

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**GİYİLEBİLİR ELEKTRONİK UYGULAMALAR İÇİN
MİKROŞERİT YAMA ANTEN TASARIMI VE ANALİZİ**

Haihan SHUI

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

EYLÜL 2021

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**GİYİLEBİLİR ELEKTRONİK UYGULAMALAR İÇİN
MİKROŞERİT YAMA ANTEN TASARIMI VE ANALİZİ**

**Haihan SHUI
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi
tarafından FYL-2021-5540 nolu proje ile desteklenmiştir.**

EYLÜL 2021

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GİYİLEBİLİR ELEKTRONİK UYGULAMALAR İÇİN
MİKROŞERİT YAMA ANTEN TASARIMI VE ANALİZİ

Haihan SHUI

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 15/09/2021 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN (Danışman)

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

ÖZET

GİYİLEBİLİR ELEKTRONİK UYGULAMALAR İÇİN MİKROŞERİT YAMA ANTEN TASARIMI VE ANALİZİ

Haihan SHUI

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Eylül 2021; 37 sayfa

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte günümüz elektronik ve telekomünikasyon alanında giyilebilir cihazlar, oldukça ilgi çeken konuların başında gelmektedir. Bu çalışmada, giyilebilir elektronik uygulamalarda kullanılan mikroşerit yama antenlerin elektromanyetik uyumluluk (EMU) standartlarına uygun tasarımı ve üretimi amaçlanmıştır. Bu konunun seçilmesindeki en büyük etken, ilerleyen teknoloji ile beraber ülkemizin öncelikli alanları arasında gösterilen giyilebilir cihaz teknolojisi ile hesaplamalı bilim ve mühendisliğin çoklu-disiplinli bir çalışması olarak belirtilebilir. Çalışma kapsamında elektromanyetik simülasyon programı sayesinde istenilen frekansta ışıma yapan ve uygun karakteristiğe sahip iki tane anten tasarımı gerçekleştirilmiştir. Sayısal analizler, sonlu elemanlar yöntemini (SEY) temel alan Ansys HFSS ile gerçekleştirilmiştir.

Öncelikle, iki bantlı giyilebilir mikroşerit yama anteninin tasarımı ve dozimetrik analizi sunulmuştur. Tasarlanan anten, insan vücuduna yerleştirildiğinde 3,8GHz, 7GHz ışıma yapmaktadır. Antenin yalıtkan malzemesi, dielektrik geçirgenliği 4,4 ve kayıp tanjantı 0,02 olan $25 \times 25 \times 1,5 \text{ mm}^3$ boyutlara sahip FR4'dür. Anten, 50Ω uyumlu olan ve 1 mW büyüklüğündeki güç ile beslenmiştir. Önerilen anten, bir 6GHz altındaki 5G bantlarında ve S ile C bantlarında rezonansa girer. Antenin deneysel ölçümleri, 3,8GHz ve 7GHz'de ışımlar olduğunu göstermiştir. İlgilenilen frekans bandında eşdeğer doku modeli üretilmiş ve termografi analizleri gerçekleştirilmiştir.

İkinci anten ise 31GHz ve 50GHz'de, başka bir deyişle mmWave frekanslarında, çalışmaktadır. Anten boyutları $6 \times 5 \times 0,55 \text{ mm}^3$ 'dür. Antenin yalıtkan malzemesi, 2,2 dielektrik sabitine sahip ve kayıp tanjantı 0,0009 olan Rogers RT/duroid 5880 malzeme olarak modellenmiştir. Ayrıca, insan doku modelindeki dozimetrik analizler gerçekleştirilmiştir.

ANAHTAR KELİMELEER: Giyilebilir antenler, Mikroşerit yapılar, Özgül soğurma oranı, Elektromanyetik Uyumluluk, 5G, Biyoelektromanyetik.

JÜRİ: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

ABSTRACT

WEARABLE ELECTRONIC APPLICATIONS FOR MICROSTRIP PATCH ANTENNA DESIGN AND ANALYSIS

Haihan SHUI

MSc Thesis in Electrical & Electronics Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

September 2021; 37 pages

With the development of technology, wearable devices are one of the most interesting topics in today's electronics and telecommunications field. In this study, it is aimed to design and manufacture micro strip patch antennas used in wearable electronic applications in accordance with electromagnetic compatibility (EMC) standards. The biggest factor in the selection of this subject can be stated as a multi-disciplinary study of wearable device technology and computational science and engineering, which is shown among the priority areas of our country with advancing technology. Within the scope of the study, two antenna designs that radiate at the desired frequency and have appropriate characteristics were carried out thanks to the electromagnetic simulation program. Numerical analyses were performed with Ansys HFSS based on the finite element method (FEM).

First, the design and dosimetric analysis of a two-band wearable microstrip patch antenna is presented. The designed antenna emits 3.6GHz, 7GHz when placed on the human body. The insulator material of the antenna is FR4 with dimensions of 25×25×1.5 mm³, with a dielectric permittivity of 4.4 and a loss tangent of 0.02. The antenna is supplied with 1 mW of power, which is 50 Ω compatible. The proposed antenna resonates in the Sub-6 5G bands and in the S and C bands. Experimental measurements of the antenna show that radiations at 3.8GHz and 7GHz were observed. A brain phantom was also made, and a thermal camera was used to measure and observe the temperature variation.

The second antenna operates at 31GHz and 50GHz mmWave frequencies. Antenna dimensions are 6×5×0.55 mm³. The insulator material of the antenna is modelled as Rogers RT/duroid 5880 material with a dielectric constant of 2.2 and a loss tangent of 0.0009. In addition, dosimetric analyses in the human tissue model were performed.

KEYWORDS: Wearable antennas, Microstrip structures, Specific absorption rate, Electromagnetic Compatibility, 5G, Bioelectromagnetics.

COMMITTEE: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

ÖNSÖZ

Son yıllarda giyilebilir teknolojilerdeki gelişmelere paralel olarak günümüzde sadece insanlar değil, nesneler de birbirleri ile haberleşebilmekte, çevresinden veri toplayabilmekte, hatta bu verileri işleyerek karar alabilmektedirler. Akıllı telefonlar, tabletler veya dizüstü bilgisayarlar gibi kablosuz haberleşmeye sahip taşınabilir cihazlarda kullanılan sistemler, daha fazla veri taşımak için bant genişliği teknolojilerini daha da artırmaktadır. Bunun sonucu olarak söz konusu sistemlere uyum sağlayan giyilebilir teknolojilerin yapısı değişmiştir. Bu yenilikler ile enerji sektörü, radar ve güvenlik uygulamaları, endüstriyel uygulamalar, mikrodalga uygulamaları, sağlık sektörü, giyilebilir teknolojiler, akıllı şehir uygulamaları gibi hayatın birçok alanında yeni nesil haberleşme teknolojilerinin yoğun kullanımı zorunlu hale gelmektedir. Bu teknolojik gelişmelere paralel olarak, normal yaşantıdaki elektromanyetik alan seviyelerinde meydana gelen artış sağlık ve güvenlik risklerini beraberinde getirmekte birlikte, mesleki maruziyet sorunlarını da tehlikeli noktalara ulaştırmaktadır. Ucuz maliyetleri ve uygulanabilirliği açısından giyilebilir mikroşerit yama antenleri, söz konusu sistemlerde kullanılan geleneksel antenlerden farklıdır. Bu çalışmada, giyilebilir elektronik sistemleri için mikroşerit yama anten tasarımları gerçekleştirilmiştir. Antenlerin insan dokusundaki davranışları ve deneysel olarak incelemeleri amaçlanmıştır. Anten tasarımları, 5G haberleşme teknolojilerinin frekans bandına göre yapılmıştır ve bu bağlamda deneysel yaklaşımlar gerçekleştirilmiştir.

Beni öğrencisi olarak kabul ettiği ve araştırmamı desteklediği için danışmanım Prof. Dr. Şükrü ÖZEN'e içten şükranlarımı sunuyorum ve ölçümlerde yardımcı olduğu için Arş. Gör. Kayhan ATEŞ'e teşekkür ederim.

Bana her türlü destek verdiği için Yurtdışı Türkler ve Akraba Topluluklar Başkanlığı'na (YTB) en içten teşekkürlerimi sunuyorum (Burs No: 17CN000357). Ayrıca araştırmamı desteklediği için Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Proje Destek Birimi'ne (BAP) teşekkür ederim (Proje No: FYL-2021-5540).

Son olarak, aileme ve arkadaşlarıma teşekkür etmek istiyorum. Onların desteği ve yardımları sayesinde bu çalışmayı tamamlayabildim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ	iii
AKADEMİK BEYAN	v
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. KAYNAK TARAMASI	3
2.1. Mikroşerit Yama Anten Konsepti	3
2.2. Literatür Özeti	4
3. MATERYAL VE METOD	6
3.1. Materyal.....	6
3.1.1. Mikroşerit Yama Antenlerin Özellikleri.....	6
3.1.2. Elektromanyetik Dozimetri	8
3.1.3. Biyolojik Dokuların Elektriksel Özellikleri.....	10
3.1.4. Beyin Modeli Fantomu Üretimi	11
3.1.5. Termal Kamera ile Sıcaklık Ölçümü	12
3.2. Metod.....	13
3.2.1. Ansys Yüksek Frekans Yapı Simülatörü (Ansys HFSS).....	13
3.2.2. Yama Boyutu	13
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA	15
4.1. 6 GHz Altındaki 5G Uygulamaları için Mikroşerit Yama Anten Tasarımı.....	15
4.1.1. Önerilen Antenin İyonlaştırıcı olmayan Dozimetri Analizi	20
4.2. İki Bantlı 5G mmWave Giyilebilir Yama Anten Tasarımı	24
4.2.1. İki Bantlı 5G mmWave Antenin Simülasyon Sonuçları.....	25
5. SONUÇLAR	32
6. KAYNAKLAR	34
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “**Giyilebilir Elektronik Uygulamalar için Mikroserit Yama Anten Tasarımı ve Analizi**” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

15/09/2021

Haihan SHUI



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

C	: Dokunun ısı kapasitesi
c	: Işık hızı
C_b	: Kanın ısı kapasitesi
D	: Yönlülük
dB	: Desibel
$ E $	: Gelen elektrik alanın genliği
f	: Çalışma frekansı
f_c	: Merkezi frekans
G	: Anten Kazancı
GHz	: Gigahertz
Hz	: Hertz
h	: Mikroşerit antenin kalınlığı
k	: Biyolojik dokunun termal iletkenliğini
L	: Dikdörtgen mikroşerit anten eni
MHz	: Megahertz
mm	: Milimetre
mW	: Miliwatt
P_1	: Anten giriş gücü
P_2	: Işıma şiddeti
Q_{met}	: Metabolik ısı kaynağı
Q_{ext}	: Elektromanyetik güç yoğunluğu
R_L	: Anten yük direnci
T_b	: Kan sıcaklığına
U	: Yöndeki ışıma şiddeti

U_0	: Ortalama ışıma şiddeti
W	: Watt
W	: Dikdörtgen mikroşerit anten boyu
Z_0	: Karakteristik empedans
Z_i	: Giriş empedansı
Z_L	: Yük empedansı
δ	: Deri kalınlığı
ε_0	: Boşluğun dielektrik sabiti
ε_2	: Ara frekanstaki geçirgenlik
ε_∞	: Frekansın sonsuz olma eğiliminde olduğu zamanki geçirgenlik
ε_e	: Etkin dielektrik sabiti
ε_n	: Ortam frekansı dielektrik sabiti
ε_r	: Dielektrik sabiti
ε_s	: Statik geçirgenlik
$\hat{\varepsilon}(\omega)$	: Karmaşık geçirgenlik
ε'	: Kompleks dielektrik sabiti
ε^n	: Kompleks dielektrik sabiti
λ	: Dalga boyu
ρ	: Biyolojik dokunun yoğunluğu
ρ_b	: Kan yoğunluğu
ω	: Açısal frekansı
ω_b	: Kan perfüzyon oranına (1/s) karşılık
τ_1	: Yavaş gevşeme zamanı
τ_2	: Hızlı gevşeme zamanı
Ω	: Ohm
σ	: Dokunun iletkenliği

σ_1	: Statik iletkenlik
Γ	: Yansıma katsayısı
ΔL	: Saçak alanının neden olduğu eşdeğer uzama uzunluğu

