



**KTO KARATAY ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ELEKTRİK VE BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI  
TEZLİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**MİKRODALGA İLE KANSER TEDAVİSİNDE OLUŞAN GERİYE DOĞRU  
ISINMA SORUNUNA GRAFEN TABANLI ELEKTROMANYETİK ÇÖZÜM  
VE İSTATİSTİKSEL ANALİZ**

**Burak UZMAN**

**Yüksek Lisans Tezi**

**KONYA  
Ocak 2020**

MİKRODALGA İLE KANSER TEDAVİSİNDE OLUŞAN GERİYE DOĞRU  
ISINMA SORUNUNA GRAFEN TABANLI ELEKTROMANYETİK ÇÖZÜM VE  
İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Burak UZMAN

KTO Karatay Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Elektrik ve Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı  
Tezli Yüksek Lisans Programı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Hulusi AÇIKGÖZ

Konya  
Ocak 2020

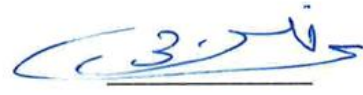
## KABUL VE ONAY

Burak UZMAN tarafından hazırlanan "MİKRODALGA İLE KANSER TEDAVİSİNDE OLUŞAN GERİYE DOĞRU ISINMA SORUNUNA GRAFEN TABANLI ELEKTROMANYETİK ÇÖZÜM VE İSTATİSTİKSEL ANALİZ" başlıklı bu çalışma, 20 Ocak 2020 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda başarılı bulunarak jürimiz tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: **Doç. Dr. Mehmet GİYDEM**  
Unvanı Adı SOYADI  
... Üniversitesi  
Engiteknik Müh. Ltd. Şti



Tez Danışmanı: **Unvanı Adı SOYADI**  
KTO Karatay Üniversitesi  
Doç. Öğt. Üyesi. Hulusi Açıkgöze



Jüri Üyesi: **Unvanı Adı SOYADI**  
KTO Karatay Üniversitesi  
Dr. Öğr. Üyesi H. Oktay Altın



Jüri tarafından kabul edilen bu çalışmanın Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.



Unvanı Adı SOYADI  
Enstitü Müdürü

Prof. Dr. Hüseyin Bekir YILDIZ  
KTO Karatay Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü Md.

## BİLDİRİM

Enstitü tarafından onaylanan Yüksek Lisans tezimin tamamını veya herhangi bir kısmını basılı veya dijital biçimde arşivleme ve aşağıda belirtilen koşullar dahilinde erişime açma iznini KTO Karatay Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle, Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak ve gelecekteki çalışmalar (makale, kitap, lisans, patent vb.) için tezimin tamamının veya bir bölümünün kullanım hakları yalnızca bana ait olacaktır.

Tezimin bütünüyle kendi çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izinle kullanılması zorunlu olan kaynakları, yazılı izin alarak kullandığımı ve istenildiğinde izinlerin suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayımlanan “Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge” kapsamında, tezim, aşağıda belirtilen koşullar haricince, YÖK Ulusal Tez Merkezi ve KTO Karatay Üniversitesi Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte Yönetim Kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.<sup>1</sup>
- Enstitü / Fakülte Yönetim Kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir.<sup>2</sup>
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir.<sup>34</sup>

20 Ocak 2020

  
Burak UZMAN

<sup>1</sup> MADDE 6(1) Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

<sup>2</sup> MADDE 6(2) Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internette paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ay aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

<sup>3</sup> MADDE 7(1) Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.

<sup>4</sup> MADDE 7(2) Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir.

## ETİK BEYAN

KTO Karatay Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kurallarına uygun olarak Dr. Öğr. Üyesi Hulusi AÇIKGÖZ danışmanlığında tarafımdan üretilen bu tez/proje çalışmasında; sunduğum tüm veri, enformasyon, bilgi ve belgeleri bilimsel etik kuralları çerçevesinde elde ettiğimi, tüm değerlendirme, analiz, bulgu ve sonuçları bilimsel usullere uygun olarak sunduğumu, tez çalışmasında yararlandığım kaynakların tümüne bilimsel normlara uygun biçimde atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, tezimin/projemin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

20 Ocak/2020

  
Burak UZMAN



## TEŞEKKÜR

Öncelikle tez konumu seçerken isteklerimi göz önünde bulundurup, iki yıl boyunca değerli bilgilerini benimle paylaşan, kullandığı her kelimenin hayatıma kattığı önemini asla unutmayacağım saygıdeğer danışman hocam; Dr. Öğr. Üyesi Hulusi AÇIKGÖZ'e, çalışmam boyunca benden güvenini ve yardımlarını esirgemeyen sevgili aileme ve son olarak bir anten mühendisi olarak beni yanına alıp yetiştiren en iyi olmam için uğraşan sevgili hocam Doç. Dr. Mehmet ÇİYDEM'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ocak, 2020

Burak UZMAN



## ÖZET

Burak UZMAN

Mikrodalga ile Kanser Tedavisinde Oluşan Geriye Doğru Isınma Sorununa Grafen

Tabanlı Elektromanyetik Çözüm ve İstatistiksel Analiz

Yüksek Lisans

Konya, 2020

Kanser tedavilerinde en çok kullanılan yöntemler arasında kemoterapi, cerrahi müdahale ve radyo frekansları ile ablasyon (ısı ile yok etme) yöntemleri gelmektedir. Bahsedilen her teknik hasta üzerinde farklı etkiler göstermektedir. Yani yapılması planlanan kanser tedavi tekniği hastanın ve kanserli dokunun durumuna göre değişiklik göstermektedir. Diğer yandan, en çok tercih edilen kanser tedavi tekniklerinden biri de radyo frekansları ile yapılan ablasyondur. Bu teknikte 500 kHz frekans civarında alternatif akım ile oluşan sıcaklık kullanılarak kanserli dokunun yok edilmesi hedeflenmektedir. Radyo frekans tekniğinde dokuya sokulan sonda 1-2 mm yarıçaplı küçük bir alanda etkisini göstermektedir. Bu çalışmada radyo frekans tekniğine alternatif olarak hem daha hızlı hem de daha geniş bir bölgede etkin olan mikrodalga ablasyon üzerinde çalışılmıştır. Mikrodalga ablasyon tekniği, mikrodalga frekanslarında (genellikle 2.45 GHz) çalışan, dokuya minimum hasar verecek şekilde tasarlanan ince bir antenin oluşturduğu elektromanyetik radyasyon sonucu kanserli dokunun ısıtılarak yok edilmesine dayanmaktadır. Kullanılan antenler genellikle eş eksenli olup, antenin uç kısmına açılan bir yarıktan dokuya elektromanyetik (EM) enerjinin ışıması sağlanmaktadır. Tasarlanan antenin ve biyolojik dokunun fiziksel özellikleri de, mikrodalga ışıma sonucu oluşan termal ısının yayılmasını kolaylaştırarak büyük çaptaki kanser dokularının tedavisini mümkün kılmaktadır. Diğer tedavi tekniklerine göre daha yeni bir teknik sayılan mikrodalga ablasyon üzerinde, anten tasarımından laboratuvar testlerine ve klinik araştırmalara kadar birçok aşamada akademik çalışmalar halen devam etmekte ve sistemin ortaya çıkardığı sorunlar üzerine çözüm önerileri sunulmaktadır. Bu sorunlardan en önemlisi, “*backward heating*” denilen ısının anten boyunca geriye doğru yayılma olayıdır. Bu durum, ablasyon sırasında sağlıklı dokunun da ısınmasına sebep olmakta ve dolayısıyla sağlıklı dokunun ölümüne sebep olabilmektedir.

Bu çalışma belirtilen problemi en aza indirgemeye yönelik (anten boyunca, tümörlü doku dışındaki bölgenin normal vücut sıcaklığında kalması için) EM çözümler sunmaktadır. Bu amaçla eş eksenli yarık anten (EYA) üzerine ilave edilecek olan 1-atom kalınlığındaki grafen tabakası ve yapılacak ısıl analiz çalışmanın özgün değerini oluşturmaktadır. Yapılan bu çalışma ile grafen kaplı EYA'nın termal etkileri üzerinde durulmuştur. Dolayısıyla grafen tabasının doku içindeki ısı dağılımına, nekrotik doku oranı (EM enerjinin kanserli dokuda yaptığı hasar) ve tedavi süresine yapmış olduğu etkiler incelenmiştir.

Ayrıca, bu çalışmada doku içindeki EYA'nın istatistiksel analizi yapılmıştır. Bu analizin yapılmasının sebebi, üretilen anten prototipi ile elde edilen sonuçlar (örneğin doku içindeki sıcaklık dağılımı) ile tasarım aşamasında kullanılan anten modelinin verdiği sonuçlar arasında ciddi farklar bulunabilmesidir. Bu durum üretimde kullanılan cihazların hassasiyetlerinden veya sıcaklık gibi çevre koşullarından kaynaklanmaktadır. Dolayısıyla

antenin giriş parametrelerinde (antenin boyutları gibi) belirsizlikler oluşmaktadır. Bu belirsizliklerin SAR ve sıcaklık dağılımı gibi anten çıktılarına olan etkilerinin istatistiksel olarak incelenmesi gerekmektedir. İstatistiksel analiz için geleneksel Monte Carlo yöntemine göre daha az örnekleme ile yüksek doğruluk kazandıran Polynomial Chaos Expansion (PCE) yöntemi tercih edilmiştir.

Bu tez çalışması ile geriye doğru ısınma olayının en aza indirgenmesi sayesinde kanser tedavisinde alternatif bir yöntem olan mikrodalga anten ile ablasyon tekniğinin geliştirilmesine ve kullanımının yaygınlaşmasına katkı sağlanması amaçlanmaktadır.

### **Anahtar Kelimeler**

Mikrodalga Ablasyon, Eşeksenli Yarık Anten, Kanser, Grafen, Polynomial Chaos Expansion





## ABSTRACT

Burak UZMAN

Graphene Based Electromagnetic Solution for Backward Heating Problem Appearing in  
Microwave Cancer Ablation and Statistical Analysis

Master's Thesis

Konya, 2020

The most used methods for cancer treatment are chemotherapy, surgery and ablation techniques. Each technique has different effects on the patient. In other words, the planned cancer treatment technique varies according to the condition of the patient and cancerous tissue. On the other hand, one of the most preferred cancer treatment techniques is ablation with radio frequencies. In this technique, it is aimed to destroy the cancerous tissue by the heat generated by alternating current around 500 kHz frequency. In the radio frequency technique, the probe inserted into the tissue shows its effect in a small area with a radius of 1-2 mm. In this study, microwave ablation, which is faster than the radiofrequency technique and effective in a wider region, is studied as alternative. The microwave ablation technique is based on the heating of cancerous tissue by electromagnetic radiation generated by a thin antenna designed to minimize tissue damage, operating at microwave frequencies (usually at 2.45 GHz). Antennas used for this purpose are generally coaxial and the electromagnetic (EM) energy is radiated from a small slot to the tissue. Fortunately, the physical properties of designed antenna and biological tissues ease the absorption of thermal energy resulting from the electromagnetic (EM) waves and make the treatment possible for massive cancerous tissue. Regarding the microwave ablation technique, which is considered to be as a recent technique compared to other treatment techniques, academic studies are still continuing in many stages from antenna design to laboratory tests and clinical researches. The most important of limitation of this technique is the backward propagation of heat called "backward heating" through the antenna. This causes the heating of the healthy tissue during the ablation and thus the death of the healthy tissue.

This work provides EM solutions to minimize the backward heating problem. The originality of this work is due to the presence of the 1-atom thick graphene layer between the outer conductor of the coaxial antenna and the catheter. The thermal effects of the graphene covered coaxial slot antenna is emphasized. The temperature distribution in the biological tissue, the rate of tissue (necrotic tissue rate) ablated during microwave heating and the effect on the treatment time is investigated.

Also, a statistical analysis of the microwave slot antenna in the biological tissue is performed during this work. Indeed, there might be differences between the output given by the fabricated antenna prototype and the numerical antenna model used during the design stage. This fact is due to the limited accuracy of devices used for the fabrication as well as to the environmental conditions such as temperature. Therefore, uncertainties on the antenna input parameters are introduced. The effect of these uncertainties on the output of the antenna is quantified. In this work, the Polynomial Chaos Expansion (PCE) method is preferred over the classical Monte Carlo (MC) method because of the lower number of data sample required by the PCE when compared with MC method. The goal

of this thesis work is to contribute to the development of the microwave ablation technique by improving the performance of the coaxial antennas used for this purpose.

**Keywords**

Microwave Ablation, Microwave Coaxial Slot Antenna, Cancer, Graphene, Polynomial Chaos Expansion



## İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY .....	i
BİLDİRİM.....	ii
ETİK BEYAN .....	iii
TEŞEKKÜR .....	iv
ÖZET .....	v
ABSTRACT .....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
TABLolar DİZİNİ.....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	xii
SİMGELER DİZİNİ .....	xiv
KISALTMALAR DİZİNİ.....	xvi
1. GİRİŞ .....	1
2. MİKRODALGA ABLASYON .....	3
2.1. Mikrodalga Doku Ablasyonu Prensipleri .....	4
2.2. Elektromanyetik Denklemler .....	7
3. MİKRODALGA ABLASYONDA KULLANILAN ANTENLER .....	10
3.1. Tek Kutup (Monopol) Anten .....	10
3.2. Çift Kutup (Dipol) Anten.....	11
3.3. Üç Eksenli (Tri-Axial) Anten.....	11
3.4. Yarık (Slot) Anten .....	11
4. MİKRODALGA ABLASYONDA GERİYE DOĞRU ISINMA.....	12
4.1. Mikrodalga Ablasyonda Grafen .....	14
5. COMSOL MULTIPHYSICS® İLE MODELLEME VE BENZETİM .....	16
5.1. Bulgular/Sonuçlar.....	17
5.1.1. Çift Yarıkli Antenin Elektromanyetik Analizi .....	19
5.1.2. Çift Yarıkli Antenin Isıl Analizi .....	23
5.1.3. Doku Hasar Oranı .....	26
5.1.3.1. Choke Anten Yapısı .....	30
5.1.3.2. Sleeve Anten Yapısı .....	31
5.2. İstatistiksel Analiz .....	33
5.2.1. Değişken Anten Parametreleri.....	33
5.2.2. Değişken Doku Parametreleri.....	39

6. SONUÇ .....	44
KAYNAKLAR.....	46
ÖZGEÇMİŞ.....	49



## TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Karaciğer Dokusunun Fiziksel Özellikleri .....	19
Tablo 2. Doku Parametreleri .....	24
Tablo 3. Anten Giriş Parametrelerinin Modelleme ve Üretimdeki Değerleri.....	36
Tablo 4. Doku Parametrelerinin Zamana göre İfade Edilmesi.....	40



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. RF Ablasyonun Hasta Üzerinde Uygulanması .....	4
Şekil 2. Mikrodalga Ablasyonunun Deneysel Kurulumu .....	5
Şekil 3. Mikrodalga ve RF Ablasyon Sıcaklık Zaman Grafiği .....	6
Şekil 4. Tek Kutup Antenler a) Dielektrik Uçlu, b) Açık Uçlu, c) Metal Uçlu .....	10
Şekil 5. Çift Kutup Anten.....	11
Şekil 6. Yarık Anten .....	11
Şekil 7. Geriye Doğru Isınma.....	12
Şekil 8. Choke ve Cap-Choke Yapıları.....	13
Şekil 9. Sleeve ve Floating Sleeve Yapıları .....	13
Şekil 10. Grafen İletkenliği .....	14
Şekil 11. Grafenin Kimyasal Potansiyele göre Değişen Empedans Değeri.....	15
Şekil 12. COMSOL Multiphysics® ile Doku İçinde Modellenen Grafen Kaplı Antenin Bir Kısmının Ekran Görüntüsü.....	17
Şekil 13. a) 2B Tek Yarıkli Anten ve Boyutları, b) Grafen Kaplı Tek Yarıkli Anten....	18
Şekil 14. ANSYS HFSS ve COMSOL Multiphysics® ile Elde Edilmiş Farklı Kimyasal Potansiyele Sahip Grafen Kaplı Eş Eksenli Yarık Antenin Geri Dönüş Kaybı .....	19
Şekil 15. Kateter ile Kaplı Çift Yarıkli Eş Eksenli Antenin 2B Görünümü .....	20
Şekil 16.Çift Yarıkli Eş Eksen Antenin Üzerine Sarılan Grafen Tabakası.....	20
Şekil 17. Grafen Uzunluğuna göre Anten Verimliliği.....	21
Şekil 18. Grafen Konumuna göre Anten Verimliliği.....	21
Şekil 19. Grafensiz Anten ve Farklı Kimyasal Potansiyellerdeki Grafen Katmanının Eklenmesiyle Oluşan Geri Dönüş Kaybı .....	22
Şekil 20. Grafensiz Anten ve Farklı Kimyasal Potansiyellerdeki Grafen Katmanının Eklenmesiyle Oluşan, a) Yüzey Akım Yoğunluğu, b) Anten Boyunca Oluşan SAR Değeri.....	23
Şekil 21. Grafensiz Anten ve Farklı Kimyasal Potansiyellerdeki Grafen Katmanının Eklenmesiyle Oluşan Anten Boyunca Sıcaklık Değişimi.....	25
Şekil 22. Grafensiz Anten ve Farklı Kimyasal Potansiyellerdeki Grafen Katmanının Eklenmesiyle 1.5 mm Mesafede Zamana göre Oluşan, a) Sıcaklık Değişimi, b) Doku Hasarı Oranı .....	27
Şekil 23. Grafensiz Anten ve Farklı Kimyasal Potansiyellerdeki Grafen Katmanının Eklenmesiyle 5 mm Mesafede Zamana göre Oluşan, a) Sıcaklık Değişimi, b) Doku Hasarı Oranı .....	27

