



**ELEKTROMANYETİK DALGALARIN  
BİYOLOJİK DOKULAR ÜZERİNDE OLUŞTURDUĞU  
ETKİLERİN 5G AKILLI GÖZLÜK ve ESNEK  
HİPERTERMİ APLİKATÖR TASARIMLARIYLA  
İNCELENMESİ**

**Miraç Dilruba GEYİKOĞLU**

**Doktora Tezi  
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı  
2020  
Her Hakkı Saklıdır**

T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ELEKTROMANYETİK DALGALARIN BİYOLOJİK DOKULAR ÜZERİNDE  
OLUŞTURDUĞU ETKİLERİN 5G AKILLI GÖZLÜK ve ESNEK HİPERTERMİ  
APLİKATÖR TASARIMLARIYLA İNCELENMESİ**

(Investigation of the Effects of Electromagnetic Waves on Biological Tissues By 5G Smart  
Glasses and Flexible Hyperthermia Applicator Designs)

DOKTORA TEZİ

Miraç Dilruba GEYİKOĞLU

Danışman: Prof. Dr. Bülent ÇAVUŞOĞLU  
İkinci Tez Danışmanı: Doç. Dr. Fatih KABURCUK

Erzurum  
Haziran, 2020

## KABUL VE ONAY TUTANAĞI

M. Dilruba GEYİKOĞLU tarafından hazırlanan “**Elektromanyetik Dalgaların Biyolojik Dokular Üzerinde Oluşturduğu Etkilerin 5G Akıllı Gözlük Ve Esnek Hipertermi Aplikatör Tasarımlarıyla İncelenmesi**” başlıklı çalışması 16 / 06 / 2020 tarihinde yapılan tez savunma sınavı sonucunda başarılı bulunarak jürimiz tarafından Elektrik Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Elektromanyetik Alanlar ve Mikrodalga Tekniği Bilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

|                      |                                                                 |                                                                            |
|----------------------|-----------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------|
| Jüri Başkanı:        | Prof. Dr. Bülent ÇAKMAK<br><i>Erzurum Teknik Üniversitesi</i>   | .....                                                                      |
| Danışman:            | Prof. Dr. Bülent ÇAVUŞOĞLU<br><i>Atatürk Üniversitesi</i>       | .....                                                                      |
| Jüri Üyesi:          | Prof. Dr. Mehmet ERTUĞRUL<br><i>Atatürk Üniversitesi</i>        | .....                                                                      |
| Jüri Üyesi:          | Prof. Dr. Birol SOYSAL<br><i>Erzurum Teknik Üniversitesi</i>    | .....                                                                      |
| Jüri Üyesi:          | Dr. Öğr. Üyesi Emin A. ORAL<br><i>Atatürk Üniversitesi</i>      | .....                                                                      |
| Jüri Üyesi:          | Dr. Öğr. Üyesi Barış ÖZYER<br><i>Atatürk Üniversitesi</i>       | .....                                                                      |
| İkinci Tez Danışmanı | Doç. Dr. Fatih KABURCUK<br><i>Sivas Cumhuriyet Üniversitesi</i> | Enstitü Yönetim Kurulunun<br>.../.../.... tarih ve ..... sayılı<br>kararı. |

Bu tezin Atatürk Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddelerinde belirtilen şartları yerine getirdiğini onaylarım.

**Prof. Dr. Mehmet KARAKAN**

**Enstitü Müdürü**

Bu çalışma BAP, projeleri kapsamında desteklenmiştir.  
Proje No: FDK-2019-7220

**Not:** Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaklardan yapılan bildiriş, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak olarak kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

## ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

Doktora Tezi olarak *Prof. Dr. Bülent ÇAVUŞOĞLU* danışmanlığında sunulan “**Elektromanyetik Dalgaların Biyolojik Dokular Üzerinde Oluşturduğu Etkilerin 5G Akıllı Gözlük ve Esnek Hipertermi Aplikatör Tasarımlarıyla İncelenmesi**” başlıklı çalışmanın tarafımızdan bilimsel etik ilkelere uyularak yazıldığını, yararlanılan eserlerin kaynakçada gösterildiğini, Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından belirlenmiş olan Turnitin Programı benzerlik oranlarının aşılmadığını ve aşağıdaki oranlarda olduğunu beyan ederiz.

| Tez Bölümleri      | Tezin Benzerlik Oranı (%) | Maksimum Oran (%) |
|--------------------|---------------------------|-------------------|
| Giriş              | 1                         | 30                |
| Kuramsal Temeller  | 1                         | 30                |
| Materyal ve Yöntem | 0                         | 35                |
| Bulgular           | 3                         | 20                |
| Tartışma           | 1                         | 20                |
| Tezin Geneli       | 13                        | 25                |

**Not:** Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının %5'den büyük olmaması gerekir.

Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz.

|                         |                            |
|-------------------------|----------------------------|
| Tez Yazarı (Öğrenci)    | Tez Danışmanı              |
| Miraç Dilruba GEYİKOĞLU | Prof. Dr. Bülent ÇAVUŞOĞLU |
| 14.7.2020               | 14.7.2020                  |
| İmza:                   | İmza:                      |

\* Tez ile ilgili YÖKTEZ’de yayınlamasına ilişkin bir engelleme var ise aşağıdaki alanı doldurunuz.

☐ Tezle ilgili patent başvurusu yapılması / patent alma sürecinin devam etmesi sebebiyle Enstitü Yönetim Kurulunun ....../....../.... tarih ve ..... sayılı kararı ile teze erişim 2 (iki) yıl süreyle engellenmiştir.

☐ Enstitü Yönetim Kurulunun ....../....../.... tarih ve ..... sayılı kararı ile teze erişim 6 (altı) ay süreyle engellenmiştir.

## TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimim esnasında bilgilerini, tecrübelerini esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof. Dr. Bülent ÇAVUŞOĞLU'na, tez çalışması süresince vermiş olduğu desteklerden dolayı Sayın Doç. Dr. Fatih KABURCUK'a, laboratuvar çalışmalarında ve tezimin hazırlanmasında tavsiye ve yönlendirmeleri ile maddi manevi desteğini esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Mehmet ERTUĞRUL'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bugüne gelmemde büyük emeği olan aileme, tavsiyeleriyle bana yol gösteren eşim Ali GEYİKOĞLU'na, doktora öğrenimi süresince manevi desteğini esirgemeyen arkadaşım Arş. Gör. Hilal KOÇ POLAT'a, teşekkür ederim. Ayrıca hayatımın her anında yanımda olduğunu hissettiğim anneme ve kızıma sonsuz teşekkürlerimi borç bilirim. Bu tez Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) tarafından FDK-2019-7220 numaralı proje ile desteklenmiştir.

Miraç Dilruba GEYİKOĞLU

## ÖZET

### DOKTORA TEZİ

#### ELEKTROMANYETİK DALGALARIN

#### BİYOLOJİK DOKULAR ÜZERİNDE OLUŞTURDUĞU ETKİLERİN 5G AKILLI GÖZLÜK ve ESNEK HİPERTERMİ APLİKATÖR TASARIMLARIYLA İNCELENMESİ

Miraç Dilruba GEYİKOĞLU

Danışman: Prof. Dr. Bülent ÇAVUŞOĞLU

İkincil Danışman: Doç. Dr. Fatih KABURCUK

**Amaç:** Çalışmanın birinci kısmı için üç-bantlı antenlerin, giyilebilir gözlükler ile kullanılması durumunda kafatası üzerinde oluşan etkilerinin incelenmesi, çalışmanın ikinci kısmı için kemik tümörlerinin hipertermiyle tedavisinde kullanılmak üzere esnek aplikatör tasarımlarının yapılması amaçlanmıştır.

**Yöntem:** Akıllı gözlük çalışması için iki farklı anten prototipi ve 3-B gözlük prototipi tasarımı yapılarak, SAM ve VH kafa fantomları simülasyonlarda  $SAR_{1g}$  ve  $SAR_{10g}$  değerleri değerlendirilmiştir. Yarı sıvı jel kafa fantomu hazırlanarak, kızılötesi termografi yöntemi kullanılmış ve ortalama SAR değerleri analiz edilmiştir. Hipertermi tedavisi için esnek çift katmanlı katlamalı monopol (2,2-2,5/3,4-3,6 GHz) ve esnek CPW yama (2,6-2,8/4,4-4,6 GHz) anten olmak üzere iki farklı prototip tasarımı yapılmış, ışın demeti yönlendirme tekniği kullanılarak tümörlü doku üzerine doğru odaklanma yapılabilmesi için dizi elemanlarının uyartım özellikleri Güven Bölgesi Çerçevesi optimizasyon tekniği kullanılarak optimize edilmiştir. Optimizasyonu gerçekleştirmek için Matlab ve CST arasında VBA kodlama yardımıyla bir bağlantı kurulmuş ve MRI verilerinden CST’de gerçekçi bir kemik modeli oluşturulmuştur. Ayrıca ışın demeti yönlendirmesi için yeni bir diferansiyel faz kaydırıcısı sunulmuştur.

**Bulgular:** Wi-Fi ve 5G frekanslı (3,6 GHz, 3,8 GHz, 4,56 GHz ve 6 GHz) üç-bantlı antenlerin, giyilebilir gözlüklerle kullanılması durumunda gözlüğün koruyucu etkisinin olduğu ve 0,125W giriş gücünde standartlara uyduğu gözlemlenmiştir. Hipertermi uygulamasında esnek 1x4 anten dizisi ve tasarlanan diferansiyel faz kaydırıcı sayesinde tümörlü bölgenin 42-45 °C aralığına çıkması sağlanırken, sağlıklı dokunun sıcaklığı istenilen seviyelerde kalmıştır.

**Sonuç:** Akıllı gözlükler için tasarlanan antenlerdeki frekanslar için anten giriş güçlerinin sınırlandırılmasıyla üç-bantlı antenlerin güvenle kullanılabileceği sonuçlardan elde edilmektedir. Hipertermi simülasyon sonuçlarına göre anten uyartım özellikleri optimizasyon ile belirlendiğinde, tümörlü doku üzerinde tedaviye yönelik olumlu sonuçlar elde edilebileceği gözlemlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** 5G, anten tasarımı, anten dizisi, diferansiyel faz kaydırıcı, ışın biçimlendirme, akıllı gözlük, hipertermi, kemik kanseri.

Haziran 2020, 149 sayfa

## ABSTRACT

### DOCTORAL DISSERTATION

#### INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF ELECTROMAGNETIC WAVES ON BIOLOGICAL TISSUES BY 5G SMART GLASSES AND FLEXIBLE HYPERTHERMIA APPLICATOR DESIGNS

Miraç Dilruba GEYİKOĞLU

Supervisor: Prof. Dr. Bülent ÇAVUŞOĞLU

Co-Advisor: Assoc. Prof. Dr. Fatih KABURCUK

**Purpose:** In the first stage of the study, the goal is to examine the effects of tri-band antennas on the head when used with wearable glasses and in the second stage of the study, the goal is to design a flexible applicator for the treatment of bone tumors for hyperthermia.

**Method:** By designing two different antenna prototypes and 3-D glasses prototypes for smart glasses,  $SAR_{1g}$  and  $SAR_{10g}$  values are evaluated in SAM and VH head phantoms simulations., the infrared thermography method is used, and the average SAR values are analyzed by preparing the semi-liquid gel head phantom. Two different prototypes are designed, a flexible double-layer monopole (2,2-2,5 / 3,4-3,6 GHz) and flexible CPW patch (2,6-2,8 / 4,4-4,6 GHz) antenna, for the treatment of hyperthermia. In order to focus accurately on the tumor tissue using the beamforming technique the excitation characteristics of the array elements are optimized using the Trust Region Framework optimization technique. To perform the optimization, a connection is established between Matlab and CST with the help of VBA coding, and a realistic bone model is created in CST from MRI data. A novel differential phase shifter is presented for beamforming.

**Findings:** It is observed that tri-band antennas with Wi-Fi and 5G frequencies (3,6 GHz, 3,8 GHz, 4,56 GHz, and 6 GHz), when used with wearable glasses, have a protective effect and suitable for the standards at 0,125W input power. The temperature of tumorous area is increased to the range of 42-45°C in hyperthermia application, while the temperature of the healthy tissue remained at the desired level thanks to the flexible 1x4 antenna array and the designed differential phase shifter.

**Results:** For frequencies in antennas designed for smart glasses, it is obtained from the results that tri-band antenna can be used safely by limiting antenna input powers. According to the hyperthermia simulation results, when the antenna excitation properties are determined by optimization, it is observed that positive results can be obtained for the treatment of tumorous tissue.

**Keywords:** 5G, antenna dizayn, array antenna, differantial phase shifter, beamforming, smart glasses, hyperthermia, bone cancer.

June 2020, 149 pages

## İÇİNDEKİLER

|                                                                                                                |      |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| KABUL VE ONAY TUTANAĞI.....                                                                                    | i    |
| ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU .....                                                                     | ii   |
| TEŞEKKÜR .....                                                                                                 | iii  |
| ÖZET .....                                                                                                     | iv   |
| ABSTRACT .....                                                                                                 | v    |
| İÇİNDEKİLER .....                                                                                              | vi   |
| TABLolar DİZİNİ.....                                                                                           | viii |
| ŞEKİLLER DİZİNİ .....                                                                                          | ix   |
| SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ .....                                                                           | xv   |
| GİRİŞ.....                                                                                                     | 1    |
| Motivasyon.....                                                                                                | 1    |
| Teze Genel Bakış ve Literatür Araştırması .....                                                                | 2    |
| KURAMSAL TEMELLER.....                                                                                         | 13   |
| Anten Çeşitleri ve Tasarım Teknolojileri.....                                                                  | 13   |
| Anten Parametreleri .....                                                                                      | 20   |
| Anten Dizileri.....                                                                                            | 23   |
| Hipertermi .....                                                                                               | 29   |
| Faz Kaydırıcılar.....                                                                                          | 33   |
| MATERYAL ve YÖNTEMLER .....                                                                                    | 36   |
| Çalışmada Kullanılan Anten Tasarımları.....                                                                    | 36   |
| 3-B Modelleme ve Fantom .....                                                                                  | 37   |
| Özgül Soğurma Oranı .....                                                                                      | 38   |
| Termografi.....                                                                                                | 39   |
| Maruz Kalma Kuralları ve Düzenlemeleri.....                                                                    | 40   |
| Işın Demeti Yönlendirme .....                                                                                  | 41   |
| Güven Bölgesi Çerçevesi Optimizasyon.....                                                                      | 41   |
| Diferansiyel Faz Kaydırma .....                                                                                | 43   |
| ARAŞTIRMA BULGULARI .....                                                                                      | 49   |
| Akıllı Gözlük Uygulamaları İçin Wi-Fi ve 5G Bağlantısına Sahip Üç-Bant Anten<br>Prototiplerinin Tasarımı ..... | 49   |
| Akıllı Gözlük Uygulamaları için Tasarlanan Temsili 3-B Gözlük Prototipi .....                                  | 52   |
| 3-B Gözlük Üzerine Entegre Edilen Antenlerin Kafatası Üzerinde SAR Dağılımı .....                              | 55   |

|                                                                                                                                                                       |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Üç-Bant Anten Prototiplerinin ve 3-B Gözlük Üretimi .....                                                                                                             | 58  |
| Kafa Doku Modelleme için Yarı Sıvı Bir Fantom Hazırlanması.....                                                                                                       | 60  |
| Sıcaklık Değişiminin Geçici ve Sayısal Analizi .....                                                                                                                  | 62  |
| Kızılötesi Termografi Yöntemi ile Sıcaklık Analizi .....                                                                                                              | 63  |
| Giyilebilir Gözlükler için Tasarlanan 5G Antenlerin Kafa Derisine Etkilerinin Değerlendirilmesi.....                                                                  | 65  |
| Yarı-Sıvı Kafa Fantomu Üzerindeki Akıllı Gözlükten Kaynaklanan Isıl Etkilerin ve SAR Değerinin Sayısal, Geçici Analiz ve Deneysel Yöntemlerle Karşılaştırılması ..... | 66  |
| Kemik Kanseri Tedavisi için Kullanılması Hedeflenen Esnek Anten Prototipleri Tasarımı.....                                                                            | 67  |
| Kemik Kanseri Tedavisi için Kullanılması Hedeflenen Esnek Anten Dizisi Tasarımı ..                                                                                    | 73  |
| Diferansiyel Faz Kaydırıcı Matematiksel Modeli ve Prototipinin Üretimi .....                                                                                          | 81  |
| Esnek Lineer Anten Dizisi ve Diferansiyel Faz Kaydırıcı Işın Demeti Yönlendirme Simülasyonları .....                                                                  | 87  |
| Kemik Kanseri Tedavisinde Gerçek Hasta Modelinin MR Verilerinden Elde Edilen Kemik Fantomu.....                                                                       | 92  |
| Kemik Kanseri Tedavisi için Öngörülen Hipertermi Tedavisinin Elektromanyetik ve Termal Sonuçları.....                                                                 | 93  |
| Kemik Kanseri Tedavisi için Farklı Boyutlarda ve Farklı Noktalarda Yerleştirilen Tümörlerin SAR Dağılımları .....                                                     | 109 |
| SONUÇ ve TARTIŞMA .....                                                                                                                                               | 113 |
| KAYNAKLAR.....                                                                                                                                                        | 118 |
| ÖZGEÇMİŞ.....                                                                                                                                                         | 128 |

## TABLÖLAR DİZİNİ

|                                                                                                                                                 |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>Tablo 1.</b> Çeşitli ülkeler için 5G frekans bantları.....                                                                                   | 2   |
| <b>Tablo 2.</b> Literatürdeki akıllı gözlük ve giyilebilir anten çalışmaları ile önerilen çalışmaların karşılaştırılması .....                  | 3   |
| <b>Tablo 3.</b> Farklı frekanslar için esnek antenlerin performans kıyaslaması .....                                                            | 8   |
| <b>Tablo 4.</b> IEEE ve ICNIRP düzenlemelerine göre SAR seviyeleri.....                                                                         | 40  |
| <b>Tablo 5.</b> SAM kafa fantomuna ait dielektrik özellikleri .....                                                                             | 56  |
| <b>Tablo 6.</b> SAM fantomuna ait SAR simülasyon sonuçları (W/kg) .....                                                                         | 56  |
| <b>Tablo 7.</b> VH fantomuna ait SAR simülasyon sonuçları (W/kg) .....                                                                          | 58  |
| <b>Tablo 8.</b> Yarı sıvı kafa fantomunu hazırlamak için kullanılan malzemeler.....                                                             | 61  |
| <b>Tablo 9.</b> Kızılötesi termografi deney sonuçlarından elde edilen SAR ( $10^{-2}$ W/kg) ve sıcaklık (°C) sonuçları 2,45 GHz .....           | 65  |
| <b>Tablo 10.</b> Ön ve sağ profil bölgelerinin sıcaklık artışı, kızılötesi termografi deney sonuçlarından (2,45 GHz) elde edilen sonuçlar ..... | 66  |
| <b>Tablo 11.</b> Önerilen antenin parametreleri .....                                                                                           | 68  |
| <b>Tablo 12.</b> Önerilen CPW yama çift bant anten parametreleri.....                                                                           | 71  |
| <b>Tablo 13.</b> Önerilen farklı faz kaydırıcı ünitesinin parametreleri: $Z_{c2}$ ohm. ....                                                     | 85  |
| <b>Tablo 14.</b> Katlamalı monopoll anten aplikatörü 2,4 GHz için optimizasyon sonuçları .....                                                  | 103 |
| <b>Tablo 15.</b> CPW yama anten aplikatörü 2,7 GHz için optimizasyon sonuçları .....                                                            | 103 |

## ŞEKİLLER DİZİNİ

|                                                                                                                                                                            |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 1. Ayarlanabilir hipertermi anten dizisi sistemi .....                                                                                                               | 6  |
| Şekil 2. Mikroşerit yama anten geometrisi.....                                                                                                                             | 13 |
| Şekil 3. Bir mikroşerit yamanın fiziksel ve etkili uzunluğu .....                                                                                                          | 15 |
| Şekil 4. Dikdörtgen mikroşerit yama anteni.....                                                                                                                            | 16 |
| Şekil 5. Eş düzlemlı dalga kılavuzu iletim hattı geometrisi .....                                                                                                          | 18 |
| Şekil 6. Eş düzlemlı dalga kılavuzu elektrik alan dağılımı .....                                                                                                           | 18 |
| Şekil 7. İki kapılı ağ yapısı.....                                                                                                                                         | 22 |
| Şekil 8. Farklı anten dizisi geometrileri a) doğrusal dizi, b) dairesel dizi, c) dikdörtgensel<br>dizi d) kübik bir dizi .....                                             | 24 |
| Şekil 9. N elemanlı doğrusal anten dizisi .....                                                                                                                            | 25 |
| Şekil 10. Anten, radar ışınını yönlendirmek için faz kaydırıcılar kullanır.....                                                                                            | 26 |
| Şekil 11. Yönlendirilmiş ışın demeti.....                                                                                                                                  | 26 |
| Şekil 12. Doğrusal anten dizisi dizilim gösterimi .....                                                                                                                    | 27 |
| Şekil 13. Düzgün dikdörtgensel anten dizisi dizilimi gösterimi .....                                                                                                       | 28 |
| Şekil 14. Düzgün dairesel anten dizisi dizilim gösterimi.....                                                                                                              | 29 |
| Şekil 15. Frekans ve termal terapi arasındaki ilişki akışı.....                                                                                                            | 30 |
| Şekil 16. Noninvaziv mikrodalga hipertermi değerlendirme aşamaları.....                                                                                                    | 31 |
| Şekil 17. Mikrodalga hipertermi sisteminin genel konfigürasyonu. ....                                                                                                      | 32 |
| Şekil 18. 2 Kapılı faz kaydırıcı bağlantı yapısı .....                                                                                                                     | 33 |
| Şekil 19. Dipol katlanması ile rezonans uzunluğundaki kıyaslama .....                                                                                                      | 36 |
| Şekil 20. a) Faz taramalı lineer dizi b) Zaman taramalı lineer dizi .....                                                                                                  | 41 |
| Şekil 21. Diferansiyel faz kaydırıcı genel gösterimi .....                                                                                                                 | 43 |
| Şekil 22. Tanaka kuplörünün düzlem kuplajlı genel yapısı a) iletim hatları, boşluk ve alt<br>katmanlar b) kuplörün üst görünümü c) tek ve çift modlar eşdeğer devresi..... | 45 |
| Şekil 23. Çift modunu destekleyen CPW birleştirilmiş hatların kesiti .....                                                                                                 | 46 |
| Şekil 24. Tek modunu destekleyen CPW birleştirilmiş hatların kesiti .....                                                                                                  | 46 |
| Şekil 25. CPW bağlı hatların kapasiteler açısından gösterimi .....                                                                                                         | 47 |
| Şekil 26. Katlamalı dipol antenler (a) prototip-1 (b) prototip-2.....                                                                                                      | 50 |
| Şekil 27. Prototip-1 ve Prototip-2 $S_{11}$ parametresi simülasyon sonuçları .....                                                                                         | 51 |
| Şekil 28. Önerilen prototiplere ait a) toplam verimlilik, b) gerçek kazanç simülasyon<br>sonuçları .....                                                                   | 51 |

|                                                                                                                                                                                                             |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 29.</b> Prototip-1 için yüzey akım yoğunluk dağılımı: a) 2,45 GHz b) 3,8 GHz<br>c) 6 GHz .....                                                                                                     | 52 |
| <b>Şekil 30.</b> Prototip-2 için yüzey akım yoğunluk dağılımı: a) 2,45 GHz b) 3,6 GHz c) 4,56<br>GHz .....                                                                                                  | 52 |
| <b>Şekil 31.</b> Tasarımı yapılan 3-B gözlük modeli.....                                                                                                                                                    | 53 |
| <b>Şekil 32.</b> Prototip-1 için yüzey akım yoğunluk dağılımı: a) 2,45 GHz b) 3,8 GHz c) 6 GHz<br>(sol sütun: tek anten, sağ sütun: anten ile gözlük birlikte).....                                         | 53 |
| <b>Şekil 33.</b> Prototip-2 için yüzey akım yoğunluk dağılımı: a) 2,45 GHz b) 3,6 GHz<br>c) 4,56 GHz (sol sütun: tek anten , sağ sütun: anten ile gözlük birlikte) .....                                    | 54 |
| <b>Şekil 34.</b> SAM kafa fantomunda tüm prototiplerin gözlükle yerleştirilmesiyle elde edilen<br>3-B radyasyon desenleri.....                                                                              | 55 |
| <b>Şekil 35.</b> CST simülasyon ortamında 3-B gözlük ve SAM kafa fantomu .....                                                                                                                              | 56 |
| <b>Şekil 36.</b> SAM fantomuna ait dikey kesitte SAR <sub>10g</sub> dağılımı.....                                                                                                                           | 57 |
| <b>Şekil 37.</b> CST simülasyon ortamında 3-B gözlük ve VH kafa fantomu .....                                                                                                                               | 57 |
| <b>Şekil 38.</b> Üretilen prototipler a) prototip-1, b) prototip-2, c) 3-B gözlük .....                                                                                                                     | 59 |
| <b>Şekil 39.</b> Prototip-1 ve prototip-2 antenleri için simülasyon ve ölçüm sonuçları .....                                                                                                                | 60 |
| <b>Şekil 40.</b> Hazırlanan fantomun elektriksel özelliklerini ölçmek için gerekli deney düzeneği .                                                                                                         | 61 |
| <b>Şekil 41.</b> İki haftalık süre içinde yarı sıvı fantomun ölçülen dielektrik sabiti.....                                                                                                                 | 62 |
| <b>Şekil 42.</b> Maruz kalma süresine göre sıcaklık değerlerindeki değişikliklerin grafiği .....                                                                                                            | 63 |
| <b>Şekil 43.</b> Kızılötesi termografi deney kurulumu a) sinyal jeneratörü, b) vektör network<br>analizör, c) karanlık ortam d) kızılötesi kamera ve e) yarı sıvı jel fantom ve<br>giyilebilir gözlük ..... | 64 |
| <b>Şekil 44.</b> Yarı sıvı jel fantomda gözlüklü ve gözlüksüz antenlere karşılık gelen maruz<br>kalma sürelerine göre termogram görüntüleri.....                                                            | 64 |
| <b>Şekil 45.</b> Prototip-1 (2,45 GHz) antenin termogram görüntüleri, baş derisinde gözlük ile<br>maruz kalma süresine dayanmaktadır .....                                                                  | 65 |
| <b>Şekil 46.</b> Geçici sıcaklık analizi ve kızılötesi termografi yöntemleri için SAR ve sıcaklık<br>değerlerinin karşılaştırılması.....                                                                    | 67 |
| <b>Şekil 47.</b> 2,2-2,5/3,4-3,6 GHz frekans aralığı için tasarlanan çift alttaşı esnek katlamalı<br>monopol anten.....                                                                                     | 68 |
| <b>Şekil 48.</b> Esnek çift alttaşı (kağıt-kapton) katlamalı monopol anten yansıma katsayısı<br>simülasyon sonuçları.....                                                                                   | 68 |

|                                                                                                                                                                                                                                               |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 49.</b> Esnek çift alttaşı (kağıt-kapton) katlamalı monopol anten elektrik alan ve manyetik alan ışıma örüntüleri a) ışıma örüntüsü küresel koordinat yerleşimi b) elektrik alan ışıma örüntüsü c) manyetik alan ışıma örüntüsü..... | 69 |
| <b>Şekil 50.</b> Esnek çift alttaşı (kağıt-kapton) katlamalı monopol anten kazanç simülasyon sonuçları .....                                                                                                                                  | 70 |
| <b>Şekil 51.</b> 2,6-2,8/4,4-4,6 GHz frekans aralığı için tasarlanan esnek CPW yama anten .....                                                                                                                                               | 70 |
| <b>Şekil 52.</b> Esnek CPW yama anten yansımaya katsayısı simülasyon sonuçları.....                                                                                                                                                           | 71 |
| <b>Şekil 53.</b> Esnek CPW yama anteni E-alan ve H-alan ışıma örüntüleri a) ışıma örüntüsü küresel koordinat yerleşimi b) elektrik alan ışıma örüntüsü c) manyetik alan ışıma örüntüsü .....                                                  | 72 |
| <b>Şekil 54.</b> Esnek CPW yama anten kazanç değeri simülasyon sonuçları .....                                                                                                                                                                | 73 |
| <b>Şekil 55.</b> Kemik yapısı ve tümörlü bölgeye göre anten dizisinin yerleştirilmesi.....                                                                                                                                                    | 74 |
| <b>Şekil 56.</b> Esnek çift alttaşı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi yama ve toprak görüntüsü .....                                                                                                                          | 74 |
| <b>Şekil 57.</b> Esnek çift alttaşı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi yansımaya katsayısı sonuçları .....                                                                                                                     | 75 |
| <b>Şekil 58.</b> Esnek çift alttaşı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi ışıma örüntüleri a) 1x4 Anten dizisi 2,4 GHz Elektrik alan ışıma örüntüsü.....                                                                          | 75 |
| <b>Şekil 59.</b> Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi yama görüntüsü.....                                                                                                                                                                          | 78 |
| <b>Şekil 60.</b> Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi yansımaya katsayısı sonuçları .....                                                                                                                                                          | 78 |
| <b>Şekil 61.</b> Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi ışıma örüntüleri a) 1x4 anten dizisi 2,7 GHz elektrik alan ışıma örüntüsü .....                                                                                                              | 79 |
| <b>Şekil 62.</b> Çok bölmeli birleştirilmiş çizgi kombinasyonuna dayanarak önerilen diferansiyel faz değiştiricinin şematik diyagramı. a) referans hat b) ana hat .....                                                                       | 82 |
| <b>Şekil 63.</b> Önerilen diferansiyel faz değiştiricinin fiziksel uygulaması, çok kesitli birleştirilmiş çizgi kombinasyonuna dayanır (a) referans çizgisi (b) ana hat .....                                                                 | 83 |
| <b>Şekil 64.</b> Farklı faz kayma değerlerine sahip fabrikasyon önerilen diferansiyel faz değiştiricinin fotoğrafı. ....                                                                                                                      | 85 |
| <b>Şekil 65.</b> Diferansiyel faz değiştiricinin sonuçları a) simülasyon genlik yanıtı b) ölçüm genlik yanıtı c) simülasyon ve ölçüm faz farkı yanıtı .....                                                                                   | 86 |
| <b>Şekil 66.</b> Esnek çift alttaşı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi 2,45 GHz gerçek kazanç ışıma örüntüleri a) kapı-1, b) kapı-2, c) kapı-3, d) kapı-4.....                                                                 | 88 |
| <b>Şekil 67.</b> Esnek çift alttaşı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi 3,5 GHz gerçek kazanç ışıma örüntüleri a) kapı-1, b) kapı-2, c) kapı-3, d) kapı-4.....                                                                  | 88 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 68.</b> Esnek çift alttaşlı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi ışın yönlendirme sonuçları a) 2,5 GHz için (sol:30-60-90-120°/sağ:45-60-90-120°), b) 2,5 GHz için (sol:90-120-150-180°/sağ:20-30-40-50°), c) 3,5 GHz için (sol:30-60-90-120°/sağ:45-60-90-120°) d) 3,5 GHz için (sol:90-120-150-180°/sağ:20-30-40-50°).....                                                         | 89 |
| <b>Şekil 69.</b> Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi 2,7 GHz gerçek kazanç ışıma örüntüleri a) kapı-1, b) kapı-2, c) kapı-3, d) kapı-4 .....                                                                                                                                                                                                                                                                   | 90 |
| <b>Şekil 70.</b> Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi 4,5 GHz gerçek kazanç ışıma örüntüleri a) kapı-1, b) kapı-2, c) kapı-3, d) kapı-4 .....                                                                                                                                                                                                                                                                   | 90 |
| <b>Şekil 71.</b> Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi ışın yönlendirme sonuçları a) 2,7 GHz için (sol: 30-60-90-120°/orta: 20-40-60-80°/ sağ: 45-60-90-120°),b) 2,7 GHz için (sol: 90-120-150-180°/orta: 90-150-210-270°/ sağ: 50-60-70-80°), c)4,5 GHz için (sol: 30-60-90-120°/orta: 20-40-60-80°/ sağ: 45-60-90-120°), d) 4,5 GHz için (sol: 90-120-150-180°/orta: 90-150-210-270°/ sağ: 50-60-70-80°) ..... | 91 |
| <b>Şekil 72.</b> El fantomu görselleri.....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 93 |
| <b>Şekil 73.</b> Alt bacak fantom görselleri.....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | 93 |
| <b>Şekil 74.</b> CST programında EM simülasyonların termal simülasyonlar ile bağlantısı .....                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | 95 |
| <b>Şekil 75.</b> CST'ye entegre edilen EM simülasyonların termal simülasyonlara girdi olarak kullanılmasına ait program ekran görüntüsü.....                                                                                                                                                                                                                                                               | 96 |
| <b>Şekil 76.</b> Matlab ile CST arasındaki akış şeması .....                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 97 |
| <b>Şekil 77.</b> CST içine VBA yazılım dosyasını entegre etmek için gerekli kod yazılımı a) faz kaydırıcı için hazırlanan alt dosya b) CST dosya açma .....                                                                                                                                                                                                                                                | 97 |
| <b>Şekil 78.</b> El ve alt bacak fantomları üzerine yerleştirilen 1x4 katlamalı monopol anten aplikatörü a) El fantomu parmak uygulaması, b) Alt bacak fantomu diz uygulaması, c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması.....                                                                                                                                                                           | 98 |
| <b>Şekil 79.</b> El ve alt bacak fantomları Q dağılımları: a) El fantomu parmak uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), b) Alt bacak fantomu diz uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz).....                                                                                                                                  | 98 |
| <b>Şekil 80.</b> El ve alt bacak fantomları sıcaklık dağılımları: a) El fantomu parmak uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), b) Alt bacak fantomu diz uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz).....                                                                                                                           | 99 |

|                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>Şekil 81.</b> El ve alt bacak fantomları üzerine yerleştirilen 1x4 esnek CPW yama anten aplikatörü: a) El fantomu-el üstü, b) El fantomu- orta parmaklar, c) Alt bacak fantomu-kaval kemiği .....                                                                                                                                   | 100 |
| <b>Şekil 82.</b> El ve alt bacak fantomları Q dağılımları: a) El fantomu el üstü uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), b) El fantomu üç parmak uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz).....                                                              | 101 |
| <b>Şekil 83.</b> El ve alt bacak fantomları sıcaklık dağılımları: a) El fantomu el üstü uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), b) El fantomu orta parmaklar uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), c) Alt Bacak Fantomu Kaval Kemiği Uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz).....                                                  | 102 |
| <b>Şekil 84.</b> El ve alt bacak fantomları katlamalı monopol anten aplikatörü optimizasyon sonrası Q dağılımı: a) El fantomu parmak uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), b) Alt bacak fantomu diz uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz) .....        | 104 |
| <b>Şekil 85.</b> El ve alt bacak fantomları esnek CPW yama anten aplikatörü optimizasyon sonrası Q dağılımı: a) El fantomu el üstü uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), b) El fantomu üç parmak uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5GHz) .....            | 105 |
| <b>Şekil 86.</b> El ve alt bacak fantomları katlamalı monopol anten aplikatörü optimizasyon sonrası sıcaklık değerleri: a) El fantomu parmak uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), b) Alt bacak fantomu diz uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz)..... | 107 |
| <b>Şekil 87.</b> El ve alt bacak fantomları CPW yama anten aplikatörü optimizasyon sonrası sıcaklık değerleri: a) El fantomu el üstü uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), b) El fantomu üç parmak uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz).....          | 108 |
| <b>Şekil 88.</b> El fantomu parmak uygulaması a) 2,4 GHz için SAR <sub>10g</sub> görüntüsü b) 3,5 GHz için SAR <sub>10g</sub> görüntüsü.....                                                                                                                                                                                           | 109 |
| <b>Şekil 89.</b> Alt bacak fantomu diz uygulaması a) 2,4 GHz için SAR <sub>10g</sub> görüntüsü b) 3,5 GHz için SAR <sub>10g</sub> görüntüsü.....                                                                                                                                                                                       | 110 |
| <b>Şekil 90.</b> Alt bacak kaval kemiği fantomu diz uygulaması a) 2,4 GHz için SAR <sub>10g</sub> görüntüsü b) 3,5 GHz için SAR <sub>10g</sub> görüntüsü .....                                                                                                                                                                         | 110 |

|                                                                                                                                                            |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| <b>Şekil 91.</b> El fantomu el üstü uygulaması a) 2,7 GHz için SAR <sub>10g</sub> görüntüsü b) 4,5 GHz için SAR <sub>10g</sub> görüntüsü.....              | 111 |
| <b>Şekil 92.</b> El fantomu üç parmak uygulaması a) 2,7 GHz için SAR <sub>10g</sub> görüntüsü, b) 4,5 GHz için SAR <sub>10g</sub> görüntüsü.....           | 112 |
| <b>Şekil 93.</b> Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması a) 2,7 GHz için SAR <sub>10g</sub> görüntüsü b) 4,5 GHz için SAR <sub>10g</sub> görüntüsü ..... | 112 |



## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

### Simgeler

|                    |                                                     |
|--------------------|-----------------------------------------------------|
| $A$                | lamda/4                                             |
| $C$                | Kapasite                                            |
| $c$                | Özgöl Isı                                           |
| $^{\circ}\text{C}$ | Santigrad Derece                                    |
| $c_b$              | Kanın Özgöl Isısı                                   |
| $C_e$              | Çift Mod Kapasite                                   |
| $C_m$              | Hatlar Arasındaki Kapasite                          |
| $C_o$              | Tek Mod Kapasite                                    |
| $\text{dB}$        | Desibel                                             |
| $D_{\text{max}}$   | Antenin En Büyük Boyutu                             |
| $e$                | Verimlilik                                          |
| $\text{erfc}(x)$   | Hata Fonksiyonu                                     |
| $f_c$              | Merkez Frekansı                                     |
| $f_H$              | Yüksek Frekans                                      |
| $f_L$              | Düşük Frekans                                       |
| $g_k$              | $\phi_k$ Mevcut Noktasındaki $f$ 'nin Gradyanı      |
| $H_k$              | İkinci Dereceden Türevin Simetrik Matrisi           |
| $h$                | Yükseklik                                           |
| $H(r,t)$           | Manyetik Alan Şiddet Vektörü                        |
| $i_x$              | x Yönünde Faz Kayması                               |
| $i_y$              | y Yönünde Faz Kayması                               |
| $k$                | İterasyon Sayısı                                    |
| $K$                | Termal İletkenlik                                   |
| $M$                | Manyetik Akı Yoğunluğu                              |
| $N$                | Anten Dizisindeki Eleman Sayısı                     |
| $\text{NaCl}$      | Sodyum Klorür                                       |
| $P(r)$             | Ortalama Güç Yoğunluğu                              |
| $P(r)'$            | Reaktif Güç Yoğunluğu                               |
| $P_{\text{rad}}$   | Anten Tarafından Yayılan Güç                        |
| $P_{\text{rec}}$   | Antenin Besleme Gücü                                |
| $Q$                | Güç Yoğunluğu                                       |
| $Q_h$              | Sağlıklı Dokularda Birim Hacim Başına Tüketilen Güç |

|                           |                                                    |
|---------------------------|----------------------------------------------------|
| $q_m$                     | Birim Hacim Başına Metabolik Isı Üretimi           |
| $Q_r$                     | Tümörlü Dokularda Birim Hacim Başına Tüketilen Güç |
| $R$                       | Doku Kalınlığı                                     |
| $r$                       | Uzamsal Konum Vektörü                              |
| $R_{atm}$                 | İncelenen Nesnenin Atmosferi                       |
| $R_{cam}$                 | İncelenen Nesnenin Yayıdığı Radyasyon              |
| $R_{env}$                 | İncelenen Nesnenin Çevredeki Ortamı                |
| $S$                       | Ortalama SAR                                       |
| $S_{11}$                  | Giriş Kapısı Yansıma Katsayısı                     |
| $S_{12}$                  | Ters Voltaj Kazancı                                |
| $S_{21}$                  | İleri Voltaj Kazancı                               |
| $S_{22}$                  | Çıkış Kapısı Yansıma Katsayısı                     |
| $SAR_{10g}$               | 10-gram SAR Değeri                                 |
| $SAR_{1g}$                | 1-gram SAR Değeri                                  |
| $s_k$                     | k İterasyondaki Basamak                            |
| $A_g$                     | Atmosfer Geçirgenliği                              |
| $T$                       | Sıcaklık                                           |
| $t$                       | Zaman Değişimi                                     |
| $T_a$                     | Arteriyel Kan Sıcaklığı                            |
| $\tan \delta$             | Kayıp Tanjant                                      |
| $u_0$                     | Işık Hızı                                          |
| $\omega_b$                | Birim Hacim Başına Kan Kütle Akış Hızı             |
| $\omega_i$                | i Öğesinde Karmaşık Dizi Ağırlığı                  |
| $W_u(\vartheta, \varphi)$ | Radyasyon Yoğunluğu                                |
| $Z_1$                     | Kaynak Empedansı                                   |
| $Z_2$                     | Anten Empedansı                                    |
| $Z_o$                     | Karakteristik Empedans                             |
| $Z_{oe}$                  | Çift Mod Empedansı                                 |
| $Z_{oo}$                  | Tek Mod Empedansı                                  |
| $a$                       | Dönüş Vektörü                                      |
| $\alpha$                  | Alt Dizi Ölçeklendirme Faktörü                     |
| $\beta$                   | Dalga sayısı                                       |
| $\beta_e$                 | Çift Mod Sabiti                                    |
| $\beta_{eff}$             | Efektif Fiziksel Sabit                             |
| $\beta_o$                 | Tek Mod Sabiti                                     |

|               |                                        |
|---------------|----------------------------------------|
| $\Gamma$      | Yansıma Katsayısı                      |
| $\Delta_k$    | Güven Bölge Kısıtlaması                |
| $\Delta_x$    | x Yönünde İterasyon Sayısı             |
| $\Delta_y$    | y Yönünde İterasyon Sayısı             |
| $\Delta_z$    | z Yönünde İterasyon Sayısı             |
| $\Delta\phi$  | Diferansiyel Faz Kayması               |
| $\xi_e$       | Emisivite                              |
| $\epsilon_e'$ | Etkin Elektriksel Geçirgenlik          |
| $\epsilon'$   | Elektriksel Geçirgenlik Reel Kısım     |
| $\epsilon''$  | Elektriksel Geçirgenlik İmajiner Kısım |
| $\epsilon_0$  | Vakum Geçirgenliği                     |
| $\epsilon_r$  | Alttaş Dielektrik Sabiti               |
| $\epsilon$    | Ortamin Nispi Geçirgenliği             |
| $\zeta_k$     | k'ıncı Elemanın Açısai Konumu          |
| $\theta$      | Yükselme Açısı                         |
| $\theta_c$    | Yapının Elektriksel Uzunluğu           |
| $\lambda$     | Dalga Boyu                             |
| $\lambda_e$   | Etkin Dalga Boyu                       |
| $\mu$         | Ortamin Manyetik Geçirgenliği          |
| $\rho$        | Dokunun Kütle Yoğunluğu                |
| $p_1$         | Elemanlar Arasındaki Mesafe            |
| $\sigma$      | Elektrik İletkenliği                   |
| $\sigma_e'$   | Görelî Etkin İletkenlik                |
| $\varphi$     | Azimut Açısı                           |
| $\Omega$      | Direnç                                 |
| $\omega$      | Kan Perfüzyon hızı                     |
| $\Phi$        | Giriş Fazı (Insertion phase)           |
| $l$           | İlgili Yapının Fiziksel Uzunluğu       |
| $E(r,t)$      | Elektrik Alan Şiddet Vektörü           |
| $E_x$         | x Yönündeki Alan Bileşeni              |
| $E_y$         | y Yönündeki Alan Bileşeni              |
| $H_s$         | Kompleks Manyetik Alan Bileşeni        |
| $E_s$         | Kompleks Elektrik Alan Bileşeni        |

## Kısaltmalar

|         |                                                                                                                             |
|---------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 3-B     | 3 Boyutlu                                                                                                                   |
| 4G      | Fourth Generation (Dördüncü Jenerasyon)                                                                                     |
| 5G      | Fifth Generation (Beşinci Jenerasyon)                                                                                       |
| AE      | Anten Entegre                                                                                                               |
| AF      | Dizi Faktörü                                                                                                                |
| ANSI    | American National Standards Institute (Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü)                                               |
| BW      | Band Width (Bant Genişliği)                                                                                                 |
| CE      | Coupling Element (Bileşim Elemanı)                                                                                          |
| CENELEC | European Electronic Standardization Committee (Avrupa Elektroteknik Komitesi Standardizasyonu)                              |
| CNR     | National Research Council (Ulusal Araştırma Konseyi)                                                                        |
| CPW     | Coplanar Waveguide (Eş Düzlemli Dalga Kılavuzu)                                                                             |
| CST     | Computer Simulation Technology (Bilgisayar Simülasyon Teknolojisi)                                                          |
| D       | Direktivite, Yönelim                                                                                                        |
| DGS     | Defected Ground Structure (Bozuk Zemin Yapısı)                                                                              |
| EM      | Elektromanyetik                                                                                                             |
| EU      | European Union (Avrupa Birliği)                                                                                             |
| FCC     | Federal Communications Commission (Federal İletişim Komisyonu)                                                              |
| FNBW    | First Null Beam Width (İlk Sıfır Işın Genişliği )                                                                           |
| GHz     | Gigahertz                                                                                                                   |
| HFSS    | High Frequency Structure Simulator (Yüksek Frekans Yapı Simülasyonu)                                                        |
| HPBW    | Half Power Beam Width (Yarım Güç Işın Genişliği)                                                                            |
| Hz      | Hertz                                                                                                                       |
| ICRNIP  | International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (Uluslararası İyonize Olmayan Radyasyondan Korunma Komisyonu) |
| IEEE    | Institute of Electrical and Electronics Engineers (Elektrik ve Elektronik Mühendisleri Enstitüsü)                           |
| IoT     | Internet of Things (Nesnelerin İnterneti)                                                                                   |
| kHz     | Kilohertz                                                                                                                   |
| LTE     | Long-Term Evolution (Uzun Süreli Gelişim)                                                                                   |
| MHz     | Megahertz                                                                                                                   |
| MMIC    | Monolithic Microwave Integrated Circuit (Monolitik Mikrodalga Entegre Devre)                                                |

|       |                                                            |
|-------|------------------------------------------------------------|
| MRI   | Magnetic Resonance Imaging (Manyetik Rezonans Görüntüleme) |
| NRE   | Non-Radiating Edge (Işıma Yapmayan Kenar)                  |
| PEC   | Perfect Electric Conductor (Mükemmel Elektrik İletkeni)    |
| PHz   | Petahertz                                                  |
| PLA   | Polilaktik Asit                                            |
| PMC   | Perfect Magnetics Conductor (Mükemmel Manyetik İletkeni)   |
| RE    | Radiating Edge (Işıma Yapan Kenar)                         |
| RF    | Radyo Frekans                                              |
| RL    | Return Loss (Geri Dönüş Kaybı)                             |
| SAM   | Spesifik Antropomorfik Manken                              |
| SAR   | Specific Absorption Rate (Özgül Soğurma Oranı)             |
| SLL   | Side Lobe Level (Yan Lob Seviyesi)                         |
| SMA   | Sub Minyatür Ampheol                                       |
| THz   | Terahertz                                                  |
| UCA   | Uniform Circular Array (Düzgün Dairesel Dizi)              |
| ULA   | Uniform Linear Array (Düzgün Doğrusal Dizi)                |
| URA   | Uniform Rectangular Array (Düzgün Dikdörtgen Dizi)         |
| USA   | United States of America (Amerika Birleşik Devletleri)     |
| VBA   | Visual Basic for Applications                              |
| VH    | Visible Human                                              |
| VSWR  | Voltage Standing Wave Ratio (Voltaj Duran Dalga Oranı)     |
| Wi-Fi | Wireless Fidelity (Kablosuz Bağlantı)                      |
| WLAN  | Wireless Local Area Network (Kablosuz Yerel Ağ)            |

# GİRİŞ

## Motivasyon

Teknolojik gelişmeler neticesinde hayatımıza giren EM (Elektromanyetik) dalga maruziyetinin artması ile vücut üzerinde oluşacak ısı artışının faydalı ve zararlı etkileri bulunmaktadır. EM dalga maruziyetinin tıp alanında faydalı etkileri kullanılırken, teknolojik cihazların yoğun kullanılması ile de istenmeyen etkileri ortaya çıkmaktadır. Tez kapsamında EM radyasyonun faydalı ve zararlı etkilerini ele alan iki farklı çalışma sunulmuştur.

Kablosuz cihazların kullanılmasıyla birlikte, dokuların cihazlardan gelen radyasyonu emerek, dokularda ısı artışına neden olduğu bilinmektedir. İstenmeyen ısı artışının oluşturabileceği etkileri inceleyebilmek için kablosuz haberleşmede son dönemde sıklıkla kullanılmaya başlanan akıllı gözlükler çalışma kapsamında ele alınmıştır. Akıllı gözlüklerde navigasyon, video yakalama ve eşleştirilmiş bir cep telefonundan gelen aramaları kabul etme / reddetme gibi birçok uygulama bulunmaktadır. Gözlük haberleşmesinde kullanılan antenlerin performansı incelenerek oluşturabileceği etkiler hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir. Son yıllarda özellikle akıllı gözlüklerde yaşanan teknolojik gelişmelerden dolayı kafatası ve cilt üzerine etkileri konusunda önemli çalışmalar yapılmıştır. Tez kapsamında 5G (Fifth Generation) ve IoT (Internet of Things) uygulamalarının da artması ile birlikte, gelişen teknolojinin akıllı gözlüklere entegre edilmesiyle oluşturacağı istenmeyen etkiler yeni bir araştırma konusu olarak incelenmiştir.

Kanser hastalığının tedavisinde hipertermi tekniğinin ortaya çıkması ile birlikte EM dalgalarının oluşturabileceği pozitif etkiler üzerine araştırmalar hız kazanmıştır. Çeşitli frekanslar ile sık görülen kanser türleri üzerine çalışmalar deneysel ortamda sunulmaya başlamıştır. Literatür araştırması yapıldığında özellikle göğüs, prostat ve beyin kanserleri üzerine yapılan çalışmalar ile karşılaşmıştır. Bu çalışmalarda bir hipertermi aplikatörü tasarımı yapılarak, cerrahi bir müdahaleye ihtiyaç duyulmadan tedavinin başarı ile sonuçlandırılması üzerine yoğunlaşmıştır. Literatürde sunulan çalışmalara göre kemik kanseri için hipertermi uygulamaları mevcuttur. Bu çalışmalara göre hipertermi tedavisinin uygulanması cerrahi müdahale esnasında yapılmaktadır. Başarılı sonuçlar ancak bu şekilde elde edilmektedir. Cerrahi müdahalenin hastanın yaşam tarzında büyük bir değişikliğe neden olması, kemik kanseri tedavisinde lokal olarak kullanılabilecek hipertermi aplikatörü gereksinimini ortaya çıkarmaktadır. Tümörün en yoğun görüldüğü bölgelerdeki ekstremitelerdeki kemikleri tek düze

bir yapıya sahip değildir. Her ekstremitte kemik yapısının farklı boyutlara sahip olması (alt kol ve üst kol kemiklerinin aynı olmaması gibi.) ve kişiden kişiye değişiklik göstermesi sebebiyle esnek olmayan, sabit bir hipertermi aplikatör tasarımı başarılı sonuç vermeyecektir. Bu sebeple tez kapsamında kemik kanseri tedavisinde kullanılmak üzere tasarlanan esnek hipertermi aplikatör prototipleri detaylı olarak ele alınmaktadır.

## Teze Genel Bakış ve Literatür Araştırması

Son yıllarda çeşitli frekanslarda çalışan kişisel kablosuz cihazların (akıllı telefonlar, akıllı saatler, akıllı gözlükler, vb.) kullanımı popülerlik kazanmaktadır. Bu cihazlarda navigasyon, sürüş yardımı, video yakalama ve eşleştirilmiş bir cep telefonundan gelen aramaları kabul etme / reddetme gibi birçok uygulama bulunur. Bunlara ilaveten, yeni teknolojiler için geliştirilen bu cihazların 5G frekanslarında Nesnelerin İnterneti konsepti ile çalışması beklenmektedir. Birçok ülkede 5G frekansları belirlenmiştir ve belirlenen ana bant aralıkları Tablo 1’de verilmektedir (lisanssız bant aralıkları kalın, italik olarak belirtilmiştir) (Gas and Miaskowski 2019; Pujol *et al.* June 2019) .

5G teknolojisi ile akıllı telefonların yerini yakın gelecekte akıllı gözlüklerin alması beklenmektedir (Daponte *et al.* 2013; Ravikumar *et al.* 2016). 5G teknolojisi ve IoT, aynı anda daha fazla cihazın bağlanılmasına fırsat tanıdığı için akıllı gözlüklerin kişisel bazlı ortalama kullanım süresinde artış beklenmektedir. Bu durum nedeniyle insanlar IoT kullanımını öncesi döneme kıyasla daha fazla elektromanyetik radyasyona maruz kalabilirler.

**Tablo 1.** Çeşitli ülkeler için 5G frekans bantları

| Ülke    | < 1 GHz | < 3 GHz | 4 GHz                                 | 5 GHz        | 24-28 GHz        | 37-40 GHz                             | 64-71 GHz         |
|---------|---------|---------|---------------------------------------|--------------|------------------|---------------------------------------|-------------------|
| USA     | 600MHz  | 2.5GHz  | <b>(3.55-3.7GHz)</b><br>(3.7-4.52GHz) | (5.9-7.1GHz) | (24.25-28.35GHz) | (37.6-42GHz)<br><b>(47.2-48.2GHz)</b> | <b>(64-71GHz)</b> |
| Kanada  | 600MHz  | —       | —                                     | —            | (27.5-28.35GHz)  | (37-37.6GHz)<br><b>(37.6-40.GHz)</b>  | <b>(64-71GHz)</b> |
| EU      | 700MHz  | —       | 3.4-3.8GHz                            | 5.9-6.4GHz   | (24.5-27.5GHz)   | —                                     | —                 |
| Çin     | —       | —       | 3.3-3.6GHz                            | 4.8-5GHz     | (24.5-27.5GHz)   | (37.5-42.5GHz)                        | —                 |
| Japonya | —       | —       | 3.6-4.2GHz                            | 4.4-4.9-GHz  | (27.5-29.5GHz)   | —                                     | —                 |

Vücuda yakın olan çeşitli kablosuz cihazların kullanılmasıyla, dokular cihazlardan gelen radyasyonu emer ve bu radyasyon sıcaklık artışına neden olur. Dokular ve kablosuz cihazlar arasındaki etkileşim, kablosuz cihazların artan kullanımı bakımından biyolojik etkilerle ilgili endişeleri artırmaktadır (Repacholi 1998; Lahiri *et al.* 2015; Varshini and Rama Rao 2017). Son yıllarda özellikle akıllı gözlüklerde yaşanan teknolojik gelişmelerden dolayı

EM dalgaların kafatası üzerine etkileri konusunda önemli çalışmalar yapılmıştır. Akıllı gözlük çalışmaları incelendiğinde; bir cep telefonunun metalik (Bellanca *et al.* 2006; Zhang and Wang 2010; Pizarro *et al.* 2014) ve plastik çerçeveli gözlükler (Cihangir *et al.* 2015; Cihangir *et al.* 2017; Cihangir *et al.* 2017; Lan *et al.* 2018) ile özgül soğurma oranı açısından insan kafası üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Plastik çerçeveli gözlükler de (Cihangir *et al.* 2013; Cihangir *et al.* 2015; Cihangir *et al.* 2017; Lan *et al.* 2018) 4G (Fourth Generation)'de çalışan entegre anten ve Wi-Fi (Wireless Fidelity) iletişimi ile akıllı gözlüklerin etkileri için bir çalışma yapılmıştır. Cihangir *et al.* çalışmalarında, CE (Coupling Element) tipi anten tasarımı yapılarak kafanın farklı bölgelerine ve kulak arkasına yerleştirilmesi durumları için SAM (Spesifik Antropomorfik Manken) ve VH (Visible Human) kafa fantomu üzerindeki SAR (Specific Absorption Rate) dağılımı analiz edilmiştir. Deneyisel süreçte anten ve gözlük üretimi yaparak, bir SAM kafa fantomu üzerinde SAR ölçüm probu ile test ölçümleri yapmışlar ve Wi-Fi frekansına göre elde edilen ortalama SAR verilerini sunmuşlardır.

Uluslararası İyonize Olmayan Radyasyondan Korunma Komisyonu (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection-ICRNIP) tarafından belirlenen standart değerlerin (Guideline 1998) üzerine çıkan EM alan şiddeti değerleri doku üzerinde istenmeyen ısıtma etkilerine neden olabileceğinden (Mertz 2016), bu frekanslar için SAR dağılımlarını bilmek önemlidir. Literatürde akıllı gözlükler ve giyilebilir antenler ile ilgili yapılan çalışmalar Tablo 2'de sunulmaktadır. Özetlenen literatür çalışmalarında, öngörülen 5G frekansları için herhangi bir SAR dağılım analizinin yapılmadığı görülmektedir.

**Tablo 2.** Literatürdeki akıllı gözlük ve giyilebilir anten çalışmaları ile önerilen çalışmaların karşılaştırılması

| Anten                                       | Bant Genişliği (GHz)                      | Frekans Aralığı               | Çok Bantlı Uygulama |
|---------------------------------------------|-------------------------------------------|-------------------------------|---------------------|
| Monopol /Loop (Cihangir <i>et al.</i> 2018) | 2,32-2,35 <sup>a</sup>                    | 2,4 GHz WLAN                  | Çift bant           |
| Dipol (Kaburcuk and Elsherbeni 2018)        | 2,3-2,6/4,8-5,1 <sup>b</sup>              | Wi-Fi ve 5G ( 6 GHz'nin altı) | Çift bant           |
| PIFA (Zheng <i>et al.</i> 2016)             | 2,35-2,42 <sup>b</sup>                    | 2,4 GHz                       | Tek bant            |
| IFA (Choi and Choi 2017)                    | 2,43-2,48 <sup>b</sup>                    | 2,4 GHz                       | Tek bant            |
| Monopol (Hong <i>et al.</i> 2016)           | 2,28-2,62 <sup>b</sup>                    | Bluetooth ve Wi-Fi            | Tek bant            |
| Dual-CE (Cihangir <i>et al.</i> 2013)       | 0,7-0,96/1,7-2,7 <sup>a</sup>             | LTE                           | Çift bant           |
| Loop (Wang <i>et al.</i> 2019)              | 0,81-1,07/1,68-2,7 <sup>a</sup>           | LTE                           | Çift bant           |
| Baskılı Dipol (Bu Çalışma)                  | 2,42-2,56/3,6-3,9/5,9-6,3 <sup>b</sup>    | Wi-Fi ve 5G ( 6 GHz'nin altı) | Üç-bant             |
|                                             | 2,37-2,51/3,48-3,6/4,48-4,54 <sup>b</sup> |                               |                     |

<sup>a</sup> = -6dB Bant genişliği, <sup>b</sup> = -10 dB Bant genişliği, CE= Bağlantı Elemanı

İnsan vücudunun çeşitli kısımları üzerinde farklı frekanslarda oluşan SAR ve termal dağılımlar genellikle elektromanyetik simülasyon araçları (Computer Simulation Technology - CST, High Frequency Structure Simulator - HFSS, vb.) kullanılarak hesaplanır.

Elektromanyetik simülasyon araçları giyilebilir cihazlarda kullanılan RF (Radyo Frekans) antenlerinin güvenlik değerlendirmesi için bir RF anteni ile bir insan vücudu arasındaki etkileşimi ortaya koyar (Brishoual *et al.* 2001; Chavannes *et al.* 2003; Varshini and Rama Rao 2017). Bu araçlar, vücudun karmaşık yapılarını gerçekleştirmede ve gerçekçi fiziksel ayarların eşleştirilmesinde yetersizdir. Mikrodalga sistemlerinin sayısal modellemesi ideal olarak simüle edilmiş olsa da, ideal olmayan elektrik, mekanik ve çevresel faktörler nedeniyle gerçekçi çözümler sunmaz (Mobashsher and Abbosh 2015). Bu nedenle, insan vücudunun varlığı bu sistemler için en iyi ölçüm ortamıdır. Bununla birlikte, dokudaki güç yoğunluğu ve sıcaklık artışının izlenmesi gerektiğinde SAR ve hipertermi gibi bazı deneylerin gerçek bir insan dokusu üzerinde yapılması uygun değildir (Mobashsher and Abbosh 2015). Bu nedenle, yapay doku fantomlarının kullanımı mikrodalga sistemlerini ve sıcaklık artışını test etmek için çok kullanışlıdır (Bakar *et al.* 2010; Islam *et al.* 2018). İnsan kafası, insan vücudundaki en karmaşık yapılardan biridir. Birçok farklı doku içerdiği için insan kafasını simüle etmek kolay değildir. Homojen malzeme içeren yapay doku, üretim sürecini kolaylaştırmak amacıyla birçok çalışmada kafa fantomu için kullanılmıştır (Mobashsher and Abbosh 2014; McDermott *et al.* 2017).

Biyolojik dokuların dielektrik özellikleri, insan vücudundaki elektromanyetik enerjinin dağılımı için belirleyici faktördür. Bu nedenle, nispi geçirgenlik, kayıp faktörü ve iletkenlik, elektromanyetik modelleme ve simülasyonlar için önemli parametrelerdir. Vücudun çeşitli dokularının özelliklerini ölçen birçok araştırmacı olmasına rağmen, bu çalışmada, Ulusal Araştırma Konseyi (National Research Council-CNR) tarafından ilgili rezonans frekanslarında yayınlanan dokuların elektriksel özellikleri benimsenmiştir (Van Hippel 1944).

Biyolojik etkilerin incelenmesi için hazırlanan yapay doku fantomlarının elektriksel özellikleri, gerçek vücut dokularıyla karşılaştırılması için çok önemlidir. Fantomun ömrü, deneylerin tekrarlanabilirliği ve araştırmanın devamı için özellikle önemlidir. Fantomun temel bileşenlerini seçerken; maliyet, suda çözünürlük, toksisite ve erişilebilirlik dikkate alınmalıdır.

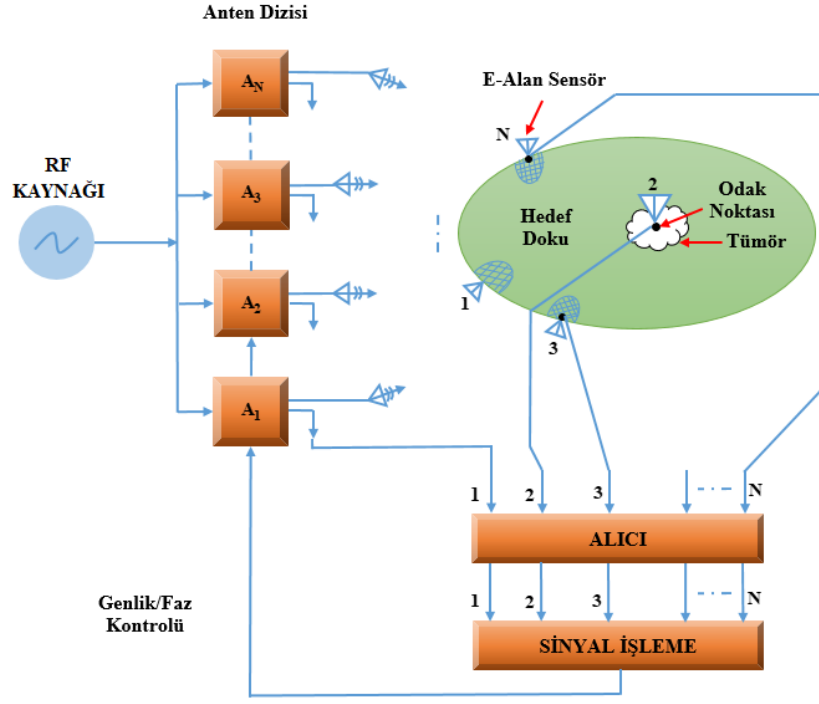
Literatürde, düz, eliptik, dikdörtgen kesitli homojen ve çok katmanlı modeller gibi basitleştirilmiş doku fantom modelleri mevcuttur (Varshini and Rama Rao 2016). Yarı sıvı jel fantom literatür çalışmalarına göre, iletkenliği arttırmak için de-iyonize suya tuz eklenirken, de-iyonize suyun geçirgenliğini azaltmak için, polietilen tozu, polivinil klorür, polioksietilen, yağ, şeker veya akrilik gibi düşük dielektrik geçirgenliklere sahip bazı malzemeler eklenir. (Duan *et al.* 2014; Soler González 2014; Castelló-Palacios *et al.* 2016; Castelló-Palacios *et al.* 2017). Çeşitli rezonans frekansları için deneysel bir fantomda ısı dinamiklerinden SAR ve güç

yoğunluğu üzerine sayısal ve deneysel araştırmalar yapılmıştır (Simba *et al.* 2011; Varshini and Rama Rao 2016; Varshini and Rama Rao 2017; Destruel *et al.* 2019).

Geleneksel SAR ölçüm sistemleri elektriksel ve manyetik alan ölçümlerine ve dokulardaki sıcaklık dağılımına dayanmaktadır (Abd-Alhameed *et al.* 2005; Suoto *et al.* 2010). Literatürde SAR değerleri manyetik rezonans termal görüntüler ve fantom termal özellikler kullanılarak doğru bir şekilde hesaplanmıştır (Podhajsky and Coe 2012). Kızılötesi termografi kullanılarak yapılan termal dağılım ölçümünün, çeşitli kablosuz uygulamalar veya biyoyumluluk açısından giyilebilir cihazların uygunluğunu belirlemek için SAR veya güç yoğunluğu ölçümlerine paralel olabilen basit ve etkili bir teknik olduğu öne sürülmüştür (Varshini and Rama Rao 2017). Değişken yoğunluklarda ve frekanslarda RF'ye maruz kalmanın termal etkileri üzerine çeşitli in-vivo ve in-vitro çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalara göre, RF maruziyetinin nörotransmitter aktiviteleri, bağışıklık sistemi, beyin tümörleri, hücre motivasyon oranları vb. üzerinde bazı etkileri vardır (Cleary 1993; Verschaeve *et al.* 2010). İnsan vücudu ile elektromanyetik etkileşime giren mikrodalga sistemlerinin elektromanyetik güvenliği, teknolojik gelişmeler için önemli faktörlerden biridir.

