



MİKRODALGA TÜMÖR ABLASYONU İÇİN HÜZME YÖNLÜLÜĞÜ YÜKSEK KOMPAKT ANTEN VE KOMPAKT ÇOK BANDLI DÜZLEMSEL ANTEN TASARIMI VE ANALİZİ

Ahmet Rifat GÖRGÜN^{1*}, Selçuk ÇÖMLEKÇİ², Adnan KAYA³

¹ Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu, Elektronik ve Otomasyon Bölümü, Isparta, Türkiye

² Süleyman Demirel Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği ABD, Isparta, Türkiye

³ İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği ABD, İzmir, Türkiye

Anahtar Kelimeler

*Ablasyon,
Mikrodalga ısıtma,
Özgül soğrulma oranı (ÖSO),
Radyatör anten.*

Öz

Mikrodalga ablasyonu (MDA) kanserli dokuları mikrodalga enerjisini kullanarak yok etme tekniği olarak bilinmektedir. İmplant antenler mikrodalga ablasyonu (MDA) için uygun antenler olup, küçük yapıları ve düşük maliyetleri ile tercih edilmektedir. Kanserli dokunun gelişimini etkin bir şekilde baskılayabilmek için, özgül soğrulma oranı (ÖSO) ve sıcaklık dağılımı kontrol edilebilen bu tip antenler değişik frekans ve güçlerde kullanılmaktadır. Bu çalışmada mikrodalga tümör ablasyonu için CST Studio ile tasarlanan ve 2.41 GHz de rezonans durumunda olan hüzmeye yönlülükü yüksek kompakt anten ve 2.46 GHz' de rezonans durumunda olan kompakt çok bantlı düzlemsel anten kullanıldı. Bu radyatör tip antenler 2.45 GHz' de tümörlü doku karşısına yerleştirilerek simule edildi. Hüzmeye yönlülükü yüksek kompakt anten için 2.41 GHz de yaptığı ışıma sonucunda maksimum SAR değeri 8.53 W/kg SAR/10g olarak elde edildi ve ısı akışı 1 W için sıcaklık aralığı 37 –48°C olarak elde edildi. Kompakt çok bantlı düzlemsel anten için 2.45 GHz de yaptığı ışıma sonucunda maksimum SAR değeri 22.5 W/kg SAR/10g olarak elde edildi ve ısı akışı 1 W için sıcaklık aralığı 36 –41°C olarak elde edildi. Antenlerin analizi ile ilgili olarak Geri dönüş kaybı (S_{11}), elektrik alan, yönlendiricilik ve SAR değerleri ile simülasyonda mikrodalga gücünün uygulanmasıyla bir eğri boyunca elde edilen sıcaklık - uzaklık grafikleri simülasyon sonucu olarak rapor edilmiş ve sonuçlar yorumlanmıştır. Elde edilen simülasyon sonuçlarına göre her iki anteninde mikrodalga ablasyonunda kullanılabileceğine dair sonuçlar elde edilmiştir.

BEAM DIRECTION HIGH COMPACT ANTENNA AND COMPACT MULTIBAND PLANAR ANTENNA DESIGN AND ANALYSIS FOR MICROWAVE TUMOR ABLATION

Keywords

*Ablation,
Microwave heating,
Specific absorption rate (SAR),
Radiator antenna.*

Abstract

Microwave ablation (MWA) is known as the technique of destroying cancerous tissues using microwave energy. Implant antennas are suitable antennas for microwave ablation (MWA) and are preferred for small structures and low costs. In order to effectively suppress the development of cancerous tissue, this type of antenna can be controlled with specific absorption rate (SAR) and temperature distribution. In this study beam direction high compact antenna resonance at 2.41 GHz and compact multiband planar antenna resonance at 2.46 GHz were designed with CST Studio for microwave tumor ablation. These radiator type antennas were simulated by placing them on a tumor tissue at 2.45 GHz. As a result of the radiation at 2.41 GHz for the beam directional high compact antenna, the maximum SAR value was obtained as 8.53 W/kg SAR/10g and the temperature range for heat flow 1 W was obtained as 37 –48°C. For a compact multi-band planar antenna at 2.45 GHz, the maximum SAR value was obtained as 22.5 W / kg SAR / 10 g and the temperature range for heat flow 1 W was obtained as 37 –48°C. With respect to the analysis of antennas, return loss (S_{11}), electric field, directivity and SAR values and temperature - distance graph obtained as a result of the application of microwave

* İlgili yazar / Corresponding author: ahmetgorgun@isparta.edu.tr, +90-246-211-1986

power in simulation, were reported as a result of simulation and the results were interpreted.

Alıntı / Cite

Görgün, A. R., Çömlekçi, S., Kaya, A., (2019). Mikrodalga Tümör Ablasyonu İçin Hüzme Yönlülüğü Yüksek Kompakt Anten ve Kompakt Çok Bandlı Düzlemsel Anten Tasarımı ve Analizi, Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 7(3), 662-670.

