

GÜNEŞ IŞINIMININ DERİ SICAKLIĞINA VE DOKU HASARINA ETKİSİNİN SAYISAL İNCELENMESİ

Serhan Küçüka*

Prof. Dr.,
Dokuz Eylül Üniversitesi,
Makina Mühendisliği Bölümü, İzmir
serhan.kucuka@deu.edu.tr

İlkay Özanağan

Dokuz Eylül Üniversitesi,
Makina Mühendisliği Bölümü, İzmir
ilkay.ozanagani@gmail.com

Can Özgür Çolpan

Doç. Dr.,
Dokuz Eylül Üniversitesi,
Makina Mühendisliği Bölümü, İzmir
ozgur.colpan@deu.edu.tr

ÖZ

Deri yüzeyine gelen güneş ışınımı doku üst tabakalarında emilmekte, buna karşılık doku yüzeyinden çevreye terleme, taşınım ve ışınım ile ısı kaybı olmaktadır. Bu çalışmada, deri üst yüzeyi ve alt katmanlarındaki sıcaklığın belirtilen etkiler altındaki değişiminin incelenmesi için matematiksel bir model geliştirilmiş ve modelin sayısal çözümü ticari bir yazılım olan COMSOL Multiphysics kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sıcaklık dağılımı esas alınarak dokudaki hasar oranı Arrhenius yaklaşımına göre hesaplanmıştır. Bir durum çalışmasına uygulanan bu modelin sonuçları, güneş ışınımı etkisi altında doku sıcaklığının dermis katmanında 321 K'e kadar ulaştığını ve deri dokusunda sıcaklığa bağlı hasar oluştuğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Biyo-ısı, deri sıcaklığı, güneş ışınımının deri sıcaklığına etkisi, deri dokusu hasarı

NUMERICAL INVESTIGATION OF THE EFFECT OF SOLAR IRRADIATION ON THE SKIN TEMPERATURE AND TISSUE DAMAGE

ABSTRACT

The solar irradiation reaching to the skin surface is absorbed at the upper layers of the tissue; whereas there is heat transfer from the surface of the tissue to the environment through perspiration, conduction and radiation. In this study, in order to investigate the change of temperature at the upper and lower layers of the skin, a mathematical model is developed and the numerical solution is done using a commercially available software namely COMSOL Multiphysics. On the basis of the temperature distribution found, the tissue damage ratio is calculated according to the Arrhenius approach. The results of a case study in which this model is applied show that the temperature of the tissue reaches up to 321 K at the dermis layer under the effect of solar irradiation and thermal damage is formed in the skin tissue.

Keywords: Bio-heat, skin temperature, effect of solar irradiation on skin temperature, skin tissue damage

* İletişim Yazarı

Geliş tarihi : 10.08.2016
Yeniden düzenleme : 15.11.2016
Kabul tarihi : 17.11.2016

Küçüka, S., Özanağan, İ., Çolpan, C. Ö. 2016. "Güneş Işınımının Deri Sıcaklığına ve Doku Hasarına Etkisinin Sayısal İncelenmesi," Mühendis ve Makina, cilt 57, sayı 682, s. 34-41.

1. GİRİŞ VE LİTERATÜR

Deri yüzeyinden uygulanan ısı terapilerinde ve deri yüzeyinin yüksek sıcaklık ve ışınımına maruz kalması durumlarında doku içindeki sıcaklık değişiminin belirlenmesi önemlidir. Yüzeyden gelen ısı akısı göz önüne alınarak sıcaklık dağılımının belirlenmesi için yapılmış farklı çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalarda genellikle doku içindeki damar yapısının göz önüne alınmadığı ve kan dolaşımının bir perfüzyon hızı ile tanımlandığı Pennes modeli kullanılmaktadır. Deng ve Liu [1] çalışmalarında, deri yüzeyinde zamanla değişen bir ısı akısını göz önüne alarak doku içindeki sıcaklık dağılımının değişimini Green fonksiyonu yardımı ile hesaplamışlardır. Shih ve arkadaşları [2] çalışmalarında, bazı termal terapilerde kullanılan deri yüzeyine sinüzoidal ısı akısı uygulanması problemini incelemişlerdir. Pennes denkleminin Laplace dönüşümü uygulayarak deri yüzeyinden içeri doğru olan sıcaklık dağılımının zamana bağlı analitik çözümlerini elde etmişlerdir. Aynı ekibin diğer bir çalışmasında ise sıcak ve soğuk terapiler sırasında kan perfüzyonunun değişiminin sıcaklığa etkisi incelenmiş ve kan perfüzyon hızı arttıkça sıcaklık salınımlarının etkisinin azaldığı görülmüştür [3].

Deri yüzeyindeki yanık olaylarının önemli bir kısmı kısa süre etki eden yüksek güçlü ısı etkiler sonucunda oluşmaktadır. Bu tip etkileşimlerde iletilen ısının sonlu hızla yayıldığını göz önüne alan Fourier-olmayan ısı iletim denklemleri önem kazanmaktadır. Liu ve arkadaşları çalışmalarında [4], tek boyutlu Pennes denklemi Fourier tipi ısı iletim denklemi ve ısı dalga tipi ısı iletim denklemi için iki ayrı şekilde yazılmış ve yüzeyden 3 s süreli ısı akısı uygulanması halinde deri tabakalarındaki sıcaklık değişimi için sayısal sonuçlar karşılaştırılmıştır. Sonuçlar, dalga tipi ısı yayılım denkleminin kullanılması durumunda doku içindeki sıcaklık artışı ve hasar oranının klasik Pennes modeline göre daha düşük hesaplandığını göstermektedir.