Şekil 24. Grafensiz Anten ve Farklı Kimyasal Potansiyellerdeki Grafen Katmanının Eklenmesiyle 10 mm Mesafede Zamana göre Oluşan, a) Sıcaklık Değişimi, b) Doku Hasarı Oranı .....	28
Şekil 25. Grafensiz Anten ve Farklı Kimyasal Potansiyellerdeki Grafen Katmanının Eklenmesiyle, a) Sıcaklık Değişimi, b) Doku Hasarı Oranı .....	29
Şekil 26. 2B Hasar Gören Doku Oranı, a) Grafensiz Anten, b) 0 eV'luk Grafenli Anten.....	30
Şekil 27. Choke Yapısı ile Modellenen Anten Parametreleri .....	30
Şekil 28. Sleeve Yapısı ile Modellenen Anten Parametreleri .....	31
Şekil 29. 0 eV'luk Grafen, Choke ve Sleeve Yapılarının a) SAR Karşılaştırması, b) Sıcaklık Dağılımı Karşılaştırması.....	32
Şekil 30. 2 Boyutlu Hasar Gören Doku Oranı, a) 0 eV'luk Grafen, b) Choke, c) Sleeve.....	32
Şekil 31. Tipik bir Monte Carlo Yöntemi Akış Şeması.....	34
Şekil 32. İstatistiksel Analiz Akış Diyagramı .....	35
Şekil 33. PCE Sonrası Anten Boyunca Oluşan Ortalama ve Standart Sapma a) SAR, b) Sıcaklık Dağılımı .....	37
Şekil 34. Giriş Parametrelerinin Anten Boyunca Oluşan, a) SAR'a Etkisi, b) Sıcaklık Dağılımına Etkisi .....	37
Şekil 35. Giriş parametrelerinin a) Anten Verimine Etkisi, b) Geri Dönüş Kaybına Etkisi .....	38
Şekil 36. Doku Parametrelerinin Güncellemesi .....	39
Şekil 37. Grafensiz Antenin Zamana göre Sıcaklık Değişimi .....	39
Şekil 38. Sabit ve Zamana Bağlı Değişen Doku Parametrelerine göre Değişen Verimlilik .....	41
Şekil 39. Sabit ve Zamana Bağlı Değişen Doku Parametrelerine göre Değişen a) SAR, b) Sıcaklık Dağılımı.....	41

## SİMGELER DİZİNİ

Simge	Açıklama
$\vec{E}$	Elektrik Alan Şiddeti (V/m)
$\vec{H}$	Manyetik Alan Şiddeti (A/m)
$\vec{D}$	Elektriksel Akı Yoğunluğu (C/m <sup>2</sup> )
$\vec{B}$	Manyetik Akı Yoğunluğu (T)
$\vec{J}$	Elektriksel Yüzey Akım Yoğunluğu (A/m)
$\epsilon$	Elektriksel Dielektrik Sabiti (F/m)
$\mu$	Manyetiksel Geçirgenlik (H/m)
$\sigma$	Elektriksel İletkenlik (S/m)
$\rho_E$	Elektriksel Yük Yoğunluğu (C/m <sup>3</sup> )
$\omega$	Açısal Frekans (rad)
$\alpha$	Zayıflama Sabiti (Np/m)
$\beta$	Faz Sabiti (rad/m)
$v_p$	Dalganın Faz Hızı (m/s)
$\lambda$	Dalga Boyu (m)
$f$	Frekans (Hz)
$\vec{P}$	Poynting Vektörü (W/m <sup>2</sup> )
$e$	Elektron Yükü (C)
$\tau$	Relaksasyon Zamanı (s)
$\mu_c$	Kimyasal Potansiyel
$k_B$	Boltzmann Sabiti
$\hbar$	Planck Sabiti
$\rho$	Doku Yoğunluğu (kg/m <sup>3</sup> )
$\rho_b$	Kan Yoğunluğu (kg/m <sup>3</sup> )
$C$	Özgül Doku Sıcaklığı (J/(kg.K))
$C_b$	Özgül Kan Sıcaklığı (J/(kg.K))
$\omega_b$	Kan Perfüzyon Oranı (1/s)
$k_{th}$	Termal İletkenlik (W/(m.K))
$Q_{met}$	Metabolizma Isı Kaynağı (W/m <sup>3</sup> )
$Q_{ext}$	Dışarıdan Uygulanan Isı Kaynağı (W/m <sup>3</sup> )
$\sigma_{liver}$	Karaciğer İletkenliği (S/m)



$A$	Frekans Faktörü (1/s)
$R$	Evrensel Gaz Sabitini
$\Delta E$	Aktivasyon Enerjisi (J.mol <sup>-1</sup> )
$X$	İstatiksel Giriş Parametreleri
$Y$	İstatiksel Çıkış Parametreleri
$a_\alpha$	Bulunması Gereken Bilinmeyen Katsayılar
$\psi_\alpha(X)$	Çok Değişkenli Polinomlar
$\mathbf{a}$	Tahmin Edilen Katsayılar
$\Psi$	Polinom Vektörü
$\mathbf{y}$	Çıkış Vektörü
$S_i^T$	Tüm Katsayıların Karelerinin Toplamı

## KISALTMALAR DİZİNİ

<b>Kısaltma</b>	<b>Açıklama</b>
HCC	Hepatosellüler Karsinom
CCA	Kolanjiokarsinoma
EM	Elektromanyetik
RF	Radyo Frekans
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
CT	Bilgisayarlı Tomografi
2B	İki Boyutlu
PTFE	Politetrafloroetilenden
GHz	Gigahertz
eV	Elektron Volt
SAR	Özgül Soğurulma Oranı
MC	Monte Carlo
PDF	Olasılık Yoğunluğu Fonksiyonu
PCE	Polynomial Chaos Expansion
LARS	Least Angle Regression Selection

## 1. GİRİŞ

Dünya Sağlık Örgütü (WHO)'ne göre son 10 yılda kanser hastalığına yakalanan insanların sayısı ciddi şekilde artmış ve kanser en fazla ölümlü sonuçlanan hastalıkların başında gelmektedir. Her yıl 8,2 milyon insan kanser yüzünden hayatını kaybetmektedir. En yaygın kanser ölüm sebebi ise akciğer ve karaciğer kanserleridir (“World Cancer Report”, 2014). Yılda, akciğer kanseri yüzünden 1,59 milyon, karaciğer kanseri yüzünden ise 745 bin insan hayatını kaybetmektedir. Kanser tedavisinde en çok tercih edilen teknikler ameliyat, kemoterapi ve RF ablasyondur. Her yöntemin kendine göre avantajları ve dezavantajları olmakla birlikte etkileri hastadan hastaya göre değişmektedir. Örneğin, kanser hastalarının sadece %25'i ameliyata uygunken kemoterapi hastaların üstünde birçok fiziksel veya fiziksel olmayan yan etkiye sahiptir (Yang, 2005; Coates vd., 1983). Diğer yandan, en çok tercih edilen termal ablasyon tekniklerinden biri olan RF ablasyon ise radyo dalgaları frekanslarda alternatif akım kullanılarak kanserli bölgenin ısıtılarak yok edilmesini sağlamaktadır (Brannan vd., 2009). RF ablasyon tekniği vücut içine sokulan ince bir sonda vasıtasıyla uygulanmakta ve küçük bir alanda etkisini göstermektedir. Bu çalışmada son yıllarda ilginin arttığı bir diğer termal ablasyon tekniği olan mikrodalga ablasyon tedavisi üstünde çalışılmıştır (Brace, 2009). Mikrodalga ablasyon tekniğinin RF ablasyona göre birçok avantajı vardır (Yang, 2005). Bu avantajlardan en önemlisi mikrodalga ablasyon tekniği RF ablasyona göre daha hızlı sürede daha büyük alanlara etki etmesidir. Mikrodalga ablasyon tedavisinin çalışma mantığı EM enerjinin ışıması ile kanserli bölgenin ısıtılarak yok edilmesidir. Mikrodalga ablasyon tekniği mikrodalga frekanslarda (genelde 2.45 GHz) çalışan mikrodalga antenler ile uygulanmaktadır (Prakash, 2010). Bu mikrodalga antenlere hem doku tahribatına minimum etki etmesi hem de basit tasarımı sayesinde eş eksenli antenler tercih edilmektedir. Monopol, dipol, yarık ve üç eksenli antenler eş eksenli antenlere örnek gösterilebilir (Bertram vd., 2006). Bu antenlerin geri dönüş kaybının az olması ve ürettikleri EM gücü kısa bir süre içine çevresine aktarmak gibi avantajları vardır. Lakin bu antenlerin en büyük problemlerinden biri ise geri dönüş kayıpları az olmasına rağmen dış iletkenleri üzerinde geriye doğru yüzey akımları oluşur. Geriye doğru yüzey akımları ise sağlıklı dokuların ısınmasına ve zarar görmesine sebep olmaktadır (Surita ve Marwaha, 2011). Literatürde bu soruna çözüm olabilecek “cap-choked” ve “sleeve” gibi tasarımlar mevcuttur (Lin ve Wang,

1996; Ito, 1990). Fakat, bu çözümlerde yüzey akımları tamamıyla bastırılmamış olmakla birlikte antenin boyutu artmış ve böylece antenin vücut içerisinde kullanımı engelleyici faktörler ortaya çıkmıştır. Bu çalışmada anten boyutlarını minimum düzeyde değiştirecek olan 1-atom kalınlığındaki grafen çözüm olarak sunulmuştur (Hartomy ve Omar, 2012). Grafenin kimyasal potansiyele ve frekansa göre değişen iletkenliği sayesinde yüksek empedans yüzeyi oluşturulmuş ve yüzey akımlarının engellendiği görülmüştür.

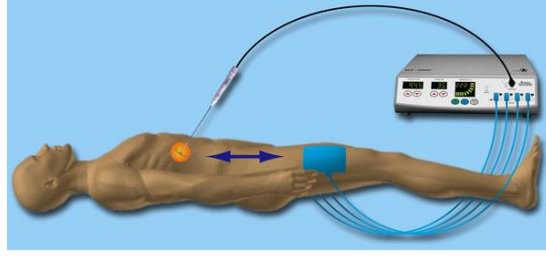


## 2. MİKRODALGA ABLASYON

Karaciğer tümörleri birincil iyi huylu (primer benign), birincil kötü huylu (primer malign) ve ikincil (sekonder) olmak üzere 3 gruba ayrılmaktadır. Birincil iyi huylu ve ikincil tümörlü dokularında, tümör oranı 1/20'dir. Karaciğer kanserine sebep olan tümörlerin başında birincil kötü huylu grubu içinde yer alan hepatosellüler karsinom gelmektedir. Bahsedilen 3 grubun içinde yer alan tümör çeşitleri şunlardır:

- Birincil iyi huylu: Karaciğer Hemanjiomu, Hepatosellüler Adenom, Fokal Nodüler Hiperplazi, Safra Kanalı Adenomu.
- Birincil kötü huylu: Hepatosellüler Karsinom (HCC), Kolanjiokarsinoma (CCA), Hepatoblastoma.
- İkincil: Kolorektal Karaciğer Metastazları, Nonkolorektal, Karaciğer Metastazları.

Bu çalışmada, en fazla ölümlle sonuçlanan kanserlerden biri olan karaciğer kanser türleri ve tedavileri üzerinde çalışılacaktır. Karaciğer kanserinde son 10 yılda ciddi bir artış meydana gelmiş ve yılda ortalama 1,250,000 insanın ölmesine sebep olan dünyada en sık rastlanan kanserlerden biridir. Son 10 yıldaki artış ise hepatit B ve C'nin yaygınlaşmasına bağlanmaktadır ("World Cancer Report", 2014). Bu kanser türünün bilinen en yaygın tedavi yöntemleri ameliyat, kemoterapi ve RF ablasyondur. Her yöntemin kendine göre avantajları ve dezavantajları olmakla birlikte etkileri hastadan hastaya göre değişmektedir. Bu tedavi yöntemleri hakkında kısaca bahsetmek gerekirse; ameliyat tedavisinde hastaların %25'i ameliyat için uygundur (Yang, 2005; Coates vd., 1983). Kemoterapi ise hastaların üstünde birçok fiziksel veya fiziksel olmayan yan etkiye sahiptir (Acikgoz and Mitra, 2016). Diğer yandan, en çok tercih edilen termal ablasyon tekniklerinden biri olan RF ablasyon ise radyo dalga frekanslarda alternatif akım kullanılarak kanserli bölgenin ısıtılarak yok edilmesini sağlamaktadır (Brannan ve Ladtkow, 2009). RF ablasyon tekniği vücut içine sokulan ince bir sonda vasıtasıyla uygulanmakta ve küçük bir alanda etkisini göstermektedir (Huffman, 2011). RF ablason tedavisi hasta üzerinde Şekil 1'deki gibi uygulanmaktadır.



**Şekil 1. RF ablasyonun hasta üzerinde uygulanması**

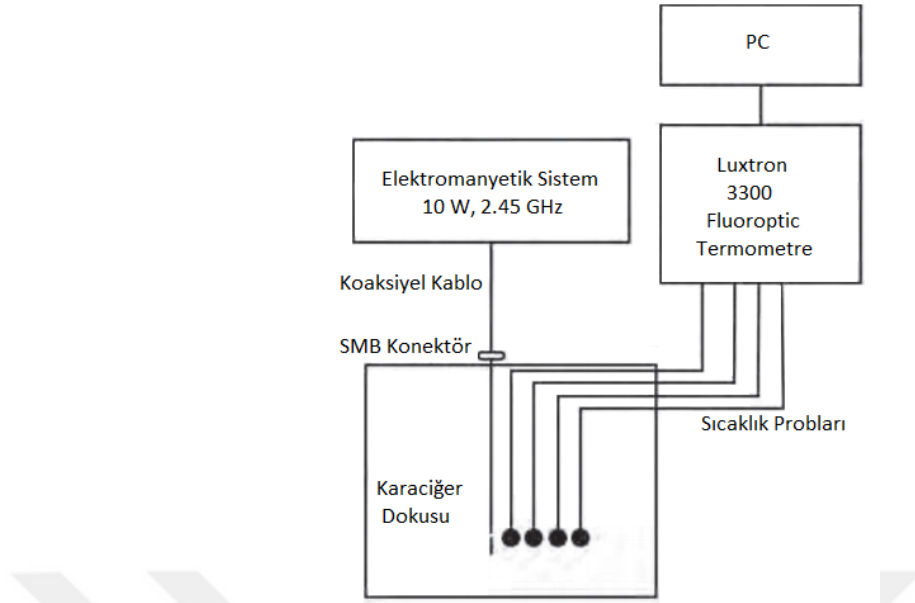
(Kaynak: (“Radyofrekans ablasyon”, t.y.))

Bu çalışmada son yıllarda ilginin arttığı bir diğer termal ablasyon tekniği olan mikrodalga ablasyon tedavisi üstünde çalışılmıştır.

### **2.1. Mikrodalga Doku Ablasyonu Prensipleri**

Mikrodalga ablasyonunun temel prensibi bir mikrodalga anten ile mikrodalga gücünü karaciğer dokusundaki tümörlü bölgeye uygulamaktır. Uygulanan alternatif (polar) yapıda olan EM dalgalar yine polar yapıda olan tümörlü bölgenin içindeki su molekülleriyle etkileşime girer (Rubio, 2011). Bu etkileşim sonunda su moleküllerinde rezonans ve bu rezonansa bağlı bir sürtünme meydana gelir. Sürtünme sonucunda ise su moleküllerinde ısınma meydana gelir ve yanmaya başlar. Sonuç olarak mikrodalga ablasyon tedavisinin amacı karaciğer içindeki hedeflenen kanserli bölgeyi yakmaktır. Mikrodalga ablasyonu gerçekleştirebilmek için gerekli temel cihazların kullanımını Şekil 2’de gösterilmiştir.

Mikrodalga ablasyon tedavisinde, tümör MRI (manyetik rezonans görüntüleme), CT (bilgisayarlı tomografi) veya ultrason cihazları ile önceden belirlenir. Mikrodalga güç jeneratörüne bağlanan sonda tümöre açık ameliyat, ultrason veya çeşitli tıbbi cihazlar tarafından bir perkütan (deri içinden uygulanan) işlemi ile tümörlü bölgeye yerleştirilir. Uygulanacak olan güç ve ısıtma süresi önceden belirlenen tümörün şekli ve büyüklüğüne göre seçilir. Tedavi tamamlandıktan sonra da tümörlü bölge içine yerleştirilen sonda güvenli bir şekilde kaldırılır.



**Şekil 2. Mikrodalga ablasyonunun deneysel kurulumu**

(Kaynak: Rubio vd. (2012))

Mikrodalga ablasyon, RF ablasyonu, lazer ablasyonu (Hirata, 1997), odaklanmış ultrason ablasyonu (Wu vd., 2005), sıcak salin enjeksiyonu (Honda vd., 1994) gibi ablasyon tedavilerinden biridir. Tüm ablasyon tedavilerinin amacı bir aplikatör vasıtasıyla hedeflenen tümöre ısı vermek ve tümörü ısıtarak yok etmektir. Fakat mevcut ablasyon tedavilerinin çalışma mantığı birbirinden farklıdır. RF ablasyonu karaciğer kanseri tedavisinde en çok kullanılan ve mikrodalga ablasyon tekniğine en çok benzeyen ablasyon tedavisidir.

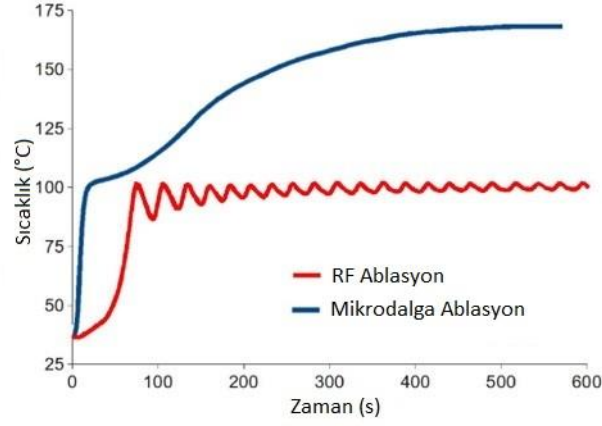
Mikrodalga ablasyon ve RF ablasyon arasındaki temel farklar şu şekildedir.

- Mikrodalga ablasyon dokuya daha fazla enerji ve güç aktarır. (Brace, 2009)
- Şekil 3'te görüldüğü üzere mikrodalga ablasyon daha kısa bir sürede dokunun sıcaklığını daha fazla artırır (Brannan, 2009).
- Şekil 1'den görüleceği üzere, mikrodalga ablasyon tedavisinde RF ablasyonda olduğu gibi topraklama bandına ihtiyaç yoktur (Acikgoz ve Mittra, 2016).

Mikrodalga ablasyonunun RF ablasyona göre avantajları;

- RF ısıtma yüksek akım yoğunluğu alanı ile sınırlı iken, mikrodalga ablasyon anten çevresinde bir hacimde meydana gelir.
- Hızlı tedavi süresi.

- Tek bir aplikatör ile daha büyük tümörler tedavi edilebilir. (Yang, 2005).
- Geniş alanların tedavisi için birden fazla aplikatör kullanılabilir (Yang, 2005).
- RF ablasyondaki gibi topraklama bandına ihtiyaç olmadığından ciltteki yanma riski daha azdır.



**Şekil 3. Mikrodalga ve RF ablasyon sıcaklık zaman grafiği**

(Kaynak: Brace (2009))

Mikrodalga ablasyonun RF ablasyona göre dezavantajları ise;

- Mikrodalga ablasyon RF ablasyona göre lezyon büyüklüğünde daha az kontrol edilebilir (Brace, 2009).
- Sağlıklı dokuları yok eden geriye doğru ısınma (Longo ve Iginio, 2003).