Yazar Kimliği / Author ID (ORCID Number)

A.R. Görgün, 0000-0003-1416-5570
S. Çömlekçi, 0000-0003-1389-6435
A. Kaya, 0000-0002-9943-6925

Makale Süreci / Article Process

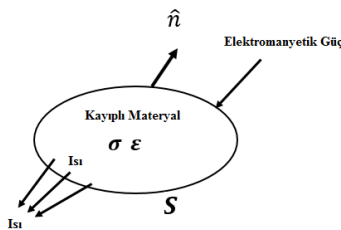
Başvuru Tarihi / Submission Date	27.02.2019
Revizyon Tarihi / Revision Date	01.05.2019
Kabul Tarihi / Accepted Date	03.05.2019
Yayın Tarihi / Published Date	15.09.2019

1. Giriş

Mikrodalga hipertermi, vücut dokusunun yüksek sıcaklıklara maruz kaldığı kanser tedavisi için bir termal terapidir. Kanser hücrelerinin öldürülmesi ve proteinlerin ve hücre içi yapıların zarar görmesi yoluyla, hipertermi tümörleri küçültebilir. Hipoterminin etkinliği, terapi esnasında ulaşılan sıcaklığa ve mikrodalga termal alanının dağılımına bağlıdır ancak mikrodalga radyal anten tipine daha çok bağlıdır. Frekans bağımlı yansıma katsayısı ve doku içindeki SAR örüntüsü intertisyel antenlerin performansları için önemlidir. Çalışma frekansı genellikle ISM bandına ayrılmış frekanslardan biri olan 2.45 GHz' dir (Jesus ve Rubio, 2011).

Mikrodalga ablasyonu diğer ablasyon çeşitleri ile karşılaştırıldığında; daha yüksek tümör içi sıcaklıklar, daha geniş tümör ablasyon hacmi, daha hızlı ablasyon süresi, eşzamanklı olarak çoklu aplikatör kullanabilme yeteneği, sidik torbası kitlesi ve damarlara yakın tümör dokularının optimal ısıtılması ve daha az yöntemsel ağrı gibi birçok fayda sağlar Carrafiello vd. (2008).

Bu çalışmada ilgili konu başlıklarıyla ilgili gerekli bilgiler ve kaynak özetleri verildikten sonra materyal ve yöntem altında matematiksel model ve önerilen model verilmiştir. Ardından araştırma bulguları altında deneysel sonuçlar sunulmuştur. Tartışma ve sonuç kısmında deneysel sonuçlar özet olarak verilmiş ve sonuçlar yorumlanmıştır. Teşekkür ve kaynaklar kısmı ile çalışmamız sonlandırılmıştır.



Şekil 1. Bir ısı formu içerisinde elektromanyetik enerji gönderim şeması Huang1 vd. (2013).

Mikrodalga ablasyon için en önemli karakteristikler bağıl elektriksel geçirgenlik (ϵ_r) ve elektriksel iletkenlik (σ)' tir. Isıtma yüksek iletkenli materyallerde daha etkilidir. Tedavi olacak bölge içindeki dokuların bağıl elektriksel geçirgenliklerinin ve elektriksel iletkenliklerinin bilinmesi anten tasarımı için çok önemlidir Vojackov vd. (2014).

Anten sonuçları koaksiyel slot antenin tamamıyla homojen, yaklaşık küresel ve daha iyi ısıtma etkisi sağladığını göstermiştir. Sıcaklık anten etrafında yükselebilir ancak buna rağmen en yüksek sıcaklık 200 °C' yi geçmemektedir. Dolayısıyla antenlerin yakınındaki kısımda hiperpireksisi olayı meydana gelmeyecektir. Ve sıcaklık sonrasında doku kavrulmayacaktır ve invazif mikrodalga hipertermi terapisi teknolojisi kanser bölgelerini 44 °C civarının çok daha az altındaki sıcaklığa ısıtır böylece sonuçta tümör hücrelerini öldürmenin avantajıyla normal dokulara mümkün olduğunca az zarar verir. Bu nedenle bu teknoloji klinik termoterapi için uygundur Malhotraa vd. (2014).

İmplant medikal cihazlar son zamanlarda giderek artan bir çeşitlilikte teşhis ve tedavi edici fonksiyonların gerçekleştirilmesi için kullanılmaktadır (Kim ve Rahmat Samii, 2005).

Hastayı rahatlatırken gerçekten faydalı olmaları için bu cihazların harici ekipmanlarla kablosuz olarak iletişim kurması gereklidir. İmplant edilebilir anten tasarımı, biyoyumluluk, minyatürleşme, empedans eşleme, güvenilir data değişimi ve hasta güvenliği sorunlarıyla başa çıkabilmek için yüksek teknolojiye ilgi duymaktadır. Medikal implantlar için çeşitli frekans bantları onaylanmıştır. Medikal implant haberleşme servisi (MICS) bandı 402 MHz - 405 MHz medikal implant haberleşmeler için her yerde yaygın olarak kullanılır (Kumar ve Shanmuganantham, 2012). Endüstriyel, bilimsel, medikal (ISM) bandı (2.4 GHz -2.48 GHz)' a karşılık gelen daha yüksek bir rezonans frekansının seçilmesi anten boyutunun küçültülmesi için bir yoldur ve implante olmasını mümkün hale getirir. Diğer avantajı radyo iletişim haberleşme linki ile ilgilidir, daha yüksek bant genişliği daha yüksek bit hızlarına izin verir. İmplant edilebilir H biçimli slot boşluk antenleri (Chen vd., 2009; Xia vd., 2009) içinde 2.45 GHz uygulamalar için çalışılmıştır.

Karaciğer tümörü mikrodalga ablasyonu için RF şoku olmayan son derece ince bir MWA anteni önerilmektedir. CST Multifiziği ile yapılan termal simülasyonlar, 10 GHz'de çalışan antenin, (Luyen vd., 2004) 'te bildirilen ile kıyaslanabilir bir kesilmiş bölge elde edebileceğini göstermiştir. Bununla birlikte, önerilen anten daha incedir ve bu nedenle, özellikle birkaç aplikatör yerleştirilmesi gerektiğinde, prosedürün invazifliğini azaltır. Ek olarak, anten, anten ucu çevresinde (Luyen vd., 2004)' den biraz daha küresel bir uzak bölgeye sahiptir (Tal ve Leviatan, 2017).

