

Mikro Dalgalara Maruz Kalan Biyolojik Dokular İçin Bir Termal Model Analizi

Şükrü ÖZEN*, Osman ÇEREZCİ**

*Süleyman Demirel Üniversitesi
Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü
Çünür, Isparta
ozen@mmf.sdu.edu.tr

**Sakarya Üniversitesi
Elektrik Elektronik Müh. Bölümü
Adapazarı
cerezci@sakarya.edu.tr

Özet : *Bu çalışmada, kısmi vücut maruz kalmaları dikkate alınarak, Radyo Frekanslı EM enerjiye maruz kalan dokular için termal model analizi yapılmıştır. Analizde biyo ısı denkleminin analitik çözümü ele alınmıştır. RF enerjiye maruz kalan dokuların termal cevabı, dokuya olan kan akışı ve doku termal iletkenliğine bağlı iki zaman sabiti ile kontrol edilebilmektedir. Analiz için izole sınır şartlarına sahip blok doku modelleri kullanılmış ve 1GHz-35GHz aralığında özel frekanslar seçilmiştir. Enerji nüfuz etme derinliği dikkate alınarak deri model ayrıntılı olarak incelenmiştir; yüzey ve değişik doku içi mesafelerdeki sıcaklık artışları belirlenmiştir. Doku termal parametrelerinin sıcaklık artışı üzerine etkileri araştırılmıştır.*

1.GİRİŞ

Genel olarak literatüre bakıldığında, EM enerji ile dokuların ısıtılması çalışmalarının büyük çoğunluğunun hipertermia alanına girdiği görülür[1]-[2]. Ancak, çevremizdeki iyonlaştırıcı olmayan radyasyon (NIR) kaynaklarından dolayı da, dokularda istenmeyen sıcaklık artışları oluşabilmektedir[3]. EM enerjinin kullanımına bağlı olarak sayıları her geçen gün artan çevresel NIR kaynaklarına vericiler, radarlar, RF ısıtıcılar, haberleşme cihazları, manyetik rezonans görüntüleme cihazları (MRI), v.b örnek olarak verilebilir[4]-[5]. Biyolojik yapılar çevrelerindeki bazı fiziksel ve fizyolojik mekanizmalarla termal olarak etkileşim içerisinde bulunurlar. Vücut içerisindeki konduksiyon ve konveksiyon mekanizmaları, temel olarak termal ısı dağılımında etkilidirler. Isı iletimi tüm durumlarda mevcuttur. Konveksiyon ise yalnızca canlı doku içerisinde kan akışına bağlı olarak mevcuttur[6]-[7]. Termal analizlerde biyolojik doku parametrelerindeki değişkenlik çalışmaları zorlaştırmaktadır. Bu parametrelere, kan akış hızı, kan ısı ve fizyolojik olaylardaki lineer olmayan özellikler örnek olarak verilebilir. Dokulardaki ısı transferinin analizi için kullanılan en yaygın metot ise Penne tarafından 1948 yılında önerilen biyo-ısı transferi eşitliğidir[3]-[8]. Doku termal modelleri için, kan akışı ile ilgili ısı transferinin doğru bir şekilde tanımlanması son derece önemlidir.

ICNRP tarafından kontrollü çevrede kabul edilen güvenlik limit değeri, 0.4-2GHz aralığı için $f/400$ mW/cm² (f, MHz) ve 2-300GHz aralığı için ise 5 mW/cm² dir[9]. ANSI/IEEE ye göre ise, 0.3-3GHz aralığında önerilen limit değer $f/300$ mW/cm², 3-300 GHz aralığında ise 10 mW/cm² dir[10].

2.BİYOLOJİK DOKULAR İÇİN TERMAL MODEL YAKLAŞIMI

EM radyasyona vücut kısımlarının maruz kalması durumunda, sıcaklık artışının termal etkilerle sınırlandırılması ele alınır. Maruz kalma nedeniyle meydana gelen ısı artışı, kan akışı ile ısı yayılması, ısı iletimi ve muhtemel diğer ısı transfer mekanizmaları ile sınırlandırılır. Genel olarak, bir termal model analizinde Penne Biyo-ısı denklemi ele alınabilir[11];

