



## Microwave system design and analysis for lung tumor detection

Mustafa Mutlu<sup>1</sup> , Çetin Kurnaz<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Vocational School of Technical Sciences, Ordu University, 52200, Ordu, Türkiye

<sup>2</sup>Department of Electrical and Electronics, Faculty of Engineering, Ondokuz Mayıs University, 55139, Samsun, Türkiye

### Highlights:

- Microstrip antenna design and fabrication
- Chest model design and lung tumor detection using CST program
- Determination of lung tumor diameter by regression analysis

### Keywords:

- Lung cancer
- Chest model
- Microstrip antenna
- Regression analysis
- CST

### Article Info:

Research Article

Received: 20.12.2021

Accepted: 26.10.2022

### DOI:

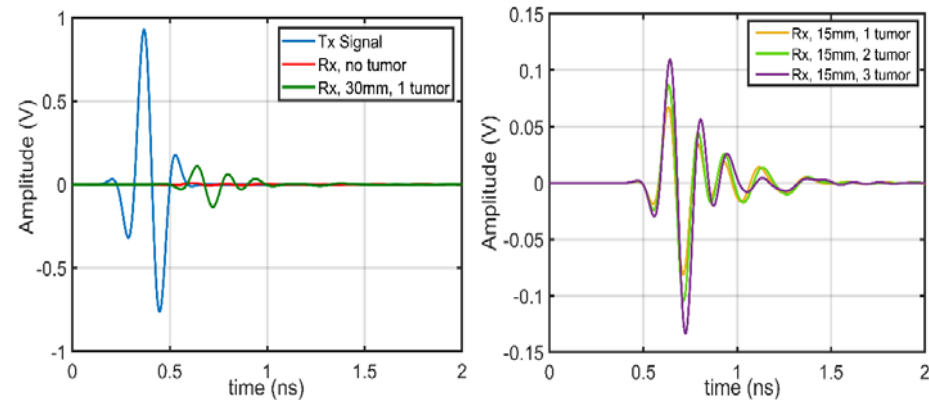
10.17341/gazimmfd.1038999

### Correspondence:

Author: Çetin Kurnaz  
e-mail: ckurnaz@omu.edu.tr  
phone: +90 362 312 1919 / 1109

### Graphical/Tabular Abstract

Lung cancer is the top cause of cancer death in both men and women worldwide. Detecting tumors using microwave imaging systems has recently been a popular research topic. In this study, a microwave system is designed to detect lung tumors. The system comprises transmitter/receiver antennas, a chest model, a microwave signal generator, and a signal processor. Figure A displays the time variation of both the transmitted signal and the received signal depending on tumor diameter and number.



**Figure A.** Time variation of the transmitting and the received signal depends on the tumor scenario

### Purpose:

This study aims to determine the diameter of lung tumors by analyzing the amplitude and timing information of the received signal.

### Theory and Methods:

In the first stage of the study, an elliptical microstrip antenna operating in the frequency range of 1-10 GHz, with a great change in lung conductivity, was designed. The second stage involved creating a chest model using the CST program to accommodate tumors of different diameters. In the final stage, the transmitter and receiver antenna was positioned optimally for the chest model. The echoes of the signal transmitted from the transmitter were recorded using the receiver antenna, depending on the diameter and number of tumors present.

### Results:

In the case of a single tumor, the amplitude and time characteristics of the received signal were extracted for diameters ranging from 1 mm to 30 mm with 1 mm increments. The diameter of the tumor in the lung was estimated by analyzing the amplitude and time characteristics of the received signal.

### Conclusion:

Based on the analysis results, a new mathematical model was proposed using multiple regression analysis, which provides an accuracy of 99.4% in determining the tumor diameter. Furthermore, the presence of various tumors in the lung was evaluated in eight different scenarios, and evaluations were made based on the diameters and locations of the tumors.



## Akciğer tümör tespiti için mikrodalga sistem tasarımı ve analizler

Mustafa Mutlu<sup>1</sup> , Çetin Kurnaz<sup>2\*</sup> 

<sup>1</sup>Ordu Üniversitesi, Teknik Bilimler MYO, Elektronik ve Otomasyon Bölümü, 52200, Altınordu, Ordu, Türkiye

<sup>2</sup>Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, 55139 Kurupelit, Samsun, Türkiye

### Ö N E Ç İ K A N L A R

- Mikroşerit anten tasarımı ve üretimi
- CST ortamında göğüs modeli tasarımı ve akciğer tümörünün tespit edilmesi
- Akciğer tümör çapının regresyon analizi ile belirlenmesi

#### Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi

Geliş: 20.12.2021

Kabul: 26.10.2022

#### DOI:

10.17341/gazimmfd.1038999

#### Anahtar Kelimeler:

Akciğer kanseri,  
göğüs modeli,  
mikroşerit anten,  
regresyon analizi,  
CST

#### ÖZ

Bu çalışma temel olarak üç aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşamada, akciğerin iletkenlik değerindeki değişimin yüksek olduğu 1-10 GHz frekansları aralığında çalışan eliptik bir mikroşerit anten tasarlanmıştır. İkinci aşamada CST programı kullanılarak içine farklı çaplı tümör yerleştirilebilen bir göğüs modeli oluşturulmuştur. Üçüncü aşamada ise göğüs modeline en uygun şekilde verici ve alıcı anten yerleştirilerek, tümörün çapına ve sayısına bağlı olarak vericiden gönderilen sinyalin yankıları alıcı anten ile kaydedilmiştir. Çapı 1mm den başlayarak 1mm aralıklarla 30mm'ye kadar değişen tek tümör durumda alınan sinyalin genlik ve zaman özellikleri çıkarılmıştır. Alınan sinyalin genlik ve zaman özellikleri kullanılarak akciğer içine yerleştirilen tümörün çapı tahmin edilmiştir. Analiz sonuçlarından çoklu regresyon analizi ile tümör çapını %99,4 doğrulukla veren yeni bir matematiksel model önerilmiştir. Çalışmanın son aşamasında ise akciğer içinde birden fazla tümör olması durumu 8 farklı senaryo ile incelenmiş ve tümör çaplarına ve konumlarına bağlı değerlendirmeler yapılmıştır.

## Microwave system design and analysis for lung tumor detection

### H I G H L I G H T S

- Microstrip antenna design and fabrication
- Chest model design and lung tumor detection using the CST program
- Determination of lung tumor diameter by regression analysis

#### Article Info

Research Article

Received: 20.12.2021

Accepted: 26.10.2022

#### DOI:

10.17341/gazimmfd.1038999

#### Keywords:

Lung cancer,  
chest model,  
microstrip antenna,  
regression analysis,  
CST

#### ABSTRACT

This study basically consists of three stages. In the first stage, an elliptical microstrip antenna operating in the frequency range of 1 GHz - 10 GHz, where the variation in the conductivity value of the lung is high, is designed. In the second stage, a chest model in which a tumor with different diameters can be placed was created using the CST program. In the third stage, the transmitter and receiver antenna is placed in the most appropriate way for the chest model; depending on the diameter and number of the tumor, the echoes of the signal sent from the transmitter were recorded with the receiving antenna. The amplitude and time characteristics of the signal obtained in the case of a single tumor ranging from 1 mm in diameter to 30 mm in 1 mm intervals were extracted. The diameter of the tumor placed inside the lung was estimated by using the amplitude and time characteristics of the received signal. A new mathematical model has been proposed from the analysis results that give the tumor diameter 99.4% accuracy by multiple regression analysis. In the last stage of the study, the presence of more than one tumor in the lung was examined with eight different scenarios, and evaluations were made based on tumor diameters and locations.

\*Sorumlu Yazar/Yazarlar / Corresponding Author/Authors : mustafamutlu@odu.edu.tr, \*ckurnaz@omu.edu.tr / Tel: +90 362 312 1919 / 1109

## 1. Giriş (Introduction)

Kanser, bir organ veya vücudun herhangi bir yerindeki hücrelerin düzensiz bir biçimde bölünüp çoğalmasıyla görülen dokulara verilen addır. Kanser, kalp ve damar hastalıklarından sonra en önemli ölüm sebebidir [1]. Kanser birçok çeşidi olmasına rağmen, akciğer kanseri özellikle erkekler arasında dünyada birinci, kadınlar arasında ise beşinci sırada yer almaktadır [2]. Tüm kanser türlerinde hastalığın erken teşhis edilmesi, tedavide önemli bir avantaj sağlamaktadır. Kanser teşhis edilmesi için radyolojik, bilgisayarlı tomografi (computer tomography, CT) ve manyetik rezonans (magnetic resonance, MR) gibi klasik teknolojik cihazlar kullanılmaktadır. Ancak bu cihazlardan kaynaklı radyasyon maruziyeti, cihazlara erişimine olan zorluk, cihazların yoğun kullanımından kaynaklı arızalar ve bazı hastaların kapalı alan korkusu gibi olumsuzluklar kanserli dokunun erken tanı şansını azaltmaktadır.

Mikrodalga görüntüleme sistemleri kullanılarak kanserli dokunun tespit edilmesi son yılların popüler çalışma konularındandır. Bu sistemlerin temel yapı taşı olan mikroşerit antenler pratik olarak ilk kez Munson tarafından gerçekleştirilmiştir [3]. Literatürde biyomedikal uygulamalar için mikroşerit anten tasarımı ve tasarlanan antenler kullanarak kanserli dokunun (tümör) teşhisi üzerine yapılmış pek çok çalışma bulunmaktadır. [4]'de medikal implant iletişim sistemleri bandı (medical implant communication systems, MICS, 402-405 MHz) ve sanayi, bilimsel ve tıbbi cihaz bandı (industrial, scientific and medical, ISM, 2,4-2,48 835 GHz) için mikroşerit implant anten yapılarının sayısal analizleri ve tasarımları değerlendirilmiş, önerilen çift bantlı implant antene ait benzetim ve ölçüm sonuçlarına yer verilmiştir. [5]'de ISM bandında çalışan esnek, katlanmış dipol implante edilebilir bir anten tasarlanmıştır. [6]'da ISM bandında biyomedikal telemetri uygulaması için kompakt, geniş bant ve tek beslemeli dairesel polarize implante edilebilir yama anten tasarlanarak değerlendirilmeler yapılmıştır. [7]'de biyomedikal uygulamalar için ISM bandında çalışmak üzere dielektrik malzemesi Rogers 3210 olan implante edilebilir yama anten tasarlanmıştır. [8]'de biyomedikal uygulamalar için implante edilebilir antenler üzerine bir derleme yapılmıştır. [9]'da biyomedikal uygulamalara, kayıplı ortamlara uygun farklı anten konfigürasyonlarının seçilmesinin, anten boyutunun küçültülmesinin ve veriminin artırılmasının, antenlerin uygun yalıtım katmanları ile paketlenmesinin etkisi incelenmiştir. [10]'da biyomedikal cihazlar için 2 GHz, 2,45 GHz ve 4,5 GHz bantlarında çalışan H şekilli bir yama anten tasarlanmıştır. [11]'de biyomedikal uygulamalar için 3 GHz-12 GHz frekans bandında çalışan ve farklı özelliklere sahip bir anten tasarımı yapılmıştır. [12]'de biyomedikal uygulamalar için MICS ve ISM bantlarında çalışan implante edilebilir mikroşerit bir yama anten tasarlanmıştır. [13]'de farklı biyomedikal uygulamalar için kullanılan mikroşerit antenlerin genel bir değerlendirmesi yapılmıştır. [14]'de mikrodalga görüntüleme sistemlerinde kullanılmak üzere 1,71 GHz ile 8,53 GHz arasında çalışan giyilebilir dikkörtgen şekilli bir mikroşerit anten tasarlanmıştır. [15]'de 0,5 GHz ile 4 GHz arasında çalışan giyilebilir mikroşerit anten tasarlanmıştır. [16]'da mikrodalga görüntüleme sistemleri için 1,43 GHz- 8,92 GHz frekans aralığında [17]'de 2 GHz – 10 GHz frekans aralığında [18]'de 2,9 GHz – 10,8 GHz frekans aralığında çalışan mikroşerit anten tasarlanmıştır. [19]'da tiroid kanserinin teşhisi için giyilebilir mikroşerit anten tasarlanmıştır. Beyin tümörü tespiti için [20]'de 7,3 GHz [21]'de 2,4 GHz rezonans frekansında [22]'de ise 1,5 GHz-3GHz frekans aralığında çalışan mikroşerit antenler tasarlanmıştır. Meme kanserinin teşhisi 2,4 GHz – 2,5 GHz aralığında [23], 1,6 GHz-11,2 GHz aralığında [24], 2,45 GHz frekansında [25, 26] çalışan mikroşerit anten tasarlanmıştır. [27]'de meme kanseri tespiti için biyomedikal görüntüleme uygulamaları ve mikrodalga sensörlerindeki son gelişmeler verilmiştir. Akciğer

kanserinin teşhisinde kullanılmak üzere [28]'de dielektrik malzemesi Rogers RO4350 olan ultra geniş bantlı anten, [29]'da akciğer kanserinin farklı aşamalarını tespit etmek için 2,4 GHz'de çalışan anten, [30]'da 2,3 GHz, [31]'de 10 GHz, [32]'de ise 5 GHz rezonans frekansında çalışan mikroşerit anten tasarlanmıştır.

