
Pemodelan Distribusi Temperatur Penyerapan Radiasi Terahertz Dalam Jaringan Biologis Sapi Menggunakan Model Simulink-Matlab

Dewi Kurnia¹, Muhammad Hamdi¹, Juandi M^{1*}

¹Fakultas MIPA, Program Studi Magister Fisika, Universitas Riau, Pekanbaru, Indonesia

* Corresponding author. E-mail: dewikurnia119@gmail.com,

Telp: 082384411344

ABSTRAK

Radiasi Terahertz (THz) memiliki sifat yang membuatnya lebih menarik dan efektif dalam bidang teknik pencitraan biomedis. Hal ini dikarenakan radiasi THz memiliki energi foton yang relatif lebih rendah dibandingkan radiasi sinar x sehingga tidak mengionisasi dan merusak jaringan. Radiasi THz juga memiliki rentang frekuensi yang hampir setara dengan frekuensi air yang membuatnya lebih mudah berinteraksi dengan jaringan biologis. Penelitian ini menggunakan sampel jaringan biologis sapi yaitu jaringan kulit, lemak, tumor dan otot. Tujuan dari penelitian ini adalah melihat pengaruh kerapatan daya radiasi THz terhadap distribusi temperatur sekaligus produksi panas pada jaringan melalui hasil pemodelan. Hal ini ditunjukkan dari perubahan medan elektromagnetik yang disertai dengan transfer panas dari penyerapan radiasi dalam jaringan sapi yang diturunkan dengan persamaan konduksi biopanas. Penelitian ini menggunakan teknik komputasi biofisik dengan model *simulink-matlab* dan rentang frekuensi radiasi THz 0,1 - 1 THz, daya 50 – 150 mW dan kerapatan daya 5 - 25 mW/mm³. Pemodelan distribusi temperatur dilakukan dengan dua cara yaitu dengan kerapatan daya yang berbeda dan variasi diameter lingkaran sumber radiasi THz. Diakhir penelitian akan dilakukan perbandingan data hasil distribusi temperatur secara eksperimen dan pemodelan sebagai validasi dari keakuratan model yang digunakan. Hasil Penelitian menunjukkan bahwa semakain tinggi kerapatan daya yang digunakan maka energi radiasi yang terserap akan semakin besar

dengan temperatur yang semakin meningkat. Hal ini menyebabkan distribusi temperatur pada jaringan biologis akan semakin luas dan produksi panas pada jaringan semakin besar. Hasil analisis pencitraan distribusi temperatur terhadap kedalaman jaringan kulit, lemak, tumor dan otot pada sapi menunjukkan bahwa jaringan lemak memiliki produksi panas yang lebih kecil dibandingkan yang lainnya. Hal ini dikarenakan jaringan lemak memiliki kadar air yang lebih tinggi dengan konsentrasi yang lebih encer sehingga radiasi THz akan mudah diserap diawal penetrasi yang menyebabkan energi radiasi semakin berkurang sesuai dengan penetrasi kedalaman. Perbandingan data hasil eksperimen dan pemodelan menunjukkan bahwa persentase kesalahan adalah 1,09 %.

Kata Kunci : Terahertz ; Distribusi Temperatur; Jaringan biologis; Pencitraan biomedis; simulink matlab.

ABSTRACT

Terahertz (THz) radiation has properties that make it more attractive and effective in the field of biomedical imaging techniques. This is because this radiation has a relatively lower photon energy than x-ray radiation so it does not ionize and damage tissue. THz radiation also has a frequency range that is almost equivalent to the frequency of water which makes it easier to interact with biological tissues. This study used a sample of bovine biological tissue, namely skin, fat, tumor and muscle tissue. The purpose of this research is to see the effect of THz radiation power density on temperature distribution as well as heat production in the network through modeling results. This is shown by the change in the electromagnetic field accompanied by the transfer of heat from the absorption of radiation in the bovine tissue derived by the biopanas conduction equation. This study uses biophysical computation techniques with simulink-matlab model and radiation frequency range 0.1 - 1 THz and with a power of 50 - 150 mW and a power density of 5 - 25 mW / mm³. Temperature distribution modeling is carried out in two ways, namely with different power densities and variations in the circumference of the THz radiation source. At the end of the research, a comparison of the results of temperature distribution data will be compared experimentally and by modeling as validation of the accuracy of the model used. The results

of imaging analysis of temperature distribution to the depth of skin, fat, tumor and muscle tissue in cows showed that fat tissue had less heat production than the others. This is because the fat tissue has a higher water content with a more dilute concentration so that THz radiation will be easily absorbed at the beginning of penetration which causes the radiation energy to decrease according to depth penetration. The comparison of experimental and modeling data shows that the error percentage is 1.09%.

Keywords : Terahertz; Temperature distribution; Biological tissue; Biomedical imaging; simulink matlab

1. Pendahuluan

Radiasi THz memiliki sifat yang lebih menarik dan bermakna dalam bidang teknik pencitraan biomedis dibandingkan dengan radiasi inframerah [1]. Radiasi THz memiliki sifat hamburan rendah terhadap jaringan sehingga membuatnya dapat diabaikan [2]. Energi foton radiasi THz relatif lebih rendah dibandingkan radiasi Sinar-X sehingga tidak terionisasi dengan jaringan biologis dan aman digunakan [3,4].