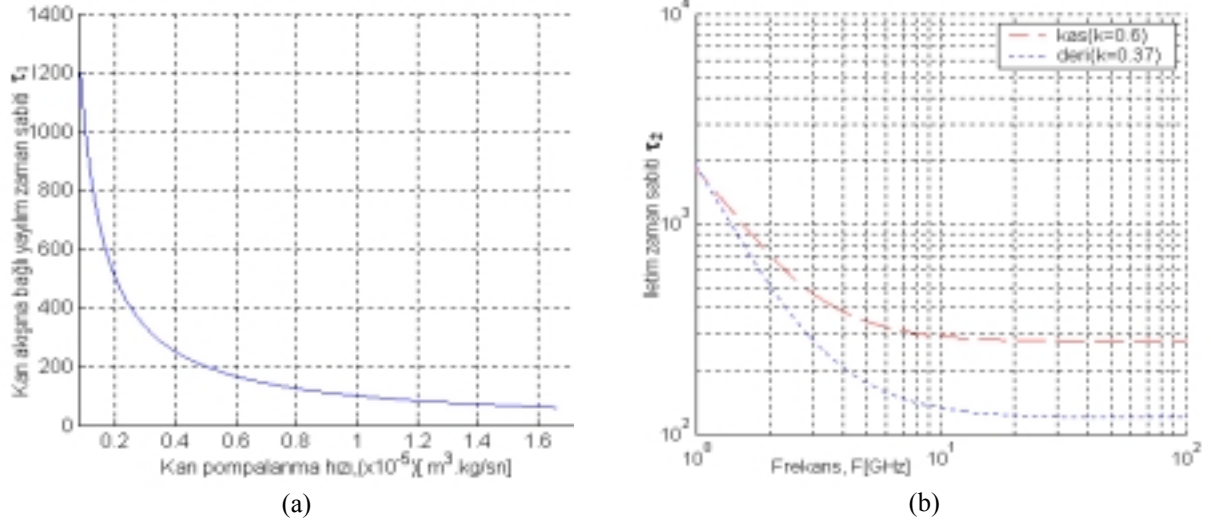
$$k\nabla^2 T - \rho_b \rho_t C_b m_b T + \rho_t SAR = C_t \rho_t \frac{dT}{dt} \quad (1)$$

Burada, T ana arterdeki kan sıcaklığı ($^{\circ}\text{C}$), k dokunun termal iletkenliği ($\text{W/m} \cdot ^{\circ}\text{C}$), SAR mikro dalga güç depolama hızı (W/kg), C_b kan özgül ısı kapasitesi ($\text{W sn/kg}^{\circ}\text{C}$), C_t doku özgül ısı kapasitesi ($\text{W sn/kg}^{\circ}\text{C}$), ρ_b kan yoğunluğu (kg/m^3), ρ_t doku yoğunluğu (kg/m^3) ve m_b kanın hacimsel pompalanma hızıdır. (soft doku için ortalama $40 \text{ cm}^3/100\text{gr}$.dak değeri alınmaktadır). Burada, termal model analizleri için $\rho_b = \rho_t = \rho$ ve $C_b = C_t = C$ kabul edilmiştir.

NIR' a maruz kalan biyolojik doku için termal tepki iki zaman sabiti ile tanımlanır[10]. Bunlardan ilki (τ_1) kan akış yolu ile ısı yayılımını, diğeri ise (τ_2) ısı iletimi yoluyla ısı yayılımını temsil eder.

$$\tau_2 = \frac{\rho C L^2}{k}, \quad \tau_1 = \frac{1}{m_b \rho} \quad (2)$$

$\tau_2 \ll \tau_1$, durumunda bölgesel ısıtma için ısı yayılımı sınırlanacaktır. $\tau_2 \gg \tau_1$, için ise karakteristik ısıtılma mesafe uzunluğu L 'nin ($L=\delta/2$, δ enerji nüfuz etme derinliğidir) bir birkaç mm olması durumunda lokal ısı artışı kan akışı ile sınırlandırılacaktır[12]. Eşitlik.2 den görüldüğü gibi, iletim zaman sabiti τ_2 , yoğunluk, özgül ısı kapasitesi, termal iletkenlik sabiti ve enerji nüfuz etme derinliğine dolayısı ile frekansa bağlı olarak değişim gösterirken, yayılım zaman sabiti τ_1 , yoğunluk ve kan akışına bağlı olarak değişmektedir. Deri eşdeğer doku modeli için, Şekil.1a da yayılım zaman sabitinin dokuya pompalanan kan akışına göre değişimi, Şekil.1b de ise iletim zaman sabitinin deri ve kas dokusu için frekansa göre değişimi verilmiştir.