Kısaltmalar

5G	: 5. nesil mobil iletişim teknolojisi
ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
BWWD	: Vücuda giyilebilir kablosuz cihazlar
C-ban1	: 4 ile 8 GHz arasındaki frekans bandı
DGS	: Kusurlu zemin yapısı
FCC	: Federal İletişim Kurulu
ICNIRP	: Uluslararası İyonize Olmayan Radyasyondan Korunma Komisyonu
PDMS	: Polidimetilsiloksan
PIFA	: Düzlemsel ters F anteni
RF	: Radyo frekansı
RMS	: Karelerinin ortalamasının karekökü
S-ban1	: 2 ile 4 GHz arasındaki frekans bandı
S_{11}	: Geri dönüş kaybı
SAR	: Özgöl soğurma oranı
SEY	: Sonlu elemanlar yöntemi
UWB	: Ultra Geniş Bant
VSWR	: Gerilim duran dalga oranı
WBAN	: Kablosuz vücut alanı ağı
WIMAX	: Mikrodalga erişimi için dünya çapında birlikte çalışabilirlik
WLAN	: Kablosuz lokal alan ağı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Mikroşerit yama antenin temel yapısı	3
Şekil 3.1. a)Düşük kazançlı ışıma; b) Yüksek kazançlı ışıma.....	8
Şekil 3.2. Önerilen beyin fantomunun üretimi.....	12
Şekil 3.3. Termografi analizi için deneysel ölçüm sistemi	13
Şekil 4.1. a)Antenin tasarımı; b) Antenin üretimi	15
Şekil.4.2. Geri dönüş kaybı ölçüm sistemi	16
Şekil 4.3. Geri dönüş kaybı, S_{11}	16
Şekil 4.4. Önerilen antenin ışıma verimliliği	17
Şekil 4.5. Önerilen antenin VSWR'si.....	17
Şekil 4.6. Önerilen antenin yüzey akımlarının dağılımı a)3,8GHz; b)7GHz	18
Şekil 4.7. Önerilen antenin 3,8GHz'de simüle edilmiş ışıma modelleri a)E-düzlemi; b)H-düzlemi	18
Şekil 4.8. Önerilen antenin 7GHz'de simüle edilmiş ışıma modeli a)E-düzlem; b)H-düzlemi	19
Şekil 4.9. Antenin üç boyutlu yönlülüğü	19
Şekil 4.10. Antenin üç boyutlu gerçekleştirilmiş kazancı.....	20
Şekil 4.11. Beyin modeli boyunca SAR dağılımları.....	22
Şekil 4.12. Yansımaz odada sıcaklık ölçüm düzeneği	23
Şekil 4.13. Antenin fantom sıvısındaki 6 dakika ve 30 dakikaya göre termogram görüntüleri. Anten yerleşimi yeşil kutu ile vurgulanmıştır.....	24
Şekil 4.14. a) Antenin üstten görünüşü; b) Antenin toprak görünüşü	25
Şekil 4.15. Geri dönüş kaybı, S_{11}	25
Şekil 4.16. Önerilen Antenin VSWR'si.....	26
Şekil 4.17. Önerilen antenin ışıma verimliliği	26
Şekil 4.18. Önerilen antenin farklı frekanslarda E-düzlemi için simüle edilmiş ışıma modelleri a)31GHz; b)50GHz.....	27

Şekil 4.19. Önerilen antenin farklı frekanslarda H-düzlemi için simüle edilmiş ışıma modelleri a) 31GHz; b) 50GHz.....	27
Şekil 4.20. Antenin üç boyutlu yönlülüğü	28
Şekil 4.21. Antenin üç boyutlu gerçekleştirilmiş kazancı.....	29
Şekil 4.22. Önerilen antenin yüzey akımlarının dağılımı a) 31GHz; b) 50GHz	29
Şekil 4.23. a) Üç katmanlı insan dokusu modeli; b) Ansoft HFSS'de antenin dokuya yerleşimi	30
Şekil 4.24. Antenin sebep olduğu farklı frekanslardaki SAR dağılımı a) 31GHz; b) 50GHz.....	31



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. Biyolojik dokuların dielektrik sabiti, ϵ_r ve iletkenliği, σ (S/m)	21
Çizelge 4.2. Beyin fantomunun yüzey sıcaklığı artışı ($^{\circ}\text{C}$)	23
Çizelge 4.3. Deri, yağ, kas ve kemiğin dielektrik sabiti, ϵ_r	30
Çizelge 4.4. Deri, yağ, kas ve kemiğin elektriksel iletkenliği, σ (S/m).....	30
Çizelge 4.5. 100 kHz'den 300 GHz'e kadar 6dk'dan fazla elektromanyetik alana maruz kalma için temel kısıtlamalar.....	33
Çizelge 4.6. Önerilen antenlerin literatürdeki antenlerle karşılaştırılması	33



1. GİRİŞ

Giderek artan kablosuz iletişim sistemleri, araştırmacıları sürekli olarak yeni anten yapıları oluşturmaya ve mevcut anten tasarımlarını geliştirmeye zorlamaktadır. Ticari ve savunma kablosuz iletişim sistemlerinde, radyo frekansı (RF) ve mikrodalga devrelere kolayca uygulanabilir olmasından ötürü yüksek ışıma verimine sahip, düşük profilli ve hafif antenler tercih edilir. Düşük profilli tasarım genellikle, fiziksel boyutu dalga boyunun onda birinden daha az olan bir anten yapısı olarak belirtilmektedir. Bu tasarımı karşılayan mikroşerit antenler, birçok alanda kolaylıkla uygulanabilir bir yapıya sahiptir. Ayrıca, farklı avantajları sayesinde anten uygulamaları içinde son yıllarda araştırmacılar tarafından incelenen konulardan birisi haline gelmiştir.

Güncel olarak yapılan çalışmada vücut üstü kablosuz vücut alan ağı uygulamaları için kompakt ve düşük profilli bir giyilebilir anten sunulmuştur (Arif vd. 2019). Önerilen üçgen yama anteni düşük maliyetli, yaygın olarak bulunan vinil-polimer bazlı esnek alt tabaka kullanılarak tasarlanmıştır. Anten topolojisi, 2,45 GHz merkez frekansındaki endüstriyel, bilimsel ve medikal bandında çalışmak üzere elde edilmiştir. Anten tasarımının hem sayısal hem de deneysel sonuçları iyi bir uyum göstermiştir. Farklı uygulamalarla karşılaştırıldığında söz konusu tasarım, $0,318\lambda_0 \times 0,318\lambda_0 \times 0,004\lambda_0$ 'lık boyutlara, %7,75 empedans BG'ye, 2,06 dB'lik tepe kazancına ve %75'lik genel ışıma verimliliğine sahiptir. Tasarımın belirli bir özgül soğurma oranı performansının değerlendirilmesi için gerçekçi insan modeli üzerinde simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Hem sayısal hem de deneysel araştırmalar, söz konusu antenin insan vücuduna uygun bir çözüm olarak göstermektedir.

Smida vd. (2020), giyilebilir biyomedikal telemetri uygulamaları için geniş bantlı, düşük profilli ve yarı esnek bir anteni sunmaktadır. Anten, boyutları $17 \text{ mm} \times 25 \text{ mm} \times 0,787 \text{ mm}^3$ ($0,2 \lambda_0 \times 0,29 \lambda_0 \times 0,009 \lambda_0$) olan, yarı esnek ve elektriksel özellikler ϵ_r : 2,2, $\tan\delta$: 0,0004 olarak tanımlanan dielektrik malzemeden tasarlanmıştır. İncelenen antenin geometrisini elde etmek için dikdörtgen yamanın rezonans frekansını düşürmek üzere dikdörtgen yarıklar eklenmiştir. Ayrıca toprak düzlemi, işlemsel bant genişliğini artırmak için modifiye edilmiştir. Anten modeli, 1380 MHz'lik 10 dB bant genişliği ile 2.4 GHz'de ışıma yapmaktadır ve yüksek kazanç (2,4 GHz'de 2,5 dBi) ile verimliliğe (2,4 GHz'de %93) sahiptir. Antenin insan vücudu ile etkileşimini incelemek için simülasyonlar ile deneysel ölçümler gerçekleştirilmiştir. Önerilen anten, kompakt giyilebilir biyomedikal cihazlar için ümit verici olarak nitelendirilmiştir.

Le vd. (2020), 2,45/5,85 GHz kablosuz vücut alan ağı uygulamaları için yarı esnek bir tabaka üzerinde düzlemsel, kompakt, çift bantlı bir anten önermişlerdir. Önerilen anten, ters çevrilmiş L şeklinde bir yarı ve alt tabakanın ön tarafında 5,85 GHz'de daha yüksek rezonans modunu harekete geçiren endüktif bir kıvrım olarak gömülü, I şeklinde bir monopolden oluşmuştur. Arka tarafta, başka bir endüktif kıvrımlı hat ile gömülü, ters çevrilmiş U şeklindeki bir şerit, 2,45 GHz'de alt rezonans modunu uyarmak için toprak düzlemine bağlanmıştır. Önerilen antenin genel boyutu, 2,45 GHz frekans için $0,15\lambda \times 0,1\lambda \times 0,004\lambda$ 'dır. Anten, deneysel ölçüm sonuçlarına göre %5,7 (2,4–2,54 GHz) ile %3,78 (5,72–5,94 GHz) empedans bant genişliklerine sahiptir. Ayrıca, belirtilen frekans bantlarında sırasıyla 2,1 dB ile 3,5 dB maksimum tepe kazançlarına sahiptir.

Dozimetrik simülasyonlar sonucu elde edilen özgül soğurma oranı değerleri, sırasıyla ortalama 1 gr ve 10 gr için ABD ile Avrupa Birliği standartlarını karşılamaktadır.

Günümüzde kablosuz vücut alanı ağı, insan vücudunun içinde ve dışında bulunan giyilebilir uygulama teknolojisi için bir önemlidir. Giyilebilir bir anten, verileri kablosuz olarak vücut sensörlerinden harici bir dijital yardımcı üniteye aktarmak için kullanılabilir (Shah ve Patel 2021). Bu nedenle insanların dokular için tehlikeli olabilecek elektromanyetik radyasyonlara maruz kalmalarını azaltmak önemli bir nokta haline gelmektedir. Giyilebilir uygulamalar için bir anten tasarlanırken, insan vücudunun yakınında çalışmayı dikkate alınmalıdır. Yeni nesil haberleşme teknolojilerinden 5G teknolojisi, 4G'den daha fazla bir hız sunmak için tasarlanmıştır. Son yayınlarda çeşitli tipte antenler tasarlanmıştır, ancak mikroşerit antenler tasarım kolaylığı, düşük profil ve hafiflik gibi bazı avantajlara sahiptir ve ayrıca tıbbi, telekomünikasyon ve askeri sistemler gibi çeşitli endüstrilerde kullanılmaktadır. Bununla birlikte, dar bant genişliği ve düşük kazanç, mikroşerit yama antenlerinin en büyük dezavantajlarıdır. Ek olarak, yama ve besleme hattının boyutları antenin performansını etkiler. Yeni bir anten tasarlarırken göz önünde bulundurulması gereken tüm faktörler budur. Ayrıca anten tasarımlarında yüksek dielektrik malzeme kullanımı, dirençli veya reaktif yükleme uygulaması ve antenin şeklini optimize ederek elektriksel uzunluğunun büyütülmesi gibi çeşitli teknikler benimsenmektedir.

Bu tez çalışmasında, giyilebilir teknolojilerde kullanılması için iki adet mikroşerit yama anteni tasarlanmıştır. Tasarımlardan birisi iki bantlı bir mikroşerit yama anteni olup, 6 GHz altındaki 5G uygulamalarında kullanılmak üzere olarak 3,8GHz ve 7GHz ele alınmıştır. Literatürde verilen yöntem ve oranlara göre insan kafasının gri madde fantomunu başarıyla üretilmiş ve yansısız bir odada termal etkinin bir sıcaklık çalışmasını gerçekleştirmiştir. Tasarım sonucu üretilen antenin çalışma frekanslarının, simülasyon sonuçlarıyla örtüştüğü gözlenmiştir. Tasarlanan diğer anten ise 31GHz ve 50GHz'de, yani mmWave frekanslarında çalışan, ısıma yapmaktadır. Antenler, sonlu elemanlar yöntemi (SEY) tabanlı çalışan Ansys HFSS kullanılarak simüle edilmiştir. Antenlerin geri yansıma katsayısı, gerilim duran dalga oranı (VSWR), kazançlar, yönlülük ve yüzey akım dağılımı elde edilmiştir. Ayrıca her antenin insan dokusundaki dozimetrik analizleri gerçekleştirilmiştir.