Yukarıdaki çalışmalarda verilen analitik çözümler, ancak özel durumlarda ve deri yüzeyinden içeri doğru gelişen tek katmanlı ve tek boyutlu geometriler için elde edilebilmektedir. Oysaki kan perfüzyonu, metabolik ısı üretimi ve dokunun termo-fiziksel özellikleri deri dokusunun her katmanında değiştiği gibi, geometri de her zaman bir boyutlu olarak alınmamaktadır. Bu genel durumun göz önüne alınabilmesi ancak denklemlerin sayısal çözümlerinin yapılması durumunda mümkün olmaktadır. Diller ve Hayes [5], bu konuda yaptıkları öncü çalışmalarında, deri yüzeyine kısa süre ile temas eden sıcak cisim etkisi altında doku içindeki sıcaklık dağılımını ve sıcaklığa bağlı hasar oluşumunu incelemişlerdir. Çalışmalarında dokudaki sıcaklık dağılımının sayısal analizi için sonlu elemanlar yöntemi kullanılmış ve doku içindeki hasar oranı hesaplanmıştır.

Scott ve Vance [6] çalışmalarında, ön kol derisindeki sıcaklık dağılımını incelemişlerdir. Deri yüzeyi ve çevresi arasındaki taşınım ve terleme etkilerini göz önüne alarak çok katmanlı deri dokusu için sonlu fark denklemlerini oluşturmuş ve sıcaklık dağılımını belirlemişlerdir. Yaptıkları deneysel doğrulama çalışmasında, bir soğutucu disk yardımı ile 15 s süre ile soğutma uygulanan deri yüzeyinin soğutma sonrası sıcaklık değişimini ölçerek sonuçları modelin sayısal sonuçları ile karşılaştırmışlardır.

Ng ve Chua'nın [7] çalışmalarında, deri yüzeyinde sabit sıcaklık veya taşınım sınır koşulları oluşması halinde doku içindeki sıcaklık dağılımının hesaplanması için tek-boyutlu sonlu fark ve iki-boyutlu sonlu-eleman modelleri kullanmışlardır. Yüzeye uygulanan sıcaklığı, doğal taşınım veya zorlanmış taşınım etkilerini göz önüne alarak, doku içinde 1, 2, veya 3. derece yanık oluşum oranlarını belirlemişlerdir. Aynı çalışmanın ikinci kısmında ise farklı termo-fiziksel özelliklerdeki deri dokusundaki yanık oluşumu parametrik olarak incelenmiştir [8]. Bu çalışmada, hasar oranı ve yanık oluşumunun hesaplanmasında farklı modeller kullanılmış ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Deri dokusundaki hasar oranının belirlenmesine yönelik diğer bir çalışma ise Jiang ve arkadaşları [9] tarafından yürütülmüştür. Bu çalışmada, deri dokusundaki sıcaklık dağılımı ve hasar oranının sayısal olarak belirlenmesi için 1B sonlu farklar modeli kurulmuş, yüzeye 90°C sıcaklık uygulanarak alt katmanlardaki sıcaklık ve hasar oranının zaman içinde değişimi hesaplanmıştır. Farklı dermis ve epidermis kalınlıkları, kan akış hızları ve farklı başlangıç sıcaklıkları için tekrarlanan bu çalışmada, dermis ve epidermis kalınlıklarının artması ile deri dokusundaki hasarın iç bölgelere doğru ilerleme hızının önemli ölçüde azaldığı sonucuna varılmıştır.

Deng ve Liu'nun [10] deri tabakasındaki sıcaklık dağılımının sayısal çözümü ile ilgili yaptıkları çalışmada, doku içinde farklı özelliklerde bir yapı (tümör) bulunmasının yüzeyde neden olacağı bölgesel sıcaklık değişimlerinin tanı amaçlı değerlendirilmesi olanağı araştırılmıştır. Deri yüzeyi ışınım, taşınım ve buharlaşma etkisi altındadır. Üç boyutlu ve farklı ısı özelliklerindeki yapılar içeren doku içindeki zamana bağlı sıcaklık dağılımının homojen olmayan sınır koşulları etkisi altında hesaplanabilmesi için bir çözüm ağı oluşturulmuş ve sayısal sonuçların elde edilmesinde Monte Carlo yöntemi kullanılmıştır.

Fu ve arkadaşlarının [11] çalışmasında ise epidermis ve dermis tabakalarındaki su difüzyonu ve buharlaşmanın ısı etkileri göz önüne alınmıştır. Kan akışının olmadığı bu bölgelerde su difüzyonu etkisinin önemli olduğu belirtilmiş ve yüksek sıcaklık veya ışınım etkisinde kalan deri yüzeyinde sıcaklık etkisi kesildikten sonraki sıcaklık değişimi ve hasar oluşumu incelenmiştir.

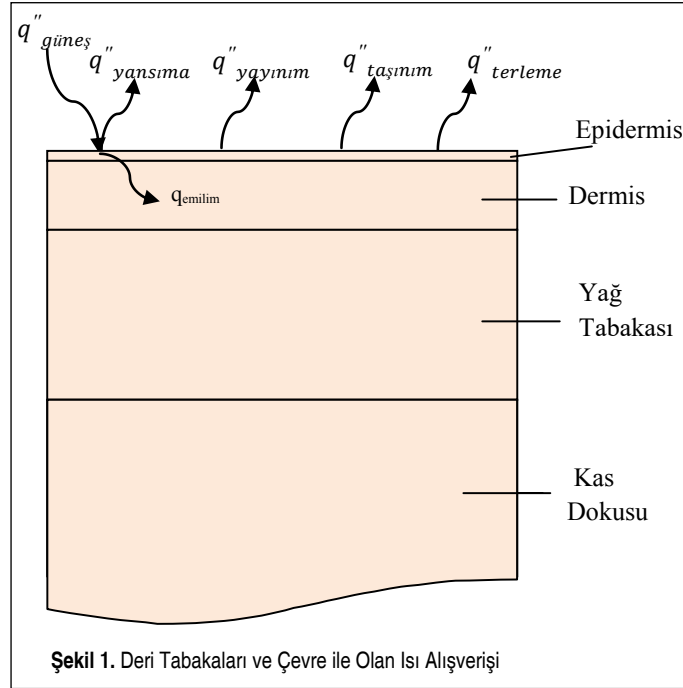
Aijaz ve Khanday [12] tarafından yapılan yakın tarihli bir çalışmada, insan kol ve bacak uzuvlarının 32-60°C arasında farklı dış sıcaklıklara maruz kalması ile oluşan hasar oranı incelenmiştir. Çalışmada, diğer çalışmalardan farklı olarak Pennes denklemi silindirik koordinatlarda r- yönünde tek boyutlu hali ile yazılmış ve sıcaklık dağılımı için sayısal çözümler varyasyonlu sonlu elemanlar yöntemi (VFEM) kullanılarak elde edilmiştir.