Biyomedikal uygulamalar tıp bilimlerinde dizi anteninin avantajını kullanan çok önemli bir alandır (Turner 1984; O'donnell 1990). Mikrodalga görüntüleme meme tümörünü tespit etmek için adaptif antenlerin en çok kullanım alanlarından biridir (Liu *et al.* 2004; Villers *et al.* 2006). Bu teknikte bir anten dizisi, doku yüzeyinde bir takım geniş bant dürtüleri iletir ve daha sonra alıcı anten dizisi, yansıtılan sinyali zararlı tümöre odaklamak ve diğer dokulara yayılma etkisini azaltmak için uyarlamalı ışın şekillendirme kullanır. Şekil 1, uyarlanabilir anten dizisi kullanan hipertermi sistemini göstermektedir.

Amerikan kanser birliğinin kemik kanseri analizine göre, kemik kanseri vakalarının son 5 yılda %33,1'inin ölümle sonuçlandığı tespit edilmiştir (National Cancer Institute and National Cancer Institute ; U.S. Cancer Statistics Working Group ; Lujan *et al.* 2017). Literatüre göre kemik tümörleri dünya popülasyonunu etkileyen bir problem olmakla birlikte, onları tedavi etmek için yeni bir tekniğe odaklanan çok az araştırma grubu vardır. Kemik kanseri tedavi yöntemlerinde radyoterapi veya kemoterapi yerine ana tedavi yöntemi olarak cerrahi işlem kullanılır. Cerrahi operasyon hastanın yaşam tarzında büyük bir değişikliğe neden olur. Ek olarak, radyoterapi veya kemoterapi yöntemleri, sadece kanserli bölgeyi değil aynı zamanda sağlıklı dokuları da etkilediği için yeni bir tedavi yönteminin aranmasına neden olmuştur.



**Şekil 1.** Ayarlanabilir hipertermi anten dizisi sistemi (Curto *et al.* 2018)

Son zamanlarda, umut verici olan bir alternatif kanser tedavisi olarak noninvaziv mikrodalga hipertermi yöntemi önerilmiştir (Fessenden *et al.* 1990; Bansal 2005; Burfeindt *et al.* 2011). Bu tür tedavinin diğer termal tedavilere kıyasla yararı, çeşitli kanser türlerine uygulanabilen iyonize olmayan ve invaziv olmayan bir yaklaşım olmasıdır. Örneğin, baş, boyun ve göğüs bölgelerinde (Yacoub and Hassan 2012), (Huilgol *et al.* 2010; Merunka *et al.* 2014; Takook *et al.* 2015; Trefna *et al.* 2015) malignitelerin tedavisi için mikrodalga hipertermi kullanma potansiyeli klinik olarak test edilmiştir (Paulides *et al.* 2007; Togni *et al.* 2013). Termal tedavi olarak uygulanan hipertermi, hastanın yaşam tarzını etkilemeden sadece tümör dokusunu ısıtmak suretiyle sağlıklı dokuları etkilemeyen bir tedavi yöntemi olarak araştırılmaya ve uygulanmaya başlanmıştır.

Termal tedavide meydana gelen temel olay, iç veya dış radyasyon kaynağı ile vücut içindeki sıcaklığı artırmaktır. Termal tedavi; hipertermi, diatermi ve termal ablasyon olmak üzere üç farklı kategoride incelenmektedir (Habash *et al.* 2006). Hipertermi tekniğine göre, kanserli dokularda istenen sıcaklığı (42-45°C) elde etmek için, klinik protokolleri izleyerek hastanın vücuduna bir anten veya anten dizisi yerleştirilir. Bir anten dizisi veya tek bir anten yardımı ile ışın biçimlendirme tekniği kullanılır. Işın biçimlendirme tekniği ile kanserli doku tamamen veya ciddi şekilde hasar görürken, tümör çevresindeki sağlıklı dokularda minimal etki gözlenir.

Mikrodalga hipertermi tedavisinin başarısı, yalnızca anten elemanları için doğru uyarma detaylarının bulunmasını içeren odaklama tekniğinin etkinliğine bağlıdır. Bu adım, EM

problemlerinin üç boyutlu bir ortamda çözülmesini gerektirir. Bu nedenle, optimum çözümleri belirlemek için büyük simülasyonlar ve hesaplamalar gerektiğinden hesaplama zorlukları ortaya çıkar. Anten dizisi konfigürasyonu, mikrodalga hipertermi sistemlerinin tasarımında da büyük bir endişe kaynağıdır. EM dalgalarının çalışma frekansına bağlı olarak hangi derinliğe ulaşacağı sınırlandırılır, bu da çalışmanın başarısını etkiler. Bu nedenle, anten dizisinin tasarımı, çalışma frekansının etkisini ve tümörün yerini dikkate almalıdır. Kemik kanserini tedavi etmek için invaziv olmayan bir mikrodalga hipertermi sistemini başarılı bir şekilde tasarlamak ve uygulamak için tartışmasız en önemli mühendislik zorluğu, sağlıklı dokuda herhangi bir “sıcak nokta” ya neden olmadan homojen olmayan bir insan kemiğinde tümörün lokalize ısınmasını sağlamaktır.

Kemik kanseri ile ilgili hipertermi çalışmaları incelendiğinde, literatürde genellikle teorik analizler sunulmuş ve birkaç deneysel sonuç ile karşılaşılmıştır. 1996 yılında Fan *et al*, 62 kemik kanseri hastasında hipertermi tedavisi uyguladığını bildirmiştir. Tıbbi bir mikrodalga jeneratörü kullanılan tedavide 5 hastaya ek cerrahi işlemler uygulanmış, 57 hastada ise sadece hipertermi tekniği ile iyileşmenin görüldüğü belirtilmiştir (Fan *et al*. 1996; Fan *et al*. 1996). Bu çalışmanın ardından, 1999 yılında Rossetto and Stauffer jeneratör kullanarak kemik kanseri fantomunda hipertermi uygulamasının teorik hesaplarını sunmuşlar ve analiz sonuçlarına göre %53,8 oranında başarılı olduklarını iddia etmişlerdir (Rossetto and Stauffer 1999). 2002 yılında Takakuda *et al*, tıbbi mikrodalga jeneratörü Microtaze HSD-20M kullanarak hipertermi tedavisi için yeni bir deneysel çalışma geliştirmiştir. 1,5 yaşında bir kemik hastası için, cerrahi operasyon sırasında aplikatör kullanarak tümör bölgesini temizleyerek başarı sağlamışlardır (Takakuda *et al*. 2002). Wust *et al*, 1999 yılında manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen kanserli bölgelerin tedavisi için bir hipertermi tedavi programı hazırlamıştır (Wust *et al*. 1999). 2012 yılında Ji *et al*, cerrahi operasyon sırasında monopol bir anten kullanarak kanserli bir köpeği tedavi etmeyi başardığını bildirmişlerdir (Ji *et al*. 2012). 2013 yılında Karampatzakis *et al*, tarafından bir çift yuvalı anten yapısı kullanan hipertermi aplikatör uygulaması için yeni bir sayısal analiz çalışması yapılmıştır (Karampatzakis *et al*. 2013). 2016 yılında Fan *et al*, cerrahi müdahale sırasında dipol anten yardımı ile dokulara mikrodalga enerjisi vererek tümör bölgesini temizlemeyi başarmıştır (Fan *et al*. 2016). Trujillo-Romero *et al*, Martínez-Valdez *et al* ve Lujan *et al*, 2017 yılında hipertermi uygulamalarında kullanılmak üzere çift yuvalı anten tasarımları yapmıştır (Lujan *et al*. 2017; Martínez-Valdez *et al*. 2017; Trujillo-Romero *et al*. 2017).

Son yıllarda, sağlık, askeri ve teknoloji alanlarında esnek antenler sıkça kullanılmaktadır. Esnek antenler, teknolojinin geliştirilmesi için çok faydalıdır. Esnek

antenlerin en büyük avantajı, hareket nedeniyle yüzeyde bir değişiklik gözlemlendiğinde anten parametrelerinde radikal değişikliklerin gözlenmemesidir (Mahe *et al.* 2012). Esnek antenler kullanılarak yapılan hipertermi aplikatörleri mevcuttur, ancak genellikle meme, beyin ve prostat kanserine odaklanılmıştır (Sherar *et al.* 2001; Bahramiabarghouei *et al.* 2015; Alqadami *et al.* 2018).

Esnek anten tasarımında tekstil malzemesi, kâğıt bazlı malzeme, polimer bazlı malzeme gibi çeşitli esnek malzemeler kullanılabilir. Malzemenin özellikleri antenin davranışı üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Genel olarak, bir malzemenin dielektrik özellikleri frekansa, sıcaklığa ve yüzey pürüzlülüğüne bağlıdır. Düzlemsel mikroserit antenin bant genişliği ve verimliliği esas olarak malzemenin geçirgenliği ve kalınlığı ile belirlenir (Salvado *et al.* 2012). Ek olarak, iletkenlik antenin verimliliğinde önemli bir faktördür. Tablo 3'te literatürdeki esnek anten çalışmaları ve performans kıyaslamaları gösterilmektedir. Literatürde, kemik kanseri için yapılan hipertermi aplikatör çalışmalarında esnek antenlerin kullanıldığı bir çalışma bulunmadığı gözlemlenmiştir.

**Tablo 3.** Farklı frekanslar için esnek antenlerin performans kıyaslaması

| Frekans (GHz) | Malzeme ( $h$ ; $\epsilon_r$ ; $\tan \delta$ ) | Kazanç(dB)  | Bant genişliği         | Kullanıldığı Uygulama                                             |
|---------------|------------------------------------------------|-------------|------------------------|-------------------------------------------------------------------|
| 2,45<br>5,8   | <b>Keçe kumaş</b><br>(1,1mm; 1,38;0,023)       | 3,9<br>5,2  | %4<br>%16              | Vücuda takılan antenler (Zhu and Langley 2009)                    |
| 3<br>7<br>13  | <b>Kapton</b><br>(0,58mm; 3,4;0,02)            | 2<br>4<br>5 | %116<br>%35,7<br>%38,4 | Esnek elektronik (Khaleel <i>et al.</i> 2012)                     |
| 3,5<br>9      | <b>PTFE</b><br>(0,127mm; 2,2;0,0009)           | -2<br>-2    | %5,7<br>%20            | X-bant uygulamaları (Liu <i>et al.</i> 2014)                      |
| 2,45          | <b>Kâğıt</b><br>(1mm; 2,31;0,02)               | 2,45        | %6,1                   | Kemik kanseri (Geyikoglu <i>et al.</i> 2019)                      |
| 2,45          | <b>Silikon</b><br>(0,3mm; 3,3;0,007)           | -2,3        | %11,4                  | Kablosuz kafa içi basınç izleme sistemi (Khan <i>et al.</i> 2017) |
| 1,9<br>5,4    | <b>Kapton</b><br>(0,13mm;3,48;0,02)            | -2,8<br>0,9 | %51<br>%60             | Kablosuz haberleşme (Hamouda <i>et al.</i> 2015)                  |
| 2,7<br>4,5    | <b>Kapton</b><br>(0,127mm;3,5;0,002)           | 5,7<br>4,2  | %3,7<br>%2,2           | Kemik Kanseri (Tez Kapsamında Yapılan Çalışma)                    |
| 2,4/3,5       | <b>Kapton</b><br>(0,127mm;3,5;0,002)           | 4           | %6,3                   | Kemik Kanseri                                                     |
|               | <b>Kâğıt</b><br>(0,1mm;2,31;0,001)             | 4,4         | %2,9                   | (Tez Kapsamında Yapılan Çalışma)                                  |

İnvazif olmayan bir mikrodalga hipertermi aplikatörü tasarlarken genel yaklaşım, mikrodalga sinyallerini istenen bölgeye iletmek için anten dizisinden faydalanmaktır. Belirli bir ısıma örüntüsüne sahip antenler, uygun genlik ve faz değerine göre düzenlenerek oluşturulan bir anten dizilimi sayesinde farklı bir ısıma örüntüsü (çizgi, daire, düzlem vb.) elde edilebilir (Wang *et al.* 2013; Sonkki *et al.* 2014; Huang *et al.* 2015). Yüksek frekanslı elektromanyetik

cihazların penetrasyon derinlikleri, malzemelerin emicilik özellikleri nedeniyle sınırlıdır. Bu dezavantajın üstesinden gelmek için anten fazı kullanılır. Anten fazı, yüksek penetrasyon derinliği, radyasyon düzeninin kontrolü ve düzgün bir dağılım nedeniyle istenmeyen sıcak noktaların azaltılmasını sağlar. Anten dizisi elemanlarının genliği ve faz kontrolü, radyasyon şeklini istenen radyasyon şekline yakınlaştırır. Bu şekilde tasarlanmış hipertermi aplikatörü, ışın odaklama tekniği kullanılarak tümör dokusuna farklı noktalarda müdahale etmek için kullanılabilir (Converse *et al.* 2004; Converse *et al.* 2006).

Faz kayması sağlayabilen diferansiyel faz değiştiriciler, faz modülasyonu iletişim sistemleri, ışın oluşturma sistemleri, fazlı diziler, mikrodalga cihazları ve ölçüm sistemleri gibi mikrodalga sistemlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Literatürde, iletim hattına yük eklenmesi (stub-loaded transmission line) (Ai *et al.* 2017), enine bağlı yapı (broadside-coupled structure) (Zhou *et al.* 2017), birleştirilmiş çizgi yapısı (coupled line structure) (Xu *et al.* 2016), Schiffman yapısı (Lyu *et al.* 2018) gibi farklı teknikler kullanılarak faz kaydırıcılar oluşturulmuştur. Çalışmalarda, faz kayması minimum 15 derecelik adımlarla  $0 \sim 90^\circ$ ,  $90^\circ \sim 180^\circ$  ile sınırlandırılmıştır. Bununla birlikte, hipertermi gibi uygulamalar sinyali doğru noktaya hedeflemek için küçük faz kaymaları ile ışın oluşturma gerektirir.

### **Tez Çalışmasının Özgünlüğü ve Literatüre Katkısı**

Bu tez kapsamında elektromanyetik dalgaların biyolojik dokular üzerindeki etkilerini gözlemleyebilmek için Wi-Fi ve 5G bağlantısına sahip olan akıllı gözlüklerin kullanılmasıyla ortaya çıkan elektromanyetik radyasyonun, insan kafasıyla etkileşiminin ölçüsü olan özgül soğurma oranı araştırılmıştır. Çalışmada anten ve akıllı gözlüğü temsilen 3-B gözlük prototip tasarımı CST Microwave Studio programında hazırlanarak, üretimi gerçekleştirilmiştir. Simülasyon ortamında performans parametreleri değerlendirilen antenler daha sonra akıllı gözlüğü temsilen simülasyonu yapılan 3-B gözlükle beraber SAM kafa fantomu ve VH kafa fantomu üzerine yerleştirilerek SAR dağılımı bakımından incelenmiş uluslararası standartlar ile kıyaslanmıştır. Çalışmada incelenen frekanslar 2,45-3,6- 3,8- 4,56 ve 6 GHz'dir. Son 4 frekans, akıllı gözlükler için bu çalışma ile literatürde ilk kez incelenmiştir (Geyikoğlu *et al.*). Üç-bant anten prototipleri ve 3-B gözlük üretimi gerçekleştirilerek, serbest uzayda, gözlük üzerinde ve kullanıcı kafasında olması durumları için rezonans frekansı ve yansıma katsayısı bakımından değerlendirilmiştir. Kafa dokusunu temsilen yarı sıvı jel fantom üretimi yapılarak, kızılötesi termografi tekniği ile yaklaşık SAR hesaplaması yapılmıştır. Akıllı gözlük çalışmalarında ortalama SAR değerinin kızılötesi termografi tekniğini kullanarak hesaplanması ilk çalışma özelliğindedir (Geyikoğlu *et al.* 2019). İlaveten 4 denek üzerinde anten ve gözlüklerin

kullanılmasıyla cilt üzerinde meydana gelebilecek sıcaklık değişimi yine kızılötesi termografi yöntemi kullanılarak incelenmiştir.

Bu tezde, kemik kanserinin mikrodalga hipertermi tedavisi için iki farklı, 1x4 elemanlı, esnek anten dizisi tasarımları yapılmış ve odaklama tekniği kapsamlı olarak incelenmiştir. Çalışmanın ışın demeti yönlendirme ile odaklanma tekniğinde kullanılmak üzere, birleştirilmiş hat yapısı kullanılarak yapılan evrensel referans çizgisinde, çoklu bölme ilavesi ile yeni bir diferansiyel faz değiştirici önerilmiştir. Önerilen cihaz, evrensel bir referans çizgisiyle 10 derecelik açılarda faz kaymasına izin verir ve daha küçük bir faz kaydırma aralığı gerektiren uygulamalarda kolayca kullanılabilir. Önerilen tasarım, tek bir alt tabaka kullanarak 2,2-2,7 GHz frekansında 0 ila 90° faz aralığında değişime sahiptir. Önerilen faz kaydırıcı yapısı, aynı referans hattına istenen herhangi bir faz kaymasını sağlamak için birleştirilmiş hat üzerine çok kesitli yapılar eklemektedir. Yapılan literatür çalışmaları incelendiğinde, tasarımı ve faz kaydırma miktarı açısından ilk çalışma niteliğindedir (Geyikoglu *et al.* 2020). Tasarım teori, simülasyonlar ve ölçümlerle doğrulanmıştır. Bu çalışmanın amacına göre esnek anten teknolojisi kullanarak kemik kanseri hastalarında cerrahi işlem yapmadan termal tedaviyi destekleyen etkin bir hipertermi aplikatörü tasarlanmıştır. Temel olarak, kemik kanseri de dâhil olmak üzere kanser tedavisinde mikrodalga hipertermi kullanmak için nihai hedef, sağlıklı dokuyu normal seviyelerde tutarken bir tümör alanında terapötik sıcaklıklara ulaşmak için mikrodalga sinyallerini kullanmaktır. Bu hedef, başka bir yere yıkıcı bir şekilde eklenirken, bir hedef konumunda yapısal olarak birleştirilen mikrodalga sinyallerini iletmek için bir anten dizisi kullanılarak gerçekleştirilir. Basitleştirilmiş bir ortamda mikrodalga hipertermi yapmak yerine, çalışmalarımız 3-B hastaya özgü bir kemik modelinden oluşturulan gerçekçi ortama göre yürütülmüş ve ısıtma kaynağı bir anten dizisi tarafından iletilmiştir. Araştırma sırasında, önerilen tekniğimizin güvenilirliği, birkaç farklı kemik kanserli doku modelleri kullanılarak test edilmiştir, bunlar ayrıca çeşitli lokasyonlarda tümörler içermektedir. Uyarım sinyallerinin doğru fazlarını ve genliklerini bulmak için odaklama yaklaşımlarına optimizasyon yöntemleri uygulanmıştır. Mikrodalga hipertermi için önerilen odaklama tekniği, bir dielektrik kemik fantomu üzerinde bir mikrodalga hipertermi sisteminin oluşturulması ve simülasyon ortamında test edilmesi ile doğrulanmıştır. Tez kapsamında önerilen aplikatör, kemik kanseri üzerine yapılan çalışmalar içerisinde esnek anten yapısını kullanan ilk çalışma niteliğindedir.

### **Tez Çalışması ile Ulaşılan Hedefler**

Biyolojik dokular üzerinde elektromanyetik dalgaların etkisinin incelendiği önceki çalışmaların dezavantajlarının üstesinden gelmek ve bu tezin amacına ulaşmak için tezde aşağıda belirtilen hedeflere yönelik çalışmalar yapılmış ve bu hedeflere başarıyla ulaşılmıştır.

1. *5G için kompakt anten tasarımı ve üretimi:* Akıllı gözlüklerde kullanılması hedeflenen, literatürde verilen 5G frekans aralığı için anten tasarımı yapılmıştır.
2. *3-B giyilebilir gözlük tasarımı ve üretimi:* Akıllı gözlük olarak kullanılabilecek, sağ kulak üzerinde antenin yuvası olan, yüksek dielektrik değerine sahip PLA (Polilaktik Asit) malzemesi kullanılarak tasarım ve üretim yapılmıştır. Malzemenin elektromanyetik akım dağılımına olan olumlu etkisinin gözlemlenmesi sağlanmıştır.
3. *Jel fantom hazırlanması:* Çalışmada önerilen antenler tarafından yayılan gücün oluşturduğu SAR dağılımını analiz edebilmek için kafa dokusunu temsilen aynı dielektrik özelliklere sahip yarı sıvı jel fantom üretilmiştir. Fantomun kararlılığını test edebilmek için elektriksel özellikleri 14 gün boyunca ölçülmüştür.
4. *Kızılötesi termografi tekniğinin kullanılması:* SAR dağılımının analizini gerçekleştirebilmek için termal kamera kullanılarak, termogramlardaki sıcaklık artışına bağlı olarak yaklaşık SAR değerleri hesaplanmıştır.
5. *Kompakt ve yönlü esnek antenlerin tasarımı:* Anten dizisi oluşturarak sistem performansı artırmak için kompakt ve yönlü anten tasarımı yapılmıştır. Literatürdeki çalışmalarda sabit boyutlarda dipol antenler kaynak olarak kullanılmıştır. Tedavi esnasında kemik yapısına uygun bükme işlemi yapabilmek için esnek alüminyum malzemesi kullanılmıştır.
6. *Anten dizisi tasarımı:* Anten dizisi, EM dalganın kemik fantomu içinde daha derin yerlere iletilebileceği şekilde tasarlanmıştır. Ayrıca, anten dizisinin konfigürasyonu, sıcak noktaları kontrol ederken tümörde lokal ısıtma yeteneğini artıracak şekilde inşa edilmiştir.
7. *Hesaplama araçlarının geliştirilmesi:* Hesaplama araçları, kemikte emilen gücü tahmin etmek için kullanılan EM simülasyonunu ve mikrodalga gücünün neden olduğu indüklenmiş sıcaklığı hesaplamak için kullanılan termal simülasyonu içerir. Çalışmada EM ve termal simülasyonlar CST programında gerçekleştirilirken, anten dizilerinin başlangıç parametreleri optimizasyon yöntemi ile Matlab yazılımı kullanılarak elde edilmiştir. Optimizasyonu gerçekleştirmek için Matlab ve CST arasında VBA kodlama yardımıyla bir bağlantı kurulmuştur.
8. *Gerçekçi bir kemik modelinin geliştirilmesi:* Mikrodalga hipertermi çalışmasında gerçekçi ortamlar oluşturmak için, modeller MRI verilerinden alınan bilgilere dayanarak oluşturulmuştur. Veriler Matlab'da işlenmiş ve daha sonra simülasyonlarda kullanılan CST'de modeller oluşturmak için kullanılmıştır.

9. *Mikrodalga hiperterminin anten dizisi ve Güven Bölgesi Çerçevesi Optimizasyonu kullanılarak odaklanması:* Odaklama tekniği, gerçekçi bir kemik fantomunun etrafına yerleştirilmiş bir anten dizisi aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Önerilen odaklama tekniği, hastanın tümörlü dokusu üzerine bir tedavi yöntemi sunacağı için önceki çalışmaların pratik kısıtlamalarının üstesinden geldiği için gerçek anten dizileri, hastaya özgü kemik modeli içindeki tümör konumundaki ısıtmayı sınırlandırmak için kullanılmıştır. Anten elemanlarının giriş uyarıları (genlik ve fazlar) optimize edildiğinden sağlıklı dokuda sıcak nokta oluşmamıştır. Odaklama tekniğini gerçekleştirmek için, CST’de EM ve termal simülasyonların birleştirilmiş projesi inşa edilirken, antenlerin giriş uyarma ayrıntılarını bulmak için Güven Bölgesi Çerçevesi kullanılmıştır. Geliştirilmiş bir odaklama tekniği, global optimizasyon tekniğine sahip bir 3-B dizi kullanılarak gerçekleştirmiştir. Mikrodalga gücünü sadece dizinin düzleminde bulunan tümörlere odaklayabildiğinden, 3-B dizisi mikrodalga gücünü kemik fantomu boyunca farklı konumlarda (dikey ve yatay) konsantre etme yeteneği sunmuştur. Bu nedenle, tümörlerin farklı pozisyonlarda tedavi edilmesini sağlamıştır.
10. *Odaklanma tekniği için faz kaydırıcı tasarımı ve üretimi:* Tümörlü noktaya doğru odaklama yapabilmek için minimum derecede faz kaydırıcı tasarımı ve üretimi yapılmıştır. S parametre devre denklemleri ve tasarım parametreleri, önerilen faz kaydırıcısı için çift/tek mod ve iletim hattı analiz teknikleri kullanılarak hesaplanmıştır.

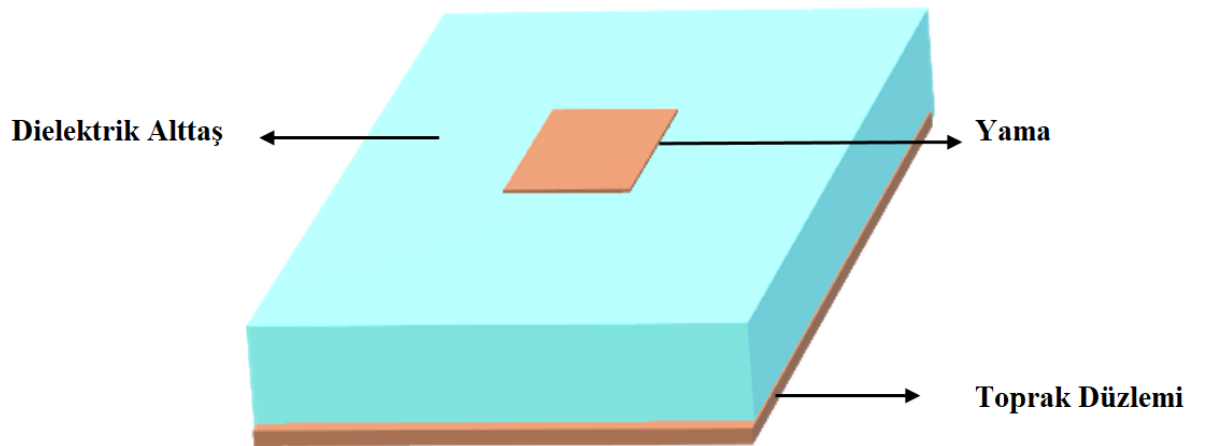
## KURAMSAL TEMELLER

### Anten Çeşitleri ve Tasarım Teknolojileri

Kablosuz iletişim teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte, iletişim elemanı olarak kullanılan antenlerin önemi ciddi oranda artmıştır. Kablosuz teknolojilerin artması kompakt, hafif ve yüksek verimli anten tasarımlarında yeni gelişmeler yaşanmasına sebep olmuştur. Bu nedenle mevcut sistemlerde kullanılan 3-B (çanak, horn vb.) antenlerden ziyade taşınabilir boyutlarda tasarlanabilen düzlemsel antenler daha sık kullanılmaya başlanmıştır. Düzlemsel antenler doğrudan bir dielektrik alttaş üzerine tasarlanarak, devre kartının bir parçasına veya tamamına basılabildiğinden kablosuz iletişimde yaygın olarak kullanılmaktadır. Uygulama çeşitlerine bağlı olarak birkaç anten türü ortaya çıkmıştır. Bu bölümde düzlemsel antenlerin temelini oluşturan mikroşerit yama ve eş düzlemsel yama antenler ayrıntılı olarak ele alınmıştır.

#### Mikroşerit antenler.

Mikroşerit anten kavramı ilk olarak 1953'te ABD'den Deschamps (Deschamps 1953) tarafından önerilmiştir. Daha sonra 1970'de Byron, aşamalı dizi uygulaması için bir alt tabaka ile bir zemin düzleminden ayrılan bir şerit yama önermiştir. Temel dizi elemanı olarak yayılan kenarlara eş eksenli olarak beslenen yarım dalga boyu genişliğinde bir şerit kullanılmıştır (Byron 1972). Bir yüzeyin metalik yaması ve diğer tarafında bir zemin düzlemi olan mikroşerit antenin basit temel konfigürasyonu Şekil 2'de gösterilmiştir. Yama iletkenleri normalde bakır veya altındır ve herhangi bir geometride olabilir. Uzunluğu tipik olarak rezonans frekansına karşılık gelen dalga boyunun yaklaşık yarısı kadardır (Pozar 1992; Balanis 2016).



Şekil 2. Mikroşerit yama anten geometrisi (Balanis 2016).

Kullanılan dielektrik altaş malzemesi antenin boyutunu ve radyasyon özelliklerini belirler. Dielektrik sabitinin artırılması anten boyutlarının küçülmesini sağlar, ancak antenin bant genişliğini ve verimliliğini azaltır veya bunun tersi de geçerlidir. Mikroşerit antende kullanılan yama iletkeninin kalınlığı da rezonans karakteristiklerinin belirlenmesinde önemlidir. Kalınlık arttıkça, bant genişliği uyarılan yüzey dalgalarına bağlı olarak artar veya bunun tersi de geçerlidir. Mikroşerit antenler farklı şekillerde beslenebilir.

- Koaksiyel Besleme veya Prob Beslemesi:

Bir mikroşerit anten bir koaksiyel kapı yardımı ile beslenebilir. Sub Minyatür Amphenol (SMA) konnektörünün iletkeni, bir geçiş deliğinden yama metalizasyonuna lehimlenir ve dış iletken, arka zemine tutturulur.

- Mikroşerit Hat Besleme:

Aynı altaş üzerindeki bir mikroşerit hattı, bir yamayı beslemek için kullanılabilir. Bu durumda, yama mikroşerit hattının bir uzantısı olarak düşünülebilir ve her ikisi de aynı anda üretilebilir.

- Yakın Etkileşimli Mikroşerit Besleme:

Yakınlık etkileşimli besleme, alt tabaka üzerinde bir mikroşerit çizgisi olan iki tabakalı bir altaş yapısı kullanılır ve üst tabaka üzerine basılan yamanın altındaki bir açıklıkta sonlanır.

- Açıklık Bağlantılı Mikroşerit Besleme:

Alt tabakadaki zemin düzlemindeki küçük bir açıklıktan, üst tabakadaki bir mikroşerit yamasına bağlanan bir mikroşerit besleme hattından oluşur.

Mikroşerit antenler geleneksel mikrodalga antenlere göre çeşitli avantajlara sahiptir ve bu nedenle 100 MHz ile 100 GHz arasındaki geniş frekans aralığını kapsayan birçok uygulama için kullanılır. Mikroşerit antenlerin geleneksel mikrodalga antenlere kıyasla temel avantajlarından bazıları aşağıda verilmektedir (Pozar 1992; Balanis 2016).

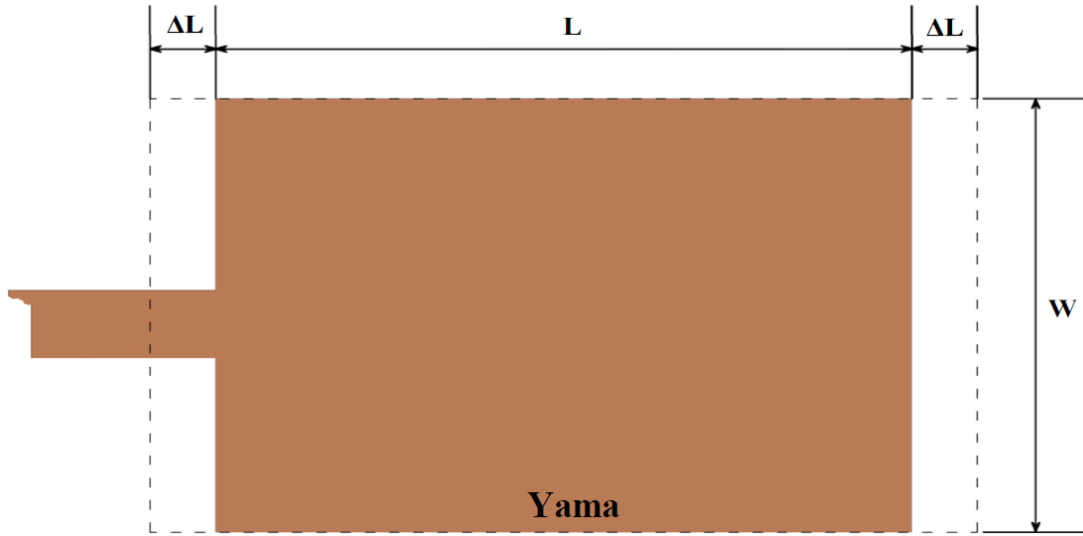
- Modern kablosuz aygıtlar için uygun hafif, düşük hacimli ve ince profil yapılıdır,
- Düşük üretim maliyeti,
- Kolay imalat,
- Monolitik Mikrodalga Entegre Devreler (MMIC'ler) ile entegrasyon için uygunluk,
- Doğrusal ve dairesel polarizasyon üretmek için uyumlu basit beslemeli enine ışımalı radyasyon,
- Besleme hatları ve eşleşme devrelerinin aynı anda üretilebilmesi,

- Çift frekanslı veya çoklu frekanslarda geometri değişikliklerinin mümkün olması,
- Çift polarizasyon antenlerinin kolayca uyumlanması,
- Boşluk (cavity) desteğine gerek olmaması.

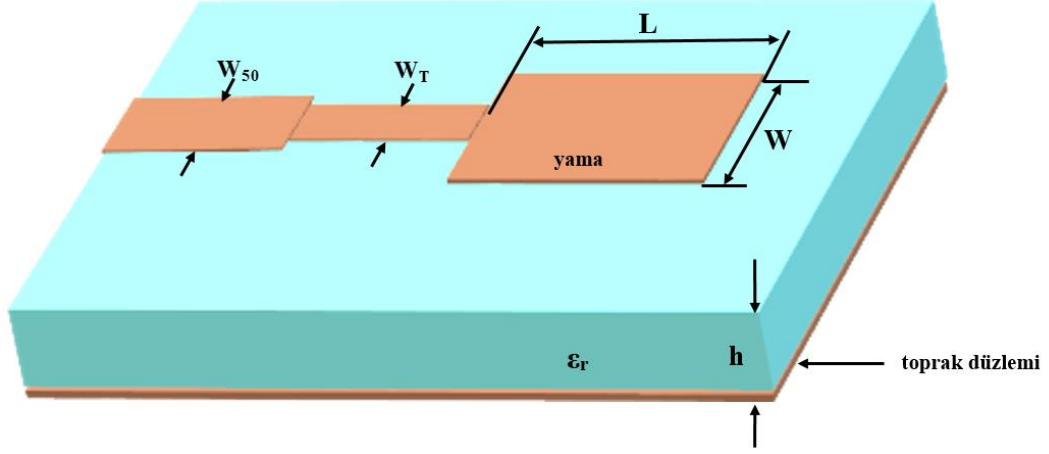
Bununla birlikte, mikroşerit antenler, birçok kablosuz uygulamada kullanımı sınırlandıran bazı doğal dezavantajlara sahiptir.

- Dar bant genişliği ve buna bağlı tolerans sorunları,
- Tek düzlemli radyasyon; mikroşerit antenlerin yarı uzaya yayılması,
- Daha düşük güç kullanma kapasitesi ve zayıf radyasyon,
- Kalın alttaşlar kullanıldığında yüzey dalgalarının uyarılması,
- Biraz daha düşük kazanç ( $\sim 6\text{dB}$ ),
- Dizilerin besleme yapısında büyük direnç kaybı olması.

Kullandığımız yaklaşıma göre yamayı oluşturan iletken kalınlığının ( $t$ ), hesaplamalarımız üzerinde bir etkisinin olmadığı varsayılmaktadır, çünkü alttaş kalınlığı ( $h$ ), ( $h \gg t$ ) yamaya kıyasla çok kalındır. Bu yüzden sadece yama boyutlarına bağlı ampirik formüller kullanılır. Genişlik ( $W$ ), uzunluk ( $L$ ), yükseklik ( $h$ ) ve alt tabakanın dielektrik sabiti ( $\epsilon_r$ )'dir. Şekil 3 ve Şekil 4'de verilen dikdörtgen yama antenine ait tasarımda kullanılan matematiksel hesaplamalar aşağıda verilmektedir.



**Şekil 3.** Bir mikroşerit yamanın fiziksel ve etkili uzunluğu (Balanis 2016)



**Şekil 4.** Dikdörtgen mikroşerit yama anteni (Balanis 2016)

Mikroşerit hattının genişliği 2.1 nolu denklem ile hesaplanır (Balanis 2016).

$$W = \frac{1}{2f_r \sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} = \frac{v_0}{2f_r} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} \quad (2.1)$$

Şekil 3 ve Şekil 4'deki mikroşerit yama anteni, saçaklanmanın etkisi nedeniyle fiziksel boyutlarından daha uzun görünür. Bu nedenle etkili uzunluk fiziksel uzunluktan ( $\Delta L$ ) kadar farklıdır. Yamanın uzunluğunu hesaplamak için 2.2-2.4 nolu denklemler kullanılır (Balanis 2016).

$$\frac{\Delta L_{eff}}{h} = 0.412 \frac{(\epsilon_{eff} + 0.3) \left( \frac{W}{h} + 0.264 \right)}{(\epsilon_{eff} - 0.258) \left( \frac{W}{h} + 0.8 \right)} \quad (2.2)$$

$$\epsilon_{reff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2\sqrt{1 + \frac{12h}{W}}} \quad (2.3)$$

$$L = \frac{1}{2f_r \sqrt{\epsilon_{eff}} \sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} - 2\Delta L \quad (2.4)$$

Toprak düzleminde yapılması gereken hesaplamalar için 2.5-2.7 nolu denklemler kullanılmaktadır (Balanis 2016).

$$\text{Toprak düzleminin uzunluğu} \geq 2 \left( \frac{\lambda_{eff}}{4} \right) + L \quad (2.5)$$

$$\text{Toprak düzleminin genişliği} \geq 2 \left( \frac{\lambda_{eff}}{4} \right) + W \quad (2.6)$$

$$\lambda_{eff} = \frac{v_0}{f_r} \sqrt{\epsilon_{eff}} \quad (2.7)$$

Yamanın empedansının hesaplanması için 2.8 nolu denklem kullanılır (Balanis 2016).

$$Z_a = 90 \frac{\varepsilon_r^2}{\varepsilon_r - 1} \left(\frac{L}{W}\right)^2 \quad (2.8)$$

Geçiş bölümünün karakteristik empedansı 2.9 nolu denklemde ifade edildiği gibi olmalıdır.

$$Z_T = \sqrt{50 + Z_a} \quad (2.9)$$

Geçiş hattının genişliği (Balanis 2016)'de 2.10 nolu denklem ile hesaplanır.

$$Z_T = \frac{60}{\sqrt{\varepsilon_r}} \ln\left(\frac{8h}{W_T} + \frac{W_T}{4h}\right) \quad (2.10)$$

50 ohm mikroşerit beslemesinin genişliği 2.11 nolu denklem kullanılarak hesaplanabilir.

$$Z_0 = \frac{120\pi}{\sqrt{\varepsilon_{eff}} \left(1.393 + \frac{W}{h} + \frac{2}{8} \ln\left(\frac{W}{h} + 1.444\right)\right)} \quad (2.11)$$

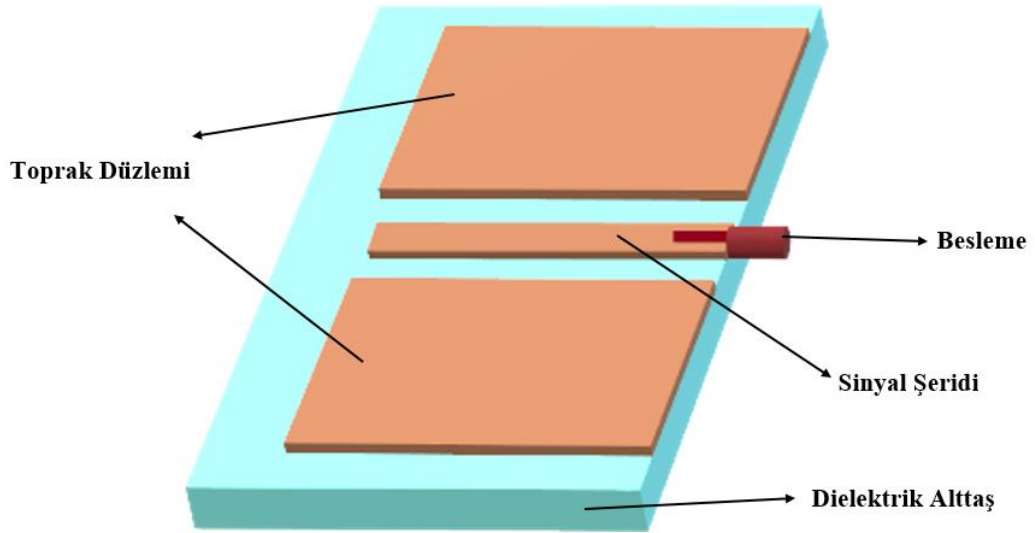
Burada  $Z_0 = 50 \Omega$ .

Geçiş hattının uzunluğu çeyrek dalga boyudur ve ilgili hesaplama 2.12 nolu denklem ile belirlenebilir.

$$l = \frac{\lambda}{4} = \frac{\lambda_0}{4\sqrt{\varepsilon_{eff}}} \quad (2.12)$$

### **Eş düzlemlı Dalga Kılavuzu (Coplanar Waveguide-CPW)**

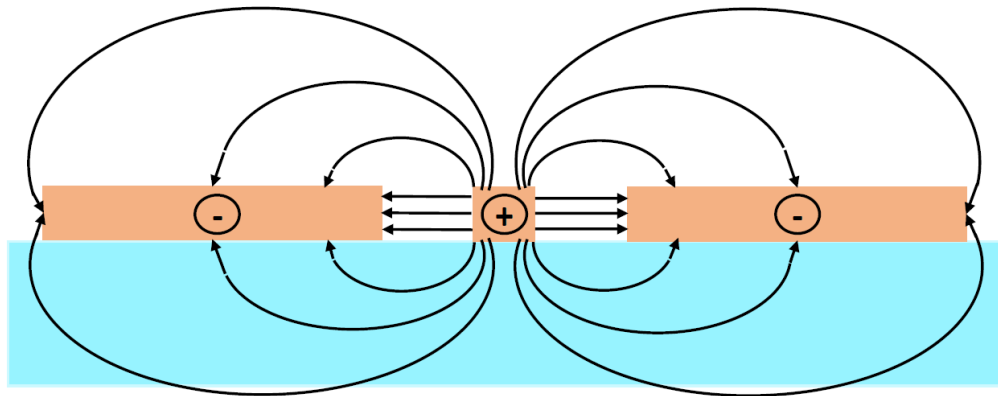
Eş düzlemlı dalga kılavuzu, bir alttaşın üstünde merkezi bir akım taşıyan yamadan oluşan, yan zeminleri yamanın her iki tarafına simetrik veya asimetrik uzanan eş düzlemlıden oluşan bir iletim hattı sistemidir. Eş düzlemlı dalga kılavuzu, mikroşerit hattına bir alternatiftir. Hem eş düzlemlı dalga kılavuzu hem de mikroşerit antenler düzlemsel geometriye sahiptir. Bu nedenle, mikroşerit antenlerin eş düzlemlı dalga kılavuzu ile entegrasyonu için, mikroşerit ve eş düzlemlı yama anteninin bir eş düzlemlı dalga kılavuzu ile beslenmesi arzu edilir. Eş düzlemlı dalga kılavuzu beslemeli anten, geniş bant genişliği, tek bir metalik katmanın en basit yapısı, lehimleme noktaları ve MMIC'ler ile kolay entegrasyon gibi birçok özelliği sayesinde kablosuz iletişim için yaygın olarak kullanılmaktadır (Balanis 2016). CPW iletim hattının üç boyutlu görünümü Şekil 5'te gösterilmiştir.



**Şekil 5.** Eş düzlemlı dalga kılavuzu iletım hattı geometrisi (Balanis 2016)

CPW (Balanis 2016)'nin birkaç özelliği řu şekilde sıralanabilir:

- Merkez şeridin boyutları, boşluk, dielektrik alttaşın kalınlığı ve geçirgenliği; etkili dielektrik sabiti, karakteristik empedansı ve hattın zayıflamasını belirler.
- Eş düzlemlı dalga kılavuzundaki boşluk genellikle çok küçüktür ve öncelikle dielektrikte yoğunlaşan elektrik alanlarını destekler. Hava boşluğundaki küçük saçak alanı ile eş düzlemlı dalga kılavuzu düşük dağılım gösterir. Alt tabaka alanında radyasyonu en aza indirmek için, dielektrik alt tabaka kalınlığı genellikle boşluk genişliğinin yaklaşık iki katına eşit olarak ayarlanır.
- Eş düzlemlı dalga kılavuzu beslemesindeki E ve H alan dağılımı Şekil 6'da gösterilmiştir.
- Eş düzlemsel dalga kılavuzunda, etkili dielektrik sabiti geometriden yaklaşık olarak bağımsızdır. Havanın ve alttaşın dielektrik sabitlerinin ortalamasına eşittir.



**Şekil 6.** Eş düzlemlı dalga kılavuzu elektrik alan dağılımı (Balanis 2016)

Eş düzlemlı dalga kılavuzunun avantaj ve dezavantajları aşağıda verilmektedir.

#### Avantajlar:

- Yamalardaki topraklamalar nedeniyle büyük devre izolasyonu sağlanır. Birçok yüksek çözünürlüklü RF anahtarında 60 dB izolasyon elde etmek için topraklanmış CPW kullanılır.
- Topraklanmış CPW'nin alt referans düzlemi yapısal güç sağlar.
- Daha düşük iletken kayıpları ve dağılımı sağlar.
- Üzerinde bağlantı olmadığından süreksizliklerde düşük radyasyon kaybı olur.
- Daha basit işlem adımları ve arka taraf işlemenin ortadan kaldırılması nedeniyle MMIC'nin imalatında %30 maliyet azalması sağlanır.
- Ayrıca, eş düzlemlı dalga kılavuzu iletim hatlarının empedansı, devrenin empedans uyumunda kolaylık sağlayan normal mikroşerit hatlarından daha düşüktür.

#### Dezavantajlar:

- Yan şeritler, ciddi mod kuplajına neden olabilecek hem tek hem de çift mod akımı üretir.
- Daha düşük ısı dağılımı ve daha düşük yapısal mukavemete sahiptir.
- Aşırı modlardan kaynaklanan yüksek frekans kayıpları, CPW mikroşeritten daha belirgindir.
- Genel olarak, CPW mikroşeritle karşılaştırıldığında daha yüksek kayıplara sahiptir.

CPW, orta şeride, toprak şeridine göre bir sinyal göndererek uyarır. Bu, tek mod dağılımına benzer bir alan dağılımı üretir. Elektrik alan, her bir şeridi çevreleyen bir manyetik alan ile iki yamadaki fazın dışında birleştirilir. Tek mod da, sinyal şeridinin merkezinden geçen düzleme bir manyetik duvar sokulur. Burada boşluklardaki alan dağılımları faz dışıdır ve uzak alanda iptal edilir. Dolayısıyla daha az radyasyon kaybı olur. CPW'nin yapısal ve radyasyon özellikleri onu mikrodalga mühendisliğinin tüm alanları için uygun hale getirir.

Dikdörtgen eş düzlemlı yama anteni, eş düzlemsel dalga kılavuzu besleme hattının uç kenarı etrafına merkezi olarak yerleştirilir. Eş düzlemlı yama anteninin üst ve alt yuvaları boyunca elektrik alan dağılımları faz-içi olup, bu yuvalara ışıma yapan kenarlar (radiating edge-RE) denilmektedir. Koplanır yama anteninin sağ ve sol yuvalarındaki elektrik alan dağılımları faz dışıdır ve bu nedenle bu yuvalara ışıma yapmayan kenarlar (non-radiating edge-NRE) denir (Balanis 2016). Bir mikroşerit yama anteni için iç besleme tasarım denklemi, eş düzlemlı yama anteni için de geçerlidir. Yamadan içeriye doğru girinti, 50 ohm besleme hattının, empedansın 50 ohm'a yakın olduğu yamadaki bir nokta ile eşleştirilmesine yardımcı olur.

Başlangıçta tasarım için eş düzlemlı dikdörtgen yama anteni, çalışma frekansında  $\lambda/2$  olacak şekilde ışıma yapmayan kenarların uzunluğunun seçilmesiyle elde edilecektir. Eş düzlemlı dikdörtgen yama anteni daha sonra eş düzlemlı bir dalga kılavuzu ile beslenir. Rezonans frekansları, eş düzlemlı dikdörtgen yama anteninin uzunluğu değiştirilerek ayarlanabilir. Empedans uyumu, eş düzlemlı dikdörtgen yama anteninin genişliği ayarlanarak gerçekleştirilebilir. Ancak, bant genişliği yama genişliğine de bağılı olduğundan bu düzenlemeden etkilenebilecektir.

Geniş çaplı eş düzlemlı dalga kılavuzları aşağıdaki gibi üç tipte sınıflandırılabilir:

- Geleneksel CPW: Merkez hattın her iki tarafında yarı sonsuz yer düzlemleri vardır. Ancak pratik amaçlı olarak, zemin düzlemleri son derece geniştir.
- İletken destekli CPW: Bu durumda, alt yüzeyde ek bir zemin düzlemi vardır. Sadece mekanik destek vermekle kalmaz, aynı zamanda aktif cihazlar için bir soğutucu görevi görür.
- Mikro işlemlı CPW: Mikro işlenmiş CPW'ler, mikro kalkan hattı ve mikro-işlenmiş bir oluğun üzerinde bir silikon dioksit zarı tarafından süspansiyon haline getirilmiş CPW olmak üzere iki tiptir.

### Anten Parametreleri

Anten tasarımı yapılırken dikkat edilmesi gereken ve tasarımdan sonra antenlerin performans değerlendirilmesine katkı sağlayan bazı parametreler bulunmaktadır. Bu parametrelerin analizi ile antenlerin performansını yorumlayabilmek için parametre tanımları sırasıyla verilmektedir.

**Verimlilik:** Bir mikroşerit yama anteni için verimlilik, mikroşerit elemanından yayılan gücün, eleman tarafından girişte alınan güce bölünmesi olarak tanımlanabilir. Antenin verimliliğini etkileyen, yüksek veya düşük yapan faktörler, dielektrik kaybı, iletken kaybı, gerilim duran dalga oranı (VSWR), çapraz polarize, kayıp ve herhangi bir elemandaki harcanan güçtür. Verimlilik 2.13 nolu denklem ile ifade edilir (Pozar 2009).

$$e = \frac{P_{rad}}{P_{rec}} \quad (2.13)$$

Burada  $P_{rad}$  anten tarafından yayılan güç,  $P_{rec}$  antenin besleme gücüdür.

Radyasyon verimliliği, anten üzerinde yayılan gücün (anten terminallerine verilen elektromanyetik dalga besleme gücü) bir ölçüsüdür. Bir anten tamamen ideal bir elektriksel bileşen olarak yapılabilirse, terminallerine verilen tüm besleme gücünü, çevreye yayılan elektromanyetik enerjiye dönüştürür. Fakat bu sadece teoride mümkündür ve bu nedenle gerçek

hayatta, anten terminallerine beslenen gücün bir kısmı her zaman kaybedilir. Örneğin, anten elemanı ile besleme ağı arasındaki uyumsuzluk güç kayıplarına neden olur.

Anten verimliliği radyasyon yönünü dikkate almaz ve bu nedenle çok yönlü bir ışıma örüntüsü olan mobil cihazların verimliliğini ölçmek için yararlı bir performans ölçütüdür. Mobil cihazlarda, belirli bir radyasyon yönü vurgulanmaz. Öte yandan, antenin belirli bir yönde yayılması gerekiyorsa (yani anten, radyasyon modelinde bazı yönergelere sahip olacak şekilde), anten kazancı daha iyi bir performans parametresidir.

**Geri Dönüş Kaybı:** Bir anten test edilirken geri dönüş kaybı önemli bir parametredir. Empedans uyumu ve maksimum güç aktarımı teorisi ile ilgilidir. Ayrıca, kaynaktan antene güç sağlamak için bir antenin verimliliğinin bir ölçüsüdür. Geri dönüş kaybı (Return Loss-RL), antenden geri yansıyan gücün antenin kaynağından gelen güce oranı ile tanımlanır; matematiksel ifadesi 2.14 nolu denklem yardımıyla ifade edilebilir (Pozar 2009).

$$RL = 10 \log_{10} \frac{P_{ref}}{P_{in}} (dB) \quad (2.14)$$

2.15 nolu denklemde verilen geri dönüş kaybının başka bir tanımı, antene gönderilen güç ile ondan yansıyan güç arasındaki dB farkıdır. 2.15 nolu denklemi gerilim duran dalga oranı ve empedans olarak yeniden düzenlersek 2.16 ve 2.17 nolu denklemler olarak ifade edebiliriz (Balanis 2016).

$$RL = 10 \log_{10} \left| \frac{1}{\Gamma} \right| = -20 \log_{10} |\Gamma| (dB) \quad (2.15)$$

$$RL = 20 \log_{10} \left| \frac{VSWR + 1}{VSWR - 1} \right| (dB) \quad (2.16)$$

$$RL = 20 \log_{10} \left| \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1 - Z_2} \right| (dB) \quad (2.17)$$

Burada gerilim duran dalga oranı,  $Z_1$  ve  $Z_2$  sırasıyla kaynağın ve antenin empedanslarıdır.

**Anten Bant Genişliği:** Anten bant genişliği “antenin bazı özelliklere göre belirli bir standarda uygun olduğu frekans aralığı” olarak tanımlanmaktadır (Pozar 1992). Bant genişliğini belirlemek için kullanılan anten özellikleri giriş empedansı, ışıma örüntüsü, ışın genişliği, polarizasyon, yan lob seviyesi veya kazancı olabilir. Bir antenin bant genişliği, merkez frekansı üzerindeki frekans farkının yüzdesi olarak 2.18 nolu denklem yardımı ile tanımlanabilir:

$$BW(\%) = \frac{(f_H - f_L)}{f_c} \times 100 \quad (2.18)$$

2.19 nolu denklem geniş bantlı antenler için kullanılırken, 2.20 nolu denklem ultra geniş bantlı antenlerin tanımı olarak kullanılır:

$$\frac{2(f_H - f_L)}{(f_H + f_L)} \geq 0,2 \quad (2.19)$$

$$\frac{2(f_H - f_L)}{(f_H + f_L)} \geq 0,5 \quad (2.20)$$

Burada  $f_H$  üst frekans,  $f_L$  alt frekans ve  $f_c$  merkez frekansdır.

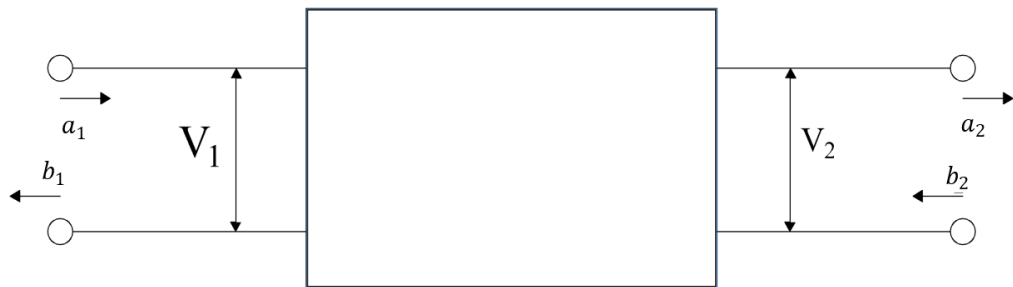
**Kazanç ve Yönlülük:** Yönlülük, bir antenin enerjiyi belirli bir yöne odaklama yeteneğidir. IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) Standard 145-1983'e göre (IEEE 1983) yönlülüğün tanımı: "Yönelme; bir antenin, belirli bir yönde radyasyon yoğunluğunun, antenin tüm yönlerdeki ortalama radyasyon yoğunluğuna oranıdır". Yönlülük her zaman birden büyüktür ve 2.21 nolu denklem ile ifade edilir (Balanis 2016). Bu denklem, maksimum radyasyon gücü değerinin ortalama radyasyon gücü değerine bölünmesiyle elde edilen ve antenin yönelimini veren bir ölçüsüdür.

$$D = \frac{P(\theta, \phi)_{max}}{\frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} \int_0^\pi |P(\theta, \phi)|^2 \sin \theta d\theta d\phi} \quad (2.21)$$

Teorik olarak, anten enerjisini veya dalgasını her yöne eşit olarak yayan bir nokta kaynağıdır. Pratik olarak, anten enerjiyi diğer yönler göre bir yöne daha fazla yayar, yani antenin yönlü anten veya çok yönlü anten olmasını sağlar. Antenin kazancını belirlemek için, sadece maksimum kazanca odaklanacaktır. Anten, diğer yöne kıyasla belirli bir yönde maksimum enerji yayar. Genel olarak anten kazancını hesaplamak için 2.22 nolu denklem kullanılır.

$$G = eD \quad (2.22)$$

**Saçılma Parametreleri:** Saçılma (S) parametreleri, saçılma matrisinin katsayılarıdır. Lineer mikrodalga yapılarının davranışını tanımlamak için kullanılırlar. S parametreleri, sistemin gelen ve yansıyan dalgalar açısından özelliklerini formüle ettiği için RF / mikrodalga ölçümlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. S parametreleri network analizörler ile doğrudan ölçülebilir. Şekil 7'de iki kapılı ağ yapısı gösterilmektedir (Balanis 2016).



Şekil 7. İki kapılı ağ yapısı.

2.23 nolu saçılma matrisi yardımı ile 2-kapılı ağ yapısına ait gelen ve yansıyan dalgalar arasındaki ilişkiyi tanımlayan saçılma parametreleri (2.24-2.27) elde edilir.

$$\begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{bmatrix} \quad (2.23)$$

$$S_{11} = \frac{b_1}{a_1} \quad (2.24)$$

$$S_{12} = \frac{b_1}{a_2} \quad (2.25)$$

$$S_{21} = \frac{b_2}{a_1} \quad (2.26)$$

$$S_{22} = \frac{b_2}{a_2} \quad (2.27)$$

### Anten Dizileri

Temel olarak, tek elemanlı anten radyasyon modelinin ışın genişliği kablosuz uygulamalar için çok geniştir; bununla birlikte, diğer birçok uygulamada, belirli yönlerde yüksek kazanç sağlamak gereklidir (Balanis 2016). Daha dar bir yarım güç ışın genişliğine (Half Power Beam Width – HPBW) ek olarak, uzamsal filtrelemeye sahip olmamız ve kazanımı uygun yönlerde artırmamız gerekebilir. Bu ikinci kategoride, önemli uygulama amaçları için, farklı elemanlardan oluşan dizi antenleri üretilmiştir. Anten dizisi, aynı yönlendirme ve radyasyon desenine sahip ayrı ayrı sensör elemanı “anten” kümesinin geometrik bir düzenlemesidir; bu elemanlar, iletim veya alım bölümünde kullanılmak üzere birbirine bağlanır (Balanis 2016). Çok elemanlı bir anten altyapısı takip edilerek, çok sayıda ana kirişe sahip ışına örüntüleri üretilirken, hepsi beklenen ışın genişliğine sahip, istenen SLL ve boş sınırlama ile üretilebilir. Işın deseni uyarlanma prosedürü, dizi anten elemanlarının sayısı, elemanların geometrik oluşumu ve elemanlar arasındaki boşluk uygun şekilde seçilerek gerçekleştirilebilir. Ek olarak, ışına örüntüsü akım dağılımlarının fazı ve genliği değiştirilerek elektriksel olarak değiştirilebilir. Anten dizilerinin başlıca avantajları aşağıda verilmektedir.

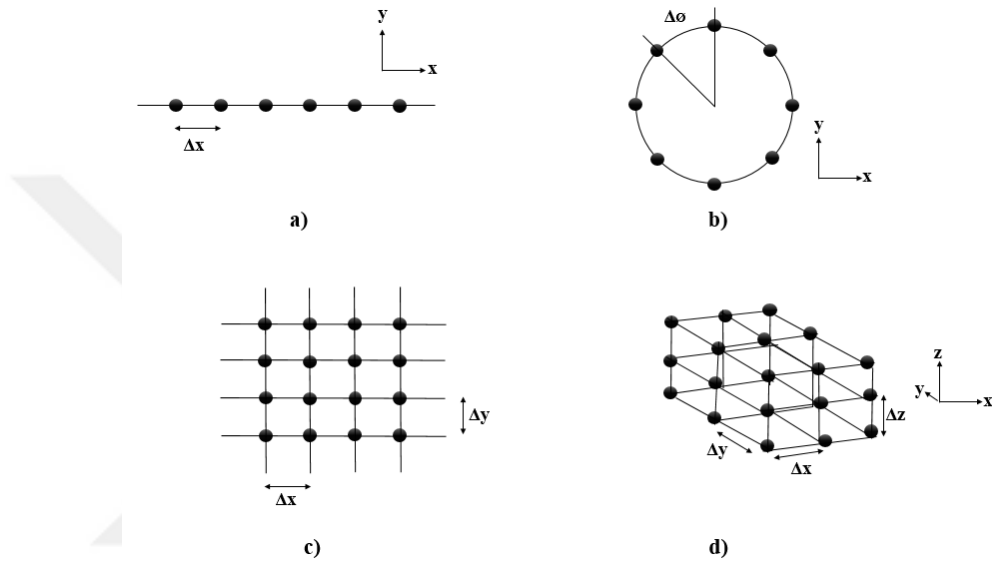
- Genel olarak daha yüksek kazanç sağlarlar,
- Fazlı dizi uygulamaları için kirişin yönlendirilmesinde yardımcı olurlar,
- Girişimleri belirli bir yönden iptal etmede yardımcı olurlar,

Bir anten dizisinin genel ışına modeli aşağıdaki beş değişken tarafından kontrol edilebilir (Mailloux 2017).

- Dikdörtgen, üçgen, dairesel, altıgen vb. gibi dizi kafesleri,
- Bir dizideki elemanlar arasındaki mesafe,

- Bireysel elemanların ışıma örüntüsü,
- Elemanların uyarma genliği,
- Elemanların uyarılma aşaması.

Anten dizilerinin tipleri, elemanlar arasındaki mesafeler eşit olduğunda elemanların geometrik düzenine göre değişir (Bevelacqua 2008). Yerleştirilen elemanlar ve aralarındaki mesafe radyasyon modelini etkiler, çünkü elemanlar arasındaki mesafedeki bir artış ışın genişliğinde bir azalmaya yol açar, ayrıca diziyi temsil eden dizi faktörü dizinin geometrisinden etkilenir. Şekil 8’de, anten dizinin dört farklı anten dizilim tipi gösterilmektedir.



**Şekil 8.** Farklı anten dizisi geometrileri a) doğrusal dizi, b) dairesel dizi, c) dikdörtgensel dizi d) kübik bir dizi (Balanis 2016) (Bevelacqua 2008).

Anten dizisi elemanları yeterince yakın olduğunda, tek bir eleman tarafından yayılan alan, birbirine bitişik elemanlara ve toprak yüzeyine bağlanır. Yayılma, karşılıklı kuplaj, elemanlar arasındaki boşluk, radyasyon kalıbı özelliklerine ve tek elemanın yönüne dayanır. Elemanlar arasındaki boşluk genellikle dalga boyunun yarısına eşit veya daha büyük ise elemanlar arasındaki karşılıklı bağlantı etkilerini önlemek için yeterlidir. Anten dizileri tasarlanırken göz önünde bulundurulması gereken ilk matematik kuralı, dizideki elemanlar arasındaki mesafedir ve 2.28 nolu denklem ile tanımlanır.

$$\frac{\lambda}{2} \leq d \leq \lambda \quad (2.28)$$

$d$  iki bitişik anten arasındaki mesafedir. Eğer anten elemanları arasında ki mesafe yarım dalga boyu uzunluktan daha küçük veya dalga boyu uzunluğundan daha büyükse ızgara lobları meydana gelecektir. Bu terim ana lob ile ilgili önemli genliğe sahip yan lob anlamına gelir (Bevelacqua and Balanis 2006), eğer dizi tekdüze değilse bu olayın kontrol edilmesi zordur.