## 2.2. Elektromanyetik Denklemler

Mikrodalga frekansları 300 MHz ve 300 GHz arasında, dalga boyu olarak ifade edilirse 1 m ve 1 mm arasındadır. James Clerk Maxwell 1873 yılında elektrik ve manyetik alanların bağımlılığını matematiksel olarak ifade eden Maxwell Denklemlerini yayınladı. Denklemlerde 4 Maxwell eşitliği diferansiyel formda verilmiştir.

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial}{\partial t}(\vec{B}) \quad (1)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \frac{\partial}{\partial t}(\vec{D}) + \vec{J} \quad (2)$$



$$\nabla \times \vec{\mathbf{D}} = \rho_E \quad (3)$$

$$\nabla \times \vec{\mathbf{B}} = 0 \quad (4)$$

Denklemler belirtilen;  $\frac{\partial \vec{\mathbf{D}}}{\partial t}$  yer değiştirme akımıdır. Akı yoğunlukları ve akım yoğunluğu ise alan şiddetleri cinsinden Denklem 5-7'deki gibi ifade edilmektedir.

$$\vec{\mathbf{D}} = \epsilon \vec{\mathbf{E}} \quad (5)$$

$$\vec{\mathbf{B}} = \mu \vec{\mathbf{H}} \quad (6)$$

$$\vec{\mathbf{J}} = \sigma \vec{\mathbf{E}} \quad (7)$$

Serbest uzayda ve malzemenin içinde dielektrik sabiti ve geęirgenlik Denklem 7-11'de verilmiştir.

Serbest uzayda:

$$\epsilon = \epsilon_0 = 8.854 \times 10^{-12} \text{ (F/m)} \quad (8)$$

$$\mu = \mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ (H/m)} \quad (9)$$

Malzeme İçinde:

$$\epsilon = \epsilon_r \epsilon_0 \quad (10)$$

$$\mu = \mu_r \mu_0 \quad (11)$$

$\epsilon_r$ , bağlı dielektrik sabiti,  $\mu_r$  ise bağlı geğirgenliktir. EM alanlar Maxwell Denklemleri ile ifade edilmiştir. Bütün EM dalgalar zamana bağlıdır. EM dalgaların zamana bağlı harmonik değişimleri Denklem 12 ve 13'te ifade edilmiştir.

$$\vec{\mathbf{E}}(t) = E_0 \cos(\omega t + \varphi_E) \quad (12)$$

$$\vec{\mathbf{H}}(t) = H_0 \cos(\omega t + \varphi_H) \quad (13)$$

Denklem 12 ve 13'te belirtilen,  $t = 0$  anında,  $\varphi_E$  elektrik alanın başlangıç faz açısı ve  $\varphi_H$  ise manyetik alanın başlangıç faz açısıdır. Denklem 12 ve 13'te gösterilen EM dalgalar Denklem 14 ve 15'te olduğu gibi de belirtilebilmektedir.

$$\vec{\mathbf{E}}(t) = E_0 e^{j(\omega t + \varphi_E)} \quad (14)$$

$$\vec{\mathbf{H}}(t) = H_0 e^{j(\omega t + \varphi_H)} \quad (15)$$

Denklem 14 ve 15'te verilen eşitliklerin zamana göre birinci ve ikinci dereceden türevleri Denklem 16-19'da verilmiştir.

$$\frac{\partial}{\partial t} (\vec{\mathbf{E}}) = j\omega\vec{\mathbf{E}} \quad (16)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} (\vec{\mathbf{H}}) = j\omega\vec{\mathbf{H}} \quad (17)$$

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} (\vec{\mathbf{E}}) = -\omega^2\vec{\mathbf{E}} \quad (18)$$

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} (\vec{\mathbf{H}}) = -\omega^2\vec{\mathbf{H}} \quad (19)$$

Bu durumda Maxwell Denklemleri fazör formda Denklem 20-23'teki gibi ifade edilebilir.

$$\nabla \times \vec{\mathbf{E}} = -j\omega\mu\vec{\mathbf{H}} \quad (20)$$

$$\nabla \times \vec{\mathbf{H}} = j\omega\epsilon\vec{\mathbf{E}} + \sigma\vec{\mathbf{E}} \quad (21)$$

$$\nabla \times \vec{\mathbf{D}} = \rho_E \quad (22)$$

$$\nabla \times \vec{\mathbf{B}} = 0 \quad (23)$$

İfade edilen fazör formdaki Maxwell Denklemleri bazı eşitliklerden yararlanarak uzay ortamında yayılan EM dalgalar için genel çözüm olan Helmholtz Denklemlerine dönüştürülür. Helmholtz Denklemleri Denklem 24 ve 25'te verilmiştir.

$$\nabla^2 \vec{\mathbf{E}} + \omega^2\mu\epsilon\vec{\mathbf{E}} = 0 \quad (24)$$

$$\nabla^2 \vec{\mathbf{H}} + \omega^2\mu\epsilon\vec{\mathbf{H}} = 0 \quad (25)$$

### 1.1.1. Malzeme İçinde Elektromanyetik Dalga Yayılımı

Eğer malzeme  $\sigma \neq 0$  ise yani kayıplı bir ortamsa 1. Helmholtz eşitliği Denklem 26'da ifade edilmiştir.

$$\nabla^2 \vec{\mathbf{E}} + \omega^2\mu\epsilon \left(1 - j\frac{\sigma}{\omega\epsilon}\right) \vec{\mathbf{E}} = 0 \quad (26)$$

Karmaşık bağıl dielektrik sabiti Denklem 27'deki gibi ifade edilmiştir.

$$\epsilon_r = \epsilon_r' - \epsilon_r'' = \epsilon_r' - j\frac{\sigma}{\omega\epsilon_0} \quad (27)$$

$\epsilon_r'$ , gerçek bağıl dielektrik sabitidir. Malzeme içi kayıplı bir ortam olduğu için  $\epsilon_r$  karmaşık bağıl dielektrik sabitidir ve Denklem 27'den görüleceği üzere karmaşık bağıl dielektrik sabiti, gerçek bağıl dielektrik sabiti ve elektriksel iletkenlik ile ifade edilmektedir.

Bir EM dalganın zamana bağlı güç akış yoğunluğu Poynting vektörü ile ifade edilir.

$$\vec{\mathbf{P}}(t) = \vec{\mathbf{E}}(t) \times \vec{\mathbf{H}}(t) \quad (28)$$

Eğer bir EM dalga zamana göre harmonik bir alansa, elektrik ve manyetik alan vektörleri fazör formunda ifade edilirse karmaşık Poynting vektörü;

$$\vec{\mathbf{P}} = \vec{\mathbf{E}} \times \vec{\mathbf{H}}^* \quad (29)$$

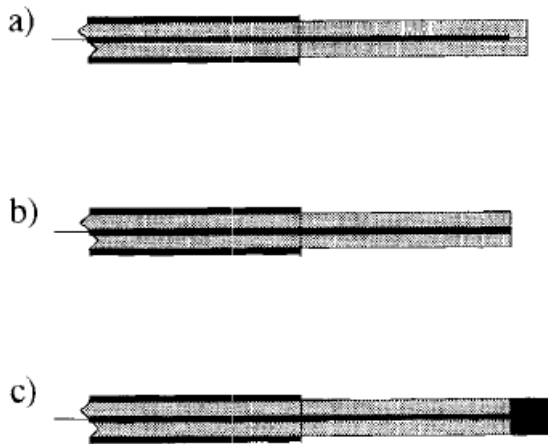


### 3. MİKRODALGA ABLASYONDA KULLANILAN ANTENLER

Mikrodalga ablasyon tedavisi bir mikrodalga anten yardımıyla mikrodalga enerjisinin doku içine aktarılmasıyla gerçekleşmektedir. Günümüz mikrodalga ablasyon çalışmalarında anten tasarımı büyük önem arz etmektedir. Bu çalışmaların amacı antene verilen gücün büyük bir kısmının dokuya aktarılmasını ve buna bağlı antenin çalıştığı frekansta geri dönüş kaybının düşük olmasını sağlamaktır. Aksi takdirde antene verilen güç dokuya fazla aktarılamayacak, geri dönüş kaybı fazla olacak ve bunlara bağlı geriye doğru ısınma meydana gelerek sağlıklı dokunun yanında anten, bağlantı kabloları ve güç kaynağı da zarar görebilecektir. Sonuç olarak bu antenler hem doku içine yüksek güç aktarmalı hem de dokuya nüfuz ederken kalınlığından dolayı dokuya zarar vermemelidir. Bu sebeplerden ve basit tasarımından dolayı eş eksenli antenler en çok tercih edilen antenlerdendir.

#### 3.1. Tek Kutup (Monopol) Anten

Tek kutup anten mikrodalga ablasyon tedavisinde yaygın olarak kullanılan eş eksenli antenlerden biridir (Labonte, 1996). Bir tek kutup anten temel olarak dış iletkeninden daha uzun bir iç iletkene ve iç iletkeni saran dielektrik malzemeye sahiptir. Üç farklı tek kutup anten vardır. Bunlar; dielektrik uçlu, açık uçlu ve metal uçlu tek kutuplu antenlerdir. Şekil 4'te bahsedilen farklı uçtaki tek kutuplu antenler verilmiştir.



Şekil 4. Tek kutup antenler a) Dielektrik uçlu, b) Açık uçlu, c) Metal uçlu

(Kaynak: Labonte (1996))

### 3.2. Çift Kutup (Dipol) Anten

Çift kutup anten mikrodalga ablasyon tedavisinde sıkça kullanılan eş eksenli antenlerden biridir (Hurter vd., 1991). Çift kutup antenin iç iletkeni anten sonunda yer alan metal uca bağlanır ve tüm eş eksenli antenlerde olduğu gibi çift kutup anten bir dielektrik ile kaplanır. Şekil 5’te bir çift kutup antenin yapısı verilmiştir.



**Şekil 5. Çift kutup anten**

(Kaynak: Hurter vd. (1991))

### 3.3. Üç Eksenli (Tri-Axial) Anten

Temel olarak tek kutup, çift kutup ve yarık anten dış iletken ve anteni kaplayan dielektrik tabaka arası çeyrek dalga boyunca bir iletken konmasıyla üç eksenli antene dönüşebilir (Brace, 2004).

### 3.4. Yarık (Slot) Anten

Yarık antenler mikrodalga ablasyon tedavisinde kullanılan en popüler antenlerdir (Wongtrairat ve Wannaree, 2011). Antenin iç ve dış iletkenleri anten sonunda birleşir ve diğer eş eksenli antenlerde de olduğu gibi baştan aşağı dielektrik bir malzeme olan kateter ile kaplanır. Yarık anten geometri olarak çift kutup antene benzemektedir. Aralarındaki tek fark; anten sonlarında yer alan malzemedir. Çift kutup antenin sonunda metal bir uç bulunurken, yarık antenin sonunda antenin dielektriği bulunur. Şekil 6’da bir yarık anten yapısı verilmiştir.



**Şekil 6. Yarık anten**

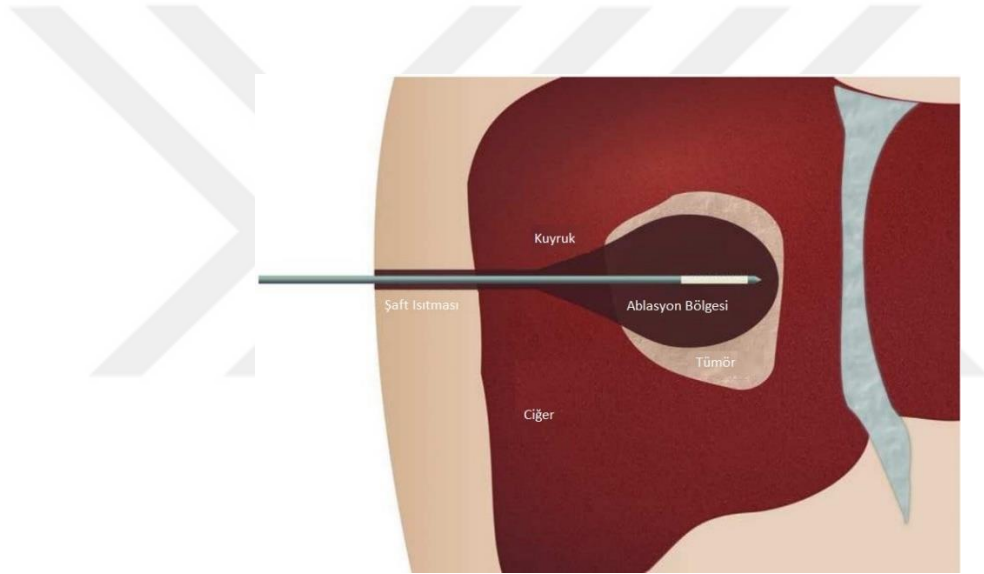
(Kaynak: Wongtrairat ve Wannaree (2011))

#### 4. MİKRODALGA ABLASYONDA GERİYE DOĞRU ISINMA

Geriyeye doğru ısınma mikrodalga ablasyon tedavisinin en büyük problemlerinden biridir (Acikgoz ve Mittra, 2016). Geriyeye doğru ısınma farklı sebeplerden meydana gelebilmektedir. Bunlar;

- Yüksek güçlü enerjinin anten içinde yayılması,
- Ablasyon yapılan alanın ısınmasıyla oluşan ısı iletimi,
- Doku içinde enerji yayılımı olurken yarıktan itibaren geriyeye doğru ısınma yani geriyeye doğru oluşan yüzey akımlarından meydana gelebilmektedir.

Geriyeye doğru ısınma Şekil 7’de gösterilmiştir.



**Şekil 7. Geriyeye doğru ısınma**

(Kaynak: Lubner vd. (2010))

Şekil 7’de de görüleceği üzere ablasyon sonucu tümörlü bölge tamamen yanmamış ve sağlıklı dokuları yok eden anten boyunca geriyeye doğru ısınma oluşmuştur. Literatürde geriyeye doğru ısınma problemine yönelik bazı çalışmalar mevcuttur. Bunlar;

- Su veya gaz ile soğutma sistemli antenler (Kuang ve Ming, 2007)
- “Choke” Anten (Longo ve Iginio, 2003)
- “Cap-Choke” Anten (Chaichanyut, 2010)
- “Sleeve” Anten (Prakash vd., 2008)
- “Floating Sleeve” Anten (Yang vd., 2006)

Öncelikle, su veya gaz ile soğutma sistemleri antenin boyutlarını fazlasıyla artıracığından dolayı fazla tercih edilmeyen bir çözümdür. Yukarıda ifade edilen diğer çözümlerden bahsedilecek olunursa; “Choke” ve “cap-choke” antenlerin çalışma prensibi ise antenin dış iletkeni üstüne bir yapı ekleyip antenin dış iletkeninde açık devre meydana getirerek geriye doğru oluşan yüzey akımlarını sönmölemektedir. Şekil 8- a ve b’de “choke” ve “cap-choke” yapıları gösterilmektedir.



a) Choke



b) Cap-Choke

### Şekil 8. Choke ve Cap-Choke yapıları

(Kaynak: Longo ve Iginio (2003); Chaichanyut (2010))

“Sleeve” ve “floating sleeve” antenlerde ise antenin dış iletkenine yüksek empedanslı bir yapı takılarak oluşan geriye doğru yüzey akımlarını engellemek amaçlanmıştır (Longo ve Iginio 2003; Chaichanyut 2010). Şekil 9- a ve b’de “sleeve” ve “floating” sleeve yapıları verilmiştir.



a) Sleeve



b) Floating Sleeve

### Şekil 9. Sleeve ve Floating Sleeve yapıları

(Kaynak: Prakash vd. 2008, Yang vd. (2006))

Geriye doğru ısınma ile ilgili mevcut yöntemler hem anten boyutlarını arttırmış hem de yüzey akımları tam olarak bastırılmamıştır. Bu çalışmada yeni bir malzeme olan 1 atom

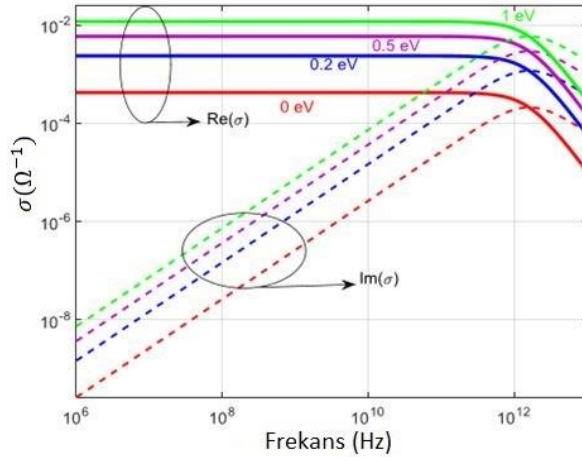
kalınlığa sahip mikrodalga frekanslarda yüksek empedansa sahip ve anten boyutlarını minimum düzeyde değiştirecek olan grafen kullanılmıştır.

#### 4.1. Mikrodalga Ablasyonda Grafen

Grafen 2004 yılında izole edilmiş olup, karbon atomlarının 2 boyutlu halinde olan 1 atom kalınlığındaki bir nano malzemedir. Grafen birkaç yolla sentezlenebilmektedir. Bu yollar, katman ayırma yöntemi (Eksfoliasyon Yöntemi), epitaksiyel büyütme, silisyum-karbon yöntemi ve kimyasal ayrıştırma yöntemidir (Sounas ve Caloz, 2009). Bu yollar arasında en kolay uygulanan yöntem katman ayırma yöntemidir. Bu yöntem, karbon atomunun allotropu olan grafitin bir yüzey üzerinde kaydırılarak grafen tabakasının ayrışması sağlanarak uygulanmaktadır. Grafen anten, transistör ve filtre gibi elektronik cihazlarda performans artırmak amacı ile kullanılmaktadır (Acikgoz ve Mitra, 2016). Grafenin iletkenliği ve iletkenliğine bağlı empedansı uygulanan frekansa ve grafenin kimyasal potansiyeline göre değişmektedir. Grafenin iletkenlik formülü Kubo formülü ile Denklem 30'da ifade edilmektedir (Jiao, 2012).

$$\sigma(\omega) = \frac{2e^2 k_B T}{\pi \hbar^2} \ln \left[ 2 \cosh \left( \frac{\mu_c}{2k_B T} \right) \right] \frac{j}{\omega + j\tau^{-1}} \quad (30)$$

Grafenin kimyasal potansiyele ve frekansa göre değişen iletkenliği Şekil 10'da gösterilmiştir.