2. KAYNAK TARAMASI

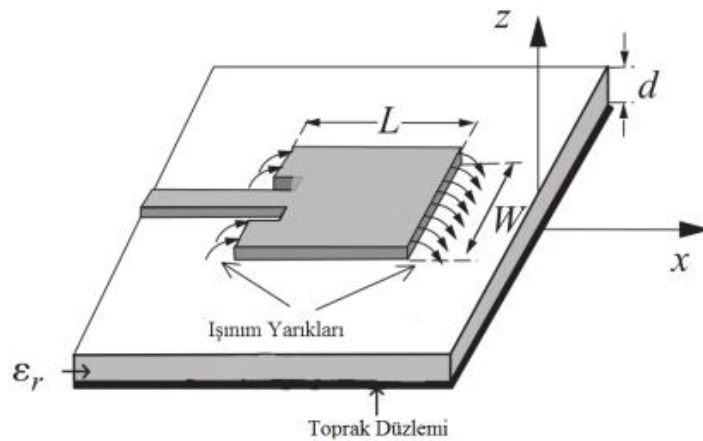
Günlük hayatta teknolojinin her alana girmesi ile dijitalleşme süreçleri dünya geneline yayılmakta, bunun yanı sıra enerji uygulamalarında, uydu görüntüleme ve radar sistemlerinde, akıllı şehirler, uzaktan ameliyat ve robotlar gibi daha birçok yeni nesil teknoloji ile yakın çevredeki elektromanyetik alan seviyeleri çok hızlı olarak çeşitlenmektedir.

Literatür incelemesine göre yeni nesil giyilebilir cihazların sebep olduğu elektromanyetik alan seviyeleri için sınırlı çalışma bulunmaktadır. Bu bağlamda, söz konusu cihazlardan yayılan elektromanyetik alanların analiz edilmesi ve modellenmesi ihtiyacı doğmaktadır. Gerçekleştirilen bu çalışmada, giyilebilir teknoloji uygulamalarında kullanılan cihazların sebep olduğu elektromanyetik girişim karakteristikleri incelenmiştir. Ayrıca bu kapsamda yapılmış olan dozimetri analizleri, deneysel olarak da gerçekleştirilmiştir.

Mikroşerit antenlerin ilk kavramsal ortaya çıkışı, 1953 yılında Deschamps tarafından olmasına rağmen ilgi çekici olmaya başladı (G. A. Deschamps 1953). Mikroşerit yama antenler çoğu zaman yama antenler olarak adlandırılır. 1955 yılında ise Gutton tarafından ilk kez patenti alınmıştır (H. Gutton ve G. Baissinot 1955).

2.1. Mikroşerit Yama Anten Konsepti

Mikroşerit antenler, genel olarak Şekil 2.1’de belirtildiği gibi 4 bölümden oluşmaktadır. Bunlar; üst kısımda ışıma için ince iletken tabaka (yama), orta kısımda kullanılan dielektrik malzeme (alt tabaka), anteni beslemek için uyartım noktası ve alt kısımda topraklama için kullanılan iletken düzlemdir. Tasarlanan söz konusu anten, mikroşerit hat veya koaksiyel kablo ile beslenebilir. Mikroşerit yama antenler, küçük boyutları, hafiflikleri ve kolay üretimleri nedeniyle giyilebilir antenlerin tasarımında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, bu tür antenlerin tasarım süreçlerinde önemli sorunlarla karşılaşabilirler.



Şekil 2.1. Mikroşerit yama antenin temel yapısı

Mikroşerit antenin ışıma mekanizması, aslında yüksek frekanslı elektromanyetik sızıntıdır. Bir mikrodalga devresi bir iletken tarafından kapatılmamışsa, süreksizlik

noktalarında elektromanyetik radyasyon üretecektir. Örneğin, mikroşerit devrenin açık ucu, yapısal boyuttaki ani değişiklikler ve bükülme gibi süreksizlikler nedeniyle elektromanyetik radyasyon da üretecektir. Frekans düşük olduğunda, bu bölümün elektriksel boyutu küçüktür ve elektromanyetik radyasyon çok küçüktür; frekans arttıkça elektriksel boyut artar ve sızıntı artar. Özel bir tasarımdan sonra, rezonans frekansındaki radyasyon önemli ölçüde artar ve radyasyon verimliliği büyük ölçüde iyileştirilir. Bu da onu etkili bir anten haline getirir.

2.2. Literatür Özeti

Islam vd. (2012), PIFA bantlı bir cep telefonunu vücut farklı bölgelerinde oluşturduğu dozimetrik etkileri ve SAR dağılımını sayısal yöntemlerle incelemiştir. 1W çıkış gücünde 900 ve 1800 MHz için simüle edilmiştir. Tutmanın etkisi bir eldeki cep telefonu, kafadaki ortalama en yüksek SAR'ı azaltmış ve böylece kafa tarafından emilen gücü azaltmıştır.

Chew vd. (2014), insan benzeri beyin fantomu incelemiştir. Göreceli geçirgenlik gibi gerçek insan vücudunun dielektrik özelliklerine dayanarak fantomun özelliklerini geliştirmiştir. Fantomun gri madde ve beyaz maddenin 1~10GHz arasındaki bağıl geçirgenlikleri incelenmiştir. Sonuçlar, CST Studio Suite simülasyon programında elde edilen değerle ve Fernandez ile Gabriel tarafından yapılan mevcut araştırmayla karşılaştırılmıştır. Onların deneysel sonuçları, önerilen karışımın veriler için gerçek insan beynini temsil etmek için yeterli olduğunu göstermektedir. Karışımın elementleri (jelatin, damıtılmış su ve şeker) bir insan beyin fantomu geliştirmek için uygundur.

Karthik ve Rao (2015), bu çalışmada, WBAN için giyilebilir kablosuz cihaz uygulamalarına yönelik insan vücudunda dört frekansta çalışan bir mikroşerit anten tasarlamıştır. Katmanlı doku modelinde antenin performansı simülasyonlar kullanılarak analiz edilmiştir ve dokuların EM alanları ile etkileşimi incelenmiştir. Antenin çalışması ve performansı, katmanlı doku modeli üzerinde simülasyonlar kullanılarak analiz edilmiştir. Elde edilen sonuçlar, beş farklı dielektrik malzeme için toplam kazanç, SAR ve ısıma verimliliği için ve dörtlü frekans bandı için on farklı anatomik bölgede incelenmiştir.

Karthik ve Rao (2017), bu çalışmada, vücut için giyilebilir mikroşerit çok bantlı monopol bir anten sunarlar. Tasarlanan anten, 1,8, 2,4, 5,0 ve 8,9GHz 'da çalışmaktadır. Vücudun belirli üç bölgesindeki sıcaklık değişikliği bulmak için kızılötesi termografi kullanılmıştır. Analitik ve ısıtma etkisinin deneysel sonuçları karşılaştırılmıştır ve iyi bir uyum gözlenmiştir.

Abedin ve Ullah (2017), 2,33GHz'den 12,4GHz'e kadar simülasyon sonuçları olan ultra geniş bant (%136,59'luk bant genişliği) özelliklerine sahip bir anteni incelemiştir. Önerilen anten WIMAX, bluetooth, kablosuz hem uplink hem de downlink uygulamaları için uygundur. Bant genişliği boyunca VSWR değeri 2'den küçük elde edilmiştir. Önerilen antenin geometrik boyutu küçüktür ve dolayısıyla telekomünikasyon uygulamaları için uygundur.

Singh ve Singh (2018) tarafından önerilen bu makalede, kusurlu zemin yapısı (defected ground structure, DGS) ile Fibonacci kelime fraktal geometrisine dayalı

düzlemsel bir anten incelenmiştir. Kamu güvenliği ve özel kısa menzilli kamu güvenliği uygulamaları için çalışan Fibonacci kelime fraktalını kullanarak yeni bir anten radyatörü türü önerilmiştir. Önerilen antenin boyutu $50 \times 44 \text{ mm}^2$ 'dir. İncelenen anten, 4,8GHz ile 5,1GHz ve 5,8GHz ile 6,8 GHz arasında değişen bant genişliğine sahiptir. Ayrıca 4,9GHz ve 5,9GHz'de rezonansa girmektedir.

Samantaray vd. (2019), $28 \times 28 \text{ mm}^2$ boyutunda 1,6 mm kalınlığında bir FR4 malzemesi temelli bir anten tasarlamıştır. 1,80~5,70 GHz ve 10,38~10,94 GHz olmak üzere çift frekans üzerinde çalışmaktadır. Maksimum geri dönüş kaybı 2.60 GHz üzerinde 21 dB'ye ulaşırken, maksimum gerçekleşen kazanç 10,92GHz'de 7,16 dBi elde edilmiştir. Ortalanmış C-tipi şekilli yama ile iki L-tipi yamanın periyodik bir kombinasyonunu tanıtarak, zemin düzleminde 4×5 düzeninde bir metayüzey oluşturulmuştur. Önerilen anten, 2,6 ve 10,6GHz olmak üzere iki farklı çalışma frekansında %150 ve %5,09'luk kesirli bant genişlikleri ile çalışmaktadır. Tasarlanan anten; WLAN, tıbbi analizde mobil, ve farklı uygulamalarda kullanılabilir.

Zerith ve Nesasudha (2020), kompakt, kıvrımlı hat yapılı anten 2,45 GHz ISM bandı bu çalışmada tasarlanmış ve incelenmiştir. kağıt. PDMS kullanılarak tasarlanan kompakt antenin alt tabakası yüksek esnekliğe sahiptir. Bu da söz konusu anteni WBAN için ideal kılar. Antenin yansıma katsayısı, tepe kazancı, VSWR, çalışma bant genişliği, radyasyon modeli, yönlülük ve radyasyon verimliliği analiz edildi. Sonuçlar göstermektedir ki, önerilen giyilebilir mikroserit yama antenin 1,9 dB kazanç, %92 radyasyon verimliliği ve -26,82 dB geri dönüş kaybı, kablosuz vücut alanı ağı için ideal hale gelmektedir.

Ramli ve Noor (2020), dielektrik malzemeleri FR-4, RT-5880 ve TLC-30 arasındaki karşılaştırma yaparak kapsamlı bir şekilde sonuçları kapsamlı bir şekilde incelemiştir. Önerilen anten tasarımlarının amacı, 3,5 GHz'de -10dB ve $VSWR \leq 2$ 'nin altında, yansıma katsayısı, VSWR gereksinimleri, kazanç ve bant genişliği açısından iyi bir performans elde etmektir. TLC-30, önerilen üç anten arasında 6GHz altındaki 5G uygulamaları için en iyi seçim olacaktır.

Yadav vd. (2020) tarafından önerilen anten, kot kumaşı alt tabakası için $3,5 \times 10 \times 1 \text{ mm}^3$ boyutlu bir antendir. %118,68 (2,96~11,6 GHz) değerinde önemli bir empedans bant genişliğine sahiptir. FCC tarafından belirlenen tüm UWB aralığını (3,1~10,6 GHz) kapsar ve maksimum kazancı 7.3 GHz frekansında 5,47 dBi'dir. Antenin dokuda sebep olduğu SAR değeri 1,6018 W/kg'dır.

3. MATERYAL VE METOD

3.1. Materyal

3.1.1. Mikroşerit Yama Antenlerin Özellikleri

Genel olarak mikroşerit antenler Şekil 2.1’de gösterildiği gibi dört bölümden meydana gelmektedir. Bunlar, dielektrik taban malzemesi, ısıma yapan iletken, taban malzemesinin altında bulunan ve antenin toprak tabakasını oluşturan iletken ve besleme hattıdır.

Mikroşerit antenlerde dielektrik taban malzemesinin seçimi anten performansı için önemli bir parametredir. Taban malzemesinin yüksekliği antenin verimine etki etmektedir. Bu yüksekliğin artması, istenmeyen yüzey dalgalarının oluşuna sebebiyet vermektedir. Taban malzemesinin dielektrik sabiti ise bant genişliği ve frekansa etki etmektedir. İyi bir anten performansı için düşük dielektrik sabitine sahip kalın bir taban malzemesi seçilmelidir. Böylece daha iyi ısıma sağlanarak daha yüksek verimli ve daha yüksek bant genişlikli anten elde edilebilir.

