign Prostatic Hyperplasia* (BPH). BPH merupakan proses patologis yang memicu meskipun bukan satu-satunya penyebab, gejala saluran kemih bagian bawah pada pria tua. Secara histopatologi, BPH ditandai dengan peningkatan jumlah sel *epitel* dan *stroma* di daerah *periuethal* prostat sehingga disebut sebagai hiperplasia [2].

Dulu, satu-satunya solusi untuk mengobati penderita BPH adalah dengan melakukan tindakan

operasi. Namun tentu ada banyak masalah atau ketidaknyamanan yang dirasakan penderita setelah mengikuti serangkaian tindakan operasi tersebut. Selain itu, adanya keengganan untuk mengkonsumsi pil setiap hari karena efek samping dan juga masalah biaya pengobatan [3]. Oleh karena itu, penderita akan lebih nyaman jika ditangani dengan teknik invasif minimal.

Teknik invasif diharapkan akan memberikan lebih sedikit komplikasi jika dibandingkan dengan TURP atau bedah. Beberapa teknik invasif minimal adalah dengan memberikan terapi panas seperti *Transurethral Needle Ablation*, *Transurethral Microwave Therapy*, *Water-Induced Thermotherapy* dan *Transurethral Ethanol Ablation* [4].

Penelitian ini difokuskan pada perancangan alat penukar kalor dengan mengembangkan teknik invasif minimal dengan terapi panas. Alat yang dirancang oleh penulis adalah sebuah alat penukar kalor dimana menggunakan cara kerja seperti pada *Transurethral Microwave Therapy* dan juga seperti pada *Water-Induced Thermotherapy* dengan menggunakan porous media (pipa tembaga berpori) sebagai alat penukar panasnya yang nantinya menjadi sumber panas bagi terapi ini.

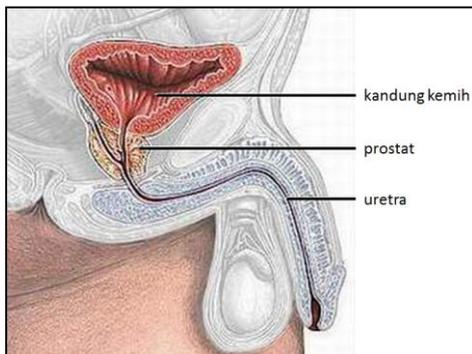
Water-Induced Thermotherapy merupakan terapi panas yang dilakukan pada prostat dengan

menggunakan kateter yang dilengkapi balon terapi dimana pada kateter ini akan disirkulasikan dalam loop tertutup air yang di kondisikan dalam temperature 60°C. air tersebut akan terus disirkulasikan di dalam kateter menuju balon pengobatan yang akan mengeluarkan energi panas pada jaringan prostat. Kombinasi panas dan kompresi mengurangi efek heat sink dari sirkulasi darah sehingga meningkatkan transfer energi panas pada jaringan yang di kompresi.

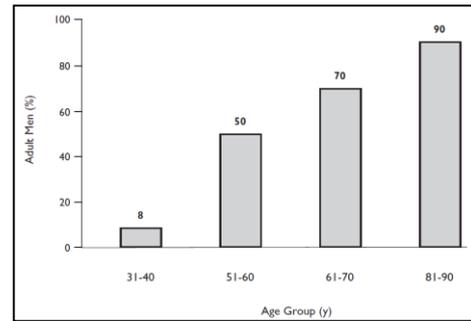
Benign Prostatic Hyperplasia (BPH)

Fungsi utama prostat adalah untuk menghasilkan cairan ejakulasi. Seperti terlihat pada Gambar. 1, prostat berada pada saluran urin antara kandung kemih dan uretra. Sepanjang hidup manusia, prostat dapat tumbuh dan mulai menyebabkan masalah saat manusia tersebut bertambah tua. Pada Gambar. 2 diperlihatkan bahwa jumlah penderita BPH mulai banyak pada kelompok umur 51-60 tahun, dan kemudian bertambah hingga terbanyak pada kelompok umur 81-90 tahun. Sedangkan tidak ada penderita BPH pada kelompok umur 41-50 tahun. Hal ini mungkin karena memang tidak ada penderita pada kelompok umur tersebut atau karena tidak tersedianya data mengenai kelompok umur tersebut.

