

## PENCITRAAN PEMETAAN PANAS PENYERAPAN RADIASI *TERAHERTZ* (THz) DALAM JARINGAN BIOLOGIS MENGGUNAKAN MODEL *SIMULINK-MATLAB*

Dewi Kurnia<sup>1)</sup>, Muhammad Hamdi<sup>1)</sup>, Juandi M<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>Program Magister Fisika, FMIPA, Universitas Riau, Riau, Indonesia

Corresponding author : Dewi Kurnia

E-mail : dewikurnia119@gmail.com

Diterima 22 Oktober 2020, Direvisi 07 November 2020, Disetujui 08 November 2020

### ABSTRAK

Radiasi THz memiliki sifat yang membuatnya lebih menarik dan efektif dalam bidang teknik pencitraan biomedis. Hal ini dikarenakan radiasi THz tidak mengionisasi dan merusak jaringan. Penelitian ini menggunakan sampel jaringan biologis sapi yaitu jaringan kulit, lemak, tumor dan otot. Tujuan dari penelitian untuk mengetahui suatu jaringan terindikasi abnormal atau normal dengan melihat pemetaan panas yang dihasilkan dari penyerapan radiasi THz dalam jaringan biologis sapi dengan cara pemodelan. Penelitian ini menggunakan teknik komputasi biofisik dengan model *simulink-matlab*. Rentang frekuensi radiasi THz yang digunakan 0,1 - 1 THz, daya 50 – 150 mW serta kerapatan daya 5 - 25 mW/mm<sup>3</sup>. Rasio dan temperatur dari masing-masing jaringan yaitu lemak 0,25 T/25 °C (T = 6,25 °C), kulit 0,432 T/25°C (10,8 °C), otot 0,675 T/25°C (16,88 °C) dan Tumor 0,9 T/25°C (22,50 °C). Hasil penelitian menunjukkan bahwa Jaringan lemak memiliki produksi panas yang lebih kecil dan temperatur yang lebih rendah dari jaringan kulit dan otot. Hal ini dikarenakan jaringan lemak memiliki kadar air yang tinggi dengan konsentrasi yang lebih encer sehingga radiasi THz lebih banyak terserap dengan energi yang lebih cepat habis sesuai penetrasi jaringan.

**Kata kunci:** *terahertz*; pemetaan panas; jaringan biologis; 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 THz radiation does not ionize and damage tissue. This study used a sample of bovine biological tissue, namely skin, fat, tumor and muscle tissue. The aim of this research is to find out whether a tissue is indicated as abnormal or normal by looking at the heat mapping generated from the absorption of THz radiation in the biological tissue of cattle by means of modeling. This study uses biophysical computation techniques with the *simulink-matlab* method. The range of THz radiation frequency used is 0.1 - 1 THz, power 50 - 150 mW and power density 5 - 25 mW / mm<sup>3</sup>. The ratio and temperature of each tissue were fat 0.25 T / 25 oC (T = 6.25 oC), skin 0.432 T / 25oC (10.8 oC), muscle 0.675 T / 25oC (16.88 oC) and Tumor 0.9 T / 25oC (22.50 oC). The results showed that fat tissue has less heat production and a lower temperature than skin and muscle tissue. This is because the fat tissue has a high water content with a more dilute concentration so that more THz radiation is absorbed with energy that runs out faster according to tissue penetration.

**Keywords:** *terahertz*; heat mapping; biological networks; simulink-matlab.

### PENDAHULUAN

Radiasi THz memiliki sifat yang lebih menarik dan bermakna dalam bidang teknik pencitraan biomedis dibandingkan dengan radiasi inframerah (Chen *et al.*, 2013). Radiasi THz memiliki sifat hamburan rendah terhadap jaringan sehingga membuatnya dapat diabaikan (Road and Kingdom, 2016). Energi foton radiasi THz relatif lebih rendah dibandingkan radiasi Sinar-X sehingga tidak terionisasi dengan jaringan biologis dan aman digunakan (Malik and Hamdi, 2015);(Nishikawa and Maruani, 2013).