Bu çalışmada mikrodalga ablasyon sisteminin (MDA) bir parçası olup, ISM bandında tümör hücrelerini yüksek güçte ve bölgesel olarak ortadan kaldırılabilecek mikrodalga prop tasarımı önerilmiştir. Aplikatör tasarımı, kompakt ergonomik prob boyutunda RF sistem performans parametrelerini optimize etmek için sayısal olarak çalışılmıştır. MDA sisteminin aplikatör bölümü olan RF probu temel olarak klinik kullanım için tasarlandığından, RF probunun RF performans parametreleri, tümörlü hücre taklit modelleri için incelenmiştir. Özellikle daha büyük tümör hücrelerinin lokalize ablasyonu ile sonuçlanan büyük tümör boyutlarında yüksek SAR değerlerine ulaşıldığı görülmüştür. Sayısal hesaplama sonuçlarının bir sonucu olarak, önerilen prob tasarımının da tıp mühendisliği uygulamaları açısından önemli teknolojik ilerlemeler sağlaması beklenmektedir (Murat vd., 2018).

Bu makalede, üç MWA anteni türü karşılaştırdık: FDA onaylı ticari MWA sistemlerinde kullanılan üç eksenli ve boğum dipol ve son zamanlarda önerilen, balun içermeyen baz beslemeli bir monopol anten. Bu üç antenin elektromanyetik simülasyon sonuçları, her üçünün de istenen çalışma frekansında iyi bir empedans uyumu sağlamasına rağmen, boğma ve baunsuz antenler, üç eksenli antenden daha kompakt, lokalize güç emme düzenleri sunduğunu göstermiştir. 1.9 GHz'de çalışan bu antenlerin prototipleri üretildi ve her biri sığır karaciğerinde 5 dakika boyunca 40 W'lık bir güç seviyesinde beş ex vivo ablasyon deneyi yapmak için kullanıldı. Ölçüm sonuçları, her üç antenin de 1.9 GHz'de uygun olduğunu gösterdi (Mohtashami vd., 2018).

Sunulan makale, bu tıbbi prosedür için kullanılan iğne mikrodalga anteninın şekil optimizasyon algoritmasını tartışmaktadır. Önceki deneyimlere dayanarak, yazarlar çevreleyen insan karaciğer dokusuyla en iyi empedansı gösteren üç yuvalı aplikatörü seçmişlerdir. Önerilen yaklaşımın ilk adımında, tüm hava boşluklarının boyutları, birbirlerinden uzaklıkları ve anten ucundan uzaklıkları, bir saçılma katsayısı analizine dayanarak optimize edilmiştir (Gas ve Szymanik, 2018).

Elde edilen S_{11} parametresi dağılımı, anten yuvalarının yeni boyutları ve bunların düzenlenmesi için, kabul edilebilir hataya sahip anten rezonans frekansının, 2.45 ± 0.05 GHz ISM bandı içinde bulunduğunu doğruladı. Optimizasyon prosedürünün bir sonraki adımında, mikrodalga uygulayıcısının toplam giriş gücü yükseltmeleri, doku sıcaklığının, termal ablasyon için sınır değerleri, yani $50 - 110$ °C'yi geçmeyeceği şekilde seçildi. Açıklanan yaklaşımın oldukça basit olduğu ve ablatif ısıtma için gerçek cihazların yapımında kullanılacak tatmin edici sonuçlar verdiği vurgulanmalıdır (Gas ve Szymanik, 2018).

Bu çalışma, sayısal ve deneysel yöntemler kullanarak mikrodalga ablasyon teknolojisinde monopole, tek slotlu, çift slotlu ve kollu antenlerin verimini sunmaktadır. Bu çalışmanın sonuçları, kollu antenin, incelenen diğer antenlere göre en düşük geri ısıtma etkisine sahip en yüksek küresellik indeksi ve sıcaklık dağılımı üreterek mikrodalga enerjisini dokulara lokalize etme kabiliyetini gösterdiğini açıkça göstermiştir (Ibitoye vd., 2018).

Vücut Alan Ağlarının (BAN) bir alt bölümü olan vücut merkezli iletişim (BCC), en aktif ve potansiyel araştırma alanlarından biridir.

Vücut merkezli iletişim için düşük profilli bir pentagonal monopol anteni tasarlanmış ve gösterilmiştir. Bu anten, iyi frekans domeni ve zaman domeni özellikleri sergiler. Bu antenin boş alan ve dağıtıcı fantom modelindeki empedans eşleştirme özellikleri, insan omzunda ve elde UWB frekans aralığında ölçülen yansıma katsayısı ile mükemmel bir uyum sergiler. Bu anten ayrıca FCC tarafından öngörülen düşük SAR değeri spesifikasyonlarına da uygundur. Dolayısıyla, bu anten giyilebilir ve UWB yerelleştirme uygulamaları için mükemmel bir seçim olabilir (Doddipalli vd., 2017)

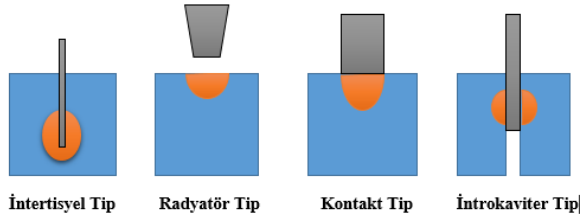
Son zamanlarda, kablosuz yerel alan ağları (WLAN) ve mikrodalga erişimi için dünya çapında birlikte çalışabilirlik (WiMAX) teknolojisi ticari, tıbbi ve endüstriyel uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu WLAN sistemleri için ayrılan spektrum 2.4, 5.2 ve 5.8 GHz'de ve WiMAX için 3.5 GHz'de merkezlenmiştir. WLAN ve WiMAX frekans bandlarında çalışmak için düşük profilli düzlemsel bir monopol anten önerildi (Mehdipour vd., 2012).