Kontrol panas pada jaringan biologis merupakan hal yang penting untuk menjaga kondisi tubuh [5], oleh sebab itu sangat penting model yang akurat untuk pencitraan distribusi temperatur radiasi THz dalam jaringan biologis. Penelitian ini menerapkan teknik komputasi biofisik menggunakan model *simulink-matlab* dengan aplikasi Wolfram mathematica 9.0.

Teknik komputasi biofisik merupakan sebuah mekanisme analisis diferensial elektronik yang mempelajari dan menganalisis suatu model dinamis untuk menentukan parameter fisika yang dapat dirancang menggunakan perangkat lunak matematika [6]. Model perangkat lunak matematika yang digunakan pada penelitian ini adalah model Simulink-Matlab yang dapat membuat simulasi dalam bentuk/model sistem matematika [7]. Pencitraan dilakukan dengan menggunakan aplikasi *Wolfram Mathematica* 9.0. Aplikasi *Wolfram Mathematica* merupakan sistem komputasi teknis modern yang mencakup sebagian besar area komputasi teknis, termasuk jaringan saraf, pembelajaran mesin, pemrosesan gambar, geometri, ilmu data, visualisasi, dan lainnya [8].

Teknik komputasi biofisik dengan model *simulink-matlab* pada penelitian ini digunakan untuk menyelesaikan

persamaan-persamaan dasar Maxwell dan model biopanas untuk modifikasi serta perhitungan faktor-faktor hamburan yang mempengaruhi laju produksi panas persatuan volume dalam sel jaringan.

Teknik pencitraan ini pada dasarnya merancang model matematika untuk penyerapan medan radiasi terahertz dan perubahan panas pada lapisan jaringan biologis sapi. Penelitian ini menggunakan rentang frekuensi THz 0,1-1 THz dengan daya 100 -150 mW serta kerapatan daya 5 -20 mW/mm³. Menggunakan model *Simulink-Matlab* dengan aplikasi *Wolfram Mathematic 9.0* untuk melihat pengaruh penyerapan radiasi THz oleh jaringan biologis sapi terhadap distribusi temperatur melalui pemodelan dengan menggunakan parameter fisika.

Pemodelan ini dapat menganalisis efek daya penetrasi radiasi THz dalam jaringan biologis dengan menganalisis hamburan radiasi, yang tergantung pada sudut dan panjang gelombang dengan menggunakan frekuensi THz dan panjang gelombang sub milimeter dalam kisaran dari 0,1 mm hingga 3 mm [9].

Kerapatan daya (mW.mm⁻³) merupakan parameter penting karena interaksi antara radiasi THz dan jaringan melibatkan penyerapan dan penyebaran radiasi foton. Ketika radiasi THz menembus jaringan sampel, efek yang ditimbulkan adalah hamburan dan penyerapan oleh molekul yang dapat dipolarisasikan [10].

Teori kopartemen untuk laju energi Q dalam biofisika menganggap substansi struktur jaringan sebagai suatu analogi menarik yang dapat menjelaskan kedalam suatu konsep partisi kompartemen, jadi ada kompartemen utama yang berfungsi sebagai integrator-integrator. Integrator ini merupakan tempat proses terminal untuk masukan dan keluaran aliran panas dalam jaringan kulit, lemak, tumor dan otot yang disebabkan oleh laju penyerapan spesifik (SAR) radiasi THz yang dihubungkan terhadap medan listrik radiasi, sehingga temperatur akan naik selama penyinaran radiasi THz dalam jaringan [11,12].

$$SAR = \frac{2\mu_z \sigma E^2 T}{\pi \rho \delta \omega^2} \exp\left(-\frac{2r^2}{\omega^2}\right) \exp\left(-\frac{\mu_z z}{\delta}\right) \quad (mW/kg) \quad (1.1)$$

Parameter-parameter yang mempengaruhi diantaranya adalah Konduktivitas listrik σ (S/mm), Kerapatan massa ρ (kg/m), total koefisien atenuasi penyerapan dan hamburan $\mu = \mu_a + \mu_s$ (mm⁻¹), Diameter lingkaran sumber THz w (mm), Kedalaman optik δ (mm), Jarak sumber daya dengan permukaan jaringan r (cm), Medan listrik radiasi THz E (V/mm).