Şekil.1 a) τ_1 'in dokuya olan kan akış hızına göre b) τ_2 'nin frekansa göre değişimi (Deri ve kas eşdeğer dokuları için)

2.1 Düzlem Doku Modeli

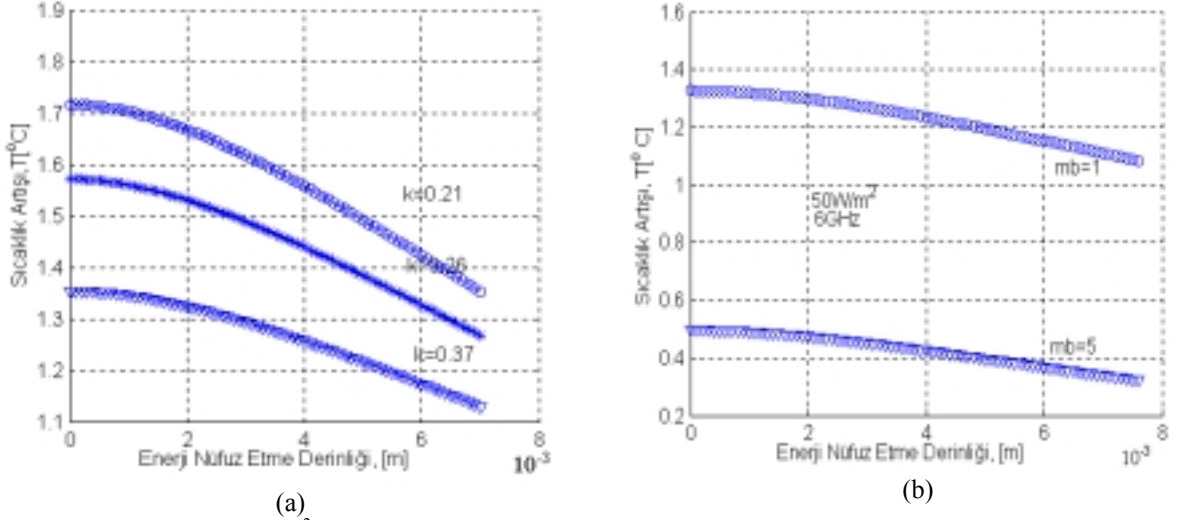
Doku yüzeyine gelen düzlemsel EM dalganın şiddeti I_0 olmak üzere, doku derinliğine bağlı olarak soğurulan EM enerjiye bağlı SAR [W/kg] eşitlik (3) ile verilir.

$$SAR = \frac{I_0 \Lambda}{\rho L} e^{(-x/L)} = SAR_0 e^{(-x/L)} \quad (3)$$

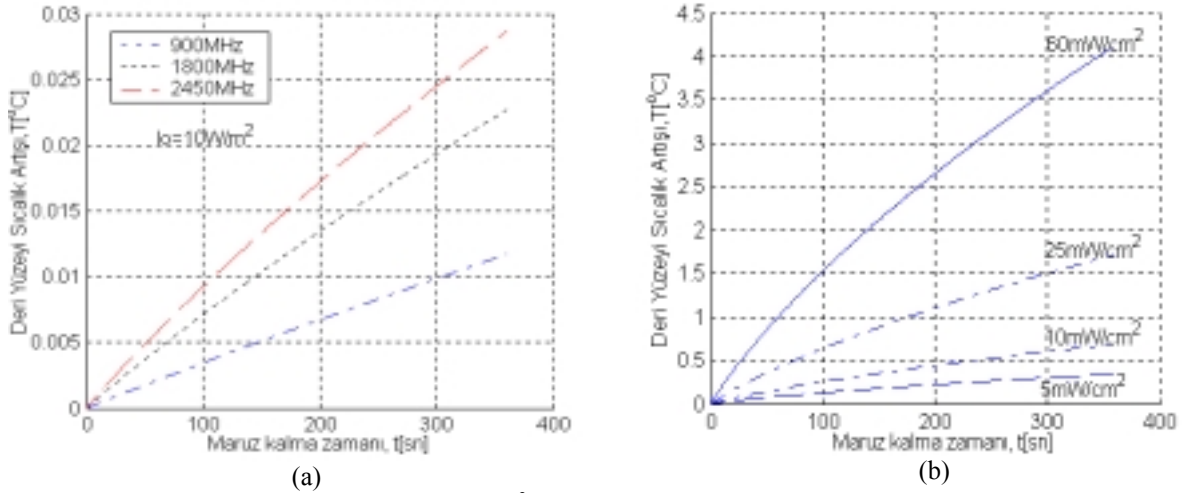
Burada; Λ enerji iletim sabiti, $L(\text{mm})$ enerji nüfuz etme derinliğine bağlı ısıtılmanın karakteristik mesafe sıklığı ve SAR_0 doku yüzeyindeki ($x=0$) SAR değeridir. Bir boyutlu ısı denkleminin yüzeyden ısı kaybını da içeren tam çözümü [13] de verilmiştir. İzole edilmiş bir sınırdaki (doku yüzeyinden uzaya ısı kaybı yok) karalı hal sıcaklığı T yi doku yüzeyinin altındaki bir x mesafesinde kabul ederek;

