



# Mikrodalga Isıtıcı Kullanılarak Koaksiyel Yuvalı Anten ile Doku Isıtılmasının Nümerik İncelenmesi

Burak Türkan\*

Bursa Uludağ Üniversitesi, Gemlik Asım Kocabıyık MYO, Makine Bölümü, Gemlik, 16600, Bursa/TÜRKİYE (ORCID No: 0000-0002-4019-7835)  
[burakt@uludag.edu.tr](mailto:burakt@uludag.edu.tr)

(2nd International Conference on Engineering and Applied Natural Sciences ICEANS 2022, October 15 - 18, 2022)

(DOI: 10.31590/ejosat.1186519)

**ATIF/REFERENCE:** Turkan, B. (2022). Mikrodalga Isıtıcı Kullanılarak Koaksiyel Yuvalı Anten ile Doku Isıtılmasının Nümerik İncelenmesi. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi*, (42), 140-145.

## Öz

Hipertermik onkolojide tümöre genellikle kemoterapi veya radyoterapi ile kombinasyon halinde lokalize ısıtma uygulanarak hastalık tedavi edilir. Tümöre ince bir mikrodalga antenin yerleştirildiği kısımdan ısıtma sağlanır. Burada kanser hücrelerinin öldürüldüğü pıhtılaşmış bir bölge üretilir. Yapılan bu çalışmada mikrodalga etkisi altında dokunun sıcaklık değişimi, doku deformasyonu ve özgül absorpsiyon oranı (SAR) hesaplanmıştır. 2.45 GHz frekansında koaksiyel yuvalı anten ile karaciğer dokusu modellenerek Comsol programında nümerik olarak çözüm yapılmıştır. Farklı mikrodalga güçleri (10-20-30W) alınarak 2-4 ve 6 dakika sonrasına ait dokunun sonuç simülasyonları elde edilmiştir. Elde edilen sonuçların literatür bilgileri ile uyumlu olduğu görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Mikrodalga ısıtma, Özgül soğrulma oranı, Mikrodalga hipertermi, Comsol.

## Numerical Investigation of Tissue Heating with Coaxial Slot Antenna Using Microwave Heater

### Abstract

In hyperthermic oncology, the disease is treated by applying localized heating to the tumor, usually in combination with chemotherapy or radiotherapy. Heating is provided to the tumor from the part where a thin microwave antenna is placed. Here, a coagulated area is produced where cancer cells are killed. In this study, the temperature change, tissue deformation and specific absorption rate (SAR) of the tissue under the microwave effect were calculated. The liver tissue was modeled with a coaxial slot antenna at a frequency of 2.45 GHz and a numerical solution was made in the Comsol program. Result simulations of tissue after 2-4 and 6 minutes were obtained by taking different microwave powers (10-20-30W). It has been seen that the results obtained are compatible with the literature information.

**Keywords:** Microwave heating, Specific absorption rate (SAR), Microwave Hyperthermia, Comsol.

\* Sorumlu Yazar: [burakt@uludag.edu.tr](mailto:burakt@uludag.edu.tr)

## 1. Giriş

Son yıllarda kanser tedavisinde kullanılan mikrodalga ile hipertermi konusu önem kazanmıştır. Mikrodalga ile tedavide mikrodalga osilatörünün elektromanyetik enerjisine maruz kalan anten kullanılmaktadır (Jiao vd., 2012). Hipertermik onkolojide kanser, genellikle kemoterapi veya radyoterapi ile kombinasyon halinde tümör dokusuna lokalize ısıtma uygulanarak tedavi edilmektedir. Derin yerleşimli tümörlerin çevreleyen dokuya zarar vermeden seçici olarak ısıtılmasıyla ilgili zorluklardan bazıları, ısıtma gücünün ve mekansal dağılımın kontrolü, sıcaklık sensörlerinin tasarımı ve yerleştirilmesidir. Olası ısıtma teknikleri arasında, RF (radyo frekans) ve mikrodalga ısıtma klinik araştırmacıların büyük ilgisini çekmiştir. Mikrodalga pıhtılaşma tedavisi, tümöre ince bir mikrodalga antenini yerleştirildiği tekniklerden biridir. Mikrodalga ile tümör ısıtılır, 50°C'nin üzerindeki sıcaklığa ulaşılan ve kanser hücrelerinin etkin bir şekilde yok edildiği bir pıhtılaşma bölgesi üretilir (Wongtrairat vd., 2011).

Son yıllarda, mikrodalga ısıtıcıların çeşitli tıbbi uygulamaları geniş çapta araştırılmaktadır. 2.45 GHz ve 915 GHz frekanslarında bir deneyde kullanılan "Cap-choke anten" adlı yeni anten önerilmiştir (Pisa vd., 2001; Hurter vd., 1991). Frekans yansıma katsayısı ve doku içindeki SAR değeri bu antenlerin performansları için önemlidir. Çalışma frekansı genellikle ISM bandına ayrılmış frekanslardan biri olan 2.45 GHz dir (Jesus ve Rubio, 2011).

