Solusi Numerik Distribusi Spesific Absorption Rate (SAR) pada Kulit, Jaringan Lemak dan Otot menggunakan metode *Finite Difference Time Domain* (FDTD)

M.Arief Dian Ramadan[1*], Tasrief Surungan[1] dan Eko Juarlin[1]
Departemen Fisika FMIPA Universitas Hasanuddin
*Email:arifdianramadan@gmail.com

Abstrak – Studi numerik mengenai penjalaran gelombang elektromagnetik yang berinteraksi dengan jaringan biologis tubuh manusia telah dilakukan. Tingkat energi gelombang elektromagnetik yang diserap oleh kulit, lemak dan otot dapat dihitung dari penjalaran dan interaksi gelombang terhadap medium tersebut yang dipresentasikan oleh distribusi Specific Absoption Rate (SAR). Penelitian ini bertujuan untuk menghitung distribusi Specific Absoption Rate (SAR) pada kulit, jaringan lemak dan otot manusia menggunakan metode Finite Difference Time Domain satu dimensi (FDTD 1-D) mode transfer magnetik (TM). FDTD adalah metode yang baik untuk menghitung penyerapan energi elektromagnetik , perhitungan SAR berdasarkan parameter konduktansi ,permitivitas dan permeabilitas setiap jaringan tubuh dengan urutan konfigurasi udara, kulit, jaringan lemak dan otot. Penelitian ini menggunakan aplikasi SCILAB dan hasil simulasi menunjukkan bahwa distribusi SAR dari konfigurasi udara-kulit dan konfigurasi lemak-otot mengalami peningkatan,sedangkan distribusi SAR pada konfigurasi kulit-lemak mengalami pelemahan. Ketika gelombang elektromagnetik mendekati medium berikutnya distribusi SAR meningkat akibat refleksi gelombang oleh medium kulit dan otot. Tingkat penyerapan gelombang elektromagnetik sebanding dengan distribusi SAR setiap jaringan tubuh manusia yang bergantung pada konduktansi dan densitas massa jaringan. Semakin besar konduktansi dan densitas massa suatu jaringan tubuh maka distribusi SAR pada jaringan tersebut semakin besar dan begitu pula sebaliknya.
Kata Kunci: Kulit, Jaringan Lemak, FDTD, Distribusi SAR

Abstract – Numerical study obout propogation of electromagnetic waves that interact with biological tissue have been caried out. The energy of electromagnetic waves absorbed by the skin,fat and muscle can be calculated from the propagation and interaction of waves are shown Specific Absorption Rate (SAR) distribution. In this study, we propose calculated Specific Absorption Rate SAR distribution in the skin, human fat tissue and muscle using method Finite Difference Time Domain (FDTD) for the transverse magnetik (TM) mode of 1D-Maxwell's equation. The FDTD method is employed in calculating the absoption of electromagnetic energy, there is analises based of conductance, pemitivity, and permeabilty parameters for each human tissue model skin, fat and muscle. In this work, simulation are carried out using SCILAB and numerical result are shown that SAR distribution of air-skin configuration and fat-muscle cofiguration is increase of level SAR, while SAR distribution of skin-fat is decrease of level SAR. When the elctromagnetic wave are close to interface of next medium, the SAR distribution are increase by effect reflection wave from medium skin and muscle. The level of electromagnetic absorption wave are proportional to SAR distribution in the human tissue that based of conductance and mass density. The greater of conductance and mass density of human tissue, the greater the distribution of SAR, and vice verca.
Keywords: Skin, Fat, FDTD, SAR Distribution

I. PENDAHULUAN

Ilmu komputasi elektromagnetik telah banyak berkembang seiring perkembangan komputer saat ini. Ilmu komputasi elektromagnetik dimanfaatkan oleh beberapa peneliti dalam bidang penelitian seperti analisis propagasi gelombang, analisis desain antenna, sampai dalam bidang medis yang berhubungan dengan medan listrik dan medan magnet [1-3].Pemanfaatan ilmu komputasi elektromagnetik dalam bidang medis pada khususnya banyak digunakan dalam menganalisa penjalaran gelombang elektromagnetik yang berasal dari alat medis kedalam tubuh manusia, seperti alat radioterapi yang memanfaatkan gelombang X-ray atau gelombang microwave untuk mereduksi atau menghilangkan tumor pada pasien [2,3].

Pada dasarnya ilmu komputasi elektromagnetik untuk menyelesaikan persamaan differensial/integral gelombang elektromagnetik. Salah satu metode yang sering digunakan adalah metode *Finite Difference Time Domain* (FDTD) yang diperkenalkan oleh Kane Yee (1966) untuk mensimulasikan persamaan medan magnet dan medan listrik yang saling berhubungan satu sama lain [2-4]. Kelebihan dari metode FDTD dibandingkan metode lain adalah adalah sangat bagus dalam simulasi dua medan yang terlokalisasi dalam satu ruang dan waktu yang tidak dapat diselesaikan oleh metode sebelumnya [4,5].