**Şekil 10. Grafen iletkenliği**

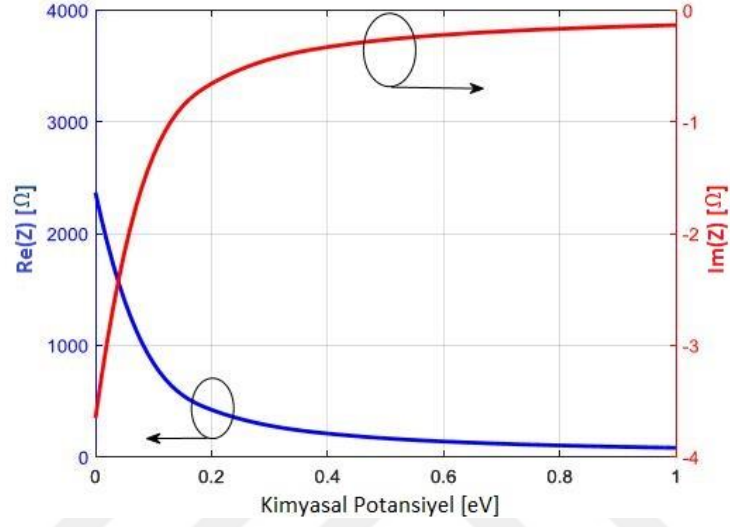
(Kaynak: Acikgoz ve Mitra (2016))

Grafenin iletkenliğe göre değişen empedansı ise Denklem 31'de ifade edilmiştir.



$$Z = \frac{1}{\sigma(\omega)} \quad (31)$$

Denklem 31'den de görüleceği üzere grafenin iletkenliği ve empedansı ters orantılıdır. Sonuç olarak grafenin empedans değeri de aynı iletkenliğinde olduğu gibi uygulanan frekansa ve kimyasal potansiyele göre değişiklik gösterir. Grafenin kimyasal potansiyele göre değişen empedans değeri Şekil 11'de gösterilmiştir.



**Şekil 11. Grafenin kimyasal potansiyele göre değişen empedans değeri**

(Kaynak: Acikgoz ve Mitra (2016))

## 5. COMSOL MULTIPHYSICS® İLE MODELLEME VE BENZETİM

Bu çalışmada COMSOL Multiphysics® adlı benzetim programı ile eş eksenli çift yarık anten ve karaciğer doku örneği tasarlanıp ısı analiz çalışmaları yapılmıştır. Fakat daha öncesinde, COMSOL ile elde edilen sonuçların doğrulanması amacıyla ve önceki çalışmalarla karşılaştırmak için tek yarık anten modellenip benzetimi yapılmıştır.

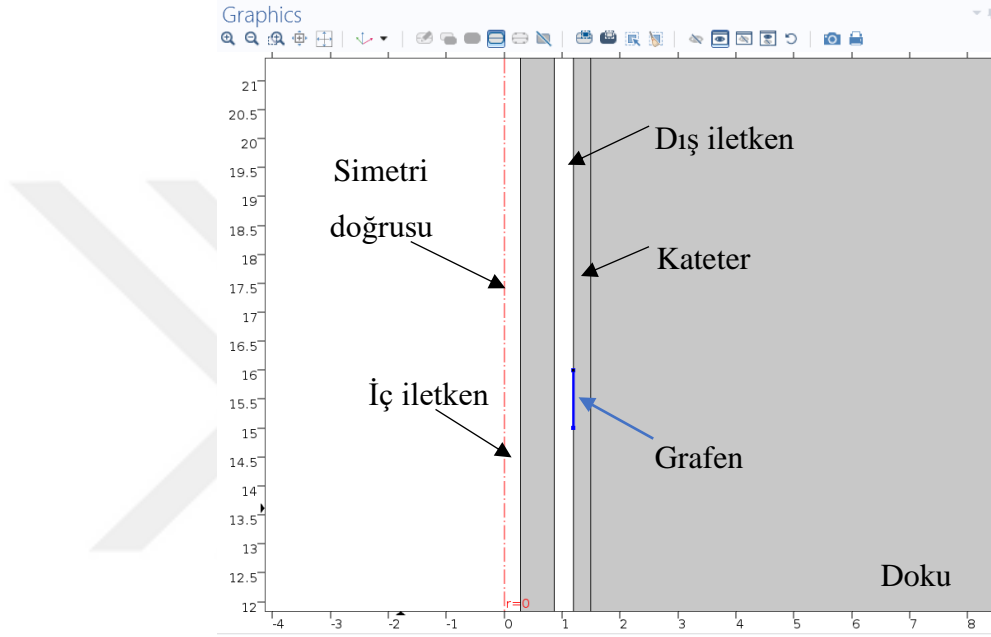
Tez çalışmasının sağlıklı ilerleyebilmesi ve elde edilen sonuçların güvenilir olması amacıyla belirtilen kaynakta verilen sonuçlar ile karşılaştırma yapılmıştır (Acikgoz and Mitra, 2016). Verilen sonuçlar tamamen bir EM benzetim programı olan, sonlu elemanlar yöntemi temelli ANSYS HFSS benzetim programı ile elde edilmiştir. ANSYS HFSS üç boyutlu bir benzetim programı olup, iki boyutlu modellemelere müsaade etmemektedir. Ayrıca, ısı analiz ve/veya çoklu-fizik benzetimlerde mümkün değildir. Grafen malzemesinin modellenmesi iki farklı yolla mümkün olabilmektedir. Birincisi, nanometre kalınlığında malzeme tanımlayarak, dielektrik/elektrik özelliklerini girerek modelleme ile mümkün olmakta. Fakat, bu yöntemin en büyük dezavantajı, benzetimlerin uzun sürmesi ve çok yüksek performanslı iş istasyonlarına ihtiyaç duyulmasıdır. Çünkü, nano boyutlardaki bir malzemeyi makro boyutlardaki bir anten ile modelleyebilmek için “mesh” elemanlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu da eleman sayısının çok fazla olmasını ve buna bağlı olarak ta bulunması gereken bilinmeyen sayısının çok yüksek olmasını gerektirmektedir. Dolayısıyla, bu yöntem çok uzun çözüm zamanı gerektiren bir yöntemdir.

Diğer yöntem ise, grafen tabakasının herhangi bir kalınlığı olmayan yüksek empedanslı yüzey olarak tanımlanmasına dayanmaktadır. Bu yöntem, sadece yüzey alanının ağlara bölünmesini ve serbestlik derecesinin daha az olmasını sağlamaktadır. Sonuç olarak daha hızlı benzetim sonuçları elde edilebilmektedir. Bu çalışmada, bahsedilen avantajdan dolayı, ikinci yöntem olan grafen katmanını yüzey empedansı olarak modellenmesi tercih edilmiştir. ANSYS HFSS bu tarz bir modellemeye kolaylıkla imkân sağlamakta olup, iki boyutlu yüzeyin oluşturulup sadece Denklem 31 ile ifade edilen yüzey empedansının oluşturulan yüzeye atanmasına bağlıdır.

Bu çalışma kapsamında, kullanılması uygun görülen COMSOL Multiphysics® benzetim programı ise, adından da anlaşılacağı üzere çoklu fiziksel özelliklerin etkileşimini mümkün kılmaktadır. Bu bağlamda, bu çalışma da ihtiyaç olan EM ve ısı analizleri modüllerini ayrı ayrı veya etkileşimli bir şekilde kullanılması sağlanmaktadır. Ayrıca,

COMSOL Multiphysics® ile iki boyutlu modeller de analiz edilebilmektedir. Böylelikle, daha az hesaplama maliyetiyle daha hızlı benzetimler yapılabilmektedir.

HFSS'den farklı olarak, COMSOL Multiphysics® yazılımında grafen modellemesi yüzey akım yoğunluğu ile olmaktadır. Şekil 12'de de gösterildiği üzere, eş eksenli antenin dış iletkeni ile kateter arası yerleştirilen grafen katmanı seçilip yüzey akımı  $J_z = \sigma E_z$  olarak tanımlanmaktadır. Burada,  $\sigma$  grafen malzemesinin iletkenliğini,  $E_z$  yüzeye teğet elektrik alanı ifade etmektedir.



**Şekil 12. COMSOL Multiphysics® ile doku içinde modellenen grafen kaplı antenin bir kısmının ekran görüntüsü**

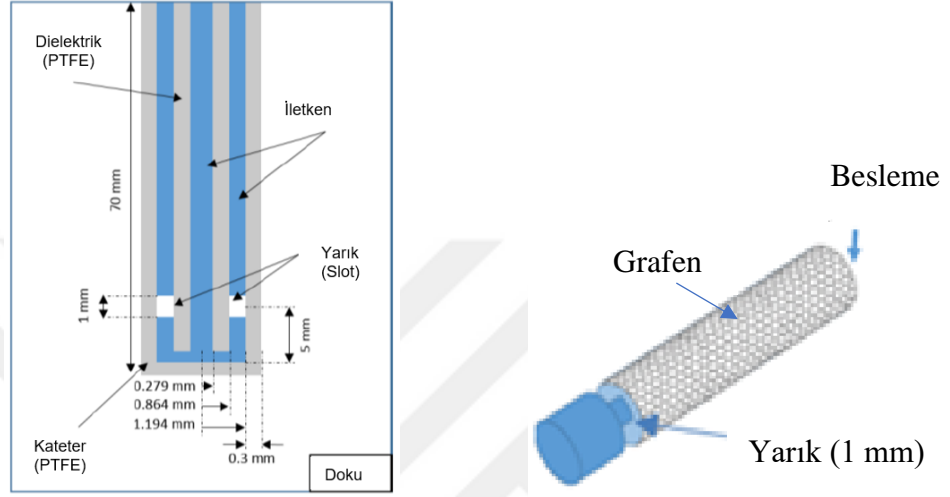
Benzetimler için aksisimetrik bir model geliştirilmiştir. Uygulanan EM ve termal sınır şartları şu şekildedir.

- Anten iletkenlerine mükemmel elektriksel iletken (PEC) uygulanmıştır,
- Dokunun dış sınırlarına, yayılan enerjinin geri yansımalarını engellemek için, saçılma sınır şartları (Scattering Boundary Condition) uygulanmıştır,
- Yine doku sınırlarına ısı yalıtımı uygulanmıştır.

### 5.1. Bulgular/Sonuçlar

COMSOL Multiphysics® ile modellenen tek yarıkli antenin 2B çizimi ve boyutları Şekil 13'te verilmiştir. Ayrıca benzetimlerde kullanılan biyolojik doku modeli karaciğerin fiziksel özellikleri 2.45 GHz frekansı için Tablo 1'de verilmektedir. Şekil 13a'da

görüldüğü gibi, bir eş eksenli yarık anten, biri iç ve diğeri dış olmak üzere iki iletken ve bu ikisi arasında bulunan bir yalıtkan malzemeden oluşmaktadır. Fiziksel koruma sağlamak ve anten ile biyolojik doku arasında EM uyumluluk oluşturmak için anten, kateter denilen politetrafloroetilenden (PTFE) üretilmiş bir yalıtkan malzeme ile kaplanmaktadır. Antenden dokuya ışınma yapılabilmesi için, antenin ucuna yakın bir bölgede halka şeklinde yarık açılmaktadır.



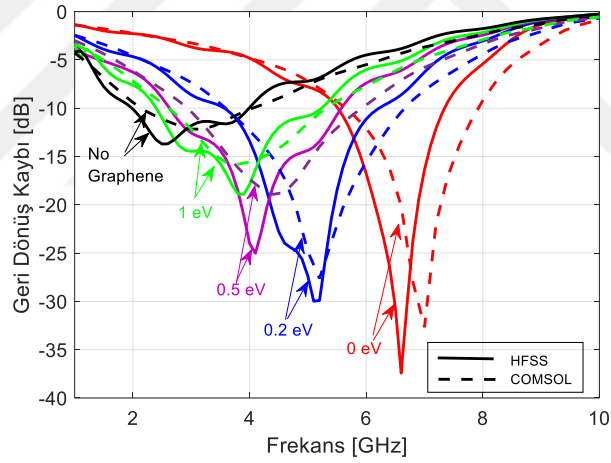
**Şekil 13. a) 2B tek yarıklı anten ve boyutları, b) Grafen kaplı tek yarıklı anten**  
(Kaynak: Acikgoz and Mittra (2016))

Doku içindeki mikrodalga antenin ışınma performansını değerlendirmenin yollarından bir tanesi geri dönüş kaybının frekansa göre hesaplanmasıdır. Bu bağlamda, HFFS ve COMSOL yazılımlarında modellenen antenleri karşılaştırmak ve bu çalışma kapsamında yapacağımız modelleri doğrulamak için geri dönüş kayıpları incelenmiştir. Şekil 14 1-10 GHz arasında her iki yazılım ile farklı kimyasal potansiyellere sahip grafen antenleri ile elde edilen geri dönüş kayıplarını göstermektedir. Şekilde de görüldüğü gibi, her iki yazılımda yaklaşık olarak aynı sonuçları vermektedir. Rezonans frekanslarında ki küçük kaymalar, bundan sonra yapacağımız analizlerin sonuçlarını değiştirmeyecektir.

**Tablo 1: Karaciğer dokusunun fiziksel özellikleri**

Parametre	Sembol	Değer
Dielektrik Sabiti	$\epsilon$	43,02
Elektriksel İletkenlik (S/m)	$\sigma$	1,68
Isıl İletkenlik (W(m.K))	$k_{th}$	0,512
Kan Isı Sığası (J/(kg.K))	$C_b$	4800
Karaciğer Isı Sığası (J/(kg.K))	$C$	3600
Kan Yoğunluğu (kg/m <sup>3</sup> )	$\rho_b$	1000
Karaciğer Yoğunluğu (kg/m <sup>3</sup> )	$\rho$	1060
Kan Perfüzyon Oranı (1/s)	$\omega_b$	$3,6 \cdot 10^{-3}$
Doku Sıcaklığı (°C)	$T$	37

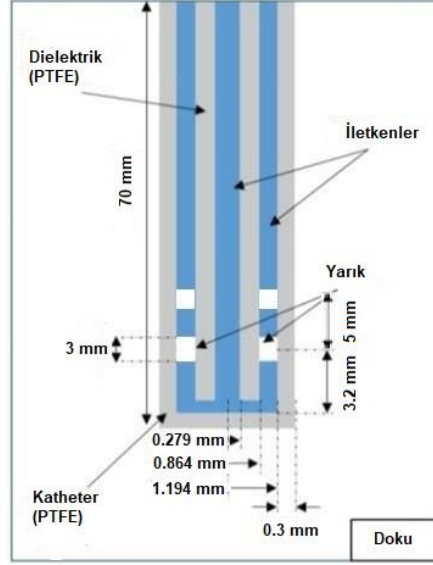
(Kaynak: Rossman ve Haemmerich (2014))



**Şekil 14. ANSYS HFSS ve COMSOL Multiphysics® ile elde edilmiş farklı kimyasal potansiyelle sahip grafen kaplı eş eksenli yarık antenin geri dönüş kaybı**

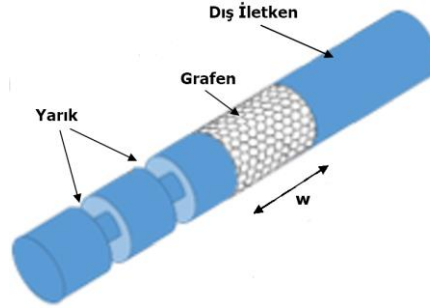
### 5.1.1. Çift Yarıklı Antenin Elektromanyetik Analizi

Yapılan literatür taramasında, çift yarıklı eş eksenli antenin standart tek yarıklı antene göre SAR dağılımı bakımından daha üstün performans gösterdiği belirlenmiştir (Saito vd., 2004). Çift yarıklı antenin “cap-choke” antene göre daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Bu doğrultuda modellenen çift yarıklı anten ve üzerine kaplanan grafen tabakası Şekil 15 ve 16’da gösterilmiştir.



**Şekil 15. Kateter ile kaplı çift yarıklı eş eksenli antenin 2B görünümü**

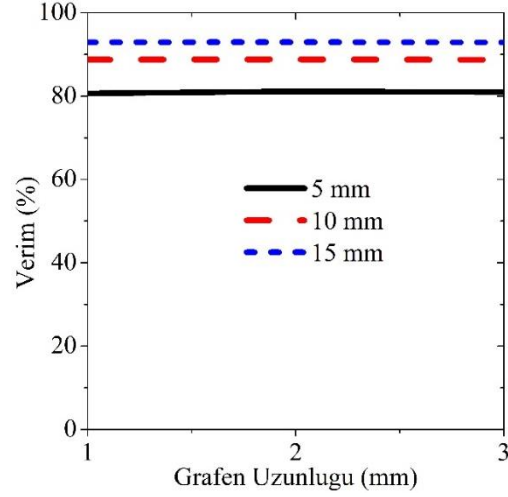
Modellenen çift yarıklı anten ve üzerine kaplanan grafen tabakası Şekil 16'da gösterilmiştir. Şekilde antenin dış iletkeni, yarıklar ve iletken üzerine sarılan  $w$  genişliğindeki grafen gösterilmektedir. Grafen üzerindeki yalıtkan teflon kateter gösterilmemiştir.



**Şekil 16. Çift yarıklı eş eksenli anten üzerine sarılan grafen tabakası**

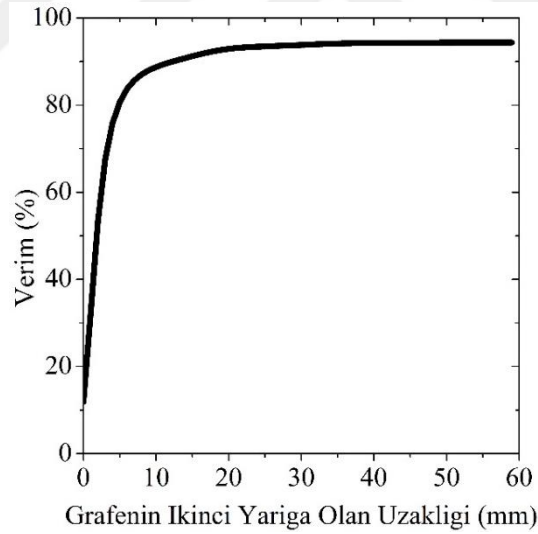
(Kaynak: Acikgoz and Mittra (2016))

Grafen kaplanmamış anten Tablo 1'de verilen karaciğerin fiziksel özelliklerine göre benzetim yapılan karaciğer dokusu içinde modellenmiş ve veriminin %94.279 olduğu görülmüştür. Ayrıca çift yarıklı eş eksenli anten Şekil 15'te verilen değerlere göre modellenmiştir. Grafenin antenin dış iletkeni üstüne modellenmesinden sonra empedans uyumsuzluğundan dolayı verimde düşmeler meydana gelmektedir. Bu durumda Şekil 17 ve 18'de grafenin uzunluğu ve yarıktan olan uzaklığına göre verim incelenmiştir.