Dar slot, SMA port pozisyonu ve radyatör yarıçapı parametresi, daha iyi empedans uyumu ve daha fazla anten verimi elde edecek antenin başarılması için önemli etkilere sahiptir. Çeşitli anten telafileri ile önerilen anten, IEEE 802.16d sabit WiMAX, IEEE 802.16e mobil WiMAX ve WiFi uygulamaları için yeterli kadar yetkindir (Jusoh vd., 2012).

1.1. Isı Transfer Analizi ve SAR

Mikrodalga ablasyon, dielektrik materyalin hedeflenen doku olduğu dielektrik ısıtmanın özel bir durumudur. Dielektrik ısıtma, bir alternatif elektromanyetik (EM) dalga mükemmel olmayan bir dielektrik materyale uygulandığı zaman meydana gelir. Doku içinde ısıtma, elektromanyetik (EM) alanın, iç kinetik enerjiyi arttıran uygulanan elektromanyetik (EM) dalgalarla birlikte sıralama girişimi içinde faz dışı salınım yapması için doku içindeki su moleküllerine kuvvet uygulaması sebebiyle meydana gelir ve doku sıcaklığını yükseltir.

Hedef tümörlerin biçim ve boyutları çeşitlidir. Dolayısıyla farklı çeşitlerdeki tümörleri tek bir anten tipi ile tedavi etmek mümkün değildir. Şekil 2 kullanacağımız değişik tipteki antenleri göstermektedir. Antenler harici (Radyatör ve Kontak Antenler) ve dahili (İntrakaviter ve İnteristiyel antenler) olabilir (Zhi, 2007).



Şekil 2. Tümör tedavisinde kullanılan farklı tip antenler (Zhi, 2007).

2. Materyal ve Yöntem

Temel olarak bioimplant anten sistemlerinin tasarlanması ve simülasyonlarının yapılması, bioimplant anten sistemleri ile kanserli dokularda simülasyonların yapılması, SAR dağılımlarının hesaplanması, sonuçların değerlendirilmesi ve yorumlanması yapılmıştır. Ancak yine de yapılan çalışmada mikrodalga tümör ablasyonu için kullanılacak antenlerin tasarım ve analizi yapıldığından ve doku içinin bir kayıplı ortam olmasından dolayı burada kayıplı ortamda ilgili matematiksel modelde verilmiştir.

Malzeme ortamı içinde elektromanyetik dalgalar eğer ortam $\sigma \neq 0$ olacak şekilde bir iletken ortamsa eşitlikler aşağıdaki hale gelir.

$$\nabla^2 \vec{E} + \omega^2 \mu \epsilon (1 - j \frac{\sigma}{\omega \epsilon}) \vec{E} = 0 \quad (1)$$

Kompleks bağıl elektriksel geçirgenlik aşağıdaki şekilde tanımlanır.

$$\epsilon_r = \epsilon'_r - \epsilon''_r = \epsilon'_r - j \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0} \quad (2)$$

Yukarıdaki formülde, ϵ'_r ortamın gerçek bağıl elektrik geçirgenliğidir. Yeni ϵ_r ise kompleks bağıl elektrik

geçirgenliğidir ve ortamın iletkenliği ile gerçek bağıl elektrik geçirgenliğinin bir kombinasyonudur.

Helmholtz eşitlikleri aynı zamanda 3D uzay içinde elektromanyetik dalgaların propagasyonu için genel çözümlerdir.

$$\nabla^2 \vec{E} + \omega^2 \mu \epsilon \vec{E} = 0 \quad (3)$$

Dalganın sadece z yönünde hareket ettiği basit bir durum için çözüm aşağıdaki gibidir.

$$\vec{E} = \vec{E}_0 e^{-j\gamma z} \quad (4)$$

Yukarıdaki eşitlikte γ dalga propagasyon sabitidir ve 5 eşitliğiyle verilmiştir.

$$\gamma = \alpha + j\beta = \sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)} = j\omega\sqrt{\mu\epsilon} \sqrt{1 - j \frac{\sigma}{\omega\epsilon}} \quad (5)$$

5 eşitliğinde α zayıflama sabiti (Np/m) ve β faz sabiti (rad/m)'dir. α zayıflama sabiti 6 eşitliğinde verilmiştir.

$$\alpha = \frac{\omega\sqrt{\mu\epsilon}}{\sqrt{2}} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\epsilon}\right)^2} - 1 \right]^{1/2} \quad (6)$$

$\sigma/\omega\epsilon'$ nin değeri kayıp tanjant olarak adlandırılır. Bu değer ortamın ne kadar kayıplı olduğunu tanımlar. Eğer kayıp tanjant $\sigma/\omega\epsilon \leq 0.1$ ise ortam iyi dielektrik ortam olarak adlandırılır. Eğer kayıp tanjant $\sigma/\omega\epsilon \geq 10$ ise ortam iyi bir iletken olarak adlandırılır. İyi iletkenler içinde alanlar çok hızlıca zayıflar. Deri etkisi alanların e^{-10} faktörüyle zayıfladığı mesafe olarak tanımlanır.

$$\text{Deri Etkisi (Skin Depth)} = \delta = \frac{1}{\alpha} = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \quad (7)$$

$$10 > \frac{\sigma}{\omega\epsilon} > 0.1 \quad (8)$$

Biyolojik doku içindeki ısı transferi ve termal enerji içindeki mikrodalga enerjisinin dönüşümü biyo ısı eşitliğiyle tanımlanır (Pennes, 1949).

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + J \cdot E - h_{bl}(T - T_{bl}) - Q_{el} + Q_m \quad (9)$$

$$h_{bl} = \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot \omega_{bl} \quad (10)$$

Burada,

ρ : Doku yoğunluğu (kg/m³).

c : Spesifik ısı kapasitesi (J/kg.K).

k : Termal iletkenlik (W/m.K).