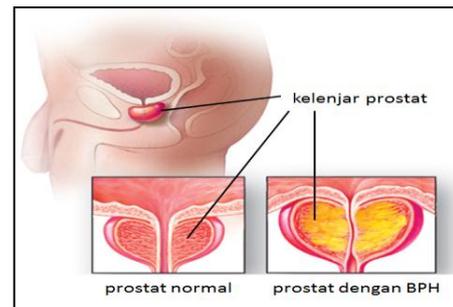
Selama bertahun-tahun, prostatektomi adalah satu-satunya pengobatan untuk masalah yang sangat umum ini. Meskipun efektif, namun operasi tersebut membuat pasien menghabiskan uang yang banyak untuk perawatan di rumah sakit dan di rumah untuk pemulihan. Hal ini juga dikaitkan dengan efek samping yang lebih mengganggu. Kemajuan teknologi saat ini menyediakan berbagai teknik invasif minimal untuk mengobati BPH [4]. Seperti terlihat pada Gambar. 3, ketika terjadi pembengkakan atau BPH, maka hal ini dapat mengakibatkan terjadinya penyempitan pada saluran urin.



Gambar. 1 Struktur organ reproduksi pria dimana prostat adalah salah satu bagiannya[8].



Gambar. 2 Data jumlah penderita BPH menurut kelompok umur berdasarkan hasil otopsi [9].



Gambar. 3 Perbandingan prostat yang normal (sehat) dan yang mengalami pembesaran (BPH)[10].

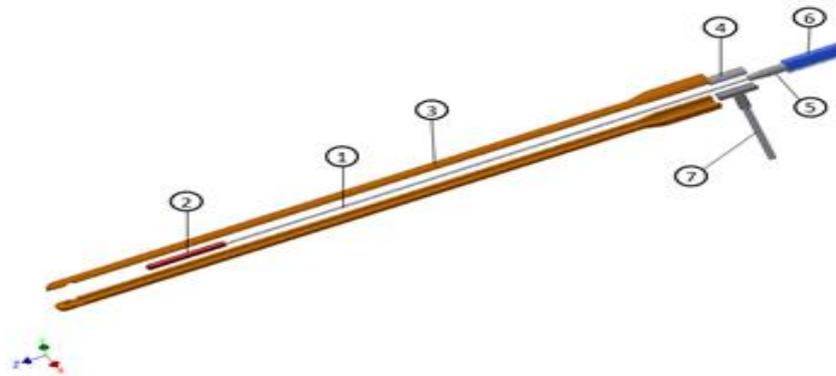
Metodologi Penelitian

Pada penelitian ini, kateter dirancang dengan porous media ini terinspirasi dari pengembangan kateter untuk terapi *benign prostatic hyperplasia*. Jenis terapi yang sesuai untuk pengembangan kateter ini adalah *transurethral microwave therapy* (TUMT) yang menggunakan kateter yang dilengkapi dengan *microwave* sebagai sumber panasnya dan *water-induced thermotherapy* (WIT) yang menggunakan aliran loop tertutup air panas yang disirkulasikan pada kateter ke balon terapi yang akan menghantarkan energi panas serta mengkompresi prostat.

Pada penelitian ini, penulis menggunakan porous media menyerupai potongan heat pipe dimana sifat-sifatnya yang mendukung sebagai alat penukar kalor pada kateter. Kateter dilengkapi dengan porous media dengan menggunakan fluida kerja dimana dalam penelitian ini menggunakan air yang dipanaskan terlebih dahulu sebelum disirkulasikan dan dijaga suhunya sehingga pada sumber yang dalam hal ini menggunakan *circulating thermostatic bath* (CTB) agar tidak berubah ketika air disirkulasikan.

