



**T.C.**  
**KONYA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ**  
**LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**



**YÜKSEK KAZANÇLI MİKROŞERİT VE  
HORN ANTEN YAPILARI İLE FİKSE  
EDİLMİŞ KANSERLİ DOKULARIN TESPİTİ**

**RABİA TOPRAK**

**DOKTORA TEZİ**

**Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Şubat-2022**  
**KONYA**  
**Her Hakkı Saklıdır**

## TEZ KABUL VE ONAYI

Rabia Toprak tarafından hazırlanan “**Yüksek Kazançlı Mikroşerit ve Horn Anten Yapıları ile Fikse Edilmiş Kanserli Dokuların Tespiti**” adlı tez çalışması 01/02/2022 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Konya Teknik Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

### Jüri Üyeleri

### İmza

#### Başkan

Doç. Dr. Hilal ARIKOĞLU

.....

#### Danışman

Doç. Dr. S. Sinan GÜLTEKİN

.....

#### Üye

Doç. Dr. Kadir SABANCI

.....

#### Üye

Doç. Dr. Akif DURDU

.....

#### Üye

Dr. Öğr. Ü. Dilek UZER

.....

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Saadettin Erhan KESEN  
Enstitü Müdürü

Bu tez çalışması Konya Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 211102032 nolu proje ile desteklenmiştir.

## **TEZ BİLDİRİMİ**

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

## **DECLARATION PAGE**

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

Rabia TOPRAK

Tarih: 01/02/2022

## ÖZET

### DOKTORA TEZİ

# YÜKSEK KAZANÇLI MİKROŞERİT VE HORN ANTEN YAPILARI İLE FİKSE EDİLMİŞ KANSERLİ DOKULARIN TESPİTİ

**Rabia TOPRAK**

**Konya Teknik Üniversitesi  
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü  
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman: Doç. Dr. S. Sinan GÜLTEKİN**

**2022, 87 Sayfa**

**Jüri**

**Doç. Dr. S. Sinan GÜLTEKİN**

**Doç. Dr. Hilal ARIKOĞLU**

**Doç. Dr. Kadir SABANCI**

**Doç. Dr. Akif DURDU**

**Dr. Öğr. Ü. Dilek UZER**

Patoloji, özellikle kanser hastalıklarının teşhis ve tedavisinde önemli olan bir bilim dalıdır. Hastalardan alınan doku örneklerinin patoloğlar tarafından doku analizinin yapılması ile patolojik raporlar hazırlanır. Bu raporlar hem hasta hem de doktor için hastalığa dair bilgileri içermesinden dolayı önemlidir. Ancak günümüzde bu raporlara ulaşmak haftalar hatta aylar sürebilmektedir. Özellikle hasta ve numune sayısı düşünüldüğünde acil durumda olan hastalar için rapora ulaşma süreleri önem arz etmektedir. Patoloğların bazen bir numune için saatlerini harcıyor olması, buna bağlı olarak gelişen yorgunluk ve insani durumları da göz önüne alındığında raporların doğruluğunun incelenmesi söz konusu olmaktadır. Bu amaçla çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Anten yapıları ile patolojik doku örneklerinin kanser teşhisine yönelik kullanılması düşüncesi tez çalışmasının konusu olmuştur. Böylelikle tez çalışması ile tasarlanan ve üretimi gerçekleştirilen anten yapıları ile patolojik doku örneklerinden elde edilen normal ve kanser dokularına yönlendirilen elektromanyetik ışıma değişimleri incelenmiştir.

Biyomedikal alanda kullanılan anten yapıları son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Anten yapılarının çeşitli türleri araştırılmakta ve geliştirilmektedir. Biyomedikal alanda kullanılan anten yapılarında çeşitli özellikler aranmaktadır. Bunlardan bazıları, kazancının ve yönlülüğünün yüksek olması, empedans uyumunun tam olması, verimliliğinin yüksek olmasıdır. Kullanılan anten yapısının amacına uygun olarak içindeki ortama zarar vermemesi gerekmektedir. Bahsedilen ortam çalışmalarda kurgulanan fantomlar ya da giyilebilir uygulamalardaki canlı dokular olarak ifade edilebilir. Biyomedikal alanda anten yapılarının kullanım alanları incelendiğinde, bu tez çalışmasında anten yapılarının patolojik doku örnekleri üzerindeki etkisi ise çalışmanın konusu olmuştur.

Mikroşerit yama ve horn yapılı antenler söz konusu probleme yönelik biçimde tasarlanmış ve test düzenekleri oluşturularak sonuçlar değerlendirilmiştir. Çalışmanın verimliliğini artırmak amacıyla antenlerin kazanç değerlerinin ve dolayısı ile yönlülük değerlerinin yüksek olmasına dikkat edilmiştir. Ölçümü yapılan patolojik doku örneklerinin ölçüm sırasında zarar görmemesi için boş uzay ölçüm tekniği kullanılmıştır. Ölçüm tekniğine dayanılarak yapılan tasarım ve uygulamalarla gerçekleştirilen anten yapılarından elde edilen sonuçların analizleri değerlendirilerek tez çalışması ile literatüre sunulmuştur. Numunelerin tamamının üzerine, kurgulanan test düzenekleri üzerinde uygulanmış olan elektromanyetik ışınlamaların saçılma (S) parametreleri, elde edilen sonuçlardır. Saçılma parametreleri sonuçları üzerinde normalizasyon işlemleri (test düzeneği, gürültü vb. etkileri elimine etmek için) yapılarak sonuçların normal ve kanserli dokular için anlamlı olması sağlanmıştır.

Elde edilen sonuçlarla, patolojik normal ve tümörlü doku örneklerinin farklılıkları açıkça ortaya konulmuştur. Bu farklılıklar şekil ve çizelgeler yardımıyla gösterilmiştir. Farklılıkların net olarak ifade edildiği normalize edilmiş S-parametreleri ile gösterilerek çalışmanın önemi vurgulanmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Mikroşerit yama anten, kazançlı anten, horn anten, patolojik doku, normalizasyon, S-parametreleri.



## **ABSTRACT**

### **PhD THESIS**

## **DETECTION OF CANCEROUS TISSUES FIXED WITH HIGH GAIN MICROSTRIP AND HORN ANTENNA STRUCTURES**

**Rabia TOPRAK**

**Konya Technical University  
Institute of Graduate Studies  
Department of Electrical and Electronics Engineering**

**Advisor: Assoc. Prof. Dr. Seyfettin Sinan GÜLTEKİN**

**2022, 87 Pages**

### **Jury**

**Assoc. Prof. Dr. Seyfettin Sinan GÜLTEKİN**

**Assoc. Prof. Dr. Hilal ARIKOĞLU**

**Assoc. Prof. Dr. Kadir SABANCI**

**Assoc. Prof. Dr. Akif DURDU**

**Asst. Prof. Dr. Dilek UZER**

Pathology is a branch of science that is especially important in the diagnosis and treatment of cancer diseases. Pathological reports are prepared by tissue analysis of tissue samples taken from patients by pathologists. These reports are important for both the patient and the doctor as they contain information about the disease. However, nowadays it can take weeks or even months to reach these reports. Especially considering the number of patients and samples, the time to reach the report is important for patients in an emergency. Considering the fact that pathologists sometimes spend hours for a sample, and the resulting fatigue and human condition, the accuracy of the reports is in question. There are various studies for this purpose. The idea of using antenna structures and pathological tissue samples for cancer diagnosis has been the subject of the thesis. Thus, antenna structures designed and produced in the thesis study and electromagnetic radiation changes obtained from pathological tissue samples and directed to normal and cancer tissues were examined.

Antenna structures used in the biomedical field have gained importance in recent years. Various types of antenna structures are being researched and developed. Various features are sought in antenna structures used in the biomedical field. Some of them are high gain and directivity, full impedance matching, high efficiency. The antenna structure used should not damage the environment in accordance with its purpose. The mentioned environment can be expressed as phantoms constructed in studies or living tissues in wearable applications. When the usage areas of antenna structures in the biomedical field are examined, the effect of antenna structures on pathological tissue samples in this thesis study has been the subject of the study.

Microstrip patch and horn antenna structures have been designed for the aforementioned problem, test setups have been created and the results have been evaluated. In order to increase the efficiency of the study, attention was paid to the high gain values of the antennas and thus the directivity values. The free space measurement technique was used to prevent the measured pathological tissue samples from being damaged during the measurement. The analyzes of the results obtained from the antenna structures made with the design and applications based on the measurement technique were evaluated and presented to the literature with the thesis study. The scattering (S) parameters of electromagnetic radiations, which were applied on all of the samples, on the test set-ups, are the results obtained. The results of the scattering parameters were normalized (to eliminate the effects of test setup, noise, etc.) to ensure that the results were meaningful for normal and cancerous tissues.

With the results obtained, the differences between pathological normal and tumor tissue samples were clearly revealed. These differences are shown with the help of figures and tables. The importance of the study was emphasized by showing the normalized S-parameters where the differences were clearly expressed.

**Keywords:** Microstrip patch antenna, gain antenna, horn antenna, pathological tissue, normalization, S-parameters.



## ÖNSÖZ

Çalışmalarım boyunca bilimsel katkıları ve farklı bakış açıları ile beni aydınlatan, ilgi, anlayış ve desteğini asla esirgemeyen sayın hocam Doç. Dr. Seyfettin Sinan GÜLTEKİN'e teşekkürü bir borç bilirim. Aynı zamanda yine fikirleri ve bu teze destek ve tavsiyelerinden dolayı Dr. Öğr. Ü. Dilek UZER'e teşekkür ederim. Çalışmalarım sürecinde daima hoşgörüsünü ve desteğini esirgemeyen değerli hocam Doç. Dr. Ahmet KAYABAŞI'na teşekkür ederim.

Ayrıca tez sürecimde değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Arş. Gör. Mustafa TEKBAŞ'a, Dr. Öğr. Ü. Habibe Durmaz SAĞIR'a, Arş. Gör. Hüseyin TEKBAŞ'a teşekkürlerimi sunarım.

Numune temini noktasında desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen çok değerli hocalarım Doç. Dr. Hilal ARIKOĞLU ve Doç. Dr. Zeliha Esin ÇELİK hocalarıma teşekkürlerimi sunarım.

Beni bugüne kadar daima destekleyen ve her zaman motive eden çok değerli aileme, çalışmalarım süresince sabırlarını ve desteklerini asla eksik etmeyen ve teşvik noktasında önemli bir seviyeye ulaşmış çok değerli annem ve babam Halime ve İsmail ÇALIŞKAN'a, eşim Mehmet TOPRAK'a, varlıklarına şükrettiğim oğullarım Rahim Mert ve Oğuz Mirza TOPRAK'a, kayınvalidem Durdane TOP'a ve diğer bütün aile üyelerime en içten teşekkürlerimi sunarım. İyi ki varsınız, her daim huzurla, sağlıklı, afiyetle ve muhabbetle...

Rabia TOPRAK  
KONYA-2022



# İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET .....</b>	<b>iv</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>vi</b>
<b>ÖNSÖZ .....</b>	<b>viii</b>
<b>İÇİNDEKİLER .....</b>	<b>ix</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR .....</b>	<b>x</b>
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
1.1. Kaynak Araştırması.....	2
<b>2. PATOLOJİ BİLİMİ VE HÜCRE HATLARI.....</b>	<b>6</b>
2.1. Patoloji Bilimi.....	6
2.1.1. Doku hazırlama sürecinin önemi .....	7
2.1.2. Doku hazırlama aşamaları .....	8
<b>3. ANTEN YAPILARI VE SİSTEM TASARIMI.....</b>	<b>13</b>
3.1. Mikroşerit Yama Anten Yapısı ve Tasarımı.....	13
3.1.1. Tasarlanan mikroşerit yama anten yapısı.....	15
3.2. Horn Anten Yapısı .....	20
3.2.1. Tez çalışmasında kullanılan horn anten yapısı .....	21
3.3. Sistem Tasarımı .....	22
3.3.1. Sistem tasarımında antenlere ait mesafelerin belirlenmesi.....	26
<b>4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA.....</b>	<b>28</b>
4.1. Mikroşerit Anten Yapısı ile Patolojik Doku Örneklerinin İncelenmesi .....	28
4.2. Horn Anten Yapısı ile Patolojik Doku Örneklerinin İncelenmesi.....	32
4.2.1. 24 GHz horn anten ile ölçümler.....	35
<b>5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....</b>	<b>70</b>
5.1. Sonuçlar .....	70
5.2. Öneriler .....	73
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>74</b>
<b>EKLER .....</b>	<b>84</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Simgeler

$\epsilon_r/\epsilon_r$	: Dielektrik Sabiti
W	: Yama Genişliği
L	: Yama Uzunluğu
h	: Taban Malzeme Kalınlığı
t	: Yama Kalınlığı
$\lambda$	: Dalga Boyu
a	: Dairesel anten yama çapı
F	: Frekansa ve dielektrik malzemeye bağlı bir değer
G	: Kazanç
$\eta$	: Anten verimliliği
c	: Işık hızı
$f_r$	: Çalışma frekansı
D	: Yönlülük
$A_{eff}$	: Efektif ışınma alanı
$S_{ij}$	: i ve j değerine göre saçılma parametresi
$D_{mak}$	: Antene ait maksimum uzunluk değeri
Q	: Kalite faktörü

### Kısaltmalar

dB	: Desibel
FR4	: Frame Resistant
GHz	: Giga Hertz
HFSS	: High Frequency Structural Simulator
ISM/SBT	: Industrial, Scientific, Medical/Sınai, Bilimsel, Tıbbi
MICS	: Medical Implant Communication Service
UWB	: Ultra Wide Band
PIFA	: Planar Inverted F-Antenna
ÖSO/SAR	: Özgül Soğurma Oranı
pH	: Potansiyel Hidrojen
PANC-1	: Canlı Pankreas Kanseri Yolu
ATCC	: Hücre Yolu Temin Firması
MUT	: Material Under Test
VNA	: Vektör Network Analizör
EM	: Elektromanyetik
E	: Elektrik Alan
H	: Manyetik Alan
VSWR	: Duran Dalga Gerilim Oranı

## 1. GİRİŞ

Patoloji, 'pathos'-hastalık ve 'logos'-bilim kelimelerinin bir arada kullanılmasıyla oluşmuş bir hastalık bilimidir. Hastalıkların tespit, teşhis ve tedavi sürecinde hayati önem arz eden bir bilim dalıdır (Nakhleh, 2006). Hastalıkların sonucunda organlarda ve dokularda değişimler meydana gelir. Bu değişimleri hücresel olarak inceler. İncelemelerde ışık mikroskobu kullanılır. Mikroskop görüntüsünü hücresel bazda değerlendiren patologlar ulaştıkları bilgileri rapor halinde hazırlarlar. Bu raporlar hem doktor hem de hasta için tedavinin şeklini ve süresini belirleyen bilgiler içerir. Bu nedenle özellikle acil tedavi gerektiren hastalar için raporlara ulaşım süresi önemlidir. Ancak gerek hasta gerekse numune sayısı göz önüne alındığında, bu raporlara ulaşım süresi bazen aylarca sürebilmektedir. Ayrıca patologların insani durumları göz önüne alındığında raporlardaki sonuçlara ait değerlendirmelerin netliğinin incelenemediği bir araç bulunmamaktadır. Patologların dokulara ait verileri dokular ilk çıkarıldığı anda belli çıktılar verebilen bir araç geliştirilmesi işlerini kolaylaştıracak teknolojik gelişmelerdir. Elbette bu gelişmeler için öncelikle detaylı bir patolojik doku analizi ve sınıflandırması gerekmektedir.

Anten yapıları literatürde çeşitli amaçlar için kullanılmaktadır. Havacılık, uzay, savunma sanayi gibi farklı alanlarda anten tipleri araştırılmaktadır (Balanis, 2013). Anten tiplerini sıralanırsa, en yaygın bilinen tipi çanak anten olmak üzere, monopollü, dipollü, boynuz yapılı (horn), Vivaldi, mikroşerit yama yapılı, dizi anten olmak üzere çeşitlendirilebilir. Özellikle biyomedikal alanda anten yapılarının kullanımı son yirmi yıl içerisinde oldukça artmıştır. Biyomedikal alanda kullanım alanları hastalıklara ait teşhis ve tedavi yöntemleri olarak sıralanabilir. Örneğin; kanser tespitinde kullanılan anten yapıları (A.Kahwaji ve ark., 2016; Çalışkan ve ark., 2015; Raihan ve ark., 2017; Top ve ark., 2019) ya da bir tür kanser tedavisi olan hipotermi yöntemi için kullanılan anten yapıları (J. Li ve ark., 2019; S. Singh ve ark., 2019). Burada çeşitli amaçlar için kullanılan anten yapıları çoğunlukla horn antenler, horn lens antenler, Vivaldi antenler, mikroşerit yama yapılı antenler ve dizi yapılı antenler olarak sıralanabilir (Asif ve ark., 2019; Çalışkan ve ark., 2015; Dey ve ark., 1996; Diao ve ark., 2019; Ghodgaonkar ve ark., 1989; Karim ve ark., 2018; Kiourti, 2018; Labus ve ark., 2018; J. Liu ve ark., 2018; Lyu ve ark., 2018; Meredov ve ark., 2019; Quddious ve ark., 2019; Samal ve ark., 2012; Shadid ve ark., 2018; Soltani ve ark., 2018; Top ve ark., 2019; Top ve ark., 2017a).

Bu çalışmada özellikle iki anten yapısı üzerinde durulmaktadır. Bunlardan ilki mikroşerit yama anten ve diğeri horn anten yapısıdır. Mikroşerit anten yapıları, çeşitli avantajlarından dolayı seçilmiştir (Lee ve ark., 2012; I. Singh ve ark., 2011). Bu avantajlardan bazıları, kullanım ve tasarım kolaylığı, yama yapısı çeşitliliği, düşük profilli olması ve maliyetidir. Ancak mikroşerit yama antenler düşük kazanç değerine sahip anten yapılarıdır. Bu nedenle ölçüm düzeneğinde daha verimli olabilecek horn anten yapıları da tercih edilmiştir. Bunun nedeni yüksek kazançlı olmalarından dolayıdır (Daniyan ve ark., 2014). Kazancının yüksek olması ile birlikte yönlülüğü de yüksek antenlerdir. Literatürde sıklıkla tercih edilen horn anten yapılarının en büyük dezavantajı fiyatının yüksek olmasıdır.

Patolojik doku örneklerinin anten yapıları ile incelenmesi daha önce literatürde bulunmayan ve araştırılmamış bir konudur. Bu tezin amacıyla yukarıda bahsedilen patolojik doku örneklerinin anten yapıları ile incelenmesi ve araştırılması bulunmaktadır. Bu amaç hem patolog hem hasta hem de doktor için önemlidir. Doku ya da numune örneğine ait ilk değerlendirmenin hızlı ve kolay bir şekilde yapılabilmesine olanak tanınması planlanmaktadır. Böylelikle özellikle acil durumda olan hastalar için rapor süresi kısılacak ve belki tedaviye erken başlanıldığı için yaşam süreleri uzayabilecektir. Günümüzde tedavi alabilme ve tedavi süresi verimli olmasının etkisi hastaların yaşamını sürdürmesinde önemli faktörlerdendir. Tüm bunlar düşünüldüğünde patolojik doku örneklerine ait değerlendirmelerin hızlı ve verimli bir şekilde yapılması tezin önemine ayrıca katkı sağlamaktadır. Tezde anten yapıları kullanılacağından ışımaya ve yansımaya değerleri detaylı şekilde incelenecektir. İncelemenin ortama ait yansımaya/ışımaya ve ölçüm düzeneği yapısından kaynaklı etkilenmeleri minimuma indirmek için normalizasyon yapılmıştır. Normalizasyon sonuçları her bir parametre için ayrıca incelenmiştir. Normal ve kanserli dokulara ait değerler arasındaki farklılıklar grafikler yardımıyla gösterilmiştir. Bu farklılıklar patolojik doku örneklerinin anten yapıları ile incelenebilmesine olanak sağlaması açısından önemlidir. Tezin amacı olan normal ve kanserli doku farklılıklarının gösterilmesi çalışmanın başarısını ortaya kolan temel unsurdur.

### **1.1. Kaynak Araştırması**

Literatürde anten yapılarına ait çok sayıda uygulama bulunmaktadır. Özellikle son dönemlerde sıklıkla araştırılan biyomedikal uygulama alanlarına dair birçok çalışmayı

bulmak mümkündür. Bu çalışmaların önemi insan hayatındaki rahatsızlık tespiti ve tedavi uygulamaları gibi gelişmeleri barındırması açısından artmaktadır.

Günümüzde yaygın olarak kullanılan giyilebilir ya da vücuda yerleştirilebilir biyosensör vb. gibi sistemlerin aralarında haberleşerek vücut için gerekli işlemleri yapması önemli olmaktadır. Vücut için gerekli işlemler bazen bir sensor göreviyle ya da vasıtasıyla veri aktarmak ve almak, bazen ise vücut içi sistemlerin bir parçası olmaktadır. Buradaki haberleşmeyi sağlamak ise tahmin edileceği üzere anten ve yayılmaya dayanmaktadır (Abbasi ve ark., 2014, 2016; Alomainy ve ark., 2014; Aman ve ark., 2021; Asif ve ark., 2019; Belaoura ve ark., 2021; Chen ve ark., 2018; Ibanez ve ark., 2021; Leelatien ve ark., 2018; W. Li ve ark., 2021; Rizwan ve ark., 2020; Schmidt ve ark., 2014; Top ve ark., 2017a; Yan ve ark., 2018). Biyomedikal uygulamalar için tasarlanmış antenin kazanç değerlerinin artırılarak verimliliğinin artırıldığı aynı zamanda elektromanyetik görüntüleme sistemleri için tasarlanan çeşitli dipol anten çalışmaları bulunmaktadır (Das ve ark., 2018; Lesnik ve ark., 2018; Rezaeieh ve ark., 2018).

Bazı çalışmalarda, vücut yüzeyine yerleştirilebilen tasarımlardan biri göğse diğeri bileğe yerleştirilerek ölçümler elde etmekte ve yapılan ölçümlere göre değerlendirmelerde bulunmaktadır (Dieffenderfer ve ark., 2015). Burada önemli olan sensörler vasıtası ile belli başlı vücut değerlerinin elde edilerek kayıt işlemlerinin yapılması ve vücudun sahip olduğu kişinin rahatsızlıklarına dair verileri kaydetmektir. Aynı zamanda buna benzer birçok kaynak bulunmaktadır. Sadece insan vücuduna yerleştirilebilir değil aynı zamanda vücuda yapıştırılabilir yahut tüm bunların yapıldığı verici anten ile başka bir alıcı anten arasındaki haberleşmeye de bakılabilmektedir (Soontornpipit ve ark., 2004; Vaddiraju ve ark., 2015; Zada ve ark., 2018).

Farklı bir kaynağa (çalışmaya) göre tam olarak esneyebilir, yüksek verimli ve kompakt bir dairesel kutuplamalı anten giyilebilir bir uygulama olarak çalışılmıştır (Jiang ve ark., 2017). Başka bir uygulamada ise Vivaldi bir anten tasarlanarak beyin tümörünün hem tespiti hem de hipetermi ile tedavisinde kullanılması amaçlanmıştır. Buradaki anten geniş bantlı ve çentiklidir (Alkhaibari ve ark., 2017). Çift bantlı çift modlu bir buton PIFA anten ise on-body ve off-body haberleşme uygulamalarında kullanılmak amacıyla tasarlanmıştır. Burada aynı zamanda iki band içinde de Özgül Soğurma Oranı (ÖSO-SAR) değerleri de incelenmiştir (Zhang ve ark., 2018). Yine çeşitli anten parametrelerinin ölçüldüğü üç-bantlı bir implant anten sistemi biyo-telemetri uygulamaları için tasarlanmıştır (Zada ve ark., 2018).

2016 yılındaki farklı kaynaklarda ise yine implant anten tasarım ve uygulaması yapılmıştır. Farklı ve çeşitli frekanslarda, MICS ve ISM bandında, antenin performansı ve başarısı simülasyon ve ölçümlerle bu tezdeki çalışmaya benzer bir şekilde sınanmıştır (Hassan, 2016). Bir diğer çalışmada ise yaygın sağlık bakımı uygulamaları için geliştirilen bir implant (vücuda yerleştirilebilir) anten tasarlanarak vücut içindeki davranışı incelenmiştir (Asif ve ark., 2019; Darwish ve ark., 2011; Faisal ve ark., 2019; Hasan ve ark., 2018, 2018; Jebali ve ark., 2017; Ketavath ve ark., 2019; Khaleghi ve ark., 2019; R. Li ve ark., 2017; Quddious ve ark., 2019; Schmidt ve ark., 2014; Shadid ve ark., 2018; Sun ve ark., 2018; Vaddiraju ve ark., 2015; Zada ve ark., 2018). Farklı bir uygulamada implant anten kalp piline yerleştirilerek in-vitro olarak ölçümleri yapılmıştır. Tasarlanan antenin simülasyondan elde edilen elektromanyetik alan verileri ve domuz kıyması içinde ölçümleri de verilmektedir, aynı zamanda farklı bir alıcı anten ile alınan güç çalışması da yapılmıştır (Kod ve ark., 2016).

Biyomedikal alanda kullanılan antenlerin birbirleri arasındaki haberleşmesinin önemli olması ile beraber bir diğer konu ise tasarlanan antenlerin in-vivo veya in-vitro olarak değerlendirmelerinin nasıl yapılması gerektiğidir. Bu anlamda deney hayvanları bir alternatif olmakla beraber vücut dokularına benzer elektromanyetik değerler kullanılarak bu tip uygulamalarda yapılmaktadır (Chavez-Santiago ve ark., 2014; Chávez-Santiago ve ark., 2015; Chow ve ark., 2009; Das & Mitra, 2018; Garcia-Pardo ve ark., 2018; Hall & Hao, 2006; Kim ve ark., 2004; Nalam ve ark., 2014). Vücut dokularının benzetimiyle birlikte benzer elektromanyetik özelliklere sahip sıvı, katı gibi malzemeler kullanılarak deney hayvanlarına ya da etik kurallarına bağlı kalmaksızın (herhangi bir canlı doku ya da varlık kullanılmadığından) anten ölçümleri hem simülasyon hem de uygulama olarak yapılabilmektedir.

Tüm bu kaynaklara ilaveten özellikle kanser hastalığının tespit, teşhis ve tedavisine yönelik çeşitli antensel çalışmalar bulunmaktadır (Alsharif ve ark., 2018; Çalışkan ve ark., 2015; Chen ve ark., 2018; Hidayat ve ark., 2018; Z. Khan ve ark., 2018; Mirbeik-Sabzevari ve ark., 2019; Nguyen ve ark., 2017; Raihan ve ark., 2017; Stang ve ark., 2009; Top ve ark., 2020). Ayrıca literatürde patolojik doku örneklerinin incelenmesine yönelik THz görüntüleme gibi teknikler kullanılmaktadır (Bowman ve ark., 2015). Patolojik doku örneklerinin tanımlanmasına yönelik antensel bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu bağlamda tüm bu kaynakların ışığında bu tez çalışmasında antensel bir yaklaşım ile patolojik doku örneklerinin değerlendirilmesi söz konusudur. Bunun için

hem simülasyon hem de hastanelerin Patoloji laboratuvarlarından elde edilen patolojik doku örnekleri incelenmiştir ve detayları aşağıda sunulmuştur.



## 2. PATOLOJİ BİLİMİ VE HÜCRE HATLARI

### 2.1. Patoloji Bilimi

Patoloji, hastalıkların doğasını ve nedenlerini inceleyen tıbbi uzmanlık alanıdır. Teşhis testleri ve kronik hastalıkların izlenmesinden en son genetik araştırmalara ve kan transfüzyonu teknolojilerine kadar tıbbın her yönünü destekler. Patoloji, her kanserin teşhisinin ayrılmaz bir parçasıdır. Patoloji, gebe kalma öncesinden otopsiye kadar yaşamımız boyunca tıbbın tüm yönlerinde hayati bir rol oynar.

Patologlar, dokulardaki, kandaki ve diğer vücut sıvılarındaki değişiklikleri inceleyerek hastalığın nedenini ve hastalıkların vücudu nasıl etkilediğini inceleyen uzman tıp pratisyenleridir. Bu değişikliklerden bazıları bir hastalık geliştirme potansiyelini gösterirken, diğerleri varlığını, nedenini veya ciddiyetini gösterir veya ilerlemesini veya tedavinin etkilerini gösterir. Patolojinin farklı faaliyet alanları vardır. Bunlar anatomik, kimyasal, klinik, adli, genel, genetik, hematoloji, immünoloji ve mikrobiyoloji olarak sıralanırlar (O'Toole ve ark., 2012).

*Anatomik Patoloji*, hastalığın doku teşhisi ile ilgilenen patoloji dalıdır. Bunun için Anatomik Patologlar, birçok hastalığın patolojik ve klinik yönleri hakkında geniş tabanlı bir bilgiye ve anlayışa ihtiyaç duyarlar (Flotte ve ark., 2018).

*Kimyasal Patoloji*, Patoloji alanındaki tüm hastalık yelpезesiyle ilgilenen başka bir disiplindir. Kan ve vücut sıvılarındaki (elektrolitler, enzimler ve proteinler) çok çeşitli maddelerdeki değişikliklerin pek çok hastalıkla bağlantılı olarak saptanmasını kapsar. Ayrıca tümör (kanser) belirteçleri, hormonlar, zehirler ve hem tedavi edici hem de yasa dışı ilaçların saptanmasını ve ölçülmesini içerir (Walmsley ve ark., 1996).

*Klinik Patoloji*, laboratuvar tıbbının klinik dallarının ana yönlerinin aşına olduğu alandır. Genellikle kimyasal patoloji, mikrobiyoloji, hematoloji ve kan bankacılığı alanlarında eğitim alınır, ancak her alanda alt uzmanlar kadar ayrıntılı bilgi içermez (Kumar ve ark., 2013).

*Adli Patoloji*, ani veya beklenmedik ölümün adli tıp araştırmalarına odaklanan Patolojinin alt uzmanlık alanıdır (Prahlow, 2010).

*Genel Patoloji*, yukarıda açıklanan tüm laboratuvar tıbbi dallarının ana yönlerine aşına olan bir alandır. Genellikle anatomik patoloji, sitoloji, kimyasal patoloji, mikrobiyoloji, hematoloji ve kan bankacılığı alanlarında eğitim alınır, ancak her alanda alt uzmanlar kadar ayrıntılı bilgiler içermez (Slauson ve ark., 2002).



*Genetik Patoloji*, iki ana dala ayrılır. İlki, Biyokimyasal Genetiktir. İkincisi, Tıbbi Genomiktir (Byers, 1999).

*Hematoloji*, anemi, lösemi, lenfoma ve pıhtılaşma veya kanama bozuklukları gibi kanı etkileyen bu hastalıkların birçok yönü ile ilgilenen, hızla gelişen bir başka disiplindir (Bellingham, 1985).

*İmmünoloji*, hematoloji gibi genellikle hem laboratuvar tıbbını (hastalardan toplanan örneklerin test edilmesi) hem de klinik pratiği (hastalarla klinik problemler hakkında görüşme, muayene ve tavsiye verme) içeren bir uzmanlık alanıdır (Galazka, 1993).

*Mikrobiyoloji*, bakteri, virüs, mantar ve parazitler gibi bulaşıcı ajanların neden olduğu hastalıklarla ilgilenir. Mikrobiyologların hem laboratuvarında hem de doğrudan hasta bakımında rolleri vardır (Sattley ve ark., 2015).

Patologlar hastalardan çıkarılan doku ve organları hücre bazda değerlendirmek için ışık mikroskobu kullanırlar (Hunter Best ve ark., 2016; Leonard, 2016; O'Toole ve ark., 2012). Bu mikroskop görüntüyü 1000 kat artırabilir ve böylece detaylı analiz yapılabilir. Patolojik hücrelerin ve dokuların mikroskopik analizi, normal ve anormal yapıları göstermek için cam slaytlara monte edilmiş ve uygun şekilde boyanmış çok ince, yüksek kaliteli bölümlerin (dilimler) hazırlanmasını gerektirir. Çoğu taze doku çok hassastır ve kolayca bozulur ve zarar görür ve bu nedenle kimyasal olarak korunmadıkça veya "sabitlenmedikçe" ve kesilirken bir şekilde desteklenmedikçe ondan ince kesitler hazırlamak imkânsızdır. Genel olarak bu desteği sağlamak için kullanılacak iki strateji vardır.

1. Doku kesitleri dondurularak muhafaza edilebilir.
2. Doku örneğine daha sonra uygun fiziksel özelliklere sahip bir katıya dönüştürülebilir ve ondan ince kesitlerin kesilmesine izin verecek bir sıvı madde sabitlenebilir. Parafin mumu böyle bir ajandır. Bu, "parafin bölümleri" olarak adlandırılanları üretir.

Genellikle bu yöntem kullanılır. Tez çalışmasında da parafin bloklardan kesilmiş doku örnekleri sınanmıştır.

### **2.1.1. Doku hazırlama sürecinin önemi**

Çoğu laboratuvar sorumlusu, personeline doku işlemenin önemini vurgulamalıdır. Uygun olmayan bir hazırlamanın yapılması veya temel bir hatanın (belki de işlem

reaktiflerinin yenilenmesi veya sıralanmasında) yapılmasının, kesit alınamayan doku örneklerinin üretilmesiyle sonuçlanabileceğini ve bu nedenle herhangi bir yararlı mikroskopik bilgi sağlamayacağını vurgulamakta fayda vardır. Örneğin; bütün olarak işlenen tanısal insan dokusu inceleniyorsa, bu durum felaket olabilir. Yedek doku yoktur. Teşhis yoktur. Ancak açıklama yapılması gereken bir hasta vardır. Doku hazırlama süreçlerinde ara sıra mekanik veya elektriksel arızalar meydana gelse de, dokuların gerçekten tehlikeye atıldığı hazırlama aksaklıkları, esas olarak insan hatası nedeniyle meydana gelir. Doku hazırlayanlar için uygun eğitim ve öğretimin değerine özel olarak dikkat göstermek gerekmektedir (Jackson, 2009).

### 2.1.2. Doku hazırlama aşamaları

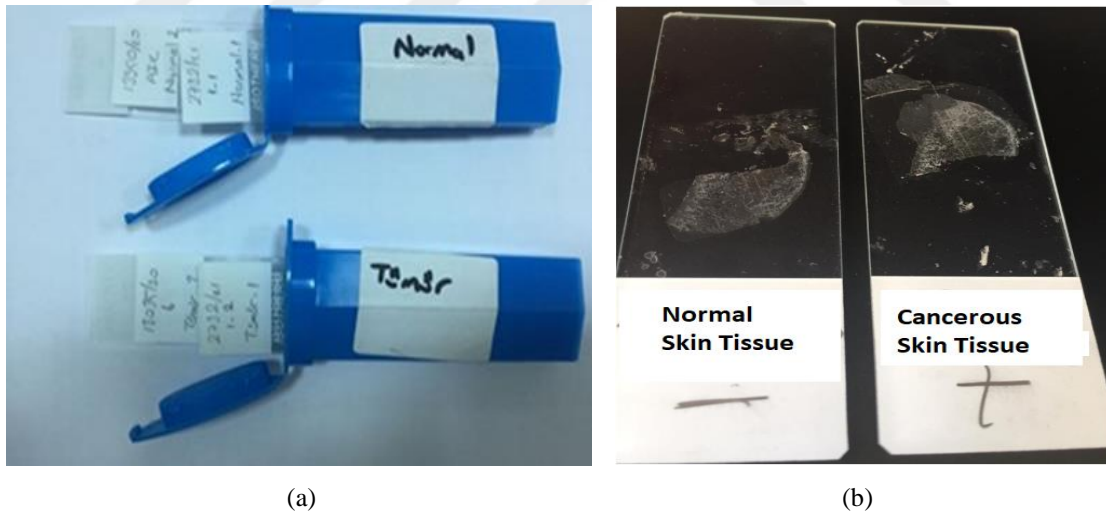
Doku örneği hazırlama aşamaları şu şekildedir (Clayden, 1971; Grizzle, 2009; Slaoui ve ark., 2011):

- Taze dokunun elde edilmesi; çeşitli kaynaklardan elde edilebilir.
- Sabitleme; numune, formaldehit çözeltisi (formalin) gibi bir sıvı sabitleme maddesine (sabitleyici) yerleştirilir. Bu, dokuya yavaş yavaş nüfuz ederek dokuyu sertleştirir ve korur. Sonraki işlem adımlarına karşı koruyacak kimyasal ve fiziksel değişikliklere neden olmaktadır.
- Dehidrasyon; erimiş parafin mumu hidrofobik olduğundan (su ile karışmaz), mum ile süzülmeden önce numunedeki suyun çoğu çıkarılmalıdır. Bu işlem genellikle numuneleri artan konsantrasyondaki bir dizi etanol (alkol) solüsyonuna saf, susuz alkole daldırarak gerçekleştirilir. Etanol, su ile her oranda karışabilir, böylece numunedeki su aşamalı olarak alkol ile değiştirilir. Dokunun aşırı bozulmasını önlemek için yapılır.
- Temizleme; doku susuz olmasına rağmen, balmumu ve etanol büyük ölçüde karışmaz. Bu nedenle, hem etanol hem de parafin mumu ile tamamen karışabilen bir ara çözücü kullanılmalıdır. Bu çözücü dokudaki etanolü yerinden oynatacak, ardından bu da erimiş parafin mumu ile değiştirilecektir. Prosesteki bu aşamaya “temizleme” ve kullanılan reaktife “temizleme maddesi” denir.
- Bal mumu infiltrasyonu; doku uygun bir histolojik mum ile infiltre edilebilir. Uzun yıllardır bu amaç için birçok farklı reaktif değerlendirilmiş

ve kullanılmış olsa da, parafin mumu bazlı histolojik mumlar en popüler olanlarıdır.

- Gömme veya Engelleme; numune mumla iyice süzülüşünden, kesit kesimi için bir mikrotom içine sıkıştırılabilen bir "blok" haline getirilmelidir. Bu adım, bir kalıbın erimiş mumla doldurulduğu ve numunenin içine yerleştirildiği bir "gömme merkezi" kullanılarak gerçekleştirilir. Numune kalıba çok dikkatli bir şekilde yönlendirilir çünkü yerleştirilmesi, hem teşhis hem de araştırma histolojisinde önemli bir husus olan "kesit düzlemini" belirleyecektir.

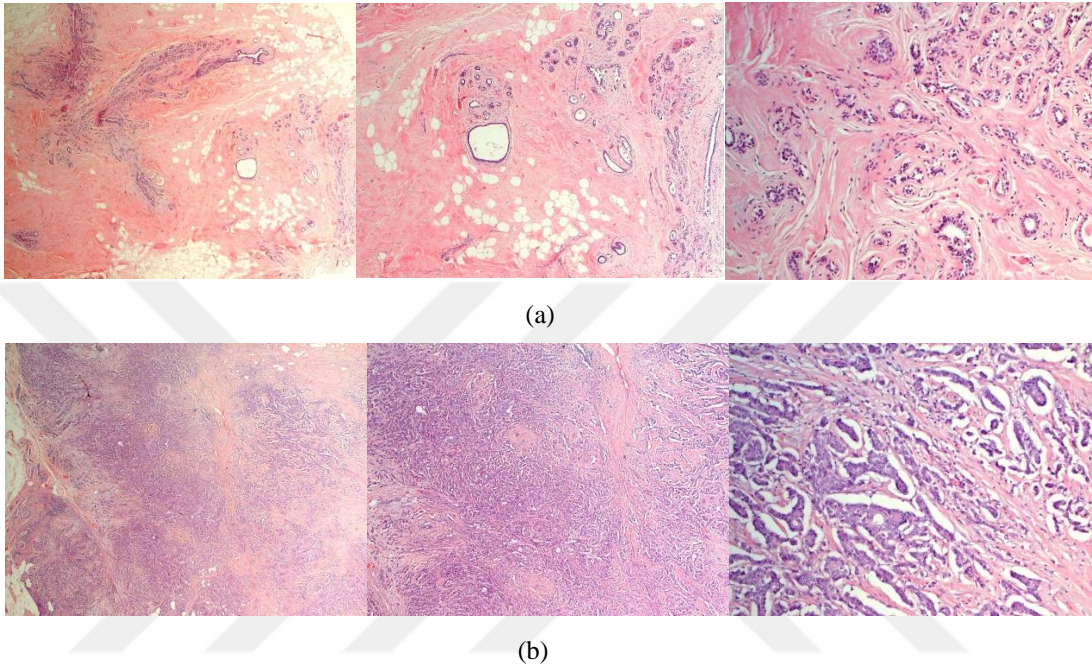
Tüm bu işlemler dokuyu sertleştirmek için yapılır. Sertleşen doku fiziksel ve mekanik etkilerden daha az etkilenir. Hazırlanan parafin bloklardan belli boyutlarda dilimleyerek lama yerleştirilen dokular, sonrasında ışık mikroskopunda incelenmeye hazır hale getirilirler. Dilimlenen kesitlerin boyutları 2-5 µm arasında değişmektedir. Bu tez çalışmasında doku örnekleri 10 µm olarak dilimlenmiştir. Bunun nedeni, deri etkisini (Wheeler, 1942) azaltmak içindir. Çalışılan dokulara ait resimler Şekil 2.1'de gösterilmektedir.



Şekil 2.1. Patolojik doku örnekleri (a) meme dokusu örnekleri, (b) deri dokusu örnekleri

Şekil 2.2' de patolojik olarak hazırlanmış ve boyama yapılarak ışık mikroskopundan resimleri elde edilmiş meme dokusu örnekleri bulunmaktadır. Şekil 2.2(a)'da iyi huylu doku örnekleri bulunmaktadır. Şekil 2.2(b)'de kötü huylu doku örnekleri bulunmaktadır. Şekil incelendiğinde çıplak gözle görülebilecek şekilde doku içinde farklılıkları bulunmaktadır.