Mikroşerit antenlerde kullanılan taban malzemesinin dielektrik sabiti 2 ile 12 arasında değerlere sahiptir (Abedin ve Ullah, 2017). Anten performansını olumlu yönde etkilediği için genellikle kayıp tanjantı daha düşük taban malzemeleri tercih edilmektedir. Taban malzemesinin dielektrik sabiti değerinin küçük olması, kenar alanlar etkisini artırarak antenin ısıma performansında iyileşme sağlamaktadır. Fakat bu durumda aynı frekans cevabının elde edilmesi için daha büyük ısıma elemanının kullanılması gerekmektedir. Isıma elemanının büyümesi de antenin fiziksel olarak daha büyük olması anlamına gelmektedir. Mikroşerit antenlerin uygulama alanları düşünüldüğünde istenilmeyen bir durum olarak karşımıza çıkmaktadır. Taban malzemesinin dielektrik sabitinin küçük, kalınlığının ise büyük olması optimum ışımayı sağlamasının yanında bant genişliğinin artmasında sağlamaktadır. Ancak taban malzemesinin kalın olması, yüzey dalgalarının oluşumuna neden olarak antenin veriminin azalmasına ve ısıma örüntüsünün bozulmasına sebebiyet verebilmektedir.

Dielektrik taban malzemenin alt ve üst yüzeyinde yer alan iletkenler için düşük kayıplı metalik malzemeler tercih edilmektedir. Isıma elemanının boyutları ve geometrik şekli antenin performansını doğrudan etkileyen başlıca parametrelerden biridir. Mikroşerit antenlerde iletken elemanların kalınlığı 17,5-75 µm arasında değişmektedir. Altın, kalay, nikel, bakır vb. gibi çeşitli iletkenler kullanılabilir. Hem ucuz olması hemde iyi performans vermesi nedeniyle genellikle ısıma iletkeni olarak bakır kullanılmaktadır.

Besleme hatları da mikroşerit antenler için performansı belirleyen önemli parametrelerden biridir. Genellikle mikroşerit antenlerin uygulama alanlarına ve üretim kolaylığına göre çeşitli şekilde yapılabilmektedirler.

Geniş bir frekans aralığında kullanılan mikroşerit antenlerin genel özellikleri aşağıdaki şekilde özetlenebilir:

- Hafif ve küçük hacimlidir.
- Düşük üretim maliyeti gerektirir.

- Düzlemsel ve ince biçimliliği nedeniyle kullanışlı olması.
- Yönsüz ışıma yapabilmesi.
- İkili, üçlü ya da ultra geniş bant çalışabilmesi.
- Diğer devrelerle birlikte üretilebilmesi.
- Doğrusal ve dairesel kutuplanmış ışıma yapabilmesidir.

Mikroşerit antenlerin dezavantajları da şöyle sıralanabilir:

- Dar bant genişliğine sahip olması.
- Düşük kazançlı olması.
- Yüzey dalgaları uyarımı.
- Düşük güçle çalışması.

3.1.1.1 Geri dönüş kaybı

Geri dönüş kaybı (S_{11} parametresi), sinyal kaynağına geri yansıtılan gücün performansını gösteren bir parametredir. Şu şekilde tanımlanır; gelen gücün yansıyan güce oranı, dB cinsinden ifade edilir, genellikle ne kadar büyükse o kadar iyidir. Bir antenin belirli bir frekans bölgesinde çalışıyor olabilmesi için o frekans aralığında geri dönüş kaybı -10dB'nin altında olmalıdır. Geri dönüş kaybı değeri için Denklem 3.1 ve Denklem 3.2 ile belirtilen eşitlikleri yazmak mümkündür.

$$RL = -20 \log_{10} |\Gamma| \quad (3.1)$$

$$RL = -20 \log_{10} \left| \frac{Z_L - Z_0}{Z_L + Z_0} \right| \quad (3.2)$$

Burada Γ : Yansıma katsayısı, Z_L :Yük empedansı, Z_0 : İletim hattının karakteristik empedansını

3.1.1.2 Gerilim duran dalga oranı

Gerilim duran dalga oranı, bir kablosuz sinyalin bir güç kaynağı, iletim hattı ve son olarak bir yüke etkin iletim gücünü ölçmek için kullanılır. VSWR, bu gerilimlerin değişimini ölçmek için kullanılır ve iletim hattındaki en yüksek gerilimin en düşük gerilime oranıdır. Pratik anten tasarımları için VSWR değerinin 2'den küçük olması yeterli kabul edilmiştir. Aşağıdaki Denklem 3.3 gösterildiği gibi ifade edilebilir.

$$VSWR = |V(\max)|/|V(\min)| \quad (3.3)$$

Bunlar arasında $V(\max)$ iletim hattındaki sinyal voltajının maksimum değeri ve $V(\min)$ iletim hattındaki sinyal voltajının minimum değeridir. VSWR, Denklem 3.4 ile empedans yoluyla da bulunabilir.

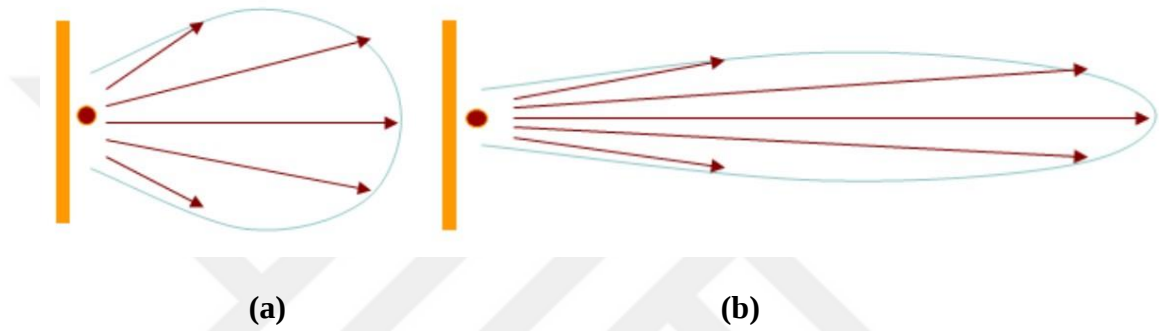
$$VSWR = (1+\Gamma)/(1-\Gamma) \quad (3.4)$$

3.1.1.3 Anten Kazancı

Bir antenin (belirtilen bir yöndeki) kazancı, (belirtilen bir yöndeki) ışıma şiddetinin, yönsüz bir anten tarafından toplandığında elde edilecek ışıma şiddetine oranı olarak tanımlanır. İzotropik ışıyan güce karşılık gelen ışıma şiddeti, anten giriş gücünün 4π 'ye oranına eşittir. Anten kazancı Denklem 3.5 ile aşağıdaki gibi hesaplanır. Şekil 3.1, düşük kazançlı ve yüksek kazançlı radyasyon desen şekillerini gösterirler.

$$G = 4\pi \frac{P_2}{P_1} \quad (3.5)$$

P_2 : Işıma şiddeti, P_1 : Anten giriş gücü



Şekil 3.1. a) Düşük kazançlı ışıma; b) Yüksek kazançlı ışıma

3.1.1.4 Yönlülük

Yönlülük (D), antenin belirtilen yöndeki ışıma şiddetinin (U) tüm yönler üzerindeki ışıma şiddetine oranı olarak tanımlanır. Ortalama ışıma şiddeti (U_0), antenden ışıyan toplam gücün (P_2) 4π 'ye oranıdır. Eğer yön özel olarak belirtilmemişse maksimum ışıma şiddetinin yönü kullanılır. Yöneltilik hesabı Denklem 3.6 ve Denklem 3.7'de verilen eşitlikleri bulunabilir.

$$D = \frac{U}{U_0} = \frac{4\pi U}{P_2} \quad (3.6)$$

$$D_{Max} = D_0 = \frac{4\pi U_{Max}}{P_2} \quad (3.7)$$

3.1.2. Elektromanyetik Dozimetri

Özgül soğurma oranı, canlı dokusunda soğurulan elektromanyetik enerjinin bir göstergesidir. En temel etkisi olarak dokudaki ısı artışı örnek gösterilebilir. SAR, frekans ve canlı dokusunun elektriksel özellikleri başta olmak üzere çevresel ve bireysel birçok parametreyle ilişkilidir. Gelen elektrik alanının yönü ve şiddeti de göz önüne alınacak olursa, biyolojik yapıların elektromanyetik alanlara karşı gösterdiği davranış önem kazanmaktadır.

Günümüzde teknolojinin gelişmesiyle birlikte SAR algılayıcıları ile SAR seviyeleri belirlenmektedir. Ayrıca, fantom modellemesi ve nümerik hesaplamalarla da SAR seviyeleri incelenebilmektedir. Fantom modellemesinde, insan vücudunun elektriksel olarak eşdeğeri laboratuvar şartlarında oluşturulur ve ölçümleri gerçekleştirilir. Ardından, Denklem 3.8 ve Denklem 3.9 verilen eşitlikleri temel alınarak hesaplamalar yapılır (Ates ve Calak 2017).

$$SAR = \frac{dW/dt}{\rho} = \frac{Q_{ext}}{\rho} = \frac{\sigma|E|^2}{\rho} = \omega\epsilon_0\epsilon'' \frac{|E|^2}{\rho} \quad (3.8)$$

$$SAR = C \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (3.9)$$

Yukardaki formüllerde ϵ_0 ve ϵ'' sırasıyla boşluğun dielektrik sabiti ile kompleks dielektrik sabitinin sanal kısmını temsil etmektedir. Boşluğun dielektrik sabiti $8,854 \times 10^{-12}$ olarak kabul edilmektedir. ρ biyolojik dokunun yoğunluğunu (kg/m^3), C dokunun ısı kapasitesini ($J/(kg.K)$), t zamanı (s) ve T ise dokunun sıcaklığını (K) temsil etmektedir. ω , açısal frekansı gösterir ($\omega = 2\pi f$, f çalışma frekansı). $|E|$ ise gelen elektrik alanının genliğidir (V/m).

Matematiksel benzetim yönteminde ise SAR hesaplamak için yukarıdaki formülleri temel alan analitik veya nümerik işlemler gerçekleştirilmektedir. Denklem 3.10 ile doku üzerindeki elektrik alan, dokunun elektriksel iletkenliği ve yoğunluğu bilinirse SAR hesaplanabilir. Denklem 3.11 ile zamana bağlı dokudaki sıcaklık değişimi gözlenip bu yöntemle SAR hesabı da yapılabilir. Bu yöntem ile SAR seviyesini belirlemek için termal kameralar ve farklı sensörler bulunmaktadır.

Deri kalınlığı (skin depth, δ), elektrik ve manyetik alanların doku içindeki genliklerinin $1/e$ 'ye düştüğü mesafedir. Bu durumdan hareketle, deri kalınlığı kadar ilerleyen Poynting vektörü $1/e^2$ kadar zayıflamaktadır. Deri kalınlığının formülü Denklem 3.10 ile verilmiştir (Ozen vd. 2011).

$$\delta = \left(\frac{67,52}{f} \right) \left[\sqrt{(\epsilon')^2 + (\epsilon'')^2} - \epsilon' \right]^{-1/2} \quad (3.10)$$

Yukarıdaki formülde f frekansı temsil etmektedir ve birimi MHz cinsindendir. ϵ' kompleks dielektrik sabitinin gerçek kısmını ifade eder.

Dış kaynaktan gelen enerji, doku tarafından emildikten sonra vücudun sıcaklık dengesinin bozulmasına sebep olur. Dengenin bozulmasına cevap olarak termoregülatör sistem devreye girer ve kan akışı, hasarlı bölgenin onarılmasına yönelik düzenlenir. Bu durum, Pennes biyofizik denklemi yani Denklem 3.11 ile çözümlenmektedir. Bu denklem, sıcaklık artışının biyolojik dokudaki dağılımını açıklamaktadır ve doku ile kan akışı arasındaki ısı iletimini ilişkilendirir (Wessapan vd. 2012).