Bu çalışmada akciğer tümörünü tespit etmek için bir mikrodalga sistemi oluşturulması amaçlanmıştır. Bunun için ilk önce akciğerin iletkenlik değişiminin yüksek olduğu 1 GHz ile 10 GHz frekans aralığında çalışabilen bir mikroşerit anten CST (Computer Simulation Technology) [33] programı kullanılarak tasarlanmıştır. Sonrasında CST ortamında deriden başlayarak akciğere kadar yedi katmandan oluşan ve her bir katmanın elektriksel özellikleri farklı bir göğüs modeli oluşturulmuştur. Bu modelin içine, elektriksel özellikleri akciğerinkinden farklı çapı 1 mm'den 30mm'ye kadar 1mm aralıklarla değişen küre biçimli tümör yerleştirilmiştir [34]. Tasarlanan mikroşerit antenler verici ve alıcı olarak kullanılmış, verici antenden göğüs modeline (tümörlü/tümörsüz) gönderilen sinyalin yansıyan bileşenleri alıcı anten ile alınmış ve kaydedilmiştir. Kaydedilen sinyalin genlik ve zaman bilgileri kullanılarak tümör çapı ile olan ilişkisi regresyon analizi ile incelenmiştir. Ayrıca akciğer içinde birden fazla tümör (konum ve çap değerleri farklı) olması durumunda alınan sinyaldeki değişimler de incelenmiş ve değerlendirmeler yapılmıştır.

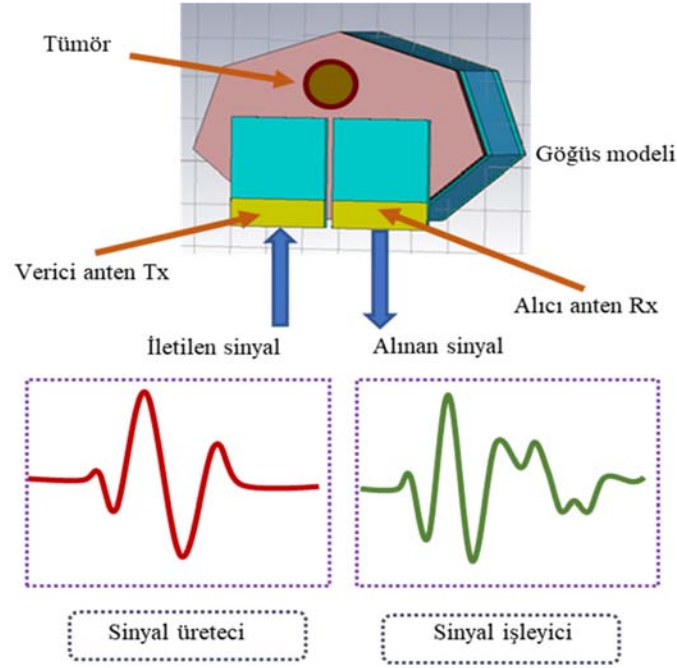
Makalenin geri kalanı şu şekilde organize edilmiştir: II. Bölümde tasarlanan mikrodalga sistemi, göğüs modeli, verici ve alıcı antenlere ait bilgiler verilirken, III. Bölümde antenlere ait değerlendirmeler, en uygun anten konumlarının belirlenmesi tek ve birden fazla tümör için yapılan değerlendirmeler verilmiştir. Makale IV. Bölüm olan Sonuçlar bölümü ile sonlandırılmıştır.

## 2. Materyal ve Yöntem (Material and Methods)

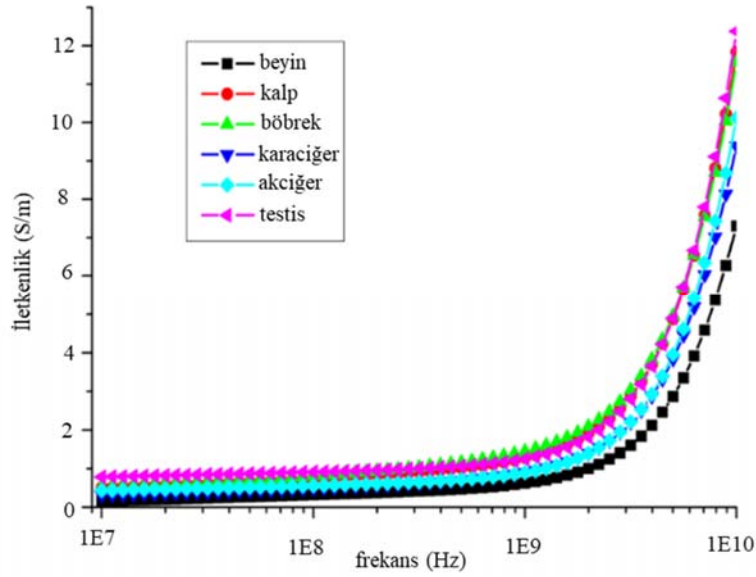
Akciğer içindeki tümörlü dokuyu belirlemek için oluşturulan mikrodalga sistemine ait görsel Şekil 1'de verilmiştir. Oluşturulan sistem verici/alıcı antenler, göğüs modeli, mikrodalga sinyal üretici ve sinyal işleyici kısımlarından oluşmaktadır. Sistemde; verici antenden gönderilen sinyal göğüs modelindeki her bir katmandan geçerek modelin merkezine yerleşen tümöre ulaşmakta, tümörden yansıyan sinyal benzer katmanlardan geçmekte ve alıcı anten tarafından alınmaktadır. Değişen tümör çapına bağlı olarak alınan sinyale ait özellikler (genlik ve zaman bilgisi) sinyal işleyici kısmında belirlenmekte ve bu özellikler kullanılarak tümör çapı tahmin edilmektedir. Bu çalışmada önerilen mikrodalga sisteminin temel elemanları olan göğüs modeli ve antenler hakkında detaylı açıklamalar aşağıda verildiği gibidir.

### 2.1. Göğüs Modeli (Chest Model)

Belirli bir elektromanyetik alana maruz bırakılan dokuların elektriksel iletkenlik (electrical conductivity) ve elektriksel geçirgenlik (electrical permeability) değerleri uygulanan alanın frekansıyla değişebilmektedir. İnsan vücudundaki bazı organların 10 MHz - 10 GHz frekansları arasında iletkenlik değerinin değişimi Şekil 2'de verilmiştir [35]. Kanserli dokuların elektriksel iletkenlik değerleri sağlam dokuların iletkenlik değerinden farklıdır (elektriksel iletkenliği ( $\sigma$ ) daha yüksek, elektriksel geçirgenliği ( $\epsilon$ ) daha düşük). Bu çalışmada akciğer içindeki tümörün modellenmesi bu farklılıklar dikkate alınarak yapılmıştır. CST ortamında tasarlanan göğüs modeli, dielektrik ve elektriksel iletkenlik değerleri birbirinden farklı yedi katmandan oluşmaktadır [36]. Göğüs modelinde akciğerin içine çapı değişen küre biçimli tümör yerleştirilmiştir. Tümöre ait elektriksel geçirgenlik değeri, akciğerinkinden daha düşük, elektriksel iletkenlik değeri ise daha büyük alınmıştır. Tasarlanan



Şekil 1. Tasarlanan mikrodalga sisteminin blok diyagramı (The block diagram of the designed microwave system)



Şekil 2. İnsan vücudundaki bazı organların iletkenlik değerinin frekansla değişimi (The variation of the conductivity value of some organs in the human body with frequency)

göğüs modeli Şekil 3'de gösterilmiştir. Akciğer modelinde yer alan yedi farklı katmana ait özellikler Tablo 1'de verilmiştir. Tablo 1'de karaciğere ait veriler [37, 38]'den, dokulara ait dielektrik özellikler [39-42]'den ve dokulara ait elektriksel özellikler [43]'den alınmıştır.

## 2.2. Verici ve Alıcı Antenler (Transmitter and Receiver antennas)

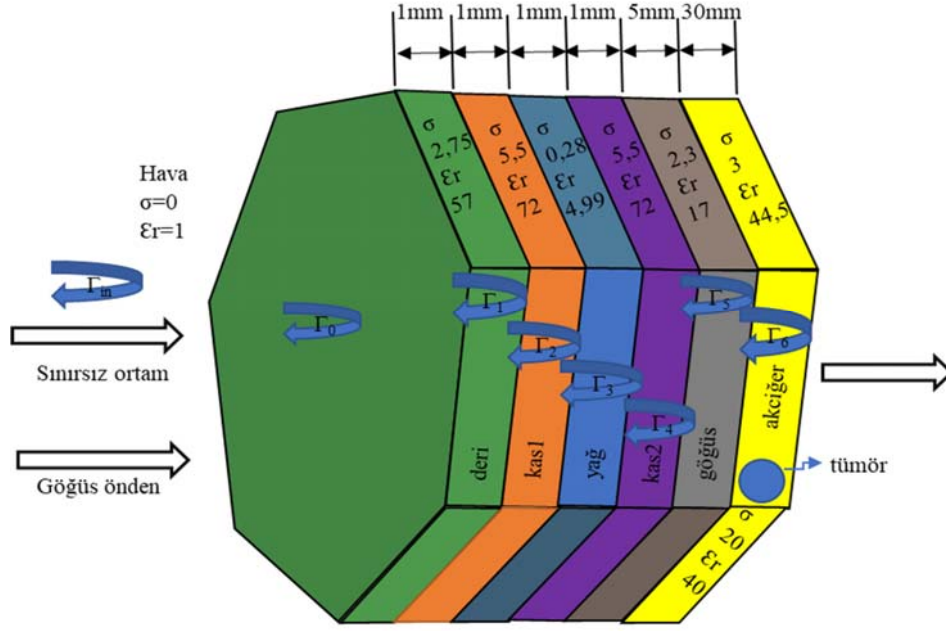
Bu çalışmada akciğerin iletkenlik değişiminin yüksek olduğu 1 GHz - 10 GHz frekans aralığında çalışabilen eliptik bir mikroşerit anten tasarlanmıştır. Antenin dielektrik kısmı kalınlığı 2 mm olan PF-4 (köpük), yama ve toprak kısmı bir tarafı yapışkan bakır bant (kalınlığı 0.08 mm) olarak seçilmiştir. Anten beslemesi olarak en basit ve en elastik olan içten besleme (inset feed) yöntemi seçilmiştir. Tasarlanan antenin boyutları mm olarak Şekil 4'de verilmiştir. CST 2264

ortamında tasarlanmış olan eliptik mikroşerit antenin daha sonra üretimi yapılmıştır. Üretilen antenin ön ve arka görünümü Şekil 5'de verilmiştir. Üretilen antenin yansımaya katsayısı ( $S_{11}$ ) network analizör (Vector Network Analyzer, VNA) ile ölçülmüş, yankısız oda (anechoic chamber) ortamında da ışınma diyagramları çıkarılmıştır. Şekil 6'da antenin VNA ve yankısız oda ölçümlerine ait görseller verilmiştir.

## 3. Sonuçlar ve Tartışmalar (Results and Discussions)

### 3.1. Antenlere ait Değerlendirmeler (Evaluations of Antennas)

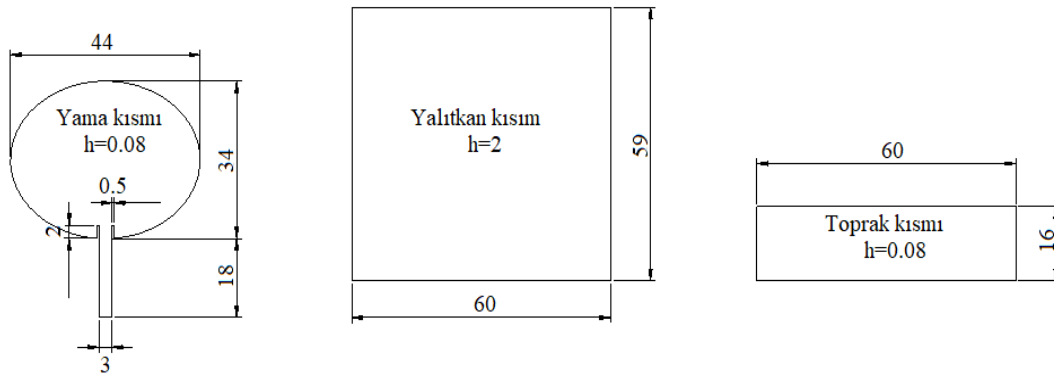
Tasarlanan ve üretilen eliptik antenin  $S_{11}$  değerleri Şekil 7'de verilmiştir.