Rancangan terdiri dari empat bagian pokok, yaitu kateter dengan jenis *foley lateks*, porous media (pipa tembaga berpori) sebagai alat penukar kalor, selang PVC dan nylon sebagai medium untuk penyirkulasian air, sambungan dari *fitting pneumatic komposit polyamide* untuk

menghubungkan selang keluar/masuk serta kateter dan isolator.



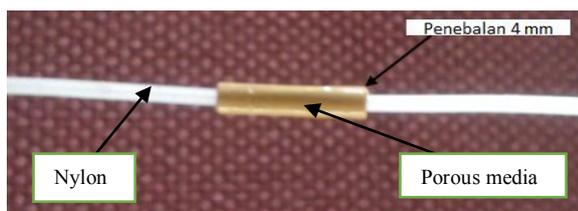
Gambar. 4 Konsep rancangan alat terapi BPH

Gambar. 4 merupakan konstruksi kateter yang dilengkapi *heat pipe* untuk terapi BPH. Berikut keterangan mengenai gambar konstruksi tersebut.

1. Selang berbahan nylon yang berukuran 2 mm OD, 1 mm ID.
2. Porous media (Pipa tembaga berpori) sepanjang 40 mm dengan ukuran 4 mm OD, 2,5 mm ID (merupakan hasil pemotongan dari *heat pipe* komersial).
3. Kateter *foley latex* 24 (ukuran komersial).
4. Persimpangan aliran berupa *fitting pneumatic* berbahan komposit polyamide, brass dan pengunci SS304 sebagai persimpangan untuk *inlet* dan *outlet* fluida sirkulasi.
5. Penghubung selang PVC 9 mm OD dengan selang PVC 2 mm OD.
6. Selang PVC yang berukuran 9 mm OD, 6 mm ID sebagai saluran fluida masuk.
7. Selang nylon yang berukuran 4 mm OD, 3 mm ID sebagai saluran fluida keluar.

A. Pembuatan Alat

Dalam pembuatan alat, penulis menggunakan komponen-komponen yang terdapat di pasaran. Pipa kalor yang digunakan berukuran diameter dalam dan luar berurutan sebesar 2 mm dan 4 mm dengan sumbu kapiler berupa *sintered powder* tembaga. Panjang Pipa kalor adalah 4 cm.



Gambar. 5 Selang nylon setelah dipertebal dengan plastik.

Saluran pensirkulasian fluida kepada porous media, menggunakan selang berbahan nylon yang memiliki diameter luar sama dengan diameter

dalam porous media yakni 2 mm dan dengan diameter dalam sebesar 1 mm. Seperti terlihat pada Gambar. 5. Hal ini bertujuan supaya dapat merekat tepat dengan *fitting* yang dimana diameter dalam terkecilnya adalah 4 mm.

Alat terapi ini menggunakan *fitting pneumatic* yang berbahan komposit polyamide, brass dan pengunci SS304 sebagai penghubung dua saluran. Kedua saluran itu adalah saluran selang nylon sebagai saluran masuk fluida kerja menuju pipa tembaga dan saluran keluar kateter menuju *circulating thermostatic bath* (CTB). Selang PVC dengan diameter luar 9 mm dan diameter dalam 6 mm serta selang nylon dengan diameter luar 2 mm dan diameter dalam 1 mm, digunakan sebagai penghubung.

Gambar. 6 merupakan kateter disini merupakan yang berbahan *foley latex* yang ada dipasaran, merupakan kateter dasar yang dimodifikasi dengan pengintegrasian pipa kalor dan media berpori dari bahan tembaga.