Şekil 2.3' de patolojik olarak hazırlanmış ve boyama yapılarak ışık mikroskobundan resimleri elde edilmiş pankreas dokusu örnekleri bulunmaktadır. Şekil 2.3(a)'da iyi huylu doku örnekleri bulunmaktadır. Şekil 2.3(b)'de kötü huylu doku örnekleri bulunmaktadır. Şekil incelendiğinde çıplak gözle görülebilecek şekilde doku içinde farklılıkları bulunmaktadır.

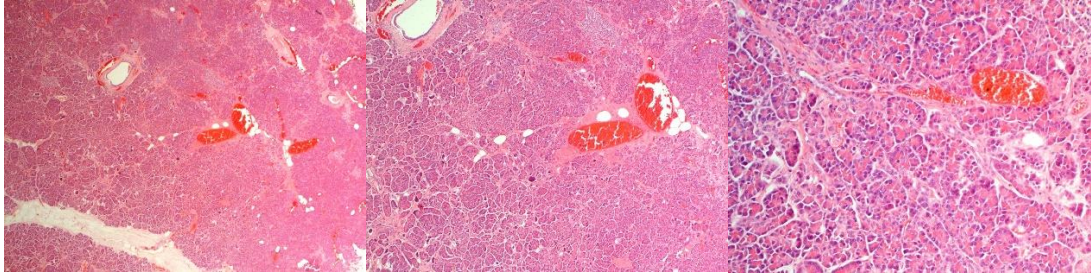


**Şekil 2.2.** Patolojik meme dokusu örnekleri (a) iyi huylu doku örnekleri, (b) kötü huylu doku örnekleri (Görüntüler Olympus BX53 model mikroskopta çekildi ve soldan sağa olacak şekilde 25, 50 ve 200 kat yakınlaştırma kullanılarak elde edilmiştir.)

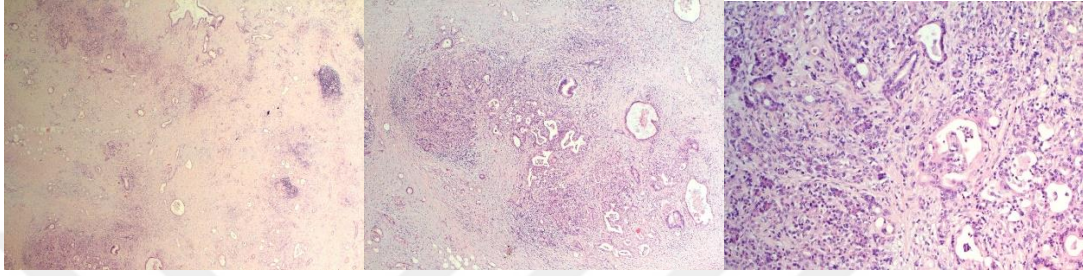
Şekil 2.4' de patolojik olarak hazırlanmış ve boyama yapılarak ışık mikroskobundan resimleri elde edilmiş pankreas dokusu örnekleri bulunmaktadır. Şekil 2.4(a)'da iyi huylu doku örnekleri bulunmaktadır. Şekil 2.4(b)'de kötü huylu doku örnekleri bulunmaktadır. Şekil incelendiğinde çıplak gözle görülebilecek şekilde doku içinde farklılıkları bulunmaktadır.

Şekil 2.2-2.4'de, patoloğlar doku örneklerinin incelemesini yaparak oluşturdukları/hazırladıkları raporlarda kullandıkları numuneler mevcuttur. Bu numunelere hücre özellikleri açısından bakarak fikirlerini, düşünce ve tavsiyelerini patolojik raporlara ilave ederler. Böylelikle patolojik sonuç raporları hazırlanır ve hastaya/doktora ulaştırılır. Hastalığın teşhis – evre vs.- ve tedavisinde doktor patoloğ tarafından hazırlanan bu raporlara göre ilerleyerek tedaviye başlanır yahut devam edilir.



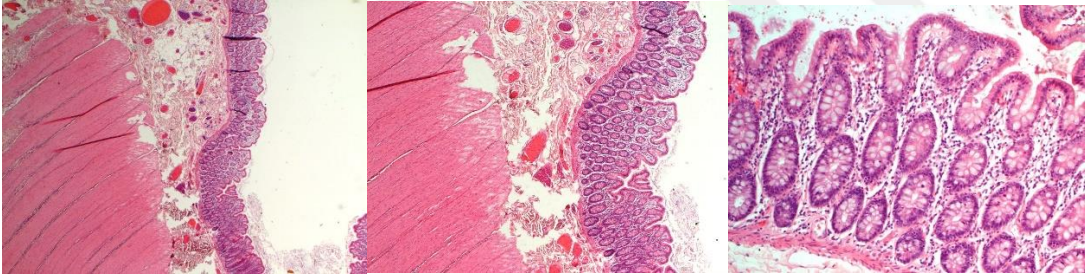


(a)

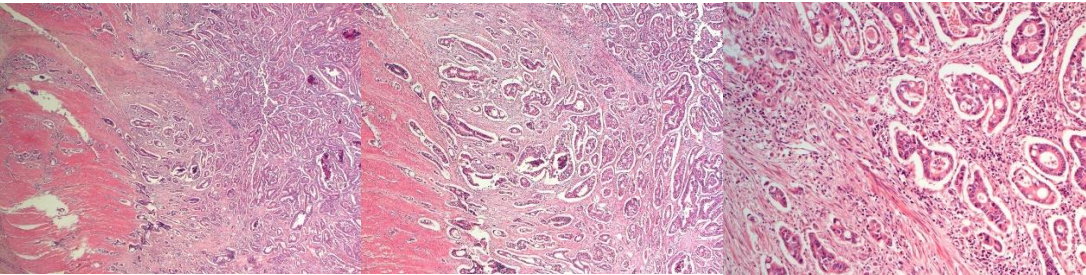


(b)

**Şekil 2.3.** Patolojik pankreas dokusu örnekleri (a) iyi huylu doku örnekleri, (b) kötü huylu doku örnekleri (Görüntüler Olympus BX53 model mikroskofta çekildi ve soldan sağa olacak şekilde 25, 50 ve 200 kat yakınlaştırma kullanılarak elde edilmiştir.)



(a)



(b)

**Şekil 2.4.** Patolojik kolon dokusu örnekleri (a) iyi huylu doku örnekleri, (b) kötü huylu doku örnekleri (Görüntüler Olympus BX53 model mikroskofta çekildi ve soldan sağa olacak şekilde 25, 50 ve 200 kat yakınlaştırma kullanılarak elde edilmiştir.)

Ölçümleri yapılan patolojik doku örneklerine ait bilgiler Çizelge 3.1’de verilmektedir. Meme dokusundan 4 adet, pankreas dokusundan 3 adet ve kolon dokusundan 21 adet olmak üzere toplamda 28 adet doku örneği bulunmaktadır.

Meme dokusu ve pankreas dokusunun sayılarının az olmasının nedeni, dokuların elde edildiği Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Patoloji Laboratuvarı’nda bu dokuların az sayıda bulunmasıdır. Özellikle meme dokusu normal ve tümörlü yapısının ayrıştırılabilmesi açısından oldukça uğraş gerektirmektedir. Ayrıca pankreas dokusu sınırlı sayıdaadır. Kolon dokusu ise kolayca hem normal hem de tümörlü yapısı ayrılabilen ve numune sayısının kolaylıkla artırılabilceği bir doku türüdür.

**Çizelge 4.2.** Ölçüm yapılacak patolojik dokular ve adetleri

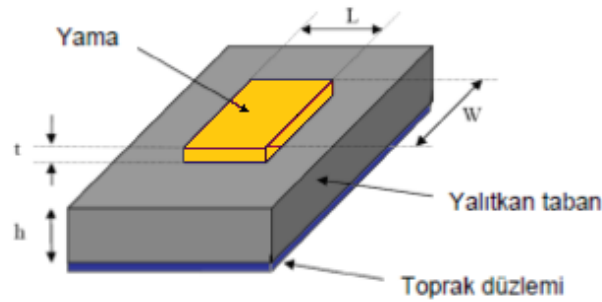
<b>Doku türü</b>	<b>Normal (adet)</b>	<b>Tümörlü (adet)</b>
<b>Meme</b>	2	2
<b>Pankreas</b>	1	2
<b>Kolon</b>	1	20

### 3. ANTEN YAPILARI VE SİSTEM TASARIMI

Anten, elektromanyetik sinyali göndermeye ve almaya yarayan bir metalik dönüştürücüdür. Antenler, çatınızda televizyon izlemek için bulunabilecek küçük olanlardan milyonlarca mil uzaktaki uydulardan gelen sinyalleri yakalayan gerçekten büyük olanlara kadar tüm şekil ve boyutlarda olabilirler (Khan ve ark., 2016).

#### 3.1. Mikroşerit Yama Anten Yapısı ve Tasarımı

Mikroşerit yama antenler iki iletken levha arasında bir dielektrik malzemenin yerleştirilmesi ile oluşturulmuş anten yapılarıdır (Şekil 3.1). Tarihte ilk kez 1953'te Deschamps tarafından bulunmuştur. 1955 yılında Gutton ve Baissinot tarafından ilk patenti alınmıştır (Khan ve ark., 2016). 1970'li yıllardan itibaren yoğun olarak birçok alanda ve konu üzerinde mikroşerit antenler çalışılmıştır.

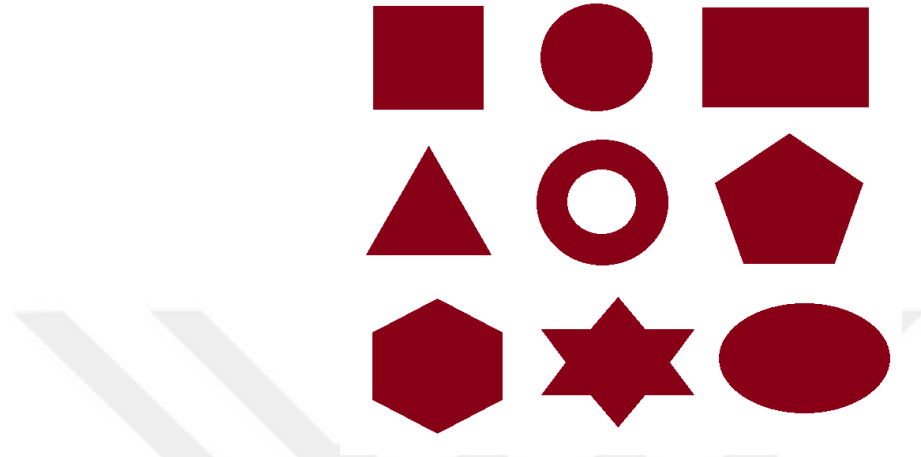


Şekil 3.1. Mikroşerit yama anten geometrisi

Şekilde ifade edilen yama kalınlığı,  $t$ , 0.1 mm'ye kadar seçilmelidir. Aynı zamanda dielektrik kalınlığı  $0.003\lambda \leq h \leq 0.05\lambda$  seçilmelidir. Taban malzemesi dielektrik sabiti değeri  $2.2 \leq \epsilon_r \leq 12$  arasında olmalıdır (Balanis, 2013). Taban malzemesinin dielektrik değeri band genişliği ve verimlilik gibi önemli konularla alakalıdır ve dolayısı ile kullanılarak çalışma frekansını önemli ölçüde etkilemektedir.

Besleme noktası, yama boyutu, taban malzemesi boyutu, yama üzerindeki değişiklikler (Şekil 3.2) ve taban düzlemindeki değişikliklerin kolaylıkla yapılabilmesinden kaynaklı olarak mikroşerit anten yapıları çok çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadırlar. Bunlar biyomedikal alan, havacılık ve uzay çalışmaları alanı, haberleşme teknolojileri çeşitlendirmek mümkündür (Afsari ve ark., 2018; Asif ve ark., 2019; Blauert, y.y.; Frolik ve ark., 2018; Lee ve ark., 2012; C. Liu ve ark., 2012; Mansutti

ve ark., 2018; Menzel ve ark., 1991; Sabban, 2018; Samal ve ark., 2012; I. Singh ve ark., 2011; Top ve ark., 2017; Top ve ark., 2017b; Top ve ark., 2017a; Top ve ark., 2019; Toprak ve ark., 2021). Elbette tüm bu alanlarda uygulamalarının yapılmasında mikroşerit yama anten yapılarının avantajlarından söz etmek gerekmektedir (Balanis, 2013; Lee ve ark., 2012).



Şekil 3.2. Mikroşerit antenler için yama geometrileri

Mikroşerit antenlerin avantajları şu şekilde sıralanabilir: Düşük üretim maliyetine sahip olması ve seri üretiminin kolay olması, hafifliği ve küçük hacimli olması, besleme konumundaki ufak değişikliklerle doğrusal ve dairesel kutuplanma yapabilmeleri, çok ince yapılabilmelerinden dolayı uzay araçlarının aerodinamik yapısını bozmamaları, düzlemsel biçimliliği nedeniyle kullanışlı olması, güdümlü mermiler, roketler ve uydular üzerinde önemli değişikliklere sebep olmaksızın yerleştirilebilmeleri, osilatörler, yükselteçler, anahtarlar, modülatörler, karıştırıcılar vb. katı hal devrelerin antenin tabanına ilave edilerek bileşik sistemlerin geliştirilebilmesi, besleyici hatları ve uyumlandırma devrelerinin antenler ile birlikte aynı zamanda üretilebilir biçimde olmasıdır.

Mikroşerit antenlerin avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları da mevcuttur. Bunlar şu şekilde sıralanabilir: düşük güç kapasitesi, çoğunluğunun yarı düzlem içinde ışınması, çeşitli kayıplar sonucu düşük kazanç, bant genişliğinin dar olması, besleme ve ışınma elemanı arasında zayıf yalıtım, beslemelerden ve bağlantılardan istenmeyen ışınma, yüzey dalgalarının uyarımının mümkün olması olarak sıralanmaktadır.

Düşük kazançlı olmaları ile bilinen mikroşerit anten yapıları, çeşitli yöntemler kullanılarak kazancı ve dolayısı ile yönlülüğü artırılmaktadır (Cao ve ark., 2019; Chen ve ark., 2020; Das ve ark., 2018; Guha ve ark., 2010; Lesnik ve ark., 2018; Mustacchio



ve ark., 2021; Toprak ve ark., 2021; Yang ve ark., 2011). Bunlardan bir tanesi yama boyutlarını değiştirmektedir ve dolayısı ile tez çalışmasında yama boyutları değiştirilerek analizler yapılmıştır.

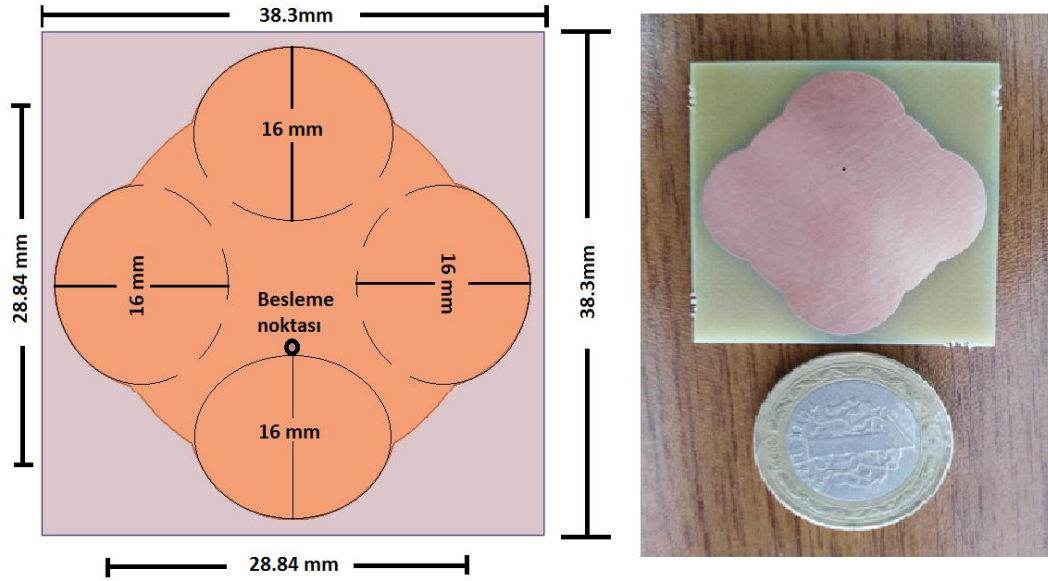
### 3.1.1. Tasarlanan mikroşerit yama anten yapısı

Tasarlanan mikroşerit anten yapılarına başlangıçta dairesel yapılı anten eşitlikleri kullanılarak ulaşılmıştır. Bu aşamadaki eşitlikler 3.1 ve 3.2’de verilmektedir.

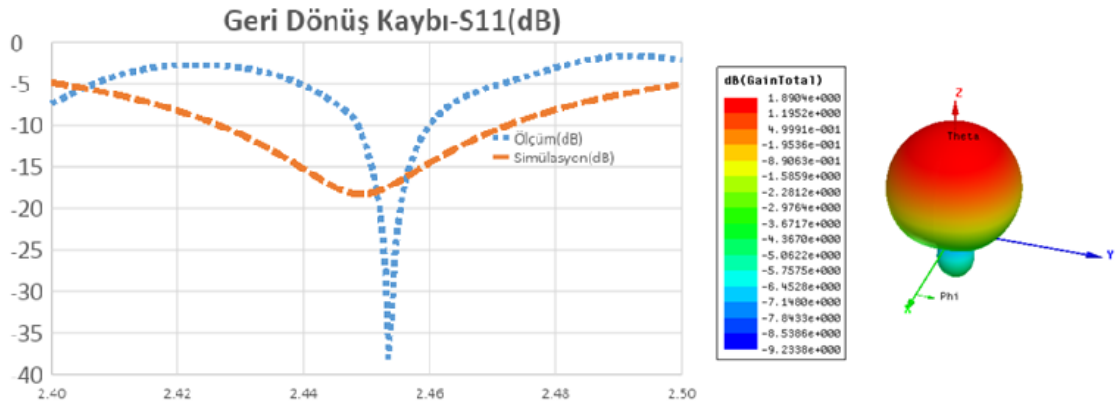
$$a = \frac{F}{\left\{1 + \frac{2h}{\pi\epsilon_r F} \left[ \ln\left(\frac{\pi F}{2h}\right) + 1.7726 \right] \right\}^{\frac{1}{2}}} \quad (3.1)$$

$$F = \frac{8.971 \times 10^9}{f_r \sqrt{\epsilon_r}} \quad (3.2)$$

Burada  $a$ , dairesel yama çapı;  $f_r$ , çalışma frekansı (Hz);  $\epsilon_r$ , taban malzemesi dielektrik değeri;  $h$ , taban malzemesi kalınlığı (cm) ve  $F$ , frekansa ve dielektrik malzemeye bağlı olarak kullanılan bir değerdir. Bu eşitliklerden yola çıkılarak elde edilen dairesel yama antenin boyutları ise  $3.8 \times 3.8 \text{ cm}^2$  taban malzemesinin yzey alanı ve yama çapı 2.88 cm olarak hesaplanmaktadır. Bu hesaplamalar yapılırken çalışma frekansı 2.45 GHz seçilmiştir. Dairesel yamalı anten yapısına 16 mm çapında 4 adet eşit anten dairesel yamanın orta noktasına eşit mesafede yerleştirilmiştir. Antenin boyutları  $38.3 \times 38.3 \times 1.575 \text{ mm}^3$ ’dür. Böylelikle elde edilen anten 2.45 GHz rezonans frekansında ışıma yapmaktadır. Bu antenin kazanç değeri 1.89 dB olarak bulunmuştur. Şekil 3.3 ve 3.4’de antene ait veriler bulunmaktadır.

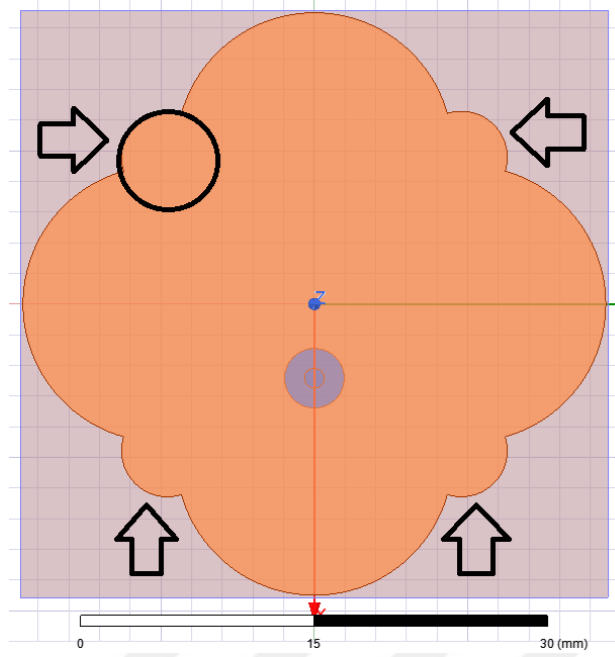


Şekil 3.3. 2.45 GHz'de ışılan anten yapısının boyutları ve program çıktısı(sol), üretilen kısmı(sağ)



Şekil 3.4. Anten yapısına ait geri dönüş kaybı ve kazanç grafiği

Antene ait taban malzemesi boyutları aynı kalarak 4 adet daire daha eklenerek yama boyutları artırılmıştır ve bunun kazanç üzerine etkisi araştırılmıştır. Bununla alakalı olarak anten geometrisi Şekil 3.5'de verilmiştir. Ayrıca anten kazanç üzerindeki etkilerini ifade eden eşitlikler 3.3, 3.4 ve 3.5 ile ifade edilmektedir (Guha ve ark., 2010).



Şekil 3.5. Anten kazancını artırmak için anten geometrisindeki değişiklikler

Eşitlik 3.3 kazancın verimlilik ve yönlülüğe bağlı olduğunu ifade etmektedir (Balanis, 2013). Eşitlik 3.4 ve 3.5’de kazanç değerinin antene ait boyutların değiştirilerek değiştirilebileceği görülmektedir. Efektif yama alanı yamaya ait en ve boy ölçülerinin değiştirilmesi ile değişebilmektedir.

$$G = \eta D \quad (3.3)$$

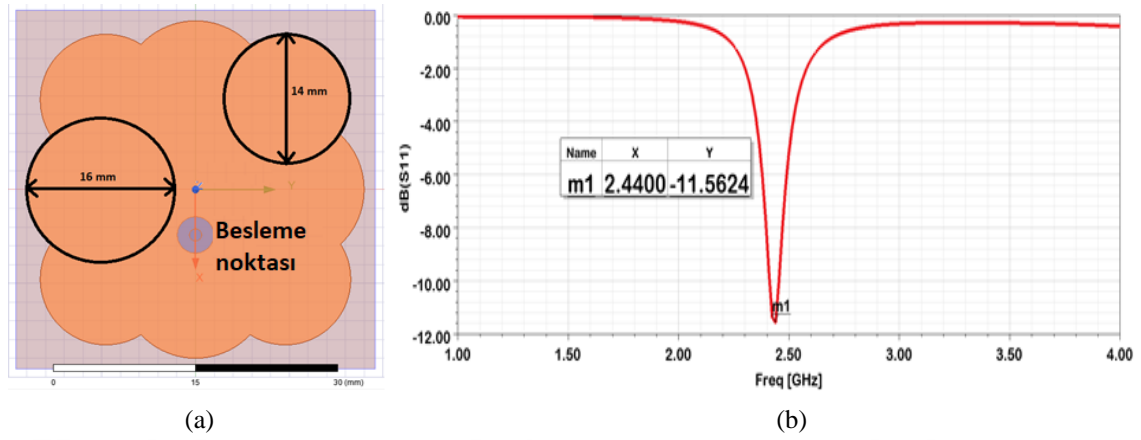
$$\Delta G [dB] = 10 \log \left[ \frac{\left( \frac{A_{eff}}{\lambda_0^2} \right)_{air}}{\left( \frac{A_{eff}}{\lambda_0^2} \right)_{ref}} \right] \quad (3.4)$$

$$A_{eff} = (L + 2\Delta L)(W + 2\Delta W) \quad (3.5)$$

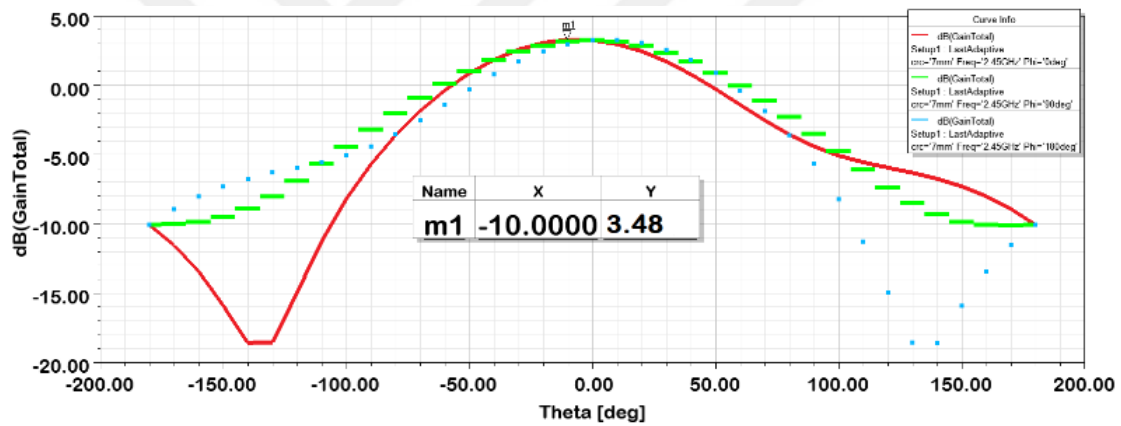
Burada  $G$ , kazancı;  $\eta$ , antene ait verimliliği;  $D$ , yönlülüğü;  $A_{eff}$ , efektif ışıma alanını;  $\lambda_0$ , sinyalin çalışma dalga boyunu;  $L$ , yamanın boyunu ve  $W$ , yamanın enini ifade etmektedir.

Şekil 3.5’de gösterilen ikinci 4 adet daire 1.5 mm boyutundan başlanarak 9.5 mm boyutuna kadar parametrik olarak HFSS (High Frequency Structural Simulator) programında simülasyonları yapılmıştır. Yapılan simülasyonlar sonucunda en yüksek kazanç değeri yaklaşık 3.5 dB olarak elde edilmiştir. Bu değere ikinci olarak ilave edilen dairelerin yarıçapı 7 mm iken ulaşılmıştır. Elde edilen kazançlı antene ait geometri Şekil

3.6'da gösterilmektedir. Antene ait kazanç grafiği Şekil 3.7'de gösterilmektedir. Anten en yüksek kazanç değerini  $\theta=-10^\circ$  ve  $\varphi=-90^\circ$  iken elde edilmiştir.

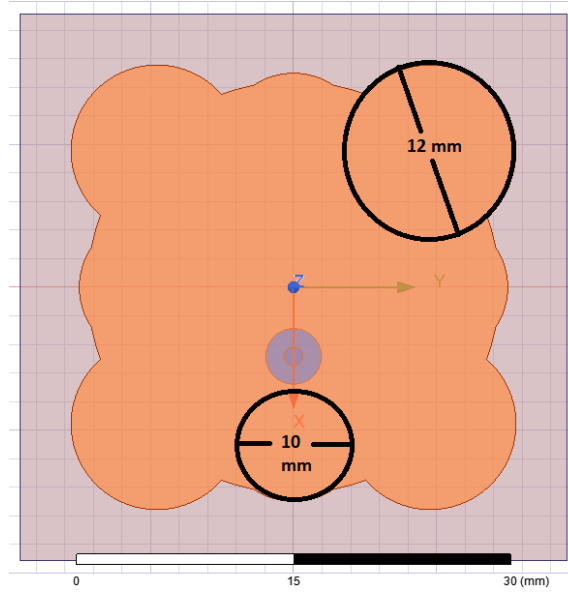


Şekil 3.6. Kazancı artırılmış anten geometrisi (a) ve geri dönüş kaybı grafiği (b)

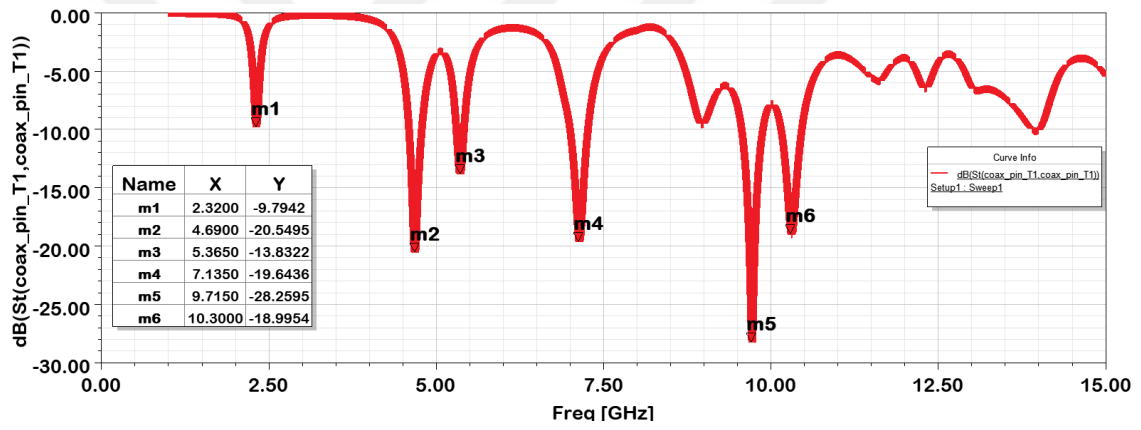


Şekil 3.7. Antene ait kazanç grafiği

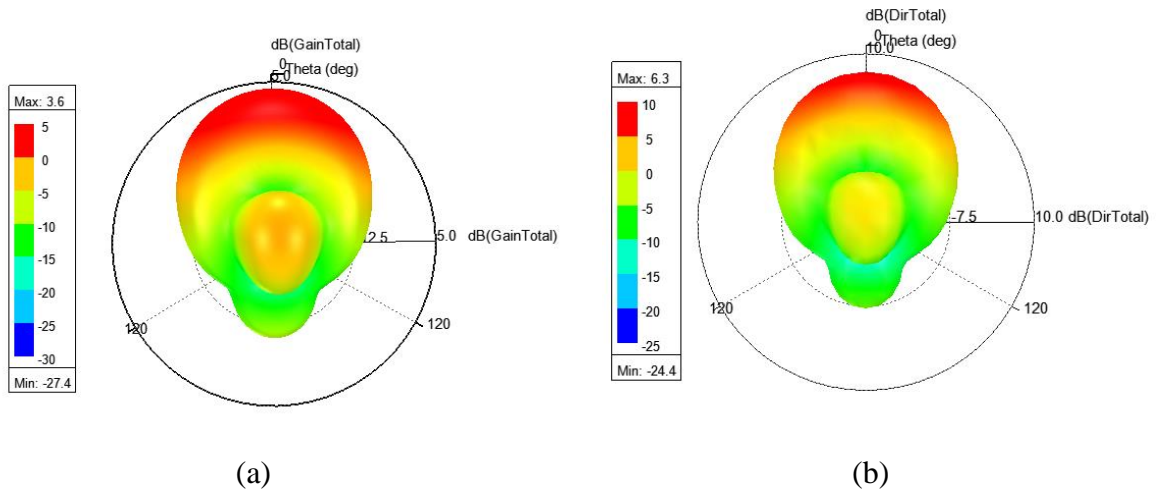
Benzer yapıda mikroşerit anten yapısı kullanılarak farklı frekans değerlerinde yine anten kazancı aranmıştır. Burada anten kazancı 3.6 dB değeri ile 7 GHz rezonans frekansı seçilerek yapılan simülasyonda antene ilk olarak eklenen daire yarıçapı 5 mm iken ikinci olarak eklenen 4 adet daire yarıçapı 6 mm'dir. Bu şekli ile anten yapısı 4.6, 5.33, 7.2, 9.7 ve 10.28 GHz frekanslarında ışına yapabilmektedir. Antene ait geometri, kazanç ve geri dönüş kaybı grafiği Şekil 3.8-3.10'da verilmektedir. Anten çalışmasında frekans aralığı 1-15 GHz değerlerinde seçilmiştir. Antene ait kazanç grafiği incelendiğinde, antenin yönlü bir anten olduğu görülmektedir. Antene ait yönlülük değeri 6.3'tür.



Şekil 3.8. 3.6 dB kazançla sahip antene geometrisi



Şekil 3.9. 3.6 dB kazançla sahip anten geri dönüş kaybı grafiği



Şekil 3.10. 3.6 dB kazançla sahip antenin (a) kazanç ve (b) yönlülük verisi kutupsal gösterimi

### 3.2. Horn Anten Yapısı

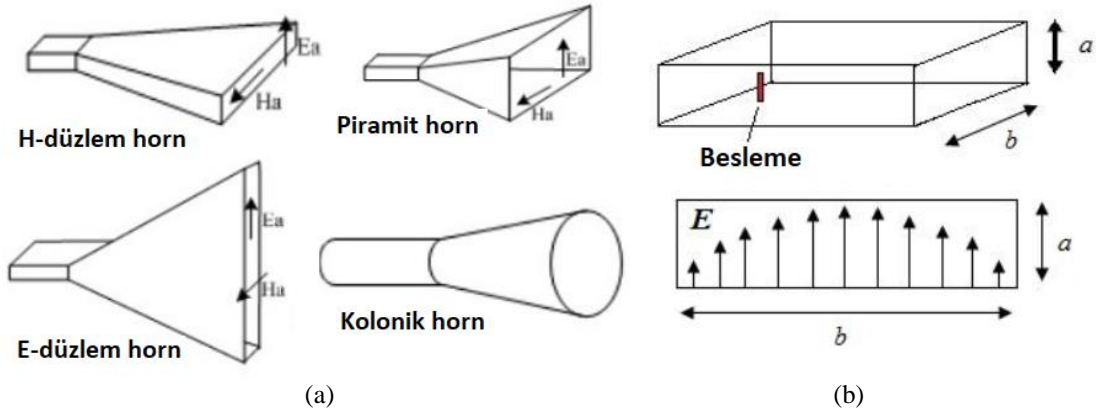
Horn antenler ismini boynuz/korna şeklindeki görünümlerinden kaynaklı olarak almaktadırlar. Bu anten tipleri yönlü ışımaya desenlerinden dolayı yüksek kazanç değerleri ile tanınmaktadırlar. Kazanç değerleri 25 dB'ye kadar çıkabilmektedir. Horn antenler ultra geniş banda sahiptirler. Horn antenlerinin kazancı, çalışma frekansı arttıkça genellikle artar (ve huzme genişliği azalır). Bunun nedeni, horn açıklığının boyutunun her zaman dalga boylarında ölçülmesidir; daha yüksek frekanslarda horn anteni "elektiriksel olarak daha büyüktür"; bunun nedeni, daha yüksek bir frekansın daha küçük bir dalga boyuna sahip olmasıdır. Horn anten sabit bir fiziksel boyuta sahip olduğundan (örneğin, 20 cm'lik bir kare açıklık), açıklık daha yüksek frekanslarda daha fazla dalga boyuna sahiptir. Anten teorisinde tekrar edilen bir kavram, daha büyük antenlerin (boyut olarak dalga boyları açısından) daha yüksek yönlülüklere sahip olmaktadır. Horn antenlerin kaybı çok azdır, bu nedenle bir horn antenin yönlülüğü neredeyse kazancına eşittir.

Piramit, E-düzlem, H-düzlem vb. türleri bulunmaktadır (Şekil 3.11(a)). Horn antenler genellikle dalga kılavuzları ile beslenirler. 300 MHz'den 140 GHz'e kadar çalışabilirler. Dalga kılavuzları, elektromanyetik enerjiyi bir yerden diğerine yönlendirmek için kullanılır. Şekil 3.11(b)'deki dalga kılavuzu,  $b > a$  ile genişlik  $b$  ve yükseklik  $a$  olan dikdörtgen bir dalga kılavuzudur.

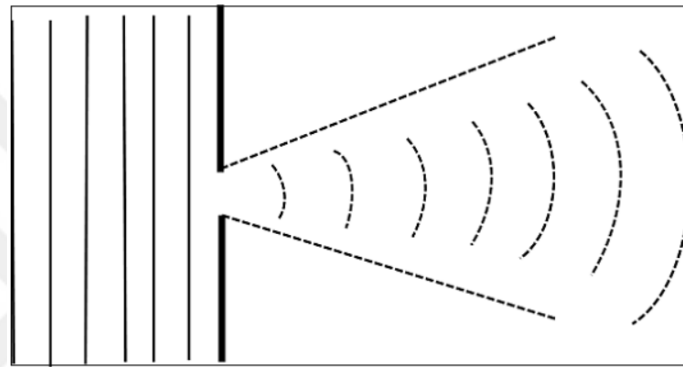
Bir horn antenin radyasyon modeli, bir Küresel Dalga cephesidir. Şekil 3.12, horn anteninin ışımaya modelini göstermektedir. Dalga, açıklıktan yayılır ve dalgaların kırınımını en aza indirir. Parlama, ışını odaklı tutar. Yayılan ışın yüksek yönlülüğe sahiptir.

Avantajları; küçük ve önemsiz yan loblar oluşur, empedans uyumu iyidir, yönlülük ve kazancı yüksektir, giriş genişliği dardır ve duran dalgalardan kaçınır.

Dezavantajları; yönlülüğü belirleyen ışın açısının tasarımı ve boyutlarının çok küçük olamaması olarak sıralanabilir.



Şekil 3.11. a)Horn anten çeşitleri, b)Dalga kılavuzu geometrisi



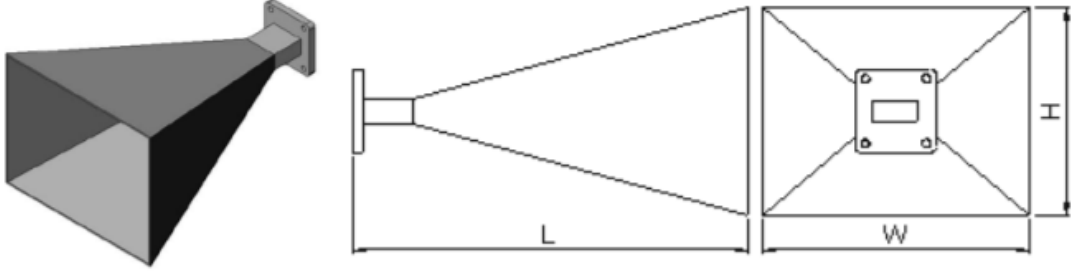
Şekil 3.12. Horn antene ait ışınma deseni

### 3.2.1. Tez çalışmasında kullanılan horn anten yapısı

Tez çalışmasında kullanılan horn anten yapısı HengDa Microwave firmasından alınan 17.6-26.6 GHz frekans bölgesinde çalışan anten yapısıdır (*Standard Gain Horn Antenna Suppliers & Factory - Wholesale - HengDa Microwave, n.d.*). Şekil 3.13'da anten yapısının geometrisi verilmiştir.

Antenin 3 dB band genişliği açısı  $18^\circ$  iken, antenin boyu 125 mm, eni 70 mm ve yükseklik 49 mm değerlerine sahiptir.

Anten beslemesi dikdörtgen dalga kılavuzu/koaksiyel kablo dönüştürücü ile yapılmaktadır. Anten kazancı 20 dB ile oldukça yüksek bir kazanç değerine sahiptir.

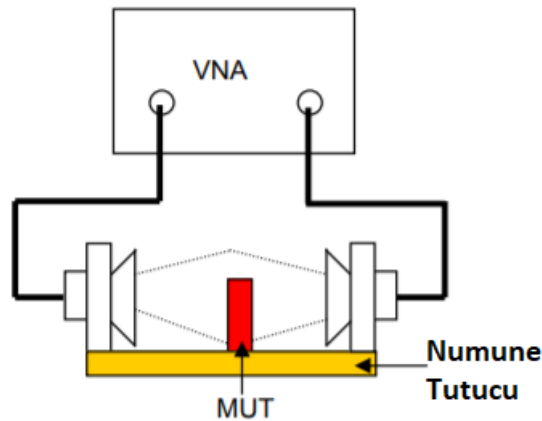


Şekil 3.13. Tez çalışmasında kullanılan 24 GHz horn anten geometrisi

### 3.3. Sistem Tasarımı

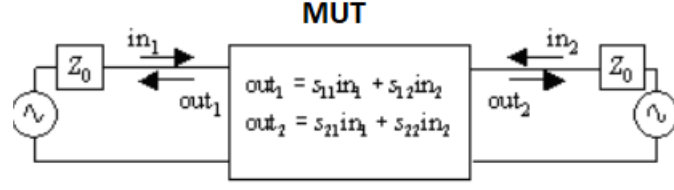
Tez çalışmasında kullanılan sistem tasarımı boş-uzay ölçüm metodu olarak isimlendirilmektedir (Ghodgaonkar ve ark., 1989). Şekil 3.14’de ölçüm metodu gösterilmektedir. Boş-uzay ölçüm metodu iki eş antenin karşılıklı yerleştirilmesi ile oluşmaktadır. Antenlerin karşılıklı yerleştirilmesi ışına derecelerinin birbirini görmesini sağlamaktadır. Böylelikle yansıyan ve iletilen elektromanyetik sinyal minimum kayıp ile alınabilecektir. Antenlerin arasında eşit mesafede yerleştirilen MUT (Test Altındaki Materyal-Material Under Test) ölçümü yapılacak numuneyi ifade etmektedir. Antenler Vektör Network Analizöre (VNA) bağlanırlar.