Hurter vd., (1991) bilgisayar simülasyonunu kullanarak "üç eksenli kısıklı dipol anten" adı verilen yeni bir anten tasarımını araştırdılar ve bunun dipol antenden daha yüksek SAR değerlerine sahip olduğunu ve yerleştirme derinliğinin etkisini azaltmaya yardımcı olduğunu keşfettiler.

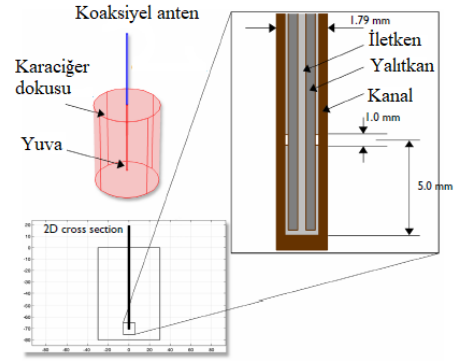
Mikrodalga (MW) ablasyon yöntemi, kanseri tedavi etmek için başka bir alternatiftir ve hastalar için yeni bir tedavi seçeneği olarak ortaya çıkmıştır (Wright vd., 2005). RF ablasyonuna benzer şekilde, MW akımı tipik olarak seçici hedeflenen alanlara Joule ısı üretilmesine neden olan bir anten aracılığıyla kanser dokularına iletilir. Bununla birlikte, RF probundan aktif doku ısıtma bölgesi, elektrotu çevreleyen birkaç milimetre ile sınırlıdır. Bu ablasyon bölgesinin geri kalanı termal iletim yoluyla ısıtılmaktadır (Vogl vd., 2008).

Nümerik simülasyon, yeni varsayımsal tasarımları değerlendirmek için hızlı ve ekonomik bir yol sunduğundan, RF ve MW ablasyonu çalışmalarında yaygın olarak kullanılmaktadır (Berjano ve Hornero, 2004). Bununla birlikte, MW hepatik ablasyon için önceki tüm sonlu eleman analizleri iki boyutta gerçekleştirilmiştir (Yang vd., 2006). Kabiri ve Rezaei (2022) çalışmalarında karaciğer kanseri tedavisinde mikrodalga alan ışınlanması ve lazer emisyonunu kullanmışlardır. Hipertermi tedavisi için 50s ısıtma süresini esas almışlardır. Mikrodalga anten ile tümörün tamamının yok edilebileceğini göstermişlerdir.

Bu çalışmada, mikrodalga gücü değiştirerek koaksiyel yuvalı antenin karaciğer dokusu üzerindeki sıcaklık değişimi, SAR etkisi ve doku deformasyonu Comsol programında nümerik olarak incelenmiştir. Farklı mikrodalga güçlerinin doku üzerindeki etkisi 2, 4 ve 6 dakikalık süreler için araştırılmıştır. Sonuçlar görsel olarak sunulmuştur.

## 2. Materyal ve Metot

Şekil 1 anten geometrisini göstermektedir. Halka şeklinde ince bir koaksiyel kablodan oluşur. 1 mm'lik yarı, kısa devreli uçtan 5 mm dış iletken üzerinde kesilir. Hijyenik amaçlar için, anten PTFE'den (politetrafloroetilen) yapılmış bir kılıf (kateter) içine yerleştirilmiştir. Geometrik bilgiler ve materyal bilgisi Çizelge 1'de verilmiştir.

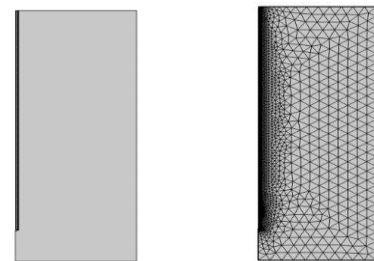


Şekil 1. Mikrodalga pıhtılaşma tedavisi için anten geometrisi

Çizelge 1. Koaksiyel antenin geometrik boyutları ve materyal özellikleri (Jiao vd., 2012)

Özellik	Değer
Merkezi iletkenin çapı	0,29mm
Dış iletkenin iç çapı	0,94mm
Dış iletkenin dış çapı	1,19mm
Kanal çapı	1,79mm
Karaciğer dokusu elektriksel iletkenliği	1.69 (S/m)
Karaciğer dokusu ısı iletkenliği	0.512 (W/m·K)
Karaciğer dokusu yoğunluğu	1060 (kg/m <sup>3</sup> )
Karaciğer dokusu özgül ısı	3,60 × 10 <sup>3</sup> (J/kg·K)
Kan yoğunluğu	1000 (kg/m <sup>3</sup> )
Kan özgül ısı	4.18 × 10 <sup>3</sup> (J/kg·K)
Kan başlangıç sıcaklığı	37°C

Öncelikle ağdan bağımsızlık çalışması yapılmıştır. Sonuç değerlerinin %1 hassasiyeti esas alınmıştır. Ağ sayısı 3858 seçilmiştir. Matematiksel ifadeler Comsol programı (Comsol Multiphysics 5.3, 2017) kullanılarak çözülmüştür. Analizde çözüm kolaylığı olması için silindirik malzemenin dönme simetrisinden dolayı 2 boyutlu model kullanılmıştır.