Güneş ışınımının deri yüzeyinden geçerek dermis ve epidermis tabakalarında emilimine ilişkin optik bir model, Anderson ve Parrish'in [13] çalışmalarında geliştirilmiştir. Deri yüzeyine gelen ışınımın küçük bir oranı yansırken, geri kalan kısım doku içine nüfuz etmektedir. Doku içinde ve kan dolaşımında bulunan bilirubin, çeşitli proteinler ve pigmentler, doku içine giren ışınımın, emilim ve saçılım davranışını belirlemektedir. Kısa dalga boylu ışınım yüzeye yakın tabakalarda büyük oranda emilirken, 600-1300 nm dalga boyundaki ışınımın daha derinlere ulaşabildiği belirtilmiştir.

Bu çalışmada ise güneş ışınımı etkisi altındaki deri dokusundaki sıcaklık dağılımı ve buna bağlı doku hasar oranları incelenmiştir. Gelen güneş ışınımının bir kısmının yansdığı, kalan kısmının da epidermis ve dermis tabakalarında homojen olarak yutulduğu kabul edilmiş, deri yüzeyi ve çevre arasındaki ışınım, taşınım ve buharlaşma kayıpları göz önüne alınmıştır. Deri tabakaları COMSOL Multiphysics yazılımı kullanılarak modellenmiş, ışınım ve çevre koşulları sınır şartı olarak girilmiş ve epidermis, dermis, yağ ve kas tabakalarındaki sıcaklığın zaman içindeki değişimleri ve hasar oranları hesaplanmıştır.

2. MATEMATİKSEL MODELLEME

Deri yüzeyine gelen güneş ışınımının bir kısmı yansıtılırken, bir kısmı da alt tabakaya geçmekte ve burada yutulmaktadır. Yüzeyden çevreye ışınım, taşınım ve terleme ile ısı kaybı olmaktadır. Deri altındaki dokuda kan dolaşımı ve metabolizma faaliyeti devam etmektedir. Atardamarlardan iç sıcaklıkta gelen kan, perfüzyon yolu ile doku içinde yayılarak ısıl dengeye ulaşır. Deri dokusunun sıcaklığının belirlenmesi için tüm bu



Şekil 1. Deri Tabakaları ve Çevre ile Olan Isı Alışverişi

etkiler göz önüne alınmalıdır. Dokudaki sıcaklığa bağlı bozulma ise sıcaklığın etki etme süresine bağlıdır.

2.1. Geometrik Model

Çalışmada deri dokusu, yüzeyden içeri doğru tek boyutlu olarak göz önüne alınmış ve epidermis, dermis, yağ tabakası ve en altta da kas dokusu olarak ayrılmıştır. Deri tabakalarının yerleşimi ve deri yüzeyi ile çevresi arasındaki ısı alışverişi Şekil 1'de şematik olarak gösterilmiştir. Burada, epidermisin kalınlığı 0,075 mm, dermisin 1,5 mm, yağ tabakasının 3,425 mm ve kas dokusununki ise 30 mm olarak seçilmiştir.

2.2 Doku İçi Enerji Dengesi ve Pennes Modeli

Doku içi enerji dengesi Pennes modeli kullanılarak yazılmıştır. Pennes modelinde, kan akışının (perfüzyonun) dokuya atardamar sıcaklığında geldiği ve dokuyu doku sıcaklığında terk ettiği varsayılır ve doku içindeki damar yapısının sıcaklığa etkisi göz önüne alınmaz.

Tablo 1. Deri Dokusu Tabakalarının Termo-Fiziksel Özellikleri [5]

Doku	Yoğunluk ρ (kg/m ³)	Isı İletim Katsayısı k (W/mK)	Özgül Isı C (J/kg-K)	Kan Perfüzyon Hızı, ω_{kn} (s ⁻¹)	Metabolik Isı Üretim Hızı (W/m ³)
Epidermis	1000	0,21	3182	0	45
Dermis	1000	0,37	2846	4,00·10 ⁻⁶	45
Yağ Tabakası	1000	0,16	1975	0	45
Kas Tabakası	1000	0,5	4000	0,00125	700
Kan	1100	-	3300	-	-

$$\rho_d C_d \frac{\partial T_d}{\partial t} = \nabla \cdot k_d \nabla T_d + \rho_{kn} C_{kn} \omega_{kn} (T_{atr} - T_d) + \dot{q}_m + \dot{q}_{diğer} \quad (1)$$

Yukarıdaki bağıntıda T_d , dokunun sıcaklığıdır. T_{atr} , kanın atardamardan dokuya dağıldığı sıcaklık olup, sağlıklı insan organizmasındaki tipik değeri 310 K'dir. \dot{q}_m , metabolizmanın ısı üretimini; $\dot{q}_{diğer}$ ise doku içinde emilen ışınım gibi diğer kaynakların neden olduğu hacimsel ısı üretimini göstermektedir. Deri tabakaları ve kas dokusunun biyo-ısı özellikleri Tablo 1'de gösterildiği gibi alınmıştır.

2.3. Çevresel Etkiler ve Sınır Koşulları

Çalışmada, deri dokusunda emilen güneş ışınımının ısıl etkileri ve doku yüzeyi ile ve çevresi arasındaki ısı transferi olayları aşağıdaki gibi tanımlanmıştır.