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (3.11)$$

Yukarıdaki formülde; k biyolojik dokunun termal iletkenliğini ($W/(m.K)$) temsil etmektedir. T_b kanın sıcaklığına (K) ρ_b kan yoğunluğuna (kg/m^3), C_b kanın ısı kapasitesine ($J/(kg.K)$) ve ω_b ise kan perfüzyon oranına ($1/s$) karşılık gelir. Q_{met}

metabolik ısı kaynağını (W/m^3) ve Q_{ext} dışarıdan gelen ısı kaynağını (elektromanyetik güç yoğunluğu) (W/m^3) temsil etmektedir. Dış kaynak tanımı, elektromanyetik dalga tarafından meydana gelen ısıyı tanımlar. Bir başka deyişle, elektromanyetik güç emilimidir ve Denklem 3.12 ile tanımlanmıştır.

$$Q_{ext} = \sigma |E|^2 \quad (3.12)$$

3.1.3. Biyolojik Dokuların Elektriksel Özellikleri

Biyolojik dokuların dielektrik özelliklerinin incelenmesi, biyolojik dokular ile elektromanyetik dalgalar arasındaki etkileşimin incelenmesinin temelidir, yani biyolojik elektromanyetik dozimetri çalışması için ön koşuldur. Örneğin, cep telefonu radyasyonunun beyin sinir sistemi üzerindeki etkileri, araştırma temeli olarak biyolojik dokuların dielektrik özelliklerinin incelenmesini gerektirir.

İnsan vücudunun elektriksel özelliklerinin araştırılması, tıbbi uygulamaların analizinde önemlidir. Bu seviyede, elektriksel özelliklerin bilgisi biyolojik süreçlerin temel temelinin anlaşılmasını sağlayabilir. Elektriksel özellikleri araştırmak ve analiz etmek için biyolojik dokuların geçirgenlik ve iletkenlik verileri gereklidir. Temel olarak biyolojik dokunun sahip olduğu şeyler iletken ve yalıtkan tip olarak ayrılabilir. İletken tip için, elektrik yükünün doğası, bir elektrik alanı uygulamasına doğru hareket etmekte serbesttir. Yalıtım tipi için, yükler bağlıdır ve hareket etmekte serbest değildir.

Aslında, biyolojik dokular da dahil olmak üzere çoğu malzeme, dipollerin varlığından dolayı hem yalıtkan hem de iletken özelliklerini sunar. Makroskopik düzeyde, malzeme bir geçirgenliğe ve iletkenliğe sahip olarak tanımlanır. Geçirgenlik, malzemelerin yük depolama veya moleküler dipolleri döndürme yeteneğini karakterize ederken, iletkenlik, yükü taşıma yeteneğini tanımlar. Bununla birlikte, fiziksel terimlerle, geçirgenlik, dipollerin, uygulanan bir dış alan tarafından yükü döndürme veya depolama yeteneğinin ölçülmesi olarak tanımlanabilir. İletkenlik ise yükünün, uygulanan bir elektrik alan tarafından hacmi boyunca taşınabilme yeteneğinin bir ölçüsü olarak tanımlanabilir. Genel olarak, dielektrik özellikler sabit bir seviyede ise, yer değiştirme akımı frekansla orantılı olarak artacak, iletkenlik akımı ise değişmeden kalacaktır. Dielektrik özelliklerini bu frekans bandında tanımlamıştır, ve dielektrik sabitini ve iletkenliği tahmin edilmiştir.

Çoğu maddenin bağlı geçirgenliği, ölçüm frekansı ile ilgilidir. Anormal dağılımın geçiş bölgesinde “soğurma iletkenliği” vardır. Bu durum, karmaşık geçirgenlik $\epsilon(\omega) = \epsilon' - j\epsilon''$ ile açıklanabilir. Polar sıvıların dielektrik özelliklerinin klasik teorisi, Debye tarafından kurulan gevşeme teorisidir. Bir AC alanında, polar moleküllerin rotasyonel oryantasyonu, termal ajitasyon ve moleküller arası etkileşimlerin sonuçlarının tersidir. Debye, ikincil etkiyi viskoz sönümlenme yoluyla ifade eder. Moleküllerin küresel olduğu ve sürekli bir ortamda makroskopik viskoziteye sahip olduğu varsayılmaktadır. Bu durumda, teorik analiz yoluyla Debye Denklemi 3.13 gösterebilir. Gerçek kısmı Denklem 3.14 ve sanal kısmı Denklem 3.15 ile hesaplanır.

$$\hat{\varepsilon}(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_2}{1 + j\omega\tau_1} + \frac{\varepsilon_2 - \varepsilon_{\infty}}{1 + j\omega\tau_2} \quad (3.13)$$

$$\varepsilon^* = \varepsilon_{\infty} + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_2}{1 + \omega(\tau_1)^2} + \frac{\varepsilon_2 - \varepsilon_{\infty}}{1 + \omega(\tau_2)^2} \quad (3.14)$$

$$\varepsilon^{**} = (\omega\tau_1) \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_2}{1 + \omega(\tau_1)^2} + (\omega\tau_2) \frac{\varepsilon_2 - \varepsilon_{\infty}}{1 + \omega(\tau_2)^2} \quad (3.15)$$

Karmaşık geçirgenliğin sanal kısmı ile iletkenlik arasındaki ilişki Denklem 3.16 ile gösterir.

$$\sigma_1 = \omega \varepsilon_0 \varepsilon^{**} \quad (3.16)$$

Burada $\hat{\varepsilon}(\omega)$ ifadesi karmaşık geçirgenliktir, ε_s statik geçirgenliktir, ε_{∞} frekansın sonsuz olma eğiliminde olduğu zamanki geçirgenliktir, ε_2 ara frekanstaki geçirgenliktir, ω açısal frekanstır ve τ_1 yavaş gevşeme zamanıdır, τ_2 hızlı gevşeme zamanı, σ_1 statik iletkenlik ve ε_0 boşluktaki dielektrik sabitidir. Fakat, Denklem 3.14 ve Denklem 3.15 ile karmaşık geçirgenlik ve frekans arasındaki ilişkiyi tam olarak tanımlayamadığı için iki bilim adamı, KS Cole ve RH Cole, ampirik Denklem 3.17 ile vermiştir.

$$\hat{\varepsilon} = \varepsilon_{\infty} + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_{\infty}}{1 + j\omega\tau} \quad (3.17)$$

Burada, ε_s statik dielektrik sabitidir ve α parametresi 0 ile 1 arasında değişir.

Polar dielektrik yapının karmaşıklığı olduğu için Gabriel 10 Hz ila 100 GHz frekans aralığında dielektrik özelliklere sahip dördüncü dereceden Cole-Cole modeli kullanarak Denklem 3.18 ile 17 çeşitli insan dokusunu verilmiştir.

$$\hat{\varepsilon}(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_n}{(1 + j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma}{j\omega\varepsilon_0} \quad (3.18)$$

Burada, $\Delta\varepsilon_n = \varepsilon_n - \varepsilon_{n-1}$, ε_1 statik dielektrik sabitidir, ε_n ortam frekansı dielektrik sabiti (Yan vd. 2015).

3.1.4. Beyin Modeli Fantomu Üretimi

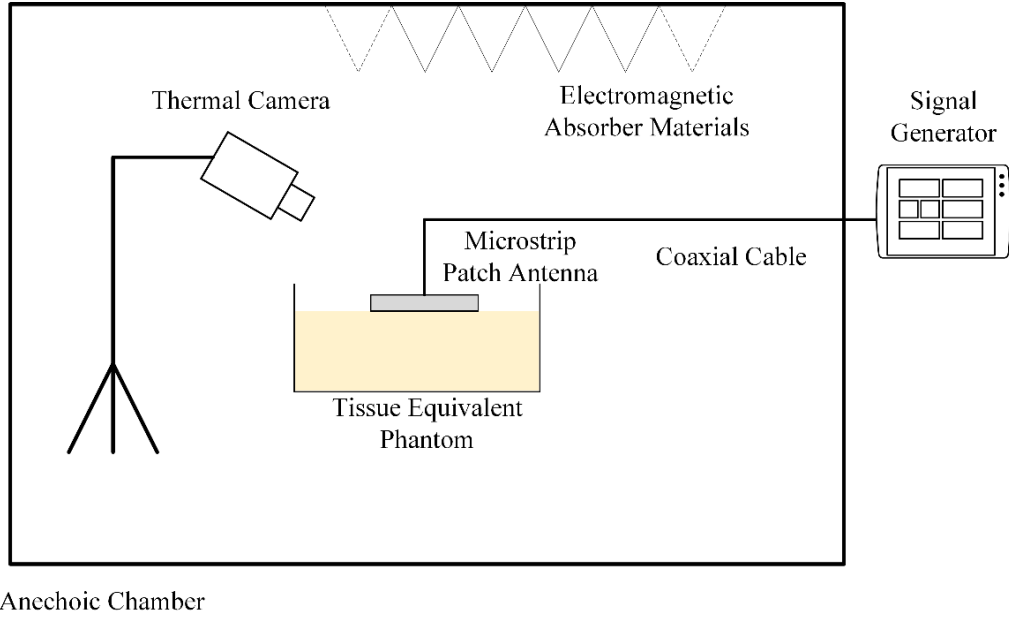
Bu çalışmada, bir mikroşerit antenin beyin üzerindeki iyonlaştırıcı olmayan radyasyona maruziyeti incelenmiştir. Bu nedenle önerilen fantomu geliştirmek için tofu veya yumuşak jelatin gibi beyin yumuşak özelliklerine göre seçilmiştir. Jelatin, damıtılmış su ve yemeklik şekerden oluşan önerilen karışım, orantılı olarak karıştırılmaktadır. İnsan benzeri bir beyin fantomu geliştirmek amacıyla, önerilen karışımın gri madde dokusu için bağıl geçirgenlik, ε_r değerlerini karşılaması gerekir. Önerilen karışım 350ml su + 35g jelatin + 87,5g şekerdir (Chew vd. 2014). Fantom yaparken, orantılı malzemeler bir behere koymuştur, eşit şekilde karıştırılıp 90°C'ye ısıtılmıştır. Daha sonra kullanmak üzere yaklaşık 1-2 saat soğuması için bir kaba koyulmuştur. Ölçüm ve tamamlanmış fantom Şekil 3.2'de gösterilmektedir. Beyin fantomunun bulunduğu kabın boyutu 18×12×3mm³tür.



Şekil 3.2. Önerilen beyin fantomunun üretimi

3.1.5. Termal Kamera ile Sıcaklık Ölçümü

Termal kamera görüntülemesi, $7 \times 3,8 \times 4 \text{ m}^3$ iç boyutlarına sahip, içi elektromanyetik soğurucularla kaplı yansız bir odada sıcaklık kontrollü koşullarda gerçekleştirilmiştir. Görüntüler, öznenin normal koşullarında çekildi ve analiz edilmiştir. Anten, bir SMF100A mikrodalga sinyal üretici (Rohde & Schwarz, ABD) kullanılarak 1 mW güç seviyesinde 3,8 ve 7GHz'de beslenmiştir. Zaman aralığı, uluslararası standartların belirttiği maruziyet süreleri olan sırasıyla 6 dakika ve 30 dakika seçilmiştir (ICNIRP 2020). Termal kameradan 1 m mesafedeki ilgilenilen bölge ile ölçümler yapılmıştır. 40 mK gürültü eşdeğeri sıcaklık farkına sahip T450 SC mikro bolometre termal kamera (FLIR, ABD) kullanılarak termografik görüntüler kaydedilmiştir. Termal kamera görüntüleme sistemi Şekil 3.3'de gösterilmiştir.



Şekil 3.3. Termografi analizi için deneysel ölçüm sistemi

3.2. Metod

3.2.1. Ansys Yüksek Frekans Yapı Simülatörü (Ansys HFSS)

Ansys HFSS yazılımı, üç boyutlu elektromanyetik alan simülasyonu için endüstriyel standartlarda kullanılan ve elektromanyetik yapıları sonlu elemanlar yöntemi ile çözen bir simülasyon programıdır. Ansys HFSS, yüksek hız ve yüksek frekanslı tasarımlar için kullanılabilir en iyi çözümü üreten programlardan biridir. Çip üstünde gömülü pasif devre tasarımı, baskı devre bağlantıları, antenler gibi yüksek frekans bileşenleri, mikrodalga bileşenleri, entegre devre paketleri ve biyomedikal cihaz tasarımı gibi çok kapsamlı alanlarda kullanılmaktadır. Tasarımcının güvenebileceği net ve doğru sonuçlar vermektedir. HFSS ile saçılma parametreleri elde edilebilir, yakın alan ve uzak alan bileşenleri incelenebilir ve devre simülasyonlarıyla bağlantılı tam dalga modelleri tasarlanabilir.