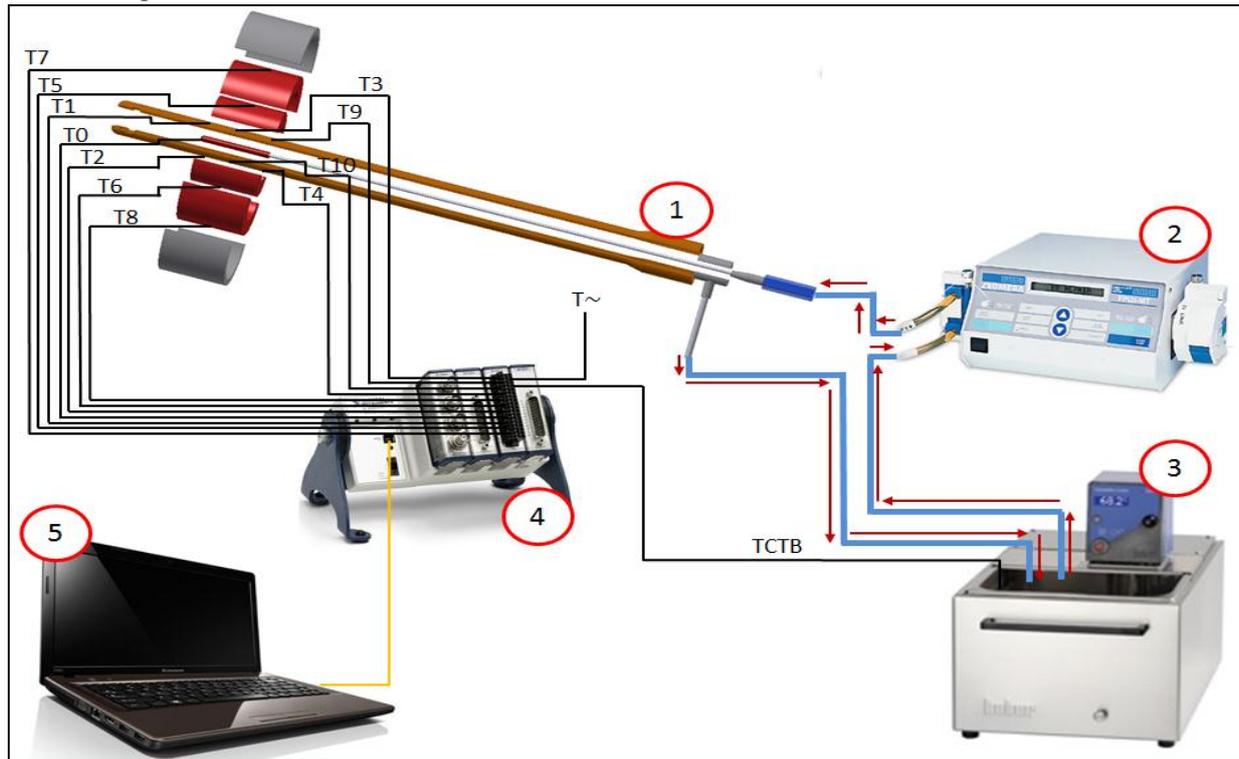


Gambar. 6 Kateter setelah dipasangkan dengan perangkat selang dan pipa tembaga.

B. Skematik Pengujian

Skematik pengujian dapat dilihat pada Gambar. 7. Pada gambar terlihat bahwa pompa peristaltik memompa fluida kerja (air) yang sebelumnya suhunya dikondisikan dengan menggunakan *circulating thermostatic bath* (CTB) menuju kateter melalui selang yang nantinya didalam kateter mengalirkan fluida kerja kedalam porous media dan dikeluarkan kembali ke CTB. Beberapa termokopel tipe K dipasang pada bagian

dalam hingga luar kateter untuk mengetahui distribusi temperatur kateter.