Şekil 3. Tasarlanan göğüs modeli (Designed chest model)

Tablo 1. Göğüs modelindeki katmanlara ait özellikler (Properties of layers in the chest model)

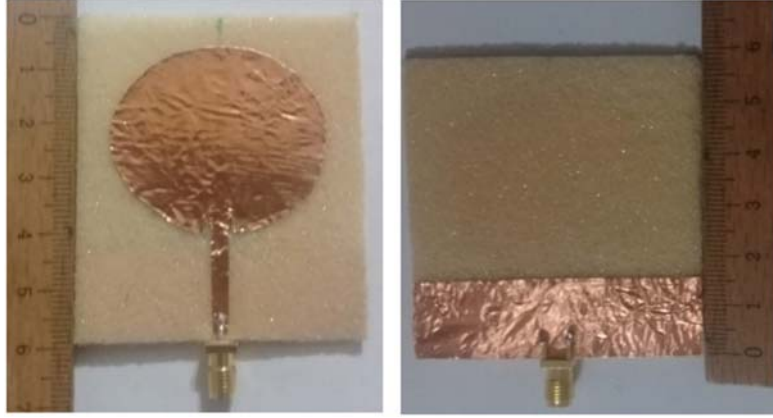
Malzeme	Deri	Akciğer	Kemik	Yağ	Kas	Göğüs duvarı	Tümör
Dielektrik sabiti	57	44,5	5	4,99	72	17	40
Manyetik sabiti	1	1	1	1	1	1	1
Elektriksel iletkenlik (S/m)	2,75	3	0,23	0,28	5,5	2,3	20
Malzeme yoğunluğu (kg/m <sup>3</sup> )	1109	394	980	200	100	1090	1020
Termal iletkenlik (W/K/m)	0,37	0,63	0,19	0,19	0,19	0,49	0,623
Isı kapasitesi (kJ/K/kg)	3,391	3,886	2,065 e <sup>-008</sup>			3,621	3,61
Termal yayılma (m <sup>2</sup> /s)	9,838 e <sup>-008</sup>	4,11473 e <sup>-007</sup>	9,3887			1,241 e <sup>-007</sup>	1,69 e <sup>-007</sup>
Kan akış katsayısı (W/K/m <sup>3</sup> )	9100	9500	3400				9500
Bazal metabolik oran (W/m <sup>3</sup> )	1620	1700	610				1701



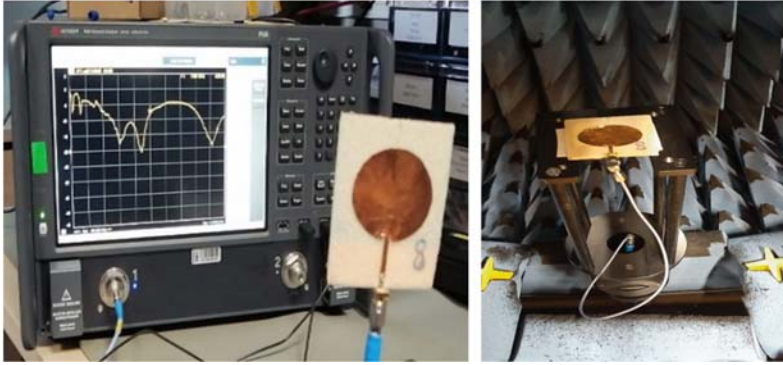
Şekil 4. Tasarlanan antenin ebatları (Dimensions of the designed antenna)

Şekilden tasarlanan antenin teorik (CST) ve pratik (VNA) değerlerinin birbirine oldukça yakın olduğu görülmektedir. Anten değerlendirmelerinde antenin çalışma bant aralığı genel olarak  $S_{11}$ 'in -10 dB'den daha düşük olduğu frekans bölgesi için seçilmektedir. -10 dB referans değeri için tasarlanan antenin çalışma bant aralığı teorik olarak 2,18 GHz - 10 GHz arasında iken pratik olarak ise 2,52 GHz ile 9 GHz aralığındadır. Antenin polar koordinat sisteminde 2 GHz, 4 GHz, 6 GHz ve 8 GHz frekanslarındaki ışıma

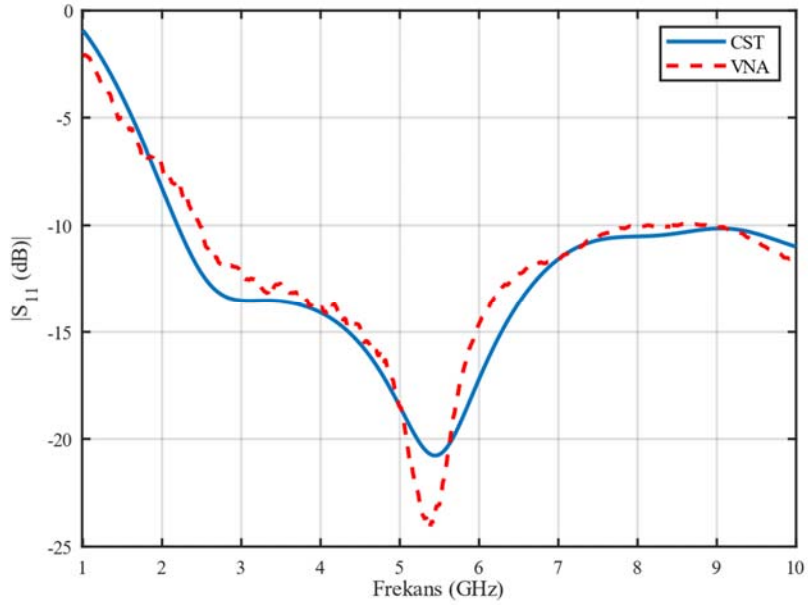
desenleri (radiation pattern) Şekil 8'de verilmiştir. Tasarlanan antenin frekansa bağlı kazanç değişimi Şekil 9'da verilmiştir. Şekilden de görüldüğü gibi 4 GHz - 6 GHz ile 8,2 GHz - 10 GHz frekansları arasında kazanç en yüksek seviyededir (maksimum 4,65 dB). Bu çalışmada tüm değerlendirmeler 1 GHz - 10 GHz için orta frekans değeri olan 5,5 GHz çalışma frekansı için yapılmıştır. Seçilen 5,5 GHz için antenin kazancının açı ile değişimi ise Şekil 10'da verilmiştir.



Şekil 5. Üretilen eliptik antenin ön ve arkadan görünüşü (Front and back view of the fabricated elliptical antenna)



Şekil 6. Eliptik antenin VNA ve yankısız oda ölçümlerine ait görseller (Images of the VNA and anechoic chamber measurements of the elliptical antenna)

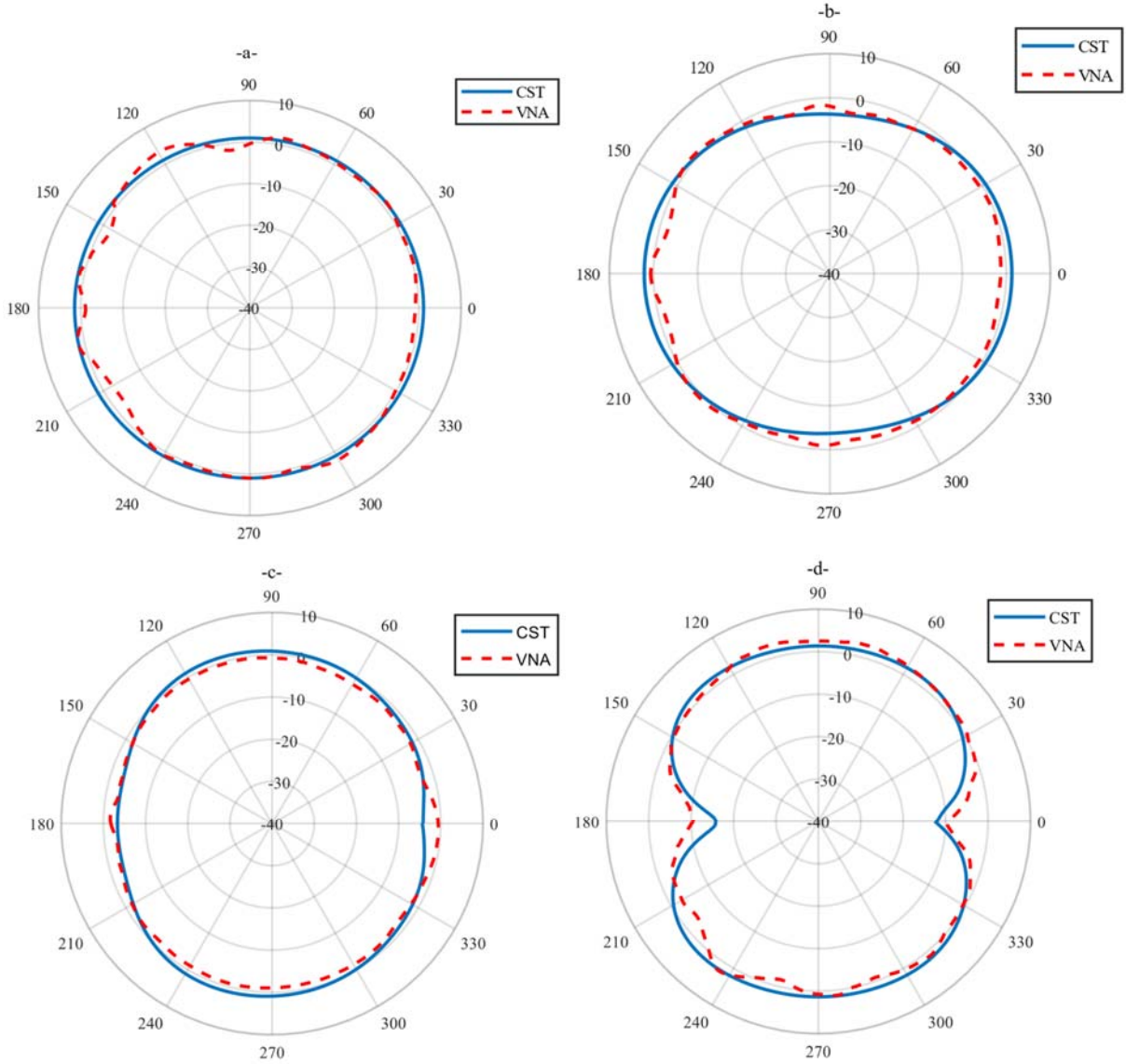


Şekil 7. Mikroşerit antenin  $S_{11}$  değeri ( $S_{11}$  value of microstrip antenna)

### 3.2. Anten Konumlarının Belirlenmesi (Determining Antenna Locations)

Göğüs modelindeki en uygun verici ve alıcı anten konumları üç farklı konum için değerlendirilmiştir. Birinci konumda (Konum-1)

verici anten göğüs modelinin üstünde, alıcı anten ise göğüs modelinin kenarına yerleştirilmiştir. İkinci konumda (Konum-2) verici anten göğüs modelinin üstünde, alıcı anten ise göğüs modelinin arkasına yerleştirilmiştir. Üçüncü konumda (Konum-3) ise verici ve alıcı antenlerin her ikisi de göğüs modelinin üstünde

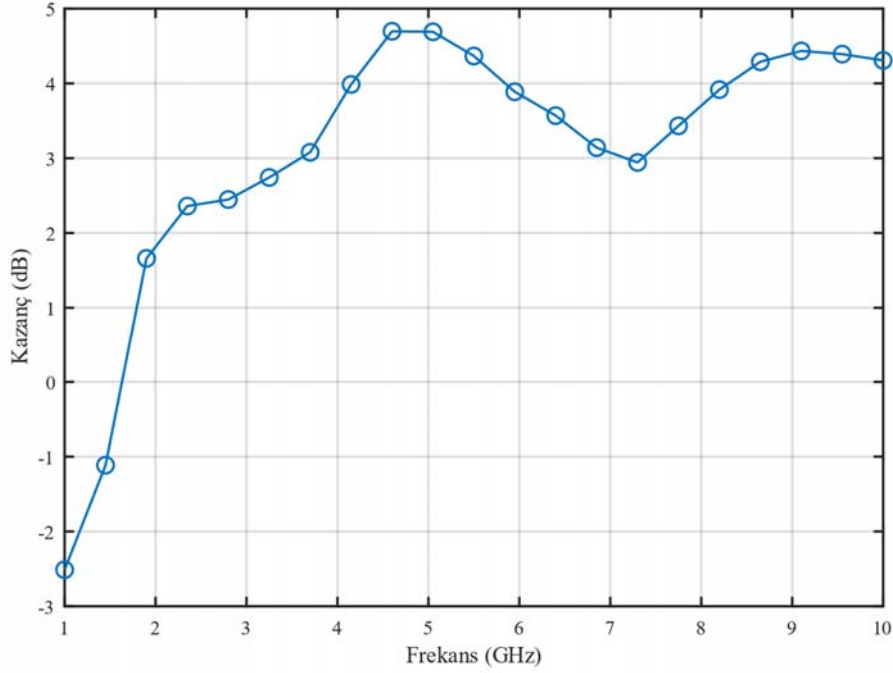


**Şekil 8.** Mikroşerit antenin ışınma deseni a) 2 GHz, b) 4 GHz, c) 6 GHz, d) 8 GHz  
(Radiation pattern of the microstrip antenna for a) 2 GHz, b) 4 GHz, c) 6 GHz, d) 8 GHz)