Penelitian ini menggunakan persamaan-persamaan Maxwell untuk menentukan kondisi awal dan kondisi batas dari suhu jaringan biologis pada model [5,12,13].

$$\frac{\partial E}{\partial t} = \nabla^2 E + \sum_{i=1}^N K_i Q_i(E, H, x, T), \quad t > 0, 0 < x < L \quad (1.2)$$

$$\frac{\partial H}{\partial t} = \nabla^2 H + \sum_{i=1}^N K_i Q_i(E, H, x, T), \quad t > 0, 0 < x < L \quad (1.3)$$

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \nabla^2 T + \sum_{i=1}^N K_i Q_i(E, H, x, T), \quad t > 0, 0 < x < L \quad (1.4)$$

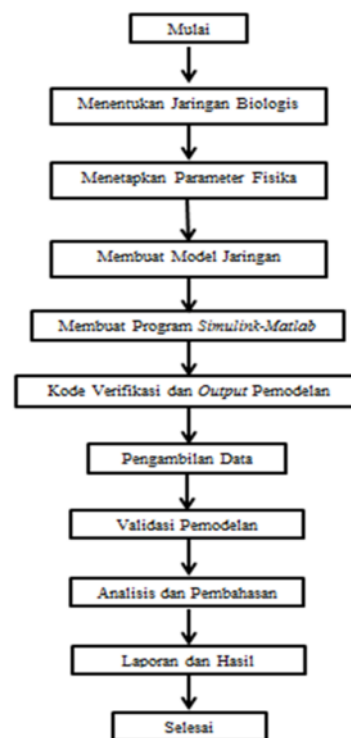
$$T_{i,i+1} = T_{i,i} + \frac{1}{6} (K_1 + 2K_2 + 2K_3 + K_4) \quad (1.5)$$

Pesamaan-persamaan (1.2-1.4) merupakan kondisi awal dan batas dari persamaan yang mewakili persyaratan solusi yang memecahkan persamaan biopanas dengan memasukkan faktor refleksi rf . Persamaan-persamaan ini digunakan apabila distribusi temperatur serba sama yang mengisyaratkan sifat-sifat fisik sistem konstan dalam batasan-batasan sistem. Persamaan-persamaan ini akan dipecahkan dengan menggunakan metode *simink-matlab* dengan diagram sistematis komputer analog untuk menganalisa diferensial dari persamaan-persamaan tersebut.

Pesamaan-persamaan (1.2-1.4) merupakan solusi untuk menentukan temperatur T yang sangat tergantung pada nilai parameter konduktifitas termal (K_1, K_2 sampai K_i) yang diturunkan dari data hasil eksperimen. Nilai parameter K_1, K_2 sampai K_i tentu membawa beberapa ketidakpastian dari hasil eksperimen yang digunakan untuk mengukur temperatur T [13,14]. Untuk mendapatkan nilai K_i dengan tingkat ketidakpastian yang tak bermakna kita harus menggunakan persamaan (1.5) yang merupakan persamaan Runge-Kutta Orde ke Empat.

2. Metode Penelitian

Metode penelitian dilakukan secara komputasi biofisik menggunakan *Model Simulink-Matlab Berbasis Matematika*. Penelitian ini dilakukan dengan beberapa tahap seperti yang ditunjukkan pada Gambar.1.



Gambar 1. Diagram tahap penelitian pemodelan distribusi temperatur

2.1 Menentukan jaringan biologis

Jaringan sampel yang dipilih adalah jaringan normal dan abnormal dari jaringan sapi yaitu jaringan kulit, lemak, tumor dan otot. Berdasarkan data sekunder yaitu data hasil eksperimen dari penelitian yang dilakukan sebelumnya [15]. Parameter dari radiasi THz dan jaringan biologis digunakan untuk

melihat interaksi antara radisi THz terhadap jaringan dengan teknik komputer analog menggunakan model *Simulink-Matlab* berbasis matematika yaitu aplikasi *Wolfram Mathematica 9.0*.

2.2 Menetapkan parameter jaringan

Menetapkan parameter-parameter yang digunakan untuk pemodelan distribusi temperatur dan pemetaan panas dari penyerapan radiasi THz terhadap jaringan biologis dengan menggunakan Model *Simulink-Matlab*.

Tabel 1. Parameter Jaringan Biologis [16,17,18,19,20]

Tipe Parameter	Nilai
Rentang Frekuensi	0,1 – 1 THz
Rentang Daya	10 – 500 Mw
Rentang Waktu	Picosecon – menit
Panjang Gelombang	300 – 3000 μm
Bilangan Gelombang	1 – 100 cm^{-1}
Geometri Jaringan	Persegi panjang
Jenis jaringan	Kulit, lemak, otot, tumor, kanker
Energi Kuantum	0,01 – 100 meV
Ketebalan	1 – 25 mm
Koefisien Penyerapan (CW)	23,5 – 100 cm^{-1}
Koefisien Penyerapan (FTIR)	58,5 – 500 cm^{-1}

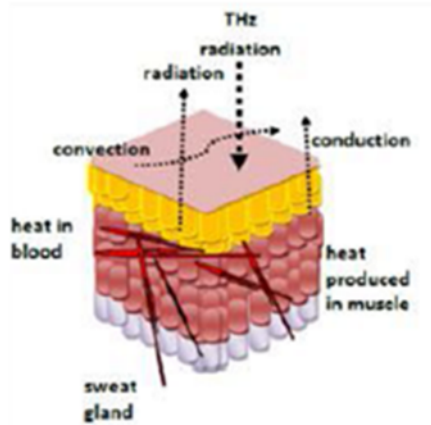
Tabel 2. Parameter radiasi THz [21]