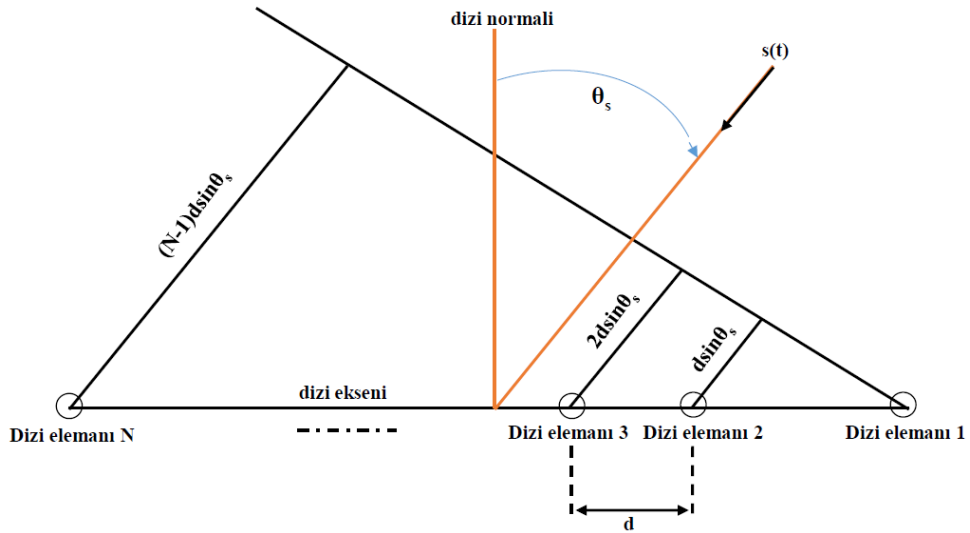
$N = 5$  elemanlı düzgün lineer dizi olduğu varsayıldığında,  $s_1$ ,  $s_2$  ve  $s_3$  sırasıyla antenin her elemanı tarafından alındığı açığı tanımlar. Elemanlardan birinin açısı referans olarak kabul edilir ve diğer eleman açıları 2.29-2.31 nolu denklemler ile hesaplanır ( $d = 0.5\lambda$  varsayıldığında).

$$a(\theta) = \left[ 1, e^{-j\frac{2\pi d}{\lambda} \sin \theta}, \dots, e^{-j(N-1)\frac{2\pi d}{\lambda} \sin \theta} \right]^T \quad (2.29)$$

$$\overline{a}_{s1} = \left[ e^{-j2kd \sin \theta_{s1}} \ e^{-jkd \sin \theta_{s1}} \ 1 \ e^{jkd \sin \theta_{s1}} \ e^{j2kd \sin \theta_{s1}} \right]^T \quad (2.30)$$

$$\overline{a}_{s2} = \left[ e^{-j2kd \sin \theta_{s2}} \ e^{-jkd \sin \theta_{s2}} \ 1 \ e^{jkd \sin \theta_{s2}} \ e^{j2kd \sin \theta_{s2}} \right]^T \quad (2.31)$$

Buradaki  $k$ , dalga vektörü ( $2\pi / \lambda$ ) ve Şekil 9'da daha açıklayıcı  $N$  elemanlı düzgün doğrusal bir dizi gösterimi vardır.



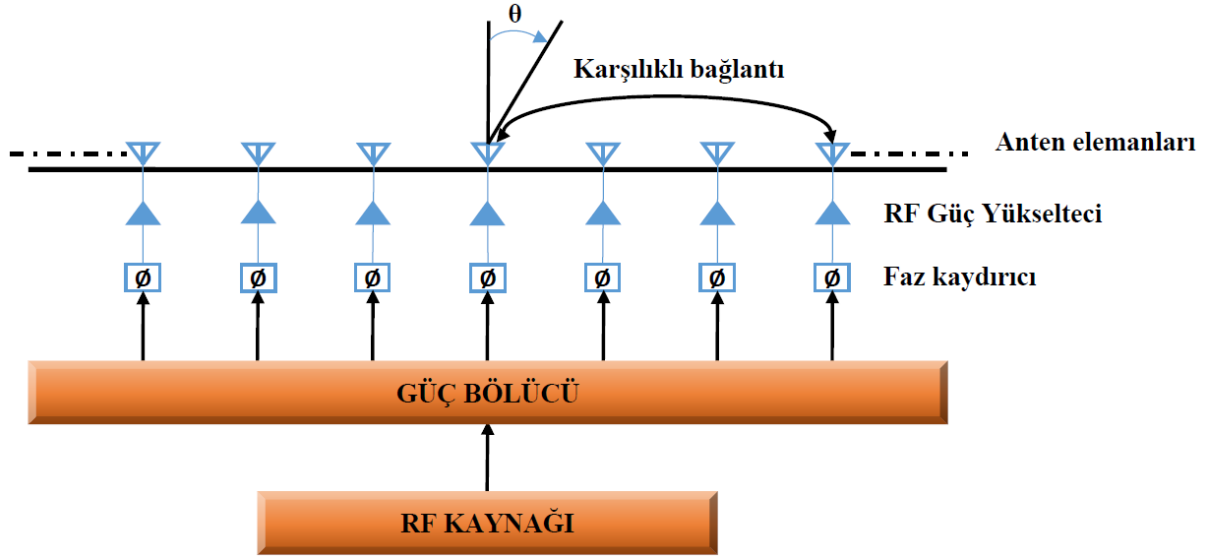
**Şekil 9.**  $N$  elemanlı doğrusal anten dizisi (Mailloux 2017).

Boyutlarını ayarlayarak ve dizi geometrisini belirleyerek, sistem istenen yönde en iyi radyasyonu elde ederken, parazitleri istenmeyen yönden bastırır ve bu fikir dizi faktörü denklemi aracılığıyla matematiksel olarak ifade edilebilir. Bu terim dizideki mesafeyi ayırma fonksiyonudur (Bevelacqua 2008). Dizi faktörü 2.32 nolu denklem ile ifade edilir.

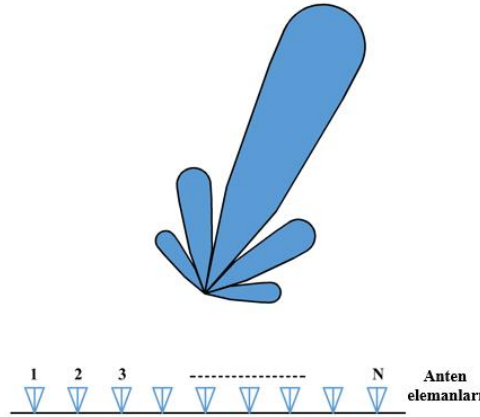
$$AF(\theta) = \sum_{i=1}^N \omega_i a_{\theta} \quad (2.32)$$

Burada  $\omega_i$ ,  $i$  ögesinde karmaşık bir dizi ağırlığıdır.  $\theta$  dizi ekseninden bir elektromanyetik düzlem dalgasının geliş açısı,  $N$  anten dizisindeki elemanların sayısı ve  $a$  dönüş vektörüdür.

Dizi antenin faz kaydırıcıları ile Şekil 10’da ki gibi doğru şekilde sıralandığında, dizi anteni Şekil 11’de gösterildiği gibi istenen noktalama hedefinde bir ana ışın üretir. Tipik olarak, güç dağıtım ağı, kanallar arasında minimum çapraz polarizasyona göre tasarlanmıştır. Her ne kadar sinyaller yayılan anten dizisi elemanlarına ulaşsa da, anten dizisi karşılıklı bağlanması gibi dikkate değer bir çapraz polarizasyon başlar. Dizi anteni bağlanmasında genellikle minimum çapraz polarizasyon, dizinin elemanları arasındaki aralık yarım dalga boyu civarında olduğunda meydana gelebilir.



Şekil 10. Anten, radar ışınını yönlendirmek için faz kaydırıcılar kullanır (Bevelacqua 2008)



Şekil 11. Yönlendirilmiş ışın demeti (Mailloux 2017)

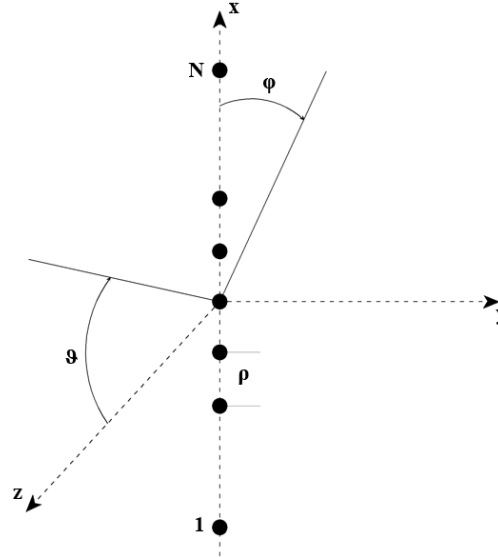
### Lineer anten dizisi

Genel olarak dizi antenini tasarlamak için SLL, FNBW, HPBW ve yönlendirilebilirlik gibi bazı parametre değerleri belirlenir. Bu parametre değerlerine göre, örneğin anten elemanlarının fazı, genliği ve anten dizisinin fiziksel geometrisi, tasarım spesifikasyonlarını karşılamak için uygun şekilde tasarlanabilir. Literatürdeki sıklıkla kullanılan ve en çok analiz

edilen geometri, düz bir hatta yerleştirilmiş  $N$  anten elemanlarından oluşan doğrusal anten dizisidir. Anten elemanları Şekil 12’de gösterildiği gibi yerleştirilmişse, anten dizisi Düzgün Doğrusal Bir Dizi (ULA) olarak tasarlanmıştır. Ayrıca, tüm uyarmaların benzer genlikleri ( $|\omega_1| = |\omega_2| = \dots = |\omega_N|$ ) varsa ve  $k$ ’inci elementin fazı  $(k - 1)$ ’inci ya göre sabit bir yaklaşan faz “ı” kadar aşılsa, dizi doğrusal dizi olarak anlaşılır. Bu durumda, azimut düzlemindeki normalize edilmiş dizi faktörü 2.33 nolu denklem ile ifade edilebilir (Mailloux 2017).

$$AF_{norm}(\vartheta = \frac{\pi}{2}, \varphi) = \frac{1}{N} \frac{\sin\left[\frac{N}{2}\left(\frac{2\pi p_1}{\lambda} \cos \varphi + i\right)\right]}{\sin\left[\frac{1}{2}\left(\frac{2\pi p_1}{\lambda} \cos \varphi + i\right)\right]} \quad (2.33)$$

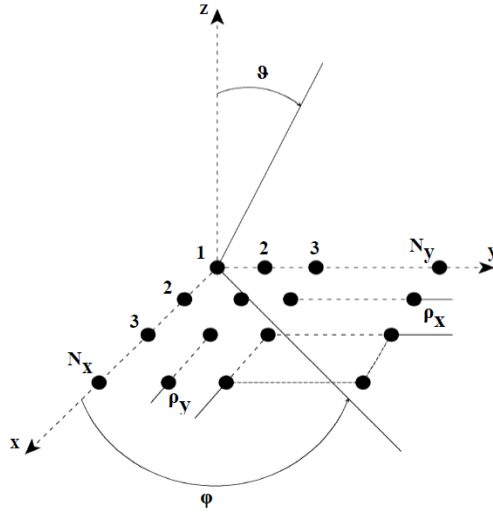
Burada  $p_1$ , elemanlar arasındaki mesafedir. Ana lob ve HPBW dizi eleman sayısı artırılarak elde edilebildiğinden, aşamalı bir faz kayması uygun şekilde eklenerek gereken yöne ayarlanabilir.



**Şekil 12.** Doğrusal anten dizisi dizilim gösterimi (Mailloux 2017)

### **Dikdörtgen anten dizisi**

Dikdörtgen diziler anteni, doğrusal dizilere göre daha çok yönlüdür ve daha düşük bir SLL'ye sahip desenler elde etmek için kullanılabilir. Dikdörtgen bir konfigürasyon, hem azimut hem de yükseklik düzlemlerinde ışın taraması yapabilme yeteneğine sahiptir. Şekil 13’de gösterildiği gibi, yayılan elemanlar dikdörtgen bir bölge boyunca yerleştirildiğinde bir dikdörtgen dizi anteni oluşturulur. Bitişik elemanlar aynı aralıklarla yerleştirilmişse diziye Düzgün Dikdörtgen Dizi (URA) denir. Bu düzenleme, alanı uzaktan algılama ve izleme radarları gibi çok çeşitli iletişim sistemlerinde uygulama bulur.



**Şekil 13.** Düzgün dikdörtgensel anten dizisi dizilimi gösterimi (Chandran 2013)

Düzgün genliklere sahip URA, 2.34 nolu normalize edilmiş dizi faktörü denklemini yardımıyla belirlenebilir (Chandran 2013).

$$AF_{norm}(\vartheta, \varphi) = \frac{1}{N_x} \frac{\sin \left[ \frac{N_x}{2} \left( \frac{2\pi\rho_r^x}{\lambda} \sin \vartheta \cos \varphi + i_x \right) \right]}{\sin \left[ \frac{1}{2} \left( \frac{2\pi\rho_r^x}{\lambda} \sin \vartheta \cos \varphi + i_x \right) \right]} \cdot \frac{1}{N_y} \frac{\sin \left[ \frac{N_y}{2} \left( \frac{2\pi\rho_r^y}{\lambda} \sin \vartheta \cos \varphi + i_y \right) \right]}{\sin \left[ \frac{1}{2} \left( \frac{2\pi\rho_r^y}{\lambda} \sin \vartheta \cos \varphi + i_y \right) \right]} \quad (2.34)$$

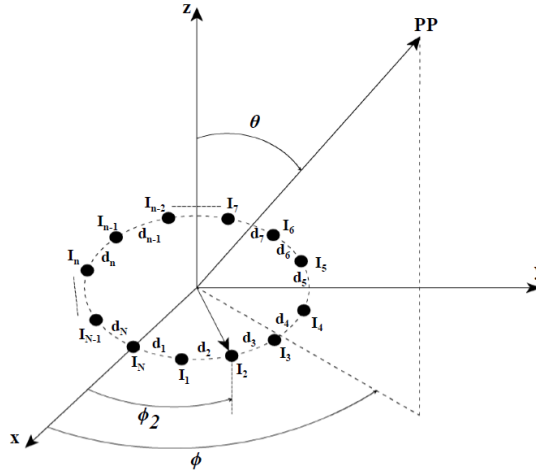
Burada  $i_x$  ve  $i_y$  sırasıyla  $x$  ve  $y$  eksenine ait faz kaymalarıdır. Elemanlar arasındaki boşluk dalga boyunun yarısından daha büyük veya ona eşit olduğunda, ışınma örüntüsünde loblar, ana lobunkinden farklı yönlerde doğru gelişebilir.

### Dairesel anten dizisi

Tipik olarak kullanılan bir başka düzenleme, Şekil 14'te gösterildiği gibi, elemanların dairesel bir halka üzerinde düzgün bir şekilde oluşturduğu Düzgün Dairesel Dizi'dir (UCA). UCA radar, sonar sistemleri ve hücre baz istasyonlarında çok ilgi çekmektedir ve sıklıkla kullanılmaktadır. Daire yarıçapı dikkate alındığında, normalize edilmiş dizi faktörü 2.35 nolu denklem ile ifade edilebilir (Mailloux 2017).

$$AF(\vartheta, \theta) = \sum_{k=1}^N \omega_k e^{j \frac{2\pi}{\lambda} \rho_c \sin \vartheta \cos(\theta - \xi_k)} \quad (2.35)$$

Burada  $\xi_k$ ,  $k$ 'nci elemanın açılal konumudur. Çok sayıda oran nedeniyle, UCA tüm azimut yönlerinde özdeş bir HPBW oluşturabilir. Dairesel dizinin düzeni, çeşitli halkalar kullanılarak sırayla iyileştirilebilir. Düzlemsel dizi konfigürasyonu hem azimut hem de yükseklik düzlemlerinde taramayı sağlar (Mailloux 2017).



**Şekil 14.** Düzgün dairesel anten dizisi dizilim gösterimi (Mailloux 2017)

### Konformal anten dizisi

ULA'lar, URA'lar ve UCA'lar, düzenli ve simetrik bir tasarıma dayanan, geniş çapta benimsenen yapılandırmalardır. Uzay aracı ve füze gibi çoğu pratik senaryo uygulamalarda montaj yüzeyi düzensizdir ve mevcut alan kısıtlanmıştır. Anten yayıcı elemanlar bir yay üzerinde, bir elips üzerinde düzenlenebilir veya karmaşık üç boyutlu topolojilere, genellikle dairesel olarak simetrik yüzeylere, örneğin konilere, silindirler veya kürelere uygun olarak konumlandırılabilir (Mailloux 2017).

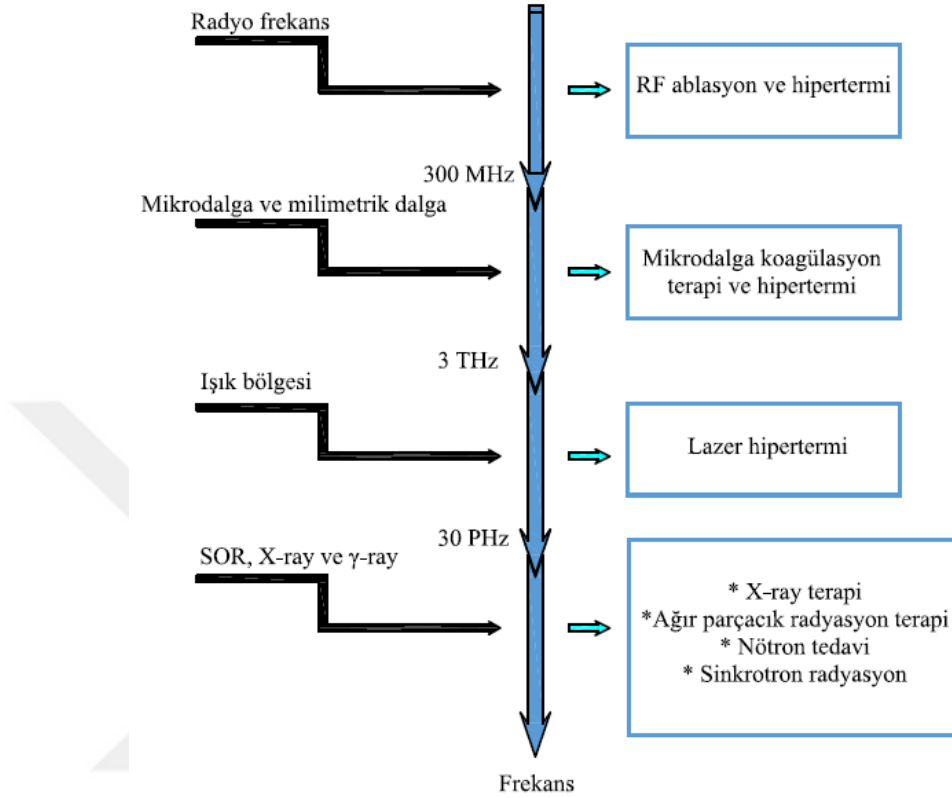
Konformal diziler için uygun anten elemanlarına ihtiyaç duyulabilir. Ek olarak, özel dizi topolojilerinin tasarım spesifikasyonlarını karşılamak için önemli bireysel eleman ışıma örüntüleri gerekli olabilir.

### Hipertermi

Onkolojide, kanserli hücreleri yüksek sıcaklıklara maruz bırakarak çeşitli kanser tiplerini tedavi etmek için termal terapi (42 °C üstü) kullanılmıştır (Dewey 1994; Stauffer and Goldberg 2004). Termal terapinin temeli, bir insan vücudu içindeki sıcaklığın, vücuda dâhili veya harici olarak aktarılan ısıtma kaynakları ile yükseltilmesidir. Kanserli dokuda istenen sıcaklığı gerçekleştirmek için, ısıtma kaynakları normalde klinik protokole bağlı olarak vücudun dışına veya içine kurulabilen anten dizileri tarafından iletilir. Bir termal terapi sisteminde, ısıtma kaynakları, tedavinin türüne bağlı olarak elektromanyetik enerji, ultrasonik dalgalar ve diğer termal iletim tabanlı cihazlardan türetilir (Vander Vorst *et al.* 2006).

Genel olarak, termal terapi kullanılan ısıtma kaynaklarına bağlı olarak iyonlaştırıcı olan ve iyonlaştırıcı olmayan olarak sınıflandırılabilir. İyonlaştırmayan termal terapiler RF ve mikrodalgalarda EM enerjileri kullanılarak çalıştırılırken, iyonlaştırma yaklaşımlarındaki ısıtma kaynakları çok yüksek frekanslardadır. Frekans ve termal terapi arasındaki ilişki Şekil

15’de gösterilmektedir. Uygulamada, Riadh (Habash *et al.* 2006) tarafından belirtildiği gibi üç ana kategoride gruplandırılabilen birkaç çeşit termal terapi vardır. Bunlar diyatermi, hipertermi ve termal ablasyon olarak isimlendirilir. Bu terapiler, kullanılan tedavi süresine ve sıcaklık seviyesine göre sınıflandırılır.

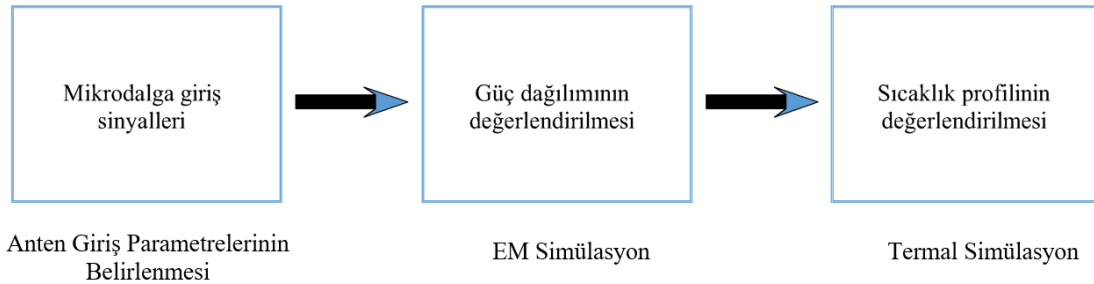


**Şekil 15.** Frekans ve termal terapi arasındaki ilişki akışı (Nguyen 2015)

Termal tedaviler arasında hipertermi onkolojide yeni bir tedavidir ve kanser tedavisi için etkili bir yöntem olduğu gösterilmiştir (Simon 1993; Lagendijk 2000; Van de Kamer *et al.* 2001; Neufeld 2008; Minev 2011; Paulides *et al.* 2013). Ayrıca, tek başına veya kemoterapi ve radyoterapi gibi diğer tedavi yöntemleriyle birlikte kullanıldığında hastalar üzerindeki klinik etkilerde önemli iyileşmeler sunmaktadır (Kim and Hahn 1979; Sullivan *et al.* 1993; Paulides *et al.* 2010). Klinik olarak, üç tip hipertermi tedavisi vardır. Bunlar lokalize, bölgesel veya tüm vücut hipertermidir. Kullanılan hipertermi tedavisinin tipi tedavi edilecek kanser şekline bağlıdır (Minev 2011). Hipertermide, termal kaynaklar genellikle ısı iletmek için hangi yöntemin kullanıldığına bağlı olarak tümörlere harici veya dâhili olarak iletilir. Isıtma kaynaklarının insan vücuduna aktarılması açısından, en yaygın hipertermi tedavileri, enerjinin EM teknolojileri kullanılarak invaziv olmayan bir şekilde insan dokusuna iletildiği harici cihazları kullanır (Waterman 1988; Yerushalmi 1988; Clibbon 1995; Arthur *et al.* 2005; Yacoob and Hassan 2012).

Hipertermi, radyasyon tedavisi ve kemoterapi gibi diğer terapilere noniyonize bir kombinasyon tekniği olarak kullanıldığında yüksek sıcaklıkların doğrudan sitotoksisteye (Lepock 2003; Nguyen *et al.* 2015) veya artmış kanserli hücrelerin duyarlılığına neden olduğu bir kanser tedavisidir (Jones *et al.* 2006; Kampinga 2006). Bütün kanser tiplerinde kanseri tedavi etmek için hiperterminin amacı, diğer bölgelerde normal sıcaklıkları korurken, yeterli bir süre boyunca tümör konumundaki sıcaklığı 42 °C'nin üzerine çıkarmaktır (Stauffer and Goldberg 2004; Stauffer 2005).

Mikrodalga hipertermi sistemi, tümörü çevredeki sağlıklı dokudan daha yüksek bir sıcaklığa kadar ısıtılmalı ve tedavi sırasında tümör konumunda 42 ile 45 °C arasında orta sıcaklığı koruyabilmelidir (Amichetti *et al.* 1991; Nguyen *et al.* 2015; Nguyen *et al.* 2015; Nguyen *et al.* 2017; Nguyen *et al.* 2017). Mikrodalga hiperterminin kanseri tedavi etmede başarılı olması için, sağlıklı dokuyu normal vücut sıcaklığında tutarken, tümörü gerekli bir sıcaklığa çıkarmaya çalışır. Genel olarak, mikrodalga hipertermi için klinik olarak etkili sistemler geliştirmek zor olacaktır, çünkü karmaşık bir ortamda çeşitli mühendislik problemlerinin çözülmesi gerekmektedir. Bu problemler karmaşık modellerin tedavisi sırasında EM güç ve sıcaklığın zamansal dağılımlarının değerlendirilmesini ve simüle edilmesini içerir (Şekil 16).

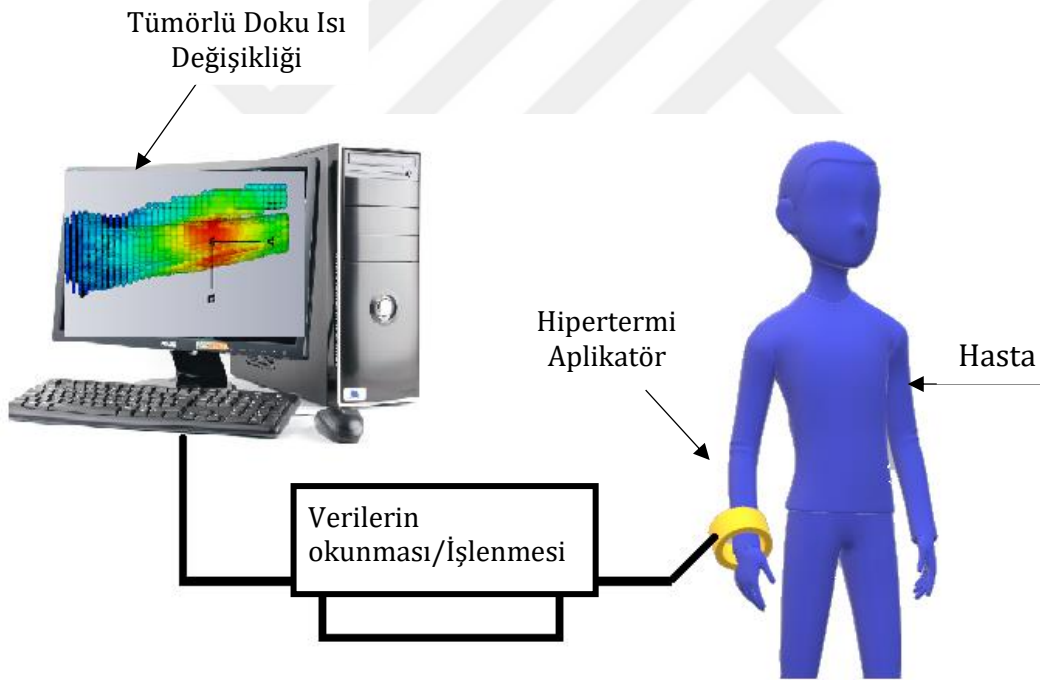


**Şekil 16.** Noninvaziv mikrodalga hipertermi değerlendirme aşamaları

Mikrodalga hipertermi sistemleri sağlıklı dokuda izin verilen güvenlik sınırlarına uymak amacıyla iyonize olmayan ısıtma kaynaklarını istenen yerlere invaziv olmayan bir şekilde ileten anten dizileri kullanır. Temel olarak insan vücudunda güç, bir anten dizisi vasıtasıyla dokuya iletilir. Doku tarafından emilen mikrodalga gücü de ısıtma kaynağı olarak kullanılır. Normal olarak, anten elemanlarının uyarım fazları ve genlikleri, indüklenen gücün tümör konumunda yoğunlaşması için hesaplanır. Bununla birlikte, dokunun ve anten dizisinin homojen olmayan yapısının karmaşıklığı, mikrodalga hipertermisinin odaklanmasını zorlaştırır. Bu odaklanma problemlerinin analizinde fantom kullanılması genellikle başvuru yöntemlerdendir (Kato and Ishida 1987). Isıtma kaynakları, RF sinyalleri, normalde fantom etrafında bir anten dizisi yardımı ile yayılır. Doku tarafından emilen mikrodalga gücü daha

sonra tümör bölgelerinde diğer alanlara (sağlıklı doku) kıyasla en yüksek değeri elde etmek üzere kontrol edilir. Girilen mikrodalga enerjisi ile indüklenen sıcaklık arasındaki doğrusal orantılı ilişki nedeniyle, daha güçlü yoğunlaştırılmış mikrodalga enerjisi daha yüksek bir sıcaklık üretecektir ve bunun tersi de geçerlidir. Bu nedenle doku fantomundaki uyarılmış sıcaklık dağılımı, dokunun hipertermi tedavisi için kullanılabilir.

Bir anten dizisinden iletilen mikrodalga güç, odaklama teknikleri kullanılarak bir bölgeye yönlendirilebilir. Örneğin Şekil 17, kemik kanseri tedavisi için genel bir invazif olmayan mikrodalga hipertermi sistemini sunmaktadır. Bu sistemde, mikrodalga gücü adaptif fazlı bir anten dizisi yoluyla tümör bölgesine iletilir. İletilen mikrodalga gücünün çoğunlukla tümör tarafından emilmesi için anten dizisinin giriş sinyalleri ayarlanır, bu da sıcaklığın tümörlü dokuda istenilen değere gelmesini sağlar. Mikrodalga hipertermisinde başarılı sonuçlar elde edebilmek için, mikrodalga enerjisinin doğru odaklanması ve penetrasyon derinliği arasında birbirlerine bağlı doğrusal bir ilişkinin olması gerekmektedir.



**Şekil 17.** Mikrodalga hipertermi sisteminin genel konfigürasyonu.

İnvaziv olmayan bir mikrodalga hipertermi sisteminin tasarlanmasında genel yaklaşım, anten elemanlarının mikrodalga sinyallerini birleştirerek, istenilen bir noktada yıkıcı bir etki oluşturacak şekilde anten dizilerini kullanmaktır. (Converse *et al.* 2004)'de gösterildiği gibi, güç yoğunluğu 2.36 nolu denklem kullanılarak hesaplanır.

$$Q(r) = \frac{1}{2\sigma} |E(r)|^2 \quad (2.36)$$

Burada  $E(r)$ , kemik fantomunun içindeki alan dağılımıdır.  $Q(r)$  değerleri daha sonra iyi bilinen 2.37 nolu denklem ile ifade edilen Penne biyo-ısı denkleminde kullanılarak doku fantomu içindeki sıcaklık dağılımını belirlemek için kullanılacaktır (Lakhssassi *et al.* 2010).

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \nabla T) + w_b c_b (T_a - T) + Q(r) \quad (2.37)$$

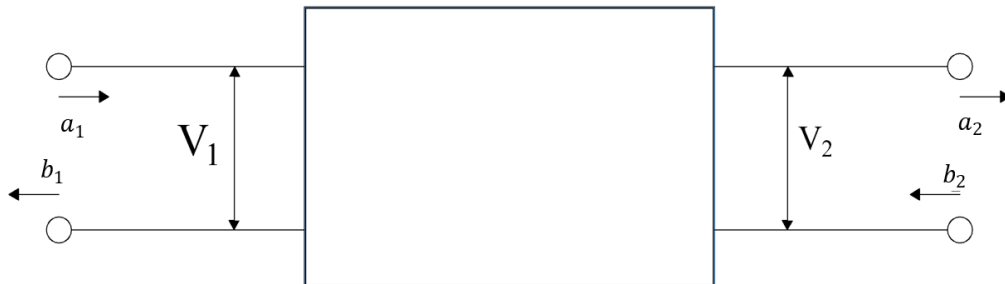
$\rho$ ,  $c$ , ve  $k$  sırasıyla yoğunluk, özgül ısı ve termal iletkenlik,  $w_b$ ,  $c_b$  ve  $Q(r)$  birim hacim başına kan kütle akış hızı, kan özgül ısı ve birim hacim başına güç yoğunluğu,  $T_a$  arteriyel kan sıcaklığı,  $T$  ortam sıcaklığıdır. Kemik fantomundaki sıcaklık dağılımı, indüklenen mikrodalga gücünden hesaplanır.

Klinik hipertermi için, anten dizilerinin kullanımı tek bir antene göre üç avantaj sunar. Elemanların seçici uyarılması ile daha yüksek penetrasyon derinliği sağlayabilir, alan deseninin belirli bir anatomik bölgeye uyarlanması daha fazla esneklik sağlar ve uygulanan gücün daha geniş yüzey alanına eşit dağılımı nedeniyle istenmeyen “sıcak noktaları” azaltır. Bu nedenle, bir anten dizisinin geliştirilmesi, ışıma örüntüleri üzerinde daha iyi kontrol ve dokudaki güç yoğunluğu nedeniyle daha etkili bir hipertermi tedavisi sağlar.

### Faz Kaydırıcılar

Faz kaydırıcılar, bir iletim hattının faz açısını (yani  $S_{21}$  parametresinin fazını) değiştirmek için kullanılır. İdeal faz kaydırıcılar, düşük faz kaybı ve tüm faz durumlarında eşit genlik sağlar. Çoğu faz değiştirici pasif karşılıklı ağlardır, yani her iki yönden geçen sinyaller üzerinde etkin bir şekilde çalışırlar (Abbosh 2007).

Faz kaydırma cihazının kapıları arasındaki sinyalin yaşadığı faz gecikmesine giriş (insertion) fazı denir. Faz kaydırıcı olarak kabul edilen iki kapılı bir cihaz Şekil 18’de gösterilmiştir. Faz kaydırıcının ideal olduğu varsayılırsa (yani kayıpsız), kapı 1’deki giriş sinyali  $V_1$  ise ve giriş fazı  $\phi$  ise, kapı 2’deki çıkış sinyali  $V_1 e^{-j\phi}$  ile gösterilir. Bir faz kaydırıcı, farklı faz durumlarına göre farklı saçılma matrislerine sahiptir. İdeal iki kapılı faz değiştiricileri saçılma matrisi 2.38 nolu denklem ile ifade edilmiştir (Koul and Bhat 1991).



Şekil 18. 2 Kapılı faz kaydırıcı bağlantı yapısı (Koul and Bhat 1991)

$$\begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & e^{-j\phi_1} \\ e^{-j\phi_2} & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{bmatrix} \quad (2.38)$$

Pratik kullanımda, faz kaydırıcılar, faz değıştircinin tipine ve kullanılan bileşenlere göre değışen bir miktar ekleme kaybına (insertion loss) sahiptir. Faz kayması, faz kaydırıcının  $S_{21}$  parametresinin faz değeri incelenerek elde edilir.  $\Phi_1$  ve  $\Phi_2$  bir faz kaydırıcının iki farklı kapının yerleştirme fazları olması durumunda, diferansiyel faz kayması 2.39 nolu denklem ile ifade edilir.

$$\Delta\Phi = \Phi_1 - \Phi_2 \quad (2.39)$$

Daha önce belirtildiğı gibi, pratik kullanımda faz değıştircilerin de bir miktar ekleme kaybı vardır. Ekleme kaybı genellikle dB cinsinden 2.40 nolu denklem ile ifade edilir.

$$IL(dB) = 20\log_{10}|S_{21}| \quad (2.40)$$

Burada  $S_{21}$ , kapı 1'den kapı 2'ye iletim katsayısını belirtir.  $S_{21}$ 'in  $S_{12}$  ile değıştirilmesi, ters yayılma için giriş kaybıyla sonuçlanır. VSWR (Voltage Standing Wave Ratio), 2.41 nolu denklem gibi ifade edilebilir.

$$VSWR = \frac{1 + |S_{11}|}{1 - |S_{11}|} \quad (2.41)$$

Faz kaydırıcılar çeşitli özelliklerine göre birkaç kategoride sınıflandırılabilir. Bu sınıflandırmalar; elektronik veya mekanik, dijital veya analog, sabit veya ayarlanabilir, karşılıklı veya karşılıklı olmayan vb.

Faz kaydırıcı tasarımı yapılırken dikkat edilmesi gereken parametreler aşağıda verilmektedir.

- **Yerleştirme Kaybı:** Bir faz kaydırıcının giriş kaybı (4-6 dB), büyük ölçüde ihtiyaç duyulan faz farkı ve çalışma frekansından kaynaklanır. Belirli bir fazdaki frekansla değışim de kritiktir ve oktav bant genişliği üzerindeki +/- 1dB performansı sıklıkla gereklidir (Sunil 1998/1999).
- **Genlik Dengesizliği:** RF sinyalinin genliği ideal koşullarda faz değıştirciden etkilenmemelidir. Ancak pratikte, RF sinyalinin genliğinde değışimler olması beklenen bir durumdur. Bu da antenin huzme yönlendirmesi sırasında genliğin eşit olmayan dağılımına neden olur (Sunil 1998/1999).
- **Geri Dönüş Kaybı:** Geri dönüş kaybı, faz kaydırıcının giriş empedans uyumunun bir ölçüsüdür. Geniş bantlı bir cihaz için tipik bir sayı -10 dB ile -15 dB arasındadır (Sunil 1998/1999).

- **Faz sapması:** Faz modülasyonunda, faz sapması, modüle edilen dalganın anlık faz açısı ile modüle edilmemiş taşıyıcının faz açısı arasındaki maksimum fark olarak ifade edilir (Aboofazeli 2016).
- **Boyut:** Faz kaydırıcısının boyutu, uygulamaya ve diğer gereksinimlere bağlı olarak önemli bir sorun olabilir. Bununla birlikte, sistemdeki diğer bileşenlere yer açmak için her zaman daha küçük bir yer kaplaması istenir (Aboofazeli 2016).
- **Güç Kullanımı Kapasitesi:** Faz kaydırıcının güç kullanma kapasitesi uygulamaya bağlı olmasına rağmen, sistemin tasarımında çok önemli bir özellik olabilir. Özellikle fazlı dizi radarlarının verici modunda, faz kaydırıcılar bu gücü kullanabilmelidir. Bununla birlikte, genellikle, verici gücü tüm faz kaydırıcılar arasında dağıtıldığından, dizideki her faz değiştiricinin toplam gücün bir kısmını kullanması gerekir (Aboofazeli 2016).

## MATERYAL ve YÖNTEMLER

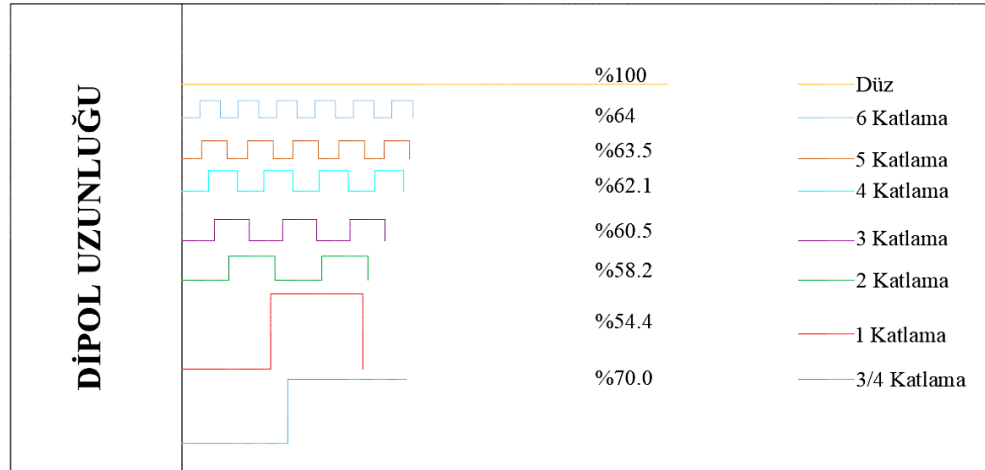
Tez kapsamında, akıllı gözlük uygulamasının insan kafası üzerinde oluşturabileceği etkiler ile SAR dağılımının incelenmesi ve kemik kanserinde kullanılmak üzere esnek hipertermi aplikatörünün geliştirilmesi temel iki çalışma konusu olarak ele alınmıştır. Yapılan çalışmaların sırasına göre kullanılan materyal ve yöntemler bu kısımda detaylı olarak incelenmektedir.

### Çalışmada Kullanılan Anten Tasarımları

Çalışma kapsamında katlamalı dipol, katlamalı monopol ve CPW yama anten yapısı kullanılarak dört farklı anten sunulmaktadır. Akıllı gözlük uygulamalarında sert alttaş üzerine iki farklı tasarım ile katlamalı monopol ve bozuk zemin düzlemi yapıları kullanılarak anten tasarımı yapılmıştır. Hipertermi aplikatörü için de esnek malzeme üzerine katlamalı monopol ve CPW yama anteni yapısı kullanılarak iki farklı anten tasarımı yapılmıştır. Tasarım aşamasında kullanılan yöntemler aşağıda açıklanmaktadır.

#### A. Katlamalı Dipol Anten

Katlama yapısı, bir dipol antenin ilgili frekanstaki dalga boyunun çeyreğini kompakt hale getirmek için kullanılır. Böylece bir dipol anten için belirgin boyut küçültme elde edilebilir. Bununla birlikte, anten boyutu azalırken radyasyon direnci, verimlilik ve bant genişliği de azalır. Dipol üzerinde meydana gelen katlanmalar ile rezonans uzunluğunda meydana gelen değişiklik Şekil 19’da gösterilmektedir. Dipol katlamalarına ilaveten toprak zemin düzleminde yapısal değişiklikler yapılarak rezonans frekansı üzerinde değişiklikler gözlemlenebilir.



Şekil 19. Dipol katlanması ile rezonans uzunluğundaki kıyaslama

## B. CPW Yama Anten

CPW yama anten tasarım yapısı (Şekil 5) referans alınarak ilgili frekans için zemin düzlemi ve sinyal şeridi oluşturulur. Kompakt tasarım yapabilmek için, ilgili frekans sinyal şeridi ile sağlanamazsa yan şeritlerdeki toprak yüzey üzerinde yarık oluşumları eklenebilir. Yarık oluşumları ile elektrik alan dağılımı değiştirilerek yeni frekans oluşumu sağlanır.

### 3-B Modelleme ve Fantom

İnsan vücudu, biyomedikal uygulamalar için cihaz tasarımında ve karakterizasyonunda önemli bir rol oynar. İnsan vücudunun heterojen, dağıtıcı ve kayıplı davranışı anten performansını ve EM yayılımını önemli ölçüde değiştirir. Hastalar arasındaki anatomik değişkenlik nedeniyle insan vücudunun içinde veya yakınında kullanılmak üzere bir biyomedikal cihaz tasarlarırken çeşitli hususlar dikkate alınmalıdır.

#### Dokuların elektromanyetik özellikleri.

Dokuların elektriksel geçirgenliği ( $\epsilon$ ) ve elektriksel iletkenliği ( $\sigma$ ), doku ile EM alanı arasındaki etkileşimleri tanımlar (Furse 2009). Homojen, izotropik ve doğrusal bir ortam için, 3.1 ve 3.2 nolu denklemlerde verildiği gibi, mutlak geçirgenlik ve iletkenlik karmaşık büyüklükler olarak tanımlanabilir.

$$\epsilon(\omega, T) = \epsilon_o(\epsilon'_r - j\epsilon''_r) \quad (3.1)$$

$$\sigma(\omega, T) = \sigma' - j\sigma'' \quad (3.2)$$

Burada  $\epsilon_o$  vakumun geçirgenliği ( $\epsilon_o = 8.8541878176 \times 10^{-12}$  F/m),  $\epsilon_r$  ortamın nispi geçirgenliği ve  $\sigma$  (S/m) elektriksel iletkenliktir. Ortamın geçirgenliği ve iletkenlik değeri frekansa ve T sıcaklığına bağlıdır.

Elektriksel geçirgenlik, uyarılmış polarizasyon olgusunu ve mevcut dipollerin uygulanan bir elektrik alan varlığında hizalanmasını tanımlar. Gerçek kısım ( $\epsilon'$ ), polarizasyona bağlı olarak ortamın kayıpsız bileşenini temsil ederken, sanal kısım ( $\epsilon''$ ) titreşimli dipol momentlerinin sönümlenmesini ve ortamın zaman gecikmesi tepkilerine bağlı enerji kayıplarını tarif eder (King *et al.* 1981). Elektrik iletkenliği, bir malzemenin serbest elektrik yüklerinin dolaşmasına izin verme kapasitesinin bir ölçüsüdür. 3.1 ve 3.2 nolu denklemler göz önüne alındığında,  $\epsilon'_e$  göreceli etkin geçirgenlik ve  $\sigma'_e$  göreceli etkin iletkenlik ifadeleri 3.3 ve 3.4 nolu denklemler ile ifade edilebilir.

$$\epsilon'_e = \epsilon'_r - j \frac{\sigma''}{\omega \epsilon_o} \quad (3.3)$$

$$\sigma'_e = \sigma' - j\omega\varepsilon_o\varepsilon''_e \quad (3.4)$$

Maxwell denklemleri (Balanis 2016) dikkate alındığında  $\varepsilon_e$  karmaşık etkin geçirgenlik, 3.5 nolu denklemde ifade edildiği gibi yeniden tanımlanabilir.

$$\varepsilon_e = \varepsilon_o(\varepsilon'_e - j\varepsilon''_e) = \varepsilon_o \left( \varepsilon'_e - j \frac{\sigma'_e}{\omega\varepsilon_o} \right) \quad (3.5)$$

Kayıp tanjanı ( $\tan\delta$ ), bir ortamın “kayıp” derecesinin anlaşılmasına yardımcı olur. Sanal kısım ile karmaşık etkili geçirgenliğin gerçek kısmı arasındaki ilişkiye karşılık 3.6 nolu denklem kullanılabilir:

$$\tan\delta = -\frac{\varepsilon''_e}{\varepsilon'_e} = \frac{\sigma'_e}{\omega\varepsilon_o\varepsilon'_e} \quad (3.6)$$

Biyolojik dokuların dielektrik özellikleri, Gabriel *et al.* tarafından yapılan araştırmada verilmiştir (Gabriel *et al.* 1996). Bir ortamın açısal frekansa ( $\omega$ ) bağlı etkili dalga boyu ( $\lambda_e$ ) 3.7 nolu denklem ile tanımlanabilir.

$$\lambda_e = \frac{2\pi}{\omega\sqrt{\varepsilon_o\varepsilon'_e}} \operatorname{Re} \left\{ \sqrt{\frac{\omega\varepsilon_o}{\omega\varepsilon_o\varepsilon'_e - j\sigma'_e}} \right\} \quad (3.7)$$

Etkili dalga boyunun etkili geçirgenliğe bağımlı olduğunu belirtmek gerekir. Bir EM alanı verildiğinde, bir vakum ortamından daha küçük bir ortamda olacaktır. Biyolojik dokularda EM yayılması, ortamın neden olduğu kayıplar nedeniyle daha yüksek zayıflama oranları gösterir. Ayrıca, yansıyan alanlar dokuların ara yüzlerinde ve hava-vücut ara yüzünde ortaya çıkar ve bir antenin EM davranışını bir insan vücudunun içinde veya yakınında gerçekçi bir senaryoda tahmin etmenin karmaşıklığını artırır.

### Özgül Soğurma Oranı

RF radyasyonunun biyolojik dokular üzerindeki etkileri termal ve termal olmayan etkiler olarak iki gruba ayrılabilir. 1 MHz’ten 10 GHz’e kadar olan frekans aralığındaki RF alanları için EM enerjisi, dokular tarafından emilerek bir sıcaklık artışına yol açabilir. Böyle bir termal artış, esas olarak biyolojik dokulardaki su oranı nedeniyle üretilir. Termal etki, homeostatik sistemin doğru termoregülasyon yapamaması nedeniyle dokularda sıcaklık artışı oluşturarak zararlı sonuçlara yol açabilir. Termal olmayan etkilerin ise biyolojik dokularda zararlı sonuçlar oluşturması ile ilgili hala tartışmalar devam etmektedir.

Özgül soğurma oranı, dokular tarafından EM radyasyon emilimini nitelendirir ve biyolojik dokunun birim kütlesi başına enerji veya güç yoğunluğu miktarını temsil eder. Yerel SAR, 3.8 nolu denklem ile ifade edilir.

$$SAR(r) = \frac{|E(r)|^2 \sigma_e(r)}{2\rho(r)} \quad (3.8)$$

E elektrik alan şiddeti (V / m) ise,  $\sigma_e$  etkin elektrik iletkenliği (S / m) ve  $\rho$  dokunun kütle yoğunluğudur (kg / m<sup>3</sup>) .

Vücudun termal sensörleri deride bulunur ve vücudun derin bölgelerinin ısınmasını kolayca algılamaz. Bu nedenle, önemli miktarda RF enerjisi hemen fark edilmeden emilebilir. Bu, biyoteleometri kullanan vücut içi tıbbi cihazların tasarımında özel bir endişe kaynağıdır. İlgili organizmalar tarafından belirlenen sınırlamalar, zararlı olmayan RF radyasyon seviyelerini garanti eder. Konumsal ortalama SAR, EM simülasyon programları ile hesaplanır ve maksimum değerinin düzenlemelerde belirtilen sınırların altında kaldığını kontrol etmek için RF laboratuvarlarında ölçülür. Konumsal ortalama SAR, 3.9 nolu denklem yardımıyla hesaplanır.

$$SAR(V) = \frac{1}{V} \int \frac{|E(r)|^2 \sigma(r)}{\rho(r)} dr \quad (3.9)$$

Burada  $V$  belirli bir kütleye sahip bir bölgenin kapladığı sonlu hacimdir. SAR değerlendirmesi, bir cihazın izin verilen maksimum radyasyon gücünü belirlemek için de yararlıdır.

Biyolojik dokunun termal değişikliği, mikrodalga hipertermi cihazlarının tasarımında güvenlik amacıyla veya termal terapilerde sıklıkla kullanılır. Penne (Lakhssassi *et al.* 2010) tarafından tanımlanan biyolojik ısı denklemi (2.37) ile biyolojik dokudaki termal varyasyonları belirlemek mümkündür. 3.10 nolu denklem kullanılarak EM alanlarında biriken güç miktarı hesaplanır.

$$Q = J \cdot E \quad (3.10)$$

Burada  $J$  akım yoğunluğudur (A/m<sup>2</sup>).

## Termografi

Kızılötesi termografi, bir nesnenin yüzeyinden yayılan kızılötesi ışınların uygun bir kızılötesi detektör kullanılarak tespit edildiği ve nesnenin sıcaklığının yayılan radyasyon yoğunluğu ile ölçüldüğü, temassız bir sıcaklık ölçüm tekniğidir. Termografi verileri, 3.11 nolu radyometrik denklem kullanılarak elde edilir (Lahiri *et al.* 2015).

$$R_{cam} = A_g \xi R_{obj} + A_g (1 - \xi) R_{env} + (1 - A_g) R_{atm} \quad (3.11)$$

$R_{cam}$  kameranın içine yerleştirilen kızılötesi detektör tarafından alınan radyasyon,  $R_{obj}$ ,  $R_{env}$ ,  $R_{atm}$  sırasıyla incelenen nesnenin yaydığı radyasyon, çevredeki ortam ve atmosferdir.  $A_g$

ve  $\xi_e$  incelenen nesnenin yüzey atmosferik geçirgenliği ve emisivitesidir. Kızılötesi detektör tarafından alınan ışıma, bir elektrik sinyaline dönüştürülür ve nesne sıcaklığı, uygun kalibrasyon eğrileri kullanılarak ölçülür.

### Maruz Kalma Kuralları ve Düzenlemeleri

Son yıllarda, kablosuz iletişim kullanımının sürekli artması nedeniyle mikrodalga radyasyonu ile ilgili endişeler artmıştır. İnsan vücudunda zararlı etkilerden kaçınmak için, bilimsel kanıtlara dayanarak EM alanları için çeşitli yönergeler ve düzenlemeler geliştirilmiştir. SAR ölçümleri ve kabul edilebilir maksimum değerleri ile ilgili düzenleme, Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü (American National Standards Institute-ANSI)(ANSI 1987), Uluslararası İyonize Olmayan Radyasyondan Korunma Komisyonu (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection -ICNIRP) (Guideline 1998) tarafından belirlenmiştir (Tablo 4).

EM radyasyonunun insan vücudu üzerindeki etkilerinden sorumlu görünen en temel özellik frekansa olan bağılılığıdır. Bu nedenle, üç temel kısıtlama tanımlanmıştır:

- Akım yoğunluğu (1 Hz - 10 MHz)
- SAR (100 kHz - 10 GHz)
- Güç yoğunluğu (10 GHz - 300 GHz)

**Tablo 4.** IEEE (IEEE 2003) ve ICNIRP(Guideline 1998) düzenlemelerine göre SAR seviyeleri

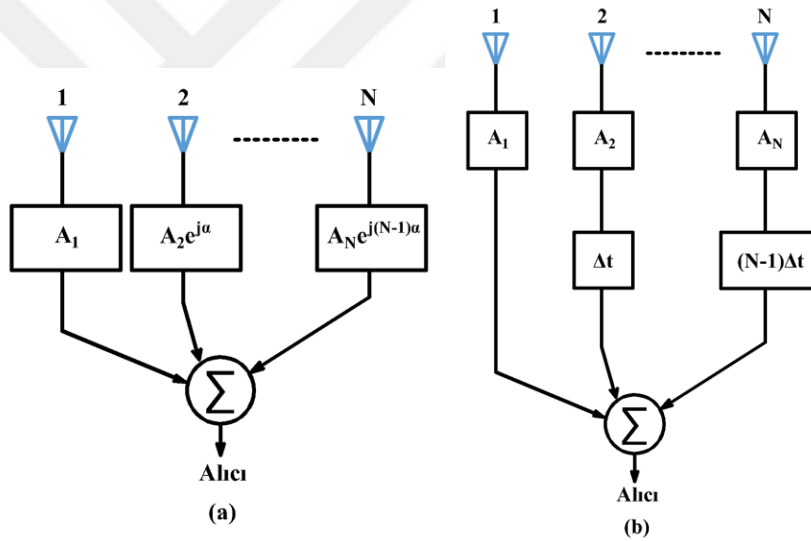
|                                   | Kütle/10-g |
|-----------------------------------|------------|
| <b>Tüm Vücut Ortalaması(W/kg)</b> | 0,08       |
| <b>Baş ve Gövde Lokal (W/kg)</b>  | 2          |
| <b>Lokalize (W/kg)</b>            | 4          |

SAR limitlerine göre, bir kişide radyasyon nedeniyle 1°C'lik bir sıcaklık artışının zararlı olduğu düşünülür. ICNIRP(Guideline 1998) ve IEEE (IEEE 2003) standartlarına göre, bu 30 dakika boyunca tüm vücut üzerinde ortalama 4 W/kg SAR değerinde gerçekleşir. Bu deneysel SAR değeri referans alınarak, bir düzeltme faktörü uygulanır ve referans amaçlı temel kısıtlamalar getirilir. Düzenlemeler, hem lokalize SAR (10 g doku içinde) hem de tüm vücut üzerindeki ortalama SAR için sınırlar önermektedir (Tablo 4). Bu temel kısıtlamalara göre, teknik kuruluşlar kablosuz cihazlar için maksimum SAR değerlerini tanımlar:

- Amerika Birleşik Devletleri: Federal İletişim Komisyonu (Federal Communications Commission - FCC) (Fields 1997) 1-g doku küpünde maksimum 1,6 W/kg SAR belirtir.
- Avrupa Birliği: Avrupa Elektroteknik Komitesi Standardizasyon (European Electronic Standardization Committee - CENELEC), 10-g'lık bir küp üzerinde ortalama 2 W/kg'lık bir sınır belirler.

## Işın Demeti Yönlendirme

Işın oluşturma ve ışın kontrolü yaygın olarak, beslemenin dizi anten elemanlarını herhangi bir sırayla uyarması sonucunda gerçekleştirilir. Böylece tüm elemanlardan alınan veya tüm elemanlara iletilen sinyaller, ışın deseni maksimum yönde ve belirli bir faz halinde olur. Işın oluşturma ve ışın kontrol yöntemleri temel olarak doğrusal, dairesel veya düzlemsel dizilerle kullanılır. Uyarlamalı dizi teknikleri, sabit ışınlar oluşturmak, yönlü ışın kalıplarını taramak ve parazit sinyalleri reddetmek için uygulanır. Işın demeti yönlendirme faz kaydırma veya zaman geciktirme sistemleri kullanılarak şekillendirilebilir. Bu tekniklerin birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları vardır. Eş aralıklı doğrusal diziler Şekil 20’de gösterilmektedir. Faz tarama tekniklerinde, elemanlar arası faz kayması ( $\alpha$ ), ışın örüntüsünü taramak için değiştirilir. Uyarlanabilir ışın demeti oluşturma tekniklerine sahip anten dizileri, istenen sinyalden farklı bir yöne sahip girişim sinyallerini önleyebilir. Bu nedenle kablosuz radyo iletişim sistemlerinde sıklıkla kullanılabilir (Aghdam 2016).



Şekil 20. a) Faz taramalı lineer dizi b) Zaman taramalı lineer dizi

## Güven Bölgesi Çerçevesi Optimizasyon

Her bir anten dizisi elemanının uyarılması, ana ışınlarını tümör yerine yönlendirmek için önceden hesaplanır. Her bir anten dizisi elemanının arasındaki faz farkı  $\varphi$ , bu alt dizinin maksimum radyasyonu, alt dizi ve tümörün konumları ile tanımlanan açı  $\theta$  yönünde yönlendirilecek şekilde ayrıntılı olarak ayarlanır. Faz farkı, (Balanis 2016) 3.12 nolu denklem yardımıyla hesaplanır.

$$\varphi = -kd \cos \theta \quad (3.12)$$

Burada  $k$ ,  $d$  ve  $\theta$  sırasıyla dalga sayısı, anten elemanları arasındaki mesafe ve tarama açısıdır. Bu önceden hesaplanmış değerler EM odaklamasında başlangıç değerleri olarak

kullanılır. Ön hesaplamalar daha sonra doğrusal olmayan problemleri çözmek için basit ama güçlü bir araç olan Güven Bölgesi Çerçevesi kullanılarak optimize edilir. Bu optimizasyon yönteminin tüm ayrıntıları (Conn *et al.* 2000)'de bulunabilir.  $Q$ , 3.10 nolu denklem yardımıyla hesaplanabildiğinden, EM odaklama hedefi, sağlıklı dokulardaki gücü minimuma indirirken, tümördeki güç dağılımını maksimuma çıkarmaktadır. Bu amaçla, minimum uyarma fazı 3.13 nolu denklem ile ifade edilebilir.

$$\min(\varphi) = \frac{Q_h(\varphi)}{Q_r(\varphi)} \quad (3.13)$$

$Q_h(\varphi)$ ,  $Q_r(\varphi)$  sırasıyla sağlıklı dokularda ve tümörde, anten dizisi tarafından birim hacim başına tüketilen güçtür.  $\varphi$  her alt dizide  $\varphi = [\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3, \varphi_4]$  uyarma fazları kullanılarak üretilir. Yukarıda bahsedilen sınırlandırılmamış minimizasyon problemi, Güven Bölgesi Çerçevesinde, sınırlandırılmamış nesnel fonksiyon denkleminin (3.13) azaltılmış bir modeli olan kısıtlı bir alt problemin getirilmesiyle çözülebilmektedir. Her yinelemede, indirgenmiş model  $m_k$  bir adım  $s_k$ 'den oluşturulur ve 3.14 nolu denklem ile sunulur (Conn *et al.* 2000).

$$m_k(\varphi_k + s_k) = m_k(\varphi_k) + s_k g_k + \frac{1}{2} s_k^T H_k s_k \quad (3.14)$$

Burada  $m_k(\varphi_k) = f(\varphi_k)$ ,  $m_k(\varphi_k + s_k)$  azaltılmış bir  $f(\varphi_k)$  modelidir,  $k$  yineleme sayısıdır,  $s_k$   $k$ 'inci iterasyondaki basamaktır,  $g_k$   $\varphi_k$  mevcut noktasında  $f$ 'nin gradyanıdır,  $H_k$ , ikinci dereceden türevin simetrik bir matrisidir. Optimizasyon,  $s$ 'inci adım için bir güven bölgesi kısıtlaması ( $\Delta_k$ ) uygulayarak 3.15 nolu denklem ile ifade edilen kısıtlı bir optimizasyon problemi haline gelir.

$$\min m_k(s_k) \quad \|s_k\| \leq \Delta_k \quad (3.15)$$

Normalde güven bölgesi kısıtlaması  $\Delta_k$  eliptik veya küresel bir şekle sahip olacak şekilde seçilir. EM odaklama optimizasyonu aşağıdaki gibi yapılabilir:

1.  $k = 0$ ,  $\Delta_0 > 0$  başlangıç değerleri olarak ayarlanır.  $\varphi_0$  ile  $f(\varphi_0)$ , önceden hesaplanmış ilk faz farklarının bir matrisi olarak hesaplanır.
2. Güven bölgesi güncellemesi için sabitleri seçilir:  $\gamma_1$ ,  $\gamma_2$  ve  $\delta_1$ ,  $\delta_2$ . Makul değerler [108]:  $\gamma_1 = 0,01$ ,  $\gamma_2 = 0,9$  ve  $\delta_1 = \delta_2 = \delta = 0,5$ .
3. For  $i = 1: k$ 
  - i. 3.33 nolu denklemden  $m_k(s)$  model oluşturulur.
  - ii.  $m_k < f$  ve  $\|s_k\| \leq \Delta_k$  değerlerini bulmak için güven bölgesi alt sorunu yaklaşık olarak çözülür.
  - iii.  $f(\varphi_k + s_k)$  değeri hesaplanır ve  $\rho_k = f(\varphi_k) - f(\varphi_k + s_k)$ ,  $m_k(\varphi_k) - m_k(\varphi_k + s_k)$  tanımlanır.

iv. Güven bölgesi yarıçapı güncellenir.

If  $\rho_k \geq \gamma_2$  ise  $\varphi_{k+1} = \varphi_k + s_k$  ve  $\Delta_{k+1} = \delta \Delta_k$

Else If  $\rho_k \geq \gamma_1$  ise  $\varphi_{k+1} = \varphi_k + s_k$  ve  $\Delta_{k+1} = \Delta_k$

Else  $\rho_k < \gamma_1$  ise  $\varphi_{k+1} = \varphi_k$  ve  $\Delta_{k+1} = \delta \Delta_k$

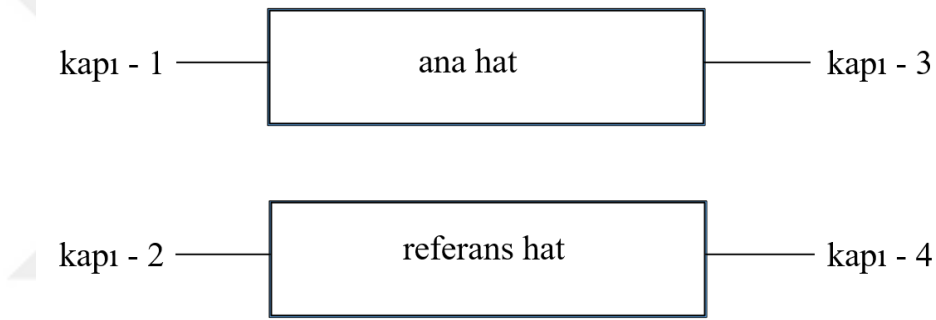
For:  $k = k+1$

End

Optimizasyon, objektif fonksiyonun gradyan normu  $\|\nabla \beta f(\varphi_k)\| \leq \epsilon g$  yakınsadığında ( $\epsilon g = 10^{-4}$ ) veya maksimum yineleme sayısına ulaştığında durur.

### Diferansiyel Faz Kaydırma

Diferansiyel faz kaydırıcılar, birincil işlevleri sabit bir frekans bandında sıfıra yakın bir zayıflama (ideal olarak sıfır) ile giriş ve çıkış bağlantı noktaları arasında bir sinyalin faz kaymasının olduğu dört bağlantı noktalı pasif ağlardır.



**Şekil 21.** Diferansiyel faz kaydırıcı genel gösterimi

Diferansiyel faz kaydırıcının teorik analizine başlamak için iletim hattındaki yükün analitik ifadesi bulunmalıdır. Tasarlanan 4 bağlantılı, çok modlu bağlayıcının bağlantı noktası 1 ve bağlantı noktası 2, faz kaydırıcının ilgili giriş ve çıkış bağlantı noktası olsun (Şekil 21). Üst ve alt yamalar arasında belirli bir değerde kuplaj ( $k_c$ ) oluşturmak için karşılık gelen yansıtıcı dalgalar  $b_1$  ve  $b_2$  3.16-3.17 nolu denklemler ile hesaplanabilir. Burada kullanılan  $a_1, a_2, a_3, a_4$  ile gelen dalgalar ifade edilmektedir (Mongia *et al.* 2007).

$$b_1 = \frac{jk_c \sin \theta a_3 + \sqrt{1 - k_c^2} a_4}{\sqrt{1 - k_c^2} \cos \theta + j \sin \theta} \quad (3.16)$$

$$b_2 = \frac{jk_c \sin \theta a_4 + \sqrt{1 - k_c^2} a_3}{\sqrt{1 - k_c^2} \cos \theta + j \sin \theta} \quad (3.17)$$

$\theta_c$  bağıl yapının elektriksel uzunluğu, 3.18 nolu denklem ile ifade edilmektedir.

$$\theta_c = \beta_{ef} l \quad (3.18)$$

Burada  $\beta_{ef}$  efektif faz sabiti,  $l$  ilgili yapının fiziksel uzunluğudur.