Şekil 2. Model geometrisi ve ağ yapısı

## 2.1. Teorik Analiz

Süreye bağlı olarak ısı transferi denklemi aşağıdaki gibi yazılabilir;

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b w_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (1)$$

Burada  $k$  karaciğerin ısı iletkenlik katsayısı (W/mK),  $\rho_b$  kan yoğunluğu (kg/m<sup>3</sup>),  $C_b$  kanın özgül ısısı (j/kgK),  $T_b$  kanın sıcaklığı (K),  $Q_{met}$  metabolizmanın ısı kaynağı (W/m<sup>3</sup>),  $Q_{ext}$  dış ısı kaynağı (W/m<sup>3</sup>) dir.

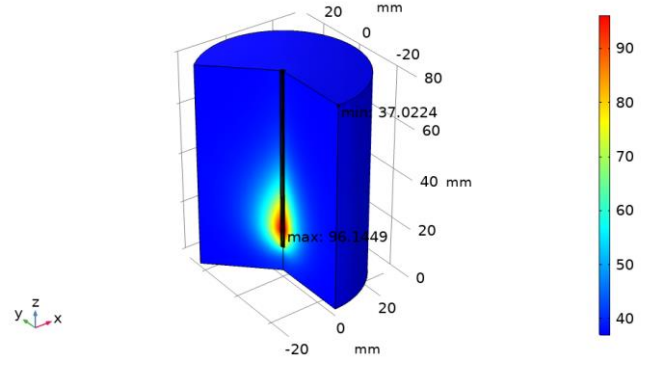
Isı transferi denkleminde ek olarak dokuda meydana gelen deformasyonu hesaplamak için Arrhenius denklemi kullanılmaktadır.

$$\frac{\partial \alpha}{\partial t} = A \exp \quad (2)$$

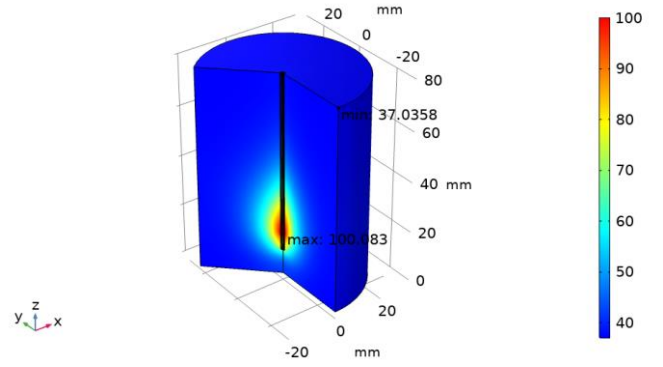
Burada  $A$  frekans faktörü (s<sup>-1</sup>),  $\Delta E$  aktivasyon enerjisi (J/mol) (Jiao vd., 2012).

## 3. Araştırma Sonuçları ve Tartışma

Koaksiyel yuvalı anten ile farklı mikrodalga güçleri kullanılarak 2-4 ve 6 dakikalık sürede karaciğer dokusu üzerindeki sıcaklık dağılımı Şekil 3-6 ve 9'da verilmiştir. 10 W-20 W ve 30 W'lık mikrodalga güçlerinde doku içerisindeki sıcaklık değerinin 6 dakika sonra sırası ile 100.08°C, 162.79°C ve 225.35°C'ye ulaştığı görülmüştür. Isıtma gücündeki artış ile doğru orantılı olarak sıcaklık değerlerinde de artış tespit edilmiştir. Sıcaklık değerinin anten kısmına yakın yerde maksimum olduğu, yüzeye doğru ise 37°C'ye yakın olduğu görülmektedir. Burada kan akışından dolayı vücut sıcaklığı düşük kalmaktadır. 10W-20W ve 30W için Şekil 4-7 ve 10'da 2-4 ve 6 dakika sonraki nekrotik (ölü) dokunun değişimi sonuçları verilmiştir. Şekil 4c de 6 dakika sonra ölü dokunun 20mm çapındaki bir alan olduğu görülmektedir. Şekil 7'de ise bu durum yaklaşık olarak iki katı alana etki ettiği söylenebilir. Isı artışı ile sürenin doku içerisindeki deformasyonda önemli bir özellik olduğu tespit edilmiştir.