Parameter	Nilai	Satuan
Panjang Gelombang	(50 – 240)	Mm
Dusasi Pulsa	50	Ps
Frekuensi Penulangan Pulsa	2,8 – 11,2	MHz
Daya Rata-rata	400	W
Puncak daya	1	MW
Lebar relatif minimum garis spektral	3×10^{-3}	-
Kerapatan daya rata-rata	1,4	W/cm^2

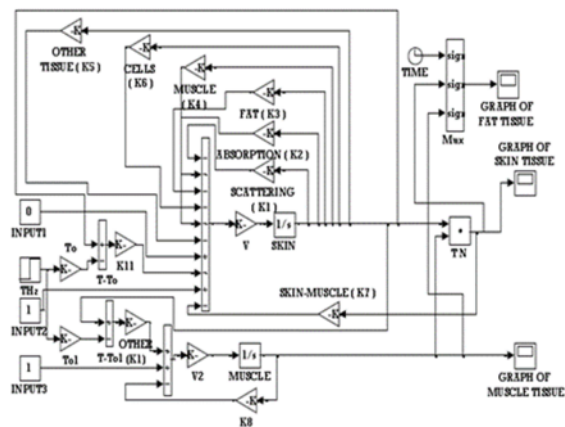
Tabel 1 menunjukkan parameter-parameter jaringan biologis sapi dan Tabel 2 menunjukkan parameter dari radiasi THz yang berkaitan dengan pemodelan dan digunakan untuk melihat pengaruh dari penyerapan radiasi THz terhadap distribusi temperatur pada kedalaman jaringan biologis sapi.

2.3. Membuat Model Jaringan Biologis

Model jaringan biologis sapi ini dapat menjelaskan perubahan yang signifikan dari distribusi termal yang terjadi pada permukaan lapisan jaringan normal dan abnormal yang disebabkan oleh pengaruh penetrasi radiasi THz terhadap kedalaman jaringan, dengan faktor-faktor yang mempengaruhi seperti hamburan, penyerapan, refleksi, refraksi dan dispersi seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 2.



Gambar 2. Interaksi Radiasi THz pada Model lapisan jaringan biologis sapi.

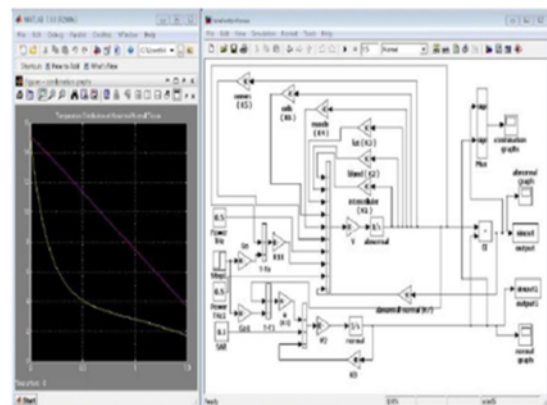


Gambar 3. Diagram blok distribusi termal jaringan biologis menggunakan sistem *Simulink-Matlab*.

Penyerapan radiasi THz oleh jaringan pada Gambar 2 dapat menyebabkan kenaikan suhu panas apabila tidak ada respon dari bagian-bagian jaringan maka yang perlu diperhatikan adalah perubahan temperatur melalui input sumber panas, sehingga akan diketahui bagaimana perubahan temperatur jaringan ΔT dan sumber energi radiasi THz Q dalam respon penyerapan dan hamburan pulsa.

2.4. Membuat Program *Simulink-Matlab*

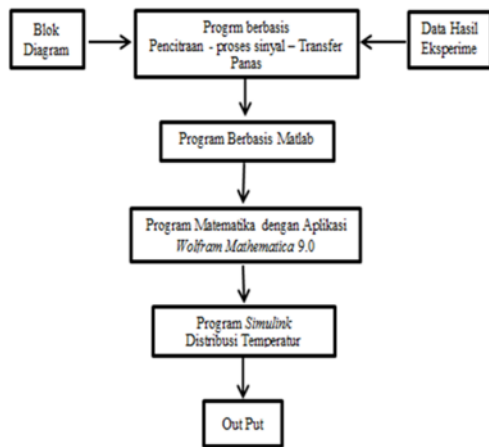
Program yang digunakan untuk pemodelan distribusi temperatur adalah *Simulink-Matlab* dengan aplikasi *Wolfram Mathematica 9.0*. Program ini diterapkan untuk menganalisis melalui sistem dinamis berbasis Simulink dengan model yang dibuat melalui langkah sirkuit analog.



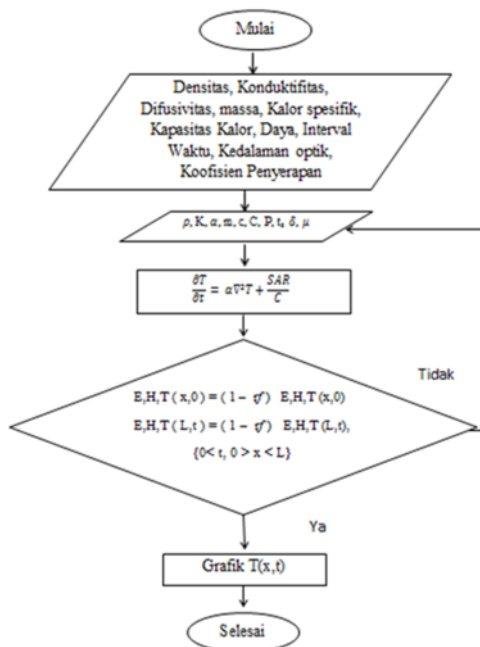
Gambar 4. Bentuk keluaran dari diagram blok distribusi temperatur menggunakan sistem *Simulink-Matlab*.