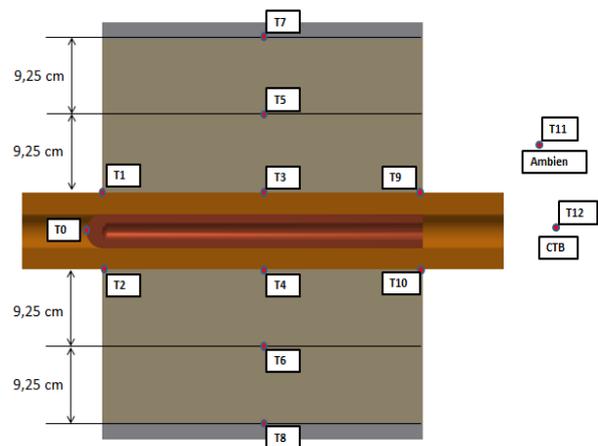
Gambar. 7 Skematik Pengujian

Berikut keterangan gambar skematik tersebut:

1. Alat terapi dengan media uji daging
2. OMEGAFLEX FPU500 Pompa Peristaltik
3. Circulating Thermostatic Bath (CTB)
4. Modul NI9211 dan Chassis cDAQ
5. Komputer yang dilengkapi LabView 8.5

Pengukuran menggunakan termokopel yang terhubung dengan modul NI9211. Modul ini ditempatkan pada chassis cDAQ yang terhubung ke perangkat komputer yang nanti akan merekam hasil pengukuran. Pengukuran ini menggunakan termokopel sebanyak tiga belas buah yang penempatannya dapat dilihat pada Gambar. 8.

Pengukuran menggunakan daging ayam setebal 19,5 cm sebagai media pengukuran. Ketebalan daging menyesuaikan dengan ukuran pipa PVC yang tersedia yakni ukuran 1½” sebagai cangkang untuk menjaga bentuk. Pengujian menggunakan pipa PVC karena sulit membuat bentuk bola dengan jari-jari yang sama dengan tebal daging dan sulit menempatkan termokopel pada kondisi tersebut. Penulis mengkondisikan dua buah termokopel berada tepat ditengah antara tepi luar kateter dan tepi dalam PVC yang jika pada rancangan adalah pada jarak 9,25 cm dari tepi kateter. Karena panjang prostat tidak selalu sama, penulis menggunakan daging dengan panjang 4cm untuk menggantikan prostat tersebut.



Gambar. 8 Titik-titik dimana termokopel ditempatkan.

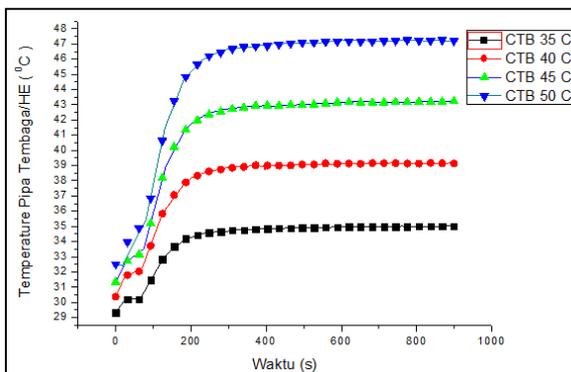
Penulis menggunakan daging ayam sebagai media pengujian adalah untuk membuat pengujian alat terapi yang telah dirancang dalam kondisi yang hampir sama atau diusahakan sedekat mungkin dengan kondisi prostat sebenarnya. Dengan melihat panas jenis daging ayam [12] yakni sebesar $3,31 \text{ kJ/kg} \cdot ^\circ\text{C}$ adalah mendekati panas jenis daging manusia yakni $3,90 \text{ kJ/kg} \cdot ^\circ\text{C}$ dan darah [13] yakni $3,84 \text{ kJ/kg} \cdot ^\circ\text{C}$. Khusus untuk titik-titik pengukuran T5, T6, T7 dan T8, adalah untuk melihat apakah terjadi kenaikan suhu pada saat temperatur porous media mencapai kondisi tunak.