Ölçüm yapılmadan önce, network analizörün kalibre edilmesi gerekmektedir. Kalibrasyon yapıldıktan sonra network analizörden saçılma parametreleri (S-parameters) elde edilir. S-parametreleri Şekil 3.15’de gösterildiği gibi 4 adet yansıma ve iletim verilerini veren değerlerdir,  $S_{11}$ ,  $S_{12}$ ,  $S_{21}$  ve  $S_{22}$ . Eşitlik 3.6’da S-parametre değerleri ifade edilmektedir.



Şekil 3.14. Boş-uzay ölçüm metodu





Şekil 3.15. İki portlu bağlantıda S-parametreleri

$$S_{11} = \left. \frac{out_1}{in_1} \right|_{in_2=0} \quad S_{12} = \left. \frac{out_1}{in_2} \right|_{in_1=0} \quad S_{21} = \left. \frac{out_2}{in_1} \right|_{in_2=0} \quad S_{22} = \left. \frac{out_2}{in_2} \right|_{in_1=0} \quad (3.6)$$

Burada  $S_{11}$ , giriş portu gerilim yansıma katsayısını;  $S_{12}$ , ters gerilim kazancını;  $S_{21}$ , ileri gerilim kazancını ve  $S_{22}$ , çıkış portu gerilim yansıma katsayısını ifade etmektedir.

Boş-uzay ölçüm yöntemine ait avantajlar; yüksek frekanslarda ölçüm yapılabilmesi, tahribatsız ölçümlerin olması, MUT ölçüm ortamının ayarlanabilmesi ve hem elektrik hem de manyetik özelliklerin belirlenebilmesi olarak sıralanabilir.

Dezavantajları ise; geniş ve düz bir MUT olmalı, anten ve numune yüzeyi arasındaki çoklu yansımaların olması ve numunenin kenarlarından kırılma etkilerinin olması olarak sıralanabilir.

Tez çalışmasında kullanılan sistem tasarımı Şekil 3.16'de gösterilmektedir. Bu düzenekte yukarıda anlatıldığı gibi iki adet eş anten eş düzleme yerleştirilmiştir. İlk olarak VNA kalibre edilerek ölçümler alınmıştır. Öncelikle sistemde antenler arasında hiçbir malzeme yokken S-parametre değerleri alınmıştır ve kaydedilmiştir. Sonrasında düzeneğin tam ortasında lam yerleştirilerek ölçümler alınmıştır ve kaydedilmiştir. Her bir S-parametre değeri Eşitlik 3.7'de ifade edildiği gibi kendi aralarında bölünerek her bir frekans değeri için katsayı elde edilmiştir. Sonrasında hem normal doku hem de kanserli doku aynı şekilde ölçülerek S-parametre değerleri kaydedilmiştir ve elde edilen bu katsayıya her bir frekans değeri için ayrı ayrı bölünmüştür. Eşitlik 3.8 ve 3.9'da bu ifade edilmektedir. Bu işlemler ölçüme ait sonuçların normalizasyonu için yapılmıştır. Normalizasyon ile ortama ait gürültü ve yansımalar minimuma indirgenmektedir.

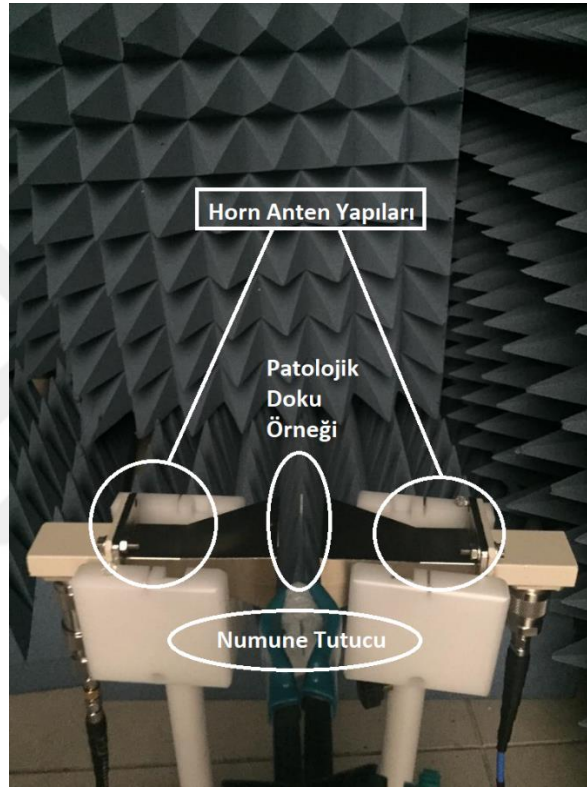
$$\frac{(S_{ij})_{lam}}{(S_{ij})_{hava}} \quad i, j = 1, 2, \dots \quad (3.7)$$

$$\frac{(S_{ij})_{normal\ doku}}{\frac{(S_{ij})_{lam}}{(S_{ij})_{hava}}} \quad i, j = 1, 2, \dots \quad (3.8)$$

$$\frac{(S_{ij})_{\text{kanserli doku}}}{\frac{(S_{ij})_{\text{lam}}}{(S_{ij})_{\text{hava}}}} \quad i, j = 1, 2, \dots \quad (3.9)$$

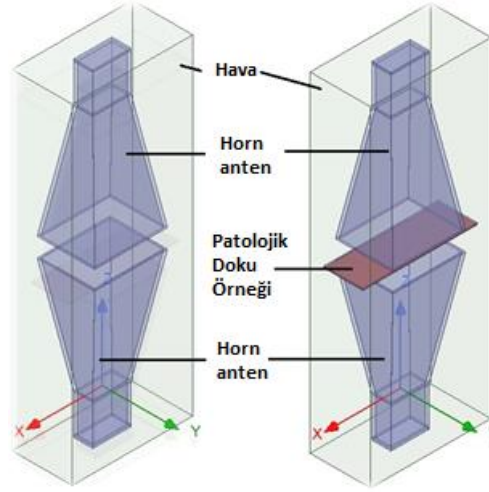
Burada  $S_{ij}$ ,  $i, j=1, 2$  için S-parametre değerlerini ifade etmektedir.

Böylelikle hem normal hem de kanserli doku için ayrı ayrı elde edilen S-parametre değerleri kolaylıkla incelenebilecektir.



Şekil 3.16. Tasarlanan ölçüm düzeneği

Ölçüm için bu şekilde tasarlanan sistem aynı düzenek kullanılarak HFSS programında simüle edilerek antenler test edilmiştir. Şekil 3.17’de simülasyonlar için tasarlanan düzenek bulunmaktadır.



Şekil 3.17. HFSS’de boş-uzay ölçüm düzeneği geometrisi

Şekil 3.18’de ölçümler için ürettirilmiş dizayn bulunmaktadır. Ayarlanabilir eşit mesafe ile birlikte ölçümlerde boş-uzay yöntemi kolaylıkla yapılabilmektedir.



Şekil 3.18. Gerçek zamanlı ölçümler için boş-uzay ölçüm düzeneği

### 3.3.1. Sistem tasarımında antenlere ait mesafelerin belirlenmesi

Bir vericiden gelen bir sinyal bir antene uygulandığında, elektromanyetik (EM) dalgaları boş alana gönderir. EM alan özellikleri, antenden uzaklığın bir fonksiyonu olarak değişir. Genel olarak iki bölgeye ayrılırlar, yakın alan bölgesi ve uzak alan bölgesi (Tran ve ark., 2013).

*Yakın Alan Bölgesi*, antenin hemen yanındaki bölgedir (Şekil 3.19). Eşitlik 3.10 ile tanımlanır.

$$Yakın Alan Bölgesi < \frac{2D_{mak}^2}{\lambda} \quad (3.10)$$

Burada,  $D$  antene ait maksimum uzunluktur.  $\lambda$  ise EM dalganın dalga boyudur. Bu bölgede, alanlar bir nevi tahmin edilemez ve bu nedenle genellikle bu bölgede alan ölçümü yapılmaz.

Şekil 3.19'da bu bölge iki parçadan oluşmaktadır. *Reaktif Yakın Alan*: Antenin bitişiğindeki bölgedir. Bu bölgede, E-Alanı ve H-Alanı birbiriyle 90 derece faz dışıdır ve bu nedenle reaktiftir. Işınım veya yaymak için E/H alanlarının ortogonal (dikey) ve birbirleriyle aynı fazda olması gerekir. Eşitlik 3.11'de reaktif yakın alanın mesafesi gösterilmektedir.

$$Reaktif Yakın Alan < 0.62 \sqrt{\frac{D_{mak}^3}{\lambda}} \quad (3.11)$$

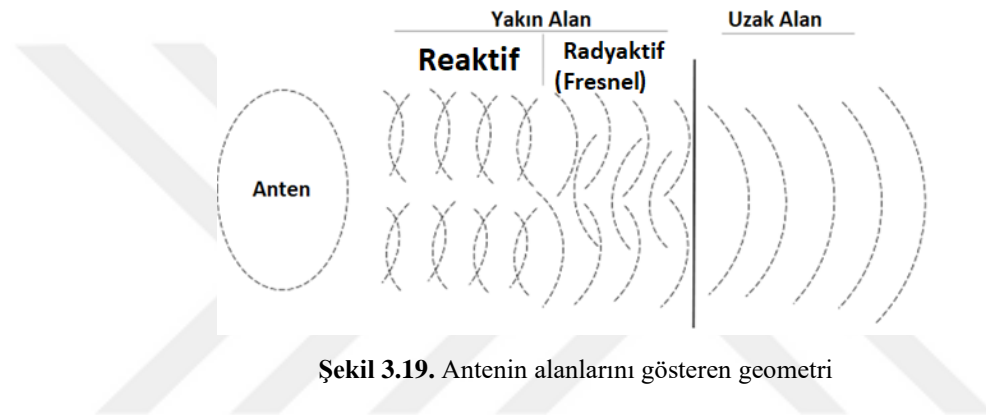
Burada,  $D$  ve  $\lambda$  yakın alan hesaplamasındaki aynı açıklamalara sahiptir. *Işınımsal Yakın Alan*: Bu bölge aynı zamanda Fresnel Bölgesi olarak da bilinir. Reaktif yakın alan ile uzak alan arasındaki bölgedir. Bu, EM alanlarının reaktif alanlardan yayılan alanlara geçiş yapmaya başladığı bölgedir. Bununla birlikte, tamamen geçiş yapmadıkları için, radyasyon modelinin şekli hala mesafeye göre değişir. Eşitlik 3.12'de Fresnel Bölgesine ait hesaplama sunulmaktadır.

$$0.62 \sqrt{\frac{D_{mak}^3}{\lambda}} < Işınımsal Yakın Alan < \frac{2D_{mak}^2}{\lambda} \quad (3.12)$$

*Uzak Alan Bölgesi*, ışınımsal yakından sonra gelen bölgedir. Bu bölgede, EM alanlarına yayılan alanlar hakimdir. E ve H alanları birbirine ve düzlem dalgalarda olduğu gibi yayılma yönüne diktir. Uzak alan bölgesi Eşitlik 3.13 ile ifade edilmektedir.

$$Uzak Alan Bölgesi > \frac{2D_{mak}^2}{\lambda} \quad (3.13)$$

Antenler genellikle uzak alan bölgesinde olduğu düşünülen büyük mesafelerde sinyalleri aktarmak için kullanılır. Uzak alan bölgesinde ölçüm yaparken karşılanması gereken bir koşul, antene olan uzaklığın antenin boyutundan ve dalga boyundan çok daha büyük olmasıdır.



Şekil 3.19. Antenin alanlarını gösteren geometri

Sistem tasarımında antenlerin birbirlerine olan mesafeleri eşittir. Bu eşitlikte mesafeleri belirleyebilmek adına yukarıda açıklanan EM alan eşitlikleri göz önüne alınarak hesaplamaları yapılmıştır. Yakın alan, Fresnel bölgesi ve uzak alan ölçümleri yapılmıştır. Eşitlik 3.14'de verilen denklem ile dalga boyu bulunmuştur. Bulunan dalga boyu ile alan mesafeleri hesaplanmıştır ve ölçümleri yapılmıştır.

$$\lambda = \frac{c}{f_r} \quad (3.14)$$

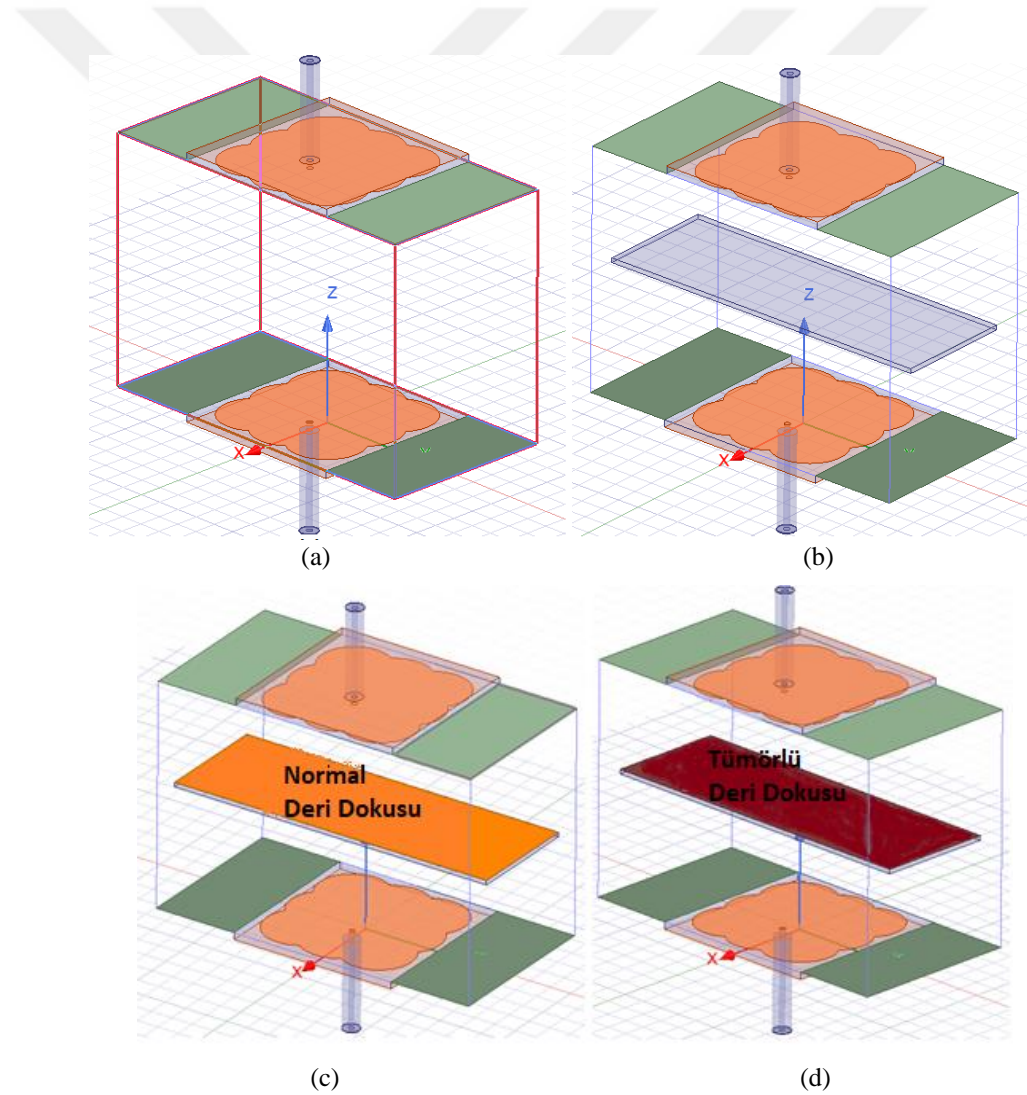
Burada,  $\lambda$  dalga boyu,  $c$  ışık hızı ( $3 \cdot 10^8$  m/sn) ve  $f_r$  rezonans frekansıdır.

#### 4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

Yukarıda anlatılan şekilde tasarlanan sistemde anten yapıları kullanılarak patolojik doku örnekleri ölçümleri yapılmıştır. Mikroşerit anten yapısı kullanılarak yapılan ölçüm ve analiz sonuçları ve horn anten kullanılarak yapılan ölçümler ve analizlerin sonucu bu bölümde incelenmektedir.

##### 4.1. Mikroşerit Anten Yapısı ile Patolojik Doku Örneklerinin İncelenmesi

Bölüm 3.1.1’de anlatılan mikroşerit anten yapısı ile Şekil 4.1’de gösterilen sistem tasarımı yapılmıştır ve normalizasyon değerleri elde edilmiştir.

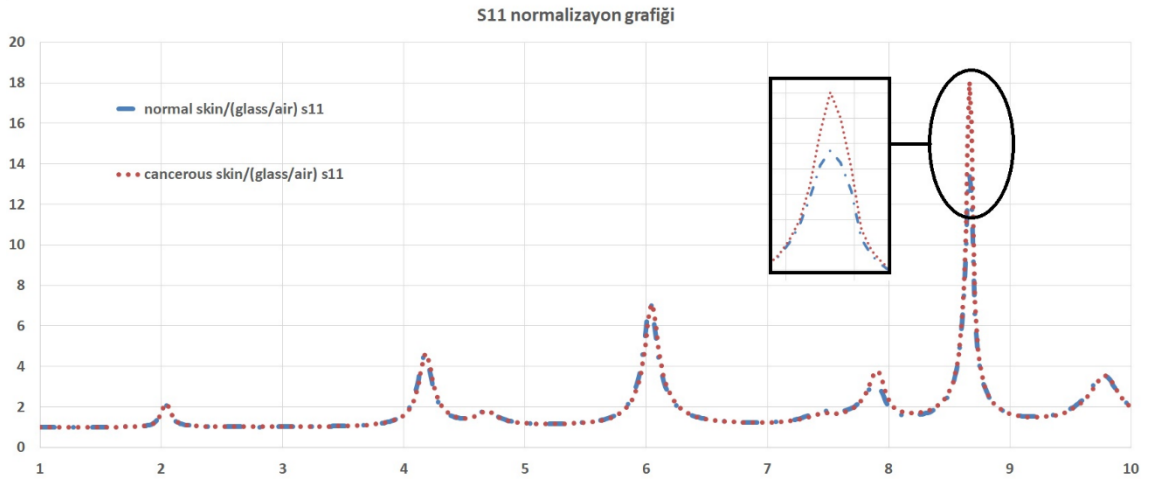


Şekil 4.1. Mikroşerit yama yapılı anten ile sistem tasarımının geometrisi

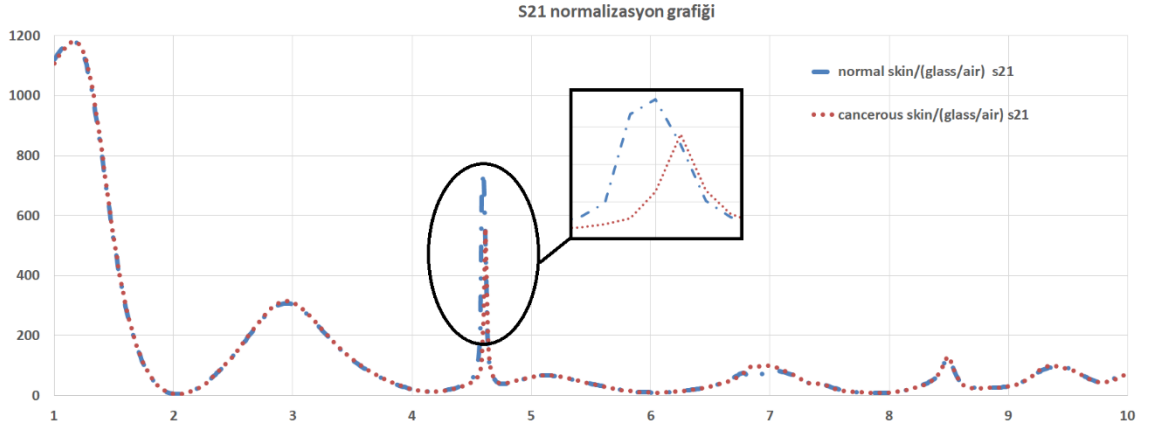
Burada kullanılan kanserli doku örneği deri kanserine aittir. Deri kanserine ait dielektrik değeri 2.45 GHz değeri için HFSS'e 50 olarak tanıtılırken, normal deri dokusu dielektrik değeri 38 olarak tanıtılmıştır. Simülasyonlar yapılmış ve elde edilen S-parametre değeri incelenmiştir. Simülasyonlar yapılırken incelenen frekans bölgesi 1-10 GHz arasında tutulmuştur.

Şekil 4.2-4.5'de S-parametrelerine ait normalizasyon grafikleri bulunmaktadır. Grafikler incelendiğinde normal deri dokusu ve tümörlü deri dokusu arasındaki farklılıkları görmek mümkündür. Özellikle  $S_{21}$  incelendiğinde frekans değerindeki kaymalar sonucunda kompleks dielektrik sabitinin reel kısmını bulmak mümkündür (Huang ve ark., 2011). Benzer şekilde genlik değerindeki farklılıkların etkisi kompleks dielektrik değerinin imajiner kısmını etkilemektedir (Ozturk ve ark., 2017). Tüm bu etkileri aynı zamanda kalite faktörü olan Q değerini etkilemektedir (Huang ve ark., 2011).

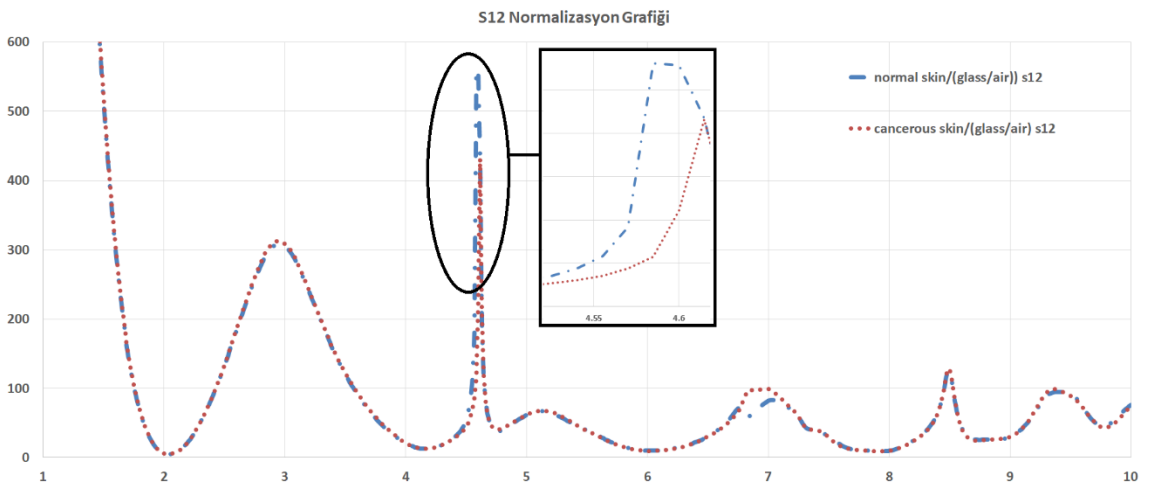
Bu değişiklikler incelendiğinde patolojik doku örneklerine ait değerlendirmelerde anten yapılarının etkili olduğunu söylemek mümkündür. Anten yapılarına ait çalışmaların başarısını ayrıca ifade edebilmek mümkündür.



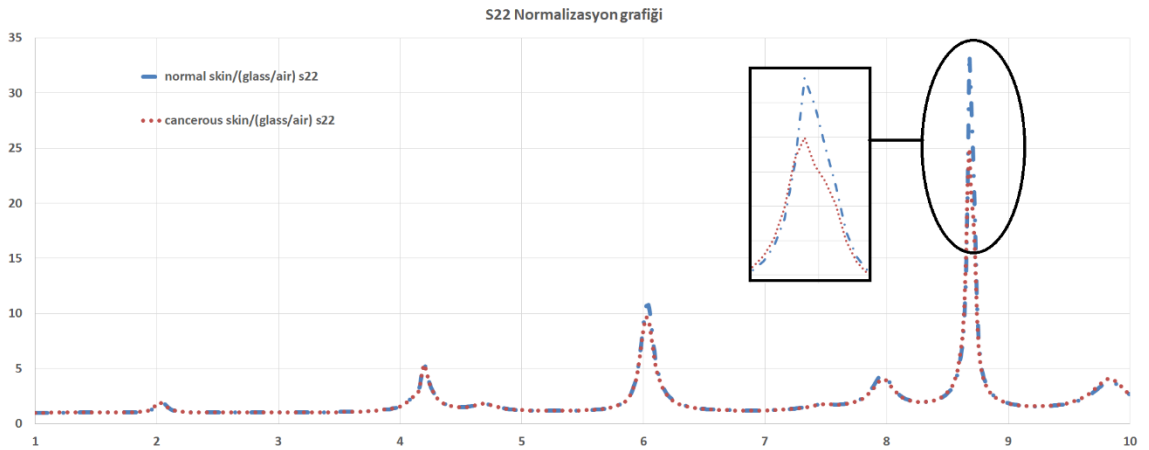
Şekil 4.2. S<sub>11</sub> değeri normalizasyon grafiği



Şekil 4.3. S<sub>21</sub> değeri normalizasyon grafiği



Şekil 4.4. S<sub>12</sub> değeri normalizasyon grafiği

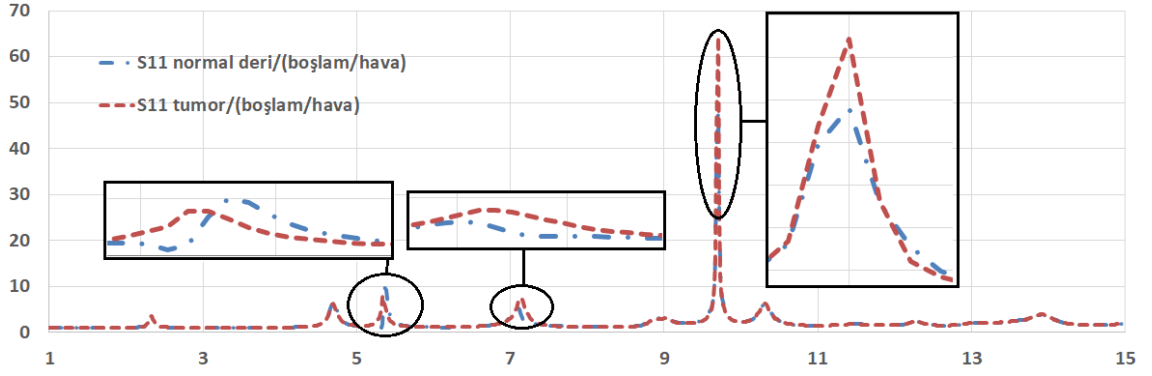


Şekil 4.5. S<sub>22</sub> değeri normalizasyon grafiği

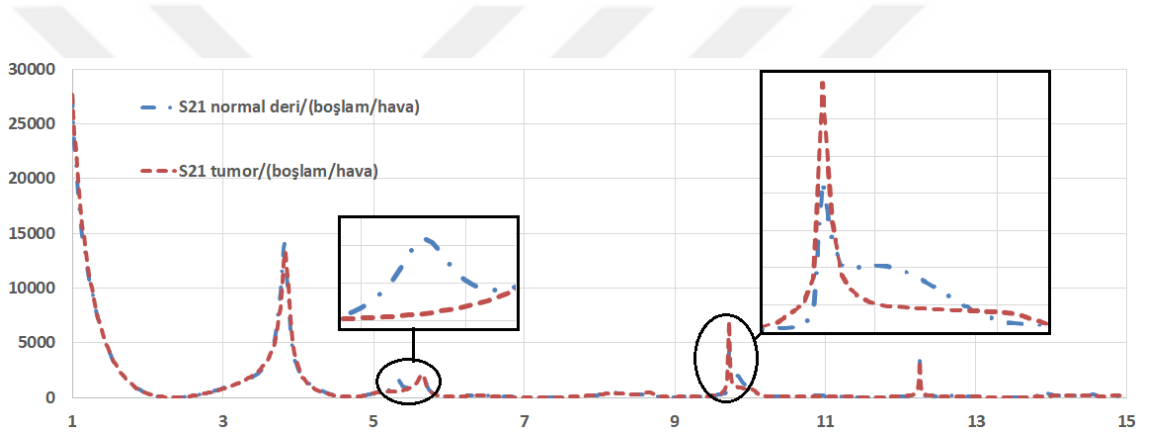
Aynı normalizasyon işlemi 3.6 dB kazanç değeri ne sahip mikroşerit anten ile yeniden yapılmıştır. Şekil 4.6-4.9'da normalizasyon verileri her bir S-parametresi için



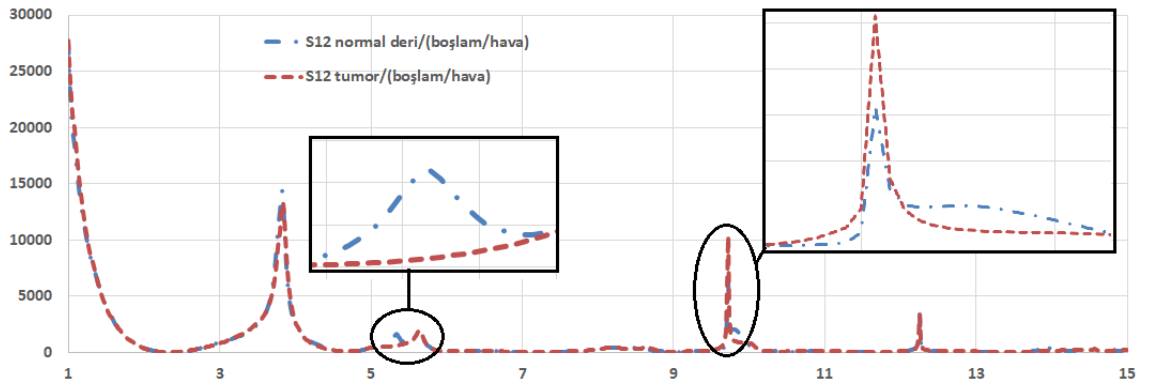
bulunmaktadır. Şekiller incelendiğinde antene ait rezonans frekansı değerlerinde farklılıkların maksimum seviyede olduğu gözükmemektedir.



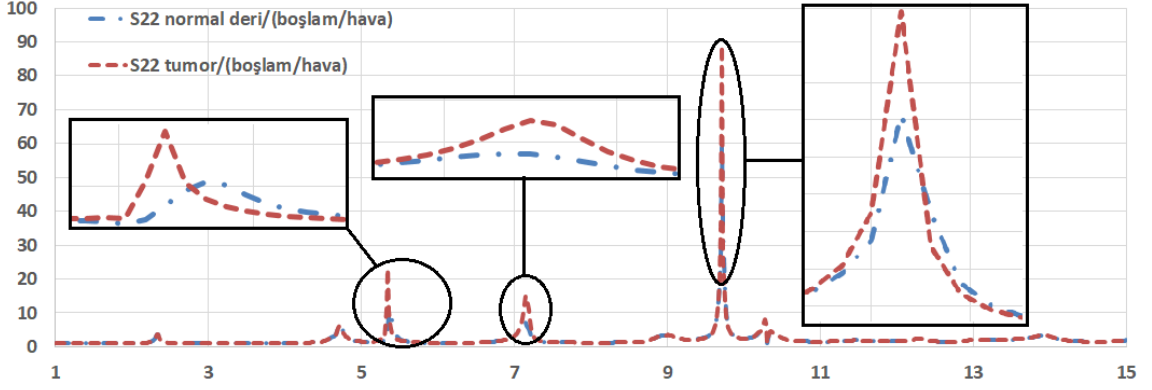
Şekil 4.6. 3.6 dB kazançlı anten için  $S_{11}$  değeri normalizasyon grafiği



Şekil 4.7. 3.6 dB kazançlı anten için  $S_{21}$  değeri normalizasyon grafiği



Şekil 4.8. 3.6 dB kazançlı anten için  $S_{12}$  değeri normalizasyon grafiği



Şekil 4.9. 3.6 dB kazançlı anten için  $S_{22}$  değeri normalizasyon grafiği

Çizelge 4.1’de normalize edilmiş doku örneklerine ait simülasyon sonuçlarının hangi frekans bölgelerinde maksimum değeri verdiği gösterilmektedir. 9.7 GHz özellikle anten çalışmasında kullanılması önemli olan bir bant aralığıdır.  $S_{11}$  ve  $S_{22}$  için anten çalışma frekans bölgeleri olan 5.3, 7.2 ve 9.7 GHz ışına bölgelerinde maksimum farklılıklar yukarıdaki şekillerden görülmektedir.  $S_{21}$  ve  $S_{12}$  için frekans ışına bölgeleri ise 5.3 ve 9.7 GHz frekans bölgesidir.

Çizelge 4.1. Maksimum normalizasyon değerlerine ait frekans bilgisi

S-parametre	normal	tumor	$ n-t ^*$
$S_{11}$	9.7 GHz	9.7 GHz	9.7 GHz
$S_{21}$	1 GHz	1 GHz	9.7 GHz
$S_{12}$	1 GHz	1 GHz	9.7 GHz
$S_{22}$	9.7 GHz	9.7 GHz	9.7 GHz

(\*Normalize edilmiş normal doku değerinden tümörlü değerinin çıkarılması sonucu elde edilen işlem)

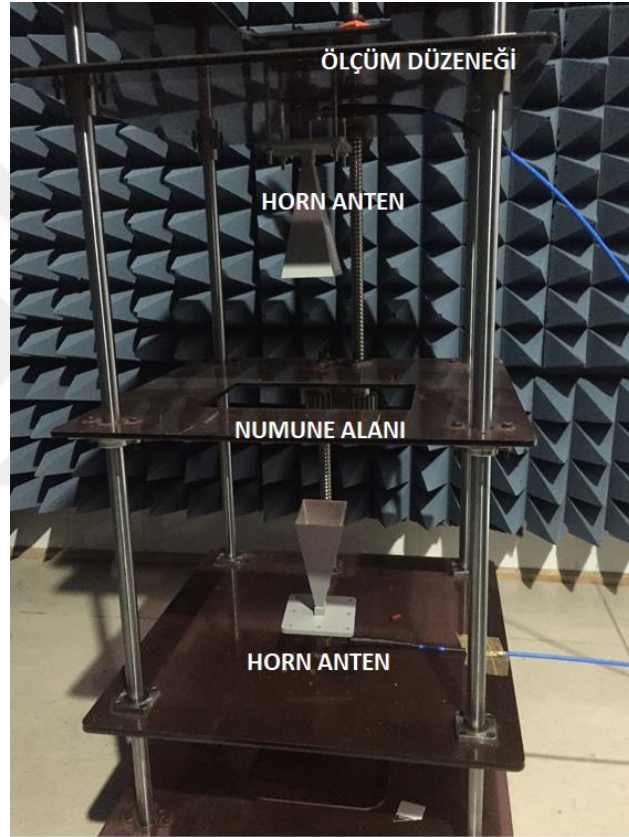
## 4.2. Horn Anten Yapısı ile Patolojik Doku Örneklerinin İncelenmesi

Horn anten yapıları kullanılarak ölçümleri yapılan patolojik doku örneklerinin incelenmesi bu bölümde yapılmaktadır. Horn antenler Bölüm 3.2’de bahsedilen avantajlarından dolayı seçilmiş ve ölçümleri yapılmıştır.

Antenler vasıtası ile ölçümleri yapılan dokular Çizelge 4.1’de verilmiştir. Şekil 4.10 ve 4.11’de verilen düzeneklerde antenlerin yakın alan ölçümleri yapılmıştır. Şekil 4.12’de ise uzak alan ölçüm düzeneği görülmektedir. Yapılan ölçümlerde antenlerin numuneye olan mesafeleri dalga boyu  $\lambda$ ’nın hesaplanması ile belirlenmiştir.  $\lambda$  mesafe yakın alan,  $3\lambda$  mesafe Fresnel bölgesi ve uzak alan olmak üzere ölçümleri yapılmıştır. Yapılan ölçümlerde S-parametre değerleri normalize edilmiştir. Elde edilen normalize S-

parametre değerleri normal doku ve tümörlü doku için aynı grafikte olacak Şekilde sunulmaktadır.

24 GHz horn anten için  $\lambda=12.5$  mm'dir. Bu değer EŞitlik 3.10'da yerine konularak yakın alan bölgesi 13.28 mm'den düşük olmalıdır. Uzak alan bölgesi ise 62.72 mm'den büyük olmalıdır. lm düzeneğinde uzak alan için bu mesafe 65 mm olarak seçilmiştir. Bu iki değer arasında kalan mesafe ise Fresnel bölgesini vermektedir ( $13.28$  mm < Fresnel Bölgesi Alanı <  $62.72$  mm).  $3 \lambda$  mesafe ise bu bölge mesafesini sağlamaktadır.



Şekil 4.10. Horn antenler kullanılarak hazırlanan ölçüm düzeneğinin boş hali



Şekil 4.11. Horn antenler kullanılarak hazırlanan ölçüm düzeneğinin doku örneği olan hali



Şekil 4.12. Horn antenler kullanılarak hazırlanan uzak alan ölçüm düzeneği

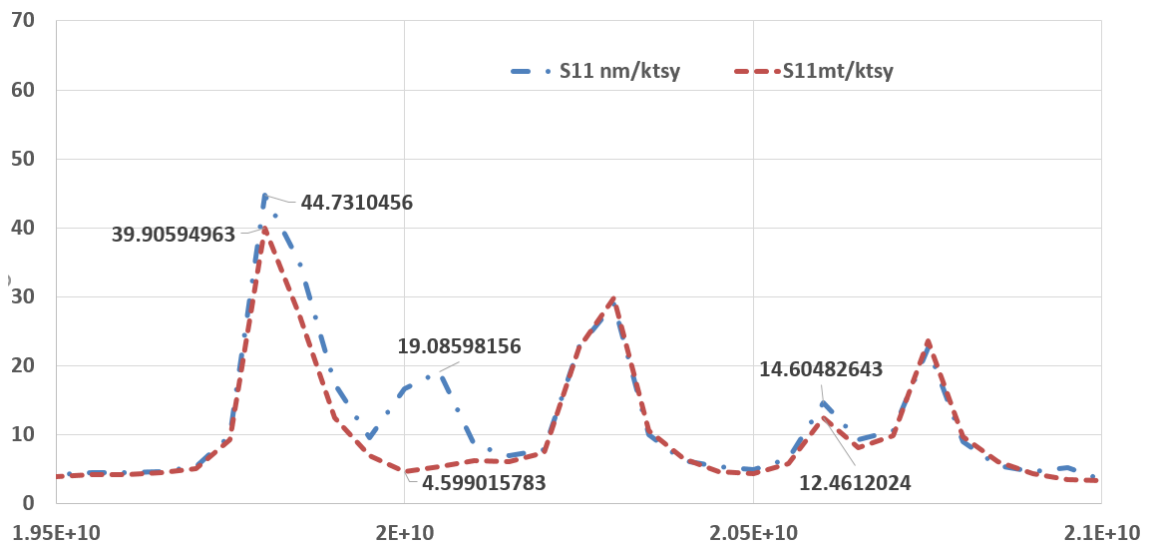
#### 4.2.1. 24 GHz horn anten ile ölçümler

Bölüm 3.2.1’de bilgileri verilen horn anten ile Bölüm 2.1.2’de bilgileri ve sayıları verilen patolojik doku örnekleri ölçülmüştür. Ölçülen frekans aralığı anten frekans aralığı olan 17-27 GHz arasındadır.

