

Mikrodalga Işımalı İnsan Gözünün Ağırlıklı Genişletilmiş B-Spline Eğri Modeli

Fulya ÇALLIALP KUNTER^{1*}

¹Marmara Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, 34722, Kadıköy / İSTANBUL

Özet

Bu makalede, insan gözünün mikrodalga ışınlaması sırasında kornea yüzeyindeki sıcaklık artışını hesaplamak için yeni geliştirilmiş olan ağırlıklı genişletilmiş b-spline eğrisi sonlu elemanlar yöntemi bilgisayar modellemesi kullanılmıştır. Mikrodalga ışımlı gözün ısı iletim modeli geliştirilmiştir. Gözden ısı aktarımın mekanizması ve gözün ısı parametrelerinin seçimi de ayrıca tartışılmıştır. Bu parametrelerin, ısı iletiminin ağırlıklı genişletilmiş b-spline çözümüne gerçekleştirimi oluşturulmuştur. Bunlara ek olarak, sıcaklık artış hesaplamaları, literatürde farklı yöntemlerle mikrodalgaya maruz kalan gözdeki ısı dağılımlarını inceleyen çalışmalarla karşılaştırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Biyo-Isı Denklemleri, Sonlu Elemanlar Yöntemi, B-Spline Eğrisi, Mikrodalga Işınlaması.

Weighted Extended B-Spline Model of Microwave Irradiated Human Eye

Abstract

In this paper, newly developed finite element method with weighted extended b-spline computer modeling have been applied to calculate the corneal surface temperature rise of the human eye during microwave irradiation. The heat conduction model of the microwave-irradiated eye is constructed. The mechanism of heat transfer from the eye and the selection of the thermal parameters of the media of the eye are also discussed. The implementation of these parameters in the weighted extended b-spline solution of the heat conduction is then developed. Furthermore, temperature rises calculations are compared with the studies in the literature examining the distribution of heat in the eye which were exposed to microwaves in different ways.

Keywords: Bio-Heat Equations, Finite Element Method, B-Spline Curve, Microwave Irradiation.

1. Giriş

Elektromanyetik (EM) ışınımın biyolojik etkileri alanındaki teorik çalışmalar, bütün insan vücudu ışınlamasına odaklanmıştır. Fakat, bazı deneysel çalışmalarda, zararlı yerel doku sıcaklık artışları meydana gelebileceğini belirttiklerinden kısmi vücut ışınlamasının benzetimleri yapılmaya başlanmıştır. Yoğun EM dalgalara maruz kalan kısmi vücut durumlarında, hassas dokularda önemli ısı zararlar görülebilir.

EM dalga maruziyeti altında bağışıklık sisteminin olmayışından dolayı insan gözü en duyarlı organımızdır. Radyo frekans (RF) ışınımına maruz kalan gözün sıcaklık artışı, dokulara zarar vermek için yeterli olabilir. RF enerjisi genellikle gözün ön yüzeyindeki korneada emilir. Gözün ısı aktarımını hesaplayabilmek için ilgili birçok model önerilmiştir. İnsan gözünün en

*Sorumlu yazar: Fulya ÇALLIALP KUNTER, fulya.kunter@marmara.edu.tr.

çok maruziyete kalabilecek kaynaklar olan kızıl ötesi ve mikrodalga ışınımına maruz kalan gözden sonra ortaya çıkan katarakt sorunu bu çalışmalarını tetiklemiştir.

İnsan gözündeki mikrodalga ışınımının ısı etkenlerinin erken çalışmaları [1] tarafından yapılmıştır. Bu çalışmada, gözün küresel ve düzgün dağılımlı bir dokusu olduğu kabul edilmiştir. Üzerinde çalıştıkları bir boyutlu ısı aktarım probleminin analitik çözümü, geçici sıcaklık dağılımlarını değil sadece sürekli rejim durumu için geliştirilmiştir. [2], 750 MHz ve 1.5 GHz'de mikrodalga ışınımlı insan gözü modelinde indüklenen sıcaklığı hesaplamıştır. 1.5 GHz'den yüksek frekanslarda gözde maksimum sıcaklıkların oluşabileceği sonucuna varmışlardır. Aynı gelen güç seviyesinde, Guy'ın çalışmasında, 2.45 GHz'de tavşan gözü ışınımına benzer sıcaklık değerleri hesaplanmıştır. Böylece, [2] tavşan gözü ve insan gözünün mikrodalga ısınmasının ilişkilendirilebileceğini belirtmektedir. Başka bir çalışma, tavşan gözü için sonlu elemanlı ısı aktarım modelini içeren bir çalışma sunmuştur [3]. Gerçek tavşanlarla yürütülen deneysel ölçümlerle mikrodalga ışınımına maruz kalan normal tavşan gözünün başlangıç sıcaklık dağılımları elde edilmiştir.