J : Akı yoğunluğu (A/m²).

E : Elektrik alan yoğunluğu (V/m).

T_{bl} : Kan sıcaklığı (K).

ρ_{bl} : Kan yoğunluğu (kg/m³).

c_{bl} : Kan spesifik ısı kapasitesi (J/kg.K).

ω_{bl} : Kan perfüzyon oranı (s⁻¹).

h_{bj} : Kan perfüzyonuna göre ısı transfer katsayısı (W/m^3).

Q_m : Metabolik işlemler yoluyla üretilen enerji (J).

Q_{el} : Hedeflenen doku tarafından emilen elektromanyetik enerji (W/m^3).

İçindeki J.E terimi aplikatör yoluyla depo edilen ve ısıya dönüşen enerjiyi gösterir. Sıcaklık dağılımları, elektrik alan ve SAR, maxwell ve biyosı denklemlerinin çözülmesiyle elde edilen nümerik model yoluyla hesaplanır.

Tıbbi uygulamalar için anten tasarımı içinde ilgilenilen ikinci tip düzenleme vücut içinde izin verilmiş absorbe edilen güç sınırıdır. Tüm vücut maruz kaldığındaki sınırlar genellikle sınırlandırma faktörü değildirler. Bunun yerine yerleştirilmiş güç limitleri çok kritiktir. Yerleştirilmiş güç (11) eşitliğiyle hesaplanan SAR (Özgül Soğrulma Oranı) yoluyla tanımlanır.

$$SAR = \frac{\sigma |E_p|^2}{2\rho} \left(\frac{W}{kg} \right) \quad (11)$$

Yukarıdaki eşitlikte σ dokunun elektriksel iletkenliği (S/m), E_p elektriksel alanın peak değeri, ρ ise doku yoğunluğudur (kg/m^3).

Bilgisayar destekli 3 boyutlu elektromanyetik simülasyon (CST) vasıtasıyla 2.45 GHz ISM bandında simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. 2.45 GHz tümör dokusu için Tablo 1’de bulunan doku elektrotermal özellikleri kullanılmıştır.

Tablo 1. Dokuların 2.45 GHz’de elektro-termal özellikleri De Santis vd. (2011)

Doku	ϵ_r	σ [S/m]	c [J/(Kg K)]
Karaciğer	43	1.68	3600
Tümör	43	13	3500
	B [W/(K m ³)]	A [W/m ³]	k [W/(m K)]
Karaciğer	13730	690	0.56
Tümör	1068	690	0.4

2.1. Tasarlanan Radyatör Tip Anten Geometrileri ve Çalışma Prensipleri

Bu dönemde kullanılan alt taban malzeme özellikleri Tablo 2’de verilmiştir.

Tablo 2. Alt taban malzeme özellikleri

	Alttaş Malzemesi	
	Rogers RO4003	Taconics TLY 5 0620 CH-CH
Dielektrik Sabiti	3.55	2.2
Kayıp Tanjant $\tan\delta$	0.0027	0.0009
Dielektrik Kalınlığı	0.508 mm	1.57 mm
Bakır Kalınlığı	2 μ m	2 μ m

2.1.1. Hüzme yönlülüğü yüksek kompakt anten

Hüzme yönlülüğü yüksek kompakt anten tasarımında alt taban olarak Taconics TLY 5 0620 CH-CH kullanıldı. Taconics TLY 5 0620 CH-CH malzemesinin özellikleri Tablo 2’de gösterilmiştir. Dar bir slot X ekseninin merkezi boyunca yatay olarak yerleştirilmiştir.

Tablo 3. Hüzme yönlülüğü yüksek kompakt anten boyutunun özellikleri

X_{SUB} (mm)	50
Y_{SUB} (mm)	50
R (mm)	23.3
L_{Slot} (mm)	10
W_{Slot} (mm)	0.4

Bu slot daha iyi verimlilik elde etmek amacıyla özel boyutlarla tasarlanmıştır. Antene, antenin arkasından bir koaksiyel besleme uygulanmıştır.