Kontrol panas pada jaringan biologis merupakan hal yang penting untuk menjaga kondisi tubuh (Pickwell-MacPherson and Wallace, 2009), oleh sebab itu sangat penting model yang akurat untuk pencitraan pemetaan panas 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 (Shiraga *et al.*, 2014). Model perangkat lunak matematika yang digunakan pada penelitian ini adalah model Simulink-Matlab yang dapat membuat simulasi dalam bentuk/model sistem matematika (Truong *et al.*, 2018).

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 (Betzael, Feldman and Ishai, 2017).

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 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 5-25 mW/mm<sup>3</sup>. Menggunakan model *Simulink-Matlab* dengan aplikasi *Wolfram Mathematic 9.0* untuk melihat pengaruh penyerapan radiasi THz oleh jaringan biologis sapi terhadap pemetaan panas 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 (Sadegh and Transition, 2017).

Kerapatan daya (mW.mm<sup>-3</sup>) 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 (Malik *et al.*, 2018).

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 penerapan spesifik (SAR) radiasi THz yang dihubungkan terhadap medan listrik radiasi, sehingga temperatur akan naik selama penyinaran radiasi THz dalam jaringan (Fitzgerald *et al.*, 2003);(Yu *et al.*, 2012).

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

Parameter-parameter yang mempengaruhi diantaranya adalah Konduktivitas listrik  $\sigma$  (S/mm), Kerapatan massa  $\rho$  (kg/m), total koefisien atenuasi penyerapan dan hamburan  $\mu = \mu_a + \mu_s$  (mm<sup>-1</sup>), Diameter lingkaran sumber THz  $w$  (mm), Kedaaman optik  $\delta$  (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 (Pickwell-MacPherson and Wallace, 2009), (Yu *et al.*, 2012), (Yang *et al.*, 2007).

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

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

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

$$T_{(i+1)} = T_i + \frac{1}{6}[K_1 + 2K_2 + 2K_3 + K_4]\Delta t \quad (1.5)$$

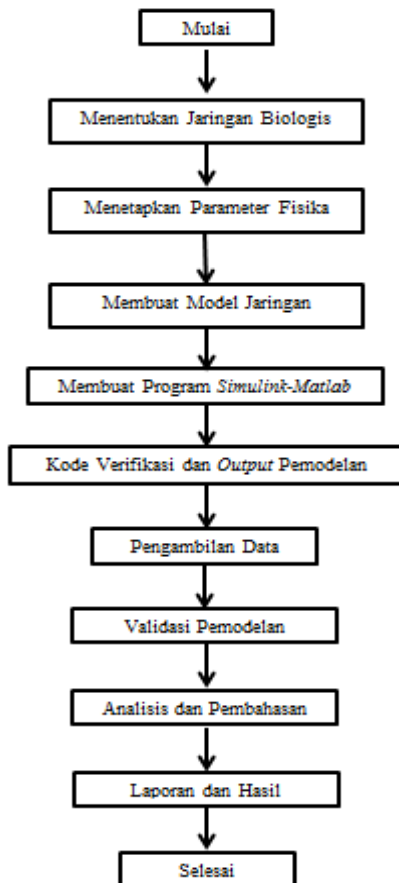
Persamaan-persamaan (1.2-1.4) merupakan kondisi awal dan batas dari persamaan yang mewakili persyaratan solusi yang memecahkan persamaan biopanas dengan memasukkan faktor refleksi  $rf$ . Persamaan-persamaan ini digunakan apabila distribusi temperatur serba sama yang mengisyaratkan sifat-sifat fisik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

Persamaan-persamaan (1.2-1.4) merupakan solusi untuk menentukan temperatur  $T$  yang sangat tergantung pada nilai parameter konduktivitas 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

Ki dengan tingkat ketidakpastian yang tak bermakna kita harus menggunakan persamaan (1.5) yang merupakan persamaan Runge-Kutta Orde ke Empat.