Deri yüzeyine gelen güneş ışınımının cilt dokusu içine giren kısmı, büyük oranda epidermis ve dermis tabakalarında emilmektedir. Işınımın bu tabakalarda homojen olarak emildiği kabul edilirse, birim hacimde emilen ışınım şiddeti;

$$\dot{q}_{emilen} = \frac{\alpha_{güneş} \cdot \dot{q}_{güneş}}{\Delta L} \quad (2)$$

bağıntısı ile hesaplanır. Burada " $\alpha_{güneş}$ ", güneşten gelen ışınımın emilim katsayısı; ΔL ise dermis ve epidermisin toplam kalınlığıdır. Açık bir günde güneş ışınlarına dik bir yüzeye gelen ışınım şiddeti 1000 W/m² değerinden fazla olabilmektedir. Bu çalışmada, deri yüzeyine gelen doğrudan ve yaygın güneş ışınımının toplamı 900 W/m² kabul edilmiş, deri dokusunun emilim katsayısı ise "0,90" alınmıştır. Dermis ve epidermis tabakaları için hesaplanan güneş ışınımı emilim şiddeti, Denklem 1'de eşitliğin sağ tarafındaki son terime karşılık gelmektedir.

Bir yüzeyden çevresine doğru taşınım ile olan ısı geçişi;

$$\dot{q}_{taşınım} = h \cdot (T_y - T_\infty) \quad (3)$$

bağıntısı ile verilir. T_y ve T_∞ sırasıyla, yüzeyin ve çevrenin sıcaklıklarıdır. Çalışmada yüzey ve çevre arasındaki taşınım katsayısı "h", 5 W/m²K olarak değerlendirilmiştir.

Çevreye olan net ısı ışınımı ise

$$\dot{q}_{ışınım} = \epsilon_{dr} \cdot \sigma \cdot (T_y^4 - T_{gök}^4) \quad (4)$$

bağıntısı ile hesaplanır. Burada " ϵ_{dr} ", deri yüzeyinin yayılım katsayısı 0,95 alınabilir [14]. " σ " Stefan Boltzman sabiti 5,67.10⁻⁸ W/m²K⁴ değerindedir. Gök sıcaklığı " $T_{gök}$ ", yüzeye çevresinden gelen uzun dalga boylu radyasyonun eşdeğer sıcaklığıdır. Deniz seviyesine yakın kesimlerde ve nemli atmosferde ise çevre sıcaklığına yakın değerler almaktadır. Bu

çalışmada gök sıcaklığı, çevre sıcaklığından 5°C düşük kabul edilmiştir.

Çıplak deri yüzeyinden terleme ile olan ısı kaybı ise terin deri yüzeyindeki ıslatma miktarına, yüzeydeki ıslak terin sıcaklığına ve çevre havası içindeki su buharı kısmi basıncına ve deri yüzeyi ile çevre arasındaki ısı taşınım katsayısına bağlı olarak değişmektedir. Terleme ile olan ısı kaybının hesaplanmasında Scott ve Vance'nin [6] çalışmalarında kullanılan ve teknik notta ayrıntılı olarak açıklanan yöntem izlenmiştir. Buna göre $P_{y,buhar}$ ve $P_{\infty,buhar}$ sırasıyla yüzey ve çevre atmosferdeki buhar basınçlarını göstermek üzere, ıslak bir yüzeyden buharlaşma ile taşınan ısı miktarı, ısı ve kütle transferi arasında benzeşim kurularak;

$$\dot{q}_{buhar, maks} = 0,01494 \cdot h \cdot (P_{y,buhar} - P_{\infty,buhar}) \quad (5)$$

şeklinde hesaplanır. Islak yüzeydeki buhar basıncı doyma basıncına eşit olmaktadır. Çalışmanın kapsadığı 303 K - 313 K aralığında doyma basıncı için sayısal değerler kullanılarak aşağıdaki bağıntı türetilmiştir:

$$P_{doyma} = 0,000223 \cdot e^{0,0553T} \quad (6)$$

Bu çalışmada terleme ile olan ısı kaybı, yüzeyden olabilecek en çok buharlaşma miktarının 0,50'si kabul edilmiş ve ϕ çevre ortamın bağıl nem oranı olmak üzere terleme ile gerçekleşen ısı kaybı için;

$$\dot{q}_{terleme} = 8,329 \cdot 10^{-6} \cdot (e^{0,0553T_y} - \phi \cdot e^{0,0553T_\infty}) \quad (7)$$

ifadesi elde edilmiştir.

Deri dokusu yüzeyine doğru iletimle gerçekleşen ısı transferi; taşınım, ışınım ve terleme ile gerçekleşen ısı kayıplarının toplamına eşittir:

$$k \frac{dT}{dx} = \dot{q}_{terleme} + \dot{q}_{taşınım} + \dot{q}_{ışınım} \quad (8)$$

Cilt dokusunun altında bulunan kas tabakası alt yüzey sıcaklığı ise atardamardan kan geliş sıcaklığına eşit alınmıştır.

$$T = T_{atr} \quad (9)$$

Sınır koşullarının sayısal çözümlemeye kullanılan değerleri Tablo 2'de toplu olarak verilmiştir.

Tablo 2. Sınır Koşulu Bağıntılarında Kullanılan Parametrelerin Sayısal Değerleri

T_∞	$T_{gök}$	T_{atr}	$\dot{q}_{güneş}$	ϕ	$\alpha_{güneş}$	ϵ_{dr}
308 K	303 K	310 K	900 W/m ²	0,5	0,90	0,95

2.4 Sıcaklığa Bağlı Doku Hasarı

44°C ve üzerindeki sıcaklıklarda dokularda sıcaklığa bağlı hasar başlamaktadır. Bu çalışmada hasar oranı, Henriques ve Moritz tarafından geliştirilmiş olan ve literatürde yaygın şekilde kullanılan [8, 9] enerji absorpsiyonu yöntemi ile belirlenmiştir. Buna göre, bir t süresinde gelişen ısı hasar fonksiyonu Arrhenius yaklaşımı kullanılarak hesaplanır:

$$\Omega = \int_0^t A \cdot \exp\left(-\frac{\Delta E}{RT}\right) dt \quad (T > 317 \text{ K}) \quad (10)$$