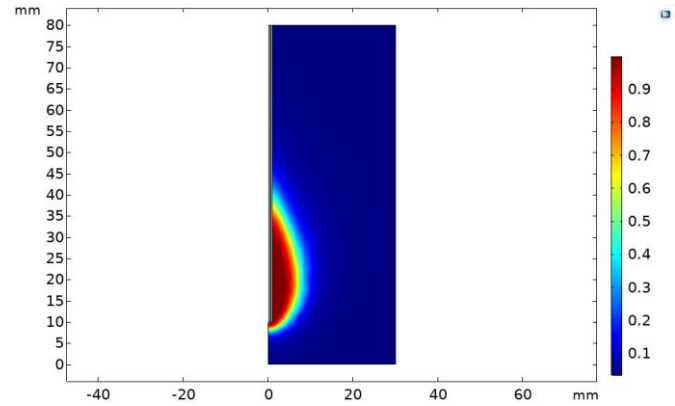


(b)

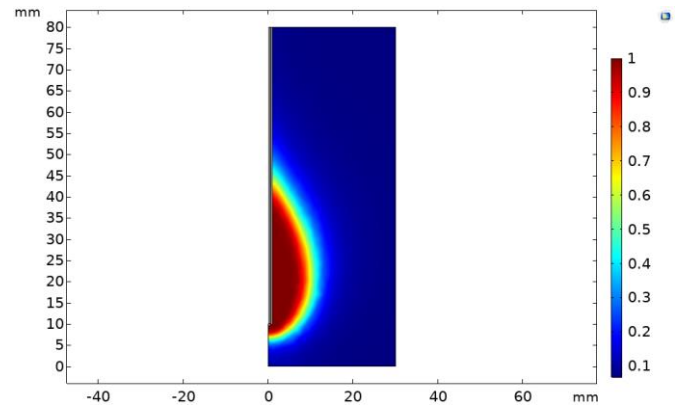


(c)

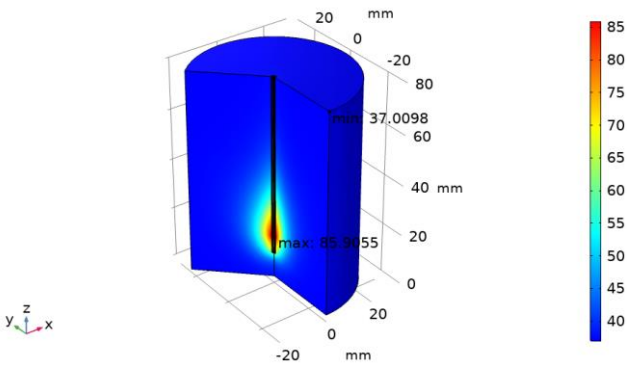
Şekil 3. 10W mikrodalga gücünde doku örneğinin (a)2-(b)4 ve (c)6 dakika sonraki sıcaklık dağılımları



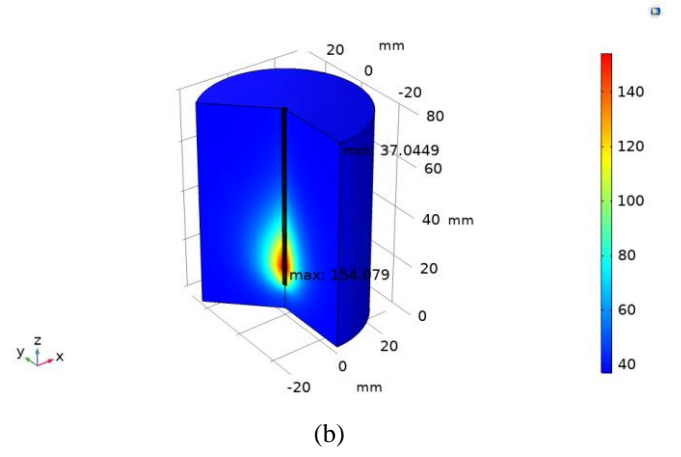
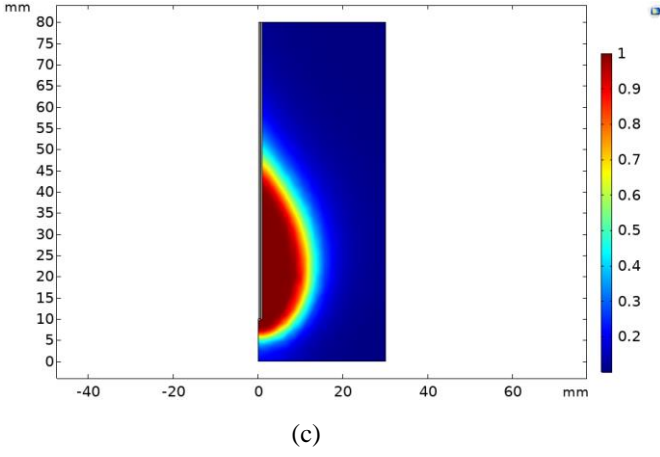
(a)



(b)

