

Antarmuka Piranti Single Channel Analyzer (SCA) Melalui Port Paralel Printer pada Komputer Jenis PC <i>Balza Achmad</i>	304
Paparan Radiasi di Rumah Perawatan dan Pengobatan Penyakit Paru-Paru (Rp-5) Yogyakarta <i>Sutjipto</i>	314
Penyusunan Model Rancangan Teknis Satuan Permukiman (RTSP) Transmigrasi Lahan Basah (Studi Kasus Desa Lamunti Propinsi Kalimantan Tengah) <i>Nindyo Suwarno</i>	322
Uji Statistik Beda Luas Antara Hasil Overlay PC ARC/INFO dan ARCCAD <i>Istarno</i>	336
Preliminary Assessment of The Geometric Performance of Satellite Data Imaged by Avnir-Adeos <i>Subaryono, Suta'at, Djurdjani, Priyono Nugroho</i>	346
Penerapan Teknologi Sistem Informasi Geografik untuk Pemilihan Lokasi Pembuangan Akhir Sampah <i>Waljiyanto</i>	358
Penentuan Parameter Tanah Model Non Linier Hiperbolik dari Hasil Tes Triaksial <i>Ahmad Rifa'i</i>	367
Turbulence Intensity of Non-Uniform Open Channel Flow <i>Bambang Agus Kironoto</i>	380
Penggunaan Metode Kondensasi Dinamis dan Metode Perturbed Parameters dalam Evaluasi Kekuatan Sisa Struktur Balok Beton Retak <i>Bambang Supriyadi</i>	392
Pengembangan Sumberdaya Air di Das Bogowonto-Cokroyasan <i>Bambang Triatmodjo</i>	410
Analisis Kerapatan Jaringan Pengukur Curah Hujan <i>Fatchan Nurrochmad dan Ery Setiawan</i>	425
The Effect of Vehicle Operation Cost on The Decision of Public Transport's Tariff A Case Study of Public Transport in Bandung <i>Sigit Priyanto, R. Desutama Rachmat Bugi Prayogo</i>	437

PENGENDALIAN SUHU TERAPI DENGAN PEMANASAN GELOMBANG MIKRO 2450 MHZ UNTUK JARINGAN BIOLOGIS

Thomas Sri Widodo¹

ABSTRACT

The use of microwave heating for therapeutic applications necessitates a temperature control to obtain a temperature range of 40 to 45 °C.

An experimentation on microwave generator has been carried out. The results show that 300 W, 2450 Mhz magnetron can be adapted to that microwave heating by on-off and power control.

1. PENGANTAR

Teknik terapi kanker yang menggunakan panas dilakukan dengan menaikkan suhu jaringan biologis di atas suhu fisiologis normal yakni di atas 37°C. Tujuannya adalah untuk membunuh sel kanker tanpa merusak sel sehat (Johnson, 1972; Guy, 1974). Metode pemanasan yang digunakan dapat berdasarkan pada ultrasonik atau elektromagnetik. Metode elektromagnetik lebih banyak digunakan karena kemampuannya untuk memperoleh kedalaman tembus jaringan yang lebih besar. Metode elektromagnetik terdiri atas teknik kapasitif, induktif dan radiatif, lebih menguntungkan karena kemudahannya untuk memusatkan daerah terapi (Hay, 1987).

Dalam penelitian ini metode elektromagnetik radiatif dipilih untuk memanaskan jaringan dengan menggunakan pembangkit gelombang mikro Magnetron YJ1530 dengan frekuensi kerja 2450 Mhz dan daya maksimum 300 W. Pemilihan ini berdasarkan pada hasil yang diperoleh dari studi transfer panas gelombang mikro pada model jaringan biologis (Guerguin, 1985). Dengan menggunakan frekuensi 2450 Mhz diperoleh penyerapan daya hingga kedalaman pemanasan jaringan 3 cm pada suhu terapi.

Dengan rapat daya 3000Wm⁻² diperoleh suhu puncak 45°C pada kedalaman jaringan 1 cm.

Untuk membatasi suhu agar tidak lebih tinggi dari 45°C maka diperlukan pengendalian suhu dengan mengatur daya pembangkit gelombang mikro.