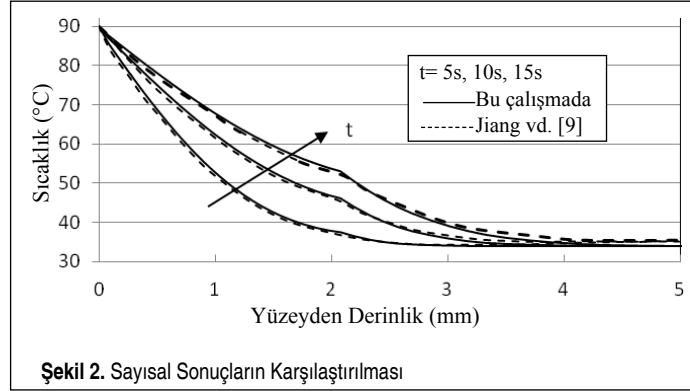
Burada Ω , ısı hasar fonksiyonunu; R, evrensel gaz sabitini; T, dokunun sıcaklığını (K) göstermektedir. Frekans faktörü $A=3,1 \cdot 10^{98} \text{ s}^{-1}$, aktivasyon enerjisi $\Delta E=6,27 \cdot 10^{98} \text{ J/kmol}$ alınmıştır. Hasar fonksiyonunun 0,53 değerini aşması halinde 1. derece, 1 değerini aşması halinde 2. derece ve 10 000 değerini aşması halinde 3. derece yanık kabul edilir. Dokudaki hasar oranının (kolagen yapının bozulma oranı) hesaplanması için ise aşağıdaki bağıntı verilmiştir [15, 16].

$$\theta_d = 1 - e^{-\Omega} \quad (11)$$

3. SAYISAL MODEL VE DOĞRULAMA

Yukarıda tanımlanan algoritma, COMSOL Multiphysics yazılımına aktarılmıştır. Bu yazılım, ısı problemlerinin sonlu elemanlar yöntemi ile sayısal çözümü için geliştirilmiş bir program paketidir. Programda epidermis, dermis, yağ tabakası ve kas tabakasının kalınlıkları ve biyo-ısı özellikleri sırasıyla tanımlanmış, başlangıç şartı ve alt ve üst yüzeylere ait sınır şartları girilmiştir. Ağ yapısı ancak 2 veya 3 boyutlu olarak tanımlanabildiği için, model programa 2B olarak girilmiş ve sol ve sağ yüzeylerde yalıtım sınır koşulu uygulanarak sonuçlar, derinin yüzeyinden itibaren alta doğru tek yönlü olarak elde edilmiştir. Normal ağ yapısı seçilerek 901 üçgensel elemanın ve çok ince ağ yapısı seçilerek 6252 üçgensel elemanın kullanıldığı aynı sınır şartları altındaki iki ayrı yapı için sıcaklık dağılımları hesaplanmış ve sıcaklıklar arasındaki maksimum sapmanın 0,05°C altında kaldığı görülmüştür.

Diğer yandan, kullanılan modele Jiang ve arkadaşlarının [9] çalışmasındaki biyo-ısı özellik ve sınır şartları uygulanarak sayısal sonuçlar karşılaştırılmıştır. Söz konusu çalışmada, Pennes modeli uygulanarak deri dokusunun başlangıç sıcaklık dağılımı hesaplanmış, daha sonra ise dış yüzey 15 s süre ile 90°C sıcak levha ile temas ettirilerek doku içindeki sıcaklık dağılımının ve hasar oranının zamana bağlı değişimi hesaplanmıştır. Bu amaçla, tabakaların ısı özellikleri göz önüne alınarak 1B sonlu fark denklemleri yazılmış ve elde edilen matris, üç-köşgenli matris algoritması (TDMA) yaklaşımı kullanılarak çözümlenmiştir. Jiang ve arkadaşları tarafından verilen sıcaklık dağılımı, aynı problemin COMSOL Multiph-



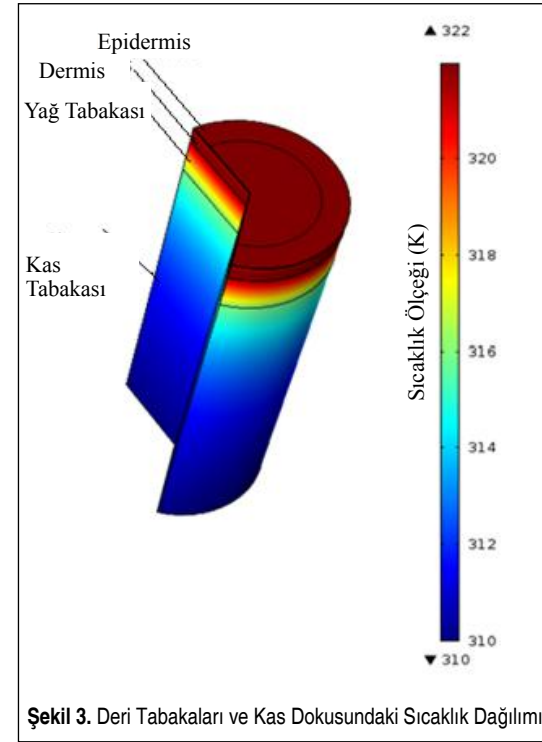
Şekil 2. Sayısal Sonuçların Karşılaştırılması

ysics yazılımı kullanılarak hesaplanan sayısal sonuçları ile karşılaştırılmıştır (Şekil 2). Görüldüğü gibi, elde edilen sayısal sonuçlar birbirleri ile uyumludur.