RF'in telsiz haberleşme ve endüstriyel, bilimsel ve tıp uygulamaları hızlı bir şekilde büyüdükçe, iyonize olmayan ışınımın oluşabilecek sağlık tehlikelerini göz önünde bulundurmamak çok önemlidir. RF enerjisine maruz kalan insan gözündeki sıcaklık artışları [4-7]'de incelenmiştir. Mobil telefonlar [8, 9], telsiz yerel bölge ağlarındaki kullanıcı antenleri [10, 11], ve radar ekipmanları [12-15] gibi çeşitli mikrodalga ışınım kaynakları araştırılmıştır. Mikrodalğanın farklı frekans bölgelerinde maruz kalma sınırlarını belirleyecek bu sayısal araştırmaların sonucu, mikrodalga ışınımının potansiyel tehlikelerini azaltmaya yardımcı olacaktır.

Bu makalenin geri kalanı şu şekilde devam edecektir. Bölüm 2'de problemin çözümünde kullanılacak yeni bir sayısal yöntem olan ağırlıklı genişletilmiş b-spline (agb-spline) metodu sunulacaktır. Bölüm 3, insan gözünün ısı modeline ayrılmıştır. Gözün elektriksel parametreleri ve zamana bağlı ısı iletimleri, sonlu eleman denklemlerinin türevleriyle birlikte sunulmuştur ve sayısal zaman integral formülleriyle detaylı bir şekilde verilmiştir. Sonuç bölümüyle devam eden Bölüm 4'te, agb-spline insan gözü modelinin benzetim sonuçları, standartlar ve literatürle kıyaslamaları sunulmuştur.

2. Ağırlıklı Genişletilmiş B-Spline

Sonlu eleman yöntemi (SEY) uygulamalarında temel fonksiyon ve ağlar kullanır. Sonlu eleman benzetimlerinde, ağ algoritmaları çoğunlukla hesaplama zamanının büyük bir bölümünü kapsarlar. Bu nedenle, özellikle üç boyutluda iyi ağlar yaratmak zor olabilir. Agb-spline yöntemi, SEY uygulamalarında temel fonksiyon olarak b-spline eğrilerinin kullanılmasıdır. B-spline, yaklaşımlarda, sayısal analizlerde, otomasyon üretimlerinde, ve bilgisayar grafiklerinde önemli rol oynarlar [16]. Fakat, geometri esneklik zayıflığından ve kararlılık problemlerinden dolayı, sonlu elemanlarda temel fonksiyon olarak kullanmak çok avantajlı değildir. Agb-spline tabanlı sonlu elemanlar yukarıdaki zorlukların üstesinden gelir [17]. Sınır şartları ağırlık fonksiyonları ile ifade edilir ve kararlılık; uygun b-spline kombinasyonları ile başarılır. n dereceli, düzgün dağılımlı üç boyutlu b-spline aşağıdaki denklemlerle verilir [16].

$$b^n(x, y, z) = \int_{x-1}^x \int_{y-1}^y \int_{z-1}^z b^{n-1}(k, l, m) dk dl dm \quad (1)$$

Genişletilmiş b-spline, Dirichlet sınır koşulları dikkate alınırsa $w(x)$ ağırlık fonksiyonu ile çarpılır. Ağırlık fonksiyonları tanım kümesinde sürekli pozitif fonksiyonlardır ve sınırdaki sıfırdır. Uzaklık fonksiyonu veya Rvachev'in R-fonksiyonu gibi analitik fonksiyonlar kullanarak yapılandırılabilirler. Sonuç olarak, agb-splinelar aşağıdaki gibi elde edilirler:

$$B_k = \frac{w(x)}{w(x_k)} \left(b_k + \sum_i e_{k,i} b_i \right) \quad \text{for } k \in I, i \in J(k) \quad (2)$$

burada x_k , b-spline'ı kesen bir grid hücresinin merkezi ve tamamen normalizasyon için bir domain, $w(x)$, $x \in R^m$ için ağırlık fonksiyonu, ve $w(x_k)$ grid hücresinin merkezindeki ağırlık fonksiyonunun değeridir. Sürekli rejimde agb-spline'ın biyo-ısı denklemlerine uygulanması [18-20]'de detaylı bir şekilde incelenmiştir.