3.19 nolu denklem ile  $\beta_{ef}$  değeri hesaplanabilir. Burada  $\beta_e, \beta_o$  çoklu mod sabitleri,  $\lambda$  serbest uzay dalga boyu,  $\epsilon_r$  alttaş dielektrik sabitidir.

$$\beta_{ef} = \frac{\beta_e + \beta_o}{2} = 360^\circ \frac{\sqrt{\epsilon_r}}{\lambda} \quad (3.19)$$

Kapı 3 ve 4'teki yansıtıcı sinyal ifadeleri aşağıda verilen 3.20 ve 3.21 nolu denklemler ile ifade edilebilir.

$$b_3 = \frac{jk_c \sin \theta a_1}{\sqrt{1 - k_c^2} \cos \theta + j \sin \theta} \quad (3.20)$$

$$b_4 = \frac{\sqrt{1 - k_c^2} a_1}{\sqrt{1 - k_c^2} \cos \theta + j \sin \theta} \quad (3.21)$$

3 ve 4 nolu kapılar açıksa, yansıma katsayıları bire eşittir, bu nedenle  $a_3 = b_3$  ve  $a_4 = b_4$  olur. Böylece, geri dönüş kaybı (3.22 nolu denklem) ve giriş kaybı (3.23 nolu denklem) aşağıda verildiği gibi ifade edilebilir.

$$S_{11} = S_{22} = \frac{1 - k_c^2(1 + \sin^2 \theta)}{\left[ \sqrt{1 - k_c^2} \cos \theta + j \sin \theta \right]^2} \quad (3.22)$$

$$S_{12} = S_{21} = \frac{j2k_c \sqrt{1 - k_c^2}(1 + \sin^2 \theta)}{\left[ \sqrt{1 - k_c^2} \cos \theta + j \sin \theta \right]^2} \quad (3.23)$$

S parametrelerine bağlı olarak, çıkış sinyali ile giriş sinyali arasındaki faz kayması 3.24 nolu denklem ile ifade edilebilir.

$$\angle S_{21} = 90^\circ - 2 \tan^{-1} \left( \frac{\tan \theta}{\sqrt{1 - k_c^2}} \right) \quad (3.24)$$

Diferansiyel faz kaymasını bulmak için, ana hat olarak tasarlanan yapının çıkış değerlerini, referans hat yapısının çıkış değerleri ile karşılaştırmamız gerekir. Böylece, fiziksel uzunluğu  $l_{ref}$ , faz sabiti  $\beta_{ref}$  ve etkili dielektrik sabiti  $\epsilon_{eff}$  olan bir 50 ohm mikroşerit hattı, fazı 3.25 nolu denklem yardımıyla ifade edilir.

$$\angle S_{43} = -\beta_{ref} l_{ref} = -360^\circ l_{ref} \sqrt{\epsilon_{eff} / \lambda} \quad (3.25)$$

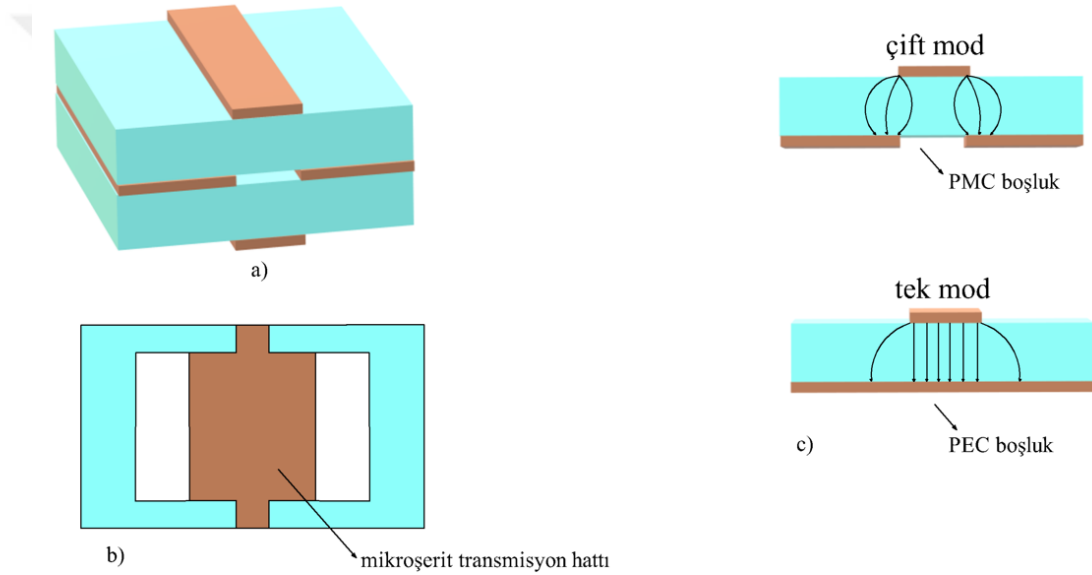
3.26 nolu denklem yardımıyla ana hat ve referans hat çıkış kapıları arasında ki faz kayması hesaplanabilir.

$$\Delta \Phi = \angle S_{12} - \angle S_{34} = 90^\circ - 2 \tan^{-1} \left( \frac{\tan \beta_{eff} l}{\sqrt{1 - k_c^2}} \right) + \beta_{eff} l_{ref} \quad (3.26)$$

## Diferansiyel faz kaydırıcı tasarımında kullanılan kuplör yapısının matematiksel yaklaşımı

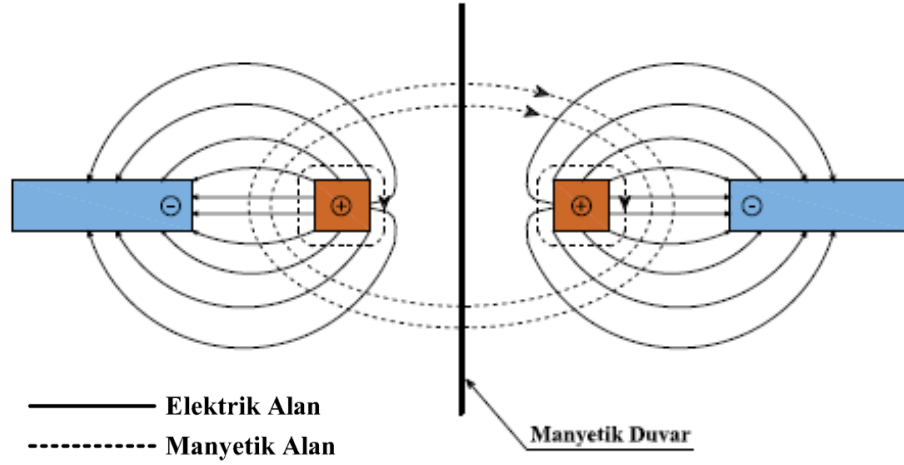
Çok geniş bir frekans aralığında sıkı kuplajlı bir kuplör tasarlamak için, Tanaka tarafından sunulan düzlem kuplaj yapısı kullanılır (Şekil 21, (Tanaka *et al.* 1989). Daha küçük boyutlara sahip olması ve geniş bant çalışma frekansına sahip olması nedeniyle sık kullanılan yapılardan biridir. Üst ve alt katmanlara yerleştirilen iki iletim hattı arasında (zemin düzlemindeki boşluk yoluyla) bir düzlem bağlantısının kullanılması daha küçük boyutta olmasına sebep olmaktadır. Ayrıca, çalışma bandındaki faz dalgalanması diğer mikroşerit yapılara kıyasla nispeten daha azdır (Shelton and Mosko 1966).

Şekil 22 ile iletim hattı modelinin genel biçimini, dikdörtgen Tanaka kuplör yapısı ve tek ve çift mod uyarımı için elektrik alan çizgilerini gösterilmektedir.



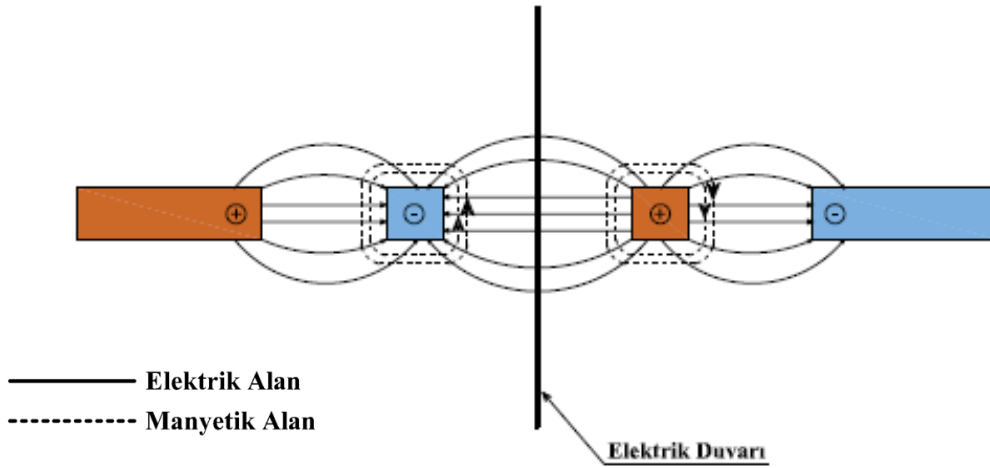
**Şekil 22.** Tanaka kuplörünün düzlem kuplajlı genel yapısı a) iletim hatları, boşluk ve alt katmanlar b) kuplörün üst görünümü c) tek ve çift modlar eşdeğer devresi (Wong *et al.* 1991)

$(N + 1)$  iletkenli sistem genellikle  $N$  ana yayılma modunu destekler. Bu nedenle, bir iletkeni toprak olarak işlev gören üç iletkenli bir sistem veya alternatif olarak ortak bir zemine sahip iki iletim hattı, iki ana yayılma modunu destekleyebilir. Bu modlara “çift mod” ve “tek mod” denir (Mongia *et al.* 1999). Bu modların doğrusal kombinasyonları, homojen simetrik birleştirilmiş yapılar arasındaki bağlantıyı yeterince tanımlayabilir (Mongia *et al.* 1999). Eş düzlemlili dalga kılavuzuna uygulanan iki hatlı birleştirilmiş yapının bir örneği Şekil 5’te sunulmaktadır. Çizgiler aynı büyüklükte ve aynı kutuplu potansiyele sahip olduğunda çok modlu uyarı oluşur. Bu durumda, çizgilerin manyetik duvarla ayrıldığı söylenebilir, yani manyetik alanın teğetsel bileşeni ve elektrik alanının normal bileşeni duvarın yüzeyinde kaybolurken, manyetik alanın normal bileşeni ve elektriksel alanın teğetsel bileşeni duvar ara yüzündeyken değişmeden kalır. Çift modlu alan dağılımı Şekil 23’te gösterilmektedir.



**Şekil 23.** Çift modunu destekleyen CPW birleştirilmiş hatların kesiti

Çizgiler aynı büyüklükte ancak zıt kutuplu potansiyele sahip olduğunda tek modlu uyarı oluşur. Bu durumda, çizgilerin elektrik duvarla ayrıldığı söylenebilir (Pozar 2009). Elektrik duvar ara yüzünde teğetsel manyetik alan ve normal elektrik alanı bulunurken, normal manyetik alan ve teğetsel elektrik alanı kaybolur (Pozar 2009). Uygun tek modlu alan dağılımı Şekil 24'te gösterilmektedir.



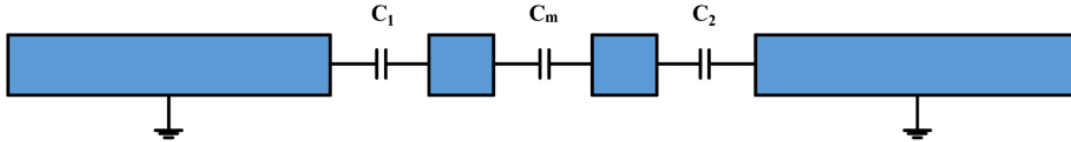
**Şekil 24.** Tek modunu destekleyen CPW birleştirilmiş hatların kesiti

İletim hattı çizgileri arasındaki bağlantı, Şekil 25'te gösterildiği gibi, kapasite eş değeri modeline bağlı olarak sunulabilir. Hatlar ve yer düzlemleri arasındaki kapasiteler öz kapasiteleridir. Şekil 25'te bunlar birinci hat için  $C_1$  ve ikinci hat için  $C_2$ 'dir. Şekil 25'deki  $C_m$  hatlar arasındaki kapasitansdır. Çift modda, manyetik duvar elektrik alanının sinyal hatları arasından geçmesini önler ve karşılıklı kapasitans  $C_m$  kaybolur. Bu nedenle çift mod kapasitans  $C_e$ , sadece kendi kapasitansları veya her bir hattın birim uzunluk kapasiteleri olarak ifade edilebilir. Düzgün simetrik çizgiler için 3.27 nolu denklem ile ifade edilen eşitlik geçerlidir (Mongia *et al.* 1999):

$$C_e = C_1 = C_2 \quad (3.27)$$

Çift mod kapasite değeri birinci hat ve ikinci hat kapasite değerlerine eşittir. Tek modda, ağın kapasitansı, öz kapasitansların ve karşılıklı kapasitansın bir kombinasyonudur. Düzgün simetrik çizgiler için, tekli mod kapasitansı  $C_o$  (Mongia *et al.* 1999) olarak tanımlanır ve 3.28 nolu eşitlik ile ifade edilir.

$$C_o = C_1 + C_m = C_2 + C_m \quad (3.28)$$



**Şekil 25.** CPW bağlı hatların kapasiteler açısından gösterimi

Burada verilen tüm kapasiteler birim uzunluk bazında ifade edilir. İletim hattının fiziksel özelliklerine bağlı olan karakteristik empedans  $Z_o$ , 3.29 nolu denklemde ifade edilen genelleştirilmiş birim uzunluk kapasitans  $C$  ile ilişkilidir (Mongia *et al.* 1999).

$$Z_o = \frac{1}{v_0 C} \quad (3.29)$$

Burada  $v_0$  ışık hızıdır.

Eş düzlemli dalga kılavuzuna uygulanan iki hatlı yapının tasarımında dikkat edilmesi gereken önemli noktalar aşağıda verilmektedir.

- Çift mod empedansı, iletkenler manyetik duvarla ayrıldığında veya hatlar eşit voltaj kaynaklarından senkronize olarak sürüldüğünde bir sinyalin iletkeniden toprağa olan empedansı olarak hesaplanmalıdır,
- Tek-mod empedansı, iletkenler elektrik duvarı ile ayrıldığında veya hatlar zıt kutuplu eşit voltaj kaynaklarından uyarıldığında, bir sinyalin iletkeniden toprağa ve diğer iletkene bağlı olan empedansı olarak hesaplanmalıdır,
- Çift mod empedansı her zaman tek mod empedansından daha büyüktür,
- Modal empedanslar, ancak birbiriyle bağlantısız hatlara eşdeğer olan karşılıklı kapasitans kaybolduğunda eşit olabilir.

Birleştirilmiş hatlar homojen bir dielektrik ortama yerleştirilirse, faz hızları eşit olacaktır. Bu nedenle, boş alandaki ışık hızının, çizgiler (Şekil 6) boyunca dalga yayılımının faz hızına oranı olan etkili geçirgenlik 3.30 nolu denklem ile ifade edilir.

$$\epsilon_{eff} = \left( \frac{C}{v_0} \right)^2 \quad (3.30)$$

Bununla birlikte, yama şeritlerdeki çift mod ve tek mod dalgaların yayılması farklı geçirgenlik bölgelerinde gerçekleşecek şekilde yapılandırılırsa, faz hızları ve etkili geçirgenlikler değişecektir. Faz hızları arasındaki fark genellikle çizgilerin geometrik parametrelerine ve kullanılan dielektriklerin bağlı geçirgenliklerine bağlıdır.

**Tek ve Çift Mod Analizi:** Dielektrik sabiti ve dielektrik kalınlığı bilinen, herhangi bir alttaş malzemesi kullanılarak tasarımı yapılmak istenen hibrit kuplörünün, tasarımında kullanılması gereken eşitlikler 3.31-3.34 nolu denklemler ile ifade edilmektedir . Örneğin dielektrik sabiti  $\epsilon_r = 4,3$  ve kalınlığı 1,6 mm olan FR-4 alttaş ile 3 dB kuplajlı hibrit kuplörü tasarlanması durumunda, sırasıyla 120,9 ve 20,7  $\Omega$  olarak çift mod ve tek mod empedansları hesaplanır (Wong *et al.* 1991).

$$k_c(dB) = 20 \log \left( \frac{Z_{oe} - Z_{oo}}{Z_{oe} + Z_{oo}} \right) \quad (3.31)$$

$$Z_0 = \sqrt{Z_{oe} \cdot Z_{oo}} \quad (3.32)$$

$$Z_{oe} = Z_0 \sqrt{\frac{1 + k_c}{1 - k_c}} \quad (3.33)$$

$$Z_{oo} = Z_0 \sqrt{\frac{1 - k_c}{1 + k_c}} \quad (3.34)$$

Tek mod uyarıldığında, zemin düzlemindeki boşluk mükemmel bir elektrik iletkeni (Perfect Electric Conductor - PEC) ile değiştirilebilir. Elde edilen eşdeğer devrenin üst kısmı,  $Z_{oo}$  karakteristik empedanslı bir mikroşerit hattına dönüşür. Daha sonra mikroşerit hattın genişliği, mikroşerit çizgileri için standart tasarım denklemleri kullanılarak elde edilebilir. Çift mod uyarıldığında, zemin düzlemindeki boşluk mükemmel manyetik iletken (Perfect Magnetic Conductor - PMC) ile değiştirilir. Manyetik düzlem elektrik alanını mikroşerit kapılarından paralel düzlemlerin dış alanına itecektir, çünkü toprak düzlemindeki manyetik iletken elektrik alanının yüzeyine dik olmasına izin vermeyecektir. Bu nedenle, çift mod sinyali, Şekil 22.c'de gösterildiği gibi paralel düzlem alanının dışına hareket eder. Çift mod sinyalinin kapılardan yamalara düzgün bir şekilde hareket etmesine izin vermek için, üst ve alt iletim hatlarının şekil yapısının ve toprak boşluğunun değiştirilmesi önerilir (Şekil 22) (Wong *et al.* 1991).

## ARAŞTIRMA BULGULARI

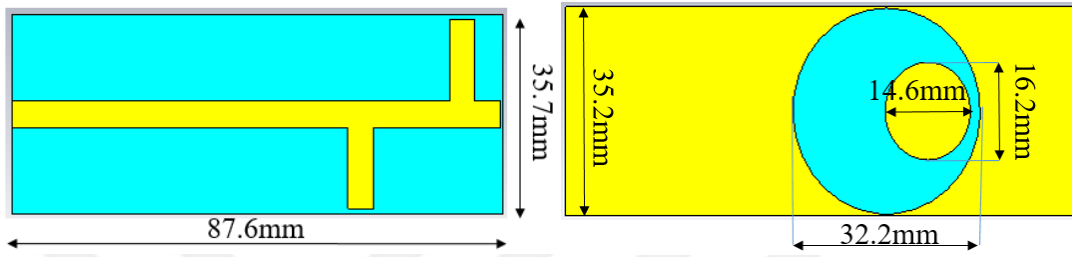
Bu tezde, biyolojik dokular üzerinde EM kaynakların etkisinin incelenmesi için iki farklı çalışma sunulmaktadır. Birincisi akıllı gözlük uygulamasının insan sağlığı üzerinde oluşturacağı etkilerinin incelenmesidir. Bu inceleme için simülasyon ortamında çoklu bantta çalışan iki dipol anten prototipi tasarlanmış ve üretilmiştir. Akıllı gözlük için üzerine anten entegre edilecek şekilde yüksek dielektrik sabiti özelliğine sahip malzeme kullanılarak 3-B gözlük tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Deneysel ortamda kullanılmak üzere ilgili frekansların dielektrik özelliklerine sahip kafa fantomu hazırlanmıştır. Yapılan kafa fantomu üzerinde SAR dağılımı analizi için kızılötesi termografi tekniği kullanılmıştır. Yaklaşık SAR değeri hesaplamaları ile antenlerin güvenlik sınırları, farklı kuruluşlar tarafından belirlenen değerler ile kıyaslanmıştır.

İkinci çalışmada kemik kanseri tedavisinde kullanılmak üzere esnek hipertermi aplikatörleri tasarlanmış gerekli EM ve termal simülasyonları yapılmıştır. Çalışmada esnek çift katmanlı dipol anten ve esnek CPW yama anten olmak üzere iki farklı anten prototipi tasarlanmıştır. Anten prototiplerinin önemli parametreleri CST simülasyon programında incelenmiştir. Hipertermi uygulamalarının yüksek kazanç gerekliliği sebebiyle 1x4 elemanlı anten dizileri oluşturulmuştur. Antenlerin esneklik özelliğinden dolayı anten dizileri hem lineer hem de çembersel dizilimde kullanılacak şekilde tasarlanmıştır. Hipertermi uygulamalarında ışın demeti yönlendirme tekniği kullanılarak tümörlü doku üzerine doğru odaklanma yapılabilmesi için dizi elemanlarının uyarım özellikleri Güven Bölgesi Çerçevesi optimizasyon tekniği kullanılarak optimize edilmiştir. Işın demeti yönlendirilmesi için 10° faz kayması değerine sahip diferansiyel faz kaydırıcı tasarımı ve üretimi yapılmıştır. Simülasyon çalışmalarında kullanılmak üzere gerçek kemik hastalarının MRI verileri kullanılarak 3-B kemik fantomları oluşturulmuştur. Fantomlar üzerinde belirli noktalara tümör dokusu yerleştirilerek, hipertermi aplikatörlerinin tümör üzerinde olası etkileri EM ve termal simülasyon çalışmaları yardımıyla incelenmiştir. Tez kapsamında yapılan çalışmalara ait sonuçlar bu bölümde ele alınmaktadır.

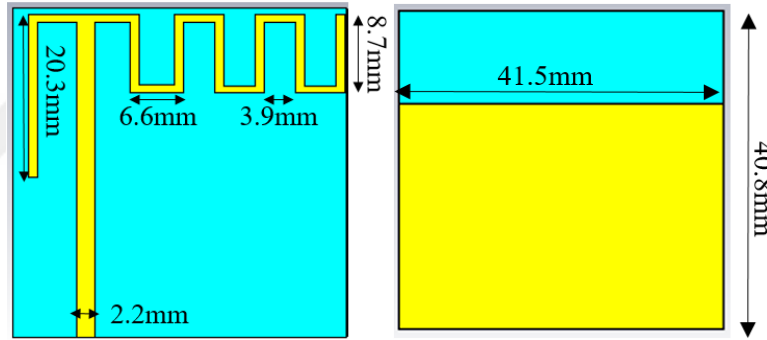
### **Akıllı Gözlük Uygulamaları İçin Wi-Fi ve 5G Bağlantısına Sahip Üç-Bant Anten Prototiplerinin Tasarımı**

Farklı uygulamalarda kullanılmak üzere Wi-Fi ve 5G frekanslarında çalışan birçok anten simülasyonu ve üretimi yapılmıştır (Abu *et al.* 2009; Zhu *et al.* 2010; Fang *et al.* 2018; Ur-Rehman *et al.* 2018). Ancak küçük boyutlu antenlere ihtiyaç olması durumunda, diğer

antenlerle kıyaslandığında birçok avantajı olmasından dolayı baskılı dipol anten tercih edilmektedir (Abu *et al.* 2009). Tez çalışması kapsamında Wi-Fi ve 5G haberleşmesinde kullanılmak üzere farklı baskılı dipol anten tasarımları yapılmıştır. Anten boyutlarını küçültmek için dipol antende katlamalar yapılmıştır. Burada antenin iletken yolu ileri geri katlanarak antenin toplam hacmi azaltılmak istenmiştir. Çalışmada simülasyonu yapılan iki farklı katlamalı dipol anten Şekil 26’da gösterilmektedir. FR-4 alttaşı ( $\epsilon_r = 4,4$ ,  $\tan\delta = 0,025$ ,  $h=1,6$  mm) üzerine tasarlanıp üretilen antenlerin boyutları prototip-1 ve prototip-2 için sırasıyla  $36 \times 88 \times 1,3 \text{ mm}^3$  ve  $41,5 \times 40,8 \times 1,3 \text{ mm}^3$ ’dür.



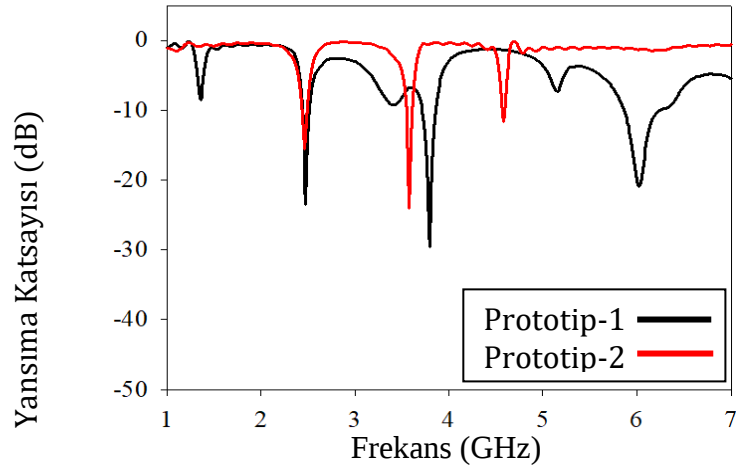
(a) Prototip-1 (Sol: üst görünüş, Sağ: alt görünüş)



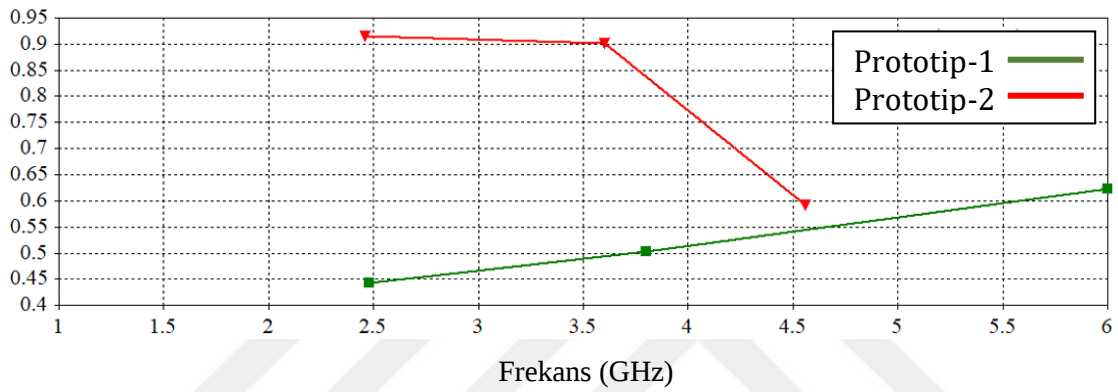
b) Prototip-2 (Sol: üst görünüş, Sağ: alt görünüş)

**Şekil 26.** Katlamalı dipol antenler (a) prototip-1 (b) prototip-2

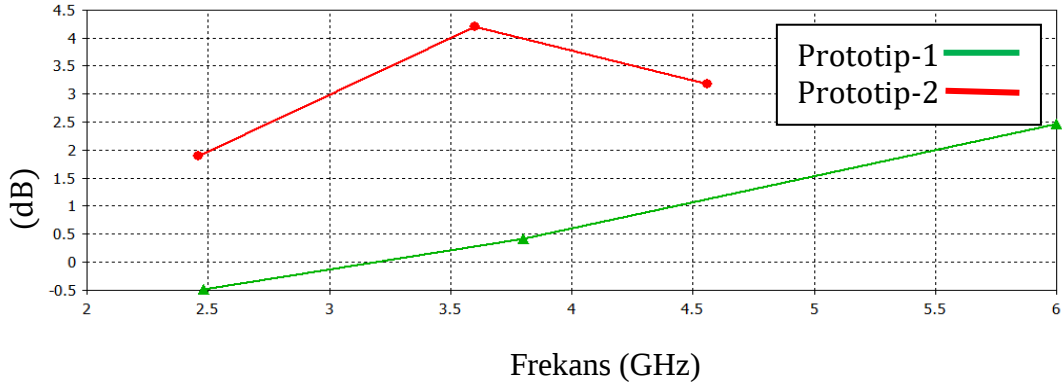
Önerilen prototiplerden elde edilen  $S_{11}$  parametresine ait simülasyon grafikleri Şekil 27’de verilmektedir. Prototip-1 için  $f_1=2,45$  GHz’de (BW ~ 50MHz),  $f_2=3,8$  GHz’de (BW ~ 140MHz) ve  $f_3=6$  GHz’de (BW ~ 400MHz), prototip-2 için  $f_1=2,45$  GHz’de (BW ~ 100MHz),  $f_2=3,6$  GHz’de (BW ~ 50MHz) ve  $f_3=4,56$  GHz’de (BW ~ 40MHz), olmak üzere üç adet farklı empedans bant genişliğine sahip iki farklı baskılı dipol anteni gerçekleştirilmiştir. Simülasyonu yapılan antenler için elde edilen gerçek kazanç ve toplam verimlilik sonuçları Şekil 28’de verilmektedir.



**Şekil 27.** Prototip-1 ve Prototip-2  $S_{11}$  parametresi simülasyon sonuçları



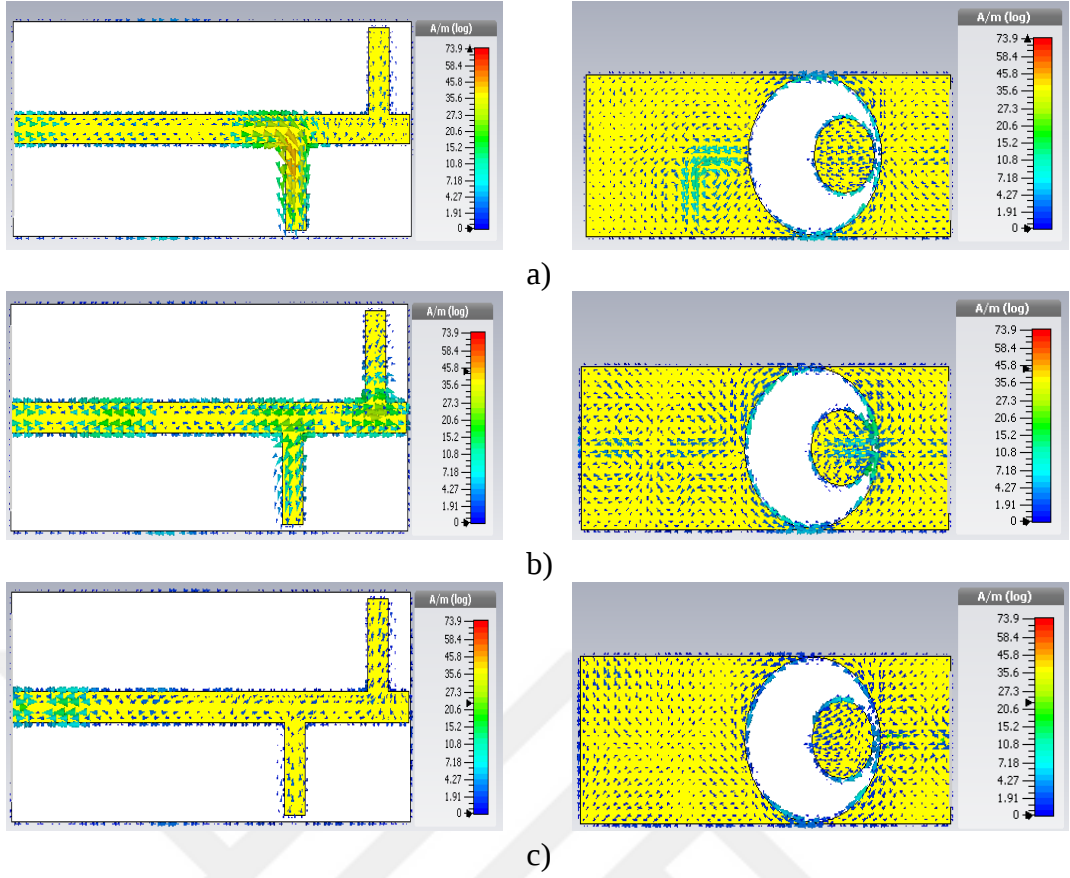
a)



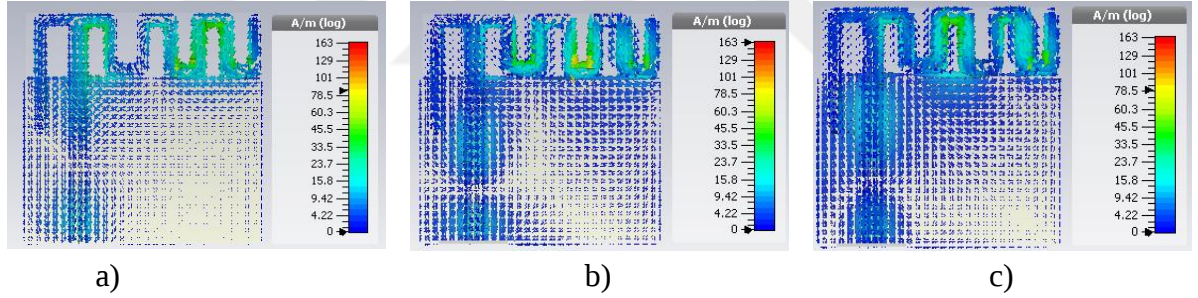
b)

**Şekil 28.** Önerilen prototiplere ait a) toplam verimlilik, b) gerçek kazanç simülasyon sonuçları

Prototip-1 ve prototip-2 için elde edilen yüzey akım yoğunluk dağılımları sırasıyla Şekil 29 ve Şekil 30'da verilmektedir. Şekil 29'da gösterildiği gibi, 2,45 GHz'de yüzey akımı yoğunluğu en yüksek seviyededir. Antene ait ortadaki katlama üzerinde 2,45 GHz için rezonans oluşumu gerçekleşmiştir. 2,45 GHz elektriksel uzunluğu, yaklaşık yarım dalga boyunda dipol antene denk gelmektedir. 3,8 GHz'de, yüzey akımı yoğunluğu sağdaki yayılım eleman boyunca en yüksektir. 6 GHz'de, yüzey akım yoğunluğu, antenin kapı ucuna yakın bölgede en yüksektir, bu bölgenin yüksek frekansta rezonans gerçekleştirdiği gösterilmektedir.



Şekil 29. Prototip-1 için yüzey akım yoğunluk dağılımı: a) 2,45 GHz b) 3,8 GHz c) 6 GHz



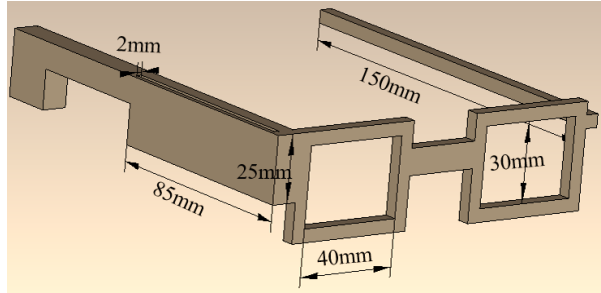
Şekil 30. Prototip-2 için yüzey akım yoğunluk dağılımı: a) 2,45 GHz b) 3,6 GHz c) 4,56 GHz

### Akıllı Gözlük Uygulamaları için Tasarlanan Temsili 3-B Gözlük Prototipi

Yaptığımız çalışmada antenlerin kafatası üzerindeki etkilerini incelemek üzere tasarlanan 3-B gözlük (Şekil 31) için PLA malzemesi tercih edilmektedir. PLA malzemesinin dielektrik özellikleri, çalışma frekansı ve malzemenin rengine göre değişiklik göstermektedir (Huber *et al.* 2016). Dielektrik sabitinin artması penetrasyon derinliğini azaltmaktadır, bu yüzden 3-B gözlük için tercih edilen yüksek dielektrik sabitine sahip olan PLA malzemesi sayesinde antenlerin dış ortamdan etkilenmesinin azaltılması hedeflenmektedir (Wang *et al.* 2011; Yang *et al.* 2017).

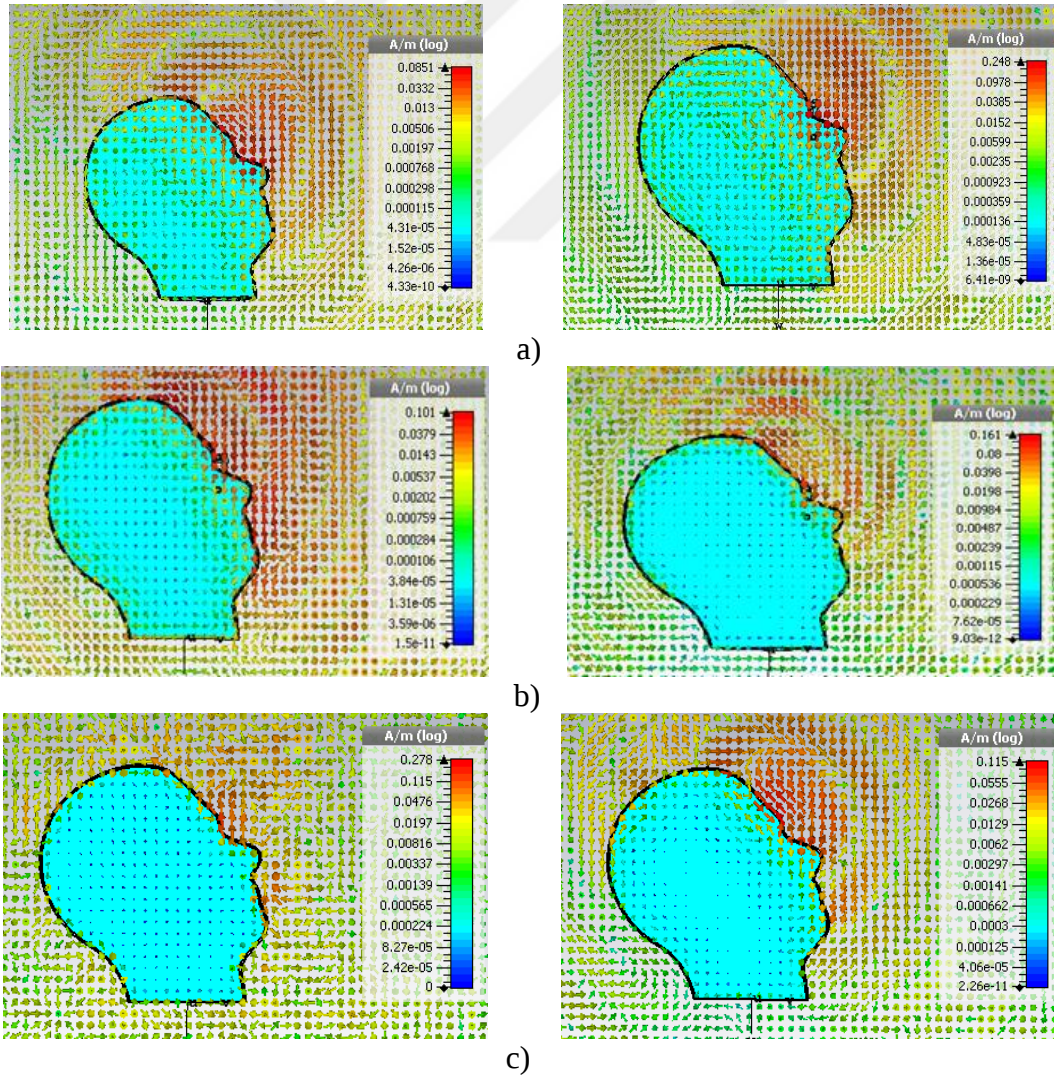
3-B gözlük üzerine anten prototiplerini yerleştirmek için gözlüğün sağ kolu üzerine 85x25x5 mm<sup>3</sup> boyutlarında boşluk bırakılmıştır. 3-B gözlüğün ayrıntılı teknik çizimi Şekil 31’de verilmektedir. Gözlük yapısının bu şekli ile kafatasının sağ bölgesinde önerilen antenler

tarafından oluşacak etkiler incelenmek istenmektedir. Bu bağlamda önerilen antenlerin kafa üzerinde gözlük ile birlikte kullanılması ve kullanılmaması durumları için akım dağılım grafikleri incelenmiştir (Şekil 32 ve Şekil 33).



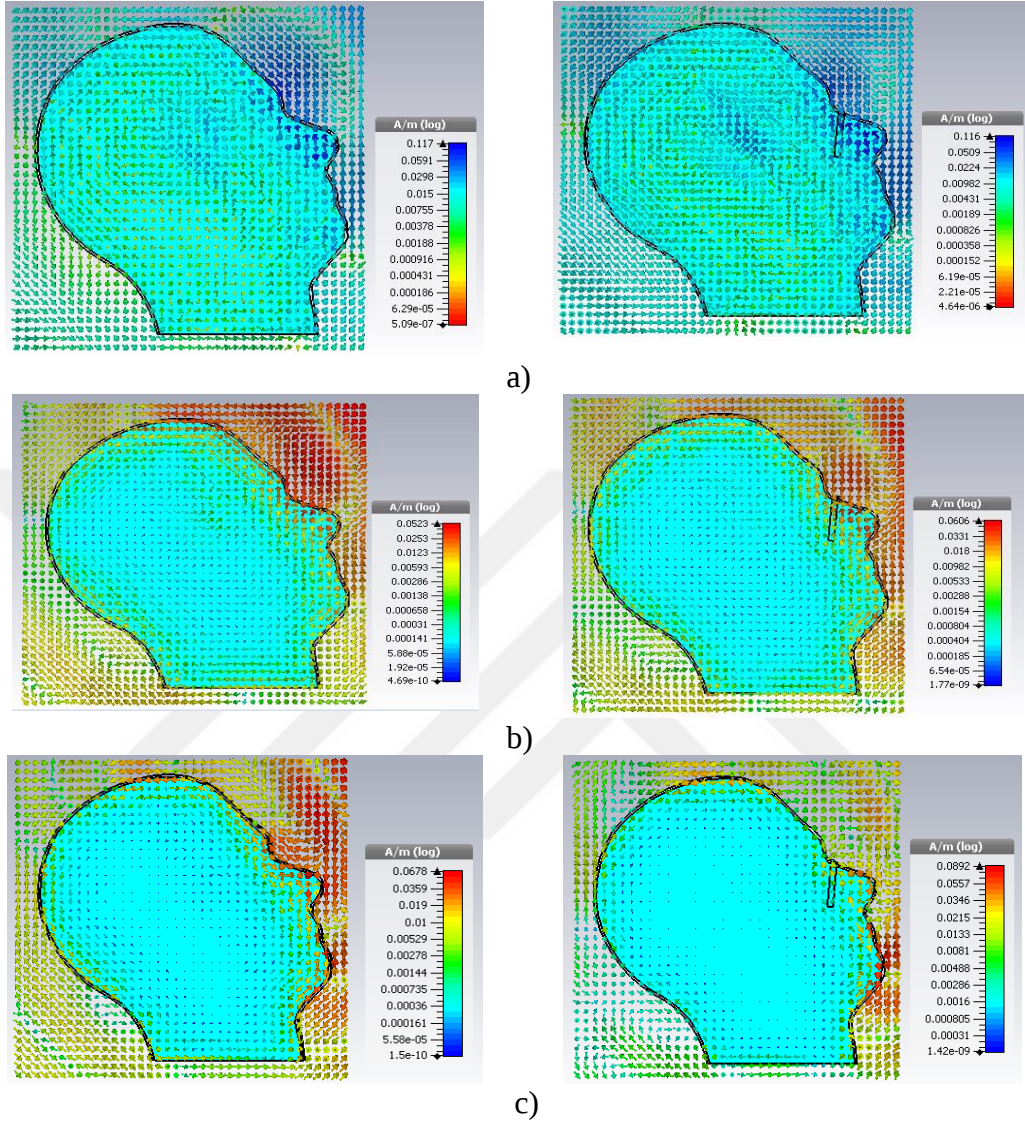
**Şekil 31.** Tasarımı yapılan 3-B gözlük modeli

Çalışmada CST’de sunulan homojen SAM ve heterojen VH kafa fantomları, insan kafası modeli olarak kullanılmıştır. İnsan kafasının sağ tarafına yerleştirilmiş antenlerin mevcut yoğunluk dağılımları ve bu dağılımlar üzerine 3-B gözlük etkisi Şekil 32 ve Şekil 33’de gösterilmektedir.



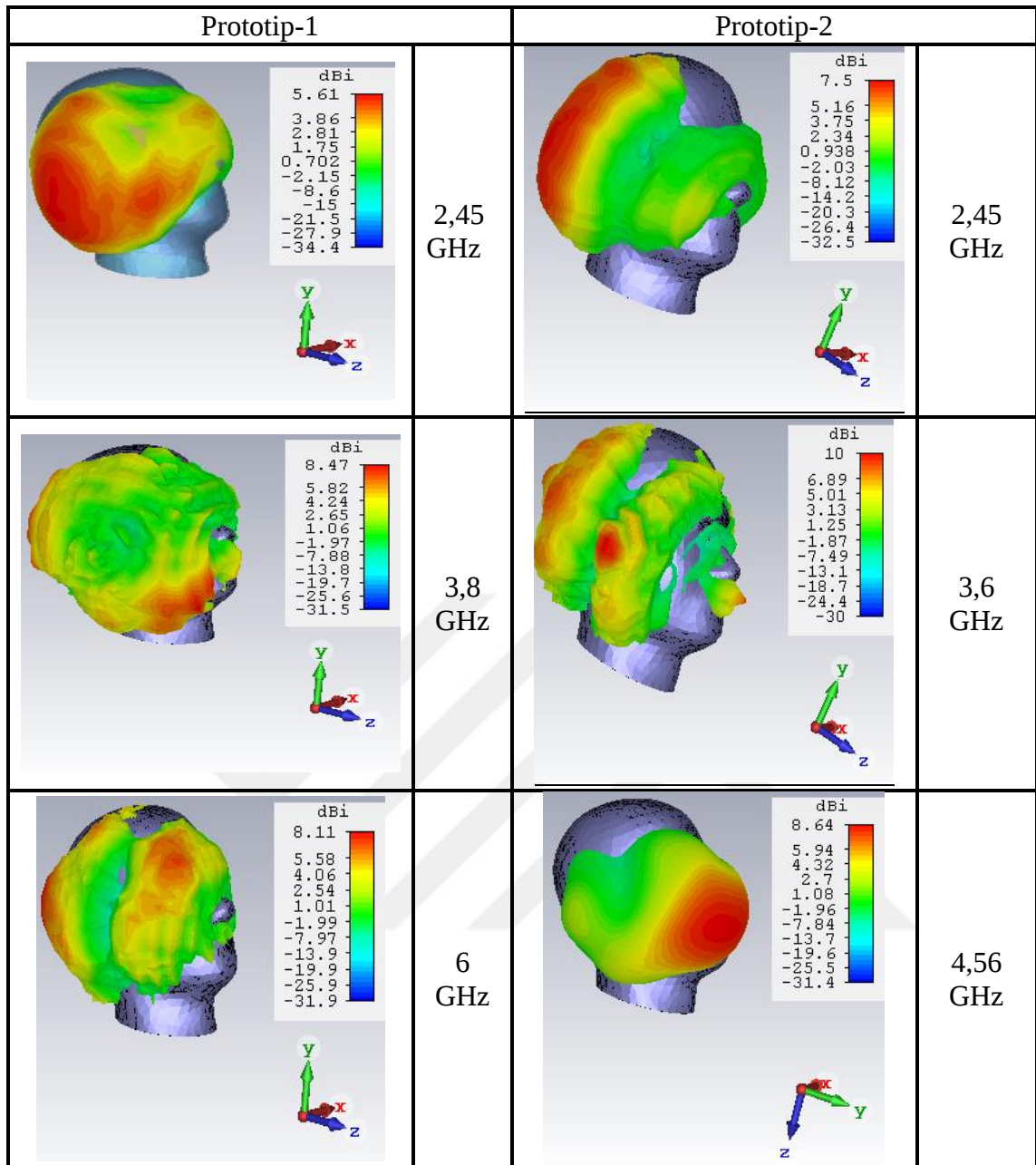
**Şekil 32.** Prototip-1 için yüzey akım yoğunluk dağılımı: a) 2,45 GHz b) 3,8 GHz c) 6 GHz (sol sütun: tek anten, sağ sütun: anten ile gözlük birlikte)

Akım yoğunluk dağılımları incelendiğinde elde edilen sayısal verilere göre, kafanın sağ tarafındaki akım yoğunluğunun genliğinin ve dağılımının 3-B gözlük çerçevesi nedeniyle etkilendiği anlaşılmıştır.



**Şekil 33.** Prototip-2 için yüzey akım yoğunluk dağılımı: a) 2,45 GHz b) 3,6 GHz c) 4,56 GHz (sol sütun: tek anten , sağ sütun: anten ile gözlük birlikte)

Tüm prototiplerin gözlük üzerine yerleştirilmesiyle elde edilen SAM kafa fantomundaki 3-B radyasyon desenleri Şekil 34’de gösterilmektedir. Tüm antenler, genellikle akıllı telefonlarda olduğu gibi kullanıcının kafasına dik bir yönde yayılma eğilimindedir.



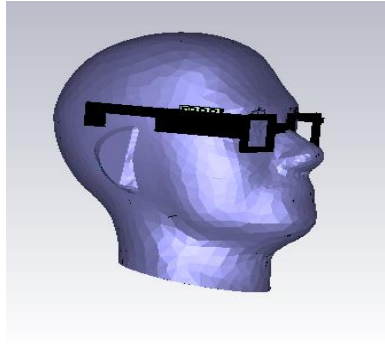
**Şekil 34.** SAM kafa fantomunda tüm prototiplerin gözlükle yerleştirilmesiyle elde edilen 3-B radyasyon desenleri

### 3-B Gözlük Üzerine Entegre Edilen Antenlerin Kafatası Üzerinde SAR Dağılımı

Çalışmanın bu kısmında, önerilen antenlerin giriş gücü 0,125 W referans alınarak antenlerin tek başına ve 3-B gözlük ile birlikte kullanılması durumunda bütün frekans aralıkları için insan kafasındaki SAR değerleri hesaplanmıştır.

#### SAM Fantom

Bu fantom sadece bir doku katmanına sahiptir. SAM kafa fantomunun ilgilenilen frekanslardaki dielektrik özellikleri Tablo 5'te verilmiştir. SAM fantomu ve 3-B gözlük modelinin CST simülasyon ortamındaki görseli, Şekil 35'te gösterilmektedir.



**Şekil 35.** CST simülasyon ortamında 3-B gözlük ve SAM kafa fantomu

**Tablo 5.** SAM kafa fantomuna ait dielektrik özellikleri (Anonymous, 2020)

| Frekans (GHz) | Elektriksel Geçirgenlik (F/m) | İletkenlik (S/m) |
|---------------|-------------------------------|------------------|
| 2,45          | 39,2                          | 1,8              |
| 3,6           | 37,95                         | 3,1              |
| 3,8           | 37,6                          | 3,23             |
| 4,56          | 36,2                          | 3,94             |
| 6             | 35,1                          | 5,48             |

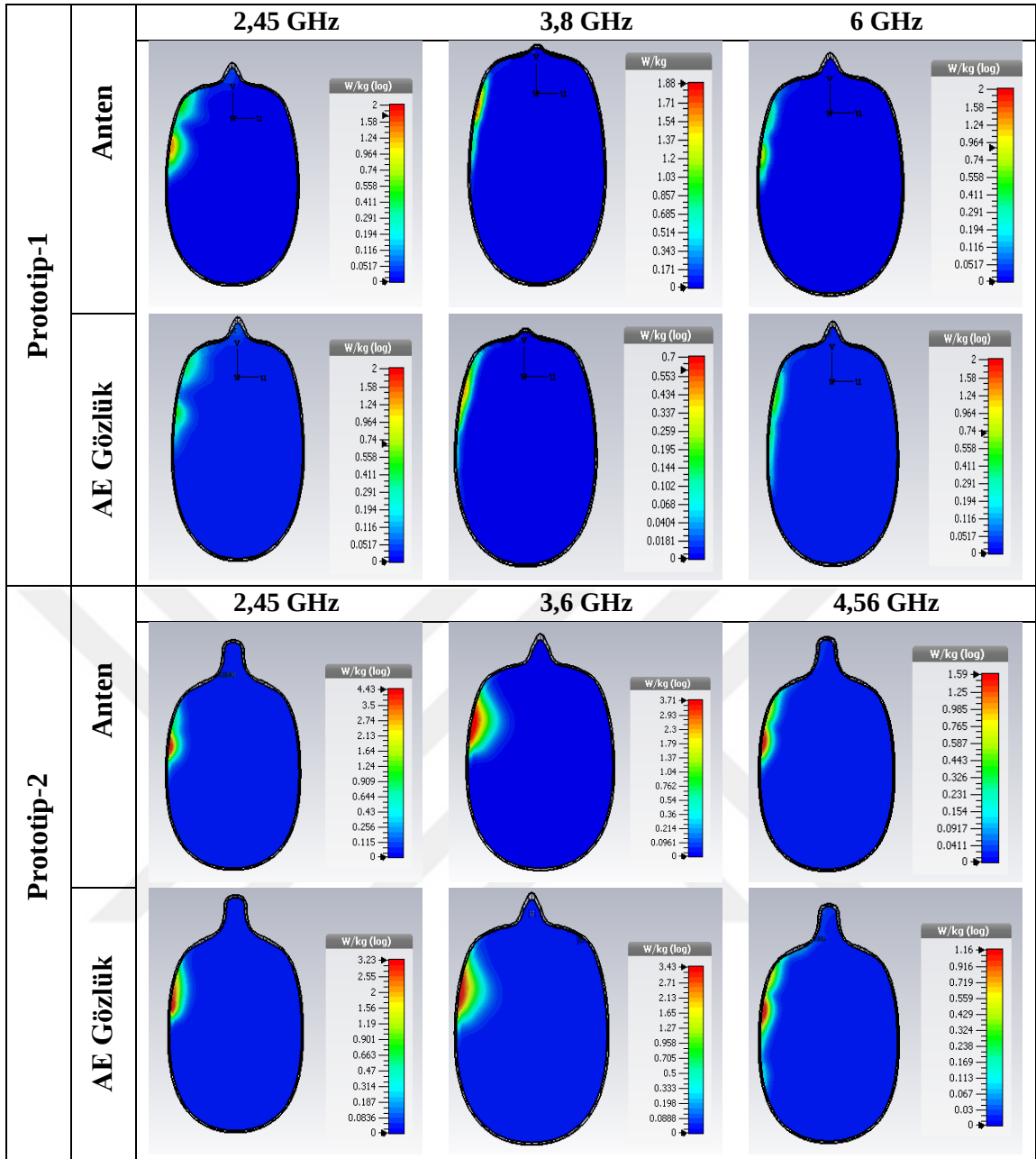
Prototip-1 ve prototip-2'ye ait maksimum  $SAR_{1g}$  ve  $SAR_{10g}$  değerleri, 3-B gözlüklü ve gözlüksüz SAM kafa fantomu için elde edilmiştir. Tablo 6'dan, ilgili frekanslarda prototip-2 için elde edilen maksimum  $SAR_{1g}$  ve  $SAR_{10g}$  değerlerinin prototip-1 için elde edilen değerlerden daha yüksek olduğu görülebilir. Prototip-2 antenin verimliliği prototip-1 antenin veriminden daha yüksektir. Bu nedenle, prototip-2 için daha yüksek SAR değerleri daha yüksek verimlilik nedeniyle beklenen durumdur. Uluslararası standartların üstünde olan SAR değerleri tabloda koyu ve italik karakterlerle gösterilmiştir.

**Tablo 6.** SAM fantomuna ait SAR simülasyon sonuçları (W/kg)

| Prototip | Frekans(GHz) | 1-g SAR(W/kg)     |                       | 10-g SAR(W/kg)    |                          |
|----------|--------------|-------------------|-----------------------|-------------------|--------------------------|
|          |              | 0,125W<br>(Anten) | 0,125W<br>(AE Gözlük) | 0,125W<br>(Anten) | 0,125W<br>(AE<br>Gözlük) |
| 1        | 2,45         | <b>1,88</b>       | 0,74                  | 0,92              | 0,58                     |
|          | 3,8          | <b>1,74</b>       | 0,68                  | 0,87              | 0,53                     |
|          | 6            | 0,5               | 0,6                   | 0,72              | 0,47                     |
| 2        | 2,45         | <b>4,43</b>       | <b>3,43</b>           | <b>2,08</b>       | 1,87                     |
|          | 3,6          | <b>3,71</b>       | <b>3,23</b>           | 1,62              | 1,32                     |
|          | 4,56         | 1,59              | 1,16                  | 0,519             | 0,378                    |

AE\*: Anten Entegre

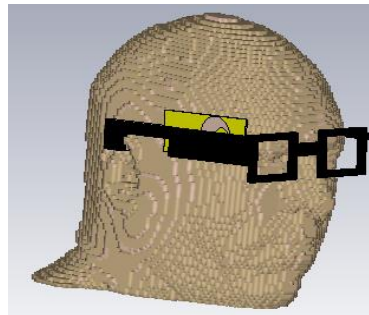
Antenlerin tek kullanılması ve 3-B gözlük üzerine entegre edilerek kullanılması durumları için SAM fantomunun yatay kesiti alınarak elde edilen  $SAR_{10g}$  dağılımları, Şekil 36'da verilmektedir. SAR dağılımları incelendiğinde, 3-B gözlüğün etkisinden dolayı maksimum  $SAR_{10g}$  değerlerinin azaldığı anlaşılabılır. Şekil 36'dan görüldüğü gibi, SAR dağılımları ilgilenilen frekanslardan etkilenir.



Şekil 36. SAM fantomuna ait dikey kesitte SAR<sub>10g</sub> dağılımı

### VH Fantom

CST simülasyon ortamında 3-B gözlük giydirilen VH fantomu Şekil 37’de gösterilmektedir.



Şekil 37. CST simülasyon ortamında 3-B gözlük ve VH kafa fantomu

Prototip-1 ve prototip-2 antenlerinin tek başına ve 3-B gözlük üzerine entegre edilmiş hallerinin kullanılması durumunda VH fantomu için elde edilen maksimum SAR<sub>1g</sub> ve SAR<sub>10g</sub> değerleri Tablo 7’de verilmiştir. VH fantomu için elde edilen maksimum SAR<sub>10g</sub> değerlerinin SAM fantom için elde edilen değerlerden düşük olduğu, VH fantomu için elde edilen maksimum SAR<sub>1g</sub> değerlerinin SAM fantom değerlerinden daha yüksek olduğu anlaşılmıştır. SAR değerlerindeki bu farklılıkların nedeni, farklı kafa fantomlarının kullanımından kaynaklanmaktadır.

**Tablo 7.** VH fantomuna ait SAR simülasyon sonuçları (W/kg)

| Prototip | Frekans (GHz) | 1-g SAR(W/kg)     |                          | 10-g SAR(W/kg)    |                          |
|----------|---------------|-------------------|--------------------------|-------------------|--------------------------|
|          |               | 0,125W<br>(Anten) | 0,125W<br>(AE<br>Gözlük) | 0,125W<br>(Anten) | 0,125W<br>(AE<br>Gözlük) |
| 1        | 2,45          | 2,96              | 2,14                     | 0,87              | 0,72                     |
|          | 3,8           | 2,52              | 1,8                      | 0,6               | 0,49                     |
|          | 6             | 1,83              | 1,56                     | 0,48              | 0,29                     |
| 2        | 2,45          | 4,9               | 4,37                     | 1,73              | 1,17                     |
|          | 3,6           | 4,76              | 3,5                      | 1,45              | 1,08                     |
|          | 4,56          | 2,88              | 1,47                     | 0,44              | 0,35                     |

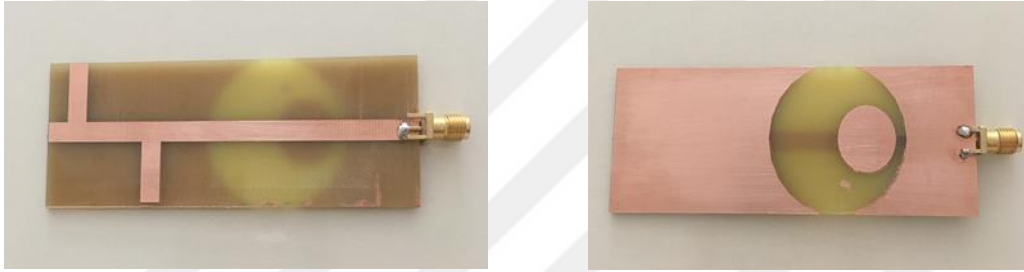
### Üç-Bant Anten Prototiplerinin ve 3-B Gözlük Üretimi

Wi-Fi ve 5G frekanslarında çalışan akıllı gözlüklerin insan kafasına etkisini göstermek için tasarımı yapılmış olan 3-B gözlük prototipi ve gözlük üzerine entegrasyonu sağlanacak üç-bant antenler üretilmiştir. Üretilen antenler ve 3-B gözlük, Şekil 38’de gösterilmektedir. Antenlerin yansıma katsayı değerleri, 30 kHz-26 GHz frekans aralığında Agilent Technologies Network Analyzer N9928A cihazı kullanılarak ölçülmüştür. Prototip-1 ve prototip-2 için serbest uzayda, 3-B gözlük üzerine yerleştirilmesi ve anten entegrasyonu sağlanmış 3-B gözlüğün kafa üzerine yerleştirilmesi olmak üzere üç farklı durum göz önüne alınarak ölçüm yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar Şekil 39’da gösterilmektedir. Antenlerin yansıma katsayılarının 3-B gözlüğün ve kafa modelinin varlığından etkilendiği anlaşılmaktadır.

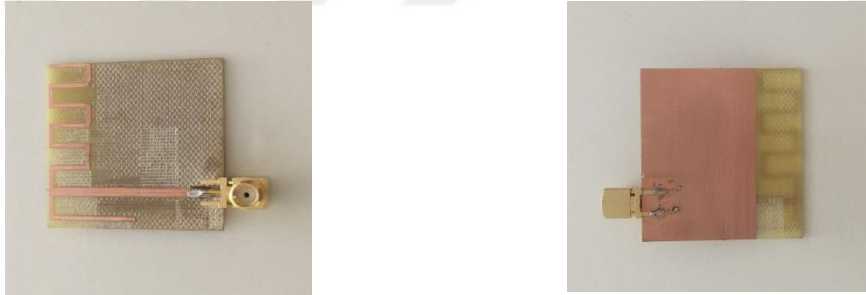
Rezonans frekansı ve yansıma katsayıları açısından hem prototip-1 hem de prototip-2 için serbest alan anten ölçümleri ve simülasyonları arasında farklı sonuçlar gözlemlenmiştir. Ölçüm ve simülasyon arasında oluşan farkın, alttaşı malzemesinin varsayılan ve gerçek nispi geçirgenlik değeri arasındaki farktan dolayı olabileceği düşünülmektedir. Prototip-1 için 26,63 dB, 21,24 dB ve 34,39 dB geri dönüş kayıpları sırasıyla 2,62 GHz, 3,28 GHz ve 5,85 GHz olarak kaydedilirken, sayısal olarak hesaplanan 23,42 dB, 29,33 dB ve 20,9 dB geri dönüş kayıpları sırasıyla 2,48 GHz, 3,79 GHz ve 6,02 GHz’de elde edilmiştir. Prototip-2 için, 21,27 dB, 28,34 dB ve 15,4 dB’nin geri dönüş kayıpları sırasıyla 2,45 GHz, 3,6 GHz ve 4,56 GHz’de

kaydedilirken, sayısal olarak hesaplanan 22,46 dB, 22,42 dB ve 11,32 dB geri dönüş kayıpları sırasıyla 2,44 GHz, 3,58 GHz ve 4,6 GHz’de elde edilmiştir.

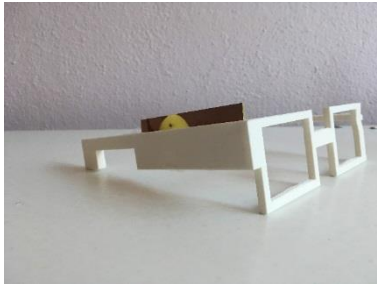
Prototip-1 için, anten 3-B gözlüğe entegre edildiğinde ve sonrasında kullanıcının kafasına gözlükle birlikte yerleştirildiğinde alınan ölçümlerde, rezonans frekanslarında hiçbir değişiklik gözlenmezken, yansıma katsayılarında birkaç dB değişiklik gözlenmiştir. Prototip-2 için, anten 3-B gözlüğe entegre edildiğinde ve anten kullanıcının kafasına 3-B gözlük ile birlikte yerleştirildiğinde, hem rezonans frekansları hem de yansıma katsayıları bakımından bazı farklılıklar gözlenmiştir. Simülasyonda, VH fantomu bir insan kafası modeli olarak kullanılır, oysa ölçümde gerçek bir insan kafası kullanılmaktadır. Simülasyon ve ölçümde elde edilen rezonans frekanslarındaki farkın, simülasyonda VH fantomunun kullanılmasından ve ölçümde gerçek insan kafasının kullanılmasından dolayı olduğu düşünülmektedir. Şekil 39’a göre prototip-2’nin yansıma katsayılarının insan kafası modelinden etkilendiği anlaşılmıştır.



a) Prototip-1 (sol: üst görünüş, sağ: alt görünüş)

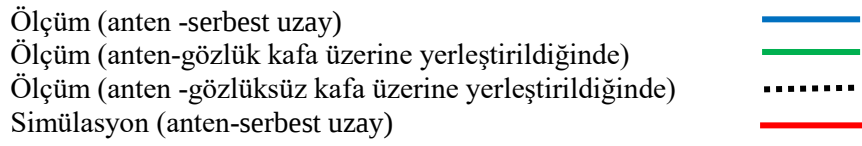
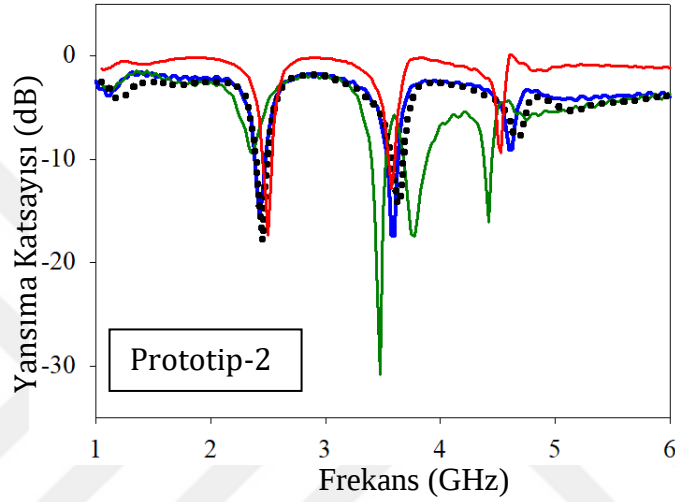
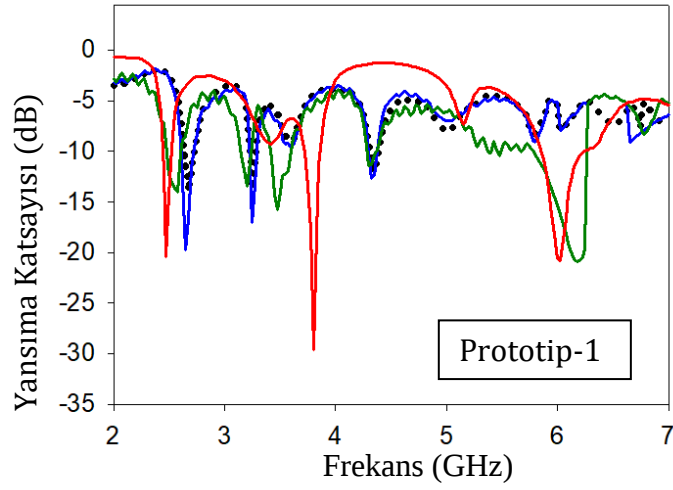


b) Prototip-2 (sol: üst görünüş, sağ: alt görünüş)



c) Üretilen 3-B gözlük

**Şekil 38.** Üretilen prototipler a) prototip-1, b) prototip-2, c) 3-B gözlük



**Şekil 39.** Prototip-1 ve prototip-2 antenleri için simülasyon ve ölçüm sonuçları

#### Kafa Doku Modelleme için Yarı Sıvı Bir Fantom Hazırlanması

Çalışmada SAM kafa modeli için kullanılacak yarı sıvı jel fantomun hazırlanmasında uygulanan protokol aşağıda verilmiştir:

- Karışım, karıştırıcı yardımı ile çözelti tamamen çözülüp, 100 ° C ısıya ulaşana kadar karıştırılır. Isıtma işleminden sonra, karışım tekrar karıştırıcı yardımı ile oda sıcaklığına düşene kadar karıştırılır.
- Fantom oda sıcaklığına ulaştıktan sonra, hava kabarcıkları en aza indirilene kadar karışım dinlendirilir. Kullanılan malzemeler ve etkiledikleri özellikler aşağıda verilmiştir.
  - Çözücü: de-iyonize su
  - İletkenlik kontrolü: sodyum klorür (NaCl)

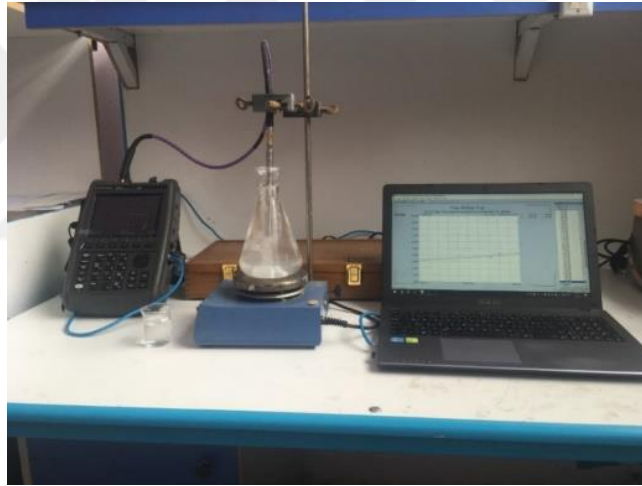
- Geçirgenlik kontrolü: sakaroz (sofra şekeri)
- Koruyucu: asidik sıvı
- Jelleştirici: Jelatin

Fantom için kullanılan malzeme miktarı Tablo 8’de verilmiştir.