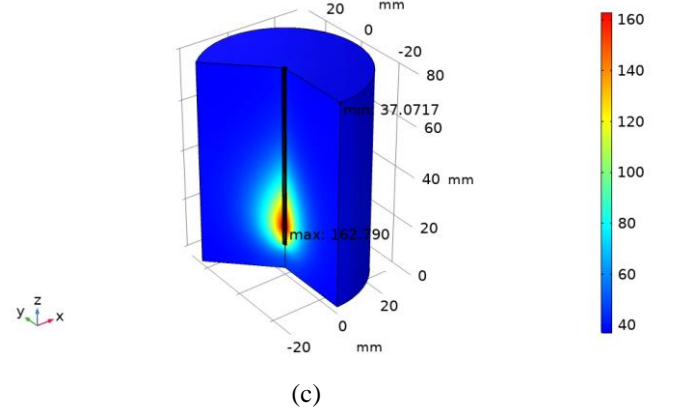


(a)

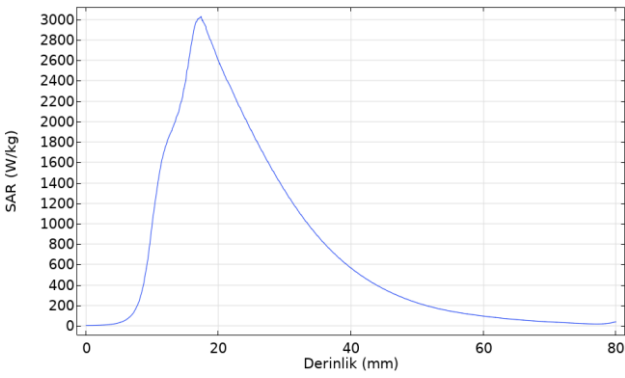


Şekil 4. 10 W mikrodalga gücünde (a)2-(b)4-(c)6 dakika sonraki nekrotik (ölü) doku

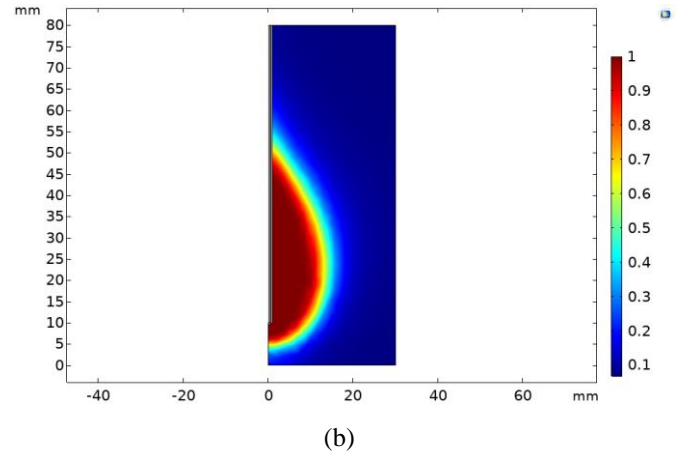
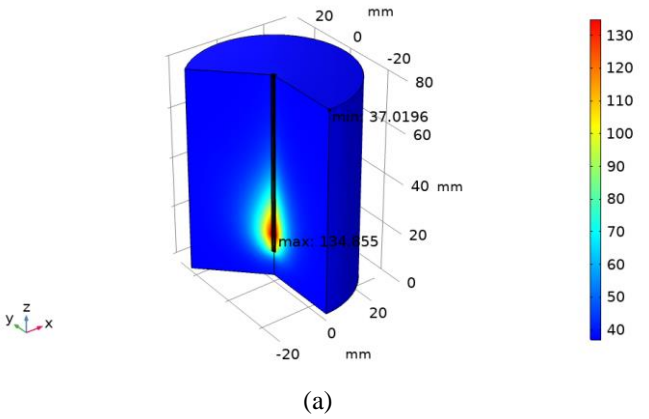
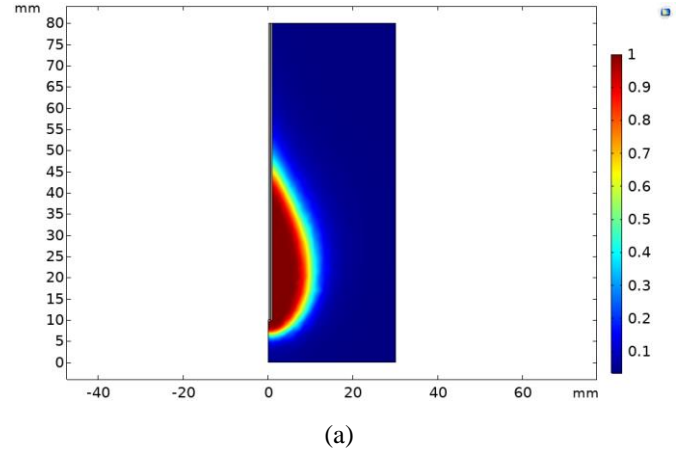
Şekil 5-8 ve 11'de 3 farklı mikrodalga gücünde anten ekseninden 2.5mm uzaklıkta ölçülen SAR değerleri verilmiştir. Koaksiyel yuvalı antende, en yüksek olanı antenin tepesine, diğer ikisi anten yuvasına karşılık gelen üç tepe noktası vardır. Bu nedenle, radyasyon koaksiyel yuva, anten yuvasında en zayıf ve antenin üstünde en güçlüdür. Gerçek termoterapide, en iyi ısıtma etkisini elde etmek için antenin en güçlü radyasyon noktasını tümör dokusunun ortasına denk getirilmesi gerekmektedir. Elde edilen sonuçların literatürde verilen veriler ile uyumlu olduğu görülmüştür (Saito vd., 2001).