3. İnsan Gözünün Isıl Modeli

3.1. Gözün Elektriksel Parametreleri

Mikrodalga frekanslarında deneysel verilerin azlığından dolayı, göz dokusuyla ilgili karmaşık dielektrik sabiti değerlerinin değerlendirilmesi, Debye saçılma denklemleri kullanılarak yapılır. Debye denklemi, dielektrik maddenin karmaşık dielektrik sabitini (ε^*) frekansın (f) fonksiyonu olarak verir.

$$\varepsilon^*(f) = \varepsilon'(f) + \frac{\sigma(f)}{j2\pi f \varepsilon_0} = \varepsilon_\infty + \frac{\sigma_s}{j2\pi f \varepsilon_0} + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + j \frac{f}{f_r}} \quad (3)$$

f_r rahatlama frekansı, $\varepsilon_s - \varepsilon_\infty$ bu rahatlama işleminden dolayı dielektrik sabitindeki değişiklik, σ_s ve ε_∞ sırasıyla çok düşük frekanslarda iletimin ve çok yüksek frekanslarda dielektrik sabitinin sınırlarıdır [7]. Kornea için Debye parametreleri $f_r = 21,5$ GHz, $\varepsilon_s = 42,62$, $\varepsilon_\infty = 5,1$ ve $\sigma_s = 1,21$ (S/m)' dir. Kornea için dielektrik ve iletim sabitleri polinomsal fonksiyon olarak basitleştirilmiştir [21].

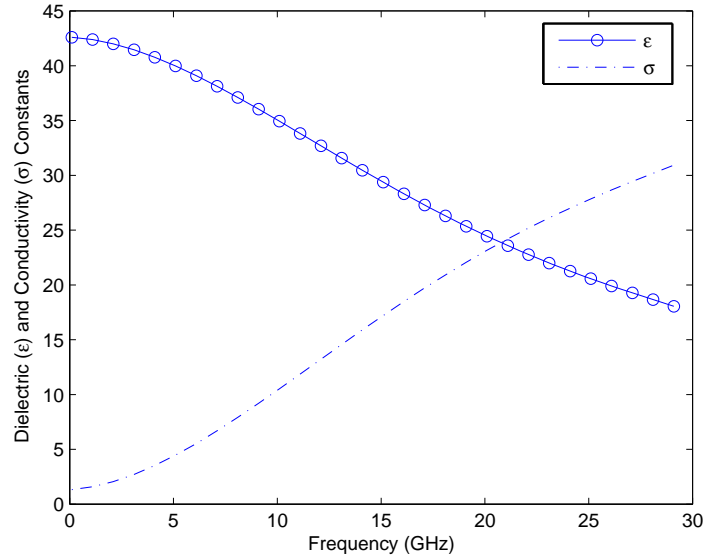
1-30 GHz'de korneanın dielektrik sabiti ve iletkenlik için polinomsal fonksiyonları şu şekildedir;

$$\begin{aligned} \varepsilon(f) &= -4,9 \times 10^{-5} f^4 + 0,004191 f^3 - 0,112 f^2 + 0,09232 f + 42,62 \\ \sigma(f) &= 5,858 \times 10^{-5} f^4 - 0,005011 f^3 + 0,1342 f^2 - 0,1103 f + 1,308 \end{aligned} \quad (4)$$

Kornea dokusunun dielektrik ve iletkenlik değişimlerinin frekansa göre değişimleri Şekil 1'de verilmiştir. Bu çalışmada, insan gözü modeli, ısıl ve fiziksel özellikleri bilinen homojen yarı-sonsuz doku öbeği olarak kabul edilmiştir [5]. $H(x,t)$ doku tarafından soğurulan elektromanyetik enerjinin sebep olduğu ısı kaynağıdır. Gelen elektromanyetik dalgaya maruz kalan yarı-sonsuz dokunun depoladığı güç, aşağıdaki formülle verilir [5];

$$H(x,t) = \frac{2I_0\zeta}{\delta} e^{-2x/\delta} U(t) \quad (5)$$

burada I_0 gelen elektromanyetik dalganın güç yoğunluğudur (W/m^2), ζ hava ve doku arasında güç iletim katsayısı, δ girme derinliği, $U(t)$ birim basamak fonksiyonudur. Göz yüzeyine normal gelen düzlemsel elektromanyetik dalga için dokular arasındaki özgül soğurma oranı, ρ (kg/m^3) olmak üzere $H(x,t)/\rho$ 'dur.



Şekil 1. Kornea dokusunun frekansa göre dielektrik ve iletkenlik değişimleri

Biyolojik dokular manyetik olmadıkları için, güç iletim katsayısı ζ sadece serbest uzay ve dokunun dielektrik sabiti ile ifade edilir [5].

$$\zeta = 1 - \frac{\left| \frac{\sqrt{\epsilon^* \cdot \epsilon_0} - \sqrt{\epsilon_0}}{\sqrt{\epsilon^* \cdot \epsilon_0} + \sqrt{\epsilon_0}} \right|^2}{2} \quad (6)$$

Girme derinliği δ ;

$$\delta = \left(\frac{67.52}{f} \right) \left[\sqrt{(\epsilon')^2 + (\epsilon'')^2} - \epsilon' \right]^{1/2} \quad (7)$$

f , frekans (MHz), ϵ' ve ϵ'' karmaşık bağıl dielektrik sabitinin gerçek ve sanal bileşenleridir.