Penelitian ini fokus dalam menghitung *Specific Absorption Rate* (SAR) kulit dan jaringan lemak berdasarkan permitivitas dan konduktifitas masing-masing jaringan pada frekuensi radio. Metode yang digunakan adalah metode *finite Difference time domain* satu dimensi (FDTD 1-D) mode transfer magnetik seperti pada penelitian Alisoy et al (2013) dengan urutan konfigurasi udara, kulit dan lemak.

II. METODE PENELITIAN/EKSPERIMEN

1 Finite Difference time Domain (FDTD)

Penjalaran gelombang elektromagnetik dalam suatu media akan mengalami pelemahan yang disebabkan oleh parameter konduktifitas (σ) suatu medium [5,6]. Secara umum persamaan maxwell dalam medium dituliskan sebagai berikut[6]:

$$\varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = \nabla \times \vec{H} - \sigma \vec{E} \quad (1)$$

$$\frac{\partial \vec{H}}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \nabla \times \vec{E} \quad (2)$$

Penjalaran gelombang elektromagnetik dalam satu dimensi pada mode transfer magnetik dapat dinyatakan dengan

mengasumsikan bahwa gelombang hanya ditinjau dari sumbu-y. Setiap pesamaan turunan parsial dibidang sumbu x dan z sama dengan nol, dan gelombang elektromagnetik berinteraksi dengan media sepanjang arah sumbu-x. Sehingga, persamaan maxwell dapat direduksi dalam satu dimensi mode transfer magnetik sebagai berikut [6]:

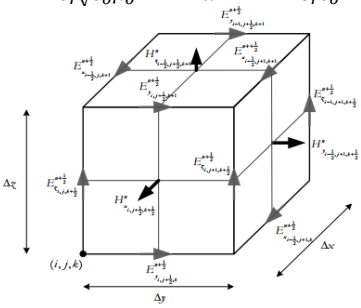
$$\frac{\partial \vec{H}_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu}\frac{\partial \vec{E_z}}{\partial x} \tag{3}$$

$$\frac{\partial \vec{E}_z}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon}\left(\frac{\partial \vec{H_y}}{\partial x} - \sigma \vec{E_z}\right) \tag{4}$$

Dalam melakukan simulasi gelombang elektromagnetik secara numerik persamaan (3) dan (4) dapat diubah melalui pendekatan metode beda hingga dan normalisasi medan listrik $\tilde{E} = \vec{E}\sqrt{\varepsilon_o \mu_o}$,sehingga mudah diterjemahkan dalam algoritma FDTD 1-D. Persamaan FDTD 1-D mode transfer magnetik dapat dinyatakan sebagai berikut [6]:

$$\vec{H}_y{}^{n+1/2}_{k} = \vec{H}_y{}^{n-1/2}_{k} + \frac{\Delta t}{\sqrt{\varepsilon_o \mu_o}}\frac{\check{E}_{z_{k+1}}^{n} - \tilde{E}_{z_k}^{n}}{\Delta x} \tag{5}$$

$$\tilde{E}_z{}^{n+1}_{k} = \tilde{E}_z{}^{n}_{k} + \frac{\Delta t}{\varepsilon_r\sqrt{\varepsilon_o \mu_o}}\frac{\vec{H}_y{}^{n+\frac{1}{2}}_{k} - \vec{H}_y{}^{n+\frac{1}{2}}_{k-1}}{\Delta x} - \frac{\sigma \Delta t}{\varepsilon_r \varepsilon_o}\frac{\tilde{E}_z{}^{n+1}_{k} - E_z{}^{n}_{k}}{2} \tag{6}$$



Gambar 1. *Yee Cell*

Persamaan (5) dan (6) menunjukan bahwa medan listrik dan medan magnet dalam terdiskritisasi dalam ruang dan waktu yang saling berhubungan. Ruang ditunjukkan oleh indeks "k" yang merepresentasikan sebagai jarak antar medan terdiskrtisasi atau jarak $x = \Delta x + k$ sedangkan waktu ditunjukkan oleh indeks "n" berarti $t = \Delta t + n$, indeks $t + 1$ memiliki makna waktu berikutnya. Lokasi medan magnet dan medan listrik dalam ruang menyilang satu sama lain, medan H berada diantara medan E [6,7].