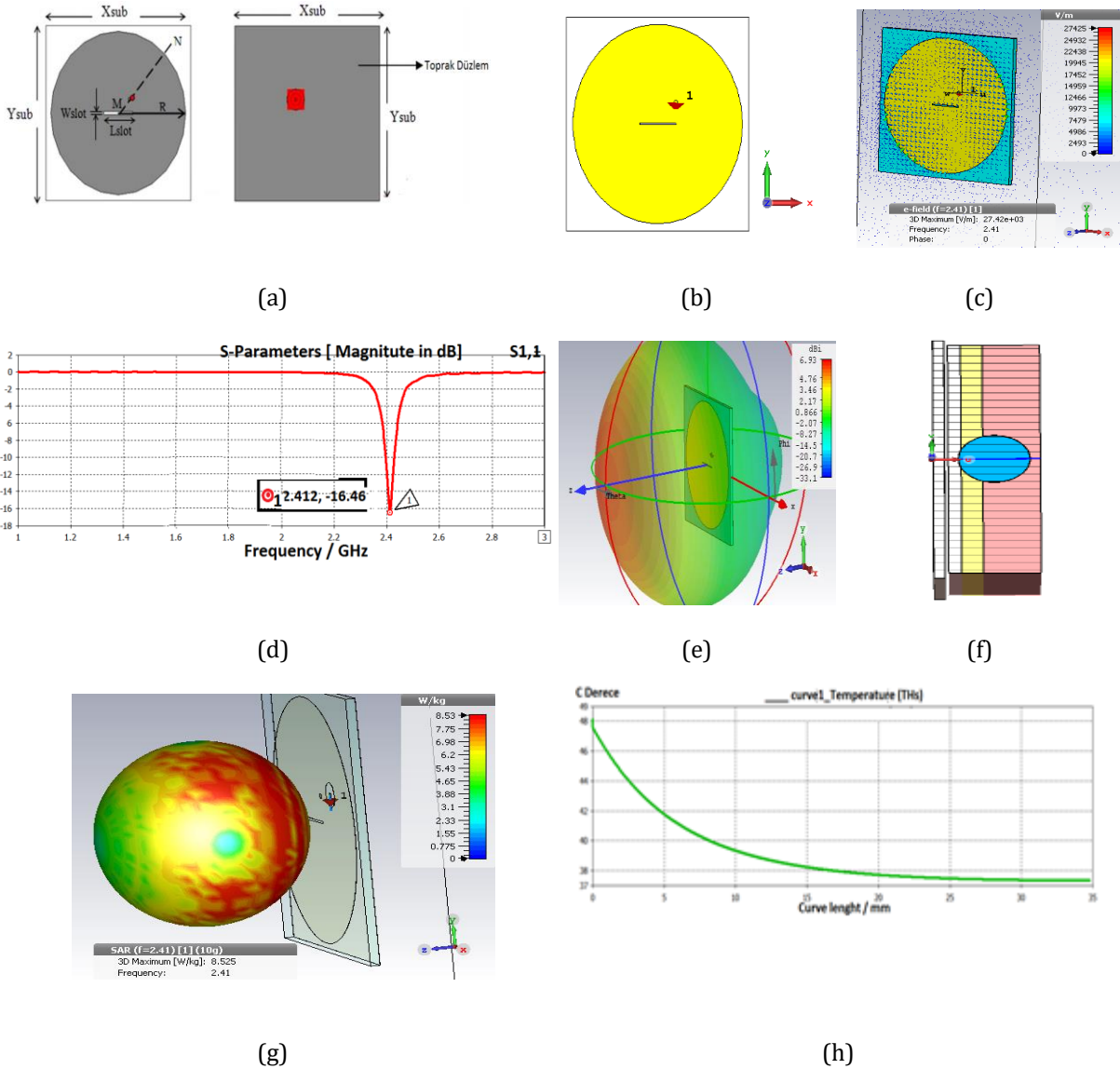
2.1.2. Kompakt çok bandlı düzlemsel anten

Kompakt çok bandlı düzlemsel anten tasarımında alt taban olarak Rogers RO4003 kullanıldı. Rogers RO4003 malzemesinin özellikleri Tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 4. Kompakt çok bandlı düzlemsel antenin anten boyutunun özellikleri

w (mm)	1.5
t (mm)	1.5
h (mm)	8.75
d (mm)	15.75
R (mm)	20
G (mm)	8
L (mm)	13

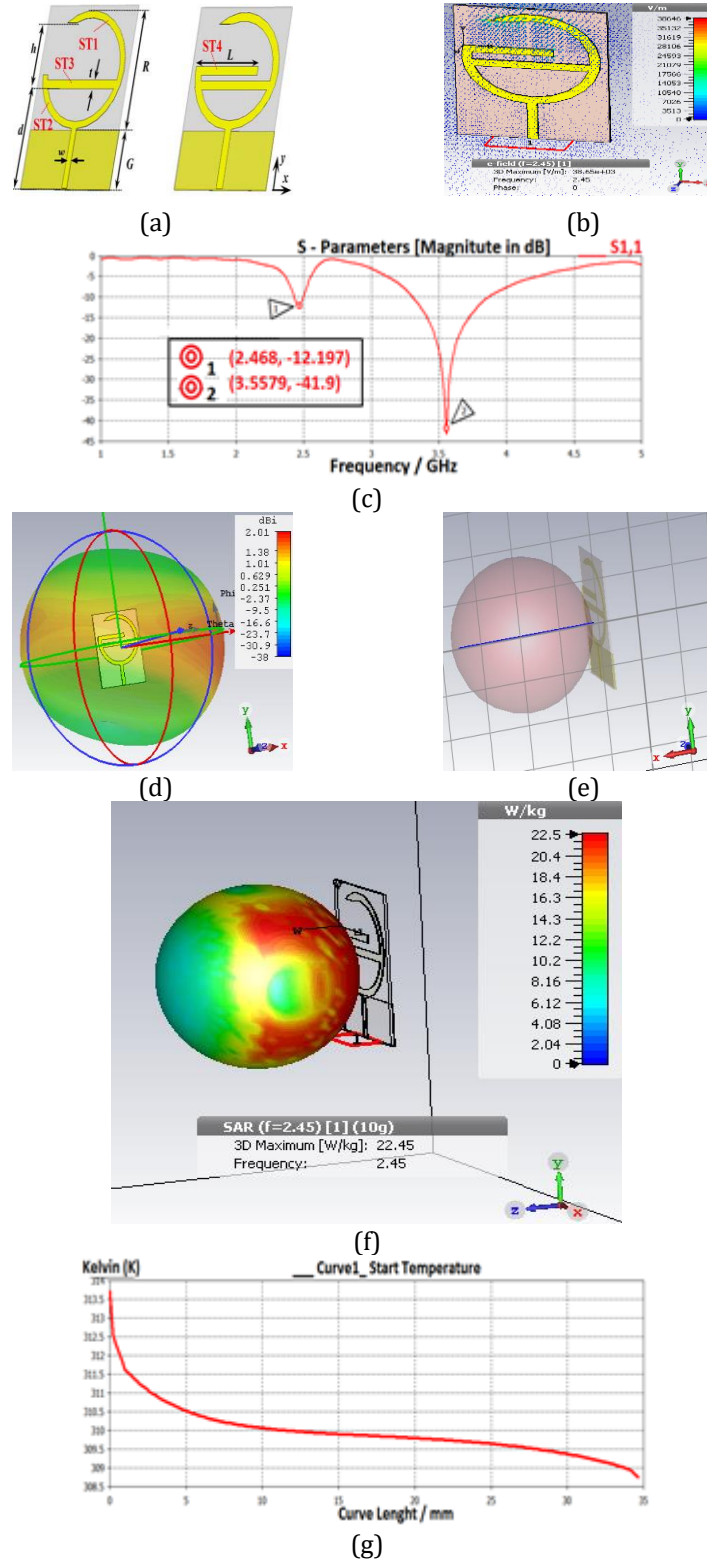
3. Araştırma Bulguları ve Deneysel Sonuçlar