3.2 Zamana Bağlı Isı Transferi

Sıcaklık dağılımı için ilgili diferansiyel denklem Pennes biyo-ısı iletim denklemidir.

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k\nabla T) + H(x,t) \quad \Omega \text{ üzerinde (gözün içinde)} \quad (8)$$

burada Ω çalışılan domain, Γ_1, Γ_2 sınırlardır. Sınır şartları sırasıyla sklera ve kornea üzerinde (9) ve (10)'daki gibidir.

$$-k \frac{\partial T}{\partial n} = h_s(T - T_b) \quad \Gamma_1 \text{ üzerinde (sklera)} \quad (9)$$

$$-k \frac{\partial T}{\partial n} = E + h_c(T - T_{amb}) + \sigma \varepsilon (T^4 - T_{amb}^4) \quad \Gamma_2 \text{ üzerinde (kornea yüzeyi)} \quad (10)$$

$T(0,t)$ yüzey sıcaklığı için basitleştirilmiş biyo-sı denkleminin çözümü (11) ile verilmiştir.

$$T(0,t) = \left(\frac{I_0 \times \delta \times \zeta}{2k} \right) \times \left[2\sqrt{\frac{t}{\pi\tau}} + e^{t/\tau} \operatorname{erfc} \left(\sqrt{\frac{t}{\tau}} \right) - 1 \right] \quad (11)$$

$$\tau = \frac{\delta^2 \rho C}{4k} \quad (12)$$

Burada τ , enerji girme derinliğine eşit uzaklıkta ısı enerjisinin yayınıcı için gerekli süre, $\operatorname{erfc}(x)$ tamamlayıcı hata fonksiyonudur.

3.3. Sonlu Eleman Denklemlerinin Türetimi

$\phi_1^{(e)}$ ve $\phi_2^{(e)}$ doğrusal şekil fonksiyonları olmak üzere (8) numaralı denklemden her iki tarafı $\phi^e = \begin{Bmatrix} \phi_1^{(e)} \\ \phi_2^{(e)} \end{Bmatrix}$ ile çarpalım ve $[x_1^{(e)}, x_2^{(e)}]$ üzerinden integral alırsak (13) elde edilir.

$$\int_{x_1^{(e)}}^{x_2^{(e)}} \rho C \begin{Bmatrix} \phi_1^{(e)} \\ \phi_2^{(e)} \end{Bmatrix} \frac{\partial T}{\partial t} dx = \int_{x_1^{(e)}}^{x_2^{(e)}} \begin{Bmatrix} \phi_1^{(e)} \\ \phi_2^{(e)} \end{Bmatrix} \left[\frac{\partial}{\partial x} \left(k_x \frac{\partial T}{\partial x} \right) + H \right] dx \quad (13)$$

Parçalı integral iterasyonunu kullanarak, denklemin sağ tarafı şu şekli alır:

$$\begin{aligned} \int_{x_1^{(e)}}^{x_2^{(e)}} \begin{Bmatrix} \phi_1^{(e)} \\ \phi_2^{(e)} \end{Bmatrix} \left[\frac{\partial}{\partial x} \left(k_x \frac{\partial T}{\partial x} \right) \right] dx &= k_x \frac{\partial T}{\partial x} \begin{Bmatrix} \phi_1^{(e)} \\ \phi_2^{(e)} \end{Bmatrix} \Bigg|_{x_1^{(e)}}^{x_2^{(e)}} - \int_{x_1^{(e)}}^{x_2^{(e)}} \begin{Bmatrix} \frac{\partial \phi_1^{(e)}}{\partial x} \\ \frac{\partial \phi_2^{(e)}}{\partial x} \end{Bmatrix} \left(k_x \frac{\partial T}{\partial x} \right) dx \\ &= \begin{Bmatrix} -k_x \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=x_1^{(e)}} \\ k_x \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=x_2^{(e)}} \end{Bmatrix} - \int_{x_1^{(e)}}^{x_2^{(e)}} k_x \begin{Bmatrix} \frac{\partial \phi_1^{(e)}}{\partial x} \\ \frac{\partial \phi_2^{(e)}}{\partial x} \end{Bmatrix} \frac{\partial T}{\partial x} dx \end{aligned} \quad (14)$$

(13) ve (14) denklemlerini birleştirerek ve her bir terimi tekrar düzenleyerek denklem aşağıdaki şekli alır.