$$T_{(x,\infty)} = \frac{SAR_0 \tau_2}{C} \left[\frac{\tau_1}{\tau_2 - \tau_1} \right] \times \left[e^{-(x/L)} - \sqrt{\frac{\tau_1}{\tau_2}} e^{-\sqrt{\tau_2/\tau_1}(x/L)} \right] \quad (4)$$

eşitliği yazılabilir. Kararlı halde doku yüzeyinde, ısı artışı ifadesi için Eşitlik(4)'de $x=0$ yazılır. Kan akışının ihmal edilmesi durumunda ve izole edilmiş sınır şartlarında zamana bağlı yüzey sıcaklık artışı [14] de verilmiştir. Bu durumda kan akışı ihmal edildiği için, termal iletkenliğe bağlı zaman sabiti (τ_2) etkili olacaktır. Doku dielektrik özellikleri [15] de Furse tarafından önerilen iki gevşeme zaman sabitli Debye denkleminde elde edilerek hesaplarda kullanılmıştır. Deri kalınlığına bağlı olarak k parametresi 0.21-0.57 arasında değişmektedir[16]. Doku termal model analizleri Matlap'ta geliştirilen algoritmalar ile yapılmıştır.



Şekil.2 a) 10 GHz de 50 W/m² güç yoğunluğuna maruz kalan deri modelde kararlı haldeki sıcaklık artışının termal iletkenlik sabiti ve enerji nüfuz etme derinliğine göre değişimi.(mb=1, C=3444, ρ=1200) b) 6 GHz de 50 W/m² için kan akış parametresinin sıcaklık artışı üzerindeki etkisi (k=0.34, mb=1, C=3444)



Şekil.3 a) 900, 1800 ve 2450 MHz ve 10W/m² güç yoğunluğuna maruz kalan deri dokusu yüzey (Epidermis) sıcaklık artışının maruz kalma zamanına göre değişimi (k=0.37 W/m. °C, ρ=1000 kg/m³, C=3500 W sn/kg°C), b) 35 GHz de değişik güç yoğunluklarına maruz kalma durumunda yüzey sıcaklık artışının maruz kalma zamanına göre değişimi ((k=0.235 W/m. °C, ρ=1200 kg/m³, C=3590 W sn/kg°C)

Şekil 2a da termal iletkenlik sabitinin değişiminin sıcaklık artışına etkisi görülmektedir. k=0.21 den 0.37 ye yükseldiği zaman sıcaklık artışında, ısı iletimine bağlı olarak önemli bir azalma olduğu görülmektedir. Şekil.2b

de dokuya pompalanan kan akışının soğumaya etkisi görülmektedir. Deri dokusunda kan akışı oldukça küçüktür ve yüzey bölgesinde sıfıra yaklaşır. Kan akışının beş katına çıkması durumunda sıcaklık artışında oldukça büyük oranda azalma görüldüğü Şekil.2b den anlaşılmaktadır.

Deri yüzey bölgesinde, yüksek frekanslarda kan akışına bağlı soğuma etkisi ihmal edilebilir. Bu durum için, izole sınır şartlarında RF radyasyona maruz kalan deri dokusu yüzey sıcaklık artışının, maruz kalma zamanına bağlı değişimi için bazı hesap sonuçları Şekil.3 de verilmiştir. Şekil.3a da 1 mW/cm² güç yoğunluğu için; 900, 1800, 2450 MHz de meydana gelen yüzey sıcaklık artışlarının maruz kalma zamanına göre değişimleri görülmektedir. Şekil. 3b de 35 GHz de değişik güç yoğunluklarına maruz kalma durumunda meydana gelebilecek sıcaklık artışları görülmektedir. Mesleki alanda bazı durumlar için kaza sonucu yüksek seviyeli alanlara maruz kalma olasılıkları dikkate alınarak yüksek değerli güç yoğunlukları seçilmiştir. Örneğin, 35 GHz de 25 mW/cm² Güç yoğunluğuna 6 dakika maruz kalındığı zaman meydana gelebilecek deri yüzey sıcaklık artışı yaklaşık 1.7 °C olurken, 60 mW/cm² de beklenen sıcaklık artışı ise 4.1 °C olabilecektir. Bu değerler 1 °C'ı aşmaktadır.