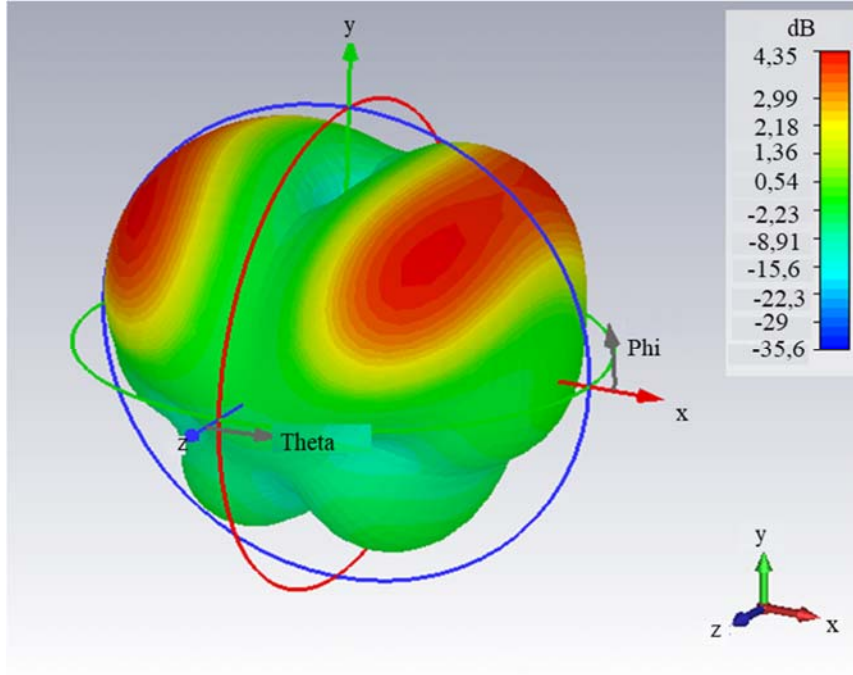
yerleştirilmiştir. Konumlara bağlı olarak verici ve alıcı antenlerin göğüs modelindeki yerleşimleri Şekil 11’de gösterilmiştir. Seçilen üç konuma bağlı olarak, akciğer içerisine aynı çaplı (15 mm) tümör yerleştirilmiş (Şekil 12), vericiden sabit genlikli bir sinyal verilerek tümörden yansıyan sinyal alıcı anten ile kaydedilmiş (Şekil 13) ve her üç konum içinde alınan sinyaller karşılaştırılmıştır. Konum-3 için en yüksek genlikli sinyal alındığı için bu çalışmada verici ve alıcı antenler göğüs modelinde bu şekilde yerleştirilmiştir. CST ortamında tasarlanmış mikrodalga sisteminin (göğüs modeli) doğruluğu CST’deki Voxel insan modeli ile karşılaştırılmıştır. Voxel modelinde her organ ve doku için detaylı değerler söz konusudur. Ancak Voxel modelinde her organ için belirlenen değerler sadece 2450 MHz için geçerlidir. Bu çalışmadaki değerlendirmeler 5.5 GHz için yapıldığı için tasarlanan göğüs modeline ait değerler Voxel için de kullanılmıştır. Göğüs modelinde verici ve alıcı antenler Konum-3’deki gibi yerleştirilmiştir (Şekil 14). Voxel modeline gönderilen sinyal ile yansıyarak alınan sinyalin zamanla değişimi Şekil 15’de verilmiştir.

### 3.3. Tek Tümör için Yapılan Değerlendirmeler (Evaluations for Single Tumor)

Konum-3 için verici antenden gönderilen sinyal (Tx) ile yansıyan sinyalin (Rx) zamanla değişimleri, akciğer içinde tümör yok ve 30 mm çaplı bir tümör var durumu için Şekil 16’da verilmiştir. Şekilden de görüldüğü gibi akciğer içinde tümör yokken alıcıya ulaşan sinyalin genlik seviyesi oldukça düşüktür. Akciğer içinde tümör olması durumunda ise yansıyan sinyalin genliği oldukça yüksektir. Şekil 16 ile Şekil 15 birlikte değerlendirildiğinde tasarlanan göğüs modeli ile Voxel insan modelinin uyumlu olduğu görülmektedir. Bu çalışmada akciğerin içine küre biçimli, çapı 1 mm ile 30 mm arasında 1mm aralıklarla değişen elektriksel özellikleri akciğerinkinden daha yüksek tümörler yerleştirilmiştir. Verici antenden her defasında sabit genlikli sinyal gönderilmiş, akciğer içindeki tümör çapına bağlı olarak yansıyan sinyaller alıcı antende kaydedilmiştir. Tümör yokken, 10 mm, 20 mm ve 30 mm çaplı tümör olması durumunda alıcıda kaydedilen sinyaller Şekil 17’de gösterilmiştir. Şekil 17’den artan tümör çapı ile alıcıya ulaşan sinyalin genlik seviyesinin de



Şekil 9. Anten kazancının frekansla değişimi (The variation of the gain of the antenna with frequency)



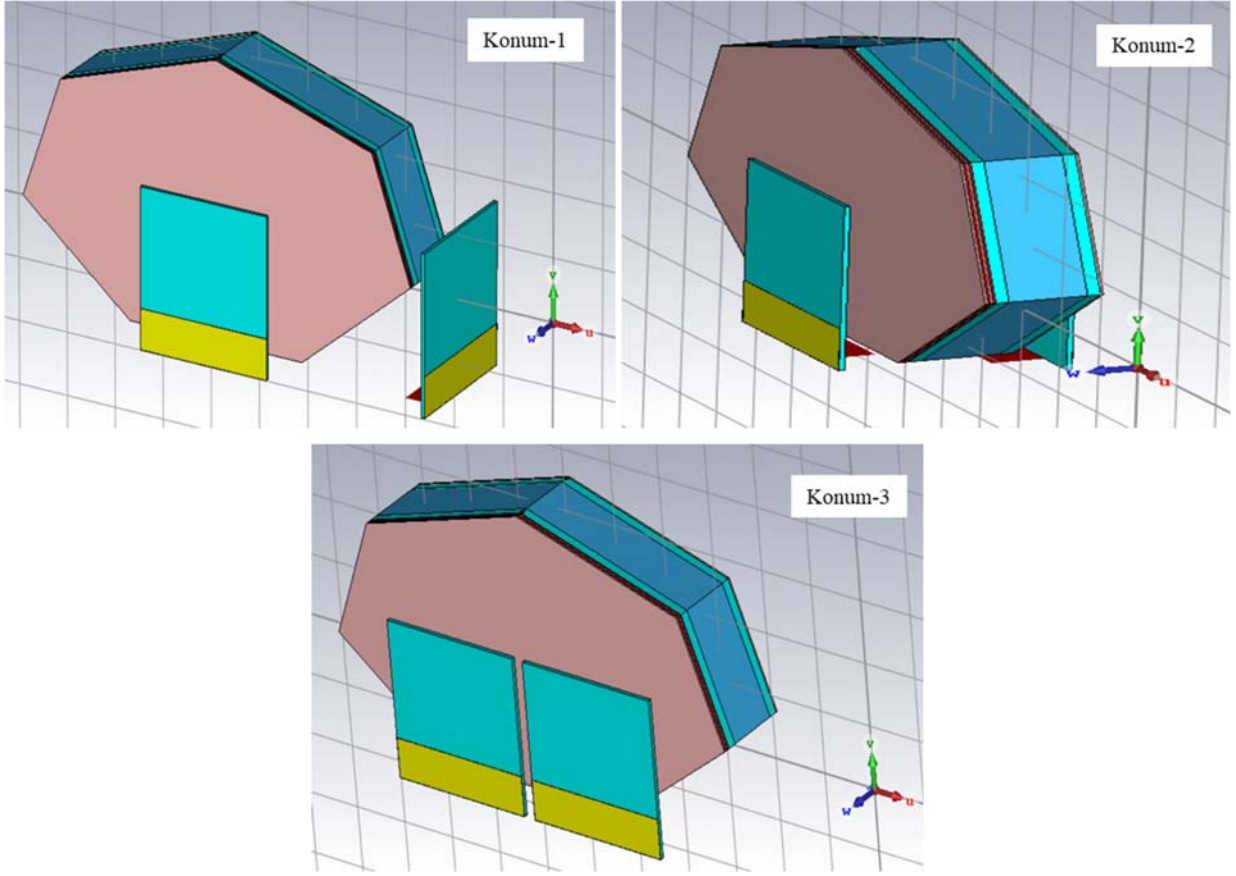
Şekil 10. Anten kazancının üç boyutlu değişimi (Antenna gain pattern in three-dimensions)

arttığı görülmektedir. Bu çalışmada alıcıya ulaşan sinyaldeki değişim (zaman ve genlik olarak) ile tümör çapı arasındaki ilişki regresyon analizi ile incelenmiştir. Analizler yapılırken Şekil 18'de verilen genlik ( $A$ ) ve zaman ( $T$ ) tanımlamaları kullanılmıştır. Örneğin  $A_1$  1. bölge için genlik değerini gösterirken  $T_1$  ise bu bölgedeki zaman değerini göstermektedir. Sinyal üzerinde 10 farklı zaman ve genlik bilgisi (genliğin maksimum ve minimum olduğu 10 nokta) kullanılarak analizler yapılmıştır.

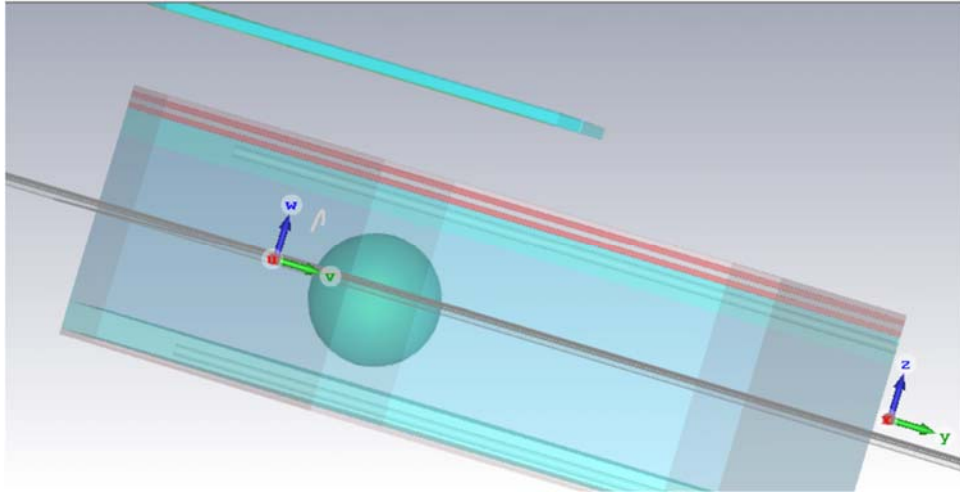
### 3.4. Regresyon Analizleri (Regression Analyses)

Regresyon analizi, bir ya da birden fazla bağımsız değişkenin, bağımlı bir değişkenle arasındaki ilişkiyi matematiksel bir denklem olarak ortaya koymak için kullanılır. Şekil 17'de görüldüğü gibi her tümör çapına ( $D_n$ ) karşılık alıcıda elde edilen sinyalin genlik ( $A_n$ ) ve bu genlikleri veren zaman ( $T_n$ ) ifadeleri dikkate alınarak basit lineer regresyon analizi yapılabilir. Tümör çapı ile genlik arasındaki ilişki Eş. 1'de olduğu gibi ifade edilebilir.