2. TEORI

Keseimbangan panas di dalam jaringan biologis merupakan akibat gejala konduksi, konveksi dan transfer panas dari sistem pemanas luar yang dinyatakan dengan persamaan umum panas (Guerguin, 1985):

$$C_p \rho \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial n} [k_j \frac{\partial T}{\partial n}] + G \quad (1)$$

dengan

- C_p = panas spesifik campuran jaringan-darah ($J\ kg^{-1}\ ^\circ C^{-1}$)
- ρ = rapat volumik campuran jaringan-darah ($kg\ m^{-3}$)
- k_j = konduktivitas panas jaringan ($W\ m^{-1}\ ^\circ C^{-1}$)
- T = suhu jaringan ($^\circ C$)
- G = panas yang dibangkitkan di dalam jaringan yang berasal dari metabolisme dan sistem pemanas luar elektromagnetik ($W\ m^{-3}$)

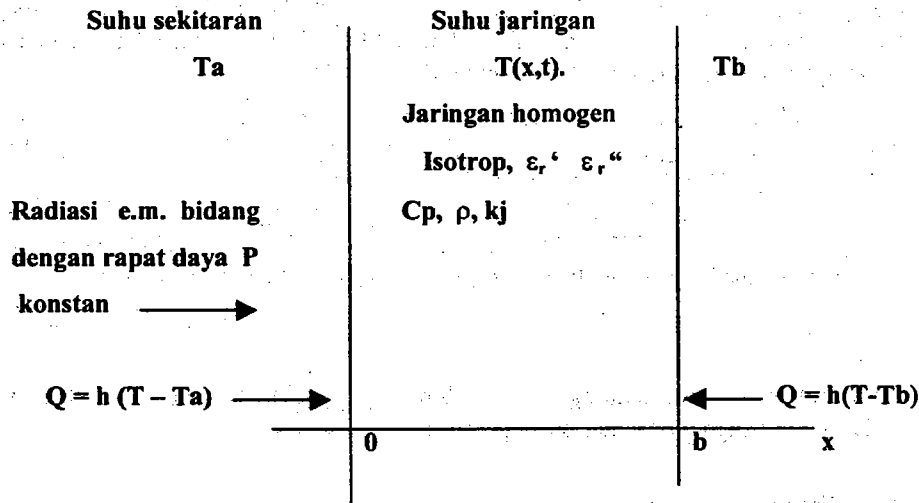
Jaringan biologis dapat dimodelkan sebagai suatu bidang takterhingga yang homogen dan isotrop yang mempunyai ketebalan b , yang dikenai kerapatan daya tetap pada salah satu permukaannya (Gambar 1). Maka Pers. (1) berubah menjadi persamaan satu dimensi dengan variabel jarak n diganti dengan x ($0 < x < b$ dan $t > 0$).

Pada permukaan ada persamaan kontinuitas sebagai berikut :

$$h (T_a - T) = -k \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{\text{permukaan}} \quad (2)$$

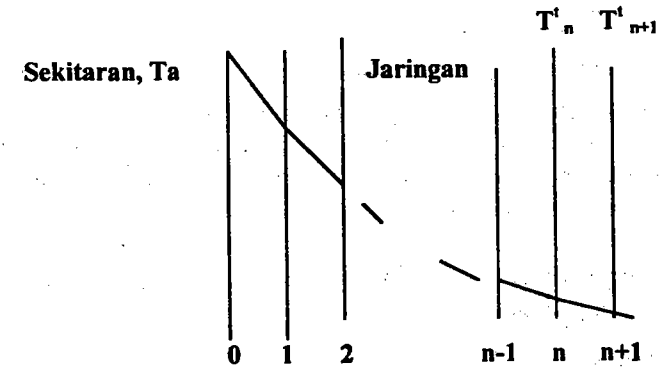
dengan

- h = koefisien transfer panas gabungan radiasi dan konveksi ($Wm^{-2}\ ^\circ C^{-1}$)
- T_a = suhu sekitaran
- T = suhu permukaan jaringan



Gambar 1. Model jaringan biologis yang ditinjau

Persamaan (1) dan (2) diselesaikan dengan metode diferens terhingga. Dengan metode ini jaringan dibagi menjadi lapisan-lapisan yang tebalnya Δx (Gbr.2).