**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

**Menentukan jaringan biologis**

Jaringan sampel yang dipilih adalah jaringan normal dan abnormal dari jaringan biologis sapi yaitu jaringan kulit, lemak, tumor dan otot. Berdasarkan data sekunder yaitu data hasil eksperimen dari penelitian yang dilakukan sebelumnya (Haemmerich *et al.*, 2006). Parameter dari radiasi THz dan jaringan biologis digunakan untuk melihat interaksi antara radiasi THz terhadap jaringan dengan teknik komputer analog menggunakan model *Simulink-Matlab* berbasis matematika yaitu aplikasi *Wolfram Mathematica 9.0*.

**Menetapkan parameter jaringan**

Menetapkan parameter-parameter yang digunakan untuk pencitraan pemetaan

panas dari penyerapan radiasi THz terhadap jaringan biologis dengan menggunakan Model *Simulink- Matlab*.

**Tabel 1.** Parameter Jaringan Biologis (Aurégan *et al.*, 2018), (Haemmerich *et al.*, 2006)

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

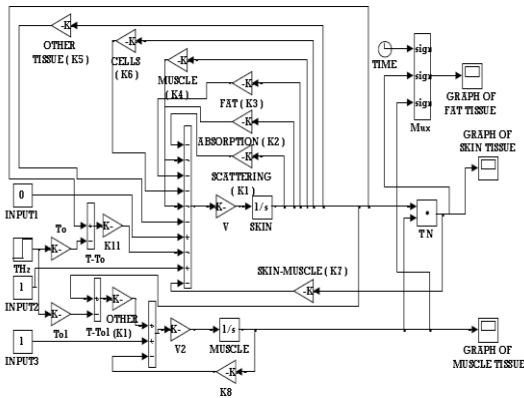
**Tabel 2.** Parameter radiasi THz (Aurégan *et al.*, 2018)

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

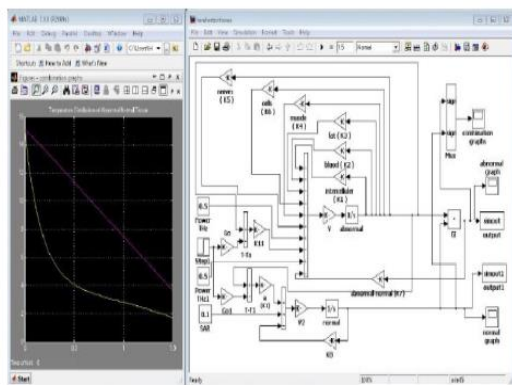
Tabel 1 menunjukkan parameter-parameter jaringan biologis sapi dan Tabel 2 menunjukkan parameter dari radiasi THz yang berkaitan dengan pemodelan dan digunakan untuk melihat pengaruh dari penyerapan radiasi THz terhadap distribusi temperatur pada kedalaman jaringan biologis sapi.