Şekil 11. Göğüs modeli üzerindeki anten yerleşimleri (Antenna placements on the chest model)



Şekil 12. Akciğer içine küre biçimli tümör yerleşimi (Spherical tumor localization in the lung)

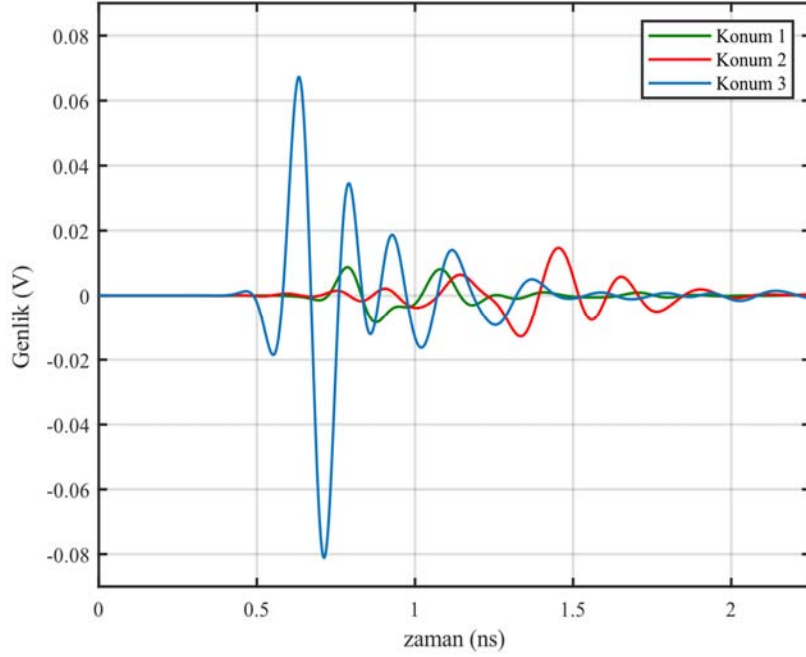
$$D_n = \beta_0 + \beta_1 A_n + \epsilon_n, n = 1, 2, \dots, N \quad (1)$$

Burada;  $\beta$  regresyon katsayısını,  $n$  verinin boyutunu ve  $\epsilon_n$  hata terimini göstermektedir. Regresyon analizi ile alıcıda elde edilen sinyalin genliğine bağlı olarak, tümör çapını en az hata ile verecek matematiksel bağıntının oluşturulması hedeflenmektedir. Birden fazla genlik ve zaman bilgisi kullanılarak tümör çapı çoklu lineer regresyon modeli ile Eş. 2'de olduğu gibi ifade edilebilir.

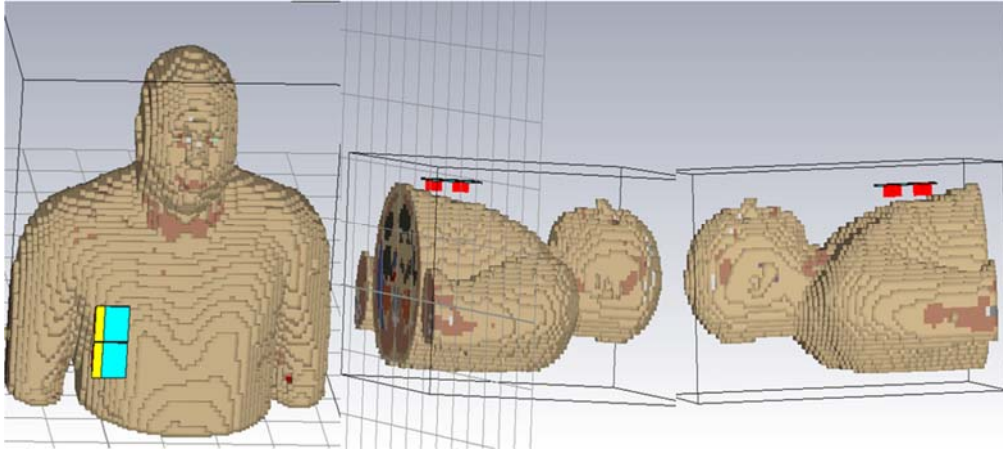
$$D_n = \beta_0 + \beta_1 A_{n1} + \beta_2 T_{n1} + \dots + \beta_{k-1} A_{nk} + \beta_k T_{nk} + \epsilon_n, n = 1, 2, \dots, N \quad (2)$$

Burada;  $k$  değişken sayısını, göstermektedir.

Çoklu lineer regresyon modelinin matris formu Eş. 3'de verildiği gibi düzenlenebilir.



Şekil 13. Anten konumlarına bağlı olarak alınan sinyalin zamanla değişimi  
(Time variation of the received signal depending on antenna positions)



Şekil 14. Voxel modeli, verici ve alıcı antenlerin yerleşimleri (Voxel model, placement of transmitting and receiving antennas)

$$\begin{bmatrix} D_1 \\ D_2 \\ \vdots \\ D_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & A_{11}T_{11} & \dots & A_{1k-1}T_{1k} \\ 1 & A_{21}T_{21} & \dots & A_{2k-1}T_{21} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & A_{N1}T_{N1} & \dots & A_{Nk-1}T_{Nk} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \beta_0 \\ \beta_1 \\ \vdots \\ \beta_k \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \vdots \\ \varepsilon_N \end{bmatrix} \quad (3)$$

Eş. 3 matris formunda aşağıda verildiği gibi ifade edilebilir.

$$D = A\beta + \varepsilon \quad (4)$$

Burada; D gerçek verilerin  $n \times 1$  boyutlu vektörünü, A giriş verilerinin  $n \times (k+1)$  matrisini,  $\beta$  regresyon parametrelerinin  $((k+1) \times 1)$  vektörünü ve  $\varepsilon$  ise hatalar vektörünü ( $n \times 1$ ) göstermektedir. Minimum tahmin hatasına ulaştıran  $\hat{\beta}$  vektörü en küçük kareler yöntemi kullanılarak Eş. 5 ile hesaplanır.

$$\hat{\beta} = (A^T A)^{-1} A^T D \quad (5)$$

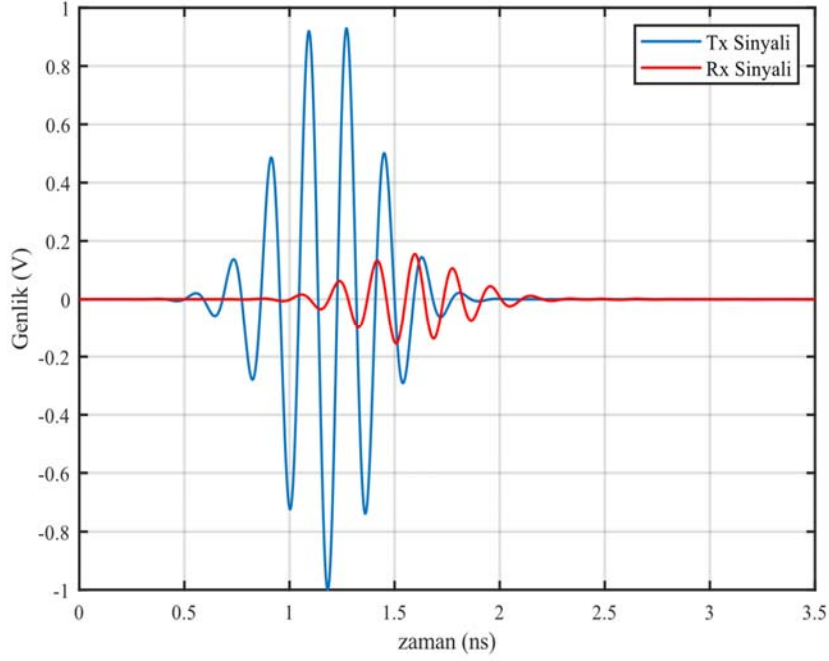
Tahmin edilen tümör çapı ile gerçek tümör çapı arasındaki doğruluk normalize hata karelerinin ortalamasının karekökü (the normalized root mean squares error, NRMSE) metodu ile test edilmiştir. Normalize hata karelerinin ortalamasının karekökü (NHKOK) Eş. 6 ile hesaplanır.

$$\text{NHKOK} = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (D_n - \hat{D}_n)^2}}{\max(D_n) - \min(D_n)} \quad (6)$$

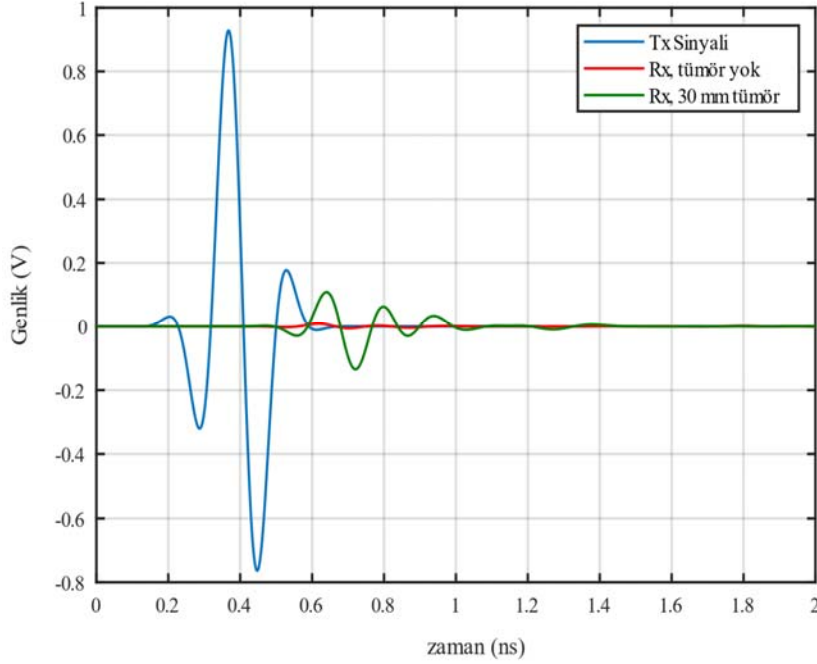
Burada  $D_n$  gerçek,  $\hat{D}_n$  ise tahmin edilen tümör çapını, n indeks numarasını ve N toplam veri sayısını göstermektedir. Tahmin doğruluğu ise aşağıda verildiği gibi ifade edilebilir.

$$\text{Doğruluk} = 100 \times (1 - \text{NHKOK}) \quad (7)$$

Analizlerde ilk önce tümör çapı sadece sinyalin tek bir genlik değeri ile tahmin edilmiş ve sonuçlar Tablo 2'de verilmiştir. Tablo 2



**Şekil 15.** Voxel modeline gönderilen ve alınan sinyalin zamanla değişimi  
(Time variation of the transmitted and received signal to the voxel model)



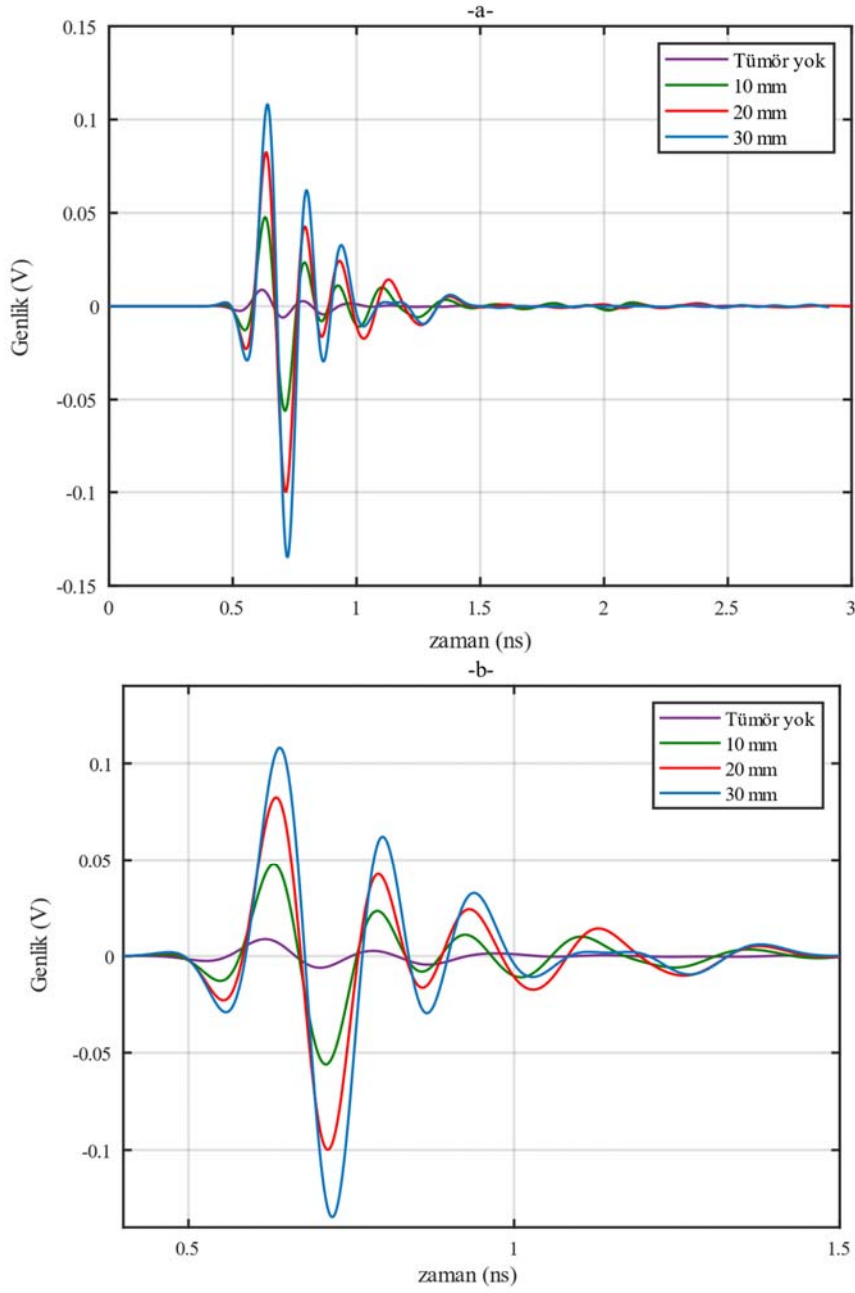
**Şekil 16.** Konum-3 için alınan sinyalin zamanla değişimi (Time variation of the received signal for position-3)

incelendiğinde  $A_{n4}$  değeri kullanıldığında tümör çapı en düşük hata (0,0239) ile ifade edilebilmektedir. Tablodan ayrıca tek bir genlik değeri ile tümör çapı %71,02 ile % 97,61 arasında doğrulukla tahmin edilebilir olduğu da görülmektedir. Tümör çapı ile sinyalin zaman bilgisi arasındaki regresyon analiz sonuçları Tablo 3’de verilmiştir. Tablo 3 incelendiğinde tümör çapı en iyi doğrulukla (NHKOK değeri 0,0559)  $T_{n2}$  verisi kullanılarak tahmin edilebilmektedir. Tümör çapının alınan sinyalin genlik ve zaman bilgileri kullanılarak tahmin edilmesi üzerine yapılan değerlendirmeler Tablo 4’de

verilmiştir. Tablodan da görüldüğü gibi çoklu lineer regresyon analizi ile tümör çapı %99,4 doğruluk (NHKOK değeri 0,0060) ile tahmin edilebilmektedir.