**Tablo 8.** Yarı sıvı kafa fantomunu hazırlamak için kullanılan malzemeler

| İçindekiler     | SAM Kafa Fantomu |
|-----------------|------------------|
| Su (ml)         | 600              |
| Sofra Tuzu (gr) | 45               |
| Şeker (gr)      | 1000             |
| Jelatine (gr)   | 2                |
| Asidik Su (ml)  | 5                |

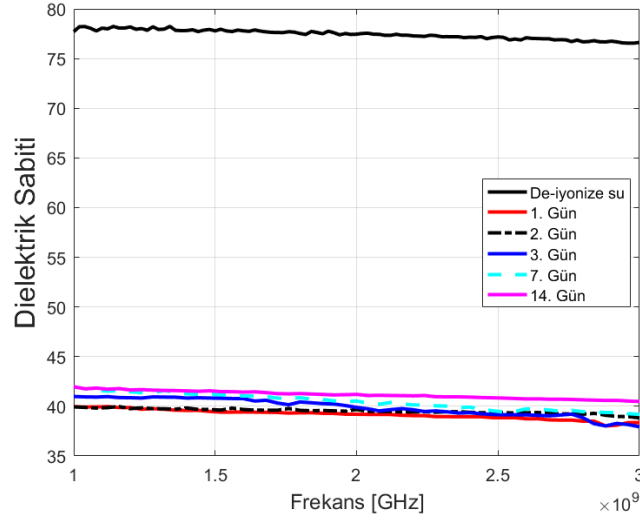
Fantom ölçümleri, 30 kHz-26,5 GHz frekans aralığına sahip Keysight FieldFox N9928A vektör ağı analizörü ve 50 MHz-50 GHz arasında çalışan Keysight 85070E ince formu koaksiyel prob kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Hazırlanan fantomun dielektrik özelliklerini ölçmek için kurulan deney düzeneği Şekil 40’da gösterilmektedir.



**Şekil 40.** Hazırlanan fantomun elektriksel özelliklerini ölçmek için gerekli deney düzeneği

Fantomun karmaşık göreceli geçirgenliği, Keysight 85070E yazılımı ile ölçülmüştür. Karmaşık bağıl geçirgenlik 3.5 nolu denklem (Zajıcek and Vrba 2010), dielektrik sabiti  $\epsilon_r'$  3.3 nolu denklem kullanılarak hesaplanmıştır. 3.6 nolu denklem kullanılarak (Zajıcek and Vrba 2010), dokunun iletkenliği hesaplanmıştır.

Hazırlanan SAM kafa fantomunun dielektrik özellikleri (Anonymous, 2020)’da elde edilenlerle karşılaştırıldığında, parametrelerin  $\pm 10\%$  fark aralığında olduğu gözlemlenmiştir. Hazırlanan fantomun dielektrik özellikleri, oda sıcaklığında 2 hafta boyunca 24 saatlik aralıklarla ölçülmüştür. Elde edilen verilere göre, fantomun dielektrik özelliklerindeki değişimin yaklaşık  $\pm 3\%$  olduğu ve oldukça kararlı olduğu bulunmuştur. İlgili grafik Şekil 41’de gösterilmiştir.



**Şekil 41.** İki haftalık süre içinde yarı sıvı fantomun ölçülen dielektrik sabiti

### Sıcaklık Değişiminin Geçici ve Sayısal Analizi

Zaman uzayındaki sıcaklık artışının geçici analizi önemli konulardan biridir. Vücut bölgesindeki dokunun kalınlığının, dikkate alınan dalga boyundan daha küçük veya daha büyük olmasına bağlı olarak iki farklı yaklaşım vardır. Bu çalışmada doku kalınlığı dalga boyundan daha büyük olduğu için 4.1 nolu denklem (Ito *et al.* ; Kritikos and Schwan 1979; Adela *et al.* 2013) kullanılmıştır. Bu denklem, Fourier serisine göre yazılan 1-B biyo ısı denklemdir.

$T(t)$

$$= \frac{q}{2\lambda'} \frac{\sqrt{\lambda'} A}{r} \left\{ \begin{aligned} & \frac{e^{r-\sqrt{\lambda'} A}}{2} \left( 1 + \frac{1}{\sqrt{\lambda' A}} \right) \cdot \operatorname{erfc} \left( \frac{r - \sqrt{\lambda'} A}{2\sqrt{\tau}} \right) + \frac{e^{-(r-\sqrt{\lambda'} A)}}{2} \left( 1 - \frac{1}{\sqrt{\lambda' A}} \right) \cdot \operatorname{erfc} \left( \frac{r - \sqrt{\lambda'} A}{2\sqrt{\tau}} - \sqrt{\tau} \right) \\ & + \frac{e^{(r+\sqrt{\lambda'} A)}}{2} \left( 1 - \frac{1}{\sqrt{\lambda' A}} \right) \cdot \operatorname{erfc} \left( \frac{r + \sqrt{\lambda'} A}{2\sqrt{\tau}} + \sqrt{\tau} \right) + \frac{e^{-(r+\sqrt{\lambda'} A)}}{2} \left( 1 + \frac{1}{\sqrt{\lambda' A}} \right) \cdot \operatorname{erfc} \left( \frac{r + \sqrt{\lambda'} A}{2\sqrt{\tau}} - \sqrt{\tau} \right) \\ & + \frac{r}{\sqrt{\lambda' A}} e^{-\tau} \left[ \operatorname{erfc} \left( \frac{r + \sqrt{\lambda'} A}{2\sqrt{\tau}} \right) - \operatorname{erfc} \left( \frac{r - \sqrt{\lambda'} A}{2\sqrt{\tau}} \right) + \frac{2}{\sqrt{\lambda' A}} \sqrt{\tau} \left( e^{-\frac{(r-\sqrt{\lambda'} A)^2}{4\tau}} - e^{-\frac{(r+\sqrt{\lambda'} A)^2}{4\tau}} \right) \right] \end{aligned} \right\} \quad (4.1)$$

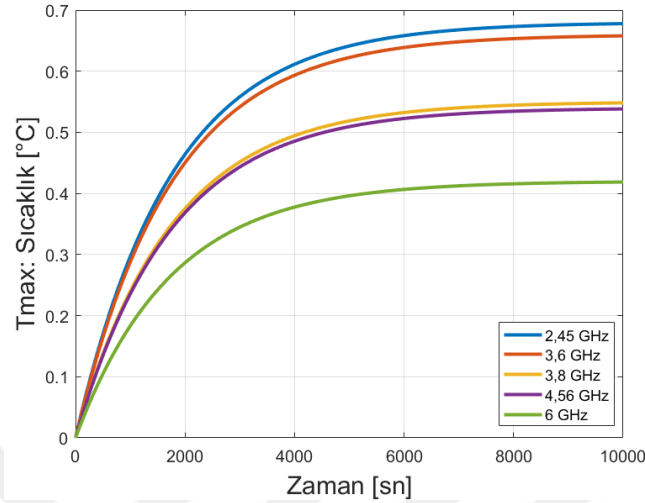
Burada;

$$\tau = \frac{\lambda'}{\mu} t; r = \sqrt{\lambda'} R; \mu = \frac{\rho c}{K}; \operatorname{erfc}(x) = 1 - \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^x e^{-t^2} dt; q = \frac{\rho_b S}{K}; \lambda' = \frac{\rho_b c_b \rho_w}{\sigma}$$

S ortalama SAR (W/kg),  $\rho$  dokunun kütle yoğunluğu (kg/m<sup>3</sup>),  $K$  dokunun termal iletkenliği (W/(m/K)),  $\rho_b$  kanın kütle yoğunluğu (kg/m<sup>3</sup>),  $c$  dokunun ısı kapasitesi (J/(kg/K)),  $c_b$  kanın ısı kapasitesi (J/(kg/K)),  $w$  kan perfüzyon hızı (ml/(g/s)),  $\lambda$  EM dalga boyu (m),  $R$  doku kalınlığı (m),  $A$  lamda/4 (metre cinsinden),  $\operatorname{erfc}(x)$  hata fonksiyonudur.

Üç-bantlı antenlerin geçici sıcaklık analizi, 13 dBm (0,02W) giriş gücü tarafından uyarılan antenin fantom üzerine gözlüklü ve gözlüksüz olarak uygulandığı durumda

gerçekleştirilmiştir. Sıcaklık değişiklikleri, belirli maruz kalma süreleri ve çeşitli çalışma frekansları için Matlab’da 4.1’ nolu denklem uygulanarak hesaplanmıştır. Sonuçlar Şekil 42’de gösterilmektedir. Frekansın artmasının veya dalga boyunun azalmasının, aynı maruz kalma sürelerinde daha düşük bir sıcaklık artışına yol açtığı gözlemlenmiştir.



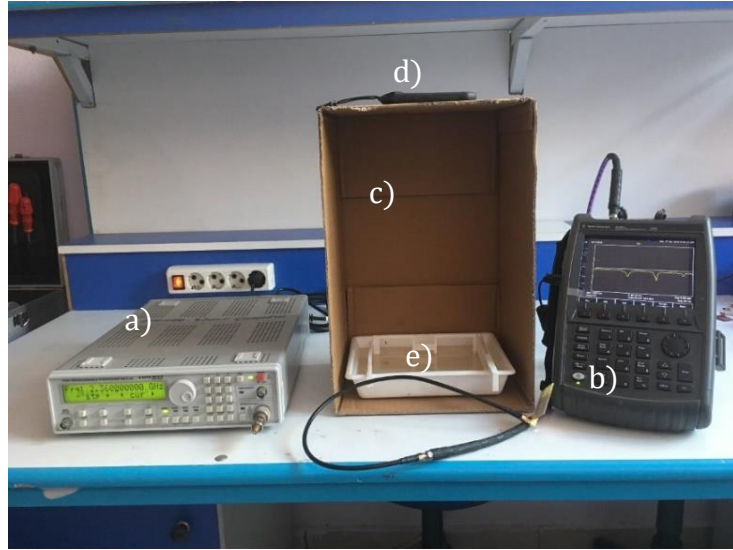
**Şekil 42.** Maruz kalma süresine göre sıcaklık değerlerindeki değişikliklerin grafiği

#### **Kızılötesi Termografi Yöntemi ile Sıcaklık Analizi**

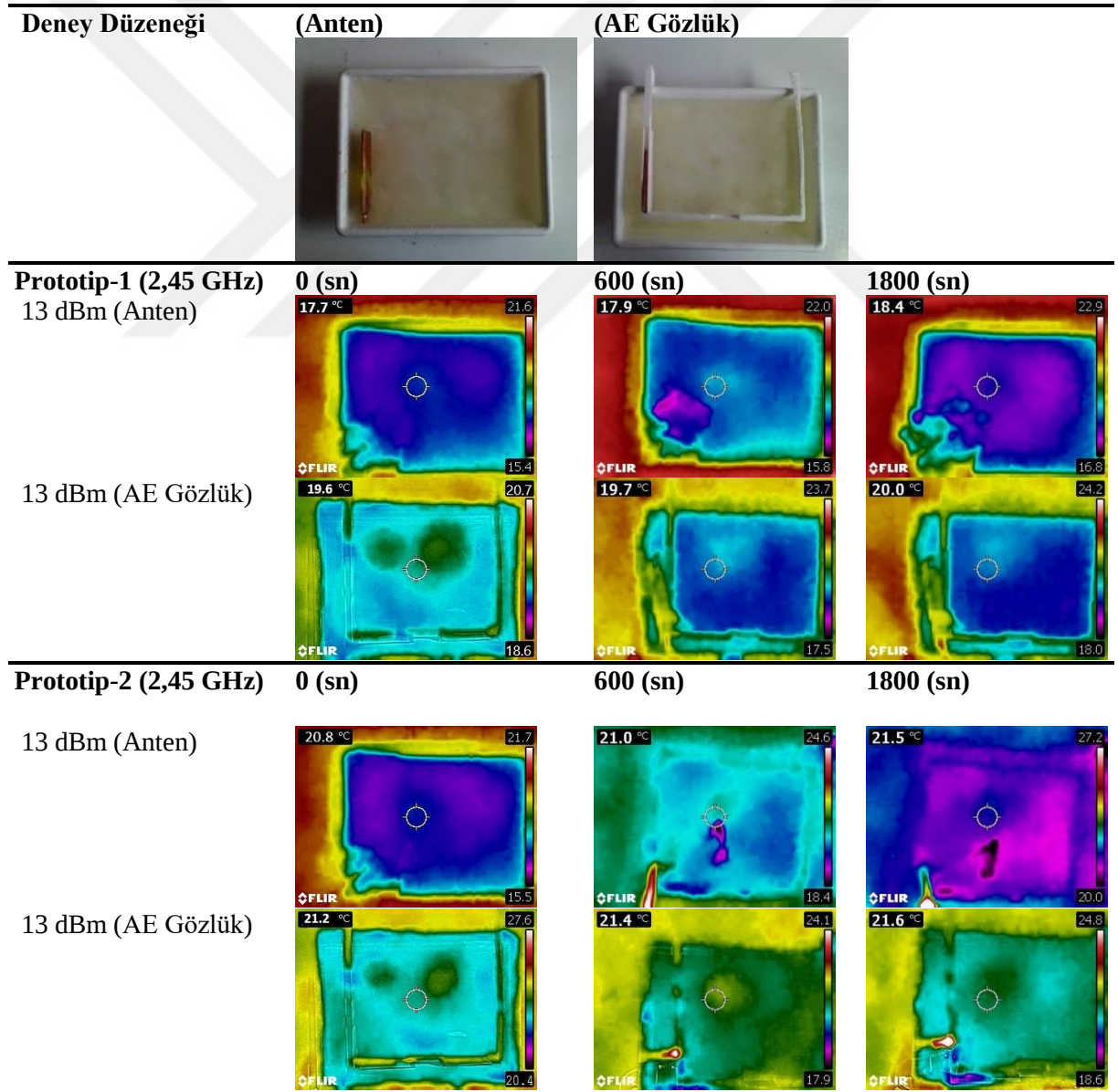
Kızılötesi termografi yöntemi, yüzeydeki sıcaklık dağılımını yakalar ve görünür bilgi olarak sunar. Sıcaklık analizi ekipman sınırlamaları nedeniyle sadece 2,45 GHz frekansları için yapılmıştır (frekans jeneratörü olarak kullanılan Hameg Instruments 8135’in üst frekans limiti 3 GHz’dir). Giyilebilir gözlüklerin kızılötesi termografi analizi literatürde görebildiğimiz kadarıyla daha önce rapor edilmemiştir. Bu analiz sayesinde SAR değerlerinin hesaplanması ve simülasyonlar ile karşılaştırılması da amaçlanmıştır. Üç-bantlı antenin RF çıkışına maruz kaldığında fantom üzerindeki termal dinamikleri ölçmek için hazırlanan test ortamı Şekil 43’de gösterilmektedir. Fantom üzerine karanlık, yansıtıcı olmayan bir ortamda yerleştirilen anten, sinyal üreticiden beslenir. Termogramlar 10, 20, 30 dakikalık pozlama süreleri için antenlerin fantom üzerine gözlüklü ve gözlüksüz olarak yerleştirilmesi durumları için elde edilmiştir (Şekil 44). Şekil 44’daki renk aralığı, görüntülerdeki termal görüntüleyicinin otomatik kalibrasyonuna göre değişir. Sol üst köşede verilen sıcaklık değeri, sıcaklık ayarının anlık ortalama değerini gösterir. Farklı süreler için sıcaklık artış bilgisi Tablo 9’da sunulmaktadır. SAR değerlendirmesi termal görüntülerden elde edilen sıcaklık verileri ve 4.2 nolu denklem kullanılarak yapılmıştır.

$$SAR = c \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (4.2)$$

Burada  $c$  (J/kg /° C) doku ısı kapasitesi,  $T$  (° C) sıcaklık,  $t$  (s) maruziyet süresidir.



**Şekil 43.** Kızılötesi termografi deney kurulumu a) sinyal jeneratörü, b) vektör network analizör, c) karanlık ortam d) kızılötesi kamera ve e) yarı sıvı jel fantom ve giyilebilir gözlük



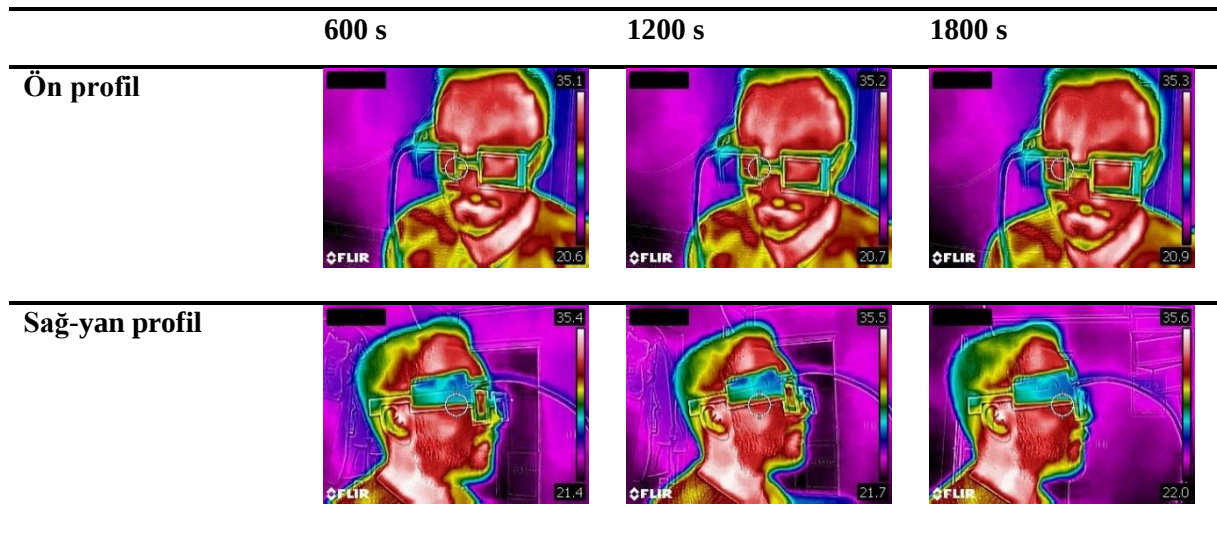
**Şekil 44.** Yarı sıvı jel fantomda gözlüklü ve gözlüksüz antenlere karşılık gelen maruz kalma sürelerine göre termogram görüntüleri (AE\*: anten entegre edilmiş)

**Tablo 9.** Kızılötesi termografi deney sonuçlarından elde edilen SAR ( $10^{-2}$  W/kg) ve sıcaklık ( $^{\circ}$ C) sonuçları 2,45 GHz

| Frekans (2,45 GHz) |                             | 600 (s)           |                       | 1200 (s)          |                       | 1800 (s)          |                       |
|--------------------|-----------------------------|-------------------|-----------------------|-------------------|-----------------------|-------------------|-----------------------|
|                    |                             | 13 dBm<br>(Anten) | 13 dBm<br>(AE Gözlük) | 13 dBm<br>(Anten) | 13 dBm<br>(AE Gözlük) | 13 dBm<br>(Anten) | 13 dBm<br>(AE Gözlük) |
| Prototip-1         | SAR (10 <sup>-2</sup> W/kg) | 1,21              | 0,605                 | 1,21              | 0,605                 | 1,613             | 0,806                 |
|                    | Sıcaklık Artışı(°C)         | 0,2               | 0,1                   | 0,2               | 0,1                   | 0,3               | 0,2                   |
| Prototip-2         | SAR (10 <sup>-2</sup> W/kg) | 1,21              | 1,21                  | 1,5125            | 0,9075                | 1,41              | 0,806                 |
|                    | Sıcaklık Artışı(°C)         | 0,2               | 0,2                   | 0,3               | 0,1                   | 0,2               | 0,1                   |

### Giyilebilir Gözlükler için Tasarlanan 5G Antenlerin Kafa Derisine Etkilerinin Değerlendirilmesi

Hızla yayılan elektronik cihazların kullanımı düşünüldüğünde, bu çalışma ile birlikte akıllı gözlük kullanımı sırasında kafanın ön veya yan profilinde oluşabilecek sıcaklık değişikliklerinin kantitatif ölçümleri sunulmaktadır. Deneyler, 24-26 yaş grubunda dört sağlıklı yetişkin denekte (dört erkek) gerçekleştirilmiştir. Deneklerin boyu ve ağırlığı sırasıyla 150-172 cm ve 65-85 kg arasında değişmektedir. Prototip-1 antenini 3-B gözlük modeliyle kullanıcının kafasına yerleştirerek elde edilen termogram örnekleri Şekil 45'te verilmiştir. Deneklerden elde edilen termogram sonuçlarına göre oluşan sıcaklık artışı Tablo 10'da sunulmaktadır. Sonuçlara göre, denekler arasındaki sıcaklık değişimlerinin, kişinin yapısı ve vücutlarının su oranları ile ilgili dokular arasındaki elektriksel özelliklerdeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir.



**Şekil 45.** Prototip-1 (2,45 GHz) antenin termogram görüntüleri, baş derisinde gözlük ile maruz kalma süresine dayanmaktadır

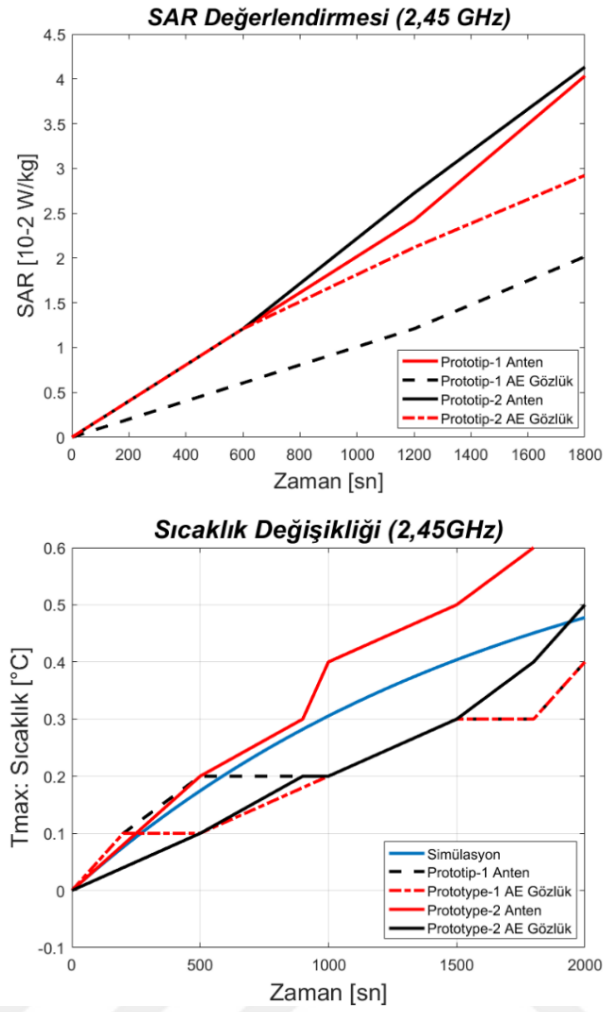
**Tablo 10.** Ön ve sağ profil bölgelerinin sıcaklık artışı, kızılötesi termografi deney sonuçlarından (2,45 GHz) elde edilen sonuçlar

|            |         | Maruziyet Süresi     |        |        |
|------------|---------|----------------------|--------|--------|
|            |         | 600 s                | 1200 s | 1800 s |
|            |         | Sıcaklık Artışı (°C) |        |        |
| Prototip-1 | Denek 1 | 0,1                  | 0,1    | 0,1    |
|            | Denek 2 | 0,1                  | 0,2    | 0,1    |
|            | Denek 3 | 0,1                  | 0,2    | 0,3    |
|            | Denek 4 | 0,1                  | 0,2    | 0,2    |
| Prototip-2 | Denek 1 | 0,1                  | 0,1    | 0,2    |
|            | Denek 2 | 0,1                  | 0,2    | 0,2    |
|            | Denek 3 | 0,1                  | 0,1    | 0,2    |
|            | Denek 4 | 0,1                  | 0,2    | 0,3    |

#### **Yarı-Sıvı Kafa Fantomu Üzerindeki Akıllı Gözlükten Kaynaklanan Isıl Etkilerin ve SAR Değerinin Sayısal, Geçici Analiz ve Deneysel Yöntemlerle Karşılaştırılması**

Simülasyon modellemesi ile geçici sıcaklık analizi ve kızılötesi termografi yöntemleri arasındaki sonuçların sıcaklık ve SAR değerleri karşılaştırması Şekil 46’da gösterilmektedir. Termografi sonuçlarından elde edilen sıcaklık değerlerine göre, prototip-1’in neden olduğu sıcaklık artışı geçici sıcaklık analizi ile elde edilen sayısal sonuçlara daha yakinken prototip-2’nin neden olduğu sıcaklık artışı değerleri geçici sıcaklık analizinden daha yüksek olarak ölçülmüştür. Bunun antenlerin verimlilikleri arasındaki farktan veya çevresel faktörlerden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Sıcaklık değişiklikleri anten veya AE gözlük olarak karşılaştırıldığında, gözlüklerin etkisi nedeniyle düşük sıcaklık değişiklikleri gözlenmiştir.

Prototip-1 ve prototip-2 için SAR değerleri, her iki durumda da “Anten” ve “AE gözlük” olmak üzere fantomdaki sıcaklık artışına göre hesaplanmıştır. Kızılötesi kamera hassasiyetinin sınırlanmasından dolayı, minimum artış 0,1°C’lik adımlarla ölçülmüştür. Bu nedenle, hesaplanan SAR değerleri yaklaşık değerlerdir.



**Şekil 46.** Geçici sıcaklık analizi ve kızılötesi termografi yöntemleri için SAR ve sıcaklık değerlerinin karşılaştırılması

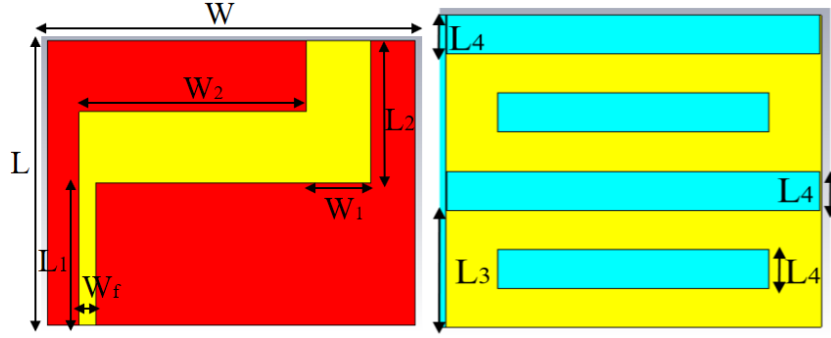
### **Kemik Kanseri Tedavisi için Kullanılması Hedeflenen Esnek Anten Prototipleri Tasarımı**

Mikrodalga hipertermisi odaklanma çalışmasında kullanılmak için esnek malzeme üzerine katlamalı monopol yapısı ve CPW yama anten yapısı kullanılarak iki farklı prototip sunulmuştur. Önerilen antenler bu çalışma için ilk olarak tasarlanmış ve parametre analizleri yapılmıştır. Antenler, bir mikrodalga hipertermi sisteminde lineer bir dizi oluşturmak için kullanılabilecek şekilde kompakt ve yönlü olarak tasarlanmıştır. Anten alttaşının esneklik özelliğinden dolayı lineer dizi olarak tasarlanan antenler ile aynı zamanda dairesel diziler de oluşturulabilmektedir.

#### **Çift alttaşlı esnek katlamalı monopol anten**

Şekil 47’de, bu çalışmada kemik kanseri hipertermi aplikatörü için tasarlanan çift alttaşlı esnek katlamalı monopol anten prototip yapısı gösterilmektedir. Önerilen anten, dielektrik sabiti 2,31 ve kalınlığı 0,4 mm olan bir kâğıt dielektrik alttaş ve dielektrik sabiti 3,5 ve kalınlığı 0,375 mm olan bir kapton alttaşının birleştirilmesi sonucu elde edilen alttaş üzerine bakır iletken

kullanılarak tasarlanmıştır. Önerilen antenin ayrıntılı boyutları Tablo 11’de verilmiştir. Esnek anten tasarımı, 2,2-2,5/3,4-3,6 GHz frekans bantları için CST kullanılarak simüle edilmiştir.

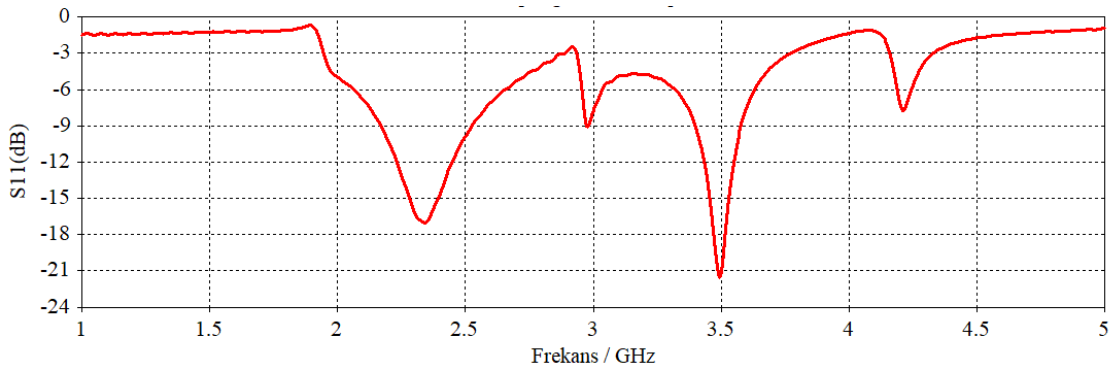


**Şekil 47.** 2,2-2,5/3,4-3,6 GHz frekans aralığı için tasarlanan çift alttaşı esnek katlamalı monopol anten

**Tablo 11.** Önerilen antenin parametreleri

| Anten Parametreleri               | Değerler        |
|-----------------------------------|-----------------|
| Frekans aralığı (GHz)             | 2,2-2,5/3,4-3,6 |
| Alttaş dielektrik sabiti (kapton) | 3,5             |
| Alttaş yüksekliği (kapton)-h (mm) | 0,375           |
| Alttaş dielektrik sabiti (kâğıt)  | 2,31            |
| Alttaş yüksekliği (kâğıt)-h (mm)  | 0,4             |
| L (mm)                            | 40              |
| W (mm)                            | 51,4            |
| L <sub>1</sub> (mm)               | 20              |
| L <sub>2</sub> (mm)               | 20              |
| W <sub>f</sub> (mm)               | 2,27            |
| W <sub>1</sub> (mm)               | 9               |
| W <sub>2</sub> (mm)               | 31,8            |

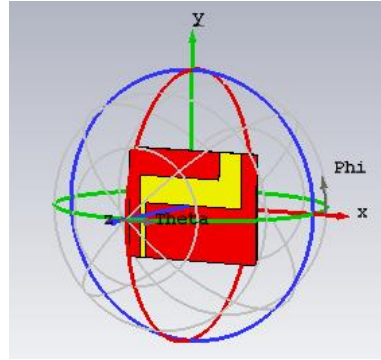
Çift alttaşı katmanlı esnek anten olarak tasarımı yapılan prototipe ait geri dönüş kaybı, Şekil 48’te verilmektedir. -10 dB empedans uyumu referans alındığında çoklu frekansta çalışan, dar bant bir anten yapısının elde edildiği gözlenmektedir.



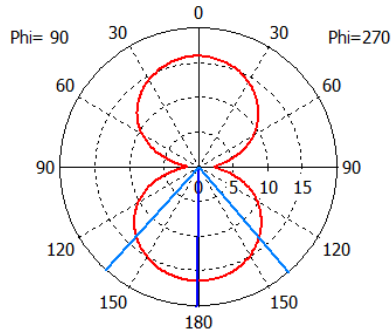
**Şekil 48.** Esnek çift alttaşı (kağıt-kapton) katlamalı monopol anten yansıma katsayısı simülasyon sonuçları.

Şekil 49’da esnek katlamalı monopol antene ait E-alan ve H-alan ışıma örüntüleri verilmektedir (E-düzlemi: yz; H-düzlemi: xz). Hem alt bant (2,4 GHz) hem de üst bant (3,5

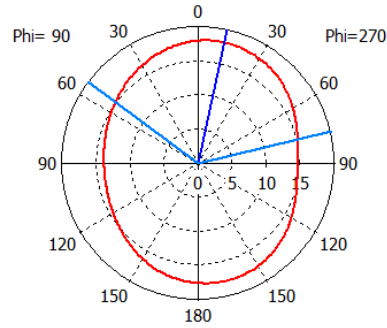
GHz) için azimut düzlemindeki radyasyon modelleri yönlüdür. Bu yüzden önerilen anten için sinyal alım doğruluğu uygulama için kabul edilebilir seviyede yüksektir ve azimut düzleminde herhangi bir açıda gelen sinyali tespit edebilir.



a)

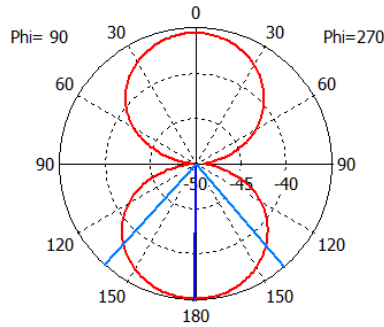


Frekans: 2,4 GHz  
Ana lob genliği: 16,3 dBV/m

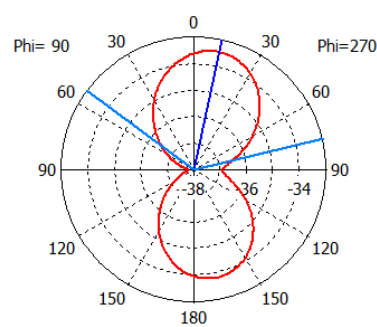


Frekans: ,5 GHz  
Ana lob genliği: 18 dBV/m

b)



Frekans: 2,4 GHz  
Ana lob genliği: -35,2 dBA/m



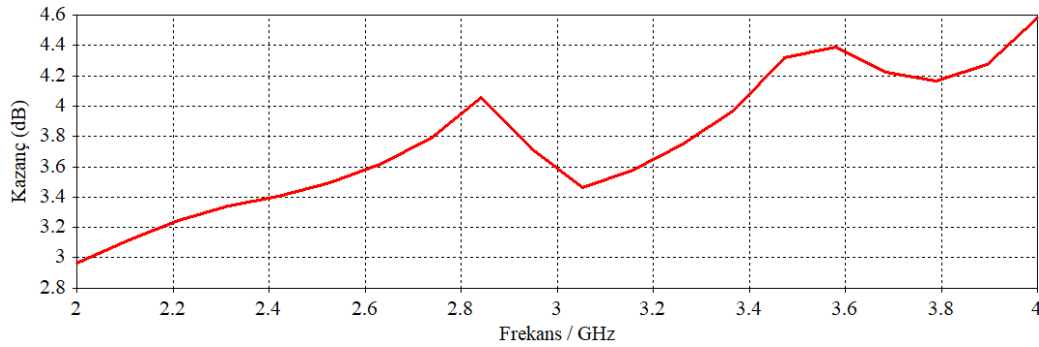
Frekans:3,5 GHz  
Ana lob genliği: -33,5 dBA/m

c)

**Şekil 49.** Esnek çift alttaşı (kağıt-kapton) katlamalı monopol anten elektrik alan ve manyetik alan ışıma örüntüleri a) ışıma örüntüsü küresel koordinat yerleşimi b) elektrik alan ışıma örüntüsü c) manyetik alan ışıma örüntüsü

Şekil 50’de çift alttaşı esnek katlamalı monopol antene ait kazanç değişimleri verilmektedir. Kapton malzemesi ile tek katmanlı anten tasarımı yapıldığında malzeme

kalınlığından dolayı kazanç değeri negatif değerler almaktadır (Liu *et al.* 2014; Hamouda *et al.* 2015). Hem esnek anten yapısını korumak hem de kazancı yükseltebilmek amacıyla kapton altına ilaveten kâğıt altına da kullanarak kazanç değeri yükseltilmiştir.

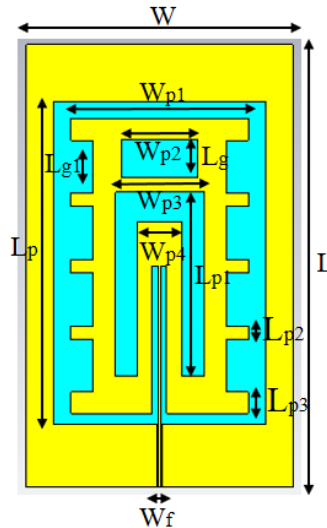


**Şekil 50.** Esnek çift alttaşlı (kağıt-kapton) katlamalı monopol anten kazanç simülasyon sonuçları

### Esnek CPW yama anten

Şekil 51’de, bu çalışmada kemik kanseri hipertermi aplikatörü için tasarlanmış esnek alttaş üzerine yapılan, 2,6-2,8/4,4-4,6 GHz frekans aralığında çalışacak şekilde tasarlanan CPW yama anteni prototipi yapısı gösterilmektedir. Antenin son boyutları, mümkün olan en küçük boyutu kullanarak gerekli bant genişliğini elde etmek için optimize edilmiştir.

Anten, dielektrik sabiti 3,5 kayıp tanjanı 0,002 ve kalınlığı 0,125  $\mu\text{m}$  kapton alttaş üzerine tasarlanmıştır. Önerilen antenin parametreleri Tablo 12’de verilmektedir. İlk rezonans frekansına karar veren parametreler, büyük slot yamasının ( $L$ ,  $W$ ,  $L_p$ ,  $W_{p1}$ ) parametreleridir. Diğer yandan, ikinci rezonans frekansı üzerinde en fazla etkiye sahip olan parametreler ve bunların adaptasyonu, küçük slot yamasının ( $W_{p4}$ ,  $W_f$ ,  $L_{p1}$ ) parametreleridir. Rezonans frekanslarına ait bant genişlikleri, çevrelenmiş toprak zemin ve yamalar arasındaki boşluklar ile ayrı ayrı kontrol edilebilir ( $L_{g1}$ ,  $W_{p2}$ ,  $L_g$ ,  $L_{p2}$ ,  $L_{p3}$ ).

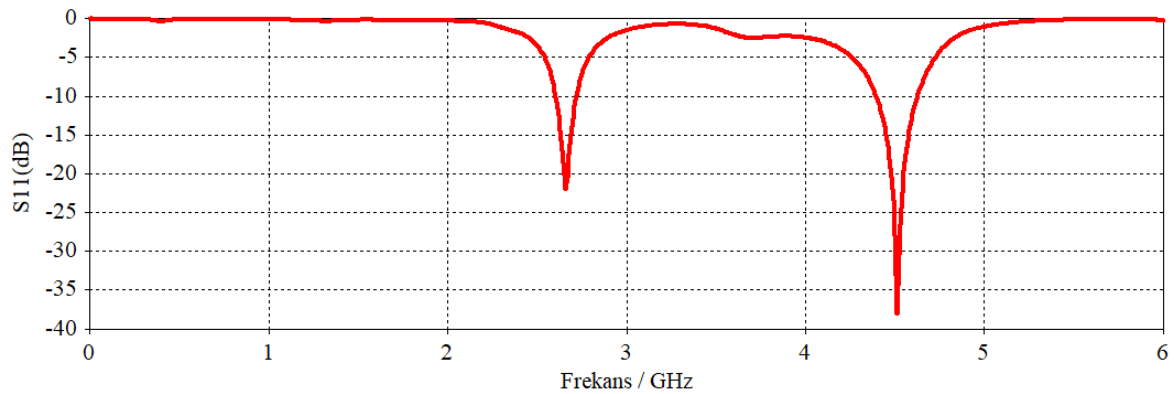


**Şekil 51.** 2,6-2,8/4,4-4,6 GHz frekans aralığı için tasarlanan esnek CPW yama anten

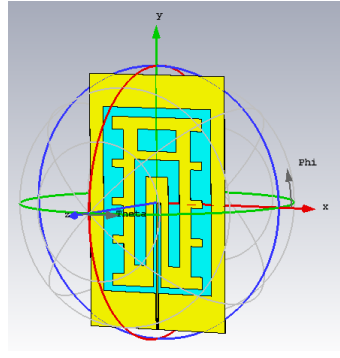
**Tablo 12.** Önerilen CPW yama çift bant anten parametreleri

| Anten Parametreleri             | Değerler        |
|---------------------------------|-----------------|
| Frekans Aralığı (GHz)           | 2,6-2,8/4,4-4,6 |
| Kapton Alttaş Dielektrik Sabiti | 3,5             |
| Alttaş Yüksekliği-h (mm)        | 0,125           |
| L (mm)                          | 100             |
| L <sub>p</sub> (mm)             | 72,75           |
| L <sub>p1</sub> (mm)            | 40              |
| L <sub>p2</sub> (mm)            | 3               |
| L <sub>p3</sub> (mm)            | 4,75            |
| L <sub>g</sub> (mm)             | 20              |
| L <sub>g1</sub> (mm)            | 12              |
| W (mm)                          | 60              |
| W <sub>p1</sub> (mm)            | 48              |
| W <sub>p2</sub> (mm)            | 17              |
| W <sub>p3</sub> (mm)            | 20              |
| W <sub>p4</sub> (mm)            | 10              |
| W <sub>f</sub> (mm)             | 0,65            |

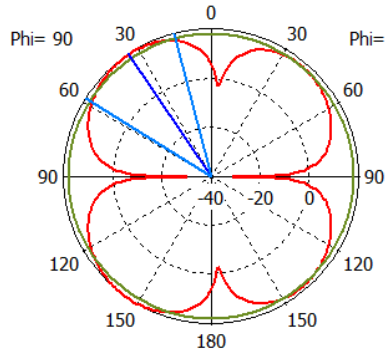
Şekil 52’de CPW yama antenine ait yansıma katsayısı değişimleri verilmektedir. -10 dB empedans uyumu referans alındığında çoklu frekansta çalışan, dar bant bir anten yapısının elde edildiği gözlenmektedir.

**Şekil 52.** Esnek CPW yama anten yansıma katsayısı simülasyon sonuçları

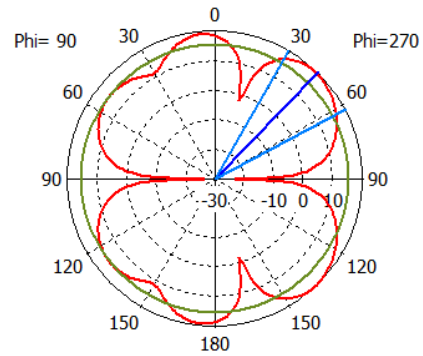
CPW antenin E-alan ve H-alan ışıma örüntüleri Şekil 53’te gösterilmektedir (E-düzlemi: yz; H-düzlemi: xz). Hem alt bant (2,7 GHz) hem de üst bant (4,5 GHz) için azimut düzleminde radyasyon modelleri çok yönlüdür. Bu yüzden önerilen anten için sinyal alım doğruluğu oldukça yüksektir ve azimut düzleminde herhangi bir açıda gelen sinyali tespit edebilir.



a)

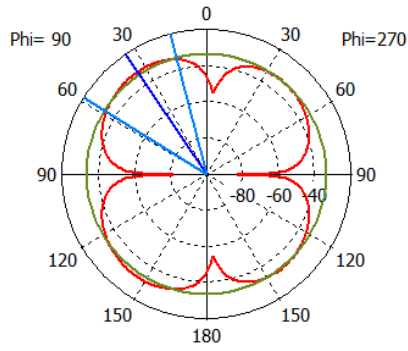


Frekans: 2,7 GHz  
Ana lob genliği: 19,8 dBV/m

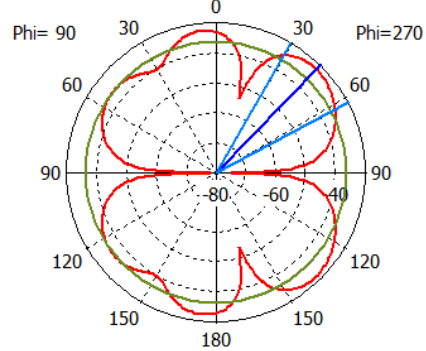


Frekans: 4,5 GHz  
Ana lob genliği: 19,4 dBV/m

b)



Frekans: 2,7 GHz  
Ana lob genliği: -31,7 dBA/m



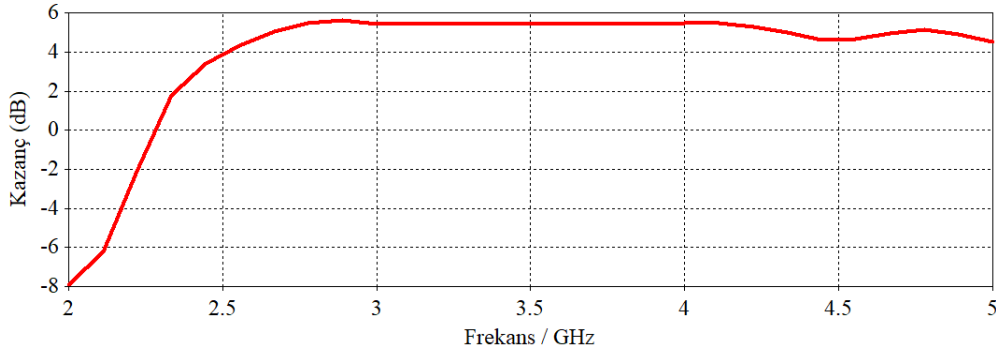
Frekans: 4,5 GHz  
Ana lob genliği: -32,1 dBA/m

c)

**Şekil 53.** Esnek CPW yama anteni E-alan ve H-alan ışıma örüntüleri a) ışıma örüntüsü küresel koordinat yerleşimi b) elektrik alan ışıma örüntüsü c) manyetik alan ışıma örüntüsü

Şekil 54’te esnek CPW antene ait kazanç sonuçları verilmektedir. Kapton malzemesi ile tek katmanlı anten tasarımı yapıldığında malzeme kalınlığından dolayı negatif kazanç beklenen bir durumdur. Kazanç değerini artırmak için bu prototipte anten yapısına ikinci bir katman ilave

etmek yerine farklı bir anten yapısı temel alınarak tasarım yapılmıştır. CPW anten yapısı ile bant genişliği daralsa da kazanç değeri hipertermide kullanılacak seviyede yüksek değerlerde elde edilmiştir.



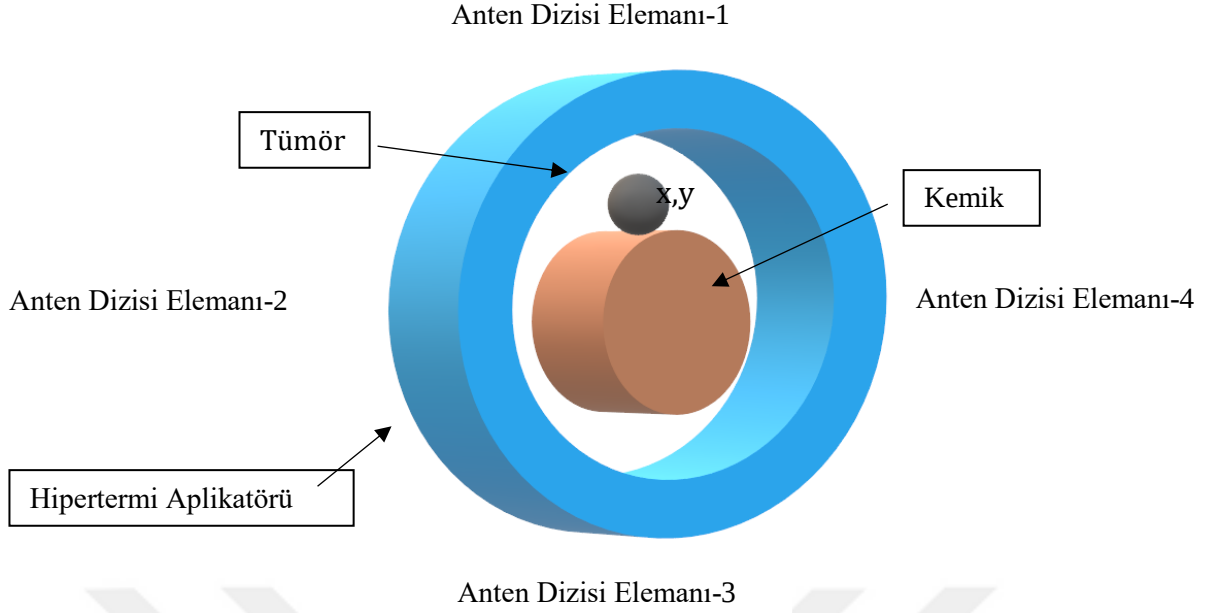
**Şekil 54.** Esnek CPW yama anten kazanç değeri simülasyon sonuçları

### **Kemik Kanseri Tedavisi için Kullanılması Hedeflenen Esnek Anten Dizisi Tasarımı**

Anten dizisi konfigürasyonları kemik kanseri tedavisi için noninvaziv mikrodalga hipertermi çalışmasında hayati bir rol oynamaktadır. Yüksek frekanslı EM cihazları için, nüfuz etme derinliğinin emici malzemenin varlığı nedeniyle sınırlı olduğu hatırlanmalıdır. Dolayısıyla sadece cilt yüzeyinin 2-3 cm kadar altında olan tümörler geleneksel yüzey aplikatörleri ile ısıtılabilir (Nguyen 2015). Geleneksel aplikatörleri kullanmanın dezavantajları nedeniyle, derin lokalize ısıtma elde etmek için aşamalı bir anten dizisi kullanması alternatif bir çözüm olabilir (Nguyen 2015).

Birbirinden bağımsız olarak çalışmak üzere dört doğrusal dizi elemanından oluşan bir anten dizisi, Şekil 55'te gösterildiği gibi kemik fantomunun etrafına yerleştirilir. Bu çalışmada, tümör merkezinin (x, y) düzlemindeki başlangıç noktasında (-2, -8) olduğu varsayılmıştır. Böylece anten dizileri toplam alanı üretir. Her alt dizi ile başlangıç noktası arasındaki mesafe, herhangi bir kemik büyüklüğü için uygun olması göz önünde bulundurularak tümör ortalanacak şekilde seçilir.

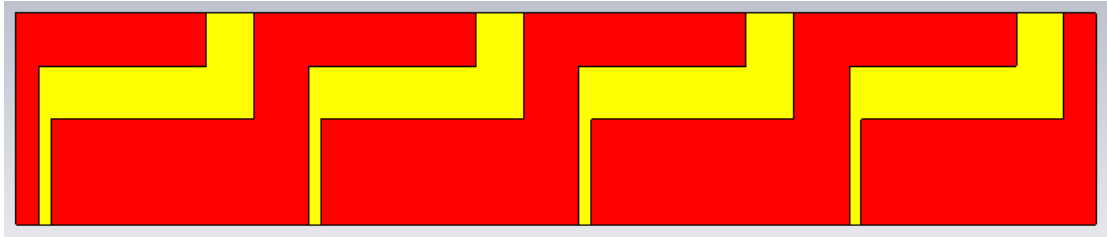
Araştırmalarımızda iki tip anten kullanılmıştır. Etkili mikrodalga hipertermi stratejimiz, hedef konumda maksimum E alan dağılımı elde etmek için dizilerin yönlü özelliğini kullanmak olduğundan, seçilen anten elemanları radyasyon özelliklerine ve yönelimlerine göre değerlendirilir. Çalışmamızda tasarlanan prototip antenlerin her ikisi de kompakt boyutlara, yönlü radyasyona ve yeterli çalışma bant genişliğine sahiptir.



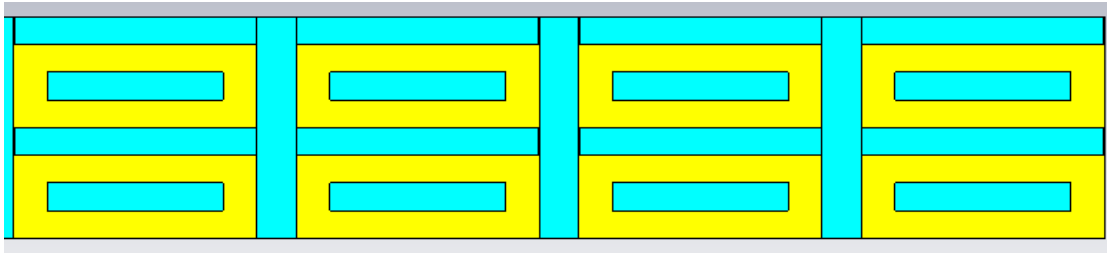
**Şekil 55.** Kemik yapısı ve tümörlü bölgeye göre anten dizisinin yerleştirilmesi

#### **Çift alttaşlı esnek katlamalı monopol anten dizisi**

Hipertermi aplikatör, 2,2-2,5/3,4-3,6 GHz frekans bandında esnek 1x4 düzlemsel dizi olarak tasarlanmıştır. 1x4 anten dizisi elemanları 10 mm boşluk ile düzenlenmiştir ve dizinin toplam boyutu 40 mm x 205,56 mm'dir (Şekil 56). Esnek anten yapısından dolayı aynı zamanda çembersel dizi formunda da kullanılabilir. Bu yüzden tasarım yapılırken her iki dizilim için, çalışma frekansında ve kazanç değerinde minimum sapma olacak şekilde anten boyutları optimize edilmiştir.



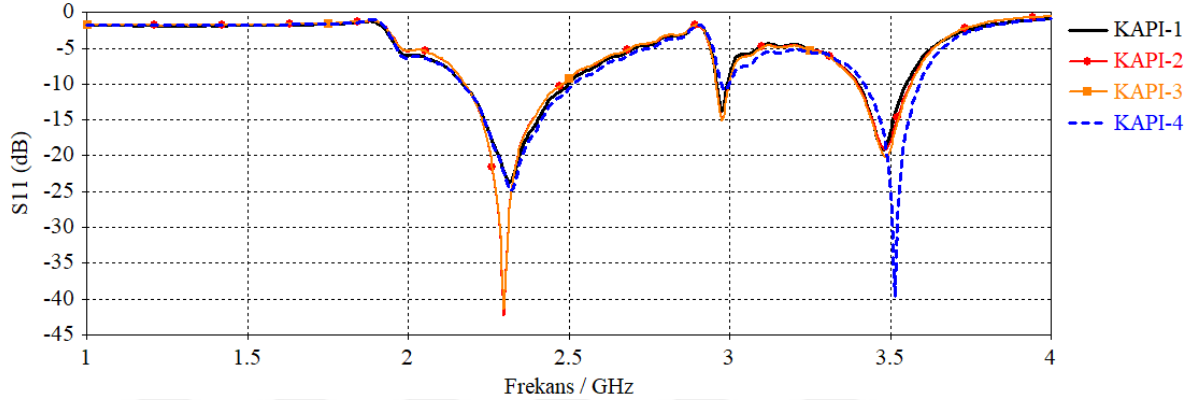
a) Yama görüntüsü



b) Toprak görüntüsü

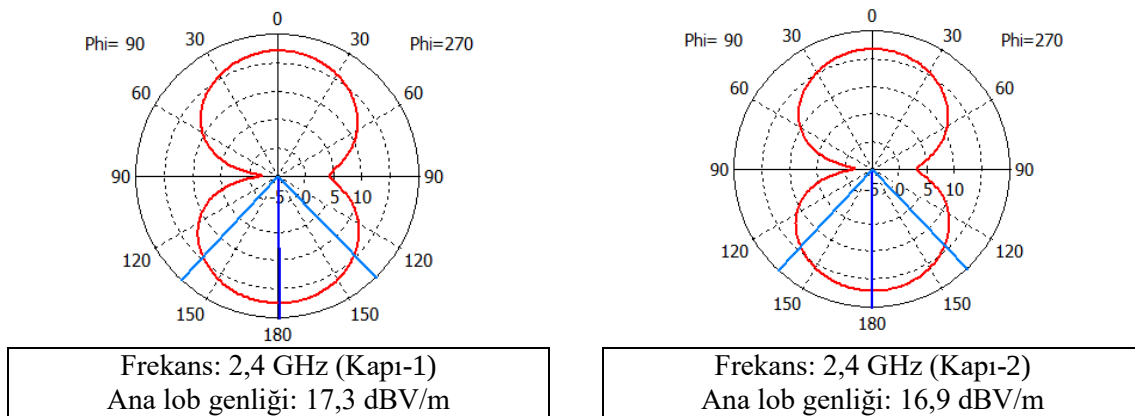
**Şekil 56.** Esnek çift alttaşlı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi yama ve toprak görüntüsü

Çift katmanlı esnek anten olarak tasarımı yapılan 1x4 anten dizisi prototipine ait geri dönüş kaybı değişimi Şekil 57 'de verilmektedir. -10 dB empedans uyumu referans alındığında çoklu frekansta çalışan, geniş bant bir anten dizisi yapısının elde edildiği gözlenmiştir. Tekli anten yansıma katsayısı ile dizi anten yansıma katsayısı karşılaştırıldığında bant genişliğinde artışın meydana geldiği, ilaveten kapılar arasında çalışma frekansı bakımından kaymanın minimum düzeyde olduğu da görülmektedir.

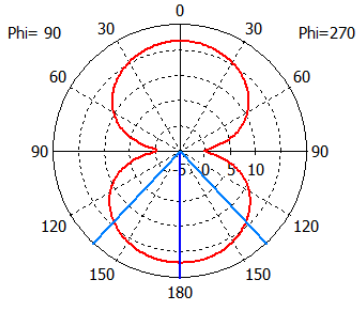


**Şekil 57.** Esnek çift alttaşlı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi yansıma katsayısı sonuçları

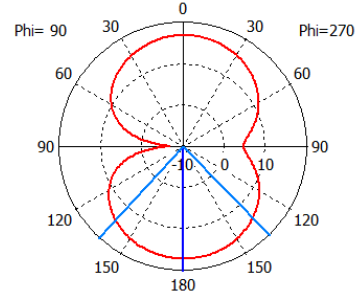
Esnek katlamalı monopol anten dizisinin elemanlarına ait E-alan ve H-alan ışıma örüntüleri Şekil 58’de gösterilmektedir (E-düzlemi: yz; H-düzlemi: xz). Hem alt bant (2,4 GHz) hem de üst bant (3,5 GHz) için azimut düzlemi için radyasyon modelleri yönlüdür. Kapılar arasında ana lob genlikleri değerlendirildiğinde ışıma örüntüsünü değiştirmeyecek minimum düzeyde farklılık tespit edilmektedir. Bu yüzden önerilen anten dizisi için sinyal alım doğruluğu hipertermi uygulaması için yüksektir ve kapılar arasında ışıma örüntüsü bakımından farklılık olmadığı için yönlendirme bakımından farklılık göstermemesi beklenir. Azimut düzleminde herhangi bir açıda gelen sinyal tespit edilebilir.