Pembuatan program dimulai dari membuat blok diagram distribusi temperatur dengan menggunakan program Matlab seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3. Program diuji apakah berhasil atau tidak, jika berhasil kemudian program ini ditransformasikan kedalam bentuk program matematika sehingga menghasilkan keluaran dalam bentuk grafik distribusi temperatur seperti

yang ditunjukkan pada Gambar 4. Grafik ini merupakan grafik distribusi temperatur terhadap kedalaman jaringan akibat dari penyerapan radiasi THz oleh jaringan biologis sapi.



Gambar 5. Diagram alir proses pelaksanaan sistem Simulink-Matlab



Gambar 6. Flowchart Simulasi distribusi temperatur penyerapan radiasi THz terhadap jaringan biologis sapi

Gambar 5 menjelaskan langkah selanjutnya yaitu membuat program berbasis pemodelan distribusi temperatur dengan program *simulink-matlab* menggunakan data hasil eksperimen penelitian sebelumnya sebagai data sekunder dan diagram blok yang telah dibuat. Program ini kemudian ditransformasikan kedalam bentuk program matematika menggunakan aplikasi *Wolfram Mathematica 9.0*, sehingga menghasilkan program simulasi distribusi temperatur. Program ini dijalankan sesuai dengan flowchart seperti pada Gambar 6.

3. Hasil dan Pembahasan

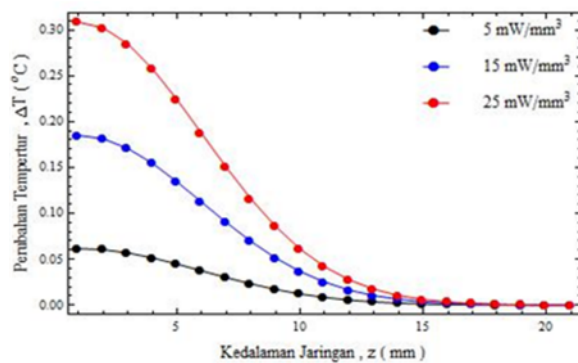
Data yang digunakan pada penelitian ini adalah data hasil eksperimen distribusi temperatur penyerapan radiasi THz terhadap jaringan biologis sapi yaitu jaringan kulit, lemak, tumor dan otot. Data hasil eksperimen selanjutnya diolah dengan menggunakan Model *Simulink-Matlab* berbasis Matematika dengan program Mathematica 9.0.

3.1. Pemodelan distribusi temperatur jaringan biologis sapi

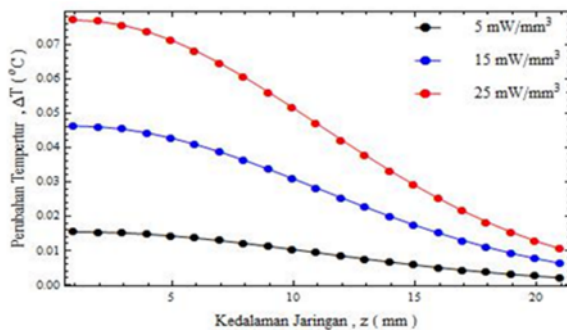
Paparan radiasi THz pada jaringan Biologis dapat menyebabkan distribusi temperatur pada jaringan. Distribusi temperatur ini dipengaruhi oleh konduksi panas yang terjadi sehingga temperatur berubah terhadap kedalaman jaringan yang ditampilkan dalam 1D.

a. Pemodelan distribusi temperatur dengan perubahan parameter jaringan.

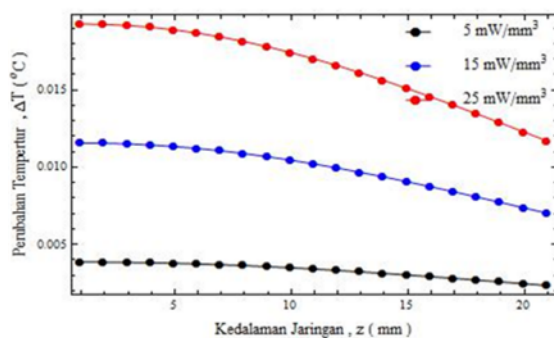
Analisis distribusi temperatur menggunakan jaringan tumor untuk melihat perubahan temperatur terhadap kedalaman jaringan dengan perubahan parameter jaringan.