**Şekil 17. Grafen uzunluğuna göre anten verimliliği**

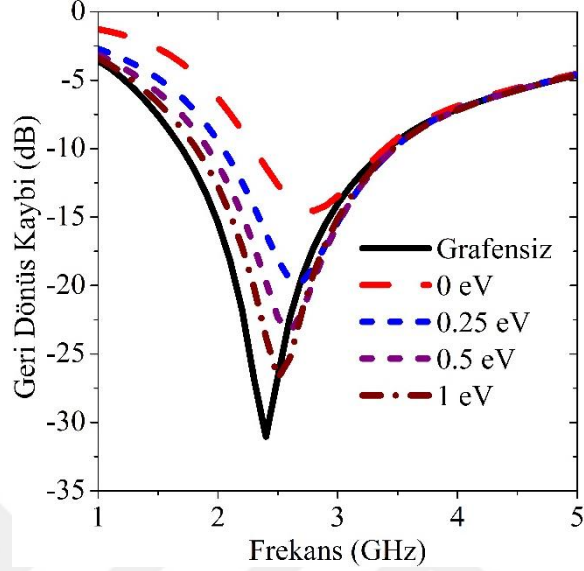
Şekil 17’de, grafenin uzunluğuna göre verim grafiği ikinci yarığa olan farklı mesafelerde verilmiştir. Grafiğe göre grafen uzunluğunun anten verimliliğine hiçbir etkisi olmadığı gözlemlenmiştir. Bu durumda anteni 1 mm uzunlukta bir grafen tabakası ile kaplamak yeterli olacaktır.



**Şekil 18. Grafen konumuna göre anten verimliliği**

Şekil 18’de grafenin yarığa olan uzaklığının anten verimliliğine etkisi gösterilmektedir. Şekilde görüldüğü üzere grafen yarığa ne kadar yakınsa verim o kadar düşük olmaktadır. Grafensiz antenin %94,279 olan verimliliğinin grafen kaplandıktan sonra %80’in altına düşmesi istenmemiştir. Bu yüzden grafen yarıktan 5 mm uzağa konumlandırılmıştır. Şekil 17 ve 18’deki grafikler 0 eV kimyasal potansiyele sahip grafen ile modellenerek elde edilmiştir. Şekil 19’da grafenin rezonansını önemli ölçüde değiştirdiği görülmektedir.

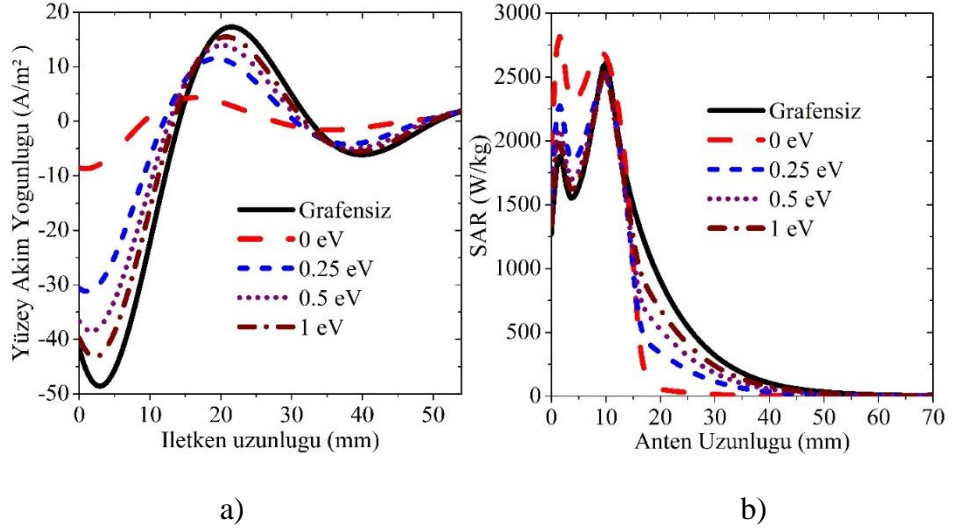
Çünkü grafen iletken üzerinde yüksek empedans yapısı oluşturduğundan empedans uyumsuzluklarına, empedans uyumsuzlukları ise geri dönüş kayıplarının artmasına sebep olmaktadır.



**Şekil 19. Grafensiz anten ve farklı kimyasal potansiyellerdeki grafen katmanının eklenmesiyle oluşan geri dönüş kaybı**

Şekil 20a'da grafensiz ve grafen kaplı eş eksenli yarık antenlerin farklı kimyasal potansiyellerde, dış iletken üzerinde, grafenin olduğu konumdan besleme noktasına kadar oluşan yüzey akımını göstermektedir. Görüldüğü üzere 0 eV kimyasal potansiyelli bir grafen maksimum sönümlenme (minimum yüzey akımı) gerçekleştirmektedir. Kimyasal potansiyelin artırılması durumunda yüzey akımı da artmaktadır. Aynı zamanda, Şekil 20b'de eş eksenli yarık anten boyunca (anten ucundan besleme noktasına kadar) oluşan ve kateterden 1.5 mm uzaktaki SAR değeri verilmektedir. Yüzey akımına paralel olarak, doku içerisinde anten boyunca soğrulan EM enerji, 0 eV kimyasal potansiyele sahip grafen ile daha önce sönümlenmektedir ve yarık civarında maksimum SAR değeri oluşmaktadır. Şekil 20b'de herbir kimyasal potansiyelli grafen için maksimum SAR değeri yarık civarında oluşmaktadır.





**Şekil 20. Grafensiz anten ve farklı kimyasal potansiyellerdeki grafen katmanının eklenmesiyle oluşan, a) Yüzey akım yoğunluğu, b) Anten boyunca oluşan SAR değeri**

### 5.1.2. Çift Yarıkli Antenin Isıl Analizi

Yüzey akım yoğunluğu ve özgül soğurulma oranı (SAR) değerlerinin vücut içindeki sıcaklık değişimine etkisi Penn Denklemiyle Denklem 32’de verilmiştir (Jiao, 2012; Pennes, 1948).

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k_{th} \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (32)$$

Penn Denklemiindeki doku parametreleri Tablo 2’de gösterilmiştir.

**Tablo 2. Doku parametreleri**

Parametre	Sembol	Parametre	Sembol
Doku Yoğunluğu (kg/m <sup>3</sup> )	$\rho$	Kan Yoğunluğu (kg/m <sup>3</sup> )	$\rho_b$
Özgül Doku Sıcaklığı (J/(kg.K))	$C$	Özgül Kan Sıcaklığı (J/(kg.K))	$C_b$
Doku Sıcaklığı (°C)	$T$	Kan Perfüzyon Oranı (1/s)	$\omega_b$
Termal İletkenlik (W/(m.K))	$k_{th}$	Kan Sıcaklığı (°C)	$T_b$
Metabolizma Isı Kaynağı	$Q_{met}$	Dışarıdan Uygulanan Isı Kaynağı	$Q_{ext}$
Karaciğer İletkenliği (S/m)	$\sigma_{liver}$	Yüzey Akım Yoğunluğu (A/m)	$\vec{J}$

Dışarıdan uygulanan ısı kaynağının elektrik alanı ile ilişkisi Denklem 33'te verilmiştir.

$$Q_{ext} = \frac{1}{2} \sigma_{liver} |\vec{E}|^2 \quad (33)$$

Elektrik alanının özgül soğurulma oranı (SAR) ve yüzey akım yoğunluğu arasındaki ilişki ise Denklem 34 ve 35'te verilmiştir.

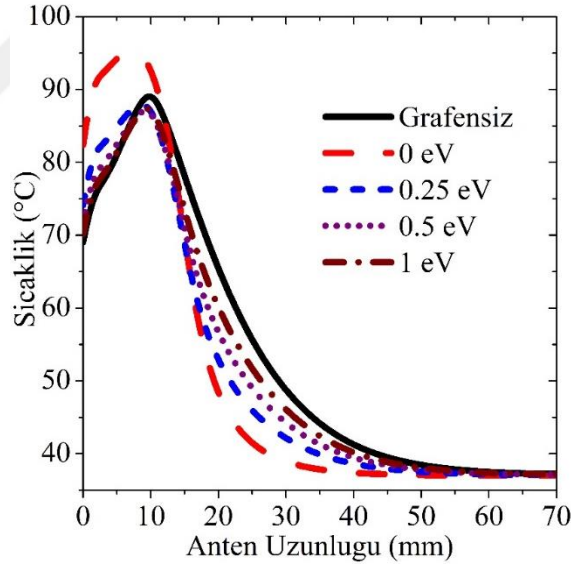
$$SAR = \frac{\sigma_{liver}}{2\rho} |\vec{E}|^2 \quad (34)$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (35)$$

Böylece, Penn Denklemi özgül soğurulma oranı (SAR) ile Denklem 36'daki gibi ifade edilebilir.

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k_{th} \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + \rho SAR \quad (36)$$

Sonuç olarak dışarıdan uygulanan enerjinin SAR ile bağlantılı olduğu ve SAR'ın zamana göre değişen sıcaklığa direk etkisi olduğu görülmektedir. Soğurulan EM enerji dokunun sıcaklığını artırmakta olup, grafenli ve grafensiz anten için kateterden 1.5 mm uzaklıktaki sıcaklık dağılımları Şekil 21'de gösterilmiştir. Şekil 20'de gösterildiği üzere, grafenin yüzey akımını azaltmasıyla soğurulan enerji değeri düşmüş ve anten boyunca oluşan ısınmaya etki etmesi beklenmektedir. Şekil 21'de gösterilen sıcaklık dağılımı bunu teyit eder durumdadır. Yarık civarındaki SAR bölgesinde sıcaklık daha da artarak maksimum ısınma meydana gelmiş ve buna karşılık yarıktan sonraki bölgede, yani tümörlü doku dışında kalan bölge sıcaklığında kayda değer bir azalma söz konusudur. Şekilde 0 eV, yani maksimum yüzey empedansı sağlıklı doku bölgesindeki sıcaklığın minimum olmasını sağlamaktadır. Kimyasal potansiyel arttıkça, empedans azalmakta ve grafensiz antenle elde edilen sıcaklık dağılımına yaklaşılmaktadır. Yarık civarında (0-15 mm arası), yani tümörlü dokunun bulunduğu bölgede, yüksek empedanslı grafen daha fazla enerji yoğunlaşmasını sağlamış ve ısı artışına sebep olmuştur.



**Şekil 21. Grafensiz anten ve farklı kimyasal potansiyellerdeki grafen katmanının eklenmesiyle oluşan anten boyunca sıcaklık değişimi**

### 5.1.3 Doku Hasar Oranı

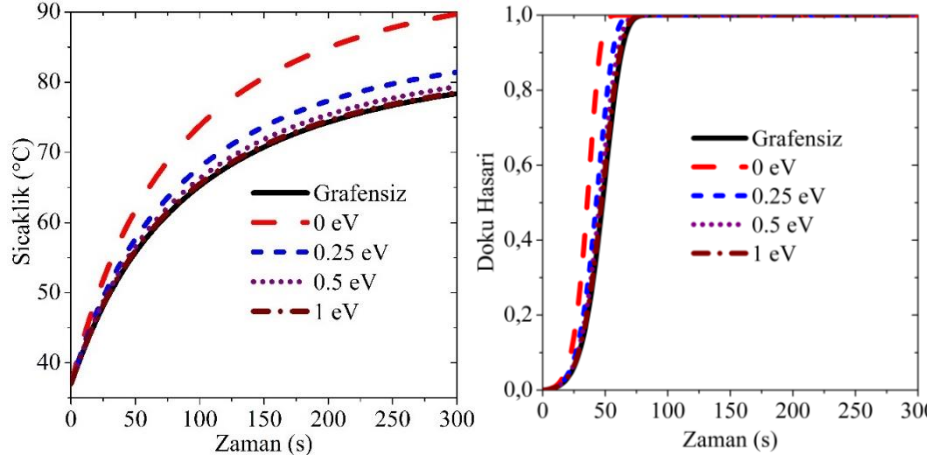
EM enerjinin transferi ile hasar gören biyolojik doku oranı veya hücre nekrozu Arrhenius Denklemi Denklem 37 ile hesaplanmaktadır (Chang, 2010). Burada, dokunun zarar görmesi birçok karmaşık ardışık mekanizma ile açıklanabilecek olmasına rağmen, meydana gelen termal hasar birinci dereceden kinetik Denklem ile yaklaşılabilmektedir.

$$\Omega(t) = \ln\left(\frac{c(0)}{c(t)}\right) = \int_0^t A \cdot e^{\frac{-\Delta E}{RT}} dt \quad (37)$$

Denklem 37’de  $\Omega(t)$  hasar gören doku oranını,  $c(t)$  canlı hücre yoğunluğunu,  $c(0)$  ablasyon yapılmadan önceki canlı hücre yoğunluğunu ifade etmektedir.

Denklem 37’den de açıkça görüleceği gibi, ablasyon süresi arttıkça toplam integral değeri artmaktadır. “ $\Omega(t) = 1$ ” değeri doku nekrozunun gerçekleştiğini göstermektedir. Bu kritik değer, %37 canlı doku yoğunluğuna, yani %63 doku ölümüne karşılık gelmektedir.

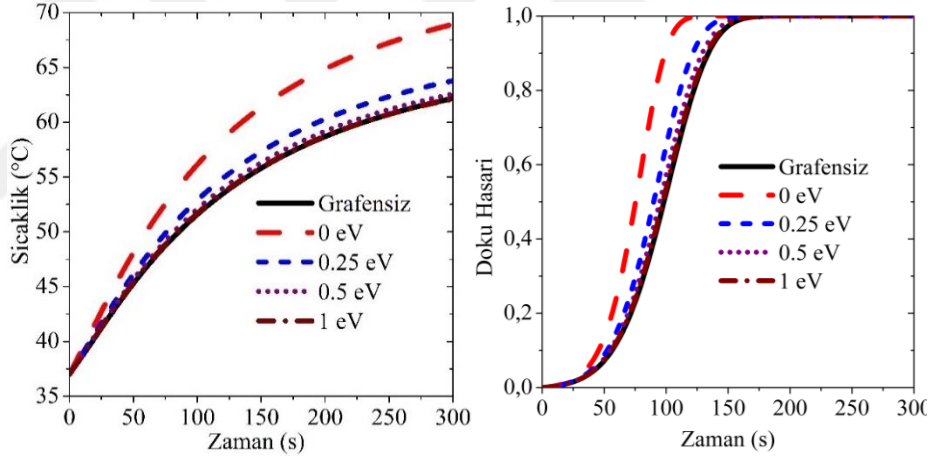
Şekil 22, 23 ve 24’te ise iki yarık ortasında ve kateterden sırasıyla 1.5 mm, 5mm ve 10 mm uzaklıkta zamana göre sıcaklık dağılımı ve doku hasar oranı eğrileri verilmiştir. Şekil 20b’de de görüldüğü üzere grafen ile kaplanmış anten ile dokuya aktarılan enerji yarıklar civarında daha fazla yoğunlaşmıştır. Buna bağlı olarak sıcaklık artışı 0 eV kimyasal potansiyele sahip grafen kaplı anten ile daha yüksek sıcaklıklara ulaşılabilir. Şekil 22’de görüldüğü gibi, aynı ablasyon süresinde, özellikle 0 eV kimyasal potansiyele sahip grafen kaplı anten ile daha yüksek sıcaklıklara ulaşılabilir. Buda daha hızlı tedavi süresini ve kanserli dokunun daha hızlı hasar görmesini sağlamaktadır. Bu durum, kateterden 10 mm uzaklıkta daha da belirgin olmaktadır (Şekil 24b). 300 saniye ablasyondan sonra, 0 eV grafenli anten ve grafensiz antenin tahrip ettiği doku oranlarında %30 kadar fark bulunmaktadır.



a)

b)

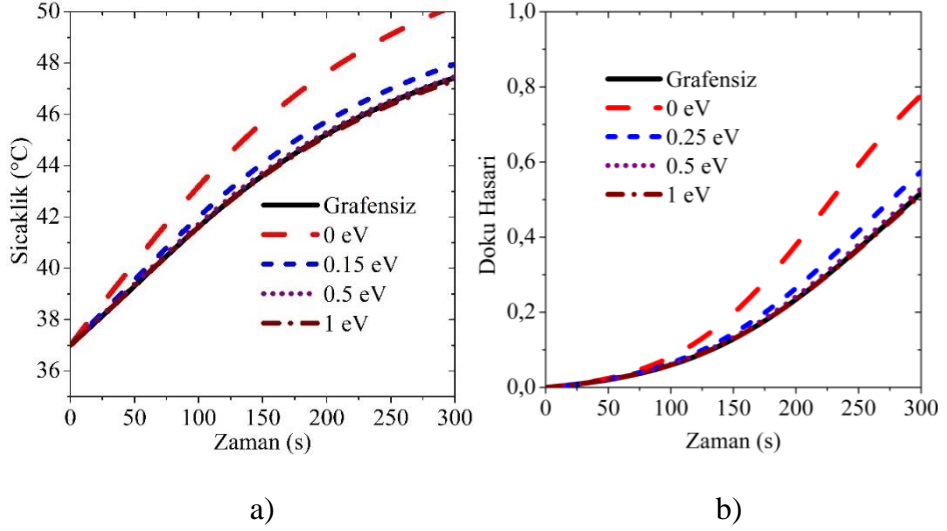
**Şekil 22. Grafensiz anten ve farklı kimyasal potansiyellerdeki grafen katmanının eklenmesiyle kateterden 1.5 mm mesafede zamana göre oluşan, a) Sıcaklık değişimi, b) Doku hasarı oranı**



a)

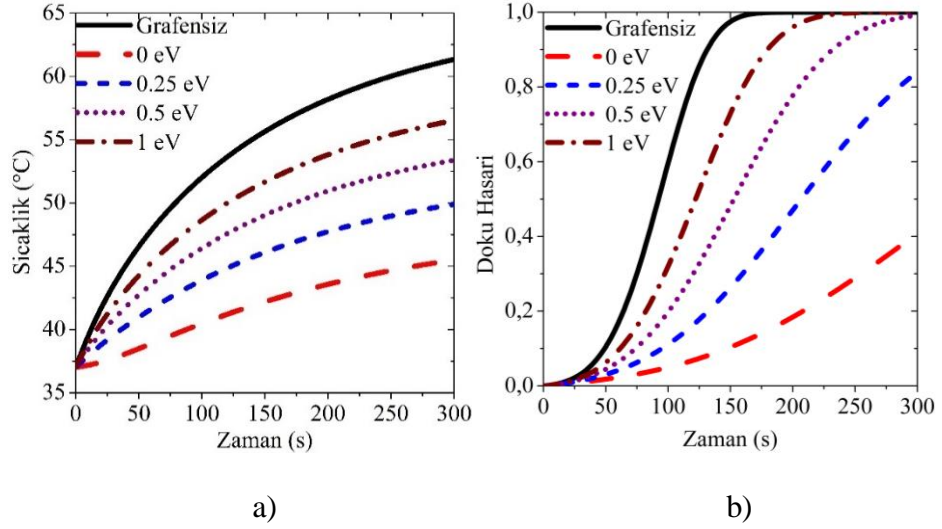
b)

**Şekil 23. Grafensiz anten ve farklı kimyasal potansiyellerdeki grafen katmanının eklenmesiyle kateterden 5 mm mesafede zamana göre oluşan, a) Sıcaklık değişimi, b) Doku hasarı oranı**



**Şekil 24. Grafensiz anten ve farklı kimyasal potansiyellerdeki grafen katmanının eklenmesiyle kateterden 10 mm mesafede zamana göre oluşan, a) Sıcaklık değişimi, b) Doku hasarı oranı**

Şekil 25'te ise anten boyunca, grafenden hemen sonra ve kateterden 1.5 mm uzaklıktaki bölgede zamana göre değişen sıcaklık ve doku hasar oranı verilmiştir. Şekil 20b ve 21'deki SAR ve anten boyunca değişen sıcaklık grafiklerine göre enerji yarık civarında yoğunlaşmış ve grafenin kaplandığı bölümden hemen sonra sönümlenme meydana geldiği görülmüştür. Şekil 25'te de grafen ile kaplanmış anten ile yalın antene göre sönümlenmenin daha fazla olduğu görülmektedir. 0 eV kimyasal potansiyele sahip grafen en fazla sönümlenmeyi sağlamaktadır. Kimyasal potansiyel arttıkça, yüzey empedansı düşmekte ve grafensiz anten özelliklerine yakın sonuçlar elde edilmektedir. 0 eV grafen ile 300 s sonra dahi anca 45 °C sıcaklığa çıkılmaktadır. Buda, sağlıklı dokunun hasar görmesi için yeterli bir sıcaklık değildir. Şekil 25b'de gösterilen zamana göre hesaplanmış doku hasar oranı bu durumu ortaya koymaktadır. Grafensiz anten ile doku 150s sonra maksimum hasar oranına ulaşırken farklı yüzey empedanslarına sahip grafen kaplı antenlerde bu oran aynı süre için daha az seviyededirler. Minimum doku hasar oranı 0 eV kimyasal potansiyeli ile elde edilmektedir.