Hasil dan Pembahasan

1. Temperatur porous media (pipa tembaga) pada empat variasi temperatur CTB

Dalam pengujian ini dilakukan variasi pada temperatur fluida kerja yang berada pada circulating thermostat bath (CTB) yakni CTB 35°C, CTB 40°C, CTB 45°C dan CTB 50°C. Dengan empat variasi ini akan akan dilihat bagaimana temperatur pada bagian penukar panas yang berupa porous media (pipa tembaga berpori) pada alat terapi *benign prostatic hyperplasia*.

Pada Gambar. 9 ditampilkan temperatur porous media selama lima belas menit. Pengambilan data dilakukan dengan variasi empat temperatur CTB. Pada setiap variasi temperatur CTB, porous media memiliki alur kenaikan temperatur yang sama dalam selang waktu lima belas menit. Temperatur tertinggi yang dicapai untuk masing-masing variasi adalah 35°C untuk CTB dengan temperatur 35°C; 39,1°C untuk CTB dengan temperatur 40°C; 43,2°C untuk CTB dengan temperatur 45°C dan 47,1°C untuk CTB dengan temperatur 50°C.



Gambar. 9 Grafik temperatur pipa tembaga dengan empat variasi temperatur CTB.

Melalui Gambar. 9 dapat dilihat bahwa porous media, untuk mencapai kondisi *steady* dari kondisi awal ketika temperatur pada CTB dinaikkan memerlukan waktu yang semakin lama pula. Dan juga dapat dilihat bahwa semakin tinggi temperatur di *circulating thermostat bath* maka semakin besar pula perbedaan temperatur pipa tembaga dan CTB. Sesuai dengan persamaan:

$$Q = U \cdot A \cdot \Delta T \quad (1)$$

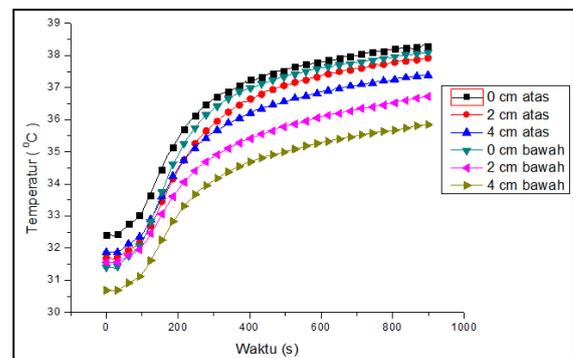
ketika temperatur porous media semakin tinggi, maka akan semakin besar perbedaan temperatur antara porous media dan lingkungan. Sehingga menyebabkan kalor yang ditransfer juga semakin besar. Hal ini menyebabkan temperatur porous

media menjadi lebih rendah dibandingkan dengan temperatur CTB.

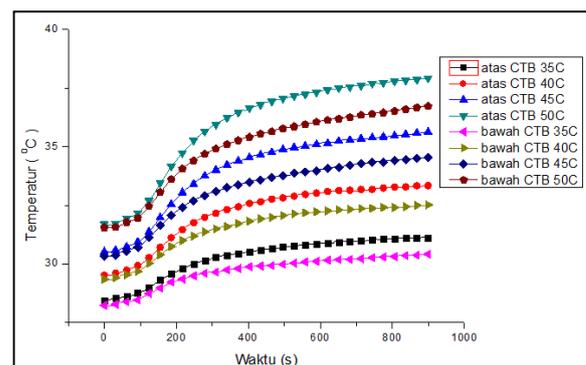
2. Temperatur Kateter

Dalam pengujian ini dilakukan pengukuran terhadap temperatur kateter dimana porous media ditempatkan. Dilakukan pengukuran temperatur di enam titik yakni tiga titik pada bagian atas kateter dan tiga titik pada bagian bawah kateter. Pengukuran menggunakan empat variasi temperatur CTB yakni CTB 35°C, CTB 40°C, CTB 45°C dan CTB 50°C.