**Şekil 58.** Esnek çift alttaşlı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi ışıma örüntüleri  
a) 1x4 Anten dizisi 2,4 GHz Elektrik alan ışıma örüntüsü

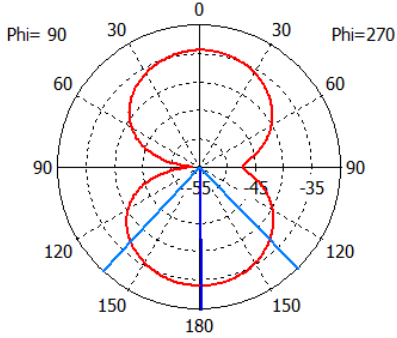


Frekans: 2,4 GHz (Kapı-3)  
Ana lob genliği: 17 dBV/m

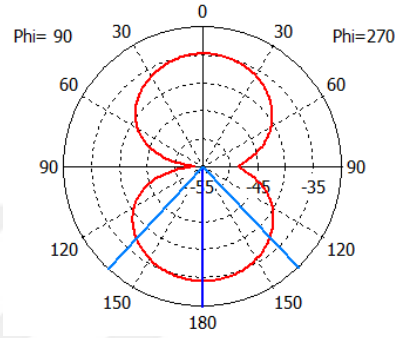


Frekans: 2,4 GHz (Kapı-4)  
Ana lob genliği: 17 dBV/m

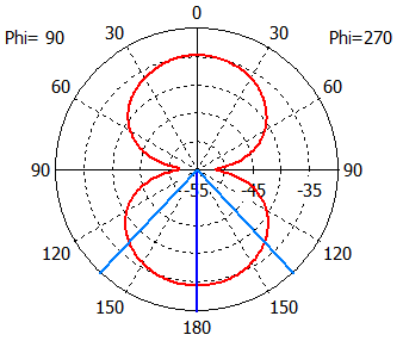
a)



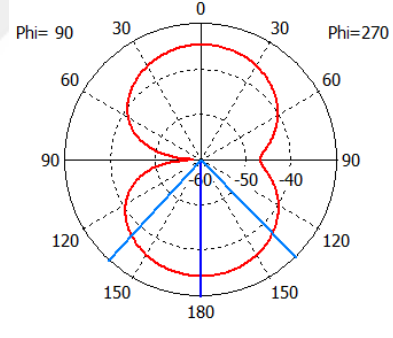
Frekans: 2,4 GHz (Kapı-1)  
Ana lob genliği : -34,2 dBA/m



Frekans: 2,4 GHz (Kapı-2)  
Ana lob genliği : -34,6 dBA/m

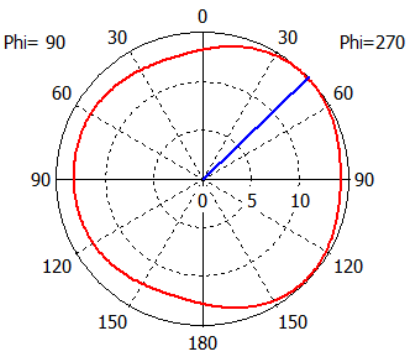


Frekans: 2,4 GHz (Kapı-3)  
Ana lob genliği : -34,6 dBA/m

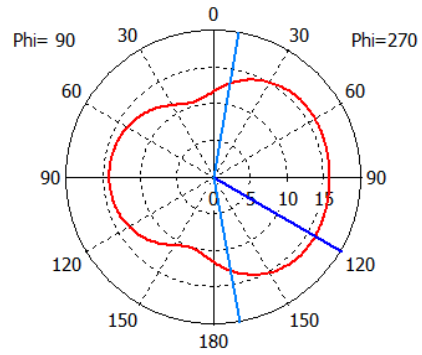


Frekans: 2,4 GHz (Kapı-4)  
Ana lob genliği : -34,5 dBA/m

b)

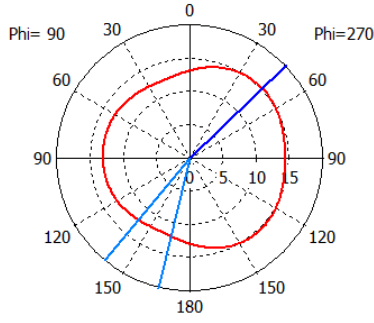


Frekans: 3,5 GHz (Kapı-1)  
Ana lob genliği: 14,9 dBV/m

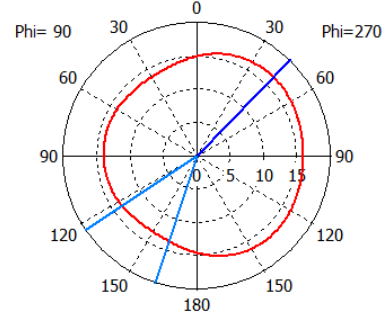


Frekans: 3,5 GHz (Kapı-2)  
Ana lob genliği: 15,9 dBV/m

**Şekil 58.** Esnek çift alttaşı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi ışıma örüntüleri  
a) 1x4 Anten dizisi 2,4 GHz Elektrik alan ışıma örüntüsü, b) 1x4 Anten dizisi 2,4 GHz Manyetik alan ışıma örüntüsü, (devam)

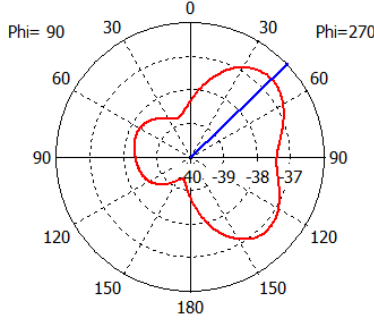


Frekans: 3,5 GHz (Kapı-3)  
Ana lob genliği: 15,1 dBV/m

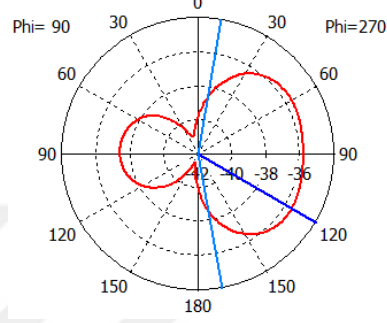


Frekans: 3,5 GHz (Kapı-4)  
Ana lob genliği: 16,4 dBV/m

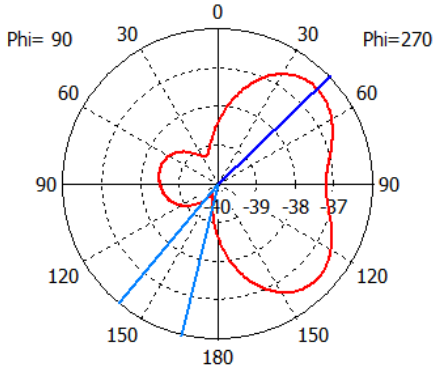
c)



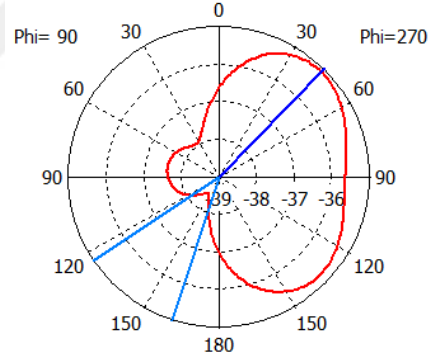
Frekans:3,5 GHz (Kapı-1)  
Ana lob genliği : -36,7 dBA/m



Frekans:3,5 GHz (Kapı-2)  
Ana lob genliği : -35,7 dBA/m



Frekans:3,5 GHz (Kapı-3)  
Ana lob genliği : -36,5 dBA/m



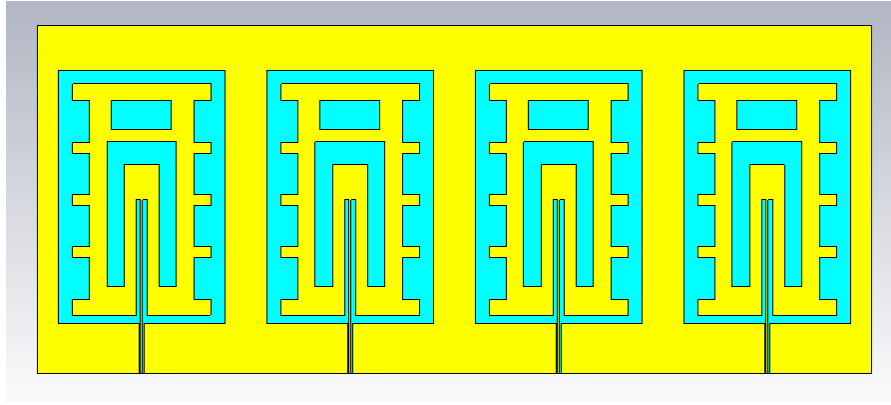
Frekans:3,5 GHz (Kapı-4)  
Ana lob genliği : -35,1 dBA/m

d)

**Şekil 58.** Esnek çift alttaşlı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi ışıma örüntüleri  
c) 1x4 Anten dizisi 3,5 GHz Elektrik alan ışıma örüntüsü, d) 1x4 Anten dizisi 3,5 GHz Manyetik alan ışıma örüntüsü (devam)

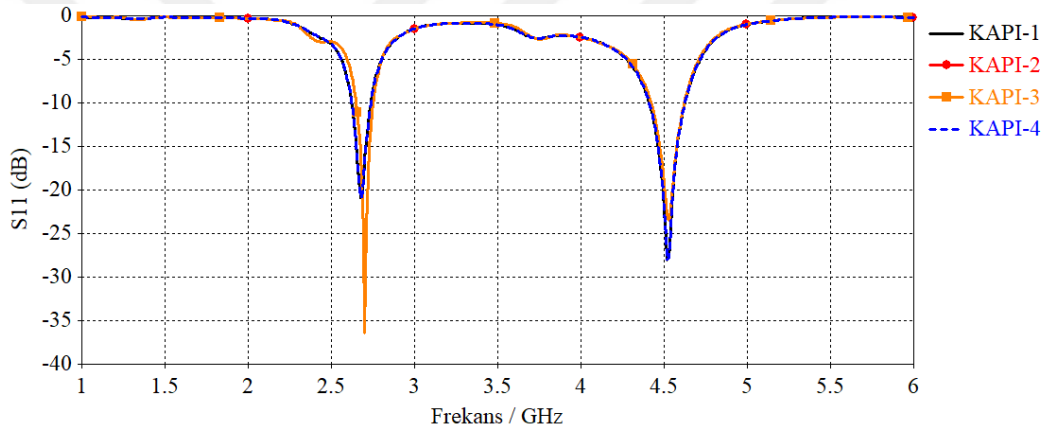
### Esnek CPW yama anten dizisi

Hipertermi aplikatör, 2,6-2,8/4,4-4,6 GHz frekans bandında 1x4 dizi elemanlı düzlem dizisi tasarlanmıştır. 1x4 anten dizisinin toplam boyutu 100 mm x 240 mm'dir (Şekil 59). Esnek anten yapısından dolayı aynı zamanda çembersel dizi formunda da kullanılabilir. Bu yüzden tasarım yapılırken her iki dizilim için, çalışma frekansında ve kazanç değerinde minimum sapma olacak şekilde anten boyutları optimize edilmiştir.



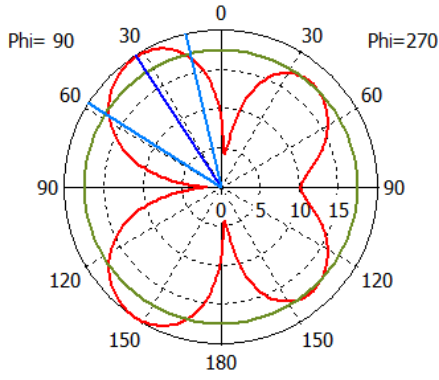
**Şekil 59.** Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi yama görüntüsü

Esnek CPW yama anten olarak tasarımı yapılan 1x4 anten dizisi prototipine ait yansımaya katsayısı değişimi Şekil 60’da verilmektedir. -10 dB empedans uyumu referans alındığında çoklu frekansta çalışan, bir anten dizisi yapısının elde edildiği gözlemlenmektedir. Kapılar arasında çalışma frekansı bakımından kaymanın meydana gelmediği görülmektedir.

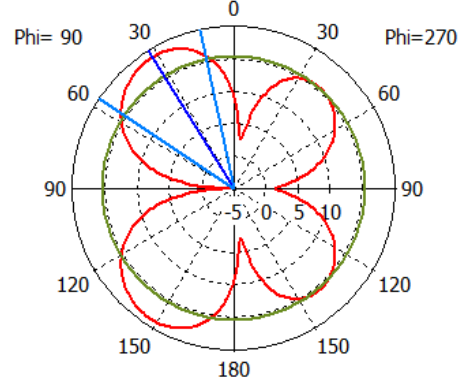


**Şekil 60.** Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi yansımaya katsayısı sonuçları

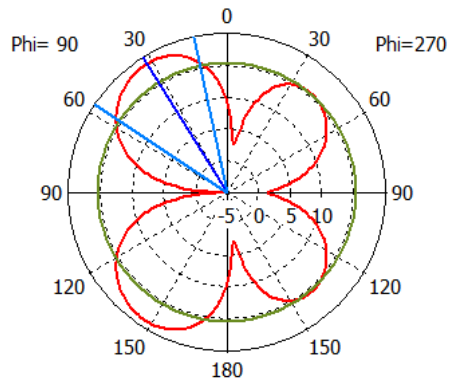
Esnek CPW yama anten dizisinin elemanlarına ait E-alan ve H-alan ışıma örüntüleri Şekil 61’de gösterilmektedir (E-düzlemi: yz; H-düzlemi: xz). Hem alt bant (2,7 GHz) hem de üst bant (4,5 GHz) için azimut düzlemi radyasyon modelleri çok yönlüdür. Kapılar arasındaki ana lob genlikleri değerlendirildiğinde ışıma örüntüsünü değiştirmeyecek minimum düzeyde farklılık tespit edilmektedir. Bu yüzden önerilen anten dizisi için sinyal alım doğruluğu hipertermi uygulaması için oldukça yüksektir, kapılar arasında ışıma örüntüsü bakımından farklılık olmadığı için yönlendirme bakımından farklılık göstermemesi beklenir. Azimut düzleminde herhangi bir açıda gelen sinyali tespit edebilir.



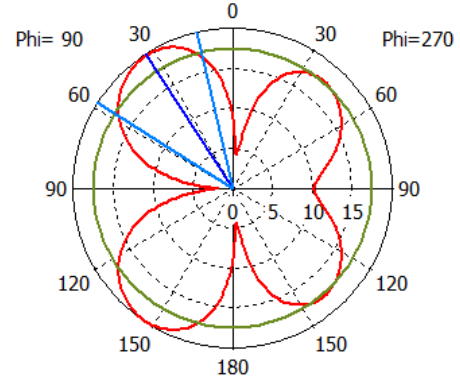
Frekans: 2,7 GHz (Kapı-1)  
Ana lob genliği: 19,8 dBV/m



Frekans: 2,7 GHz (Kapı-2)  
Ana lob genliği: 18,8 dBV/m

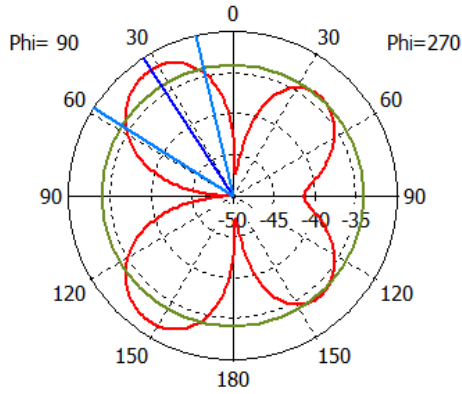


Frekans: 2,7 GHz (Kapı-3)  
Ana lob genliği: 18,8 dBV/m

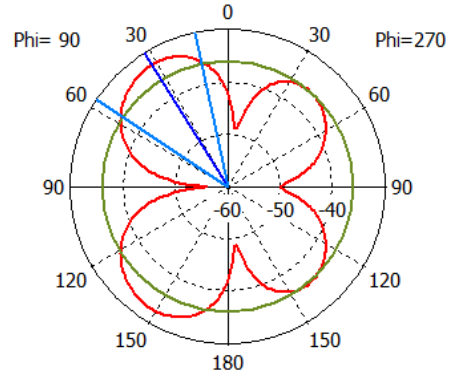


Frekans: 2,7 GHz (Kapı-4)  
Ana lob genliği: 19,8 dBV/m

a)

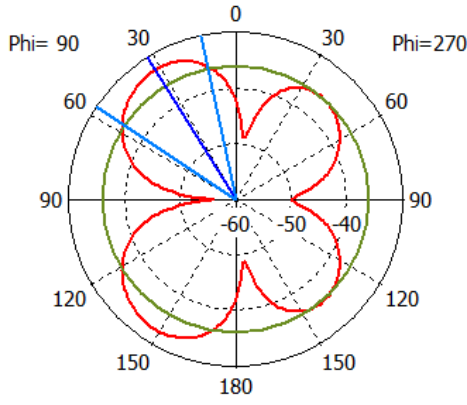


Frekans: 2,7 GHz (Kapı-1)  
Ana lob genliği : -31,7 dBA/m

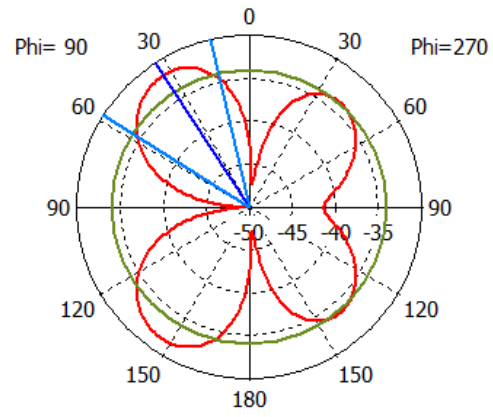


Frekans: 2,7 GHz (Kapı-2)  
Ana lob genliği : -32,7 dBA/m

**Şekil 61.** Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi ışıma örüntüleri a) 1x4 anten dizisi 2,7 GHz elektrik alan ışıma örüntüsü

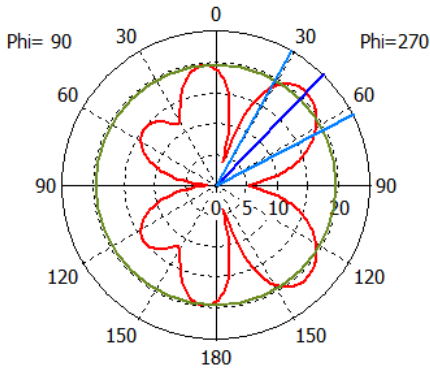


Frekans: 2,7 GHz (Kapı-3)  
Ana lob genliği : -32,7 dBA/m

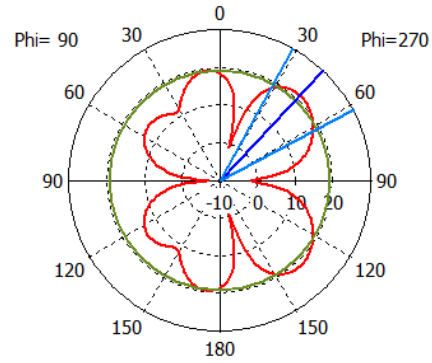


Frekans: 2,7 GHz (Kapı-4)  
Ana lob genliği : -31,7 dBA/m

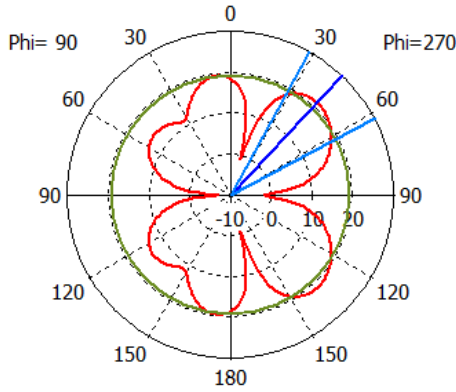
b)



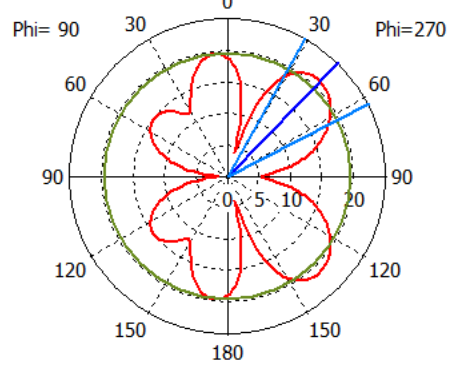
Frekans: 4,5 GHz (Kapı-1)  
Ana lob genliği: 20,9 dBV/m



Frekans: 4,5 GHz (Kapı-2)  
Ana lob genliği: 20,9 dBV/m



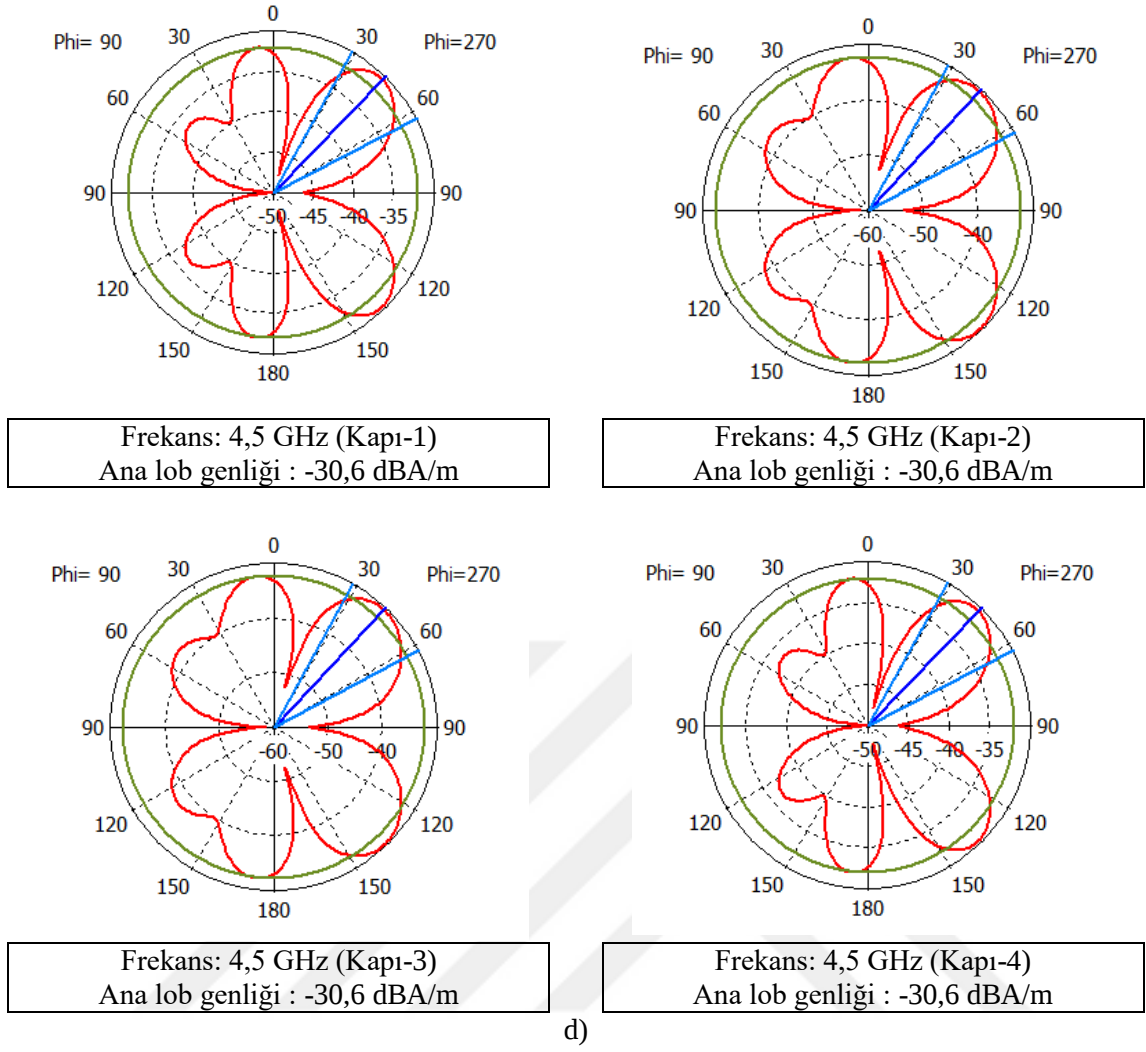
Frekans: 4,5 GHz (Kapı-3)  
Ana lob genliği: 20,9 dBV/m



Frekans: 4,5 GHz (Kapı-4)  
Ana lob genliği: 20,9 dBV/m

c)

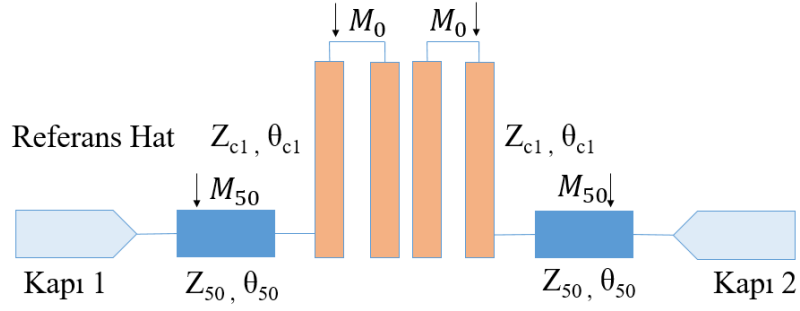
**Şekil 61.** Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi ışıma örüntüleri b) 1x4 anten dizisi 2,7 GHz manyetik alan ışıma örüntüsü(devam)



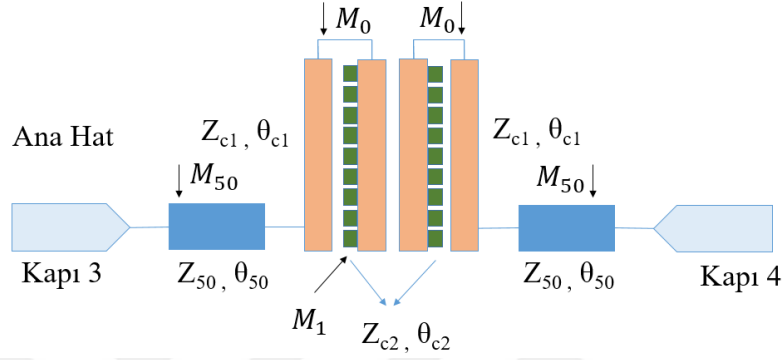
**Şekil 61.** Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi ışıma örüntüleri c) 1x4 anten dizisi 4,5 GHz elektrik alan ışıma örüntüsü, d) 1x4 anten dizisi 4,5 GHz manyetik alan ışıma örüntüsü (devam)

### Diferansiyel Faz Kaydırıcı Matematiksel Modeli ve Prototipinin Üretimi

Birleştirilmiş çizgi yapısı kullanılarak yapılan evrensel referans hattında, çok kesitli ilaveli yeni bir diferansiyel faz değiştirici önerilmiştir. Önerilen cihaz, evrensel bir referans çizgisiyle 10 derecelik açılarda faz kaymasına izin verir ve daha küçük bir faz kaydırma aralığı gerektiren uygulamalarda kolayca kullanılabilir. Önerilen tasarım, literatürde görüldüğü kadarıyla tek bir alt tabaka kullanarak 2,2-2,7 GHz frekansında 0 ila 90° faz aralığına sahip ilk çalışmadır. Önerilen tasarım teori, simülasyonlar ve ölçümlerle doğrulanmıştır. Çok kesitli birleştirilmiş hat yapısını kullanarak önerilen diferansiyel faz değiştiricinin iletim hattı modeli Şekil 62’de verilmiştir.



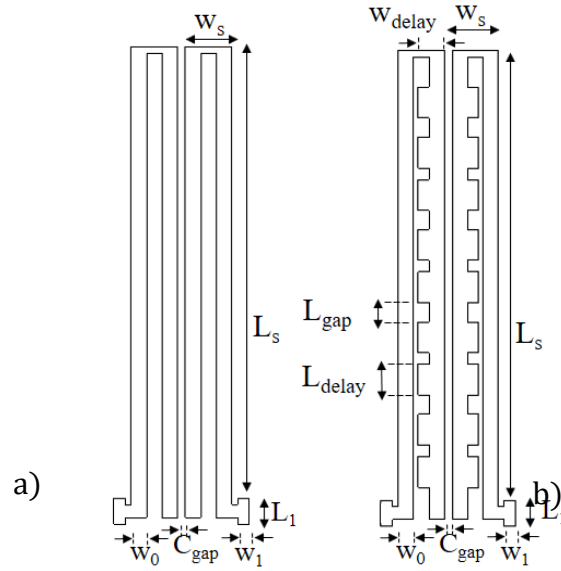
a)



b)

**Şekil 62.** Çok bölmeli birleştirilmiş çizgi kombinasyonuna dayanarak önerilen diferansiyel faz değiştiricinin şematik diyagramı. a) referans hat b) ana hat

Referans çizgi modeli,  $Z_{50}$  empedansı, 50-ohm iletim hattı ve  $\theta_{50}$  elektriksel uzunluk değeri, etkin verimli  $C_1$  değeri ve açık uç için elektriksel değer  $\theta_{c1}$  ve  $Z_{c1}$  empedansı içeren açık uçlu bir çift hat yapısına sahiptir. Referans çizgi modeline ek olarak, ana hat modeli faz farkını oluşturmak için elektriksel uzunluğu  $\theta_{c2}$ , empedans değeri  $Z_{c2}$  olan açık uçlu saplama yapılarından oluşur. Önerilen diferansiyel faz değiştirici, çift/tek modlu analiz yöntemi (Guo *et al.* 2016) kullanılarak analiz edilmiş ve tasarım parametreleri hesaplanmıştır. ABCD matris teorisi (Zysman and Johnson 1969), birleştirilmiş yapı üzerine eklenen çoklu bölümlerin etkisini incelemek için kullanılmıştır. Bu yöntemle, önerilen faz değiştiricilerin S parametrelerini incelemek mümkündür. Şekil 63’de önerilen diferansiyel faz yapısının şematik diyagramı ABCD matrisi kullanılarak analiz edilmiştir.



**Şekil 63.** Önerilen diferansiyel faz değıştiricinin fiziksel uygulaması, çok kesitli birleştirilmiş çizgi kombinasyonuna dayanır (a) referans çizgisi (b) ana hat

ABCD matrisinin her bir bileşeni 4.3-4.7 nolu denklemler ile elde edilir.

$$M_{ref} = M_{50} \cdot M_o \cdot M_{50} = \begin{bmatrix} A_{ref} & B_{ref} \\ C_{ref} & D_{ref} \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

$$M_{ana} = M_{50} \cdot M_o \cdot n \cdot M_1 \cdot M_{50} = \begin{bmatrix} A_{ana} & B_{ana} \\ C_{ana} & D_{ana} \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

Burada  $n$ , ana hat modelinde faz farkını oluşturmak için eklenen açık uçlu saplama adet sayısıdır.

$$M_{50} = \begin{bmatrix} \cos\theta_{50} & jZ_{50}\sin\theta_{50} \\ j\sin\theta_{50}/Z_{50} & \cos\theta_{50} \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

$$M_o = \begin{bmatrix} \frac{Z_{oe} \cdot \cot\theta_{c1} - Z_{oo} \cdot \tan\theta_{c1}}{Z_{oe} \cdot \cot\theta_{c1} + Z_{oo} \cdot \tan\theta_{c1}} & \frac{2j \cdot Z_{oo} Z_{oe} \cdot \cot\theta_{c1} \cdot \tan\theta_{c1}}{Z_{oe} \cdot \cot\theta_{c1} + Z_{oo} \cdot \tan\theta_{c1}} \\ \frac{2j}{Z_{oe} \cdot \cot\theta_{c1} + Z_{oo} \cdot \tan\theta_{c1}} & \frac{Z_{oe} \cdot \cot\theta_{c1} - Z_{oo} \cdot \tan\theta_{c1}}{Z_{oe} \cdot \cot\theta_{c1} + Z_{oo} \cdot \tan\theta_{c1}} \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

$$M_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ j/Z_{c2} & 1 \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

ABCD matrislerinin dönüşümüyle elde edilen saçılma parametreleri 4.8-4.11 nolu denklemler ile ifade edilir.

$$S_{11} = S_{22} = \frac{(Z_{50}^2 \cdot (Z_{oe} - Z_{oo}) \cot\theta_{c1} + Z_{50}^2)}{Z_{50} [(2Z_{50}(Z_{oe} - Z_{oo}) \cot\theta_{c1}) - j2(Z_{oe} - Z_{oo}) \cot\theta_{c1}]} \quad (4.8)$$

$$S_{12} = S_{21} = \frac{j2Z_{50}(Z_{oe} - Z_{oo}) \cot\theta_{c1}}{Z_{50} [(2Z_{50}(Z_{oe} - Z_{oo}) \cot\theta_{c1}) - j2(Z_{oe} - Z_{oo}) \cot\theta_{c1}]} \quad (4.9)$$

$$S_{33} = S_{44} = -\frac{Z_{50}^2 \cdot ((Z_{c1} \cot \theta_{c1}) + (Z_{c2} \cot \theta_{c2}))}{(Z_{50} - Z_{c2} \cot \theta_{c2})[Z_{50}(\cot \theta_{c1} + Z_{c2} \cot \theta_{c2}) + jZ_{c2}]} \quad (4.10)$$

$$S_{43} = S_{34} = -\frac{jZ_{50}(Z_{c2} \cot \theta_{c2} + Z_{c1})(Z_{c2})^2}{(Z_{50} - Z_{c2} \cot \theta_{c2})[Z_{50}(\cot \theta_{c1} + Z_{c2} \cot \theta_{c2}) + jZ_{c2}]} \quad (4.11)$$

Çıkış kapıları arasında mükemmel eşleşme ve yalıtım elde etmek için,  $|S_{11}|=|S_{22}|=|S_{33}|=|S_{44}|=0$ ,  $|S_{21}|=|S_{43}|=1$  olması gerekir. Faz farkı, 4.12 nolu denklem çözülerek belirlenir.

$$\Delta\phi = \angle S_{43} - \angle S_{21} \quad (4.12)$$

Çok bölmeli birleştirme hattı yapısında, çıkış kapıları arasında belirli bir faz farkı ortaya çıkar (0'dan 10'luk bir adımla 90'a kadar). Çıkış kapıları arasındaki faz farkı, ana hat kuplörüne eklenen çoklu bölümlerin boyutuna ve konumuna bağlı olarak değişir. Yukarıda belirtilen analizlere dayanarak, tasarım prosedürü aşağıdaki gibi özetlenebilir:

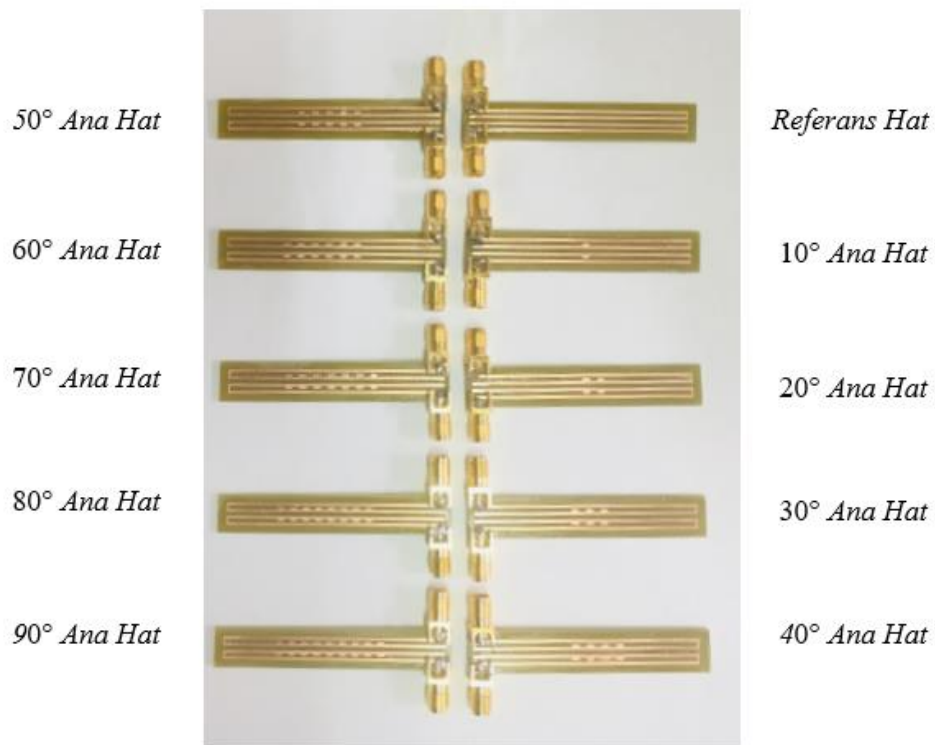
- $\theta_{c1}$ ,  $\theta_{c2}$  değerleri çalışma frekansı ( $f_0$ ) (Pu *et al.* 2015) için belirlenir.
- Mükemmel empedans eşleşmesi ve ekleme kaybı değerinin 0'da tutulması durumuna göre,  $Z_{50}$  ve  $\theta_{50}$  değerleri (Pu *et al.* 2015) hesaplanır.
- İstenen faz kayması için “ $k_c$ ” bağlama katsayısı kullanılarak çift / tek mod analiz yöntemine göre  $Z_{oe}$  ve  $Z_{oo}$  (Pu *et al.* 2015) empedans değerleri hesaplanır.
- S parametreleri 4.8-4.11 nolu denklemler kullanılarak  $Z_{c1}$ ,  $(Z_{oe}-Z_{oo})$ ,  $Z_{c2}$  empedans değerleri hesaplanmıştır.

Birleştirilmiş çizgi hattı ( $\lambda/4$ ) dalga boyu ve açık uçlu saplama ( $\lambda/12$ ) dalga boyuna göre hesaplanan tasarım parametreleri  $Z_{oe1} = 126 \Omega$ ,  $Z_{oo1} = 20 \Omega$ ,  $\theta_{c1} = 90^\circ$ ,  $\theta_{c2} = 30^\circ$ 'dir. Hesaplanan bağlama katsayıları, birleştirilmiş hattın tek modlu empedanslarını,  $Z_{oo}$  ve  $Z_{oe}$  empedansları birleştirilmiş çizgi hattı boyutlarını bulmak için kullanılmıştır. Hesaplanan boyutlar ve faz kayması için ana hatta eklenen açık uçlu saplama sayısı Tablo 13'te gösterilmektedir. Teorik sonuçları doğrulamak için tam dalga elektromanyetik simülatör olarak CST kullanılmıştır. Diferansiyel faz kaydırıcı için, birleştirilmiş hatları kullanan on adet 2 kapılı ağ (bir referans çizgisi ve dokuz ana hat) tasarlanır, üretilir ve test edilir. Ana hatlar sabit faz derecesi ile sırasıyla referans hattına kıyasla (10 derecelik bir adımla 10 ila 90 arasında) kayar. Kullanılan FR-4 alttaşı, 4,3 dielektrik sabitine ve 1,6 mm kalınlığa sahiptir.

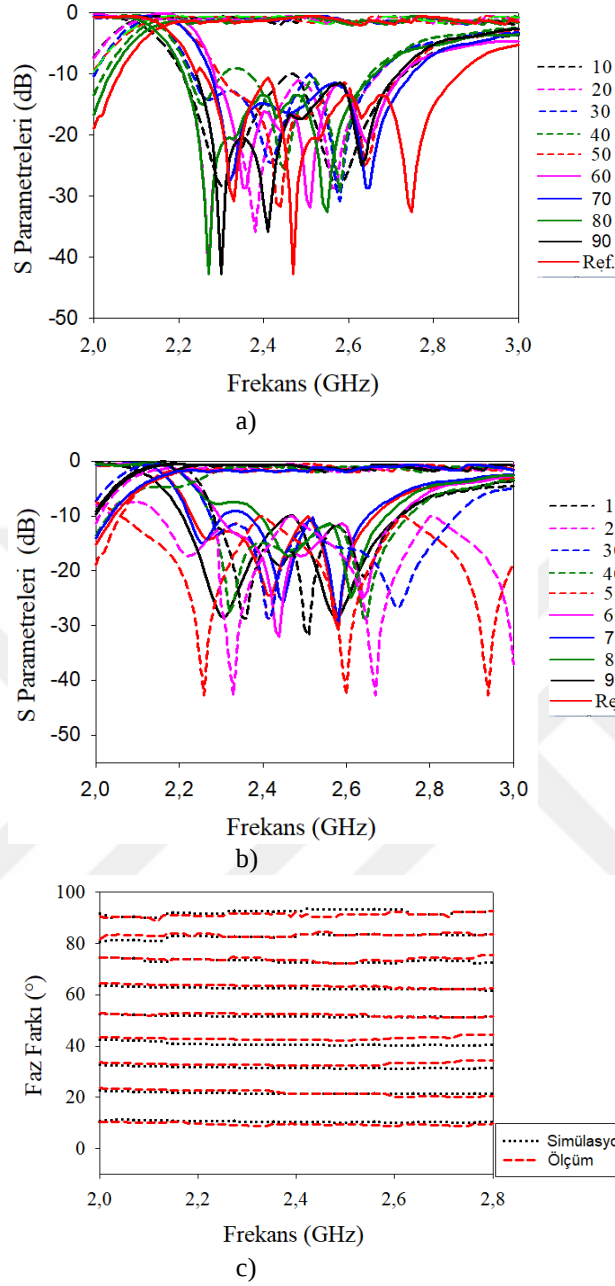
**Tablo 13.** Önerilen farklı faz kaydırıcı ünitesinin parametreleri:  $Z_{c2}$  ohm.

| a )Sabit Boyutlar(mm)                   |                  |                |                |                |                |                    |                    |                  |     |
|-----------------------------------------|------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|--------------------|--------------------|------------------|-----|
| W <sub>0</sub>                          | C <sub>gap</sub> | w <sub>1</sub> | L <sub>1</sub> | L <sub>s</sub> | W <sub>s</sub> | L <sub>delay</sub> | W <sub>delay</sub> | L <sub>gap</sub> |     |
| 1,2                                     | 0,2              | 0,45           | 1,5            | 60,5           | 2,8            | 2,4                | 2,4                | 2,4              |     |
| b) Değişkenler                          |                  |                |                |                |                |                    |                    |                  |     |
| Faz Farkı                               | 10°              | 20°            | 30°            | 40°            | 50°            | 60°                | 70°                | 80°              | 90° |
| Eklenen Z <sub>c2</sub><br>(ohm) Sayısı | 2                | 4              | 6              | 8              | 10             | 12                 | 14                 | 16               | 18  |

Üretilen diferansiyel faz değiştiricinin görüntüsü Şekil 64’de gösterilmektedir. Görüntüden referans hattının farklı faz kaymaları için sabit kaldığı görülmektedir. İstenen faz kayması, referans hattına bağlı hat üzerine çoklu bölümler eklenerek elde edilir. Agilent VNA N9928A kullanılarak ölçülen genlik ve faz sonuçları Şekil 65’te verilmektedir.



**Şekil 64.** Farklı faz kayma değerlerine sahip fabrikasyon önerilen diferansiyel faz değiştiricinin fotoğrafı.



**Şekil 65.** Diferansiyel faz değıştircinin sonuçları a) simülasyon genlik yanıtı b) ölçüm genlik yanıtı c) simülasyon ve ölçüm faz farkı yanıtı

S parametre (hem genlik hem de faz) yanıtları için simülasyon ve ölçüm arasında iyi bir uyum gözlemlenmektedir. Ölçüm ve simülasyon sonuçları arasındaki farklar temel olarak üretim hatalarına ve ölçüm toleransına bağlıdır. Sonuçlara göre, %20,4 bant genişliğinde (2,2-2,7 GHz) sırasıyla  $10 \pm 1$  /  $20 \pm 1,3$  /  $30 \pm 1,7$  /  $40 \pm 2,1$  /  $50 \pm 1,5$  /  $60 \pm 2,1$  /  $70 \pm 2,3$  /  $80 \pm 2,4$  /  $90 \pm 2,7$  faz sapmaları mevcuttur. Şekil 65’den görülebileceği gibi, 2,2 ve 2,7 GHz bandındaki tüm faz kaydırıcıların geri dönüş kaybı -10dB’den düşük ve ekleme kaybı değerleri 1 dB’den büyüktür.

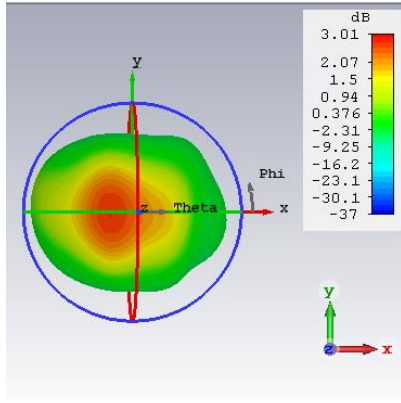
## **Esnek Lineer Anten Dizisi ve Diferansiyel Faz Kaydırıcı Işın Demeti Yönlendirme Simülasyonları**

Hipertermide dizi elemanlarının giriş uyarma fazlarını değiştirerek bir dizinin ana huzmesinin yönlendirilmesi olasılığı mevcuttur. Bununla birlikte, bu ışıma örüntüsü, kemik modelinin varlığı nedeniyle gerçekçi bir ortamda çalıştırıldığında aynı olmayacaktır. Bu durumda, tek tek ışıma örüntüleri yerine kemikteki toplam alan dağılımlarını kontrol etmek ve tümörlere doğru ısı aktarımını sağlamak önemli bir mevzudur.

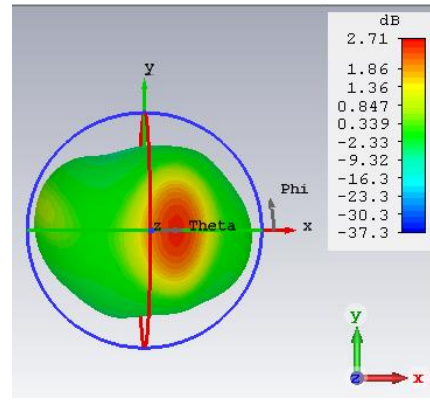
Farklı anten elemanlarının kullanılmasının, kemikteki ısıtılmış bölgenin şekillendirilmesi üzerinde önemli bir etkisi olup olmadığını araştırmak için, esnek katlamalı monopol ve esnek CPW yama anteni prototipleri kullanıldığında önerilen teknikler test edilmiştir. Esnek katlamalı monopol ve esnek CPW yama anteninin dizi elemanlarına ait 3-B radyasyon kalıpları Şekil 66, Şekil 67, Şekil 69 ve Şekil 70’te gösterilmektedir. Katlamalı monopol antenlerinin alt dizisi CPW yama antenine kıyasla daha dar bir ışın genişliği gösterirken, daha düşük kazanç sağlar. Anten prototiplerine göre belirli açı değerlerinde anten dizilerinden elde edilen ışın demetleri Şekil 68 ve Şekil 71’de sunulmaktadır.

### **Esnek katlamalı monopol anten ışın yönlendirme sonuçları**

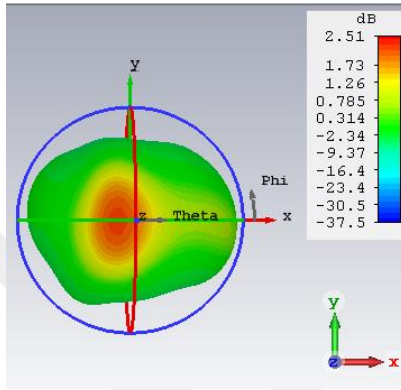
Şekil 66 ve Şekil 67’de esnek çift alttaşlı katlamalı monopol anten dizisinin kazanç ışıma örüntüleri her bir kapı için ayrı ayrı verilmektedir. Anten elemanları arasındaki mesafe kapıların birbirini minimum seviyede etkileyecek şekilde yerleştirilerek, kompakt anten dizisi oluşturulmuştur. Bu sebeple kapıların kazanç değerleri birebir aynı değildir.



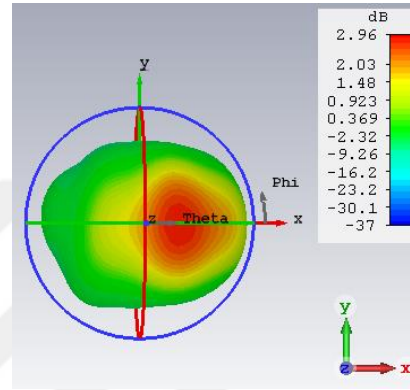
a)



b)

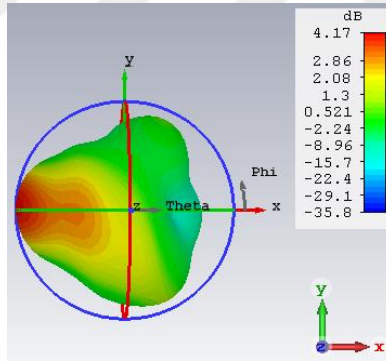


c)

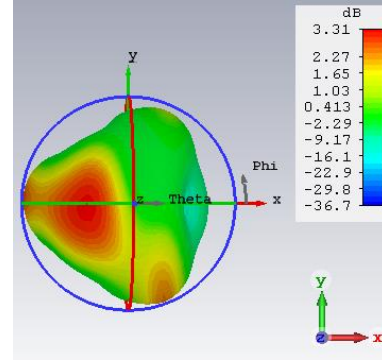


d)

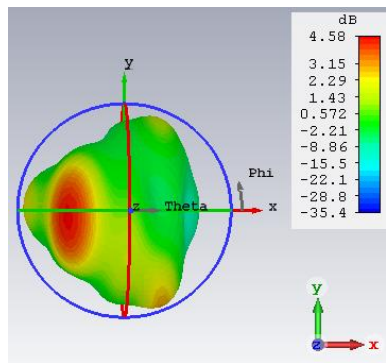
**Şekil 66.** Esnek çift alttaşlı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi 2,45 GHz gerçek kazanç ışıma örüntüleri a) kapı-1, b) kapı-2, c) kapı-3, d) kapı-4



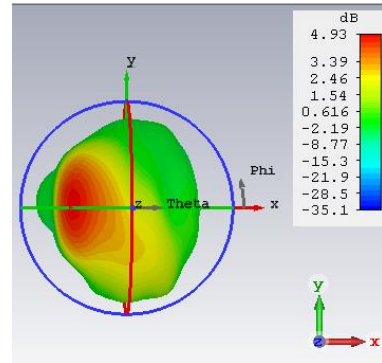
a)



b)



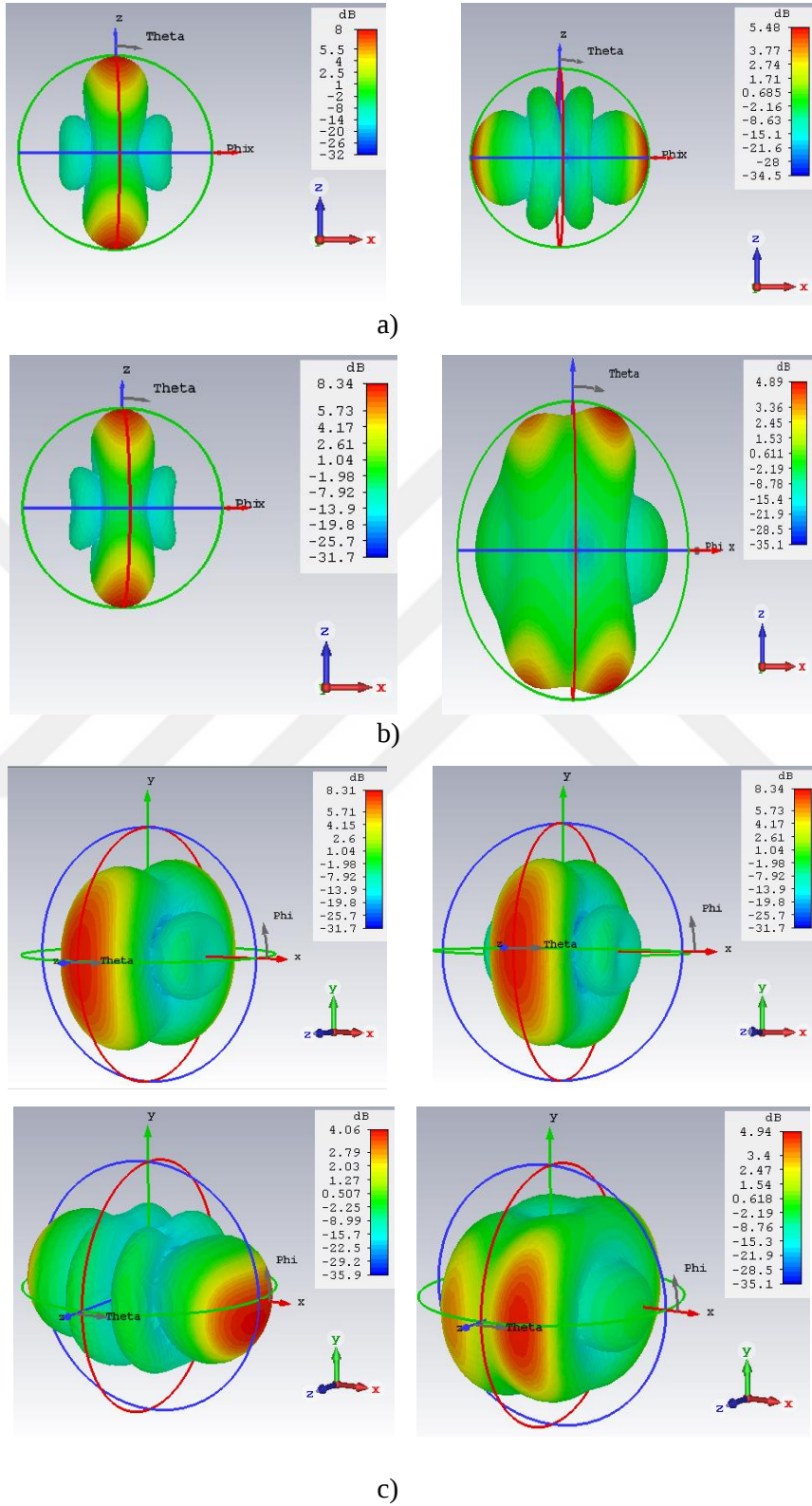
c)



d)

**Şekil 67.** Esnek çift alttaşlı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi 3,5 GHz gerçek kazanç ışıma örüntüleri a) kapı-1, b) kapı-2, c) kapı-3, d) kapı-4.

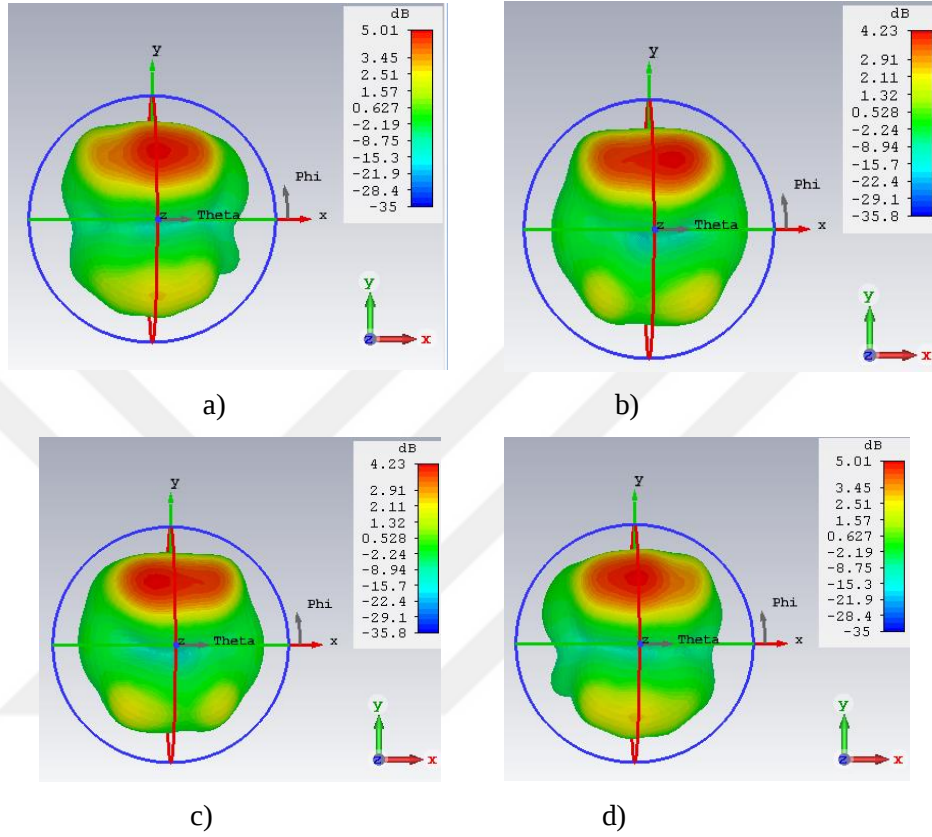
Şekil 68’de bazı uyarım fazlarına göre elde edilen kazanç ışıma örüntüleri verilmektedir. Değişen faz değerlerine göre toplam kazanç ışıma örüntüsünde hem yön değişikliği hem de kazanç değerinde değişiklikler gözlemlenmiştir.



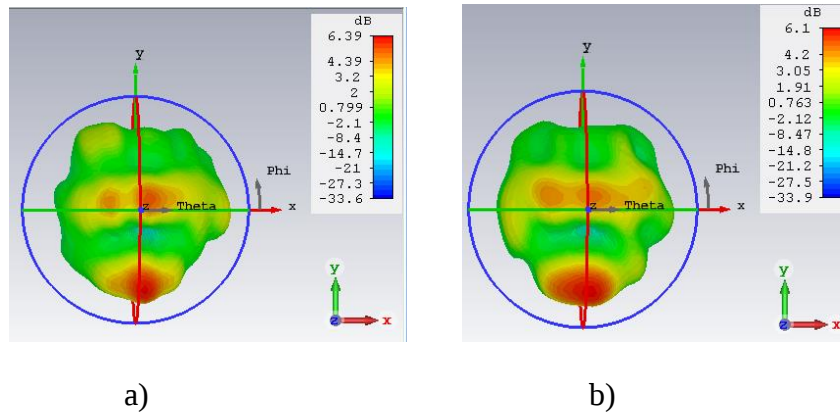
**Şekil 68.** Esnek çift alttaşlı (kağıt-kapton) katlamalı monopol 1x4 anten dizisi ışın yönlendirme sonuçları a) 2,5 GHz için (sol:30-60-90-120°/sağ:45-60-90-120°), b) 2,5 GHz için (sol:90-120-150-180°/sağ:20-30-40-50°), c) 3,5 GHz için (sol:30-60-90-120°/sağ:45-60-90-120°) d) 3,5 GHz için (sol:90-120-150-180°/sağ:20-30-40-50°).

### Esnek CPW yama anten ışın yönlendirme sonuçları

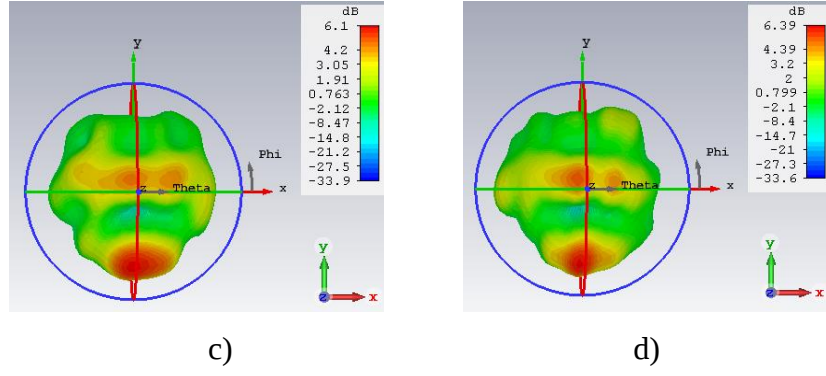
Şekil 69 ve Şekil 70’te esnek CPW yama anten dizisinin kazanç ışıma örüntüleri her bir kapı için ayrı ayrı verilmektedir. Anten elemanları arasındaki mesafe, kapıların birbirini minimum seviyede etkileyeceği şekilde yerleştirilerek, kompakt anten dizisi oluşturulmuştur. Bu sebeple kapıların kazanç değerleri birebir aynı değildir.



**Şekil 69.** Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi 2,7 GHz gerçek kazanç ışıma örüntüleri a) kapı-1, b) kapı-2, c) kapı-3, d) kapı-4

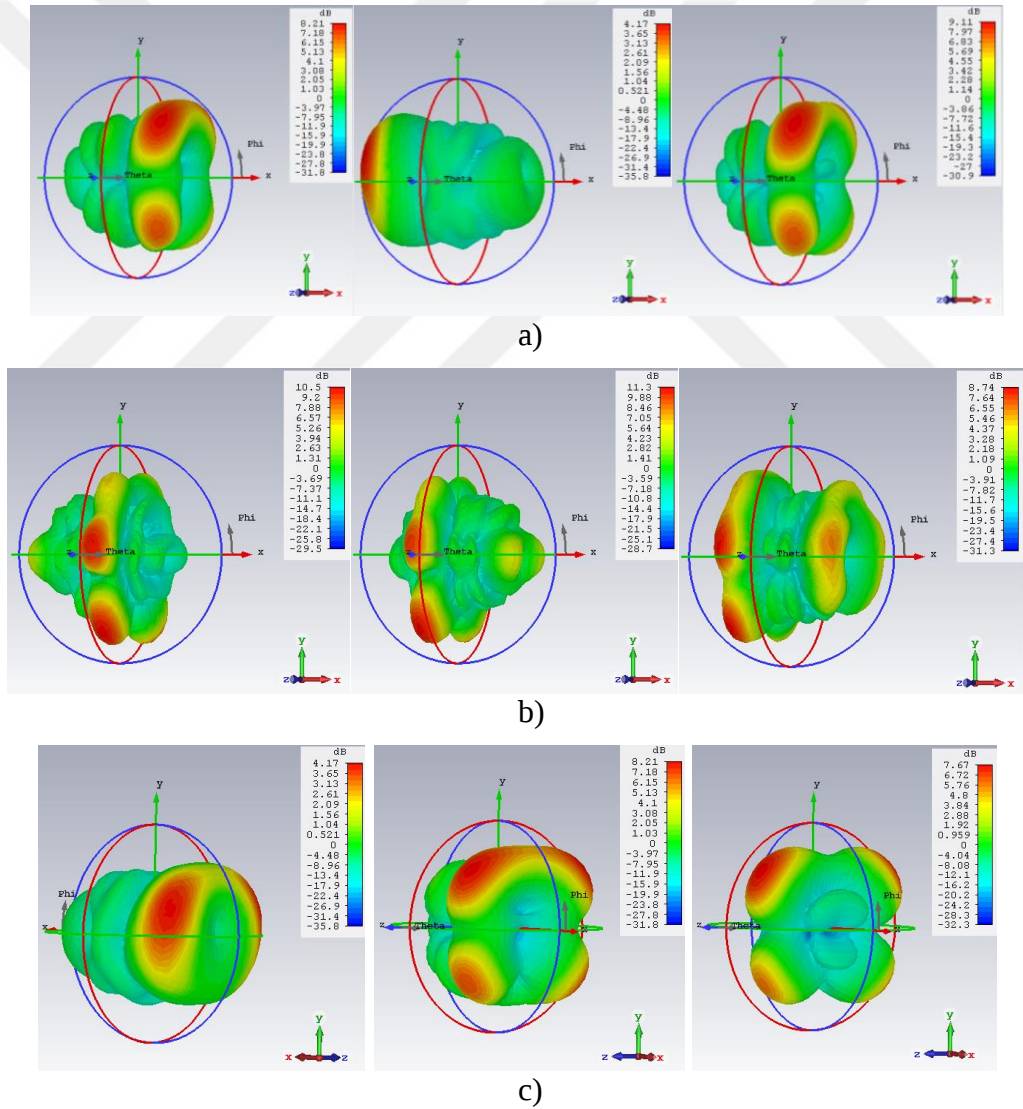


**Şekil 70.** Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi 4,5 GHz gerçek kazanç ışıma örüntüleri a) kapı-1, b) kapı-2, c) kapı-3, d) kapı-4

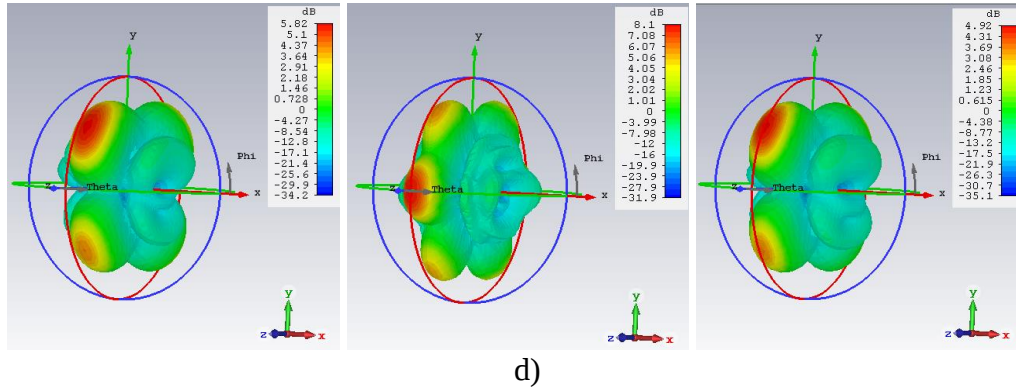


**Şekil 70.** Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi 4,5 GHz gerçek kazanç ışıma örüntüleri a) kapı-1, b) kapı-2, c) kapı-3, d) kapı-4 (devam)

Şekil 71’de bazı uyarım fazlarına göre elde edilen kazanç ışıma örüntüleri verilmektedir. Değişen faz değerlerine göre toplam kazanç ışıma örüntüsünde hem yön değişikliği hem de kazanç değerinde değişiklikler gözlemlenmiştir.



**Şekil 71.** Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi ışın yönlendirme sonuçları a) 2,7 GHz için (sol: 30-60-90-120°/orta: 20-40-60-80°/ sağ: 45-60-90-120°), b) 2,7 GHz için (sol: 90-120-150-180°/orta: 90-150-210-270°/ sağ: 50-60-70-80°), c) 4,5 GHz için (sol: 30-60-90-120°/orta: 20-40-60-80°/ sağ: 45-60-90-120°), d) 4,5 GHz için (sol: 90-120-150-180°/orta: 90-150-210-270°/ sağ: 50-60-70-80°)

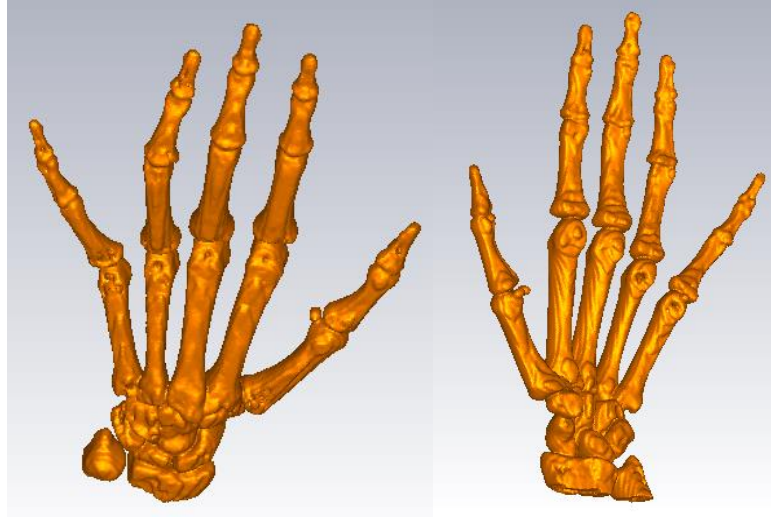


**Şekil 4.71.** Esnek CPW yama 1x4 anten dizisi ışın yönlendirme sonuçları a) 2,7 GHz için (sol: 30-60-90-120°/orta: 20-40-60-80°/ sağ: 45-60-90-120°), b) 2,7 GHz için (sol: 90-120-150-180°/orta: 90-150-210-270°/ sağ: 50-60-70-80°), c) 4,5 GHz için (sol: 30-60-90-120°/orta: 20-40-60-80°/ sağ: 45-60-90-120°), d) 4,5 GHz için (sol: 90-120-150-180°/orta: 90-150-210-270°/ sağ: 50-60-70-80°). (devam)

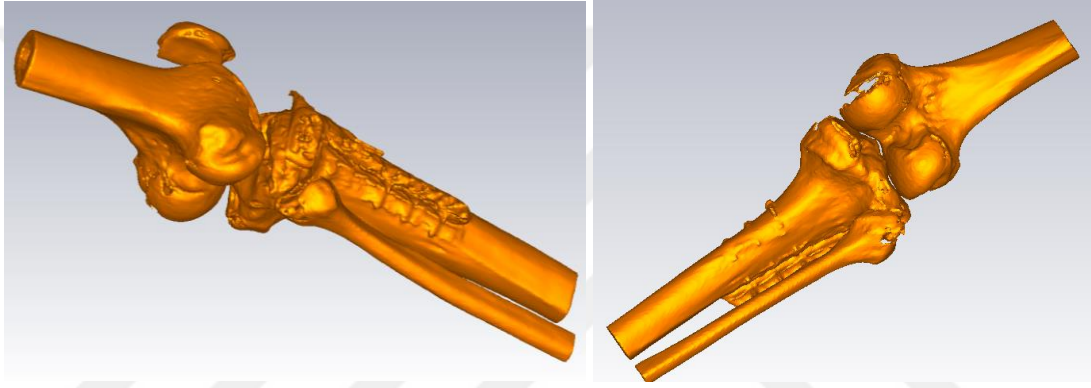
### **Kemik Kanseri Tedavisinde Gerçek Hasta Modelinin MR Verilerinden Elde Edilen Kemik Fantomu**

Bu çalışmada kullanılan sayısal kemik fantomu, MRI verilerinden elde edilmiştir (Anonymous, 2020). Veriler  $310 \times 355 \times 253$  voksel ile  $0,5 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm}$  çözünürlüğe sahiptir. Araştırmalar için açık erişimli veri kaynağından orta yaş insanı temsil eden birkaç fantom seçilmiştir.  $1 \text{ cm}^3$  yuvarlak şeklinde bir tümör modelin üzerinde farklı konumlara yerleştirilir. Bu tümör boyutu Amerikan Kanser Derneği'ne göre kemik kanseri tanısı konan en yaygın evre olan G1'i temsil etmektedir (Anonymous, 2020). CST simülasyonlarında gerçekçi bir kemik modeli oluşturmak için, önce tüm veri seti Matlab'da işlenir. Daha sonra EM ve termal simülasyonları gerçekleştirmek için voksel verileri işlenir. (Reddy and Saha 1984)'den alınan dielektrik özellikler modelleme verisi olarak kullanılmıştır. Bu modeller daha sonra simülasyon için CST'ye aktarılır. Son model, insan kemiğinin fiziksel şeklini ve anatomisini oluşturur.