**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.

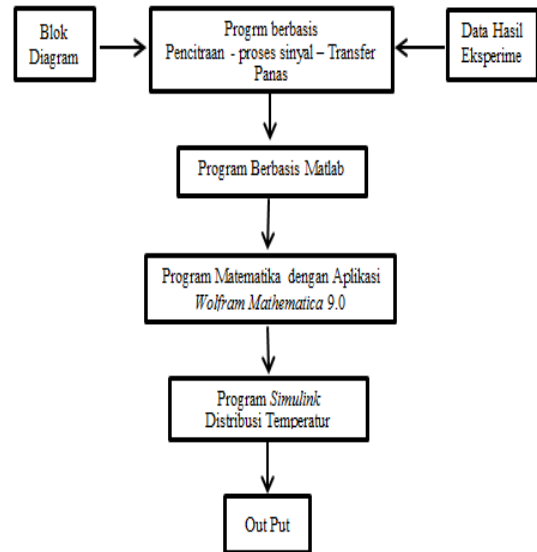


**Gambar 2.** Diagram blok distribusi termal jaringan biologis menggunakan sistem *Simulink-Matlab*.

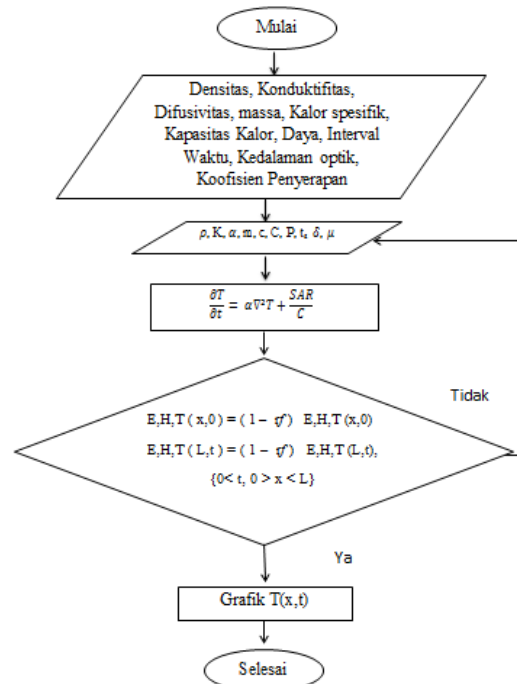


**Gambar 3.** Bentuk keluaran dari diagram blok distribusi temperatur menggunakan sistem *Simulink-Matlab*.

Pembuatan program dimulai dari membuat blok diagram distribusi temperatur dengan menggunakan program Matlab seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2. 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 3. Hal ini menunjukkan distribusi temperatur terhadap kedalaman jaringan akibat dari penyerapan radiasi THz oleh jaringan biologis sapi (Handayani, Tambunan and Hamdi, 2018).



**Gambar 4.** Diagram alir proses pelaksanaan sistem *Simulink-Matlab*



**Gambar 5.** Flowchart Simulasi distribusi temperatur penyerapan radiasi THz terhadap jaringan biologis sapi

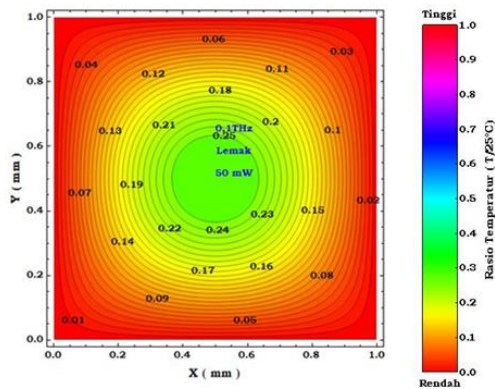
Gambar 4 menjelaskan langkah selanjutnya yaitu membuat program berbasis pemetaan panas dengan program *simulink-matlab* menggunakan data hasil eksperimen penelitian sebelumnya sebagai data sekunder dan diagram blok yang telah dibuat (Usman, Okta and Tambunan, 2017), (Malik and Pekarbaru, 2017). Program 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 5.

**HASIL DAN PEMBAHASAN**

Radiasi THz yang datang terhadap permukaan jaringan dianggap sebagai sumber titik yang memancarkan energi dalam bentuk panas yang menyebar dengan pola lingkaran (Dewi and Hamdi, 2019). Pola penyebaran panas yang dihasilkan dirasiokan dalam bentuk kontur warna, mulai dari rasio dengan temperatur rendah hingga tinggi (Jingga-Merah) (Usman, Okta and Tambunan, 2017).

