

İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MİKRODALGA ABLASYON SİSTEM UYGULAMALARI İÇİN
MİKROİŞLEMCİ TABANLI SICAKLIK SENSÖRÜ İLE RF PROP TASARIMI



YÜKSEK LİSANS TEZİ

Caner MURAT

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

HAZİRAN 2019

İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MİKRODALGA ABLASYON SİSTEM UYGULAMALARI İÇİN
MİKROİŞLEMCİ TABANLI SICAKLIK SENSÖRÜ İLE RF PROP TASARIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Caner MURAT

(Y170230003)

Elektrik Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Merih PALANDÖKEN

HAZİRAN 2019

İKÇÜ, Fen Bilimleri Enstitüsünün Y170230003 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Caner MURAT, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “MİKRODALGA ABLASYON SİSTEM UYGULAMALARI İÇİN MİKROİŞLEMCİ TABANLI SICAKLIK SENSÖRÜ İLE RF PROP TASARIMI” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı :

Doç. Dr. Merih PALANDÖKEN
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

.....

Jüri Üyeleri :

Doç. Dr. Merih PALANDÖKEN
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

.....

Prof. Dr. Adnan KAYA
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

.....

Dr. Öğr. Üyesi İrfan KAYA
Eskişehir Teknik Üniversitesi

.....

Teslim Tarihi : 19.06.2019
Savunma Tarihi : 17.06.2019





Aileme,



ÖNSÖZ

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde, değerli bilgilerini benimle paylaşan, kendisine ne zaman danışsam bana kıymetli zamanını ayırıp sabırla ve büyük bir ilgiyle bana faydalı olabilmek için elinden gelenden fazlasını sunan, her sorun yaşadığımda yanına çekinmeden gidebildiğim, güler yüzünü ve samimiyetini benden esirgemeyen ve gelecekteki mesleki hayatımda da bana verdiği değerli bilgilerden faydalanacağımı düşündüğüm kıymetli ve danışman hoca statüsünü hakkıyla yerine getiren sayın Doç. Dr. Merih PALANDÖKEN'e teşekkürü bir borç biliyor ve şükranlarımı sunuyorum.

Ayrıca 117E811 numaralı TÜBİTAK projesinde tam zamanlı yüksek lisans bursiyeri olarak çalışmama imkan veren, kıymetli zamanını hazırladığım bitirme projesine ayırıp değerlendirdiği ve üniversite hayatımın bu son döneminde bana kattığı her bilgi için Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı Başkanı sayın Prof. Dr. Adnan KAYA'ya sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Haziran 2019

Caner MURAT



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
TABLO LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xxi
ABSTRACT	xxiii
1. GİRİŞ	1
2. MİKRODALGA ABLASYON SİSTEMİNİN TEORİK ALTYAPISI.....	9
2.1 Doku İçi Elektromanyetik Yayılma Denklemleri	10
2.2 Dokularda Özgül Soğrulma Oranı.....	15
2.3 Doku İçi Isı Transfer Denklemleri	15
3. MİKRODALGA ABLASYON PROP TASARIMI	17
3.1 İdeal Aplikatör Yapısının Belirlenmesi.....	17
3.2 MDA Prop Tasarımı	26
3.3 Reflektörlü Prop Tasarımı	29
3.4 Alternatif Mikrodalga Ablasyon Prop Yapıları.....	34
3.4.1 Helezonik mikrodalga ablasyon probu	35
3.4.2 Heliks şekilli MDA probu	39
3.4.3 Reflektörlü helezonik MDA probu	43
3.4.4 Reflektörlü helezonik MDA probu versiyon 2	48
4. MİKRODALGA PROPLARININ DENEYSEL ÖLÇÜM SONUÇLARI.....	55
4.1 Mikrodalga Ablasyon Proplarının S Parametrelerinin Ölçüm Sonuçları.....	55
4.1.1 MDA prop deneme V2'nin S parametresinin deneysel ölçüm sonuçları..	56
4.1.2 MDA prop deneme V1'in S parametresinin deneysel ölçüm sonuçları....	58
4.2 Kas Dokusu Fantom Sıvısı Üzerinde Yapılan Deneysel Ölçümler.....	66
4.3 Meme Kanseri Fantom Sıvısı ile Yapılan Elektriksel ve Termal Ölçümler....	72
4.3.1 Mikrodalga ablasyon probunun deneysel ölçüm sonuçları.....	73
4.3.2 Reflektörlü probun deneysel ölçüm sonuçları	75
5. MİKRODALGA ABLASYON SİSTEM BİLEŞENLERİ	79
5.1 Vektör Sinyal Jeneratörü	80
5.2 RF Güç Yükselteç Katı (PA).....	81
5.3 EMC Yakın Alan Propları	83
5.4 Anritsu Skaler Network Analizör.....	84
5.5 Pasternack Sabit RF Zayıflatıcı.....	84
5.6 CNCR Yönlü Kuplör.....	85
5.7 Elektronik Kontrollü Empedans Uyumlama Devresi.....	85

5.8 Mikroişlemci Tabanlı Sensör Ağı	91
6. IN VITRO VE EX VIVO ÇALIŞMA SONUÇLARI.....	92
6.1 In Vitro Çalışma Sonuçları.....	92
6.2 Ex Vivo Çalışma Sonuçları	96
7. SONUÇ.....	108
7.1 İleriye Dönük Yapılabilecek Çalışmalar	109
KAYNAKLAR.....	111
ÖZGEÇMİŞ.....	115



KISALTMALAR

CST	: Bilgisayar Simülasyon Teknolojisi
dB	: Desibel
DC	: Doğru Akım
DGY	: Düşük Gürültülü Yükselteç
DICOM	: Tıpta Dijital Görüntüleme ve Haberleşme
EM	: Elektromanyetik
EMC	: Elektromanyetik Uyumluluk
FCC	: Federal İletişim Komisyonu
Hz	: Hertz (bir saniyedeki döngü)
ISM	: Endüstriyel, Bilimsel ve Medikal
MD	: Mikrodalga
MDA	: Mikrodalga Ablasyon
PA	: Güç Yükselteci
RF	: Radyo Frekans
RFA	: Radyo Frekans Ablasyon
SAR	: Özgül Soğrulma Oranı
SMA	: Alt-minyatür A
VSG	: Vektör Sinyal Jeneratörü



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 1.1: DICOM standartına göre insan beyninin elektriksel özellikleri [31, 32]. . 5	5
Tablo 1.2: DICOM standartına göre insan beyninin termal özellikleri [33, 34]. 5	5
Tablo 1.3: Farklı güç ve zaman değerleri için ulaşılan kararlı durum sıcaklık değerleri ve elde edilen ablasyon alan çapı [36]. 7	7
Tablo 3.1: MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2 yapılarının modüllerinin ölçüleri. 18	18
Tablo 3.2: Yalıtkan kısmı teflon veya delrin olan MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2 yapılarının modüllerinin ölçüleri. 22	22
Tablo 3.3: Mikrodalga ablasyon probunun uzunluk ve çap ölçüleri. 26	26
Tablo 3.4: Reflektörlü prop uzunluk ölçüleri. 30	30
Tablo 3.5: Helezonik MDA probunun uzunluk ölçüleri ve heliks yapısının sarım sayısı. 36	36
Tablo 3.6: Heliks şekilli MDA probunun uzunluk ölçüleri ve heliks yapısının sarım sayısı. 40	40
Tablo 3.7: Reflektörlü helezonik MDA probunun uzunluk ölçüleri ve heliks yapısının sarım sayısı. 45	45
Tablo 3.8: Reflektörlü helezonik MDA probu V2 uzunluk ölçüleri ve heliks yapısının sarım sayısı. 50	50
Tablo 3.9: Helezonik MDA probu, heliks şekilli prop, reflektörlü helezonik MDA probu ve reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin uzunluk ölçüleri ve heliks yapısının sarım sayısı. 54	54
Tablo 3.10: Helezonik MDA probu, heliks şekill Prop, reflektörlü helezonik MDA probu ve reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin performans tablosu. 54	54
Tablo 4.1: Sistemde kullanılan elemanların özellikleri [42]. 67	67
Tablo 4.2: Sistemde kullanılan elemanların özellikleri. 67	67
Tablo 4.3: İç iletken boyu 312 mm olan MDA prop deneme V1'in zayıflatıcı kullanılmayan deney düzeneğinin ölçümleri. 69	69
Tablo 4.4: İç iletken boyu 312 mm olan MDA prop deneme V1'in zayıflatıcı kullanılan sistemin ölçümleri. 70	70
Tablo 4.5: İç iletken boyu 277 mm olan MDA prop deneme V1'in zayıflatıcı kullanılmayan deney düzeneğinin ölçümleri. 71	71
Tablo 4.6: İç iletken boyu 277 mm olan MDA prop deneme V1'in zayıflatıcı kullanılan sistemin ölçümleri. 71	71
Tablo 4.7: Sistemde kullanılan elemanların özellikleri [43]. 73	73
Tablo 4.8: MDA probunun elektromanyetik ışımaya performansları. 74	74
Tablo 4.9: Sistemde kullanılan elemanların özellikleri. 77	77
Tablo 5.1: Mikrodalga ablasyon system bileşenleri ve kazanç değerleri. 80	80

Tablo 5.2: Vektör sinyal jeneratörünün donanımsal özellikleri.	81
Tablo 5.3: RF güç yükselteç katının donanımsal özellikleri.	81
Tablo 5.4: RF güç yükseltecinin watt cinsinden harcadığı güç değerleri.	82
Tablo 5.5: EMC yakın alan proplarının donanımsal özellikleri.	83
Tablo 5.6: Anritsu Skaler Network Analizörün donanımsal özellikleri.....	84
Tablo 5.7: Pasternack Sabit RF Zayıflatıcının donanımsal özellikleri.....	84
Tablo 5.7: CNCR Yönlü kuplörün donanımsal özellikleri.....	85
Tablo 5.8: MDA probunun empedans uyumlama devresinin uzunluk parametreleri.	87
Tablo 5.9: MDA probunun yansıyan güç değerlerinin ayarlanması.	90
Tablo 6.1: Tasarlanan RF proplar ile yapılan ex vivo deney sonuçları.	107



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

- Şekil 1.1:** Konvansiyonel ve Mikrodalga (MD) ısıtma sisteminin sıcaklık dağılımları arasındaki farklar [11]. 2
- Şekil 1.2:** Elektromanyetik spektrum [29]. 4
- Şekil 1.3:** 25W giriş gücünde ve **a)** 500 MHz , **b)** 1000 MHz, **c)** 1500 MHz, **d)** 2000 MHz, **e)** 2450 MHz, **f)** 3000 MHz frekanslarında uygulanan RF ışıma gücünün CST Mikrodalga Stüdyo programında oluşturulan voksel beyin modeli üzerinde oluşturduğu kararlı durum sıcaklık dağılımları [35]. 6
- Şekil 1.4:** Ticari mikrodalga ablasyon probu [36]. 7
- Şekil 1.5:** Mikrodalga ablasyon sistemi blok diyagramı. 8
- Şekil 3.1:** **a)** MDA prop deneme versiyonu 1 **b)** MDA prop deneme versiyonu 2. . 17
- Şekil 3.2:** MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının değişen koni-yalıtkan arası ayırım mesafeleri ile simülasyonları **a)** Temas var **b)** Temas yok. 18
- Şekil 3.3:** MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğuna göre değişen simülasyon sonuçları **a)** Şaft uzunluğu=30 mm **b)** Şaft uzunluğu=50 mm **c)** Şaft uzunluğu=70 mm **d)** Şaft uzunluğu=90 mm. 19
- Şekil 3.4:** MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 30 mm, 50 mm, 70 mm ve 90 mm olduğu durumda; iç iletken uzunluğuna göre değişen simülasyon sonuçları **a)** İç iletken uzunluğu 276 mm **b)** İç iletken uzunluğu 286 mm **c)** İç iletken uzunluğu 296 mm **d)** İç iletken uzunluğu 306mm..... 20
- Şekil 3.5:** **a)** MDA prop deneme versiyonu 1 **b)** MDA prop deneme versiyonu 2. .. 21
- Şekil 3.6:** MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının yalıtkan kısım teflon, Dcd değeri **a)** 30 mm **b)** 50 mm **c)** 70 mm **d)** 90 mm iken simülasyon sonuçları. 22
- Şekil 3.7:** MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının yalıtkan kısmının delrin, Dcd değerinin **a)** 30 mm **b)** 50 mm **c)** 70 mm **d)** 90 mm olduğu durumun simülasyon sonuçları. 23
- Şekil 3.8:** MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 120 mm ve yalıtkan kısmının **a)** Teflon **b)** Delrin olduğu durumun simülasyon sonuçları.. 24
- Şekil 3.9:** MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 148mm ve yalıtkan kısmının **a)** Teflon **b)** Delrin olduğu durumun simülasyon sonuçları.. 25
- Şekil 3.10:** Mikrodalga ablasyon probu **a)** Perspektif görünümü **b)** İç görünümü... 26
- Şekil 3.11:** Mikrodalga ablasyon probunun koni kısmının uç bölgesinde tümör olduğu ve olmadığı durumların kıyaslanması **a)** Tümör yokken simülasyon düzeneği **b)** Tümör varken simülasyon düzeneği **c)** Tümör yokken S parametresi **d)** Tümör varken S parametresi. 27
- Şekil 3.12:** Mikrodalga ablasyon probunun **a)** y eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği **b)** z eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği **c)** y eksenindeki elektrik alan-

mesafe grafiği d) z eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği e) x düzlemindeki elektrik alan dağılımları f) y düzlemindeki elektrik alan dağılımları.	28
Şekil 3.13: Mikrodalga ablasyon probunun petri kabı içine yerleştirilen tümör örneğinin SAR değerine etkisi.	29
Şekil 3.14: Reflektörlü prop a) Perspektif görünümü b) Malzeme bilgisi.	30
Şekil 3.15: Reflektörlü probun yayılım ucunun uzunluğunun S parametresine etkisi.	31
Şekil 3.16: Reflektörlü probun yayılım ucunun silindir oranının S parametresine etkisi.	31
Şekil 3.17: Reflektörlü probun yayılım ucunun çapının S parametresine etkisi.	32
Şekil 3.18: Reflektörlü probun reflektör çapının S parametresine etkisi.	32
Şekil 3.19: Reflektörlü probun şaft uzunluğunun S parametresine etkisi.	33
Şekil 3.20: Reflektörlü probun yayılım ucunun iç iletken oranının S parametresine etkisi.	33
Şekil 3.21: a) Heliks şekilli MDA probu b) Helezonik MDA probu c) Reflektörlü helezonik MDA probu d) Reflektörlü helezonik MDA probu V2.	34
Şekil 3.22: Helezonik MDA probunun malzeme ve uzunluk bilgisi.	35
Şekil 3.23: Helezonik MDA probunun değişen sarım sayılarına göre S parametresi.	36
Şekil 3.24: Helezonik MDA probunun koni kısmının uç bölgesinde tümör olduğu ve olmadığı durumların kıyaslanması a) Tümör yokken simülasyon düzeneği b) Tümör varken simülasyon düzeneği c) Tümör yokken S parametresi d) Tümör varken S parametresi.	37
Şekil 3.25: Helezonik MDA probunun a) y eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği b) z eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği c) y eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği d) z eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği e) x düzlemindeki elektrik alan dağılımları f) y düzlemindeki elektrik alan dağılımları.	38
Şekil 3.26: Helezonik MDA probunun petri kabı içine yerleştirilen tümör örneğinin SAR değerine etkisi.	39
Şekil 3.27: Heliks şekilli MDA probunun malzeme ve uzunluk bilgisi.	39
Şekil 3.28: Heliks şekilli MDA probunun değişen sarım sayılarına göre S parametresi.	40
Şekil 3.29: Heliks şekilli MDA probunun yayılım ucu kısmının uç bölgesinde tümör olduğu ve olmadığı durumların kıyaslanması a) Tümör yokken simülasyon düzeneği b) Tümör varken simülasyon düzeneği c) Tümör yokken S parametresi d) Tümör varken S parametresi.	41
Şekil 3.30: Heliks şekilli MDA probunun a) z eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği b) y eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği c) z eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği d) y eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği e) x düzlemindeki elektrik alan dağılımları f) z düzlemindeki elektrik alan dağılımları.	42
Şekil 3.31: Heliks şekilli MDA probunun petri kabı içine yerleştirilen tümör örneğinin SAR değerine etkisi.	43
Şekil 3.32: Reflektörlü helezonik MDA probunun malzeme ve uzunluk bilgisi.	43
Şekil 3.33: Reflektörlü helezonik MDA probunun değişen sarım sayılarına göre S parametresi.	44

Şekil 3.34: Reflektörlü helezonik MDA probunun yalıtkan parçasının değişen yalıtkanlık sabitine göre S parametresi.	44
Şekil 3.35: Reflektörlü helezonik MDA probunun değişen li uzunluğuna göre S parametresi.	45
Şekil 3.36: Reflektörlü helezonik MDA probunun iç iletken kısmının uç bölgesinde tümör olduğu ve olmadığı durumların kıyaslanması a) Tümör yokken simülasyon düzeneği b) Tümör varken simülasyon düzeneği c) Tümör yokken S parametresi d) Tümör varken S parametresi.	46
Şekil 3.37: Reflektörlü helezonik MDA probunun a) y eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği b) z eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği c) z eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği d) y eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği e) x düzlemindeki elektrik alan dağılımı f) z düzlemindeki elektrik alan dağılımı.	47
Şekil 3.38: Reflektörlü helezonik MDA probunun petri kabı içine yerleştirilen tümör örneğinin SAR değerine etkisi.	48
Şekil 3.39: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin malzeme ve uzunluk bilgisi.	48
Şekil 3.40: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin değişen sarım sayılarına göre S parametresi.	49
Şekil 3.41: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin yalıtkan parçasının değişen yalıtkanlık sabitine göre S parametresi.	49
Şekil 3.42: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin değişen li uzunluğuna göre S parametresi.	50
Şekil 3.43: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin iç iletken kısmının uç bölgesinde tümör olduğu ve olmadığı durumların kıyaslanması a) Tümör yokken simülasyon düzeneği b) Tümör varken simülasyon düzeneği c) Tümör yokken S parametresi d) Tümör varken S parametresi.	51
Şekil 3.44: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin a) z eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği b) y eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği c) z eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği d) y eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği e) x düzlemindeki elektrik alan dağılımı f) z düzlemindeki elektrik alan dağılımı.	52
Şekil 3.45: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin petri kabı içine yerleştirilen tümör örneğinin SAR değerine etkisi.	53
Şekil 4.1: a) CA2912 b) CA2906.	55
Şekil 4.2: MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının D_{cd} değerinin 30 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör.	56
Şekil 4.3: MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının D_{cd} değerinin 50 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör sonuçları.	56
Şekil 4.4: MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının D_{cd} değerinin 70 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör sonuçları.	57
Şekil 4.5: MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının D_{cd} değerinin 90 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör sonuçları.	57
Şekil 4.6: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 120 mm ve kestamid uzunluğunun 25 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-	

SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları c) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.	58
Şekil 4.7: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 120 mm ve kestamid uzunluğunun 30 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları c) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.	59
Şekil 4.8: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 120 mm ve kestamid uzunluğunun 35 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları c) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.	60
Şekil 4.9: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 120 mm ve kestamid uzunluğunun 40 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları c) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.	61
Şekil 4.10: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 148 mm ve kestamid uzunluğunun 25 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları c) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.	62
Şekil 4.11: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 120 mm ve kestamid uzunluğunun 30 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları c) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.	63
Şekil 4.12: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 148 mm ve kestamid uzunluğunun 35 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları c) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.	64
Şekil 4.13: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 148 mm ve kestamid uzunluğunun 40 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları c) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.	65
Şekil 4.14: Mikrodalga ablasyon sistemi blok diyagramı.....	67
Şekil 4.15: Mikrodalga ablasyon sistemi ve elemanları.	68
Şekil 4.16: a) MDA prop deneme V1, sıcaklık sensörü ve EMC prop (E5) konumları b) Sıcaklık ve MDP E alan gücü ölçümleri.....	68
Şekil 4.17: İç iletken boyu 312 mm olan MDA prop deneme V1'in zayıflatıcı kullanılmayan deney düzeneğinin blok diyagramı.....	69
Şekil 4.18: İç iletken boyu 312 mm olan MDA prop deneme V1'in zayıflatıcı kullanılan deney düzeneğinin blok diyagramı.	69
Şekil 4.19: İç iletken boyu 277 mm olan	70

Şekil 4.20: İç iletken boyu 277 mm olan MDA prop deneme V1'in zayıflatıcı kullanılan deney düzeneğinin blok diyagramı.	71
Şekil 4.21: Gerçeklenen MDA prop yapısının a) Deney düzeneği b) S parametresi ölçüm sonucu.	73
Şekil 4.22: MDA probunun elektromanyetik ışına performansının test düzeneği. ..	74
Şekil 4.23: Tümör hücrelerin 5 dakikaya kadar mikrodalga enerjisine maruz kaldığı durumun termal ölçüm sonucu a) Termal kamera görüntüsü b) Tümör hücrelerine penetre olan sıcaklığın değişimi.	75
Şekil 4.24: Gerçeklenen reflektörlü prop yapısı.	76
Şekil 4.25: Fabrike edilen reflektörlü prop yapısının S parametresi ölçüm sonucu. .	76
Şekil 4.26: Reflektörlü probun elektromanyetik ışına performansının test düzeneği.	77
Şekil 4.27: Meme kanseri fantom sıvısının 5 dakikaya kadar mikrodalga enerjisine maruz kaldığı durumun termal ölçüm sonucu a) Termal kamera görüntüsü b) Meme kanseri fantom sıvısına penetre olan sıcaklığın değişimi.	78
Şekil 5.1: Mikrodalga ablyasyon sistemi.	79
Şekil 5.2: EMC yakın alan prop seti.	83
Şekil 5.3: MDA probunun empedans uyumlama devresi.	86
Şekil 5.4: MDA probunun empedans uyumlama devresinin simülasyon ortamı.	86
Şekil 5.5: a) Empedans uyumlama devresiz b) Empedans uyumlama devreli MDA probunun S parametresi simülasyon sonuçları.	87
Şekil 5.6: a) Empedans uyumlama devresiz b) Empedans uyumlama devreli MDA probunun S parametresi deneysel ölçüm sonuçları.	88
Şekil 5.7: MDA probunun elektronik kontrollü empedans uyumlama devresi.	88
Şekil 5.8: MDA probunun empedans uyumlama devresinin açık devre stub ucuna a) 1 pF b) 2.2 pF c) 7.8 pF d) 8.8 pF değerlerinde kondansatör lehimlenmesi sonucu S parametresi deneysel ölçüm sonuçları.	89
Şekil 5.9: MDA probunun empedans uyumlama devresinin test düzeneği.	90
Şekil 5.10: a) Mikroişlemci tabanlı sensör ağı b) Bilgisayar arayüzü.	91
Şekil 6.1: MDA Probu ile yapılan in vitro çalışmasının deney düzeneği.	93
Şekil 6.2: MCF7 hücrelerinin sıcaklık zaman grafiği.	94
Şekil 6.3: Mikrodalga ablyasyon deneyi başlamadan önceki MCF7 kanser hücrelerinin mikroskop görüntüleri a) Kontrol grubu b) Mikrodalga ablyasyon grubu.	94
Şekil 6.4: MCF7 hücrelerinin yayılma durumları a) Kontrol grubu 24 saat b) Ablasyon grubu 24 saat c) Kontrol grubu 48 saat d) Ablasyon grubu 48 saat e) Kontrol grubu 72 saat f) Ablasyon grubu 72 saat g) Kontrol grubu 96 saat h) Ablasyon grubu 96 saat.	95
Şekil 6.5: Kuzu ciğeri üzerinde yapılan mikrodalga ablyasyon deney düzeneği.	97
Şekil 6.6: MDA probunun ucunda kuzu ciğeri a) Yokken b) Varken S parametresi.	97
Şekil 6.7: Kuzu ciğeri üzerinde a) 0 dk b) 5 dk c) 10 dk d) 15 dk e) 20 dk f) 25 dk mikrodalga enerjisi maruziyeti sonucu meydana gelen yüzey sıcaklık dağılımları.	98
Şekil 6.8: MDA probu ile uygulanan a) 0dk b) 5dk c) 10dk d) 15dk e) 20dk f) 25dk mikrodalga enerjisi maruziyeti sonucu düşey ekseninde kuzu ciğerinde meydana gelen mesafeye bağlı sıcaklık dağılımı.	99
Şekil 6.9: MDA probunun kuzu ciğerinde meydana getirdiği sıcaklık değişiminin 100	

Şekil 6.10: 25 dakikalık mikrodalga maruziyeti a) Öncesi ve b) Sonrası kuzu ciğerinde meydana gelen değişim.	100
Şekil 6.11: Reflektörlü prop kullanılarak kuzu ciğeri üzerinde yapılan mikrodalga ablasyon deney düzeneği.	101
Şekil 6.12: Reflektörlü probunun ucunda kuzu ciğeri a) Yokken b) Varken S parametresi.	101
Şekil 6.13: Kuzu ciğeri üzerinde a) 0 dk b) 5 dk c) 10 dk d) 15 dk mikrodalga enerjisi maruziyeti sonucu meydana gelen yüzey sıcaklık dağılımları.	102
Şekil 6.14: Reflektörlü prop ile uygulanan a) 0 dk b) 5 dk c) 10 dk d) 15 dk mikrodalga enerjisi maruziyeti sonucu düşey ekseninde kuzu ciğerinde meydana gelen mesafeye bağlı sıcaklık dağılımı.	103
Şekil 6.15: Reflektörlü probun kuzu ciğerinde meydana getirdiği sıcaklık değişiminin mikroişlemci tabanlı kızılötesi sıcaklık sensörü kullanılarak gerçek zamanlı ölçümü.	104
Şekil 6.16: Reflektörlü prop ile uygulanan 15 dakikalık mikrodalga maruziyeti a) Öncesi ve b) Sonrası kuzu ciğerinde meydana gelen değişim.	104
Şekil 6.17: NiTi uçlu MDA probu ile uygulanan 15 dakikalık mikrodalga maruziyeti a) Öncesi ve b) Sonrası kuzu ciğerinde meydana gelen değişim.	105
Şekil 6.18: NiTi uçlu MDA probu ile uygulanan 15 dakikalık mikrodalga maruziyeti a) Öncesi ve b) Sonrası tavuk ciğerinde meydana gelen değişim.	106
Şekil 6.19: NiTi uçlu MDA probu ile uygulanan 15 dakikalık mikrodalga maruziyeti a) Öncesi ve b) Sonrası tavuk ciğerinde meydana gelen değişim.	106

MİKRODALGA ABLASYON SİSTEM UYGULAMALARI İÇİN MİKROİŞLEMCİ TABANLI SICAKLIK SENSÖRÜ İLE RF PROP TASARIMI

ÖZET

Bu tez, Endüstriyel, Bilimsel ve Medikal (ISM) bandının 2.45 GHz frekansında çalışması üzere tasarlanan RF prop yapılarının lokal olarak tümör dokusunun yok edilmesi için yapılan deneysel ve simülasyon çalışmalarını konu almaktadır. Tanıtılan RF propları, mikrodalga ablasyon performansı ile ilişkili olan ışınma performansını iyileştirmek için alternatif modellerle tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Bu projede tanıtılan RF propları temel anlamda mikrodalga ablasyon sisteminin aplikatör bölümü olarak tasarlandığından kas dokusu ve meme kanserinin fantom sıvıları üzerine mikrodalga enerjisi uygulanarak RF performans parametreleri incelenmiştir. Projede tanıtılan RF prop yapıları ile yapılan deneysel ve simülasyon çalışmaları sonucunda MDA prop ve reflektörlü prop olarak adlandırılan RF proplarından tasarımı gerçekleştirmeye uygun bulunmuştur. Gerçeklenen MDA prop ve reflektörlü prop yapılarının RF performanslarını fantom sıvılarında test etmenin yanı sıra ürettikleri yüksek mikrodalga gücünün in vitro çalışma olarak kanser dokusunun hücre proliferasyonundaki etkisini belirlemek için MCF7 meme kanseri üzerinde mikrodalga ablasyon uygulaması da gerçekleştirilmiştir. Ayrıca ex vivo çalışma olarak, taze kesilmiş tavuk karaciğeri ve kuzu karaciğeri numuneleri, gerçekleştirilen RF proplarının ürettiği yüksek mikrodalga enerjisine maruz bırakılarak karaciğer dokusunda meydana gelen ablasyon boyutları üzerindeki etkisi incelenmiştir. In vitro ve ex vivo çalışmalardan kaynaklanan ablasyon bölgesinin dielektrik malzeme özelliğinin MDA probun giriş empedansında meydana getirdiği değişim, elektronik olarak kontrol edilen bir empedans uyumlandırma devresi yardımı kompanze edilerek RF probunun mikrodalga ablasyon uygulaması sırasında 2.45 GHz ISM bandında çalışması sağlanmıştır. Tasarlanan RF proplar, ablasyon performansını etkileyebilecek ışınma performansını geliştirmek amacıyla CST Mikrodalga Stüdyo programında sayısal olarak hesaplanmıştır. Yapılan simülasyonlar ve deneysel sonuçlar tasarlanan RF propların kanserle mücadele için etkili bir metot olarak kullanılabilceğini göstermektedir.



RF PROBE DESIGN WITH MICROPROCESSOR BASED TEMPERATURE SENSOR FOR MICROWAVE ABLATION SYSTEM APPLICATION

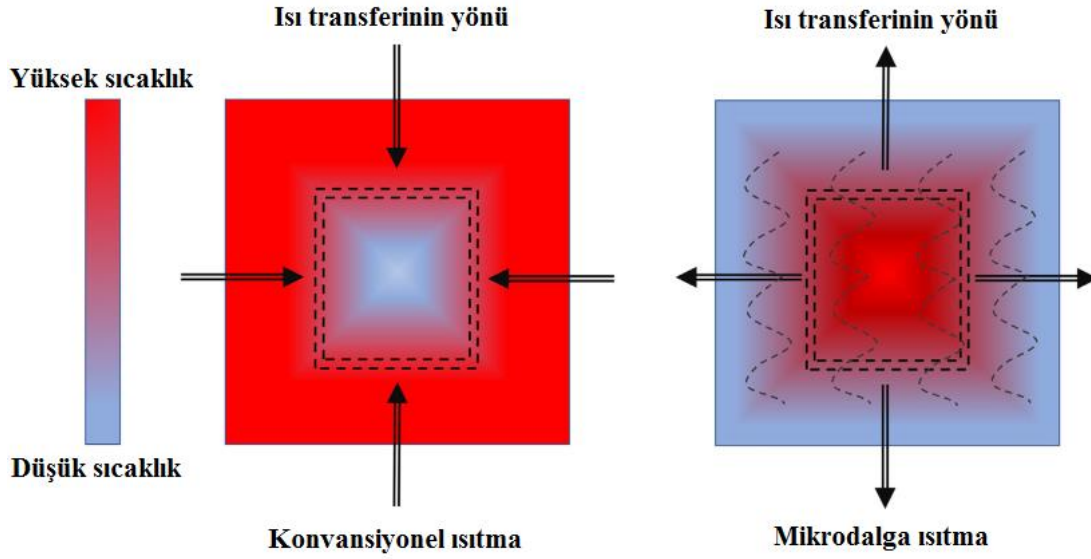
ABSTRACT

This thesis purposes a numerical and experimental study of RF probe structures operating in Industrial Scientific Medical (ISM) band at 2.45 GHz for the annihilation of tumorous tissue locally. Proposed RF probes are designed and implemented with alternative models to improve the radiation performance associated with microwave ablation performance. Since the RF probes proposed in this project is designed as the applicator part of the microwave ablation system, the RF performance parameters are examined by applying microwave energy on phantom models of muscle tissue and breast cancer. As a result of the experimental and simulation studies performed with the RF probe structures proposed in the project, the RF probes called MDA probe and reflector probe are worth to be fabricated. In addition, to testing the RF performances of MDA probe and reflector probe structures in phantom models, microwave ablation on MCF7 breast cancer is also performed to determine the effect of the high microwave power generated by fabricated RF probes on cell proliferation of cancer tissue as in vitro study. Moreover, a chicken liver and a lamb liver are exposed to the high microwave power generated by fabricated RF probes to examine the effect of microwave power on ablation sizes of liver tissue as an ex vivo study. The change in the input impedance of the fabricated MDA probe proceeds from the dielectric material property of the ablation region resulting from in vitro and ex vivo studies is compensated by the help of an electronically controlled impedance matching circuit, allowing MDA probe to operate in the 2.45 GHz ISM band during microwave ablation. The designed RF probes are calculated numerically in the CST Microwave Studio program in order to improve the radiation performance that could affect the ablation performance. Simulations and experimental results show that the designed RF probes can be used as an effective method for cancer fighting.

1. GİRİŞ

Meme kanseri karmaşık ve farklı şekillerde gelişen kontrolsüz hücre çoğalması ile karakterize günümüzün en önemli problemlerinden biridir [1]. Kanser hücresinin dolaşım veya lenf sistemine yayılması ile metastaz olarak adlandırılan olay meydana gelmektedir [2]. Metastaz yapabilecek kadar yetenekli olan kanser hücreleri tedavi açısından en sorunlu hücrelerdir [3]. Tedavinin amacı hücre çoğalmasının durdurulması, göç etmenin engellenmesi ve bu hücrelerin öldürülmesi esasına dayanmaktadır [4]. Klasik klinik tedavilerin önemli bir problem, yüksek ilaç dozlarına çıkma ve sağlıklı hücrelere zarar verme durumudur [5]. Reseptör negatif meme kanseri agresif ve metastazik bir kanser olarak yer almakta ve deneysel olarak 4T1 hücreleri ile BALB/C farelerde taklit edilebilmektedir [6]. Klasik tedavide kanser hücrelerinin etkinliğini azaltmak için kullanılan ilaçlara olan direncin gelişmesiyle ve özellikle metastatik oluşumlar nedeniyle başarı sağlanamamaktadır [7]. Bu nedenle klasik tedaviye destek verecek, ilaç dozunu azaltacak ve normal hücrelerin daha az zarar görmesini sağlayacak yöntemler geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur.

Mikrodalga ablasyon sistemi kanser tedavisi için umut veren bir teknolojidir [8]. Mikrodalga ablasyon 2.45 GHz frekansındaki mikrodalga yayılım gücünün tümörlü hücreleri yaklaşık 60 °C'ye ısıtıp öldürmesini sağlamasına dayanmaktadır [9]. Şekil 1.1'de görüldüğü gibi konvansiyonel ısıtma sistemleri temel olarak ısıya dış bir ısı kaynağından ısı uygulanacak olan bölgeye nüfus ederek istenmeyen bir biçimde geniş bir alana yayılmasına sebep olurken mikrodalga ısıtma sisteminde ısı istenilen bölgeye odaklanabilmektedir [10].



Şekil 1.1: Konvansiyonel ve Mikrodalga (MD) ısıtma sisteminin sıcaklık dağılımları arasındaki farklar [11].

Meme kanserinde metastaz oluştuğundan sonra kemoterapi işe yaramamakta hem hasta yaşam kalitesi düşmekte hem de zamana bağlı olarak ölüm meydana gelmektedir. Bu durum tedavide yeni arayışları gerektirmekte immünoterapi gibi uygulamalarla yaşam süresi biraz uzatılsa da ölümden kurtuluş olmamaktadır. Radyoterapide açığa çıkan iyonize radyasyonun malign tümör dokularına etki etmesinin gözlemlenmesiyle düşük doğrusal enerji kullanımı gündeme gelmiştir. Alfa radyasyonu olarak da tanımlanan düşük doğrusal iyonize radyasyon enerji yüksek enerjili radyasyondan daha etkili olduğu ve özellikle DNA hasarı yaparak tümörlü hücreleri öldürdüğü bilinmektedir. Son zamanlarda implant edilebilen radyoaktif kaynakları diffüz alfa radyasyon emilim terapisi olarak gündemdedir. Bu yöntemle gliyoblastoma ve prostat kanseri gibi kanserlerde kültür ortamında hücrenin tipine, verilen doza bağlı olarak hücre ölümü gerçekleşmiştir. Kültürdeki melanom hücrelerinde efektif dozlarda tümör ilerlemesinin az miktarda durdurulduğu saptanmıştır. Buna karşılık yine kültürde kolon ve prostat kanserlerinde etkin bir durdurma saptanmıştır [12, 13].

1960 yılından itibaren sağlıklı olmayan dokulara darbe formunda uygulanan lazer enerjisinin fiber optik bir prop ile uygulanmasıyla lazer ablasyon tanıtılmıştır [14,15]. Lazer ablasyonu damar dokularına nüfuz etmesi ve pahalı bir yöntem olmasından dolayı doku ablasyonu için uygun olmayan bir yöntem olarak literatürde yer almaktadır [15].

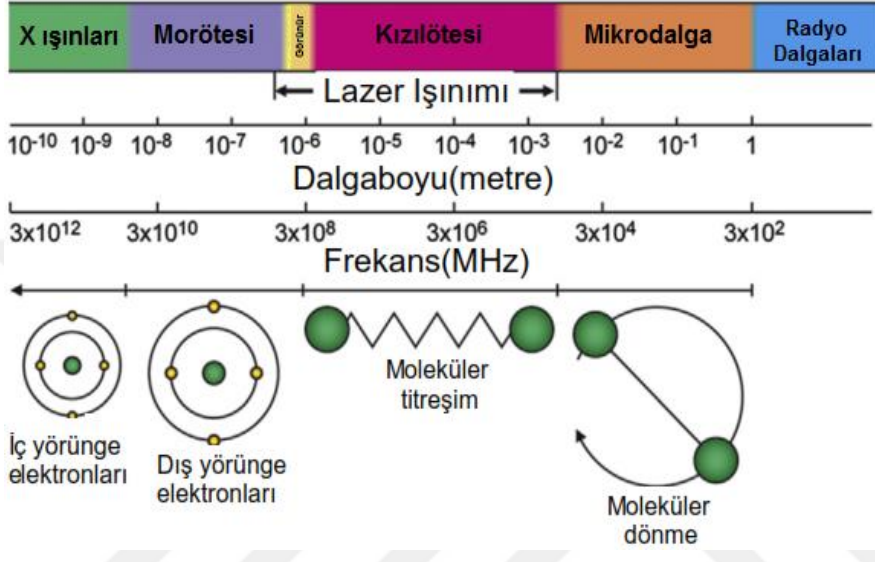
Doğru akım ablasyon sistemlerinde hedeflenen bölgeye standart bir defibrilatörün yüksek gerilim boşalması ile enerji aktarılır [16,17]. Doğru akım ablasyon sisteminde enerji kaynağının kontrol edilme zorluğundan ve hedeflenen bölge dışındaki hücrelere zarar vermesinden dolayı alternatif bir ablasyon sistemine ihtiyaç duyulmuştur.

1997 yılında Radyo frekans ablasyon (RFA) tanıtılmıştır [18]. Radyo frekans ablasyon (RFA) sisteminde doğru akım ablasyon sisteminden farklı olarak yüksek gerilim boşalması yerine 350 kHz-1 MHz frekans aralığındaki alternatif akımın enerji kaynağı olarak kullanılmasıyla oluşturulan elektromanyetik dalganın hedeflenen bölgeyi yok etmesi sağlanmaktadır [19]. Radyo frekans ablasyonu, ablasyon bölgesinin sıcaklığı 50 °C iken 4-6 dakikalık maruziyet süresinde veya 60 °C iken anlık olarak dokuda protein denatürasyonu ve membran bütünlüğünün bozulmasını sağlamaktadır [20]. Radyo frekans ablasyonu (RFA) ebatları 3 santimetreden küçük tümörlerin tedavisinde klinik olarak etkili olduğu gösterilmiştir [21,22,23].

RFA ile ilgili önemli bir zorluk, RF akımı ile ısıtılma işlemi sadece ablasyon probunun yakınındaki dokularda olmaktadır. İndüklenen RF akımının ısıtamadığı dokular, sıcaklığı daha fazla olan bölgeden daha soğuk olan bölgeye ısının termal olarak iletilmesiyle ablasyona uğrar [24]. Termal iletim ısının pasif transferi olduğundan, ısı sadece aplikatör tarafından yönlendirilemeyip aynı zamanda dokunun kan perfüzyonu ile de yöndendirilmektedir. Tümör büyük bir kan damarı yakınındaysa, kan akışı büyük bir soğutucu olarak işlev görür. Kan damarlarının üstlendiği soğutucu görevi, hedeflenen bölgenin ölümüne ulaşmak için yetersiz ısınmaya neden olabilmektedir [25].

1990 yılında 2.4 GHz frekansında ablasyon çalışmalarının uygulanması ile mikrodalga ablasyon yöntemine ilk adım atılmıştır [14]. 2003 yılında ise 915 MHz frekansında mikrodalga ablasyonun uygulanması ile Federal İletişim Komisyonu (FCC) tarafından izin verilen ortak mikrodalga ablasyon frekans bandınının 915 MHz'den 2.45 GHz'e kadar olan frekans bandı olmasına karar verilmiştir [26]. MDA, RFA'ya kıyasla dalgaboyu daha küçük olduğundan dokulara daha fazla enerji odaklayabilmektedir. Odaklanan elektromanyetik ışın enerjisi ne kadar büyükse ablasyon bölgesinde de o kadar fazla sıcaklık artışı olacağından ablasyon süresinin kısalması ve dolayısı ile hissedilen acının azalması sağlanmış olur [27,28].

Zamana bağılı olarak büyüklüğü değişen elektromanyetik dalgalar penetre oldukları dipollerin hareketlerine neden olur. Elektromanyetik dalga maruziyetindeki dipollerin hareketleri, elektromanyetik dalganın frekansına bağılı olarak çeşitlilik göstermektedir. Elektromanyetik dalga mikrodalga frekans bandında uygulandığı zaman Şekil 1.2’de gösterildiği gibi dipollerin dönme hareketi yapmasına neden olur. Dipollerin bu dönme hareketi sonucunda ısı açığa çıkar [29].



Şekil 1.2: Elektromanyetik spektrum [29].

Elektromanyetik dalganın elektrik alan bileşeni penetre olduğu ortamın elektriksel özelliğine, penetre olan elektrik alan büyüklüğüne ve frekansına bağılı olarak açığa çıkarttığı ısı Maxwell denklemlerinden türetilen denklem 1.1’de gösterilmiştir.

$$Q = \omega \epsilon \epsilon'' |E^2| \quad (1.1)$$

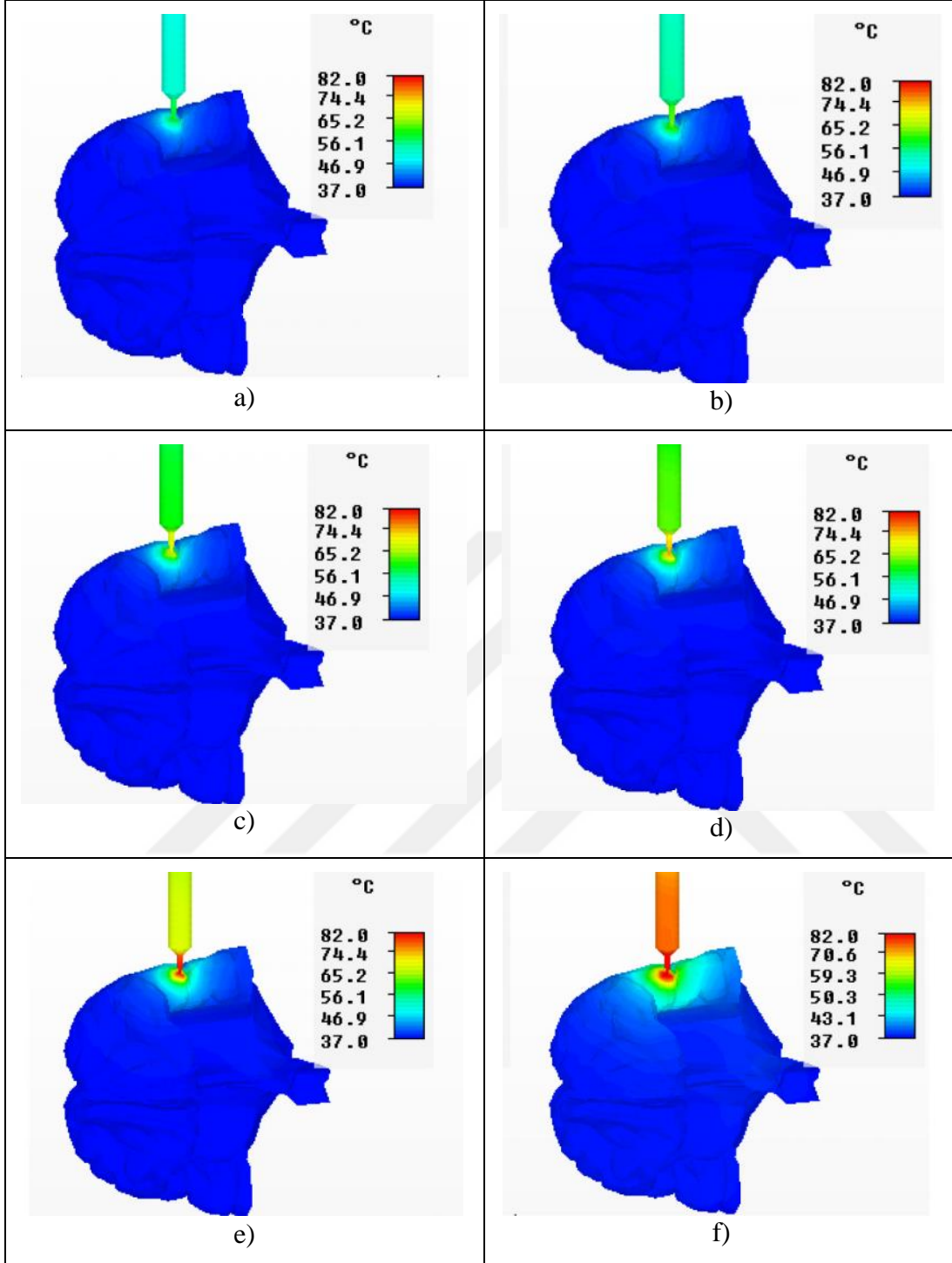
Denklem 1.1’deki ω açısal frekansını, ϵ boşluğun dielektrik sabitini ($8.85 \cdot 10^{-12} \text{ Fm}^{-1}$), E elektromanyetik dalganın rms değeri, ϵ'' ise ortamın elektromanyetik ışınma enerjisini ısıya dönüştüren kayıp tanjant değerini ifade eder [30]. Denklem 1.1’den de anlaşıldığı gibi elektromanyetik dalganın frekansı arttıkça ablasyon uygulanan bölgenin kararlı durum sıcaklığı da artmaktadır. CST Mikrodalga Stüdyo programının kütüphanesinde Tıpta Dijital Görüntüleme ve Haberleşme (DICOM) standartına göre elektriksel özellikleri Tablo1.1’de, termal özellikleri Tablo1.2’de verilen materyallerden oluşan insan beyin modelinin 500 MHz, 1000 MHz, 1500 MHz, 2000 MHz, 2450 MHz ve 3000 MHz frekanslarındaki mikrodalga enerjisine maruz bırakılması sonucu oluşan kararlı durum sıcaklık dağılımları Şekil 1.3’te verilmiştir.

Tablo 1.1: DICOM standartına göre insan beyninin elektriksel özellikleri [31, 32].

Doku tipi	ϵ_r	σ (S/m)	ρ (kg/m ³)
Deri	38.00	1.46	1010
Kemik	11.38	0.39	18.50
Kas	52.73	1.74	1040
Yağ	5.28	0.11	920
Kan	58.26	2.54	1060
Beyaz madde(beyin)	36.17	1.22	1030
Gri madde(beyin)	48.91	1.81	1050
Su	78.00	1.59	1000
Sinüs boşluğu	1.00	0.00	1.300

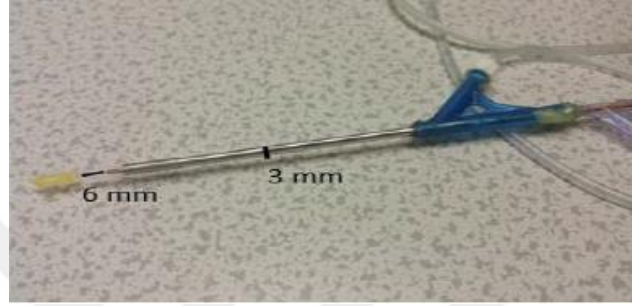
Tablo 1.2: DICOM standartına göre insan beyninin termal özellikleri [33, 34].

Doku tipi	C_p (J/kg °C)	K (W/m °C)	b (W/m ³ °C)	A_θ (J/s m ³)
Deri	3500	0.50	8652	1000
Kemik	1300	0.30	1401	0
Kas	3500	0.60	3488	690
Yağ	2300	0.50	816	180
Kan	3900	0.49	0	0
Beyaz madde(beyin)	3500	0.60	37822	10000
Gri madde(beyin)	3500	0.60	37822	10000
Su	4184	0.60	0	0
Sinüs boşluğu	1000	0.02	0	0



Şekil 1.3: 25W giriş gücünde ve a) 500 MHz , b) 1000 MHz, c) 1500 MHz, d) 2000 MHz, e) 2450 MHz, f) 3000 MHz frekanslarında uygulanan RF ışınma gücünün CST Mikrodalga Stüdyo programında oluşturulan voksel beyin modeli üzerinde oluşturduğu kararlı durum sıcaklık dağılımları [35].

Lokal bir tıbbi denetim firmasından tedarik edilen ve ölümünden sonraki bir gün içinde derin dondurucuda saklanan sığır ciğerinden 10 cm x 10 cm ebatlarında dilimler kesilerek numuneler oluşturulmuştur. Oluşturulan sığır ciğeri numunelerinden her biri Şekil 1.4’te gösterilen ticari bir mikrodalga ablasyon probunun oluşturduğu güç değerleri ve maruz bırakma süreleriyle deney düzeneğine alındığında, ticari mikrodalga ablasyon probunun sığır ciğeri numunesine temas ettiği bölgenin ulaşılan kararlı durum sıcaklık değerleri ve elde edilen ablasyon alan çapı Tablo 1.3’te verilmiştir [36].



Şekil 1.4: Ticari mikrodalga ablasyon probu [36].

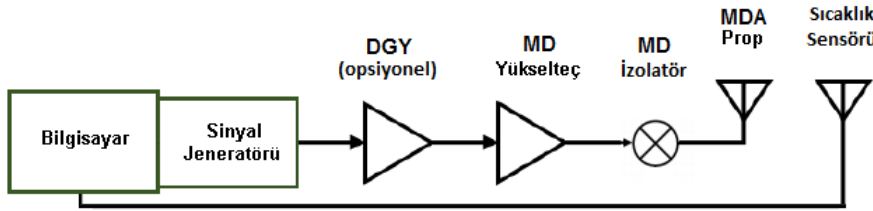
Tablo 1.3: Farklı güç ve zaman değerleri için ulaşılan kararlı durum sıcaklık değerleri ve elde edilen ablasyon alan çapı [36].

Güç (W)	Zaman (s)	Ablasyon Alan Çapı (mm)		
		T<55°C	55°C <T<70°C	T>70°C
50	30	5	-	-
	60	15	-	-
	90	-	18	10
	120	-	20	18
75	30	10	-	-
	60	15	-	-
	90	-	20	12
	-	-	-	-
100	30	10	-	-
	60	-	18	12
	90	-	28	20
	-	-	-	-

Tablo 1.3 incelendiğinde sığır ciğerinin 50-100 W arası mikrodalga ışıma gücüne 30-120s arası süreye maruz bırakılmasıyla milimetreler mertebesinde ablasyon büyüklükleri oluşmaktadır. Bu projede, Tablo 1.3’teki bilgilerden yola çıkarak 100 W’a kadar mikrodalga ışıma gücü uygulayabilen bir mikrodalga ablasyon sistemi oluşturulup ablasyon uygulanılan tümörlü hücre kültürlerinin 60 °C kararlı durum sıcaklık değerine ulaştırılması hedeflenmiştir.

Yukarıda bulunan çalışmalar incelendiğinde literatürde bulunan iyonize radyasyon enerjisinin tümör hücrelerini öldürdüğü bilgisinden yola çıkarak iyonize radyasyon enerjisini ISM bandında oluşturabilen bir mikrodalga ablasyon probu tasarlanarak, meme kanserinin tedavisi için güçlü bir metot oluşturulması hedeflenmiştir.

Mikrodalga ablasyon probunun tasarımından sonraki aşamada; 2.45 GHz frekansında sinyal üretebilen bir sinyal jeneratörü, ISM bandında çalışan MD yükselteç, yükselteci geri dönüş kaybından koruyacak olan MD izolatör ve sıcaklık bilgisini sisteme aktarmaya yarayan sıcaklık sensöründen oluşan elemanlar Şekil 1.5'teki blok diyagramında gösterilmiştir. Sıcaklık sensöründen alınan veriler mikroişlemciye aktarılarak hücre kültürünün sıcaklık değerinin literatüre uygun olarak belirlenen değerde tutulması sağlanır. Ayrıca sisteme oluşabilecek yüksek gürültü figürünü azaltabilmek için düşük gürültülü yükselteç (DGY) de opsiyonel olarak eklenebilir.