$$\int_{x_1^{(e)}}^{x_2^{(e)}} \rho C \begin{Bmatrix} \phi_1^{(e)} \\ \phi_2^{(e)} \end{Bmatrix} \frac{\partial T}{\partial t} dx + \int_{x_1^{(e)}}^{x_2^{(e)}} k_x \begin{Bmatrix} \frac{\partial \phi_1^{(e)}}{\partial x} \\ \frac{\partial \phi_2^{(e)}}{\partial x} \end{Bmatrix} \frac{\partial T}{\partial x} dx = \begin{Bmatrix} -k_x \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=x_1^{(e)}} \\ k_x \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=x_2^{(e)}} \end{Bmatrix} + \int_{x_1^{(e)}}^{x_2^{(e)}} \begin{Bmatrix} \phi_1^{(e)} \\ \phi_2^{(e)} \end{Bmatrix} H dx \quad (15)$$

T(x,t) yerine, sonlu elemanlar iterasyonunu $\begin{Bmatrix} \phi_1^{(e)}(x) \phi_2^{(e)}(x) \end{Bmatrix} \begin{Bmatrix} T_1^{(e)}(t) \\ T_2^{(e)}(t) \end{Bmatrix}$ kullanırsak sonuçta elde edeceğimiz denklem:

$$\mathbf{M}^{(e)} + \dot{\mathbf{T}}^{(e)} + \mathbf{K}^{(e)} \mathbf{T}^{(e)} = \mathbf{F}^{(e)} + \mathbf{Q}^{(e)} \quad (16)$$

$$\mathbf{T}^{(e)} = \begin{Bmatrix} T_1^{(e)} \\ T_2^{(e)} \end{Bmatrix}, \quad \dot{\mathbf{T}}^{(e)} = \frac{d}{dt} \begin{Bmatrix} T_1^{(e)} \\ T_2^{(e)} \end{Bmatrix},$$

$$\mathbf{M}^{(e)} = \int_{x_1^{(e)}}^{x_2^{(e)}} \rho C \begin{bmatrix} \phi_1^{(e)} \phi_1^{(e)} & \phi_1^{(e)} \phi_2^{(e)} \\ \phi_2^{(e)} \phi_1^{(e)} & \phi_2^{(e)} \phi_2^{(e)} \end{bmatrix} dx$$

$$\mathbf{K}^{(e)} = \int_{x_1^{(e)}}^{x_2^{(e)}} k_x \begin{bmatrix} \frac{\partial \phi_1^{(e)}}{\partial x} \frac{\partial \phi_1^{(e)}}{\partial x} & \frac{\partial \phi_1^{(e)}}{\partial x} \frac{\partial \phi_2^{(e)}}{\partial x} \\ \frac{\partial \phi_2^{(e)}}{\partial x} \frac{\partial \phi_1^{(e)}}{\partial x} & \frac{\partial \phi_2^{(e)}}{\partial x} \frac{\partial \phi_2^{(e)}}{\partial x} \end{bmatrix} dx \quad (17)$$

$$\mathbf{F}^{(e)} = \int_{x_1^{(e)}}^{x_2^{(e)}} \begin{Bmatrix} \phi_1^{(e)} \\ \phi_2^{(e)} \end{Bmatrix} H dx$$

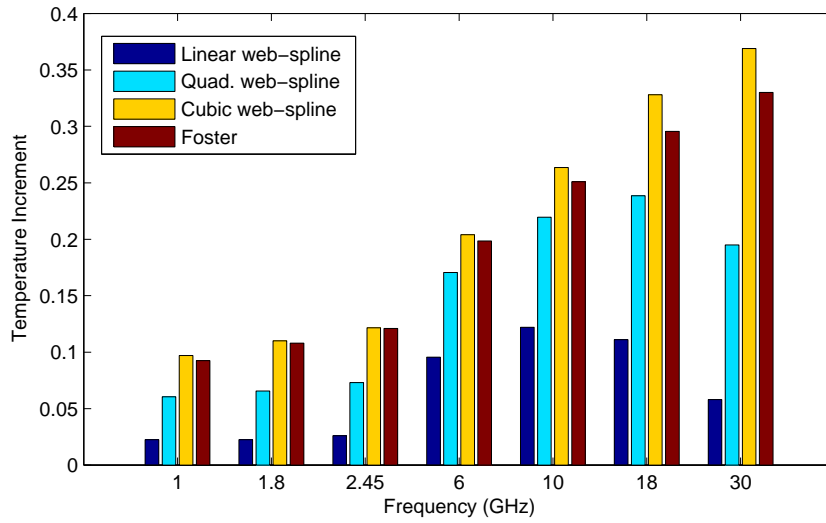
$$\mathbf{Q}^{(e)} = \begin{Bmatrix} -k_x \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=x_1^{(e)}} \\ k_x \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=x_2^{(e)}} \end{Bmatrix}$$