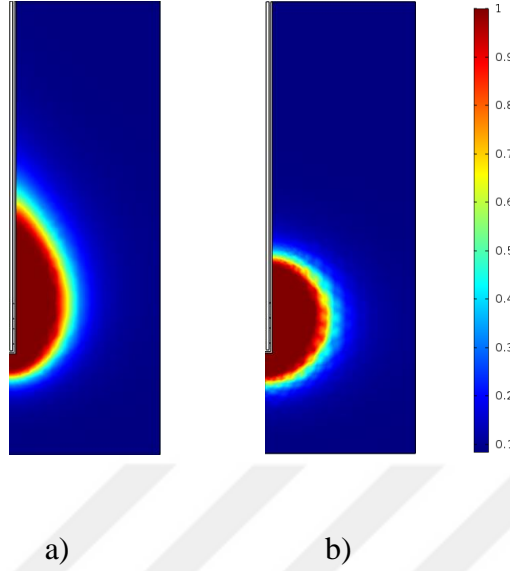
**Şekil 25. Grafensiz anten ve farklı kimyasal potansiyellerdeki grafen katmanının eklenmesiyle oluşan, a) Sıcaklık değişimi, b) Doku hasarı oranı**

Yapılan çalışmalarda grafenin iletken üzerinde yüksek empedans oluşturduğu ve böylelikle grafensiz yapıya göre sönümlenimin daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca, Şekil 20’de grafenin kimyasal potansiyel değerinin artmasıyla empedans değerinin düştüğü bu sebepten dolayı düşük kimyasal potansiyeldeki grafenin yüksek empedans değerinden dolayı sönümlenimin daha fazla olduğu görülmüştü. Dolayısıyla ikinci yarıktan 5 mm uzaklıkta ve 1 mm uzunluğa sahip grafenin kimyasal potansiyel değeri 0 eV seçilmiştir. Şekil 26’da grafensiz anten ve 0 eV kimyasal potansiyeldeki grafen ile kaplanan antenden ışıyan EM enerjinin doku içinde oluşturduğu 2B hasar doku oranı (nekrotik doku oranı) dağılımı verilmektedir. Açıkça görüldüğü gibi, geriye doğru yansıma olayı grafensiz antene göre kayda değer bir şekilde azalmış olup, anten boyunca sağlıklı dokunun hasar görmesi engellenmiş ve daha küresel bir ablasyon alanı elde edilmiştir.

Grafen kaplı eş eksenli anten analizlerinden sonra literatürde geriye doğru ısınma problemi ile ilgili çalışmalar ve bu çalışmalardaki farklı yapılar incelenmiş ve modellenmiştir. Amaç, tasarlanan grafen kaplı eş eksenli mikrodalga anteni literatürde mevcut diğer anten yapılarıyla karşılaştırmaktır.

Şüphesiz, yüzey akımlarını azaltmak ve dolayısıyla geriye doğru ısınmayı en aza indirmek için önerilen anten tipleri arasında “choke” ve “sleeve” yapıları önemli bir yere sahiptir. Aşağıda bu yapılar tanıtılmakta olup daha sonra 0 eV grafen kaplı anten ile SAR ve sıcaklık karşılaştırılması yapılmaktadır. Böylece, elde edilen sonuçlar, önerilen

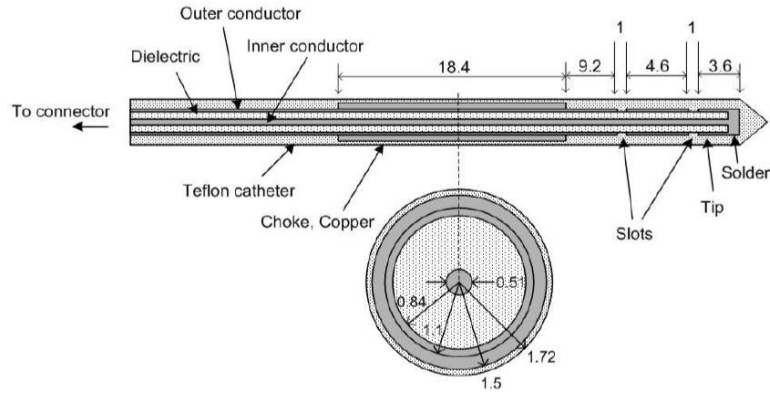
yapının literatürde mevcut diğer yapılara göre daha üstün performanslara sahip olduğu vurgulanmıştır.



Şekil 26. 2B Hasar gören doku oranı, a) Grafensiz anten, b) 0 eV'luk grafenli anten

### 5.1.3.1. Choke Anten Yapısı

Choke yapısı literatürde geriye doğru ısınma probleminin önüne geçmek için en çok kullanılan yapılardan biridir. Metal bir yapı olan ve uzunluğu çeyrek dalga boyu ( $\lambda/4$ ) kadar olan choke antenin dış iletkeni üzerine monte edilir ve dış iletken üzerinde açık devre oluşturarak oluşan akımları sönmümler. Böylelikle geriye doğru ısınmanın önüne geçmeye çalışır. 2006 yılında JM Bertram ve D. Yang tarafından yapılan çalışmada anten ve choke yapısı ölçüleri alınarak modelleme yapılmıştır (Bertram vd., 2006). Şekil 27'de bu makaleden alınan anten parametreleri verilmiştir.



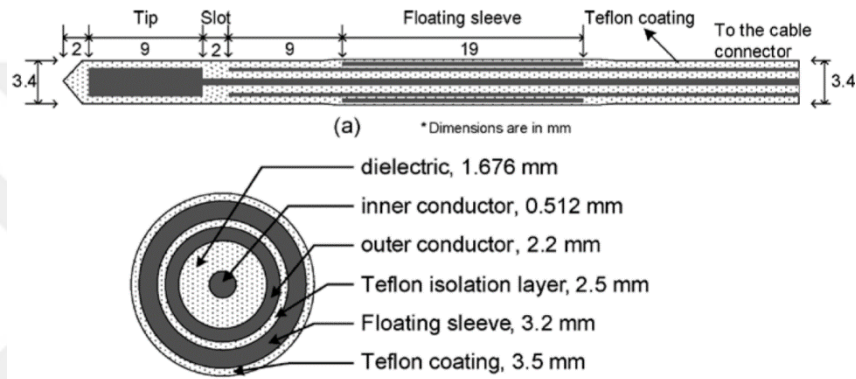
Şekil 27. Choke yapısı ile modellenen anten parametreleri

(Kaynak: Bertram vd. (2006))



### 5.1.3.2. Sleeve Anten Yapısı

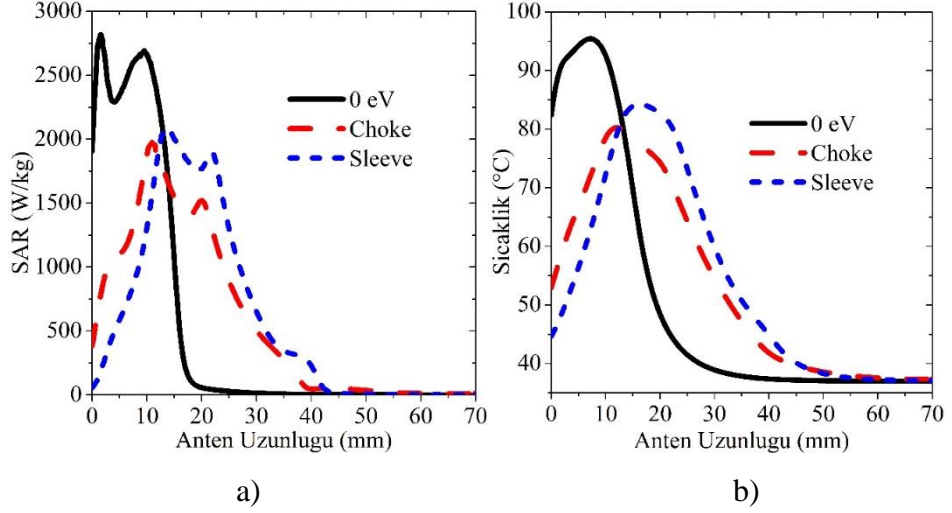
Sleeve yapısında aynı choke yapısı gibi literatürde geriye doğru ısınma probleminin önüne geçmek için en çok kullanılan yapılardan biridir. Choke gibi metal bir yapı olan sleeve yapısının boyu da çeyrek dalga boyu ( $\lambda/4$ ) kadardır. Choke'dan farkı iletken üzerine değil iletken ile katheterin arasına yerleştirilir. Amacı ise empedans değerini yükselterek oluşan akımların önüne geçmektir. 2006 yılında D. Yang tarafından anten ve "sleeve" yapısı çalışmaları yapılmıştır (Yang vd., 2006). Şekil 28'de bu çalışmadan alınan anten parametreleri verilmiştir.



Şekil 28. Sleeve yapısı ile modellenen anten parametreleri

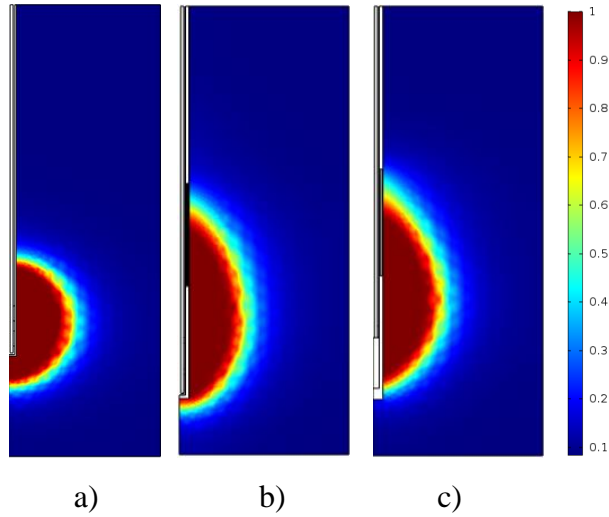
(Kaynak: Yang vd. (2006))

Şekil 29'da daha önceden modellemiş olduğumuz 0 eV kimyasal potansiyele sahip grafen ile kaplanan anten ile literatürde geriye doğru ısınma probleminin önüne geçmek için tasarlanan "choke" ve "sleeve" antenlerinin anten boyunca oluşan SAR ve sıcaklık dağılımı grafikleri verilmiştir. Tasarladığımız 0 eV kimyasal potansiyel ile kaplanan anten diğer antenlere göre bariz bir şekilde sönümlenmeyi çok daha önce yapmakta ve tümörlü bölgeye daha fazla EM enerji aktarmaktadır.



**Şekil 29. 0 eV’luk Grafen, Choke ve Sleeve yapılarının a) SAR karşılaştırması, b) Sıcaklık dağılımı karşılaştırması**

Şekil 30’da ise 0 eV kimyasal potansiyeldeki grafen ile kaplanan, “choke” ve “sleeve” yapılarıyla modellenen antenlerden ışıyan EM enerjinin doku içinde oluşturduğu 2B hasar doku oranı (nekrotik doku oranı) dağılımı verilmektedir. Açıkça görüldüğü gibi, 0 eV’luk grafen ile kaplanan antendeki geriye doğru ısınma olayı choke ve sleeve yapılarıyla modellenen antenlere göre kayda değer bir şekilde azalmış olup, anten boyunca sağlıklı dokunun hasar görmesi engellenmiş ve daha küresel bir ablasyon alanı elde edilmiştir.



**Şekil 30. 2 Boyutlu hasar gören doku oranı, a) 0 eV’luk Grafen, b) Choke, c) Sleeve**

## 5.2. İstatistiksel Analiz

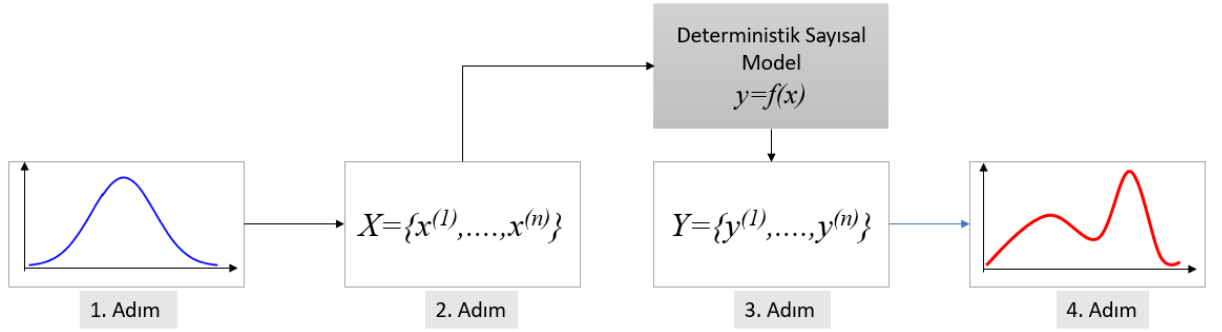
Çalışmamızda hem eş eksenli yarık antenin hemde elektriksel ve termal özelliklere sahip malzeme olan dokunun sıcaklığa göre değişen özellikleriyle ilgili istatistiksel çalışma yapılmıştır. Her iki çalışmada da grafen kaplanmamış anten modellenmiştir.

### 5.2.1. Değişken Anten Parametreleri

Mühendislik çalışmalarında, genellikle üretilen sistemin çıkış parametreleri (anten boyunca oluşan SAR ve sıcaklık dağılımı vb.) ile tasarım aşamasında modellenen sistemin çıkış parametreleri arasında farklılıklar söz konusudur. Bu durum anten üretimindeki hatalar ve bu hatalara sebep olan cihazların hassasiyetlerine bağlıdır. Dolayısıyla antenin giriş parametrelerinde (anten boyutlarında) belirsizlikler oluşmaktadır. Bu belirsizliklerin anten boyunca oluşan SAR ve sıcaklık dağılımı gibi antenin çıkış parametrelerine olan etkilerinin istatistiksel olarak incelenmesi gerekmektedir.

Bu tarz istatistiksel analizler genellikle Monte Carlo (MC) yöntemi ile yapılmaktadır. Monte Carlo rastgele bir vektörden örnek üretme yöntemidir. İlk kez 1930'larda nötron difüzyonunun hesaplanması için Enrico Fermi tarafından yapılmıştır (Murthy, 2004). N. Metropolis, algoritmayı bilgisayar ortamında kullanan ilk bilim adamı ve programcıydı (Metropolis vd., 1953). O günden bu yana tıp, mühendislik, finans, vb. çeşitli alanlardaki problemleri çözmek için kullanılmıştır (Glasserman, 2004; Hayakawa ve Spanier, 2004; Ljungberg vd., 2012). Monte Carlo yöntemini kullanarak belirsizlik yayılımı oldukça basittir ve aşağıdaki adımları takip eder:

- 1.Adım: Her bir girdi parametresine Olasılık Yoğunluğu Fonksiyonu (PDF) atfedilir,
- 2.Adım: Rastgele değişkenler önceden tanımlanmış PDF'ye göre oluşturulur (Örnekleme),
- 3.Adım: Parametrik sayısal model, ilgili çıktıları üretmek için çalıştırılır,
- 4.Adım: Sonuçlar, ortalama, standart sapma ve olasılık yoğunluk fonksiyonu vb. gibi ilgi istatistiklerini hesaplamak için analiz edilir.



**Şekil 31. Tipik bir Monte Carlo yöntemi akış şeması**

Giriş parametrelerinin olasılık dağılımlarına göre örnekleme bir MC simülasyonunda çok önemlidir. Tipik bir MC simülasyonunda, örnekleme büyüklüğünün küçük olduğu durumlarda kümelenme veya kıtlık problemi ortaya çıkabilir. Tüm parametre aralığının güvenilir bir şekilde kapsanmasını sağlamak için çok sayıda simülasyon gereklidir. Bu, yüksek hesaplama maliyetlerine sahip simülasyonlarla sonuçlanır.

MC yönteminin sınırlamasını aşmak için alternatif bir yol, hesaplama modelinin davranışına yaklaşan meta-model (veya vekil model) adı verilen daha basit ve ucuz bir model oluşturmaktır.

Bu çalışmada, daha az veri ile yüksek doğrulukta sonuç vermesinden dolayı, meta-model oluşturmak için Çok Terimli Kaos Açılımı veya Polynomial Chaos Expansion (PCE) yöntemi tercih edilmiştir.