Şekil 1.5: Mikrodalga ablasyon sistemi blok diyagramı.

Proje kapsamında tasarlanılan MDA prop yapısının gerçekleştirilmesi için Eskişehir Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü'nden, in vitro çalışmalarında kullanılan MCF7 göğüs kanseri hücresi ve MCF10 hücre hatlarının kültive edilmesi için ise İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü Doku Mühendisliği ve Rejeneratif Tıp Laboratuvarından destek alınarak literature katkı sağlayabilecek bir ürün ortaya çıkartılması sağlanmıştır.

2. MİKRODALGA ABLASYON SİSTEMİNİN TEORİK ALTYAPISI

Mikrodalga ablasyon sisteminin çalışma prensibini anlayabilmek için teorik altyapısını bilmek gerekmektedir. Düşük frekans için kullanılan devre teorisi yaklaşımları yüksek frekansta geçerli olmayabilir. Mikrodalga ablasyon probu tasarlanırken yüksek frekansta çalışıldığından Maxwell denklemleri kullanılır. Zamana bağlı olarak değişen Maxwell denklemlerinin diferansiyel formu aşağıdaki denklemlerle verilmiştir.

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (2.1)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} + \vec{J} \quad (2.2)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (2.3)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (2.4)$$

Denklem 2.1, denklem 2.2, denklem 2.3 ve denklem 2.4'te \vec{E} elektrik alan yoğunluğu (V/m), \vec{H} manyetik alan yoğunluğu (A/m), \vec{D} elektrik akı yoğunluğu (C/m^2), \vec{B} manyetik akı yoğunluğu (Wb/m^2), \vec{J} yüzey akım yoğunluğu, ρ elektrik yük yoğunluğudur.

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (2.5)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (2.6)$$

Denklem 2.5, denklem 2.6'da, ϵ elektrik geçirgenlik (F/m), μ çevreleyen ortamın manyetik geçirgenliği (H/m)' dir. Serbest uzayda,

$$\epsilon = \epsilon_0 = 8.854 \times 10^{-12} (F/m) \quad (2.7)$$

$$\mu = \mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} (H/m) \quad (2.8)$$

Serbest uzaydan farklı bir ortamda,

$$\epsilon = \epsilon_r \epsilon_0 \quad (2.9)$$

$$\mu = \mu_r \mu_0 \quad (2.10)$$

Yukarıdaki formüllerde, ϵ_r bağıl elektriksel geçirgenlik veya dielektrik sabiti, μ_r bağıl manyetik geçirgenliktir[38].

Elektromanyetik dalgalar bütünüyle Maxwell eşitlikleri yoluyla tanımlanır. Tüm elektromanyetik dalgalar zamana bağımlı elektromanyetik alanlardır ve yukarıdaki Maxwell eşitliklerine tabidir. Eğer elektromanyetik dalgalar sinüsoidal zaman değişimli zaman harmonik alanlarsa, denklem 2.11 ve denklem 2.12'deki formda belirtilir.

$$\vec{E}(t) = \vec{E}_0 \cdot \cos(\omega t + \varphi_E) \quad (2.11)$$

$$\vec{H}(t) = \vec{H}_0 \cdot \cos(\omega t + \varphi_H) \quad (2.12)$$

Yukarıdaki eşitliklerde, ω açısal frekans (*rad*), φ_E \vec{E} ' nin geliş fazı, φ_H ise \vec{H} ' in geliş fazıdır. Denklem 2.11 ve denklem 2.12 aynı zamanda kompleks fazör gösterimi içinde denklem 2.13 ve denklem 2.14 olarak da yazılabilir [37].

$$\vec{E}(t) = \vec{E}_0 e^{j(\omega t + \varphi_E)} \quad (2.13)$$

$$\vec{H}(t) = \vec{H}_0 e^{j(\omega t + \varphi_H)} \quad (2.14)$$

2.1 Doku İçi Elektromanyetik Yayılma Denklemleri

İnsan yumuşak dokularının yanı sıra çoğu organik materyal yaklaşık% 70 oranında su içerir [38]. Ek olarak, hücre dışı sıvı içinde sodyum klorür (Na^+ , Cl^-) gibi iyonik bileşikler bulunur. Mikrodalga frekanslarındaki elektromanyetik radyasyon, çoğunlukla su ve iyonik moleküller olmak üzere polar moleküller ile etkileşime girer. Su molekülü, pozitif yüklü hidrojen atomları (H^+) ve negatif yüklü oksijen (O^-) mevcutiyeti nedeniyle kalıcı bir elektrik dipol içerir. Dipoller maruz bırakıldıkları elektrik alan yönünde hizalanır. Elektrik alan yüksek frekans nedeniyle yön değiştirdikçe, su molekülleri sürekli olarak kendilerini yeniden hizaya sokar ve salınma başlar. Su moleküllerinin oluşturduğu hidrojen bağları bu salınımlara direnç uygulayarak elektromanyetik dalganın oluşturduğu enerjiyi moleküllere, dolayısı ile biyolojik dokuya ısı olarak transfer etmeye neden olur.

Elektromanyetik bir dalganın biyolojik doku ile etkileşimi, Maxwell'in malzemenin yayılan bir düzlem dalga denklemlerinin çözümü ile matematiksel olarak tanımlanabilir. Biyolojik dokular elektromanyetik dalgalar için kayıplı dielektrik malzemeler olup elektriksel iletkenlik ve elektriksel geçirgenlik gibi elektriksel

malzeme özellikleri ile tamamen karakterize edilebilir. Bu çalışma bağlamında iletkenlik, DC iletkenlik olarak; elektriksel geçirgenlik ise malzemelerin ısıtma mekanizmalarının anlaşılması için önemli olan frekansa bağımlı özelliği olarak tanımlanır.

Zamana bağlı olarak değişen Maxwell denklemlerinin diferansiyel formu kullanılarak denklem 2.13 ve denklem 2.14 aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$\nabla \times \vec{E} = -j\omega\mu\vec{H} \quad (2.15)$$

$$\nabla \times \vec{H} = j\omega\varepsilon\vec{E} + \sigma\vec{E} \quad (2.16)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (2.17)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (2.18)$$

Yukarıdaki formüllerde, σ ortamın elektrik iletkenliği (S/m)' dir.

$$\vec{J} = \sigma\vec{E} \quad (2.19)$$

Eğer ortam vakum olarak kabul edilirse, eşitlikler Helmholtz eşitliklerine dönüşebilir. Helmholtz eşitlikleri aynı zamanda üç boyutlu uzay içinde elektromanyetik dalgaların propagasyonu için genel çözümlerdir.

$$\nabla^2 \vec{E} + \omega^2 \mu \varepsilon \vec{E} = 0 \quad (2.20)$$

$$\nabla^2 \vec{H} + \omega^2 \mu \varepsilon \vec{H} = 0 \quad (2.21)$$

μ ve ε Helmholtz eşitlikleri içinde kompleks büyüklüklerdir. Bütün problemin tam olarak tanımlanabilmesi amacıyla iki formülden sadece bir tanesinin çözülmesi gerekir. Malzeme ortamı içinde yayılan elektromanyetik dalgaları ifade eden denklem eğer ortam iletkenliği $\sigma \neq 0$ ise aşağıdaki hale gelir.

$$\nabla^2 \vec{E} + \omega^2 \mu \varepsilon \left(1 - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon}\right) \vec{E} = 0 \quad (2.22)$$

Kompleks bağıl elektriksel geçirgenlik aşağıdaki şekilde tanımlanır.

$$\varepsilon_r = \varepsilon_r' - \varepsilon_r'' = \varepsilon_r' - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \quad (2.23)$$

Yukarıdaki formülde, ε_r' ortamın gerçek bağıl elektrik geçirgenliğidir. Yeni ε_r ise kompleks bağıl elektrik geçirgenliğidir ve ortamın iletkenliği ile bağıl elektrik geçirgenliğinin gerçek kısmının bir kombinasyonudur[38].

Denklem 2.4, denklem 2.19 ve denklem 2.23 kullanılırsa ve elektrik alan zamana bağlı bir sünüs fonksiyonu olarak düşünülürse $\vec{E} = \vec{E}_0 e^{j(\omega t - kx)}$ ifadesi denklem 2.24'ü verir.

$$\begin{aligned}
\nabla \times \vec{H} &= \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \\
&= \sigma \vec{E} + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \\
&= \sigma \vec{E} + \varepsilon' \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} - i\varepsilon'' \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \\
&= \sigma \vec{E} + i\omega \varepsilon' \vec{E} + \omega \varepsilon'' \vec{E} \\
&= i\omega \varepsilon' \vec{E} + (\sigma + \omega \varepsilon'') \vec{E} \tag{2.24}
\end{aligned}$$

Denklem 2.24'ten yola çıkılarak, karmaşık geçirgenlik veya kayıp faktörünün (ε'') sanal kısmı, DC iletkenliği σ dışında elektrik alanı ile aynı fazda ek bir terime yol açar. Toplam kayıp dolayısıyla $(\sigma + \omega \varepsilon'')$ ifadesini içerir. Birim hacim başına harcanan güç ise $(\sigma + \omega \varepsilon'') \vec{E}^2$ ile verilir. Bununla birlikte, dielektrik malzemeleri incelerken, iletkenlik değeri genellikle göz ardı edilebilir. Kayıp, değeri genellikle deneysel olarak belirlenen $\omega \varepsilon''$ ile verilir. Bu, $(\sigma + \omega \varepsilon'') \vec{E}^2$ terimi, dielektrik malzemelerin mikrodalga enerjisi ile ısıtılmasının temelini oluşturur. Dielektrik materyaller genellikle kendi dielektrik sabiti ε_r ve kayıp tanjant $\tan \delta$ değerleri ile karakterize edilir. Kayıp tanjant, karmaşık geçirgenliğin sanal kısmının gerçek kısmına oranına olarak tanımlanır.

$$\tan \delta = \frac{\varepsilon''}{\varepsilon'} = \frac{\sigma}{\omega \varepsilon''} \tag{2.25}$$

Denklem 2.22 kullanılarak genel dalga denklemi 2.26'daki forma dönüştürülebilir.

$$\frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial z^2} - \mu \sigma \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} - \mu \varepsilon \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2} = 0 \tag{2.26}$$

Denklem 2.26'nın genel çözümünü bulmak için x yönünde yayılan doğrusal polarizeli bir düzlem dalgası (denklem 2.27) değişken olarak kullanılır.

$$\vec{E}_x(z) = \vec{E}_0 e^{j(\omega t - kz)} \tag{2.27}$$

Bu denklemde dalganın genliği E_0 , açısal frekansı ω ve k ise dalga sabiti olup $2\pi/\lambda$ olarak ifade edilebilir. Denklem 2.27'deki elektrik alan formu, denklem 2.26'daki elektrik alan formunun yerine yazılıp diferansiyel ifade çözülürse:

$$k^2 = \mu\varepsilon\omega^2 - i\mu\sigma\omega = \mu\varepsilon\omega^2\left[1 - i\frac{\sigma}{\omega\varepsilon}\right] \quad (2.28)$$

Elektromanyetik yayılım yapılan ortamın özelliğine bağlı olarak k ; kayıplı dielektriklerde, kayıpsız dielektriklerde ve iletken malzemelerde farklı değerler almaktadır. Serbest uzayda iletken olmayan bir ortam için $\sigma = 0$ olduğundan denklem 2.28 aşağıdaki forma dönüşür.

$$k^2 = \mu\varepsilon\omega^2 \quad (2.29)$$

Bir elektromanyetik dalganın faz hızı $v_p = \omega/k$ olduğundan serbest uzaydaki elektromanyetik dalgaların faz hızı ışık hızına denktir. (denklem 2.30).

$$\frac{\omega}{k} = \frac{1}{\sqrt{\mu\varepsilon}} = \frac{1}{\sqrt{\mu_0\varepsilon_0}} = c \quad (2.30)$$

k sabit bir sayı olduğundan elektromanyetik dalga zamanla zayıflamaz ve serbest uzay içinde kayıpsız bir şekilde yayılır. Ancak, kayıpsız dielektriklerde, ortamın dielektrik sabiti ($\varepsilon = \varepsilon_0\varepsilon_r$) birden daha büyük olduğundan dolayı $\sigma = 0$ için bir faz hızına yol açar:

$$\frac{\omega}{k} = \frac{1}{\sqrt{\mu\varepsilon}} = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_r}} \cdot \frac{1}{\sqrt{\mu_0\varepsilon_0}} = \frac{c}{\sqrt{\varepsilon_r}} \quad (2.31)$$

Denklem 2.31'den anlaşıldığı üzere kayıpsız bir ortama giren elektromanyetik dalganın hızı serbest uzaydaki hızı olan c 'ye kıyasla $1/\sqrt{\varepsilon_r}$ faktörle azalır. Dalganın frekansı sabit kaldığından, dalga boyu da $1/\sqrt{\varepsilon_r}$ faktörü ile aynı oranda azalır. Elektromanyetik dalga kayıplı bir ortama girince ise ortamın dielektrik sabiti karmaşık dielektrik sabitine ve elektriksel iletkenlik de sıfırdan büyük bir değere dönüşür.

$$\begin{aligned} k^2 &= \mu\varepsilon\omega^2 - i\mu\sigma\omega \\ &= (\varepsilon' - i\varepsilon'')\mu\omega^2 - i\mu\sigma\omega \\ &= \varepsilon'\mu\omega^2 - i\mu\omega(\omega\varepsilon'' + \sigma) \\ &= \varepsilon'\mu\omega^2\left[1 - i\left(\frac{\omega\varepsilon'' + \sigma}{\omega\varepsilon'}\right)\right] \end{aligned} \quad (2.32)$$

Kayıplı ortamda yayılan elektromanyetik dalganın dalga sabiti denklem 2.33'te görüldüğü gibi karmaşık bir sayıya dönüşmüştür (γ).

$$\gamma = \alpha + i\beta = i\omega\sqrt{\mu\varepsilon'} \sqrt{1 - i\left(\frac{\omega\varepsilon'' + \sigma}{\omega\varepsilon'}\right)} \quad (2.33)$$

Denklem 2.33 düzenlendiğinde zayıflama sabiti α (1/m) ve faz sabiti β (rad/m) denklem 2.34.a ve denklem 2.34.b'de görüldüğü gibi ifade edilir.

$$\alpha = \frac{\omega\sqrt{\mu_0\varepsilon'}}{\sqrt{2}} \sqrt{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega\varepsilon'' + \sigma}{\omega\varepsilon'}\right)^2} - 1} \quad (2.34.a)$$

$$\beta = \frac{\omega\sqrt{\mu_0\varepsilon'}}{\sqrt{2}} \sqrt{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega\varepsilon'' + \sigma}{\omega\varepsilon'}\right)^2} + 1} \quad (2.34.b)$$

Zayıflama sabitinin kayıplı ortamda yayılan elektromanyetik dalgalara oluşturduğu bir etki vardır. Deri etkisi δ olarak adlandırılan bu fiziksel nicelik, denklem 2.35'te görüldüğü gibi elektromanyetik alanın orjinal değerinin $\frac{1}{e}$ ($\approx\%$ 37) değerine düşürüldüğü penetrasyon derinliği olarak tanımlanır.

$$\delta = \frac{1}{\alpha} \quad (2.35)$$

Sadece x yönünde Elektrik alan bileşeni olan bir elektromanyetik dalganın kayıplı bir ortamda yayıldığı var sayılırsa dalga denklemi Denklem 2.36'daki gibi ifade edilir.

$$\begin{aligned} \vec{E}_x(z) &= \vec{E}_0 e^{j(\omega t - kz)} \\ &= \vec{E}_0 e^{j\left(\omega t - \frac{\gamma}{j}z\right)} \\ &= \vec{E}_0 e^{j\omega t} e^{-\alpha z} e^{-j\beta z} \\ &= \vec{E}_0 e^{-\alpha z} \cos(\omega t - \beta z) \end{aligned} \quad (2.36)$$

+ Z yönünde hareket eden bu elektromanyetik dalga ($v_p = \frac{\omega}{\beta}$) faz hızına, ($\lambda = \frac{2\pi}{\beta}$) dalga boyuna ve üstel bir sönümleme faktörüne ($e^{-\alpha z}$) sahiptir. Mesafeden dolayı oluşan zayıflamaya zayıflama sabiti α neden olurken sorumlu σ ve $\omega\varepsilon''$ bileşenleri ise sırasıyla , iletken ve dielektrik kaybına neden olmaktadır. Ayrıca, eğer $\sigma=0$ ise, malzemenin ısınmasının karmaşık dielektrik sabitinden kaynaklandığı görülebilir [39].

2.2 Dokularda Özgül Soğrulma Oranı

Mikrodalga ablasyon aplikatörü tarafından yayılan elektromanyetik dalgalar etkisi altına aldıkları çevre dokular tarafından emilir ve doku sıcaklıklarında bir artışa neden olur. Dokudaki bu güç birikimini sayısal olarak tanımlamak için yaygın olarak kullanılan bir ölçü, W / kg cinsinden özgül soğrulma oranıdır (SAR). SAR, skaler bir büyüklük olup bir kg dokunun absorbe ettiği elektriksel gücü ifade eder [39].

$$SAR = \frac{\sigma |\vec{E}_p|^2}{2\rho} \left(\frac{W}{kg} \right) \quad (2.37)$$

2.3 Doku İçi Isı Transfer Denklemleri

Bölgesel olarak indüklenen termal kaçak dengesizliği, malzemenin sıcaklığa bağlı özelliklerinin ve değişen geometrilerinin dikkate alınarak oluşturulduğu elektromanyetik-termal modelin simüle edilmesi ile hesaplanır [40]. Elektromanyetik-termal modelde, elektromanyetik dalga denklemi (denklem 2.38) ve ısı denklemini (denklem 2.39) birlikte çözülmüştür.

$$\nabla \times (\mu_0^{-1} \nabla \times \vec{E}) - [\epsilon_r' - j \left(\epsilon_r'' + \left(\frac{\sigma}{\omega \epsilon_0} \right) \right)] k_0 \vec{E} = 0 \quad (2.38)$$

$$p C_p \left(\frac{\partial T}{\partial t} \right) - \nabla \cdot (k_{th} \nabla T) = Q \quad (2.39)$$

Burada E, frekans düzlemindeki EM dalganın elektrik alan vektör bileşeni olup ω ve k_0 sırasıyla EM dalganın açısal frekansı ve boşluktaki dalga numarasıdır. Ablasyon uygulanan malzemenin dielektrik sabiti, $\epsilon_r = \epsilon_r' - j\epsilon_r''$ ve elektriksel iletkenliği σ ile temsil edilir. Isı denkleminde, p mikrodalga ışıma enerjisine maruz bırakılan malzemenin özkütlesi, C_p ve k_{th} sırasıyla ısı kapasitesi ve ısı iletkenliği, T ise sıcaklıktır. Ablasyon uygulanan malzemenin özellikleri olan ϵ_r , σ , p , C_p ve k_{th} ise sıcaklığa bağlı değişkenler olduğu kabul edilir.

Elektromanyetik dalga yayılımının zaman eksenini ve sıcaklık değişiminin zaman eksenini arasında büyüklük olarak farklılıklar vardır. Bu farklılıklar iki zaman ölçeği yaklaşımı uygulanarak EM dalga denkleminin ve ısı denkleminin ortak bir zaman eksenini ifade edilmesine imkan sağlar. Bu yaklaşımdan yola çıkarak doğruluğu deneysel koşullarla sağlanmış olan $p C_p \frac{d_{hs}^2}{k_{th}} \gg T$ ifadesinde d_{hs} sıcak nokta genişliği ve $T = \frac{2\pi}{\omega}$

elektromanyetik dalganın periyodudur. Elektromanyetik dalganın band genişliği dielektrik sabitinin frekans değişikliğini ihmal etmek için yeterince dar olduğundan denklem 2.38 ve denklem 2.39 birleştirilerek denklem 2.40 oluşturulabilir.

$$Q = \omega \epsilon_0 \epsilon_r''(T) |\vec{E}|^2 / 2 \quad (2.40)$$

Sıcaklık arttıķa ve ortamın elektriksel özellikleri değiştikçe (ϵ_r ve σ gibi) mikrodalga ışıma örüntüsü değişir [41].

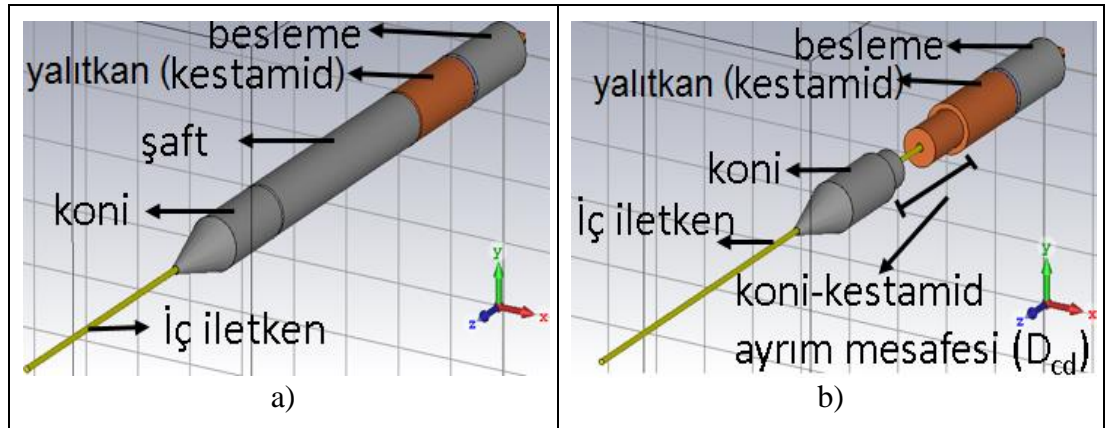


3. MİKRODALGA ABLASYON PROP TASARIMI

Bu bölümde mikrodalga ablasyon sistemlerinde kullanılmak üzere ISM bandında (2.45 GHz) çalışabilen bir cihaz tasarlanması amaçlanmıştır. Cihaz mikrodalga ablasyon sırasında ortamda bulunan tümör hücrelerinden ve uygulamayı yapan kişiden etkilenebileceğinden, tasarlanılan cihazın frekans bantgenişliği, tümör hücrelerinin dielektrik sabitinin çalışma frekans bandını ISM bandından farklı bir frekans bandına kaydırmasını önleyecek kadar fazla olması lazımdır. Aynı zamanda frekans bant genişliği artırılarak cihazın imalatından kaynaklanabilecek hatalar da kompanse edilmiş olur.

3.1 İdeal Aplikatör Yapısının Belirlenmesi

Bu bölümünde MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2 olarak adlandırılan iki farklı tip prop yapısının sayısal hesaplamaları üzerinde durulmuştur. CST Microwave Studio programında modellenen bu prop yapıları Şekil 3.1’de görülmektedir.



Şekil 3.1: a) MDA prop deneme versiyonu 1 b) MDA prop deneme versiyonu 2.

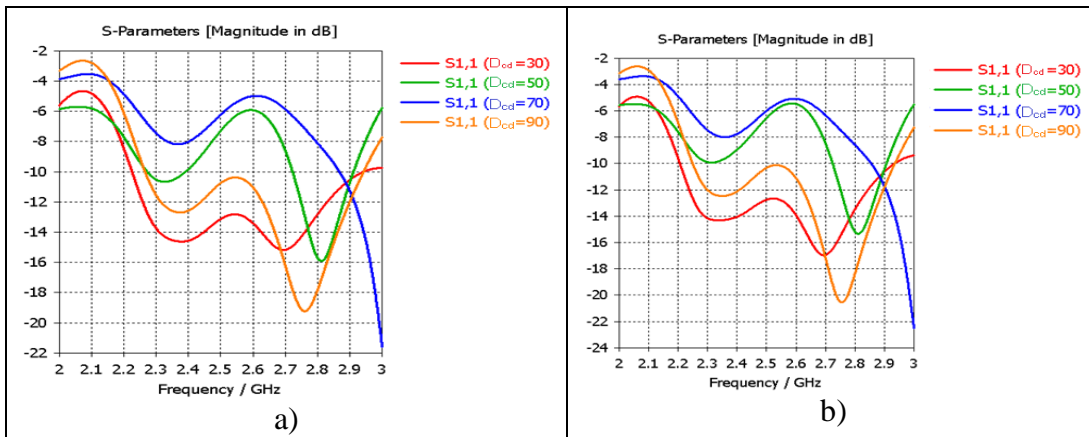
Tablo 3.1’de MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2 yapılarının modüllerinin ölçüleri verilmiştir. Uzunluklar parçaların vida payları alınmaksızın belirlenmiştir. Koni uzunluğu, besleme uzunluğu, iç iletken uzunluğu, iç iletken çapı, dış iletken çapı MDA prop deneme V1 ve MDA prop deneme V2 için

ortak ve simülasyonlarda değişmediği; D_{cd} değeri ise sadece MDA prop deneme V2 ve şaft uzunluğu ile şaft et kalınlığı değerleri sadece MDA prop deneme V1’de bulunup bu değişikliklerin simülasyon sonuçları tabloda yazan bölümlerde incelenmiştir.

Tablo 3.1: MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2 yapılarının modüllerinin ölçüleri.

Uzunluk (mm) \ Prop modeli	MDA prop deneme versiyonu 1	MDA prop deneme versiyonu 2
Koni uzunluğu	55	55
D_{cd}	-	3.4’te {30,50,70,90}
Şaft uzunluğu	3.3’te {30,50,70,90}, 3.6’da {120,148}	-
Yalıtkan uzunluğu	35	35
Besleme uzunluğu	32	32
İç iletken uzunluğu	312	312, 3.4’te {276,286,296,306}
İç iletken çapı	2	2
Dış iletken çapı	8.5	8.5
Şaft et kalınlığı	2	-

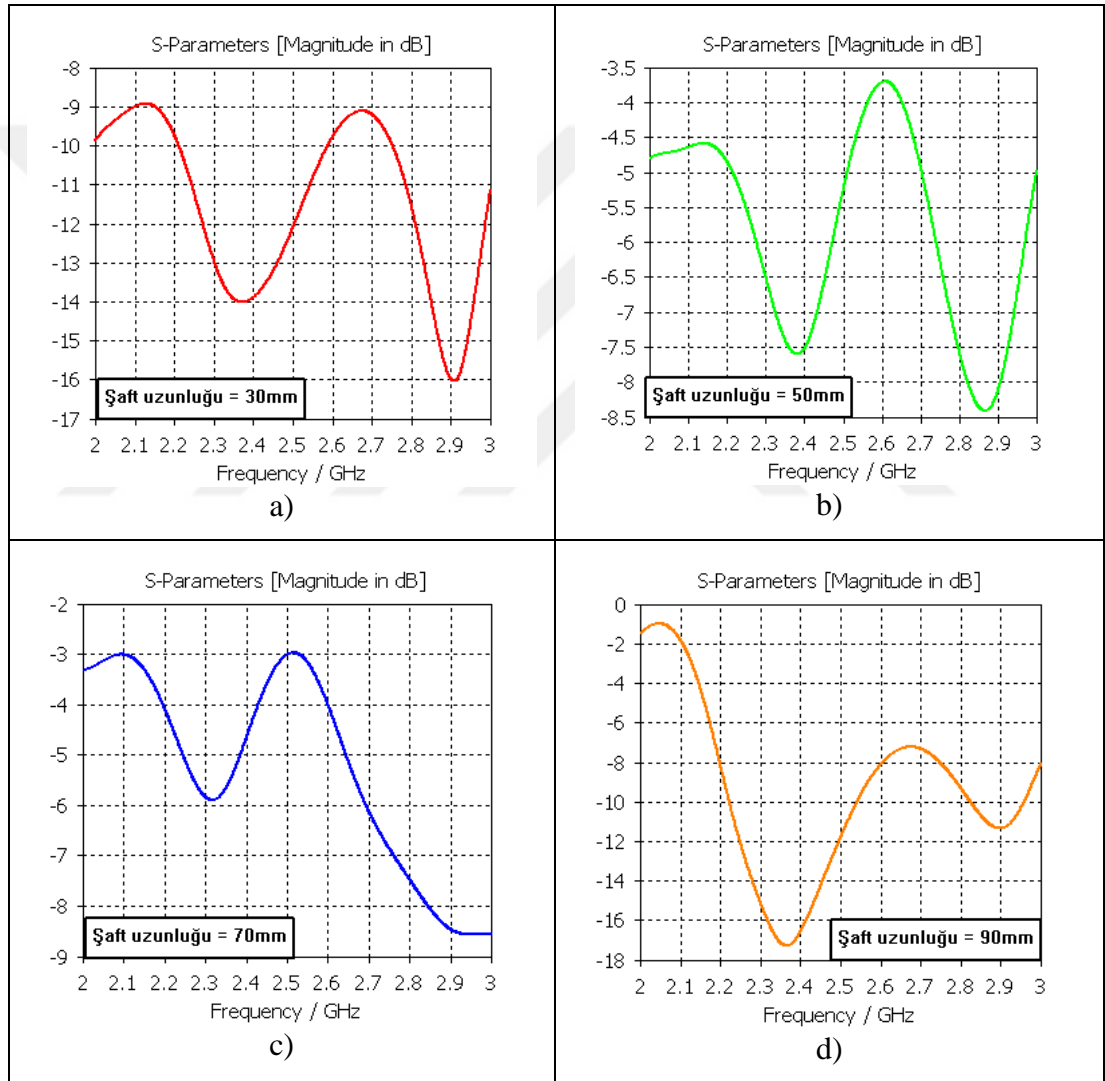
Şekil 3.1’de de görüldüğü gibi iç iletken, koni kısmının içinden geçmektedir. Koni ve iç iletkenin birbirine yakın konumundan dolayı iç iletkenin koniye temas etme durumu söz konusudur. Koni ve iç iletkenin birbirine temas edip etmeme durumunda S parametrelerinin değişip değişmediğini görmek için MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının değişen koni-yalıtkan arası ayırım mesafeleri (D_{cd}) ile simülasyonları yapılmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının değişen koni-yalıtkan arası ayırım mesafeleri ile simülasyonları a) Temas var b) Temas yok.

Koni ve iç iletkenin birbirine değmediği durumda aralarındaki boşluğun oluşturduğu kapasitans değeri probun giriş empedans değerini değiştirebilir. Ancak $Z=1/j\omega c$ formülüne göre frekans çok yüksek olduğundan giriş empedansı kısa devreye yakın bir değer bulunur. Bu yüzden koni ve iç iletkenin birbirine değip değmeme durumunda giriş empedansı bakımından bir fark yoktur.

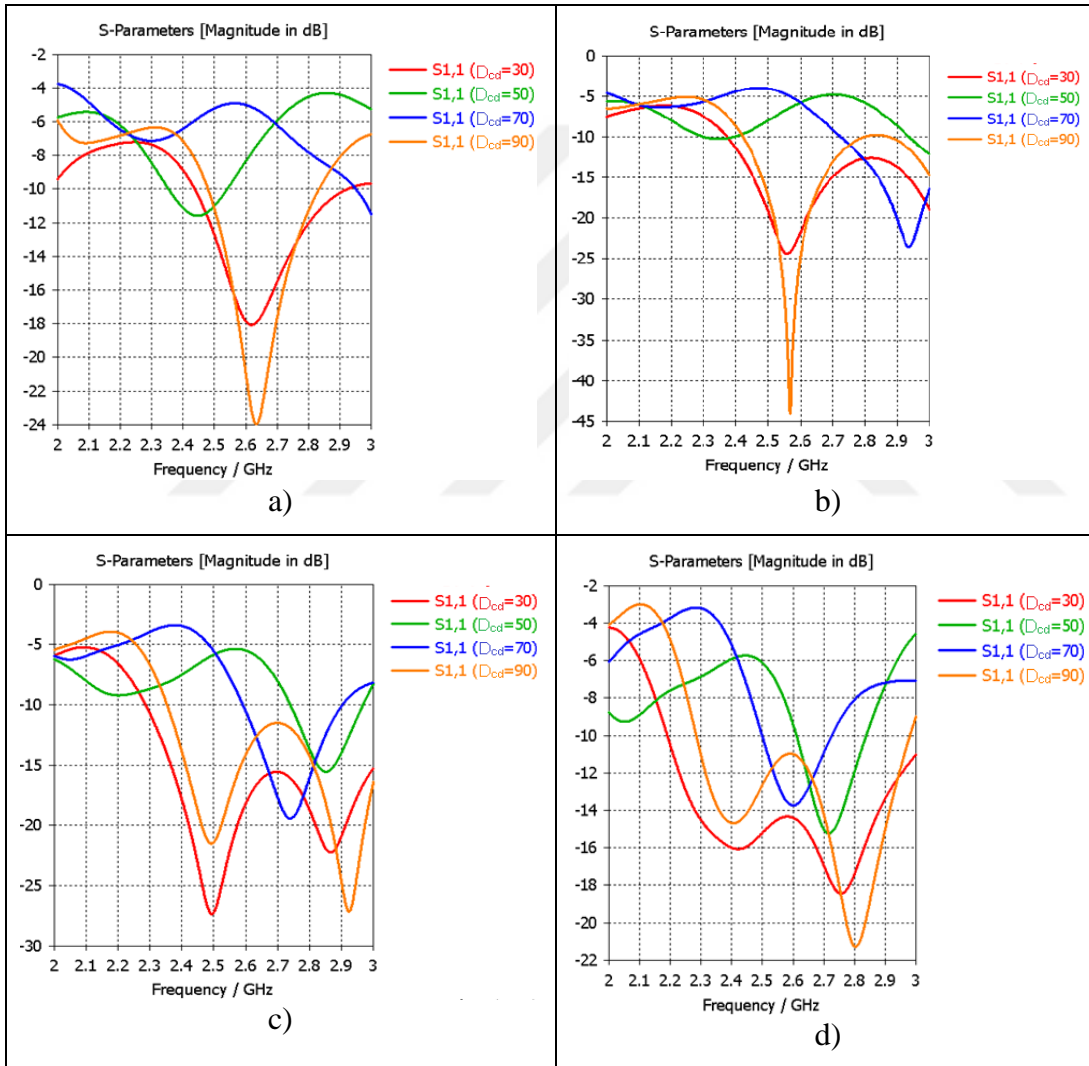
MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının ISM bandında ve geniş frekans bantgenişliğine sahip olması amacıyla şaft uzunlukları 30 mm, 50 mm, 70 mm ve 90 mm olarak değiştirilen modellerin simülasyon sonuçları incelenmiştir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğuna göre değişen simülasyon sonuçları **a)** Şaft uzunluğu=30 mm **b)** Şaft uzunluğu=50 mm **c)** Şaft uzunluğu=70 mm **d)** Şaft uzunluğu=90 mm.

Şekil 3.3'te bulunan simülasyon sonuçları incelendiğinde şaft uzunluğu arttıkça frekans bant genişliğinin azaldığı görülmüştür. Buna rağmen şaft boyunun artırılıp daha fazla veri alınabilmesine imkan sağlayacağı için boyutları 30mm, 50mm 70mm ve 90mm olan şaftlardan üretilmesine karar verilmiştir.

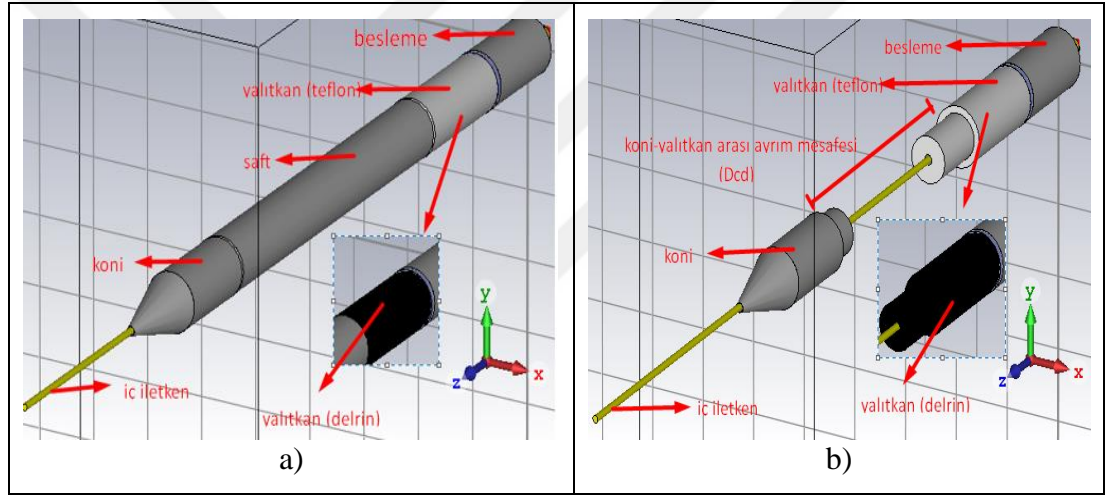
MDA prop deneme versiyonu 2'nin daha kompakt bir yapıya sahip olması için iç iletken boyunun kısaltılması amacıyla yapılan simülasyonlar sonucunda S parametrelerinin değişimi incelenmiştir (Şekil 3.4). Her bir iç iletken uzunluğu için D_{cd} değerleri 30 mm, 50 mm 70 mm ve 90 mm olarak tanımlanmıştır.



Şekil 3.4: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 30 mm, 50 mm, 70 mm ve 90 mm olduğu durumda; iç iletken uzunluğuna göre değişen simülasyon sonuçları **a)** İç iletken uzunluğu 276 mm **b)** İç iletken uzunluğu 286 mm **c)** İç iletken uzunluğu 296 mm **d)** İç iletken uzunluğu 306mm.

Şekil 3.4'teki simülasyon sonuçları incelendiğinde iç iletken uzunluğu kısaltıldıkça S parametrelerinin frekans bandında kayma olmaktadır. Ancak frekans bant genişliğinde herhangi bir azalma olmamasına ek olarak oluşan diplerin büyüklükleri de artmıştır. Frekans bandındaki kayma ise probun diğer parçalarının uzunlukları değiştirilerek uygun aralığa getirilmesi mümkündür.

Mikrodalga ablasyon probunun ISM bandında çalışması kadar, üretiminde kullanılan malzemeler de önemlidir. Şekil 3.1'de yalıtkan olarak adlandırılan ve malzemesi kestamid olan parçalar yerine ısıl dayanıklılığı yüksek olan teflon ve delrin malzemelerinden 30mm uzunluğunda üretilen parçalar kullanılarak oluşturulan prop yapılarının (Şekil 3.5) S parametrelerinin simülasyon sonuçları ve deneysel ölçümleri kıyaslanmıştır.



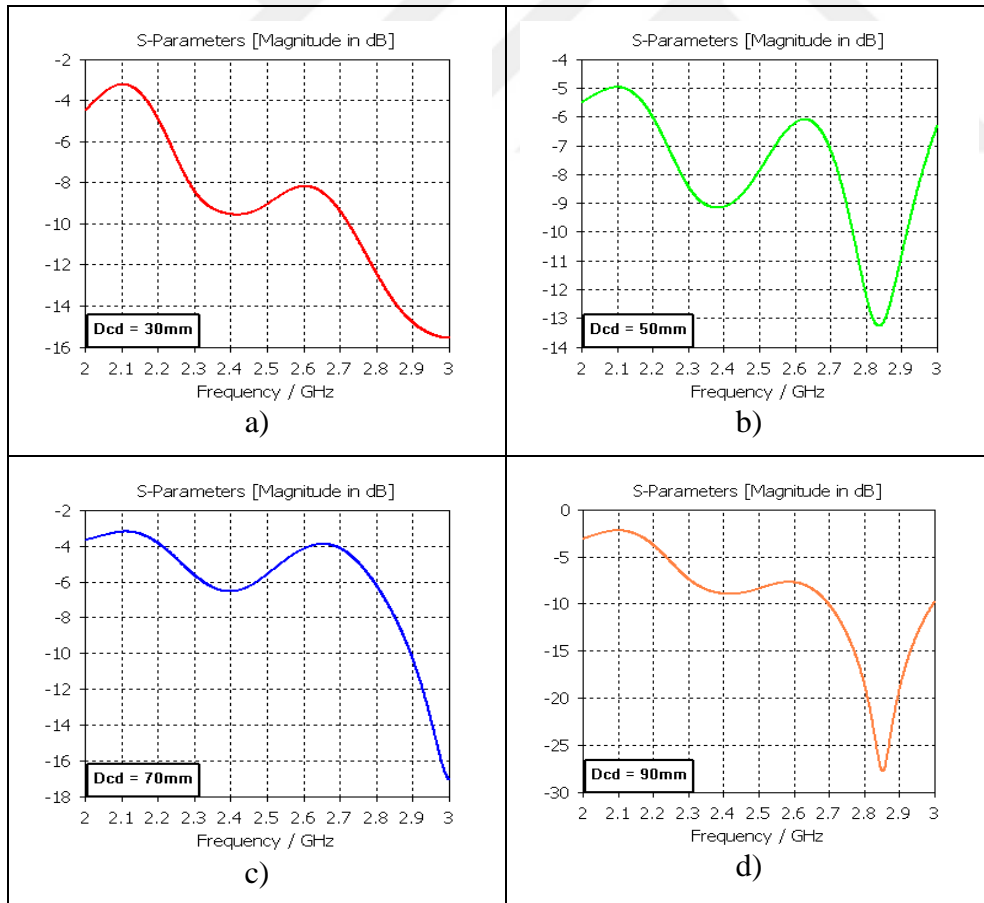
Şekil 3.5: a) MDA prop deneme versiyonu 1 b) MDA prop deneme versiyonu 2.

Tablo 3.2'de MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2 yapılarının modüllerinin ölçüleri verilmiştir. Uzunluklar parçaların vida payları alınmaksızın belirlenmiştir. Koni uzunluğu, besleme uzunluğu, iç iletken uzunluğu, iç iletken çapı, dış iletken çapı MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2 için ortak ve simülasyonlarda değişmediği; D_{cd} değeri ise sadece MDA prop deneme versiyonu 2'de ve şaft uzunluğu ile şaft et kalınlığı değerleri sadece MDA prop deneme versiyonu 1'de bulunup bu değişikliklerin simülasyon sonuçları tabloda yazan bölümlerde incelenmiştir.

Tablo 3.2: Yalıtkan kısmı teflon veya delrin olan MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2 yapılarının modüllerinin ölçüleri.

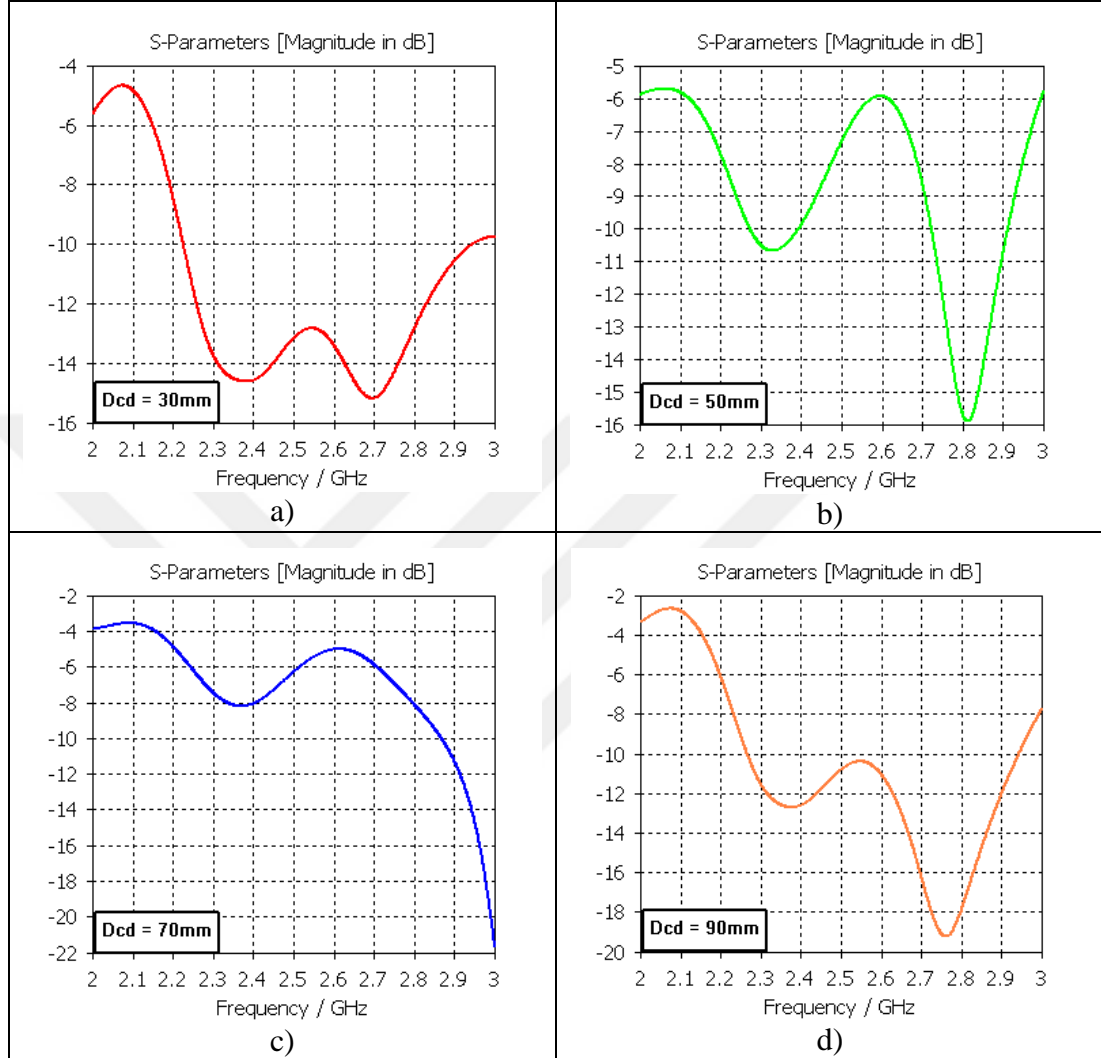
Uzunluk (mm)	MDA prop deneme versiyonu 1	MDA prop deneme versiyonu 2
Koni uzunluğu	55	55
D_{cd}	-	3.5'te {30,50,70,90}
Şaft uzunluğu	3.6'da120, 3.9'da148	-
Yalıtkan uzunluğu	30	30
Besleme uzunluğu	32	32
İç iletken uzunluğu	312	312
İç iletken çapı	2	2
Dış iletken çapı	8.5	8.5
Şaft et kalınlığı	2	-

MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2 yapılarının yalıtkan malzemesi teflon iken koni-yalıtkan arasındaki mesafe, şaft uzunlukları değişimleriyle oluşturulan modellerin nümerik hesaplamaları Şekil 3.6'da bulunmaktadır.



Şekil 3.6: MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının yalıtkan kısm teflon, D_{cd} değeri a) 30 mm b) 50 mm c) 70 mm d) 90 mm iken simülasyon sonuçları.

MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2 yapılarının yalıtkan malzemesi, koni-yalıtkan arasındaki mesafe, şaft uzunlukları değişimleriyle oluşturulan modellerin nümerik hesaplamaları Şekil 3.7’de bulunmaktadır.

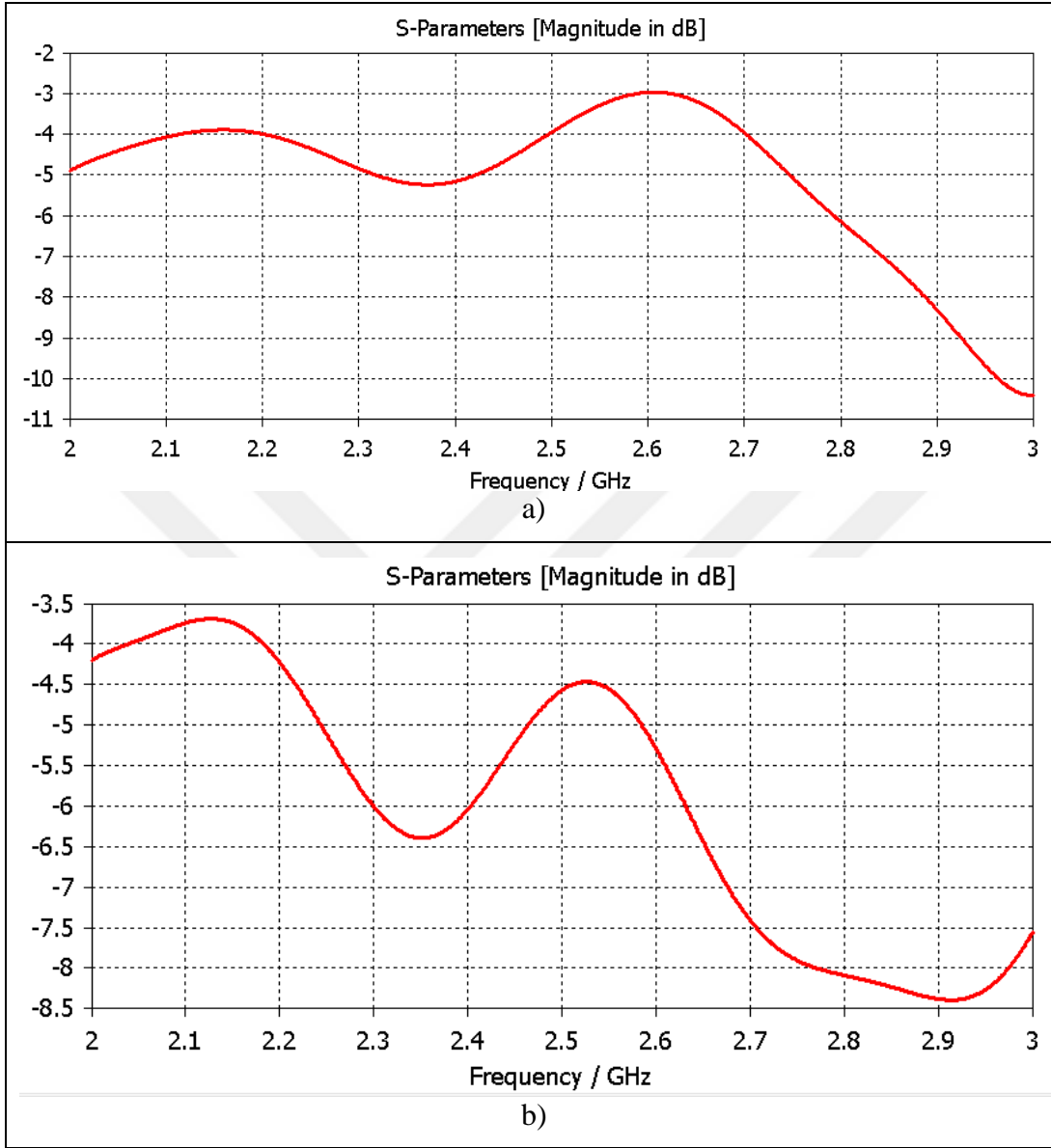


Şekil 3.7: MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının yalıtkan kısmının delrin, D_{cd} değerinin **a)** 30 mm **b)** 50 mm **c)** 70 mm **d)** 90 mm olduğu durumun simülasyon sonuçları.

MDA prop deneme versiyonu 2'nin D_{cd} değişiminin yalıtkan kısmını delrin olduğu durumların simülasyonları sonucunda, D_{cd} değeri 30 mm ve 90 mm iken S parametrelerinin frekans bantgenişliği ISM bandın büyük bir bölümünü kapsadığı görülmüştür.

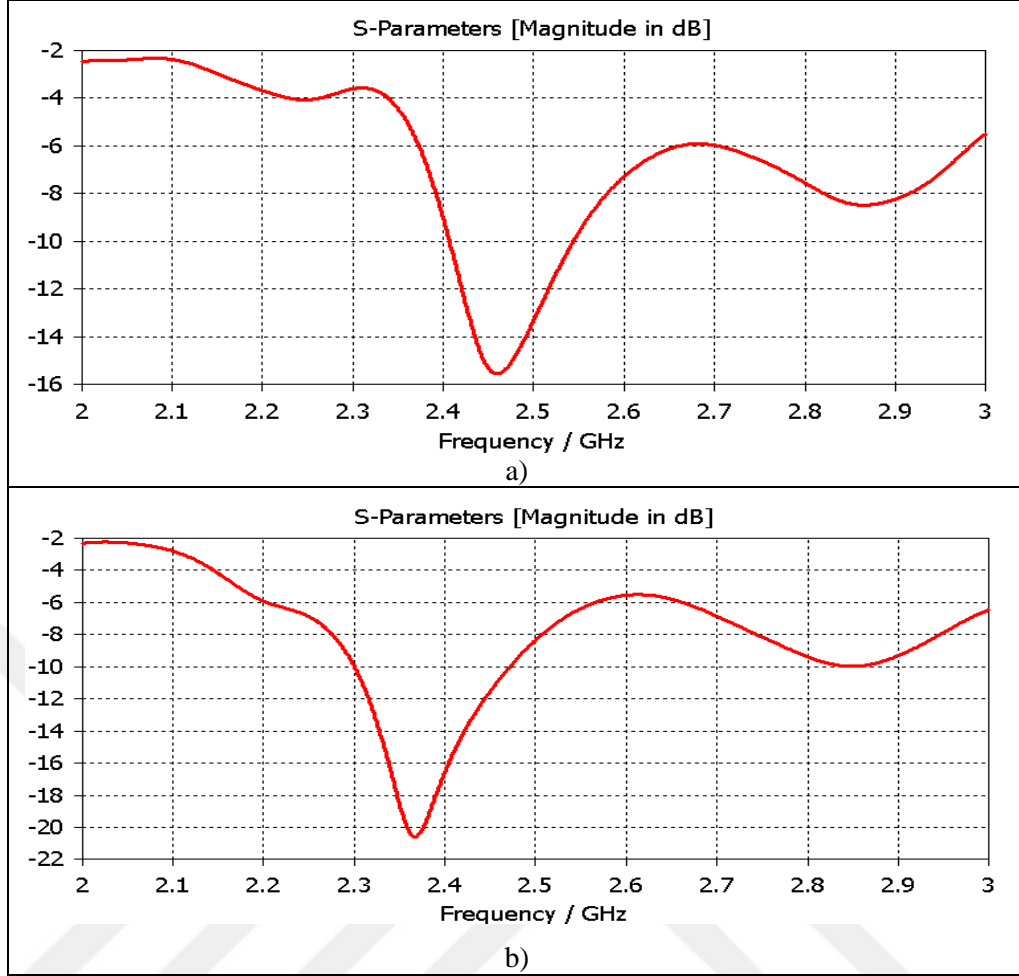
MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının 120 mm ve 148 mm'lik şaft parçalarının her biri yalıtkan malzemeleri teflon veya delrin olacak şekilde ayarlanarak nümerik hesaplamalar yapılmıştır.