Ansys HFSS elektromanyetik yapıları sonlu elemanlar yöntemi ile analiz ederek çözüm üretmektedir. Ansys HFSS elektromanyetik problemlerin yaklaşık olarak çözülmesindeki en güçlü sayısal yöntemlerden birisi olan sonlu elemanlar yöntemi (SEY) ile analiz gerçekleştirmektedir. Bu yöntemin avantajları genel olarak karmaşık elektromanyetik yüzeylerde klasik yöntemlere göre daha hızlı ve daha güvenilir sonuç vermektedir. Sınır şartlarının kolay belirlenmesi sayesinde tasarımlarda optimum sonuçlara ulaşılarak malzeme seçimi yapılması işlemini kolaylaştırmaktadır.

3.2.2. Yama Boyutu

Genel olarak, mikroşerit anten tasarımının genel amacı, belirli bir çalışma frekansında belirli çalışma karakteristiklerini elde etmektir. Mikroşerit antenin genel amacına ulaşmak için ilk adım uygun bir yama geometrisi seçmektir. Özel gereksinimler

durumunda dikdörtgen yamalar tercih edilir, çünkü dikdörtgen mikroşerit antenler sadece tasarım açısından basit değil, aynı zamanda üretimi de kolaydır.

3.2.2.1 Mikroşerit Anteninin Yama Genişliği ve Uzunluğu

Dielektrik malzeme seçildiğinde, önce dikdörtgen yamanın genişliğini (W) belirlemek gerekir. Çünkü yamanın genişliği sadece dielektrik plakanın etkin dielektrik sabitini etkilemekle kalmaz; yamanın uzunluğu (L) ile beraber mikroşerit antenin yönlülük fonksiyonunu, ışıma direncini ve giriş empedansını da etkiler. Buna karşılık, antenin bant genişliği ve ışıma verimliliği gibi diğer elektromanyetik özellikler de etkilenecektir. W ve L için hesaplama, Deklem 3.19 ve Denklem 3.20 ile belirtildiği şekilde yapılır (Prakasam ve Reddy, 2021).

$$W = \frac{c}{2f_c} \sqrt{\left(\frac{2}{\epsilon_r + 1}\right)} \quad (3.19)$$

$$L = \frac{c}{2f\sqrt{\epsilon_e}} - 2\Delta L \quad (3.20)$$

Dikdörtgen mikroşerit yamasının genişliğini belirledikten sonra, dielektrik substrat malzemesinin etkin dielektrik sabiti ise aşağıda Denklem 3.21 belirtildiği şekilde elde edilir.

$$\epsilon_e = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \sqrt{\left(1 + 12 \frac{h}{w}\right)^{-1}} \quad (3.21)$$

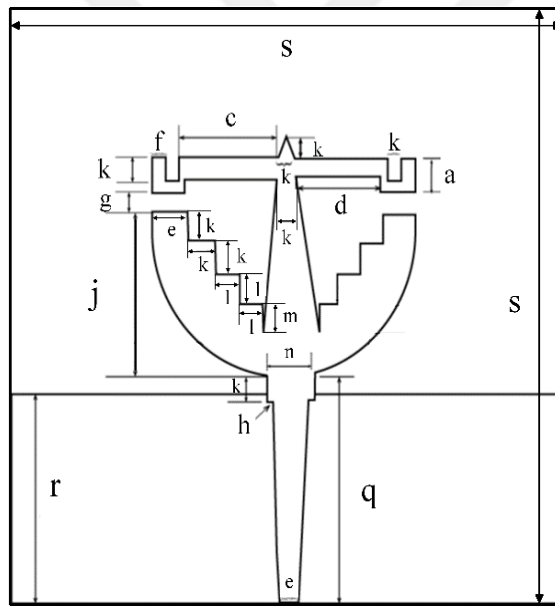
Mikroşerit yama anteninin saçak alanının neden olduğu eşdeğer uzama uzunluğu ise aşağıda Denklem 3.21 belirtilmiştir.

$$\Delta L = 0.412h \frac{(\epsilon_e + 0.3) \left(\frac{w}{h} + 0.264\right)}{(\epsilon_e - 0.258) \left(\frac{w}{h} + 0.8\right)} \quad (3.22)$$

4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

4.1. 6 GHz Altındaki 5G Uygulamaları için Mikroşerit Yama Anten Tasarımı

İnsan vücudunda kullanım için anten tasarımının kritik gereksinimleri karşılaması gerekir. Doku ortamı, anten tasarım gereksinimlerini boş uzay için tasarlanmış geleneksel bir antenden farklı kılar. Antenin şekli de performansı artırmak için önemli bir etkidir. Örneğin fraktal antenler; gelişmiş geri dönüş kaybı, VSWR, çok bantlı ve düşük profilli yapı gibi avantajlar sunarlar. Önerilen mikroşerit yama antenin simülasyon modeli Şekil 4.1(a)'da gösterilmektedir. Üretilmiş mikroşerit yama antenin üstten ve toprak görünüşü Şekil 4.1(b)'de gösterilmektedir. Optimize edilmiş bir tasarıma sahip kısmi bir zemin düzlemi ve üçgen yuva tasarımına sahip merdiven simetri yaması kullanılmıştır. Tasarım, antenin ilgilenilen frekanslarda -10 dB'den daha az geri dönüş kaybıyla iki bantta çalışmasını sağlamak için optimize edilmiştir. VSWR, yansıyan dalga genliğinin gelen dalga genliğine oranı anlamına gelir. İdeal koşullar altında empedans mükemmel bir şekilde eşleştiğinde, VSWR'nin değeri 1'dir. Gerçek mühendislik ortamında bazı yansımalar olmalıdır. Bu anda, VSWR 1'den büyüktür ve yansıma ne kadar büyükse, VSWR o kadar büyüktür.



(a)



(b)

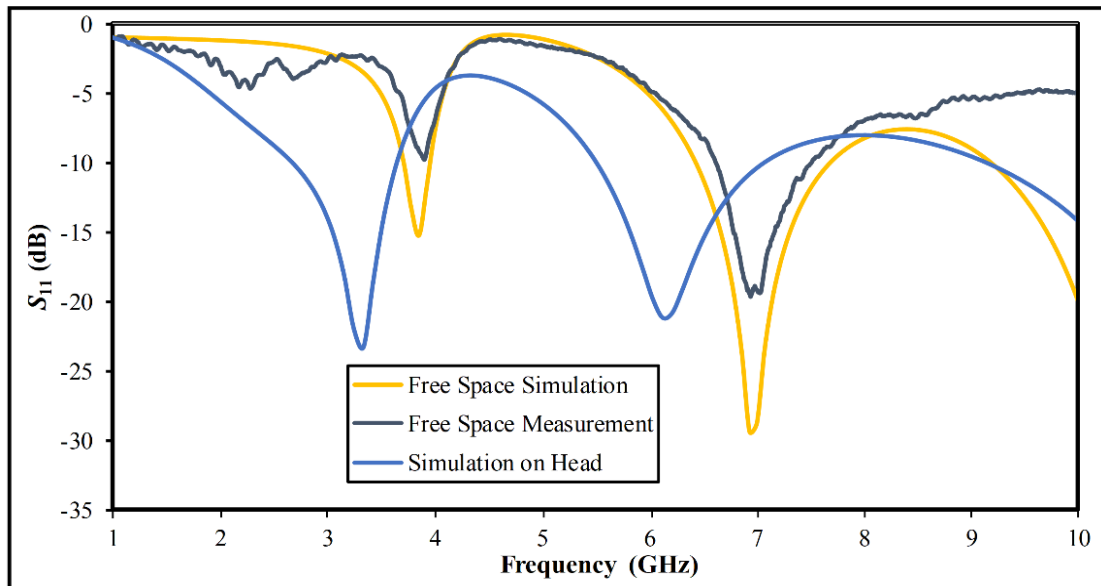
Şekil 4.1. a)Antenin tasarımı; b) Anten üretilmiş hali. a=2 mm, c=4 mm, d=3,1 mm, e=1,5 mm, f=0,6 mm, g=0,9 mm, h=0,1 mm, j=6 mm, k=1 mm, l=1,25 mm, m=0,75 mm, n=2,2 mm, q=9,1 mm, r=8,7 mm, s=25 mm

Önerilen antenin geri dönüş kaybı parametreleri, Agilent N9926A Fieldfox el tipi vektör ağ analizörü aracılığıyla ölçülmüştür. Analizör, uygun bir kablo ile kısa açık yük (SOLT) kalibrasyon yöntemine göre kalibre edilmiştir. Ölçümler 1GHz ile 10GHz frekans aralığında gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sistemi Şekil 4.2'de gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Geri dönüş kaybı ölçüm sistemi

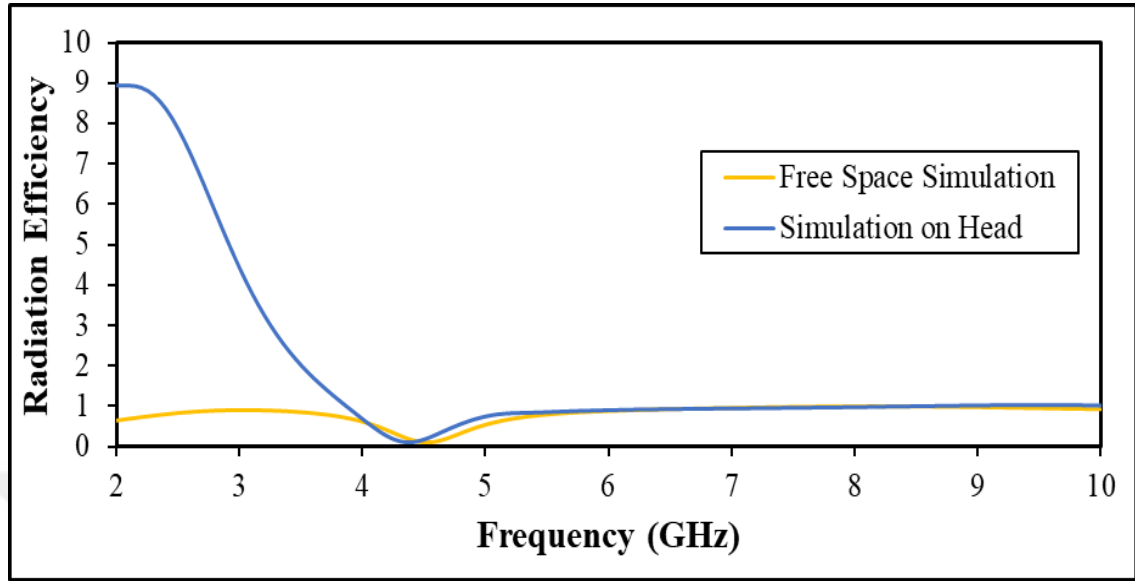
Antenin farklı ortamlardaki geri dönüş kaybı, Şekil 4.3'de sunulmuştur. Simülasyon kafa modelinde gerçekleştirildiğinde, rezonans noktasında küçük bir değişiklik olduğuna dikkat edilmelidir. Ancak bu kabul edilebilir bir aralıktır. Ayrıca üretilmiş anten ile simülasyon sonuçlarının uyumlu olduğu gözlenmiştir.