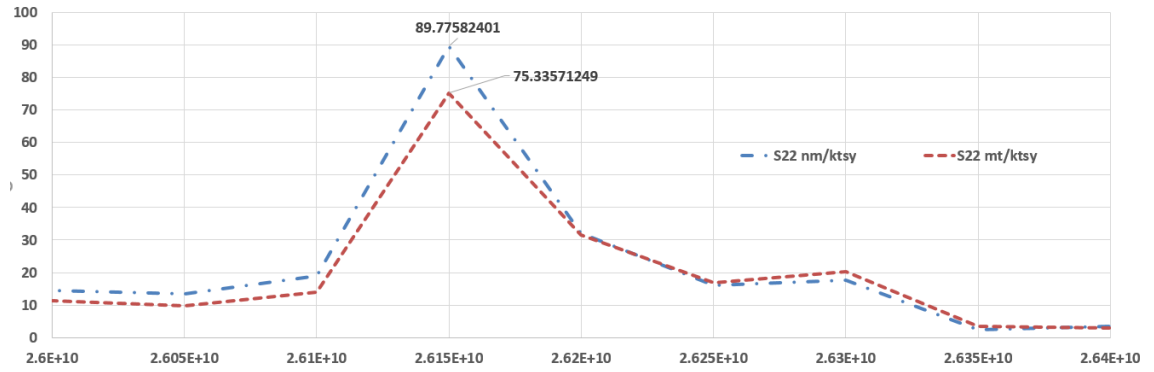
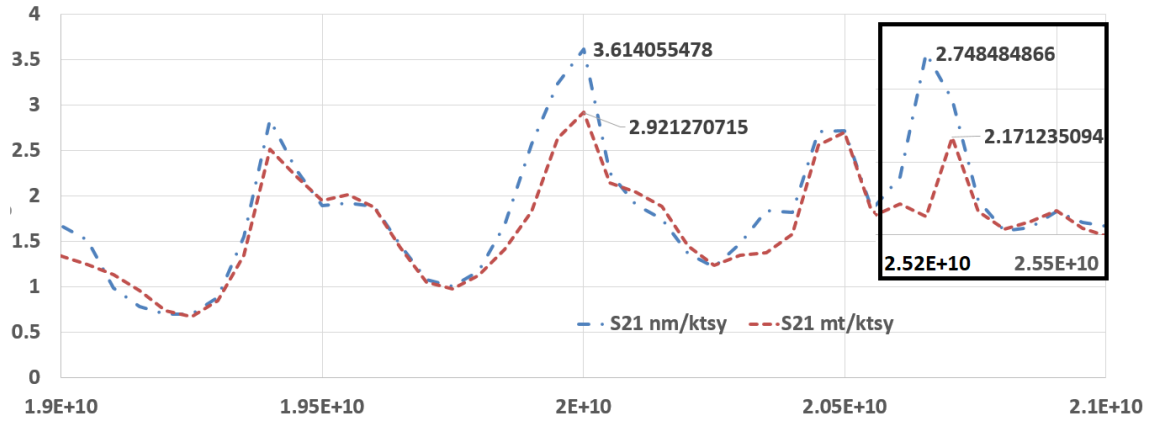
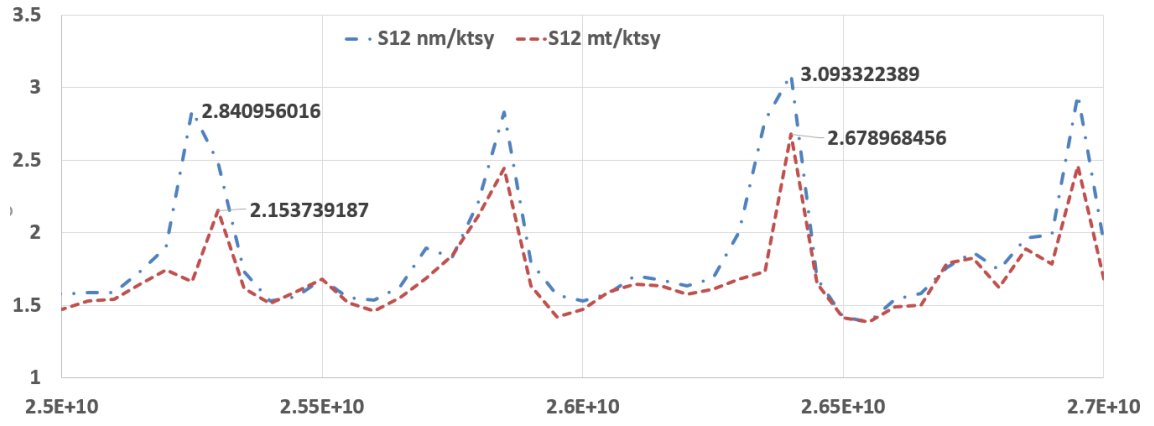
Şekil 4.13-4.36 arasında sunulan grafiklerde ikişer adet meme, pankreas ve kolon dokusu numunelerine ait ölçümlerin normalize edilmiş verileri sunulmaktadır. Bu veriler incelendiğinde normalizasyonu yapılmış S-parametre değerlerinin normal ve tümörlü dokular arasındaki farklılıkları açık ve net olarak görülmektedir. Tüm şekillerde grafiklerin netliğinin artırılabilmesi amacıyla yakınlaştırma yapılmıştır. Böylelikle farklılığın belirginliği artırılmıştır.  $\lambda$  mesafede ölçülen bu grafiklerde, her bir dokudan iki adet olacak şekilde sunulmuştur. Bunun nedeni benzer verilerin tekrarıdır. Bu metni içinde kaçınılmazdır. Diğer doku örneklerine ait ölçüm verilerine Ek-1 kısmından ulaşılabilir.

Şekil 4.10-4.17 arasında sunulan grafikler meme dokusuna ait numunelerin  $\lambda$  mesafede ölçümlerini göstermektedir. Her bir dokunun farklılıklarının ifade edilebilmesi için normalize edilen S-parametreleri ayrı ayrı olacak şekilde grafiklerle sunulmuştur.

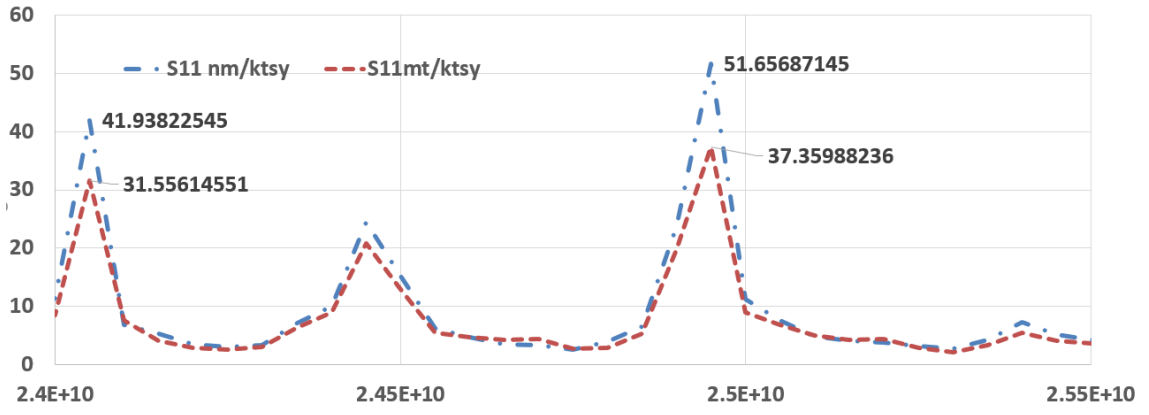
Grafikler incelendiğinde normal ve tümörlü meme dokusuna ait normalizasyon değerlerinin farklılıkları belirgindir. Özellikle  $S_{11}$  ve  $S_{21}$  grafiği dokulara ait farklılıkların belirgin olduğu iki parametredir. Bu parametre değerleri aynı zamanda dielektrik sabiti değerine ulaşılabilmesi açısından önemlidir. Çeşitli dönüşüm yöntemleri uygulanarak  $S_{11}$  ve  $S_{21}$  değerlerinden elektriksel farklılık değerleri elde edilebilmektedir.



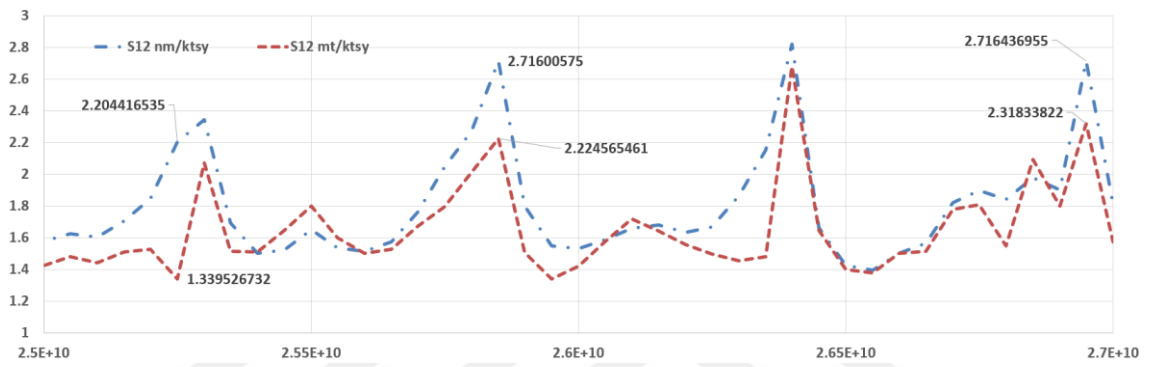
Şekil 4.13. Bir numaralı meme tümörüne ait  $S_{11}$  normalizasyon grafiği,  $\lambda$  mesafede



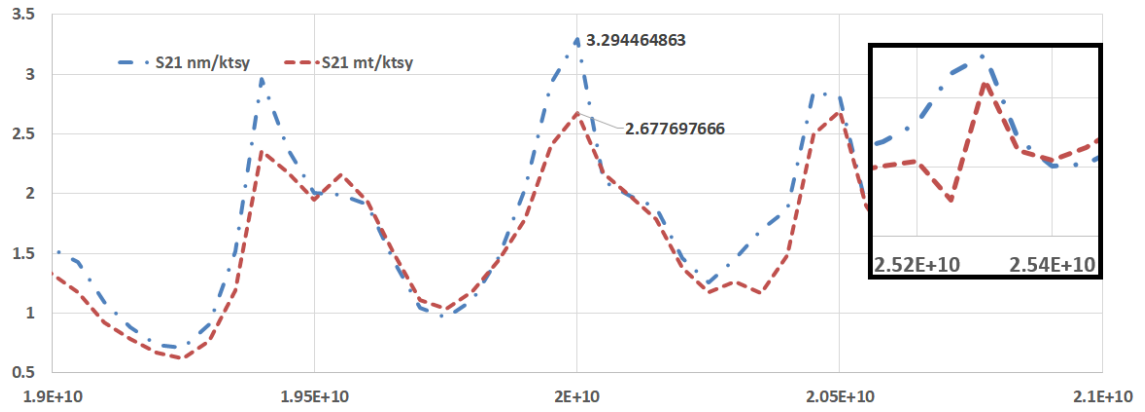




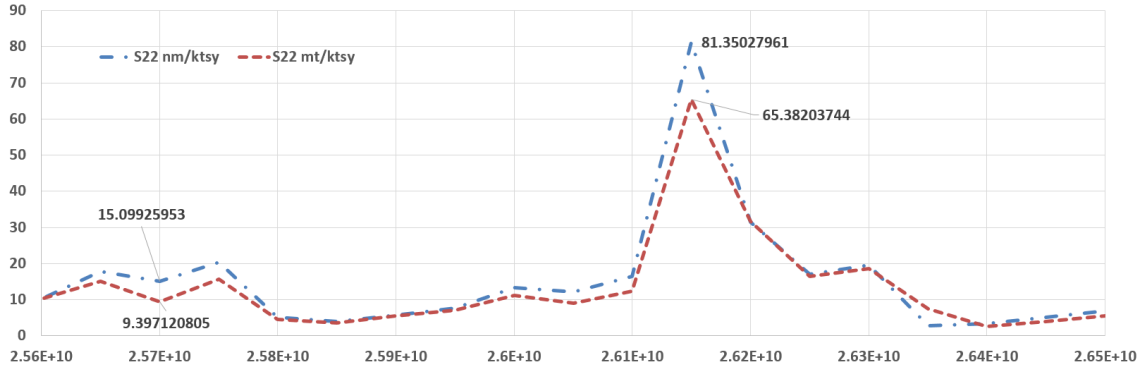
Şekil 4.17. İki numaralı meme tümörüne ait  $S_{11}$  normalizasyon grafiği,  $\lambda$  mesafede



Şekil 4.18. İki numaralı meme tümörüne ait  $S_{12}$  normalizasyon grafiği,  $\lambda$  mesafede

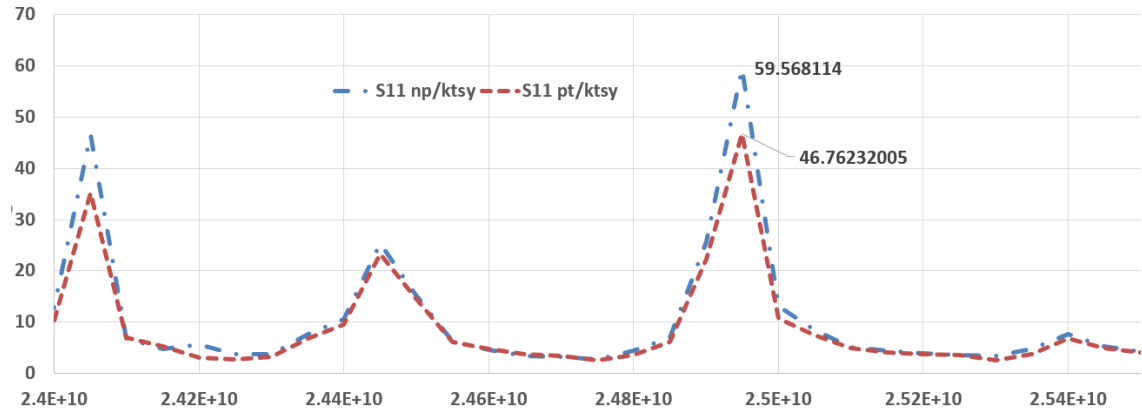


Şekil 4.19. İki numaralı meme tümörüne ait  $S_{21}$  normalizasyon grafiği,  $\lambda$  mesafede



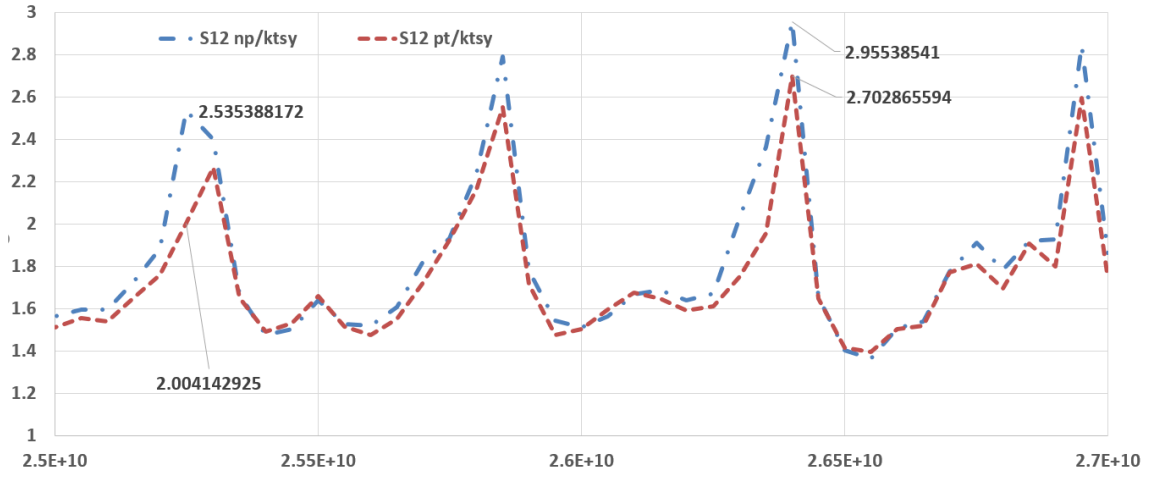
Şekil 4.20. İki numaralı meme tümörüne ait  $S_{22}$  normalizasyon grafiği,  $\lambda$  mesafede

Şekil 4.21-4.28 arasında sunulan grafikler  $\lambda$  mesafede ölçülen iki adet pankreas dokusuna ait grafiklerdir. Bu grafiklerde normalizasyon edilmiş S-parametre değerleri farklılıkları belirgin şekilde gösterilmektedir. Özellikle  $S_{21}$  grafiğinde gösterilen normal ve tümörlü doku arasındaki farklılıkların açıklığı ve netliği bu değişimin tez çalışmasında önemli olduğunu göstermektedir (Ozturk ve ark., 2017).

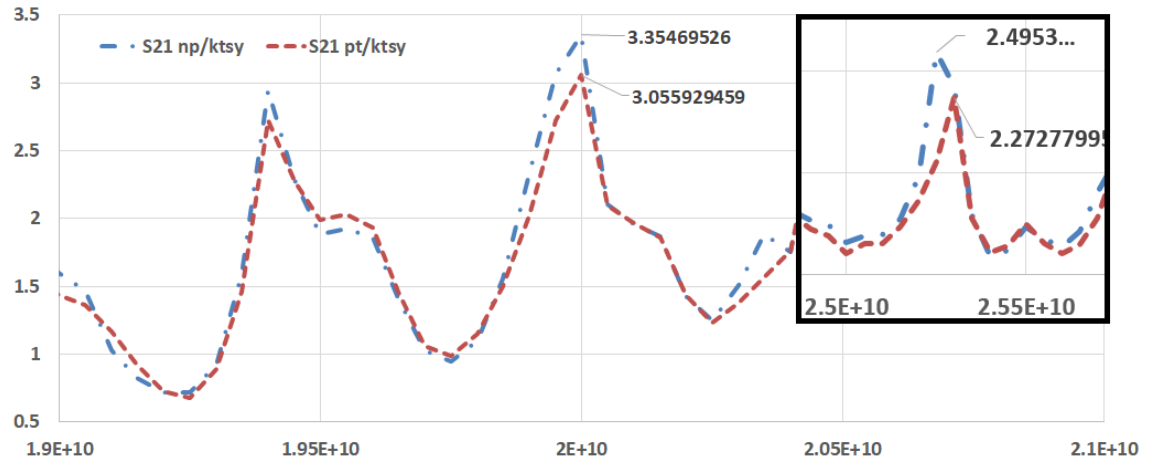


Şekil 4.21. Bir numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{11}$  normalizasyon grafiği,  $\lambda$  mesafede

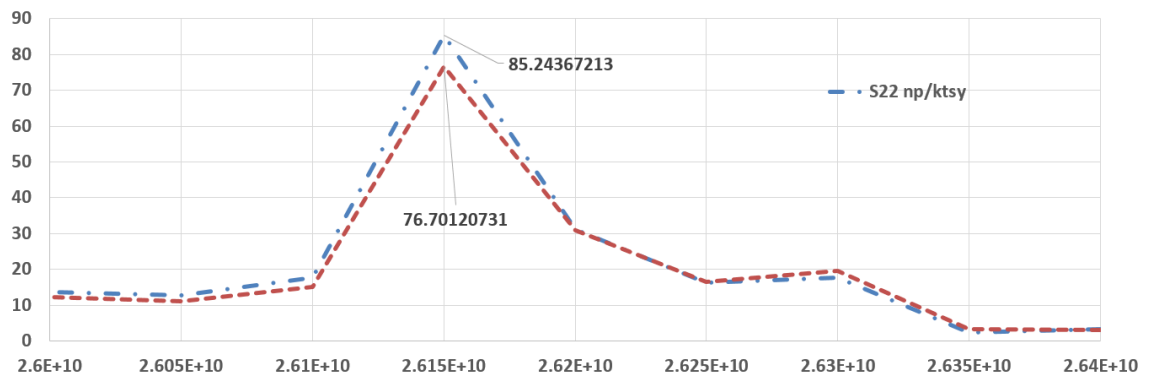




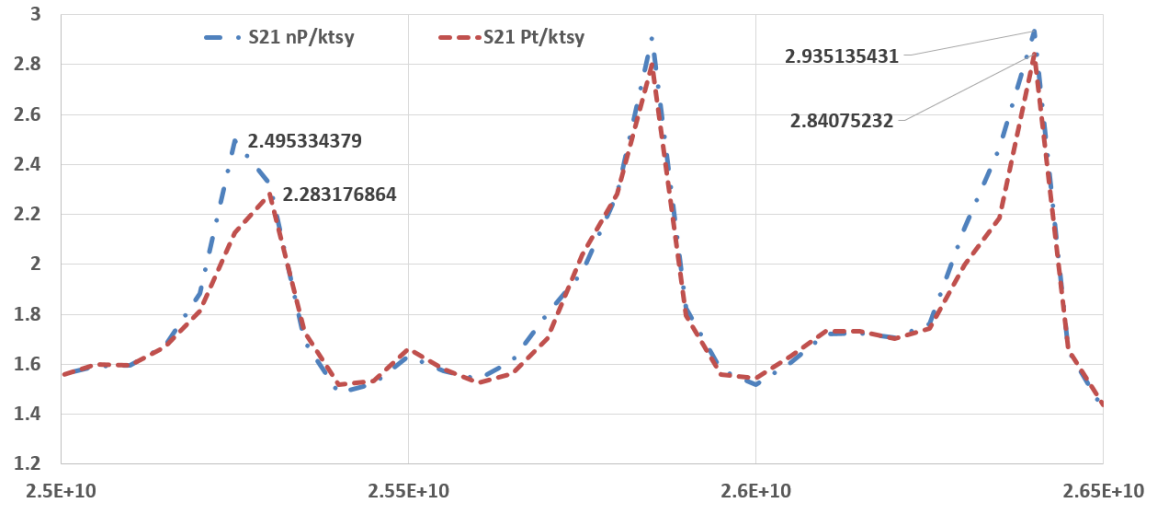
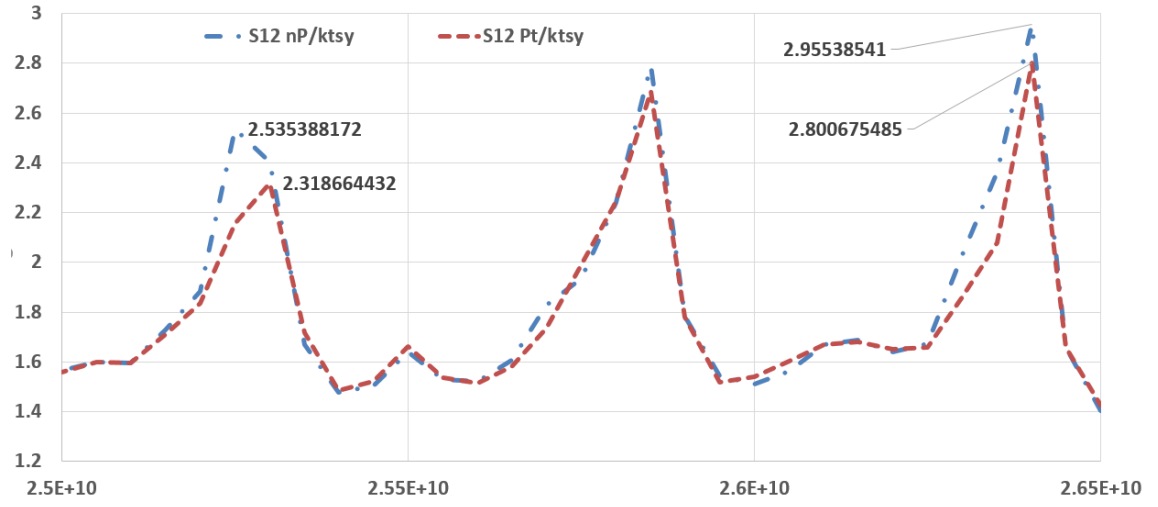
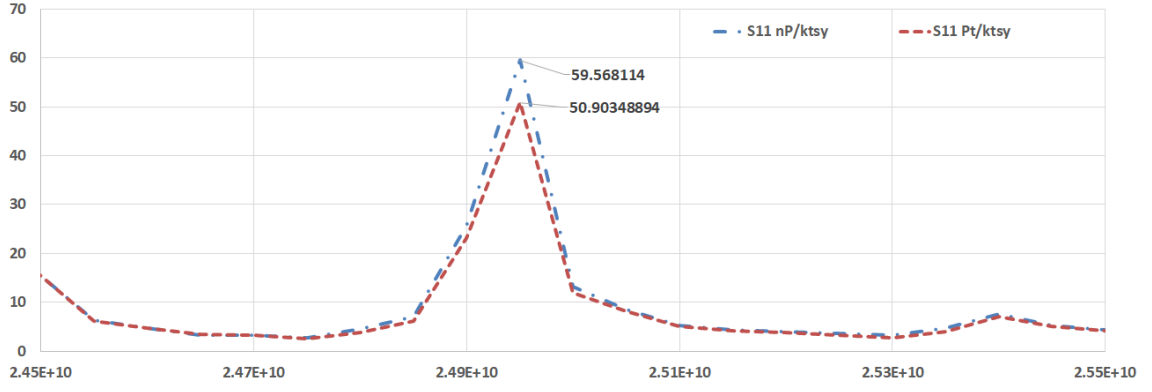
Şekil 4.22. Bir numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{12}$  normalizasyon grafiği,  $\lambda$  mesafede

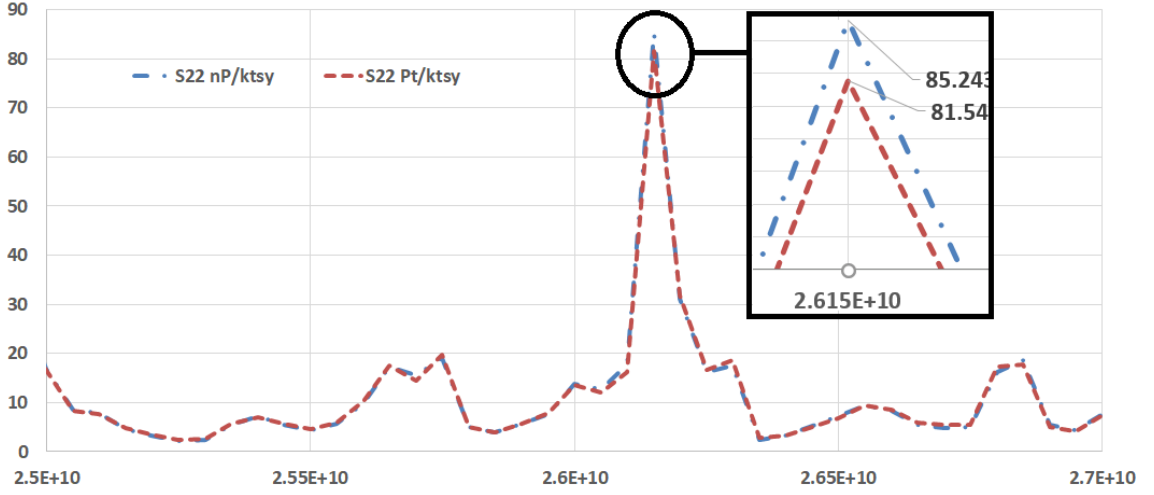


Şekil 4.23. Bir numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{21}$  normalizasyon grafiği,  $\lambda$  mesafede



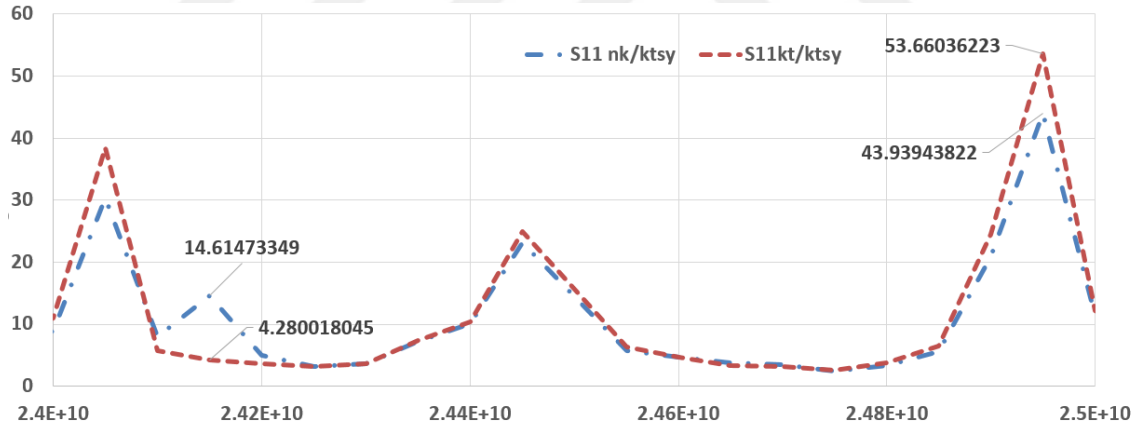
Şekil 4.24. Bir numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{22}$  normalizasyon grafiği,  $\lambda$  mesafede



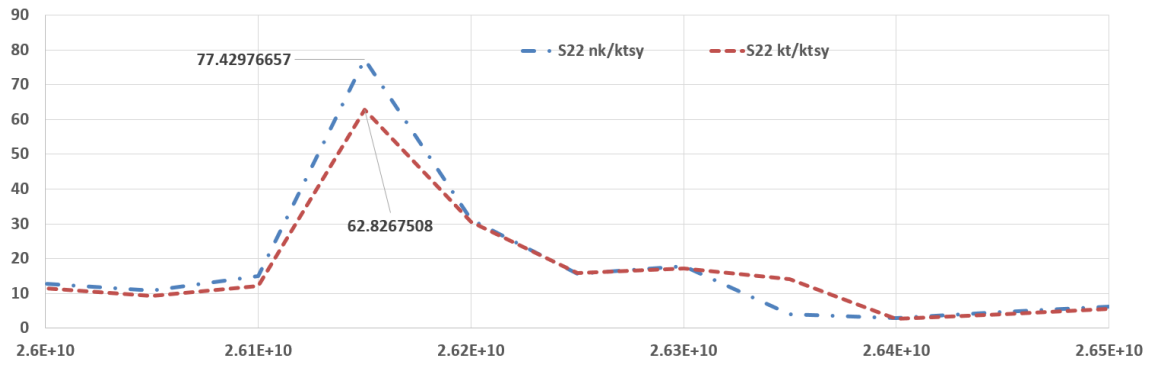
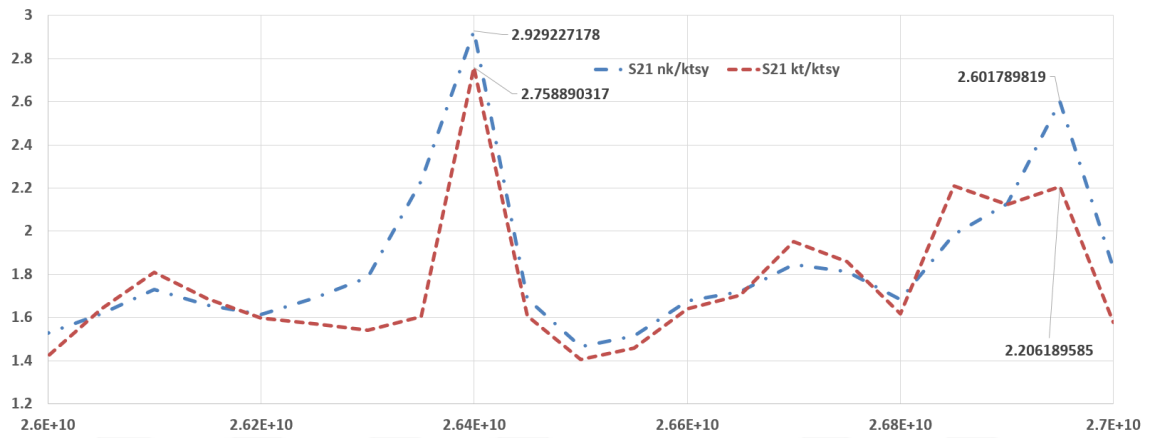
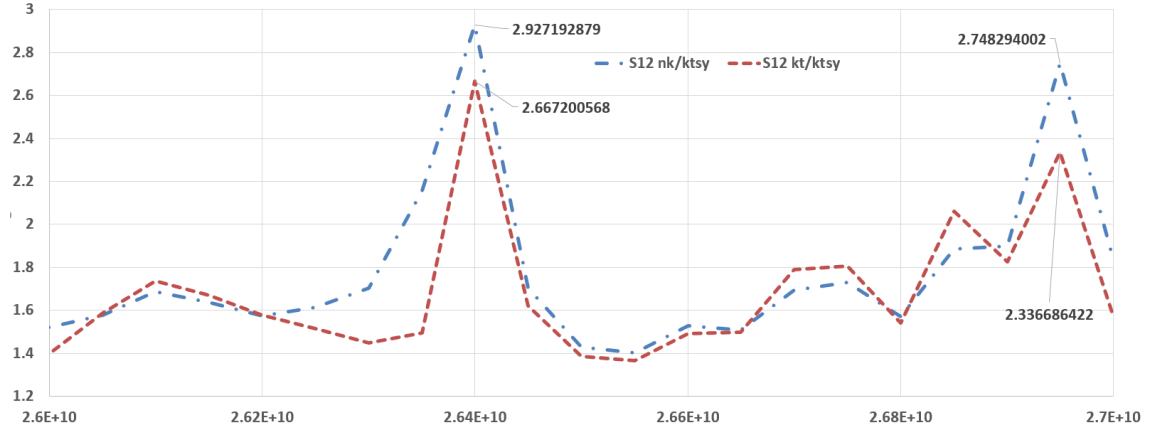


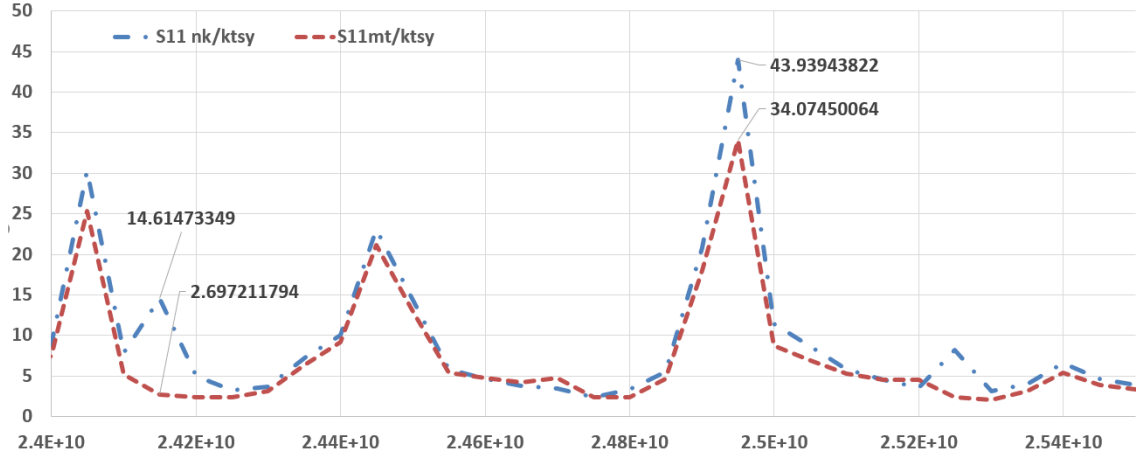
Şekil 4.28. İki numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{22}$  normalizasyon grafiği,  $\lambda$  mesafede

Şekil 4.29-4.36 arasındaki grafikler  $\lambda$  mesafe iki adet kolon dokusuna ait grafiklerdir. Normalize edilmiş S-parametre değerlerindeki farklılıklar grafiklerde belirgin şekilde görülmektedir. Bu farklılıkların açık ve net sunulması ile birlikte kolon tümöründe de bu işlemin yapılabileceğini söylemek mümkündür.

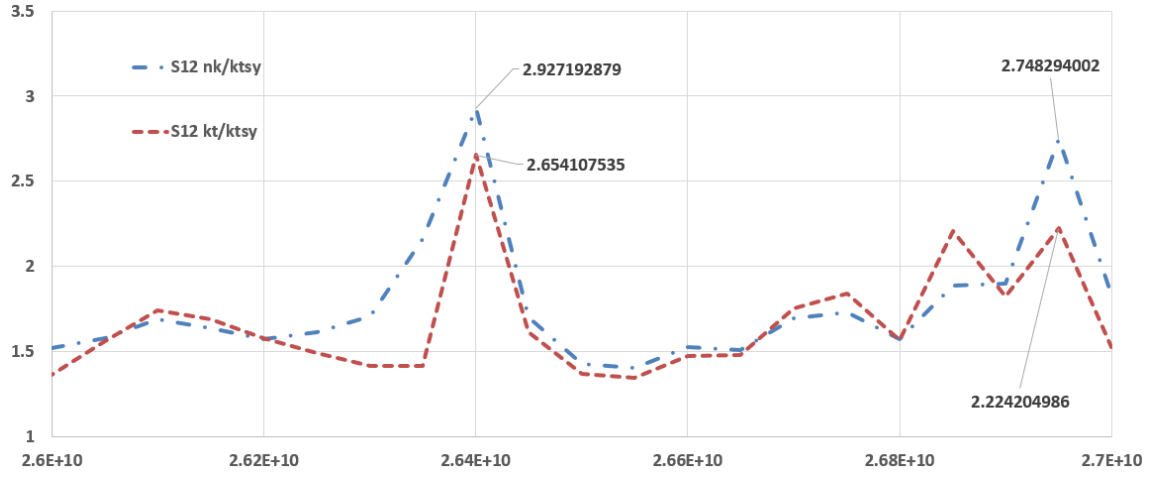


Şekil 4.29. Bir numaralı kolon tümörüne ait  $S_{11}$  normalizasyon grafiği,  $\lambda$  mesafede

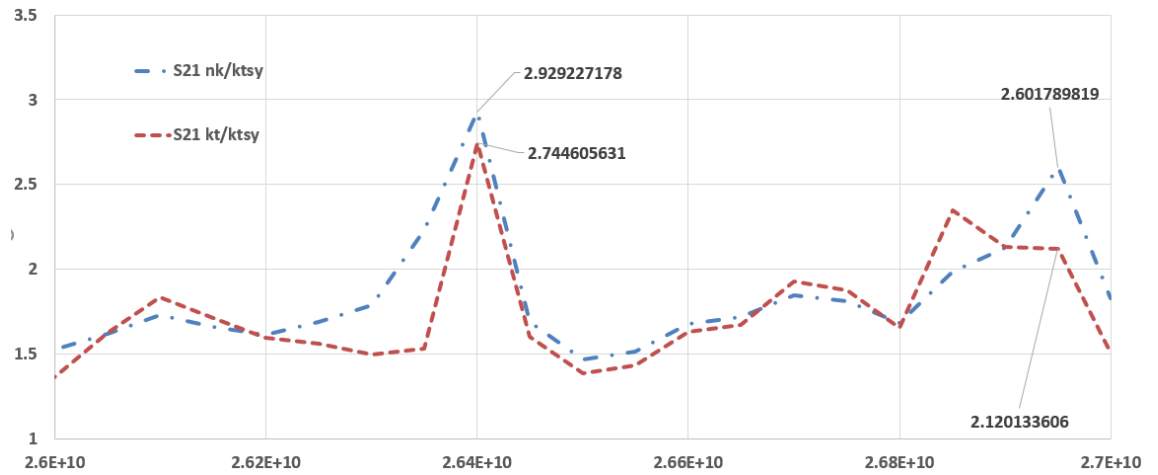




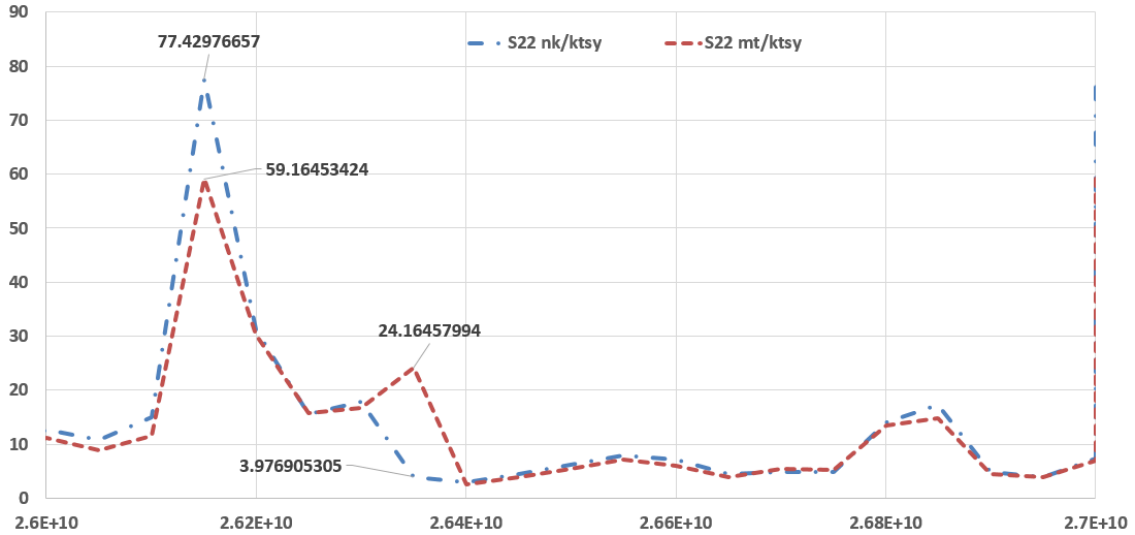
Şekil 4.33. İki numaralı kolon tümörüne ait S<sub>11</sub> normalizasyon grafiği, λ mesafede



Şekil 4.34. İki numaralı kolon tümörüne ait S<sub>12</sub> normalizasyon grafiği, λ mesafede



Şekil 4.35. İki numaralı kolon tümörüne ait S<sub>21</sub> normalizasyon grafiği, λ mesafede



Şekil 4.36. İki numaralı kolon tümörüne ait 22 normalizasyon grafiği,  $\lambda$  mesafede

Çizelge 4.2 ve 4.3’de  $\lambda$  mesafede ölçümleri yapılan S-parametrelerine ait maksimum normalizasyon değerleri ve bunların bulunduğu frekanslar ve maksimum normalizasyon değerlerine ait fark verileri ve bunun bulunduğu frekanslar bulunmaktadır.

Çizelge 4.2 ve 4.3’ten anlaşılacağı üzere normalize edilmiş S-parametre değerlerinde normal ve tümörlü doku örnekleri arasında önemli farklılıklar bulunmaktadır. Örneğin, bir numaralı normal ve tümörlü meme dokusunda  $S_{11}$  değeri için maksimum normalizasyon fark değeri 13.74’tür ve bu değere 20.10 GHz’de ulaşmaktadır.  $S_{12}$  için farklılık değeri 1.18’dir ve 25.30 GHz’de bu değere ulaşmaktadır.  $S_{21}$  için farklılık değeri 1.12 iken 25.30 GHz’de bu farklılık değerine ulaşmaktadır.  $S_{22}$  için 14.44 olan farklılık değerine 26.20 GHz’de ulaşmaktadır. Benzer durumlar diğer doku türleri içinde geçerlidir.