(a)



(b)



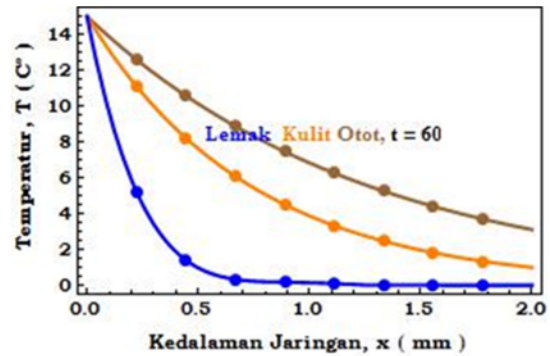
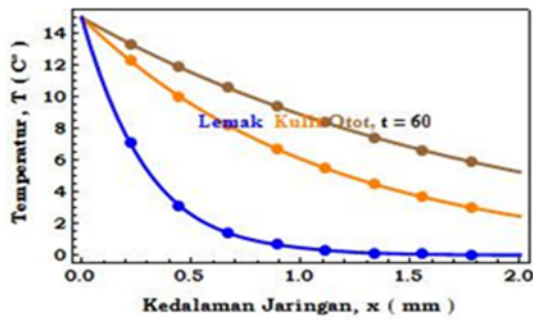
(c)

Gambar 7. Pemodelan distribusi temperatur penyerapan radiasi THz dengan variasi diameter lingkaran sumber THz (a) 5 mm, (b) 10 mm dan (c) 20 mm.

Gambar 7 menunjukkan bahwa, jika dianalisis pada kerapatan daya yang sama yaitu $S = 25 \text{ mW}/\text{mm}^3$ besarnya perubahan temperatur terhadap perubahan diameter lingkaran sumber adalah pada saat $w_a = 5 \text{ mm}$ maka $\Delta T_a = 0,31 \text{ }^{\circ}\text{C}$, kemudian $w_b = 10 \text{ mm}$, $\Delta T_b = 0,077 \text{ }^{\circ}\text{C}$ dan selanjutnya pada saat $w_c = 20 \text{ mm}$ $\Delta T_c = 0,0195 \text{ }^{\circ}\text{C}$, dan begitu juga untuk Kerapatan Daya lainnya pada masing-masing gambar. Hal ini menunjukkan bahwa semakin besar diameter lingkaran sumber radiasi THz, menyebabkan energi yang dipancarkan akan semakin besar dan akan berpengaruh juga terhadap perubahan temperatur jaringan [22].

b. Penyerapan radiasi thz terhadap produksi panas jaringan biologis

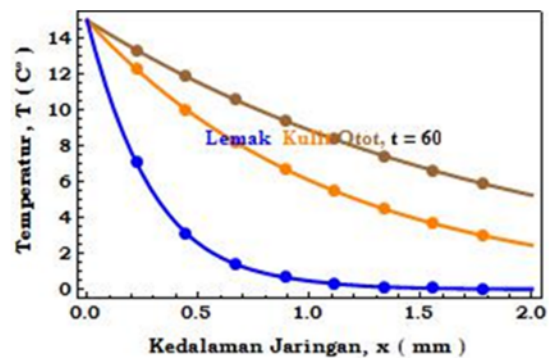
Penyerapan radiasi THz oleh jaringan biologis dapat menimbulkan konduksi panas yang mempengaruhi distribusi temperatur dan produksi panas pada jaringan sampel.



Gambar 8. Produksi Panas terhadap jaringan Lemak, Kulit dan Otot dengan Daya 150 mW.

(a)

Gambar 8 menunjukkan bahwa pada waktu paparan $t = 60$ s dan daya 150 mW jaringan otot mengalami kehabisan energi radiasi THz yang terserap, lebih lama menuju temperatur titik nol (memiliki produksi panas yang lebih besar), kemudian disusul oleh jaringan kulit, berbeda dengan jaringan lemak yang mengalami perubahan temperatur yang signifikan dan lebih cepat mengalami kehabisan energi radiasi THz yang terserap. Hal ini disebabkan karena jaringan lemak memiliki kadar air yang tinggi dengan konsentrasi yang lebih encer sehingga radiasi THz diserap dengan sangat kuat yang menyebabkan energi radiasi semakin berkurang sesuai dengan penetrasi kedalaman jaringan yang semakin besar dalam medium jaringan lemak sampai energi limit menuju titik nol, yang artinya energi radiasi THz akan hilang selama perambatan pada jaringan lemak [1,15].



(b)

Gambar 9. Produksi panas pada jaringan Lemak, Kulit dan Otot dengan Daya radiasi THz yang berbeda (a) 100 mW dan (b) 150 mW.

Penyerapan radiasi THz pada jaringan lemak, kulit dan otot dalam durasi waktu paparan yang sama yaitu $t = 60$ s dengan daya yang berbeda 100 mW dan 150 mW pada Gambar 7 menunjukkan perbedaan produksi panas pada masing-masing jaringan dengan daya yang berbeda. Besarnya daya radiasi THz yang dipaparkan pada jaringan akan membuat produksi panas yang dihasilkan juga akan lebih

besar. Hal ini menyebabkan penetrasi kedalaman oleh energi radiasi THz yang terserap membutuhkan waktu yang lama untuk menuju temperatur pada titik nol [2, 15].

3.2. Perbandingan data hasil eksperimen dan pemodelan.

Perbandingan perubahan temperatur dari data hasil Eksperimen dan Pemodelan dengan variasi densitas daya ditampilkan dalam Tabel 2.