3. SONUÇ

Radyo frekanslar bölgesinde, frekansın yükselmesine bağlı olarak enerji nüfuz etme derinliği azalır ve enerji soğurulmasının deri doku katmanında etkili olması beklenebilir. Bu frekans bölgesinde doku termal analizleri düzlemsel doku modeli ile basitçe yapılabilir. RF enerjeye bağlı sıcaklık artışlarının analizinde doku termal iletkenlik sabiti ve kan akış sabitleri soğumada etkili parametrelerdir. Mesleki alanda yüksek seviyeli RF enerjeye maruz kalma riskleri belirlenerek, ilgili alan yoğunluklarında meydana gelebilecek sıcaklık artışları Biyo-ısı transferi analizi ile önceden tahmin edilebilir.

4.REFERANSLAR

- [1]. Sullivan D. M., Three-dimensional computer simulation in deep regional hyperthermia using the FDTD method, IEEE Trans. Microwave Theory Tech. 38, 204-11, 1990
- [2]. Cresson P.Y., Michel c, Dubois L, Chive M ve Pribetich J., Complete three-dimensional modeling of new microstrip-microslot applicators for microwave hyperthermia using the FDTD method, IEEE Trans. Microwave Theory Tech. 73, 1994
- [3]. T Samaras, P Regli ve N kuster , Electromagnetic and heat transfer computation for non-ionizing radiation dosimetry, Phys. Med. Biol. 45, 2233-2246, 2000
- [4]. Kathy L. Ryan, J. A.D'Andrea, J.R. Jauchem, ve P.A. Mason. Radio Frequency Radiation of Millimeter Wave Length: Potential Occupational Safety Issues Relating to Surface Heating. Vol.78, no.2, Health Physics, 2000.
- [5]. World Health Organization (WHO), Environmental Health Criteria 137: Electromagnetic Fields (300Hz-300GHz). 53, Genova. 1993
- [6]. Foster KR, Nozano-Lieto L, Riu PJ., Heating of tissues by microwave: A model analysis .19:420-428, Bioelectromagnetics, 1998.
- [7]. Riu PJ, Foster KR, Blick DW, Adair ER., A Thermal model for human thresholds of microwave evoked warmth sensation. 18:578-583, Bioelectromagnetics, 1997.
- [8]. Arkin H., Xu L. X., ve holmes K R, Recent developments in modeling heat transfer in blood perfused tissue, IEEE Trans. Biomed. Eng. 41, 97-107, 1994
- [9]. ICNRP Guidelines, For limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (Up To 300 GHz), 1998
- [10]. ANSI/IEEE C95.1 Safety levels with respect to human exposure to radiofrequency electromagnetic field, 3kHz-300GHz. 1992
- [11]. H.H Pennes, Aanalysis of tissue and arterial blood temperature in the resting forearm, J. Appl. Physiol., vol.4, pp.93-122, 1948
- [12]. Foster KR, ve Linda S. Erdreich, Thermal model for microwave hazards and their role in standards development, Bioelectromagnetics 20: 52-63, 1999
- [13]. Foster KR, Kritikos HN, Schwan HP. Effect of surface cooling and blood flow on the microwave heating of tissue, IEEE Trans. Biomedical Engineering 25:313-316, 1978
- [14]. Özen, Ş., Çömlekçi, S., Çerezci, O., Radyo Frekanslı Radyasyona (RFR) maruz kalan deri dokusundaki sıcaklık artışının Biyo-Isı Transferi İle Analizi, BIYOMT2002, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul, 2002.
- [15]. C.M. Furse, J.Y. Chen, and O.P. Ghandhi The use of the frequency-dependent finite-difference time domain method for induced current and SAR calculations for a heterogeneous model of human body. IEEE Trans. Vol. EMC-36, No.2(1994)
- [16]. D.A Torvi ve J.D. Dale, A finite element model of skin subjected to a flash fire, ASME J. Biomech. Eng., vol.116, 1999