Şekil 4.3. Geri dönüş kaybı, S_{11}

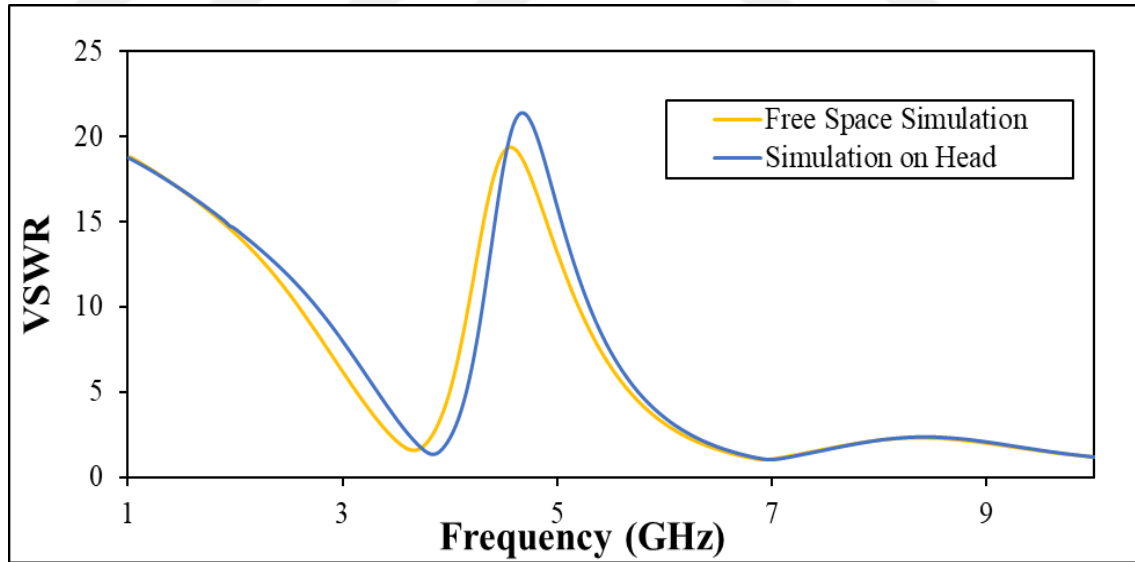
Şekil 4.4, önerilen antenin ilgilenilen frekans bandında simüle edilmiş ışıma verimliliğini göstermektedir. İnsan kafası modelinde verimliliğin alt bantta %75 ve üst

bandta %95; boş uzayda ise 3,8GHz'de %91, 7GHz'de %94'ün üzerinde olduğunu göstermektedir.



Şekil 4.4. Önerilen antenin ışıma verimliliği sonuçları

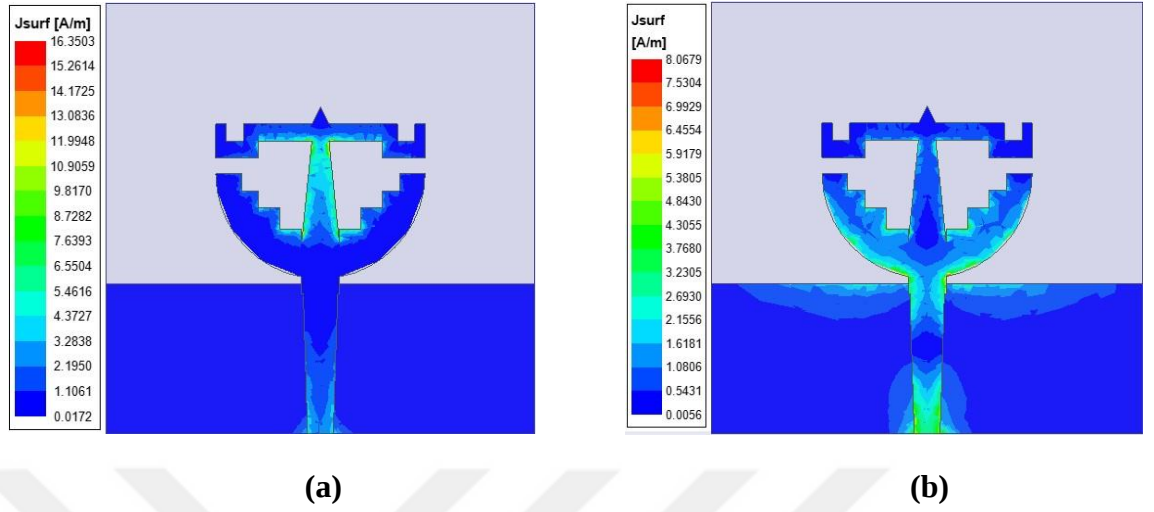
Tasarlanan antenin VSWR grafiği Şekil 4.5'te gösterilmektedir. Anten, boş uzayda ve kafa üzerinde sırasıyla 3,8 GHz'de 1,65 ve 1,37 iken 7GHz frekansında 1,09 ve 1,06 değerlerinde VSWR'ye sahiptir.



Şekil 4.5. Önerilen antenin VSWR sonuçları

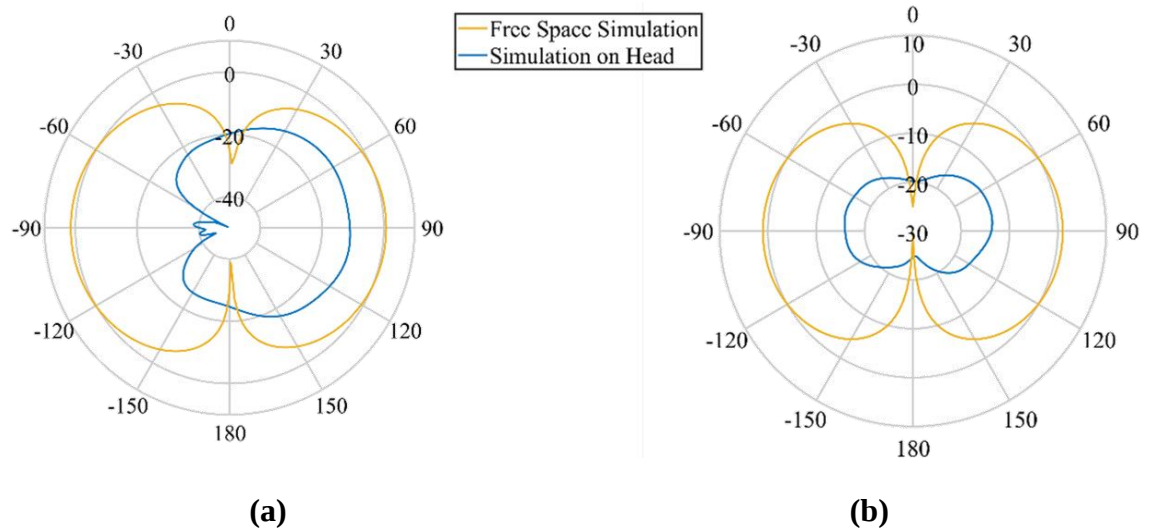
Anten davranışından sorumlu fiziksel mekanizmaların daha iyi anlaşılması için, simüle edilmiş yüzey akımı dağılımı Şekil 4.6'da gösterilmektedir. 3,8GHz için Şekil 4.6(a)'da bir akımın besleme hattı boyunca yayıldığını, besleme hattı ile toprak arasındaki temas yeri ve antenin alt alanı olduğunu gösterir. 7GHz için Şekil.4.6(b)'de akım dağılımı esas olarak besleme ucunda, yayın kenarlarında, üst ve alt zemin kenarlarında

yoğunlaşmıştır ve ayrıca yamanın hemen hemen tüm merdiven kenarlarına dağıldığı simüle edilmiştir.

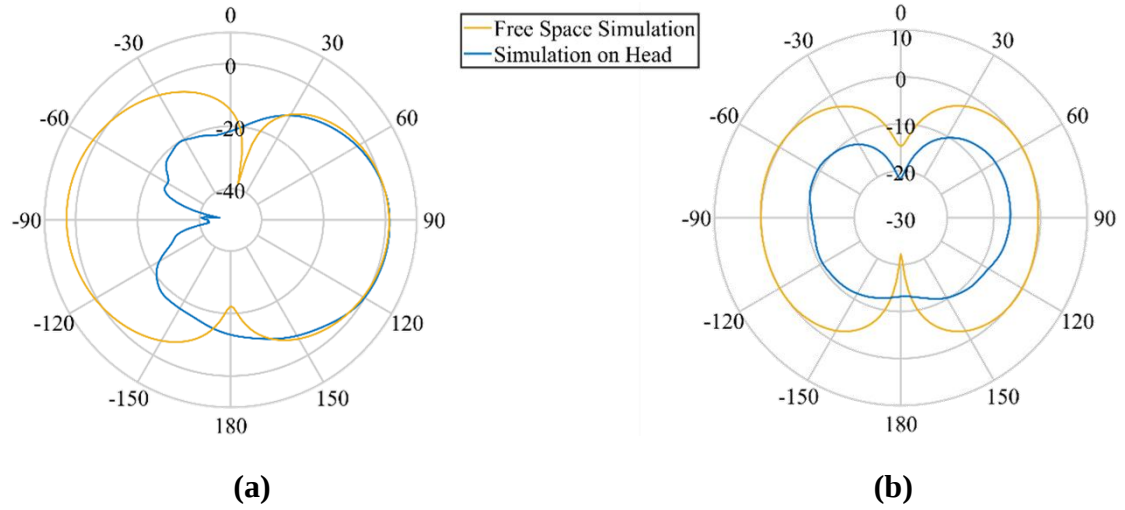


Şekil 4.6. Önerilen antenin yüzey akımlarının dağılımı sonuçları **a)**3,8GHz; **b)**7GHz

Önerilen anten başa yerleştirildiğinde, Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de kazanç (dB) E-düzlemi ve H-düzlemini gösteren antenin simüle edilmiş ışıma modeli ve ışıma örüntüleri iki farklı frekansta elde edilmiştir. 3,8GHz ve 7GHz frekanslarındaki sonuçlar göstermektedir ki antenin kafa modeline yakın kullanılması halinde kazancın düştüğü, dolayısıyla anten performansının değiştiği elde edilmiştir. Şekil 4.7(a) ve Şekil 4.8(a)'daki sonuçlara göre antenin kafada olması, E-düzlemindeki ışıma modelini etkilemiştir.

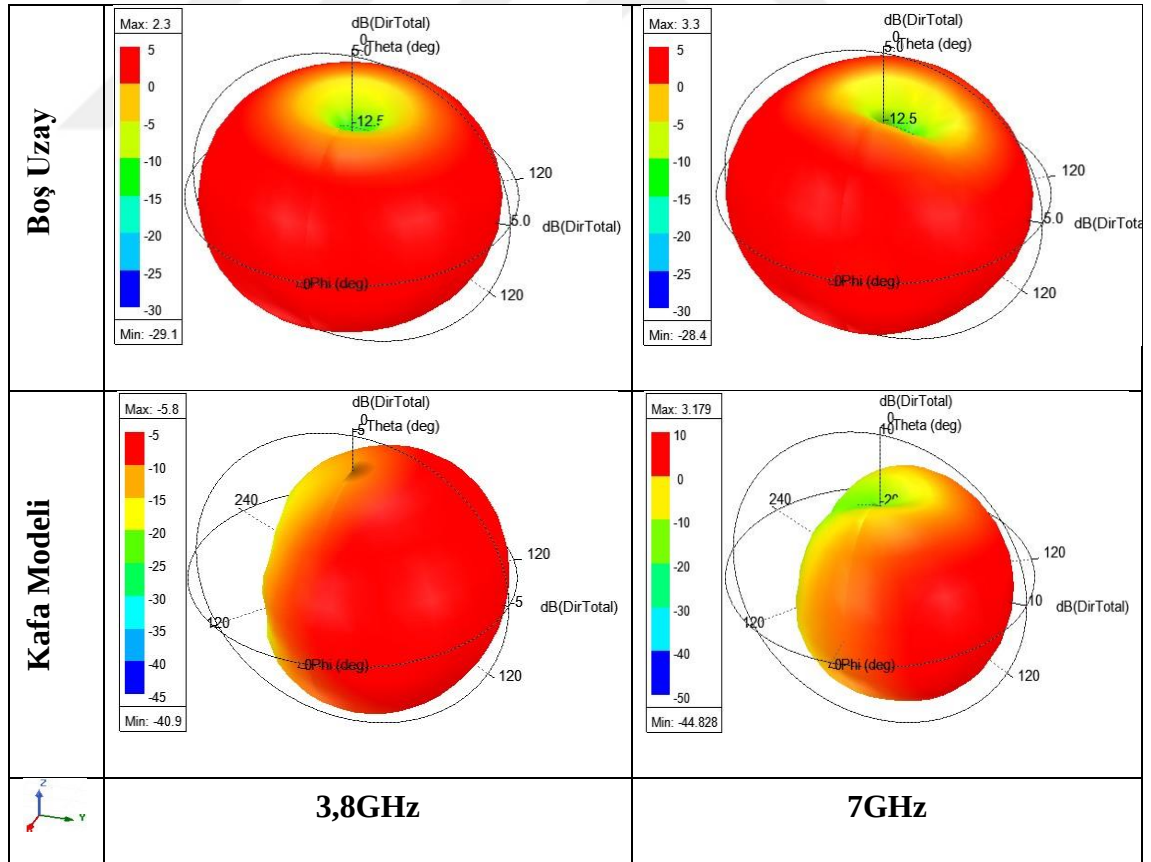


Şekil 4.7. Önerilen antenin 3,8GHz'de simüle edilmiş ışıma modelleri: **a)**E-düzlemi; **b)**H-düzlemi