Tabel 3. Perbandingan Perubahan Temperatur Hasil Eksperimen dan Pemodelan dengan Variasi Densitas Daya (a) $S = 5 \text{ mW/mm}^3$ (b) $S = 15 \text{ mW/mm}^3$ dan (c) $S = 25 \text{ mW/mm}^3$.

Z (mm)	Perubahan Suhu ΔT ($^{\circ}\text{C}$)		%
	Eksp	Komp	
0	0,062	0,062	0,00
1	0,046	0,059	0,28
2	0,034	0,048	0,41
3	0,025	0,038	0,52
4	0,019	0,03	0,58
5	0,014	0,025	0,79
6	0,01	0,02	1,00
7	0,008	0,017	1,13
8	0,006	0,015	1,50
9	0,004	0,013	2,25
10	0,003	0,01	2,33

(a)

Z (mm)	Perubahan Suhu ΔT ($^{\circ}\text{C}$)		%
	Eksp	Komp	
0	0,187	0,189	0,01
1	0,139	0,165	0,19
2	0,103	0,14	0,36
3	0,076	0,115	0,51
4	0,056	0,1	0,79
5	0,042	0,083	0,98
6	0,031	0,075	1,42
7	0,023	0,062	1,70
8	0,017	0,055	2,24
9	0,013	0,045	2,46
10	0,009	0,035	2,89

(b)

Z (mm)	Perubahan Suhu ΔT ($^{\circ}\text{C}$)		%
	Eksp	Komp	
0	0,312	0,315	0,01
1	0,23	0,29	0,26
2	0,17	0,245	0,44
3	0,13	0,205	0,58
4	0,09	0,165	0,83
5	0,07	0,127	0,81
6	0,05	0,1	1,00
7	0,038	0,085	1,24
8	0,029	0,075	1,59
9	0,021	0,065	2,10
10	0,016	0,06	2,75

(c)

Berdasarkan data perbandingan perubahan temperatur terhadap kedalaman hasil eksperimen dan pemodelan pada Tabel 4.1a, b, dan c, diperoleh rata-rata persentase kesalahan untuk masing-masing Densitas daya 5 mW/mm^3 , 15 mW/mm^3 dan 25 mW/mm^3 adalah 0,98 %, 1,23 % dan 1,05 %. Sehingga dapat diambil kesimpulan bahwa persentase kesalahan dari hasil pemodelan adalah 1,09 %.

4. Simpulan

Berdasarkan data hasil analisis distribusi temperatur penyerapan radiasi THz terhadap jaringan biologis menggunakan model simulink-matlab berbasis matematika dapat disimpulkan bahwa :

1. Penyerapan radiasi THz oleh jaringan biologis dengan densitas daya (S) yang besar menyebabkan energi yang dipancarkan akan semakin besar sehingga kemungkinan terjadi perubahan temperatur di setiap titik semakin banyak dan produksi panas yang dihasilkan akan semakin besar. Hal ini ditunjukkan dengan data $S_1 = 25 \text{ mW/mm}^3$, $\Delta T = 0,30 \text{ }^\circ\text{C}$; $S_2 = 15 \text{ mW/mm}^3$, $\Delta T = 0,185 \text{ }^\circ\text{C}$; dan $S_3 = 5 \text{ mW/mm}^3$, $\Delta T = 0,06 \text{ }^\circ\text{C}$.

2. Jaringan lemak memiliki produksi panas yang lebih kecil dari jaringan kulit dan otot. Hal ini dikarenakan jaringan lemak memiliki kadar air yang tinggi dengan konsentrasi yang lebih encer sehingga radiasi THz diserap dengan sangat kuat yang menyebabkan energi radiasi semakin berkurang sesuai dengan penetrasi kedalaman jaringan yang semakin besar dalam medium jaringan lemak sampai energi limit menuju titik nol.

3. Perbandingan data hasil eksperimen dan pemodelan menunjukkan nilai yang tidak jauh berbeda, dimana persentase kesalahan sebesar 1,09 %. Hal ini menunjukkan bahwa analisis distribusi temperatur penyerapan radiasi THz pada jaringan biologis dengan menggunakan model simulink-matlab berbasis matematika memiliki tingkat keakuratan yang tinggi.

5. Ucapan Terima Kasih

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Bapak DR. Muhammad Hamdi, M. Si dan Bapak Prof. DR. Juandi M, M. Si, yang telah banyak meluangkan waktu untuk membimbing, mengarahkan penulis mulai awal penelitian hingga selesai dan kepada Program studi Magister Fisika Universitas Riau.