Gambar. 10 sampai menggambarkan temperatur pada kateter yakni keenam titik pengukuran temperatur. Dari grafik dapat dilihat bahwa semakin jauh titik dari ujung porous media, temperturnya semakin menurun. Namun, terlihat juga bahwa untuk keempat variasi, temperatur kateter pada bagian atas lebih tinggi dari bagian bawah.



Gambar. 10 Temperatur kateter pada saat temperatur pipa tembaga dalam keadaan steady dengan temperatur CTB 50°C.



Gambar. 11 Temperatur kateter dibagian tengah pada empat variasi temperatur CTB pada saat pipa tembaga mencapai keadaan steady.

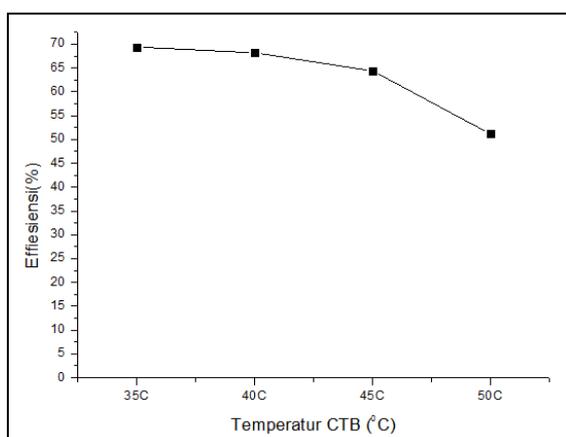
Pada grafik terlihat perbedaan temperatur antara kateter bagian atas dan bagian bawah. Untuk melihat perbedaan temperatur yang lebih jelas dengan empat variasi temperatur di *circulating thermostat bath* dapat dilihat pada gambar. 11 berikut.

Grafik pada Gambar. 11 menggambarkan temperatur pada kateter yakni tepat ditengah porous media dengan variasi temperatur CTB mulai dari saat fluida disirkulasikan sampai ketika temperatur pada porous media mencapai keadaan steady state yakni selama lima belas menit. Dari grafik terlihat bahwa temperatur pada bagian atas kateter lebih tinggi dari bagian bawah untuk setiap variasi temperatur CTB. Hal ini dapat membuktikan bahwa pada porous media lebih tepatnya pada sumbunya yang merupakan tembaga yang disinter sehingga memiliki struktur berpori terjadi aliran fluida dengan menggunakan gaya kapilaritas dan terjadi keacakan aliran. Keacakan aliran ini menyebabkan panas yang dipindahkan ke beberapa tempat menjadi acak.

3 Analisa Effisiensi

Gambar. 12 memperlihatkan efesiensi alat kateter pada beberapa temperatur CTB yang digunakan, dimana effisiensi alat terapi tersebut, dapat digunakan persamaan berikut.

$$\eta = \frac{\text{Heat loss (Watt)}}{\text{Heat gain (Watt)}} \times 100\% \quad (2)$$



Gambar. 12 Grafik effisiensi alat terapi

Dari Gambar. 12 dapat dilihat terjadi penurunan effisiensi termal ketika temperatur CTB dinaikkan. Dapat juga dilihat bahwa effisiensi termal terendah adalah 50 %. Hal ini terjadi karena konduktivitas termal bahan kateter rendah, hampir sama dengan bahan untuk mengisolasi yakni polypropylene. Sehingga menyebabkan effisiensi termal pada kateter hanya mencapai 70%.