### 3.5. Birden Fazla Tümör için Yapılan Değerlendirmeler (Evaluations for Multiple Tumor)

Akciğer içinde tek bir tümör durumu için yapılan analizlerden sonra birden fazla tümör için de analizler yapılmıştır. Öncelikle çapı 15



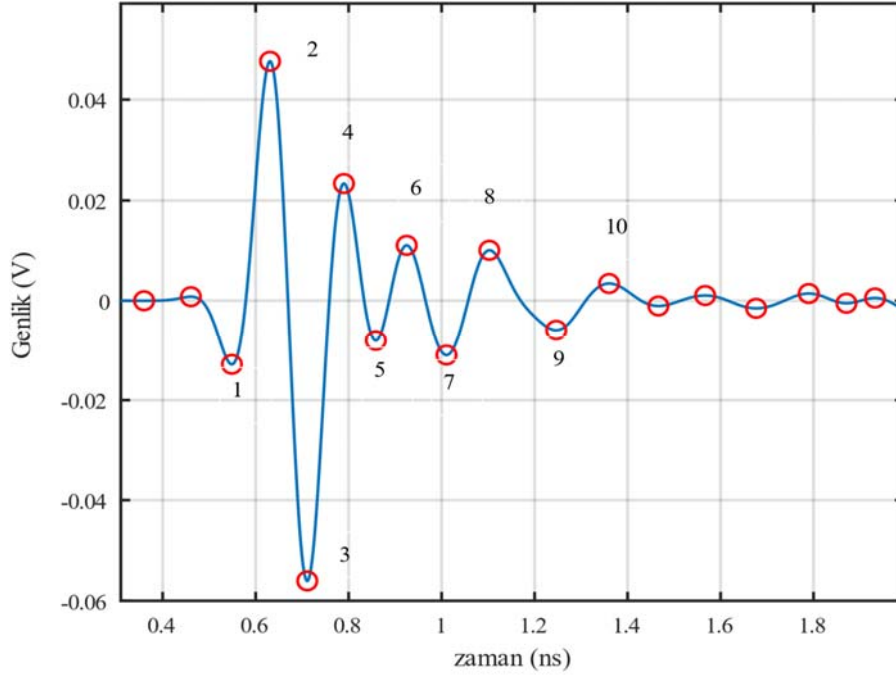
**Şekil 17.** Tümör çapına bağlı alınan sinyalin a) zamanla değişimi, b) yakınlaştırılmış hali,  
(The received signal depends on the tumor diameter a) Time variation, b) zoomed version)

**Tablo 2.** Genlik değerleri kullanılarak yapılan regresyon analizleri (Regression analyzes using amplitude values)

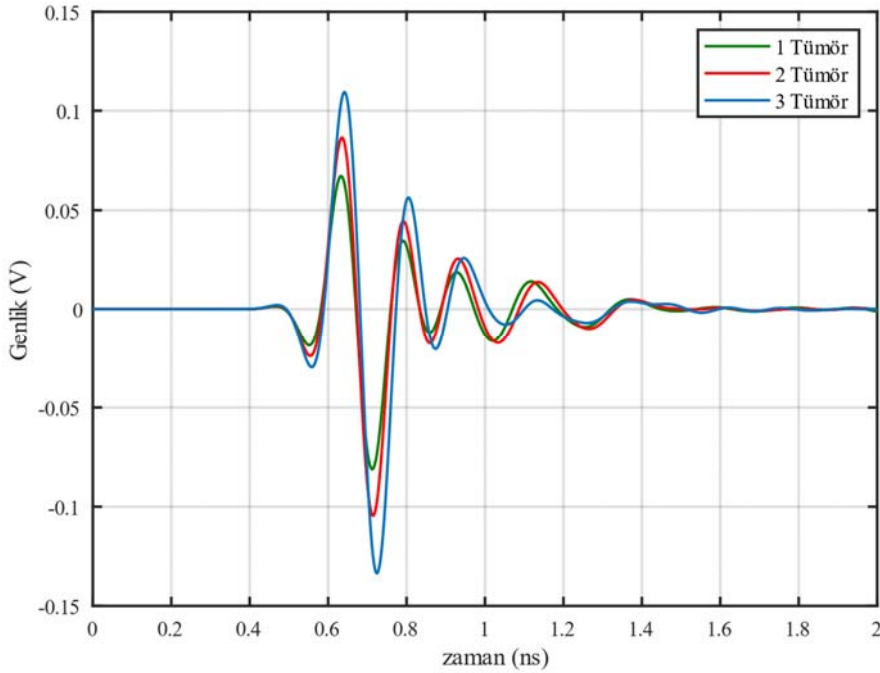
Matematiksel Model	NHKOK
$\bar{D}_n = -3,353 - 1055,616 \times A_{n1}$	0,0379
$\bar{D}_n = -3,735 - 293,385 \times A_{n2}$	0,0307
$\bar{D}_n = -2,544 - 230,764 \times A_{n3}$	0,0272
$\bar{D}_n = -1,552 + 516,159 \times A_{n4}$	0,0239
$\bar{D}_n = -0,125 - 1142,526 \times A_{n5}$	0,0745
$\bar{D}_n = 0,143 - 887,382 \times A_{n6}$	0,0395
$\bar{D}_n = 3,456 - 1138,645 \times A_{n7}$	0,2265
$\bar{D}_n = 8,108 + 825,119 \times A_{n8}$	0,2735
$\bar{D}_n = 6,432 - 1381,541 \times A_{n9}$	0,2353
$\bar{D}_n = 13,525 + 622,626 \times A_{n10}$	0,2898

mm olan iki ve üç tane tümör akciğer modeline yerleştirilmiştir. Akciğer modelinde bir, iki ve üç tümör olması durumunda alınan

sinyaldeki değişimler Şekil 19'da verilmiştir. Şekilden de görüldüğü gibi tümör sayısındaki artışa bağlı olarak alınan sinyalin genlik



**Şekil 18.** Alınan sinyal üzerinde 10 farklı zaman ve genlik bilgisinin belirlenmesi  
(Determination of 10 different time and amplitude information on the received signal)



**Şekil 19.** 15 mm çaplı 1, 2 ve 3 tümör durumu için alınan sinyaller (Signals received for 1, 2 and 3 tumor with a diameter of 15 mm)

değerleri de artmaktadır. Akciğer içine 3 tane tümör, farklı konumlarda ve farklı çaplarda yerleştirilerek detaylı analizler yapılmıştır. Bu analizler daha sade ifade edilebilmek adına Senaryo-I ve Senaryo-II olmak üzere iki grup şeklinde adlandırılmıştır. Senaryo-I'de 10 mm çaplı 3 adet tümör akciğer içine Şekil 20'de verildiği gibi 4 farklı şekilde (A, B, C, D) yerleştirilmiştir. Her bir yerleşim durumu için alınan sinyal Şekil 21'de verilmiştir. Senaryo-I için yapılan analizlerde, tümörün konumuna bağlı olarak alınan sinyalin genlik ve zaman bilgisinin değiştiği görülmektedir. Bu

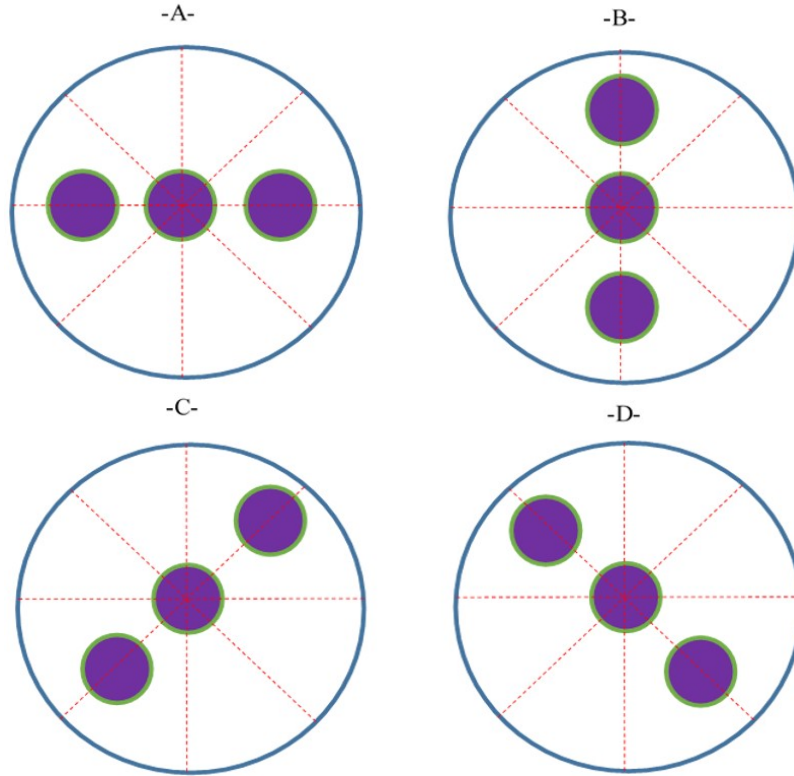
değişim en yüksek genlikli ilk tepe değerinde çok fazla değildir. Ancak sonraki tepe ve zaman değerlerinde (II, III, IV, V, VI ve VII ile ifade edilen bölgeler) farklılık görülmektedir. Şekil 21b'de görüldüğü gibi tümörler Şekil 20d gibi yerleştirildiğinde II, III ve IV bölgelerinde genlik değeri en küçük iken, V, VI ve VII bölgelerinde en yüksek olmaktadır. Senaryo-II için 5mm, 10mm ve 15 mm çaplı tümörler akciğer modelinin içine Şekil 22'de gösterildiği gibi yerleştirilmiştir. Senaryo-II için alınan sinyaller ise Şekil 23'de verilmiştir. Senaryo-II için alınan sinyalin genlik değişiminin

**Tablo 3.** Zaman değerleri kullanılarak yapılan regresyon analizleri (Regression analyzes using time values)

Matematiksel Model	NHKOK
$\hat{D}_n = -748,756 + 1388,683 \times T_{n1}$	0,1003
$\hat{D}_n = -1229,342 + 1967,013 \times T_{n2}$	0,0559
$\hat{D}_n = -1759,682 + 2489,997 \times T_{n3}$	0,0727
$\hat{D}_n = -2585,462 + 3288,035 \times T_{n4}$	0,1087
$\hat{D}_n = -879,971 + 1041,210 \times T_{n5}$	0,2896
$\hat{D}_n = -185,719 + 216,212 \times T_{n6}$	0,2954
$\hat{D}_n = -574,627 + 578,094 \times T_{n7}$	0,1649
$\hat{D}_n = -401,023 + 373,497 \times T_{n8}$	0,1284
$\hat{D}_n = -138,626 + 124,683 \times T_{n9}$	0,2574
$\hat{D}_n = -34,525 + 36,845 \times T_{n10}$	0,2954