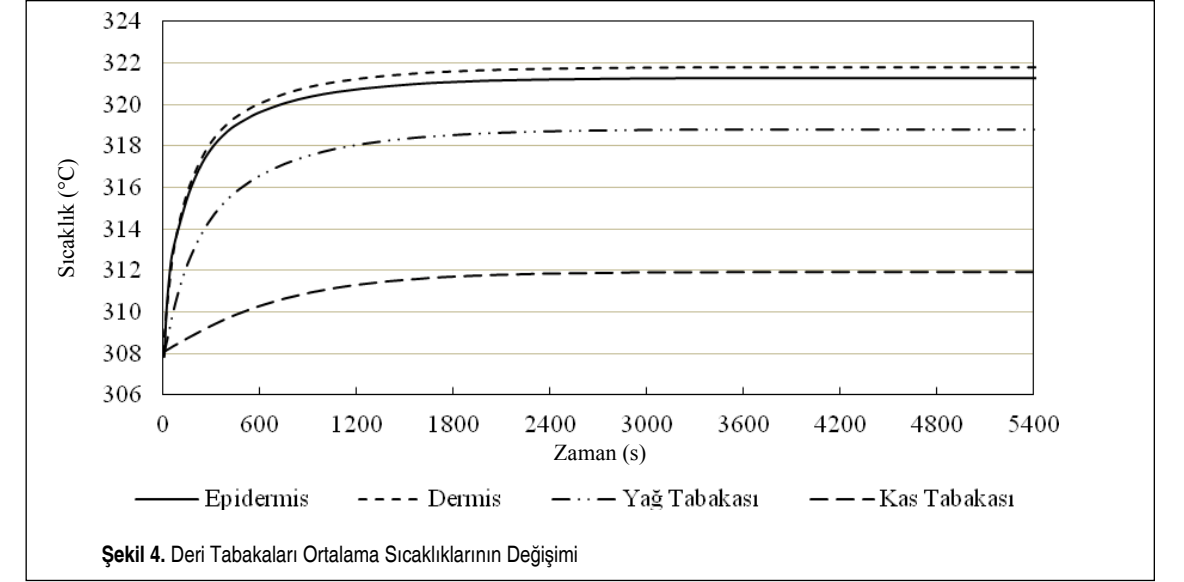
4. SAYISAL SONUÇLAR

Sayısal çözümleme, tüm tabakaların başlangıçta 308 K sıcaklıkta olduğu kabul edilmiş ve güneş ışınımı etkisi altındaki zamana bağlı sıcaklık değişimi hesaplanmıştır. Çalışma süresi olarak seçilen 5400 s sonundaki sıcaklık dağılımı Şekil 3'te grafik olarak gösterilmiştir. Görüldüğü gibi, güneş ışınımı emiliminin etkisiyle dermis tabakasındaki sıcaklık 321 K'e kadar yükselmiştir.

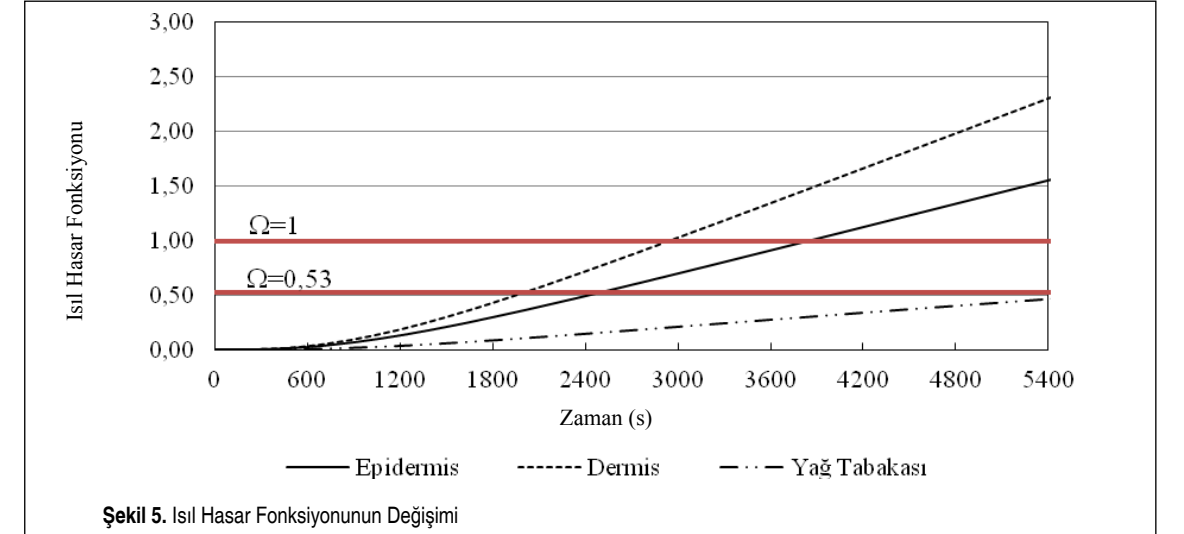
Kullanılan COMSOL Multiphysics yazılımı, bir sayısal ortalama işlemi yaparak her bir tabakanın ayrı ayrı ortalama sıcaklığını hesaplamaktadır. Buna göre, her bir tabakanın ortalama sıcaklığının zamana değişimi Şekil 4'te verilmiştir.



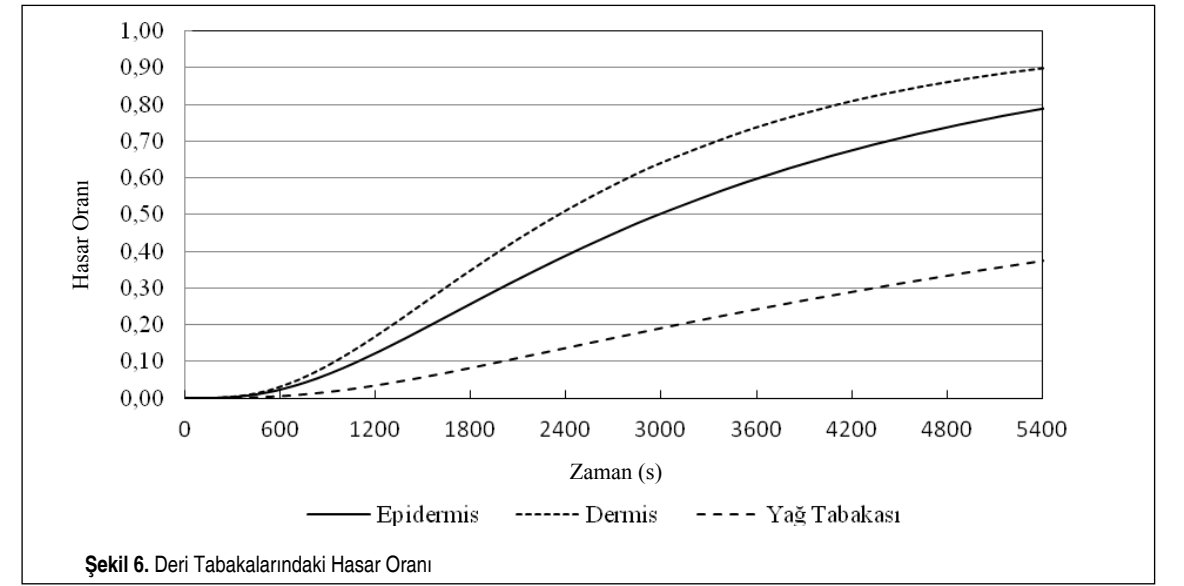
Şekil 3. Deri Tabakaları ve Kas Dokusundaki Sıcaklık Dağılımı