Bir olasılık yöntemi olan PCE, sistem giriş parametrelerinin rastgele dağıtılmış değişkenler olduğu durumlarda istatistiksel çözümler sunmaktadır. Benzetimde kullanılan deterministik sayısal modelin (sayısal model ile bilgisayar ortamında benzetimi yapılan model ifade edilmektedir) işleyişine müdahale etmediğinden dolayı “non-intrusive” yöntem olarak tanımlanmaktadır. PCE yöntemi “meta-model” denilen ikincil bir model oluşturup istatistiksel giriş parametreleri dizisi olan  $X$  değişkenleri ile istatistiksel çıkış parametresi olan  $Y$  çıktısı elde edilmektedir. Giriş parametreleri birbirinden bağımsız kabul edilip, oluşturulan PCE meta-model Denklem 38’de verilmektedir (Sudret, 2007).

$$Y = \sum_{\alpha \in \mathbb{N}^m} a_{\alpha} \psi_{\alpha}(X) \quad (38)$$

$a_{\alpha}$  bilinmeyen katsayıları genellikle PCE’nin daha alt indekste kesilmesiyle ve başlangıç polinomunun bir alt kümesinin alınmasıyla bulunur. Alt polinom kümesi genellikle

LARS algoritması ile elde edilir. Böylelikle model çıktısına en fazla etki yapan polinomlar seçilmiş olur. Daha sonra kesilen PCE'nin bilinmeyen  $a_\alpha$  katsayılarını hesaplama işlemi ortalama en küçük kareler yöntemi ile gerçekleştirilmektedir.

$$\mathbf{a} = (\Psi^T \Psi)^{-1} \Psi^T \mathbf{y} \quad (39)$$

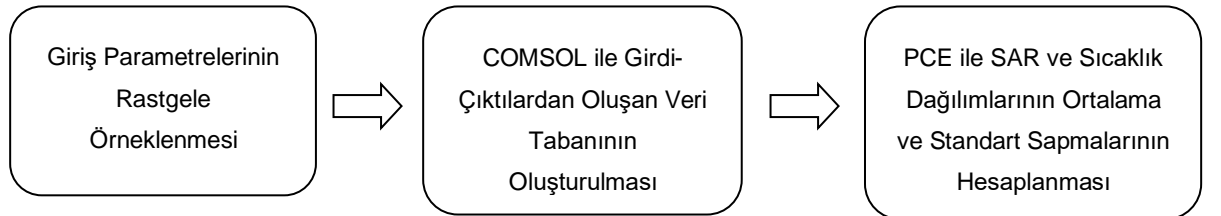
Ortalama en küçük kareler yöntemindeki amaç sayısal model çıktısı ile PCE meta-model çıktısı arasındaki karesel ortalama hatayı (mean squared error) en aza indirmektir.

PCE yöntemi aynı zamanda duyarlılık analizi (sensitivity analysis) yapılmasına da olanak sağlamaktadır. Her bir giriş parametresi istenilen çıktı üzerinde farklı oranda etki yapmaktadır. Elde edilen PCE'nin kat sayıları ile hesaplanan Sobol' indisleri her bir giriş parametresinin etkisini ayrı ayrı bulunmasını sağlamaktadır. Sobol' indisleri Denklem 40'ta verildiği gibi hesaplanmaktadır (Sudret, 2007).

$$S_i^T = \frac{\sum_{\alpha \in A_i} a_\alpha^2}{\sum_{\alpha \in A[0]} a_\alpha^2} \quad (40)$$

Burada, payda PCE ile tahmin edilen çıktının varyansını verir, yani ortalama değer olan  $\mathbf{a}_0$  hariç tüm PCE katsayılarının karelerinin toplamıdır.  $A_i$  PCE'nin çoklu indeks  $\alpha$  setinin  $i$ -inci bileşenini ifade eder. Pay ise  $X_i$  giriş parametresini de içine alan PCE'nin tüm katsayılarının karelerinin toplamıdır.  $S_i^T$  ise,  $i$ -inci giriş parametresi olan  $X_i$  nin çıktı üzerindeki etkisini gösteren indistir.

Şekil 32'de ise yapmış olduğumuz istatistiksel analizin akış diyagramı verilmiştir.



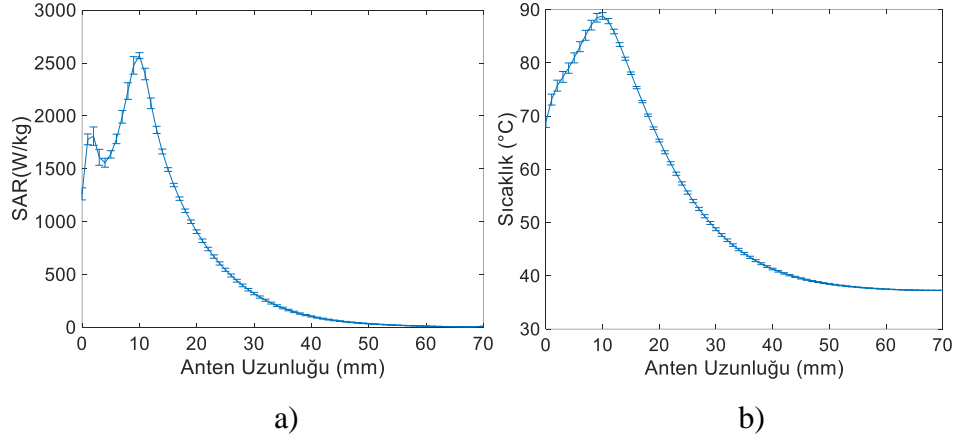
**Şekil 32. İstatistiksel analiz akış diyagramı**

Eş eksenli anten iki iletken ve arasında yer alan dielektrikten oluşur. Şekil 6’da verilen modelde ise standart koaksiyel antene göre ekstradan 2 adet yarık açılmış ve dielektrik bir malzeme olan kateter ile kaplanmıştır. Tablo 3’de kateter kalınlığı, 2 adet yarığın başlangıç yerleri ve uzunlukları gibi sonradan ilave edilen giriş parametrelerin hem modellemesinde alınan değerleri hem de üretimde oluşacak sorunlara göre olması muhtemel değerlerin aralıkları verilmiştir.

**Tablo 3. Anten giriş parametrelerinin modelleme ve üretimden kaynaklanan belirsizlik değerleri**

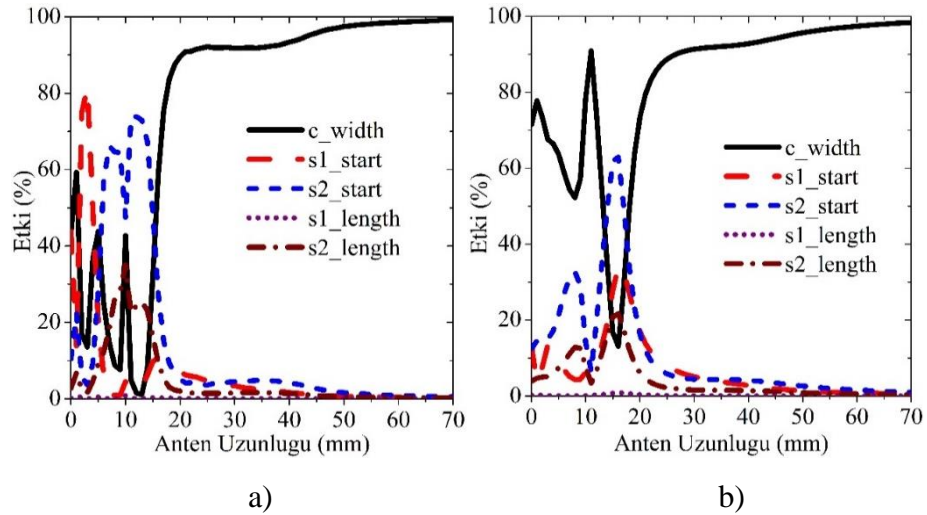
<b>Giriş Parametreleri</b>	<b>Modellemedeki Değerler (mm)</b>	<b>Öngörülen Belirsizlik Aralıkları (mm)</b>
Kateter Kalınlığı (c_width)	0.3	0.27 - 0.33
İlk Yarık Başlangıcı (s1_start)	2	1.5 - 2.5
İkinci Yarık Başlangıcı (s2_start)	7	6.5 - 7.5
İlk Yarık Uzunluğu (s1_length)	3	2.7 - 3.3
İkinci Yarık Uzunluğu (s2_length)	3	2.7 - 3.3

Tablo 3’de gösterilen herbir giriş parametresinin üretimde oluşan sorunlara göre belirlenen değer aralıkları 200 adet rastgele örnek alınmış ve bu örnekler eş oranlı (uniform) dağılıma göre belirlenmiştir. 5 giriş parametresinin 200’er adet rastgele örneklenmesi COMSOL Multiphysics®’in parametric sweep özelliği ile simülasyon yapılmış ve çıkış parametresi olarak anten boyunca oluşan SAR, sıcaklık dağılımı, anten verimliliği ve geri dönüş kaybı gibi değerler alınmıştır. Alınan bu değerlerle PCE ile metamodel oluşturulmuş, bu değerlerin ortalama ve standart sapmaları hesaplanmıştır. Son olarak Sobol indisleri yardımıyla giriş parametrelerinin çıkış parametreleri üzerindeki etkileri hesaplanmıştır. Şekil 33’te PCE analizi sonucu doku içinde anten boyunca oluşan SAR ve sıcaklık dağılımlarının ortalama ve standart sapma grafiği verilmiştir.



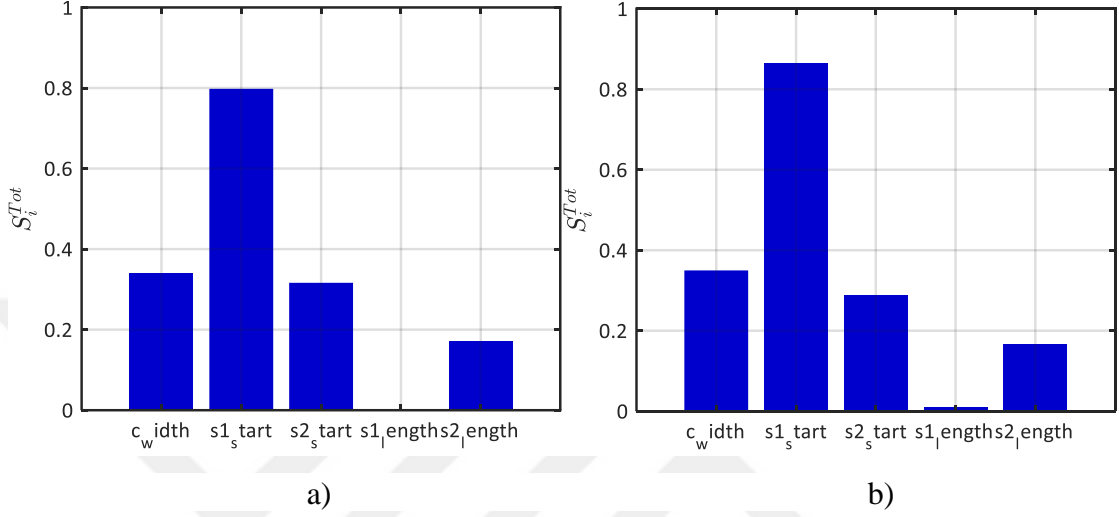
**Şekil 33. PCE sonrası anten boyunca oluşan ortalama ve standart sapma a) SAR, b) Sıcaklık dağılımı**

Ortalama ve standart sapma değerlerinin hesaplanmasından sonra Sobol analiz ile giriş parametrelerinin çıkış parametreleri üstündeki etkileri hesaplanmıştır. Şekil 34'te giriş parametrelerinin anten boyunca SAR ve sıcaklık dağılımına olan etkileri gösterilmektedir. Yarıkların başlangıç noktaları kendi bölgelerinde etkisi artmakta dalganın sönümlendiği yerlerde ise anten boyunca kaplanan kateter kalınlığının etkisi görülmektedir. İlk yarık uzunluğunun ise neredeyse hiçbir etkisi olmadığı görülmektedir.



**Şekil 34. Giriş parametrelerinin anten boyunca oluşan, a) SAR'a etkisi, b) Sıcaklık dağılımına etkisi**

Şekil 35’te ise giriş parametrelerinin verim ve geri dönüş kaybına etkileri gösterilmiştir. Her iki çıkış parametresinde de en etkili olan giriş parametresi ilk yarık başlangıcıdır. Kateter kalınlığı ve ikinci yarık başlangıcı yaklaşık eşit etkidedir ve ilk yarık uzunluğunun ise neredeyse hiçbir etkisi yoktur.



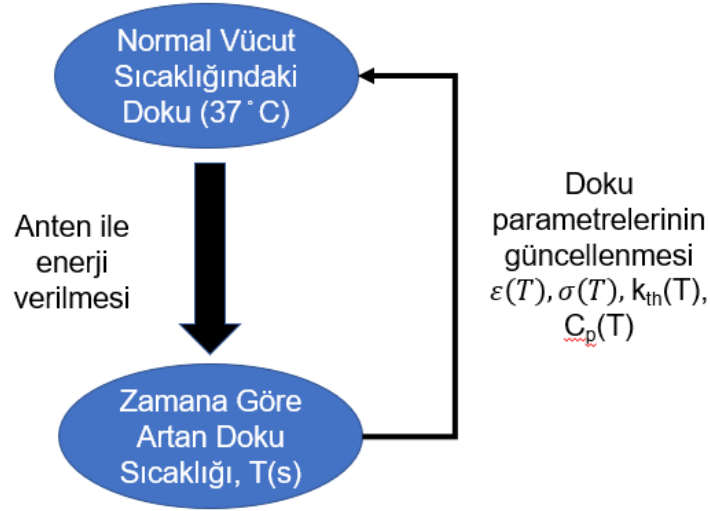
**Şekil 35. Giriş parametrelerinin a) Anten verimine etkisi, b) Geri dönüş kaybına etkisi**

### 5.2.2. Değişken Doku Parametreleri

Antenin üretiminden kaynaklanan hataların oluşturacağı çıkış parametrelerinin değişimi incelendikten ve istatistiksel analizden sonra doku parametrelerinin değişiminden kaynaklanan sonuç değişimleri incelenmiştir. Elektriksel ve ısıl özelliklere sahip biyolojik doku parametreleri (iletkenlik, dielektrik sabiti, termal iletkenlik vb.) sıcaklığa göre değişmektedir.

COMSOL Multiphysics®’de benzetimler sabit sıcaklıkta yapılmaktadır. Yani doku modelinde kullanılan tüm parametreler normal vücut sıcaklığı olan 37 °C’de ele alınmaktadır. Dolayısıyla ablyasyon esnasında artan sıcaklık dikkate alınmamaktadır. Ablasyon ile artan sıcaklığı hesaplamalara katmak için Şekil 36’da gösterilen yöntem uygulanmıştır

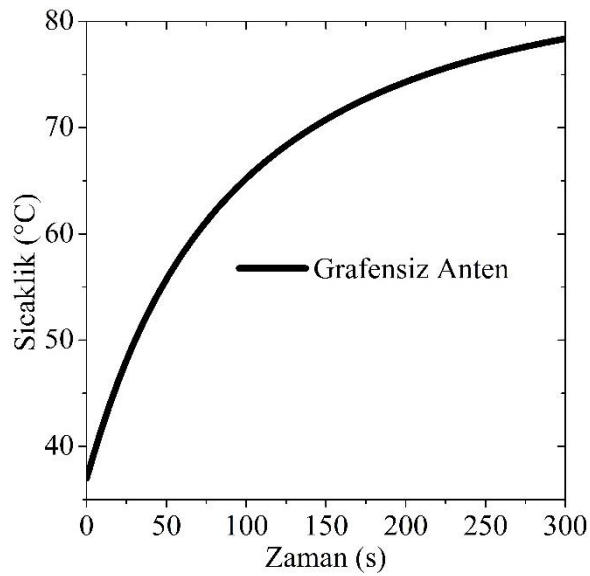




**Şekil 36. Doku parametrelerinin güncellemesi**

1. Öncelikle artan doku sıcaklığının zamana göre fonksiyonu elde edilmelidir. Şekil 37’de grafensiz antenin iki yarık ortasında ve kateterden 1.5 mm uzakta bir noktada sıcaklık-zaman grafiği elde edilmiştir.
2. Daha sonra Şekil 37 referans alınarak sıcaklığın zamana göre değişen bir fonksiyonu elde edilmiştir.

$$T(t) = 3,544 \cdot 10^{-11} t^5 - 3,619 \cdot 10^{-8} t^4 + 1,528 \cdot 10^{-5} t^3 - 3,56 \cdot 10^{-3} t^2 + 5,2 \cdot 10^{-1} t + 37,05 \quad (61)$$



**Şekil 37. Grafensiz antenin zamana göre sıcaklık değişimi**

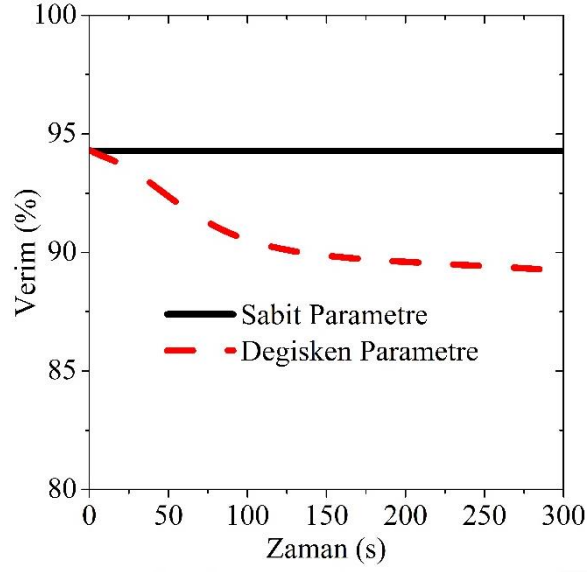
3. C. Rossman ve D. Haemmerich'in çalışması referans alınarak elektriksel iletkenlik, dielektrik sabiti, termal iletkenlik ve özgül ısı kapasitesi gibi doku parametrelerinin sıcaklığa göre değişen grafikleri kullanılarak bu parametrelerinin sıcaklığa bağlı fonksiyonları elde edilmiştir (Rossmann ve Haemmerich, 2014).