Şaft uzunluğu 120 mm; yalıtkan malzemeleri teflon yada delrin olan MDA prop deneme versiyonu 1 yapılarının simülasyon sonuçları Şekil 3.8’de gösterilmiştir.



Şekil 3.8: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 120 mm ve yalıtkan kısmının **a)** Teflon **b)** Delrin olduğu durumun simülasyon sonuçları.

Şaft uzunluğu 148 mm; yalıtkan malzemeleri teflon yada delrin olan MDA prop deneme versiyonu 1 yapılarının simülasyon sonuçları Şekil 3.9’da gösterilmiştir.

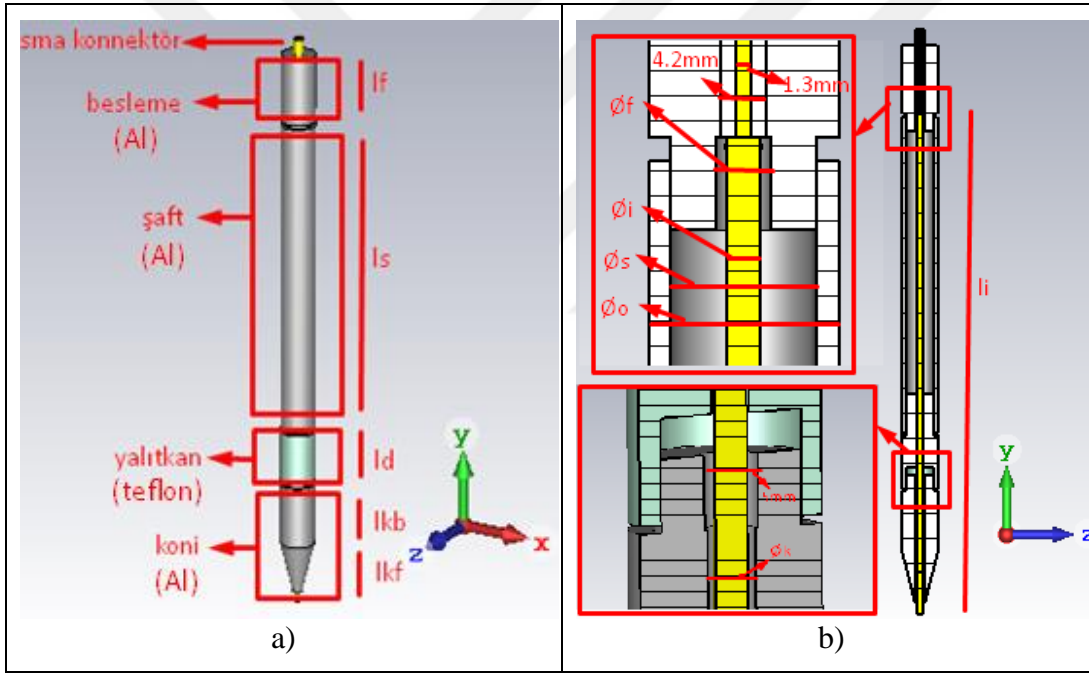


Şekil 3.9: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 148mm ve yalıtkan kısmının **a)** Teflon **b)** Delrin olduğu durumun simülasyon sonuçları.

MDA prop deneme versiyonu 1'in 120mm'lik ve 148 mm'lik şaft parçalarının delrin mazlemelerinden oluşan yalıtkan parçalar ile birlikte oluşturulan MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının simülasyon sonuçlarının yalıtkan kısmının kestamid olduğu durumun simülasyon sonuçlarına göre ISM bandında geniş frekans bant aralığına sahip olması bakımından çok fazla değişim meydana getirmemiştir. Diğer yandan teflon malzemesinden oluşan yalıtkan parçalar ile birlikte oluşturulan MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının S parametrelerinin simülasyon sonuçları frekans bant genişliğini oldukça azalttığı görülmüştür. Yalıtkan kısmı teflon veya delrinden oluşan prop yapılarının simülasyonları frekans bant genişliği bakımından yalıtkan kısmı kestamid olan parçaya göre kötü sonuçlar vermediğinden ancak ısı dayanıklılık bakımından kestamide göre çok daha dayanıklı olduklarından uygulamalarda kullanılacak prop yapısının ısı dayanıklılığı delrine oranla daha fazla olan teflon olması tercih edilmiştir.

3.2 MDA Prop Tasarımı

MDA prop deneme versiyonu 1 yapısı yapılan simülasyonlar sonucunda elektromanyetik ışımanın en fazla koni kısmında olduğu görülmüştür. Mikrodalga ablasyonun uygulanacağı kanser dokusu da konum olarak probun koni kısmına en yakın olacağından, koni modülünde tasarımı iyileştirmeye gidilmesi düşünülmüştür. Yalıtkan malzemeler elektromanyetik dalgaları dielektrik sabitleri ile doğru orantılı olarak absorbe ettiklerinden probun ışıma örüntüsünü koninin uç bölgesine ve dolayısıyla kanserli hücrelere odaklamayı sağlayacağından kanser hücrelerinde daha yüksek güçte bir mikrodalga gücü oluşturulacağı öngörülmektedir. Bölüm 3.1'deki nümerik hesaplamalardan yola çıkarak projede kullanılan nihai aplikatör yapısı Şekil 3.10'daki gibi belirlenmiştir.



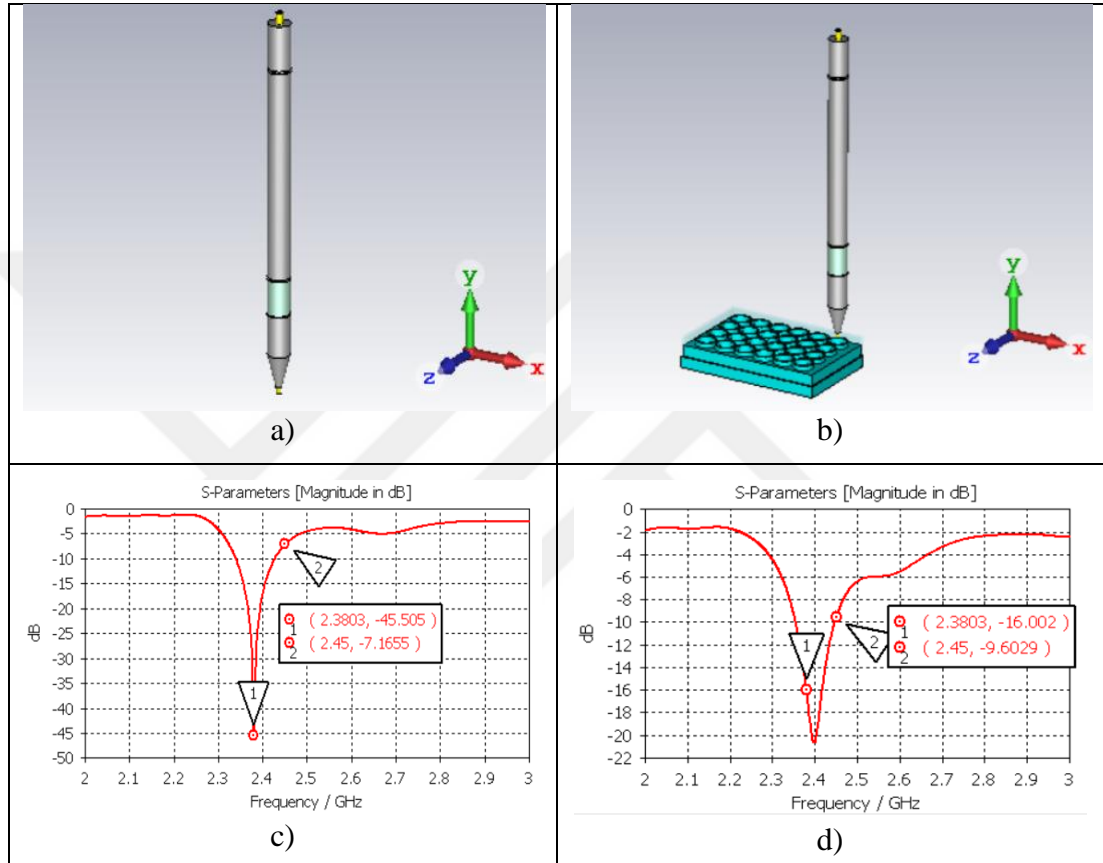
Şekil 3.10: Mikrodalga ablasyon probu a) Perspektif görünümü b) İç görünümü.

Tablo 3.3'te mikrodalga ablasyon probunun ISM bandında çalışmasını sağlayan uzunluk ölçüleri gösterilmiştir.

Tablo 3.3: Mikrodalga ablasyon probunun uzunluk ve çap ölçüleri.

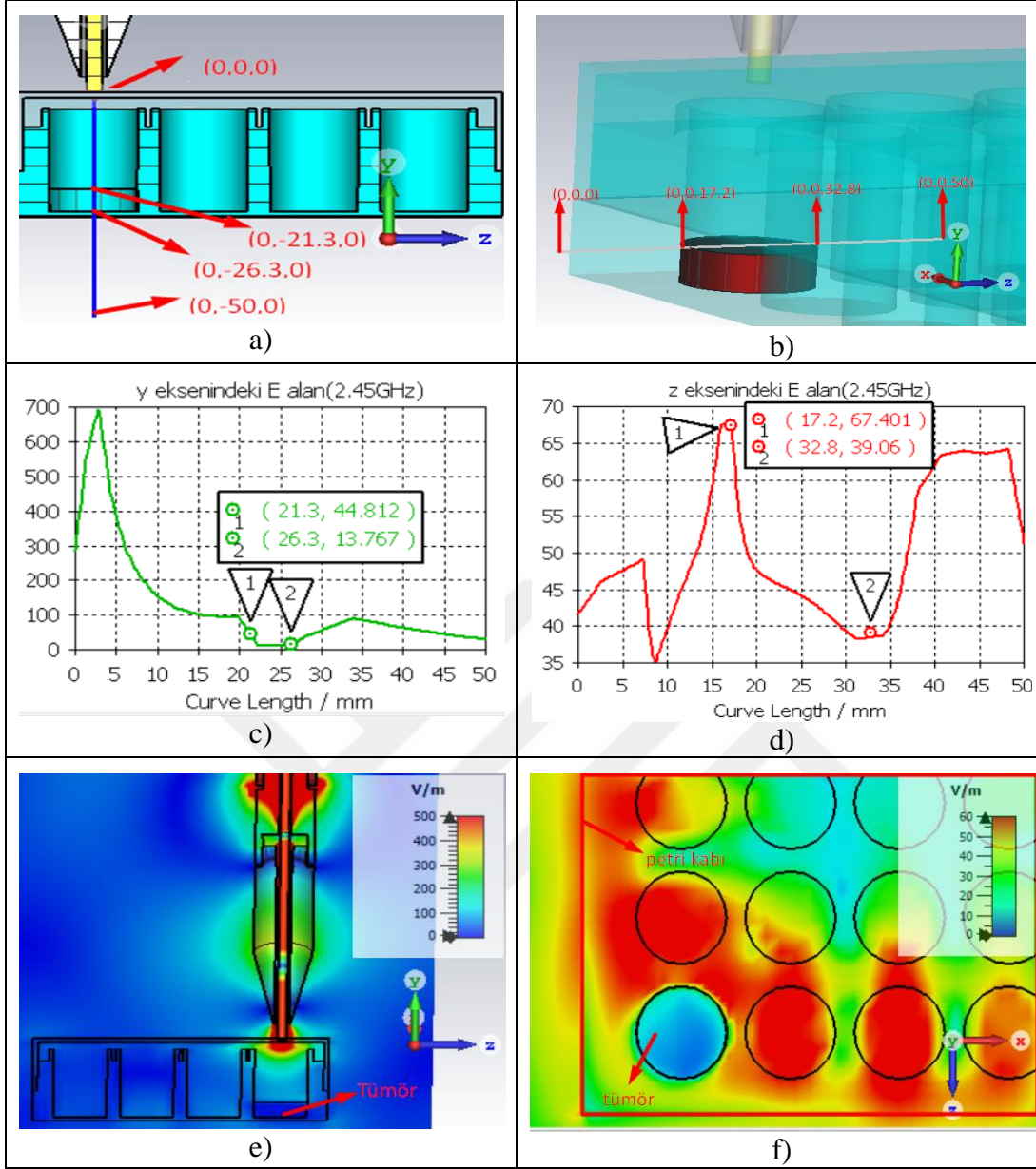
Uzunluk(mm) / Prop modeli	li	lf	ls	ld	lkb	lkf	Øo	Øi	Øs	Øf	Øc
Mikrodalga ablasyon probu	235	32	148	20	29	24	17	3	13	5	4.5

Mikrodalga ablasyon sistemlerinde ablasyon uygulanacak aplikatör tasarlanırken, ablasyon uygulanacak olan nesnenin S parametresinde değişiklik meydana getirmesi durumunu da dikkate almak gerekmektedir. Bu nedenle mikrodalga ablasyon probunun koni kısmının uç bölgesinde herhangi bir nesne bulunmadığı ve içinde tümör bulunan kapağı kapalı bir petri kabının bulunduğu durumların simülasyonları kıyaslanmıştır (Şekil 3.11).



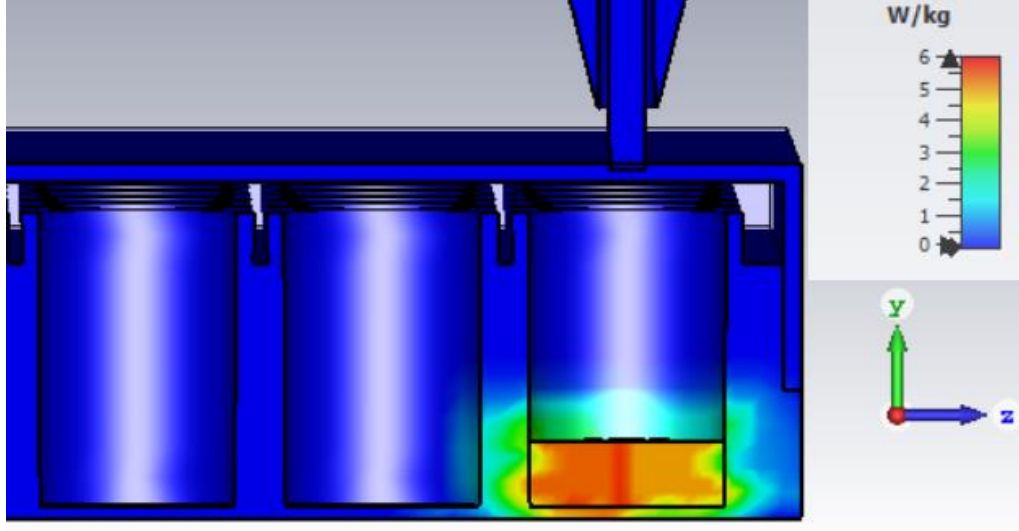
Şekil 3.11: Mikrodalga ablasyon probunun koni kısmının uç bölgesinde tümör olduğu ve olmadığı durumların kıyaslanması **a)** Tümör yokken simülasyon düzeneği **b)** Tümör varken simülasyon düzeneği **c)** Tümör yokken S parametresi **d)** Tümör varken S parametresi.

Şekil 3.11.a ve Şekil 3.11.b incelendiğinde mikrodalga ablasyon probunun koni kısmının uç bölgesinde tümörün bulunup bulunmaması S parametresinde çok büyük değişiklikler oluşturmamaktadır. Mikrodalga ablasyon probunun yakın alanda çalışmasından dolayı elektromanyetik ışınım performanslarının hesaplanması için uzak alan formüllerinin kullanımı uygun değildir. Bu nedenle ablasyon uygulanacak olan tümör yüzeyindeki, etrafındaki ve içerisindeki elektrik alan değerleri hesaplanıp Şekil 3.12 oluşturulmuştur.



Şekil 3.12: Mikrodalga ablyasyon probunun **a)** y eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği **b)** z eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği **c)** y eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği **d)** z eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği **e)** x düzlemindeki elektrik alan dağılımı **f)** y düzlemindeki elektrik alan dağılımı.

Elektrik alan Şekil 3.12.c'de görüldüğü gibi tümör örneğine penetre olurken soğurulmaktadır. Şekil 3.12.d'de ise benzer şekilde tümör örneğine z ekseninde yaklaştıkça tümörün etrafında bulunan ortamdaki elektrik alan azalmakta ve tümör içerisinde minimum değere ulaşmaktadır. Tümör örneğinin soğurduğu elektrik alanı tespit etmek için SAR (Özgül Emilim Oranı) değerleri hesaplanıp Şekil 3.13'te gösterilmiştir.

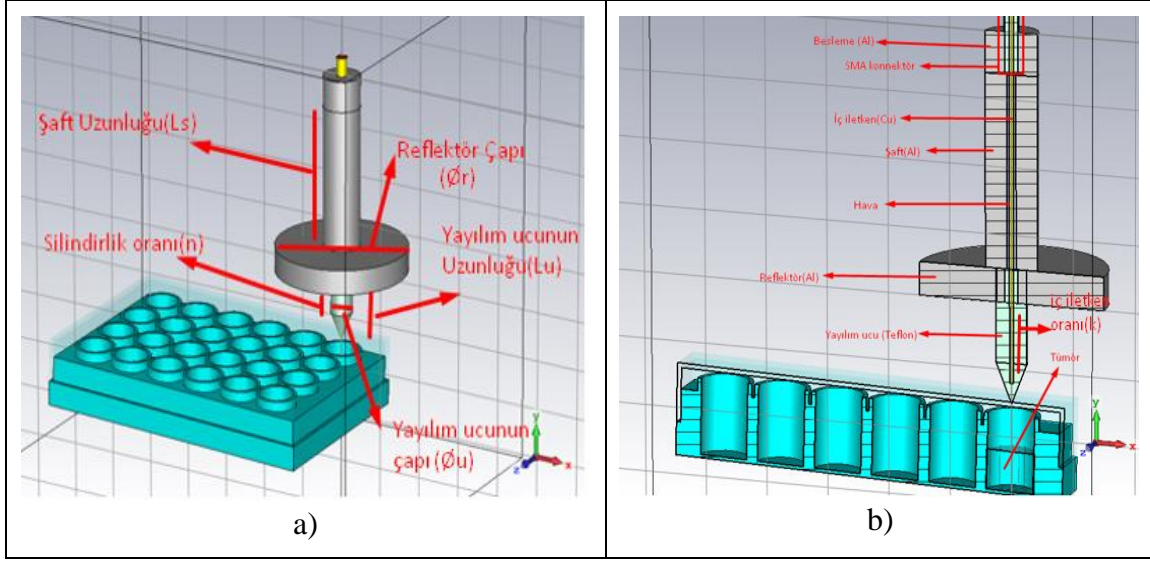


Şekil 3.13: Mikrodalga ablasyon probunun petri kabı içine yerleştirilen tümör örneğinin SAR değerine etkisi.

SAR değerleri mikrodalga ablasyonun başarılı bir şekilde yapılması fikrini vermesi açısından önem arz etmektedir. Şekil 3.13'te mikrodalga ablasyon probunun tümör örneği üzerinde oluşturduğu sar değeri yaklaşık olarak 6 W/kg'dır. Bu SAR değeri mikrodalga enerjisi maruziyetindeki tümör hücrelerinin sıcaklık artışında keskin bir artış oluşturmamakla beraber, mikrodalga ablasyon uygulamaları için gelişmeye açık bir SAR değeri olarak değerlendirilip 4. bölümdeki deney düzeneğinde kullanılmıştır. Buna ek olarak SAR değerini artırmak için alternatif prop modelleri tasarlanmıştır. Tasarlanan prop modelleri bölüm 3.3 ve bölüm 3.4'te gösterilmiştir.

3.3 Reflektörlü Prop Tasarımı

Bu bölümde mikrodalga ablasyon sistemlerinde kullanılmak üzere ISM bandında (2.45 GHz) çalışabilen elektromanyetik ışıma performansının artırılması amaçlanan bir RF prop tasarlanması amaçlanmıştır. Mikrodalga ablasyon probunun tasarım aşamasında önceki bölümlerde gösterilen simülasyonlar sonucunda S parametreleri probun giriş portuna zarar vermeyecek değere sahip ve frekans bant genişliği olarak ISM bandının büyük bir kısmını kapsayan sonuçlar elde edilmiş ancak ışıma örüntüleri ablasyon uygulama bölgesine odaklı bir şekilde oluşturulamamıştır. Bu bölümün amacı ışıma örüntüsünü ablasyon bölgesine odaklayarak, ablasyon bölgesinin yeterli ısıya daha hızlı ulaşabilmesini sağlayan reflektörlü prop yapısının sayısal hesaplarını yapmak ve optimize edilmiş parametrelerle gerçekleştirmektir (Şekil 3.14).



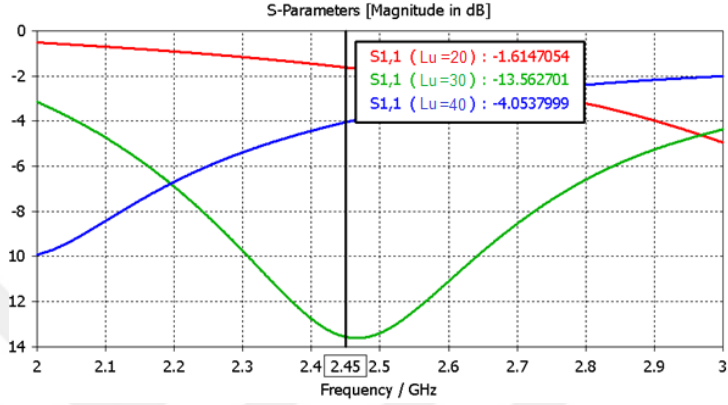
Şekil 3.14: Reflektörlü prop **a)** Perspektif görünümü **b)** Malzeme bilgisi.

Tablo 3.4'te reflektörlü probun fiziksel ebatları gösterilmiştir. Tablo 3.4'te gösterilen reflektörlü probun uzunluk parametrelerindeki değişimler Şekil 3.15'ten 3.20'ye kadar olan simülasyon sonuçlarında ayrıntılı bir biçimde anlatılmış ve yapılan nümerik hesaplamalar sonucunda optimal sonuçlar elde edilmiştir.

Tablo 3.4: Reflektörlü prop uzunluk ölçüleri

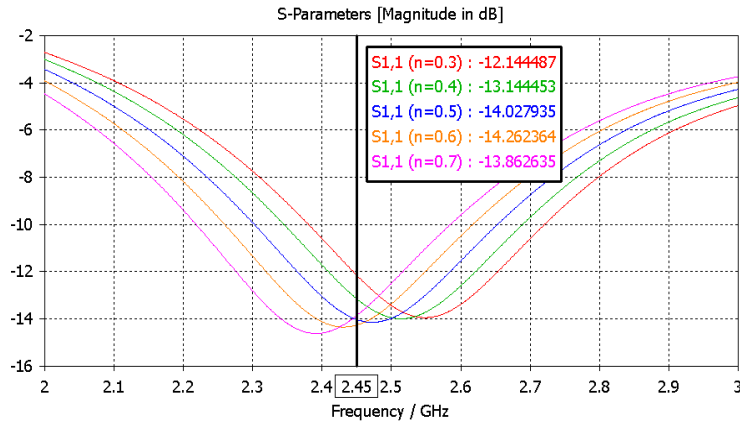
Uzunluk (mm) \ Şekil numarası	3.15	3.16	3.17	3.18	3.19	3.20
İç iletken çapı	1.3	1.3	1.3	1.3	1.3	1.3
Besleme uzunluğu	12.5	12.5	12.5	12.5	12.5	12.5
Şaft iç çapı	3	3	3	3	3	3
Şaft dış çapı	17	17	17	17	17	17
Şaft uzunluğu	60	60	60	60	[50,70]	60
Reflektör dış çapı	60	60	60	[50,70]	60	60
Reflektör uzunluğu	10	10	10	10	10	10
Yayılm ucunun uzunluğu	[20,40]	30	30	30	30	30
Yayılm ucunun çapı	10	[5,15]	10	10	10	10
Yayılm ucunun silindirik oranı	0.6	0.6	[0.3,0.7]	0.6	0.6	0.6
Yayılm ucunun iç iletken oranı	0.8	0.8	0.8	0.8	0.8	[0.4,0.8]

Reflektörlü probun minimal geri dönüş kaybını sağlayan parametrelerini belirlemek için yapılan nümerik hesaplamalar Şekil 3.15, Şekil 3.16, Şekil 3.17, Şekil 3.18, Şekil 3.19 ve Şekil 3.20’de gösterilmiştir. Reflektörlü probun yayılım ucunun uzunluğu, S parametreleri üzerinde kayda değer değişim göstermektedir. Şekil 3.15’te yayılım ucunun uzunluğu 20 mm, 30 mm ve 40 mm olduğu durumdaki S parametreleri gösterilmiştir.



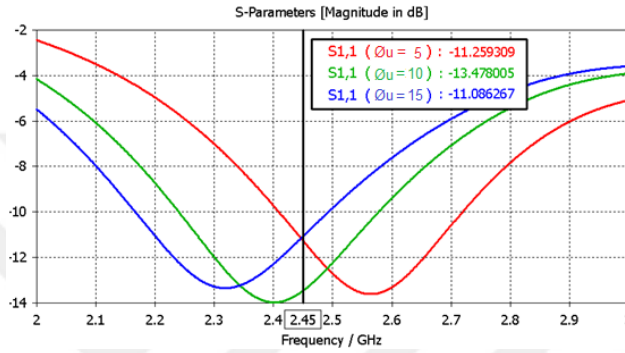
Şekil 3.15: Reflektörlü probun yayılım ucunun uzunluğunun S parametresine etkisi.

Şekil 3.15’te gösterilen simülasyon sonucunda geri dönüş kaybının minimum değeri yayılım ucunun uzunluğunun 30 mm olduğu durumda gözlemlenmiştir. Reflektörlü probun S parametresinin dip yaptığı frekans değeri fabrikasyondan veya ablyasyon uygulaması sırasında probun karşılaşacağı yükten kaynaklanan frekans kaymalarını kompanze etmek için ayarlanabilir bir tasarım olması gerekmektedir. Reflektörlü probun yayılım uç kısmını oluşturan teflon parçanın çapını değiştirmeksizin, ucunun sivriltilmesiyle frekans kaymalarına etkisini görmek amacıyla Şekil 3.16’daki simülasyon sonuçları oluşturulmuştur.



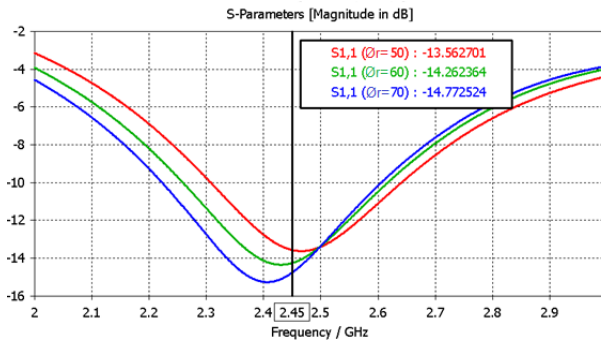
Şekil 3.16: Reflektörlü probun yayılım ucunun silindir oranının S parametresine etkisi.

Şekil 3.16'daki simülasyon sonuçları gösteriyor ki reflektörlü probun yayılım ucunun silindiriklik oranı değiştikçe S parametresinin frekans ekseninde az miktarda kaymalar oluşmaktadır. Silindiriklik oranı birbirinden farklı yayılım ucu parçalarının üretilmesiyle S parametresinin dip yaptığı frekans değeri küçük değişikliklerle ayarlanabilmesi amaçlanmaktadır. Şekil 3.16'daki simülasyon sonucunda reflektörlü probun yayılım ucunun uzunluğunun S parametresini büyük ölçüde değiştirdiği bilgisine ek olarak yayılım ucunun çapının da aynı etkiyi gösterip göstermediğini tespit etmek için yapılan simülasyon sonuçları Şekil 3.17'de gösterilmiştir.



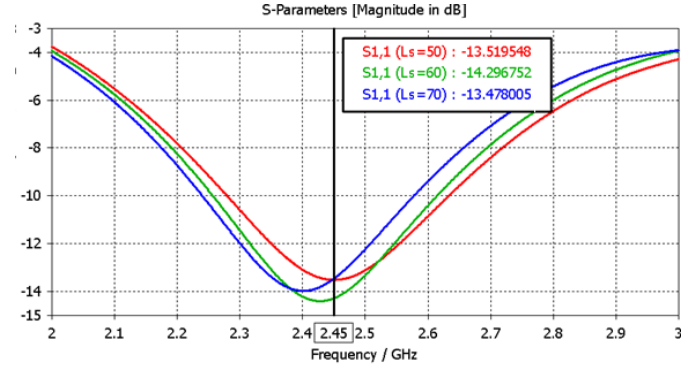
Şekil 3.17: Reflektörlü probun yayılım ucunun çapının S parametresine etkisi.

Reflektörlü probun yayılım ucunun çapı, S parametresinin frekans ekseninde Şekil 3.17'deki simülasyon sonuçları ile kıyaslandığında daha fazla kaymalar meydana getirmektedir. Reflektörlü probun reflektör çapının S parametresinde meydana getirdiği değişikliği tespit edebilmek için yapılan simülasyonların sonucunda Şekil 3.18 elde edilmiştir.



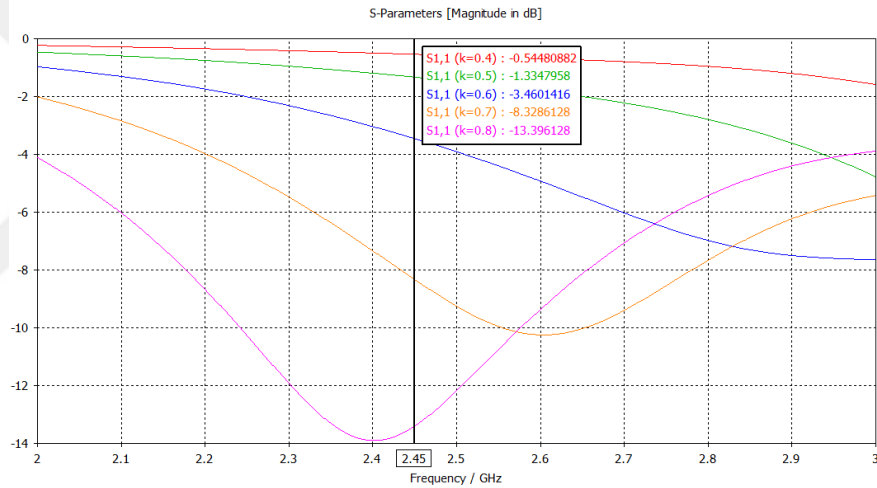
Şekil 3.18: Reflektörlü probun reflektör çapının S parametresine etkisi.

Şekil 3.18'deki sonuçlar incelendiğinde reflektör çapı değiştikçe S parametresi büyük ölçüde değişmemektedir. Reflektörlü probun shaft uzunluğu S parametresinde meydana getirdiği değişikliği tespit edebilmek için yapılan simülasyonların sonucunda Şekil 3.19 elde edilmiştir.



Şekil 3.19: Reflektörlü probun şaft uzunluğunun S parametresine etkisi.

Şekil 3.19'daki sonuçlar incelendiğinde reflektör çapı değişikçe S parametresinde birbirine benzer sonuçlar oluşmaktadır. Reflektörlü probun yayılım ucunun iç iletken oranının S parametresinin etkisini belirlemek için yapılan simülasyon sonuçları Şekil 3.20'de verilmiştir.

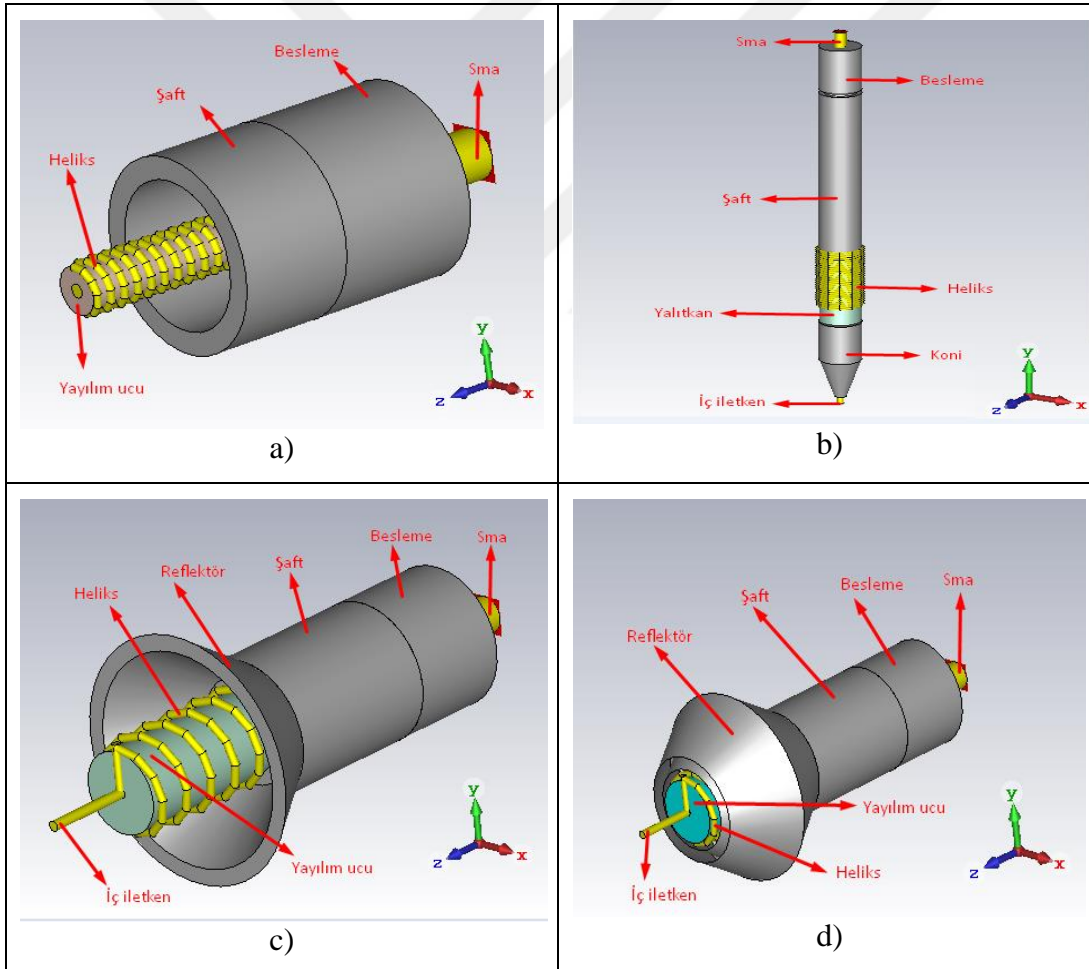


Şekil 3.20: Reflektörlü probun yayılım ucunun iç iletken oranının S parametresine etkisi.

Şekil 3.20'deki simülasyon sonuçları incelendiğinde reflektörlü probun uç kısmının iç iletken oranı değişikçe hem geri dönüş kaybı artmakta hem de S parametresinin dip yaptığı frekans değeri değişmektedir. Şekil 3.15, Şekil 3.16, Şekil 3.17, Şekil 3.18, Şekil 3.19 ve Şekil 3.20'deki simülasyon sonuçları incelendiğinde reflektörlü probun reflektör çapı ve şaft uzunluğu değişikçe S parametresi değişmezken yayılım ucunun çapı ve uzunluğu değişikçe S parametresinde çok büyük değişiklikler olduğu görülmüştür. Buna ek olarak reflektörlü probun yayılım ucunun silindirik oranı değişikçe S parametresi kademeli olarak değiştirilebilmektedir. Üretilen değişken silindirik oranındaki teflon yayılım ucu parçalarıyla S parametresi ayarlanabilir bir tasarım oluşturulmuş olur.

3.4 Alternatif Mikrodalga Ablasyon Prop Yapıları

Bu raporda mikrodalga ablasyon sistemlerinde kullanılmak üzere ISM bandında (2.45 GHz) çalışabilen prop modellerinin yakın alan performanslarının geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Nihai mikrodalga ablasyon prop yapısının S parametresi 2.45 GHz frekansında yeteri kadar küçük olması sağlanmış ancak yakın alanda yüksek güç değerlerine ulaşamamıştır. Yakın alanda yüksek güç değerine ulaşabilmek için mikrodalga ablasyon probunun elektromanyetik ışınmasını uç bölgeye odaklamak gerekmektedir. Heliks anten yapısının yönlü elektromanyetik ışınma yapması bilgisinden yola çıkarak dört farklı prop tipi modellenmiştir. Heliks şekilli MDA probu, helezonik MDA probu, reflektörlü helezonik MDA probu, reflektörlü helezonik MDA probu V2 yapıları Şekil 3.21’de görülmektedir.

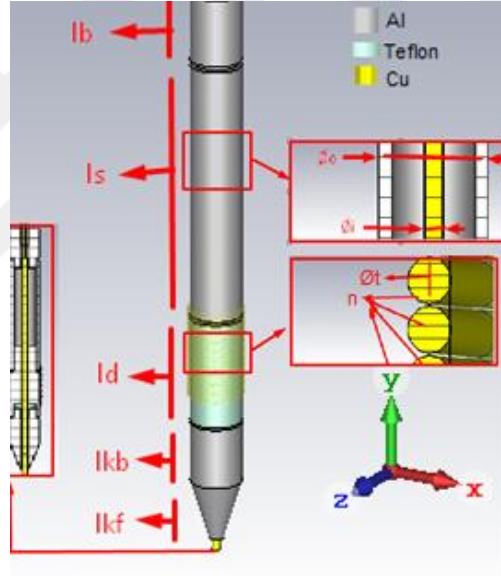


Şekil 3.21: a) Heliks şekilli MDA probu b) Helezonik MDA probu c) Reflektörlü helezonik MDA probu d) Reflektörlü helezonik MDA probu V2.

Heliks şekilli MDA probu, helezonik MDA probu, reflektörlü helezonik MDA probu ve reflektörlü helezonik MDA probu V2 yapılarının 2.45 GHz frekansında mümkün olduğu kadar geri dönüş kayıplarının düşük olması amacıyla yapılan nümerik hesaplamalar ile uygun parametreler bulunup elde edilen modellerin ışıma performansları incelenmiştir.

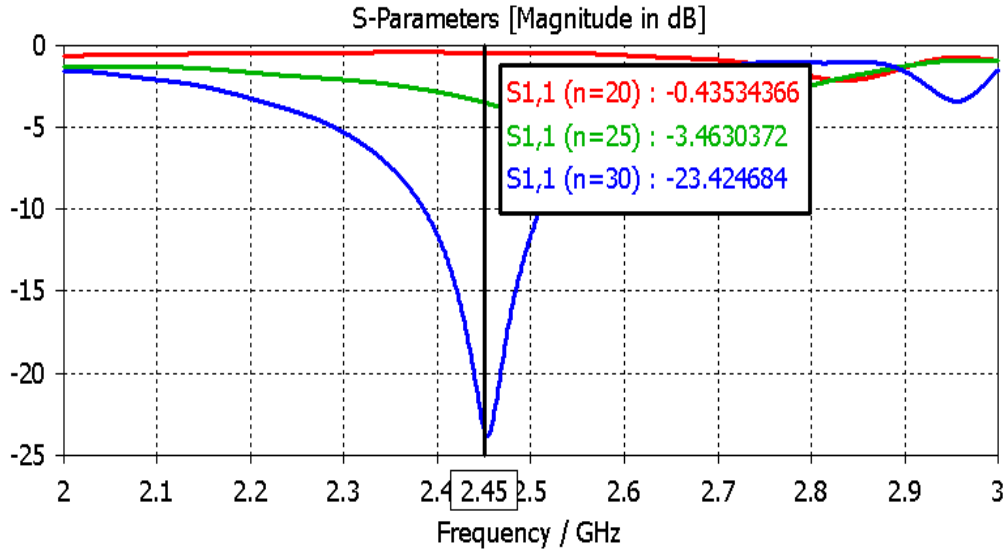
3.4.1 Helezonik mikrodalga ablasyon probu

Tasarlanacak olan mikrodalga ablasyon probunun ablasyon uygulanacak olan bölgeye daha güçlü bir elektromanyetik ışıma yapabilmesi için heliks anten yapısının elektromanyetik ışımının gerçekleştirildiği prop parçasının etrafına sarılması ile helezonik MDA probu yapısı modellenmiştir. Modellenen helezonik MDA probu Şekil 3.22’de gösterilmiştir.



Şekil 3.22: Helezonik MDA probunun malzeme ve uzunluk bilgisi.

Helezonik MDA probunun 2.45 GHz frekansında minimum geri dönüş kaybını oluşturan sarım sayısını bulmak amacıyla yapılan nümerik hesaplamalar yapılmıştır. Şekil 3.23’te gözüktüğü gibi sarım sayısı 30 iken S parametresi -23.42 dB olup, helezonik MDA probu farklı bir sarım sayısı ile oluşturulduğunda S parametresi çok büyük değerler almaktadır.



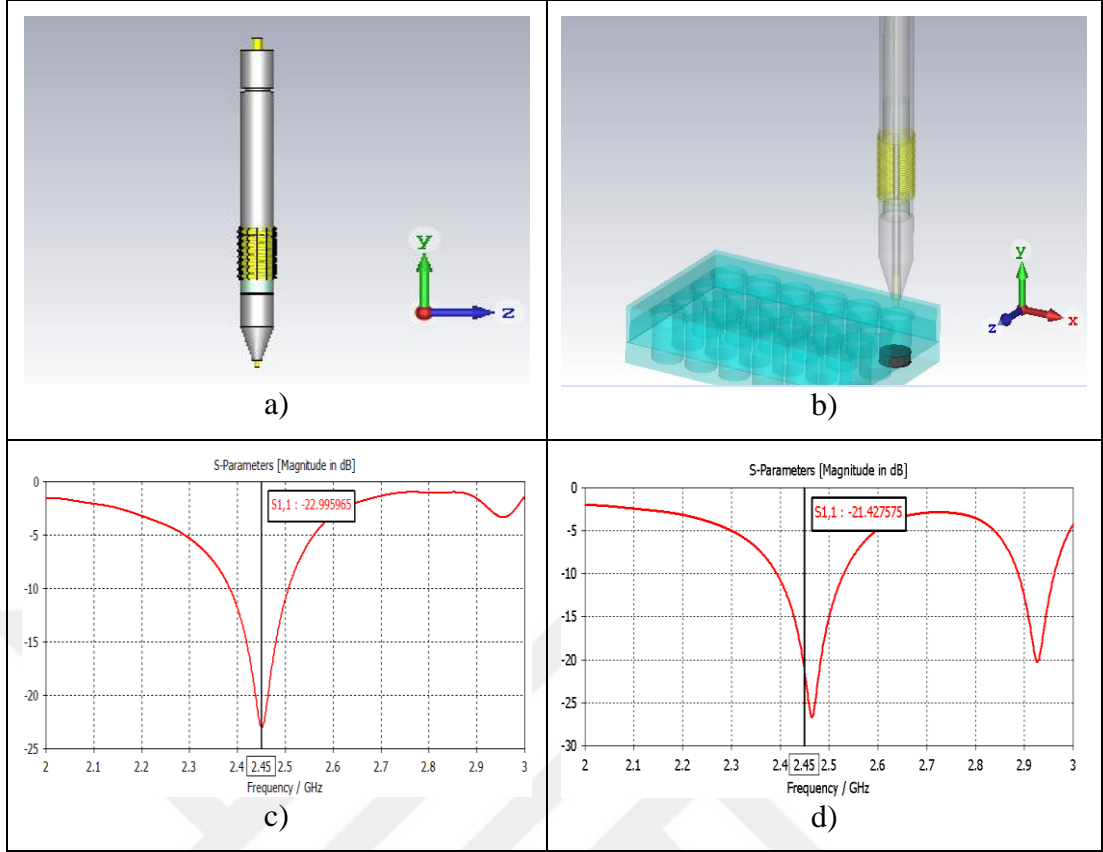
Şekil 3.23: Helezonik MDA probunun değişen sarım sayılarına göre S parametresi.

Helezonik MDA probunun sarım sayısı da belirlendikten sonra Şekil 3.23'teki -23.42 dB değerini veren parametreler tablo haline getirilmiştir. Bu değerler Tablo 3.5'te bulunmaktadır.

Tablo 3.5: Helezonik MDA probunun uzunluk ölçüleri ve heliks yapısının sarım sayısı.

Uzunluk (mm) / Prop modeli	lb	ls	ld	li	lh	lkb	n
	Øo	Øi	Øs	Ød	Øt	lkf	
Helezonik MDA probu	22.5	30	20	20	78.5	1	30
	17	1.25	3	10	30	1	

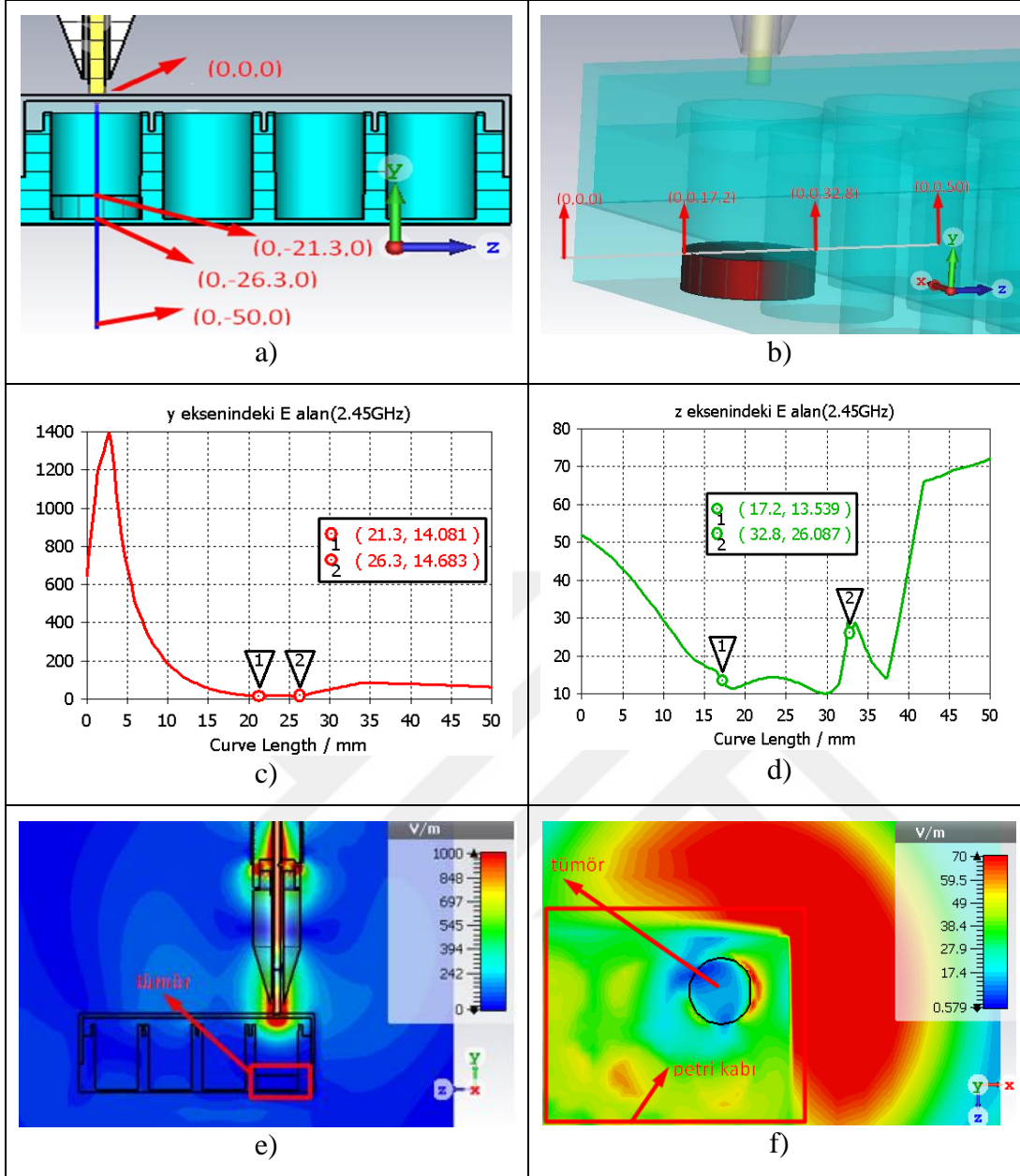
Mikrodalga ablasyon sistemlerinde ablasyon uygulanacak aplikatör tasarlanırken, ablasyon uygulanacak olan nesnenin S parametresinde değişiklik meydana getirmesi durumunu da dikkate almak gerekmektedir. Bu nedenle helezonik MDA probunun koni kısmının uç bölgesinde herhangi bir nesne bulunmadığı ve içinde tümör bulunan kapağı kapalı bir petri kabının bulunduğu durumların simülasyonları kıyaslanmıştır (Şekil 3.24).



Şekil 3.24: Helezonik MDA probunun koni kısmının uç bölgesinde tümör olduğu ve olmadığı durumların kıyaslanması **a)** Tümör yokken simülasyon düzeneği **b)** Tümör varken simülasyon düzeneği **c)** Tümör yokken S parametresi **d)** Tümör varken S parametresi.

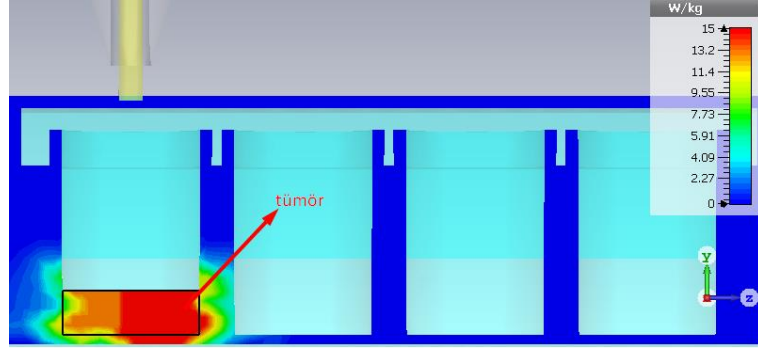
Şekil 3.24.a ve Şekil 3.24.b incelendiğinde helezonik MDA probunun koni kısmının uç bölgesinde tümörün bulunup bulunmaması S parametresinde çok büyük değişiklikler oluşturmamaktadır.

Helezonik MDA probunun koni kısmının uç bölgesinde tümörün olup olmasının S parametresini değiştirmedeği hesaplandıktan sonra, elektromanyetik ışınım performanslarını gösteren nümerik hesaplamalar yapılmıştır. Helezonik MDA probunun yakın alanda çalıştığından dolayı elektromanyetik ışınım performanslarının hesaplanması için uzak alan formüllerinin kullanımı uygun değildir. Bu nedenle ablasyan uygulanacak olan tümör yüzeyindeki, etrafındaki ve içerisindeki elektrik alan değerleri hesaplanıp Şekil 3.25 oluşturulmuştur.



Şekil 3.25: Helezonik MDA probunun **a)** y eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği **b)** z eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği **c)** y eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği **d)** z eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği **e)** x düzlemindeki elektrik alan dağılımı **f)** y düzlemindeki elektrik alan dağılımı.

Elektrik alan Şekil 3.25.c'de görüldüğü gibi tümör örneğine penetre olurken soğurulmaktadır. Şekil 3.25.d'de ise benzer şekilde tümör örneğine z ekseninde yaklaştıkça tümörün etrafında bulunan ortamdaki elektrik alan azalmakta ve tümör içerisinde minimum değere ulaşmaktadır. Tümör örneğinin soğurduğu elektrik alanı tespit etmek için SAR (Özgül Emilim Oranı) değerleri hesaplanıp Şekil 3.26'da gösterilmiştir.