Şekil 4. Deri Tabakaları Ortalama Sıcaklıklarının Değişimi



Şekil 5. Isıl Hasar Fonksiyonunun Değişimi



Şekil 6. Deri Tabakalarındaki Hasar Oranı

Görüldüğü gibi, tabakaların ortalama sıcaklığı yaklaşık 3000 saniyenin sonunda sabit bir değere ulaşmaktadır. Başlangıç zamanında tüm tabakalarda 308 K kabul edilen sıcaklık, epidermis, dermis, yağ tabakası ve kas dokusunda, sırasıyla 321,28 K, 321,79 K, 318,86 K ve 312,1 K'e kadar yükselmiştir. Epidermis tabakasının atmosfere açık olmasından ve güneş ışınlarının epidermis tabakasından geçerek dermis içinde soğurulması kabulünden dolayı sıcaklık, dermis tabakasına göre biraz daha düşük hesaplanmıştır.

44 °C (317 K) ve üzerindeki sıcaklıklarda doku hücrelerinde hasar oluşumu başlamaktadır. Sıcaklığın en yüksek olduğu dermis tabakasındaki ısı hasar fonksiyonu 2000 s'de 1. dereceden yanığın başlangıcı kabul edilen 0,53 değerine, 3000 s'de ise 2. derecede yanık başlangıcı kabul edilen 1 değerine ulaşmıştır (Şekil 5). Isıl hasar fonksiyonuna bağlı olarak hesaplanan doku hasar oranlarının değişimi ise Şekil 6'da verilmiştir. Yüzeyin, güneşin altında 5400 saniye kaldığı düşünülerek yapılan hesaplamalarda dermis tabakasındaki hasar oranı %90'a, epidermis tabakasındaki %80'e, yağ tabakasındaki hasar oranı ise %30'a kadar yükselmiştir. Kas tabakasındaki hasar fonksiyonu ve buna bağlı hasar oranı "0" değerinde kaldığı için burada gösterilmemiştir.

5. SONUÇ

Deri yüzeyine gelen güneş ışınlarının bir kısmı deri dokusu içerisinde emilirken, bir kısmı da yansıma olarak geri dönmekte ve yüzeyden çevreye taşınım, ışınım ve terleme yoluyla ısı uzaklaştırılmaktadır. Alt yüzey ise vücut iç sıcaklığı etkisi altında olup, deri tabakalarında metabolik ısı üretimi ve kan dolaşımı mevcuttur. Çalışmada, deri yüzeyine gelen ışınımın epidermis ve dermis tabakalarında homojen olarak emildiği kabul edilmiş ve geometri ve fiziksel koşullar COM-SOL Multiphysics programında modellenerek ısıl çözümleme gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sıcaklık dağılımına bağlı olarak hasar oranı hesaplanmıştır. Çalışmanın önemli sonuçları aşağıda sıralanmıştır:

- Çevre sıcaklığının 308 K (35°C) alındığı bir ortamda, deri sıcaklığı güneş ışınımına bağlı olarak 321 K'e (48°C) kadar yükselmektedir.
- En yüksek sıcaklık dermis tabakasında görülmüştür.
- 3000 saniye sonunda sıcaklığın kararlı duruma geldiği görülmüştür.
- Sıcaklığın en yüksek olduğu dermis ve epidermis tabakalarında yaklaşık yarım saat sonra 1. derecede, bir saat sonra ise 2. derecede yanık oluşumu başlamaktadır.
- Dermis ve epidermis tabakalarında 5400 s sonundaki hasar

oranı %80 değerini aşmıştır.

İleriki bir çalışmada, deri dokusu içindeki su difüzyonu ve yüzeydeki terlemenin fizyolojik etkilere bağlılığı da göz önüne alınarak daha detaylı bir biyo-ısı modeli geliştirilmesi planlanmaktadır.

SEMBOLLER

- A : Frekans faktörü
 C : Özgül ısı (J/kg·K)
 h : Isı taşınım katsayısı (W/m²K)
 k : Isı iletim katsayısı (W/m·K)
 L : Kalınlık (m)
 m[•] : Kütle transferi (kg/m²-s)
 P : Basınç (Pa)
 Q̇ : Isı üretimi (W/m³)
 q[•] : Isı transferi (W/m²)
 R : Evrensel gaz sabiti (J/kmol·K)
 T : Sıcaklık (K)

Yunan Harfleri

- ΔE : Aktivasyon enerjisi (J/kmol)
 ε : Isıl ışınım yayma oranı
 ρ : Yoğunluk (kg/m³)
 σ : Stefan–Boltzmann sabiti (W/m²K⁴).
 α : Isıl ışınım yutma oranı
 φ : Çevre ortamın bağıl nem oranı
 ω̇ : Perfüzyon hızı (s⁻¹)
 Ω : Isıl hasar fonksiyonu
 θ_d : Hasar oranı

Alt İndeks

- Atr : Atardamardaki kan
 Buhar : Su buharı
 d : Doku
 dr : Deri
 kn : Kan
 y : Yüzey
 ∞ : Çevre