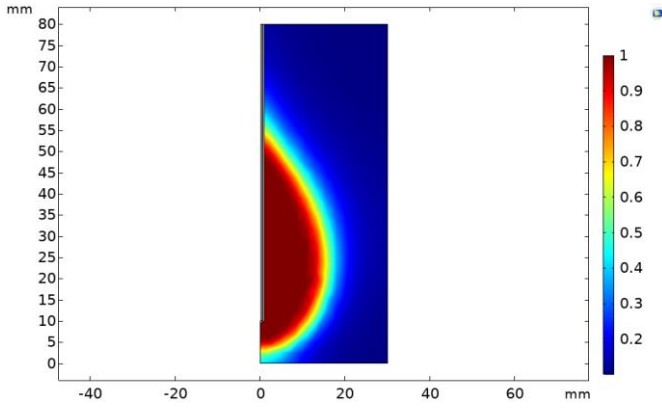


Şekil 6. 20W mikrodalga gücünde (a)2-(b)4-(c)6 dakika sonraki sıcaklık dağılımları



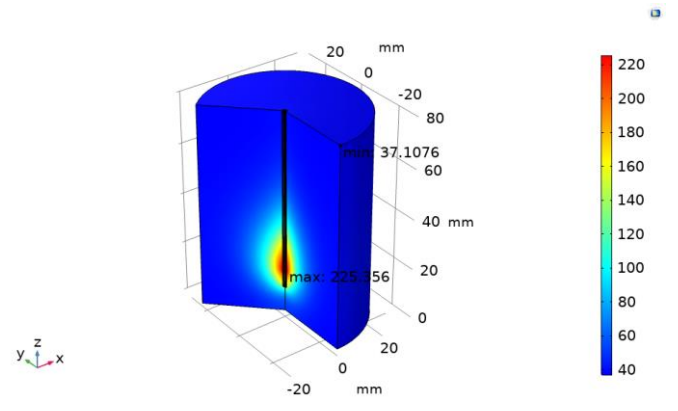
Şekil 5. 10 W mikrodalga gücünde ölçülen SAR değeri





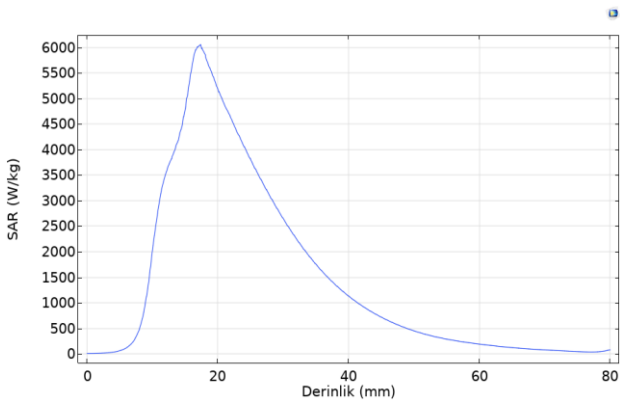
(c)

Şekil 7. 20 W mikrodalga gücünde (a)2-(b)4-(c)6 dakika sonraki nekrotik (ölü) doku

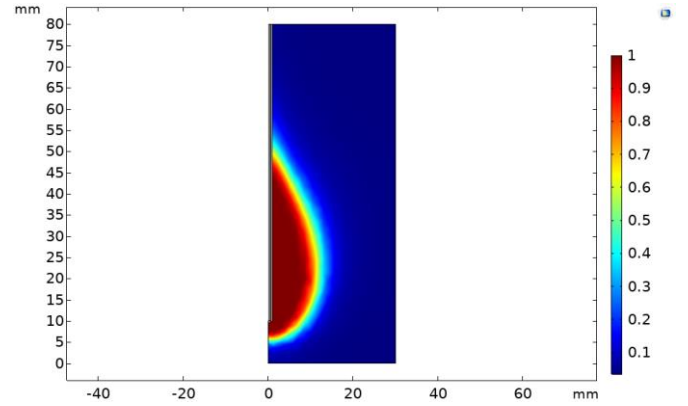


(c)