4. Benzetim Sonuçları

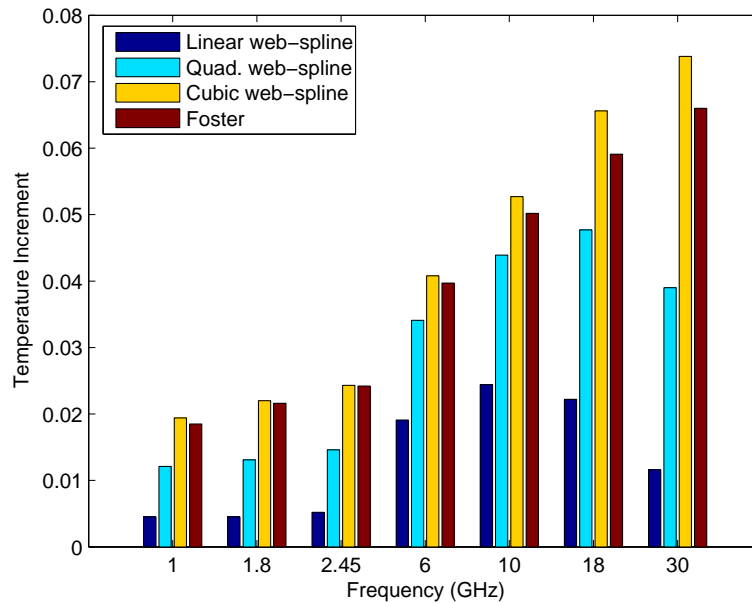
RF yayını maruz kalma standartlarını geliştirme yönünden oldukça önemli bir çalışma yapılmıştır. Mikrodalga enerji için maruziyet standartları, ortalaması alınacak maruziyetin zamanını belirler (özellikle ANSI/IEEE C95.1-1992 ve ICNIRP). 1 GHz üzerindeki frekanslarda daha kısa zamanla birlikte, ANSI/IEEE C95.1-1992 ve ICNIRP'de bu zaman aralıkları 6 ila 30 dakika arasındadır. Benzetim sonuçlarını Foster'in [5] sonuçları ve standartlarla karşılaştırmak için; kornea yüzeyinde gelen güç yoğunluğu sırasıyla 5 mW/cm² ve 10 mW/cm² ile altı dakikalık maruziyette, belirlenen RF frekanslarında hesaplanmıştır.

Bu çalışmada, ilk adım olarak, insan gözündeki sıcaklık artışı hesaplamasında göz modelindeki bütün dokular 37°C olarak kabul edilmiştir. (8) numaralı denklemi kullanarak ($H(x,t) = 0$) mikrodalga maruziyeti olmama durumunda gözdeki ilk sıcaklık dağılımını elde edebilmek için sürekli rejimde sıcaklık hesaplanmıştır. İkinci olarak, mikrodalga maruziyeti için (8) numaralı denkleme kaynak $H(x,t)$ eklenmiştir. Kaynak, gözdeki sürekli rejimde sıcaklık artışı hesaplamak için kullanılmıştır. Son olarak, mikrodalga maruziyetinden önce ve sonraki sıcaklık farkı, sıcaklık artışı olarak tanımlanmıştır. İnsan gözü için doku parametreleri sırasıyla (4), (6), (7) denklemleriyle farklı frekans değerleri için bulunabilir.

Yüzey sıcaklığı için basitleştirilmiş biyo-ısı denkleminin agb-spline benzetim sonuçları, Şekil 2 ve 3'te sırasıyla 5 mW/cm^2 and 10 mW/cm^2 gelen güç yoğunluklarıyla 1-30 GHz frekans aralığında [5] ile karşılaştırmalı olarak doğrusal, karesel ve kübik agb-spline için verilmiştir.



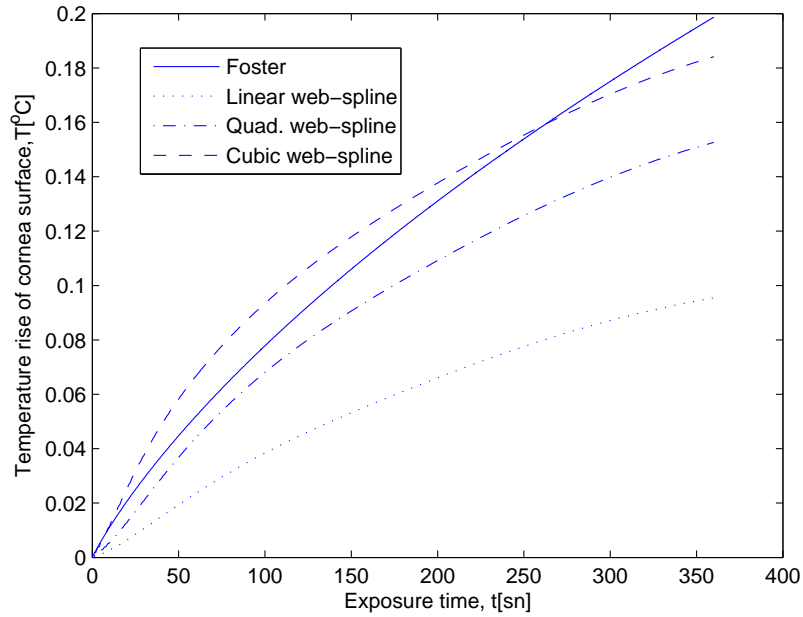
Şekil 2. 5 mW/cm^2 'de 6 dakika süresince kornea yüzeyindeki sıcaklık artışı