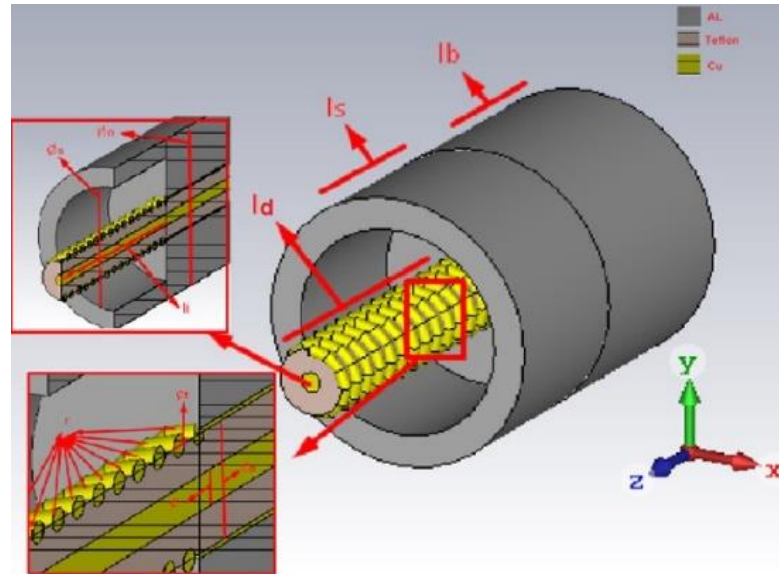


Şekil 3.26: Helezonik MDA probunun petri kabı içine yerleştirilen tümör örneğinin SAR değerine etkisi

SAR değerleri mikrodalga ablasyona uğrayan numunenin sıcaklığının artış hızıyla doğrudan ilişkilidir. Şekil 3.26’da helezonik MDA probunun tümör örneği üzerinde oluşturduğu SAR değeri yaklaşık olarak 15 W/kg’dır. Bölüm 3.2’de tanıtılan MDA probunun oluşturduğu SAR simülasyon sonuçları ile kıyaslandığında ablasyona uğrayacak olan bölgede daha hızlı bir sıcaklık artışı sağlayacağı hesaplanmıştır.

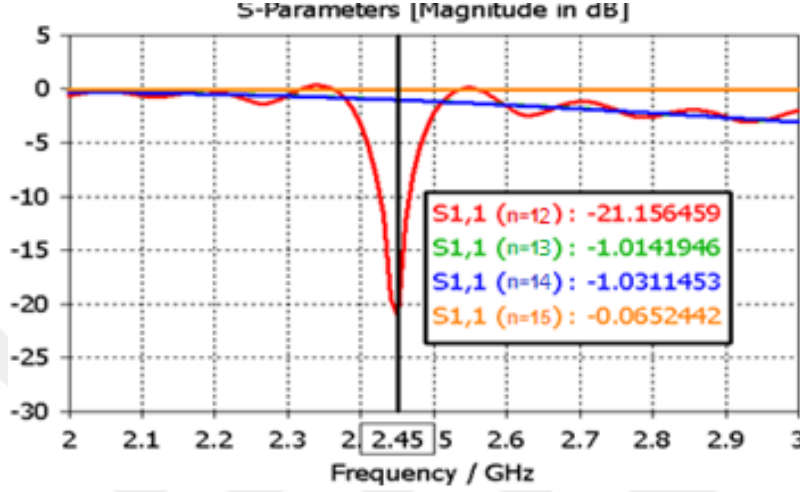
3.4.2 Heliks şekilli MDA probu

Tasarlanacak olan mikrodalga ablasyon probunun ablasyon uygulanacak olan bölgeye daha güçlü bir elektromanyetik ışınım yapabilmesi amacıyla heliks anten yapısının elektromanyetik ışınımın gerçekleştirildiği yalıtkan olarak adlandırılan prop parçasının etrafına sarılması ile heliks şekilli MDA probunun yapısı modellenmiştir. Modellenen heliks şekilli MDA probu Şekil 3.27’de gösterilmiştir.



Şekil 3.27: Heliks şekilli MDA probunun malzeme ve uzunluk bilgisi.

Heliks şekilli MDA probunun 2.45 GHz frekansında minumun geri dönüş kaybını oluşturan sarım sayısını bulmak amacıyla yapılan nümerik hesaplamalar yapılmıştır. Şekil 3.28’de gözüktüğü gibi sarım sayısı 15 iken S parametresi -21.16 dB olup, heliks şekilli MDA prop modeli farklı bir sarım sayısı ile oluşturulduğunda S parametresi çok büyük değerler almaktadır.



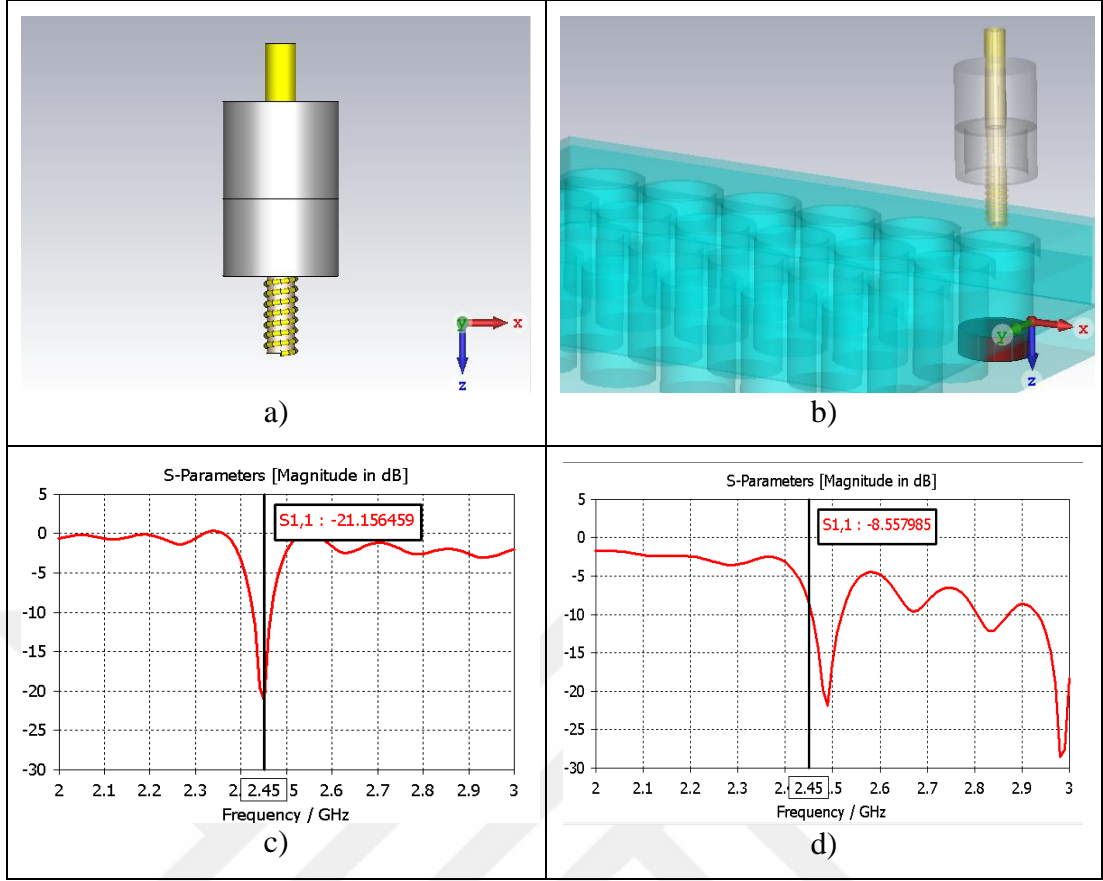
Şekil 3.28: Heliks şekilli MDA probunun değişen sarım sayılarına göre S parametresi.

Heliks şekilli MDA probunun sarım sayısı da belirlendikten sonra Şekil 3.28’deki -21.16 dB geri dönüş kaybını veren uzunluk parametreleri tablo haline getirilmiştir. Bu değerler Tablo 3.6’da bulunmaktadır.

Tablo 3.6: Heliks şekilli MDA probunun uzunluk ölçüleri ve heliks yapısının sarım sayısı.

Uzunluk (mm) / Prop modeli	lb	ls	ld	li	lh	n
	Øo	Øi	Øs	Ød	Øt	
Heliks şekilli MDA probu	12.5	10	20	20	20	15
	17	1.25	13	4.15	0.75	

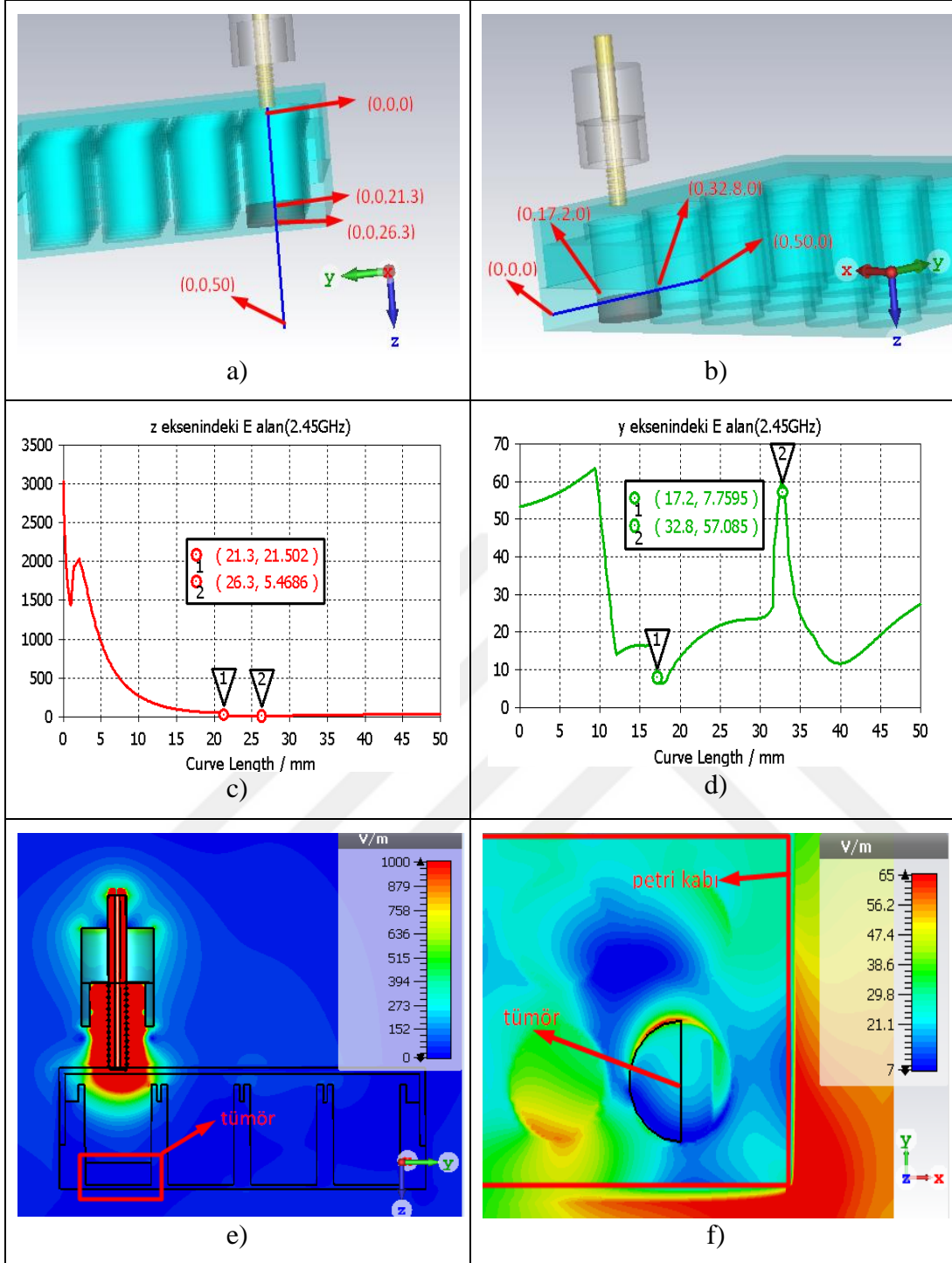
Heliks şekilli MDA probunun yayılım ucu kısmının uç bölgesinde tümör olduğu durumun tümör olmadığı duruma göre S parametresinde değişim oluşturup oluşturmadığını hesaplamak için Şekil 3.29’deki simülasyonlar yapılmıştır.



Şekil 3.29: Heliks şekilli MDA probunun yayılım ucu kısmının uç bölgesinde tümör olduğu ve olmadığı durumların kıyaslanması **a)** Tümör yokken simülasyon düzeneği **b)** Tümör varken simülasyon düzeneği **c)** Tümör yokken S parametresi **d)** Tümör varken S parametresi.

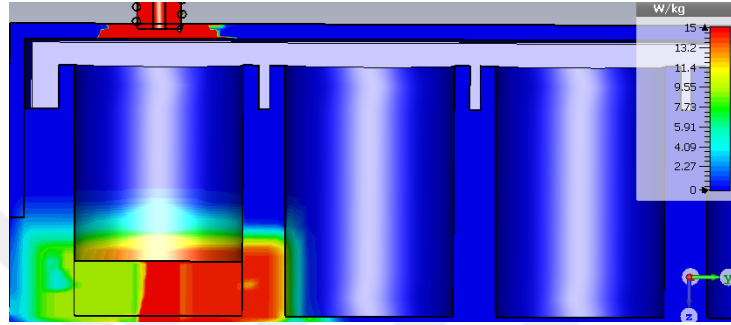
Şekil 3.29.c ve Şekil 3.29.d incelendiğinde Heliks şekilli MDA probunun yayılım ucu kısmının uç bölgesinde tümörün bulunması rezonans frekansında yaklaşık olarak 50 MHz'lik bir kayma meydana getirmektedir. Buna rağmen Şekil 3.29.d'deki S parametresinin frekans bant genişliği 50 MHz'lik kaymayı dengeleyecek kadar büyük olduğundan heliks şekilli MDA probunun elektromanyetik ışıma yaptığı bölgedeki tümör mevcudiyetinden önemli ölçüde etkilenmediği yorumlanmıştır.

Heliks şekilli MDA probunun yayılım ucu kısmının uç bölgesinde tümör bulunduğu durumda S parametresi -8.55 dB olarak hesaplanmış ve bu değer Elektrik alan ve SAR değerlerini hesaplamak için yeterli görüldüğünden Şekil 3.30 ve Şekil 3.31'deki simülasyonlar yapılmıştır. Şekil 3.30'da ablasyon uygulanacak olan tümör yüzeyindeki, etrafındaki ve içerisindeki elektrik alan değerleri simüle edilmiştir.



Şekil 3.30: Heliks şekilli MDA probunun a) z eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği b) y eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği c) z eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği d) y eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği e) x düzlemindeki elektrik alan dağılımı f) z düzlemindeki elektrik alan dağılımı.

Elektrik alan Şekil 3.30.c'de görüldüğü gibi tümör örneğine ulaşana kadar hava ortamındaki yayılmadan dolayı azalmakta ve tümör örneğine penetre olurken daha da keskin bir azalmadır. Şekil 3.30.d'de ise petri kabının tümör hücresinin çevresinde oluşturduğu asimetrik yapı y ekseninde asimetrik bir elektrik alan dağılımı oluşturmuş ancak bu etki den kaynaklanan elektrik alan farkı çok büyük değerde değildir. Heliks şekilli MDA probunun ürettiği yüksek güçlü elektrik alanın tümör hücrelerinde oluşturduğu SAR değerleri simüle edilip Şekil 3.31'de gösterilmiştir.

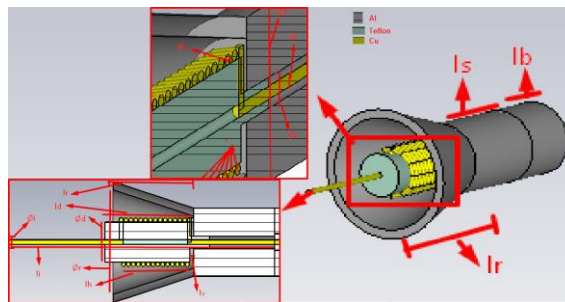


Şekil 3.31: Heliks şekilli MDA probunun petri kabı içine yerleştirilen tümör örneğinin SAR değerine etkisi

Şekil 3.31'te Heliks şekilli MDA probunun tümör örneği üzerinde oluşturduğu SAR değeri yaklaşık olarak 15 W/kg'dır. Bu değer helezonik MDA probu ile aynı olup tümör hücresinin hızlı bir şekilde ısıtılması için yeterli bir değerdir.

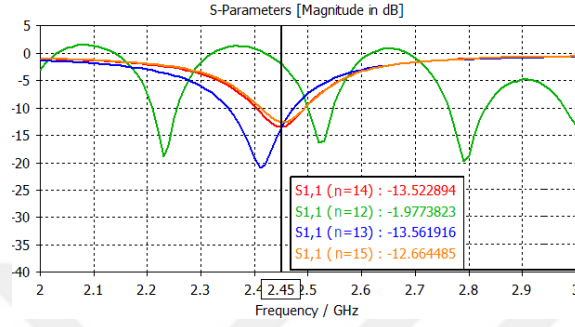
3.4.3 Reflektörlü helezonik MDA probu

Tasarlanacak olan mikrodalga ablasyon probunun ablasyon uygulanacak olan bölgeye daha güçlü bir elektromanyetik ışınım yapabilmesi için heliks anten yapısının elektromanyetik ışınımın gerçekleştirildiği prop parçasının etrafına sarılması ve bu bölgeyi içine alan bir reflektör parçasının şaft kısmına eklenmesi ile reflektörlü helezonik MDA probu yapısı modellenmiştir. Modellenen reflektörlü helezonik MDA probu Şekil 3.32'de gösterilmiştir.



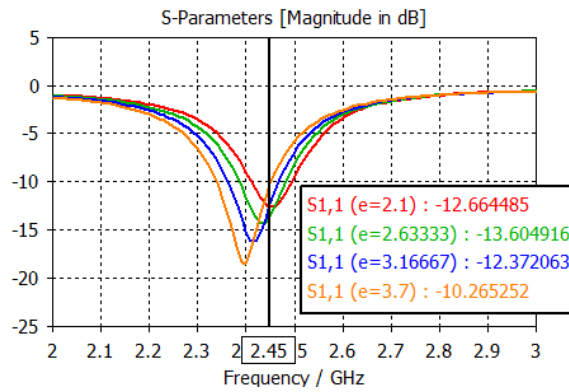
Şekil 3.32: Reflektörlü helezonik MDA probunun malzeme ve uzunluk bilgisi.

Reflektörlü helezonik MDA probunun 2.45 GHz frekansında minimumun geri dönüş kaybını oluşturan sarım sayısını bulmak amacıyla nümerik hesaplamalar yapılmıştır. Şekil 3.33'te gözüktüğü gibi sarım sayısı 13 iken S parametresi -13.52 dB, 14 iken -13.52 dB ve 15 iken -12.66 dB olup birbirine yakın değerlerden oluşmaktadır. Buna rağmen merkez frekansı 2.45 GHz frekansında olduğundan reflektörlü helezonik MDA probunun sarım sayısı 14 seçilmiştir.



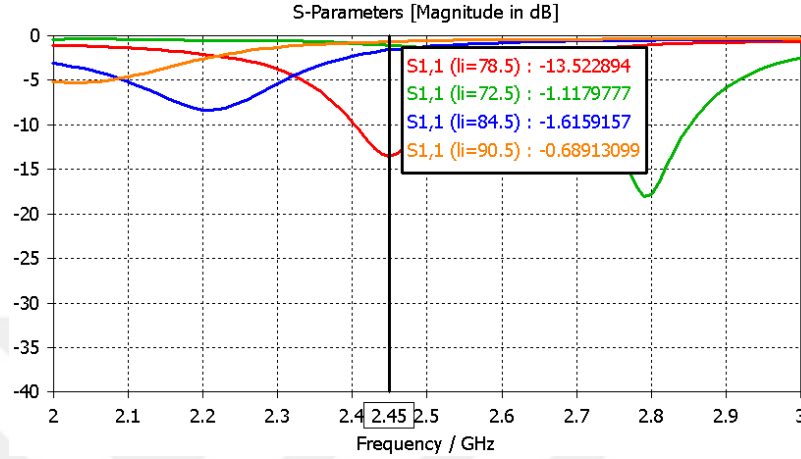
Şekil 3.33: Reflektörlü helezonik MDA probunun değişen sarım sayılarına göre S parametresi.

Reflektörlü helezonik MDA probunun elektromanyetik ışımayı gerçekleştirdiği kısımlardan biri olan yayılım ucu bölümü, piyasada rahat bulunabilir ve yüksek mikrodalga gücüne dayanabilecek malzemeden oluşması gerekmektedir. Bu nedenle “e” olarak tanımlanan yayılım ucu kısmının yalıtkanlık sabiti değerinin değişimine göre nümerik hesaplamaları yapıлып Şekil 3.34'teki grafik elde edilmiştir. Yayılım ucu kısmının “e” değeri arttıkça S parametresinin dip yaptığı frekans değeri azalmakta ancak 2.45 GHz değerindeki geri dönüş kayıp değerleri çok büyük değişiklikler göstermemektedir. 2.45 GHz frekansında yalıtkanlık sabiti 2.1 olan teflon, hem piyasada yaygın halde bulunduğu hem de yüksek mikrodalga güç değerlerine dayanabildiğinden reflektörlü helezonik MDA probunun “e” değeri 2.1 seçilmiştir.



Şekil 3.34: Reflektörlü helezonik MDA probunun yalıtkan parçasının değişen yalıtkanlık sabitine göre S parametresi.

Yapılan nümerik hesaplamalar sonucunda reflektörlü helezonik MDA probunun "li" uzunluğu değıştikçe S parametresinin dip yaptığı frekans değeri büyük ölçüde değıştiği görülmüştür. Şekil 3.35'te li uzunluğu 72.5 mm, 78,5 mm, 84,5 mm ve 90,5 mm olduğu durumların nümerik hesaplamaları sonucundaki S parametreleri gösterilmiştir.



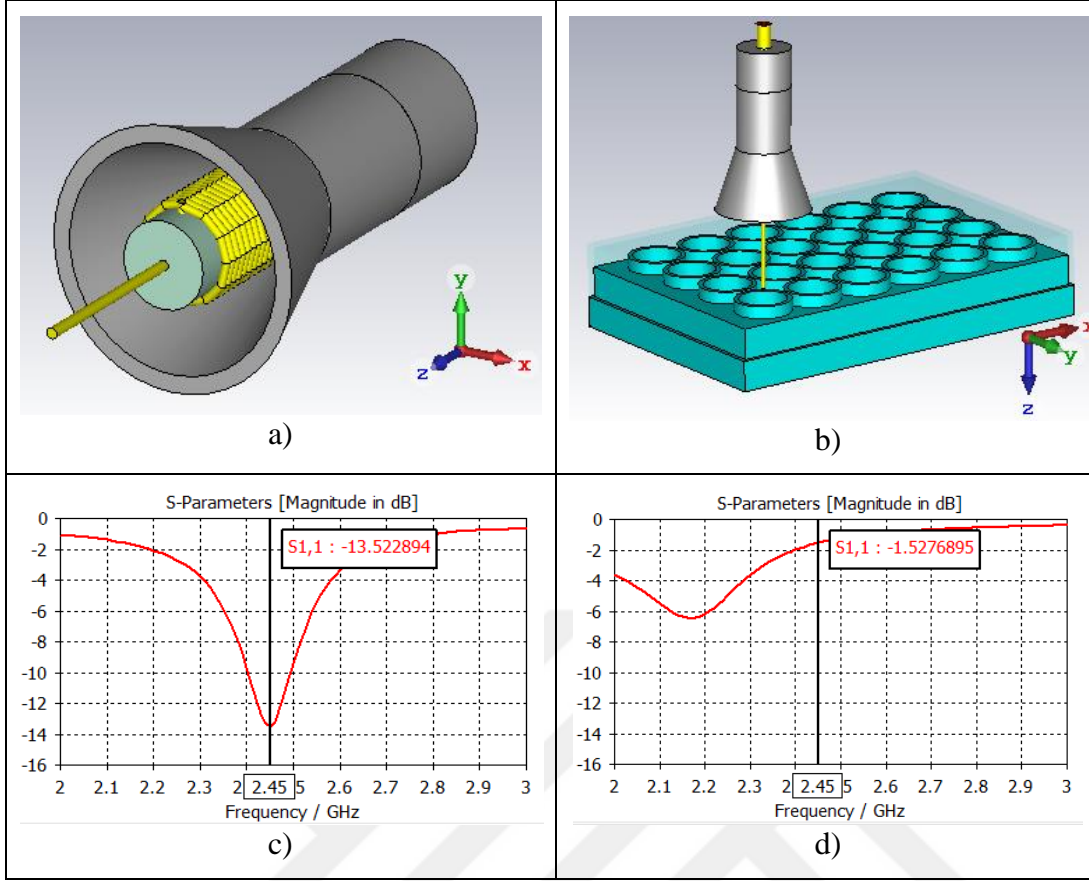
Şekil 3.35: Reflektörlü helezonik MDA probunun değışen li uzunluğuna göre S parametresi.

Reflektörlü helezonik MDA probunun li uzunluğu 78.5 mm iken S parametresi 2.45 GHz frekansında -13.52 dB olmaktadır. Şekil 3.33, Şekil 3.34 ve Şekil 3.35'deki simülasyon sonuçları dikkate alınıp tasarımına karar verilen reflektörlü helezonik MDA probunun önemli parametleri Tablo 3.7'de gösterilmiştir.

Tablo 3.7: Reflektörlü helezonik MDA probunun uzunluk ölçüleri ve heliks yapısının sarım sayısı.

Uzunluk (mm) / Prop modeli	lb	ls	ld	lr	li	lv	lh
	Øo	Øi	Øs	Ød	Ør	Øt	n
Reflektörlü helezonik MDA probu	22.5	30	20	20	78.5	1	17
	17	1.25	3	10	30	1	14

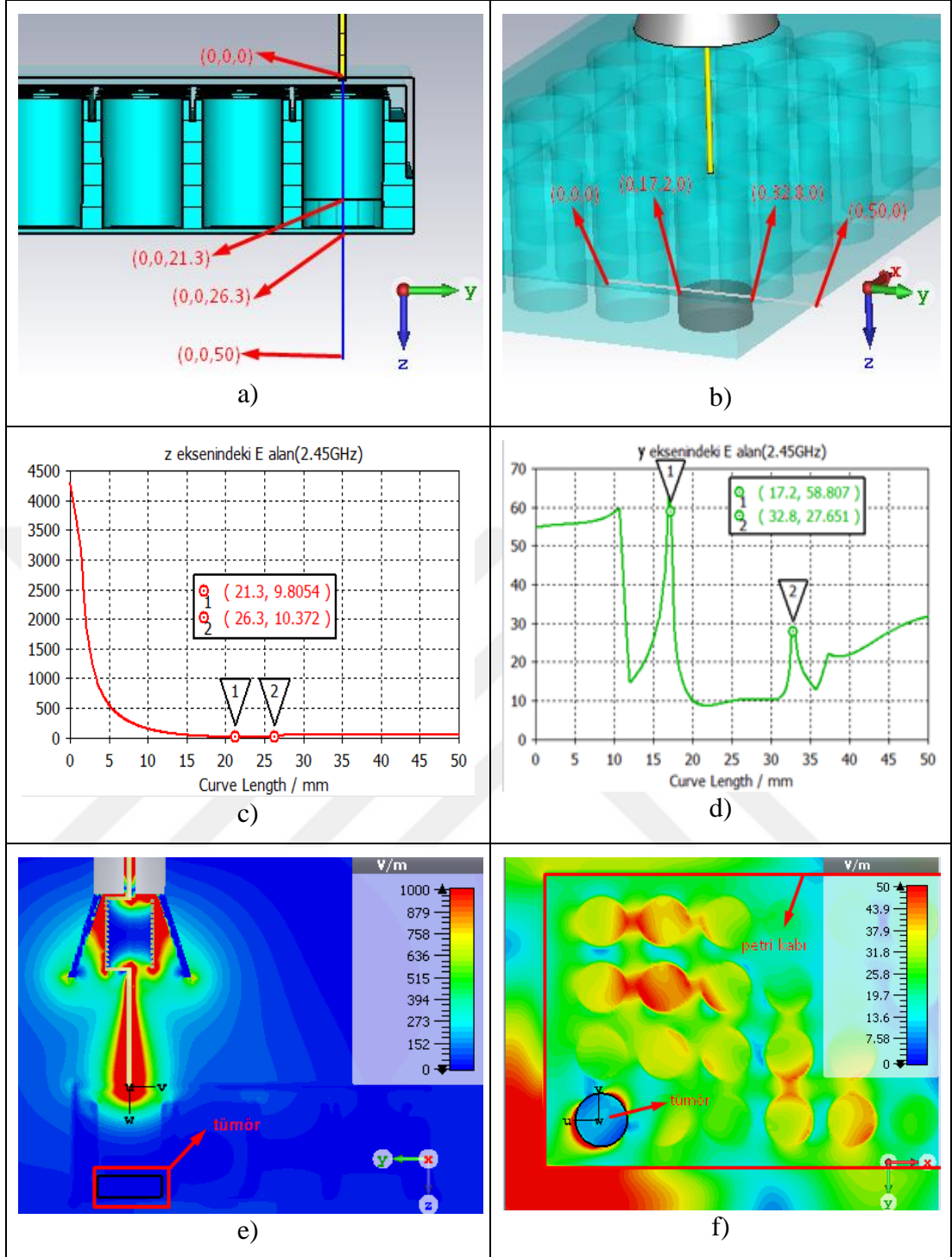
Reflektörlü helezonik MDA probunun yapılan simülasyonlar sonucunda 2.45 GHz ISM bandında çalışmasını sağlayan optimize edilmiş parametrelerin bulunmasından sonra, iç iletken kısmının uç bölgesinde tümör yerleştirilip S parametresindeki değışim simüle edilmiştir. Yapılan simülasyon sonuçları Şekil 3.29'daki gösterilmiştir.



Şekil 3.36: Reflektörlü helezonik MDA probunun iç iletken kısmının uç bölgesinde tümör olduğu ve olmadığı durumların kıyaslanması **a)** Tümör yokken simülasyon düzeneği **b)** Tümör varken simülasyon düzeneği **c)** Tümör yokken S parametresi **d)** Tümör varken S parametresi.

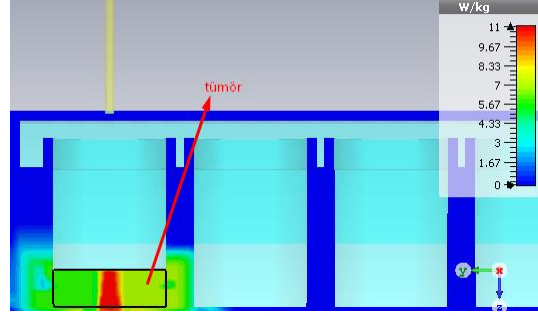
Şekil 3.36.a ve Şekil 3.36.b incelendiğinde reflektörlü helezonik MDA probunun iç iletken kısmının uç bölgesinde tümör yokken S parametresi 2.45 GHz’de -13.52 dB iken tümör varken -1.52 dB’ye düşmektedir. Reflektörlü helezonik MDA probu ışıma yaptığı bölgeye yerleştirilen tümör hücrelerinden büyük ölçüde etkilenmiştir. Buna rağmen reflektörlü helezonik MDA probunun giriş portuna uygun bir empedans uyumlama devresi tasarlanarak 2.45 GHz frekansında çalışma sağlanabilir.

Reflektörlü helezonik MDA probunun elektromanyetik ışıma performanslarını incelemek için simülasyon ortamında oluşturulan tümör dokusu üzerine mikrodalga enerjisi uygulanmıştır. Mikrodalga enerjisi uygulanması sonucunda tümör yüzeyindeki, etrafındaki ve içerisindeki elektrik alan değerleri hesaplanıp Şekil 3.37 oluşturulmuştur.



Şekil 3.37: Reflektörlü helezonik MDA probunun **a)** y eksenindeki elektrik alanının hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği **b)** z eksenindeki elektrik alanının hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği **c)** z eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği **d)** y eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği **e)** x düzlemindeki elektrik alan dağılımı **f)** z düzlemindeki elektrik alan dağılımı.

Elektrik alan Şekil 3.37.c’de görüldüğü gibi tümör örneğine penetre olurken yaklaşık 4000 V/m’den 21 V/m’ye azalmaktadır. Ortam elektrik alanındaki azalma tümör hücreleri tarafından soğrulduğunu göstermektedir. Tümör örneğinin soğurduğu elektrik alanı tespit etmek için SAR (Özgül Emilim Oranı) değerleri hesaplanıp Şekil 3.38’de gösterilmiştir.

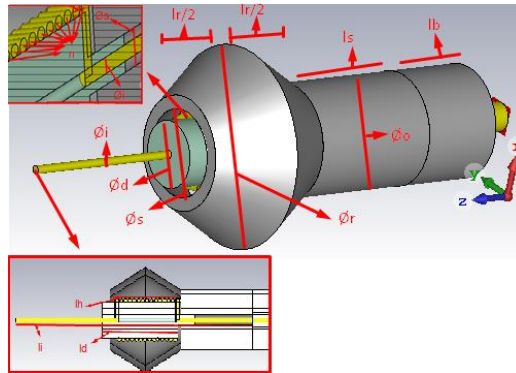


Şekil 3.38: Reflektörlü helezonik MDA probunun petri kabı içine yerleştirilen tümör örneğinin SAR değerine etkisi.

Şekil 3.38’de görüldüğü gibi reflektörlü helezonik MDA probunun tümör örneği üzerinde oluşturduğu SAR değeri yaklaşık olarak 11 W/kg’dir. Bu SAR değeri Reflektörlü Helezonik MDA probunun geri dönüş kaybının yüksek değerde olmasına rağmen tümör hücrelerini hızlı bir şekilde ısıtmaya yetecek değerdedir.

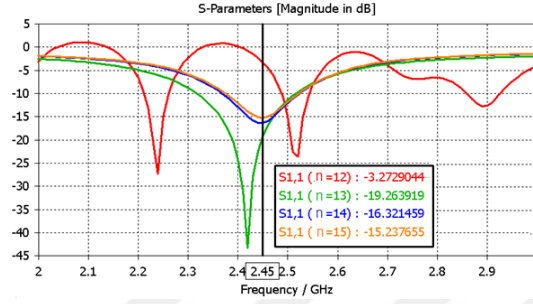
3.4.4 Reflektörlü helezonik MDA probu versiyon 2

Tasarlanacak olan mikrodalga ablasyon probunun ablasyon uygulanacak olan bölgeye daha güçlü bir elektromanyetik ışımaya yapabilmesi amacıyla heliks anten yapısının elektromanyetik ışımının gerçekleştirildiği yalıtkan olarak adlandırılan prop parçasının etrafına sarılması ve bu bölge alüminyum bir reflektör ile çevrelenerek reflektörlü helezonik MDA probu V2 yapısı modellenmiştir. Modellenen reflektörlü helezonik MDA probu V2 Şekil 3.39’da gösterilmiştir.



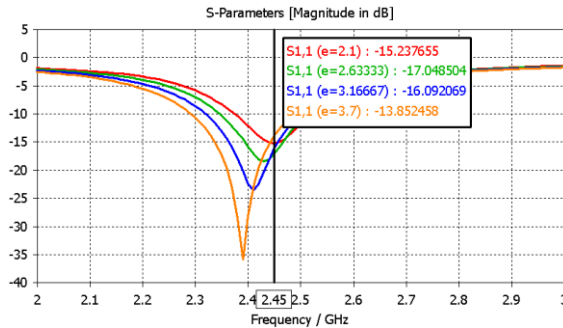
Şekil 3.39: Reflektörlü helezonik MDA probu V2’nin malzeme ve uzunluk bilgisi.

Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin 2.45 GHz frekansında minimumun geri dönüş kaybını oluşturan sarım sayısını bulmak amacıyla nümerik hesaplamalar yapılmıştır. Şekil 3.40'ta gözüktüğü gibi sarım sayısı 13 iken S parametresi -19.26 dB, 14 iken -16.32 dB ve 15 iken -15.23 dB olup birbirine yakın değerlerden oluşmaktadır. Buna rağmen merkez frekansı 2.45 GHz frekansında olduğundan reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin sarım sayısı 14 seçilmiştir.



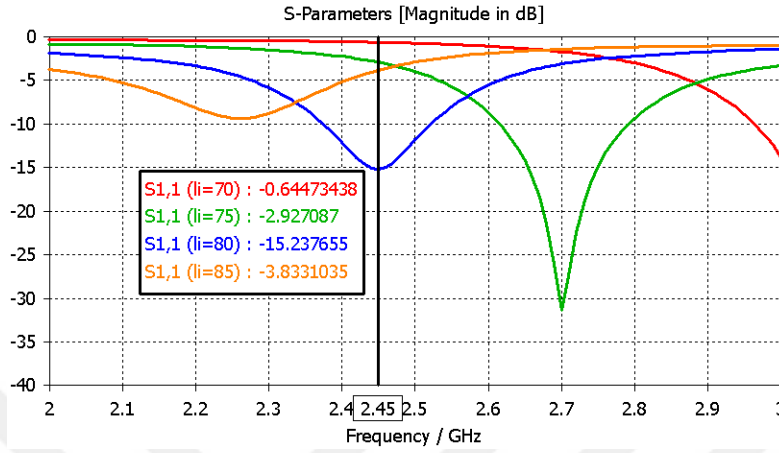
Şekil 3.40: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin değişen sarım sayılarına göre S parametresi.

Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin elektromanyetik ışımayı gerçekleştirdiği kısımlardan biri olan yayılım ucu modülü, piyasada rahat bulunabilir ve yüksek mikrodalga gücüne dayanabilecek malzemeden oluşması gerekmektedir. Bu nedenle "e" olarak tanımlanan yayılım ucu kısmının yalıtkanlık sabiti değerinin değişimine göre nümerik hesaplamaları yapıлып Şekil 3.41'deki grafik elde edilmiştir. Yayılım ucu kısmının e değeri arttıkça S parametresinin dip yaptığı frekans değeri azalmakta ancak 2.45 GHz değerindeki geri dönüş kaybı değerleri çok büyük değişiklikler göstermemektedir. 2.45 GHz frekansında yalıtkanlık sabiti 2.1 olan teflon, hem piyasada yaygın halde bulunduğu hem de yüksek mikrodalga güç değerlerine dayanabildiğinden reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin "e" değeri 2.1 seçilmiştir.



Şekil 3.41: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin yalıtkan parçasının değişen yalıtkanlık sabitine göre S parametresi.

Yapılan nümerik hesaplamalar sonucunda reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin "li" uzunluğu değıştikçe S parametresinin dip yaptığı frekans değerin büyük ölçüde değıştiği görülmüştür. Şekil 3.42'de li uzunluğu 70 mm, 75 mm, 80 mm ve 85 mm olduğu durumların nümerik hesaplamaları sonucundaki S parametreleri gösterilmiştir.



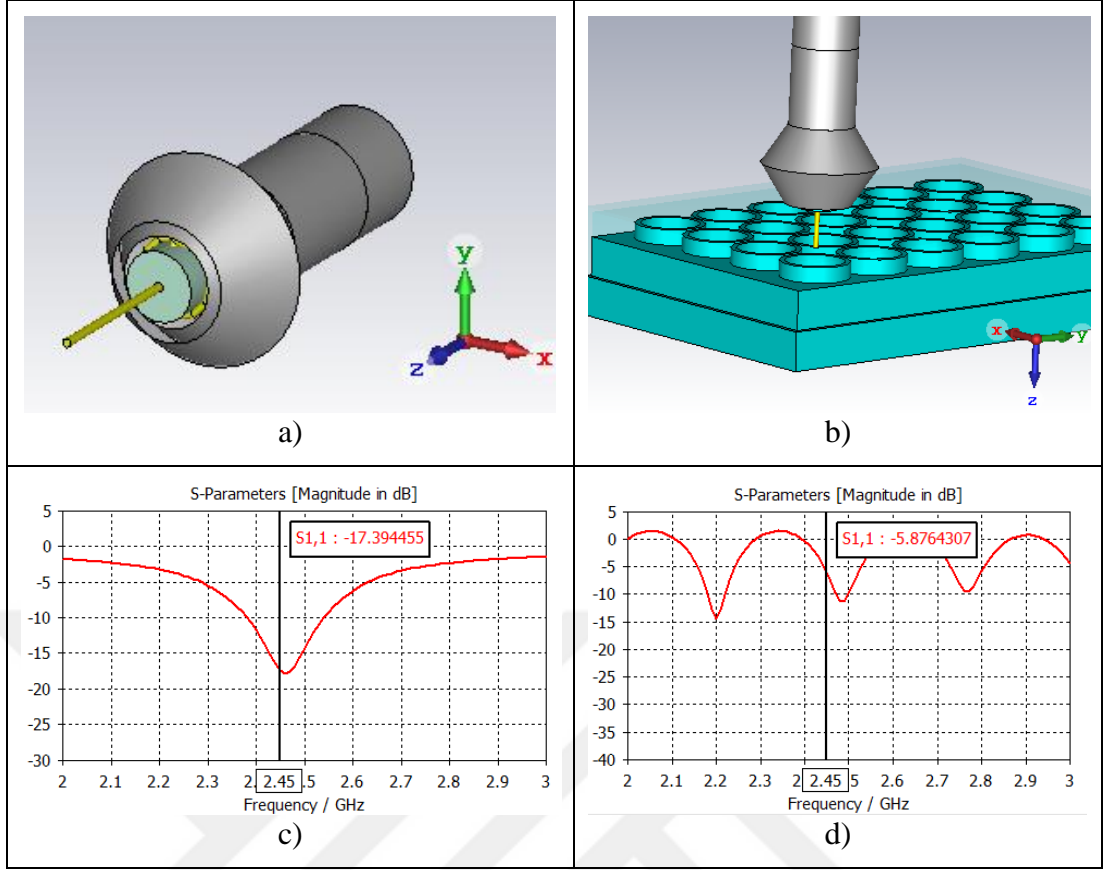
Şekil 3.42: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin değışen li uzunluğuna göre S parametresi.

Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin li uzunluğu 80 mm iken S parametresi 2.45 GHz frekansında -15.24 dB olmaktadır. Şekil 3.40, Şekil 3.41 ve Şekil 3.42'deki simülasyon sonuçları dikkate alınıp tasarımına karar verilen reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin önemli parametreleri Tablo 3.8'de gösterilmiştir.

Tablo 3.8: Reflektörlü helezonik MDA probu V2 uzunluk ölçüleri ve heliks yapısının sarım sayısı.

Uzunluk (mm) / Prop modeli	lb	ls	ld	lr	li	lv	lh
	Øo	Øi	Øs	Ød	Ør	Øt	n
Reflektörlü helezonik MDA probu V2	22.5	30	20	20	80	1	17
	17	1.25	3	10	30	1	14

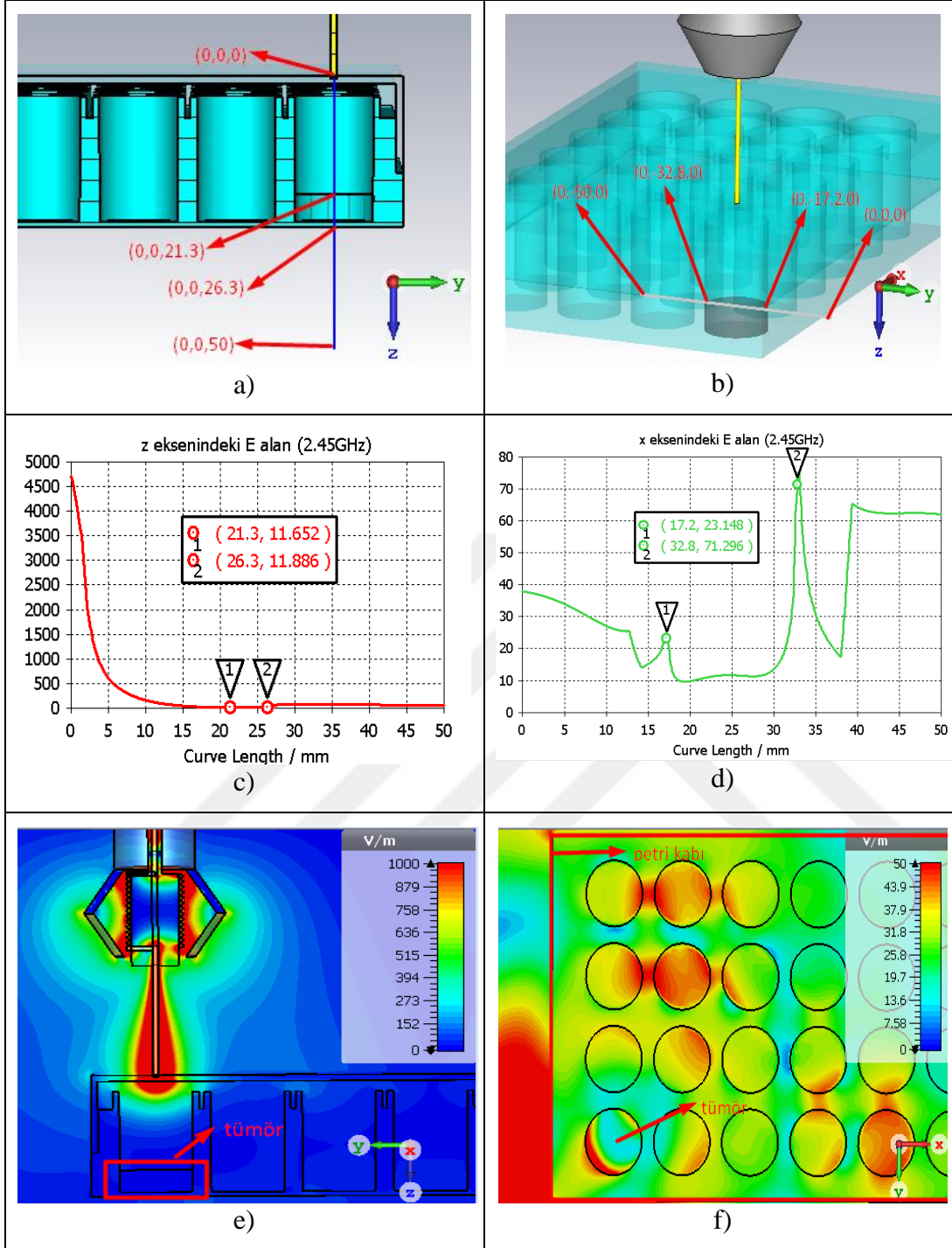
Tablo 3.8'de gösterilen uzunluk parametreleri ile reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin S parametresinin simülasyon sonuçları oluşturulmuş ve iç iletken modülünün uç bölgesine tümör hücreleri yerleştirilip oluşturulan simülasyon sonuçları ile kıyaslanmıştır. Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin tümörlü ve tümörsüz ortamdaki simülasyon sonuçlarının kıyaslanması Şekil 3.43'te gösterilmiştir.



Şekil 3.43: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin iç iletken kısmının uç bölgesinde tümör olduğu ve olmadığı durumların kıyaslanması **a)** Tümör yokken simülasyon düzeneği **b)** Tümör varken simülasyon düzeneği **c)** Tümör yokken S parametresi **d)** Tümör varken S parametresi.

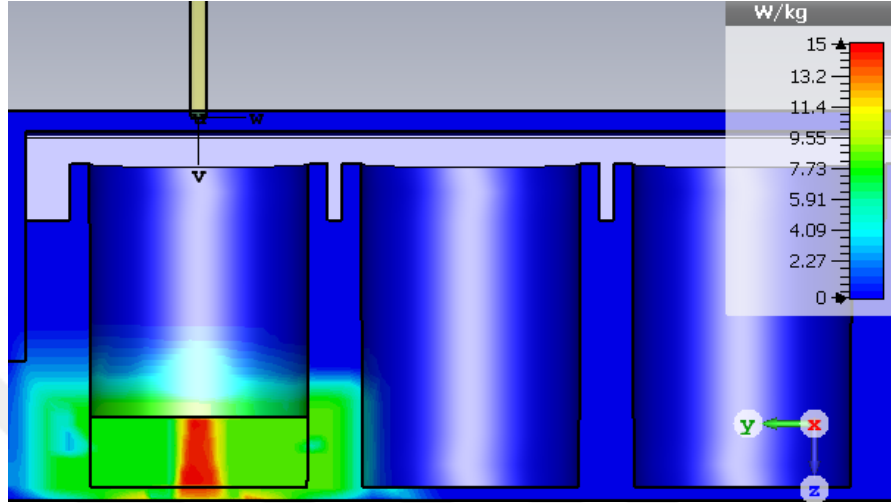
Şekil 3.43.a ve Şekil 3.43.b incelendiğinde reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin iç iletken modülünün uç bölgesinde tümörün bulunup bulunmaması S parametresinde ihmal edilemeyecek kadar büyük değişiklikler oluşturmaktadır.

Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin iç iletken modülünün uç bölgesinde tümörün olup olmamasının S parametresinde meydana getirdiği değişim simüle edildikten sonra, elektromanyetik ışınım performanslarını gösteren nümerik hesaplamalar yapılmıştır. Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin elektromanyetik ışınım performanslarını hesaplamak için iç iletken modülünün uç bölgesine tümör dokusu yerleştirilip bu dokunun absorbe ettiği elektrik alan değerlerini simüle etmek gerekmektedir. Bu nedenle ablastan uygulanacak olan tümör yüzeyindeki, etrafındaki ve içerisindeki elektrik alan değerleri hesaplanıp Şekil 3.44 oluşturulmuştur.



Şekil 3.44: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin **a)** z eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği **b)** y eksenindeki elektrik alanın hesaplanmasını sağlayan simülasyon düzeneği **c)** z eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği **d)** y eksenindeki elektrik alan-mesafe grafiği **e)** x düzlemindeki elektrik alan dağılımı **f)** z düzlemindeki elektrik alan dağılımı.

Elektrik alan Şekil 3.44.c'de ve Şekil 3.44.d'de görüldüğü gibi elektrik alan dik ve radyal eksende tümör hücrelerine penetre olurken azalmaktadır. Ortam elektrik alanındaki bu azalmanın tümör hücrelerinin elektrik alanı absorbe ettiğinden kaynaklandığı bilindiğine göre tümör örneğinin soğurduğu elektrik alanı tespit etmek için SAR (Özgül Emilim Oranı) değerleri hesaplanıp Şekil 3.45'te gösterilmiştir.



Şekil 3.45: Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin petri kabı içine yerleştirilen tümör örneğinin SAR değerine etkisi

Şekil 3.45'te Reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin tümör örneği üzerinde oluşturduğu SAR değeri yaklaşık olarak 15W/kg'dır.

3.4.1, 3.4.2, 3.4.3 ve 3.4.4 bölümlerinde ISM bandında çalışan mikrodalga ablasyon prop modelleri modellenerek oluşturulan modellerin S parametreleri, ablasyon bölgesindeki elektrik alan dağılımları ve SAR değerleri simüle edilmiştir. Heliks şekilli MDA probu, helezonik MDA probu, reflektörlü helezonik MDA probu ve reflektörlü helezonik MDA probu V2 olarak adlandırılan mikrodalga ablasyon prop modellerinin ölçüleri Tablo 3.9'da verilmiştir.

Tablo 3.9'da verilen ölçüler ile modellenen heliks şekilli MDA probu, helezonik MDA probu, reflektörlü helezonik MDA probu ve reflektörlü helezonik MDA probu V2 yapılarının 2.45 GHz frekansındaki geri dönüş kaybı, tümör örneği üzerindeki elektrik alan dağılımı ve SAR değerleri Tablo 3.10'da gösterilmiştir.

Tablo 3.9: Helezonik MDA probu, heliks şekilli prop, reflektörlü helezonik MDA probu ve reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin uzunluk ölçüleri ve heliks yapısının sarım sayısı.

Uzunluk (mm) / Prop modeli	lb	ls	ld	lr	li	lv	lh	lkb
	Øo	Øi	Øs	Ød	Ør	Øt	n	lkf
Helezonik MDA probu	22.5	85	35	-	168	-	35	20
	17	3	13	17	-	1	30	20
Heliks şekilli MDA probu	12.5	10	20	-	20	-	20	-
	17	1.25	13	4.15	-	0.75	15	-
Reflektörlü helezonik MDA probu	22.5	30	20	20	78.5	1	17	-
	17	1.25	3	10	30	1	14	-
Reflektörlü helezonik MDA probu V2	22.5	30	20	20	80	1	17	-
	17	1.25	3	10	30	1	-	-

Tablo 3.10: Helezonik MDA probu, heliks şekilli Prop, reflektörlü helezonik MDA probu ve reflektörlü helezonik MDA probu V2'nin performans tablosu.