Gambar 2. Penerapan metode diferens terhingga untuk sistem satu dimensi

Lokasi simpul ditunjukkan dengan subskrip, sedangkan interval waktu ditunjukkan dengan superskrip.

Maka untuk sistem satu dimensi Pers. (1) dapat ditulis :

$$C_p \rho \frac{T_n^{i+1} - T_n^i}{\Delta T} = k_j \frac{T_{n+1}^i - T_n^i}{\Delta x} - \frac{T_n^i - T_{n-1}^i}{\Delta x} + G_n \quad (3)$$

Bila P_0 adalah rapat daya pada permukaan jaringan, maka rapat daya pada jarak $n\Delta x$ dari permukaan adalah :

$$P_n = P_0 e^{-2\alpha n \Delta x}$$

Maka Pers. 3 dapat ditulis :

$$T_n^{i+1} = T_n^i \left[1 - \frac{2k_j \Delta T}{C_p \rho \Delta x^2} \right] + \frac{k_j \Delta T}{C_p \rho \Delta x^2} [T_{n+1}^i + T_{n-1}^i] + \frac{\Delta T P_0 e^{-2\alpha n \Delta x}}{C_p \rho \Delta x} \dots$$

dengan

$$G_n = P_n / \Delta x = P_0 e^{-2\alpha n \Delta x} / \Delta x$$

$$\alpha = \text{tetapan penyusutan} = 2\pi/\lambda [\epsilon_r'/2 \sqrt{1 + (\epsilon_r''/\epsilon_r')^2} - 1]^{1/2}$$

ϵ_r' = tetapan dielektrik riil jaringan

ϵ_r'' = tetapan dielektrik imajiner jaringan

Rapat daya yang terserap jaringan adalah :

$$P_0 = (1 - \gamma^2) P_{inc}$$

dengan

P_{inc} = rapat daya yang datang (Wm^{-2})

$\gamma = (\sqrt{\epsilon_r} - 1) / (\sqrt{\epsilon_r} + 1)$ = koefisien refleksi

3. CARA PENELITIAN

3.1. Pemilihan pembangkit gelombang mikro.

Dengan model jaringan biologis yang dibuat, dimungkinkan menentukan parameter pembangkit gelombang mikro (frekuensi dan rapat daya elektromagnetik) dengan menyelesaikan persamaan panas dengan metode diferens terhingga. Keadaan model ditetapkan berdasarkan data klinis sbb:

a) Jaringan yang ditinjau adalah otot daging yang mempunyai tebal $b=9\text{cm}$.

dengan $C_p = 3200 \text{ J kg}^{-1} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$

$\rho = 1150 \text{ kg m}^{-3}$

$k_j = 0,5 \text{ W m}^{-1}$

b) Koefisien transfer panas h tergantung pada kecepatan udara. Untuk kecepatan udara 1m/detik dan suhu kerja kira-kira 40°C , $h = 15 \text{ W m}^{-2} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$