Diskritisasi medan magnet dan medan listrik divisualisasikan pada grid kotak tiga dimensi bernama *Yee Cell* yang ditunjukkan pada Gambar 1. Node-node koordinat ruang dinyatakan dalam diskritisasi $(x, y, z)_{i,j,k} = (i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z)$ dimana i, j, k bilangan bulat. Untuk waktu dinyatakan diskritisasi $t = n + \Delta t$ yang berubah terhadap fungsi $f(x, y, z, t)$ [7].

Tabel 1. Nilai permitivitas relatif, konduktivitas, dan densitas jaringan tubuh[8]

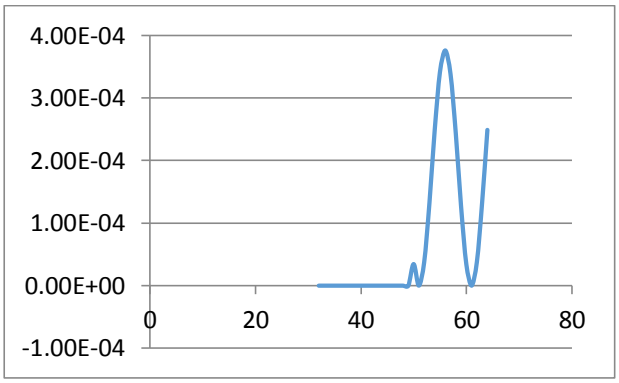
Medium	ε_r	σ(S/m)	ρ(kg/m^3)
Udara	1	10^{-14}	1,3
Kulit	17,4	0,42	1118
Lemak	5,7	0,07	999
Otot	54	1,3	1119

Simulasi numerik SAR menggunakan model gelombang sinusoidal frekuensi radio. Nilai parameter permitivitas relatif, konduktivitas, dan densitas jaringan tubuh yang digunakan dalam simulasi ditunjukkan pada Tabel.1 [8].

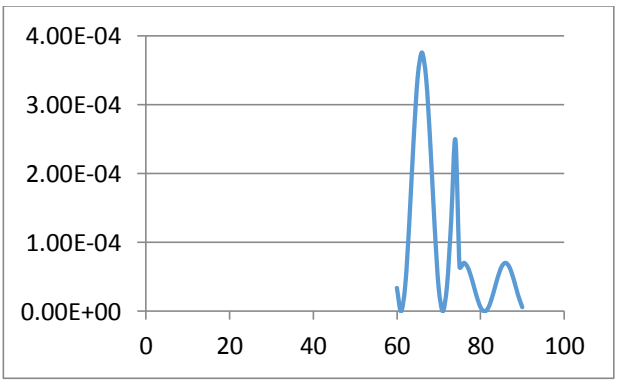
Specific Absorption Rate (SAR) merupakan energi rata-rata yang diserap oleh jaringan tubuh manusia. SAR bisa dinyatakan sebagai rata-rata pengukuran mencakup seluruh tubuh atau jumlah sampel jaringan yang terpapar radiasi. SAR dapat digunakan untuk menganilisa tingkat penyerapan radiasi pada setiap jaringan tubuh dan mengetahui area tubuh yang enerima paparan tertinggi dalam satuan watt per kilogram (W/kg). *Specific Absorption Rate* (SAR) dapat dihitung melalui persamaan berikut [9]:

$$SAR(i,j,k) = \frac{1}{2\rho}[\sigma_z(i,j,k).E^2{}_{zmax}(i,j,k)] \tag{7}$$

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

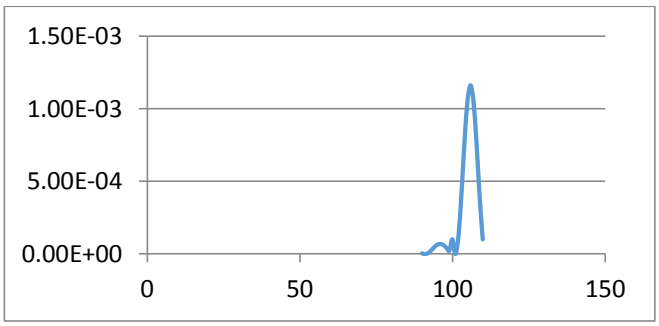


(a)



(b)

2 Parameter menghitung Specifict Absorption Rate



Gambar 2.(a) distribusi SAR dititik syarat batas udara ke kulit, (b) distribusi SAR dititik syarat batas kulit ke jaringan lemak dan (c) distribusi SAR dititik syarat batas jaringan lemak ke otot.