Prop modeli	Tümör yokken geri dönüş kaybı (dB)	Tümör varken geri dönüş kaybı (dB)	Tümör yüzeyinin merkezindeki E alan (V/m)	SAR (W/kg)
Helezonik MDA probu	-23	-21.42	14.08	15
Heliks şekilli MDA probu	-21.15	-8.56	21.5	15
Reflektörlü helezonik MDA probu	-13.52	-1.53	9.8	11
Reflektörlü helezonik MDA probu V2	-17.39	-5.88	11.65	15

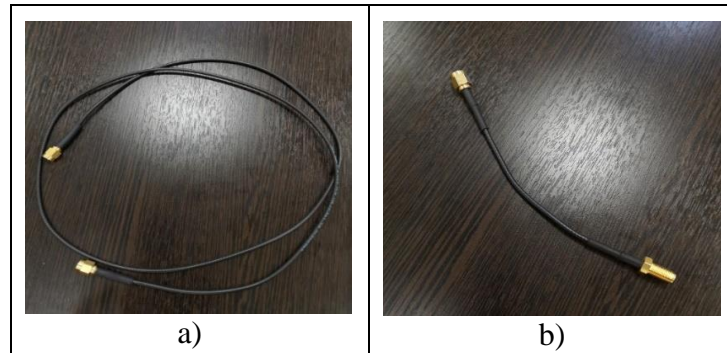
Tablo 3.10 incelendiğinde heliks şekilli MDA probunun yapısı diğer prop modellerine göre daha düşük geri dönüş kaybına sahip olduğu buna rağmen tümör örneği üzerindeki SAR değeri yaklaşık olarak aynı olduğu görülmüştür.

4. MİKRODALGA PROPLARININ DENEYSEL ÖLÇÜM SONUÇLARI

3. bölümde mikrodalga ablasyon sisteminde kullanılmak üzere tasarlanan RF prop tiplerinin nümerik hesaplamaları üzerinde durulmuştu. Bu bölümde ise tasarımı gerçekleştirilen RF prop modellerinin elektromanyetik ve termal ölçüm sonuçları üzerinde durulmuştur. Gerçeklenen modellerden MDA prop deneme V1 ve MDA prop deneme V2 yapılarının S parametrelerinin deneysel ölçüm sonuçları 4.1’de, termal ve elektromanyetik ölçüm sonuçları 4.2’de; MDA prop ve reflektörlü prop yapılarının S parametrelerinin, elektromanyetik ve termal ölçüm sonuçları ise 4.3’te verilmiştir. 4.1 ve 4.2 bölümleri ideal deney düzeneği ve RF aplikatörlerin belirlenmesi açısından fikir vermek için kullanılmış 4.3’te ise blok diyagramı ve sistem elemanlar 5. bölümde tanıtılan nihai mikrodalga ablasyon sistem düzeneğiyle deneysel ölçümler yapılmıştır.

4.1 Mikrodalga Ablasyon Proplarının S Parametrelerinin Ölçüm Sonuçları

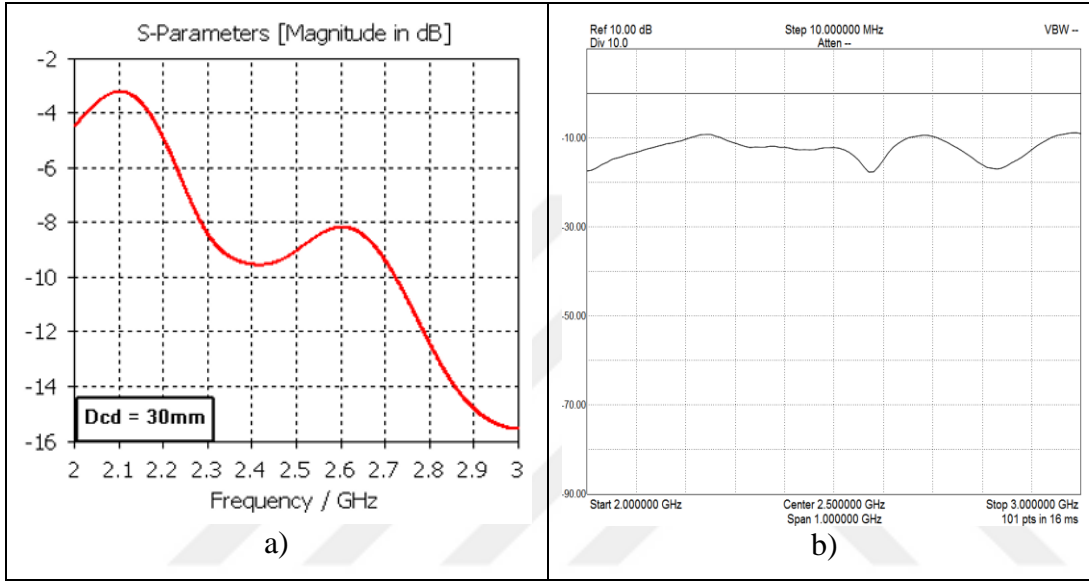
Bu bölümde 3. bölümde tanımlanan MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2 yapılarının kestamid boyu, koni-kestamid arasındaki mesafe, şaft uzunlukları, iç iletkenin uzunlukları değişimleriyle oluşturulan modellerin nümerik hesaplamaları deneysel sonuçlarla kıyaslanarak sonuçlar yorumlanmaya çalışılmıştır. Deneysel sonuçlar “USB-SA124B Spektrum Analizör” ile elde edilmiştir. Kurulan deney düzeneğinde spektrum analizörü ile prop bağlantısını sağlamak için Şekil 4.1’de bulunan kablolar kullanılmıştır.



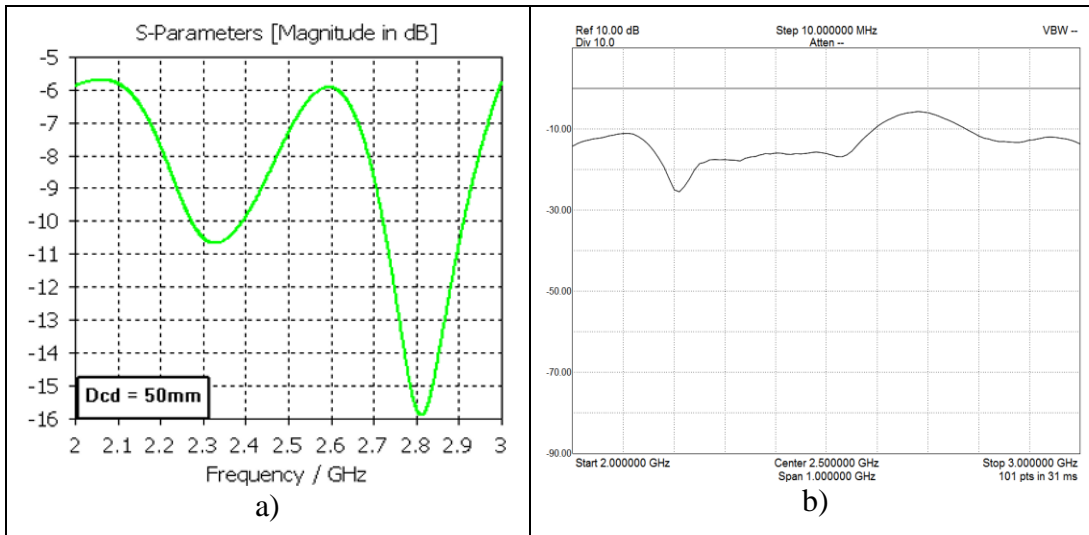
Şekil 4.1: a) CA2912 b) CA2906

4.1.1 MDA prop deneme versiyonu V2'nin S parametresinin deneysel ölçüm sonuçları

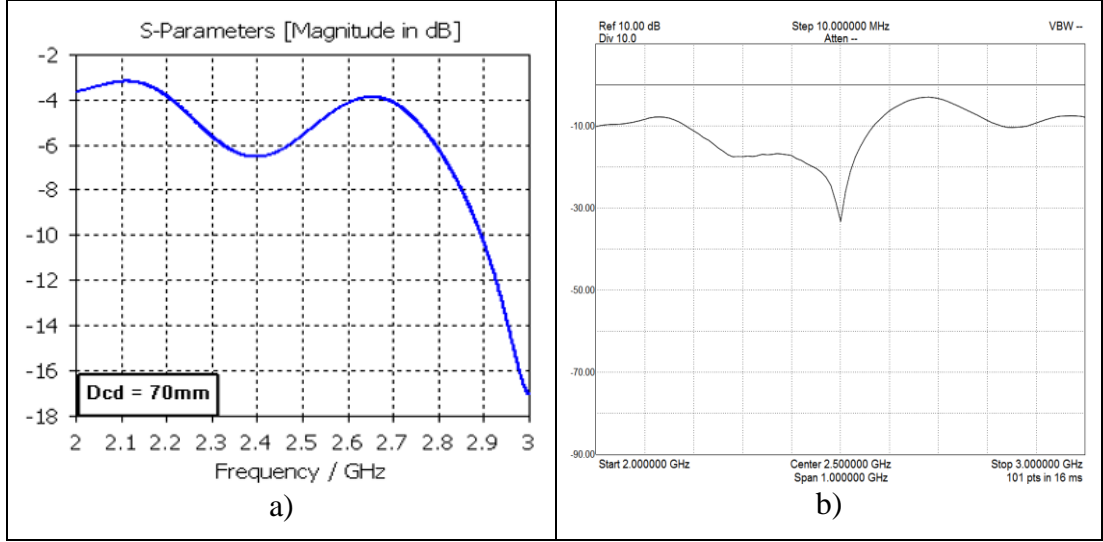
MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının RF prop tasarımlarında amaçlanan geniş frekans bant aralığında S parametrelerinin bulunması hedefi D_{cd} değerinin 30 mm, 50 mm, 70 mm ve 90 mm olarak ayarlanılıp simülasyon sonuçları ile deneysel sonuçlar karşılaştırılmıştır. (Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5). Kurulan deney düzeneğinde spektrum analizörü ile prop bağlantısını sağlamak için CA2906 kullanılmıştır.



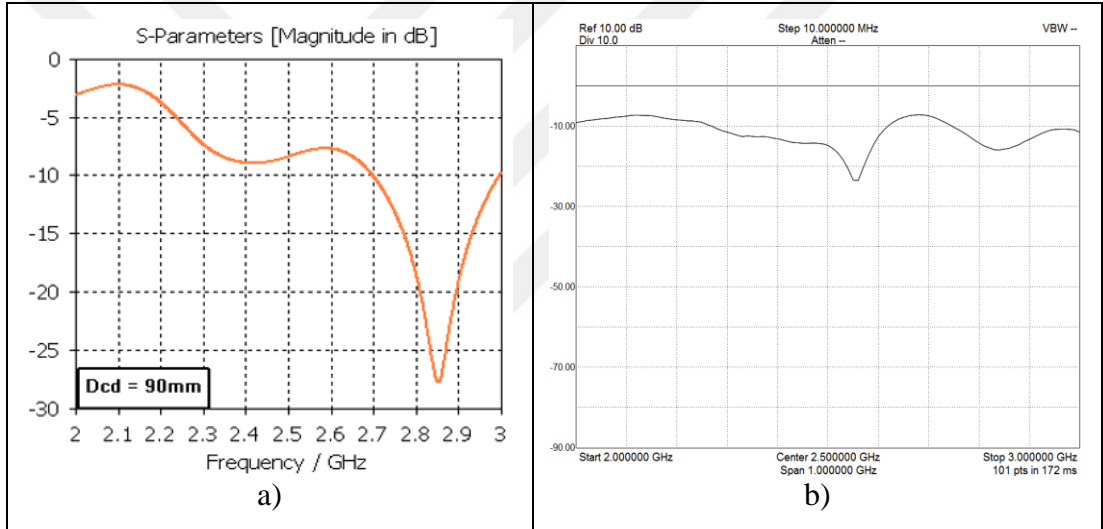
Şekil 4.2: MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının D_{cd} değerinin 30 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör.



Şekil 4.3: MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının D_{cd} değerinin 50 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör sonuçları.



Şekil 4.4: MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının D_{cd} değerinin 70 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör sonuçları.



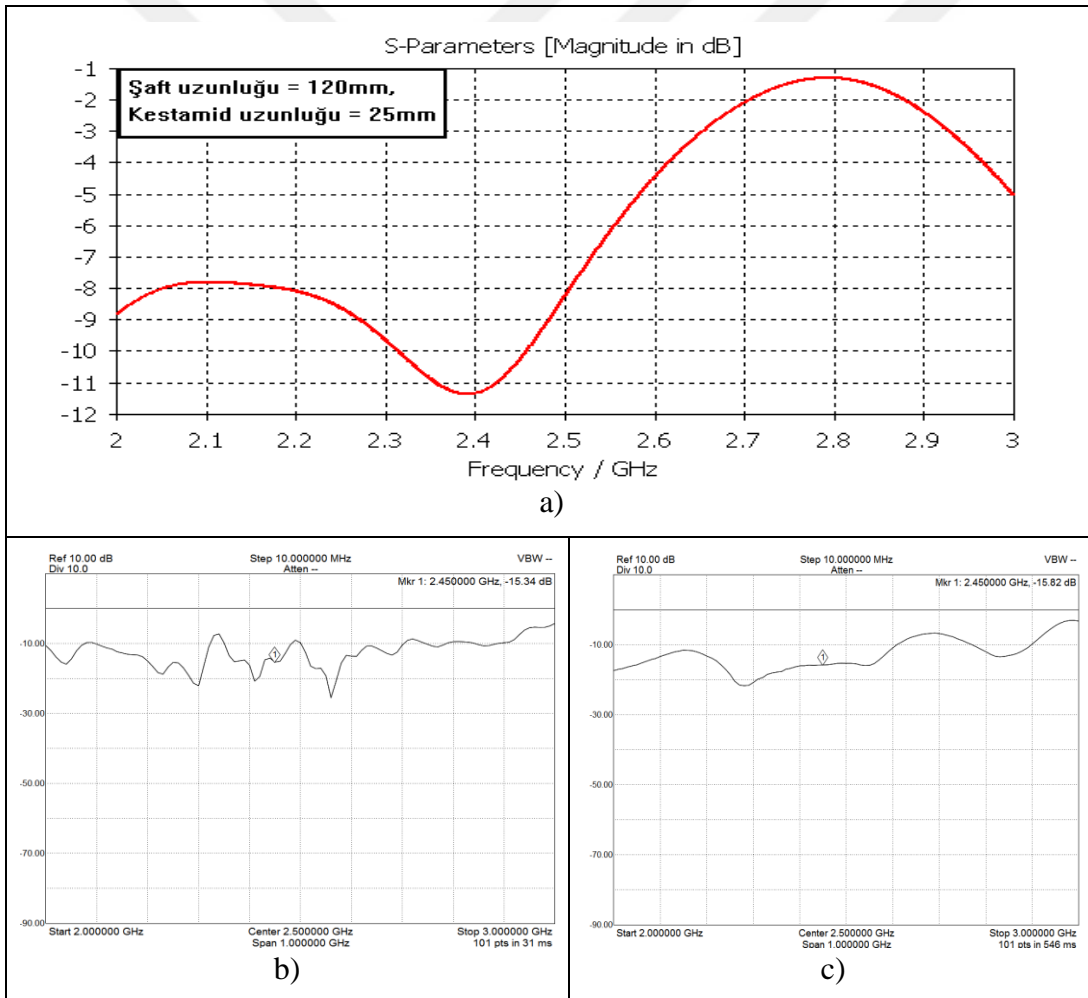
Şekil 4.5: MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının D_{cd} değerinin 90 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör sonuçları.

MDA prop deneme versiyonu 2'nin D_{cd} değişiminin simülasyonları sonucunda, D_{cd} değeri 30 mm ve 90 mm iken S parametrelerinin frekans bantgenişiği ISM bandın büyük bir bölümünü kapsadığı görülmüştür. Ancak simülasyon sonuçları ile deneysel sonuçlar; deney düzeneğinde kullanılan CA2906'nın fiziksel olarak hasar görebilir bir kablo olup sonuçları olumsuz etkileyebilme potansiyelinden ve koni ile kestamid arası boşluğun aralarında katı bir modül olmadığından tam olarak sabit bir konum oluşturulamamasından dolayı uyuşmamaktadır.

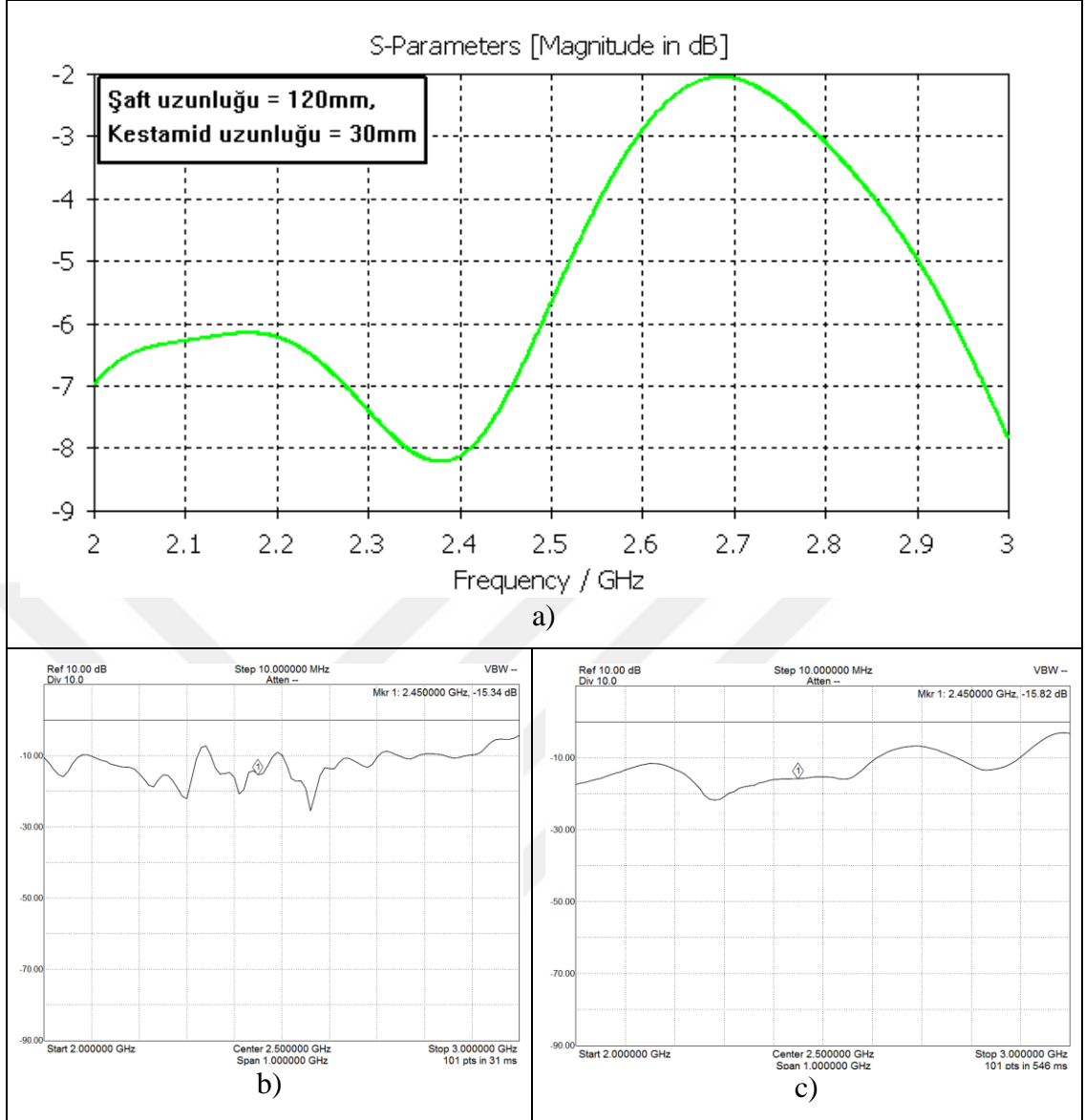
4.1.2 MDA prop deneme V1'in S parametresinin deneysel ölçüm sonuçları

4.2'deki simülasyon sonuçları ve deneysel sonuçların uyuşmamasını daha iyi anlayabilmek için MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının hazır halde bulunan 120 mm ve 148 mm'lik parçalarının her biri kestamid boyları 25 mm, 30 mm 35 mm ve 40 mm olacak şekilde ayarlanarak nümerik hesaplamalar yapılmıştır. Hesaplamaları yapılan bu sekiz farklı modelin her birinin prop yapısı CA2912 ve CA2906 ile spektrum analizöre bağlanarak deneysel ölçümler alınmıştır.

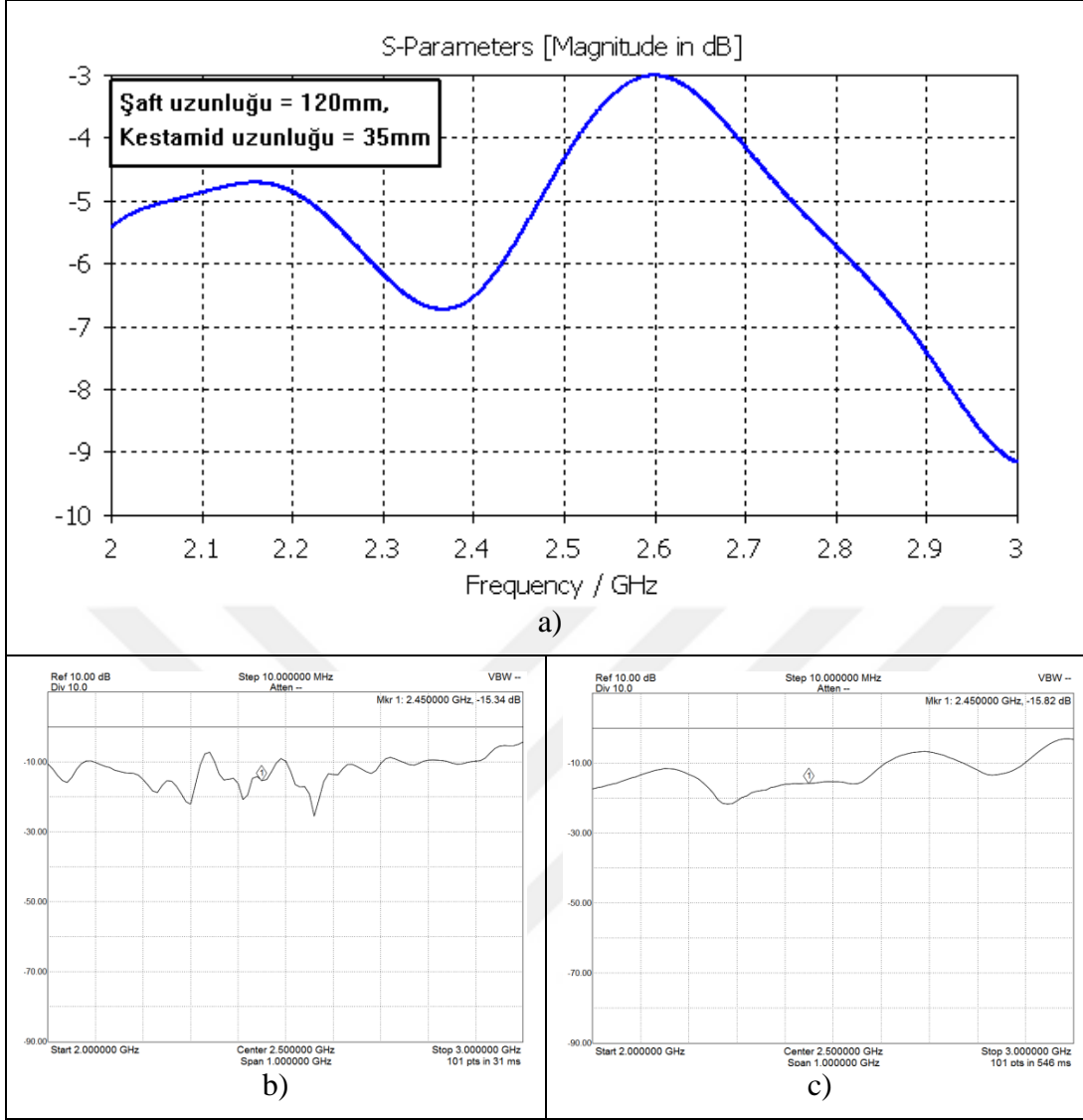
Şaft uzunluğu 120 mm; kestamid boyları 25 mm, 30 mm, 35 mm, 40 mm olan MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının simülasyon sonuçları ve bağlantıların CA2912 veya CA2906 ile yapıldığı durumun deneysel ölçüm sonuçları Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8 ve Şekil 4.9'ta verilmiştir.



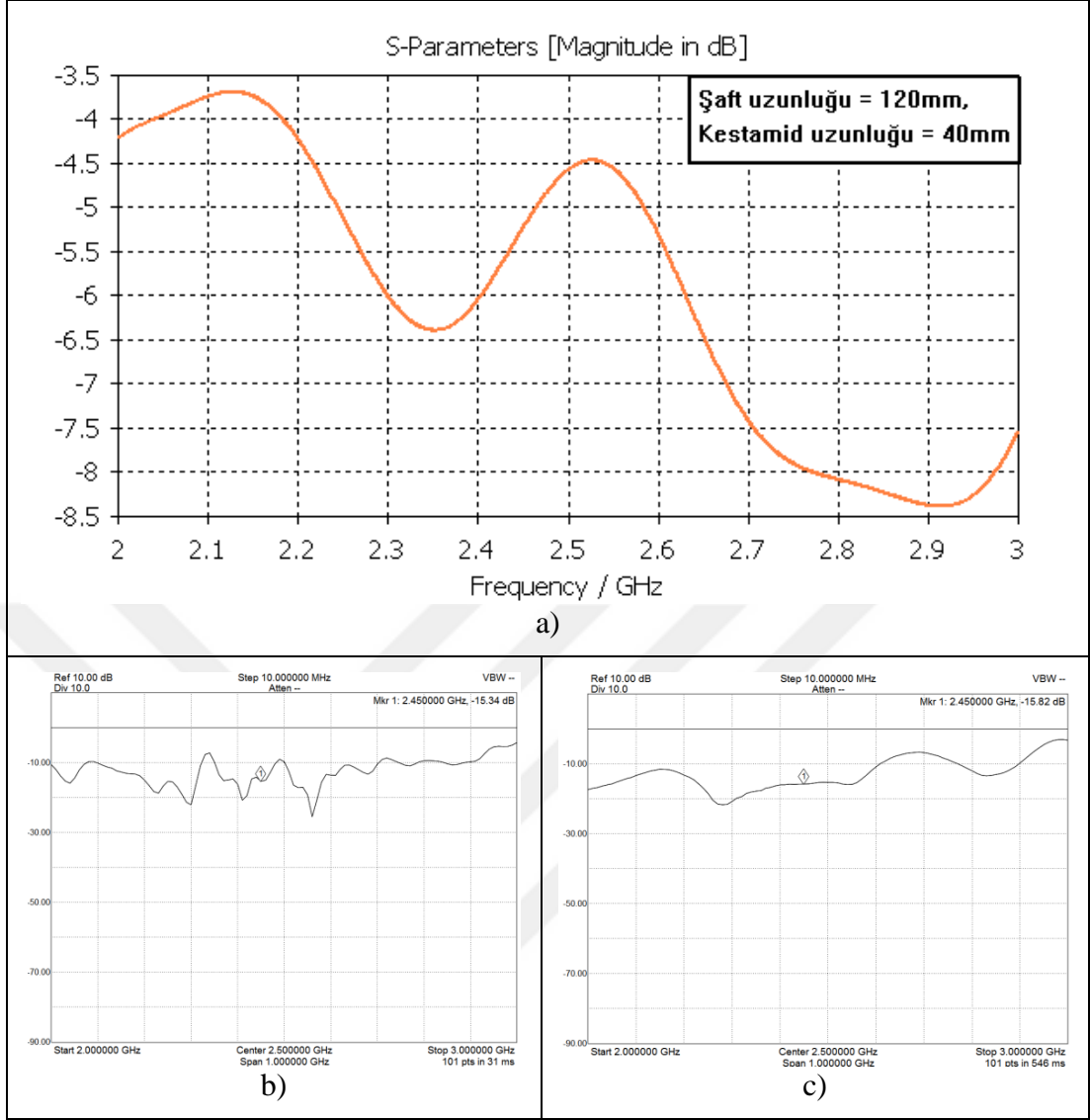
Şekil 4.6: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 120 mm ve kestamid uzunluğunun 25 mm olduğu durumun a) Simülasyon sonuçları b) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları c) USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.



Şekil 4.7: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 120 mm ve kestamid uzunluğunun 30 mm olduğu durumun **a)** Simülasyon sonuçları **b)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları **c)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.

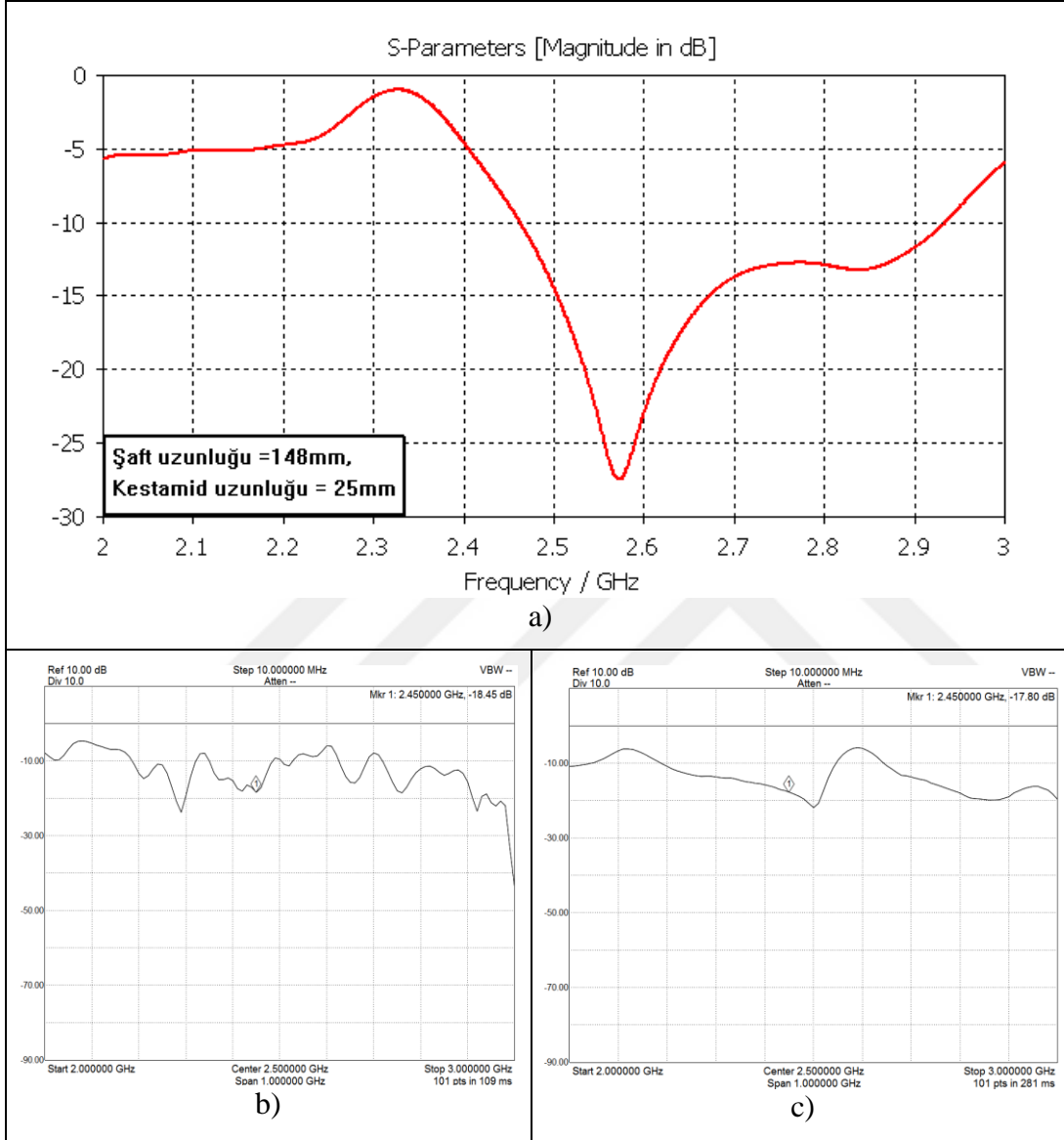


Şekil 4.8: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 120 mm ve kestamid uzunluğunun 35 mm olduğu durumun **a)** Simülasyon sonuçları **b)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları **c)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.

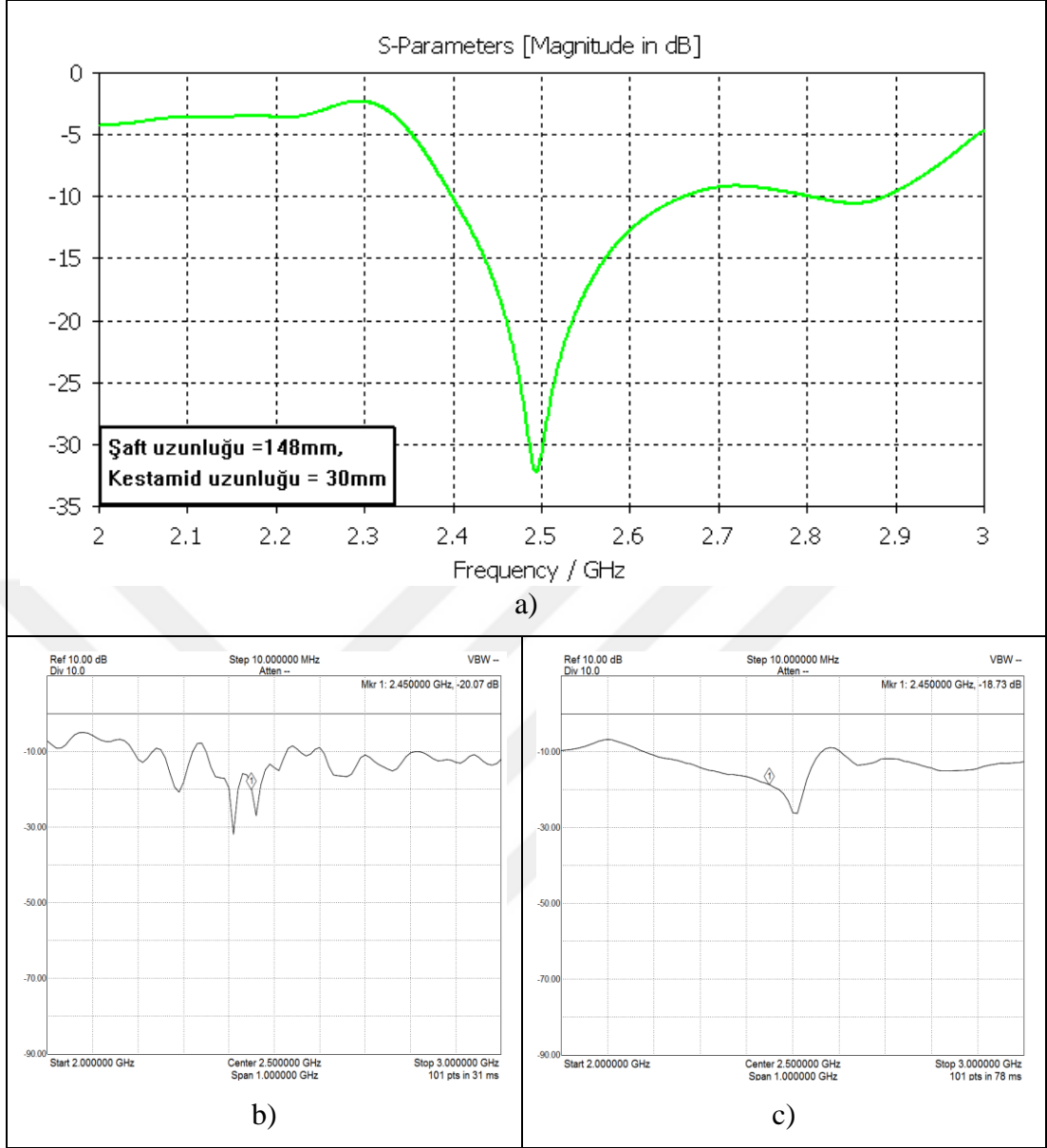


Şekil 4.9: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 120 mm ve kestamid uzunluğunun 40 mm olduğu durumun **a)** Simülasyon sonuçları **b)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları **c)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.

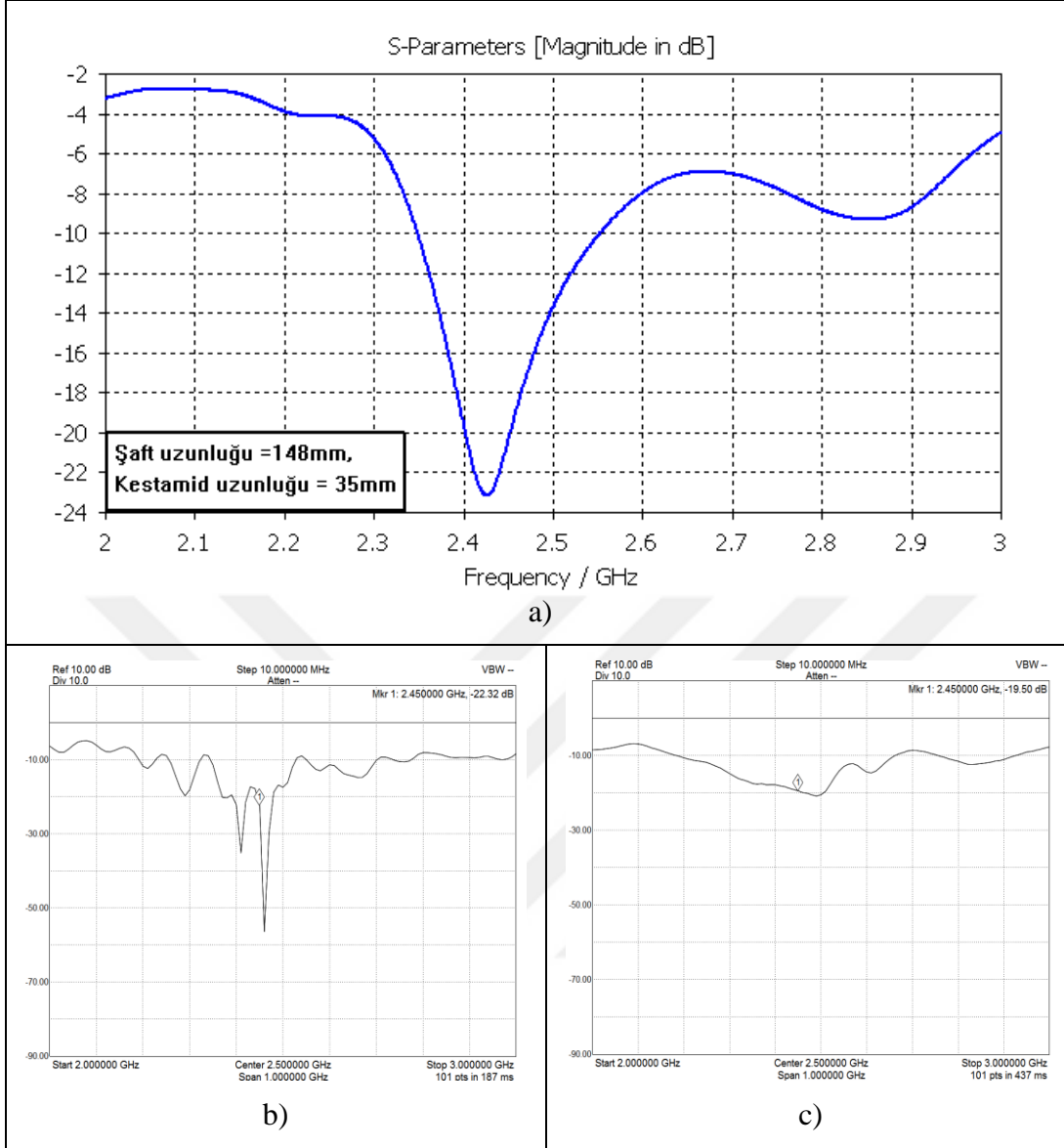
Şaft uzunluğu 148mm; kestamid boyları 25 mm, 30 mm, 35 mm, 40 mm olan MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının simülasyon sonuçları ve bağlantıların CA2912 veya CA2906 ile yapıldığı durumun ölçüm sonuçları Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12 ve Şekil 4.13'te verilmiştir.



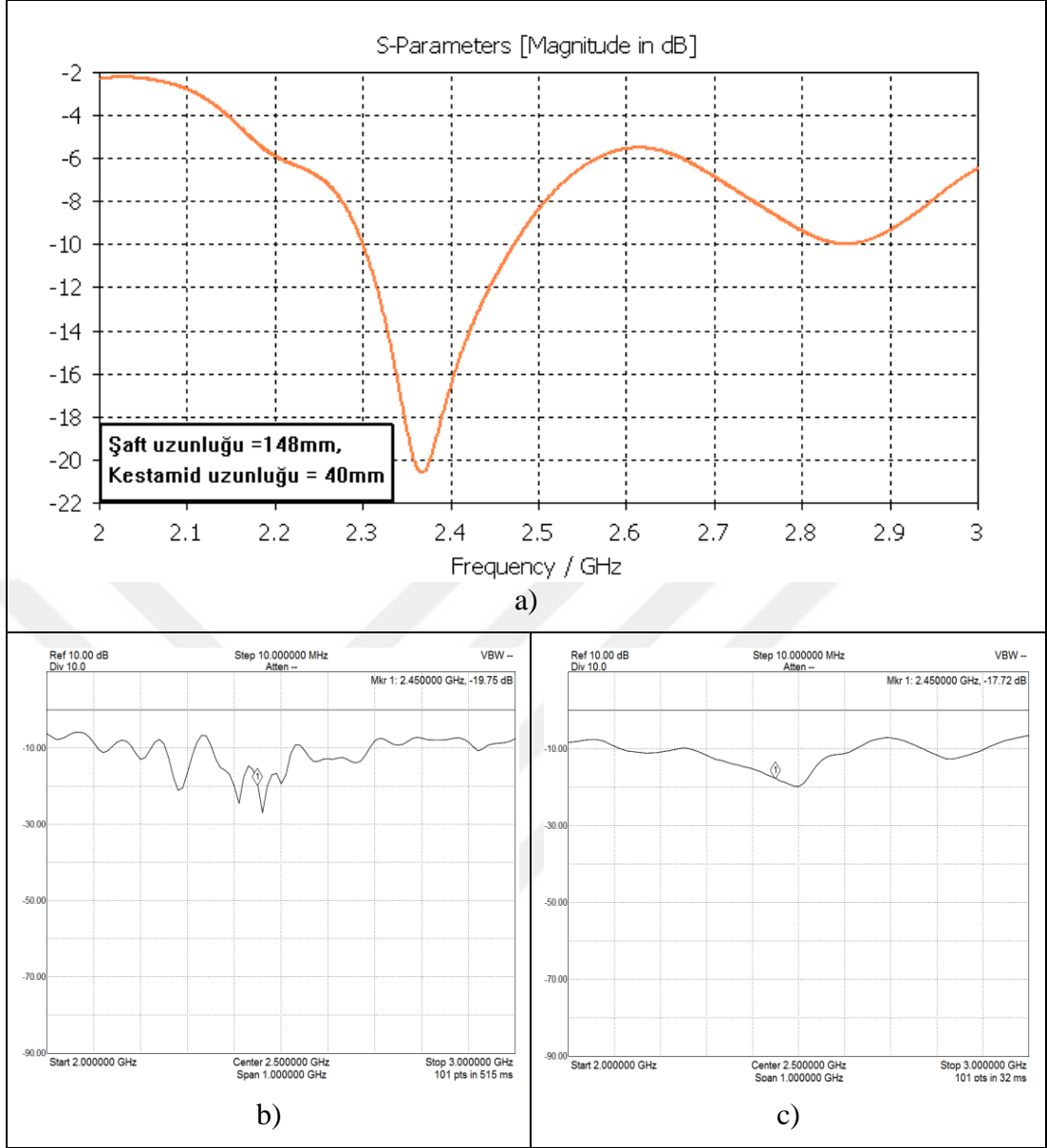
Şekil 4.10: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 148 mm ve kestamid uzunluğunun 25 mm olduğu durumun **a)** Simülasyon sonuçları **b)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları **c)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.



Şekil 4.11: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 120 mm ve kestamid uzunluğunun 30 mm olduğu durumun **a)** Simülasyon sonuçları **b)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları **c)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.



Şekil 4.12: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 148 mm ve kestamid uzunluğunun 35 mm olduğu durumun **a)** Simülasyon sonuçları **b)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları **c)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.



Şekil 4.13: MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğunun 148 mm ve kestamid uzunluğunun 40 mm olduğu durumun **a)** Simülasyon sonuçları **b)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2912 ile yapıldığı deney sonuçları **c)** USB-SA124B Spektrum analizör ile prop bağlantısının CA2906 ile yapıldığı deney sonuçları.

Yukarıda bulunan sekiz simülasyon sonucu incelendiğinde şaft uzunluğu 120mm olan proplarda hem geniş bir frekans bantgenişliğine sahip olma hem de S parametrelerinde dip görme arzusu bakımından olumsuz sonuçlar elde edilmiştir. Buna rağmen şaft uzunluğu 148 mm olan proplarda olumlu sonuçlar elde edilmiştir. Özellikle Şekil 4.12’de simülasyonu yapılan prop yapısı S parametresinin 2.45 GHz’de dip yapması üzerine hesaplandığından Şekil 4.12.a’daki sonuçlar başarılıdır.

Bunlara ek olarak prop ile spektrum analizör arası bağlantıların CA2912 ve CA2906 ile yapıldığı arasındaki ölçüm sonuçları arasında benzerlikler vardır ancak bu iki benzer sonuç ile simülasyon sonuçları arasında fark vardır. Normalde USB-SA124B Spektrum analizör ile ölçüm alınırken kalibrasyon bağlantı yapılan kablonun çıkışına göre yapıldığından deneysel sonuçların simülasyon sonuçları ile benzemesi beklenilir. Ancak her ne kadar kalibrasyonun yapıldığına emin olunsa da prop bağlantısı yapıldığı zaman kablonun propun dış iletken yüzeyinden etkilenmesinden dolayı farkında olmadan kalibrasyonu bozulmuş sonuçlar elde edilebilir. Bu problemin çözülmesi için uygun RF kabloların kullanılması gerekmektedir.

Bu bölümde ISM bandında çalışan ve sistem yükü karşılaştığı zaman S parametrelerinin frekans bant genişliği frekans bandındaki kaymayı dengeleyebilecek kadar geniş olan MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2 yapılarının; iç iletken, şaft (MDA prop deneme versiyonu 1), D_{cd} (MDA prop deneme versiyonu 2) ve kestamid uzunluklarının birbirleri ile kombinasyonlarından oluşan modellerinin simülasyon sonuçları ve deneysel ölçümleri incelenmiştir. MDA prop deneme versiyonu 1 yapısının şaft uzunluğu değişimine göre simülasyon sonuçları ile MDA prop deneme versiyonu 2 yapısının D_{cd} değişimine göre simülasyon sonuçlarıyla benzer olup MDA prop deneme versiyonu 2'nin simülasyonlarında daha fazla bant genişliğine sahiptir. Ancak 3. Bölümde de bahsedildiği gibi MDA prop deneme versiyonu 1 ve MDA prop deneme versiyonu 2'nin elektromanyetik ışıma yapılan bölgesi ablasyon uygulama bölgesinde uzakta olduğu için mikrodalga enerjisini daha verimli bir şekilde ablasyon bölgesine aktarabilecek RF aplikatörler tasarlanmıştır. Tasarlanılan aplikatörlerden MDA probu ve reflektörlü prop yapıları sırasıyla 4.3.1 ve 4.3.2'de gösterilmiştir.

4.2 Kas Dokusu Fantom Sıvısı Üzerinde Yapılan Deneysel Ölçümler

Bu bölümde ISM bandında (2.45 GHz) çalışacak şekilde tasarlanan bir mikrodalga prop (MDP) yapısının yüksek güçte çıkış vererek kanser hücrelerindeki sıcaklık değişimini gözlemlemek amacıyla Şekil 4.14'teki sistem kurulmuştur. Tablo 4.2'de gösterilen kas dokusu fantom sıvısı üzerinde yapılan mikrodalga ablasyon sisteminde kullanılan elemanlardan; giriş sinyali için vektör sinyal jeneratörü (VSG25A), giriş sinyalini yükseltmek için güç yükselteci (LTE2400), güç yükseltecini beslemek için DC güç kaynağı (PBZ40-10), güç yükseltecini verimli bir şekilde sürmek için ön güç

yükselteç (TBWA2), çıkış gücünü algılamak için EMC yakın alan prop setinden E5 probu, çıkış gücünü monitörize etmek için Anritsu Skaler Network Analizör (MS2721B) ve sıcaklık değerini ölçmek için DTM3000 dijital termometre kullanılmıştır. Tablo 4.1’de belirtilen fantom doku bileşenleri, Şekil 4.16’da görülen Mikrodalga ablasyon sisteminde kullanılan RF aplikatör ile MDA uygulamasında kullanılmak üzere hazırlanan 2.45 GHz kas dokusu fantom sıvısında kullanılmıştır.

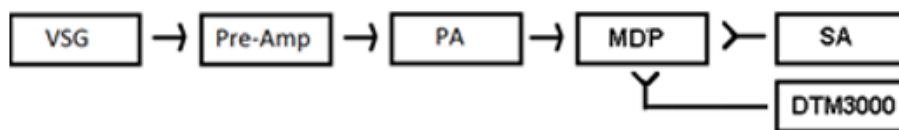
Tablo 4.1: Sistemde kullanılan elemanların özellikleri [42].

Fantom sıvısı model tipi	Frekans (GHz)	ϵ_r'	σ (S/m)	Bileşenler (% Ağırlık)		
				Su	Diacetin	Bakterisit
Kas dokusu	2.45	39.2	1.80	49.75	49.75	0.5

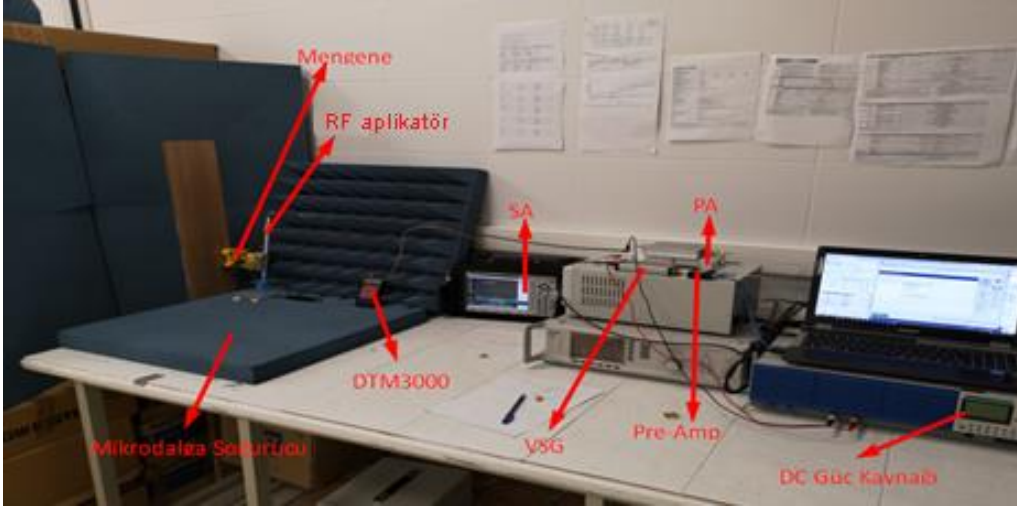
Tablo 4.2: Sistemde kullanılan elemanların özellikleri.

Elemanın adı	Elemanın kodu	Elemanın özelliği
Vektör Sinyal Jeneratörü(VSG)	VSG25A	[100 MHz,2.5 GHz], 20dBm maksimum çıkış gücü
Ön Güç Yükselteci (Pre-Amp)	TBWA2	[3 MHz,3 GHz], 10dBm maksimum giriş gücü, 40dB kazanç
Güç Yükselteci (PA)	LTE2400	[2.4 GHz,2.5 GHz], 100 W maksimum giriş gücü, 50 dB kazanç
Anritsu Skaler Network Analizör (SA)	MS2721B	[9 kHz,7.1 GHz], 30 dBm maksimum giriş gücü
Dijital Termometre (DTM3000)	DTM3000	Tam ölçeğin 0.5 %'i hassasiyetinde (0.5 % FS)
DC Güç Kaynağı	PBZ40-10	[-40 V,40 V] çıkış voltaj aralığı, [-10 A,10 A] çıkış akım aralığı
Pasternact Sabit RF Zayıflatıcı	PE7228-50	[0, 6 GHz], 100 W maksimum giriş gücü, 50 dB zayıflatma

Kas dokusu fantom sıvısı üzerinde yapılan mikrodalga ablasyon deneyleri Şekil 4.15’te verilen deney düzeneğinde yapılmıştır.