c) Suhu jaringan pada ketebalan $x = b$ adalah $T_b = 37^\circ\text{C}$

d) Suhu awal $T(x,0) = 37^\circ\text{C}$

e) Suhu sekitaran $T_a = 25^\circ\text{C}$

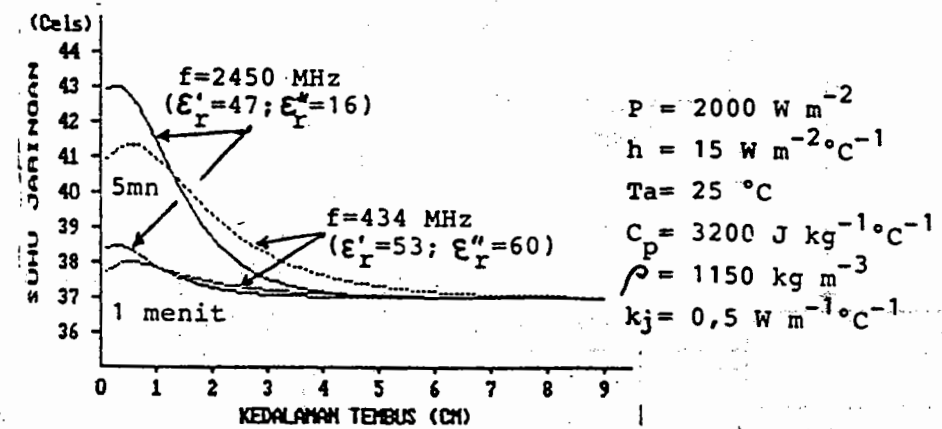
Untuk mengetahui pengaruh frekuensi terhadap kedalaman pemanasan digunakan dua macam frekuensi yang banyak dipakai yakni 2450 Mhz dan 434 Mhz . Pada kedua frekuensi ini, tetapan dielektrik untuk otot daging adalah masing-masing ($\epsilon_r' = 47$ $\epsilon_r'' = 16$) dan ($\epsilon_r' = 53$ $\epsilon_r'' = 60$)

Dengan menyelesaikan persamaan panas untuk kasus diatas dengan menggunakan ddiferens terhingga diperoleh hasil seperti terlihat pada Gbr. 3. Terlihat bahwa kedalaman pemanasan untuk frekuensi 2450 Mhz dan 434 Mhz adalah masing-masing kira-kira 3 cm dan 5 cm . Pengaruh lama pemanasan (1 menit dan 5 menit) hampir tidak ada terhadap kedalaman pemanasan. Untuk terapi kanker permukaan kedalaman terapi 3cm sudah memenuhi kebutuhan, maka dipilih frekuensi 2450 Mhz .

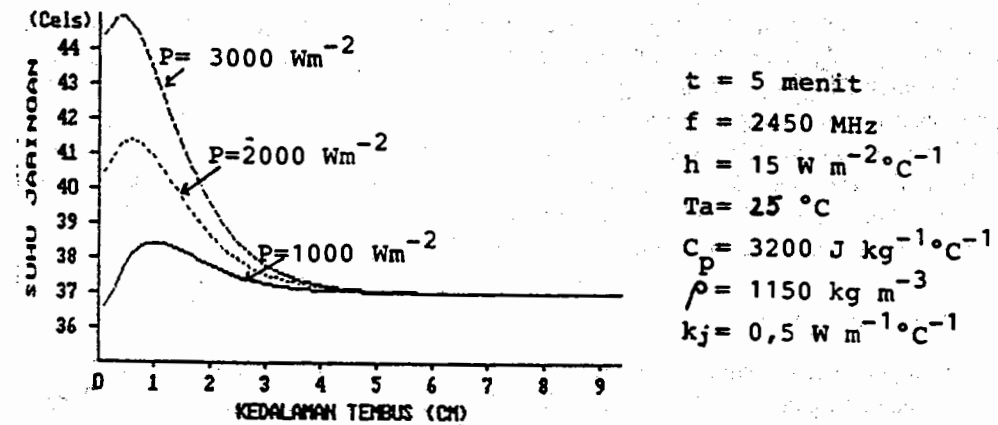
Pengaruh rapat daya terhadap suhu puncak terlihat pada Gambar 4 untuk frekuensi 2450 Mhz dan lama pemanasan 5 menit . Untuk rapat daya 3000 W m^{-2} dapat diperoleh suhu puncak 45°C pada kedalaman kira-kira $0,5 \text{ cm}$ dari permukaan jaringan. Suhu puncak ini sudah memenuhi kebutuhan terapi. Bila luasan permukaan terapi 100 cm^2 , maka daya yang diserap jaringan adalah 30 W sedangkan daya yang diradiasikan oleh pembangkit akan lebih tinggi karena adanya pantulan. Berdasarkan hasil dari model pemanasan di atas maka dipilih sebagai pembangkit gelombang mikro adalah Magnetron YJ 1530 dengan frekuensi 2450 Mhz dan daya maksimum 300 W (Widodo, 1986).