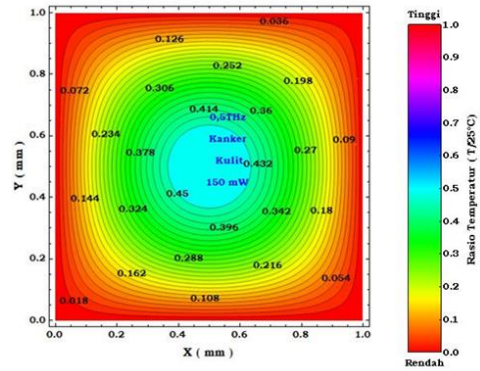
**Pemetaan Panas pada Jaringan Lemak**



**Gambar 6.** Pemetaan Panas pada Jaringan Lemak

Gambar 6 merupakan pemetaan panas pada Lemak dengan Frekuensi radiasi 0,1 THz dan Daya 50 mW dari radiasi THz yang tembakkan pada jaringan lemak dengan frekuensi 0,1 THz dan daya 50 mW sudah menunjukkan terjadinya perubahan temperatur dengan perbedaan kontur warna yang kontras dari rasio temperatur. Sumber panas pada jaringan lemak ditunjukkan oleh warna Hijau dengan rasio 0,25 T/25 °C temperturnya 6,25 °C, suhu akan semakin menurun seiring dengan penyebaran panas yang dihasilkan (Kim, 2004). Perubahan suhu terjadi pada temperatur 4,25 °C dengan rasio 0,17 T/25 °C dan kontur warna jaringan berubah menjadi Kuning, kemudian pada rasio 0,1 T/25 °C kontur warna jaringan berubah menjadi Jingga pada suhu 2,5 °C hingga temperturnya menjadi 0 °C.

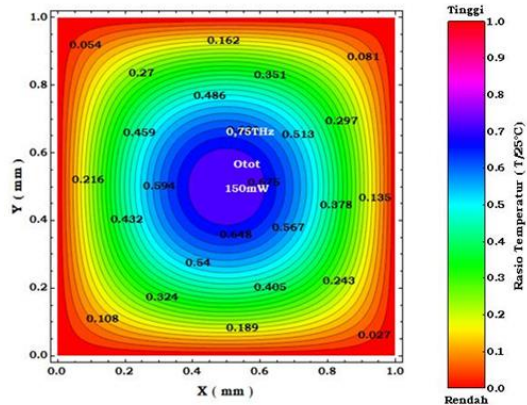
**Pemetaan Panas pada Jaringan Kanker Kulit.**



**Gambar 7.** Pemetaan Panas pada Jaringan Kanker

Gambar 7 menunjukkan radiasi THz yang ditembakkan pada jaringan Kanker Kulit dengan dengan frekuensi 0,5 THz dan daya 150 mW menunjukkan terjadinya perubahan suhu dengan temperatur pada sumber titik 10,8 °C dengan rasio 0,432 T/25°C menghasilkan kontur warna Toska, kemudian temperatur berubah pada suhu 9,45 °C dengan rasio 0,378 T/25°C dan kontur warna jaringan menjadi Hijau, selanjutnya temperatur menjadi 4,5 °C pada rasio 0,18 T/25°C menghasilkan kontur warna Kuning, hingga pada akhirnya kontur warna jaringan berubah menjadi Jingga pada rasio 0,144 T/25°C dengan temperatur suhu 3,6 °C sampai temperatur 0 °C.

**Pemetaan Panas pada Jaringan Otot**

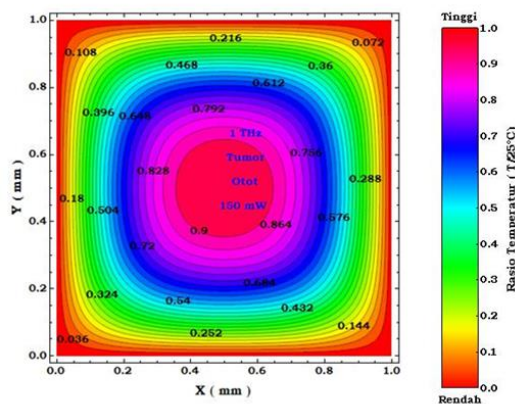


**Gambar 8.** Pemetaan Panas pada jaringan Otot dengan frekuensi radiasi 0,75 THz dan daya 150 mW.

Gambar 8 Pemetaan Panas pada jaringan otot mengalami perubahan temperatur yang ditunjukkan dengan perubahan kontur warna yang lebih banyak. Hal ini dipengaruhi oleh semakin besar frekuensi radiasi THz yang digunakan dengan daya pancaran yang besar maka akan menghasilkan energi panas yang lebih besar di sumber titik (Handayani, Tambunan and Hamdi, 2018) dan menyebar kedalam jaringan dengan temperatur yang