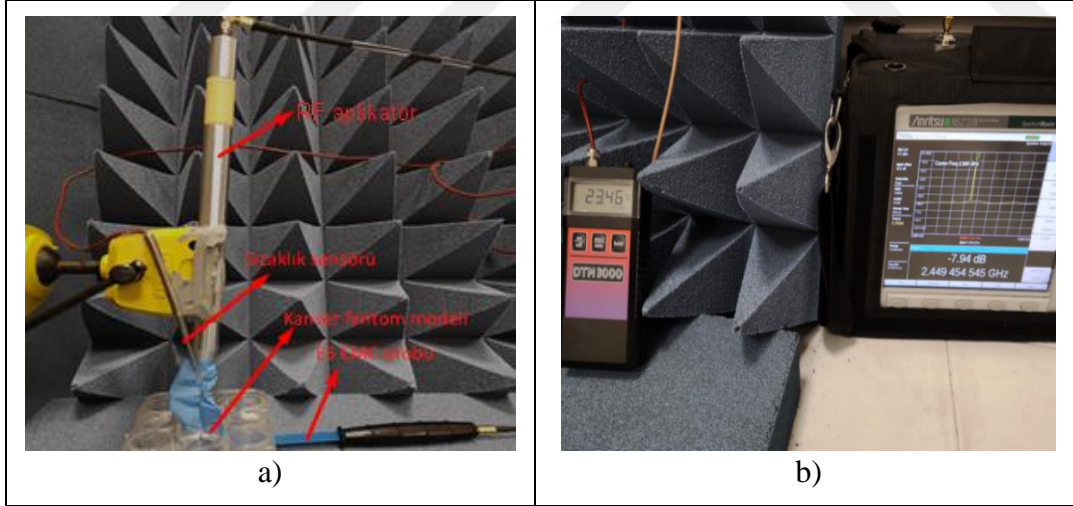


Şekil 4.14: Mikrodalga ablasyon sistemi blok diyagramı.



Şekil 4.15: Mikrodalga ablyasyon sistemi ve elemanları.

Laboratuvar ortamında % 50 su, % 50 diyasetin ile oluşturuldunda 2.45 GHz frekansında dielektrik sabiti 39.2 ve 1.8 S/m iletkenlik değerlerine sahip “kas dokusu fantom sıvısı” olarak adlandırılan çözelti hazırlanılıp mikrodalga probun çıkış gücünü ve ablyasyon sonucu kas dokusu fantom sıvısındaki sıcaklık değişimi gözlemleyebilmek için dijital termometre ve E5 EMC probu Şekil 4.16.a’deki gibi konumlandırılmıştır.



Şekil 4.16: a) MDA prop deneme V1, sıcaklık sensörü ve EMC prop (E5) konumları
b) Sıcaklık ve MDP E alan gücü ölçümleri.

Şekil 4.16’da gösterilen deney düzeneği kurulup, laboratuvar ortamında 22 °C ortam sıcaklığında alınan ölçüm sonuçları Tablo 4.3 ve Tablo 4.4’te gösterilmiştir. Ölçüm sonuçlarının değişken çıkmaması amacıyla mikrodalga prop mengene ile tahta yüzeye sabitlenmiştir. Mengenin prop ile temasını azaltmak için tutucu bölgeye sünger yapıştırılmıştır. Mengene ve probun multimetre ile kısa devre testi sonucunda birbirine

temas etmediğine emin olunmuştur. Buna ek olarak probun iç iletken ve dış iletken arasına sıvı girip olası bir kısa devre veya oksitlenmeyi önlemek için plastik eldivenden parça kesilip probun koni kısmını kapsayacak şekilde uç kısmı ve sıcaklık sensörüne geçirilmiştir. E5 EMC probu ise petri kabının kas dokusu fantom sıvısının bulunduğu kısım ile düşeyde aynı hizada olacak şekilde konumlandırılmıştır. MDA prop deneme V1 yapısının iç iletken uzunluğu 312 mm iken yapılan mikrodalga ablyasyon deney sisteminin blok diyagramı Şekil 4.17’de verilmiştir.

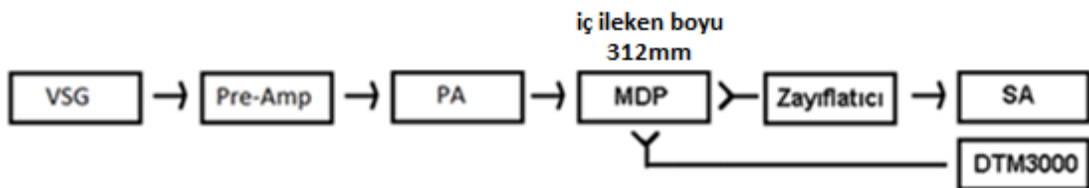


Şekil 4.17: İç iletken boyu 312 mm olan MDA prop deneme V1’in zayıflatıcı kullanılmayan deney düzeneğinin blok diyagramı.

Tablo 4.3: İç iletken boyu 312 mm olan MDA prop deneme V1’in zayıflatıcı kullanılmayan deney düzeneğinin ölçümleri.

VSG (dBm)	DC bes.	SA (dBm)	SA (μ W)	Süre (sn)	İlk sic. ($^{\circ}$ C)	Son sic. ($^{\circ}$ C)	Sic. artışı ($^{\circ}$ C)
off	10V, 1.7A	-58	0.002	60	22.19	22.17	-0.02
-40	10V, 3.2A	-10	100	60	22.17	22.34	0.17
-30	10V, 6.4A	-4	400	60	22.08	22.57	0.49
-40	10V, 3.2A	-10	100	120	24.49	25.23	0.74
-30	10V, 6.4A	-4	400	120	24.22	28.58	4.36

Tablo 4.3’de görüldüğü gibi giriş sinyaline -30 dBm uygulandığında çıkış sinyali -4 dBm olmaktadır. Spektrum analizörün giriş portu en fazla 30 dBm gücüne dayanacak şekilde tasarlandığından artan giriş sinyalinin spektrum analizörün giriş portuna zarar vermemesini garanti etmek amacıyla E5 EMC probun çıkış kısmına zayıflatıcı bağlanarak blok diyagramı Şekil 4.18’de verilen deney düzeneği oluşturulmuştur.



Şekil 4.18: İç iletken boyu 312 mm olan MDA prop deneme V1’in zayıflatıcı kullanılan deney düzeneğinin blok diyagramı.

Tablo 4.4: İç iletken boyu 312 mm olan MDA prop deneme V1'in zayıflatıcı kullanılan sistemin ölçümleri.

VSG (dBm)	DC bes	SA (dBm)	SA (μ W)	Süre (sn)	İlk sıc. ($^{\circ}$ C)	Son sıc. ($^{\circ}$ C)	Sıc. artışı ($^{\circ}$ C)
-20	10V, 8.8A	-48	0.016	60	22.34	23.84	1.50
-10	10V, 9A	-47	0.02	60	22.69	24.57	1.88
0	10V, 9A	-47	0.02	60	22.76	24.47	1.71
-20	10V, 8.8A	-48	0.016	120	22.79	30.59	7.80
-10	10V, 9A	-47	0.02	120	23.57	31.51	7.94
0	10V, 9A	-47	0.02	120	24.14	31.33	7.19

Tablo 4.3 ve Tablo 4.4 incelendiğinde giriş sinyalinin gücü arttıkça çıkış sinyal gücü besleme kaynağının akım üst sınırına ulaşana kadar artmaktadır. çıkış sinyal gücü ile benzer şekilde kas dokusu fantom sıvısının sıcaklık değeri de artmaktadır. çıkış sinyal gücündeki artış sıcaklık değerinde giderek azalan bir artış yapmaktadır. Tablo 4.3'te görülen spektrum analizör ölçüm sonuçları 50 dB'lik azaltılmış sonuçlar olduğundan güç kaynağının izin verdiği maksimum akım değerinde mikrodalga prop yaklaşık 3dBm'lik çıkış gücüne ulaşabilmektedir.

MDA prop deneme V1'in iç iletkeninin boyu 35 mm kısaltılarak uç bölgesinde daha fazla ısınma oluşturması amaçlanmıştır. İç iletken boyunun kısaltılmış hali 277 mm olan MDA prop deneme V1 ile yapılan mikrodalga ablasyon deneyinin blok diyagramı Şekil 4.19'da verilmiştir. Tablo 4.3 ve Tablo 4.4'teki giriş sinyalleri uygulanarak oluşturulan yeni probun deneysel ölçüm sonuçları Tablo 4.5 ve Tablo 4.6'da gösterilmiştir.

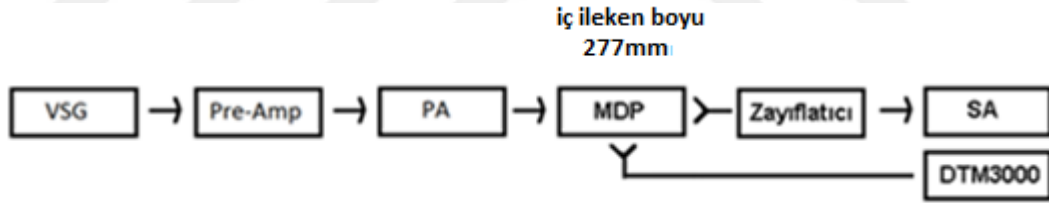


Şekil 4.19: İç iletken boyu 277 mm olan MDA prop deneme V1'in zayıflatıcı kullanılmayan deney düzeneğinin blok diyagramı.

Tablo 4.5: İç iletken boyu 277 mm olan MDA prop deneme V1'in zayıflatıcı kullanılmayan deney düzeneğinin ölçümleri.

VSG (dBm)	DC bes	SA (dBm)	SA (μ W)	Süre (sn)	İlk sic. ($^{\circ}$ C)	Son sic. ($^{\circ}$ C)	Sic. artışı ($^{\circ}$ C)
off	10V, 1.7A	-58	0.002	60	22.19	22.17	-0.02
-40	10V, 3.2A	-11	100	60	25.11	26.48	1.37
-30	10V, 6.4A	-7	400	60	25.41	28.44	3.03
-40	10V, 3.2A	-11	100	120	25.11	26.78	1.67
-30	10V, 6.4A	-7	400	120	25.41	29.10	3.69

Tablo 4.5'te görüldüğü gibi giriş sinyaline -30 dBm uygulandığında çıkış sinyali -7 dBm olmaktadır. Spektrum analizörün giriş portu en fazla 30 dBm gücüne dayanacak şekilde tasarlandığından artan giriş sinyalinin spektrum analizörün giriş portuna zarar vermemesini garanti etmek amacıyla E5 EMC probun çıkış kısmına zayıflatıcı bağlanmıştır. İç iletken boyu 277 mm olan MDA prop deneme V1 ile zayıflatıcı kullanılarak yapılan mikrodalga ablasyon deneyinin blok diyagramı Şekil 4.20'de verilmiştir.



Şekil 4.20: İç iletken boyu 277 mm olan MDA prop deneme V1'in zayıflatıcı kullanılan deney düzeneğinin blok diyagramı.

Tablo 4.6: İç iletken boyu 277 mm olan MDA prop deneme V1'in zayıflatıcı kullanılan sistemin ölçümleri.

VSG (dBm)	DC bes	SA (dBm)	SA (μ W)	Süre (sn)	İlk sic. ($^{\circ}$ C)	Son sic. ($^{\circ}$ C)	Sic. artışı ($^{\circ}$ C)
-20	10V, 8.8A	-53	0.005	60	26.25	30.48	4.23
-10	10V, 9A	-53	0.005	60	27.03	31.17°	4.14
0	10V, 9A	-53	0.005	60	27.40	31.24	3.84
-20	10V, 8.8A	-53	0.005	120	26.25	31.36	5.11
-10	10V, 9A	-53	0.005	120	27.03	31.85	4.82
0	10V, 9A	-53	0.005	120	27.40	31.95	4.55

Tablo 4.5 ve Tablo 4.6 incelendiğinde giriş sinyalinin gücü arttıkça çıkış sinyal gücü besleme kaynağının akım üst sınırına ulaşana kadar artmaktadır. Çıkış sinyal gücü ile benzer şekilde kas dokusu fantom sıvısının sıcaklık değeri de artmaktadır. Çıkış sinyal gücündeki artış sıcaklık değerinde giderek azalan bir artış yapmaktadır. Tablo 4.4'te görülen spektrum analizör ölçüm sonuçları 50 dB'lik azaltılmış sonuçlar olduğundan güç kaynağının izin verdiği maksimum akım değerinde mikrodalga ablasyon probu yaklaşık -3dBm'lik çıkış gücüne ulaşabilmektedir.

Bu bölümde ISM bandının 2.45 GHz frekansında çalışan mikrodalga probunun kas dokusu fantom sıvısı üzerindeki sıcaklık değişimi incelenmiştir. Elde edilen sıcaklık değişimleri güç yükseltecinin beslemesinde kullanılan DC güç kaynağının sisteme sürebildiği maksimum akım ile sınırlı olduğundan elde edilen çıkış gücü çok yüksek değerlere çıkamamıştır. Sisteme çok yüksek güç uygulanamamasına rağmen kas dokusu fantom sıvısına yerleştirilen sıcaklık sensörünün gösterdiği değerlerin ortam sıcaklığından çok daha fazla bir sıcaklık değerine ulaştırmasından dolayı daha güçlü bir DC güç kaynağı ile daha fazla ısıtma meydana getirebileceği tahmin edilmektedir. Ayrıca kas dokusu fantom sıvısının sıcaklık sensörü veya mikrodalga probunu oksitlememesi için kullanılan plastik eldivenden parçalar, ısının bir kısmının tutularak sensör tarafından algılanmasını engellediğinden gözlemlenen sıcaklık artışının plastik eldiven kullanmama durumundan biraz daha az olması öngörülmektedir. Benzer bir şekilde E5 EMC probu ile ölçülen çıkış gücü plastik eldiven tarafından azaltılmış olarak spektrum analizörde gözlenmiştir.

Güç yükselteç katının besleme kaynağının akım limitlemesi, kullanılan dijital termometreden daha profesyonel bir sıcaklık ölçüm cihazı olması isteği ve kullanılan aplikatörün ideal aplikatörden oluştuğu bir deney düzeneği ihtiyacından dolayı 4.3'teki ideal deney düzeneği ile elektriksel ve termal ölçümler yapılmıştır.

4.3 Meme Kanseri Fantom Sıvısı ile Yapılan Elektriksel ve Termal Ölçümler

Bölüm 4.2'de kurulan deney düzeneği mikrodalga ablasyon uygulamaları açısından fikir verse de daha profesyonel bir deney düzeneğine ihtiyaç duyulmuştur. Bu ihtiyaçtan yola çıkarak bu bölümde mikrodalga ablasyon sisteminin nihai deney düzeneği kurulmuştur. Kurulan nihai deney düzeneğinin blok diyagramı ve sistem elemanları ayrıntılı bir biçimde 5. bölümde incelenmiştir.

Tablo 4.7’de belirtilen fantom doku bileşenleri, Şekil 4.21’de ve Şekil 4.21’de görülen Mikrodalga ablasyon sisteminde kullanılan RF aplikatör ile MDA uygulamasında kullanılmak üzere hazırlanan 2.45 GHz meme kanseri dokusu fantom sıvısında kullanılmıştır

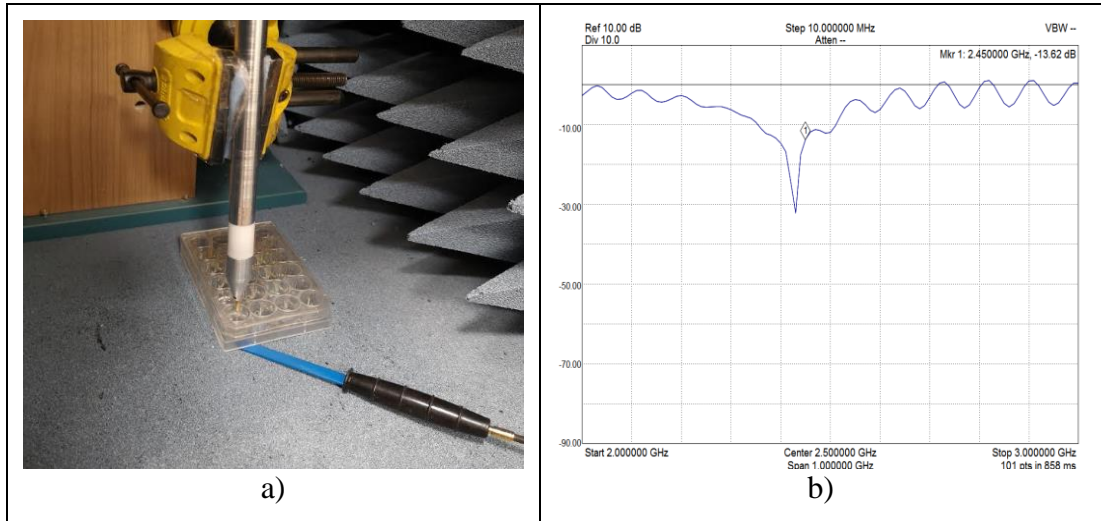
Tablo 4.7: Sistemde kullanılan elemanların özellikleri [43].

Fantom sıvısı model tipi	Frekans (GHz)	ϵ_r'	σ (S/m)	Bileşenler			
				Saf su	Etanol	NaCl	Agaroz
Meme kanseri	2.45	55.26	2.70	100ml	60ml	0.5g	1.5g

4.3.1 Mikrodalga ablasyon probunun deneysel ölçüm sonuçları

Mikrodalga ablasyon sisteminde kullanılmak üzere elektromanyetik ışımanın lokalize bir şekilde ablasyon bölgesine iletilmesinin sağlanması amacıyla tasarlanan MDA prop yapısı gerçekleştirilerek kullanıma hazır hale getirilmiştir. Gerçeklenen MDA prop yapısı Şekil 4.21.a’da gösterilmiştir.

Meme kanseri fantom sıvısı içeren petri kaplarına yerleştirilen imal edilmiş aplikatörün S parametresi, "USB-SA124B Spektrum Analizörü" kullanımı ile deneysel olarak ölçülmüştür. MDA probunun ölçülen S parametresi Şekil 4.21.b’de gösterilmiştir.



Şekil 4.21: Gerçeklenen MDA prop yapısının a) Deney düzeneği b) S parametresi ölçüm sonucu.

Şekil 4.21.a'da gösterilen, petri kabının üst kapağı MDA probunun koni bölümüne degecek bir biçimde yerleştirildiğinde MDA probunun S parametresi ölçüm sonucuna dayanarak, yansıma katsayısı 2.42 GHz'de minimum olduğu görülür. Yansıma katsayısı, 2.45 GHz'de minimum olmamasına rağmen, fabrike edilen MDA probunun ISM bandında çalışmasını sağlayacak kadar küçüktür. MDA probunun elektromanyetik ışınma performansını incelemek için kurulan deney düzeneği Şekil 4.22'de gösterilmiştir.



Şekil 4.22: MDA probunun elektromanyetik ışınma performansının test düzeneği.

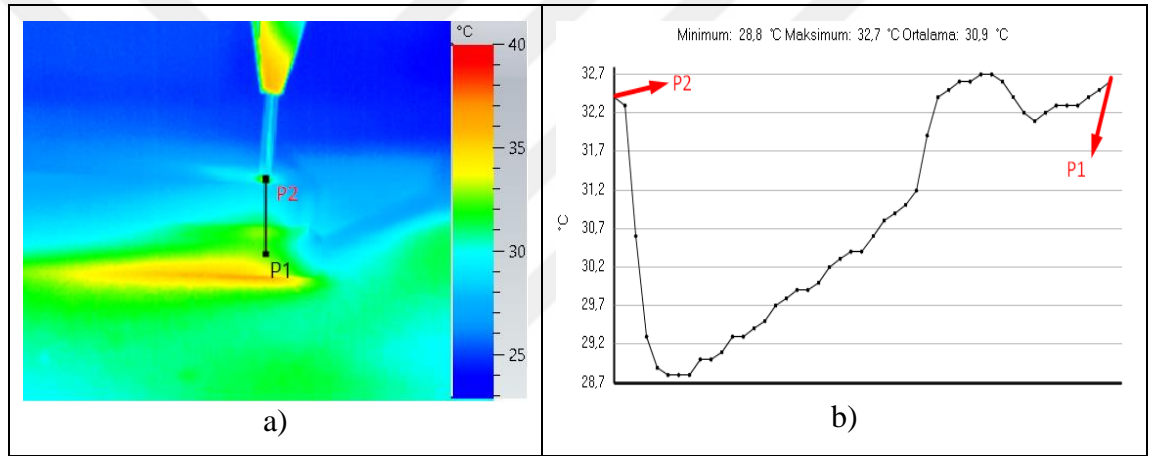
MDA probunun elektromanyetik ışınma performansını test etmek için; RF güç yükseltecinden MDA probuna iletilen mikrodalga gücü ile MDA probtan RF güç yükselteç katına yansıyan mikrodalga gücü, Şekil 4.22'de de gösterilen yönlü kuplör ile ölçülmüştür. Buna ek olarak içinde meme kanseri hücresi bulunan kapağı kapalı petri kabının alt tabanına yerleştirilen E alan probu ile meme kanseri fantom sıvısının maruz bırakıldığı E alan değeri de ölçülüp elde edilen veriler Tablo 4.8'de verilmiştir.

Tablo 4.8: MDA probunun elektromanyetik ışınma performansları.

İletilen Güç (dBm)	Yansıyan güç (dBm)	E Alan (dBm)
41 .29	28.64	5.49

Güç yükselticisinin verimi ve kablo kayıpları dikkate alındığında, RF sinyal üretici tarafından üretilen mikrodalga ablasyon sisteminin 0 dBm giriş gücü, MDA proba 41.29 dBm giriş gücü olarak iletilir. Ayrıca, MDA proba iletilen güç değeri ile 28.64 dBm olarak ölçülen MDA probtan yansıyan güç değerinin oranı, Şekil 4.22'de gösterilen MDA probunun 2.45 GHz'deki yansıma katsayısına yaklaşık olarak eşit olduğu için ölçülen güç değerleri kendi aralarında doğrulanmış olmaktadır. Buna ek olarak, tümör hücrelerinin maruz bırakıldıkları E alan değeri ise 5.49 dBm olarak ölçülmüştür.

MDA probun elektromanyetik ışıma performansına ek olarak, mikrodalga gücüne maruz kalan meme kanseri fantom sıvısının sıcaklık dağılımı da deneysel olarak ölçülüp Şekil 4.23'te gösterilmiştir.



Şekil 4.23: Tümör hücrelerin 5 dakikaya kadar mikrodalga enerjisine maruz kaldığı durumun termal ölçüm sonucu **a)** Termal kamera görüntüsü **b)** Tümör hücrelerine penetre olan sıcaklığın değişimi.

P1 noktasının meme kanseri fantom sıvısının konumunu ve P2 noktasının da MDA probunun koni kısmının petri kabının kapağına temas ettiği noktayı gösterdiğini dikkate alarak; üretilen yüksek güçlü elektromanyetik dalga meme kanseri fantom sıvısına ulaşana kadar sıcaklığı azalmakta, tümör hücrelerine penetre olduğu anda ise iletken bir ortama girdiğinden dolayı sıcaklık artışı oluşturmaktadır.

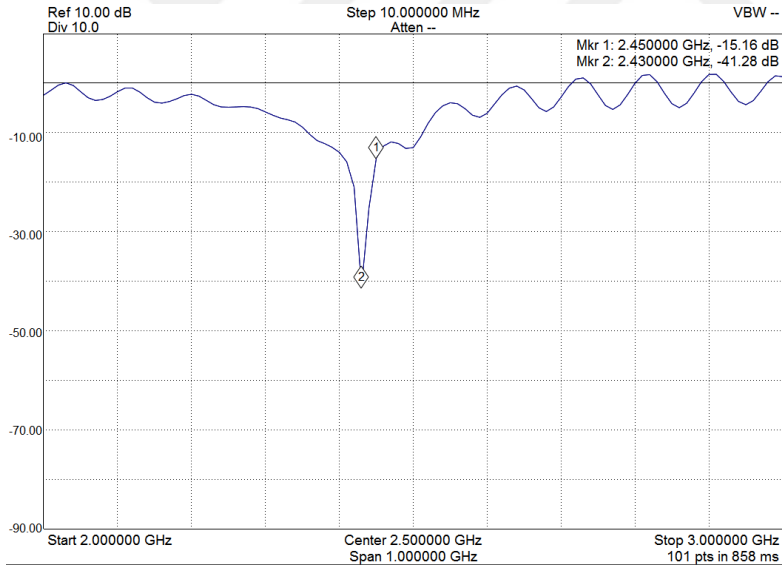
4.3.2 Reflektörlü probun deneysel ölçüm sonuçları

Mikrodalga ablasyon sisteminde kullanılmak üzere elektromanyetik ışımanın lokalize bir şekilde ablasyon bölgesine iletmesinin sağlanması amacıyla tasarlanan reflektörlü prop yapısı gerçekleştirilerek kullanıma hazır hale getirilmiştir. Gerçeklenen reflektörlü prop yapısı Şekil 4.24'te gösterilmiştir.



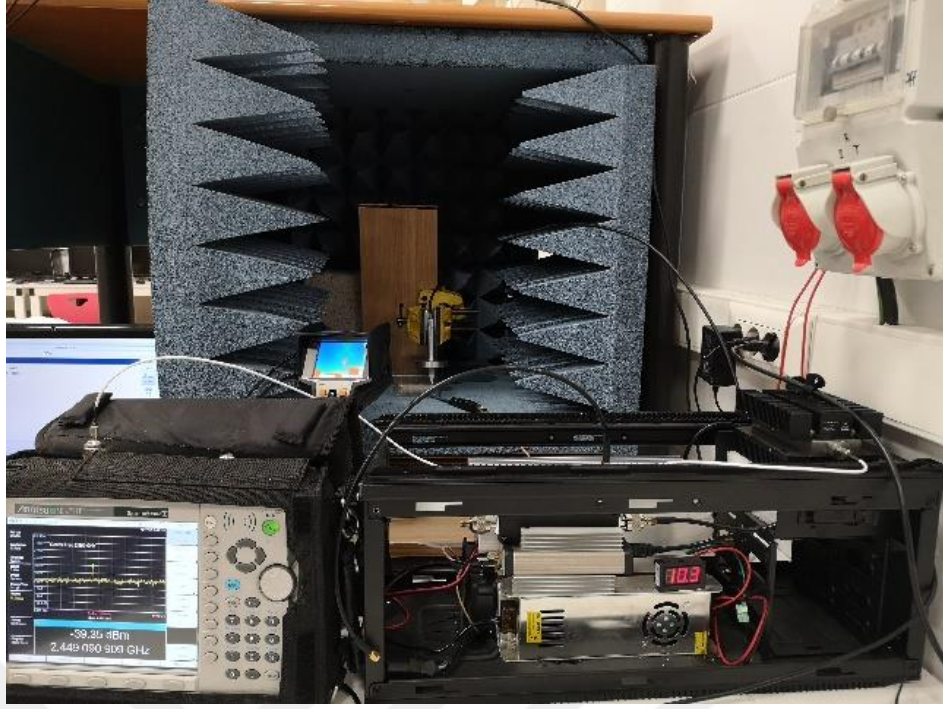
Şekil 4.24: Gerçeklenen reflektörlü prop yapısı.

Meme kanseri fantom sıvısı içeren petri kaplarına yerleştirilen imal edilmiş aplikatörün S parametresi, "USB-SA124B Spektrum Analizörü" kullanımı ile deneysel olarak ölçülmüştür. Reflektör probunun ölçülen S parametresi Şekil 4.25'ta gösterilmiştir.



Şekil 4.25: Fabrike edilen reflektörlü prop yapısının S parametresi ölçüm sonucu.

Şekil 4.24'te gösterilen, petri kabının üst kapağı reflektörlü probun yayılım ucu bölümüne degecek bir biçimde yerleştirildiğinde reflektörlü probun S parametresi ölçüm sonucuna dayanarak, yansıma katsayısı 2.43 GHz'de minimum olduğu görülür. Yansıma katsayısı, 2.45 GHz'de minimum olmamasına rağmen, fabrike edilen reflektörlü probun ISM bandında çalışmasını sağlayacak kadar küçüktür. Reflektör probunun elektromanyetik ışımaya performansını incelemek için kurulan deney düzeneği Şekil 4.26'da gösterilmiştir.



Şekil 4.26: Reflektörlü probun elektromanyetik ışınım performansının test düzeneği.

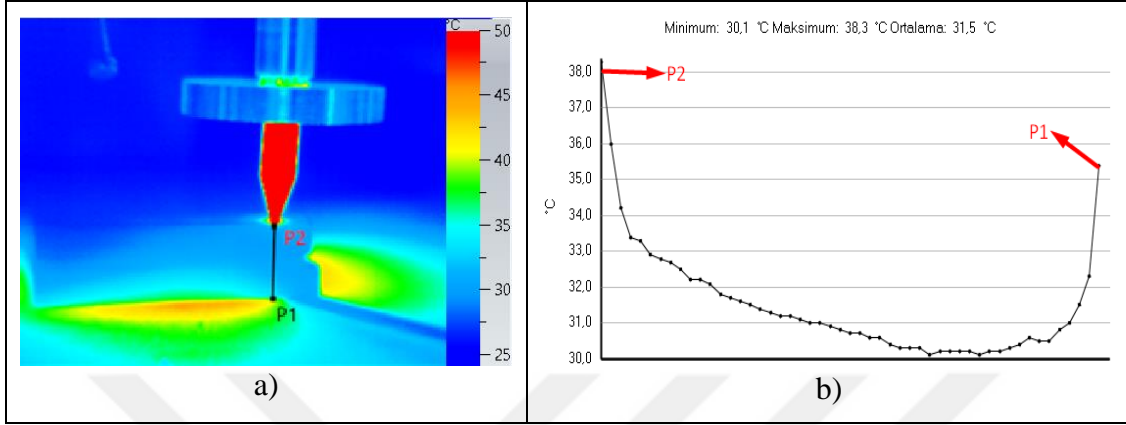
Reflektörlü probunun elektromanyetik ışınım performansını test etmek için; RF güç yükselteciden reflektörlü proba iletilen mikrodalga gücü ile reflektörlü probtan RF güç yükselteç katına yansıyan mikrodalga gücü, Şekil 4.26’da de gösterilen yönlü kuplör ile ölçülmüş ve buna ek olarak içinde meme kanseri fantom sıvısını bulunan kapağı kapalı petri kabının alt tabanına yerleştirilen E alan probu ile meme kanseri fantom sıvısının maruz bırakıldığı E alan değeri de ölçülüp Tablo 4.9’da verilmiştir.

Tablo 4.9: Sistemde kullanılan elemanların özellikleri

İletilen Güç (dBm)	Yansıyan Güç (dBm)	E Alan (dBm)
43.63	30.59	9.93

Güç yükselticisinin verimi ve kablo kayıpları dikkate alındığında, RF sinyal üretici tarafından üretilen mikrodalga ablasyon sisteminin 0 dBm giriş gücü, reflektörlü proba 43.63 dBm giriş gücü olarak iletilir. Ayrıca, reflektörlü proba iletilen güç değeri ile 30.59 dBm olarak ölçülen reflektörlü probtan yansıyan güç değerinin oranı, Şekil 4.25’te gösterilen reflektörlü probun 2.45 GHz’deki yansımaya katsayısına yaklaşık olarak eşit olduğu için ölçülen güç değerleri kendi aralarında doğrulanmış olmaktadır. Buna ek olarak, meme kanseri fantom sıvısının maruz bırakıldıkları E alan değeri ise 9.93 dBm olarak ölçülmüştür.

Reflektörlü probun elektromanyetik ışına performansına ek olarak, mikrodalga gücüne maruz kalan sıcaklık dağılımı da incelenmiştir.. Meme kanseri fantom sıvısının reflektörlü probun ürettiği elektromanyetik alana 5 dakika maruz bırakılması sonucunda Şekil 4.27'deki termal sonuçlar ortaya çıkmıştır.

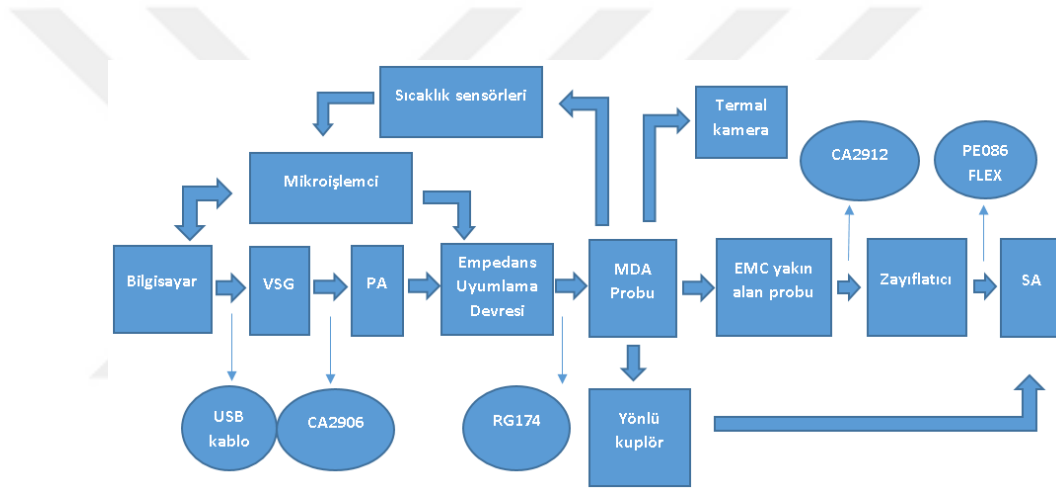


Şekil 4.27: Meme kanseri fantom sıvısının 5 dakikaya kadar mikrodalga enerjisine maruz kaldığı durumun termal ölçüm sonucu **a)** Termal kamera görüntüsü **b)** Meme kanseri fantom sıvısına penetre olan sıcaklığın değişimi.

P1 noktasının meme kanseri fantom sıvısının konumunu ve P2 noktasının da reflektör probunun yayılım ucu kısmının petri kabının kapağına temas ettiği noktayı gösterdiğini dikkate alarak; üretilen yüksek güçlü elektromanyetik dalga meme kanseri fantom sıvısının hücrelerine ulaşana kadar sıcaklığı azalmakta, tümör hücrelerine penetre olduğu anda ise iletken bir ortama girdiğinden dolayı sıcaklık artışı oluşturmaktadır.

5. MİKRODALGA ABLASYON SİSTEM BİLEŞENLERİ

Bu bölümde, 4. Bölümde gösterilen mikrodalga ablasyon sisteminin deneysel ölçüm düzeneğinin sistem bileşenleri ayrıntılı bir şekilde işlenmiştir. 5.1’de vektör sinyal jeneratörü, 5.2’de RF güç yükselteç katı (PA), 5.3’te EMC yakın alan propları, 5.4’te Anritsu Skaler Network Analizör, 5.5’te Pasternact sabit RF zayıflatıcı, 5.6’da CNCR yönlü kuplör, 5.7’de elektronik kontrollü empedans uyumlama devresi tanıtılmıştır.



Şekil 5.1: Mikrodalga ablasyon sistemi.

Şekil 5.1’de blok diyagramı gösterilen nihai mikrodalga ablasyon sistemi oluşturulmuştur. Sistemde bilgisayar arayüzünden usb kablo bağlantı kullanılarak aktif olan vektör sinyal jeneratörü (VSG) ile üretilen mikrodalga sinyali RF güç yükselteç katı (PA) ile yükselttilerek empedans uyumlama devresi ve 200 W CNCR yönlü kuplör üzerinden RF aplikatöre yüksek güçlü mikrodalga gücü aktarılır. Yönlü kuplörden gelen iletilen ve geri yansıyan mikrodalga sinyali spektrum analizör tarafından monitörize edilir. Buna ek olarak EMC yakın alan propları ile mikrodalga ablasyon aplikatörünün yaydığı elektromanyetik dalganın E alan ve H alan bileşenleri de spektrum analizör ekranında monitörize edilir. Mikrodalga ablasyon sistemin termal sonuçları ise hem yüksek çözünürlüklü termal kamera ile ölçülüp sonrasında bilgisayar ortamı ile termal analizler yapılabilmekte hem de kızılötesi sıcaklık sensörleri üzerinden mikroişlemciye aktarılıp gerçek zamanlı olarak arayüz ile monitörize

edilmektedir. Ayrıca mikroişlemciden alınan analog bir sinyal ile mikrodalga ablasyon aplikatörünün giriş portuna bağlanan empedans uyumlama devresi elektronik olarak kontrol edilir. Tablo 5.1’de mikrodalga ablasyon sistem bileşenlerinin kazanç değerleri bulunmaktadır.

Tablo 5.1: Mikrodalga ablasyon sistem bileşenleri ve kazanç değerleri.

Ekipman Numarası	RF Ekipman	Kazanç/Kayıp(dB)
1	Vektör Sinyal Jeneratörü	0
2	CA2906 (VSG-PA)	-0.55
3	RF Güç Yükselteç Katı (PA)	50
4	RG174 (PA-MDA Prop)	-1.05
5	Mikrodalga Ablasyon (MDA) Probu	0
6	EMC Yakın Alan Probu	0
7	CA2912 (EMC Yakın Alan Probu-Zayıflatıcı)	-1.24
8	Pasternack Sabit RF Zayıflatıcı	-50
9	PE086FLEX (Zayıflatıcı-SA)	-0.85
10	Anritsu Skaler Network Analizör	0

Tablo 5.1’de bulunan sistem bileşenlerinin kazanç değerleri kataloglarında yazan değerler ile deneysel olarak doğrulanmıştır.

5.1 Vektör Sinyal Jeneratörü

Mikrodalga ablasyon sisteminin ISM bandının 2.45 GHz frekansında uygulanması koşullarının sağlanması için 100 MHz ile 2.5 GHz frekansında RF gücü üretebilen bir vektör sinyal jeneratörü kullanılmıştır (Tablo 5.2). Vektör sinyal jeneratörü -80 dBm ile 20 dBm arasında RF sinyali üretebildiğinden ön yükseltece gerek kalmaksızın güç yükseltecinin giriş sinyalinin arzu edilen büyüklüklerini sağlayabilmektedir. İlaveten vektör sinyal jeneratörü 5V DC besleme gerilimi ile sinyal üretebilir duruma ulaşabildiğinden USB kablo ile bilgisayara bağlanıp hem DC besleme koşulları sağlanmış hem arayüz üzerinden üretilen mikrodalga sinyalinin frekans, genlik ve dalgaformu ayarlanabilmektedir.

Tablo 5.2: Vektör sinyal jeneratörünün donanımsal özellikleri.

VSG (VSG25A) Özellikleri	Değer
Çalışma Frekans Aralığı	100 MHz ile 2.5 GHz arası
Maksimum Çıkış Gücü	20 dBm

5.2 RF Güç Yükselteç Katı (PA)

Mikrodalga ablasyon sisteminin temel bileşenlerinden biri olan güç yükselteci, RF sinyal jeneratöründen üretilen 2.45 GHz mikrodalga gücünün ablasyonda başarımın sağlanması için ulaşılması amaçlanan çıkış gücü seviyelerine çıkmasını sağlar.

Projede kullanılan güç yükselteci 2.4 - 2.5 GHz frekans band aralığında çalıştığından ISM bandınının 2.45 GHz frekansında kullanıma uygundur. Buna ek olarak -10 dBm ile 0 dBm arasında mikrodalga giriş sinyalini uygulandığı ve 27 V DC gerilim ile beslemesi sağlandığında en verimli çalışma koşulları sağlanmaktadır. Ayrıca güç yükseltecinin giriş ve çıkış portları sma konnektörden oluştuğundan, Tablo 5.3'te belirtilen maksimum kazanç olan 50 dB değerine fiziksel olarak dayanabilmektedirler.

Tablo 5.3: RF güç yükselteç katının donanımsal özellikleri.

PA (LTE2400) Özellikleri	Değer
Çalışma Frekans Aralığı	2.4 ile 2.5 GHz arası
Maksimum Çıkış Gücü	50 dBm
Kazanç	50 dB

Güç yükseltecinin iletilen çıkış gücü, yansıyan çıkış gücü, anlık sıcaklık değeri duran dalga oranı gibi parametrelerin gerçek zamanlı olarak monitörize edilip mikrodalga ablasyon uygulaması sırasında donanımsal bileşenlerin zarar görmesini engellemek amacıyla bilgisayar destekli arayüz programı da mevcuttur. Güç yükseltecinin arayüzünde iletilen güç, yansıyan güç ve güç yükseltecinin ulaştığı anlık sıcaklık değeri gibi parametreler bulunarak sistemin olası donanımsal problemleri takip edilebilmektedir.

RF güç yükseltecinin optimal giriş gücü değerleri olan -10 dBm ile 0 dBm arasındaki değerler ve 16 V ile 24 V arası besleme gerilimleri uygulanarak harcadığı güç değerleri ölçülüp Tablo 5.4 oluşturulmuştur.

Tablo 5.4: RF güç yükseltecinin watt cinsinden harcadığı güç değerleri.

P_{in}/V_{DC}	16V	17V	18V	19V	20V	21V	22V	23V	24V
-10	61,8	70,04	78,84	88,4	98,6	109,2	120,34	132,02	144
-9	67,08	76,33	86,22	96,57	107,6	119,07	130,9	143,52	156,48
-8	72,85	82,79	93,6	105,32	117,6	130,2	144,1	157,09	170,88
-7	78,29	88,91	100,26	112,54	125,8	140,28	155,76	170,89	185,28
-6	84,53	95,71	107,82	120,71	134,6	149,73	166,1	183,77	202,08
-5	91,1	103,02	115,56	129,27	143,6	158,97	175,78	194,35	214,08
-4	102,62	115,77	129,24	143,91	159	175,56	193,16	210,91	231,12
-3	108,71	122,23	136,62	151,89	167,6	184,59	202,62	222,18	259,92
-2	116,23	130,56	145,62	161,39	178,29	195,72	214,5	234,14	252,22
-1	124,61	139,06	154,8	171,47	188,89	207,06	225,5	244,54	261,23
0	133,15	148,41	164,88	183,36	201,2	217,78	235,44	248,81	248,37

RF güç yükseltecinin kataloğunda 27 V DC besleme gerilimi en verimli besleme gerilimi olarak yazmasına rağmen tedarik etme zorluğundan açısından alternatif bir besleme gerilimi belirlenmiştir. Tablo 5.4'teki değerler incelendiğinde 24 V DC besleme gerilimi RF güç yükselteç katının diğer besleme gerilimlerine göre daha fazla güç harcamasını sağladığından ve tedarik etme kolaylığından güç yükseltecinin besleme gerilimi için harici bir 24 V DC güç kaynağı kullanılmıştır.

5.3 EMC Yakın Alan Propları

Mikrodalga ablasyon sisteminde mikrodalga aplikatörün yakın alan bölgesine yerleştirilen tümör hücresinin elektrik ve manyetik alana maruz kaldığı bilinmektedir. Dolayısıyla tümörlü hücrenin absorbe ettiği elektrik ve manyetik alanı tespit edebilmek için yakın proplarının kullanılması uygundur. Şekil 5.2’de EMC yakın alan propları gösterilmiştir.



Şekil 5.2: EMC yakın alan prop seti.

Şekil 5.2’de gösterilen EMC yakın alan proplarından H20, H10 ve H5 propları manyetik alanı E5 probu ise elektrik alanı ölçmektedir. Elektrik ve manyetik alanı ölçmeye yarayan dört prop türü de 30 MHz ile 6 GHz arasında çalışabilmektedir. Mikrodalga ablasyon aplikatörünün ürettiği elektromanyetik alanın elektrik veya manyetik alan bileşenlerini ölçmek için sma kablo ile spektrum analizöre bağlantı kurularak dBm cinsinden değerler alınır.

Tablo 5.5: EMC yakın alan proplarının donanımsal özellikleri.

EMC Yakın Alan Propları	Değer
Çalışma Frekans Aralığı	30 MHz ile 6 GHz arası
1 μ T’ya karşılık gelen güç değeri (H20)@2.45 GHz	-
1 μ T’ya karşılık gelen güç değeri (H10) @2.45 GHz	-9 dBm
1 μ T’ya karşılık gelen güç değeri (H5) @2.45 GHz	-13 dBm
1 V/m’ye karşılık gelen güç değeri (E5) @2.45 GHz	-45 dBm

Tablo 5.5 incelendiğinde 2.45 GHz frekansında H20 probu ile ölçüm yapılamamakta H10 probu için 1 μ T’ya karşılık gelen güç değeri -9 dBm, H5 probu için -13 dBm ve 1 V/m elektrik alan değerine karşılık gelen güç değeri ise E5 probunda -45 dBm olarak spektrum analizör ekranından ölçülmektedir.

5.4 Anritsu Skaler Network Analizör

Anritsu Skaler Network Analizör mikrodalga ablasyon sistem elemanlarının giriş veya çıkış güç seviyelerini ölçmek için kullanılır. Bu projede MS2721B kodlu Anritsu skaler network analizör kullanılmıştır. Kullanılan MS2721B kodlu Anritsu skaler network analizör Tablo 5.6'da belirtildiği gibi 9 kHz'den 7.1 GHz'e kadar ölçüm yapabilme kabiliyetine sahiptir. Ayrıca Anritsu Skaler Network Analizörün giriş portu maksimum 30dBm'lik gücü ölçebildiğinden bu değerden büyük çıkış gücüne sahip olan sistem elemanlarını ölçmek için 50 dB'lik Pasternack Sabit RF Zayıflatıcı kullanılmıştır.

Tablo 5.6: Anritsu Skaler Network Analizörün donanımsal özellikleri.

SA (MS2721B) Özellikleri	Değer
Çalışma Frekans Aralığı	9 kHz ile 7.1 GHz arası
Maksimum Giriş Gücü	30 dBm

5.5 Pasternack Sabit RF Zayıflatıcı

Zayıflatıcı mikrodalga sistem elemanlarının çıkış güçlerini katalogunda yazan değer kadara zayıflatarak zarar görmelerini engeller. Ayrıca ölçülecek olan sinyalin güç seviyesini istenilen güç seviyesine çekmek için de kullanılır.

Mikrodalga ablasyon sisteminde yüksek giriş gücünden dolayı yüksek elektrik ve manyetik alan güçleri üretilmektedir. 30 dBm'den büyük olan elektrik ve manyetik alan değerleri 50dB'lik Pasternack sabit RF zayıflatıcı ile Anritsu skaler network analizörün ölçebileceği güç seviyesine indirgenir. Elektrik veya manyetik alan proplarının çıkışlarına takılan 50 dB'lik zayıflatıcı Tablo 5.7'de belirtildiği gibi 0-6 GHz arasında çalışarak 2.45 GHz frekansında üretilen elektrik ve manyetik alan değerlerini zayıflatabilmektedir.

Tablo 5.7: Pasternack Sabit RF Zayıflatıcının donanımsal özellikleri.

Pasternack Sabit RF Zayıflatıcı Özellikleri	Değer
Çalışma Frekans Aralığı	0 ile 6 GHz arası
Maksimum Giriş Gücü	20 W
Zayıflatma Oranı	50 dB

5.6 CNCR Yönlü Kuplör

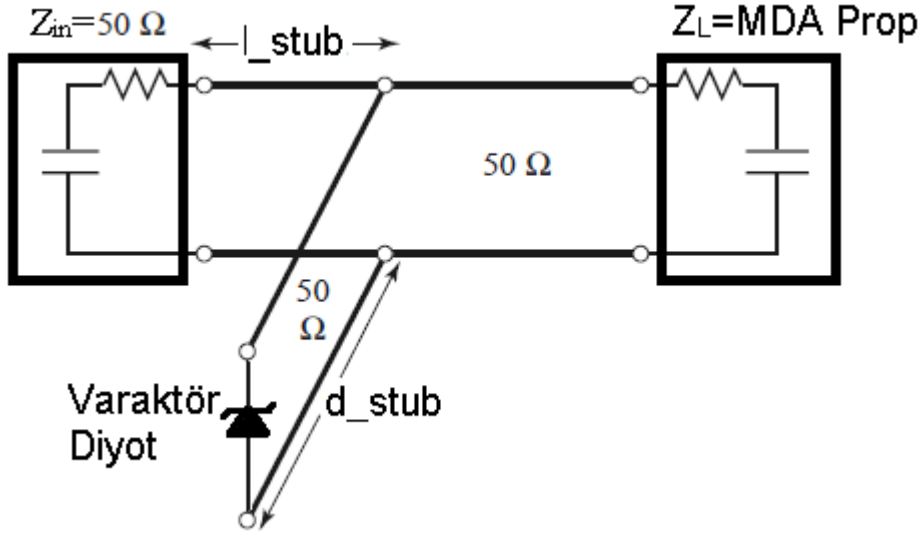
Giriş portuna iletilen bir elektromanyetik dalganın bir kısmını çıkış portuna diğer bir kısmı ise kuplaj portuna ileterek çıkış gücünün ölçülmesini sağlayan mikrodalga sistem elemanları yönlü kuplörlerdir. Yönlü kuplörlerin giriş portu yerine çıkış portundan sinyal uygulandıkları zaman geri yansıyan sinyalin gücünü ölçmek için de kullanılırlar. Bu projede kullanılan mikrodalga ablasyon proplarının giriş güçlerini, ve geri yansıyan güçlerini ölçmek için kullanılan CNCR yönlü kuplör 800-2700 MHz frekans bandında çalışmakta olup kuplaj portu çıkış portunu 40dB'lik zayıflatılmış büyüklüğü olarak ölçülmektedir. Ayrıca CNCR yönlü kuplör kullanılarak güç yükseltecinin mikrodalga ablasyon probundan kaynaklanan olası bir geri yansıyan gücünden etkilenmemesini sağlamış olur. CNCR yönlük kuplörün MDA deney düzeneklerinde kullanılan temel özellikleri Tablo 5.7'de verilmiştir.

Tablo 5.7: CNCR Yönlü kuplörün donanımsal özellikleri.

CNCR Yönlü Kuplör Özellikleri	Değer
Çalışma Frekans Aralığı	800 MHz ile 2.7 GHz arası
$P_{\text{çıkış}}/P_{\text{kuplaj}}$ Oranı	40 dB
Nominal Güç	200 W

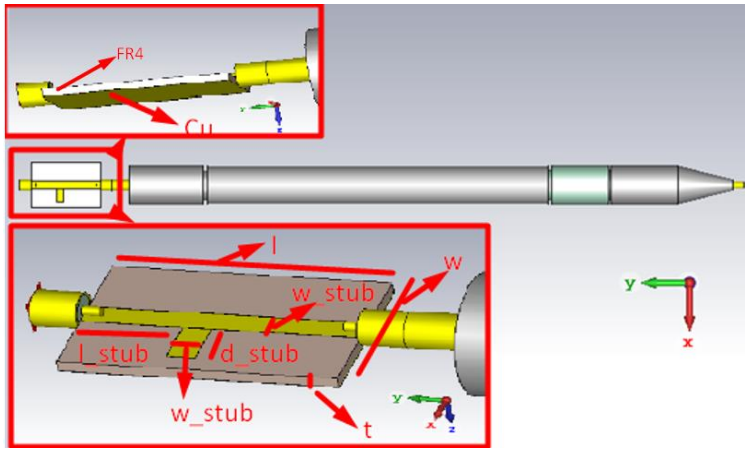
5.7 Elektronik Kontrollü Empedans Uyumlama Devresi

Mikrodalga ablasyon sisteminin önemli parçalarından biri de empedans uyumlama devresidir. Bu projede tasarlanılan RF aplikatörlerinin her birinin nümerik hesaplamalar ile belirlenen giriş empedansları vardır. Ancak tasarlanılan RF aplikatörler gerçekleştirirken ölçülen giriş empedansları yapılan nümerik hesaplamalar ile bulunan giriş empedans değerlerinden farklı olabilmektedir. Daha da önemli bir problem ise ablasyon uygulanacak olan nesnelere ve bu nesnelere elektriksel özellikleri birbirlerinden farklı olduğundan yüklü durumda tasarlanılan RF propların giriş empedans değerleri yüksüz durumdaki RF propların giriş empedans değerlerinden farklı olabilir. Bu problemin giderilmesinin en etkili yöntemlerinden biri elektronik kontrollü empedans uyumlama devresidir. Bölüm 3.2'de tanıtılan MDA prop yapısı için nümerik hesaplamalar ile empedans uyumlama devresi tasarlanmıştır. Tasarlanılan empedans uyumlama devresi Şekil 5.3'te gösterilmiştir.



Şekil 5.3: MDA probunun empedans uyumlama devresi.

Şekil 5.3’te gözükten empedans uyumlama devresi tasarlanırken öncelikle “CST Microwave Studio” programında nümerik hesaplamalar yapılmıştır. Nümerik hesaplamalar yapmadan önce tasarlanılan empedans uyumlama devresinin RF güç yükselteç katının çıkışına bağlanması ve dolayısı ile 100 W’a yakın RF gücüne dayanabilme zorunluluğundan dolayı yüksek güce dayanabilen bir devre olmasına karar verilmiştir. Bu nedenle “açık devre stub” yapısı kullanılarak empedans uyumlama devresi tasarlanmıştır. MDA prop yapısının empedans uyumlama devresinin simülasyon ortamındaki görüntüsü ve ilgili uzunluk ölçüleri Şekil 5.4’te ve nümerik hesaplamalar sonucunda elde edilen optimize edilmiş parametreler Tablo 5.8’de verilmiştir.