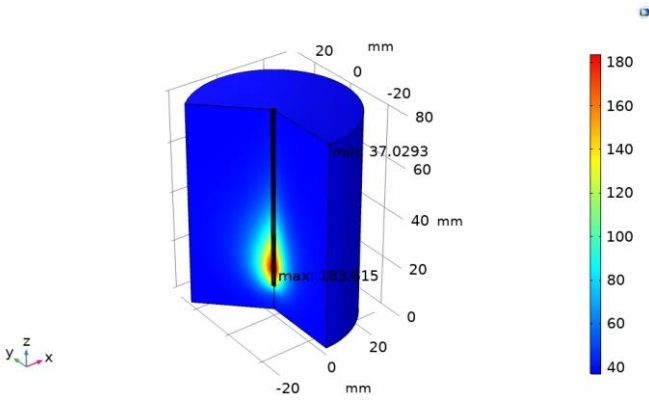
Şekil 9. 30W mikrodalga gücünde (a)2-(b)4-(c)6 dakika sonraki sıcaklık dağılımları



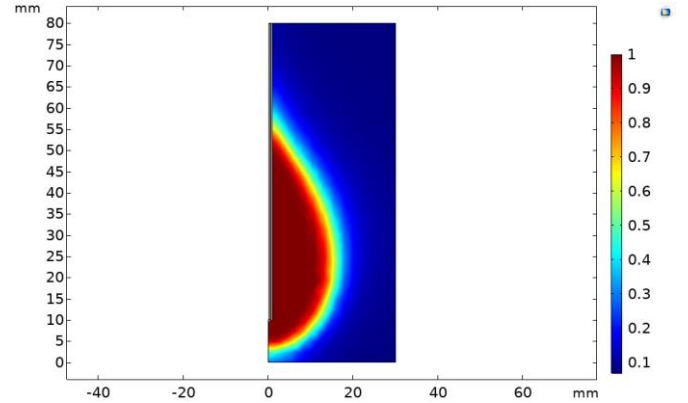
Şekil 8. 20 W mikrodalga gücünde ölçülen SAR değeri



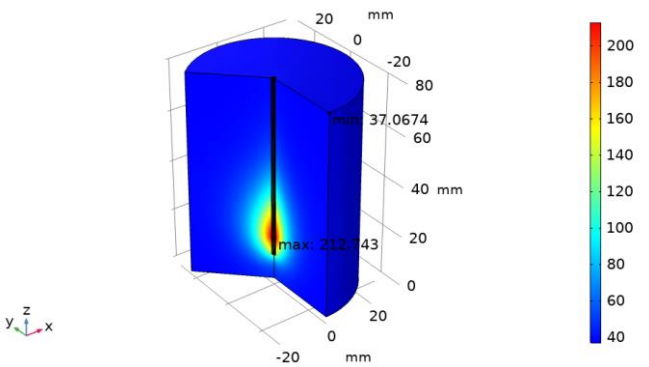
(a)



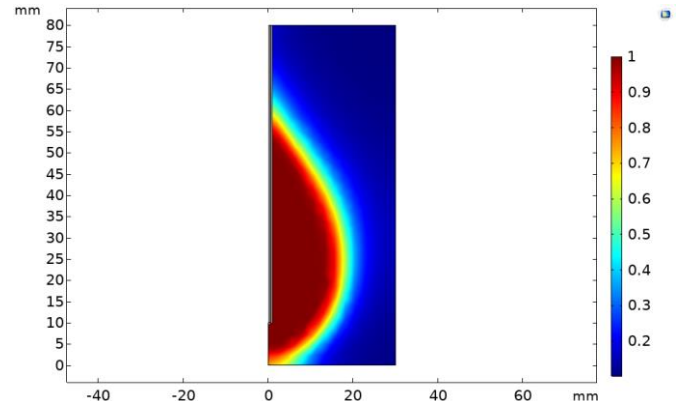
(a)



(b)

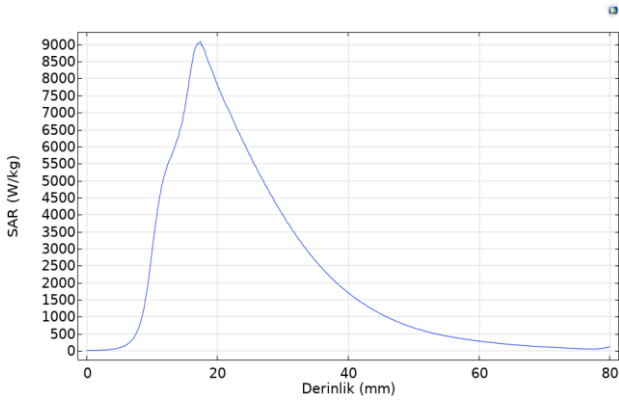


(b)



(c)

Şekil 10. 30 W mikrodalga gücünde (a)2-(b)4-(c)6 dakika sonraki nekrotik (ölü) doku