Sıvı akışı perfüzyonu, modelleme ve deneysel hipertermide önemli bir faktördür. Akış perfüzyonuna bağlı ısı değişim mekanizması sıvı akışıyla orantılıdır. Kemik hipertermisinde sadece kemik iliği, volkman ve havers besleme kanalları vardır ve bu nedenle perfüzyon yüksek derecede önemli değildir. Bu sorun, CST simülasyonlarına kan perfüzyonunun etkisi dâhil olmaksızın sıcaklık dağılımları karşılaştırılarak araştırılmıştır. Çalışmada kullanılan el ve alt bacak fantom görselleri Şekil 72 ve Şekil 73'te gösterilmektedir.



**Şekil 72.** El fantomu görselleri



**Şekil 73.** Alt bacak fantom görselleri

### **Kemik Kanseri Tedavisi için Öngörülen Hipertermi Tedavisinin Elektromanyetik ve Termal Sonuçları**

Kemik fantomlarındaki sıcaklık dağılımını belirlemek için, EM dalgalar tarafından üretilen birim hacim başına dağıtılan güç ( $Q$ ) hesaplanır daha sonra termal hesaplama,  $Q$  tarafından üretilen sıcaklık profilini tahmin etmek için takip edilir. (Converse *et al.* 2006)'de gösterildiği gibi, güç yoğunluğu 2.36 nolu denklem kullanılarak hesaplanır. Bunu takiben,  $Q$  değerleri daha sonra 2.37 nolu klasik Penne biyo-ısı denklemini çözerek kemik fantomu içindeki sıcaklık dağılımını belirlemek için kullanılır.

Kemik fantomundaki sıcaklık dağılımını belirlemek için, EM dalgası tarafından üretilen birim hacim başına dağıtılan güç ilk olarak hesaplanırken,  $Q$  tarafından üretilen sıcaklık profilini tahmin etmek için termal hesaplama takip edilir. Kemik hipertermisinde kullanılan hesaplama sıralaması Şekil 16'da gösterilmiştir. Kontrollü ortamlar üzerine yayınlanmış çalışmalar (Servadio and Leib 1991; Toraya-Brown and Fiering 2014) bugüne kadar kanser hipertermi tedavisi için tümörlerde lokal ısıtma konusunda ilginç sonuçlar göstermiştir. Sonlu

farklar tekniğine dayanan CST, geniş bir simülasyon ortamında 3-B EM problemlerini insan modelleri ile doğru bir şekilde çözebilen kullanışlı hesaplama araçları sağlar.

Bir kemik modelinde termal profili hesaplamak için CST kullanma süreci iki simülasyon aşamasına ayrılmıştır. İlk olarak, güç dağılımları EM simülasyonları gerçekleştirilerek değerlendirilir. Bunu takiben, hesaplanan güç daha sonra termal simülasyonlara aktarılır, böylece kemik içindeki indüklenmiş sıcaklıklar belirlenir. CST’de HFSS gibi diğer simülatörlerin aksine, EM ve termal simülasyonlar, EM ve termal çözücüler arasında geçiş yapılarak sadece bir ana dosya kullanılarak gerçekleştirilebilir. Bu özellik, 3-B elektromanyetik problemlerin çözülmesini içeren mikrodalga hipertermi gerçekleştirmek için önemli bir avantaj sunar.

Optimizasyonun başlangıç noktaları Matlab kullanılarak hesaplanırken, optimizasyonun kendisi Güven Bölgesi Çerçevesi kullanılarak CST’de gerçekleştirilir. Gücün verimli kullanımı için, bu adım ayrıca tümör konumundaki  $Q$  üzerinde anten dizisi elemanlarının etkilerini ortaya çıkarır.

Termal analizde, antenlerin uyarma genlikleri ve  $Q$  dağılımı, hedef konumda  $42\text{ }^{\circ}\text{C}$ ’nin üzerinde sıcaklık üretmeyi amaçlayan girdi olarak kullanılırken ölçeklendirme faktörü  $\alpha$  ile ölçeklendirilerek belirlenir. Her bir dizi elemanı için termal analiz, birleştirilmiş EM ve termal simülasyonlardan oluşur.  $Q$  dağılımını hesaplamak için EM simülasyonu kullanılırken, sıcaklık dağılımı termal simülasyon ile belirlenir. Termal analiz işlemi sırasında, anten dizisi için ölçeklendirme faktörleri genlik optimizasyonunda kullanılır. Uyarma fazları ( $\varphi$ ) EM odaklamada belirlenir.

Termal analizin amacı tümör hacmindeki  $1\text{cm}^3$ ’deki sıcaklığı  $42\text{ }^{\circ}\text{C}$ ’nin üzerine çıkarmaktır. Bu nedenle, ölçeklendirme faktörü  $\alpha = [\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4]$  şeklinde ifade edilirse, Güven Bölgesi Çerçevesi için amaç fonksiyonu 4.13 nolu denklem ile ifade edilebilir.

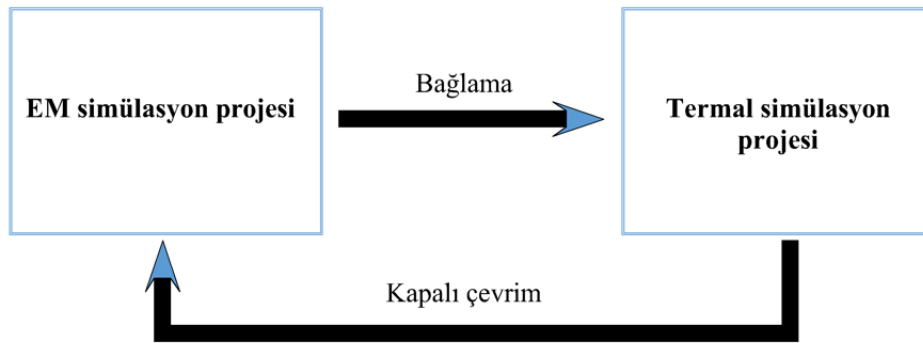
$$\min f(\alpha) = |V_o - V_{\text{tümör}}^{42^{\circ}\text{C}}(\alpha)| \quad (4.13)$$

Burada:  $V_o$  ve  $V_{\text{tümör}}^{42^{\circ}\text{C}}(\alpha)$ , tümör lokasyonu içindeki  $42^{\circ}\text{C}$  sıcaklığın, sırasıyla tümörün hacmi ve ölçeklendirme faktörü kullanarak gerçekleştirildiği hacimdir.

Termal analizin nihai sıcaklık dağılımı daha sonra bir ikincil nokta kontrolü için kullanılır. Sağlıklı dokularda ikincil nokta yoksa,  $T_{\text{sağlıklı doku}}$   $42\text{ }^{\circ}\text{C}$ ’nin altında ise, simülasyon durur ve anten elemanları için giriş uyarımları ( $\alpha, \varphi$ ) belirlenir. Aksi takdirde, simülasyon, EM odaklanmasından yeniden başlarken, uyarımların genlikleri birim değerlerine sıfırlanır.

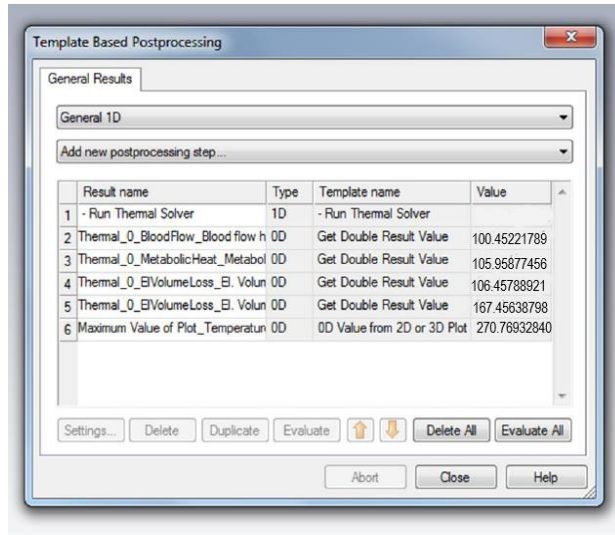
Bu çalışmada Şekil 56 ve Şekil 59’de gösterildiği gibi 1x4 elemandan oluşturulan iki farklı esnek anten dizisi sırayla kullanılmıştır. Tümör merkezi ile başlangıç noktası arasında dizi elemanları perspektifinden  $\theta$  açısı varsayılır. Aynı açı böylece bu dizinin elemanlarının gerekli uzun huzme yönünü tanımlar. Nihai E alanı dağılımı, dizi elemanlarından yapısal olarak E alanları birleştirilerek elde edilir. Böylece, belirli bir bölgedeki maksimum toplam alan ilgili bölgede elde edilebilir. Daha kesin olarak, her anten elemanındaki giriş uyarma fazı optimize edilir, böylece en yüksek güç ile hedefe odaklanılır.

**i. Kemik Hipertermi için CST Elektromanyetik ve Termal Simülasyon:** Tümörde lokal ısıtma elde etmek için, uyarım sinyalleri optimize edilir, böylece anten dizisi tarafından iletilen mikrodalga gücü istenen yerde maksimum değere ulaşır. Uyarımların optimum aşamaları EM simülasyonu kullanılarak belirlenirken, genlikler her yineleme için EM simülasyonundan elde edilen sonuçları gerektiren termal simülasyonlar kullanılarak optimize edilir. Bununla birlikte, normal prosedürde EM simülasyonunda hesaplanan güç, termal simülasyon dosyasına manuel olarak alınır ve sıcaklık hesaplaması için girdi olarak kullanılır. Bu nedenle, optimizasyonu gerçekleştirmek için, EM ve termal simülasyonların birleştirilmiş dosyası oluşturulur. İlk olarak, güç dağılımı EM simülasyonu kullanılarak belirlenir ve daha sonra Şekil 74’de gösterildiği gibi sıcaklık hesaplamasını başlatmak için otomatik olarak termal simülasyon dosyasına aktarılır.



**Şekil 74.** CST programında EM simülasyonların termal simülasyonlar ile bağlantısı

Bu birleştirilmiş proje, CST’ye entegre edilen sonuç şablonları kullanılarak inşa edilmiştir. Bir örnek Şekil 75’de gösterilmektedir.

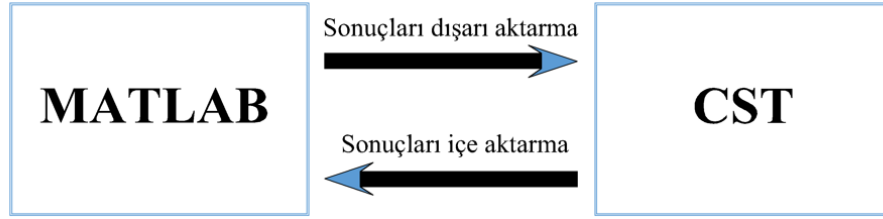


**Şekil 75.** CST’ye entegre edilen EM simülasyonların termal simülasyonlara girdi olarak kullanılmasına ait program ekran görüntüsü

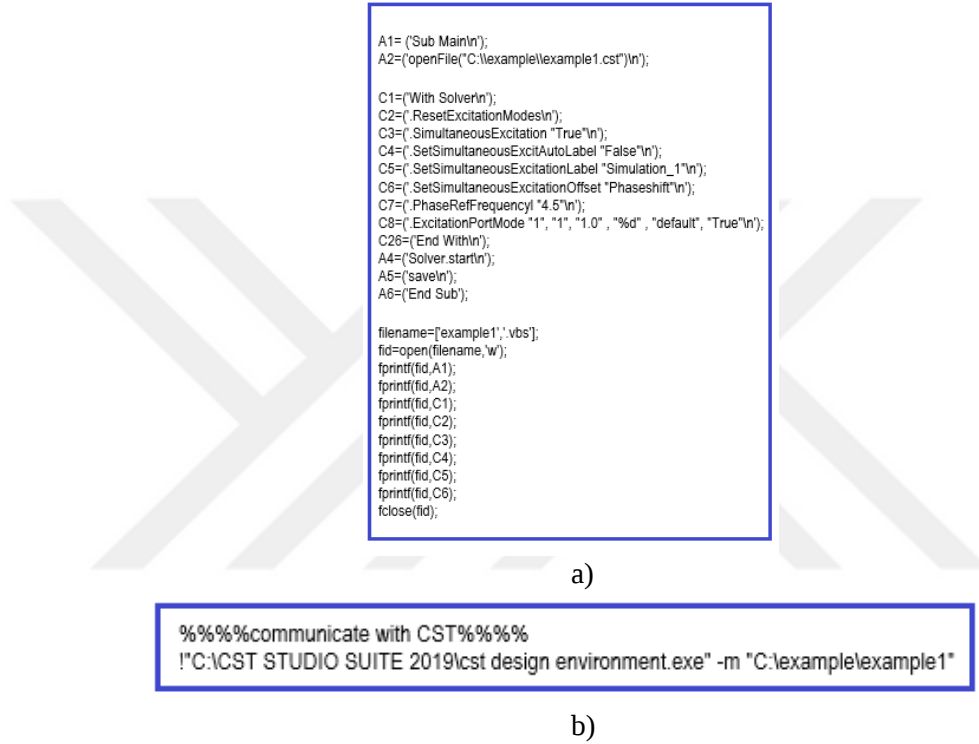
Bu örnekte, termal proje “Run Thermal Solver” şablonu tarafından otomatik olarak başlatılırken, termal kayıplar EM simülasyon projesinden “Double Results Al” şablonu kullanılarak hesaplanmaktadır. Şablon tabanlı simülasyonların kullanımı, EM ve termal simülasyon projelerinin kapalı döngüsünün oluşturulmasına izin verir, böylece anten elemanının uyarma sinyalini bulmak için optimizasyon yöntemi uygulanabilir. Bu önerilen simülasyon kurulumu, mikrodalga hipertermisine odaklanma araştırması için CST kullanma yeteneği sağlar.

**ii. Matlab - CST Bağlantılı Simülasyon Yöntemi:** Birleştirilmiş simülasyon projesi mikrodalga hipertermi için optimize edilmiş uyarım sinyallerini belirlemek için kullanılabilirken, CST’deki yerleşik optimizasyon yöntemleri, daha büyük hesaplama çabalarına ihtiyaç duyulan ortamda daha yüksek bir komplikasyon derecesine uygulandığında zorluklarla karşılaşmaktadır. Bu sorun nedeniyle yeni bir simülasyon yöntemi gereklidir. Kısaca, CST güç ve termal dağılımları tanımlamak için bir simülatör olarak kullanılırken, Matlab CST’nin çalışmasını kontrol etmek için kullanılır. Önerilen bu yaklaşımda, Şekil 76’de gösterildiği gibi Matlab ve CST arasında bir bağlantı kurulmaktadır. CST içinde, 3-B EM problemlerinin modellenmesini ve simülasyonunu manuel olarak gerçekleştirmek yerine, Visual Basic (VBA) diline dayanan bir makro, bir simülasyon projesi yürütme ve veri alma / verme de dahil olmak üzere CST’yi çalıştırmak için kullanılabilir. Bu özelliği kullanarak, Matlab ile çeşitli VBA komut dosyaları oluşturulur. Bu tür komut dosyaları, gereken işleme bağlı olarak uygun komutlar sağlar. Bir CST simülasyon projesi açmak ve EM çözücüyü çalıştırmak için, örneğin, iki Matlab (.m) dosyası kullanılır. İlk “\*.m” dosya, EM çözücüyü etkinleştirme komutlarına sahip olan ve CST’ye yüklenecek bir VBA komut dosyasını içermektedir. Bunu takiben, ikinci “\*.m” dosya, daha sonra bir projeyi açmak ve projeye bir

VBA dosyası yüklemek için kullanılan özel kodu içerir. Bu simülasyonun örneği Şekil 77’de sunulmaktadır.



Şekil 76. Matlab ile CST arasındaki akış şeması

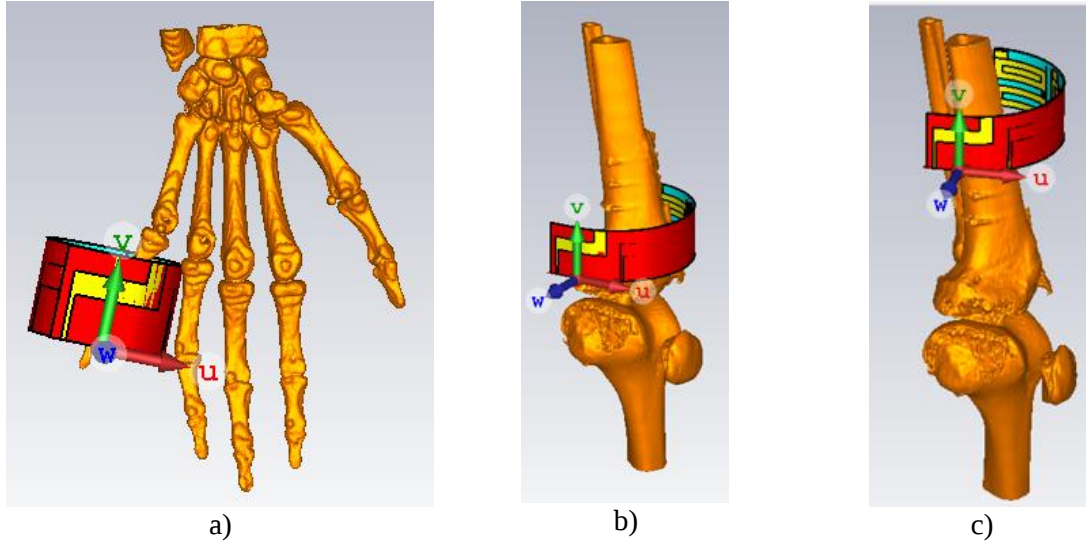


Şekil 77. CST içine VBA yazılım dosyasını entegre etmek için gerekli kod yazılımı a) faz kaydırıcı için hazırlanan alt dosya b) CST dosya açma

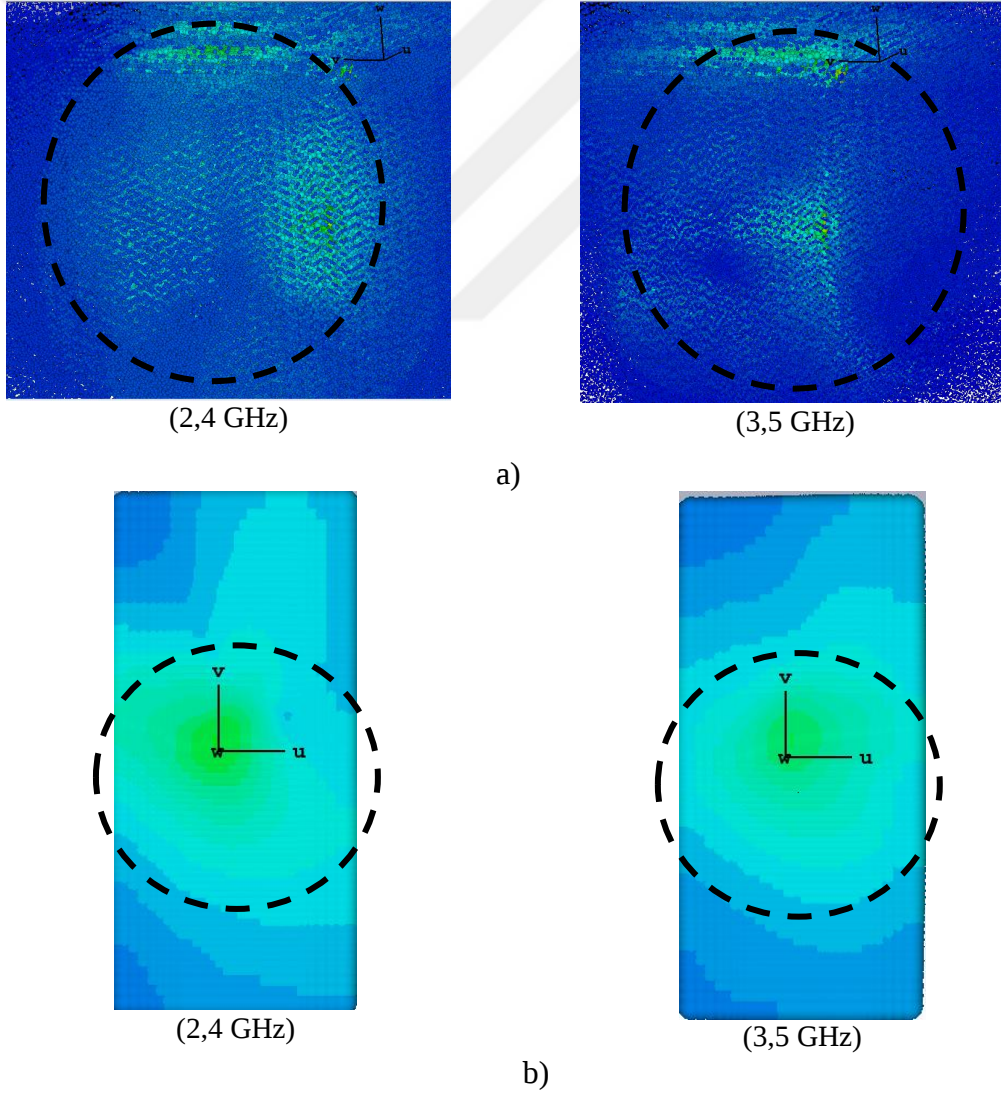
Bu yöntem, CST birleştirilmiş simülasyon yöntemine göre birçok avantaj sunar. İlk olarak, Matlab CST’yi uzaktan kontrol edebildiğinden, CST’de daha büyük hesaplamalara neden olmadan global bir optimizasyon tekniği uygulanabilir. Ayrıca, bu yöntem, büyük hesaplama gücü gerektiren anten dizileri ve gerçekçi kemik modelleri olan karmaşık bir ortamda güç ve sıcaklık dağılımlarını simüle etmek için uygulanabilir.

### Esnek katlamalı monopol anten aplikatörüne ait görüntüler

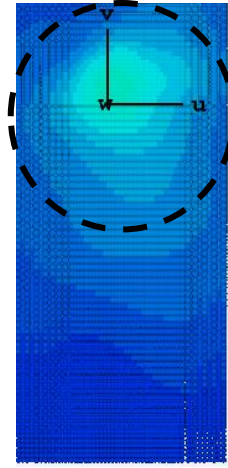
1x4 Esnek katlamalı monopol anten dizisi Şekil 78’de gösterildiği gibi fantomların farklı bölgelerinde tümörlü doku olduğu düşünülerek yerleştirilmiş ve EM simülasyonları başlatılmıştır. 1 cm<sup>3</sup>’lük tümör literatürde (Rossmann and Haemmerich 2014) kullanılan dielektrik ve termal özelliklere göre oluşturularak ilgili bölgeye yerleştirilmiştir. Çalışmada elde edilen  $Q$  dağılımı ve sıcaklık dağılımı sırasıyla Şekil 79 ve Şekil 80’de gösterilmektedir.



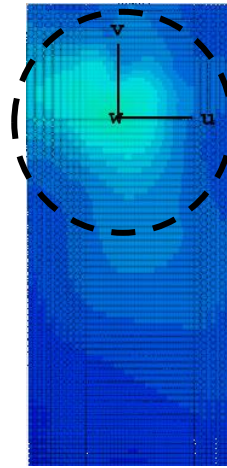
**Şekil 78.** El ve alt bacak fantomları üzerine yerleştirilen 1x4 katlamalı monopol anten aplikatörü a) El fantomu parmak uygulaması, b) Alt bacak fantomu diz uygulaması, c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması



**Şekil 79.** El ve alt bacak fantomları  $Q$  dağılımları: a) El fantomu parmak uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), b) Alt bacak fantomu diz uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz)



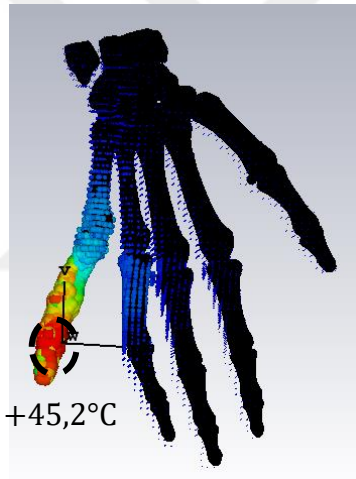
(2,4 GHz)



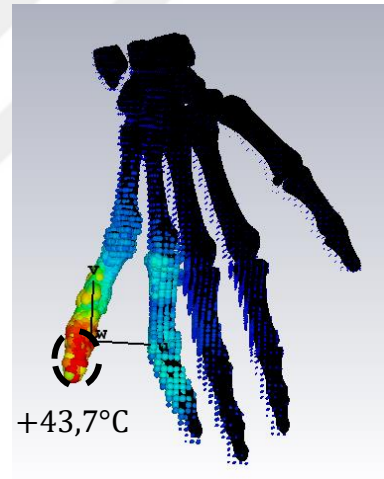
(3,5 GHz)

c)

**Şekil 79.** El ve alt bacak fantomları  $Q$  dağılımları: a) El fantomu parmak uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), b) Alt bacak fantomu diz uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz) (devam)

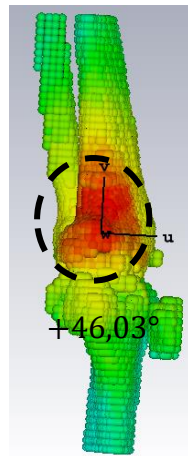


(2,4 GHz)

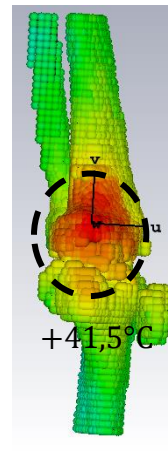


(3,5 GHz)

a)



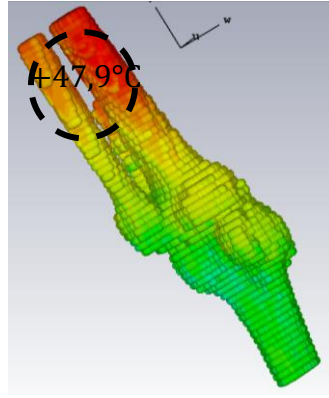
(2,4 GHz)



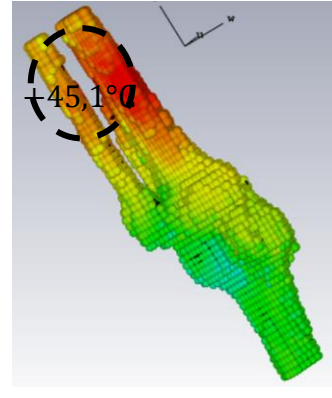
(3,5 GHz)

b)

**Şekil 80.** El ve alt bacak fantomları sıcaklık dağılımları: a) El fantomu parmak uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), b) Alt bacak fantomu diz uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz)



(2,4 GHz)



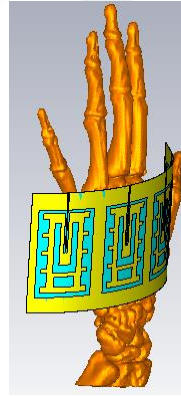
(3,5 GHz)

c)

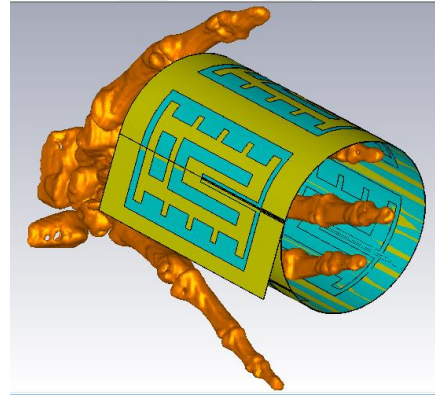
**Şekil 80.** El ve alt bacak fantomları sıcaklık dağılımları: a) El fantomu parmak uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), b) Alt bacak fantomu diz uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz) (devam)

### Esnek CPW yama anten aplikatörüne ait görüntüler

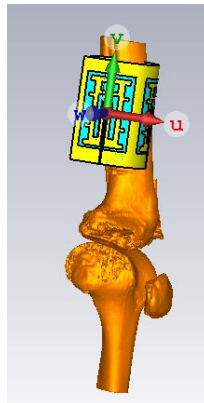
1x4 Esnek CPW yama anten dizisi Şekil 81’de gösterildiği şekliyle fantomların farklı bölgelerinde tümörlü doku olduğu düşünülerek yerleştirilmiş ve EM simülasyonları başlatılmıştır. 1 cm<sup>3</sup>’lük tümör literatürde (Rossmann and Haemmerich 2014) kullanılan dielektrik ve termal özelliklere göre oluşturularak, ilgili bölgeye yerleştirilmiştir. Çalışmada elde edilen  $Q$  dağılımı ve sıcaklık dağılımı sırasıyla Şekil 82 ve Şekil 83’te gösterilmektedir.



a)

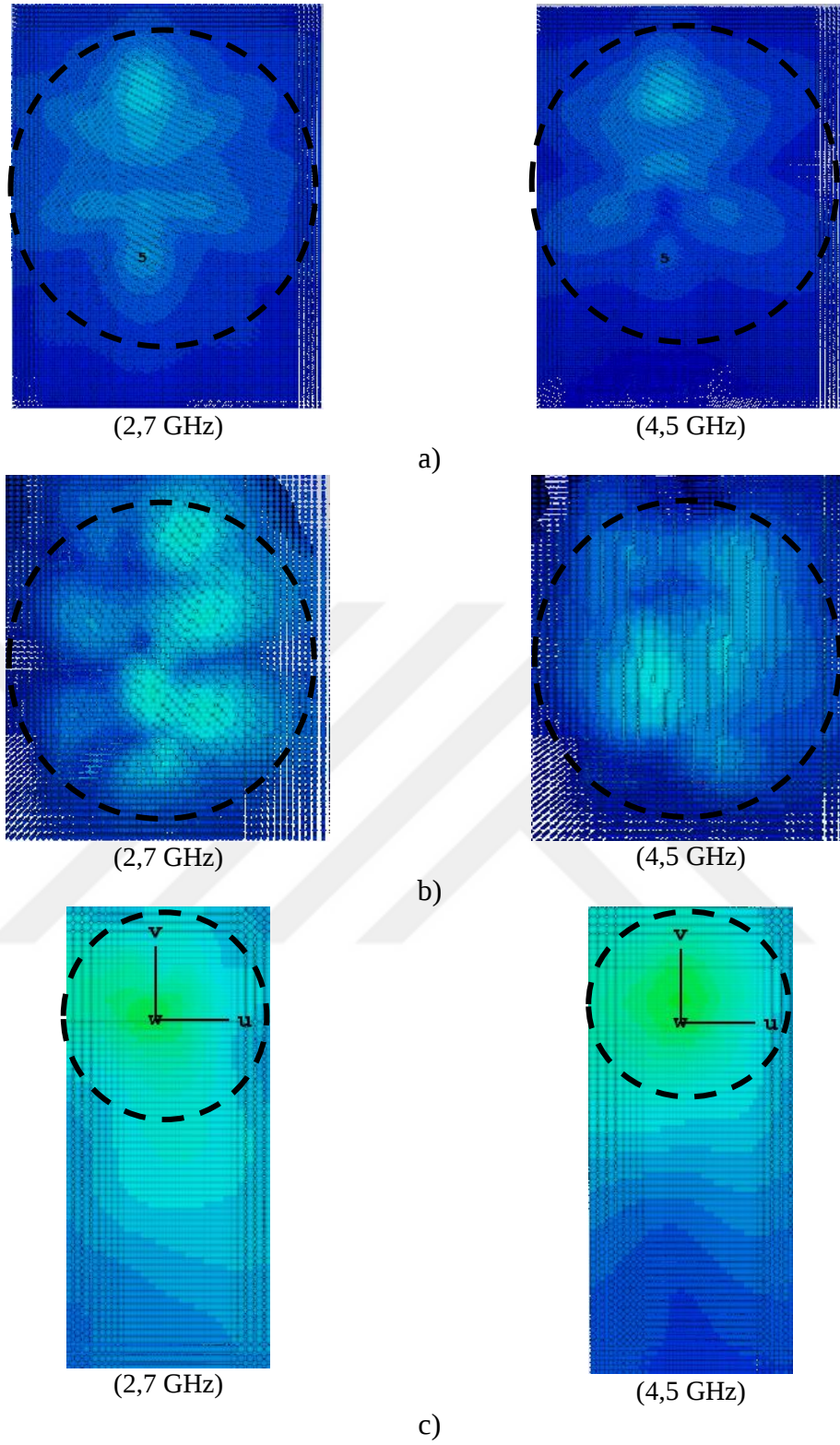


b)

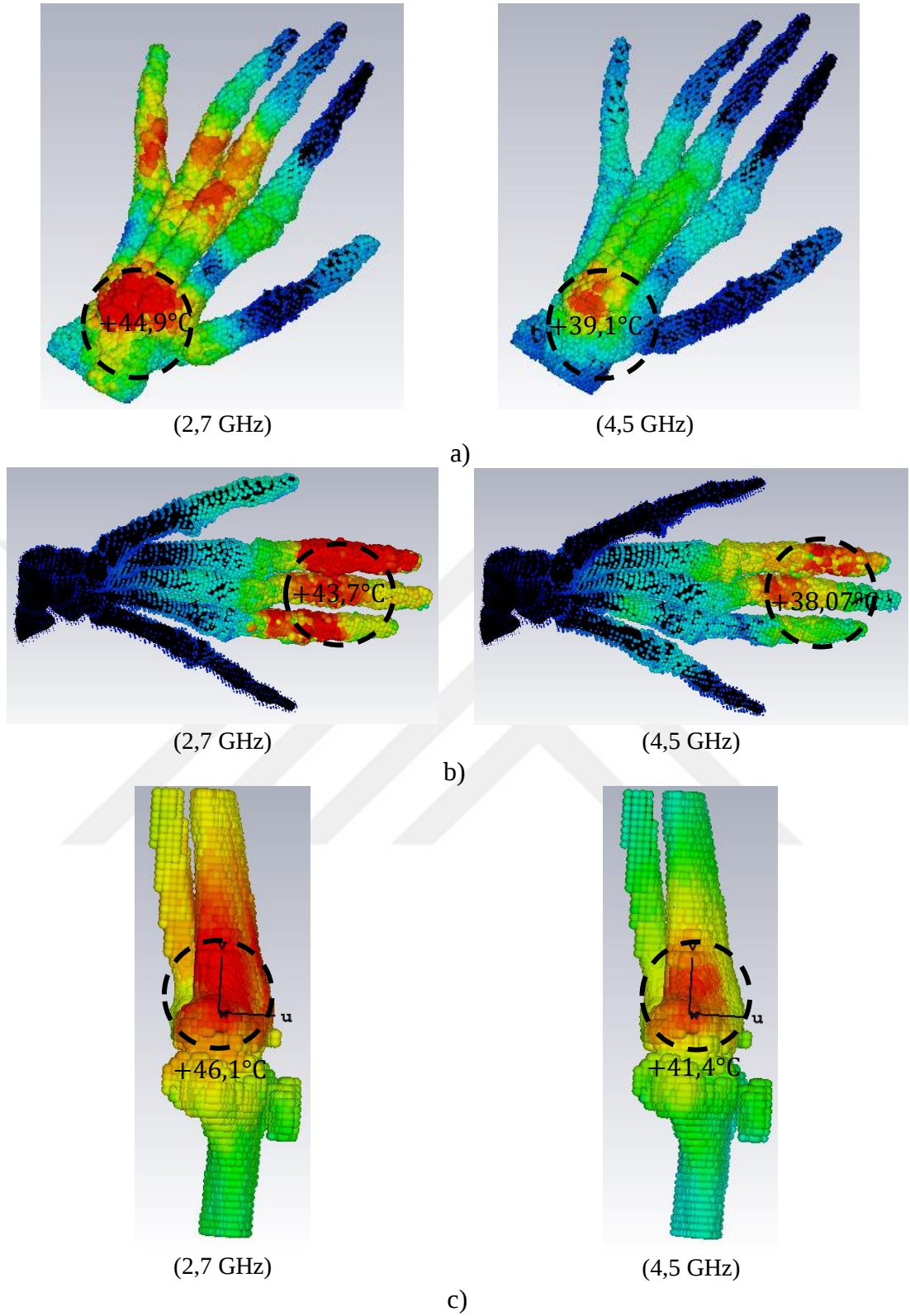


c)

**Şekil 81.** El ve alt bacak fantomları üzerine yerleştirilen 1x4 esnek CPW yama anten aplikatörü: a) El fantomu-el üstü, b) El fantomu- orta parmaklar, c) Alt bacak fantomu-kaval kemiği



**Şekil 82.** El ve alt bacak fantomları  $Q$  dağılımları: a) El fantomu el üstü uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), b) El fantomu üç parmak uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz)



**Şekil 83.** El ve alt bacak fantomları sıcaklık dağılımları: a) El fantomu el üstü uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), b) El fantomu orta parmaklar uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), c) Alt Bacak Fantomu Kaval Kemliği Uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz)

Bir tümör dokunun varlığı, çevresindeki dokulara kıyasla daha yüksek iletkenliklerinden dolayı emilen EM gücünde lokal bir artışa neden olur. Şekil 79 ve Şekil 82’de gösterilen  $Q$  dağılımından elde edilen sıcaklık profili, termal simülasyon için girdi olarak kullanılır.  $Q$  ve sıcaklık dağılımları, uygun uyarma sinyallerinin kullanılmasıyla, tümörlü

dokuda daha yüksek  $Q$  dağılımı üretmesi beklenir. Sağlıklı dokularda  $Q$ 'nın artmasını önlemek için, her alt dizi elemanının uyarılması, hedef konumdaki toplam alanın en üst düzeye çıkarılması için optimize edilir. İstenmeyen sıcak noktalara neden olmaktan kaçınmak için, alt dizi elemanlarının uyarım özellikleri tekrar optimize edilir. Anten ve hedef konuma göre, her bir alt dizinin tarama açısı tekrar belirlenir ve uyarma optimizasyonu için kullanılır.

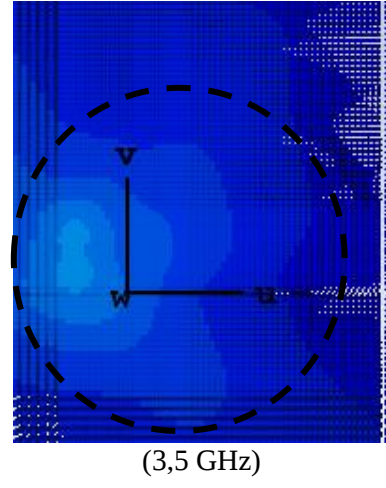
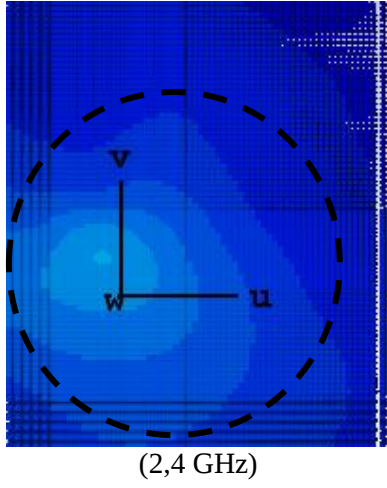
Şekil 84 ve Şekil 85, optimize edilmiş  $Q$ 'nın sırasıyla esnek katlamalı monopol aplikatörü için 2,4 ve 3,5 GHz frekanslarında, esnek CPW yama aplikatörü için 2,7 ve 4,5 GHz frekanslarındaki dağılımını göstermektedir. Şekil 79 ile Şekil 84, Şekil 82 ile Şekil 85 karşılaştırıldığında, optimizasyon öncesi ve sonrası  $Q$  dağılımında önemli bir değişiklik olduğu gözlenmiştir. Sonuçlardan, optimizasyon kullanımından dolayı alanın tümör pozisyonuna odaklandığı açıktır. Ayrıca, uyarım sinyallerinin ayrıntıları ve optimizasyondan sonra gereken giriş güçleri Tablo 14 ve Tablo 15'te sunulmaktadır. Bu çizelgeden, uyarma için hesaplanan başlangıç değerlerinin optimize edilmiş değerlere makul derecede yakın olduğu açıktır.

**Tablo 14.** Katlamalı monopol anten aplikatörü 2,4 GHz için optimizasyon sonuçları

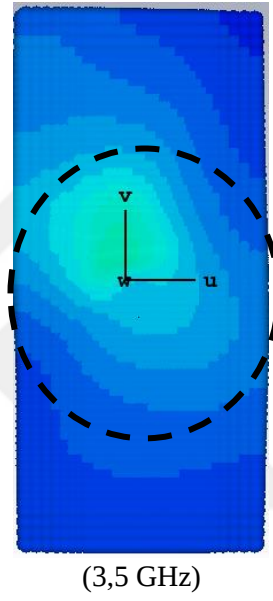
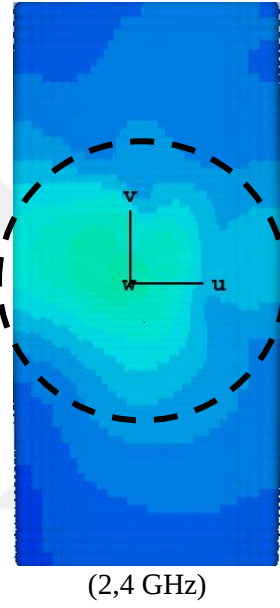
| Aktif Eleman Sayısı     |                    | 1  | 2   | 3   | 4   |
|-------------------------|--------------------|----|-----|-----|-----|
| Elemanların Uyarım Fazı | Optimizasyon Önce  | 70 | -50 | -45 | 90  |
|                         | Optimizasyon Sonra | 40 | -45 | -40 | 100 |
| Giriş Gücü (W)          | Optimizasyon Sonra | 3  | 4   | 4   | 2   |

**Tablo 15.** CPW yama anten aplikatörü 2,7 GHz için optimizasyon sonuçları

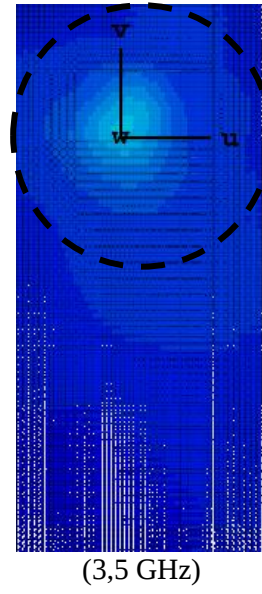
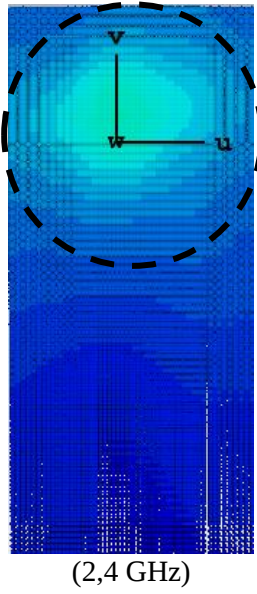
| Aktif Eleman Sayısı     |                    | 1  | 2  | 3   | 4   |
|-------------------------|--------------------|----|----|-----|-----|
| Elemanların Uyarım Fazı | Optimizasyon Önce  | 40 | 40 | -60 | -10 |
|                         | Optimizasyon Sonra | 50 | 45 | -50 | 0   |
| Giriş Gücü(W)           | Optimizasyon Sonra | 6  | 1  | 2   | 1,5 |



a)

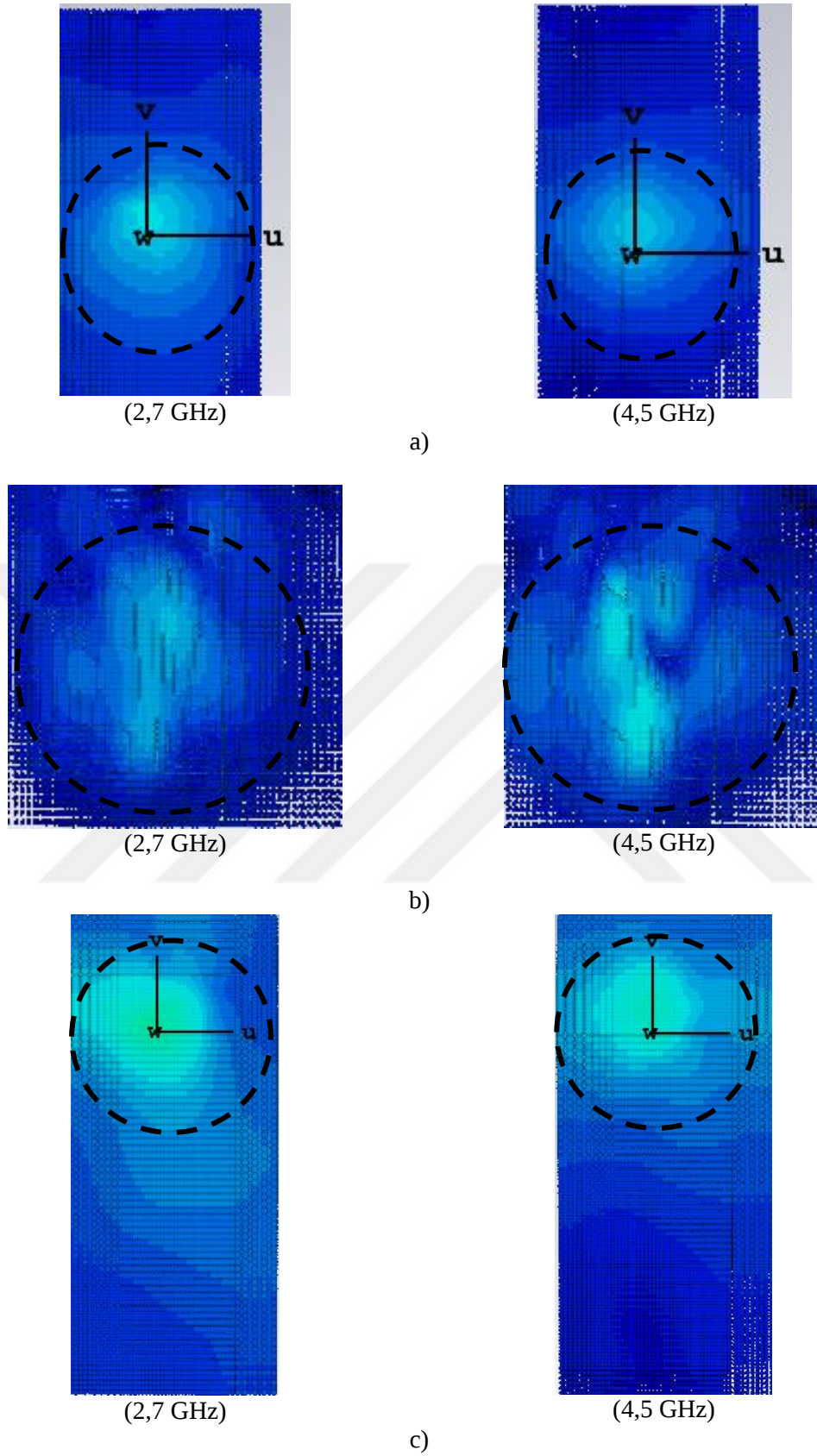


b)



c)

**Şekil 84.** El ve alt bacak fantomları katlamalı monopol anten aplikatörü optimizasyon sonrası  $Q$  dağılımı: a) El fantomu parmak uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), b) Alt bacak fantomu diz uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz)



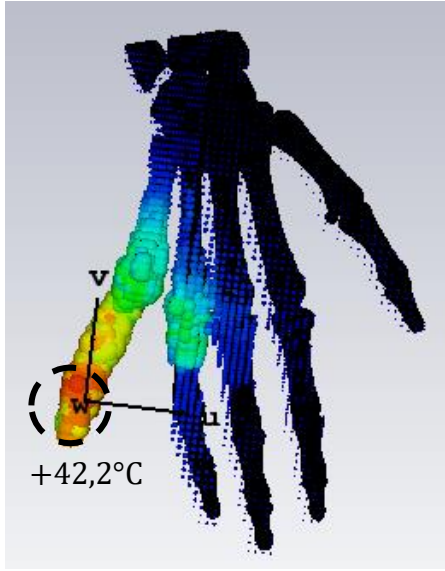
**Şekil 85.** El ve alt bacak fantomları esnek CPW yama anten aplikatörü optimizasyon sonrası  $Q$  dağılımı: a) El fantomu el üstü uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), b) El fantomu üç parmak uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5GHz)

Frekans arttığında, emilen en yüksek EM gücü cilt bölgelerine yaklaşır. Frekans yükseldiğinde dalga penetrasyonu azaldığı için bu beklenen bir sonuçtur. Yüksek frekanslarda penetrasyon cilt yüzeyine daha yakın olduğu için cilt üzerinde ısıtma etkilerine yol açabilir. Katlamalı monopollü aplikatörü için fantomdaki en yüksek sıcaklık, sırasıyla 2,4; 3,5 GHz frekansları için (-21,72; -10,5) cm, (-4,6; -1,9) cm, (-24; -3,6) (cm) ve (-32,46; -0,5) (cm) noktalarındadır. Bu sıcaklık pik yerleri Şekil 84'deki güç dağılımı ile uyumludur. CPW yama aplikatörü için fantomdaki en yüksek sıcaklık, sırasıyla 2,7; 4,5 GHz frekansları için (-3,65; -2,25) (cm), (-7,6; -2,1) (cm), (-12,4; -5,7) (cm) ve (-1,55; -0,8) (cm) noktalarındadır. Bu sıcaklık pik yerleri Şekil 85'deki güç dağılımı ile uyumludur.

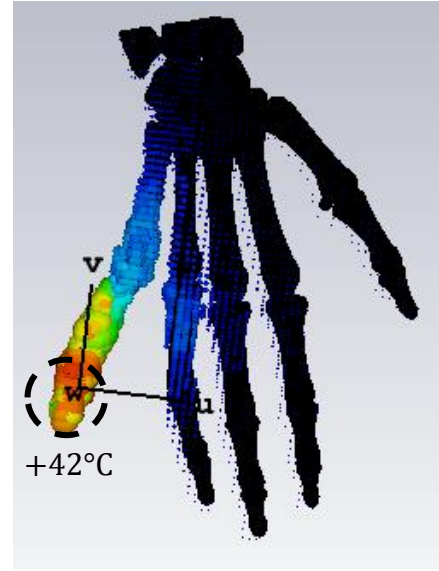
Şekil 80 ve Şekil 83'deki sıcaklık dağılımlarına bakıldığında, tümörsüz bölgelerdeki sıcaklık 36,5°C civarında ve tümörlü bölgelerin 42°C civarında tutulması, tümörün gerektiği gibi ısıtılabilirliğini göstermektedir. Ayrıca frekansın, 2,4 GHz'den 3,5 GHz'ye ve 2,7 GHz'den 4,5 GHz'ye doğru artması EM güç konsantrasyonunun daha lokal hale geldiğini göstermektedir. Frekans yükseldikçe, cilt bölgelerinin yakınındaki EM güç emiliminde önemli bir artış vardır. Bu nedenle, tümör bölgesi hala istenen sıcaklıkta ısıtılırken, ısıtılan bölgenin alanı daha düşük frekanslardaki alana göre büyütülür. Bu nedenle, dar bant uyarımının optimum seçimi, hastaya özgü olan gerekli odaklama çözünürlüğüne ve penetrasyon derinliğine bağlıdır. Frekans çok düşükse, düşük çözünürlükle ilişkili daha geniş ısıtım genişliği nedeniyle ısıtılan alan istenen alandan daha büyüktür. Seçilen frekans çok yüksekse, daha yüksek frekansların penetrasyonunun azalması nedeniyle cildin yakınında daha yüksek EM güç emilir.

Anten elemanlarının optimize edilmiş fazlar ve genlik değerine göre beslemesi yapılarak, iletilen en yüksek mikrodalga gücünün, tümörün merkezinde başarıyla konsantre edildiği Şekil 86 ve Şekil 87'de gösterilmektedir. Ayrıca, tümördeki sıcaklığı mikrodalga hipertermi tedavisi için gerekli değere başarıyla yükseltirken, sağlıklı dokuda ikincil sıcak noktalar oluşmaz. Sağlıklı dokuda indüklenen maksimum sıcaklıklar, Şekil 80 ve Şekil 83'de sunulan sonuçlara göre 42°C'dir. Ayrıca, tümörler hariç sağlıklı doku içindeki ortalama sıcaklık 36°C olup sağlıklı dokunun güvenlik düzeyinde olduğu gösterilmektedir.

Önerilen hipertermi yönteminin diğer kemik tipleri ile optimum çalışma frekansını ve güvenilirliğini araştırmak için önerilen prosedür, kemik kanseri vakasında yerleştirilmiş bir tümör bulunan bir kemik modeline uygulanmıştır. Bant genişliği dahilindeki her frekansta optimum çalışma frekansını elde etmek için uyarı sinyalleri optimize edilir. Bu amaçla, her frekanstaki optimum performans en iyi operasyonel frekansla karşılaştırılır. Özellikle, mikrodalga hipertermi sistemi gerçekte optimum frekansları çalıştıracak şekilde tasarlanırken, sistem için optimize edilmiş giriş sinyalleri oluşturmak için geniş bant bileşenleri (güç bölücüler, faz kaydırıcılar) kullanılır. Şekil 84 ve Şekil 85, ilgili frekanslardaki  $Q$  ve sıcaklık dağılımlarını göstermektedir. Şekil 86 ve Şekil 87'de sağlıklı dokularda herhangi bir sıcak nokta olmadan gerekli sıcaklığın tümör konumunda elde edildiği gösterilmektedir.

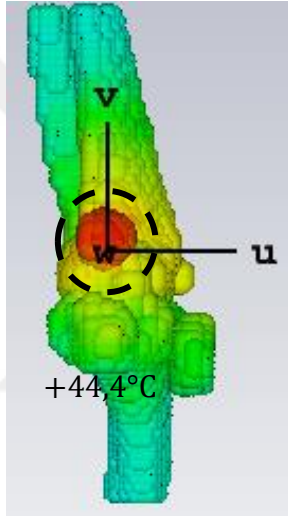


(2,4 GHz)

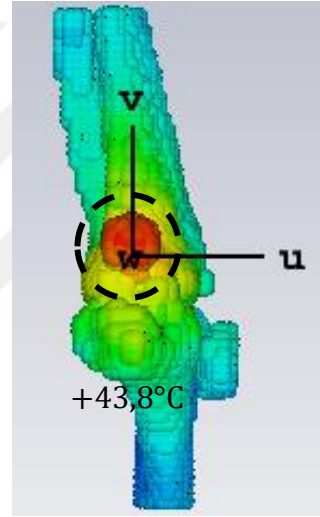


(3,5 GHz)

a)

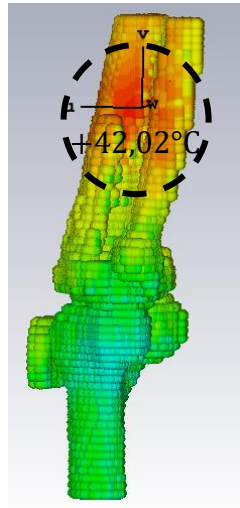


(2,4 GHz)

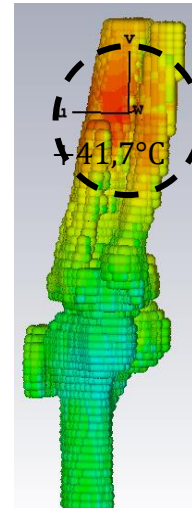


(3,5 GHz)

b)



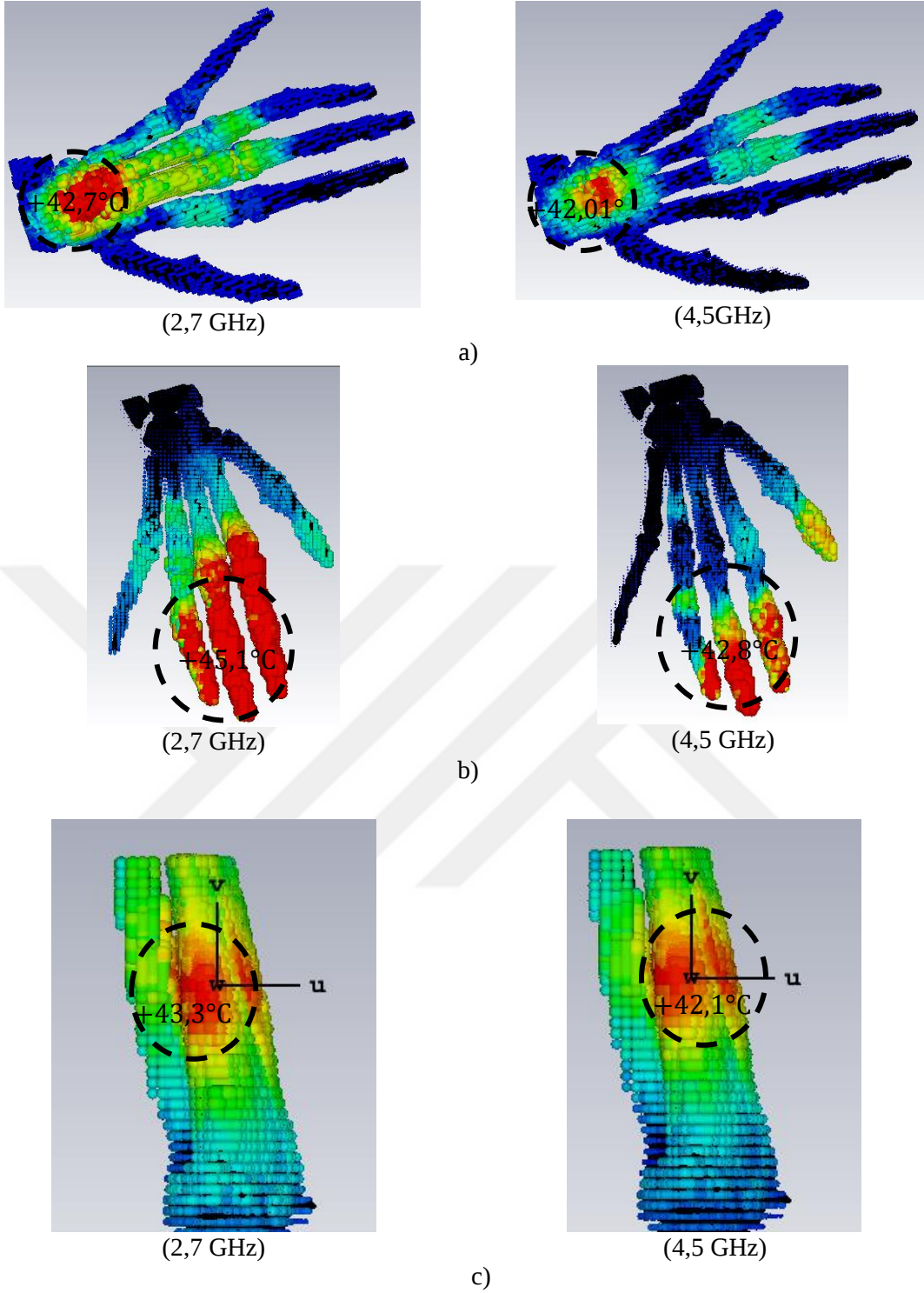
(2,4 GHz)



(3,5 GHz)

c)

**Şekil 86.** El ve alt bacak fantomları katlamalı monopol anten aplikatörü optimizasyon sonrası sıcaklık değerleri: a) El fantomu parmak uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), b) Alt bacak fantomu diz uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,4 GHz; sağ: 3,5 GHz)



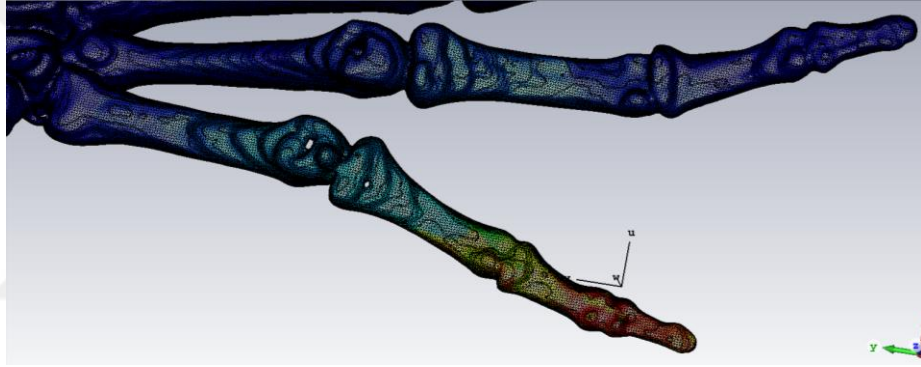
**Şekil 87.** El ve alt bacak fantomları CPW yama anten aplikatörü optimizasyon sonrası sıcaklık değerleri: a) El fantomu el üstü uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), b) El fantomu üç parmak uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz), c) Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması (sol: 2,7 GHz; sağ: 4,5 GHz)

## Kemik Kanseri Tedavisi için Farklı Boyutlarda ve Farklı Noktalarda Yerleştirilen Tümörlerin SAR Dağılımları

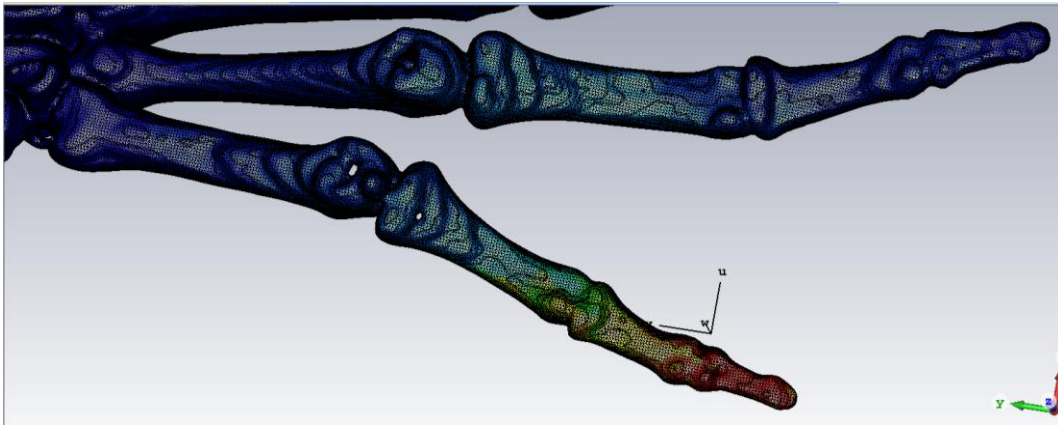
Kemik uzuvlarına ait MRI verileri kullanılarak elde edilen 3-B görüntüleri üzerine farklı noktalara  $1 \text{ cm}^3$  yoğunluğa ait tümör dokusu eklenerek, önerilen hipertermi aplikatörlerin dokular üzerinde oluşturduğu  $\text{SAR}_{10g}$  dağılımları incelenmiş ve çalışma sonuçları sunulmuştur.

### Esnek katlamalı monopol anten hipertermi aplikatörü

1x4 elemanlı esnek katlamalı monopol anten hipertermi aplikatörü çembersel anten dizisi şekline getirilerek, kemik uzuvlarının tümör bulunan bölgesi ile aplikatörün merkez noktası eşleşecek şekilde yerleştirilir. Anten elemanları güven bölgesi çerçevesi optimizasyon sonuçlarına göre beslenerek  $\text{SAR}_{10g}$  dağılımları elde edilmektedir. Çalışma esnasında el ve alt bacak fantomlarının belirli bölgelerine katlamalı monopol anten dizisinin yerleştirilmesi ile elde edilen  $\text{SAR}_{10g}$  dağılımlarına ait görüntüler Şekil 88, Şekil 89 ve Şekil 90’da verilmektedir.