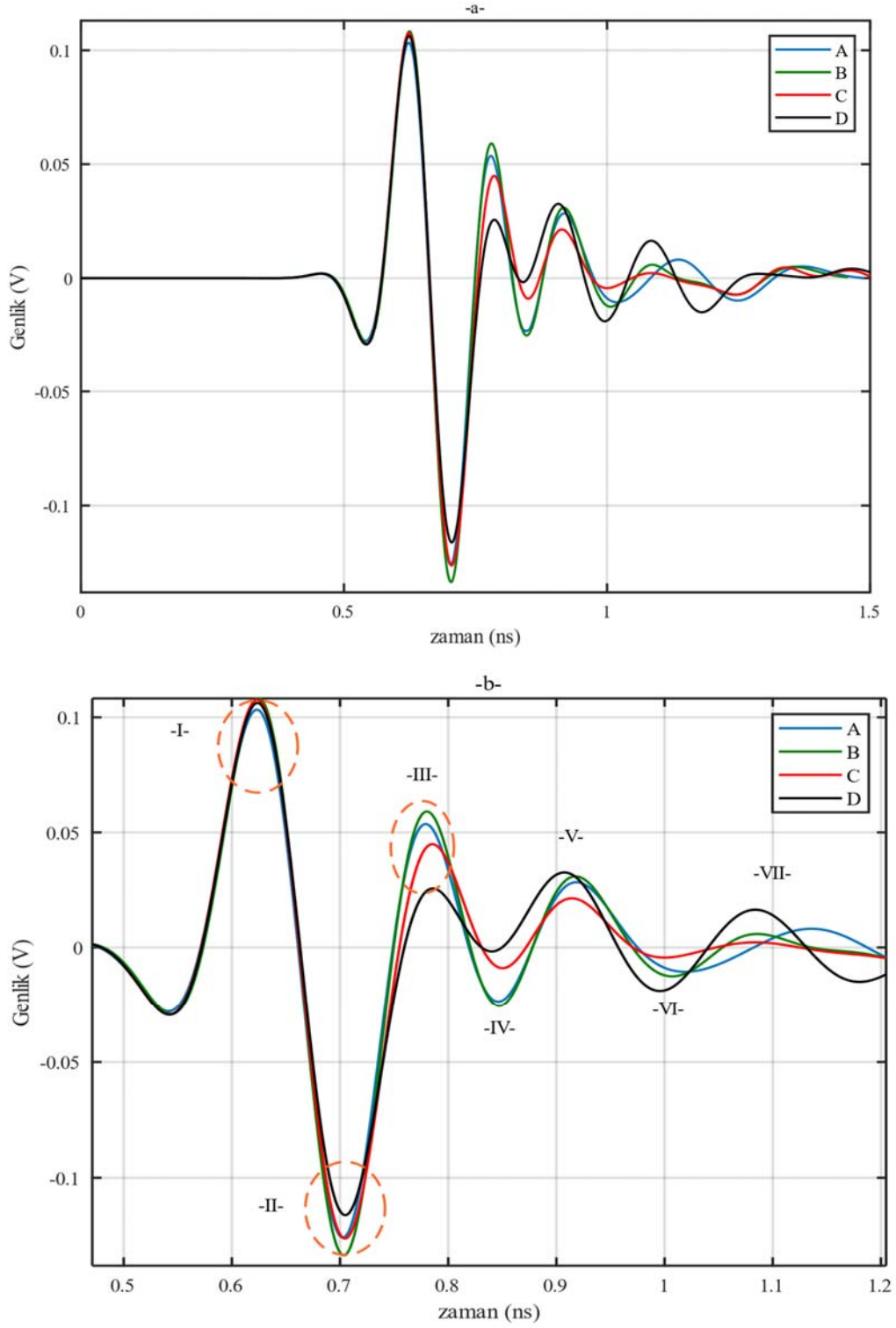
**Tablo 4.** Genlik ve zaman değerleri kullanılarak yapılan regresyon analizleri (Regression analyzes using amplitude and time values)

Matematiksel Model	NHKOK
$\hat{D}_n = 108,324 \times A_{n1} - 1199,519 \times A_{n2} - 207,594 \times T_{n1}$	0,0360
$\hat{D}_n = -439,366 - 427,859 \times A_{n1} + 117,898 \times A_{n2} - 657,469 \times T_{n1} + 1266,206 \times T_{n2}$	0,0145
$\hat{D}_n = -437,598 - 649,057 \times A_{n1} - 46,670 \times A_{n2} - 79,841 \times A_{n3} - 719,222 \times T_{n1} + 1445,407 \times T_{n2} - 113,048 \times T_{n3}$	0,0144
$\hat{D}_n = -479,116 - 401,432 \times A_{n1} + 724,078 \times A_{n2} + 641,134 \times A_{n3} + 397,320 \times A_{n4} - 491,573 \times T_{n1} + 1098,559 \times T_{n2} - 494,19 \times T_{n3} + 511,505 \times T_{n4}$	0,0135
$\hat{D}_n = 367,404 - 736,067 \times A_{n1} - 217,838 \times A_{n2} - 359,620 \times A_{n3} + 442,601 \times A_{n4} - 878,748 \times A_{n5} - 413,232 \times T_{n1} - 119,523 \times T_{n2} - 1615,514 \times T_{n3} + 2335,111 \times T_{n4} - 893,747 \times T_{n5}$	0,0083
$\hat{D}_n = -130,210 - 3491,728 \times A_{n1} - 128,986 \times A_{n2} + 528,132 \times A_{n3} + 109,998 \times A_{n4} - 1435,435 \times A_{n5} - 889,184 \times A_{n6} + 952,656 \times T_{n1} - 1700,524 \times T_{n2} - 2698,572 \times T_{n3} + 5243,611 \times T_{n4} - 2423,367 \times T_{n5} + 577,480 \times T_{n6}$	0,0060

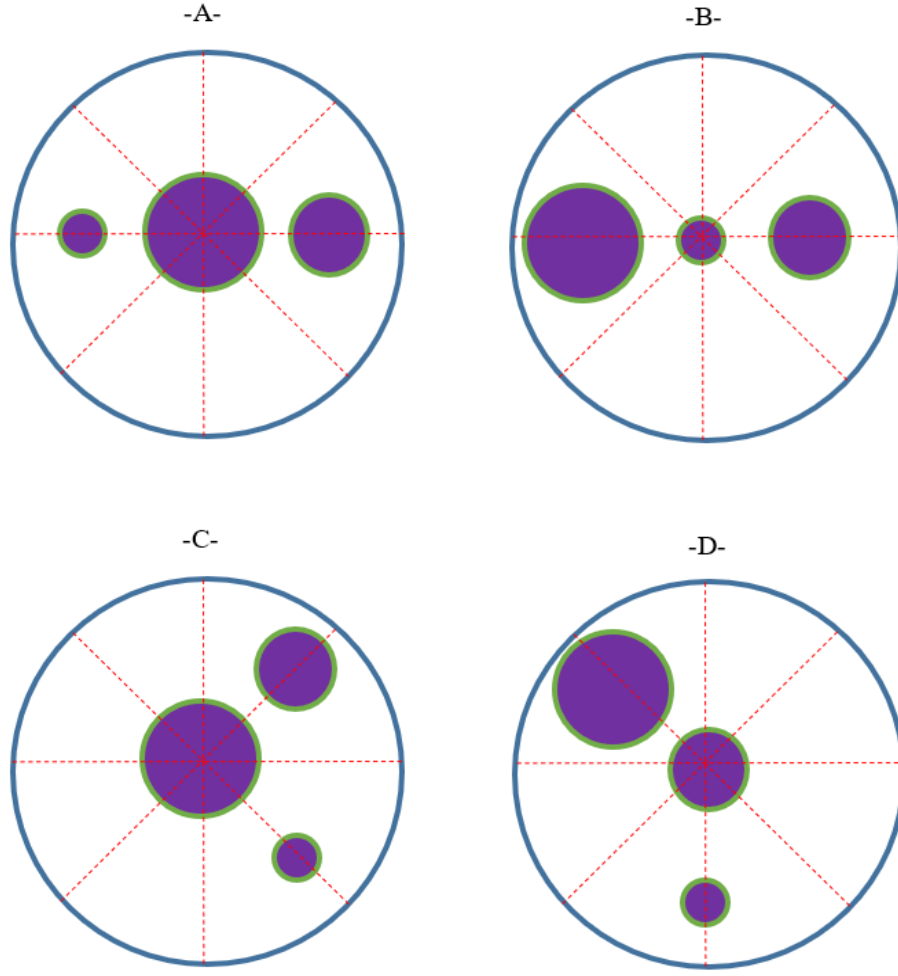
**Şekil 20.** Senaryo-I için 3 tümörün akciğerdeki yerleşimleri (Lung locations of 3 tumors for Scenario-I)

Senaryo-I'e göre daha karmaşık bir yapıda olduğu Şekil 23'de görülmektedir. Senaryo-II'de üç tümörün boyutu da farklı olduğu için alınan sinyalin zamanla değişimleri de Senaryo-I'e göre daha

karmaşıktır. Senaryo-II için alınan sinyalin ilk ve ikinci en yüksek genlikli konum ve zaman değerleri benzer olup sonraki genlik ve zaman değerleri oldukça farklıdır.



**Şekil 21.** Senaryo-I için a) Alınan sinyaller b) Sinyallerin yakınlaştırılmış hali  
(For Scenario-I a) Received signals b) Signals zoomed in)



Şekil 22. Senaryo-II için 3 tümörün akciğerdeki yerleşimleri (Lung locations of 3 tumors for Scenario-II)

Tablo 5. Önerilen antenin literatür ile karşılaştırılması (Comparison of the proposed antenna with the literature)

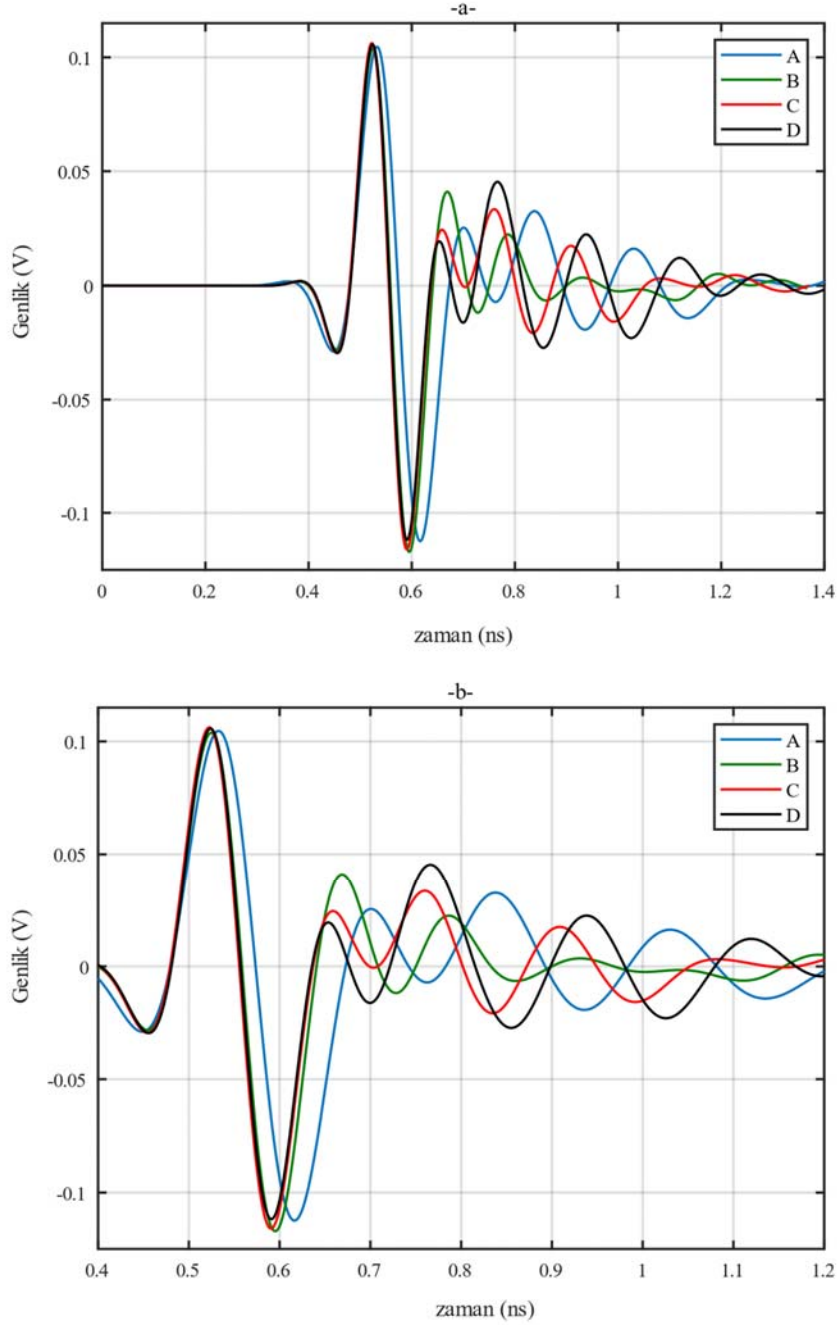
Referans	Spektrum	Bant genişliği	Gain dB	Dielektrik malzeme	Anten boyutu (mm)	Anten verimi
[14]	1,71 – 8,53 GHz	6,82GHz	5,31	PF-4	73,2 x 70,6 x 2	-
[15]	0,5 – 4 GHz	3,5 GHz	3,5	RT-DUROID 5880	116 x 70 x 1,2	% 90
[16]	1,43 – 8,92 GHz	7,49 GHz	6,06	FR-4	63 x 72 x 1,6	-
[17]	2 – 10 GHz	2,24 GHz (6,56 -8,80 GHz)	5,31	Fiberglass	45 x 45 x 0,5	-
[18]	2,9 – 10,8 GHz	7,9 GHz	3,5	Rogers RT5850	25 x 30 x 3,175	-
Önerilen	2,18 – 10 GHz	7,82 GHz	4,65	PF-4	60 x 59 x 2	% 94