EK: TEKNİK NOT

Hava-su buharı sistemlerinde buharlaşma hızının çıkarımı, h_m kütle transfer katsayısı ve ρ_y ve ρ_∞ sırasıyla, ıslak yüzey ve çevre havasındaki su buharı yoğunlukları olmak üzere çevre havasına su buharı taşınım hızı;

$$m^{\bullet}_{\text{buhar}} = h_m \cdot (\rho_{y,\text{buhar}} - \rho_{\infty,\text{buhar}}) \quad (\text{Ek1})$$

bağıntısı ile verilir [14]. Hava-su buharı sistemlerinde Lewis sayısı "1" alınarak kütle ve ısı transfer katsayılarının oranı için $h_m/h = 1/(\rho_{\text{hava}} \cdot c_{p,\text{hava}})$ yazılır. Transfer ortamındaki hava ve su buharı için ideal gaz bağıntılarının kullanılması ile su buharının taşınım hızı, yüzeydeki ve hava ortamındaki buhar basıncına bağlı olarak aşağıdaki şekilde ifade edilebilir:

$$m^{\bullet}_{\text{buhar}} = h \cdot \left(\frac{P_{y,\text{buhar}}}{T_y} - \frac{P_{\infty,\text{buhar}}}{T_{\infty}} \right) \cdot \frac{R_{\text{hava}} \cdot T_{\infty}}{R_{\text{buhar}} \cdot c_{p,\text{hava}} \cdot P_{\text{hava}}} \quad (\text{Ek2})$$

Buharlaşma hızının gizli ısı h_{fg} ile çarpılması ile ısı transferi hızı hesaplanır:

$$q^{\bullet}_{\text{buharlaşma}} = h_{fg} \cdot m^{\bullet}_{\text{buhar}} \quad (\text{Ek3})$$

Yüzey ve havanın sıcaklıkları yaklaşık aynı ve $T_{\infty}/T_y \cong 1$ kabul edilerek ve havanın özgül ısı $c_{p,\text{hava}} = 1005 \text{ J/(kg·K)}$, hava basıncı $P_{\text{hava}} = 1 \cdot 10^5 \text{ Pa}$, suyun 308 K sıcaklıktaki buharlaşma gizli ısı $h_{fg} = 2419 \cdot 10^3 \text{ J/kg}$ alınarak ve hava ve su buharı için gaz sabitleri yerine konularak, ıslak yüzeyden buharlaşma ile uzaklaşan ısı miktarı için;

$$q^{\bullet}_{\text{buharlaşma}} = 1494 \cdot 10^{-5} \cdot h \cdot (P_y - P_{\infty}) \quad (\text{Ek4})$$

bağıntısı elde edilir.

KAYNAKÇA

1. Deng, Z. S., Liu, J. 2013. "Analytical Study on Bioheat Transfer Problems with Spatial or Transient Heating on Skin Surface or Inside Biological Bodies," ASME Journal of Biomechanical Engineering, vol. 124, p. 638-649.
2. Shih, T. C., Yuan, P., Lin, W. L., Kou, H. S. 2007. "Analytical Analysis of the Pennes Bioheat Transfer Equation with Sinusoidal Heat Flux Condition on Skin Surface," Medical Engineering & Physics, vol. 29, p. 946-953.
3. Yuan, P., Liu, H. E., Chen, C. W., Kou, H. S. 2008. "Temperature Response in Biological Tissue by Alternating Heating and Cooling Modalities with Sinusoidal Temperature Oscillation on the Skin," International Communications in Heat and

Mass Transfer, vol. 35, p. 1091-1096.

4. Liu, J., Chen, X., Xu, L. X. 1999. "New Thermal Wave Aspects on Burn Evaluation of Skin Subjected to Instantaneous Heating," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 46 (4), p. 420-428.
5. Diller, K. R., Hayes, L. J. 1983. "A Finite Element Model of Burn Injury in Blood-Perfused Skin," ASME Journal of Biomechanical Engineering, vol. 105, p. 300-307.
6. Scott, B. W., Vance, A. S. 1988. "A Tissue Heat Transfer Model for Relating Dynamic Skin Temperature Changes to Physiological Parameters," Phys. Med. Biol., vol. 33 (8), p. 895-912.
7. Ng, E., Chua, L. 2002. "Prediction of Skin Burn Injury: Part 1. Numerical Modeling," J Eng. Med., vol. 216, p.157-170.
8. Ng, E., Chua, L. 2002. "Prediction of Skin Burn Injury. Part 2: Parametric and Sensitivity Analysis," Journal of Eng. Med., vol. 216, p.171-183.
9. Jiang, S. C, Ma, N., Li, H. J., Zhang, X. X. 2002. "Effects of Thermal Properties And Geometrical Dimensions on Skin Burn Injuries," Burns, vol. 28, p. 713-717.
10. Deng, Z. S., Liu, J. 2004. "Mathematical Modeling of Temperature Mapping Over Skin Surface and its Implementation in Thermal Disease Diagnostics," Computers in Biology and Medicine, vol. 34, p. 495-521.
11. Fu, M., Weng, W., Yuan, H. 2014. "Numerical Simulation of the Effects of Blood Perfusion, Water Diffusion, and Vaporization on the Skin Temperature and Burn Injuries," Numerical Heat Transfer, Part A: Applications, vol. 65 (12), p. 1187-1203.
12. Aijaz, M., Khanday, M. A. 2016. "Temperature Distribution and Thermal Damage of Peripheral Tissue in Human Limbs During Heat Stress: A Mathematical Model," Journal of Mechanics in Medicine and Biology, vol. 16, p. 1-17.
13. Anderson, R., R. Parrish, J. A. 1981. "The Optics of Human Skin," Journal of Investigative Dermatology, vol. 77, p. 13-19.
14. Incropera, F. P., Dewitt, D. P. 1996. Fundamentals of Heat Transfer, Wiley & Sons, USA, 4th Edition, p. 284-332.
15. Diller, K. R., Pearce, J. A. 1999. "Issues in Modeling Thermal Alterations in Tissues," Annals New York Academy of Sciences, vol. 888, p.153-164.
16. Xu, F., Lu, T. 2011. Introduction to Skin Biothermomechanics and Thermal Pain, Springer, Heidelberg-Dordrecht-London-New York, p. 42-57.