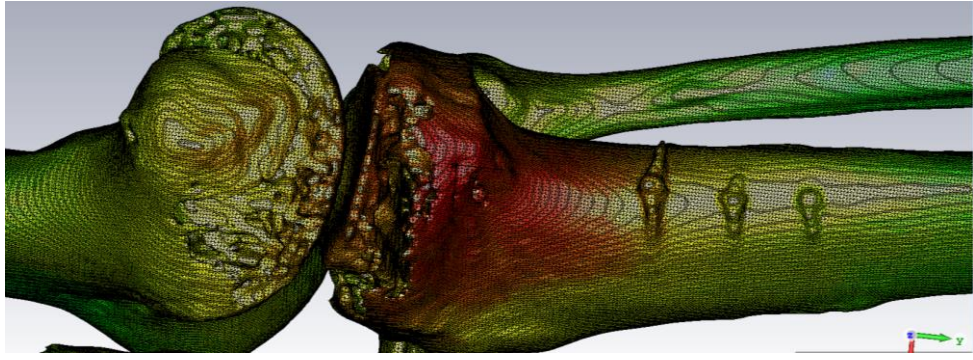


a)

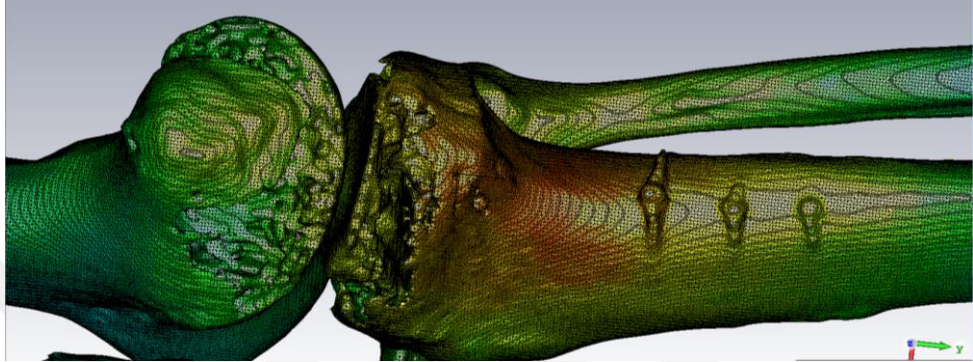


b)

**Şekil 88.** El fantomu parmak uygulaması a) 2,4 GHz için  $\text{SAR}_{10g}$  görüntüsü b) 3,5 GHz için  $\text{SAR}_{10g}$  görüntüsü

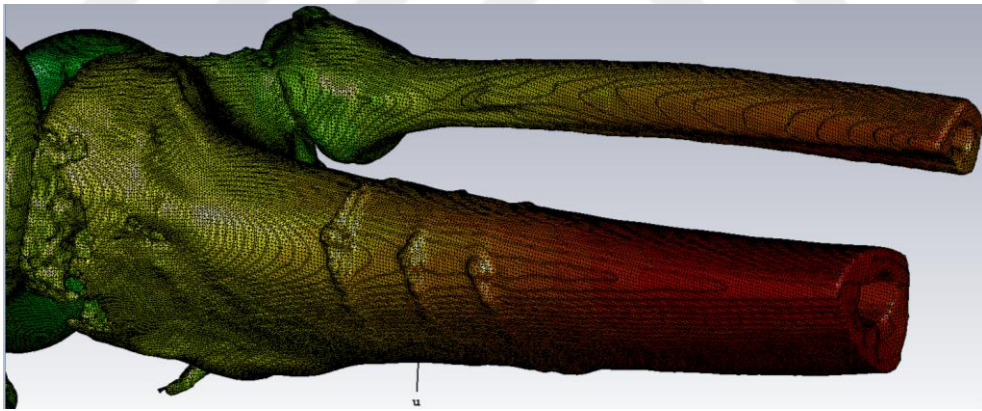


a)

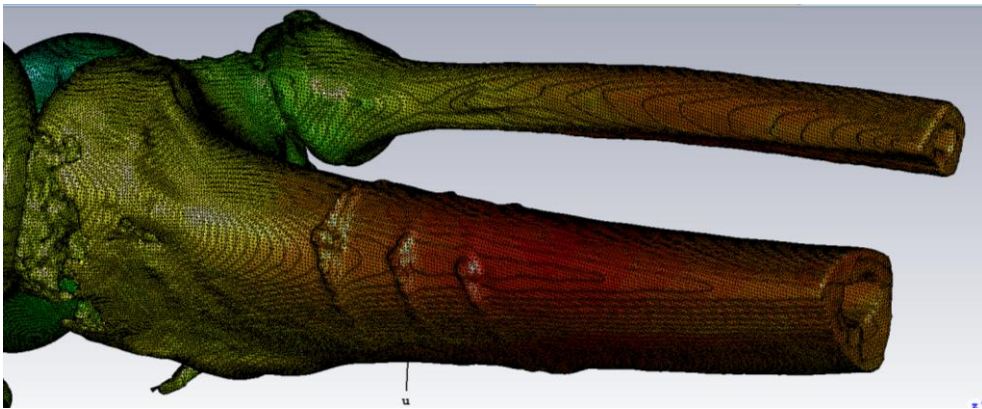


b)

**Şekil 89.** Alt bacak fantomu diz uygulaması a) 2,4 GHz için SAR<sub>10g</sub> görüntüsü b) 3,5 GHz için SAR<sub>10g</sub> görüntüsü



a)

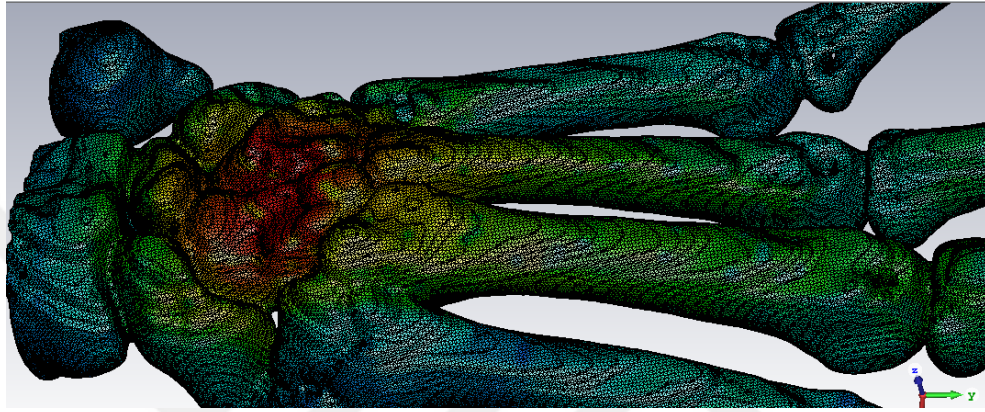


b)

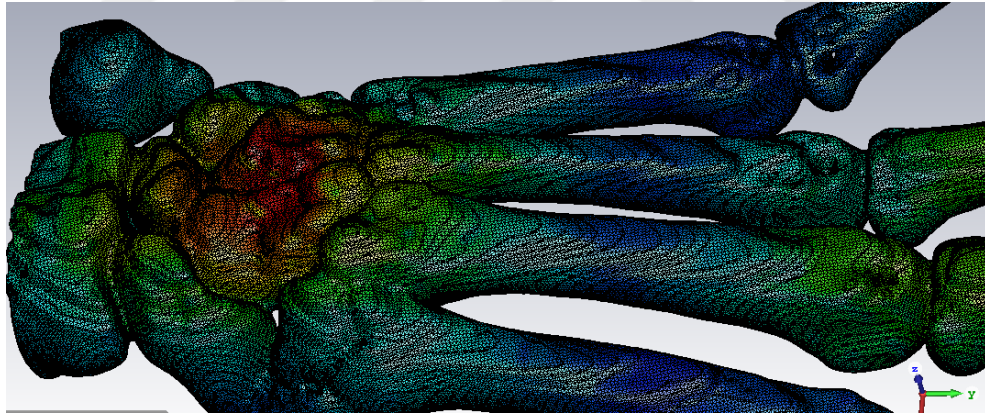
**Şekil 90.** Alt bacak kaval kemiği fantomu diz uygulaması a) 2,4 GHz için SAR<sub>10g</sub> görüntüsü b) 3,5 GHz için SAR<sub>10g</sub> görüntüsü

### Esnek CPW yama anten hipertermi aplikatörü

1x4 elemanlı esnek CPW yama anten hipertermi aplikatörü çembersel anten dizisi şekline getirilerek, kemik uzuvlarının tümör bulunan bölgesi ile aplikatörün merkez noktası eşleşecek şekilde yerleştirilmiştir. Anten elemanları güven bölgesi çerçevesi optimizasyon sonuçlarına göre beslenerek SAR<sub>10g</sub> dağılımları elde edilmiştir. Çalışma esnasında el ve alt bacak fantomlarının belirli bölgelerine CPW yama anten dizisinin yerleştirilmesi ile elde edilen SAR<sub>10g</sub> dağılımlarına ait görüntüler Şekil 91, Şekil 92 ve Şekil 93'te verilmektedir.



a)

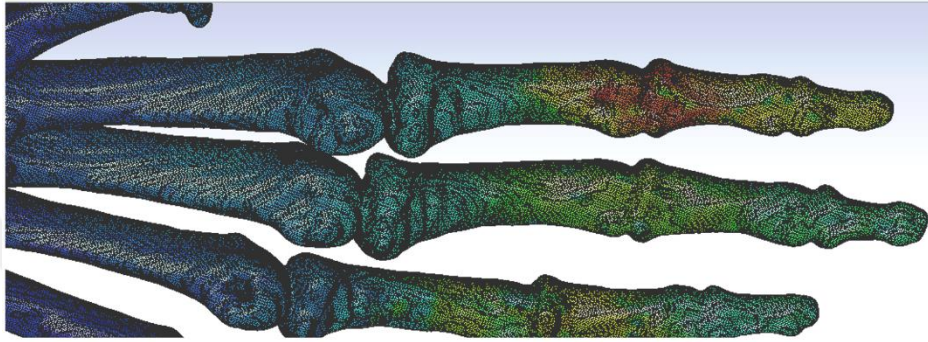


b)

**Şekil 91.** El fantomu el üstü uygulaması a) 2,7 GHz için SAR<sub>10g</sub> görüntüsü b) 4,5 GHz için SAR<sub>10g</sub> görüntüsü

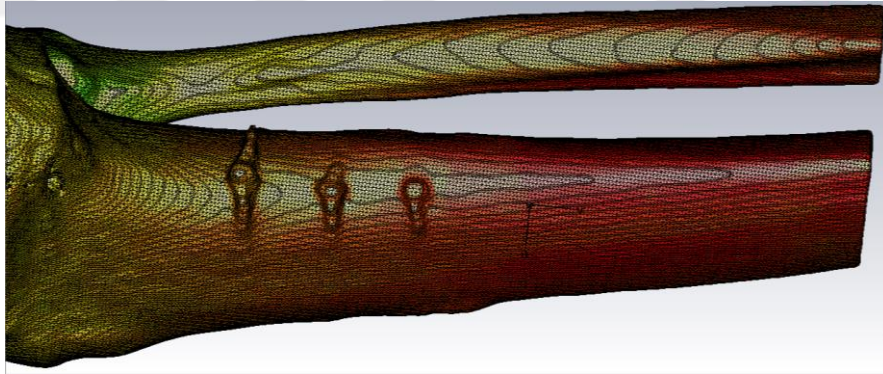


a)

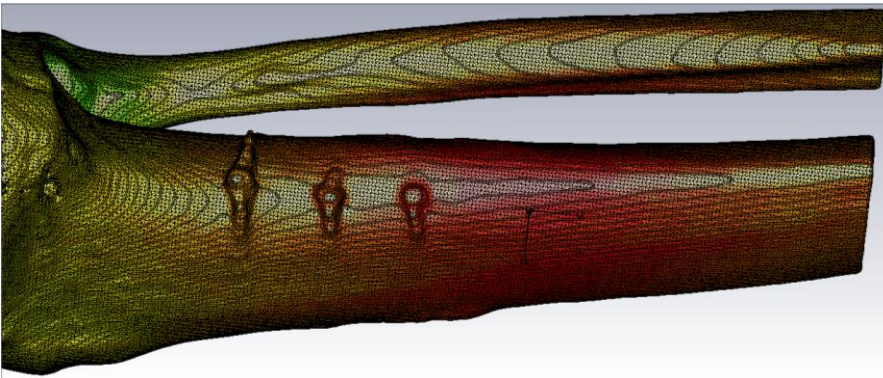


b)

**Şekil 92.** El fantomu üç parmak uygulaması a) 2,7 GHz için SAR<sub>10g</sub> görüntüsü, b) 4,5 GHz için SAR<sub>10g</sub> görüntüsü.



a)



b)

**Şekil 93.** Alt bacak fantomu kaval kemiği uygulaması a) 2,7 GHz için SAR<sub>10g</sub> görüntüsü b) 4,5 GHz için SAR<sub>10g</sub> görüntüsü

## SONUÇ ve TARTIŞMA

Bu tez çalışması kapsamında EM dalgaların biyolojik dokular üzerindeki etkisi iki ana başlık altında incelenmiştir. Hayatımıza giren teknolojik cihazların 5G frekanslarındaki olası zararlı etkileri tezin ilk bölümünde ele alınmış ve tezin ikinci bölümünde ise EM dalgaların hipertermi yöntemiyle kanser tedavisinde kullanılmasına yönelik çalışmalar yapılmıştır.

### 5G Akıllı Gözlük Uygulaması ve Dokular Üzerinde Olası Etkileri

5G frekans bandında çalışan akıllı gözlüklerin insan sağlığı üzerinde oluşturacağı etkilerin incelenmesi için simülasyon ortamında üç-bantta çalışan iki farklı katlamalı dipol anten prototipi tasarlanmış ve üretilmiştir. Tasarlanan anten prototipleri yardımıyla akıllı gözlüklerin, insan kafasında Wi-Fi frekansında (2,45 GHz) ve 6 GHz'nin altında öngörülen 5G frekanslarında SAR dağılımları analiz edilmiştir. Çalışmada incelenen frekanslar 2,45-3,6-3,8-4,56 ve 6 GHz'dir. Son 4 frekans, akıllı gözlükler için bu çalışma ile literatürde ilk kez incelenmiştir. Akıllı gözlük için üzerine anten entegre edilecek şekilde yüksek dielektrik sabiti özelliğine sahip PLA malzemesi kullanılarak, 3-B gözlük tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiştir. VH ve SAM fantom modellerindeki maksimum SAR<sub>1g</sub> ve SAR<sub>10g</sub> değerleri, akıllı gözlük üzerine entegre edilen iki farklı anten prototipi temel alınarak hesaplanır. Önerilen antenler 3-B gözlüğün sağ tarafına yerleştirilmektedir.

Antenlerin yansıma katsayı değerleri, 300 kHz-26 GHz frekans aralığında Agilent Technologies Network Analyzer N9928A kullanılarak ölçülmüştür. Üretilen her iki anten (prototip-1 ve prototip-2) için serbest uzay, 3-B gözlük üzerine yerleştirilmesi ve anten entegrasyonu sağlanmış 3-B gözlüğün kafa üzerine yerleştirilmesi olmak üzere üç farklı durum göz önüne alınarak ölçüm yapılmıştır.

Rezonans frekansı ve yansıma katsayıları açısından hem prototip-1 hem de prototip-2 için serbest alan anten ölçümleri ve simülasyonları arasında farklı sonuçlar gözlemlenmiştir. Ölçüm ve simülasyon arasında oluşan farkın, alttaş malzemesinin varsayılan ve gerçek nispi geçirgenlik değeri arasındaki farktan kaynaklandığı düşünülmektedir. Prototip-1 için 26,63 dB, 21,24 dB ve 34,39 dB geri dönüş kayıpları sırasıyla 2,62 GHz, 3,28 GHz ve 5,85 GHz frekansları için elde edilirken, sayısal olarak hesaplanan 23,42 dB, 29,33 dB ve 20,9 dB geri dönüş kayıpları sırasıyla 2,48 GHz, 3,79 GHz ve 6,02 GHz'de elde edilmiştir. Prototip-2 için, 21,27 dB, 28,34 dB ve 15,4 dB'nin geri dönüş kayıpları sırasıyla 2,45 GHz, 3,6 GHz ve 4,56

GHz’de kaydedilirken, sayısal olarak hesaplanan 22,46 dB, 22,42 dB ve 11,32 dB geri dönüş kayıpları sırasıyla 2,44 GHz, 3,58 GHz ve 4,6 GHz’de elde edilmiştir.

Prototip-1 için, anten 3-B gözlüğe entegre edildiğinde ve sonrasında kullanıcının kafasına gözlükle birlikte yerleştirildiğinde alınan ölçümlerde, rezonans frekanslarında hiçbir değişiklik gözlenmezken, yansıma katsayılarında birkaç dB değişiklik gözlenmiştir. Prototip-2 için, anten 3-B gözlüğe entegre edildiğinde ve anten kullanıcının kafasına 3-B gözlük ile birlikte yerleştirildiğinde, hem rezonans frekansları hem de yansıma katsayıları bakımından bazı farklılıklar gözlenmiştir. Antenlerin yansıma katsayılarının 3-B gözlüğün ve kafa modelinin varlığından etkilendiği anlaşılmaktadır.

Simülasyonda, VH fantomu bir insan kafası modeli olarak kullanılır, oysa ölçümde gerçek bir insan kafası kullanılmaktadır. Simülasyon ve ölçümde elde edilen rezonans frekansları arasındaki fark, simülasyonda kullanılan VH fantomu ile ölçümde kullanılan gerçek insan kafası arasındaki dokusal değişikliklerden dolayı olduğu düşünülmektedir.

Antenler kullanıcının kafasına gözlüksüz yerleştirildiğinde, dokuların elektriksel özellikleri nedeniyle rezonans frekanslarında değişiklikler gözlemlenmiş ve hatta yeni frekanslar oluşmuştur. Ancak, antenler gözlük yardımıyla kullanıcının kafasına yerleştirildiğinde, anten parametrelerinde (rezonans frekansı, yansıma katsayısı) çevresel faktörlere bağlı olarak minimum değişiklikler gözlenmiştir.

Yüksek dielektrik değeri nedeniyle çalışmada kullanılan gözlükte akım indüklenmediği için, kafanın diğer kısımlarında antenin dışında SAR dağılımı görülmezken, önerilen antenler 3 farklı frekansta çalıştığı için üç farklı konumda akım dağılımına sebep olması, ikincil sıcak noktaların gözlemlenmesine sebep olmuştur. 3-B gözlüğün, antenlerin gözlüksüz kullanılması durumuna kıyasla maksimum SAR değerlerinin azaltılmasına yardımcı olduğu anlaşılmaktadır. Beklendiği gibi, kafa modelinde antene daha yakın olan dokularda SAR değerleri daha yüksektir. SAR değerleri 0,125 W olay gücüne normalleştirildiğinde, hesaplanan SAR<sub>1g</sub> ve SAR<sub>10g</sub> değeri izin verilen standart değerlerin altındadır. 3-B gözlüklerin üretiminde kullanılan PLA malzemesi sayesinde, entegre edilen antenlerden gelen elektromanyetik radyasyon miktarı azaltılarak, düşük SAR sonuçları elde edilmiştir.

Giyilebilir akıllı gözlükler için 2,45/3,6/3,8/4,56 ve 6 GHz’de rezonans yapan üç-bantlı katlamalı dipol antenlerin, SAM kafa modelinde “Anten” ve “AE Gözlük” durumlarında SAR değerleri ve çeşitli maruz kalma süreleri için termal etkileri deneysel ortamda incelenmiştir.

Önerilen frekanslardaki maksimum sıcaklık artışını karşılaştırmak için simülasyon modelleme, sayısal analiz ve deneysel kızılötesi termografi yöntemleri kullanılmıştır.

İncelediğimiz literatür çalışmalarına göre, akıllı gözlük çalışmalarında kızılötesi termografi tekniğinin kullanılması ile ortalama SAR değerinin hesaplandığı ilk çalışma niteliğindedir. Kafa fantomu üzerinde yapılan sayısal sıcaklık analizi, ilgili dokunun elektriksel ve termal özellikleri referans alınarak, 1-B Penne ısı denklemi yardımıyla maruz kalma sürelerine göre değerlendirilmiştir. Ortalama SAR deney ölçümünde kullanılmak üzere ilgili frekansların dielektrik özelliklerine sahip kafa fantomu hazırlanmıştır. Yapılan kafa fantomu üzerinde SAR dağılımı analizi için EM dalgalarına maruz kalma sürelerine göre sıcaklık analizi yapan kızılötesi termografi tekniği kullanılmıştır. SAR değerleri, elde edilen sıcaklık değerlerinden sayısal analiz kullanılarak hesaplanır. Yaklaşık SAR değeri hesaplamaları ile antenlerin güvenlik sınırları, farklı kuruluşlar (ICNIRP vb.) tarafından belirlenen değerler ile kıyaslanmıştır. Yüksek frekanslarda geçirgenliğin azalması nedeniyle, biyolojik dokular üzerindeki etkinin artan rezonans frekansı ile azaldığı gözlenmiştir. Artan frekansın, dokularda daha az emilim, daha az SAR ve daha az termal etkiye sebep olduğu anlamına gelmektedir.

Kafatası üzerinde oluşan SAR dağılımının incelenmesine ilaveten akıllı gözlük kullanımı sırasında kafanın ön veya yan profilinde oluşabilecek sıcaklık değişikliklerinin kantitatif ölçümleri de sunulmaktadır. Deneyler, 24-26 yaş grubunda dört sağlıklı yetişkin denekte (dört erkek) gerçekleştirilmiştir. Deneklerin boyu ve ağırlığı sırasıyla 150-172 cm ve 65-85 kg arasında değişmektedir. Hazırlanan sıvı jel kafa fantomunda elde edilen kantitatif veriler ve denekler üzerindeki ölçümlere göre sıcaklık artışı 1°C'nin altında olup, güvenlik standartlarına uygunluğu gözlemlenmiştir. Dolayısıyla, bu çalışmanın konusu olan üç-bantlı antenlerin analiz edilen frekanslar için gözlüklere entegre edilerek güvenle kullanılabileceği sonuçlardan çıkarılabilir.

### **Hipertermi Tedavisi**

Tezin ikinci bölümünde, kemik kanseri tedavisi için esnek anten yapısı kullanılarak yeni bir hipertermi aplikatör yaklaşımı sunulmaktadır. Esnek çift katmanlı monopol anten (2,2-2,5/3,4-3,6 GHz) ve esnek CPW yama anten (2,6-2,8/4,4-4,6 GHz) olmak üzere iki farklı anten prototipi tasarlanmıştır. Anten prototiplerinin önemli parametreleri CST simülasyon programında incelenmiştir. Hipertermi uygulamalarının yüksek kazanç gerekliliği nedeniyle 1x4 elemanlı anten dizileri oluşturulmuştur. Antenlerin esneklik özelliğinden dolayı anten dizileri hem lineer hem de çembersel dizilimde kullanılacak şekilde tasarlanmıştır.

Hipertermi uygulamalarında ışın demeti yönlendirme tekniği kullanılarak tümörlü doku üzerine doğru odaklanma yapılabilmesi için dizi elemanlarının uyarım özellikleri Güven Bölgesi Çerçevesi optimizasyon tekniği kullanılarak optimize edilmiştir. Uyarıma fazları ile odaklama bölgesindeki gücün maksimuma çıkarılması amacıyla, uyarıma genlikleri ile tümör

pozisyonunda gerekli sıcaklığı elde etmek için optimizasyon işlemi kullanılmıştır. Çalışmada EM ve termal simülasyonlar CST programında gerçekleştirilirken, anten dizilerinin başlangıç parametreleri optimizasyon yöntemi ile Matlab yazılımı kullanılarak elde edilmiştir. Optimizasyonu gerçekleştirmek için Matlab ve CST arasında VBA kodlama yardımıyla bir bağlantı kurulmuştur.

Kemik kanseri tedavisi için yeni bir mikrodalga hipertermi yaklaşımı gerçekçi bir simülasyon ortamında sunulmuş ve doğrulanmıştır. Simülasyonlarda kullanılacak kemik fantomları, alınan MRI verilerinden elde edilmiştir.  $310 \times 355 \times 253$  voksel ile  $0,5 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm} \times 0,5 \text{ mm}$  çözünürlüğe sahip olması nedeniyle gerçekçi bir model yaklaşımı kullanılmıştır. Önerilen teknikte, odaklama gücünü tümör pozisyonunda yoğunlaştırmak için hastaya özgü kemik modellerine elektromanyetik dalga uygulanarak, sağlıklı dokulardaki oluşan etkileri minimum değerlerde tutmak hedeflenir. Bu, her anten elemanı için doğru uyartım sinyalleri (fazlar ve genlikler) sağlanarak gerçekleştirilir.

Çalışma sağlıklı kemik dokusunda normal sıcaklığı korurken, tümör bölgesinde  $1 \text{ cm}^3$  hacimde sıcaklığı  $42^\circ\text{C}$ 'nin üzerine çıkarmaktadır. Öncelikle Güven Bölgesi Çerçevesini kullanarak antenler için optimize edilmiş uyartım değerleri elde edilir. Daha sonra VBA yazılımı ile CST ortamında EM simülasyonu başlatılır. Önerilen yaklaşımı simüle etmek için, kapalı döngülü bir CST çiftli EM-termal doyası kullanılarak, EM ve termal simülasyonlar birbirine bağlanır. EM simülasyon sonuçları termal analiz için girdi olarak alınır. Daha sonra hedef konumda istenen sıcaklığı üretmek için termal analiz esnasında her bir dizi elemanı için ölçeklendirme faktörleri optimize edilir.

Simülasyonlar boyunca, EM odaklama için giriş uyarma sinyalleri olarak Gauss darbesi kullanılır. Simülasyon ortamında vücut için  $37$  derece gerçekçi sıcaklık seçilirken, arka planın oda sıcaklığında olduğu varsayılır. Simülasyon işleminin ardından, antenin uyarımını optimize etmeden önce kemik modeli içindeki  $Q$  ve sıcaklık dağılımları analiz edilmektedir. Kararlı durum sıcaklığı, tümör konumunda istenen değere ulaşırken, diğer konumlardaki sıcaklığın normal seviyelerde olduğu doğruladığında simülasyonlar durdurulur. Nihai sıcaklık dağılımı, antenlerde gerekli uyarma genliklerini hesaplamak için kullanılan uygun bir ölçek faktörü kullanılarak gerçekleştirilir.

Kemik uzuvlarına ait MRI verileri kullanılarak elde edilen 3-B görüntüleri üzerine farklı noktalara  $1 \text{ cm}^3$  yoğunluğa ait tümör dokusu eklenerek, önerilen hipertermi aplikatörlerin dokular üzerinde oluşturduğu  $\text{SAR}_{10\text{g}}$  dağılımları da incelenmiştir.

Kemik kanseri üzerine yapılan çalışmalar içerisinde esnek anten yapısını kullanarak oluşturulan hipertermi aplikatör çalışması literatür verilerine göre ilk olma niteliğindedir.

Yapılan incelemeler mikrodalga hipertermisinin farklı kemik anatomilerindeki tümörler üzerinde başarılı olabileceğini göstermektedir. Sunulan odaklama tekniği, antenin benzersiz radyasyon özelliklerini kullanarak güç verimliliğinde önemli bir iyileşme sağlandığını da göstermektedir.

Çalışmamızda, ilaveten odaklanma tekniği için pratik çalışmalarda kullanılmak üzere, 0 ila 90°C aralığında (10 derecelik bir adımla 0 ila 90 arasında) çok fazlı uygulamalar için yeni bir diferansiyel faz kaydırıcı önerilmektedir. Referans hattının birleştirilmiş hattına çok bölümler eklenerek faz aralığı genişletilir ve empedans eşleştirmesi gerçekleştirilebilir. Basit tasarım prosedürü ile istenen faz kayması ve tasarım parametreleri arasındaki doğrusallık, keyfi faz farklılıklarının kolayca elde edilmesini sağlayabilir. Önerilen faz diferansiyel kaydırıcısı tasarımı yapıp, üretilerek S parametrelerine ait genlik ve faz değerleri ölçülmüştür. Deneysel verilere göre, 2,2-2,7 GHz frekans aralığında %20,4 bant genişliği elde edilmektedir. Sırasıyla  $10 \pm 1$  -  $20 \pm 1,3$  -  $30 \pm 1,7$  -  $40 \pm 2,1$  -  $50 \pm 1,5$  -  $60 \pm 2,1$  -  $70 \pm 2,3$  -  $80 \pm 2,4$  -  $90 \pm 2,7$  faz sapmaları mevcuttur. Ayrıca, önerilen faz kaydırıcılar, özellikle spesifik huzme şekillendirmenin gerekli olduğu hipertermi uygulamaları için kullanılabilir. Önerilen faz kaydırıcı yapısı, aynı referans hattına istenen herhangi bir faz kaymasını sağlamak için birleştirilmiş hat üzerine çok kesitli yapılar ekleyen literatürde ilk çalışma niteliğindedir.

### **Gelecek Çalışmalar**

Kemik kanserinde mikrodalga hipertermi tedavisi için odaklama tekniği kullanılarak elde edilen simülasyon sonuçları bölüm 4'te gösterilmektedir. Elde edilen sonuçlar, önerilen hipertermi aplikatörlerinin kemik kanserini tedavi etme potansiyeline sahip olduğunu göstermektedir. Deneysel çalışmalarda önerilen tekniği uygulamak için ilk olarak hipertermi aplikatör prototipleri ve kemik fantomları üretilcektir. Tümör bölgesinde odaklanmayı kontrol edebilmek için çalışma kapsamında üretilen diferansiyel faz kaydırıcılar kullanılacak, daha küçük faz kaymasına ihtiyaç olması durumunda elektronik faz kaydırıcılar tercih edilecektir. Her anten elemanı için doğru giriş gücünü üretmek üzere uygun güç bölücüler ve zayıflatıcılar kullanılacaktır.

Çalışmada kullanılan kemik fantomu modellemesi sadece dokunun frekansa bağlı özelliklerine dayanmaktadır. Bu nedenle, kemik kanseri hipertermi aplikatörleri, klinik olarak uygulandığında, dokunun sıcaklık değişimlerine verdiği tepki nedeniyle sonuçlar değişebilir. Kemik dokusunun sıcaklığa bağlı özellikleri dikkate alınarak, emilen mikrodalga gücü ve indüklenen sıcaklığın doğru bir şekilde tahmin edilebilmesi ve deney sonuçlarının doğruluğunun artırılması için kemik dokusunun sıcaklığa bağlı özelliklerinin de incelenmesi gerekmektedir.

- Abbosh, A.M., 2007. Ultra-wideband phase shifters. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 55(9), 1935-1941.
- Abd-Alhameed, R.A., Excell, P.S. and Mangoud, M.A., 2005. Computation of specific absorption rate in the human body due to base-station antennas using a hybrid formulation. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 47(2), 374-381.
- Aboofazeli, A.R., 2016. Design of a multiband microstrip differential phase shifter for wireless systems. Master of Applied Science, Electrical and Computer Engineering, University of Ottawa.
- Abu, M., Rahim, M.K.A., Suaidi, M., Ibrahim, I. and Nor, N., 2009. A meandered triple-band printed dipole antenna for RFID. In *Microwave Conference, 2009. APMC 2009. Asia Pacific*. IEEE: pp: 1958-1961.
- Adela, B.B., Mestrom, R.M.C., Paulides, M.M., Smolders, A.B. and IEEE, 2013. An mr-compatible printed yagi-uda antenna for a phased array hyperthermia applicator. 2013 7th European Conference on Antennas and Propagation. IEEE, New York: pp: 1142-1146.
- Aghdam, S.A., 2016. Adaptive antenna array beamforming and power management with antenna element selection. Doctor of Philosophy, Engineering and Computer Science, Florida Atlantic University.
- Ai, J., Zhang, Y.H., Da Xu, K., Shen, M.K. and Joines, W.T., 2017. Miniaturized frequency controllable band-stop filter using coupled-line stub-loaded shorted sir for tri-band application. *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, 27(7), 627-629.
- Alqadami, A.S., Bialkowski, K.S., Mobashsher, A.T. and Abbosh, A.M., 2018. Wearable electromagnetic head imaging system using flexible wideband antenna array based on polymer technology for brain stroke diagnosis. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 13(1), 124-134.
- Amichetti, M., Valdagni, R., Graiff, C. and Valentini, A., 1991. Local-regional recurrences of breast cancer: Treatment with radiation therapy and local microwave hyperthermia. *American Journal of Clinical Oncology*, 14(1), 60-65.
- Anonymous, 2020, A.C.S. <https://www.cancer.org/cancer/bone-cancer.html> (01.02.2020).
- Anonymous, 2020 <https://speag.swiss/products/em-phantoms/phantoms/sam-v4-5bs/> (17.10.2018)
- Anonymous, 2020, OSI, <https://www.opensourceimaging.org/projects/> (15.01.2020)
- ANSI, 1987. The ansi radio frequency safety standard: Its rationale and some problems. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. pp: 22-25.
- Arthur, R.M., Straube, W., Trobaugh, J. and Moros, E., 2005. Non-invasive estimation of hyperthermia temperatures with ultrasound. *International Journal of Hyperthermia*, 21(6), 589-600.
- Bahramiabarghouei, H., Porter, E., Santorelli, A., Gosselin, B., Popović, M. and Rusch, L.A., 2015. Flexible 16 antenna array for microwave breast cancer detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(10), 2516-2525.
- Bakar, A.A., Abbosh, A., Sharpe, P. and Bialkowski, M., 2010. Artificial breast phantom for microwave imaging modality. In *2010 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*. IEEE: pp: 385-388.
- Balanis, C.A., 2016. *Antenna theory: Analysis and design*. John wiley & sons.
- Bansal, R., 2005. Battling cancer: The latest on microwave hyperthermia. *IEEE Microwave Magazine*, 6(3), 32-34.
- Bellanca, G., Caniato, G., Giovannelli, A., Olivo, P., Trillo and S.J.M. 2006. Effect of field enhancement due to the coupling between a cellular phone and metallic eyeglasses. *Optical Letters* 48(1), 63-65.

- Bevelacqua, P.J., 2008. Antenna arrays: Performance limits and geometry. Arizona State University.
- Bevelacqua, P.J. and Balanis, C.A., 2006. The influence of array geometry on system performance. In 2006 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium. IEEE: pp: 3327-3330.
- Brishoual, M., Dale, C., Wiart, J. and Citerne, J., 2001. Methodology to interpolate and extrapolate sar measurements in a volume in dosimetric experiment. IEEE transactions on electromagnetic compatibility, 43(3), 382-389.
- Burfeindt, M.J., Zastrow, E., Hagness, S.C., Van Veen, B.D. and Medow, J.E., 2011. Microwave beamforming for non-invasive patient-specific hyperthermia treatment of pediatric brain cancer. Physics in Medicine & Biology, 56(9), 2743.
- Byron, E., 1972. A new flush mounted antenna element for phased array application. Phased Array Antennas, 187-192.
- Castelló-Palacios, S., Garcia-Pardo, C., Fornes-Leal, A., Cardona, N. and Vallés-Lluch, A., 2016. Tailor-made tissue phantoms based on acetonitrile solutions for microwave applications up to 18 GHz. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 64(11), 3987-3994.
- Castelló-Palacios, S., Garcia-Pardo, C., Fornes-Leal, A., Cardona, N. and Vallés-Lluch, A., 2017. Wideband phantoms of different body tissues for heterogeneous models in body area networks. In 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE: pp: 3032-3035.
- Chandran, S., 2013. Adaptive antenna arrays: Trends and applications. Springer Science & Business Media.
- Chavannes, N., Tay, R., Nikoloski, N. and Kuster, N., 2003. RF design of mobile phones by tcad: Suitability and limitations of FDTD. IEEE Antennas Propagation Mag, 45, 52-66.
- Choi, S. and Choi, J., 2017. Miniaturized mimo antenna with a high isolation for smart glasses. In 2017 IEEE-APS Topical Conference on Antennas and Propagation in Wireless Communications (APWC). IEEE: pp: 61-63.
- Cihangir, A., Giancesello, F. and Luxey, C., 2018. Dual-antenna concept with complementary radiation patterns for eyewear applications. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 66(6), 3056-3063.
- Cihangir, A., Panagamuwa, C.J., Whittow, W.G., Giancesello, F. and Luxey, C.J.C.R.P., 2017. Ultrabroadband antenna with robustness to body detuning for 4G eyewear devices. IEEE Antennas Wireless Propagation Letters, 16, 1225-1228.
- Cihangir, A., Panagamuwa, C.J., Whittow, W.G., Jacquemod, G., Giancesello, F., Pilard, R. and Luxey, C.J.C.R.P., 2017. Dual-band 4G eyewear antenna and sar implications. IEEE Transactions on Antennas Propagation, 65(4), 2085-2089.
- Cihangir, A., Whittow, W., Panagamuwa, C., Jacquemod, G., Giancesello, F. and Luxey, C.J., 2015. 4G antennas for wireless eyewear devices and related SAR. Comptes Rendus Physique, 16(9), 836-850.
- Cihangir, A., Whittow, W.G., Panagamuwa, C.J., Ferrero, F., Jacquemod, G., Giancesello, F. and Luxey, C., 2013. Feasibility study of 4G cellular antennas for eyewear communicating devices. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 12, 1704-1707.
- Cleary, S.F., 1993. A review of in vitro studies: Low-frequency electromagnetic fields. American Industrial Hygiene Association Journal, 54(4), 178-185.
- Clibbon, K.L., 1995. 3-D electromagnetic computational modelling of invasive and non-invasive hyperthermia techniques. University College of Swansea.
- Conn, A.R., Gould, N.I. and Toint, P.L., 2000. Trust region methods. Siam.
- Converse, M., Bond, E.J., Hagness, S.C. and Van Veen, B.D., 2004. Ultrawide-band microwave space-time beamforming for hyperthermia treatment of breast cancer: A computational

- feasibility study. *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, 52(8), 1876-1889.
- Converse, M., Bond, E.J., Veen, B. and Hagness, C., 2006. A computational study of ultra-wideband versus narrowband microwave hyperthermia for breast cancer treatment. *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, 54(5), 2169-2180.
- Curto, S., Garcia-Miquel, A., Suh, M., Vidal, N., Lopez-Villegas, J.M. and Prakash, P., 2018. Design and characterisation of a phased antenna array for intact breast hyperthermia. *International Journal of Hyperthermia*, 34, 250-260.
- Daponte, P., De Vito, L., Picariello, F. and Riccio, M.J. 2013. State of the art and future developments of measurement applications on smartphones, *Microwave Journal* 46, 3291-3307.
- Deschamps, G.A., 1953. Microstrip microwave antennas. In *Proceedings of the Third Symposium on the USAF Antenna Research and Development Program*, Oct. pp: 18-22.
- Destruel, A., Fuentes, M., Weber, E., O'Brien, K., Jin, J., Liu, F., Barth, M. and Crozier, S., 2019. A numerical and experimental study of rf shimming in the presence of hip prostheses using adaptive SAR at 3 t. *Magnetic Resonance in Medicine*.
- Dewey, W.C., 1994. Arrhenius relationships from the molecule and cell to the clinic. *International Journal of Hyperthermia*, 10(4), 457-483.
- Duan, Q., Duyn, J.H., Gudino, N., de Zwart, J.A., van Gelderen, P., Sodickson, D.K. and Brown, R., 2014. Characterization of a dielectric phantom for high-field magnetic resonance imaging applications. *Medical physics*, 41,10.
- Fan, Q.-Y., Zhou, Y., Zhang, M., Ma, B., Yang, T., Long, H., Yu, Z. and Li, Z., 2016. Microwave ablation of malignant extremity bone tumors. *Springerplus*, 5, 1373.
- Fan, Q., Ma, B., Guo, A., Li, Y., Ye, J., Zhou, Y. and Qiu, X., 1996. Surgical treatment of bone tumors in conjunction with microwave-induced hyperthermia and adjuvant immunotherapy. A preliminary report. *Chinese Medical Journal*, 109(6), 425-431.
- Fan, Q.Y., Ma, B.A., Qiu, X.C., Li, Y.L., Ye, J. and Zhou, Y., 1996. Preliminary report on treatment of bone tumors with microwave-induced hyperthermia. *Bioelectromagnetics*, 17(3), 218-222.
- Fang, X., Wen, G., Inserra, D., Huang, Y., Li, J.J.I, 2018. Compact wideband CPW-fed meandered-slot antenna with slotted y-shape central element for wi-fi, wimax, and 5G applications, *Propagation Journal*.
- Fessenden, P., Kapp, D. and Lee, E., 1990. Noninvasive microwave phased arrays for local hyperthermia: A review. *International journal of hyperthermia: the official journal of European Society for Hyperthermic Oncology, North American Hyperthermia Group*, 6(3), 715-716.
- Fields, R.E., 1997. Evaluating compliance with fcc guidelines for human exposure to radiofrequency electromagnetic fields. *OET Bulletin*, 65(10).
- Furse, C.M., 2009. Biomedical telemetry: Today's opportunities and challenges. In *2009 IEEE International Workshop on Antenna Technology*. IEEE: pp: 1-4.
- Gabriel, C., Gabriel, S. and Corthout, y.E., 1996. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Physics in Medicine & Biology*, 41(11), 2231.
- Gas, P. and Miaskowski, A., 2019. Sar optimization for multi-dipole antenna array with regard to local hyperthermia. *Przegląd Elektrotechniczny*, 95(1), 17-20.
- Geyikoglu, M.D., Polat, H.K. and Cavusoglu, B., 2019. A new flexible antenna array design for hyperthermia treatment of bone cancer. In *2019 Fifth International Electromagnetic Compatibility Conference (EMC Turkiye)*. IEEE: pp: 1-5.
- Geyikoglu, M.D., Polat, H.K. and Cavusoglu, B., 2020. Novel design for differential phase shifter structure by using multi-section coupled lines. *Electronics Letters*, 56(11), 553 - 556.

- Geyikoğlu, M.D., Kaburcuk, F. and Çavuşoğlu, B., 2019. Experimental and computational analysis of the effects of tri-band antennas of wearable smart glasses. *Progress In Electromagnetics Research*, 95, 91-105.
- Geyikoğlu, M.D., Polat, H.K., Kaburcuk, F. and Çavuşoğlu, B., Sar analysis of tri-band antennas for a 5g eyewear device. *International Journal of Microwave and Wireless Technologies*, 1-8.
- Guideline, I., 1998. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health phys*, 74(4), 494-522.
- Guo, L., Zhu, H. and Abbosh, A., 2016. Wideband phase shifter with wide phase range using parallel coupled lines and l-shaped networks. *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, 26(8), 592-594.
- Habash, R.W., Bansal, R., Krewski, D. and Alhafid, H.T., 2006. Thermal therapy, part 1: An introduction to thermal therapy. *Critical Review in Biomedical Engineering*.
- Hamouda, Z., Wojkiewicz, J.-L., Pud, A., Kone, L., Belaabed, B., Berghoul, S. and Lasri, T., 2015. Dual-band elliptical planar conductive polymer antenna printed on a flexible substrate. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 63(12), 5864-5867.
- Hong, S., Kang, S.H., Kim, Y. and Jung, C.W., 2016. Transparent and flexible antenna for wearable glasses applications. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 64(7), 2797-2804.
- Huang, G.C., Iskander, M.F., Hoque, M., Goodall, S.R. and Bocskor, T., 2015. Antenna array design and system for directional networking. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 14, 1141-1144.
- Huber, E., Mirzaee, M., Bjorgaard, J., Hoyack, M., Noghianian, S. and Chang, I., 2016. Dielectric property measurement of pla. In *Electro Information Technology (EIT), 2016 IEEE International Conference on*. IEEE: pp: 0788-0792.
- Huilgol, N.G., Gupta, S. and Sridhar, C., 2010. Hyperthermia with radiation in the treatment of locally advanced head and neck cancer: A report of randomized trial. *Journal of cancer research and therapeutics*, 6(4), 492.
- IEEE, 1983. IEEE standard definitions of terms for antennas. In *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. pp: 1-29.
- Islam, M.T., Samsuzzaman, M., Kibria, S. and Islam, M.T., 2018. Experimental breast phantoms for estimation of breast tumor using microwave imaging systems. *IEEE Access*, 6, 78587-78597.
- Ito, K., Itoh, M., Yuta, S., Yokoi, H. and Inouye, T., Potential temperature rise induced by electromagnetic field in brain tissues... *Hn kritikos and hp schwan* 29.
- Ji, Z., Ma, Y., Li, W., Li, X., Zhao, G., Yun, Z., Qian, J. and Fan, Q., 2012. The healing process of intracorporeally and in situ devitalized distal femur by microwave in a dog model and its mechanical properties in vitro. *PloS One*, 7(1), 3050.
- Jones, E., Thrall, D., Dewhirst, M.W. and Vujaskovic, Z., 2006. Prospective thermal dosimetry: The key to hyperthermia's future. *International Journal of Hyperthermia*, 22(3), 247-253.
- Kaburcuk, F. and Elsherbeni, A.Z., 2018. Smart glasses radiation effects on a human head model at Wi-Fi and 5G cellular frequencies. In *2018 International Applied Computational Electromagnetics Society Symposium-China (ACES)*. IEEE: pp: 1-2.
- Kampinga, H.H., 2006. Cell biological effects of hyperthermia alone or combined with radiation or drugs: A short introduction to newcomers in the field. *International Journal of Hyperthermia*, 22(3), 191-196.
- Karampatzakis, A., Kühn, S., Tsanidis, G., Neufeld, E., Samaras, T. and Kuster, N., 2013. Heating characteristics of antenna arrays used in microwave ablation: A theoretical parametric study. *Computers in Biology and Medicine*, 43(10), 1321-1327.

- Kato, H. and Ishida, T., 1987. Development of an agar phantom adaptable for simulation of various tissues in the range 5-40 MHz.(hyperthermia treatment of cancer). *Physics in Medicine & Biology*, 32(2), 221.
- Khaleel, H.R., Al-Rizzo, H.M., Rucker, D.G. and Mohan, S., 2012. A compact polyimide-based uwb antenna for flexible electronics. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 11, 564-567.
- Khan, M., Moradi, E., Sydänheimo, L., Björninen, T., Rahmat-Samii, Y. and Ukkonen, L., 2017. Miniature coplanar implantable antenna on thin and flexible platform for fully wireless intracranial pressure monitoring system. *International Journal of Antennas and Propagation*, 2017.
- Kim, J. and Hahn, E., 1979. Clinical and biological studies of localized hyperthermia. *Cancer Research*, 39(6 Part 2), 2258-2261.
- King, R.W.P., Smith, G.S., Owens, M. and Wu, T., 1981. *Antennas in matter: Fundamentals, theory, and applications*. NASA STI/Recon Technical Report A, 81.
- Koul, S.K. and Bhat, B., 1991. *Microwave and millimeter wave phase shifters: Semiconductor and delay line phase shifters*. Artech House.
- Kritikos, H. and Schwan, H.P., 1979. Potential temperature rise induced by electromagnetic field in brain tissues. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*(1), 29-34.
- Lagendijk, J., 2000. Hyperthermia treatment planning. *Physics in Medicine & Biology*, 45(5), R61.
- Lahiri, B., Bagavathiappan, S., Soumya, C., Jayakumar, T. and Philip, J., 2015. Infrared thermography based studies on mobile phone induced heating. *Infrared Physics & Technology*, 71, 242-251.
- Lakhssassi, A., Kengne, E. and Semmaoui, H., 2010. Modified pennes' equation modelling bio-heat transfer in living tissues: Analytical and numerical analysis. *Natural Science*, 2(12), 1375.
- Lan, J., Liang, X., Hong, T., Du, G.J.P.i.b. and biology, m., 2018. On the effects of glasses on the sar in human head resulting from wireless eyewear devices at phone call state.
- Lepock, J.R., 2003. Cellular effects of hyperthermia: Relevance to the minimum dose for thermal damage. *International Journal of Hyperthermia*, 19(3), 252-266.
- Liu, H., Zhu, S., Wen, P., Xiao, X., Che, W. and Guan, X., 2014. Flexible cpw-fed fishtail-shaped antenna for dual-band applications. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 13, 770-773.
- Liu, Q., Luo, Q. and Chance, B., 2004. 2d phased array fluorescence wireless localizer in breast cancer detection. In 2004 2nd IEEE/EMBS International Summer School on Medical Devices and Biosensors. IEEE: pp: 71-73.
- Lujan, F., Pinilla, B., Gutiérrez-Martínez, J., Vera-Hernández, A., Leija, L. and Trujillo-Romero, C., 2017. Theoretical model of mw antennas to treat bone tumors: One slot and one slot choked antennas. In 2017 14th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE). IEEE: pp: 1-6.
- Lyu, Y.-P., Zhu, L. and Cheng, C.-H., 2018. Design and analysis of schiffman phase shifter under operation of its second phase period. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 66(7), 3263-3269.
- Mahe, Y., Chousseaud, A., Brunet, M. and Froppier, B., 2012. New flexible medical compact antenna: Design and analysis. *International Journal of Antennas and Propagation*, 2012.
- Mailloux, R.J., 2017. *Phased array antenna handbook*. Artech house.
- Martínez-Valdez, R., Trujillo-Romero, C., Castellanos, L., Gutiérrez-Martínez, J., Vera-Hernández, A., Ramos, A. and Leija, L., 2017. Feasibility of the microwave and ultrasound ablation as alternatives to treat bone tumors. In *Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE)*, 2017. IEEE: pp: 1-6.

- McDermott, B., McGinley, B., Krukiewicz, K., Divilly, B., Jones, M., Biggs, M., O'Halloran, M. and Porter, E., 2017. Stable tissue-mimicking materials and an anatomically realistic, adjustable head phantom for electrical impedance tomography. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 4(1), 015003.
- Mertz, L., 2016. Are wearables safe?: We carry our smart devices with us everywhere-even to bed-but have we been sleeping with the enemy, or are cautionary tales overinflated? *IEEE pulse*, 7(1), 39-43.
- Merunka, I., Fiser, O., Vojackova, L., Vrba, J. and Vrba, D., 2014. Microwave hyperthermia treatment of neck cancer using eight uwb antennas. In 2014 44th European Microwave Conference. IEEE: pp: 790-793.
- Minev, B., 2011. Cancer management in man: Chemotherapy, biological therapy, hyperthermia and supporting measures. Springer Science & Business Media.
- Mobashsher, A.T. and Abbosh, A., 2014. Three-dimensional human head phantom with realistic electrical properties and anatomy. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 13, 1401-1404.
- Mobashsher, A.T. and Abbosh, A.M., 2015. Artificial human phantoms: Human proxy in testing microwave apparatuses that have electromagnetic interaction with the human body. *IEEE Microwave Magazine*, 16(6), 42-62.
- Mongia, R., Bahl, I.J., Bhartia, P. and Hong, J., 1999. RF and microwave coupled-line circuits. Artech house Norwood, MA.
- Mongia, R.K., Hong, J., Bhartia, P. and Bahl, I.J., 2007. RF and microwave coupled-line circuits. Artech house.
- Neufeld, E., 2008. High resolution hyperthermia treatment planning. ETH Zurich.
- Nguyen, P., Abbosh, A. and Crozier, S., 2015. Thermo-dielectric breast phantom for experimental studies of microwave hyperthermia. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 15, 476-479.
- Nguyen, P.T., 2015. Focusing microwave hyperthermia in realistic environment for breast cancer treatment. The Doctor of Philosophy, Electronic and Telecommunication, The University of Queensland.
- Nguyen, P.T., Abbosh, A. and Crozier, S., 2015. Microwave hyperthermia for breast cancer treatment using electromagnetic and thermal focusing tested on realistic breast models and antenna arrays. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 63(10), 4426-4434.
- Nguyen, P.T., Abbosh, A. and Crozier, S., 2017. Three-dimensional microwave hyperthermia for breast cancer treatment in a realistic environment using particle swarm optimization. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(6), 1335-1344.
- 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.
- O'donnell, M., 1990. Efficient parallel receive beam forming for phased array imaging using phase rotation (medical us application). In *IEEE Symposium on Ultrasonics*. IEEE: pp: 1495-1498.
- Paulides, M., Bakker, J., Linthorst, M., Van der Zee, J., Rijnen, Z., Neufeld, E., Pattynama, P., Jansen, P., Levendag, P. and Van Rhooon, G., 2010. The clinical feasibility of deep hyperthermia treatment in the head and neck: New challenges for positioning and temperature measurement. *Physics in Medicine & Biology*, 55(9), 2465.
- Paulides, M.M., Bakker, J.F., Neufeld, E., Van der Zee, J., Jansen, P.P., Levendag, P.C. and Van Rhooon, G.C., 2007. The hypercollar: A novel applicator for hyperthermia in the head and neck. *International Journal of Hyperthermia*, 23(7), 567-576.
- Paulides, M.M., Stauffer, P.R., Neufeld, E., Maccarini, P.F., Kyriakou, A., Canters, R.A., Diederich, C.J., Bakker, J.F. and Van Rhooon, G.C., 2013. Simulation techniques in

- hyperthermia treatment planning. *International Journal of Hyperthermia*, 29(4), 346-357.
- Pizarro, Y., De Salles, A., Severo, S., Garzón, J. and Bueno, S., 2014. Specific absorption rate (SAR) in the head of google glasses and bluetooth user's. In *Communications (LATINCOM), 2014 IEEE Latin-America Conference on*. IEEE: pp: 1-6.
- Podhajsky, R.J. and Coe, J.A., 2012. Specific absorption rate measurement and energy-delivery device characterization using thermal phantom and image analysis. Google Patents.
- Pozar, D.M., 1992. Microstrip antennas. *Proceedings of the IEEE*, 80(1), 79-91.
- Pozar, D.M., 2009. *Microwave engineering*. John Wiley & Sons.
- Pu, X.Y., Zheng, S.Y., Liu, J., Li, Y. and Long, Y., 2015. Novel multi-way broadband differential phase shifter with uniform reference line using coupled line structure. *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, 25, 166-168.
- Pujol, F., Manero, C. and Jaffal, T., June 2019. 5g observatory quarterly report 4.
- Ravikumar, N., Metcalfe, N.H., Ravikumar, J. and Prasad, R.J.W.P.C., 2016. Smartphone applications for providing ubiquitous healthcare over cloud with the advent of embeddable implants. 86(3), 1439-1446.
- Reddy, G. and Saha, S., 1984. Electrical and dielectric properties of wet bone as a function of frequency. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 296-303.
- Repacholi, M.H., 1998. Low-level exposure to radiofrequency electromagnetic fields: Health effects and research needs. *Bioelectromagnetics: Journal of the Bioelectromagnetics Society, the Society for Physical Regulation in Biology and Medicine, the European Bioelectromagnetics Association*, 19, 1-19.
- Rossetto, F. and Stauffer, P., 1999. Effect of complex bolus-tissue load configurations on sar distributions from dual concentric conductor applicators. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46, 1310-1319.
- Rossmann, C. and Haemmerich, D., 2014. Review of temperature dependence of thermal properties, dielectric properties, and perfusion of biological tissues at hyperthermic and ablation temperatures. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 42.
- Salvado, R., Loss, C., Gonçalves, R. and Pinho, P., 2012. Textile materials for the design of wearable antennas: A survey. *Sensors*, 12(11), 15841-15857.
- Servadio, C. and Leib, Z., 1991. Local hyperthermia for prostate cancer. *Urology*, 38(4), 307-309.
- Shelton, J. and Mosko, J., 1966. Synthesis and design of wide-band equal-ripple tem directional couplers and fixed phase shifters. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 14, 462-473.
- Sherar, M.D., Gertner, M.R., Yue, C.K., O'MALLEY, M.E., Toi, A., Gladman, A.S., Davidson, S.R. and Trachtenberg, J., 2001. Interstitial microwave thermal therapy for prostate cancer: Method of treatment and results of a phase i/ii trial. *The Journal of urology*, 166, 1707-1714.
- Simba, A., Watanabe, S., Hikage, T. and Nojima, T., 2011. Experimental and numerical investigation of the maximum specific absorption rate in a spherical phantom when operating a mobile phone near a metallic wall. *IET Science, Measurement & Technology*, 5, 225-230.
- Simon, H.B., 1993. Hyperthermia. *New England Journal of Medicine*, 329(7), 483-487.
- Soler González, F., 2014. Radiation effects of wearable antenna in human body tissues, Master Thesis, Universitat Politècnica d Catalunya.
- Sonkki, M., Pfeil, D., Hovinen, V. and Dandekar, K.R., 2014. Wideband planar four-element linear antenna array. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 13, 1663-1666.
- Stauffer, P. and Goldberg, S.N., 2004. Introduction: Thermal ablation therapy. *International Journal of Hyperthermia*, 20(7), 671-677.
- Stauffer, P.R., 2005. Evolving technology for thermal therapy of cancer. *International Journal of Hyperthermia*, 21(8), 731-744.

- Sullivan, D., Ben-Yosef, R. and Kapp, D., 1993. Stanford 3D hyperthermia treatment planning system. Technical review and clinical summary. *International Journal of Hyperthermia*, 9(5), 627-643.
- Sunil, K., 1998/1999. 4-bit mmic digital phase shifter. B.Eng thesis, Department of Electrical Engineering, National University of Singapore.
- Suoto, H., Breckenridge, M., Hoppe, J., Pursche, T. and Beale, J., 2010. Specific absorption rate (SAR) safety assessment for wireless network after next (wnan) radio antennas. In 2010 IEEE International Conference on Wireless Information Technology and Systems. IEEE: pp: 1-4.
- Takakuda, K., Inaoka, S., Saito, H., Hassan, M., Koyama, Y., Kuroda, H., Kanaya, T., Kosaka, T., Tanaka, S. and Miyairi, H., 2002. Microwave therapy for bone tumors. *JSME International Journal Series C Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, 45(4), 923-928.
- Takook, P., Trefna, H. and Persson, M., 2015. Evaluation of 3D time-reversal focusing method in microwave hyperthermia treatment: Head and neck tumors. In 16th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering. Springer: pp: 104-104.
- Tanaka, T., Tsunoda, K. and Aikawa, M., 1989. Slot—coupled directional couplers on a both—sided substrate mic and their applications. *Electronics and Communications in Japan (Part II: Electronics)*, 72(3), 91-99.
- Togni, P., Rijnen, Z., Numan, W., Verhaart, R., Bakker, J., Van Rhooen, G. and Paulides, M., 2013. Electromagnetic redesign of the hypercollar applicator: Toward improved deep local head-and-neck hyperthermia. *Physics in Medicine & Biology*, 58(17), 5997.
- Toraya-Brown, S. and Fiering, S., 2014. Local tumour hyperthermia as immunotherapy for metastatic cancer. *International Journal of Hyperthermia*, 30(8), 531-539.
- Trefna, H.D., Kok, H., Takook, P., Gellermann, J., Lannering, B., Blomgren, K., Crezee, H. and Persson, M., 2015. Ep-1271: Development of focused microwave hyperthermia of pediatric brain cancer. *Radiotherapy and Oncology*, 115, S685-S686.
- Trujillo-Romero, C., Rico-Martínez, G., Leija-Salas, L., Vera-Hernández, A. and Gutiérrez-Martínez, J., 2017. Microwave ablation to treat bone tumors by using a double slot antenna: A modelling study. In *Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE)*, 2017. IEEE: pp: 1-4.
- Turner, P.F., 1984. Regional hyperthermia with an annular phased array. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 106-114.
- U.S. Cancer Statistics Working Group, C.f.D.C.a.P.a.N.C.I., U.S. Department of Health and Human Services, Atlanta, GA, USA, “United States cancer statistics: 1999–2018 Incidence and mortality Web-based report,” 2018 [Online]. Available: <http://www.cdc.gov/uscs>.
- Ur-Rehman, M., Adekanye, M. and Chattha, H.T.J.N.C.N., 2018. Tri-band millimetre-wave antenna for body-centric networks, *Nano Communication Networks*, 18, 72-81.
- Van de Kamer, J., De Leeuw, A., Hornsleth, S., Kroeze, H., Kotte, A. and Lagendijk, J., 2001. Development of a regional hyperthermia treatment planning system. *International Journal of Hyperthermia*, 17, 207-220.
- Van Hippel, A., 1944. Tables of dielectric materials. Massachusetts Inst Of Tech Cambridge Lab For Insulation Research.
- Vander Vorst, A., Rosen, A. and Kotsuka, Y., 2006. RF/microwave interaction with biological tissues. Wiley Online Library.
- Varshini, K. and Rama Rao, T., 2016. Thermal distribution based investigations on electromagnetic interactions with the human body for wearable wireless devices. *Progress In Electromagnetics Research*, 50, 141-150.
- Varshini, K. and Rama Rao, T., 2017. Estimation of specific absorption rate using infrared thermography for the biocompatibility of wearable wireless devices. *Progress In Electromagnetics Research*, 56, 101-109.

- Verschaeve, L., Juutilainen, J., Lagroye, I., Miyakoshi, J., Saunders, R., De Seze, R., Tenforde, T., Van Rongen, E., Veyret, B. and Xu, Z., 2010. In vitro and in vivo genotoxicity of radiofrequency fields. *Mutation Research/Reviews in Mutation Research*, 705(3), 252-268.
- Villers, A., Puech, P., Mouton, D., Leroy, X., Ballereau, C. and Lemaitre, L., 2006. Dynamic contrast enhanced, pelvic phased array magnetic resonance imaging of localized prostate cancer for predicting tumor volume: Correlation with radical prostatectomy findings. *The Journal of urology*, 176(6), 2432-2437.
- Wang, R., Zhang, M., Mujumdar, A.S. and Jiang, H.J.J.o.F.E., 2011. Effect of salt and sucrose content on dielectric properties and microwave freeze drying behavior of re-structured potato slices. 106(4), 290-297.
- Wang, X.-H., Zhang, H. and Wang, B.-Z., 2013. A novel ultra-wideband differential filter based on microstrip line structures. *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, 23, 128-130.
- Wang, Y.-Y., Ban, Y.-L. and Nie, Z., 2019. Dual-loop antenna for 4G LTE MIMO smart glasses applications. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 18(9), 1818-1822.
- Waterman, F.M., 1988. Non-invasive microwave and rf applications for local hyperthermia. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE: pp: 856-857.
- Wong, M.-F., Hanna, V.F., Picon, O. and Baudrand, H., 1991. Analysis and design of slot-coupled directional couplers between double-sided substrate microstrip lines. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 39(12), 2123-2129.
- Wust, P., Nadobny, J., Seebaß, M., Stalling, D., Gellermann, J., Hege, H.-C., Deuflhard, P. and Felix, R., 1999. Influence of patient models and numerical methods on predicted power deposition patterns. *International Journal of Hyperthermia*, 15(6), 519-540.
- Xu, B.W., Zheng, S.Y., Pan, Y.M. and Huang, Y.H., 2016. A universal reference line-based differential phase shifter structure with simple design formulas. *IEEE Transactions on Components, Packaging and Manufacturing Technology*, 7(1), 123-130.
- Yacoob, S.M. and Hassan, N.S., 2012. Fdtd analysis of a noninvasive hyperthermia system for brain tumors. *Biomedical Engineering Online*, 11, 22.
- Yang, L., Qiu, W., Yin, Y., Row, K.H., Cheng, Y., Jin, Y.J.J.o.M.P. and Energy, E., 2017. Dielectric properties of antarctic krill (*euphausia superba*) and white shrimp (*penaeus vannamei*) during microwave thawing and heating. 51, 3-30.
- Yerushalmi, A., 1988. Localized, non-invasive deep microwave hyperthermia for the treatment of prostatic tumors: The first 5 years. *Application of hyperthermia in the treatment of cancer*. Springer: pp: 141-146.
- Zajíček, R. and Vrba, J., 2010. Broadband complex permittivity determination for biomedical applications. *Advanced Microwave Circuits and Systems*.
- Zhang, M. and Wang, X., 2010. Influence on sar due to metallic frame of glasses based on high-resolution chinese electromagnetic human model. In *Electromagnetic Compatibility (AP EMC), 2010 Asia-Pacific Symposium on*. IEEE: pp: 48-51.
- Zheng, Y.-F., Sun, G.-H., Huang, Q.-K., Wong, S.-W. and Zheng, L.-S., 2016. Wearable PIFA antenna for smart glasses application. In *2016 IEEE International Conference on Computational Electromagnetics (ICCEM)*. IEEE: pp: 370-372.
- Zhou, J., Qian, H.J. and Luo, X., 2017. Compact wideband phase shifter using microstrip self-coupled line and broadside-coupled microstrip/cpw for multiphase feed-network. *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, 27(9), 791-793.
- Zhu, J., Antoniadis, M.A., Eleftheriades, G.V.J.I.T.o.A. and Propagation, 2010. A compact tri-band monopole antenna with single-cell metamaterial loading. 58(4), 1031-1038.
- Zhu, S. and Langley, R., 2009. Dual-band wearable textile antenna on an EBG substrate. *IEEE transactions on Antennas and Propagation*, 57(4), 926-935.

Zysman, G.I. and Johnson, A.K., 1969. Coupled transmission line networks in an inhomogeneous dielectric medium. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 17(10), 753-759.



## ÖZGEÇMİŞ

| Kişisel Bilgiler                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |                                            |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------|
| <b>Adı Soyadı:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | Miraç Dilruba GEYİKOĞLU                    |
| <b>Doğum tarihi:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 25.05.1991                                 |
| <b>Doğum Yeri:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | Erzurum                                    |
| <b>Uyruğu:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | T.C                                        |
| <b>Adres:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi |
| <b>E-mail:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | dilruba_mdk@hotmail.com                    |
| Eğitim                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |                                            |
| <b>Lise:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | Erzurum Lisesi                             |
| <b>Lisans:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | Atatürk Üniversitesi                       |
| <b>Yüksek lisans:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | Atatürk Üniversitesi                       |
| <b>Doktora:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | Atatürk Üniversitesi                       |
| Yabancı Dil Bilgisi                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |                                            |
| <b>İngilizce:</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | İyi                                        |
| Tezden Üretilmiş Yayınlar                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |                                            |
| <ul style="list-style-type: none"><li>• <b><u>SCI ve SCI-E Kapsamında</u></b><ol style="list-style-type: none"><li>1. <b>Geyikoglu, M.</b>, Polat, H.K. and Cavusoglu, B., 2020. Novel Design For Differential Phase Shifter Structure By Using Multi-Section Coupled Lines. Electronics Letters. DOI: 10.1049/el.2020.0316.</li><li>2. <b>Geyikoğlu, M.D.</b>, Polat, H.K., Kaburcuk, F. and Çavuşoğlu, B., SAR Analysis Of Tri-Band Antennas For A 5G Eyewear Device. International Journal of Microwave and Wireless Technologies, 1-8. DOI:https://doi.org/10.1017/S1759078720000173.</li></ol></li><li>• <b><u>Scopus İndeksli</u></b><ol style="list-style-type: none"><li>3. <b>Geyikoğlu, M.D.</b>, Kaburcuk, F. and Çavuşoğlu, B., 2019. Experimental And Computational Analysis Of The Effects Of Tri-Band Antennas Of Wearable Smart Glasses. Progress In Electromagnetics Research, 95, 91-105. doi:10.2528/PIERC19070403.</li></ol></li></ul> |                                            |
| <b><u>Tezden Yapılan Uluslararası Bildiriler</u></b> <ol style="list-style-type: none"><li>1. <b>Geyikoglu, M.D.</b>, Polat, H.K. and Cavusoglu, B., 2019. A new flexible antenna array design for hyperthermia treatment of bone cancer. In 2019 Fifth International Electromagnetic Compatibility Conference (EMC Türkiye). IEEE: pp: 1-5.</li></ol>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |                                            |