Şekil 3. a) Hüzme yönlülüğü yüksek kompakt anten' in geometrisi boyutunun özellikleri b) Hüzme yönlülüğü yüksek kompakt anten-1' in CST çizimi c) E- Alan d) S_{11} e) Yönlendiricilik f) Anten, eğri ve tümörlü dokunun kesik düzlem görüntüsü (g) SAR ($f=2.45$ GHz) (10gr) (h) Eğri boyunca elde edilen Uzunluk(mm)-Sıcaklık ($^{\circ}$ C) grafiği

Simulasyon sonuçlarında Şekil 3. (c)' de görüldüğü gibi elektrik alan değeri 2.4 GHz' de 25317 ($\frac{V}{m}$), Şekil 3. (d)' de görüldüğü gibi S_{11} değeri 2.41 GHz' de -15.51 dB, Şekil 3. (e)' de görüldüğü gibi yönlendiricilik 2.45 GHz' de 6.91 dBi elde edilmiştir. Şekil 3. (g)' de görüldüğü gibi üç katmanlı (deri, yağ, kas) tümörlü biyolojik doku modeline hüzme yönlülüğü yüksek kompakt anten' in 2.45 GHz de yaptığı ışıma sonucunda maksimum SAR değeri 12.59 W/kg SAR/1g olarak elde edilmiştir. Şekil 3. (h)' de görüldüğü gibi ısı kaynağının ısı akışı 1 W olarak uygulanmış ve eğri boyunca elde edilen Uzunluk

(mm) - Sıcaklık ($^{\circ}$ C) grafiği birlikte gösterilmiştir. Sıcaklık ölçümlerinde oda sıcaklığı 19.95 $^{\circ}$ C (293.1 K) olarak alınmıştır. Isı akışı 1 W için $37 - 48$ $^{\circ}$ C sıcaklık aralığı elde edilmiştir.



Şekil 4. a) Kompakt çok bantlı düzlemsel anten'in şematik diyagramı b) E- Alan c) S_{11} d) Yönlendiricilik e) Anten, eğri ve tümörlü dokunun kesik düzlem görüntüsü f) SAR ($f=2.45$ GHz) (10gr) (g) 1 W'lık ısı kaynağının kullanılmasıyla eğri boyunca elde edilen Uzunluk(mm)-Sıcaklık ($^{\circ}$ C) grafiği

Simulasyon sonuçlarında Şekil 4. (b)'de görüldüğü gibi elektrik alan değeri 2.4 GHz' de 38646 (V/m), Şekil 4. (c)'de görüldüğü gibi S_{11} değeri 2.46 GHz' de -12.197 dB, Şekil 4. (d)'de görüldüğü gibi yönlendiricilik 2.45 GHz' de 2.01 dBi elde edilmiştir. Şekil 4. (f)'de görüldüğü gibi üç katmanlı (deri, yağ,

kas) tümörlü biyolojik doku modeline kompakt çok bantlı düzlemsel anten'in 2.45 GHz de yaptığı ışınım sonucunda maksimum SAR değeri 22.5 W/kg SAR/1g olarak elde edilmiştir. Şekil 4. (g)'de görüldüğü gibi ısı kaynağının ısı akışı sırasıyla 1 W olarak uygulanmış ve eğri boyunca elde edilen Uzunluk

(mm) - Sıcaklık (°C) grafiği birlikte gösterilmiştir. Sıcaklık ölçümlerinde oda sıcaklığı 19.95 °C (293.1 K) olarak alınmıştır. Isı akışı 1 W için 36 – 41 °C sıcaklık aralığı elde edilmiştir.

Tablo 5. Hüzme yönlülüğü yüksek kompakt anten ve kompakt çok bantlı düzlemsel antenin parametrelerinin karşılaştırmalı gösterimi

Parametreler	Hüzme yönlülüğü yüksek kompakt anten	Kompakt çok bantlı düzlemsel anten
Rezonans Frekansı (GHz)	2.41	2.46
Band Genişliği (MHz)	33.55	66.4
S ₁₁ (dB)	-16.41	-12.197
E-Alan (V/m)	27425	38646
Yönlendiricilik (dBi)	6.93	2.01
SAR (f=2.45 GHz) (10gr) (W/kg)	8.53	22.5
1 W ısı girişi için elde edilen sıcaklık aralığı	37 – 48 °C	36 – 41 °C

4. Sonuç ve Tartışma

Mikrodalga ablasyon uygulamalarında günümüzde koaksiyel antenlerin ve mikrodalga ablasyon problemleri sıklıkla kullanılmaktadır. Yine literatürde vücut merkezli iletişim için düşük profilli monopollü anten çalışmalarında yaygın olarak mevcuttur.

Bu çalışmada yer alan antenlerden kompakt çok bantlı düzlemsel anten literatürde var olan WLAN ve WiMAX frekans bantlarında çalışmak için tasarlanmış düşük profilli düzlemsel monopollü antendir. Yönlendiriciliği yüksek kompakt anten ise yine literatürde var olan bir antendir ve WiMAX ve WiFi için önerilmiştir.