6. Referensi

1. Chen Hua, MA Shi-Yua, Yan Wen, wu Xiu-Mei, Wang Xiao-Zhou, 2013. The Diagnosis of Human Liver Cancer by using THz Fiber-Scanning Near-Field Imaging. *Chinese Physical Society and IOP Publishing Ltd.* Vol. 30, No. 3 / 030702
2. Ferguson B, Wang S, Gray D, Abbot D, and Zhang X C. 2002 *Microelectron. J.* 33 043.
3. Fitzgerald A J, V.P. Wallace, M. Jimenez-Linan, L. Bobrow, R. J. Py A. D. Poroshotam, and D. D. Arnone, *Terahertz pulsed imaging of human breast tumors*, *Radiology* 239(2), 533-540. 2006.
4. Fitzgerald A J, Berry E, Zin'ev N N, Homer-Vanniasinkam S, Miles R E, Chamberlain M and Smith M A, 2008. Catalogue of Human Tissue Optical Properties At Terahertz Frequencies, *J. Biol. Phys.*
5. Usman Malik, Muhammad Hamdi. Prediksi Transfer panas radiasi THz dalam jaringan biologis menggunakan metode komputer analog. Seminar Nasional Fisika (E-Journal) SNF2015, Vol IV, Oktober 2015.
6. Matti Hatokka, Erkki J. Brandas, Jean Maruani Gerardo, and Delgado-Barrio. *Advances in Quantum Methods and Applications in Chemistry, Physics, and Biology.* Springer International Publishing Switzerland. 2013.
7. Pickwell, E., Cole, B. E., Fitzgerald, A. J., Pepper, M., Wallace, V. P. 2014. In vivo study of human skin using pulsed terahertz radiation. *Physics in Medicine and Biology*, 49 (9), 1595-607.
8. Keiichiro Shiraga & Yuichi Ogawa & Tetsuhito Suzuki & Naoshi Kondo & Akiyoshi Irisawa & Motoki Imamura, 2014. Characterization of Dielectric Responses of Human Cancer Cells in the Terahertz Region, *J Infrared Milli Terahz Waves*.
9. Bao C. Q. Truong, Anthony J. Fitzgerald, Shuting Fan, And Vincent P. Wallace*. Concentration Analysis Of Breast Tissue Phantoms With Terahertz Spectroscopy. *Biomedical Optics Express*. Vol. 9, No. 3 | 1 Mar 2018
10. Thomas Kleine Ostmann, Christian Jastrow, Kai Baaske, Bernd Heinen, Michael Schwerdtfeger, Uwe Kärst, Henning Hintzsche, Helga Stopper, Martin Koch, and Thorsten Schrader, 2014. Field Exposure and Dosimetry in the THz Frequency Range, dalam *IEEE Transactions on Terahertz Science and Technology*.
11. Muhammad Hamdi, Saktioto, J. Ali. Transition of Diatomic Molecular

- Oscillator Process in THz Region. Proceeding of ICEM, Nov 29-Dec 1 t Kuala Lumpur malaysia. 2010
12. Muhamad Hamdi, Yusof Munajat, Raja Kamarulzaman Raja Ibrahim, dan Rosly Abd Rahman. Penyerapan Rezim Bidang Radiasi Terahertz dalam Jaringan Kesehatan-Kanker untuk Aplikasi Medis. *International Conference & Workshop on Basic and Applied Science & Regional Annual Fundamental Science Symposium 2013*", Johor Bahru, Malaysia, 3-5 September 2013.
 13. Luca, I., Z., Arduino, A., Bottauscio, O., Chiampì, M. 2014. *Parametric analysis of transient skin heating induced by Terahertz radiation*. *Bioelectromagnetics*, 35(5), 314-323.
 14. Fitzgerald A J, Berry E, Zinv'ev N N, Homer-Vanniasinkam S, Miles R E, Chamberlain M and Smith M A, 2008. Catalogue of Human Tissue Optical Properties At Terahertz Frequencies, *J. Biol. Phys.*
 15. Yu, S. Fan, Y. Sun, and E. Pickwell-Macpherson, *The potential of terahertz imaging for cancer diagnosis: A review of investigations to date*, *Quant. Imaging Med. Surg.* 2 (1), 33–45 (2012).
 16. Atsumasa Yoshida, Kakeru Kagata, and Tetsuya Yamada, 2010. Measurement of Thermal Effusivity of Human Skin Using the Photoacoustic Method. *Int. J Thermophysics*.
 17. Deshan Yang, Mark C. Converse, David M. Mahvi, and John G. Webster, 2007. Expanding the Bioheat Equation to Include Tissue Internal Water Evaporation During Heating, dalam *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.
 18. Arnold D. Kim, 2004. Transport Theory for Light Propagation in Biological Tissue, *J. Opt. Soc. Am.*
 19. P.O.J. Scherer, Sighart F. Fischer, 2010. *Theoretical Molecular Biophysics*, Springer-Verlag. Berlin Heidelberg.
 20. Dieter Haemmerich, David J Schutt, Icaro dos Santos, John G Webster and David M Mahvi, 2005. Measurement of Temperature-Dependent Specific Heat of Biological Tissues. Institute of Physics Publishing *Physiological Measurement Physiol*
 21. Maheux R, Guy J, Dumont M and Masse B. *Correlation between skin thickness and bone mass in women*. *J. North Am. Menopause Soc.* 1996.3 (19): 207 – 208.
 22. Muhamad Hamdi, dan Usman Malik. 2015. Prediksi Transfer Panas Radiasi Terahertz Dalam Jaringan Biologi Menggunakan Metode Komputer Analog. *Prosiding Seminar Nasional Fisika (E-Journal)*. Volume IV.