**Tablo 4. Doku parametrelerinin zamana göre ifade edilmesi**

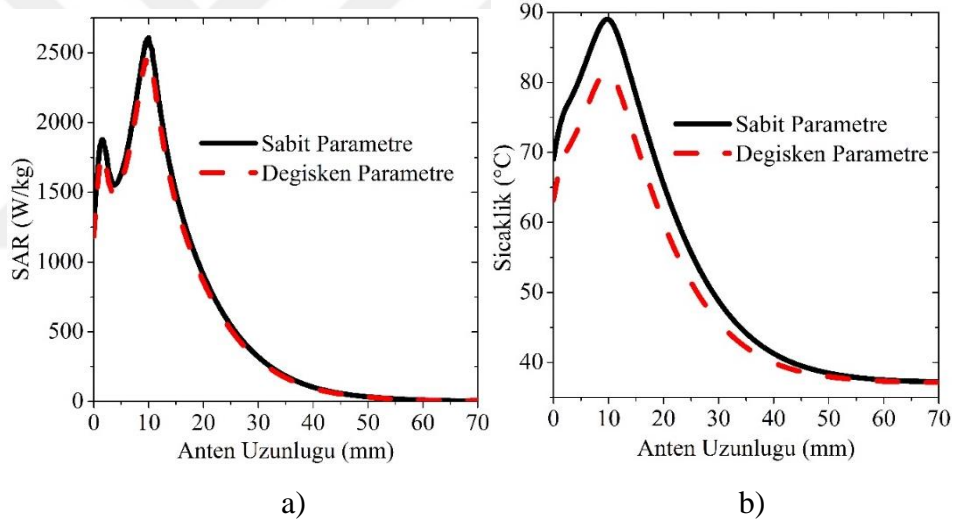
Doku Parametreleri	Denklemsel İfadeleri
Elektriksel İletkenlik (S/m)	$\sigma(T) = -1,337 \cdot 10^{-10} T^6 + 3,966 \cdot 10^{-8} T^5 - 4,663 \cdot 10^{-6} T^4 + 2,755 \cdot 10^{-4} T^3 - 8,529 \cdot 10^{-3} T^2 + 1,2171 \cdot 10^{-1} T + 1,074$
Dielektrik Sabiti (Birimsiz)	$\varepsilon(T) = -3,506 \cdot 10^{-9} T^6 + 9,922 \cdot 10^{-7} T^5 - 1,103 \cdot 10^{-4} T^4 + 6,094 \cdot 10^{-3} \cdot T^3 - 1,75 \cdot 10^{-1} T^2 + 2,403 T + 33,16$
Termal İletkenliği (W/(m.K))	$k_{th}(T) = 1,171 \cdot 10^{-10} T^6 - 3,544 \cdot 10^{-8} T^5 + 4,325 \cdot 10^{-6} T^4 - 2,71 \cdot 10^{-4} T^3 + 9,133 \cdot 10^{-3} T^2 - 1,555 \cdot 10^{-1} T + 1,539$
Özgül Isı Kapasitesi (J/(kg.K))	$C_p(T) = -5,173 \cdot 10^{-5} T^4 - 3,827 \cdot 10^{-3} T^3 + 1,428 T^2 - 74,86 T + 4550$

Son olarak, elde edilen  $T(s)$ ,  $\varepsilon(T)$ ,  $\sigma(T)$ ,  $k_{th}(T)$  ve  $C_p(T)$  fonksiyonları COMSOL Multiphysics® yazılımında tanımlanarak benzetim çalışmaları yapılmıştır.

Sonuç olarak zamana bağlı olan sıcaklığa bağlı olan doku parametreleri aynı zamanda zamana bağlı da olmuş oldular. Şekil 38'de bu çalışmada kullandığımız sabit doku parametreleri ile bu parametrelerin sıcaklığa ve zamana bağlı değiştirilerek elde edilen verimlilik karşılaştırılması yer almaktadır. Doku parametrelerinin sıcaklığa göre değişmesini hesaba katmadan hesaplanan %94.279 olan anten verimliliğinin doku parametrelerinin zamana bağlı değişiminden dolayı yaklaşık %88'ye kadar düştüğü görülmektedir.



**Şekil 38. Sabit ve zamana bağılı değişen doku parametrelerine göre değişen verimlilik**



**Şekil 39. Sabit ve zamana bağılı değişen doku parametrelerine göre değişen a) SAR, b) Sıcaklık dağılımı**

Şekil 39'da ise sabit ve değişken parametrelere göre anten boyunca oluşan SAR ve sıcaklık dağılımı karşılaştırılmaları verilmiştir. Değişken doku parametrelerinden dolayı verimin zamana göre azalması doku içine aktarılan gücünde düşmesine bu da SAR'ın sabit parametrelerdeki SAR'a göre daha az olmasını sağlamaktadır. Denklem 32'de ifade edilen Penn sıcaklık Denkleminde vücut içindeki sıcaklık değişimine neden olan dışarıdan uygulanan enerji yani SAR ile orantılı olduğu gösterilmiştir. Değişken doku parametreleri ile vücut içinde oluşan SAR dağılımının sabit parametreler ile oluşan SAR

dağılımına göre daha az olması vücut içinde oluşan sıcaklık dağılımında aynı şekilde azaldığı görülmektedir.



## 6. SONUÇ

Bu çalışmada, grafen kaplı bir çift yarık eş eksenli mikrodalga antenin biyolojik doku olan karaciğer içinde COMSOL Multiphysics® ile modellemesi ve benzetimi yapılarak EM ve ısıl analizi yapılmıştır. Eş eksenli antenin dış iletkeni üzerine sarılan grafen malzemesi farklı konumlarda ve boyutlarda incelenmiş olup hemen yarık dibine yerleştirilen grafenin anten verimliliğini kayda değer bir şekilde düşürdüğü görülmüştür. Buna karşın grafen genişliğinin verimliliğe etkisinin olmadığı ortaya çıkmıştır. Elde edilen sonuçlar, grafen kaplı antenden doku içerisine iletilen EM enerjinin yarıkların etrafında yoğunlaştığını ve antenin dış iletkeni boyunca besleme noktasına doğru oluşabilecek enerji akımını önemli oranda azalttığını ortaya koymuştur. Bu durum, özellikle en yüksek yüzey empedansına sahip 0 eV kimyasal potansiyelli grafen için daha da belirgindir. Grafenin bulunduğu konumdan itibaren SAR değeri çok hızlı bir şekilde azalmakta ve bunun neticesi olarak sıcaklık normal doku sıcaklığına yakın kalmaktadır. Ayrıca grafenli antenle doku içindeki sıcaklık artışının zamana göre daha hızlı bir şekilde olduğu gözlemlenmektedir. Dolayısıyla, grafen kaplı anten ile maksimum doku hasar oranına grafensiz antene kıyasla daha hızlı bir şekilde ulaşılmaktadır. Bütün bunların neticesi olarak, antenin dış iletkeninde oluşan yüzey akımlarının azaltılması ve enerjinin anten ucunda yoğunlaşması ile küresel bir ablasyon bölgesi elde edilmiştir.

Yapılan bu çalışmalara ilaveten, önerdiğimiz grafen kaplı antenin EM ve ısıl performansı literatürde mevcut “choke” ve “sleeve” anten yapıları ile karşılaştırılmıştır. Sonuçlar, tasarlanan grafen kaplı antenin performansının, yüzey akımlarını söndürmesi bakımından daha yüksek olduğunu göstermektedir. Ayrıca, iletilen enerjinin antenin uç kısmında daha çok yoğunlaştığı görülmektedir ki, bu durum daha hızlı ablasyon süresi elde etme açısından önemlidir.

Son olarak, antenin boyutlarında oluşabilecek belirsizliklerin ve ablasyon esnasında dielektrik sabiti ve elektrik iletkenliği gibi doku özelliklerinde yanmadan dolayı oluşacak değişikliklerin anten performansı üzerine etkileri PCE yöntemiyle araştırılmıştır. Ayrıca ele alınan anten boyutlarından hangisinin ne kadar etki yaptığıda Sobol analiz ile hesaplanmıştır. Ele alınan anten parametreleri arasında antenin uç tarafında bulunan ilk yarığın uzunluğunun anten çıktıklarına neredeyse hiçbir etkisinin olmadığı görülmüştür. Bu, teyit edilmesi ve doğrulanması gereken bir durumdur. Bunun yanında, yarık

konumlarının kendi bölgelerinde etki etmeleri anlaşılır bir olaydır. Kateter ise enerjinin dokuya iletilmesi karşısında bir bariyer görevi görmekte olup kalınlığının özellikle yarık harici bölgelerde etkili olması normaldir. Doku parametrelerinin sıcaklığa göre değişmesi ise tasarlanan antenin verimliliğini azalttığı ve doku içerisine iletilen enerjide düşüş olduğu sonucu çıkmıştır. Dolayısıyla eş eksenli mikrodalga anten tasarımında doku parametrelerinin yanmadan dolayı değişmesi dikkate alınmalıdır.

Gelecekte, bu çalışmanın devamı niteliğinde yapılması gereken çalışmalar şunlardır:

- Eş eksenli mikrodalga anten prototipi imalatı ve laboratuvar ortamında test edilmesi,
- Farklı kimyasal potansiyellere sahip grafen üretimi, karakterizasyonu ve eş eksenli anten üzerine kaplanması,
- Grafen kaplı antenlerin laboratuvar ortamında deneysel olarak test edilmesi ve sayısal sonuçlarla karşılaştırılması,
- Mikrodalga ablyasyon ile meydana gelen farklı doku mekanizmalarının araştırılması, modeller oluşturulması ve algoritma geliştirilmesi, ablyasyon esnasında değişen doku parametrelerini dikkate alacak şekilde adaptif anten geliştirilmesi.

## KAYNAKLAR

- A. Coates, S. Abraham, B. Kaye, T. Sowerbitts, C. Frewin, R. M. Fox and M. H. N. Tattersall (1983). On the receiving end- patient perception of the side-effects of cancer chemotherapy. *Eur J Cancer Clin Oncol.*, 19(1), 203-208.
- Acikgoz, Hulusi and Raj Mitra. (2016). Suppression of Surface Currents at Microwave Frequency Using Graphene-Application to Microwave Cancer Treatment. *Applied Computational Electromagnetics Society Journal*, 31(6).
- Acikgoz, H., & Mitra, R. (2015, November). Microwave coaxial antenna for cancer treatment: Reducing the backward heating using a double choke. In *2015 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP)* (pp. 1-4). IEEE.
- Al-Hartomy, Omar A., (2012) Dielectric and microwave properties of graphene nanoplatelets/carbon black filled natural rubber composites. *International Journal of Materials and Chemistry* 2(3), 116-122.
- Bertram, J. M, Deshan, Y., Converse, M.C, Webster, J.G., Mahvi, D.M. (2006). Antenna design for microwave hepatic ablation using an axisymmetric electromagnetic model. *BioMedical Engineering Online*. 5(15), 1-9.
- Bertram, John M., et al. (2006) A review of coaxial-based interstitial antennas for hepatic microwave ablation. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*. 34(3).
- Brace, Christopher L. (2009) Radiofrequency and microwave ablation of the liver, lung, kidney and bone: what are the differences?. *Current problems in diagnostic radiology* 38(3), 135-143.
- Brace, Christopher L., (2004) Analysis and experimental validation of a triaxial antenna for microwave tumor ablation. *Microwave Symposium Digest, 2004 IEEE MTT-S International*, 3.
- Brannan, J. D. (2009, September). Electromagnetic measurement and modeling techniques for microwave ablation probes. In *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 3076-3078). IEEE.
- Brannan, J. D., & Ladtkow, C. M. (2009, September). Modeling bimodal vessel effects on radio and microwave frequency ablation zones. In *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 5989-5992). IEEE.
- Chaichanyut, M. (2010, May). Microwave ablation with cap-choke antenna: Result in computer simulation. In *ECTI-CON2010: The 2010 ECTI International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology* (pp. 679-682). IEEE.
- Chang, Isaac A. (2010). Considerations for Thermal Injury Analysis for RF Ablation Devices. *The Open Biomedical Engineering Journal* 4, 3–12.
- D. Yang, (2005). *Measurements, antenna design and advanced computer modeling for microwave tissue ablation* Ph.D. Dissertation, Dept. Elect. Eng, University of Wisconsin Madison, WI.

- Glasserman P., (2004) Monte Carlo Methods in Financial Engineering. *Springer Science & Business Media*, 596.
- Hayakawa C.K., Spanier J., (2004). Perturbation Monte Carlo Methods for the Solution of Inverse Problems. *Monte Carlo and Quasi-Monte Carlo Methods*, 227–241.
- Hirata, T. (1997). Ablation Technique for Laser Ablation–Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometry. *Journal of Analytical Atomic Spectrometry*, 12(11), 1337-1342.
- Honda, N., Guo, Q., Uchida, H., Ohishi, H., & Hiasa, Y. (1994). Percutaneous hot saline injection therapy for hepatic tumors: an alternative to percutaneous ethanol injection therapy. *Radiology*, 190(1), 53-57.
- Huffman, S. D. (2011). Radiofrequency ablation complicated by skin burn. In: *Seminars in interventional radiology*. © Thieme Medical Publishers, 179-182.
- Hurter, W., F. Reinbold, and W. J. Lorenz. (1991). A dipole antenna for interstitial microwave hyperthermia. *IEEE Transactions on Microwave theory and Techniques*, 39(6), 1048-1054.
- Ito, K., Hyodo, M., Shimura, M., & Kasai, H. (1990, May). Thin applicator having coaxial ring slots for interstitial microwave hyperthermia. In *International Symposium on Antennas and Propagation Society, Merging Technologies for the 90's* (pp. 1233-1236). IEEE.
- Kuang, Ming, (2007). Liver cancer: increased microwave delivery to ablation zone with cooled-shaft antenna, experimental and clinical studies 1. *Radiology* 242(3), 914-924.
- Labonte, Sylvain, (1996). Monopole antennas for microwave catheter ablation. *IEEE transactions on microwave theory and techniques* 44(10), 1832-1840.
- Lin, James C., and Yu-Jin Wang. (1996). The cap-choke catheter antenna for microwave ablation treatment. *IEEE Transactions on biomedical engineering* 43(6), 657-660.
- Ljungberg M., Strand S-E., King M.A., (2012). Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine. *Applications in Diagnostic Imaging (CRC Press, 2nd Edition)*, 357.
- Longo, Iginio, (2003). A coaxial antenna with miniaturized choke for minimally invasive interstitial heating. *IEEE transactions on biomedical engineering* 50(1), 82-88.
- Lubner, M. G., Brace, C. L., Hinshaw, J. L., & Lee Jr, F. T. (2010). Microwave tumor ablation: mechanism of action, clinical results, and devices. *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 21(8), 192-203.
- Maini, Surita; Marwaha, Anupma. Microwave Interstitial Thermal Ablation of Hepatic Tumors by Extended Tip Sliding Choke Antenna. In: 2011 *Fourth International Conference on Emerging Trends in Engineering & Technology*. IEEE, 2011. p. 102-106.
- Metropolis N., Rosenbluth A.W., Rosenbluth M.N., Teller A.H., Teller E. (1953). Equation of State Calculations by Fast Computing Machines. *J. Chem. Phys.*, 21(6), 1087–1092
- Murthy K. (2004). Monte Carlo Methods in Statistical Physics. *Universities Press*, 144.



- Pennes, H.H. (1948). Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Forearm. *Journal of Applied Physiology*, 1, 93-122.
- Prakash, P., Deng, G., Converse, M. C., Webster, J. G., Mahvi, D. M., & Ferris, M. C. (2008). Design optimization of a robust sleeve antenna for hepatic microwave ablation. *Physics in Medicine & Biology*, 53(4), 1057.
- Prakash, P. (2010). Theoretical modeling for hepatic microwave ablation. *The open biomedical engineering journal*, 4, 27.
- Rossmann, C., & Haemmerich, D. (2014). Review of temperature dependence of thermal properties, dielectric properties, and perfusion of biological tissues at hyperthermic and ablation temperatures. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 42(6).
- Rubio, M. F. J. C. (2011). Coaxial slot antenna design for microwave hyperthermia using finite-difference time-domain and finite element method. *Open Nanomed. J*, 3, 2-9.
- Rubio, M. F. J. C., Hernández, A. V., & Salas, L. L. (2012). Fiber Optics for Thermometry in Hyperthermia Therapy. In *Fiber Optic Sensors*. IntechOpen.
- Saito K, Yoshimura H, Ito K, Aoyagi Y, Horita H. (2004). Clinical trials of interstitial microwave hyperthermia by use of coaxial-slot antenna with two slots. *IEEE Trans Microwave Theory Tech*, 52, 1987–1991.
- Sounas, D.L., Caloz, C. (2012). Novel Electromagnetic Phenomena in Graphene and Subsequent Microwave Devices Enabled by Multi-Scale Metamaterials. In *Metamaterial*. IntechOpen.
- Sudret, B. (2007). Uncertainty propagation and sensitivity analysis in mechanical models—Contributions to structural reliability and stochastic spectral methods. *Habilitaciona diriger des recherches, Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand, France*, 18.
- T. Jiao. (2012). A coaxial-slot antenna for invasive microwave hyperthermia therapy. *J. Biomed. Sci. Eng.*, 5, 198–202.
- Wongtrairat, Wannaree. (2011). The Effect of Slot Sizes on Non-Asymmetry Slot Antenna for Microwave Coagulation Therapy. *International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics* 1(3), 192.
- World Cancer Report (2014). In *World Health Organization*.
- Wu, F., Wang, Z. B., Chen, W. Z., Zou, J. Z., Bai, J., Zhu, H., ... & Su, H. B. (2005). Advanced hepatocellular carcinoma: treatment with high-intensity focused ultrasound ablation combined with transcatheter arterial embolization. *Radiology*, 235(2), 659-667.
- Yang, Deshan. (2006). A floating sleeve antenna yields localized hepatic microwave ablation. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 53(3), 533-537.
- Radyofrekans ablasyon* (t.y.). Erişim adresi:  
<http://www.yenikansertedavileri.org/radyofrekans>. Erişim tarihi: 04 Ocak 2020.

## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Burak UZMAN  
Doğum Yeri – Tarihi : KONYA, 01.03.1993  
E-Posta Adresi : burakuzman.93@gmail.com

### EĞİTİM DURUMU

Lisans Öğrenimi : 2016, KTO Karatay Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü.

Yüksek Lisans Öğrenimi : 2020, KTO Karatay Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik Bilgisayar Tezli Yüksek Lisans

Bildiği Yabancı Diller : İngilizce, Almanca

Bilimsel Faaliyetleri : Uzman, B., Yılmaz, A., Açıkgöz, H. (2016). Grafen Benzeri Malzeme ile Kanser Tedavisinde Kullanılan Mikrodalga Antenlerde Oluşan Yüzey Akımlarının Azaltılması. VIII. URSI-TÜRKİYE 2016 BİLİMSEL KONGRESİ ve ULUSAL GENEL KURUL TOPLANTISI, ODTÜ, Ankara, 01-03 Eylül 2016.

: Uzman, B., Yılmaz, A., Açıkgöz, H. (2018). Grafen Kaplı Çift Yarık Mikrodalga Anteninin Doku Hasar Oranına Etkisi. IX. URSI-TÜRKİYE BİLİMSEL KONGRESİ ve ULUSAL GENEL KURUL TOPLANTISI, KTO Karatay Üniversitesi, Konya, 06-08 Eylül 2018.

### İŞ DENEYİMİ

Stajlar : 2014, Ulaşım Planlama ve Raylı Sistem Başkanlığı,  
Stajyer

: 2015, Engitek Mühendislik, Stajyer

Projeler : 2017, Bursiyer, Kanser tedavilerinde kullanılan eşeksenli mikrodalga antenlerde oluşan yüzey akımlarının 1-atom kalınlığında grafen kullanılarak azaltılması – Isıl ve İstatistiksel analiz, Hulusi AÇIKGÖZ, TÜBİTAK

Çalıştığı Kurumlar : 2016, ARGE Mühendisi, Engitek Mühendislik

: 2017-2018, Yardımcı Asistan, KTO Karatay Üniversitesi

: 2018- , ARGE Mühendisi, Engitek Mühendislik

Tarih: 01 Ocak 2020