3.2. Pengendalian suhu terapi

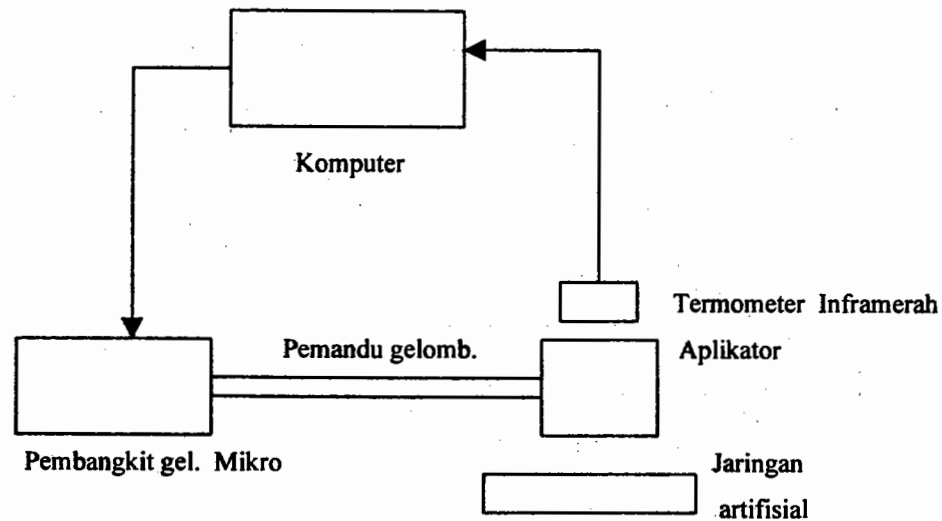
Suhu terapi dikendalikan dengan mengendalikan daya pembangkit gelombang mikro secara *on - off*. Daya pembangkit gelombang mikro juga dapat dikendalikan secara kontinyu dengan mengatur arus pemagnitan magnetron. Diagram sistem pengendalian



Gambar 3. Pengaruh frekuensi terhadap kedalaman pemanasan untuk waktu pemanasan 1 dan 5 menit



Gambar 4. Pengaruh rapat daya elektromagnetik terhadap distribusi suhu



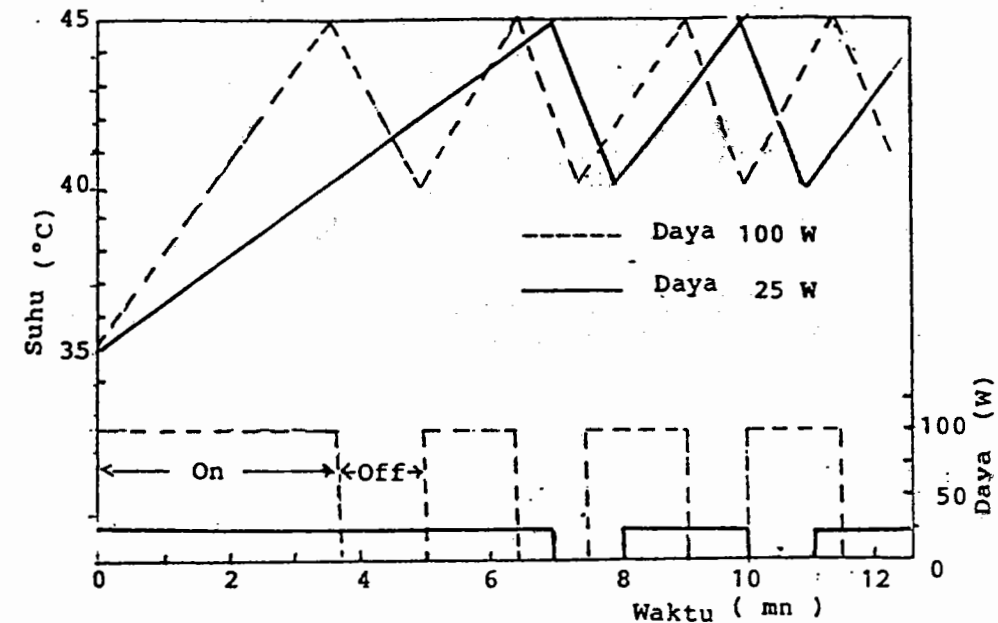
Gambar 5. Diagram sistem pengendalian suhu dengan menggunakan jaringan biologis artifisial