semakin kecil sesuai dengan karakteristik serat dari jaringan otot tersebut (Haemmerich *et al.*, 2006). Pemetaan panas jaringan otot ditunjukkan dengan kontur warna Biru pada sumber titik dengan temperatur 16,88 °C dan rasio 0,675 T/25°C, kemudian panas menyebar dengan temperatur yang semakin menurun yaitu 13,50 °C dengan rasio 0,54 T/25°C dengan kontur warna Toska, pada kontur warna Hijau menunjukkan rasio 0,459 dengan suhu 11,40 °C, selanjutnya panas berubah pada batas rasio temperatur 0,216 T/25°C pada suhu 5,40 °C menjadi warna Kuning dan terakhir perubahan kontur warna menjadi Jingga pada rasio 0,081 T/25°C dan suhu 2,03°C.

### Pemetaan Panas pada Jaringan Tumor



**Gambar 9.** Pemetaan Panas pada jaringan Tumor

Radiasi THz yang terserap pada jaringan tumor pada Gambar 9 menghasilkan pemetaan panas dengan kontur warna yang lebih kontras dari pada jaringan biologis lainnya. Pancaran radiasi THz dengan frekuensi 1 THz dan daya yang lebih besar 150 mW menghasilkan energi yang besar dengan temperatur yang tinggi pada sumber titik (Dewi and Hamdi, 2019). Hal ini ditunjukkan pada rasio temperatur yang tinggi 0,9 T/25°C dengan kontur warna Merah 22,50 °C; (0,864 T/25°C, T = 21,6 °C, Merah muda); (0,792 T/25°C, 19,8 °C Biru); (0,54 T/25°C, T = 13,5 °C; Toska); (0,468 T/25°C, T = 11,7 °C Hijau); (0,324 T/25°C, T = 8,1 °C Kuning); (0,18 T/25°C, T = 4,5 °C Jingga).

### SIMPULAN DAN SARAN

Kesimpulan dari penelitian ini adalah bahwa pada saat penetrasi jaringan oleh radiasi THz, jaringan lemak menyerap energi lebih kuat dibandingkan jaringan kulit, tumor dan otot. Hal ini dikarenakan frekuensi radiasi THz mendekati rentang frekuensi air, sedangkan struktur jaringan lemak bersifat lebih encer dan identik dengan air, sehingga jaringan lemak

lebih mudah menyerap energi radiasi THz yang dipancarkan.

Penetrasi jaringan oleh radiasi THz menyebabkan terjadinya peningkatan suhu sehingga mempengaruhi produksi panas pada jaringan. Hasil pemetaan panas pada jaringan menunjukkan bahwa tumor memiliki produksi panas yang lebih tinggi dibandingkan jaringan biologis sapi yang lain. Hal ini dikarenakan perubahan temperatur disetiap titik sangat kecil sehingga perbedaan panas disetiap perubahan temperaturnya lebih banyak, yang ditunjukkan oleh perubahan kontur warna pada jaringan tumor.

Saran bagi penelitian selanjutnya adalah agar penelitian selanjutnya dapat melakukan simulasi pemetaan panas dengan frekuensi dan daya yang sama terhadap jaringan yang sama namun dengan kondisi yang berbeda (jaringan normal dan abnormal), sehingga lebih mudah membedakan jaringan normal dan jaringan yang terindikasi abnormal.

### UCAPAN TERIMAKASIH

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.