Hasil simulasi numerik distribusi SAR pada medium bergantung pada konduktansi per densitas massa jaringan biologi tubuh. Konduktansi per densitas massa udara $(\sigma/\rho) \cong 7 \times 10^{-15}$, konduktansi per densitas massa kulit $(\sigma/\rho) \cong 3{,}7 \times 10^{-4}$, konduktansi per densitas massa lemak $(\sigma/\rho) \cong 7 \times 10^{-5}$, dan konduktansi per densitas massa otot $(\sigma/\rho) \cong 1{,}1 \times 10^{-3}$. Visualiasi distribusi SAR berdasarkan gelombang sinusoidal pada frekuensi radio yang ditunjukkan oleh gambar.2 pada iterasi waktu ke-200 (t=200).

Gambar.2(a) menunjukkan bahwa distribusi SAR mengalami perubahan di titik diskritisasi x=50. Sebelum mencapai titik diskritisasi perbatasan gelombang mengalami penguatan dari orde 10^{-15} mencapai 10^{-8} akibat refleksi gelombang yang dihasilkan oleh gelombang dari medium udara menumbuk medium kulit yang memiliki permitivitas dan konduktansi yang tinggi dibandingkan dengan permitivitas dan konduktansi udara. Setelah melewati titik perbatasan penyerapan energi gelombang elektomagnetik meningkat sejalan dengan distribusi SAR yang meningkat sampai orde 10^{-4}, hal ini disebabkan karena konduktansi per densitas massa kulit lebih tinggi.

Gambar.2(b) menunjukkan bahwa gelombang elektromaganetik distribusi SAR mengalami perubahan di titik diskrtisasi x=75. Pada titik diskrtisasi perbatasan x=75 penyerapan energi mengalami pelemahan seperti yang ditunjukkan oleh gelombang SAR dari titik puncak $3{,}6 \times 10^{-4}$ ke titik puncak 4×10^{-5}. Distribusi SAR dari medium kulit ke medium jaringan lemak mengalami pelemahan akibat konduktansi jaringan lemak yang lebih kecil.

Gambar. 2(c) menunjukkan bahwa distribusi SAR pada konfigurasi lemak-otot mengalami peningkatan level SAR. Sebelum mencapai titik diskritisasi x=100, gelombang SAR mulai mengalami penguatan akibat gelombang refleksi yang dihasilkan oleh medium otot. Perubahan gelombang SAR terjadi setelah melewati titik perbatasan sehingga mengalami peningkatan penyerapan energi gelombang elektromagnetik akibat konduktasi per densitas massa otot lebih besar dibandingkan konduktansi per densitas massa kulit.

IV. KESIMPULAN

Tingkat penyerapan energi gelombang elektromagnetik ditentukan oleh distribusi *Specific Absorption Rate* (SAR) pada masing-masing jaringan tubuh manusia. Distribusi SAR setiap jaringan tubuh manusia bergantung pada konduktansi dan densitas massa jaringan, semakin besar konduktansi dan densitas massa suatu jaringan tubuh maka distribusi SAR pada jaringan tersebut semakin besar dan begitu pula sebaliknya.

PUSTAKA

[1] N. Kitzunezaki, and A. Okabe, High-order correction to The FDTD Method Based on Integral form Maxwell Equations, *Computer Physics Communication*, vol 185, 2014, pp. 1582-1588

[2] M.J Jenkinson, and J.W Banks, High-Order Accurate FDTD Schemes for Dispersive Maxwell Equation in Second-Order Form Using Recursive Convlutions, *Journal of Computationa and Applied Mathematics*. vol. 336, 2018, pp. 192-218,.

[3] H.Z. Alisoy, dan B. B Alagoz, An FDTD Based Numerical Analysis of Microwave Propogation Properties in A Skin-Fat Tissue Layer, *Optik-International Journal for Light and Electron Optics*. vol. 124, no. 21, 2014, pp. 5218-5224.

[4] S.D. Gedney, *Introduction to The Finite-Difference Time Domain (FDTD) Methode for Electromagnetics*, Morgan & Claypool Publisher, 2010.

[5] Y.Zhou, H. Liang, and J. Cai, Efficient Scheme for Maxwell's Equation with PEC Boundary Condition, *Optik*. vol. 174, 2018, pp.339-346.

[6] D. M. Sullivan. *Electromagnetic Simulation Using The FDTD Methode*. IEEE Press, 2000.

[7] A. Taflove. *Computatational Electrodynamics*: *The Finite-Difference Time-Domain Methode*. Artech House, 1995.

[8] D. M Sullivan, D. T Borup, and O. P. Gandhi, Use of The Finite Difference Time-domain Methode in Calculating EM Absorption in Human Tissues, *IEEE*, vol. BME-34, no. 2, 1987, pp. 146-157.

[9] S. K Kamepally, B. P Kumar, and C. S Paidimarry, FDTD Estimation for Accurate Specific Absorption Rate in a Tumor, *International Conference on Moicroelectronics, Comunication and Renewable Energy (ICMiRCR*, 2013.