Her bir S-parametre değeri için frekans bilgisinin eşit olduğunu söylemek mümkündür. Meme dokuları için  $S_{11}$  parametre maksimum değerlerinde 25 GHz ve 17.1 GHz değerleri belirgin iken, maksimum normalizasyon fark değerleri 20.10 ve 25.00 GHz değerlerinde bulunmaktadır.  $S_{12}$  parametre değeri incelendiğinde ise bu değerler 26.40 ve 27.00 GHz olarak bulunmaktadır. 25.30 GHz’de maksimum normalizasyon fark değeri bulunmaktadır.  $S_{21}$  parametre değeri için 20.00 GHz’de maksimum değerlerini verirken 25.30 GHz’de maksimum fark değerini vermektedir.  $S_{22}$  parametre değerleri için 26.20 GHz frekans değeri hem maksimum hem de maksimum fark değerinde bulunmaktadır.

Çizelge 4.2.  $\lambda$  mesafede ölçülen  $S_{11}$  ve  $S_{12}$  değerlerinin maksimum normalizasyon verisi ve frekansları

S- parametresi	$S_{11}$				$S_{12}$				
	Doku Türleri	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)
Normal meme 1	58.76	25.00				3.09	26.40		
Meme tümörü 1	53.22	17.10	13.74	20.10		2.68	26.40	1.18	25.30
Normal meme 2	54.70	17.10				2.67	26.40		
Meme tümörü 2	53.13	17.10	3.99	25.00		2.65	27.00	0.39	25.30
Normal pankreas	59.57	25.00				2.96	26.40		
Pankreas tümörü 1	52.37	17.10	12.81	25.00		2.70	26.40	0.53	25.30
Pankreas tümörü 2	53.44	17.10	8.90	24.10		2.80	26.40	0.38	25.30
Normal kolon	55.03	17.10				2.93	26.40		
Kolon tümörü 1	57.56	17.10	11.60	24.20		2.67	26.40	0.66	26.40
Kolon tümörü 2	56.71	17.10	11.92	24.20		2.65	26.40	0.74	26.40

Diğer doku türleri için incelendiğinde görülmektedir ki,  $S_{11}$  parametresinde 17.10 ve 25 GHz değerleri belirgindir.  $S_{12}$  için ise, 26.40 GHz değerinde maksimum değerlere ulaşılmaktadır.  $S_{21}$  maksimum değerinde frekans bilgisi 20 GHz olarak bulunmaktadır.

Maksimum normalizasyon değerleri ve maksimum normalizasyon fark değerleri için frekans değerlerinde bir tutarlık olduğu görülmektedir. Örneğin  $S_{22}$  değeri için tüm doku örneklerinde frekans değeri 26.20 GHz değerinde sabit kalmıştır. Bu sabit frekans değeri  $S_{22}$  araştırıldığında yani normal ve tümörlü doku arasındaki farklılıklar incelendiğinde önemli olmaktadır.

Normalizasyon fark değerlerine ait frekans değerleri incelendiğinde, maksimum farklılıklara ait frekans bilgilerinin de ayırık olmadığı benzer yahut birbirine yakın değerler olarak bulunduğunu ifade etmek gerekmektedir.

Çizelge 4.3.  $\lambda$  mesafede ölçülen  $S_{21}$  ve  $S_{22}$  değerlerinin maksimum normalizasyon verisi ve frekansları

S- parametresi	$S_{21}$				$S_{22}$				
	Doku Türleri	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)
Normal meme 1	3.61	20.00				89.78	26.20		
Meme tümörü 1	2.92	20.00		1.12	25.30			14.44	26.20
Normal meme 2	3.00	20.00				73.61	26.20		
Meme tümörü 2	3.13	20.00		0.41	25.30			6.09	25.70
Normal pankreas	3.35	20.00				85.24	26.20		
Pankreas tümörü 1	3.06	20.00		0.54	25.30			8.54	26.20
Pankreas tümörü 2	3.19	20.00		0.37	25.30	81.55	26.20	3.70	26.20
Normal kolon	3.23	20.00				77.43	26.20		
Kolon tümörü 1	2.76	26.40		0.63	26.40			14.60	26.20
Kolon tümörü 2	2.74	26.40		0.70	26.40	59.16	26.20	20.19	26.40

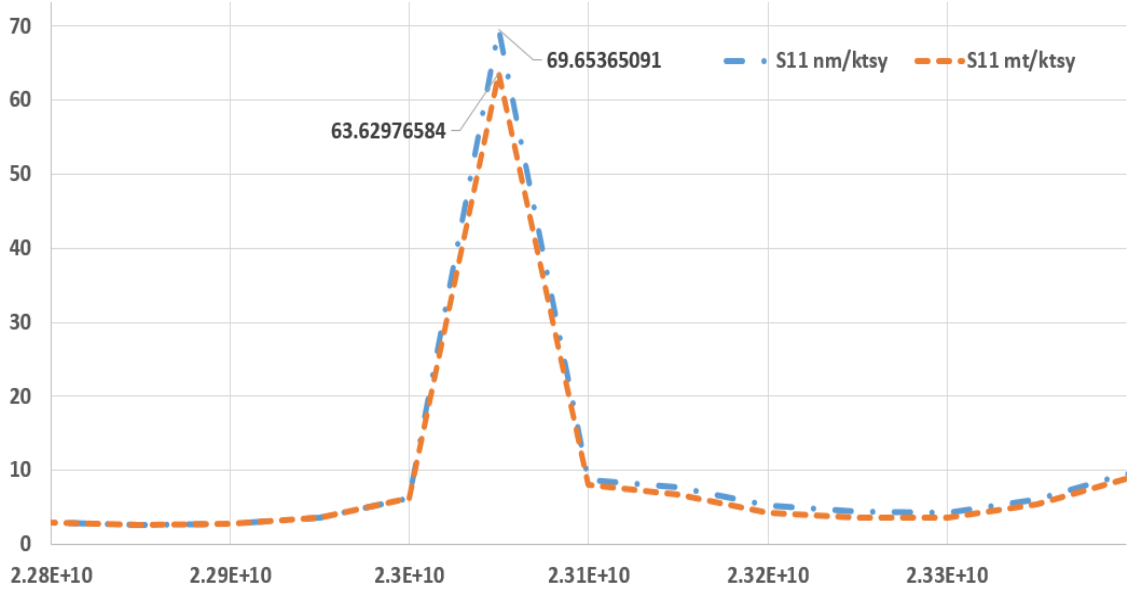
Şekil 4.37-4.60 arasında  $3\lambda$  mesafede ölçümleri yapılan aynı numaralı doku örneklerine ait normalize edilmiş S-parametre değerleri sunulmaktadır. Bu bölge yukarıda anlatıldığı üzere Fresnel bölgesi olarak adlandırılmaktadır. Normalde ölçüm yöntemlerinde kullanılmayan bir ölçüm bölgesidir. Bu tez çalışmasında kullanılmasının nedeni, alan değerlerine göre kıyaslama yapılırken S-parametre değerleri üzerinde Fresnel bölgesinin etkisinin değerlendirilebilmesidir. Yakın alan ve uzak alan bilgilerinin ölçümlerde değerlendirilmesi durumunda Fresnel bölgesinin araştırılmaması uygun bulunmamıştır. Diğer doku örneklerine ait verilere Ek-2'den ulaşılmak mümkündür.

Şekil 4.37-4.44 arasında iki adet meme dokusuna ait ölçüm sonuçları sunulmaktadır. Şekiller üzerinde her bir S-parametre değeri için maksimum değerleri ve maksimum fark değerleri bulunmaktadır. Örneğin, Şekil 4.37'de hem maksimum normalizasyon değerleri hem de maksimum fark değerleri aynı frekans noktasındadır. Bu nokta 23.10 GHz olarak görülmektedir ve bütün dokuların  $S_{11}$  parametre değeri incelendiğinde sabit olarak bulunan bir değerdir. Benzer şekilde  $S_{12}$  için (Şekil 4.38)

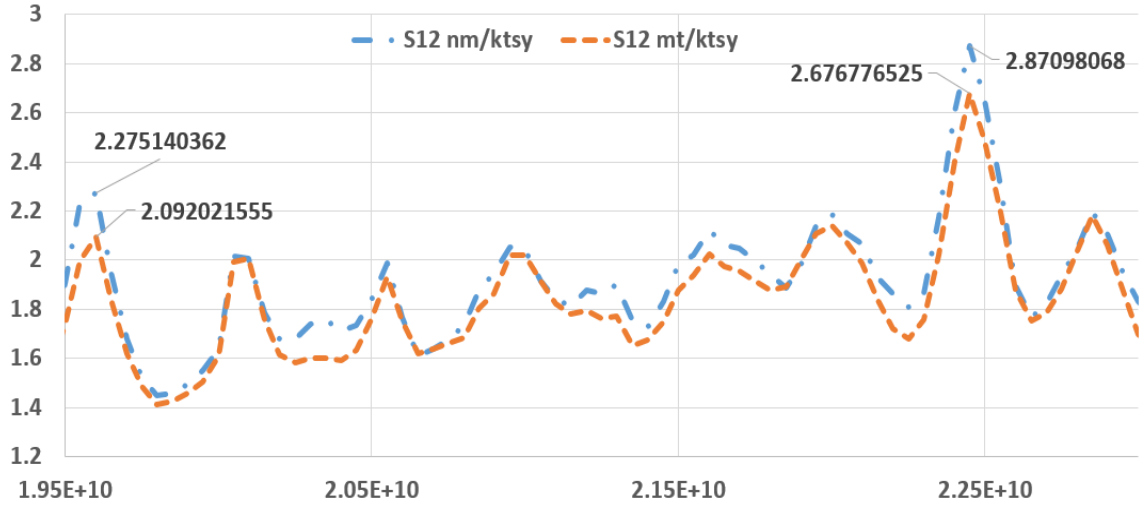


maksimum normalizasyon verisinin elde edildiği frekans değeri 22.50 GHz iken  $S_{21}$  için (Şekil 4.39) bu değer 19.60 GHz olarak sabit kalmıştır.  $S_{22}$  için (Şekil 4.40) bu değer 18.70 GHz olarak görülmektedir.

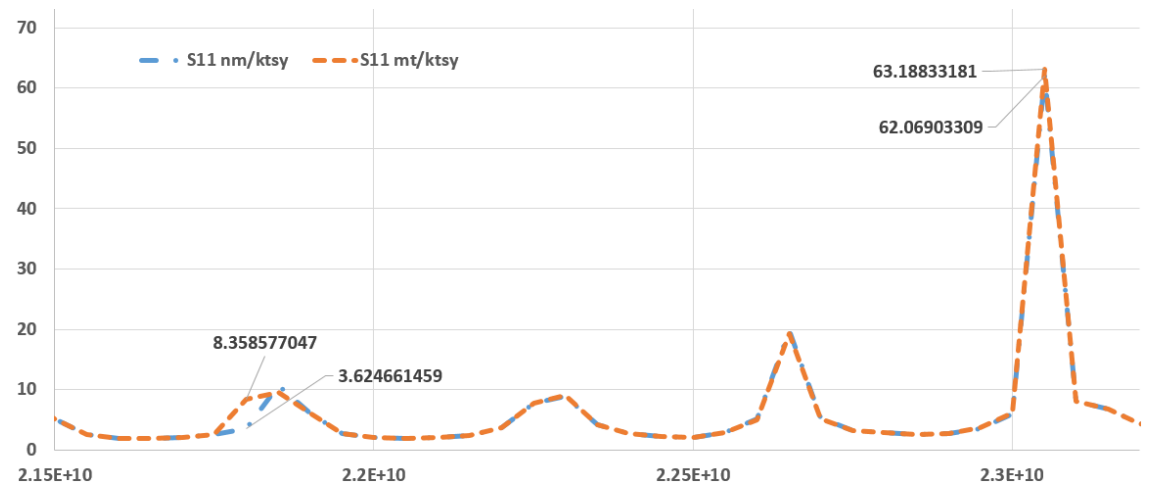
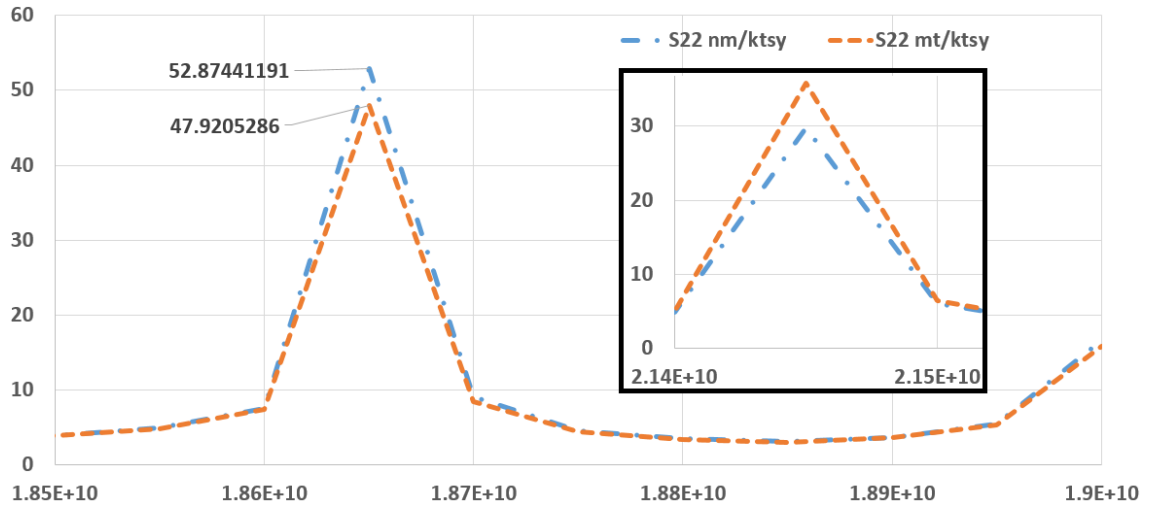
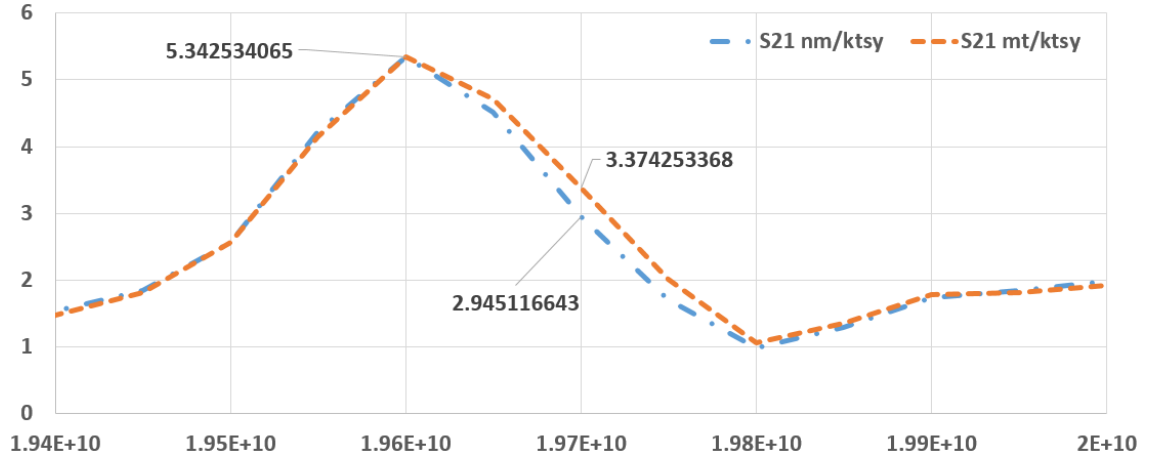
Şekil 4.37-4.60 incelendiğinde normalizasyon değerlerine ait maksimum fark noktaları ayrı olarak işaretlenmiştir ve belirgin şekilde gösterilmektedir.

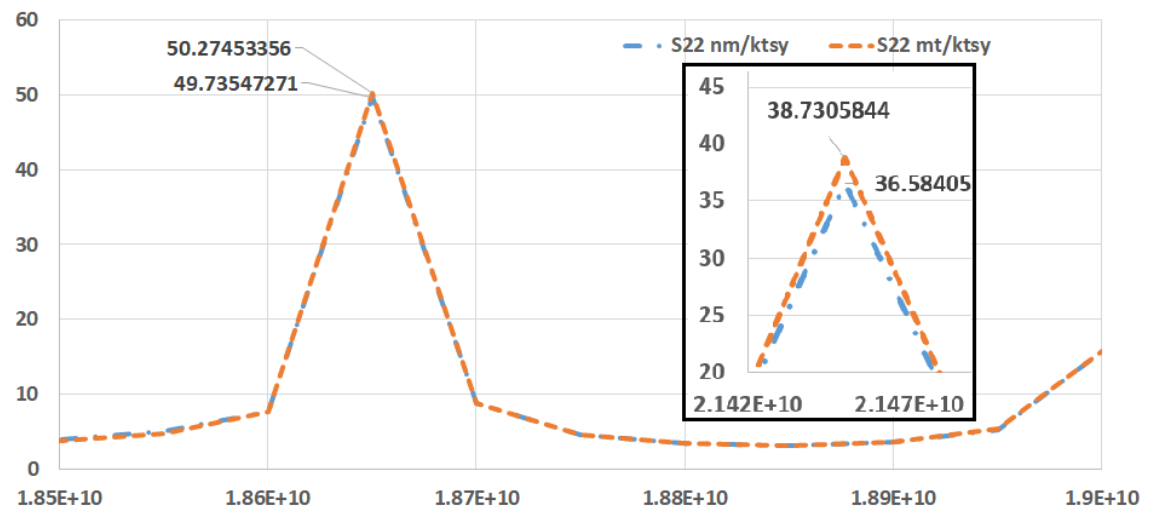
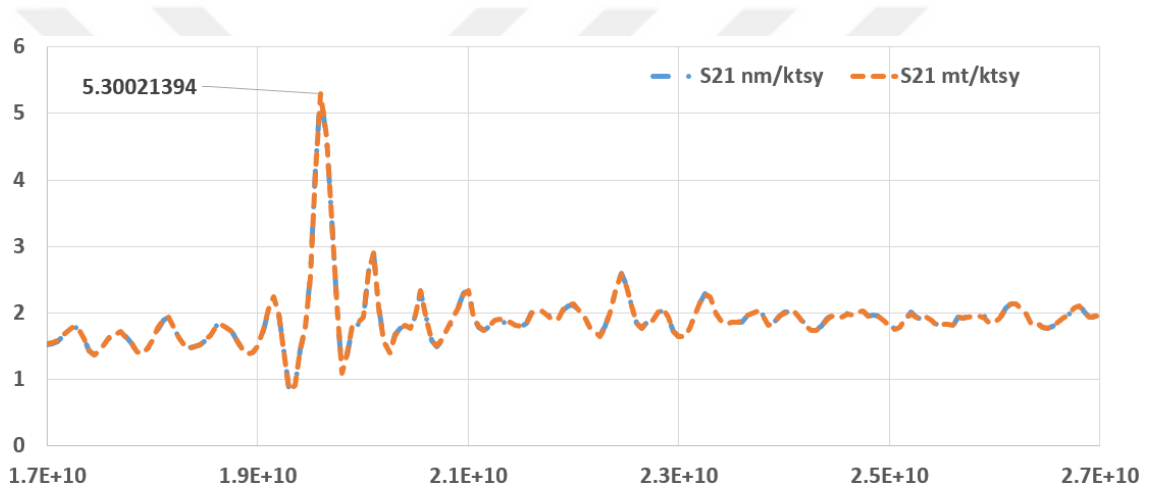
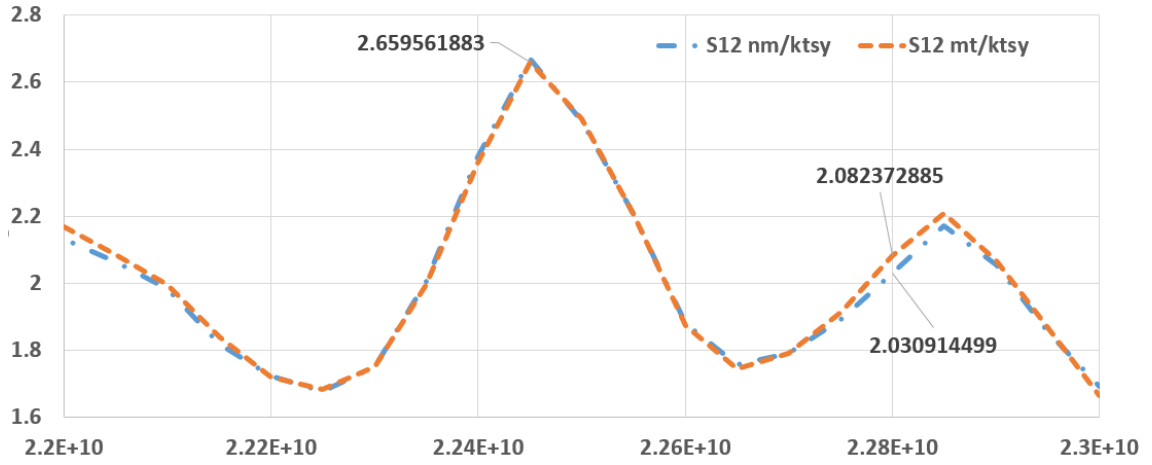


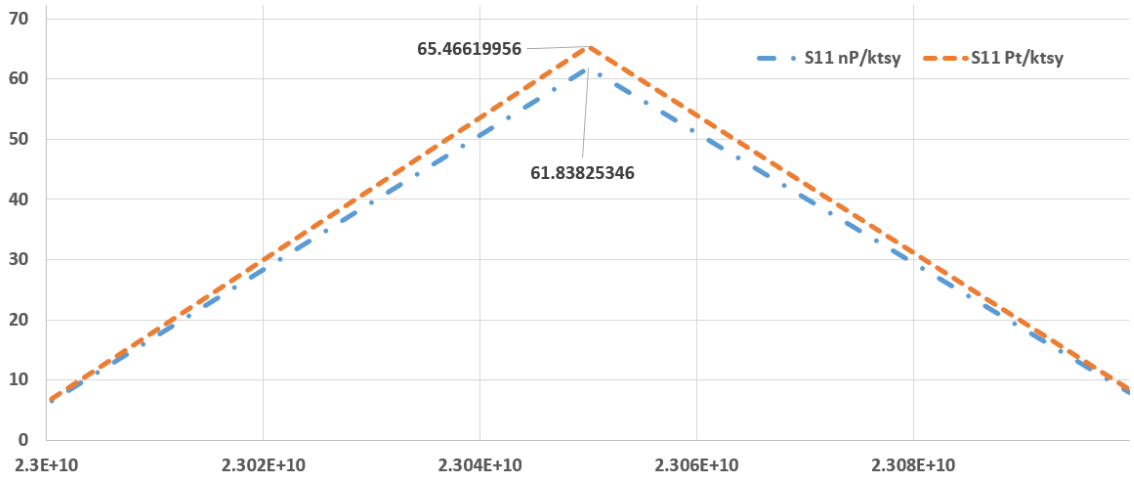
Şekil 4.37. Bir numaralı meme tümörüne ait  $S_{11}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede



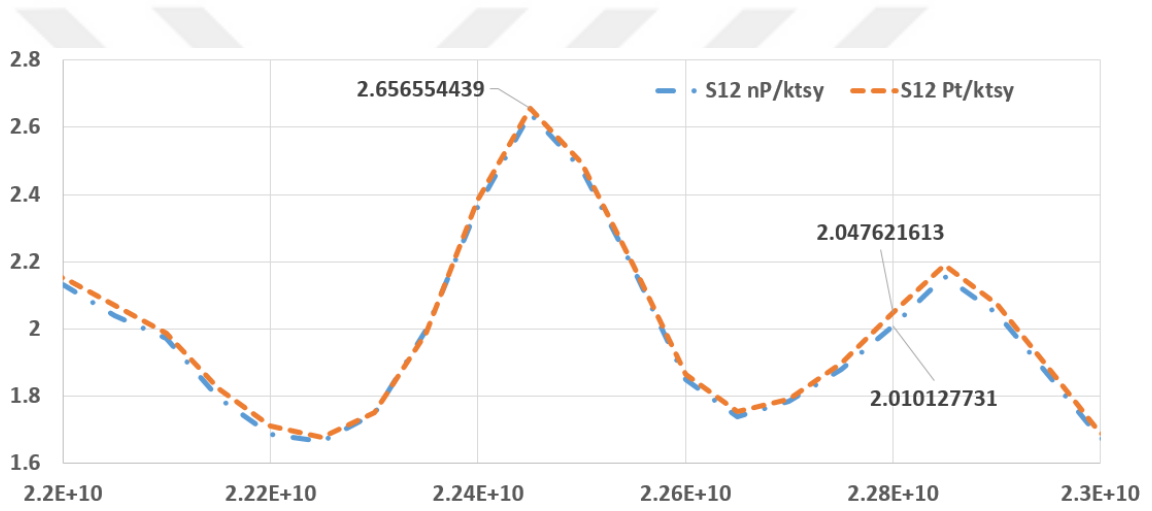
Şekil 4.38. Bir numaralı meme tümörüne ait  $S_{12}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede



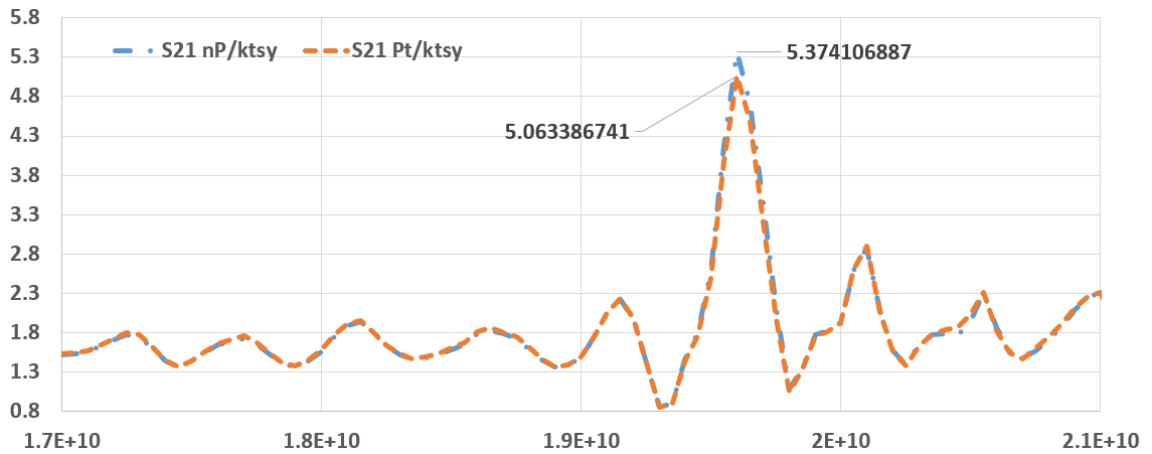




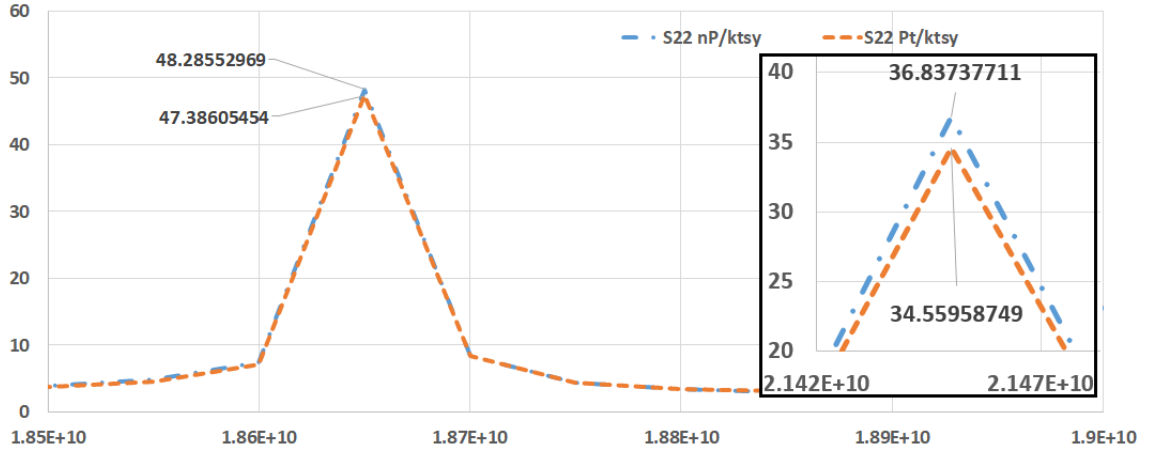
Şekil 4.45. Bir numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{11}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede



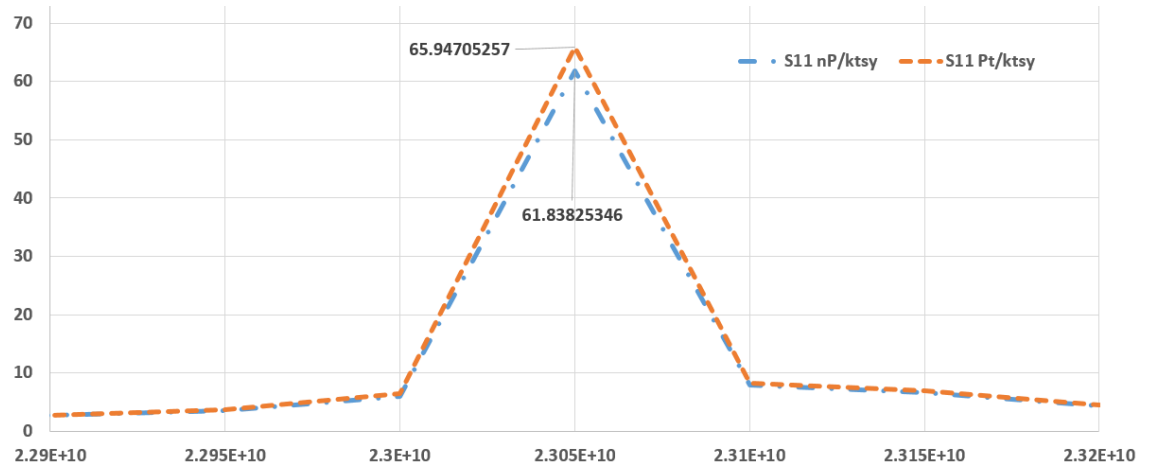
Şekil 4.46. Bir numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{12}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede



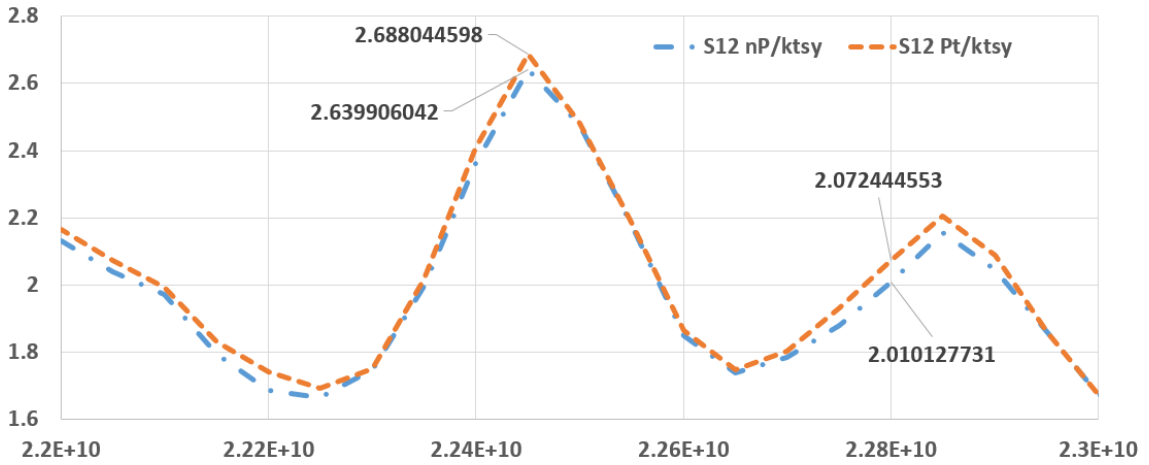
Şekil 4.47. Bir numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{21}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede



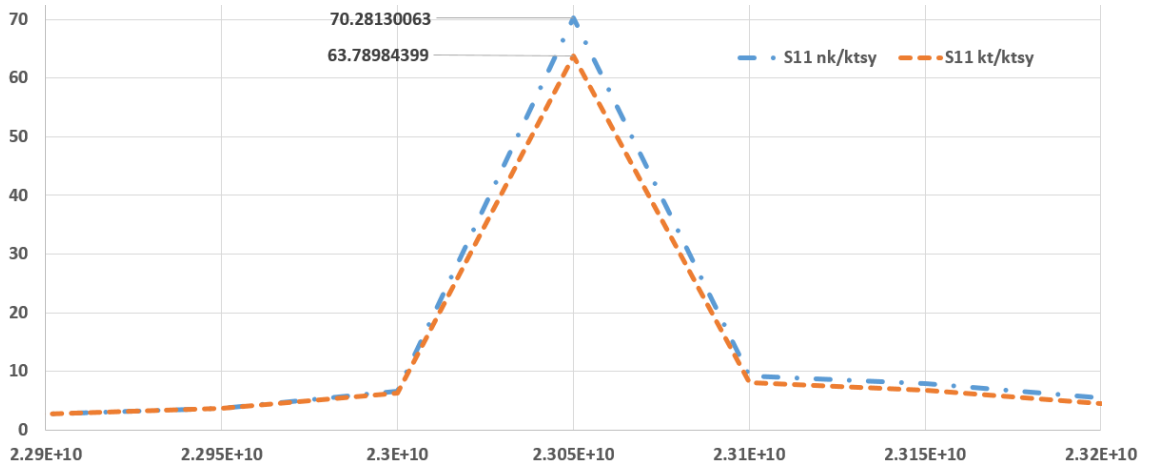
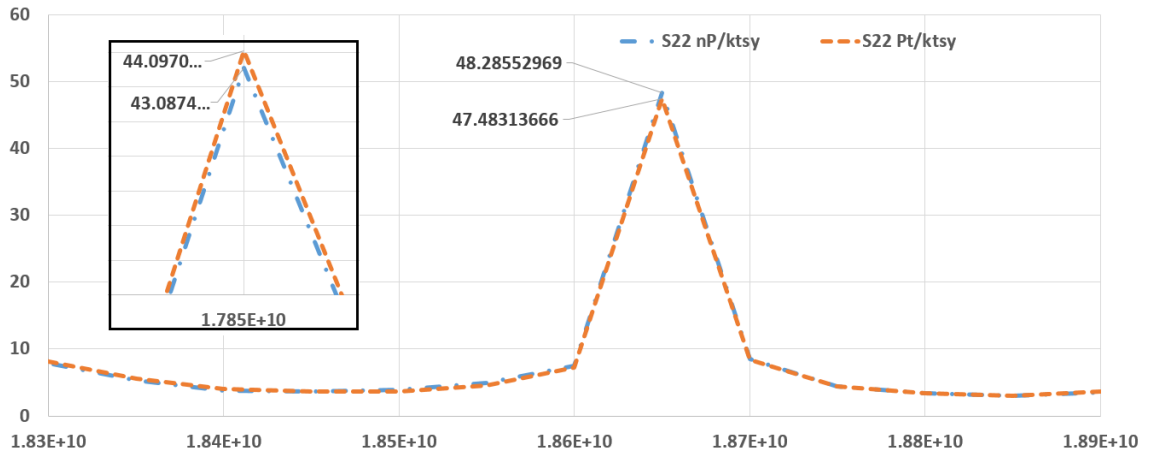
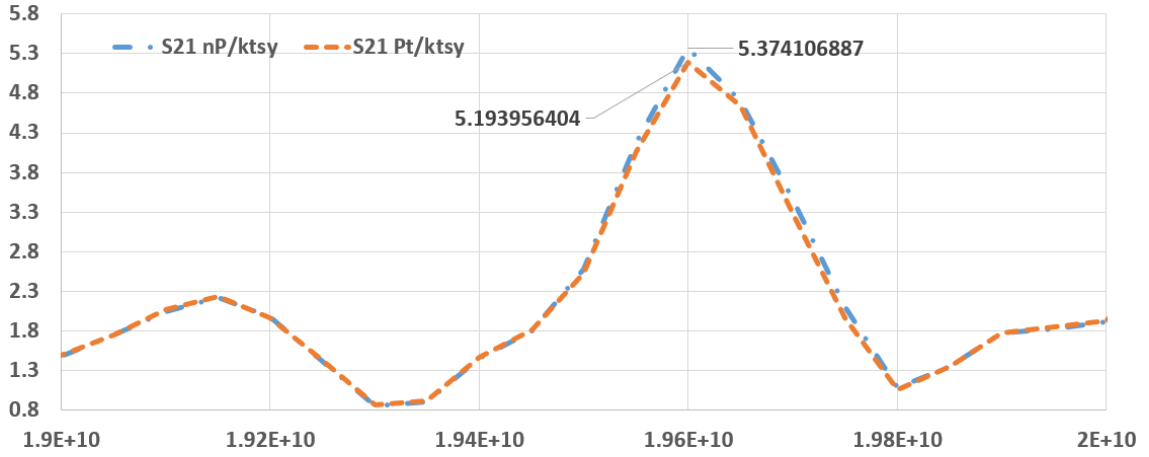
Şekil 4.48. Bir numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{22}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede

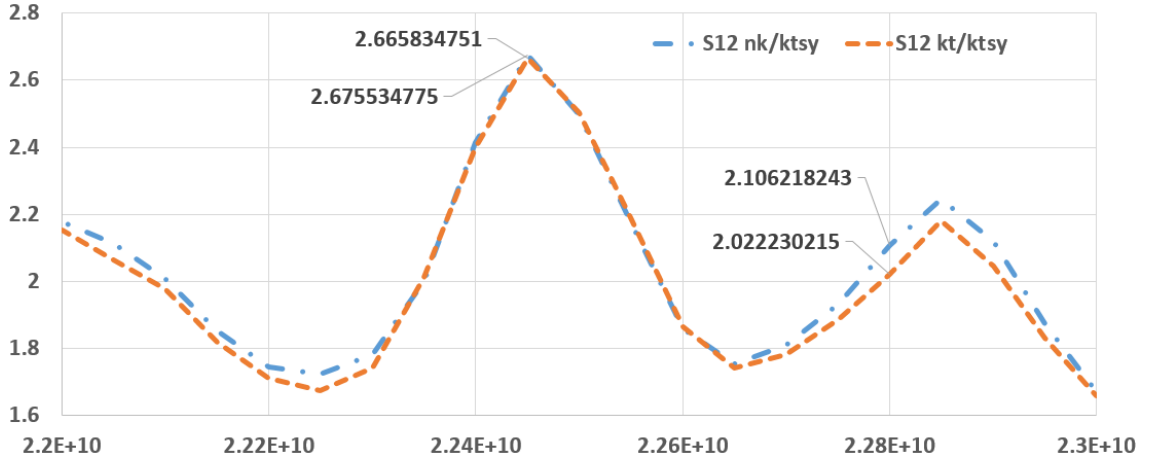


Şekil 4.49. İki numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{11}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede

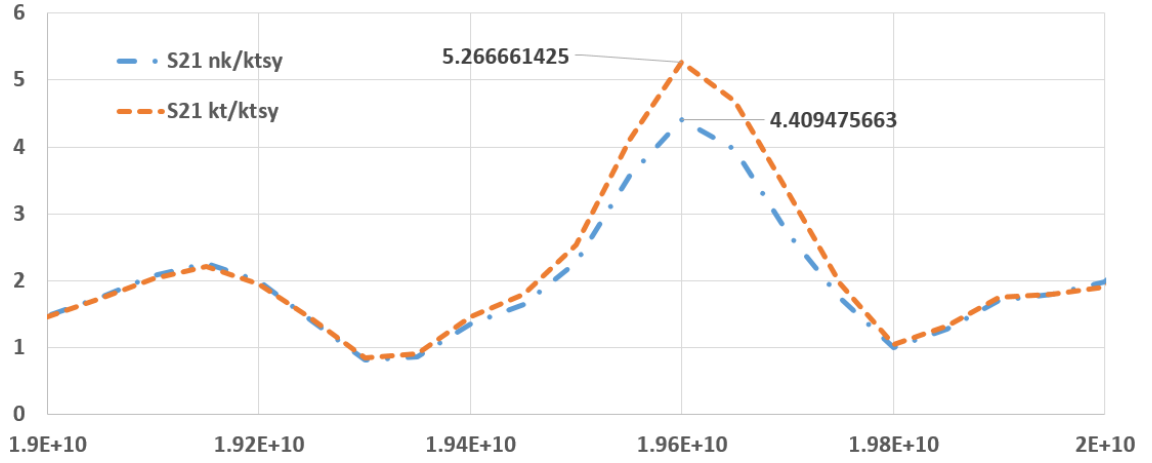


Şekil 4.50. İki numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{12}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede

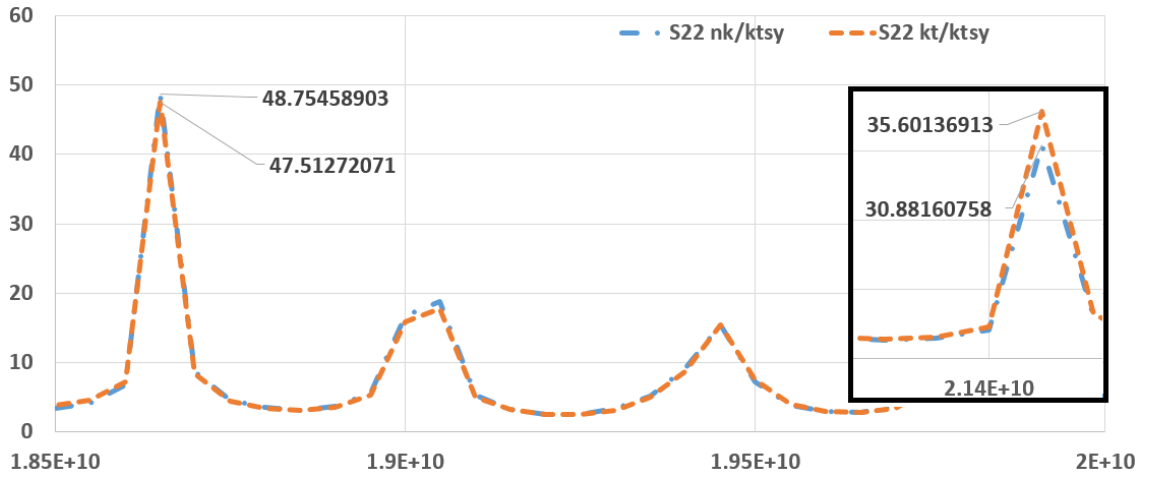




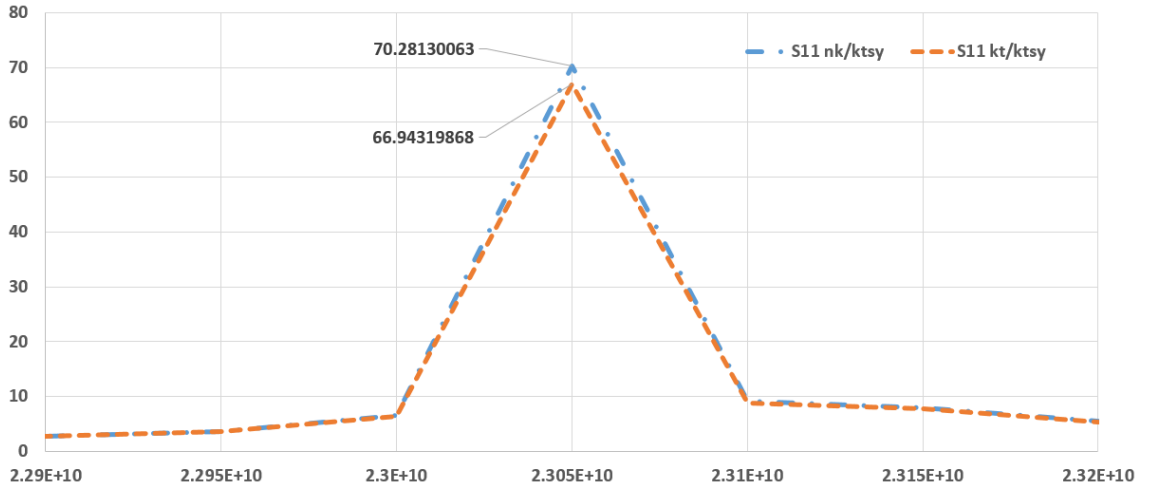
Şekil 4.54. Bir numaralı kolon tümörüne ait  $S_{12}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede



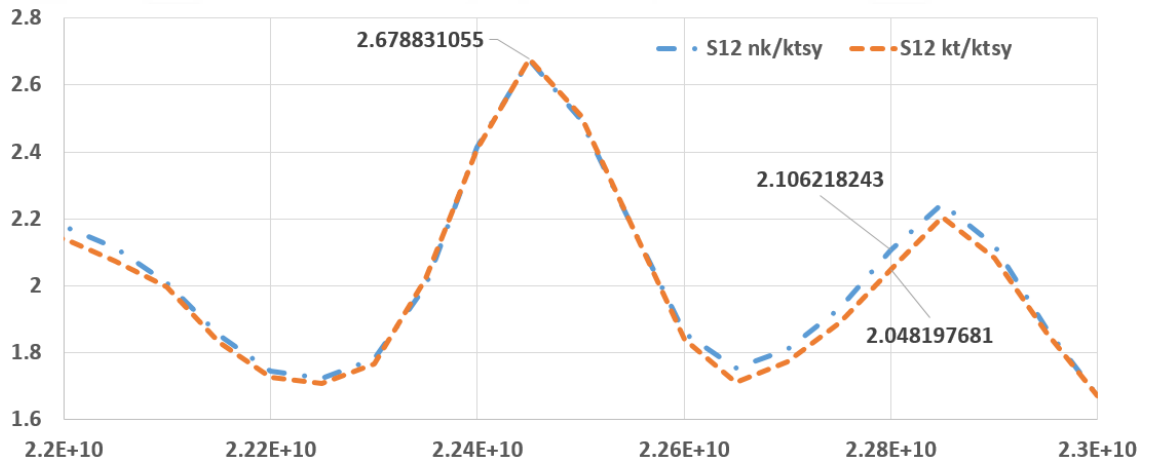
Şekil 4.55. Bir numaralı kolon tümörüne ait  $S_{21}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede



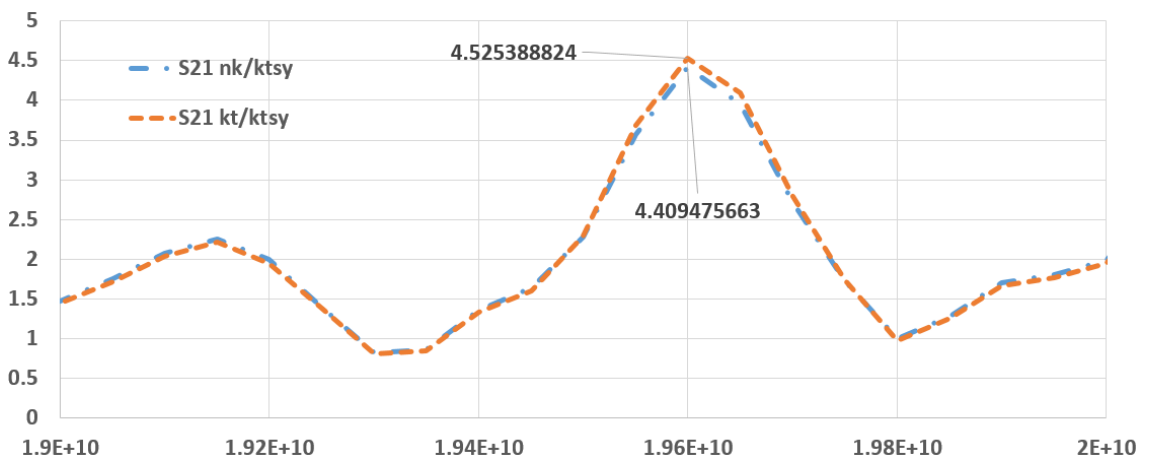
Şekil 4.56. Bir numaralı kolon tümörüne ait  $S_{22}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede



Şekil 4.57. İki numaralı kolon tümörüne ait  $S_{11}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede

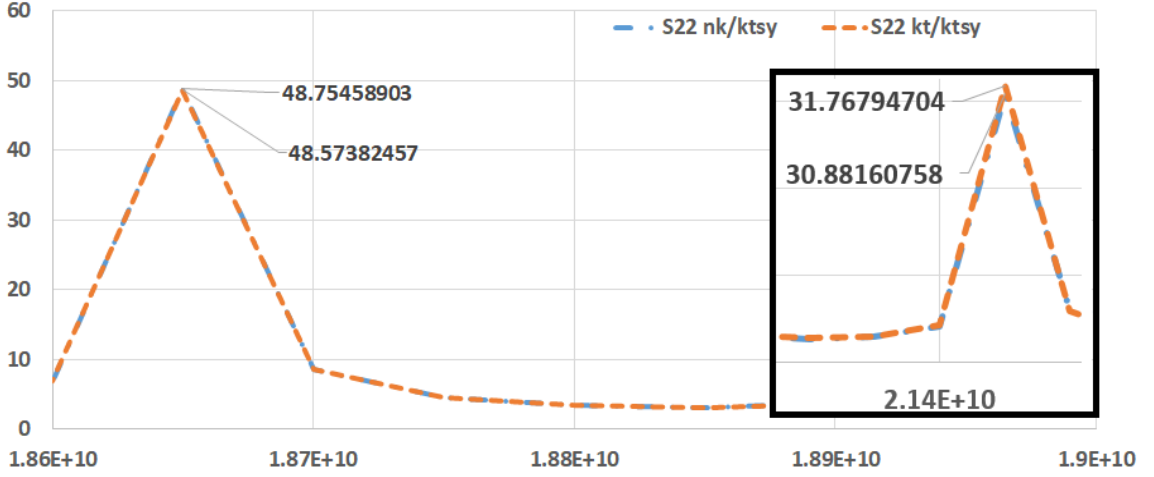


Şekil 4.58. İki numaralı kolon tümörüne ait  $S_{12}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede



Şekil 4.59. İki numaralı kolon tümörüne ait  $S_{21}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede





Şekil 4.60. İki numaralı kolon tümörüne ait  $S_{22}$  normalizasyon grafiği,  $3\lambda$  mesafede

Çizelge 4.4 ve 4.5’da  $3\lambda$  mesafede ölçümleri yapılan altı adet aynı doku türünün normalize edilmiş S-parametre değerlerine ait maksimum normalizasyon değerleri, maksimum normalizasyon fark değerleri ve bunlara ait frekans bilgileri bulunmaktadır. Bu değerlerinin düzenli ve açıkça görülebilir olması amacıyla çizelgede sunulmaktadır. Diğer doku türlerine ait verilere Ek-2’den ulaşmak mümkündür.

Çizelge 4.4 ve 4.5’da,  $S_{11}$  değerleri incelendiğinde maksimum değerlere ulaşılan frekans bilgisi her doku türü için 23.10 GHz’dir.  $S_{12}$  için bu frekans bilgisi her doku türü için 22.50 GHz’dir.  $S_{21}$  için ise 19.60 GHz ve  $S_{22}$  için 18.70 GHz’dir. Bu frekansların her doku türü için aynı olması tezin önemine hizmet eden bir özelliktir. Daha açık bir şekilde ifade edilirse doku türlerine ait patoloğların yapacağı ön çalışmalarda bu frekans değerleri kullanılabilir ve böylece doku türünün normal mi tümörlü mü olduğu anlaşılabilir.

Bir diğer önemli değer ise maksimum normalizasyon fark değerleri ve bunlara ait frekans bölgeleridir. Şekil 4.37-4.60’da görülebildiği üzere grafiklerde maksimum normalizasyon farklılık noktaları belirgin şekilde sunulmaktadır. Bu farklılık değerlerinin frekans bilgileri incelendiğinde her bir doku türü için benzer ve yakın frekans değerlerinde olduğu görülmektedir. Bu farklılıkların benzer veya yakın frekans bölgesinde olması yine tez çalışmasının amacına hizmet etmektedir. Farklılıkların maksimum olduğu bu frekans bölgelerinin belirgin şekilde olması tez çalışmasının başarısını ifade eden bir diğer faktördür.

**Çizelge 4.4.**  $3\lambda$  mesafede ölçülen  $S_{11}$  ve  $S_{12}$  değerlerinin maksimum normalizasyon verisi ve frekansları

S-parametresi		$S_{11}$			$S_{12}$			
Doku Türleri	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)
Normal meme 1	69.65	23.10			2.87	22.50		
Meme tümörü 1	63.63	23.10	6.02	23.10	2.68	22.50	0.24	19.60
Normal meme 2	62.07	23.10			2.67	22.50		
Meme tümörü 2	63.19	23.10	4.73	21.80	2.66	22.50	0.05	22.80
Normal pankreas	61.84	23.10			2.64	22.50		
Pankreas tümörü 1	65.47	23.10	3.63	23.10	2.66	22.50	0.06	26.90
Pankreas tümörü 2	65.95	23.10	4.11	23.10	2.69	22.50	0.06	22.80
Normal kolon	70.28	23.10			2.68	22.50		
Kolon tümörü 1	63.79	23.10	6.49	23.10	2.67	22.50	0.12	26.50
Kolon tümörü 2	66.94	23.10	3.34	23.10	2.68	22.50	0.06	22.80

Çizelge 4.4 ve 4.5’da verilen maksimum normalizasyon fark değerlerinde benzer veya yakın frekans değerlerinde olduğu ifade edilmesine rağmen söylenmesi gereken bir diğer etki de aynı frekans değerlerinde aslında maksimum olmamasına rağmen yine maksimum fark değerine yakın bir değeri bulunmaktadır. Ölçüm yani doku türü sayısını artırarak yapılacak ölçümlerden alınacak sonuçlar incelendiğinde elde edilecek yeni frekans değerleri incelenerek belirgin frekans noktasını belirlemek mümkün olacaktır.

Ayrıca her bir S-parametre değeri kendi içinde değerlendirildiğinden dolayı her bir parametre değerinin belirgin frekansları bulunmaktadır. Bu frekans değerlerinin önemini antene ait kazanç ve yönlülük değerleri ile ifade etmek mümkündür.

Fresnel bölgesindeki ölçümlere ait sonuçlar incelendiğinde ve grafikler kıyaslandığında yakın alan bölgesindeki ölçüm sonuçlarının daha belirgin ve açık olduğunu söylemek mümkündür.

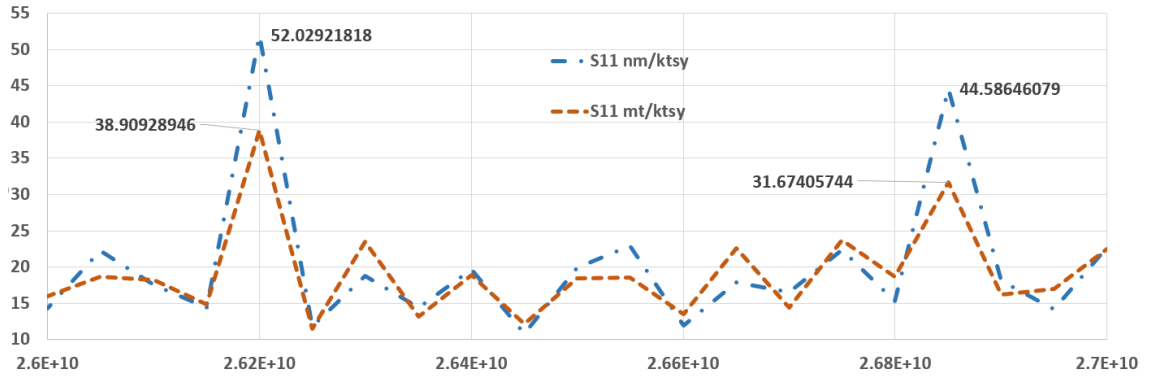
**Çizelge 4.5.**  $3\lambda$  mesafede ölçülen  $S_{21}$  ve  $S_{22}$  değerlerinin maksimum normalizasyon verisi ve frekansları

S- parametresi	$S_{21}$				$S_{22}$			
	Doku Türleri	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.
Normal meme 1	5.35	19.60			52.87	18.70		
Meme tümörü 1	5.34	19.60	0.43	19.70	47.92	18.70	6.01	21.50
Normal meme 2	5.31	19.60			49.74	18.70		
Meme tümörü 2	5.30	19.60	0.05	19.60	50.27	18.70	2.15	21.50
Normal pankreas	5.37	19.60			48.29	18.70		
Pankreas tümörü 1	5.06	19.60	0.31	19.60	47.39	18.70	2.28	21.50
Pankreas tümörü 2	5.19	19.60	0.18	19.60	47.48	18.70	1.01	17.90
Normal kolon	4.41	19.60			48.75	18.70		
Kolon tümörü 1	5.27	19.60	0.86	19.60	47.51	18.70	4.72	21.50
Kolon tümörü 2	4.53	19.60	0.14	19.70	48.57	18.70	0.89	21.50

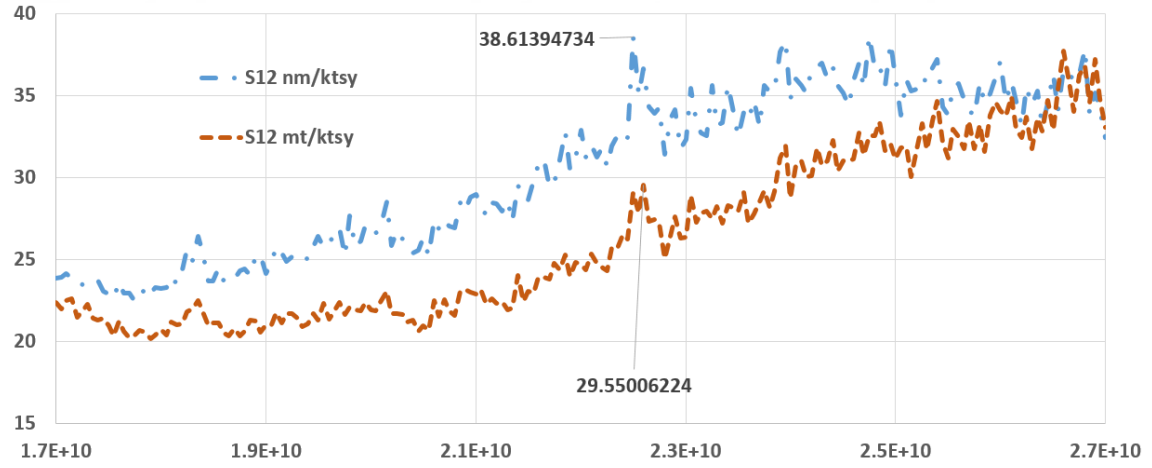
Şekil 4.61-4.84 aralığında aynı altı adet doku örneği için uzak alan mesafesinde yapılan ölçümlere ait normalize edilmiş S-parametre grafikleri bulunmaktadır. Uzak alan ölçümleri formülasyonlarda kolaylık sağlamasından dolayı literatürde sıklıkla tercih edilen ölçüm mesafesidir (Asif, Hansen, ve ark., 2019).

Normalize edilmiş S-parametre şekilleri incelendiğinde her bir doku türü için maksimum normalizasyon değerlerinin ve fark değerlerinin belirgin şekilde görülebilmesi için grafikler yaklaştırılmıştır. Grafikler üzerinde hem maksimum değerleri hem de maksimum fark değerleri bulunmaktadır. Diğer doku türlerine ait ölçüm değerlerine Ek-3’de bulunan tablodan ulaşmak mümkündür.

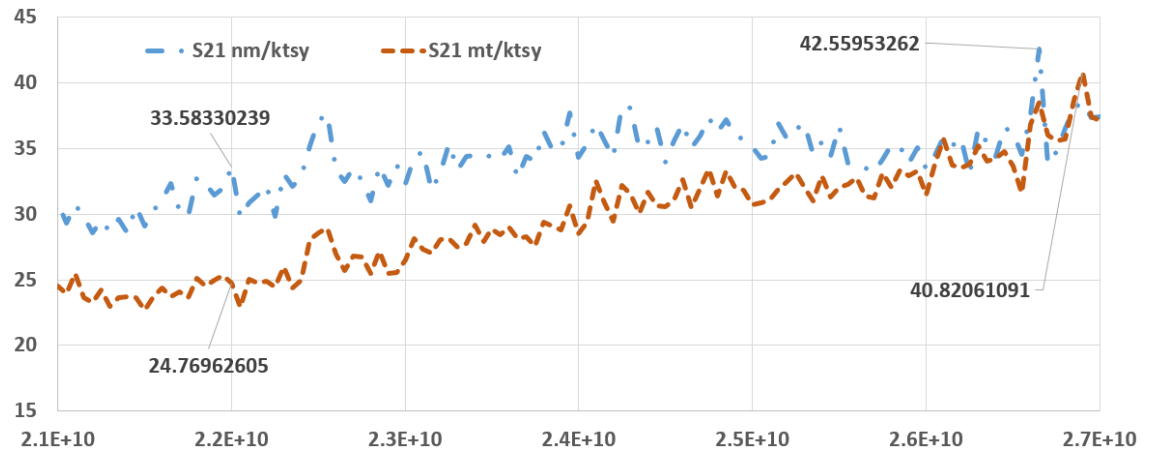
Şekil 4.61-4.69 incelendiğinde iki adet meme dokusuna ait grafikler bulunmaktadır. Bu grafikler incelendiğinde,  $S_{11}$ ,  $S_{12}$ ,  $S_{21}$  değeri için seçili frekans bölgesinde normal dokuya ait değerlerin tümörlü dokuya ait değerlerden daha büyük olduğu görülmektedir.  $S_{22}$  değerlerinde çoğu noktada normal dokunun tümörlü dokuya göre daha büyük olduğunu söylemek mümkündür.



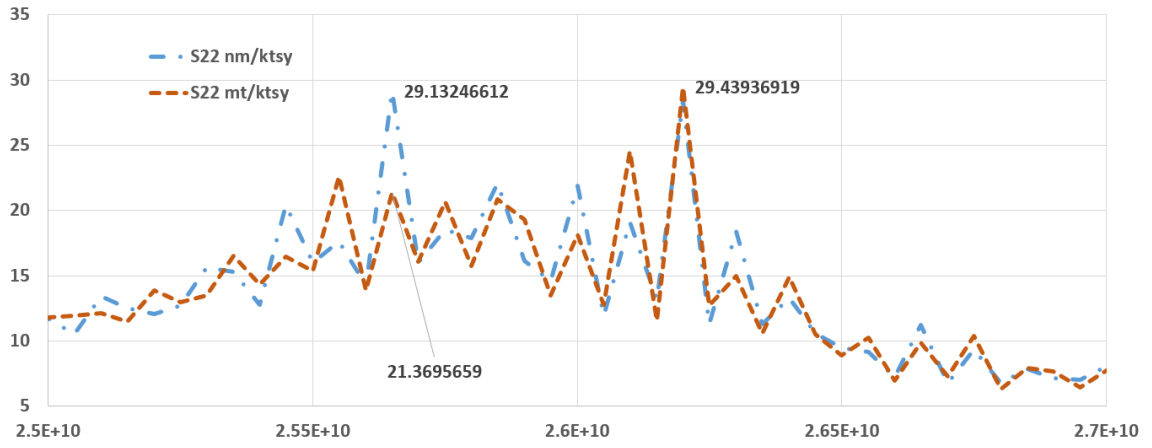
Şekil 4.61. Bir numaralı meme tümörüne ait  $S_{11}$  normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede



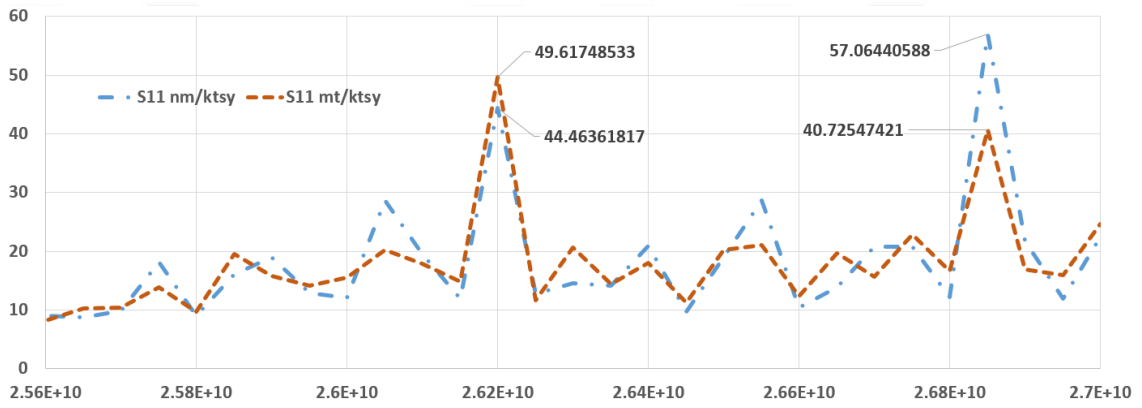
Şekil 4.62. Bir numaralı meme tümörüne ait  $S_{12}$  normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede



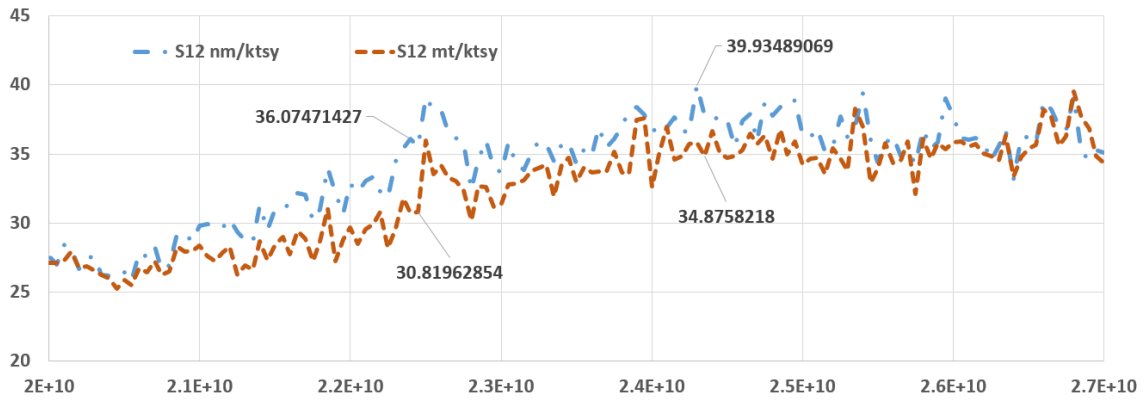
Şekil 4.63. Bir numaralı meme tümörüne ait  $S_{21}$  normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede



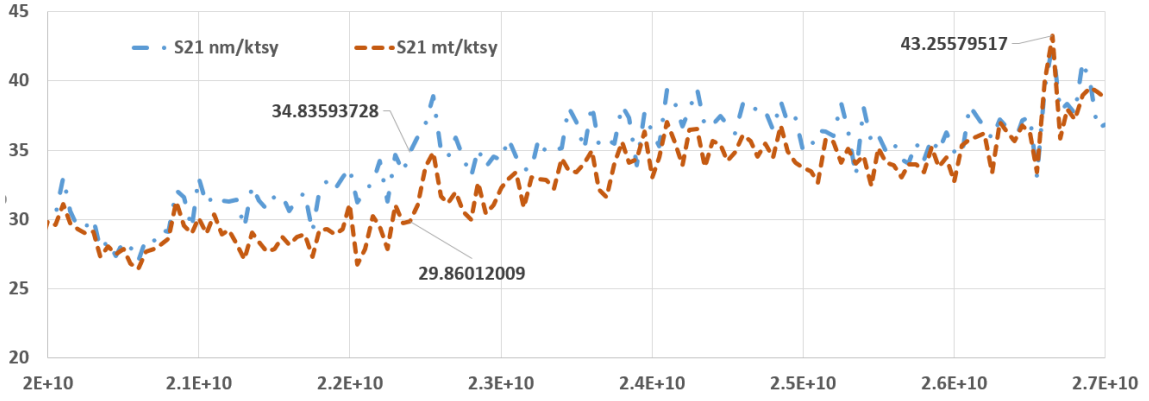
Şekil 4.64. Bir numaralı meme tümörüne ait  $S_{22}$  normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede



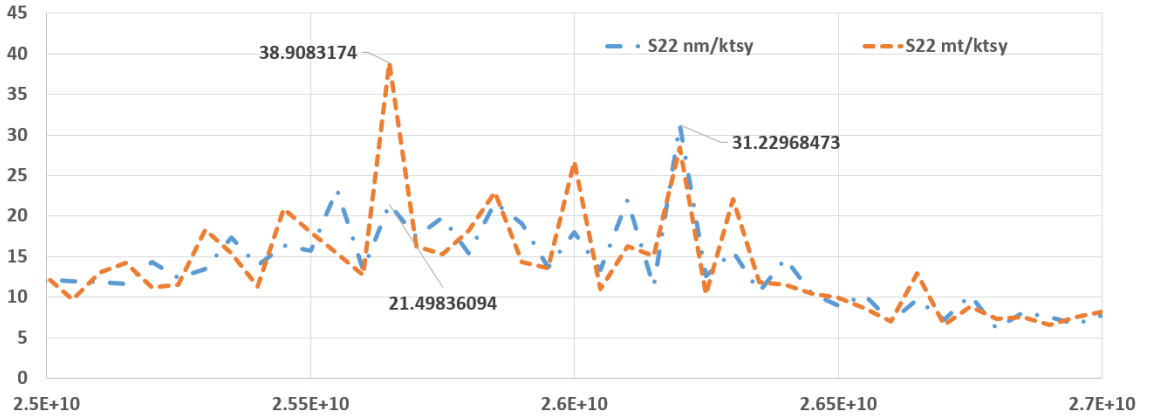
Şekil 4.65. İki numaralı meme tümörüne ait  $S_{11}$  normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede



Şekil 4.66. İki numaralı meme tümörüne ait  $S_{12}$  normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede



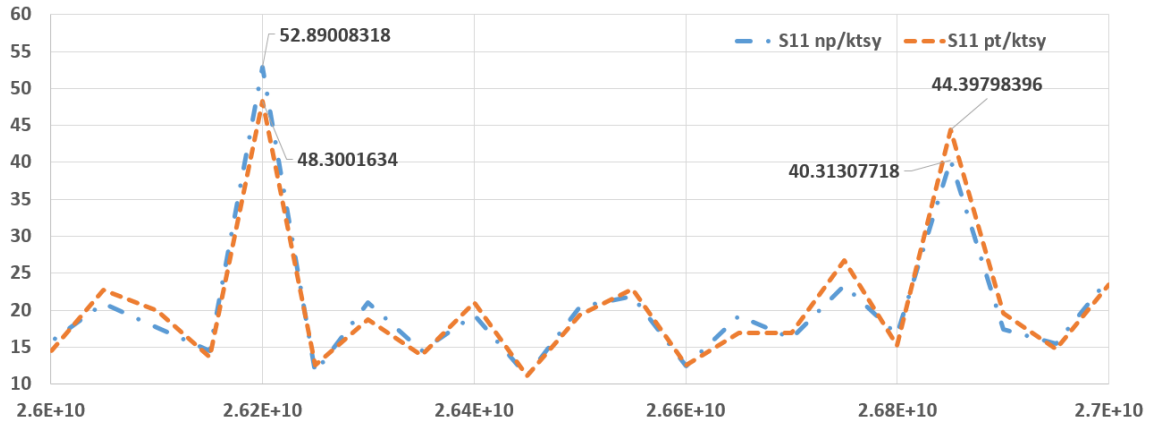
Şekil 4.67. İki numaralı meme tümörüne ait  $S_{21}$  normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede



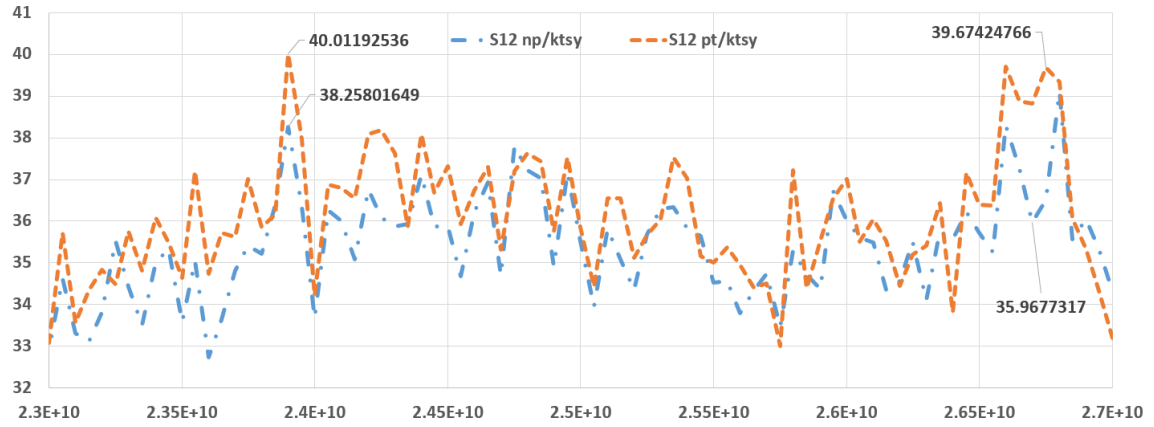
Şekil 4.68. İki numaralı meme tümörüne ait  $S_{22}$  normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede

Şekil 4.69-4.76 arasında iki adet pankreas dokusuna ait normalize edilmiş S-parametre grafikleri bulunmaktadır. Pankreas dokuları söz konusu olduğunda özellikle iletim katsayısı ile ilişkili olan  $S_{21}$  ve  $S_{12}$ 'de normal dokuya ait değerlerin çoğunlukla tümörlü dokuya ait değerlerden düşük olduğu görülmektedir.  $S_{11}$  ve  $S_{22}$  için grafikler incelendiğinde verilerin benzer olduğunu söylemek mümkündür. Yani belirginleştirilen frekans aralığında normal doku tümörlü dokuya göre daha küçük değerler içermektedir.

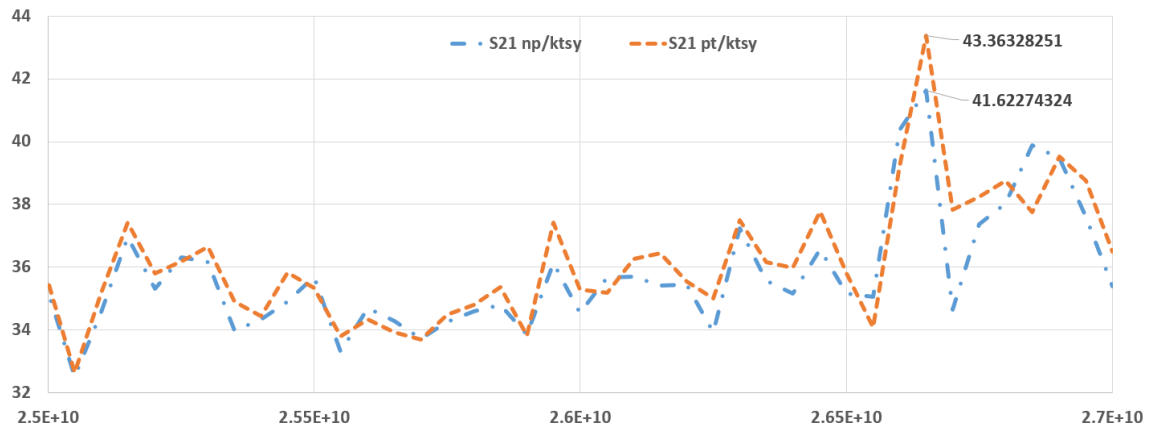
Özellikle iletim katsayısının bulunduğu  $S_{21}$  değerlerine ait grafikler incelendiğinde normal ve tümörlü doku arasındaki farklılık net bir şekilde görülmektedir. Her iki doku türü için de benzer özelliklerin grafiklerde gösterilmesi çalışmanın başarısını ifade etmede kullanılabilir.



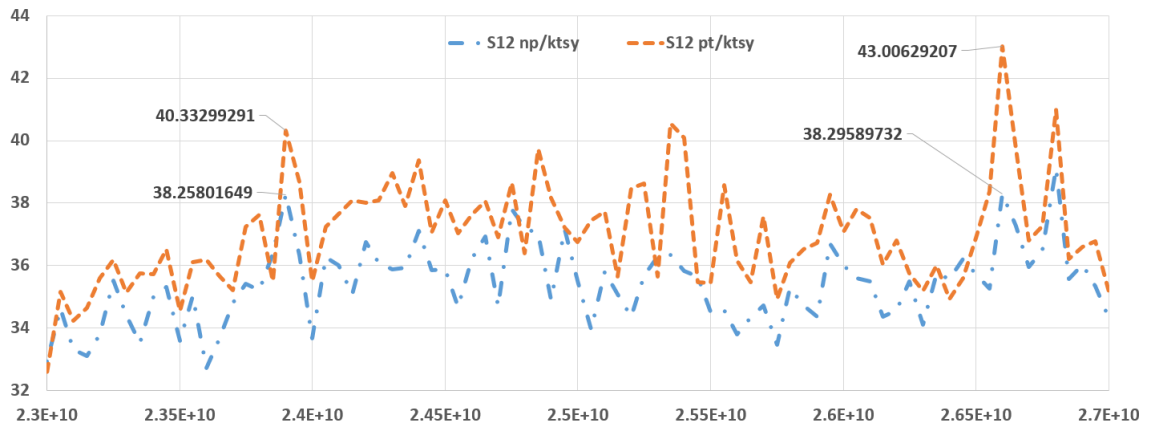
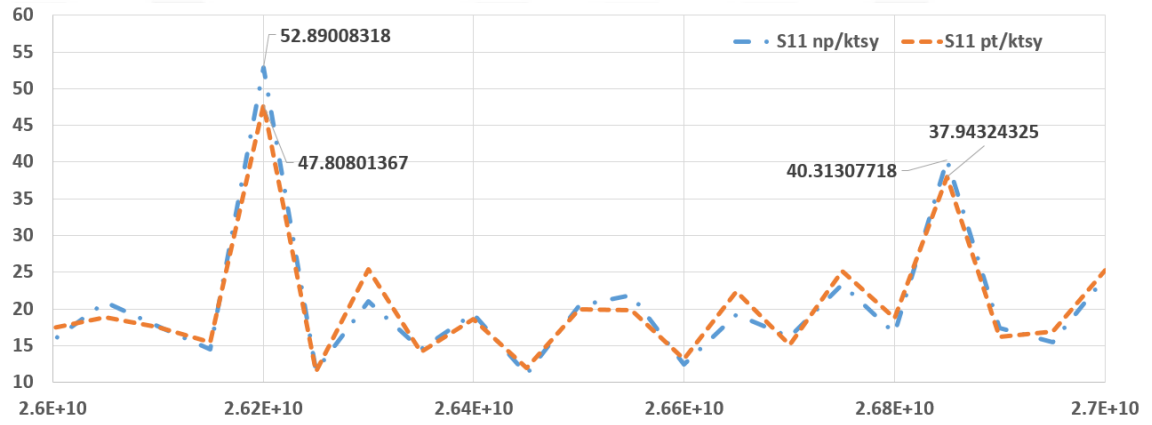
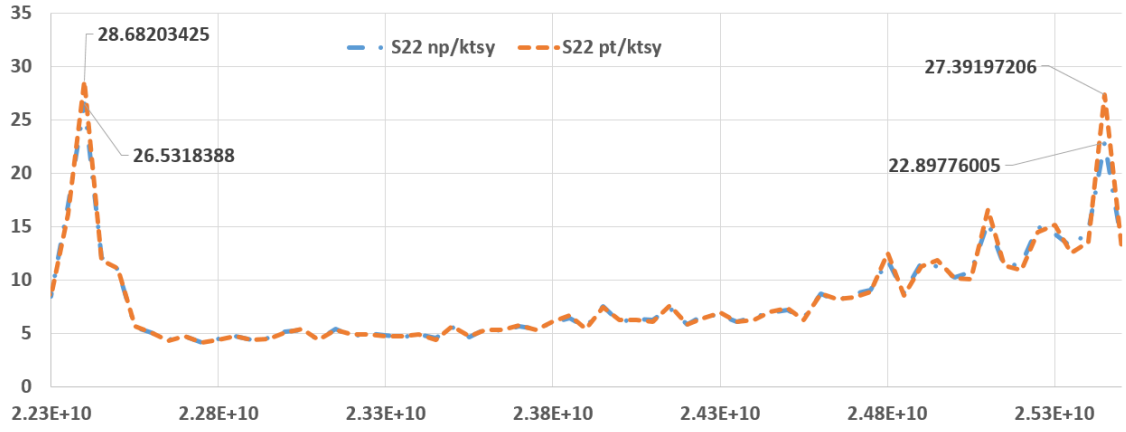
Şekil 4.69. Bir numaralı pankreas tümörüne ait S<sub>11</sub> normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede



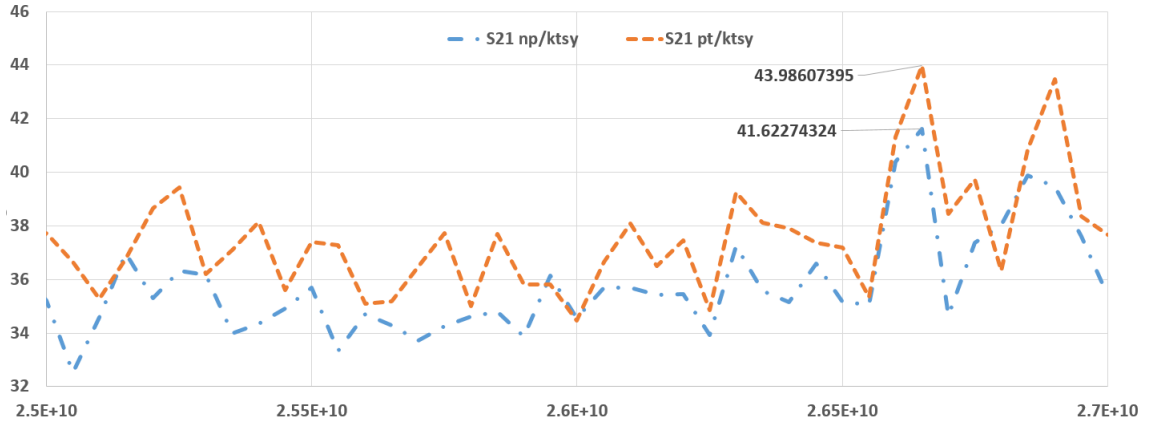
Şekil 4.70. Bir numaralı pankreas tümörüne ait S<sub>12</sub> normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede



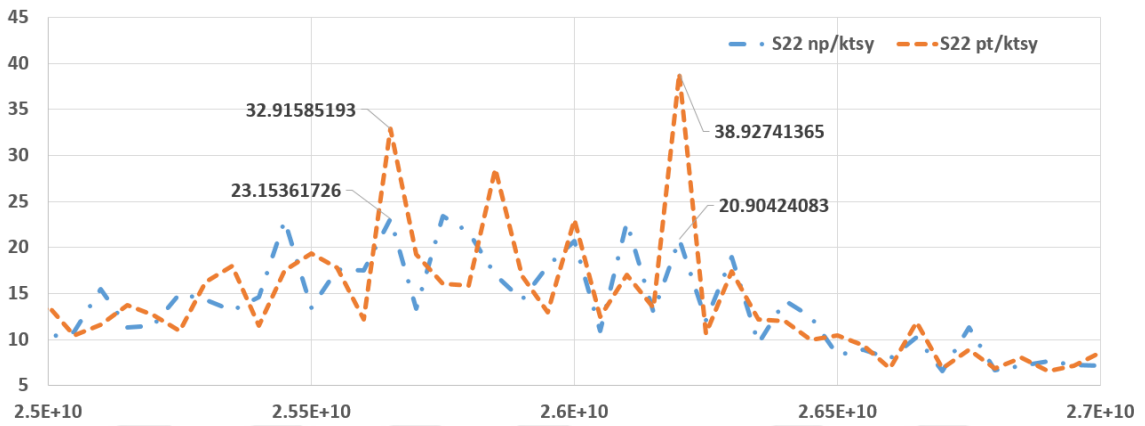
Şekil 4.71. Bir numaralı pankreas tümörüne ait S<sub>21</sub> normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede





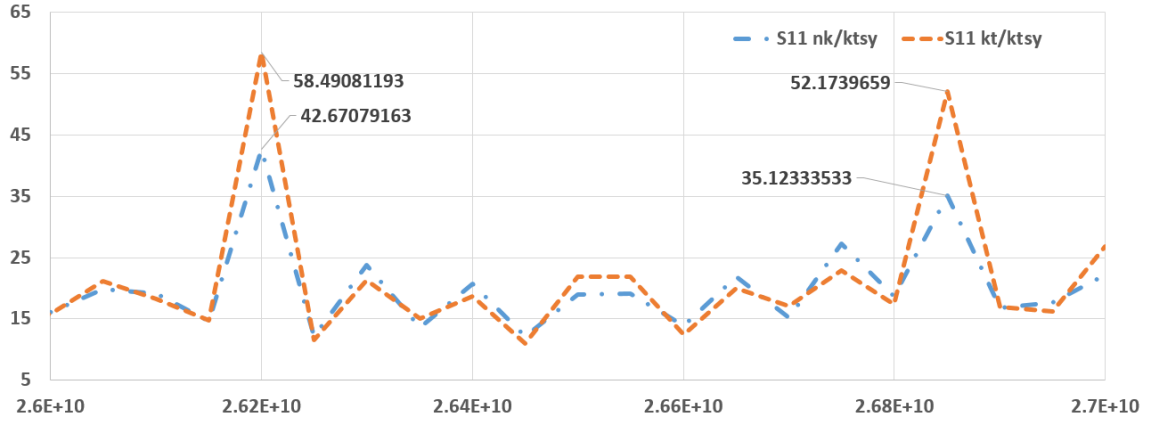


Şekil 4.75. İki numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{21}$  normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede

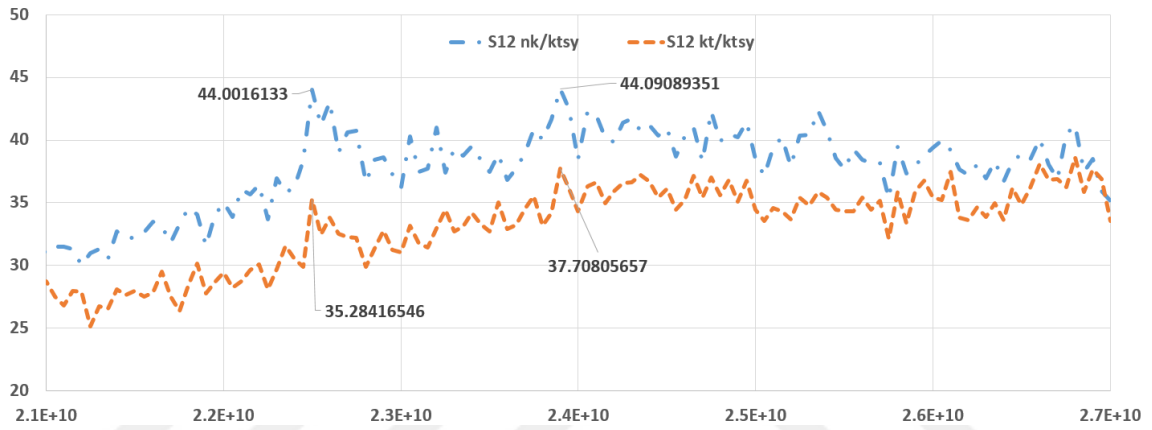


Şekil 4.76. İki numaralı pankreas tümörüne ait  $S_{22}$  normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede

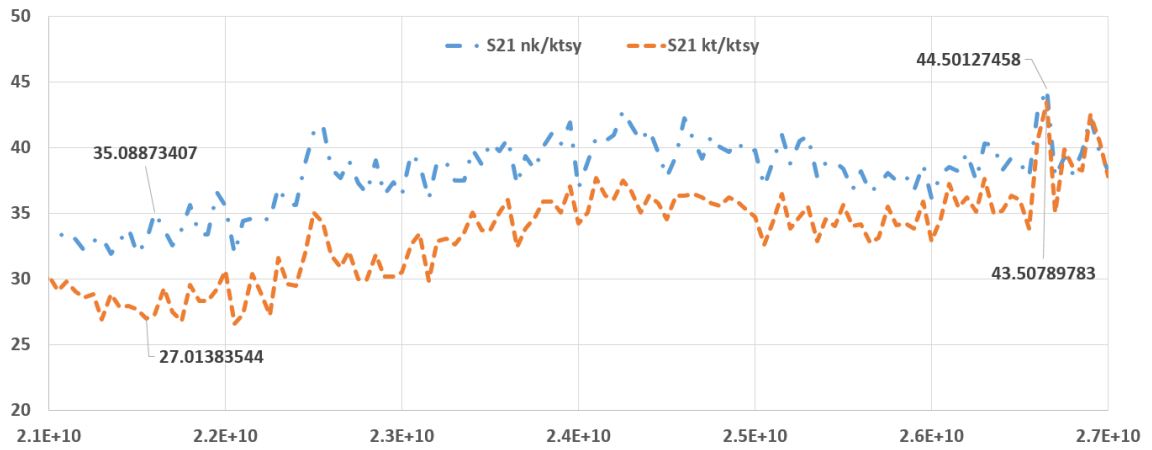
Şekil 4.77-4.84 arasında iki adet kolon dokusuna ait S-parametre grafikleri sunulmaktadır.  $S_{11}$  verileri incelendiğinde seçilen frekans aralığında normal dokunun çoğunlukla tümörlü dokudan küçük değerlerde olduğunu söylemek mümkündür.  $S_{12}$  ve  $S_{21}$  verileri incelendiğinde normal dokunun tümörlü dokudan daha yüksek değerlere sahip olduğu görülmektedir. Kolon dokularına ait  $S_{12}$  ve  $S_{21}$  değerlerinin normalinin tümörlüden çok farklı değerlerde olduğu grafiklerde açıkça görülmektedir.  $S_{22}$  için ise çoğunlukla tümörlü doku değeri normal dokudan düşük olmaktadır.



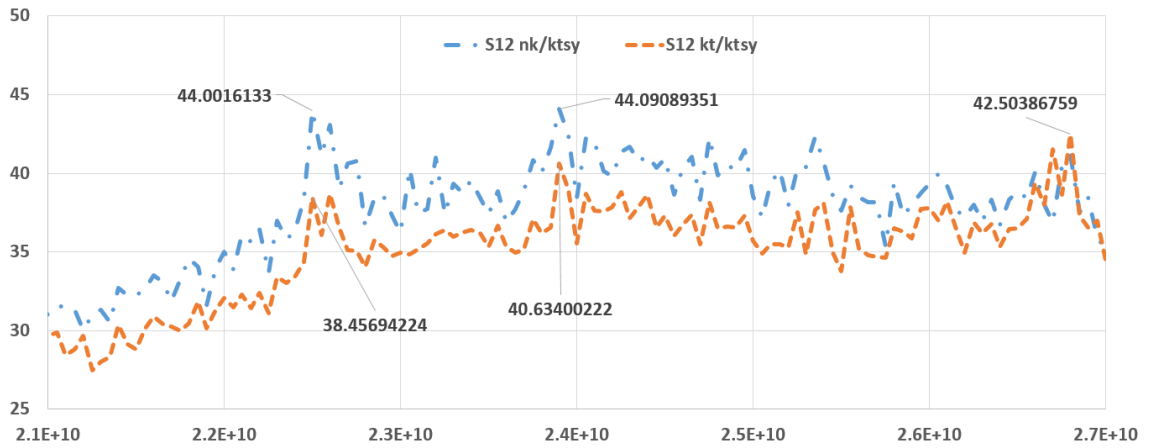
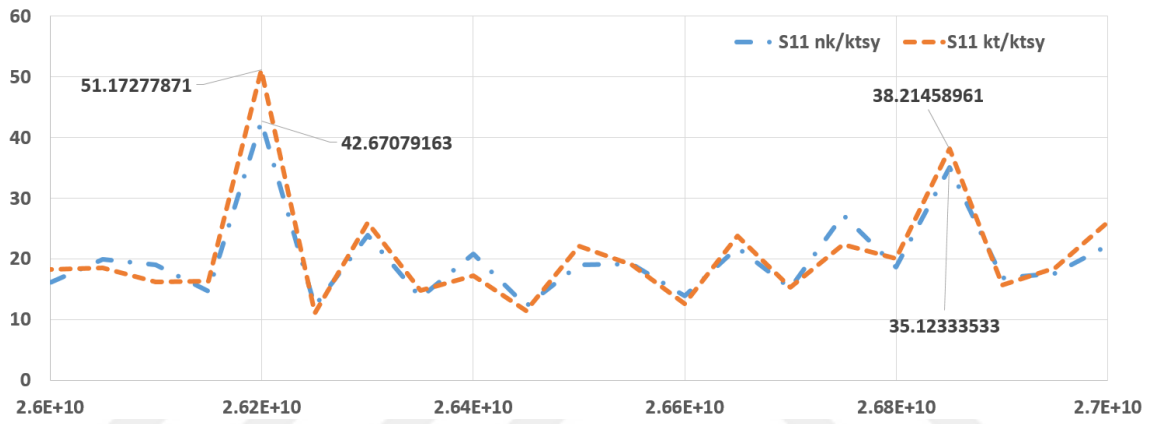
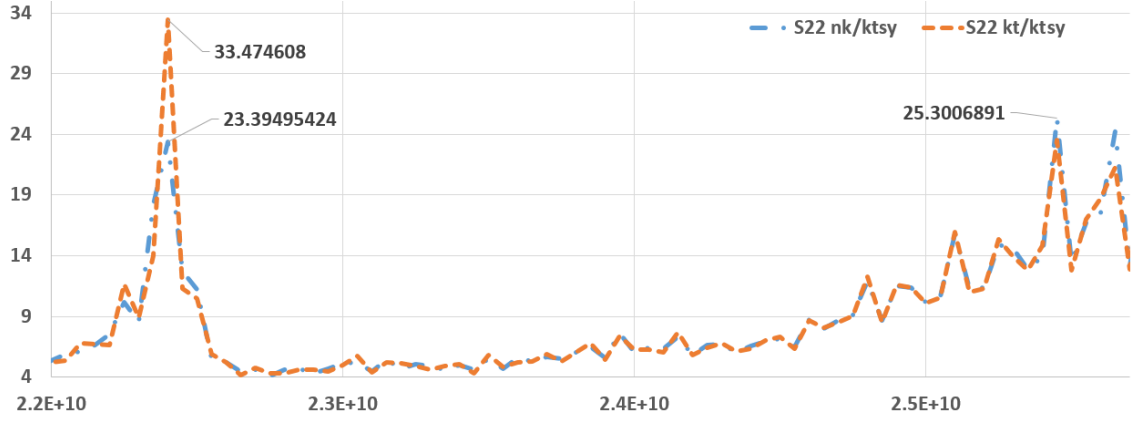
Şekil 4.77. Bir numaralı kolon tümörüne ait S<sub>11</sub> normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede

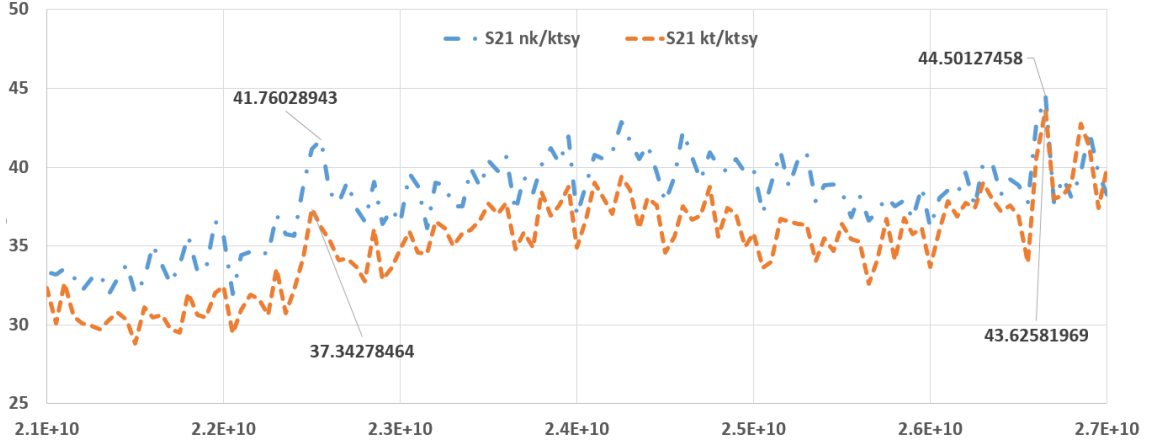


Şekil 4.78. Bir numaralı kolon tümörüne ait S<sub>12</sub> normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede

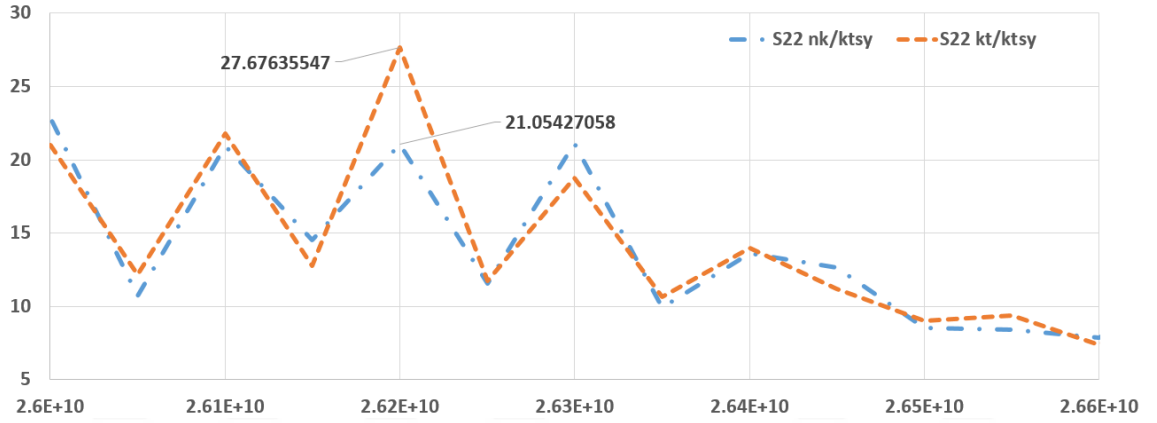


Şekil 4.79. Bir numaralı kolon tümörüne ait S<sub>21</sub> normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede





Şekil 4.83. İki numaralı kolon tümörüne ait  $S_{21}$  normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede



Şekil 4.84. İki numaralı kolon tümörüne ait  $S_{22}$  normalizasyon grafiği, uzak alan mesafede

Çizelge 4.6 ve 4.7 uzak alan mesafede ölçümleri yapılan doku türlerine ait normalize edilmiş her bir S-parametre değerine ait maksimum normalizasyon değerlerini, maksimum fark değerini ve bunlara ait frekans verilerini içermektedir. Diğer doku türlerine ait ölçüm değerlerine Ek-3'ten ulaşmak mümkündür.

Çizelge 4.6 ve 4.7 incelendiğinde her bir doku türü için  $S_{11}$  verisinin maksimum değerine 26.20 GHz değerinde ulaşılmaktadır.  $S_{12}$  için frekans değerleri 23.90, 24.80 ve 26.60 GHz olarak üç farklı frekans bulunmaktadır. Burada ifade edilmelidir ki bu farklı frekansların elde edilmesinde en büyük değerler kullanılmıştır. Aslında incelenen bu her bir frekans değerinde maksimum olmasa dahi maksimuma yakın değerlere ulaşmak mümkündür. Ancak tez çalışmasının şeffaflığı açısından çizelgelerde en yüksek değere tekabül eden frekans bilgileri alınmıştır.

**Çizelge 4.6.** Uzak alan mesafede ölçülen  $S_{11}$  ve  $S_{12}$  değerlerinin maksimum normalizasyon verisi ve frekansları

S-parametresi	$S_{11}$				$S_{12}$			
	Doku Türleri	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.
Normal meme 1	52.03	26.20			38.64	24.80		
Meme tümörü 1	38.91	26.20		13.12	26.20		9.53	22.50
Normal meme 2	57.06	26.20			39.93	24.80		
Meme tümörü 2	49.62	26.20		16.34	26.90		5.32	22.40
Normal pankreas	52.89	26.20			39.12	26.80		
Pankreas tümörü 1	48.30	26.20		4.59	26.20		3.16	26.80
Pankreas tümörü 2	47.81	26.20		5.08	26.20		4.71	26.60
Normal kolon	42.67	26.20			44.09	26.60		
Kolon tümörü 1	58.49	26.20		17.05	26.90		9.23	22.60
Kolon tümörü 2	51.17	26.20		8.50	26.20		5.68	22.70

$S_{21}$  maksimum değer ve maksimum fark verileri için frekans değerleri 26.70 ve 29.90 GHz değerlerinde ulaşılmaktadır.  $S_{22}$  için ise frekans bölgeleri 22.40, 25.70 ve 26.20 GHz frekans bölgeleri olarak görülmektedir. Burada tekrar ifade edilmelidir ki bu farklı frekansların elde edilmesinde en büyük değerler kullanılmıştır. Aslında incelenen bu her bir frekans değerinde maksimum olmasa dahi maksimuma yakın değerlere ulaşmak mümkündür. Ancak tez çalışmasının şeffaflığı açısından çizelgelerde en yüksek değere tekabül eden frekans bilgileri alınmıştır.

Maksimum normalizasyon fark değerleri ve frekans bölgeleri incelendiğinde ise her bir dokuyu ayrı değerlendirmek daha mantıklı olmaktadır. Meme dokuları için  $S_{11}$ 'de 26.20 GHz bölgesinde iken  $S_{12}$ 'de 22.40 GHz bölgesinde maksimum fark değerine ulaşılmaktadır.  $S_{21}$  iken frekans değeri 22 GHz iken,  $S_{22}$  için ise 25.70 GHz'dir.

Pankreas dokuları için  $S_{11}$ 'de 26.20 GHz bölgesinde iken  $S_{12}$ 'de 26.60 GHz bölgesinde maksimum fark değerine ulaşılmaktadır.  $S_{21}$  iken frekans değeri 26.70 ve 24.90 GHz iken,  $S_{22}$  için ise 25.50 ve 26.2 GHz'dir.

Kolon dokuları için  $S_{11}$ 'de 26.20 GHz bölgesinde iken  $S_{12}$ 'de 22.60 GHz bölgesinde maksimum fark değerine ulaşılmaktadır.  $S_{21}$  iken frekans değeri 21.60 GHz iken,  $S_{22}$  için ise 22.40 ve 26.20 GHz'dir.

**Çizelge 4.7.** 3λ mesafede ölçülen  $S_{21}$  ve  $S_{22}$  değerlerinin maksimum normalizasyon verisi ve frekansları

S-parametresi	$S_{21}$				$S_{22}$			
	Doku Türleri	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.
Normal meme 1	42.56	26.70	8.81	22.00	29.13	25.70	7.76	25.70
Meme tümörü 1	40.82	26.90			29.44	26.20		
Normal meme 2	42.62	26.70	4.98	22.40	31.23	25.70	17.41	25.70
Meme tümörü 2	43.26	26.90			38.91	26.20		
Normal pankreas	41.62	26.70	3.19	26.70	26.53	22.40	4.49	25.50
Pankreas tümörü 1	43.36	26.70			28.68	22.40		
Pankreas tümörü 2	43.99	26.70	4.52	24.90	38.93	26.20	18.02	26.20
Normal kolon	44.50	26.70	7.76	21.60	25.30	25.50	10.08	22.40
Kolon tümörü 1	43.51	26.70			33.47	22.40		
Kolon tümörü 2	43.63	26.70	5.59	22.55	27.68	26.20	6.62	26.20

Şekiller ve grafiklerden anlaşılacağı üzere, anten yapılarının patolojik doku örneklerinde kullanılabilmesi mümkün olabilmektedir. Özellikle anten yapıları kullanılarak hazırlanan düzeneğe yardımcı ile ölçümleri yapılan doku örneklerinin normal ve tümörlü olarak ayrılabilmesi elde edilen S-parametre değerlerinin normalizasyonu sonrasında mümkün olmaktadır. Bu farklılıkların belirginliği grafikler yardımıyla gösterilmektedir.

Aynı zamanda Çizelge 4.2-4.7’de sunulan veriler ışığında her bir doku türüne ait değişimlerin yüzde olarak ifade edilmesiyle oluşan S-parametre oranları belirlenmiştir. Bu oranlar normal dokuya göre tümör varlığında değişim oranlarının yüzde olarak ifadesiyle elde edilmiştir.

Alan değerlerinden elde edilen ölçüm sonuçlarına göre, yakın alan ve uzak alan etkileri incelendiğinde, meme dokuları için  $S_{11}$  değerine ait yüzde değişim oranı %15 ve %33 olarak değişmektedir.  $S_{12}$  için bu değişim oranı %15 ve %1 olmaktadır.  $S_{21}$  için değişim oranı %23 ve %4 arasında değişmektedir.  $S_{22}$  için değişim oranı %19’dur.

Pankreas dokuları için  $S_{11}$  değerine ait yüzde değişim oranı %13 ve %11 olarak değişmektedir.  $S_{12}$  için bu değişim oranı %9 olmaktadır.  $S_{21}$  için değişim oranı %9 ve %5 arasında değişmektedir.  $S_{22}$  için değişim oranı %31 ve %11’dir.

Kolon dokuları için  $S_{11}$  değerine ait yüzde değişim oranı %16 ve %27 olarak değişmektedir.  $S_{12}$  için bu değişim oranı %10 ve %2 olmaktadır.  $S_{21}$  için değişim oranı %16 ve %17 arasında değişmektedir.  $S_{22}$  için değişim oranı %24 ve %30’dur. Diğer dokular için bu yüzde değerleri değişim oranları Ek-4’te bulunmaktadır.

Tüm bu verilerin ışığında patolojik doku örneklerinin anten yapıları ile incelenmesi literatüre yeni bir araştırma konusu kazandırmaktadır. Yansıma ve iletim verilerinden elde edilen normal ve tümörlü doku arasındaki farklılıklar açık ve belirgin bir şekilde sunulmuştur. Sunulan bu değerler ile birlikte tez çalışmasının başarısı vurgulanmaktadır.

## 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

### 5.1. Sonuçlar

Patoloji tıp alanında önemli yeri bulunan bir bilim dalıdır. Hücrelerin ve dokuların fiziksel özelliklerinin ışık mikroskobu altında incelenmesine ve patalog tarafından yorumlanmasına dayanmaktadır. Bu inceleme için vücuttan çıkarılan doku veya organlar formalin denen bir sıvıyla sabitlenir. Sabitlenen doku ve organlar sonradan kullanılmak üzere parafin ile bloklanır. Bu bloklar ihtiyaca göre belli kalınlıklarda kesilerek mikroskop altında incelenir. İncelemelerin sonucunda hem hasta hem de doktor için hastalığın tedavi şeklini etkileyecek rapor hazırlanır. Raporlara erişim süresi ise günümüzde oldukça uzundur. Hem hasta hem numune sayısının fazlalığı sürenin uzamasına neden olmaktadır. Özellikle acil durum hastaları düşünüldüğünde, patolojik raporlara erişim süresi oldukça önemlidir. Erişim süresini kısaltarak hasta hakkında detaylı bilgiye ulaşmak ve patoloğların insani durumlarını göz önünde bulundurularak işlemleri hızlandıracak araştırmalar yapmak kaçınılmaz olmuştur.

Tüm bu veriler ışığında biyomedikal alanda sıklıkla kullanılan anten yapıları ile patolojik doku örneklerinin incelenmesi ve değerlendirilmesi bu tezin konusunu oluşturmaktadır. Anten hem alıcı hem verici olarak kullanılabilen, elektromanyetik dalgayı almaya ve yaymaya yarayan bir elemandır. Anten yapılarının çeşitli parametrik özellikleri vardır. Bunlardan bazıları kazanç, yönlülük, verimlilik, VSWR (Duran Dalga Gerilim Oranı) ve giriş empedansı olarak sıralanabilir. Tüm bu değerler anten uygulamaları için oldukça önemli parametrik verilerdir.

Özellikle normal ve tümörlü dokuların analizinin yapıldığı tez çalışmasında hem kazançlı mikroşerit anten yapısı hem de kendisini yüksek kazanç değerleri ile ispatlamış horn anten yapıları araştırılmıştır. Kazancı yüksek olan anten yapılarının yönlülüğü de yüksek olmaktadır. Yönlülük anten yapısından çıkan bütün elektromanyetik dalganın patolojik doku örneklerine nüfus edebilmesi açısından önemli olmaktadır. Burada antenden yansıyan ve iletilen dalgaların normal ve tümörlü doku arasındaki farklılığını belirtmek gerekmektedir. Bu farklılık tezin amacına hizmet etmektedir. Böylelikle patolojik doku örneklerinin anten yapıları ile uygulanması mümkün olmaktadır.

S-parametreleri olarak adlandırılan  $S_{11}$ ,  $S_{12}$ ,  $S_{21}$  ve  $S_{22}$  değerleri farklı patolojik doku örnekleri için önce simülasyonda sonra gerçek zamanda ölçümleri yapılmıştır. Ölçüm düzeneğinde boş-uzay ölçüm metodu kullanılmıştır. İki adet eş antenin karşılıklı



olarak yerleştirilir. Her iki anten düzeneğinin tam ortasına koyulan numuneye eşit mesafededir. Bu mesafe değeri genellikle dalga boyunun katları ile ifade edilmektedir. Bu çalışmada dalga boyunun katlarında ölçümler yapılmıştır. Ayrıca uzak alan ölçümleri yapılarak her bir doku türü için kıyaslaması yapılmıştır.

Yapılan ölçümler sonucunda elde edilen değerler normalize edilerek, ortamdan ve gürültüden etkilenme olasılığının minimuma indirilmesi sağlanmıştır. Normalizasyon işlemi ölçüm düzeneğinde tam merkezinde herhangi bir numune yokken yani sadece hava varken yapılarak kaydedilmiştir. Daha sonra aynı işlemler patolojik doku örneklerinin üzerine sıvandığı cam materyalinden lam konularak yapılmış ve ölçümleri alınarak kaydedilmiştir. Lam ve hava bulunan ölçüm sonuçları birimsiz değerlere dönüştürülerek oranlanmış ve her bir frekans değeri için bir katsayı bulunmuştur. Bulunan katsayı normal doku varken alınıp kaydedilen ölçümlere bölünerek bir normal doku değeri elde edilmiştir. Tümörlü doku bulunan ölçümlere aynı işlem uygulanarak tümörlü doku değeri elde edilmiştir. Elde edilen doku örneklerinin değerleri frekansa bağlı olarak kıyaslanmıştır. Farklılıklar grafikler yardımıyla belirgin şekilde sunulmuştur.

Çalışmada üç temel elektriksel alan bölgesi dikkate alınarak simülasyon ve ölçüm sonuçları alınmıştır. Bu alanlar; Yakın Alan, Uzak Alan ve Fresnel Alan bölgesidir. Yakın ve Uzak Alan ile ilgili literatürde çeşitli çalışmalar mevcuttur. Dalga boyunun katları ölçülürken bir de uzak alan ölçümleri eklenerek tezin içeriğı zenginleştirilmiştir. Böylelikle alan verilerinin kıyaslanması da yapılmıştır.

Her bir S-parametre değeri için ve her bir doku örneğı için ayrı olacak şekilde kıyaslamalar yapılmıştır. İlaveten her bir doku örneğinin yakın alan ve uzak alan grafikleri sunulurken normal ve tümörlü doku arasındaki farklılıkların belirginliğı ortaya çıkarılmıştır.

$S_{11}$  parametresi yansımaya katsayısını,  $S_{21}$  parametresi ise iletim katsayısını vermektedir. Özellikle yansımaya ve iletim katsayılarındaki farklılıklara bakıldığında patolojik doku örneklerinin anten yapıları kullanılarak incelenmesinin önemi ortaya çıkmaktadır.

Örneğinin  $S_{11}$  parametresi yakın alanda meme dokusu için 13.74 gibi bir fark değeri verirken bunun sağlandığı frekans değeri 20.1 GHz'dir. Aynı dokunun  $S_{21}$  değeri incelendiğinde 1.14 gibi bir fark değeri bulunmaktadır. Bu fark değerine ait frekans 25.3 GHz'dir. Elde edilen fark ve frekans değerleri, tümörün belirlenmesinde oldukça önemlidir. Fark ve frekans değerlerinin bu kadar önemli olmasının sebebi neredeyse her dokuda aynı frekans değerine ya da yakın bir değere ulaşıyor olmasıdır. Dokuya ait  $S_{12}$

ve  $S_{22}$  değerlerindeki farklılıklar sırası ile 1.18 ve 14.44 olmaktadır. Fark frekansı değerleri ise 25.30 ve 26.2 GHz'dir. Meme dokularının değerlerine bakıldığında her bir ölçümde aynı frekans değerlerinde maksimum normalizasyon değerine ulaşıldığı görülmüştür.

Pankreas dokusu yakın alan için incelendiğinde  $S_{11}$  parametre değerinin maksimum farklı 12.81 değerine sahiptir. Bu değere karşılık gelen frekans değeri 25 GHz'dir.  $S_{12}$  için maksimum fark değeri ise 0.53 olarak bulunmuş ve frekans karşılığı 25.30 GHz'dir.  $S_{21}$  parametre değerine bakıldığında ise, fark değeri 0.54 ve 25.30 GHz frekans değerine karşılık gelmektedir.  $S_{22}$  fark değeri 8.54 iken frekans karşılığı ise 26.20 GHz olarak bulunmuştur.

Kolon dokusu yakın alan bilgisi için incelendiğinde  $S_{11}$  parametre değerinin maksimum farklı 11.92 değerine sahiptir. Bu değere karşılık gelen frekans değeri 24.20 GHz'dir.  $S_{12}$  için maksimum fark değeri 0.74 olarak bulunmuştur ve frekans karşılığı 26.20 GHz'dir.  $S_{21}$  parametre değerine bakıldığında fark değeri 0.70'tür ve 26.40 GHz frekans değerine karşılık gelmektedir.  $S_{22}$  fark değeri 20.19 iken frekans karşılığı 26.40 GHz olarak bulunmuştur.

Uzak alan verileri incelendiğinde her bir doku türü için farklılık değerlerinin daha yüksek olduğu görülmektedir. Bunun nedeni yukarıda anlatılan uzak alan mesafesinde ölçümlerin ve sinyalin boş uzay empedansına sahip olmasıdır ve deri etkisinin özelliğinden dolayıdır.

Sonuç olarak ifade edilmelidir ki, normal ve tümörlü dokuların farklı hücresel özelliklere sahip olduğu bilinmektedir. Bu farklılıklar günümüzde çıplak göz ile patologlar tarafından incelenmekte ve değerlendirmesi yapılmaktadır. Anten yapıları kullanılarak patolojik doku örneklerinin ölçülebilir ve kıyaslanabilir olması bu tez çalışması ile gerçekleştirilmiştir. Yansıma ve iletim özelliklerinin normalizasyon yapılarak elde edilen farklılıklar açık bir şekilde sunulmuştur. Farklılıkların yansıma ve iletim değerlerindeki bu belirginliği tez çalışmasının başarısını ortaya koymaktadır.

## 5.2. Öneriler

Patolojik doku örneklerinin anten yapıları ile uygulanmasında elde edilen S-parametre değerlerindeki farklılıklar ve bu farklılıklara ait frekans değerleri belli olmaktadır. Bu aşamada farklı doku örnekleri ile uygulamalar yapılarak veri çeşitliliği artırılabilir. Yansıma ve iletim değerlerinin ön planda tutulduğu bu tez çalışmasında farklı ve daha yüksek frekans değerlerindeki uygulamaları yapılabilir. Böylelikle yüksek frekanslarda dokular arasındaki farklılıkları kıyaslama yapılabilir.

S-parametre değerleri anten yapılarında önemli parametrik değerlerdir. Bu aşamada farklı ölçüm metotları kullanılarak doku örneklerinin tepkileri incelenebilir ve değerlendirilebilir.



**KAYNAKLAR**

- A.Kahwaji, H.Arshad, S.Sahran, A.G. Garba, R. I. H., 2016, Hexagonal Microstrip Patch Antenna Simulation for Breast Cancer Detection, -, 5(1), 1–4.
- Abbasi, Q. H., Rehman, M. U., Chattha, H. T., Qaraqe, K., Alomainy, A., Hao, Y., and Parini, C., 2014, Ultra wideband antenna diversity characterisation for off-body communications in an indoor environment, *IET Microwaves, Antennas and Propagation*, 8(14), 1161–1169. <https://doi.org/10.1049/IET-MAP.2013.0370>
- Abbasi, Q. H., Ur-Rehman, M., Qaraqe, K., and Alomainy, A., 2016, *Advances in body-centric wireless communication: applications and state-of-the-art*, IET telecommunications series. Institution of Engineering and Technology
- Afsari, A., Abbosh, A. M., and Rahmat-Samii, Y., 2018, A rapid medical microwave tomography based on partial differential equations, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 66(10), 5521–5535. <https://doi.org/10.1109/TAP.2018.2855642>
- Alkhaibari, A., Sheta, A. F., and Elshafiey, I., 2017, Notched anti-podal Vivaldi antenna for biomedical applications, *2017 7th International Conference on Modeling, Simulation, and Applied Optimization, ICMSAO 2017* <https://doi.org/10.1109/ICMSAO.2017.7934874>
- Alomainy, A., Di Bari, R., Abbasi, Q. H., Chen, Y., and Mucchi, L., 2014, *Co-operative and energy efficient body area and wireless sensor networks for healthcare applications* (19/03/2014), Academic Press Library in Biomedical Applications of Mobile and Wireless Communications
- Alsharif, F., and Kurnaz, C., 2018, Wearable Microstrip Patch Ultra Wide Band Antenna for Breast Cancer Detection, *2018 41st International Conference on Telecommunications and Signal Processing, TSP 2018* <https://doi.org/10.1109/TSP.2018.8441335>
- Aman, W., Rahman, M. M. U., Abbas, H. T., Khalid, M. A., Imran, M. A., Alomainy, A., and Abbasi, Q. H., 2021, Securing the insecure: A first-line-of-defense for body-centric nanoscale communication systems operating in thz band, *Sensors*, 21(10) <https://doi.org/10.3390/S21103534>
- Asif, S. M., Hansen, J. W., Iftikhar, A., Ewert, D. L., and Braaten, B. D., 2019, Computation of available RF power inside the body and path loss using in vivo experiments, *IET Microwaves, Antennas and Propagation*, 13(1), 122–126. <https://doi.org/10.1049/iet-map.2018.5582>
- Asif, S. M., Iftikhar, A., Braaten, B. D., Ewert, D. L., and Maile, K., 2019, A Wide-Band Tissue Numerical Model for Deeply Implantable Antennas for RF-Powered Leadless Pacemakers, *IEEE Access*, 7, 31031–31042. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2902981>
- Asif, S. M., Iftikhar, A., Hansen, J. W., Khan, M. S., Ewert, D. L., and Braaten, B. D., 2019, A Novel RF-Powered Wireless Pacing via a Rectenna-Based Pacemaker and a Wearable Transmit-Antenna Array, *IEEE Access*, 7, 1139–1148.