### DAFTAR RUJUKAN

- Aurégan, J. C. *et al.* (2018) 'Correlation between skin and bone parameters in women with postmenopausal osteoporosis: A systematic review', *EFORT Open Reviews*, 3(8), pp. 449–460. doi: 10.1302/2058-5241.3.160088.
- Betzalel, N., Feldman, Y. and Ishai, P. Ben (2017) 'The Modeling of the Absorbance of Sub-THz Radiation by Human Skin', *IEEE Transactions on Terahertz Science and Technology*, 7(5), pp. 521–528. doi: 10.1109/TTHZ.2017.2736345.
- Chen, H. *et al.* (2013) 'The diagnosis of human liver cancer by using THz fiber-scanning near-field imaging', *Chinese Physics Letters*, 30(3), pp. 2–4. doi: 10.1088/0256-307X/30/3/030702.
- Dewi, R. and Hamdi, M. (2019) 'PENCITRAAN TERMAL TERHADAP PEMETAAN RADIASI', 1(1), pp. 11–21.
- Fitzgerald, A. J. *et al.* (2003) 'Catalogue of human tissue optical properties at terahertz frequencies', *Journal of Biological Physics*, 29(2–3), pp. 123–128. doi: 10.1023/A:1024428406218.
- Haemmerich, D. *et al.* (2006) 'In vitro

- measurements of temperature-dependent specific heat of liver tissue', *Medical Engineering and Physics*, 28(2), pp. 194–197. doi: 10.1016/j.medengphy.2005.04.020.
- Handayani, M., Tambunan, W. and Hamdi, M. (2018) 'ANALISIS KONDUKSI TERMAL JARINGAN SAPI DALAM INTERVAL', 3(2), pp. 21–24.
- Kim, A. D. (2004) 'Transport theory for light propagation in biological tissue: erratum', *Journal of the Optical Society of America A*, 21(8), p. 1585. doi: 10.1364/josaa.21.001585.
- Malik, U. *et al.* (2018) 'Heat transfer and mapping of THz radiation absorption in biological tissue using Mathematica based Simulink transform', *Malaysian Journal of Fundamental and Applied Sciences*, 14(4), pp. 500–508. doi: 10.11113/mjfas.v14n4.1074.
- Malik, U. and Hamdi, M. (2015) 'PREDIKSI TRANSFER PANAS RADIASI TERAHERTZ DALAM ANALOG SNF2015-V-45 SNF2015-V-46', IV, pp. 45–50.
- Malik, U. and Pekanbaru, K. B. (2017) 'PEMODELAN SATU SIKLUS RADIASI GELOMBANG TERAHERTZ', (April), pp. 1011–1017.
- Nishikawa, K. and Maruani, J. (2013) *Quantum Systems in Chemistry and Physics: Progress in Methods and Applications*.
- Pickwell-MacPherson, E. and Wallace, V. P. (2009) 'Terahertz pulsed imaging-A potential medical imaging modality?', *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*, 6(2), pp. 128–134. doi: 10.1016/j.pdpdt.2009.07.002.
- Road, S. and Kingdom, U. (2016) 'Version of attached le: Catalogue of Human Tissue Optical Properties at', 44(June), pp. 0–6.
- Sadegh, I. and Transition, J. (2017) 'Transition of diatomic molecular oscillator process in THz region', (2010), p. 24382.
- Shiraga, K. *et al.* (2014) 'Characterization of dielectric responses of human cancer cells in the terahertz region', *Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves*, 35(5), pp. 493–502. doi: 10.1007/s10762-014-0067-y.
- Truong, B. C. Q. *et al.* (2018) 'Concentration analysis of breast tissue phantoms with terahertz spectroscopy', *Biomedical Optics Express*, 9(3), p. 1334. doi: 10.1364/boe.9.001334.
- Usman, M., Okta, T. and Tambunan, W. (2017) 'JARINGAN BIOLOGI PADA SAPI', 3(November), pp. 23–26.
- Yang, D. *et al.* (2007) 'Expanding the bioheat equation to include tissue internal water evaporation during heating', *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(8), pp. 1382–1388. doi: 10.1109/TBME.2007.890740.
- Yu, C. *et al.* (2012) 'The potential of terahertz imaging for cancer diagnosis: A review of investigations to date.', *Quantitative imaging in medicine and surgery*, 2(1), pp. 33–45. doi: 10.3978/j.issn.2223-4292.2012.01.04.