Kesimpulan

Sesuai dengan target temperatur yang ingin dicapai yakni mengikuti temperatur target dengan metode *transutheral microwave thermotherapy*

yakni 42-44°C, temperatur yang dicapai pipa tembaga sudah mencapai rentang tersebut. Tetapi berbeda dengan temperatur penampang kateter dimana temperatur tertinggi yang dihasilkan adalah 38,4°C. Hal ini dikarenakan oleh material kateter yang memiliki konduktivitas termal rendah. Penyebaran panas yang dihasilkan oleh kateter belum sesuai dengan posisi prostat, tetapi dapat disesuaikan dengan melakukan pengaturan posisi porous media (pipa tembaga berpori) pada kateter sesuai dengan ukuran dan posisi prostat.

Penggunaan porous media pada kateter membuat penyebaran panas mengikuti keadaan sumbu pipa. Pada pengujian, temperatur kateter bagian atas lebih tinggi dari bagian bawah. Menunjukkan bahwa terjadi keacakan aliran pada sumbu pipa sehingga menyebabkan keacakan dalam persebaran panas di kateter.

Ucapan terima kasih :

Terima kasih diberikan kepada DRPM Universitas Indonesia atas bantuan dana melalui skema hibah klaster 2014.

Referensi

- [1] Stewart, Maurice dan Lewis, Oran T. Heat Exchanger Equipment Field Manual: Common Operating Problems and Practical Solutions. s.l. : Elsevier Inc., 2013.
- [2] Roehrborn, Claus G. Benign Prostatic Hyperplasia: Etiology, Pathophysiology, Epidemiology, and Natural History. [pengar. buku] Wein, et al., et al. Campbell-Walsh Urology Tenth Edition. United States of America : Elsevier Saunders, 2012.
- [3] McNicholas, Thomas Anthony, Kirby, Roger Sinclair dan Lepor, Herbert. Evaluation and Nonsurgical Management of Benign Prostatic Hyperplasia. [pengar. buku] Wein, et al., et al. Campbell-Walsh Urology Tenth Edition. United States of America : Elsevier Saunders, 2012.
- [4] Fitzpatrick, John M. Minimally Invasive and Endoscopic Management of Benign Prostatic Hyperplasia. [pengar. buku] Wein, et al., et al. Campbell-Walsh Urology Tenth Edition. United States of America : Elsevier Saunders, 2012.
- [5] Li, Yong, He, Heng-fei dan Zeng, Zhi-xin. Evaporation and condensation heat transfer in a heat pipe with a sintered-grooved composite wick. South China University of Technology :

- School of Mechanical and Automotive Engineering, 2012.
- [6] Byon, Chan dan Kim, Sung Jin. Capillary performance of bi-porous sintered metal wicks. Korea Advanced Institute of Science and Technology: School of Mechanical, Aerospace & System Engineering, 2012.
- [7] information on :
www.urologyhealth.org/urology/index.cfm?article=4.
- [8] information on :
medicastore.com/penyakit/557/Pembesaran_Prostat_Jinak_BPH_Benign_Prostatic_Hyperplasia.html
- [9] Berry SJ, Coffey DS, Walsh PC, Ewing LL. The development of human benign prostatic hyperplasia with age. *J Urol*. 1984;132:474-479.
- [10] information on :
www.mayoclinic.org/condition/benign-prostatichyperplasia/multimedia/comparing-normal-and-enlarged-prostate-glands/IMG-20006177
- [11] Incropera, Frank P. dan Dewitt, David P. *Fundamentals of Heat and Mass Transfer* Seventh Edition. United States of America : John Wiley & Sons, 2011.
- [12] Polley, S.L., O.P. Snyder, and P. Kotnour. 1980. A Compilation of Thermal Properties of Foods. *Food Technology* 34 (11): 76-94.
- [13] M.D. Sherar, A.S. Gladman, S.R.H. Davidson, J. Trachtenberg, M.R. Gertner. Helical Antenna Arrays for interstitial microwave thermal therapy for Prostate Cancer: Tissue Phantom Testing and Simulations for Treatment. *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, no. 7, pp. 1905-1918, 2001.