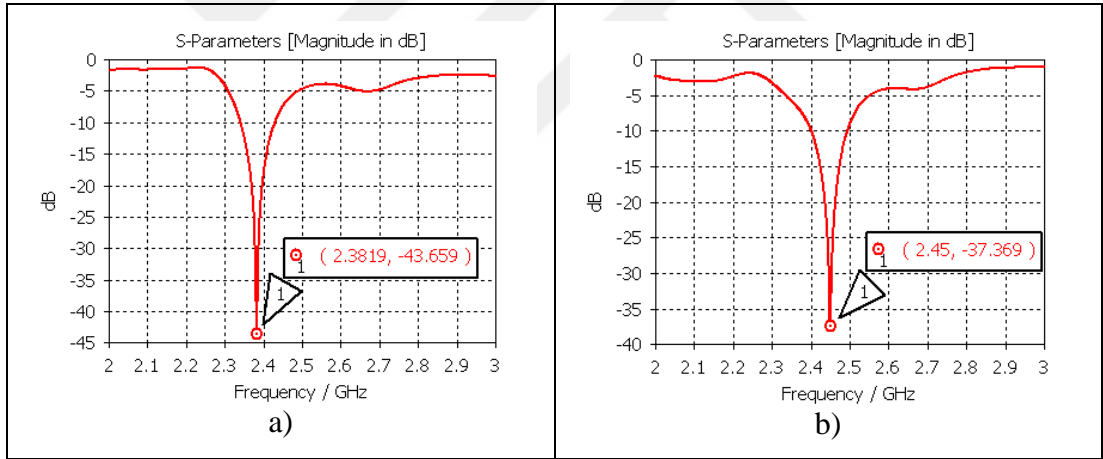


Şekil 5.4: MDA probunun empedans uyumlama devresinin simülasyon ortamı.

Tablo 5.8: MDA probunun empedans uyumlama devresinin uzunluk parametreleri.

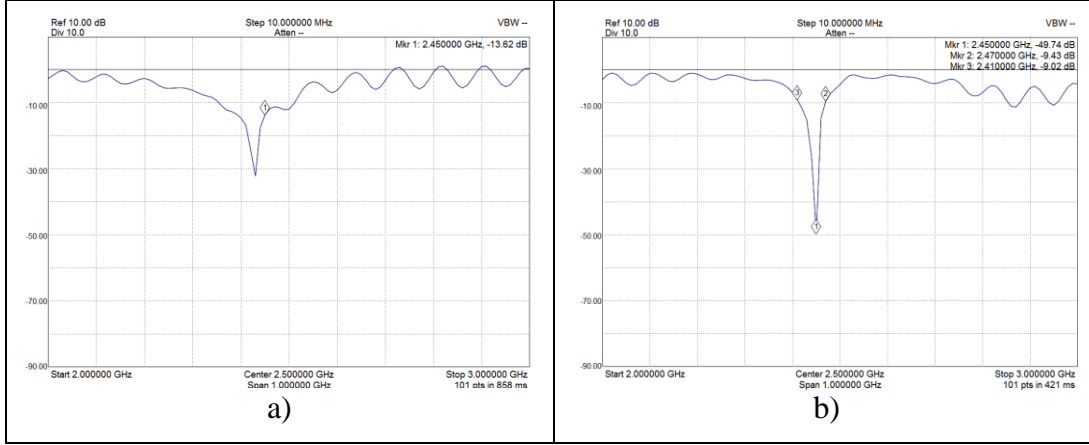
l (mm)	w (mm)	l_stub (mm)	w_stub (mm)	d_stub (mm)	t (mm)
30	20	11	3.1	6	1.6

Şekil 5.4'te gösterilen empedans uyumlama devresinin parametreleri hesaplanırken sma konnektörün de hesaba katılması önemli bir ayrıntıdır. Sma konnektörler imalat farklılıkları ile beraber genellikle 2.45 GHz frekansında pikofaradlar mertebesinde kapasitans değerine sahiptir. Pikofaradlar mertebesindeki kapasitans değeri 2.45 GHz frekansında giriş empedans değerini kayda değer ölçüde değiştirebileceğinden sma konnektör ihmal edilmeksizin empedans uyumlama devresi parametreleri hesaplanarak istenilen frekansa (2.45 GHz) daha yakın rezonans frekansı ortaya çıkarılması öngörülmüştür. MDA probunun empedans uyumlama devresi olmaksızın ve Tablo 5.8'deki değerlerle oluşturulan empedans uyumlama devresi mevcudiyetinde nümerik olarak hesaplanan S parametreleri Şekil 5.5'te gösterilmiştir.



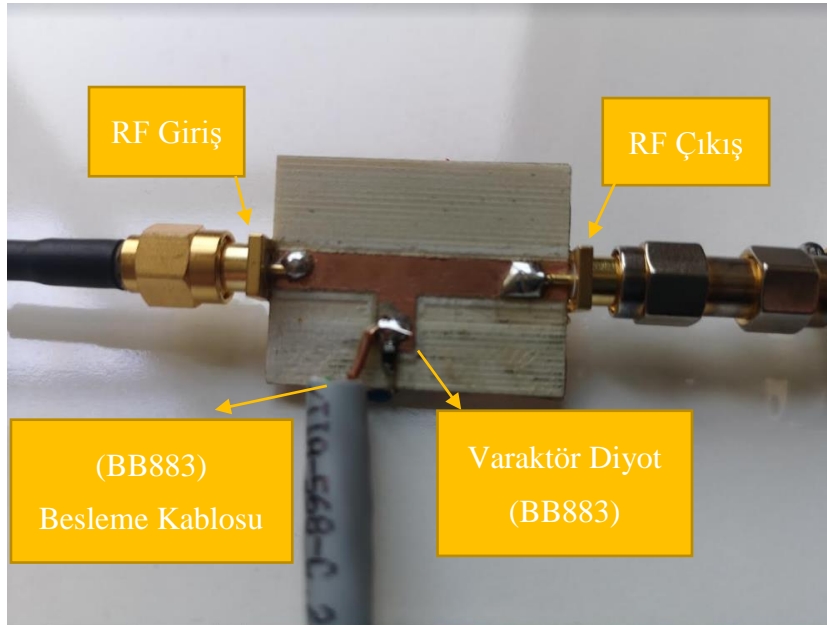
Şekil 5.5: a) Empedans uyumlama devresiz b) Empedans uyumlama devreli MDA probunun S parametresi simülasyon sonuçları.

Şekil 5.5'te görüldüğü gibi MDA probu giriş portunda empedans uyumlama devresi olmaksızın rezonans frekansı 2.38 GHz iken giriş portunda empedans uyumlama devresi olduğunda rezonans frekansı 2.45 GHz olmaktadır. Nümerik hesaplamaları yapıldıktan sonra Şekil 5.4'te görülen empedans uyumlama devresi gerçekleştirilerek MDA probun giriş portuna bağlanıp S parametresi ölçümleri yapılmıştır. Yapılan S parametre ölçümleri Şekil 5.6'da bulunmaktadır.



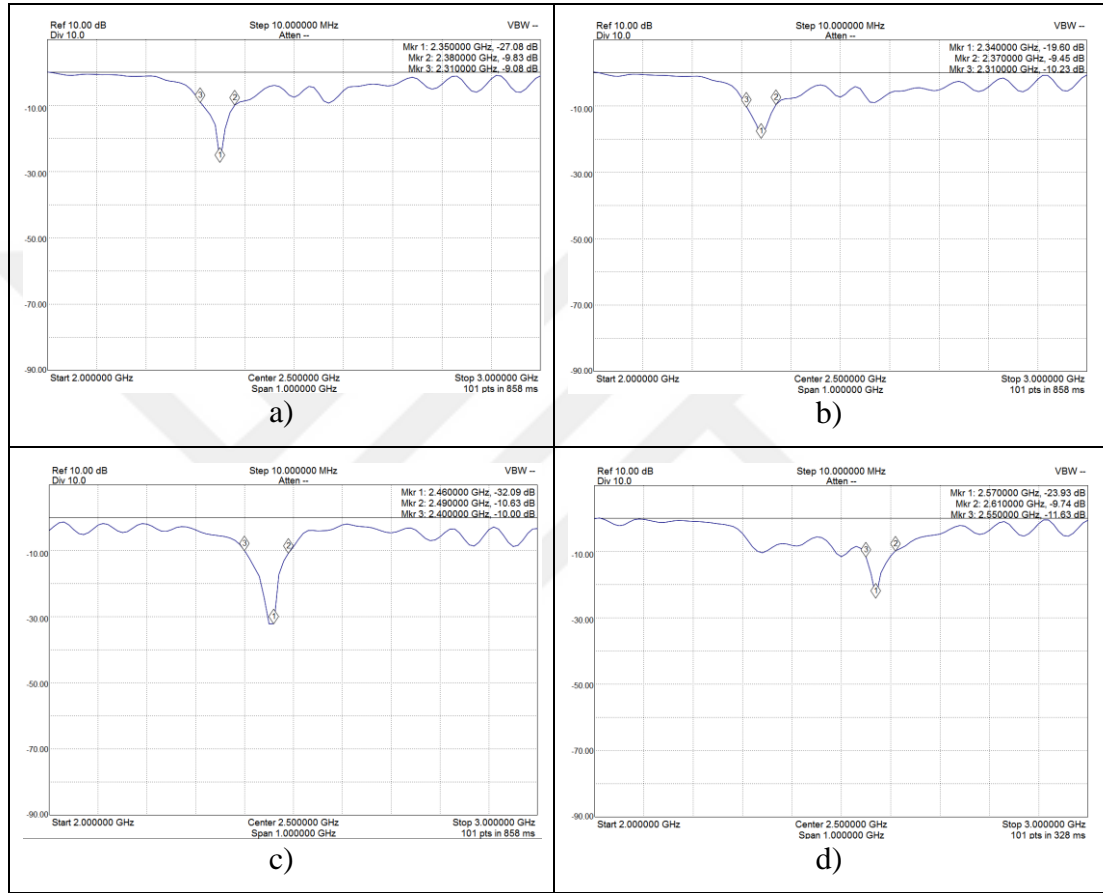
Şekil 5.6: a) Empedans uyumlama devresiz b) Empedans uyumlama devreli MDA probunun S parametresi deneysel ölçüm sonuçları.

MDA probunun empedans uyumlama devresi yüksüz durumda arzu edildiği gibi 2.45 GHz frekansında çok düşük geri dönüş kaybına sahiptir. Ancak mikrodalga ablasyon uygulaması sırasında ablasyon uygulanacak olan nesne MDA probunun çalışma frekans bandını ISM bandının dışına kaydırma ihtimalinden dolayı empedans uyumlama devresinin elektronik kontrollü olarak MDA probunun giriş empedansını ayarlaması gerekmektedir. Bu nedenle açık devre stubdan oluşan empedans uyumlama devresinin açık devre stub kısmına paralel olarak varaktör diyot lehimlenerek MDA probunun S parametresinin frekans ekseninde kaydırılarak 2.45 GHz frekansına getirilmesi amaçlanmıştır. Oluşturulan elektronik kontrollü empedans uyumlama devresi Şekil 5.7’de gösterilmiştir.



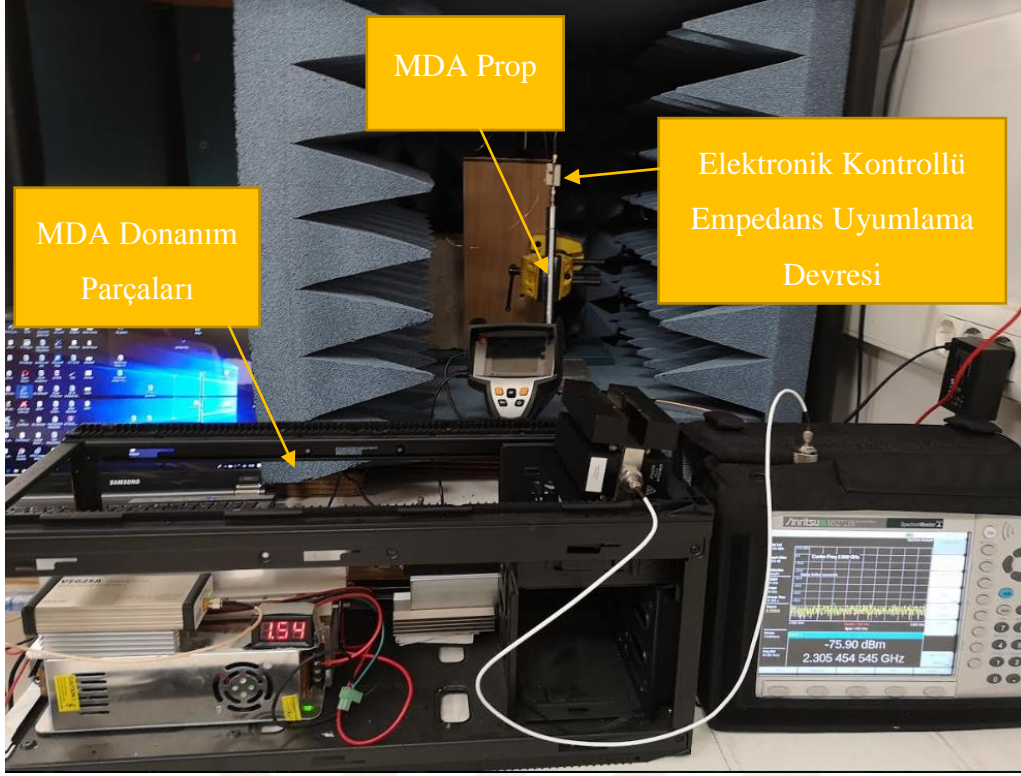
Şekil 5.7: MDA probunun elektronik kontrollü empedans uyumlama devresi.

Elektronik kontrollü empedans uyumlama devresinin varaktör diyot komponenti seçilirken kapasitans aralığının belirlenmesi gereklidir. Bu nedenle Şekil 5.3'te gösterilen açık devre stub ile yapılan empedans uyumlama devresinin açık devre kısmına paralel olarak pikofaradlar mertebesinde kondansatörler lehimlenerek MDA probunun S parametresi ISM bandında çalışmasını sağlayacak tedarik edilecek varaktör diyotun kapasitans sınırları belirlenmiştir.



Şekil 5.8: MDA probunun empedans uyumlama devresinin açık devre stub ucuna a) 1 pF b) 2.2 pF c) 7.8 pF d) 8.8 pF değerlerinde kondansatör lehimlenmesi sonucu S parametresi deneysel ölçüm sonuçları.

Şekil 5.8'deki MDA probunun S parametresinin deneysel ölçüm sonuçları incelendiğinde 0 Pf ile 10 Pf arasında kapasitans değerini çıkış olarak veren bir varaktör diyot empedans uyumlama devresine paralel olarak lehimlenerek besleme geriliminin manuel olarak ayarlanması ile elektronik kontrollü empedans uyumlama devresi yapılmıştır. Böylece empedans uyumlama devresi için BB883 varaktör diyotu seçilmiş ve varaktör diyotun besleme gerilimleri ise sıcaklık sensöründen alınan verilerin işlendiği Arduino Mega'nın pinlerinden sağlanmıştır.



Şekil 5.9: MDA probunun empedans uyumlama devresinin test düzeneği.

Şekil 5.9’da görüldüğü gibi MDA probunun koni kısmının uç bölgesine kas dokusu fantom sıvısı yerleştirilip giriş portuna tasarlanan elektronik kontrollü empedans uyumlama devresi bağlanarak test düzeneği oluşturulmuştur. Şekil 5.9’daki test düzeneğinde -10 dBm giriş sinyali RF güç yükselteç katı ile yükseltilerek CNCR Yönlü Kuplör üzerinden MDA probun yansıyan güç değeri BB883 varaktör diyotun farklı DC besleme gerilimlerine göre değişimi tespit edilmiştir.

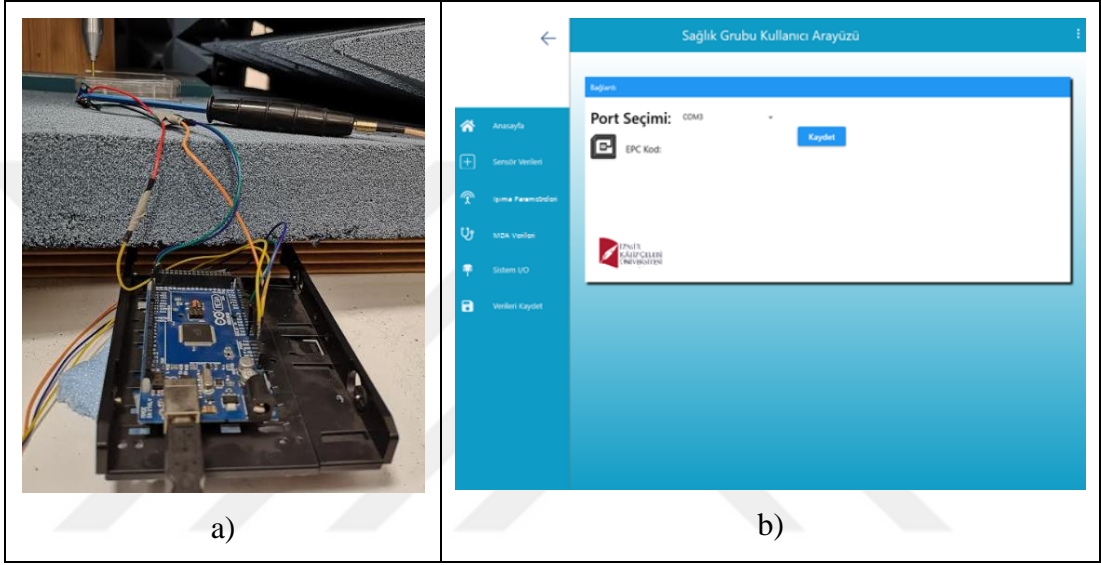
Tablo 5.9: MDA probunun yansıyan güç değerlerinin ayarlanması.

DC besleme (V)	Yansıyan Güç(dBm)	DC besleme (V)	Yansıyan güç(dBm)
1	13	6	14.02
2	13.12	7	14.63
3	13.30	8	14.86
4	13.39	9	14.54
5	13.64	10	14.83

Tablo 5.9 incelendiğinde tasarlanılan elektronik kontrollü empedans uyumlandırma devresi özellikle 1V ile 5V arasındaki DC besleme gerilimlerinde MDA probundan yansıyan güç değerlerini ayarlamaya yaradığı görülmüştür.

5.8 Mikroişlemci Tabanlı Sensör Ağı

3. bölümde tasarlanan RF aplikaötrlerin ürettiği mikrodalga gücünün tümörlü bölgeye gerektiği kadar miktarda iletme zorunluluğu mikrodalga ablasyon sisteminin en hayati özelliklerden biridir. Mikrodalga gücünü tümörlü bölgeye yeteri kadar iletmek için sıcaklık sensörlerini içeren bir sensör ağına ihtiyaç vardır. Bu projede Arduino Mega tabanlı kızılötesi sensörler (MLX90614) kullanılarak ablasyon bölgesinin sıcaklığı takip edilmesi sağlanmıştır.



Şekil 5.10: a) Mikroişlemci tabanlı sensör ağı b) Bilgisayar arayüzü.

Şekil 5.10.a'da gösterilen sensör ağı sistemi 6. bölümdeki ex vivo çalışmalarda kullanılmıştır. Arduino Mega'da toplanan sıcaklık verileri bilgisayar ortamına aktarılıp Şekil 5.10.b'deki arayüz üzerinden analiz edilmektedir.

6. IN VITRO VE EX VIVO ÇALIŞMA SONUÇLARI

4. bölümde kas dokusu ve meme kanseri fantom sıvısı üzerinde sağ kalma oranına bakılmaksızın elektriksel ve termal ölçümler yapılmıştı. Bu bölümde ise MCF7 meme kanseri hücresi mikrodalga enerjisine maruz bırakılarak in vitro ; kuzu ciğeri ve tavuk ciğeri mikrodalga enerjisine maruz bırakılarak ex vivo çalışması yapılmıştır.

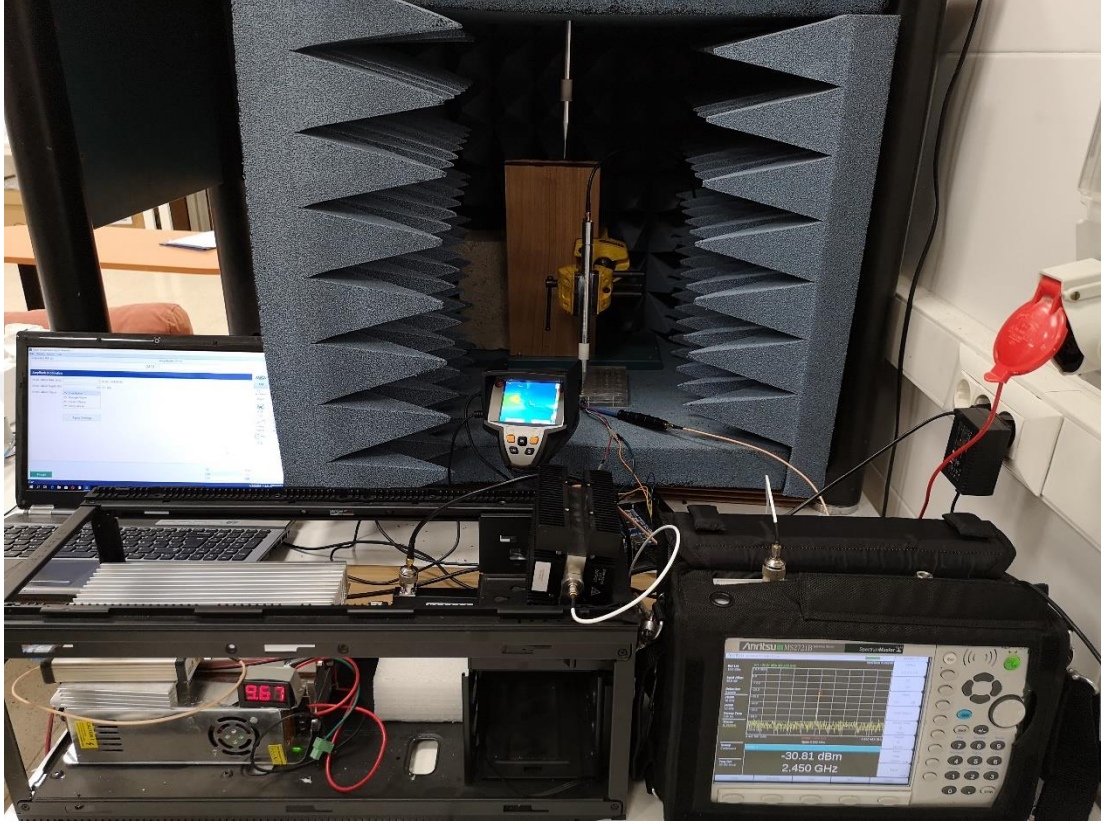
6.1 In Vitro Çalışma Sonuçları

Projenin donanım kısmı kadar ablasyon sisteminin uygulanacağı MCF7 göğüs kanseri hücresi ve MCF10 (MCF7'in kanserojenik özellikte olmayan eşlenik epitel hücre hattı) hücre hatlarının temini, muhafaza edilmesi ve ablasyon uygulamasından sonra test edilmesi de önemlidir. Temin edilen hücre kültürlerinin muhafaza edilmesi için, DMEM (MCF7) ve DMEM/F12 (1:1) (MCF10) besi ortamı, % 10 fetal sığır serumu (FBS), 4 ng/ml bFGF, 100 U/ml penisilin, ve 100 mg/ml streptomisin içeren primer besiyeri içinde standart polistren hücre kültür kaplarına ekilerek, % 5 CO₂ ve 37 ° C'de inkübe edilir. İki günde bir besi ortamı değiştirilen kültürler % 90 yoğunluğa ulaştığında % 0,25 tripsin/EDTA solüsyonu kullanılarak uygun pasaj oranında pasajlanır. Her pasaj evresinde hücreler ilgili pasajda yeterli stok oluşturabilmek için hücre kültürü dondurma kapları içerisinde kontrollü bir şekilde dondurulup ve sıvı azot tankında -196 ° C'de stoklanır [44-45].

In vitro çalışmada tasarımı gerçekleştirilen MDA probu vasıtasıyla iletilen elektromanyetik alanın hücrelerin sağ kalımına olan etkinliği canlı hücrelerde MTT boyasının mitokondrinin tetrazolium halkasını parçalayabilmesi ilkesine dayanan MTT testi ve canlı/ölü hücre boyama yöntemi ile belirlenmiştir. Hücre sağ kalımı çalışmaları her bir hücre hattı için ayrı ayrı yapılacak olup uygulanan elektromanyetik alanın hücre sağkalımına etkisi belirlenmiştir.

In vitro çalışmada kullanılan MCF7 hücreleri, mikrodalga ablasyon işlemi sağlıklı bir şekilde yapılabilmesi için besi ortamı ile beraber bulunduğu petri kabının kapağının açılmaması gerekmektedir. Bu nedenle mikrodalga ablasyon propları tasarlanırken 3.

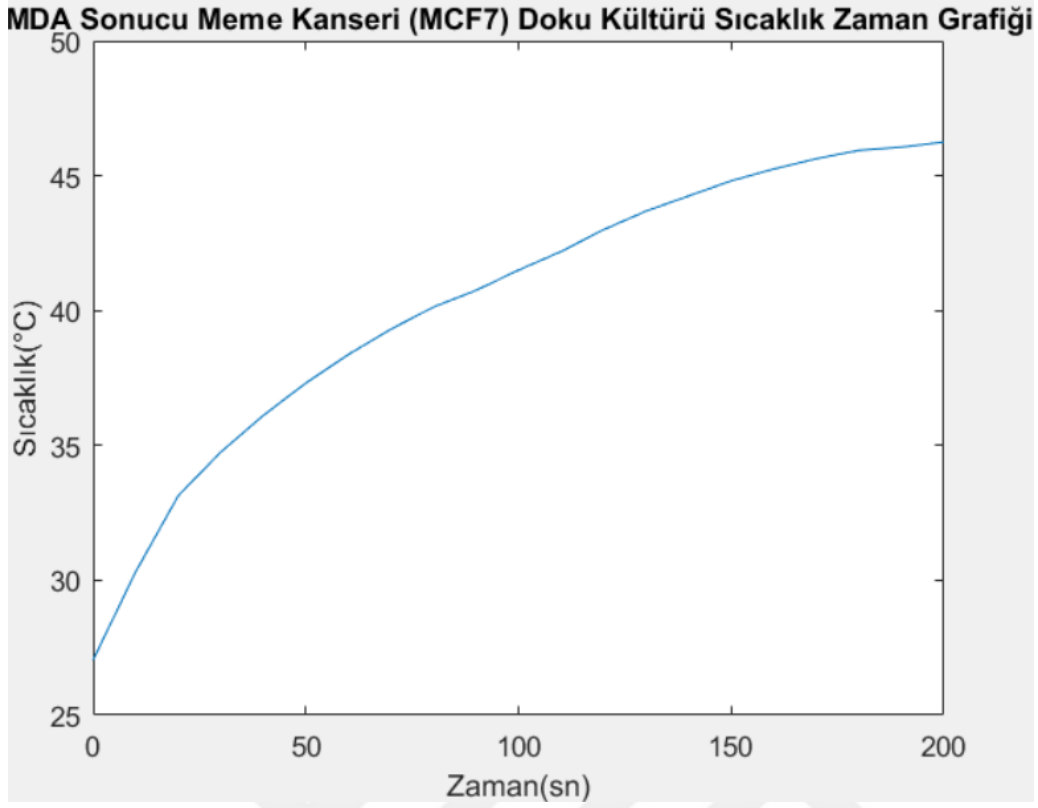
bölümde görüldüğü gibi simülasyon düzeneğinde kapağı kapalı bir petri kabı kullanılmış ve mikrodalga enerji kaynağı olan RF aplikatörler petri kabının kapak kısmının hemen üstüne konumlandırılarak nümerik hesaplamalar yapılmıştır. 5. bölümde blok diyagramı gösterilen deney düzeneği in vitro çalışması için kurulmuştur.



Şekil 6.1: MDA Probu ile yapılan in vitro çalışmasının deney düzeneği.

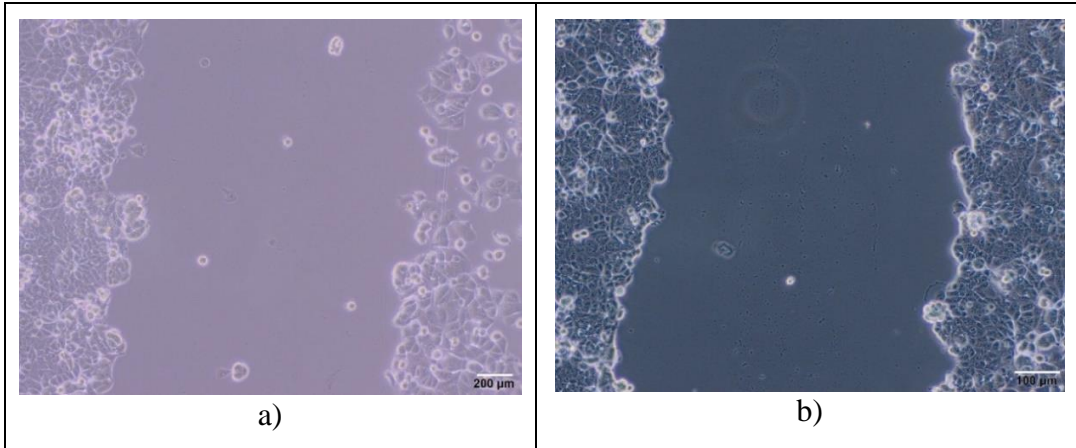
Şekil 6.1’de gösterilen deney düzeneğinde RF aplikatör olarak MDA prop yapısı kullanılmıştır. MDA probunun giriş gücü 41.46 dBm olarak ölçülmüş, petri kabının tabanına yerleştirilen E5 numaralı EMC yakın alan probu yardımıyla MCF7 hücrelerinin maruz bırakıldığı elektrik alan ise 5.64 dBm olarak ölçülmüştür.

MCF7 hücrelerinin yaklaşık olarak 43 °C hipertermiye uğradığı bilgisinden yola çıkarak, bu sıcaklık değerine ulaşana kadar mikrodalga enerjisi uygulanıp kanser hücrelerinin çoğalmalarını engellemek amaçlanmaktadır. Sıcaklık ölçümü için kullanılan kızılötesi sıcaklık sensöründen alınan veriler mikrodalga ablasyon deneyi sırasında hipertermi durumuna ulaşana kadar gözlemlenip hipertermi anında ise enerji kesilmiştir. Kızılötesi sıcaklık sensöründen alınan veriler grafik haline getirildiğinde Şekil 6.2’deki gibi bir grafik oluşmaktadır.

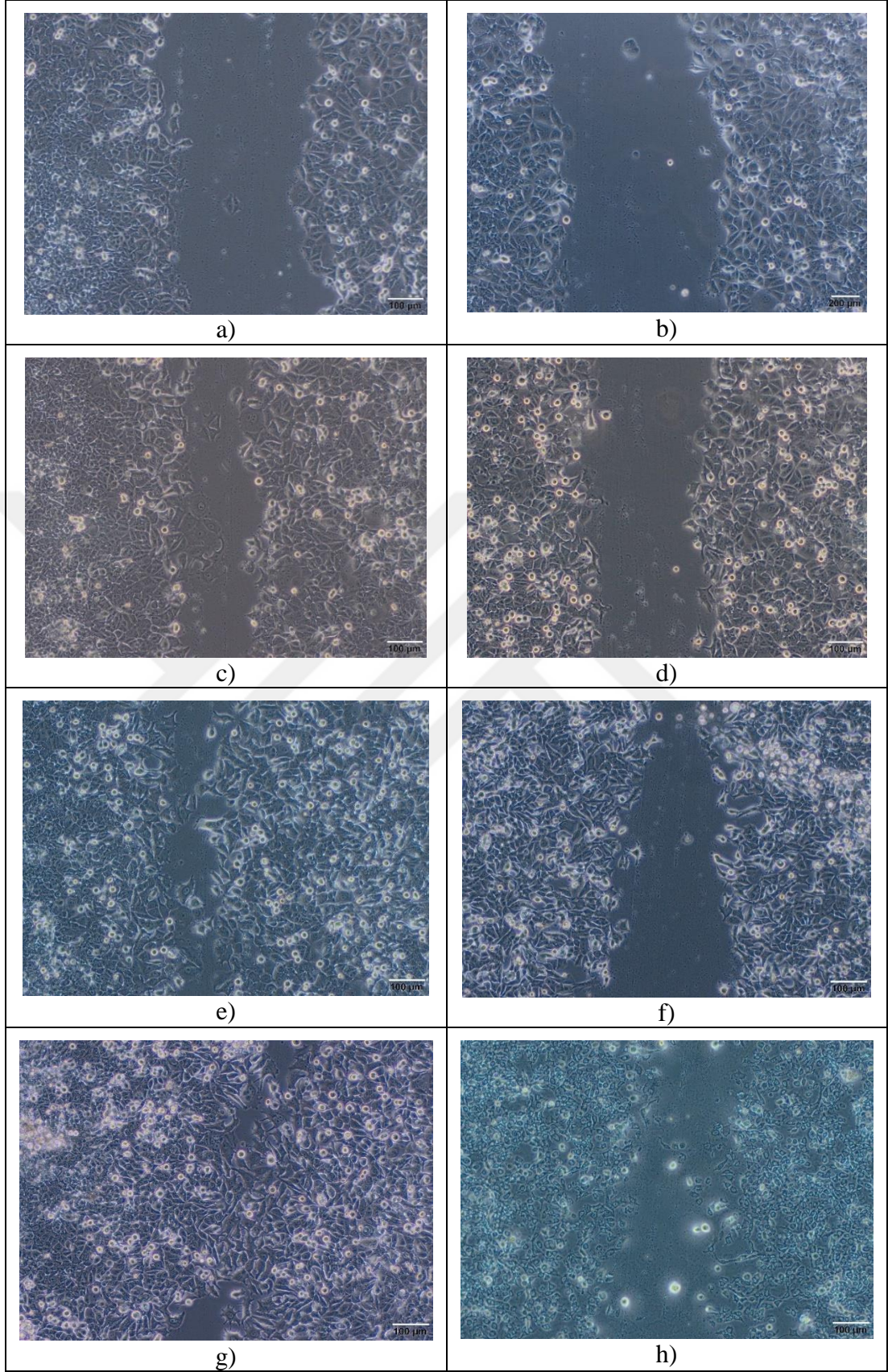


Şekil 6.2: MCF7 hücrelerinin sıcaklık zaman grafiği.

Şekil 6.2'deki grafik incelendiğinde MCF7 hücrelerinin sıcaklıkları 200 saniyenin sonunda 46 °C'ye ulaşmıştır. Hipertermi durumunun gerçekten sağlanıp meme kanseri hücrelerinin çoğalmalarının engellendiğini anlamak için Şekil 6.3'teki ve Şekil 6.4'teki 10 kat yakınlaştırma modunda mikroskop çıktıları analiz edilmiştir.



Şekil 6.3: Mikrodalga ablasyon deneyi başlamadan önceki MCF7 kanser hücrelerinin mikroskop görüntüleri **a)** Kontrol grubu **b)** Mikrodalga ablasyon grubu.



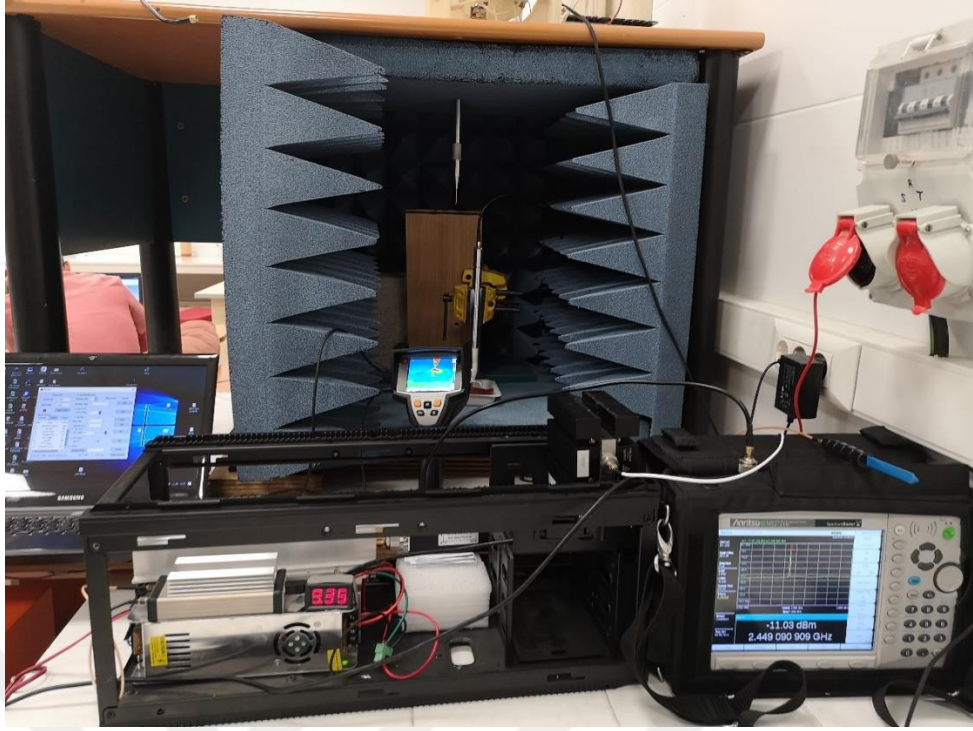
Şekil 6.4: MCF7 hücrelerinin yayılma durumları **a)** Kontrol grubu 24 saat **b)** Ablasyon grubu 24 saat **c)** Kontrol grubu 48 saat **d)** Ablasyon grubu 48 saat **e)** Kontrol grubu 72 saat **f)** Ablasyon grubu 72 saat **g)** Kontrol grubu 96 saat **h)** Ablasyon grubu 96 saat.

MCF-7 göğüs kanseri hücre hattı üzerine ablasyonun etkisi: MCF-7 göğüs kanseri hücre hattı, hücre proliferasyonu ve hücrelerin yaşamsal faaliyetleri açısından incelenmiştir. Göğüs kanseri, dünyada kadınlarda görülen ve kanser nedeniyle en fazla ölümlerin olduğu ölümcül bir kanser türüdür. Göğüs kanseri hücre hatları kanserin modellenmesinde ve hücrel cevapların alınmasında in vitro kanser modeli olarak kullanılmaktadır. En yaygın kullanılan göğüs kanseri hücre hatlarından biri de MCF-7'dir. MCF-7 göğüs kanserinin üstsel fazında hücreler çoğaltılarak biyolojik faaliyetlerin en yüksek düzeyde olduğu dönem ile deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Ablasyon sistemi kanser hücrelerinin öldürülmesinde oldukça yaygın kullanılan sistemlerden biridir. Hücrelerde farklı biyolojik yolları tetiklemektedir. Bu sayede hücrenin çoğaltılması, proliferasyonunun durdurulması ve yaşamsal faaliyetlerin sonlandırılması sağlanabilmektedir. Ablasyon sisteminin sonucu genellikle: hipertermi (çok yüksek sıcaklık) veya hücrel ölümün gerçekleşmesi ile olmaktadır. Hipertermi (yaklaşık olarak 43 °C), hücrel faaliyetlerin yavaşlatıldığı, çoğalmanın durdurulduğu ancak ölüm fazının gerçekleşmediği durumdur. 55 °C'de 5 dk mikrodalga enerjisi maruziyetiyle veya 60 °C ve üzeri sıcaklıkta ise anında hücrel ölüm fazı ile karşılaşmaktadır.

Bu çalışma hücreler üzerine uygulanmış olan ablasyon sisteminin etkisini göstermektedir. 46 °C ablasyon sistemi ile uygulanan mikrodalga enerjisinin göğüs kanseri hücresi üzerine doğrudan etkisi incelenmiştir. Göğüs kanseri hücresi olan MCF-7 hattının farklı zamanlarda 46 °C'deki hücrel cevaplarının alınması işlemi başlatılmıştır.

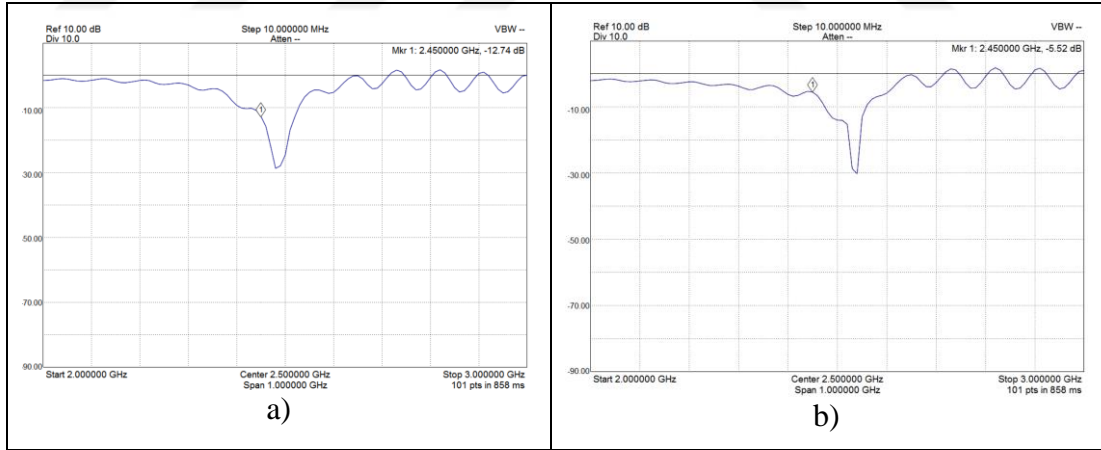
6.2 Ex Vivo Çalışma Sonuçları

10 cm x 15 cm ebatlarında buzluktan yeni çıkmış kuzu ciğeri örneği üzerinde MDA probu ile yapılan mikrodalga ablasyon uygulaması yapılmıştır. Deney düzeneği Şekil 6.5'te gösterilen mikrodalga ablasyon sistemi deneysel ölçümlerin tutarlı sonuçlar vermesi için portatif bir yansız odada yapılmıştır.



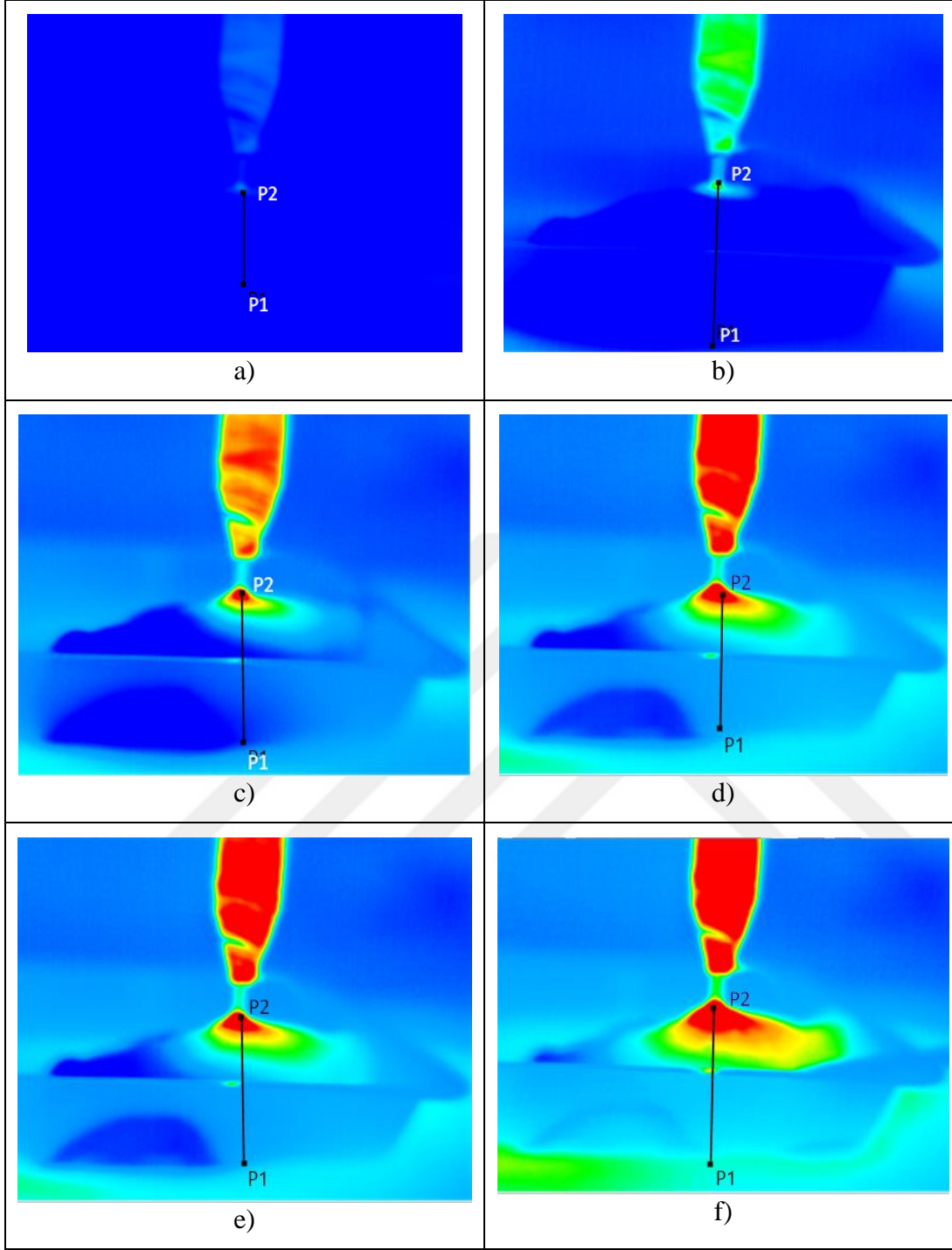
Şekil 6.5: Kuzu ciğeri üzerinde yapılan mikrodalga ablasyon deney düzeneği.

Ex vivo çalışmasına başlamadan önce MDA probunun yayılım yapan uç bölgesine kuzu ciğeri yerleştirilip, yüklü ve yüksüz durumdaki geri dönüş kayıpları ölçülmüştür.



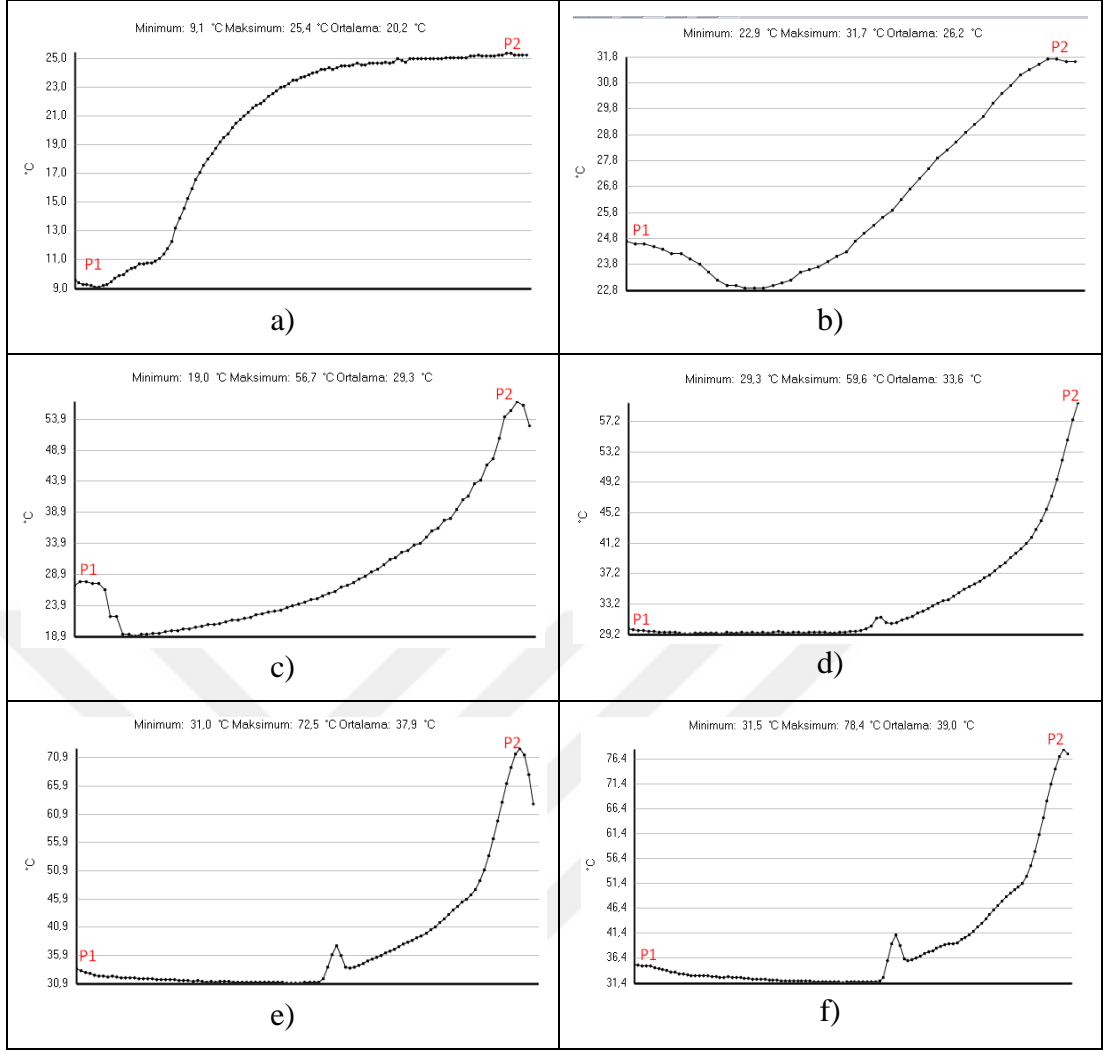
Şekil 6.6: MDA probunun ucunda kuzu ciğeri a) Yokken b) Varken S parametresi.

Şekil 6.6'da gösterilen MDA probunun iç iletken kısmının ucuna yerleştirilen kuzu ciğeri 2.45 GHz'deki yansımaya katsayısının kayda değer bir şekilde artırmasına rağmen 0 dBm mikrodalga giriş gücü, çıkışına MDA probu bağlanmış 50 dB'lik RF güç yükselteç katna uygulanmış ve MDA probunun kuzu ciğeri üzerindeki termal kamera ile kuzu ciğerinde meydana gelen sıcaklık değişimi analiz edilmiştir. Kuzu ciğerinin termal kamera ile ölçülen sıcaklık dağılımları Şekil 6.7'de verilmiştir.



Şekil 6.7: Kuzu ciğeri üzerinde **a)** 0 dk **b)** 5 dk **c)** 10 dk **d)** 15 dk **e)** 20 dk **f)** 25 dk mikrodalga enerjisi maruziyeti sonucu meydana gelen yüzey sıcaklık dağılımları.

Şekil 6.7’de yüzey sıcaklık dağılımları gösterilen kuzu ciğeri örneğine penetre olan mikrodalga enerjisinin sıcaklık dağılımına etkisinin mesafeye bağlı grafiği Şekil 6.8’de gösterilmektedir.



Şekil 6.8: MDA probu ile uygulanan a) 0dk b) 5dk c) 10dk d) 15dk e) 20dk f) 25dk mikrodalga enerjisi maruziyeti sonucu düşey eksende kuzu ciğerinde meydana gelen mesafeye bağlı sıcaklık dağılımı.

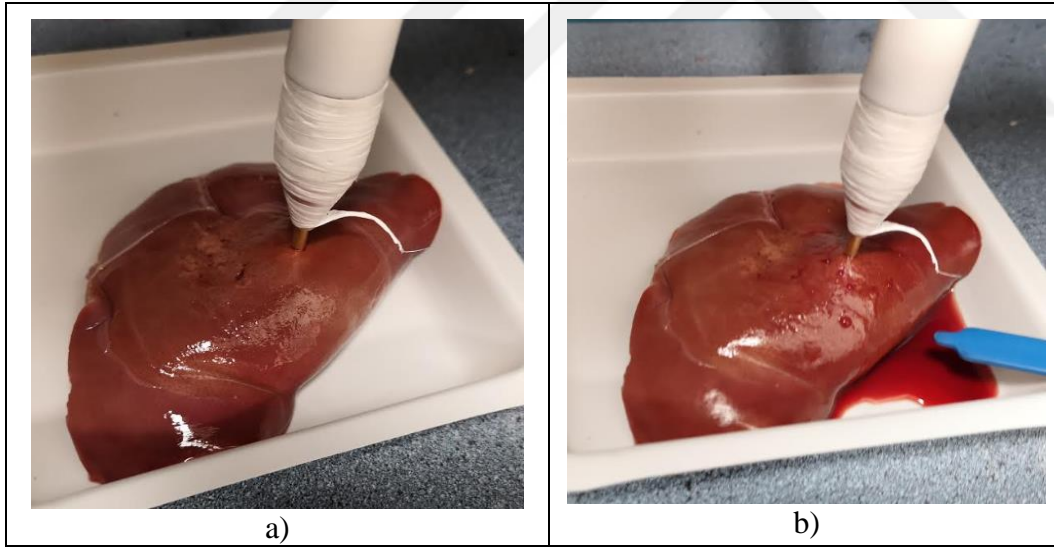
P1 kuzu ciğerinin düşey ekseninde MDA probunda en uzak noktası P2 ise MDA probunun iç iletkeninin kuzu ciğerine temas ettiği nokta olduğu dikkate alındığında mikrodalga enerjisinin oluşturulduğu kaynaktan uzaklaştıkça kuzu ciğerinin içindeki sıcaklık eksponansiyel olarak azalmaktadır. Şekil 6.8'de gösterilen bu sıcaklık dağılımı ablasyon yüzeyini doğrudan etkilemektedir. Şekil 6.8.f'de görüldüğü gibi 25 dakikalık mikrodalga maruziyeti sonucunda kuzu ciğeri yüzeyindeki sıcaklık yaklaşık olarak 80 °C 'ye ulaştığı anda ablasyon etkisi görülmeye başlanmıştır.