- <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2018.2885620>
- Balanis, C. A., 2013, *Anten teorisi : analiz ve tasarımı* (3rd ed., p. 843), Nobel Akademik Yayıncılık
- Belaoura, W., Ghanem, K., Imran, M. A., Alomainy, A., and Abbasi, Q. H., 2021, A Cooperative Massive MIMO System for Future in Vivo Nanonetworks, *IEEE Systems Journal*, 15(1), 331–337. <https://doi.org/10.1109/JSYST.2020.2995671>
- Bellingham, A. J., 1985, Manual of Hematology, *Postgraduate Medical Journal*, 61(721), 1023–1023. <https://doi.org/10.1136/pgmj.61.721.1023>
- Blauert, J., 2014, *Biomedical Telemetry Applications* (Vol. 1)
- Bowman, T. C., El-Shenawee, M., and Campbell, L. K., 2015, Terahertz Imaging of Excised Breast Tumor Tissue on Paraffin Sections, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 63(5), 2088–2097. <https://doi.org/10.1109/TAP.2015.2406893>
- Byers, P. H., 1999, Molecular Genetic Pathology : Coming of Age in the Molecular World, *The American Journal of Pathology*, 155(3), 673. [https://doi.org/10.1016/S0002-9440\(10\)65163-2](https://doi.org/10.1016/S0002-9440(10)65163-2)
- Çalışkan, R., Gültekin, S. S., Uzer, D., and Dündar, Ö., 2015, A microstrip patch antenna design for breast cancer detection, *Procedia-Social and Behavioral Sciences*, 195, 2905–2911.
- Cao, Y., Cai, Y., Cao, W., Xi, B., Qian, Z., Wu, T., and Zhu, L., 2019, Broadband and High-Gain Microstrip Patch Antenna Loaded With Parasitic Mushroom-Type Structure, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 18(7), 1405–1409. <https://doi.org/10.1109/LAWP.2019.2917909>
- Chavez-Santiago, R., Garcia-Pardo, C., Fornes-Leal, A., Valles-Lluch, A., Balasingham, I., and Cardona, N., 2014, Ultra wideband propagation for future in-body sensor networks, *IEEE International Symposium on Personal, Indoor and Mobile Radio Communications, PIMRC, 2014-June*, 2160–2163. <https://doi.org/10.1109/PIMRC.2014.7136530>
- Chávez-Santiago, R., Garcia-Pardo, C., Fornes-Leal, A., Vallés-Lluch, A., Vermeeren, G., Joseph, W., Balasingham, I., and Cardona, N., 2015, Experimental path loss models for in-body communications within 2.36-2.5 GHz, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 19(3), 930–937. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2015.2418757>
- Chen, Y., Wang, S., Shi, S., Ding, J., Jiang, M., Wang, T., and Zhai, G., 2020, Gain Enhancement for Landstorfer Yagi Antenna Using Zero- Index Metamaterials, *2020 IEEE MTT-S International Wireless Symposium, IWS 2020 - Proceedings* <https://doi.org/10.1109/IWS49314.2020.9359970>
- Chen, Y., Zhang, Q., Wang, R., Anwar, P. S., Huang, L., and Guo, T., 2018, Propagation channel modeling for transient communication: An antenna-dependent perspective, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 66(11), 6225–6232. <https://doi.org/10.1109/TAP.2018.2869130>

- Chow, E. Y., Ouyang, Y., Beier, B., Chappell, W. J., and Irazoqui, P. P., 2009, Evaluation of cardiovascular stents as antennas for implantable wireless applications, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 57(10), 2523–2532. <https://doi.org/10.1109/TMTT.2009.2029954>
- Clayden, E. C., 1971, *Practical section cutting and staining / by E. C. Clayden*. (5th (7) (ed.)), Edinburgh: (15 Teviot Place, Edinburgh 1), Churchill Livingstone, 1971. [https://books.google.com/books/about/Practical\\_Section\\_Cutting\\_and\\_Staining.html?hl=tr&id=fxxrAAAAMAAJ](https://books.google.com/books/about/Practical_Section_Cutting_and_Staining.html?hl=tr&id=fxxrAAAAMAAJ)
- Daniyan O.L., Opara F.E., O. B. I. et al, 2014, Horn Antenna Design: The Concepts and Considerations, *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, 4(5), 706–708. [www.ijetae.com](http://www.ijetae.com)
- Darwish, A., and Hassanien, A. E., 2011, Wearable and implantable wireless sensor network solutions for healthcare monitoring, *Sensors*, 11(6), 5561–5595. <https://doi.org/10.3390/s110605561>
- Das, S., and Mitra, D., 2018, A compact wideband flexible implantable slot antenna design with enhanced gain, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 66(8), 4309–4314. <https://doi.org/10.1109/TAP.2018.2836463>
- Dey, S., and Mitra, R., 1996, Compact microstrip patch antenna, *Microwave and Optical Technology Letters*, 13(1), 12–14. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1098-2760\(199609\)13:1<12::aid-mop4>3.0.co;2-q](https://doi.org/10.1002/(sici)1098-2760(199609)13:1<12::aid-mop4>3.0.co;2-q)
- Diao, J., Liu, L., and Warnick, K. F., 2019, An intuitive way to understand mutual coupling effects in antenna arrays using the poynting streamline method, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(2), 884–891. <https://doi.org/10.1109/TAP.2018.2880049>
- Dieffenderfer, J. P., Goodell, H., Bent, B., Beppler, E., Jayakumar, R., Yokus, M., Jur, J. S., Bozkurt, A., and Peden, D., 2015, Wearable wireless sensors for chronic respiratory disease monitoring, *2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, BSN 2015* <https://doi.org/10.1109/BSN.2015.7299411>
- Faisal, F., and Yoo, H., 2019, A miniaturized novel-shape dual-band antenna for implantable applications, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 67(2), 774–783. <https://doi.org/10.1109/TAP.2018.2880046>
- Flotte, T. J., and Bell, D. A., 2018, Anatomical pathology is at a crossroads, *Pathology*, 50(4), 373–374. <https://doi.org/10.1016/J.PATHOL.2018.01.003>
- Frolik, J., Member, S., Lens, J. E., Dewoolkar, M. M., and Weller, T. M., 2018, *Wireless Sensor Interrogation*, 18(8), 3454–3460.
- Galazka, A. M., 1993, The Immunological Basis for Immunization Series: General Immunology Medical Officer Expanded Programme on Immunization GLOBAL PROGRAMME FOR VACCINES AND IMMUNIZATION EXPANDED PROGRAMME ON IMMUNIZATION The Expanded Programme on Immunization thanks the follo, *World Health Organization 1993*

<http://www.who.ch/programmes/gpv/gEnglish/avail/gpvcatalog/catlog1.htm>

- Garcia-Pardo, C., Andreu, C., Fornes-Leal, A., Castello-Palacios, S., Perez-Simbor, S., Barbi, M., Valles-Lluch, A., and Cardona, N., 2018, Ultrawideband Technology for Medical In-Body Sensor Networks: An Overview of the Human Body as a Propagation Medium, Phantoms, and Approaches for Propagation Analysis, *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, 60(3), 19–33. <https://doi.org/10.1109/MAP.2018.2818458>
- Ghodgaonkar, D. K., Varadan, V. V., and Varadan, V. K., 1989, A Free-Space Method for Measurement of Dielectric Constants and Loss Tangents at Microwave Frequencies, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 38(3), 789–793. <https://doi.org/10.1109/19.32194>
- Grizzle, W. E., 2009, Models of Fixation and Tissue Processing, *Biotechnic & Histochemistry: Official Publication of the Biological Stain Commission*, 84(5), 185. <https://doi.org/10.3109/10520290903039052>
- Guha, D., Chattopadhyaya, S., and Siddiqui, J. Y., 2010, Estimation of gain enhancement replacing PTFE by air substrate in a microstrip patch antenna, *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, 52(3), 92–95. <https://doi.org/10.1109/MAP.2010.5586581>
- Hall, P. S., and Hao, Y., 2006, Antennas and propagation for body centric communications, *European Space Agency, (Special Publication) ESA SP, 626 SP* <https://doi.org/10.1109/EUCAP.2006.4584864>
- Hasan, R. R., Shanto, M. A. H., Howlader, S., and Jahan, S., 2018, A novel design and miniaturization of a scalp implantable circular patch antenna at ISM band for biomedical application, *2017 Intelligent Systems Conference, IntelliSys 2017, 2018-Janua*(September), 166–169. <https://doi.org/10.1109/IntelliSys.2017.8324286>
- Hassan, M. N., 2016, Design and characterization of a body implanted dual band antenna, *Materials Science*, 34–37. <https://doi.org/10.1109/INDIANAW.2016.7883592>
- Hidayat, M. V., and Apriono, C., 2018, Design of 0.312 THz microstrip linear array antenna for breast cancer imaging application, *2018 International Conference on Signals and Systems, ICSigSys 2018 - Proceedings*, 224–228. <https://doi.org/10.1109/ICSIGSYS.2018.8372671>
- Huang, M., and Yang, J., 2011, Microwave Sensor Using Metamaterials, *Wave Propagation* <https://doi.org/10.5772/14459>
- Hunter Best, D., Dames, S. A., Wooderchak-Donahue, W., Lewis, T., Sumner, K. L., Vaughn, C. P., Mao, R., and Farkas, D. H., 2016, Molecular Pathology Methods, In *Molecular Pathology in Clinical Practice: Second Edition*, Springer, Cham [https://doi.org/10.1007/978-3-319-19674-9\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-319-19674-9_2)
- Ibanez Labiano, I., Arslan, D., Ozden Yenigun, E., Asadi, A., Cebeci, H., and Alomainy, A., 2021, Screen Printing Carbon Nanotubes Textiles Antennas for Smart Wearables, *Sensors (Basel, Switzerland)*, 21(14) <https://doi.org/10.3390/S21144934>
- Jackson, P., 2009, *Effects of Fixation and Tissue Processing on Immunocytochemistry*

<https://doi.org/10.1043/1543-2165>

- Jebali, N., Beldi, S., and Gharsallah, A., 2017, RFID antennas implanted for pervasive healthcare applications, *2016 7th International Conference on Sciences of Electronics, Technologies of Information and Telecommunications, SETIT 2016*, 149–152. <https://doi.org/10.1109/SETIT.2016.7939857>
- Jiang, Z. H., Cui, Z., Yue, T., Zhu, Y., and Werner, D. H., 2017, Compact, Highly Efficient, and Fully Flexible Circularly Polarized Antenna Enabled by Silver Nanowires for Wireless Body-Area Networks, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, *11*(4), 920–932. <https://doi.org/10.1109/TBCAS.2017.2671841>
- Karim, M. R., Yang, X., and Shafique, M. F., 2018, On Chip Antenna Measurement: A Survey of Challenges and Recent Trends, *IEEE Access*, *6*, 20320–20333. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2018.2821196>
- Ketavath, K. N., Gopi, D., and Rani, S. S., 2019, In-vitro test of miniaturized CPW-fed implantable conformal patch antenna at ISM band for biomedical applications, *IEEE Access*, *7*, 43547–43554. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2905661>
- Khaleghi, A., Hasanvand, A., and Balasingham, I., 2019, Radio frequency backscatter communication for high data rate deep implants, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, *67*(3), 1093–1106. <https://doi.org/10.1109/TMTT.2018.2886844>
- Khan, A. Q., Riaz, M., and Bilal, A., 2016, *Various Types of Antenna with Respect to their Applications : A Review*
- Khan, Z., Razzaq, A., Iqbal, J., Qamar, A., and Zubair, M., 2018, Double circular ring compact antenna for ultra-wideband applications, *IET Microwaves, Antennas and Propagation*, *12*(13), 2094–2097. <https://doi.org/10.1049/iet-map.2018.5245>
- Kim, J., and Rahmat-Samii, Y., 2004, Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs, and characterizations, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, *52*(8 II), 1934–1943. <https://doi.org/10.1109/TMTT.2004.832018>
- Kiourti, A., 2018, RFID Antennas for Body-Area Applications, *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, *60*(5), 14–25. <https://doi.org/10.1109/MAP.2018.2859167>
- Kod, M., Zhou, J., Huang, Y., Stanley, M., Hussein, M. N., Pour Sohrab, A., Alrawashdeh, R., and Wang, G., 2016, Feasibility study of using the housing cases of implantable devices as antennas, *IEEE Access*, *4*, 6939–6949. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2016.2613968>
- Kumar, V., Roy, S., Barman, D., and Kumar, K., 2013, Clinical pathology and their potential application in disease diagnosis, *International Journal of Agricultural Sciences*, *3*(9), 5–15. [www.internationalscholarsjournals.org](http://www.internationalscholarsjournals.org)
- Labus, K. M., Notaroš, B. M., Ilić, M. M., Sutherland, C. J., Holcomb, A., and Puttlitz, C. M., 2018, A Coaxial Dipole Antenna for Passively Sensing Object Displacement



- and Deflection for Orthopaedic Applications, *IEEE Access*, 6, 68184–68194. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2018.2878904>
- Lee, K. F., and Tong, K. F., 2012, Microstrip patch antennas basic characteristics and some recent advances, *Proceedings of the IEEE*, 100(7), 2169–2180. <https://doi.org/10.1109/JPROC.2012.2183829>
- Leelatien, P., Ito, K., Saito, K., Sharma, M., and Alomainy, A., 2018, Channel Characteristics and Wireless Telemetry Performance of Transplanted Organ Monitoring System Using Ultrawideband Communication, *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, 2(2), 94–101. <https://doi.org/10.1109/JERM.2018.2827779>
- Leonard, D. G. B., 2016, Molecular pathology in clinical practice: Second edition, *Molecular Pathology in Clinical Practice:Second Edition*, 1–1001. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-19674-9>
- Lesnik, R., Verhovski, N., Mizrachi, I., Milgrom, B., and Haridim, M., 2018, Gain enhancement of a compact implantable dipole for biomedical applications, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 17(10), 1778–1782. <https://doi.org/10.1109/LAWP.2018.2866233>
- Li, J., and Wang, X., 2019, *Comparison of Two Small Circularly Polarized Antennas for Focused Microwave Hyperthermia*, *EuCAP*, 2019–2022.
- Li, R., Guo, Y. X., Zhang, B., and Du, G., 2017, A Miniaturized Circularly Polarized Implantable Annular-Ring Antenna, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 16, 2566–2569. <https://doi.org/10.1109/LAWP.2017.2734246>
- Li, W., Alomainy, A., Vitanov, I., Noh, Y., Qi, P., and Althoefer, K., 2021, F-TOUCH Sensor: Concurrent Geometry Perception and Multi-Axis Force Measurement, *IEEE Sensors Journal*, 21(4), 4300–4309. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.3030631>
- Liu, C., Guo, Y. X., and Xiao, S., 2012, Compact dual-band antenna for implantable devices, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 11, 1508–1511. <https://doi.org/10.1109/LAWP.2012.2233705>
- Liu, J., Tang, Z., Wang, Z., Li, H., and Yin, Y., 2018, Gain enhancement of a broadband symmetrical dual-loop antenna using shorting pins, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 17(8), 1369–1372. <https://doi.org/10.1109/LAWP.2018.2844293>
- Lyu, H., Wang, J., La, J. H., Chung, J. M., and Babakhani, A., 2018, An Energy-efficient Wirelessly Powered Millimeter-scale Neurostimulator with Optimized Inductive Loop Antenna and Custom Rectifier, *IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, 2018-June(5), 1401–1404. <https://doi.org/10.1109/MWSYM.2018.8439143>
- Mansutti, G., Mobashsher, A. T., and Abbosh, A. M., 2018, Conformal array-based directional antenna system for biomedical applications, *2018 Australian Microwave Symposium, AMS 2018 - Conference Proceedings*, 2018-Janua, 89–90. <https://doi.org/10.1109/AUSMS.2018.8346996>

- Menzel, W., and Grabherr, W., 1991, *A Microstrip Patch Antenna with Coplanar Feed Line* (Vol. 1, Issue 11) [https://oparu.uni-ulm.de/xmlui/bitstream/handle/123456789/931/vts\\_6151\\_8286.PDF?sequence=1](https://oparu.uni-ulm.de/xmlui/bitstream/handle/123456789/931/vts_6151_8286.PDF?sequence=1)
- Meredov, A., Klionovski, K., and Shamim, A., 2019, Screen-Printed, Flexible, Parasitic Beam-Switching Millimeter-Wave Antenna Array for Wearable Applications, *IEEE Open Journal of Antennas and Propagation*, 1, 2–10. <https://doi.org/10.1109/OJAP.2019.2955507>
- Mirbeik-Sabzevari, A., Li, S., Garay, E., Nguyen, H. T., Wang, H., and Tavassolian, N., 2019, Synthetic Ultra-High-Resolution Millimeter-Wave Imaging for Skin Cancer Detection, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 66(1), 61–71. <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2837102>
- Mustacchio, C., Boccia, L., Arnieri, E., and Amendola, G., 2021, Gain Enhancement Technique for On-Chip Monopole Antenna, *2020 50th European Microwave Conference, EuMC 2020*, 650–653. <https://doi.org/10.23919/EUMC48046.2021.9338160>
- Nakhleh, R. E., 2006, What is quality in surgical pathology?. In *Journal of Clinical Pathology* (Vol. 59, Issue 7, pp. 669–672), BMJ Publishing Group <https://doi.org/10.1136/jcp.2005.031385>
- Nalam, M., Rani, N., and Mohan, A., 2014, Biomedical Application of Microstrip Patch Antenna, *International Journal of Innovative Science and Modern Engineering (IJISME)*, 2(6), 6–8.
- Nguyen, P. T., Abbosh, A. M., and Crozier, S., 2017, 3-D focused microwave hyperthermia for breast cancer treatment with experimental validation, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 65(7), 3489–3500. <https://doi.org/10.1109/TAP.2017.2700164>
- O’Toole, D., Miller, M. M., Cavender, J. L., and Cornish, T. E., 2012, Pathology in Practice, *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 241(2), 189–191. <https://doi.org/10.2460/JAVMA.241.2.189>
- Ozturk, T., Hudlička, M., and Uluer, İ., 2017, Development of Measurement and Extraction Technique of Complex Permittivity Using Transmission Parameter S 21 for Millimeter Wave Frequencies, *Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves*, 38(12), 1510–1520. <https://doi.org/10.1007/S10762-017-0421-Y>
- Prahlow, J., 2010, Introduction to Forensic Pathology, *Forensic Pathology for Police, Death Investigators, Attorneys, and Forensic Scientists*, 35–47. [https://doi.org/10.1007/978-1-59745-404-9\\_3](https://doi.org/10.1007/978-1-59745-404-9_3)
- Quddious, A., Vryonides, P., Nikolaou, S., Antoniadis, M. A., and Abbasi, M. A. B., 2019, Through-body Communication Measurements Using Wearable and Implantable Sensor Antennas, *Proceedings of the 2019 Antennas Design and Measurement International Conference, ADMInC 2019*, 53–57. <https://doi.org/10.1109/ADMInC47948.2019.8969442>
- Raihan, R., Alam Bhuiyan, M. S., Hasan, R. R., Chowdhury, T., and Farhin, R., 2017,

- Awearable microstrip patch antenna for detecting brain cancer, *2017 IEEE 2nd International Conference on Signal and Image Processing, ICSIP 2017, 2017-January*, 432–436. <https://doi.org/10.1109/SIPROCESS.2017.8124578>
- Rezaeieh, S. A., Antoniadis, M. A., and Abbosh, A. M., 2018, Compact and unidirectional resonance-based reflector antenna for wideband electromagnetic imaging, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 66(11), 5773–5782. <https://doi.org/10.1109/TAP.2018.2866516>
- Rizwan, A., Abu Ali, N., Zoha, A., Ozturk, M., Alomainy, A., Imran, M. A., and Abbasi, Q. H., 2020, Non-Invasive Hydration Level Estimation in Human Body Using Galvanic Skin Response, *IEEE Sensors Journal*, 20(9), 4891–4900. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.2965892>
- Sabban, A., 2018, Small wearable antennas for wireless communication and medical systems, *IEEE Radio and Wireless Symposium, RWS, 2018-Janua*, 161–164. <https://doi.org/10.1109/RWS.2018.8304974>
- Samal, S., Dwari, S., Dutta, A., and Reddy, S. P., 2012, A Microstrip Patch antenna for biomedical applications at 2.45 GHz, *CODEC 2012 - 5th International Conference on Computers and Devices for Communication* <https://doi.org/10.1109/CODEC.2012.6509195>
- Sattley, W. M., and Madigan, M. T., 2015, Microbiology, In: *ELS. John Wiley & Sons, Ltd: Chichester*, 2(August), 1–10. <https://doi.org/10.1002/9780470015902.a0000459.pub2>
- Schmidt, C., Casado, F., Arriola, A., Ortego, I., Bradley, P. D., and Valderas, D., 2014, Broadband UHF implanted 3-D conformal antenna design and characterization for in-off body wireless links, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 62(3), 1433–1444. <https://doi.org/10.1109/TAP.2013.2295816>
- Shadid, R., Haerinia, M., Roy, S., and Noghianian, S., 2018, Hybrid inductive power transfer and wireless antenna system for biomedical implanted devices, *Progress In Electromagnetics Research C*, 88, 77–88. <https://doi.org/10.2528/PIERC18061604>
- Singh, I., and Tripathi, V. S., 2011, Micro strip Patch Antenna and its Applications: a Survey, In *Article in International Journal of Computer Applications in Technology* <https://www.researchgate.net/publication/232318276>
- Singh, S., and Singh, D., 2019, *Compact Conformal Slot Antenna for Hyperthermia Applications*, c, 2019–2021.
- Slaoui, M., and Fiette, L., 2011, Histopathology Procedures: From Tissue Sampling to Histopathological Evaluation, *Methods in Molecular Biology (Clifton, N.J.)*, 691, 69–82. [https://doi.org/10.1007/978-1-60761-849-2\\_4](https://doi.org/10.1007/978-1-60761-849-2_4)
- Slauson, D. O., and Cooper, B. J., 2002, Mechanisms of disease: a textbook of comparative general pathology., In *Mechanisms of disease: a textbook of comparative general pathology*. (Issue Ed.3), Mosby Inc.
- Soltani, S., Lotfi, P., and Murch, R. D., 2018, Design and Optimization of Multiport Pixel

- Antennas, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 66(4), 2049–2054.  
<https://doi.org/10.1109/TAP.2018.2800759>
- Soontornpipit, P., Furse, C. M., and Chung, Y. C., 2004, Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 52(8 II), 1944–1951.  
<https://doi.org/10.1109/TMTT.2004.831976>
- Standard Gain Horn Antenna Suppliers & Factory - Wholesale - HengDa Microwave*, n.d., Retrieved December 21, 2021, from <https://www.hengdamw.com/microwave-millimeterwave-antennas/standard-gain-horn-antenna.html>
- Stang, J. P., Joines, W. T., Liu, Q. H., Ybarra, G. A., George, R. T., Yuan, M., and Leonhardt, I., 2009, A tapered microstrip patch antenna array for use in breast cancer screening via 3D active microwave imaging, *IEEE Antennas and Propagation Society, AP-S International Symposium (Digest)*  
<https://doi.org/10.1109/APS.2009.5171907>
- Sun, G., Muneer, B., Li, Y., and Zhu, Q., 2018, Ultracompact Implantable Design with Integrated Wireless Power Transfer and RF Transmission Capabilities, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 12(2), 281–291.  
<https://doi.org/10.1109/TBCAS.2017.2787649>
- Top, R., Gültekin, S. S., and Uzer, D., 2017, June 27, Modeling congestion of vessel on rectangular microstrip antenna and evaluating electromagnetic signals, *2017 25th Signal Processing and Communications Applications Conference, SIU 2017*  
<https://doi.org/10.1109/SIU.2017.7960624>
- Top, R., Gültekin, S. S., and Uzer, D., 2020, Evaluation and Comparison of Electromagnetic and Scattering Parameters Data of Two Microstrip Patch Antennas Operating in ISM Band for Cancer Detection, *1st International Conference on Computer, Electrical and Electronic Sciences*
- Top, R., Gültekin, S. S., and Uzer, D., 2017a, A Microstrip Patch Antenna Design to Determine the Level of Occlusion in Heart Vein, *5th International Conference on Advanced Technology & Sciences (ICAT'17)*, 644–647.
- Top, R., Gültekin, S. S., and Uzer, D., 2017b, Modeling congestion of vessel on rectangular microstrip antenna and evaluating electromagnetic signals, *2017 25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, 1–4.
- Top, R., Ünlü, Y., Gültekin, S. S., and Uzer, D., 2019, Microstrip antenna design with circular patch for skin cancer detection, *Advanced Electromagnetics*, 8(2), 71–76.  
<https://doi.org/10.7716/aem.v8i2.996>
- TOPRAK, R., GÜLTEKİN, S. S., and UZER, D., 2021, Investigation of Gain Enhancement in Microstrip Antenna Structure in Pathological Tissue Samples, *European Journal of Science and Technology*, 28(28), 1360–1365.  
<https://doi.org/10.31590/EJOSAT.1017064>
- Tran, A. P., André, F., Craeye, C., and Lambot, S., 2013, Near-field or far-field full-wave ground penetrating radar modeling as a function of the antenna height above a planar

- layered medium, *Progress in Electromagnetics Research*, 141, 415–430.  
<https://doi.org/10.2528/PIER13053106>
- Vaddiraju, S., Kastellorizios, M., Legassey, A., Burgess, D., Jain, F., and Papadimitrakopoulos, F., 2015, Needle-implantable, wireless biosensor for continuous glucose monitoring, *2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, BSN 2015*  
<https://doi.org/10.1109/BSN.2015.7299421>
- Walmsley, R. N., and Cain, H. J., 1996, Chemical Pathology: Interpretative Pocket Book, In *Chemical Pathology: Interpretative Pocket Book*, WORLD SCIENTIFIC  
<https://doi.org/10.1142/3231>
- Wheeler, H. A., 1942, Formulas for the Skin Effect, *Proceedings of the IRE*, 30(9), 412–424. <https://doi.org/10.1109/JRPROC.1942.232015>
- Yan, S., Soh, P. J., and Vandenbosch, G. A. E., 2018, Wearable ultrawideband technology- A review of ultrawideband antennas, propagation channels, and applications in wireless body area networks, *IEEE Access*, 6, 42177–42185.  
<https://doi.org/10.1109/ACCESS.2018.2861704>
- Yang, Q., Zhang, X., Wang, N., Bai, X., Li, J., and Zhao, X., 2011, Cavity-backed circularly polarized self-phased four-loop antenna for gain enhancement, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 59(2), 685–688.  
<https://doi.org/10.1109/TAP.2010.2096395>
- Zada, M., and Yoo, H., 2018, A Miniaturized Triple-Band Implantable Antenna System for Bio-Telemetry Applications, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 66(12), 7378–7382. <https://doi.org/10.1109/TAP.2018.2874681>
- Zhang, K., Liu, C., Liu, X., Cao, H., Zhang, Y., Yang, X., and Guo, H., 2018, A Conformal Differentially Fed Antenna for Ingestible Capsule System, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 66(4), 1695–1703.  
<https://doi.org/10.1109/TAP.2018.2804673>

**EKLER****EK-1**

**$\lambda$  mesafede yapılan ölçüm sonuçlarının maksimum normalizasyon verileri – maksimum değerleri ve frekansları – maksimum fark değerleri ve frekansları**

S- parametre si	S11				S12				S21				S22					
	Doku Türleri	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	
Normal meme 1	58.76	25.00	13.74	20.10	3.09	26.40	1.18	25.30	3.61	20.00	1.12	25.30	89.78	26.20	14.44	26.20		
Meme tümörü 1	53.22	17.10			2.68	26.40			2.92	20.00			75.34	26.20				
Normal meme 2	54.70	17.10	3.99	25.00	2.67	26.40	0.39	25.30	3.00	20.00	0.41	25.30	73.61	26.20	6.09	25.70		
Meme tümörü 2	53.13	17.10			2.65	27.00			3.13	20.00			72.42	26.20				
Normal pankreas	59.57	25.00	12.81	25.00	2.96	26.40	0.53	25.30	3.35	20.00	0.54	25.30	85.24	26.20	8.54	26.20		
Pankreas tümörü 1	52.37	17.10			2.70	26.40			3.06	20.00			76.70	26.20				
Pankreas tümörü 2	53.44	17.10	8.90	24.10	2.80	26.40	0.38	25.30	3.19	20.00	0.37	25.30	81.55	26.20	3.70	26.20		
Normal kolon	55.03	17.10	11.60	24.20	2.93	26.40	0.66	26.40	3.23	20.00	0.63	26.40	77.43	26.20	14.60	26.20		
Kolon tümörü 1	57.56	17.10			2.67	26.40			2.76	26.40			62.83	26.20				
Kolon tümörü 2	56.71	17.10	11.92	24.20	2.65	26.40	0.74	26.40	2.74	26.40	0.70	26.40	59.16	26.20	20.19	26.40		
Kolon tümörü 3	55.80	17.10	9.40	24.20	2.80	26.40	0.41	19.50	3.19	20.00	0.34	19.40	75.85	26.20	2.48	26.80		
Kolon tümörü 4	53.66	25.00	24.44	21.50	2.86	26.40	0.62	19.50	3.26	20.00	0.60	19.40	77.75	26.20	5.34	25.70		
Kolon tümörü 5	53.63	25.00	9.69	25.00	2.81	26.40	0.50	19.50	3.16	20.00	0.41	19.40	78.76	26.20	4.91	20.30		
Kolon tümörü 6	123.74	25.00	79.80	25.00	3.84	18.30	1.83	18.30	5.00	19.40	2.55	19.40	75.49	26.20	48.54	20.40		
Kolon tümörü 7	55.92	17.10	11.05	24.20	2.71	26.40	0.50	26.40	2.79	20.00	0.48	26.40	65.64	26.20	11.79	26.20		
Kolon tümörü 8	57.44	17.10	11.69	24.20	2.65	26.40	0.65	26.40	2.73	26.40	0.61	26.40	61.84	26.20	15.71	22.00		
Kolon tümörü 9	53.23	17.10	10.18	24.20	2.82	26.40	0.58	19.50	3.16	20.00	0.50	19.40	75.19	26.20	5.66	20.30		
Kolon tümörü 10	55.65	17.10	11.22	24.20	2.70	26.40	0.57	26.40	2.75	26.40	0.52	26.40	64.88	26.20	12.55	26.20		
Kolon tümörü 11	55.82	17.10	11.83	24.20	2.67	26.40	0.75	26.40	2.73	26.40	0.72	26.40	58.41	26.20	22.21	26.40		
Kolon tümörü 12	60.19	25.00	16.25	25.00	2.99	26.40	0.63	19.50	3.32	20.00	0.60	25.30	78.12	26.20	5.91	20.30		
Kolon tümörü 13	54.31	17.10	11.35	24.20	2.59	26.40	0.53	19.60	2.75	20.00	0.48	20.00	64.14	26.20	13.29	26.20		
Kolon tümörü 14	54.90	17.10	11.44	24.20	2.64	26.40	0.61	26.40	2.68	26.40	0.57	20.00	62.02	26.20	15.41	26.20		
Kolon tümörü 15	55.04	17.10	11.90	24.20	2.61	26.40	0.75	19.60	2.68	26.40	0.71	20.00	57.68	26.20	19.75	26.20		
Kolon tümörü 16	55.44	17.10	11.69	24.20	2.55	26.40	0.68	19.60	2.67	20.50	0.61	20.00	61.05	26.20	16.38	26.20		
Kolon tümörü 17	53.81	17.1	9.79	24.2	2.72768	26.4	0.4206	19.5	3.0624	20	0.32669	19.9	72.5807	26.2	5.459	20.3		
Kolon tümörü 18	54.89	17.1	10.18	24.2	2.71671	26.4	0.305	19.6	2.9889	20	0.32644	20	68.0784	26.2	9.3513	26.2		
Kolon tümörü 19	54.84	17.1	11.15	24.2	2.62443	26.4	0.494	19.6	2.7445	20	0.48165	20	65.0182	26.2	12.412	26.2		
Kolon tümörü 20	53.43	17.1	8.47	24.2	2.7704	26.4	0.2133	19.5	3.0709	20	0.25522	19.9	72.1338	26.2	5.296	26.2		

**EK-2****3λ mesafede yapılan ölçüm sonuçlarının maksimum normalizasyon verileri – maksimum değerleri ve frekansları – maksimum fark değerleri ve frekansları**

S-parametresi	S11				S12				S21				S22			
	Doku Türleri	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.
Normal meme 1	69.65	23.10	6.02	23.10	2.87	22.50	0.24	19.60	5.35	19.60	0.43	19.70	52.87	18.70	6.01	21.50
Meme tümörü 1	63.63	23.10			2.68	22.50			5.34	19.60			47.92	18.70		
Normal meme 2	62.07	23.10	4.73	21.80	2.67	22.50	0.05	22.80	5.31	19.60	0.05	19.60	49.74	18.70	2.15	21.50
Meme tümörü 2	63.19	23.10			2.66	22.50			5.30	19.60			50.27	18.70		
Normal pankreas	61.84	23.10	3.63	23.10	2.64	22.50	0.06	26.90	5.37	19.60	0.31	19.60	48.29	18.70	2.28	21.50
Pankreas tümörü 1	65.47	23.10			2.66	22.50			5.06	19.60			47.39	18.70		
Pankreas tümörü 2	65.95	23.10	4.11	23.10	2.69	22.50	0.06	22.80	5.19	19.60	0.18	19.60	47.48	18.70	1.01	17.90
Normal kolon	70.28	23.10	6.49	23.10	2.68	22.50	0.12	26.50	4.41	19.60	0.86	19.60	48.75	18.70	4.72	21.50
Kolon tümörü 1	63.79	23.10			2.67	22.50			5.27	19.60			47.51	18.70		
Kolon tümörü 2	66.94	23.10	3.34	23.10	2.68	22.50	0.06	22.80	4.53	19.60	0.14	19.70	48.57	18.70	0.89	21.50
Kolon tümörü 3	63.87	23.10	9.51	23.10	2.78	22.50	0.15	22.40	5.42	19.60	1.01	19.60	53.78	18.70	5.02	18.70
Kolon tümörü 4	64.20	23.10	6.08	23.10	2.69	22.50	0.09	25.10	5.40	19.60	0.99	19.60	50.22	18.70	5.54	21.50
Kolon tümörü 5	60.70	23.10	9.58	23.10	2.69	22.50	0.15	22.80	5.43	19.60	1.02	19.60	47.54	18.70	3.25	21.50
Kolon tümörü 6	67.98	23.10	2.30	23.10	2.72	22.50	0.06	22.80	4.38	19.60	0.09	19.50	48.25	18.70	1.14	21.50
Kolon tümörü 7	59.85	23.10	10.43	23.10	2.63	22.50	0.12	20.50	5.36	19.60	0.95	19.60	48.06	18.70	5.49	21.50
Kolon tümörü 8	60.62	23.10	9.66	23.10	2.62	22.50	0.13	20.50	5.25	19.60	0.84	19.60	48.96	18.70	6.52	21.50
Kolon tümörü 9	59.11	23.10	11.17	23.10	2.70	22.50	0.15	22.80	5.70	19.60	1.29	19.60	49.97	18.70	2.91	21.50
Kolon tümörü 10	60.80	23.10	9.48	23.10	2.59	22.50	0.14	18.70	5.33	19.60	0.92	19.60	49.81	18.70	7.50	21.50
Kolon tümörü 11	60.26	23.10	10.02	23.10	2.68	22.50	0.13	22.00	5.54	19.60	1.13	19.60	47.05	18.70	3.95	21.50
Kolon tümörü 12	62.71	23.10	7.57	23.10	2.64	22.50	0.13	26.50	5.29	19.60	0.88	19.60	47.66	18.70	5.78	21.50
Kolon tümörü 13	58.91	23.10	11.38	23.10	2.70	22.50	0.17	22.80	5.83	19.60	1.42	19.60	48.30	18.70	3.02	21.50
Kolon tümörü 14	60.52	23.10	9.76	23.10	2.69	22.50	0.13	20.50	5.72	19.60	1.31	19.60	48.67	18.70	5.33	21.50
Kolon tümörü 15	62.68	23.10	7.60	23.10	2.62	22.50	0.12	26.50	5.20	19.60	0.79	19.60	48.16	18.70	6.54	21.50
Kolon tümörü 16	65.50	23.10	4.78	23.10	2.62	22.50	0.11	18.60	4.90	19.60	0.49	19.60	47.67	18.70	4.95	21.50
Kolon tümörü 17	63.46	23.10	6.82	23.10	2.61	22.50	0.14	18.70	5.17	19.60	0.76	19.60	48.08	18.70	8.29	21.50
Kolon tümörü 18	63.90	23.10	11.07	21.20	2.80	22.50	0.16	22.40	5.43	19.60	1.02	19.60	54.16	18.70	5.41	18.70
Kolon tümörü 19	65.49	23.10	4.79	23.10	2.68	22.50	0.10	18.60	4.95	19.60	0.57	19.60	47.74	18.70	4.30	21.50
Kolon tümörü 20	63.50	23.10	6.78	23.10	2.64	22.50	0.12	18.70	5.15	19.60	0.74	19.60	47.65	18.70	6.61	21.50

**EK-3****Uzak alan mesafede yapılan ölçüm sonuçlarının maksimum normalizasyon verileri – maksimum değerleri ve frekansları – maksimum fark değerleri ve frekansları**

S-parametresi	S11				S12				S21				S22			
	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Değ.	Frekans (GHz)	Maks. Nor. Fark Değ.	Frekans (GHz)
Normal meme 1	52.03	26.20	13.12	26.20	38.64	24.80	9.53	22.50	42.56	26.70	8.81	22.00	29.13	25.70	7.76	25.70
Meme tümörü 1	38.91	26.20			37.72	26.60			40.82	26.90			29.44	26.20		
Normal meme 2	57.06	26.20	16.34	26.90	39.93	24.80	5.32	22.40	42.62	26.70	4.98	22.40	31.23	25.70	17.41	25.70
Meme tümörü 2	49.62	26.20			39.52	26.60			43.26	26.90			38.91	26.20		
Normal pankreas	52.89	26.20	4.59	26.20	39.12	26.80	3.16	26.80	41.62	26.70	3.19	26.70	26.53	22.40	4.49	25.50
Pankreas tümörü 1	48.30	26.20			40.01	23.90			43.36	26.70			28.68	22.40		
Pankreas tümörü 2	47.81	26.20	5.08	26.20	43.01	26.80	4.71	26.60	43.99	26.70	4.52	24.90	38.93	26.20	18.02	26.20
Normal kolon	42.67	26.20	17.05	26.90	44.09	26.60	9.23	22.60	44.50	26.70	7.76	21.60	25.30	25.50	10.08	22.40
Kolon tümörü 1	58.49	26.20			38.63	23.90			43.51	26.70			33.47	22.40		
Kolon tümörü 2	51.17	26.20	8.50	26.20	42.50	26.80	5.68	22.70	43.63	26.70	5.59	22.55	27.68	26.20	6.62	26.20
Kolon tümörü 3	47.39	26.20	5.53	26.90	38.53	23.00	7.47	25.10	40.43	26.70	6.53	25.30	32.80	26.20	11.74	26.20
Kolon tümörü 4	58.58	26.20	15.91	26.20	45.42	23.90	5.37	22.60	45.65	26.70	4.49	25.30	29.41	26.20	8.36	26.20
Kolon tümörü 5	35.45	26.20	7.22	26.20	40.04	24.35	5.58	23.90	43.69	26.70	5.80	22.50	32.36	26.20	11.31	26.20
Kolon tümörü 6	59.87	26.75	32.58	26.75	44.66	24.40	5.18	26.55	46.32	26.70	5.89	24.00	29.57	26.20	8.52	26.20
Kolon tümörü 7	39.89	26.75	13.01	26.20	41.78	23.90	4.71	225.00	45.97	26.70	3.99	24.95	28.95	26.20	7.90	26.20
Kolon tümörü 8	36.05	26.75	8.77	26.75	40.63	26.60	5.95	24.05	43.94	26.70	5.52	25.10	30.89	26.20	9.83	26.20
Kolon tümörü 9	30.19	26.20	12.48	26.20	41.64	26.60	7.18	22.50	43.15	26.70	5.06	22.55	28.18	26.20	7.13	26.20
Kolon tümörü 10	38.23	26.20	13.07	26.30	40.90	26.90	9.52	22.50	45.46	26.70	7.54	22.70	28.80	26.20	7.74	26.20
Kolon tümörü 11	52.02	26.20	9.35	26.20	41.99	26.60	6.71	22.60	46.73	26.70	5.27	23.85	33.26	25.65	8.97	25.65
Kolon tümörü 12	93.47	26.20	50.80	27.00	45.40	23.90	4.26	26.85	48.87	26.70	5.52	19.65	28.31	26.20	5.70	26.20
Kolon tümörü 13	70.73	26.20	38.63	26.20	45.95	23.90	6.16	26.65	48.08	26.70	5.31	19.55	27.70	25.65	7.63	25.55
Kolon tümörü 14	46.14	26.75	20.16	25.95	40.45	26.60	7.55	22.50	44.11	26.70	5.43	22.55	28.62	25.65	7.53	25.55
Kolon tümörü 15	55.91	26.75	28.62	26.75	40.33	26.80	7.80	22.50	42.58	26.70	5.79	23.40	30.51	25.65	8.21	25.55
Kolon tümörü 16	82.43	26.20	39.76	26.20	42.43	26.80	4.78	22.70	43.56	26.70	4.11	25.00	32.30	25.75	10.65	25.75
Kolon tümörü 17	101.86	26.85	66.74	26.85	40.48	25.40	4.85	22.60	45.40	26.70	5.39	23.90	30.60	25.55	13.89	25.55
Kolon tümörü 18	162.09	26.75	134.81	26.75	46.67	22.50	4.89	23.25	45.36	22.50	5.86	24.00	36.23	25.65	11.94	25.65
Kolon tümörü 19	58.97	26.20	30.14	26.30	41.58	26.75	6.81	22.60	43.93	26.65	6.46	19.65	35.66	25.65	11.37	25.65
Kolon tümörü 20	147.58	26.20	104.91	26.20	46.07	23.90	4.44	26.65	48.47	24.10	7.67	24.10	39.44	25.65	15.15	25.65



**EK-4**

**Alan mesafelerine göre S-parametre değerlerinin yüzde olarak değişimi(L= $\lambda$ , 3L= $3\lambda$  ve UA=Uzak Alan)**

S-parametresi	S11			S12			S21			S22		
	L	3L	UA	L	3L	UA	L	3L	UA	L	3L	UA
Meme dokusu 1	10.41619	9.467087	33.71927	15.46692	7.25515	2.422695	23.71519	0.049541	4.259911	19.16768	10.33771	-1.04249
Meme dokusu 2	2.966144	-1.77137	15.00866	0.478359	0.397899	1.041038	-4.00176	0.240287	-1.46605	1.644387	-1.07223	-19.7352
Pankreas dokusu 1	13.75117	-5.54171	9.502907	9.34267	-0.62669	-2.24139	9.776594	6.136607	-4.01385	11.13733	1.898185	-7.49666
Pankreas dokusu 2	11.47578	-6.23045	10.63016	5.524022	-1.79084	-9.04796	5.191037	3.468464	-5.37291	4.535367	1.689848	-31.8428
Kolon dokusu 1	-4.39443	10.17632	-27.047	9.74776	0.363864	14.12662	16.93552	-16.2757	2.28321	23.24331	2.61376	-24.4183
Kolon dokusu 2	-2.96073	4.986469	-16.6143	10.28916	-0.12305	3.733839	17.54413	-2.5614	2.006736	30.87193	0.372144	-8.58374
Kolon dokusu 3	-1.37719	10.03387	-9.94923	4.646844	-3.68476	14.44397	1.127783	-18.6852	10.06855	2.08672	-9.34129	-22.8526
Kolon dokusu 4	2.55587	9.464264	-27.1626	2.349401	-0.38085	-2.92891	-1.03918	-18.3067	-2.5239	-0.41188	-2.91609	-13.986
Kolon dokusu 5	2.621389	15.77857	65.27619	4.219014	-0.37898	10.11473	1.940621	-18.7561	4.485398	-1.68975	2.553916	-9.10639
Kolon dokusu 6	-55.5277	3.386097	-28.724	-23.7617	-1.68295	-1.27274	-35.466	0.602888	-3.91895	2.56315	1.045819	-14.4425
Kolon dokusu 7	-1.58955	17.42988	6.960137	7.931827	1.759466	5.520672	15.4617	-17.7401	-3.20044	17.95547	1.45063	-12.6065
Kolon dokusu 8	-4.20056	15.92846	18.35742	10.63823	1.972334	8.504737	18.15179	-15.9855	1.285004	25.20326	-0.41524	-18.0891
Kolon dokusu 9	3.383746	18.89983	41.33415	3.924984	-0.94096	5.879504	2.03024	-22.626	3.132715	2.972368	-2.42665	-10.2234
Kolon dokusu 10	-1.10441	15.58743	11.61529	8.527951	3.356774	7.795629	17.42004	-17.2148	-2.10259	19.33548	-2.12256	-12.146
Kolon dokusu 11	-1.40768	16.62224	-17.9694	9.665551	-0.28681	5.009442	18.18607	-20.464	-4.76257	32.5604	3.613275	-23.9267
Kolon dokusu 12	-8.57192	12.07014	-54.3496	-2.21181	1.221422	-2.87987	-2.70037	-16.6083	-8.94607	-0.88448	2.299344	-10.6316
Kolon dokusu 13	1.326334	19.31056	-39.6674	13.02661	-0.86119	-4.03816	17.40716	-24.3415	-7.4419	20.71432	0.950018	-8.66863
Kolon dokusu 14	0.232311	16.12348	-7.523	10.96705	-0.42113	9.001594	20.2771	-22.9057	0.889159	24.85308	0.164713	-11.5942
Kolon dokusu 15	-0.014	12.13028	-23.6732	12.26808	2.210333	9.335967	20.33938	-15.1249	4.501145	34.2371	1.236122	-17.0853
Kolon dokusu 16	-0.72911	7.295257	-48.2337	14.68234	1.997086	3.903817	20.80618	-10.0047	2.150277	26.83679	2.2647	-21.6635
Kolon dokusu 17	2.263366	10.74206	-58.1095	7.314419	2.504025	8.929159	5.344718	-14.7225	-1.98595	6.680932	1.408311	-17.3266
Kolon dokusu 18	0.248711	9.984554	-73.6753	7.747745	-4.46163	-5.52554	7.935383	-18.7721	-1.90024	13.7361	-9.98015	-30.1673
Kolon dokusu 19	0.355887	7.315368	-27.6442	11.53653	-0.16485	6.032573	17.54994	-10.9089	1.308818	19.08944	2.114896	-29.0456
Kolon dokusu 20	3.002883	10.67484	-71.0873	5.659655	1.441395	-4.30187	5.05525	-14.4094	-8.18914	7.341918	2.326531	-35.8531