Untuk penelitian ini digunakan jaringan biologis artifisial (misalnya agar-agar) yang mempunyai sifat dielektrik yang sama seperti jaringan biologis yang kaya akan air (kulit, otot daging). Aplikator atau antena yang digunakan dieksitasi dalam mode TE_{10} dan tidak kontak dengan jaringan yang dipanaskan. Dengan aplikator ini luas efektif sasaran pada permukaan jaringan kira-kira 100 cm^2 . Pengukuran suhu permukaan jaringan dilakukan secara nonkontak dengan menggunakan termometer inframerah. Pengukuran suhu nonkontak diperlukan dalam penerapan klinis yang sebenarnya, agar tidak melukai pasien. Dalam penelitian ini pengukuran suhu dilakukan pada jarak kira-kira 20 cm dari permukaan jaringan, karena termometer inframerah harus dipasang di atas aplikator.

4. HASIL PENELITIAN

Dengan sistem pengendalian suhu yang dibuat, kemudian diamati evolusi suhu permukaan jaringan. Untuk suhu permukaan jaringan ditetapkan antara 40 dan 45°C dan daya pembangkit gelombang mikro 25 dan 100 W evolusi suhu terlihat pada Gambar 6. Terlihat bahwa waktu naik dan turun suhu permukaan jaringan untuk daya magnetron 25 W adalah 2 dan 1 menit sedangkan untuk daya 100 W adalah 1,5 dan 1 menit. Maka dengan daya yang lebih tinggi kenaikan suhu akan lebih cepat.

Pada Gambar 4 terlihat bahwa suhu permukaan lebih rendah kira-kira 1°C dari pada suhu puncak di dalam jaringan. Hal ini disebabkan oleh adanya transfer panas ke sekitaran yang mempunyai suhu lebih rendah. Karena suhu yang terukur adalah suhu permukaan, maka suhu puncak di dalam jaringan dapat mencapai kira-kira 46°C untuk lama pemanasan kira-kira 5 menit dan suhu sekitaran 25°C serta suhu awal jaringan sekitar 37°C .



Gambar 6. Evolusi suhu pada pengendalian on-off dengan daya Pembangkit gelombang mikro 25 dan 100 W

5. KESIMPULAN

Dari hasil dan pembahasan dapat ditarik kesimpulan berikut.

- Pembangkit gelombang mikro 2450 Mhz dengan daya maksimum 300 W dapat digunakan untuk pemanasan jaringan biologis untuk suhu pemanasan antara 40 dan 45°C .
- Karena adanya transfer panas permukaan jaringan ke sekitaran maka pada kedalaman kira-kira 0,5 cm dari permukaan suhu puncak lebih tinggi kira-kira 1°C dari pada suhu permukaan.
- Dengan pembangkit gelombang mikro 2450 Mhz dapat diperoleh kedalaman pemanasan kira-kira 3 cm dari permukaan jaringan.

6. DAFTAR PUSTAKA

- Guy, A.W., Lehmann, J.F., Stonebridge, J.B., *Therapeutic Applications of Electromagnetic Power*, Proc. IEEE vol. 60, p. 692.
- Guerquin, J. L., 1985, *Etudes experimentales de systemes d'hyperthermie appliquee a la therapie cancerologique*, These du doctorat d'Etat, Universite Louis Pasteur.
- Hay, M., Dubois, J.B., Bordure, G., 1987, *Applicateurs a Geometrie variable et Controle Atraumatique de l'Hyperthermie par Micro-Ondes de 2450 Mhz dans le traitement des Tumeurs Superficielles*, Innov. Tech. Biol. Med. Vol. 8 no. 3.
- Johnson, C.C., Guy, A.W., 1972, *Non Ionizing Electromagnetic Wave Effects in Biological Materials and Systems*, Proc. IEEE, vol. 60, p.692.
- Widodo, Th. Sri, 1986, *Generateur Microonde 2450 MHz adapté à l'hyperthermie Medicale*, Raport du DEA Electronique, Université de Montpellier.