Bu çalışmada literatürde vücut merkezli iletişim için tasarlanmış bu iki antenin yönlülüğünün artırılarak ve doku içine penetre olacak şekilde dizayn edilerek deriye yakın kanser uygulamalarında da kullanılabilir olduğu görülmüştür.

Tablo 5' te her iki antene ait simülasyon parametre sonuçlarından, mikrodalga ablasyon uygulamasının güç – sıcaklık ilişkisi düşünüldüğünde, aynı anten doku arası mesafe ve aynı uygulanan güç miktarı için güç sıcaklık ilişkisi açısından hüzme yönlülüğü yüksek kompakt antenin, kompakt çok bantlı

düzlemsel antene göre daha kullanılabilir olduğu görülmüştür.

Teşekkür

Bu çalışma Tubitak tarafından 115E794 nolu proje kapsamında desteklenmiştir.

Conflict of Interest / Çıkar Çatışması

Yazarlar tarafından herhangi bir çıkar çatışması beyan edilmemiştir.

No conflict of interest was declared by the authors.

Kaynaklar

- Chen, Z. N., Liu, G. C. and See, T. S. P. (2009). Transmission of RF signals between MICS loop antennas in free space and implanted in the human head. *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 57, pp. 1850–1853.
- Carrafello, G., Lagana, D., Mangini, M., Fontana, F., Dionigi, G., Boni, L., Rovera, F., Cuffari, S., Fugazzola, C. (2008). Microwave tumors ablation: principles, clinical applications and review of preliminary experiences. *International Journal of Surgery* 6, S65–S69.
- Doddipalli, S., Kothari, A. And Peshwe, P. (2017). A Low Profile Ultrawide Band Monopole Antenna for Wearable Applications. *Hindawi, International Journal of Antennas and Propagation, Research Article*.
- De Santis, V., Feliziani, M., Maradei, F. (2011). Numerical Simulation of Blood Vascularization Influence in Microwave Ablation. *2011 IEEE*, 357–360.
- Gas, P. And Szymanik, B. (2018). Shape optimization of the multi-slot coaxial antenna for local hepatic heating during microwave ablation. *2018 International Interdisciplinary PhD Workshop (IIPhDW), Swinoujście*, pp. 319–322.
- Gabriel, C. (1996). It is Foundation. <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/>
- Huang vd. (2013). Design Techniques for Antenna Needles Used in Microwave Hyperthermia Therapy for Tumor Treatment. *IEEE*, 37 –39.
- Ibitoye, A.Z., Orotoye, T., Nwoye, E.O., Aweda, M.A. (2018). Analysis of efficiency of different antennas for microwave ablation using simulation and experimental methods. *Egyptian Journal of Basic and Applied Sciences*, Volume 5, Issue 1, Pages 24–30.

- 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, 2-9.
- Jusoh, M., Jamlos, M.H., Kamarudin, M.R., Sabapathy, T. And Jais, M.I. (2012). A Compact high directional beam antenna for wimax and wifi application. *Microwave and Optical Technology Letters*, Vol. 55, No. 7, 1686 -1692.
- Kim, J. and Rahmat-Samii, Y. (2005). Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs and characterizations. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 52, pp. 1934–1943.
- Luyen, H., Gao, F., Hagness, S.C. and Behdad, N. (2004). Microwave Ablation at 10.0 GHz Achieves Comparable Ablation Zones to 1.9 GHz in Ex Vivo Bovine Liver. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 6, pp. 1702-1710.
- Malhotra vd. (2014). Accurate Investigation of Coaxial-Slot Antenna for Invasive Microwave Hyperthermia Therapy. *International Journal of Sciences: Basic and Applied Research, IJSBAR*, ISSN 2307-4531.
- Mehdipour, A., Sebak, A.R., Trueman, C.W. and Denidni, T.A. (2012). Compact Multiband Planar Antenna for 2.4/3.5/5.2/5.8-GHz Wireless Applications. *IEEE Antennas and Wireless Propag. Letters*, Vol. 11, 144 -147.
- Mohtashami, Y., Luyen, H., Sawicki, J. F., J. D., Shea, J. D., Behdad, N. and x Hagness, S.C. (2018). Tools for Attacking Tumors: Performance Comparison of Triaxial, Choke Dipole, and Balun-Free Base-Fed Monopole Antennas for Microwave Ablation. In *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 60, no. 6, pp. 52-57.
- Murat, C., Kaya, A., Kaya, I., Kaya, E. and Palandöken, M. (2018). Microwave Probe Design for ISM Band Microwave Ablation Systems. 2018 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO), Magusa, pp. 1-4. doi: 10.1109/TIPTEKNO.2018.8596904
- Pennes, H. (1949). Temperature of skeletal muscle in cerebral hemiplegia and paralysis agitans. *Archives of Neurology & Psychiatry*, vol. 72, no. 3, pp. 269-279.
- Tal, N. and Leviatan, Y. "A minimally invasive microwave ablation antenna (2017). 2017 IEEE International Conference on Microwaves, Antennas, Communications and Electronic Systems (COMCAS), Tel-Aviv, pp. 1-3. doi: 10.1109/COMCAS.2017.8244738
- Vojackova, L. (2013). Matrix of interstitial applicators for microwave thermoablation. Master thesis, Faculty of Electrical Engineering CTU in Prague, Czech Republic.
- Vojackova, L., Merunka, I., Fiser, O. and Vrba, J. (2014). Interstitial applicators for breast cancer treatment by microwave thermoablation. In *Radioelektronika (RADIOELEKTRONIKA)*, 2014 24th International Conference, Bratislava.
- Xia, W., Saito, K., Takahashi, M., and Ito, K. (2009). Performances of an implanted cavity slot antenna embedded in the human arm. *Antennas Propag.*, vol. 57, no. 4, pp. 894–899.