Şekil 11. 30 W mikrodalga gücünde ölçülen SAR değeri

## 4. Sonuç

Bu çalışmada koaksiyel yuvalı anten ile mikrodalga ısıtmanın doku sıcaklığındaki değişimi ile ölü doku ve SAR etkisi sonuçları verilmiştir. Bu sonuçlara göre antenin tümör hücrelerine yakın kısımda olması etkisini daha da artırmaktadır. Simülasyon çalışmaları ile sıcaklık dağılımı önceden tespit edilip sağlıklı dokuya zarar verilmeyen zararlı dokunun ortadan kaldırılması mümkün hale gelebilmektedir. Yapılan çalışmada mikrodalga güç ve süre kontrolünün dokunun sıcaklığı üzerinde etkili bir parametre olduğu görülmüştür. Güç seviyesindeki yükselme SAR değeri, sıcaklık etkisi ve ölü doku miktarında artışa sebep olmuştur.

Mikrodalga hipertermi tedavisi teknolojisi, kanser bölgelerini 43°C ye kadar ısıtmakta ve aynı anda normal dokulara mümkün olduğunca daha az zarar verip sonunda tümör hücrelerini öldürmektedir. Zararlı dokuyu ortadan kaldırmak için ısıtmada antenin etrafında olsa bile üst sıcaklık 200°C'yi geçmemelidir (Jiao vd., 2012; Yadava vd., 2003). Dolayısı ile bu çalışmada 10W ve 20W'lık mikrodalga gücünde 2-4 ve 6 dakika ısıtılsa bile dokunun sıcaklığı 200°C'nin altında kalmaktadır. 30 W'lık ısıtmada ise 2 dakikalık bir işlemin yeterli olduğu görülmüştür.

## Kaynakça

- Berjano, E.J., Hornero, F. (2004). Thermal-electrical modeling for epicardial atrial radiofrequency ablation, IEEE Trans. Biomed. Eng., 51(8), pp. 1348-1357.
- Comsol Multiphysics 5.3. (2017). Heat Transfer Module User's Guide.
- Hurter, W., Reinbold, F., Lorenz, W.J. (1991). A Dipole Antenna for Interstitial Microwave Hyperthermia, IEEE Transactions on Microwave theory and Techniques, 39, pp.1048-1054.
- Jesus M., Rubio, C. (2011). Coaxial Slot Antenna Design for Microwave Hyperthermia using Finite Difference Time-Domain and Finite Element Method, The Open Nanomedicine Journal, 3, pp. 2-9.
- Jiao, T., Wang, H., Zhang, Y., Yu, X., Xue, H., Lv, H., Jing, X., Zhan, H., Wang, J. (2012). A coaxial-slot antenna for invasive microwave hyperthermia therapy, Journal of Biomedical Science and Engineering, 5(4), pp.198-202.
- Kabiri, S., Rezaei, F. (2022). Liver cancer treatment with integration of laser emission and microwave irradiation with the aid of gold nanoparticles. Sci Rep, 12, 9271.

- Pisa, S., Cavagnaro, M., Bernardi, P., Lin, J.C. (2001). A 915-MHz antenna for microwave thermal ablation treatment: physical design computer modeling and experimental measurement, IEEE Trans Biomed Eng, 48, pp.599-601.
- Saito, K., Taniguchi, T., Yoshimura, H., Ito, K. (2001). Estimation of SAR Distribution of a Tip-Split Array Applicator for Microwave Coagulation Therapy Using the Finite Element Method, IEICE Trans. Electronics, vol. E84-C, 7, pp. 948-954.
- Vogl, T.J., Helmberger, T.K., Mack, M.G., Reiser, M.F. (2008). Ablative techniques (percutaneous) Thermal Ablative Techniques, in Percutaneous Tumor Ablation in Medical Radiology, Berlin, Germany: Springer, 2008, pp. 7-32.
- Wongtrairat, W., Phasukkit, P., Tungjitkusolmun, S., Nantivatana, P. (2011). The Effect of Slot Sizes on Non-Asymmetry Slot Antenna for Microwave Coagulation Therapy, International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics, 1(3), pp.192-198.
- Wright, A.S., Sampson, L. A., Warner, T.F., Mahvi, D.M., Lee, F.T. (2005). Radiofrequency versus microwave ablation in a hepatic Porcine Model, Radiology., 236, pp.132 -139.
- Yadava, R.L. (2003). RF/microwaves in bio-medical applications. 8th International Conference on Electromagnetic Interference and Compatibility (INCEMIC), Yadava, 18-19 December, pp. 81-85.
- Yang, D., Bertram, J.M., Converse, M.C., O'Rourke, A.P., Webster, J.G., Hagness, S.C., Will, J.A., Mahvi, D.M. (2006). A floating sleeve antenna yields localized hepatic microwave ablation, IEEE Trans. Biomed. Eng., 53(3), pp. 533-537.