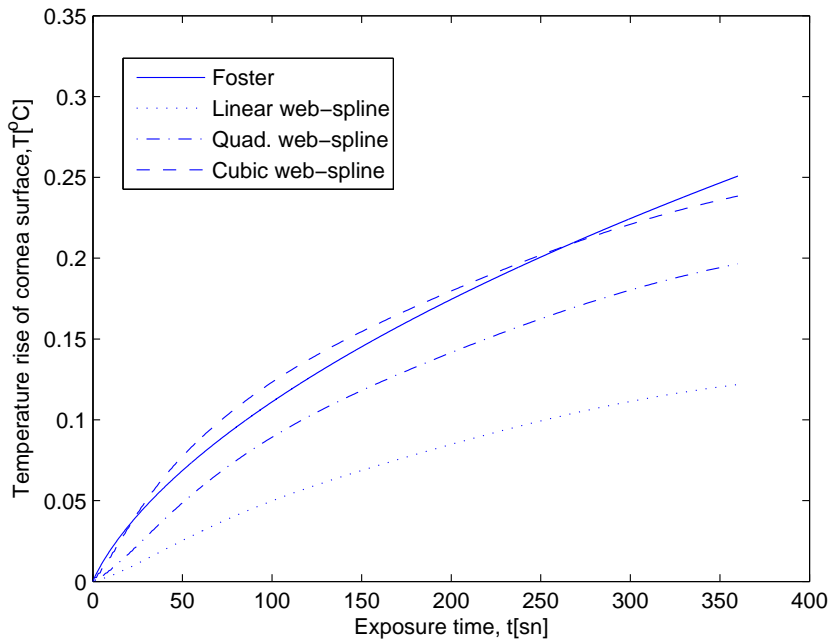
Şekil 3. 10 mW/cm^2 'de 6 dakika süresince kornea yüzeyindeki sıcaklık artışı

Benzetimi yapılan şekillerde görüldüğü gibi spline fonksiyonlarının dereceleri arttıkça, sıcaklık artışı [5] teki çözümlere yakınsamaktadır.

Karşılaştırma maksadı ile 5 mW/cm^2 ve 10 mW/cm^2 gelen güç yoğunluklarında sırasıyla 6 GHz ve 10 GHz' de doğrusal, karesel ve kübik agb-spline modelinin benzetimleri yapılmıştır. Benzetim sonuçlarından açıkça görülmektedir ki, biyo-ısı denklemlerinin kübik agb-spline çözümleri, Foster'in [5] modeli ile karşılaştırıldığında doğrusal ve karesel agb-splinelardan daha doğru sonuçlar vermektedir.



Şekil 4. 6 GHz için 5 mW/cm^2 'de 6 dakika süresince kornea yüzeyindeki sıcaklık artışı



Şekil 5. 10 GHz için 5 mW/cm^2 'de 6 dakika süresince kornea yüzeyindeki sıcaklık artışı

5. Sonuç ve Tartışma

Bu çalışma, biyo-ısı iletim problemlerinde yeni bir sayısal yöntem olan agb-spline yöntemini önerir. 1-30 frekans aralığında yeni geliştirilen SEY ile birlikte agb-spline yöntemi Penne biyo-ısı denklemini kullanarak doku modeli ile birlikte düzlemsel dalga maruziteyi için kornea tabakasındaki sıcaklık artışı incelendi. Kornea yüzeyinde oluşulmasına izin verilen maksimum sıcaklığa göre mikrodalga yayını için sonuçlar, ANSI/IEEE ve ICNIRP maruziyet standartları ve literatürle karşılaştırıldı.

RF EM enerji, gözün ön yüzeyindeki kornea da soğrulduğundan, katarakt oluşumu için eşik sıcaklık artışı 3°C alınmıştır. Kontrollü çevre (ICNIRP 1998) için izin verilen maksimum maruziyet sınırı olan 5 mW/cm^2 güç yoğunluğunda maksimum sıcaklık artışı, 30 GHz'de doğrusal, karesel, ve kübik agb-spline için sırasıyla 0.058°C ve 0.195°C ve 0.368°C bulunmuştur. 10 mW/cm^2 güç yoğunluğu [ANSI/IEEE 1992] için 30 GHz'de doğrusal, karesel, ve kübik agb-spline için sırasıyla 0.116°C , 0.39°C ve 0.66°C bulunmuştur. Sonuç olarak görülmüştürki, özellikle yüksek dereceli b-splinelar için basitleştirilmiş biyo-ısı denklemini çözümleri agb-spline modeli ile uyumluluk göstermektedir.