Termal kamera ile yapılan sıcaklık ölçümlerine ek olarak mikroişlemci tabanlı kızılötesi sıcaklık sensörü de kullanılarak sıcaklık ölçümleri doğrulanmıştır. Mikroişlemci tabanlı sıcaklık sensörünün kullanılması mikrodalga ablasyon sistemine taşınabilirlik ve elektronik kontrollü olarak müdahale etme imkanı sağlamaktadır.



Şekil 6.9: MDA probunun kuzu ciğerinde meydana getirdiği sıcaklık değişiminin mikroişlemci tabanlı kızılötesi sıcaklık sensörü kullanılarak gerçek zamanlı ölçümü.

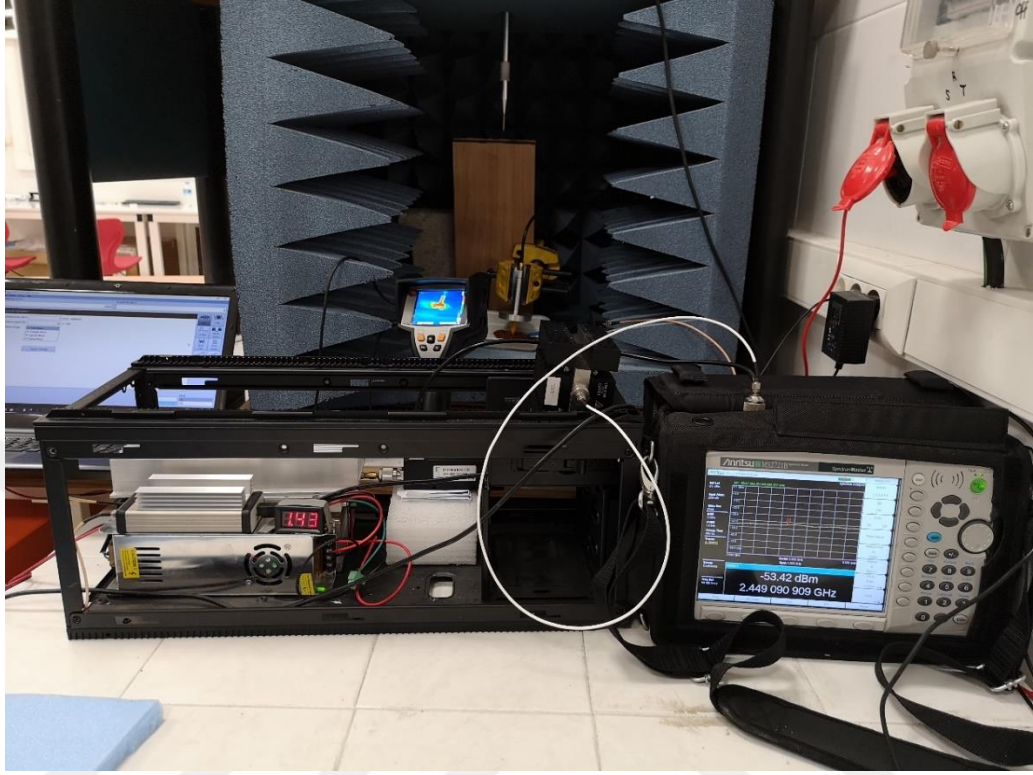
MDA probu ile uygulanan 25 dakikalık mikrodalga maruziyeti sonucunda kuzu ciğerinde meydana gelen değişim Şekil 6.10’da gösterilmiştir.



Şekil 6.10: 25 dakikalık mikrodalga maruziyeti **a)** Öncesi ve **b)** Sonrası kuzu ciğerinde meydana gelen değişim.

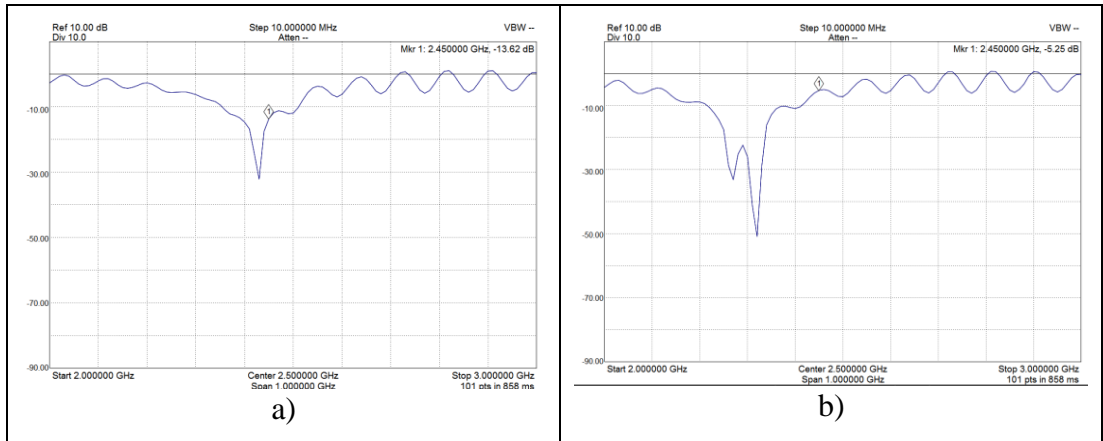
Şekil 6.10.b’deki S parametresi incelendiğinde MDA probunun uç tarafına yerleştirilen kuzu ciğeri 2.45 GHz frekansındaki geri dönüş kaybını artırdığından çıkış gücünde azalma meydana getirmiştir. 200 W yönlü kuplör ile RF çıkış gücü 30 dBm olarak ölçülmüş ve bu güç değeri ile kuzu ciğerine uygulanan mikrodalga enerjisi ciğeri yaklaşık olarak 80 °C’ye çıkartıp yüzey kısımlarında pembeleşme ve kanlanma meydana getirmiştir.

Şekil 6.5'teki deney düzeneği ile bezer bir şekilde kurulan Şekil 6.11'deki deney düzeneği RF aplikatör olarak MDA prop yerine reflektörlü prop kullanılarak buzluktan yeni çıkmış kuzu ciğeri üzerinde mikrodalga ablyasyon uygulaması yapılmıştır.



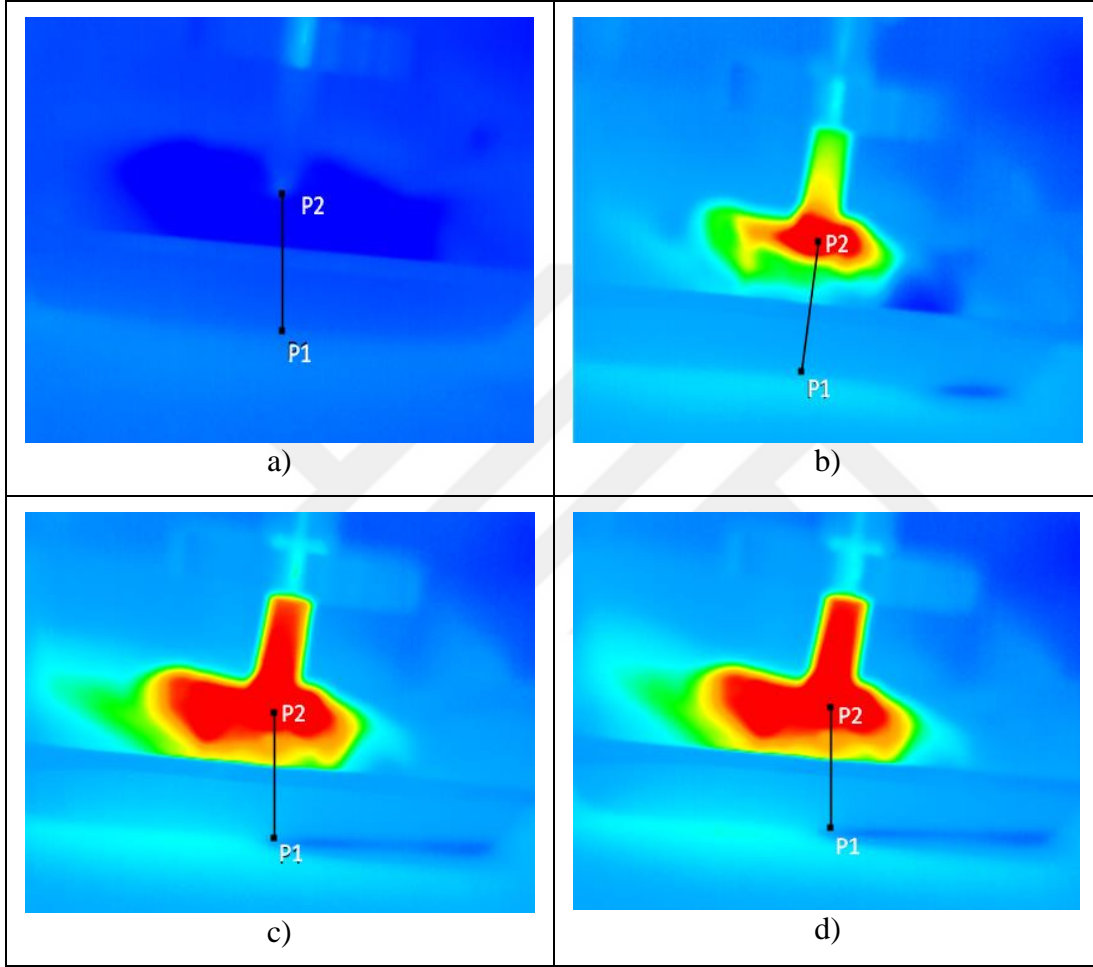
Şekil 6.11: Reflektörlü prop kullanılarak kuzu ciğeri üzerinde yapılan mikrodalga ablyasyon deney düzeneği.

Ex vivo çalışmasına başlamadan önce reflektörlü probunun yayılım ucu bölgesine kuzu ciğeri yerleştirilip, yüklü ve yüksüz durumdaki geri dönüş kayıpları incelenmiştir



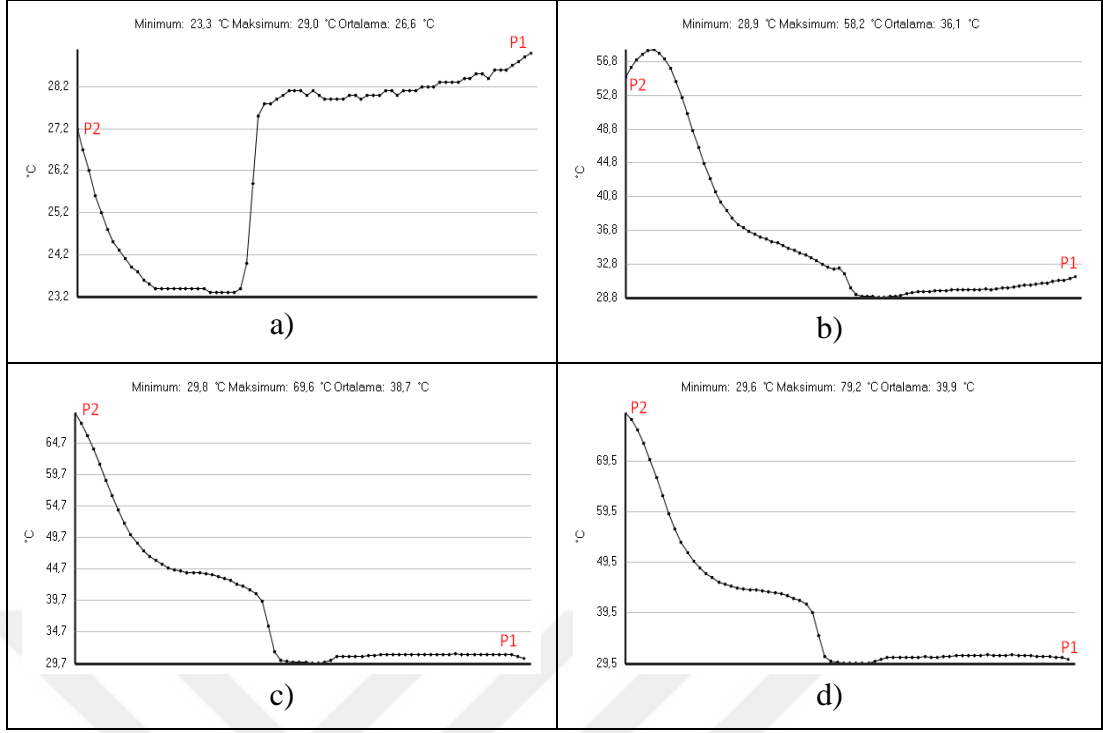
Şekil 6.12: Reflektörlü probunun ucunda kuzu ciğeri a) Yokken b) Varken S parametresi.

Şekil 6.12’de gösterilen reflektörlü probunun yayılım ucu kısmına yerleştirilen kuzu ciğeri 2.45 GHz’deki yansıma katsayısının kayda değer bir şekilde artmasına rağmen 0 dBm mikrodalga giriş gücü, çıkışına reflektörlü probu bağlanmış 50 dB’lik RF güç yükselteç katına uygulanmış ve reflektörlü probunun kuzu ciğeri üzerindeki termal kamera ile kuzu ciğerinde meydana gelen sıcaklık değişimi analiz edilmiştir. Kuzu ciğerinin termal kamera ile ölçülen sıcaklık dağılımları Şekil 6.13’te verilmiştir.



Şekil 6.13: Kuzu ciğeri üzerinde a) 0 dk b) 5 dk c) 10 dk d) 15 dk mikrodalga enerjisi maruziyeti sonucu meydana gelen yüzey sıcaklık dağılımları.

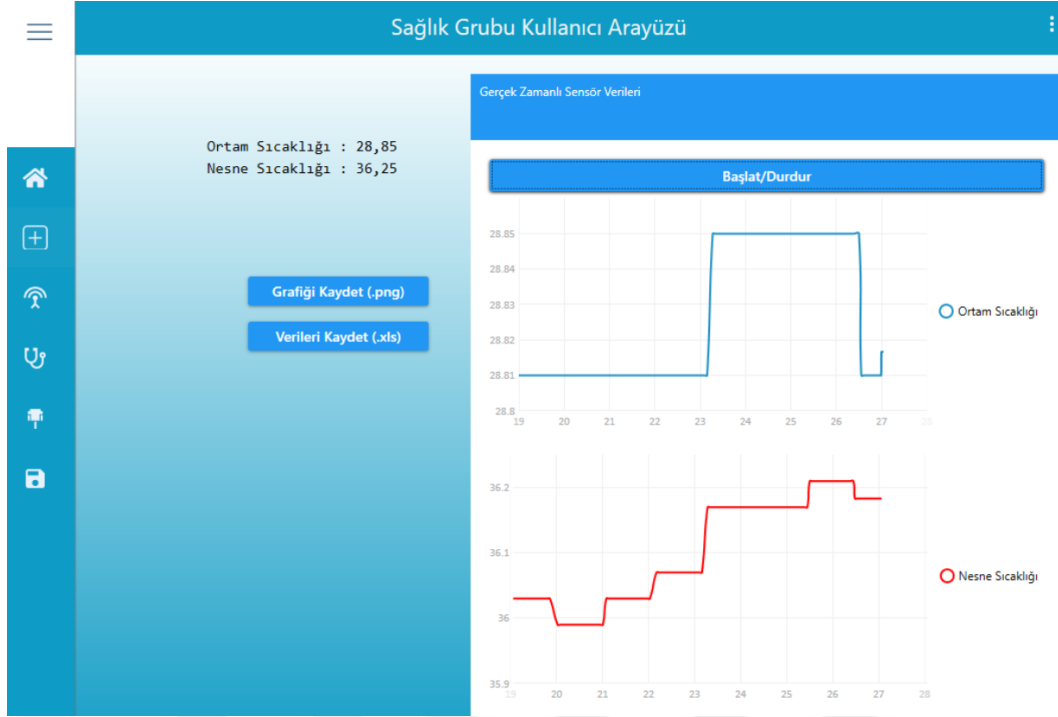
Şekil 6.13’te yüzey sıcaklık dağılımları gösterilen kuzu ciğeri örneğine penetre olan mikrodalga enerjisinin sıcaklık dağılımına etkisinin mesafeye bağlı grafiği Şekil 6.14’te gösterilmektedir.



Şekil 6.14: Reflektörlü prop ile uygulanan **a) 0 dk b) 5 dk c) 10 dk d) 15 dk** mikrodalga enerjisi maruziyeti sonucu düşey ekseninde kuzu ciğerinde meydana gelen mesafeye bağlı sıcaklık dağılımı.

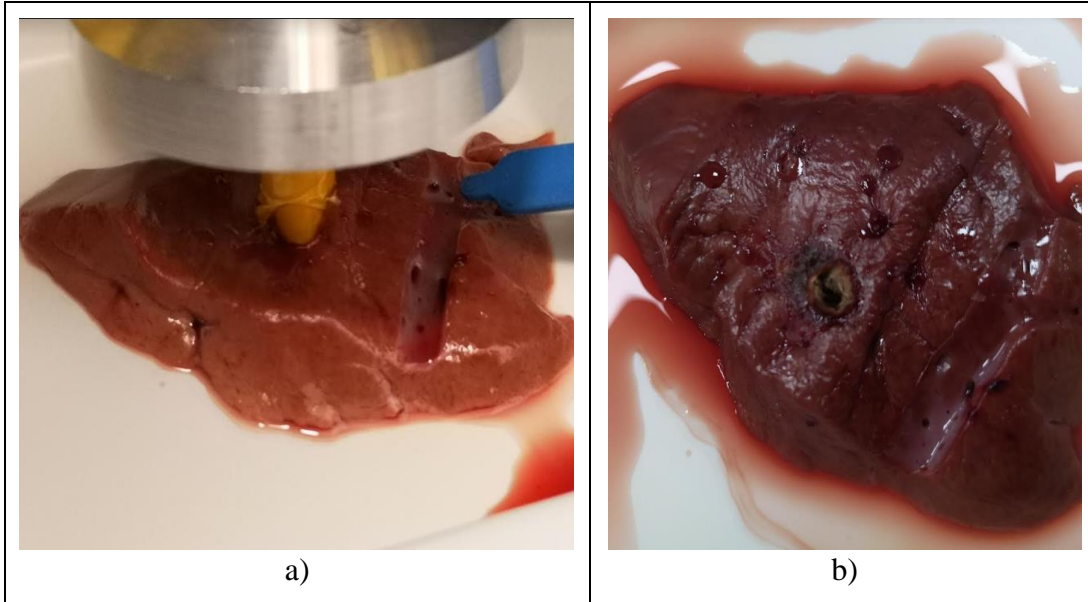
P1 kuzu ciğerinin düşey ekseninde reflektörlü proba en uzak noktası P2 ise reflektörlü probunun yayılım ucu kısmının kuzu ciğerine temas ettiği nokta olduğu dikkate alındığında mikrodalga enerjisinin oluşturulduğu kaynaktan uzaklaştıkça kuzu ciğerinin içindeki sıcaklık eksponansiyel olarak azalmaktadır. Şekil 6.14’da gösterilen bu sıcaklık dağılımı ablasyon yüzeyini doğrudan etkilemektedir. Şekil 6.14.f’de görüldüğü gibi 15 dakikalık mikrodalga maruziyeti sonucunda kuzu ciğeri yüzeyindeki sıcaklık yaklaşık olarak $80\text{ }^{\circ}\text{C}$ ’ye ulaştığı anda ablasyon etkisi görülmeye başlanmıştır.

Termal kamera ile yapılan sıcaklık ölçümlerine ek olarak Şekil 6.15’te arayüz yapısı gösterilen mikroişlemci tabanlı kızılötesi sıcaklık sensörü de kullanılarak sıcaklık ölçümleri doğrulanmıştır. Mikroişlemci tabanlı sıcaklık sensörünün kullanılması mikrodalga ablasyon sistemine taşınabilirlik ve elektronik kontrollü olarak müdahale etme imkanı sağlamaktadır.



Şekil 6.15: Reflektörlü probun kuzu ciğerinde meydana getirdiği sıcaklık değişiminin mikroışlemci tabanlı kızılötesi sıcaklık sensörü kullanılarak gerçek zamanlı ölçümü.

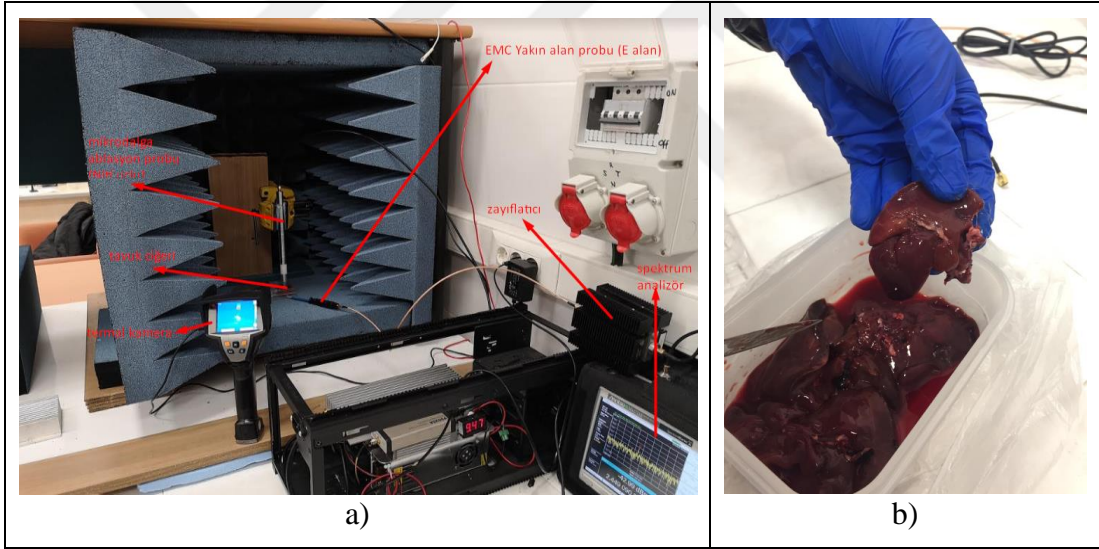
Reflektörlü prop ile uygulanan 15 dakikalık mikrodalga maruziyeti sonucunda kuzu ciğerinde meydana gelen değişim Şekil 6.16’da gösterilmiştir.



Şekil 6.16: Reflektörlü prop ile uygulanan 15 dakikalık mikrodalga maruziyeti a) Öncesi ve b) Sonrası kuzu ciğerinde meydana gelen değişim.

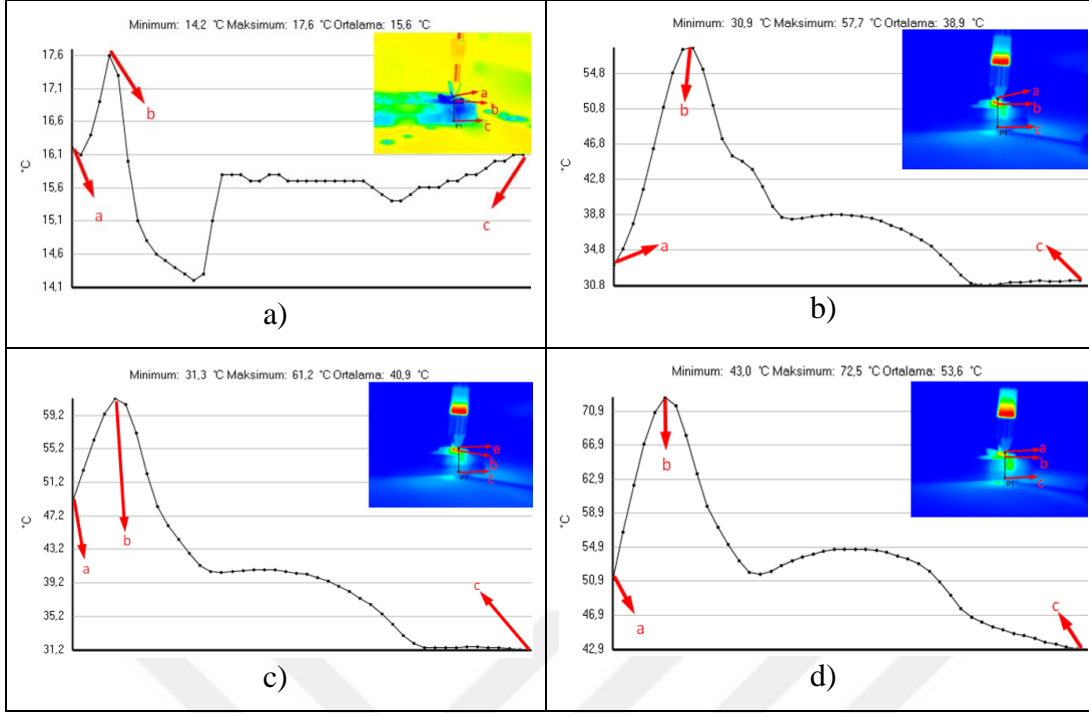
Şekil 6.14.b'deki S parametresi incelendiğinde reflektörlü probun yayılım ucuna yerleştirilen kuzu ciğeri 2.45 GHz frekansındaki geri dönüş kaybını artırdığından çıkış gücünde azalma meydana getirmiştir. 200 W CNCR yönlü kuplör ile RF çıkış gücü 30dBm olarak ölçülmüş ve bu güç değeri ile kuzu ciğerine uygulanan mikrodalga enerjisi ciğeri yaklaşık olarak 80 °C'ye çıkartıp yüzey kısımlarında pembeleşme ve kanlanma meydana getirmiştir.

MDA probu ve reflektörlü prop kullanılarak kuzu ciğeri üzerinde yapılan mikrodalga ablasyon deneyine ek olarak iç iletkeni bakır yerine NiTi bardan oluşan NiTi uçlu MDA probu kullanılarak buzluktan çıktıktan 12 saat sonra Şekil 6.17'deki deney düzeneğine alınan tavuk ciğeri üzerinde de mikrodalga ablasyon deneyi yapılmıştır. 2.45 GHz frekansında tavuk ve kuzu ciğerlerinin dielektrik sabiti yaklaşık olarak aynı olduğundan MDA probunun iç iletken kısmına temas ettirilen tavuk ciğerinin S parametresinde meydana getirdiği değişim Şekil 6.14'teki gibidir.



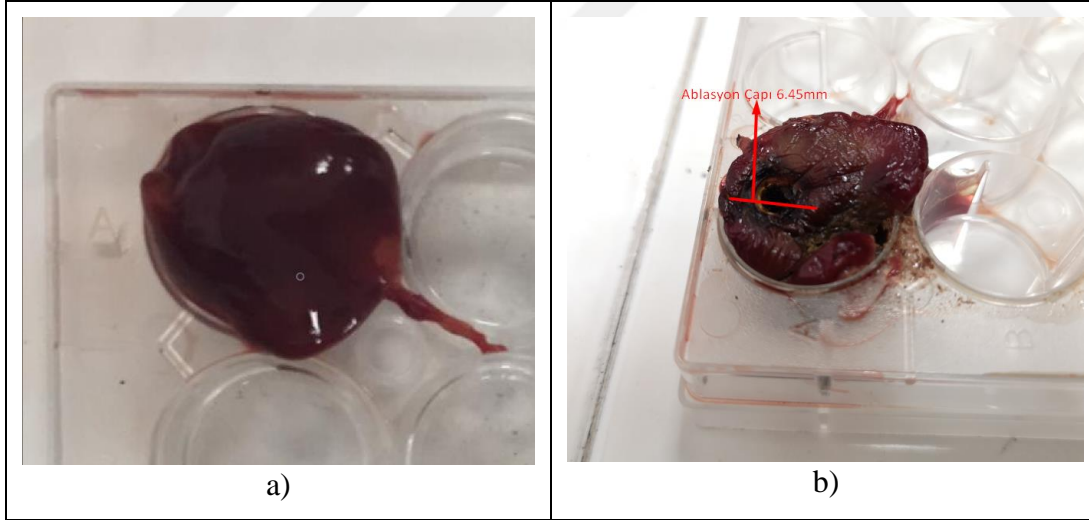
Şekil 6.17: NiTi uçlu MDA probu ile uygulanan 15 dakikalık mikrodalga maruziyeti a) Öncesi ve b) Sonrası kuzu ciğerinde meydana gelen değişim.

2.45 GHz frekansında ve 0 dbm giriş gücünde üretilen mikrodalga enerjisi, 50 dB kazanç değerindeki yükselteç ile yükseltip NiTi uçlu MDA probu aplikatör olarak kullanılmıştır. NiTi uçlu MDA probu petri kabına yerleştirilen tavuk ciğeri örneğinin 8 mm içerisine batırılarak mikrodalga enerjisi altındayken 5 dakikada bir sıcaklık ölçümleri kaydedilip Şekil 6.18'deki termal sonuçlar elde edilmiştir.



Şekil 6.18: NiTi uçlu MDA probu ile uygulanan 15 dakikalık mikrodalga maruziyeti a) Öncesi ve b) Sonrası tavuk ciğerinde meydana gelen değişim.

15 dakikalık mikrodalga maruziyetinden sonra tavuk ciğeri örneğinde oluşan ablyasyon çapı Şekil 6.19’da gözlemlenmiştir



Şekil 6.19: NiTi uçlu MDA probu ile uygulanan 15 dakikalık mikrodalga maruziyeti a) Öncesi ve b) Sonrası tavuk ciğerinde meydana gelen değişim.

15 dakikalık mikrodalga maruziyeti sonucunda tavuk ciğerinin sıcaklığı 72.5 °C’ye çıkmıştır. Tavuk ciğerinde oluşan ablyasyon çapı 6.45 mm olarak ölçülmüştür. Mikrodalga ablyasyon probunda kullanılan NiTi uca herhangi bir deforme olmamasına rağmen ısıdan dolayı tavuk ciğerinin NiTi uca yapıştığı gözlemlenmiştir.

Bu bölümde yer alan ex vivo deney verileri toparlandığında kullanılan RF aplikatör tipi, tavuk ciğeri veya kuzu ciğeri mevcudiyetinde ve yokluğunda RF aplikatörün iletilen güç, yansıyan güç ve elektrik alan değerleri , mikrodalga enerji maruziyet süreleri, mikrodalga ablasyon bölgesinin ulaştığı maksimum sıcaklık ve ablasyon çapları Tablo 6.1’de gösterilmiştir.

Tablo 6.1: Tasarlanan RF proplar ile yapılan ex vivo deney sonuçları.

Ex Vivo Verileri / RF Aplikatör Tipi	MDA Probu	Reflektörlü Prop	NiTi Uçlu MDA Probu
Maruc bırakılan numune tipi	Kuzu Ciğeri	Kuzu Ciğeri	Tavuk Ciğeri
Yüklü durumda iletilen güç	30.37 dBm	30.54 dBm	30.86 dBm
Yüklü durumda yansıyan güç	24.28 dBm	25.12 dBm	24.34 dBm
Yüklü durumda E alan	5.42 dBm	9.94 dBm	5.67 dBm
Maruz bırakma süresi	25 dk	15 dk	15 dk
Maksimum sıcaklık	78.4 °C	79.2 °C	72.5 °C
Ablasyon çapı	3.86 mm	8.25 mm	6.45 mm

Tablo 6.1 yorumlandığında yüklü durumdayken üç prop tipi de sistemden yaklaşık olarak 1 W mikrodalga gücü çekebilmekte ancak tasarım farklılıklarından dolayı en fazla reflektörlü propta olmak üzere farklı elektrik alan üretmektedirler. Reflektörlü prop diğer proplarda daha fazla elektrik alan ürettiğinden 15 dakikalık bir sürede diğer proplardan daha büyük ablasyon çapı ve daha sıcak bir ablasyon yüzeyi oluşturmaktadır. Buna ek olarak MDA probunun iç iletkeni NiTi bar ile değiştirilirse bakır uca göre daha az sürede ve daha büyük ablasyon çapı oluşturmaktadır.

7. SONUÇ

Projede mikrodalga ablasyon sistemlerinde kullanılmak üzere ISM bandında (2.45 GHz) çalışabilen yüksek güçlü cihazlar tasarlanmıştır. Tasarlanan cihazlar, mikrodalga ablasyon sırasında ortamda bulunan tümör hücrelerinden etkilenmemesi için çalıştıkları frekans bantgenişliği, ISM bandının büyük bir bölümünü kapsayacak şekilde tasarlanmıştır. Aynı zamanda frekans bant genişliği artırılarak cihazların imalatından kaynaklanabilecek hatalar da kompanze edilmiştir. RF propları tasarlamak için sayısal hesaplamalar ticari, üç boyutlu sayısal hesaplama programı olan “CST Microwave Studio” ile yapılmıştır. Mikrodalga performans parametreleri, prototip imalatı için makul bir aralığa optimize edilmiştir. Proje kapsamında tasarlanılan RF prop yapılarının gerçekleştirilmesi için Eskişehir Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü’nden destek alınarak literature katkı sağlayabilecek bir ürün ortaya çıkartılması sağlanmıştır.

Tasarlanılan RF prop yapılarından MDA probu ve reflektörlü prop olarak adlandırılan proplar fabrike edilerek yüksek güçte çalışabilen malzemelerden oluşan deney düzeneği ile çalışmalar yapılmıştır. Fabrike edilen RF prop yapılarının bileşenleri nominal 100 W’tan oluşan mikrodalga sisteminin aplikatör kısmını oluşturması ile birlikte meme kanserinin 2.45 GHz’deki elektriksel ve termal özelliklerini veren fantom sıvısı üretilen yüksek güçlü mikrodalga enerjisine maruz bırakılarak deneyler yapılmıştır. Deneyler sırasında 1mW’lık RF giriş sinyali uygulandığında MDA probu ve reflektörlü proba sırasıyla 13 W ve 23 W mikrodalga gücü iletimiş ve 5 dakikalık mikrodalga maruziyeti sonucunda meme kanseri fantom sıvısının sıcaklığı 32.5 °C ve 35.5 °C’ye ulaşmıştır.

Meme kanseri fantom sıvısı ile yapılan deneylerden yola çıkarak MDA probun giriş portuna tasarlanılan bir empedans uyumlama devesi bağlanması ile in vitro çalışması yapılmıştır. In vitro çalışmalarında kullanılan MCF7 göğüs kanseri hücresi ve MCF10 hücre hatları ticari olarak temin edilerek İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü Doku Mühendisliği ve Rejeneratif Tıp Laboratuvarı’nda kültive edilmiştir. MCF7 göğüs kanserinin hücre kültüründeki örneklerini empedans

uyumlama devresi ile birlikte kullanılan MDA probunun ürettiği mikrodalga enerjisine yaklaşık olarak 200 sn maruz bırakılarak 46°C'ye getirilmesi sağlanmıştır. Mikrodalga enerjisine maruz bırakılmayan kontrol grubu ve maruz bırakılan ablasyon guruplarının hücresel yayılma durumları 24 saatte bir yüksek çözünürlüklü mikroskop ile gözlemlenmiştir. 96 saatin sonunda kontrol grubu yayılma işeminin tamamlarken ablasyon grubunun tam anlamıyla yayılma sürecinin tamamlayamadığı görülmüştür. Bunun sonucunda MDA probunun ürettiği yüksek güçlü mikrodalga enerjisi ablasyon bölgesinde bulunan ve sıcaklığı 46 °C'ye ulaşmış MCF7 göğüs kanseri hücrelerinin proliferasyon hızlarında azalma oluşturduğu deneysel olarak ispatlanmıştır.

MDA probu ve reflektörlü prop yapıları ex vivo çalışmalarda kullanılmak üzere taze kesilmiş kuzu ciğeri örneklerine yüksek güçte mikrodalga enerjisi uygulayarak oluşturdukları ablasyon çapları belirlenmiştir. Kuzu ciğeri ile yapılan ex vivo deneyinde 1 mW'lık RF giriş sinyali uygulandığında MDA probu ve reflektörlü probun her ikisine yaklaşık olarak 1W mikrodalga gücü iletimiş bununla beraber sırasıyla 25 dakikalık ve 15 dakikalık mikrodalga maruziyeti sonucunda kuzu ciğerinin sıcaklığı yaklaşık olarak 80 °C'ye ulaşmıştır. Bu çalışmanın sonucunda MDA probun oluşturduğu mikrodalga enerjisi kuzu ciğerinde 3.86 mm, reflektörlü probun ürettiği mikrodalga enerjisinin kuzu ciğerinde 8.25 mm ablasyon çapları oluşturdukları görülmüştür. Son olarak MDA probunun bakırdan üretilen iç iletken parçası NiTi malzemedden üretilip oluşturulan RF prop yapısı ile tavuk ciğerine mikrodalga enerjisi uygulanarak ablasyon çapı ölçülmüştür. Kuzu ciğeri ile yapılan ex vivo deneyinde uygulanan RF giriş sinyali ile benzer bir şekilde tavuk ciğerine de 1mW RF giriş sinyal uygulanarak NiTi uçlu MDA probuna 1 W mikrodalga gücü 15dk süre ile tavuk ciğerine uygulanmış ve yaklaşık 6.45 mm ablasyon çapı oluşmuştur.

7.1 İleriye Dönük Yapılabilecek Çalışmalar

Bu proje kapsamında tasarlanılan RF prop yapıları yüksek mikrodalga gücünü taşıyabilme ve mikrodalga enerjisini lokalize bir şekilde ablasyon uygulanacak olan bölgeye iletmesi üzerine odaklanılmıştır. Böylece in vitro ve ex vivo çalışmalarında kullanmaya uygun tasarımlar gerçekleştirilmiş ve başarılı sonuçlar alınmıştır. Ancak in vivo çalışmalarda kullanılan aplikatörün hastaya acı ve zarar vermemesi için biyouyumlu malzeme kullanılarak mümkün olduğu kadar küçük boyutlu ve ince yapılı bir tasarım ile modellenmesi gerekmektedir. İleriye dönük çalışma olarak fiziksel

ebatları küçültülmüş bir tasarım gerçekleştirilerek in vivo çalışmalarda da başarılı sonuçlar elde edilmesi amaçlanmaktadır.



KAYNAKLAR

- [1] Doll, R., & Peto, R. (1981). The causes of cancer: quantitative estimates of avoidable risks of cancer in the United States today. *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, 66(6), 1192-1308.
- [2] Liu, G., Guo, J., Li, Y., Fan, Z., Chen, T., Wang, C., ... & Wei, X. (2010, December). Studying cancer metastasis potential by in-vivo flow cytometry and imaging. In *Asia Communications and Photonics Conference and Exhibition* (pp. 375-376). IEEE.
- [3] Mundy, G. R. (2002). Metastasis: Metastasis to bone: causes, consequences and therapeutic opportunities. *Nature Reviews Cancer*, 2(8), 584.
- [4] Vanneman, M., & Dranoff, G. (2012). Combining immunotherapy and targeted therapies in cancer treatment. *Nature reviews cancer*, 12(4), 237.
- [5] Fisher, D. E. (1994). Apoptosis in cancer therapy: crossing the threshold. *Cell*, 78(4), 539-542.
- [6] Miao, Z., Luker, K. E., Summers, B. C., Berahovich, R., Bhojani, M. S., Rehemtulla, A. & Howard, M. C. (2007). CXCR7 (RDC1) promotes breast and lung tumor growth in vivo and is expressed on tumor-associated vasculature. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 104(40), 15735-15740.
- [7] Miller, K., Wang, M., Gralow, J., Dickler, M., Cobleigh, M., Perez, E. A., & Davidson, N. E. (2007). Paclitaxel plus bevacizumab versus paclitaxel alone for metastatic breast cancer. *New England Journal of Medicine*, 357(26), 2666-2676.
- [8] Brace, C. (2011). Thermal tumor ablation in clinical use. *IEEE pulse*, 2(5), 28-38.
- [9] Bertram, J. M., Yang, D., Converse, M. C., Webster, J. G., & Mahvi, D. M. (2006). A review of coaxial-based interstitial antennas for hepatic microwave ablation. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 34(3).
- [10] Motasemi, F., & Afzal, M. T. (2013). A review on the microwave-assisted pyrolysis technique. *Renewable and sustainable energy reviews*, 28, 317-330.
- [11] Wei, W., Shao, Z., Zhang, Y., Qiao, R., & Gao, J. (2019). Fundamentals and Applications of Microwave Energy in Rock and Concrete Processing-A Review. *Applied Thermal Engineering*, 113751.
- [12] Cooks, T., Tal, M., Raab, S., Efrati, M., Reitkopf, S., Lazarov, E. & Keisari, Y. (2012). Intratumoral ²²⁴Ra-loaded wires spread alpha-emitters inside solid human tumors in athymic mice achieving tumor control. *Anticancer research*, 32(12), 5315-5321.
- [13] Keisari, Y., Hochman, I., Confino, H., Korenstein, R., & Kelson, I. (2014). Activation of local and systemic anti-tumor immune responses by ablation of solid

tumors with intratumoral electrochemical or alpha radiation treatments. *Cancer Immunology, Immunotherapy*, 63(1), 1-9.

[14] McGahan, J. P., & van Raalte, V. A. (2005). *Tumor Ablation: Principles and Practice, History of Ablation*.

[15] HAINES, D. E. (1992). Thermal Ablation of Perfused Porcine Left Ventricle In Vitro with the Neodymium-YAG Laser Hot Tip Catheter System. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 15(7), 979-985.

[16] McRury, I. D., & Haines, D. E. (1996). Ablation for the treatment of arrhythmias. *Proceedings of the IEEE*, 84(3), 404-416.

[17] T. L. Wonnell, P. R. Stauffer, and J. J. Langberg, "Evaluation of microwave and radio frequency catheter in myocardium-equivalent phantom model," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.39, no.10, Oct. 1992.

[18] Wonnell, T. L., Stauffer, P. R., & Langberg, J. J. (1992). Evaluation of microwave and radio frequency catheter ablation in a myocardium-equivalent phantom model. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 39(10), 1086-1095.

[19] Pisa, S., Cavagnaro, M., Bernardi, P., & Lin, J. C. (2001). A 915-MHz antenna for microwave thermal ablation treatment: physical design, computer modeling and experimental measurement. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 48(5), 599-601.

[20] Goldberg, S. N., Gazelle, G. S., & Mueller, P. R. (2000). Thermal ablation therapy for focal malignancy: a unified approach to underlying principles, techniques, and diagnostic imaging guidance. *American journal of roentgenology*, 174(2), 323-331.

[21] Meloni, M. F., Chiang, J., Laeseke, P. F., Dietrich, C. F., Sannino, A., Solbiati, M., ... & Lee Jr, F. T. (2017). Microwave ablation in primary and secondary liver tumours: technical and clinical approaches. *International Journal of Hyperthermia*, 33(1), 15-24.

[22] Sartori, S., Di Vece, F., Ermili, F., & Tombesi, P. (2017). Laser ablation of liver tumors: An ancillary technique, or an alternative to radiofrequency and microwave?. *World journal of radiology*, 9(3), 91.

[23] Ahmed, M., Brace, C. L., Lee Jr, F. T., & Goldberg, S. N. (2011). Principles of and advances in percutaneous ablation. *Radiology*, 258(2), 351-369.

[24] Sartori, S., Di Vece, F., Ermili, F., & Tombesi, P. (2017). Laser ablation of liver tumors: An ancillary technique, or an alternative to radiofrequency and microwave?. *World journal of radiology*, 9(3), 91.

[25] Lu, D. S., Raman, S. S., Limanond, P., Aziz, D., Economou, J., Busuttil, R., & Sayre, J. (2003). Influence of large peritumoral vessels on outcome of radiofrequency ablation of liver tumors. *Journal of vascular and interventional radiology*, 14(10), 1267-1274.

[26] Iannitti, D. A., Martin, R. C., Simon, C. J., Hope, W. W., Newcomb, W. L., McMasters, K. M., & Dupuy, D. (2007). Hepatic tumor ablation with clustered microwave antennae: the US Phase II trial. *Hpb*, 9(2), 120-124.

[27] Hulsey, R. W. (2015). Multiple frequency microwave ablation. *Mississippi State University*.

- [28] Hulsey, R. W. (2015). Multiple frequency microwave ablation. *Mississippi State University*.
- [29] Falciglia, P. P., & Vagliasindi, F. G. A. (2014). Remediation of hydrocarbon-contaminated soils by ex situ microwave treatment: technical, energy and economic considerations. *Environmental technology*, 35(18), 2280-2288.
- [30] Metaxas, A. C. (1991). Microwave heating. *Power Engineering Journal*, 5(5), 237-247.
- [31] Ambrosetti, P., Becker, C., & Terrier, F. (2002). Colonic diverticulitis: impact of imaging on surgical management—a prospective study of 542 patients. *European radiology*, 12(5), 1145-1149.
- [32] Okhai, T. A., & Smith, C. J. (2013). Principles and Application of RF System for Hyperthermia Therapy. In *Hyperthermia*. IntechOpen.
- [33] Ali, F., & Ray, S. (2013). SAR analysis for handheld mobile phone using DICOM based voxel model. *Journal of Microwaves, Optoelectronics and Electromagnetic Applications*, 12(2), 363-375.
- [34] Gabriel, C., Gabriel, S., & Corthout, Y. E. (1996). The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Physics in medicine & biology*, 41(11), 2231.
- [35] Ali, M. F., & Ray, S. (2015). Offline RF thermal ablation planning using CT/MRI scan data. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 46(1), 141-150.
- [36] Bottiglieri, A., Elahi, A., Shahzad, A., Donlon, P. T., Denny, M. C., & O'Halloran, M. (2018, September). Experimental evaluation of the effective ablation zone on ex-vivo bovine liver samples. In *2018 EMF-Med 1st World Conference on Biomedical Applications of Electromagnetic Fields (EMF-Med)* (pp. 1-2). IEEE.
- [37] Pozar, D. M. (1998). Chapter 4: microwave network analysis. *Microwave Engineering, 2nd ed.*, John Wiley & Sons, Inc, 190-211.
- [38] Duck, F. A. (1990). Acoustic properties of tissue at ultrasonic frequencies. *Physical properties of tissue: A comprehensive reference book*, 73-124.
- [39] Wieland, I. (2010). *Development of a 1.8 mm Percutaneous Applicator with Closed Cycle Cooking for Microwave Tumour Ablation* (Doctoral dissertation, University of Bath).
- [40] Jerby, E., Aktushev, O., & Dikhtyar, V. (2005). Theoretical analysis of the microwave-drill near-field localized heating effect. *Journal of applied physics*, 97(3), 034909.
- [41] Meir, Y., & Jerby, E. (2012). Localized rapid heating by low-power solid-state microwave drill. *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, 60(8), 2665-2672.
- [42] Ueda, T., Watanabe-Fukunaga, R., Fukuyama, H., Nagata, S., & Fukunaga, R. (2004). Mnk2 and Mnk1 are essential for constitutive and inducible phosphorylation of eukaryotic initiation factor 4E but not for cell growth or development. *Molecular and cellular biology*, 24(15), 6539-6549.
- [43] Ortega-Palacios, R., Leija, L., Vera, A., & Cepeda, M. F. J. (2010, September). Measurement of breast-tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation. In *2010 7th International Conference on Electrical Engineering Computing Science and Automatic Control* (pp. 216-219). IEEE.

[44] O. Karaman, E. Jabbari, and A. Khademhosseini (2012). Patterned Hydrogels with Complementary Biomechanical Properties for Vascularized Osteogenesis. In *Biomedical Engineering Society Annual Meeting*, Atlanta GA, USA.

[45] Sendemir-Urkmez, A., & Jamison, R. D. (2007). The addition of biphasic calcium phosphate to porous chitosan scaffolds enhances bone tissue development in vitro. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 81(3), 624-633.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı : Caner

Soy Adı : Murat

Doğum Tarihi : 07.06.1994

E-posta : caner.murat35@gmail.com

Telefon (GSM): 0 (539) 777 63 07

Sürücü Belgesi: B (04.12.2012)



Eğitim

İlköğretim: Çiğli Yunus Emre İlköğretim Okulu (2008)

Lise: Çiğli Tuğba Özbek Anadolu Lisesi (2012)

Lisans: İzmir Katip Çelebi Üniversitesi/ Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi/ Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü (%100 İngilizce) (**Mezuniyet ortalaması: 3.1**)(2017)

Yüksek Lisans: İzmir Katip Çelebi Üniversitesi/ Fen Bilimleri Enstitüsü/ Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı (**Mezuniyet ortalaması: 3.87**) (2019)

Sertifika Ve Katılım Belgeleri

1) British Culture **B2 İngilizce** Dil Sertifikası (24.06.2013)

2) Tepekule'de Elektrik Mühendisleri Odası tarafından gerçekleştirilen "**Elektrik Tesilat Kongre ve Sergisine**" Katılım (21-24 Kasım 2013)

3) İzmir Katip Çelebi Üniversitesi'nde gerçekleştirilen "**Araştırma ve Geliştirme Faaliyetine Dayalı Üretim ve Kontrol Yöntemleri**" konulu çalıştayına katılım (27 Mayıs 2014)

4) Global Kariyer tarafından düzenlenen Kariyer Gelişim Semineri kapsamında "**Kariyer Nasıl Yönetilir?**" konulu eğitim programına katılım (2014)

5) Türkiye Cumhuriyeti Ekonomi Bakanlığı ve Türkiye İhracatçılar Meclisi işbirliğiyle İzmir'de düzenlenen "**Türkiye İnovasyon Haftası Etkinliklerine**" katılım (19-20 Mart 2015)

6) **Autocad, Solidworks, 3DMax, Photoshop** eğitim sertifikaları

Yetenekler

- Microsoft Office
- Android Studio
- Somachine
- MATLAB
- Autocad
- CST Desing Environment
- MPLAB X IDE v3.25
- Proteus
- Arduino
- Solidworks

Kişisel İlgil Alanları Ve Başarılar

Başarılar:

- 2015, 2016 ve 2017 Antalya Üniversiteler Arası Satranç Turnuvası İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Takımı Sporculuğu (UKD: 1536 & ELO: 1570)
- İzmir Katip Çelebi Üniversitesi'nde düzenlenen 2015 İ.K.Ç.Ü. Satranç Turnuvası Üniversite 2.'liği
- 2008 yılı İlköğretim Okulları Arası Bilgi Yarışması Çiğli 3.'lüğü

Kişisel İlgil Alanları:

- Satranç
- Basketbol
- Gitar
- Bisiklet

Stajlar

- EGESİM GROUP (Haziran 2015-Temmuz 2015)
- PTT Genel Müdürlüğü (Ağustos 2015-Eylül 2015)
- Türk Telekom (Haziran 2016-Temmuz 2016)
- Vestel (Ağustos 2016-Eylül 2016)

Projeler

- Elektronik Kontrollü Çok Fonksiyonlu Tekrar Konfigüre Edilebilir UHF Bandında Metal Yoğun Ortamda Çalışan RFID Antenlerle Çelik Jant Üretim Takip Sistemi (**Tübitak 2209B destekli**).
- Sıcaklık Ve Manyetik Alan Sensörleri İle Kablosuz Veri Aktarabilen Arduino Tabanlı Darbeli Elektromanyetik Alan Terapi Uygulaması (**Lisans bitirme projesi**)
- Schneider M238 Logic Controller(PLC) ile PID Motor Hızı Kontrolü
- TMS320F28035 Tabanlı Multilevel Inverter (50W)
- PIC 18F45K22 ile Kablosuz Veri Transferi

Ödül

“Akıllı Alaşımlar (Sma) İle Anten-Aplikator Tasarımları Ve Çoklu Sensor Takımları Kullanılarak Darbeli Elektromanyetik Alan Cihazı Tasarımı Ve Metastatik Meme Kanserinde Tedavi Ve Ağrı Azaltmaya Yönelik Etkilerin İncelenmesi” adlı TÜBİTAK destekli projede tam zamanlı yüksek lisans bursiyeri

Yayımlar

- Darbeli Elektromanyetik Alan Terapi Cihazı Prototip Tasarımı (**ICADET 2017**)
- Bobin Dizisi Temelli PEMF aplikatörün Manyetik Alan Homojenliği için Sayısal ve Analitik Tasarımı (**ICADET 2017**)
- ISM Bandı Mikrodalga Ablasyon Sistemi için Mikrodalga Prop Tasarımı (**TIPTEKNO 2018**)
- ISM Bandı Mikrodalga Ablasyon Sistemi için Heliks Şekilli Açık Uçlu Reflektörlü Mikrodalga Ablasyon Prop Tasarımı (**AES 2019**)
- ISM Bandı Mikrodalga Ablasyon Sistemi için Heliks Şekilli Kapalı Uçlu Reflektörlü Mikrodalga Ablasyon Prop Tasarımı (**AES 2019**)