#### 4. Sonuçlar (Conclusions)

Bu çalışmada CST ortamında akciğer tümörünü tespit etmek için bir mikrodalga sistemi oluşturulmuştur. CST ortamında tasarlanan anten sistemde verici ve alıcı olarak kullanılmıştır. Önerilen anten ile literatür [14-18] karşılaştırması Tablo 5’de verilmiştir. Önerilen antenin çalışma bant genişliği ve kazancı düşünüldüğünde benzerlerinden daha iyi olduğu görülmektedir. Anten tasarımından sonra bir göğüs modeli oluşturulmuş ve en uygun verici/alıcı konumu belirlenmiştir. Sonrasında çapı 1 mm’den başlayarak 1 mm’lik artımlarla 30 mm’e kadar, akciğerin içine küre biçimli

tümörler yerleştirilmiş ve her tümör için vericiden gönderilen sinyalin yansımaları alıcıda kaydedilmiştir. Alınan sinyalin genlik ve zaman bilgileri kullanılarak regresyon analizi ile tümör çapı tahmin edilmiştir. Analiz sonuçlarından; alınan sinyalin sadece zaman bilgisi kullanıldığında tümör çapının %94,41 doğrulukla, sadece genlik bilgisi kullanıldığında ise %97,61 doğrulukla tahmin edildiği görülmüştür. Sinyalin hem genlik hem de zaman bilgisi kullanılarak yapılan analizler sonucunda ise tümör çapı %99,4 doğruluk ile tahmin edilmiştir. Çalışmanın son aşamasında birden fazla tümör durumu için analizler yapılmış ve tümör sayısı/yerleşimine bağlı olarak alınan sinyalin genlik değerindeki artışının doğru orantılı





Şekil 23. Senaryo-II için a) Alınan sinyaller b) Sinyallerin yakınlaştırılmış hali (For Scenario-I a) Received signals b) Signals zoomed in)

olduğu görülmüştür. Tasarımı yapılan anten akciğer tümörü dışında insan vücudundaki beyin, karaciğer, böbrek gibi organların iletkenlik değerlerinin değişiminin yüksek olduğu 1 GHz - 10 GHz frekans bandındaki tümör tespitleri içinde kullanılabilir.

#### Kaynaklar (References)

1. WHO, Report on cancer: setting priorities, investing wisely and providing care for all, <https://www.who.int/publications/i/item/9789240001299>, Erişim tarihi Ekim 3, 2022.
2. WCRF, Cancer trends - statistics per cancer type | WCRF International. <https://www.wcrf.org/diet-and-cancer/cancer-trends/>, Erişim tarihi Ekim 3, 2022.
3. Munson, R.E., Single Slot Cavity Antennas Assembly, U.S. Patent No.3713162, 1973.
4. Uçar M.H.B., Uras E., Numerical analysis, prototype implementation and in-vitro measurement of MICS/ISM, band microstrip implant antennas for medical implant communication systems, Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University, 37 (4), 2177-2191, 2022.
5. Scarpello M.L. et al., Design of an Implantable Slot Dipole Conformal Flexible Antenna for Biomedical Applications, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 59 (10), 3556-3564, 2011.
6. Li H., Shaoqiu, S., Guo, Y.X., Broadband circularly polarized

- implantable antenna for biomedical applications, *Electronics Letters*, 52 (7), 504-506, 2016.
7. Loktongbam, P., Solanki, L.S., Design and Analysis of an Implantable Patch Antenna for Biomedical Applications, *International Journal of Engineering Technology Science and Research*, 4 (5), 126-138, 2017.
  8. Nabeel Ahmed Malik, A.A., et al., Implantable Antennas for Bio-Medical Applications, *IEEE Journal of Electromagnetics, RF, and Microwaves in Medicine and Biology*, 5 (1), 84-96, 2021.
  9. Manjulatha V., Sri Kavya K.Ch. Implantable Antennas for Biomedical Applications, *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences*, 11 (9), 5632-5636, 2016.
  10. Annakamatchi, M. Keralshalini, V. Design of Spiral Shaped Patch Antenna for Bio-medical Applications, *International Journal of Pure and Applied Mathematics*, 118 (11), 131-134, 2018.
  11. Rajkamal, K. Immadi, G. Design and Analysis of Different Substrate Materials for UWB Antenna used for Biomedical Applications, *Journal of Theoretical and Applied Information Technology*, 96 (7), 2015-2024, 2018.
  12. Wahiba, G. Sarah, I. Design and Analysis of an Implantable Microstrip Patch Antenna for Medical Applications. 5th International Conference on Electrical Engineering, Boumerdes, Algeria 29-31 October 2017, doi: 10.1109/ICEE-B.2017.8192107.
  13. Arora G, Maman P, Sharma A, Verma N, Puri V. Systemic Overview of Microstrip Patch Antenna's for Different Biomedical Applications, *Adv Pharm Bull*, 11 (3), 439-449, 2021.
  14. Mutlu, M. Kurnaz, Ç. Mikrodalga Görüntüleme Sistemleri için Mikroşerit Anten Tasarımı, *European Journal of Science and Technology Special Issue*, 129-137, 2020.
  15. Sabban, A., New Wideband Compact Wearable Slot Antennas for Medical and Sport Sensors, *Journal of Sensor Technology*, 8 (1), 18-34, 2018.
  16. Selvaraj, V., Srinivasan, P., Kumar, K.J.J., Krishnan, R., Annamalai, K., Highly Directional Microstrip Ultra-Wide Band Antenna for Microwave Imaging System, *Acta Graphica*, 28 (1), 35-40, 2018.
  17. Biçer, M. B., Aydın, A. Design and Fabrication of Rectangular Microstrip Antenna with Various Flexible Substrates. 2021 International Conference on Innovation and Intelligence for Informatics, Computing, and Technologies (3ICT), Zallaq, Bahrain 29-30 September 2021, 360-364, doi: 10.1109/3ICT53449.2021.9581451.
  18. Latif A., Design of a UWB Coplanar Fed Antenna and Circular Miniature Printed Antenna for Medical Applications. In book: *Radio Frequency Antennas For 5G, IOT and Medical Applications*, DOI: 10.5772/intechopen.93205, 2020.
  19. Sheeba, R.I., Jayanthi, T., Design and Implementation of Flexible Wearable Antenna on Thyroid Gland in the Detection of Cancer Cells, *Biomedical Research*, 29 (11), 2307-2312, 2018.
  20. Inum, R., Rana, M. Shushama, K.N., Quader, A., EBG Based Microstrip Patch Antenna for Brain Tumor Detection via Scattering Parameters in Microwave Imaging System, *International Journal of Biomedical Imaging*, 2018(8241438), 1-12, 2018.
  21. Saleeb, D.A., Helmy, R.M., Areed, N.F.F., M. Marey, Abdulkawi, W.M., Elkorany, A.S. A Technique for the Early Detection of Brain Cancer Using Circularly Polarized Reconfigurable Antenna Array, *IEEE Access*, 9, 133786-133794, 2021.
  22. Al-Nahiun, A.A.K., Mahbub, F., Islam, R., Akash, S. B., Hasan, R. R., Rahman, M. A. Performance Analysis of Microstrip Patch Antenna for the Diagnosis of Brain Cancer & Tumor using the Fifth-Generation Frequency Band. *IEEE International IOT, Electronics and Mechatronics Conference (IEMTRONICS)*, Toronto, ON, 21-24 April 2021, doi: 10.1109/IEMTRONICS52119.2021.9422503.
  23. AlShehhi, H., Alzarouni M., AlYammahi, N., Shubair, R., Ali N. Compact Low-Profile Wearable Antennas for Breast Cancer Detection. Technical Report, Cornell University, 2018.
  24. Alsharif, F. and Kurnaz, Ç. Wearable Microstrip Patch Ultra-Wide Band Antenna for Breast Cancer Detection, 41st International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP), Athens, Greece 04-06 July 2018, DOI:10.1109/TSP.2018.8441335.
  25. Çalışkan R., Gültekin, S.S., Uzer, D., Dündar, Ö. A Microstrip Patch Antenna Design for Breast Cancer Detection, *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 195, 2905-2911, 2015.
  26. Gupta, H.K., Sharma, R., Thakre, V.V. Breast Cancer Detection by T-Shaped Slotted Planner Antenna, *Indian Journal of Science and Technology*, 10 (8), 1-7, 2017.
  27. Wang, L. Microwave Sensors for Breast Cancer Detection, *Sensors*, 18 (2), 1-17, 2018.
  28. Abdelhamid, M.M., Allam, A.M. Detection of lung cancer using ultra-wide band antenna. *Loughborough Antennas & Propagation Conference*, Loughborough, UK, 14-15 November 2016, DOI: 10.1109/LAPC.2016.7807452
  29. Gupta, S.H., Goel, S., Kumar, M., Rajawat, A., Singh, B. Design of terahertz antenna to detect lung cancer and classify its stages using machine learning, *Optik*, 249, <https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2021.168271>, 2022.
  30. Akash S.B., Mahbub F., Islam R., Al-Nahiun S.A.K., Hasan R.R., Rahman M. Diagnosis of Early-Stage Lung Cancer and Tumor Using the 5G Band Microstrip Patch Antenna. *Smart Trends in Computing and Communications*, Lecture Notes in Networks and Systems, 2022.
  31. Salsabilah, K.V., Wijanto, H., Saputera, Y.P. Rectangular Microstrip 2x2 Array Antenna 10 GHz for X-Band FMCW Radar as Lungs Detector, *Telkom University Journal*, 1 (1), 1-10, 2021.
  32. Asha, J.M.S., Kumar, K.M. Design and analysis of Microstrip Patch Antenna for Lung Tumor, *International Research Journal of Engineering and Technology*, 4 (4), 3330-3334, 2017.
  33. Computer Simulation Technology, <https://www.3ds.com/products-services/simulia/products/cst-studio-suite>, Erişim tarihi Ekim 3, 2022.
  34. Austin, J. H., Müller, N. L., Friedman, P. J., Hansell, D. M., Naidich, D. P., Remy-Jardin, M., Webb, W. R., Zerhouni, E. A., Glossary of terms for CT of the lungs: recommendations of the Nomenclature Committee of the Fleischner Society, *Radiology*, 200 (2), 327-331, 1996.
  35. Chen, B. Wang, J. Qi, H. Zhang, J. Chen, S. and Wang, X. The Specific Absorption Rate of Tissues in Rats Exposed to Electromagnetic Plane Waves in the Frequency Range of 0.05-5 GHz and SARwb in free-moving Rats, *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine March*, 40 (1), 21-28, 2017.
  36. Balanis, A.C. *Advanced Engineering Electromagnetics*, Second Edition, John Wiley & Sons. USA, 2012.
  37. Wang, R.J., Sun, B.Y., Wang, H.X., Pang, S., Xu, X., Sun, Q. Experimental Study of Dielectric Properties of Human Lung Tissue in Vitro, *Journal of Medical and Biological Engineering*, 34 (6), 598-604, 2014.
  38. Muhammad, S. N., Isa, M. M., Jamlas, F. Review article of microwave imaging techniques and dielectric properties for lung tumor detection. *AIP Conference Proceedings* 2203, 020012 2020.
  39. Modelling the frequency dependence of the dielectric properties to a 4 dispersions spectrum. <http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/AppendixC.html#C09>-, Erişim tarihi Ekim 3, 2022.
  40. Gabriel, C., Gabriel, S., Corthout, E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey, *Physics in Medicine & Biology*, 41 (11), 2231-2249, 1996.
  41. Gabriel, S., Lau, R. W., Gabriel, C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz, *Physics in Medicine & Biology*, 41 (11), 2251-2269, 1996.
  42. Andreuccetti, D., Fossi, R. Petrucci, C. An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz. *IFAC-CNR, Florence (Italy)*, 1997. Available: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>, Erişim tarihi Ekim 3, 2022.
  43. Miklavcic, D., Pavselj, N., Hart, F. X. *Electric Properties of Tissues*. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering. New York, NY, USA: Wiley, <https://doi.org/10.1002/9780471740360.ebs0403>, April 2006.