Kaynaklar

- [1] AI-Badwaih, K.A. ve Youssef, A.B. (1976). Biological effects of electromagnetic waves. C. C.Johnson ve M. L. Shore HEW Yayını (1), s. 61-78.
- [2] Taflove, A. ve Brodwin, M. (1975). Computation of the electromagnetic fields and induced temperatures within a model of the microwave-irradiated human eye. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech. MTT-23*, 11, s. 888-896.
- [3] Emery, A.F., Kramar, P., Guy, A.W. ve Lin, J.C. (1975). Microwave 466 induced temperature rises in rabbit eyes in cataract research. *Int. J. Heat Transfer*, 97, s. 123-128.
- [4] Gandhi, O.P. ve Rza, A. (1986). Absorption of millimeter waves by human beings and its biological implications. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, MTT-34, s. 228-235.
- [5] Foster K.R., Nozano-Lieto, L. ve Riu, P.J. (1998). Heating of tissues by microwave: A model analysis. *Bioelectromagnetics*, 19, s. 420-428.
- [6] Sukru, O., Comlekci, S., Cerezci, O. ve Polat, O. (2002). Electrical properties of human eye and temperature increase calculation at the cornea surface for RF exposure. *Biological Effects of EMFs 2nd Int. Workshop Proc.*, 2, Rodos, Yunan, 7-11 Ekim.
- [7] Sukru, O. (2003). Mikrodalga frekanslı EM radyasyona maruz kalan biyolojik dokularda oluşan ısı etkisinin teorik ve deneysel incelenmesi. Doktora Tezi, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- [8] Wang J. ve Fujiwara, O. (1999). FDTD computation of temperature rise in the human head for portable telephones. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 47, s. 1528-1534.
- [9] Flyckt, V.M.M., Raaymakers, B.W., Kroeze, H. ve Legendijk, J.J.W. (2007). Calculation of SAR and temperature rise in a high-resolution vascularized model of the human eye and orbit when exposed to a dipole antenna at 900, 1500 and 1800 MHz. *Physics in Medicine and Biology*, 52, s. 2691-2701.
- [10] Bernardi, P., Cavagnaro, M. ve Pisa, S. (1996). Evaluation of the power absorbed in human eyes exposed to millimeter waves. *Int. Symp. Electromagn. Compat.*, Roma, İtalya, s.194-199.
- [11] Bernardi, P., Cavagnaro, M., Pisa, S. ve PiuZZi, E. (1998). SAR distribution and temperature increase in an anatomical model of the human eye exposed to the field radiated by the user antenna in a wireless LAN. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 46, s. 2074-2082.

- [12] Hirata, A., Matsuyama, S. ve Shiozawa, T. (2000). Temperature rises in the human eye exposed to EM waves in the frequency range 0.6-6 GHz. *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, 42(4), s. 386-393.
- [13] Hirata A. ve Shiozawa, T. (2003). Heat transportation models of the human eye for microwave exposures. *Proc. Int. Workshop Ocular Side-Effects by Non- Ionizing Radiation*, Isikawa, Japonya.
- [14] Hirata A. (2005). Temperature increase in human eyes due to near-field and far field exposures at 900MHz, 1.5GHz and 1.9GHz. *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, 47, s. 68-76.
- [15] Hirata, A. (2007). Improved heat transfer modeling of the eye for electromagnetic wave exposures. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 54, s. 959-961.
- [16] De Boor, C. (1972). On calculating with b-splines. *J. Approx. Theory*, 6, s. 50-62.
- [17] Hollig, K. (2003). Finite element methods with b-splines, *Frontiers in Applied Mathematics*, 26, Society for Industrial and Applied Mathematics (SIAM), Philadelphia.
- [18] Kunter, F.C. ve Seker, S. (2011). Radially symmetric weighted extended b-spline model. *Appl. Math. Comput.*, 217, s. 10305-10316.
- [19] Kunter, F.C. ve Seker, S. (2011). Using bioheat equation 3D web-spline prediction of ocular surface temperature. *The 29th Progress in Electromagn. Res. Symp., PIERS 2011*, Marakeş, Fas, 20-23 Mart.
- [20] Kunter F.C. ve Seker, S. (2011). 3D web-splines solution to human eye heat distribution using bioheat equation. *Eng. Anal. Boundary Elements*, 35, s. 639-646.
- [21] Seker, S. ve Abatay, H. (2006). New frequency-dependent parametric modeling of dielectric materials. *Int. J. Electronic and Comm. (AEU)*, 60, s. 320-327.