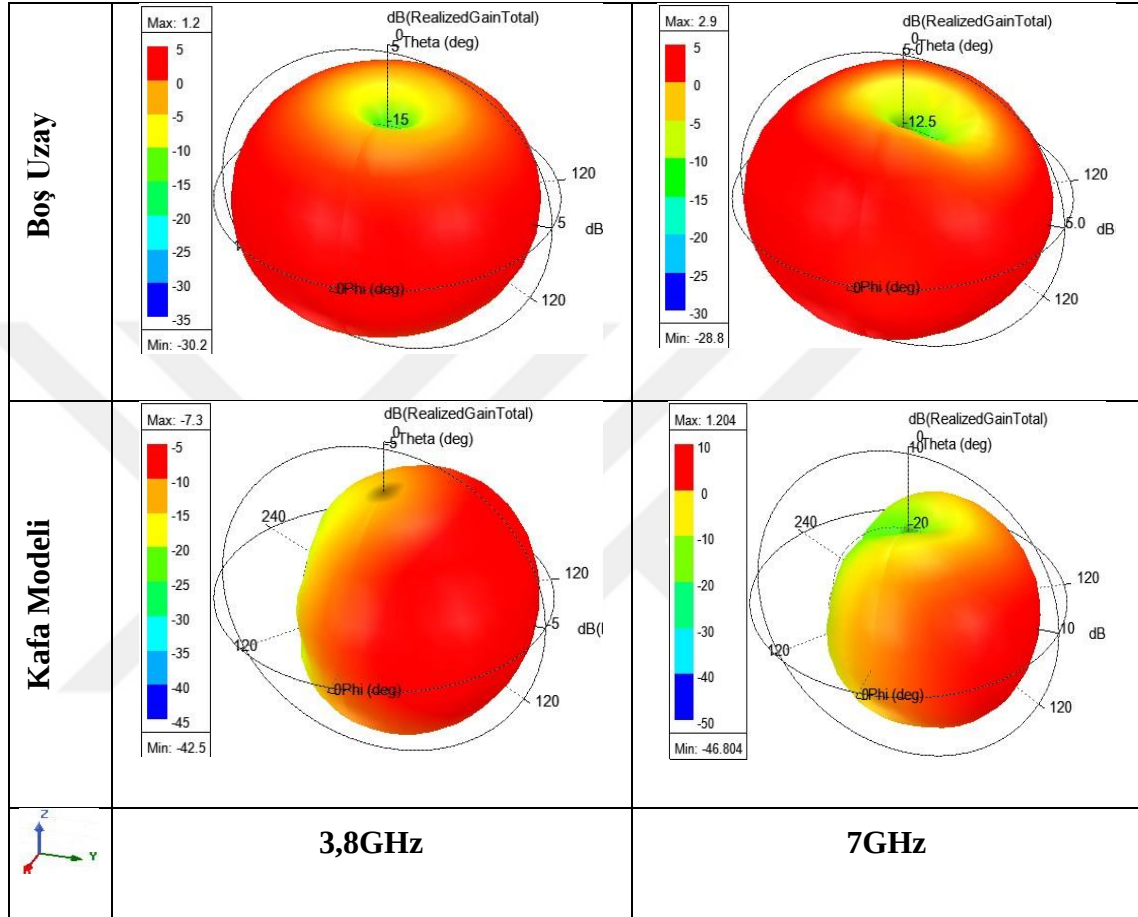
Şekil 4.8. Önerilen antenin 7GHz'de simüle edilmiş ışıma modeli: **a)**E-düzlem; **b)**H-düzlemi

Şekil 4.9, önerilen antenin üç boyutlu yönlülük sonuçlarını belirtmektedir. Boş uzayda yönlülüğün 3,8 GHz'de 2,3 dB ve 7 GHz'de 3,3 dB maksimum değerine sahip olduğunu göstermektedir. Kafa modeli varken gerçekleştirilen simülasyonlarda 3,8GHz için en yüksek 5,8dB elde edilmişken 7GHz'de ise 3,179dB simüle edilmiştir.



Şekil 4.9. Antenin üç boyutlu yönlülüğü

Anten ışıma yoğunluğunun anten portundaki toplam besleme gücüne oranı olan üç boyutlu toplam anten gerçekleştirilmiş kazanç modeli, Şekil 4.10'da gösterilmektedir. Gerçekleştirilmiş kazanç, boş uzayda 3,8GHz'de 1,2dB ve 7GHz'de 2,9dB'lik bir sonuca sahiptir. Anten kafa modeline yaklaştırıldığında, üç boyutlu toplam gerçekleşen kazanç Şekil 4.10'da gösterilen bir düşüşe sahiptir. Söz konusu bu davranış, mikroşerit antenin yakınındaki kayıplı kafa modelinden kaynaklanmaktadır.



Şekil 4.10. Antenin üç boyutlu gerçekleştirilmiş kazancı

4.1.1. Önerilen Antenin İyonlaştırıcı olmayan Dozimetri Analizi

Tam yansız odadaki ölçümler gerçekleştirdikten sonra, termal kamera görüntüleri bilgisayarda geliştirilen görüntü işleme algoritmaları ile incelenmiştir. Bu sayede tasarlanan antenin incelenen frekanslarda vücut dokusunda sebep olacağı sıcaklık analizi gerçekleştirilmiştir.

SAR, insan vücudu dokularındaki elektromanyetik dalga girişimini açıklayan bir ifadedir. Cep telefonları ve benzeri cihazlar için SAR limitleri uluslararası kuruluşlar ve ülkeler tarafından düzenlenir. Giyilebilir uygulamalar için insan sağlığı endişesi göz önüne alındığında, SAR seviyeleri korunur.

Antenin insan kafasındaki çeşitli dokularda 3,8GHz ile 7GHz frekanslarındaki SAR simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Simülasyonlarda Ansys HFSS kullanılmıştır.

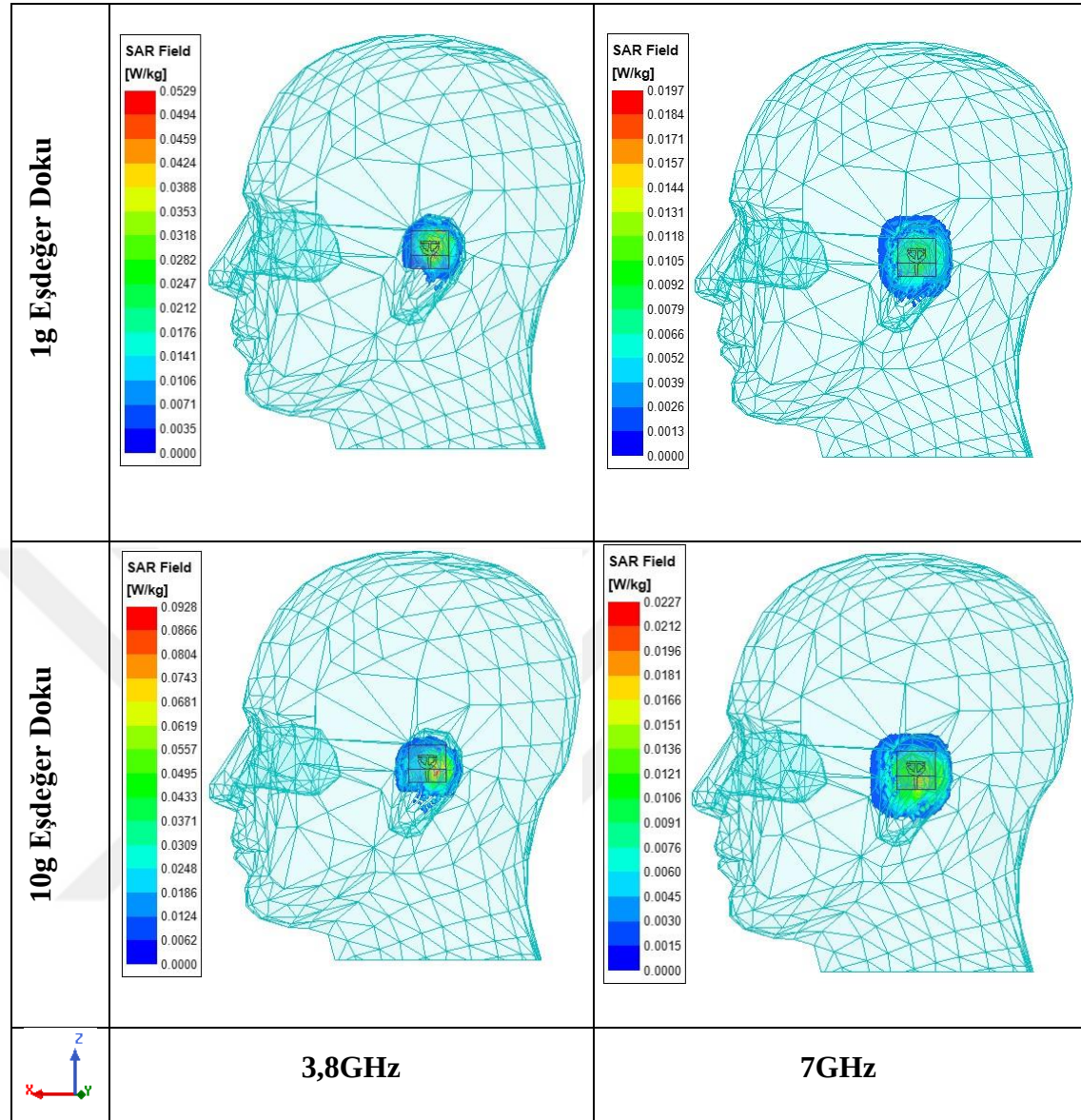
Simülasyon sırasında insan kafası modeline atanan malzeme özellikleri, literatürdeki gerçekçi değerler ışığında seçilmiştir. İnsan dokusunun malzeme özellikleri Çizelge 4.1'de deri, yağ, kas ve kemik, beyin, beyin gri madde ve beyin beyaz maddenin geçirgenliği (ϵ_r), iletkenliği σ (S/m) olarak ele alınmaktadır (Andreuccetti vd. 2012; Gabriel. 1996).

Çizelge 4.1. Biyolojik dokuların dielektrik sabiti, ϵ_r ve elektriksel iletkenliği, σ (S/m)

Dokular	3.8 GHz		7 GHz	
	ϵ_r	σ (S/m)	ϵ_r	σ (S/m)
Deri	36,75	2,21	34,08	4,82
Yağ	5,14	0,17	4,84	0,37
Kas	51,07	2,82	46,86	6,46
Kemik	10,63	0,68	9,17	1,44
Beyin	34,69	2	31,4	4,52
Beyin (Gri madde)	48	2,22	42,3	6,42
Beyin (Beyaz madde)	35,5	1,51	31,4	4,52

Simülasyonlar, anten boş uzayda ve üç boyutlu insan beyin dokusundan 1,5 mm'lik bir mesafeye yerleştirildiğinde doğrudan insan kafası modeline doğru yayıldığı senaryosu üzerine gerçekleştirilmiştir. Yeni nesil haberleşme sistemlerinde çalışma frekansı da yüksektir. Dolayısıyla giyilebilirlik yönü daha önemlidir. Çünkü insan vücudu, EM alanlarıyla etkileşime girme biçimleri bakımından farklılık gösteren dokulardan oluşur. Yüksek frekansta çalışan antenin etkileri, SAR cinsinden verilen elektromanyetik güç soğurma hızı ve insan dokularını ısıtma yeteneği ile orantılıdır. Bu nedenle doğru sayısal modellere ihtiyaç vardır. Bu çalışmada gerçekçi sonuçları elde etmek için yetişkin bir erkek modelinin üç boyutlu kafası kullanılmıştır.

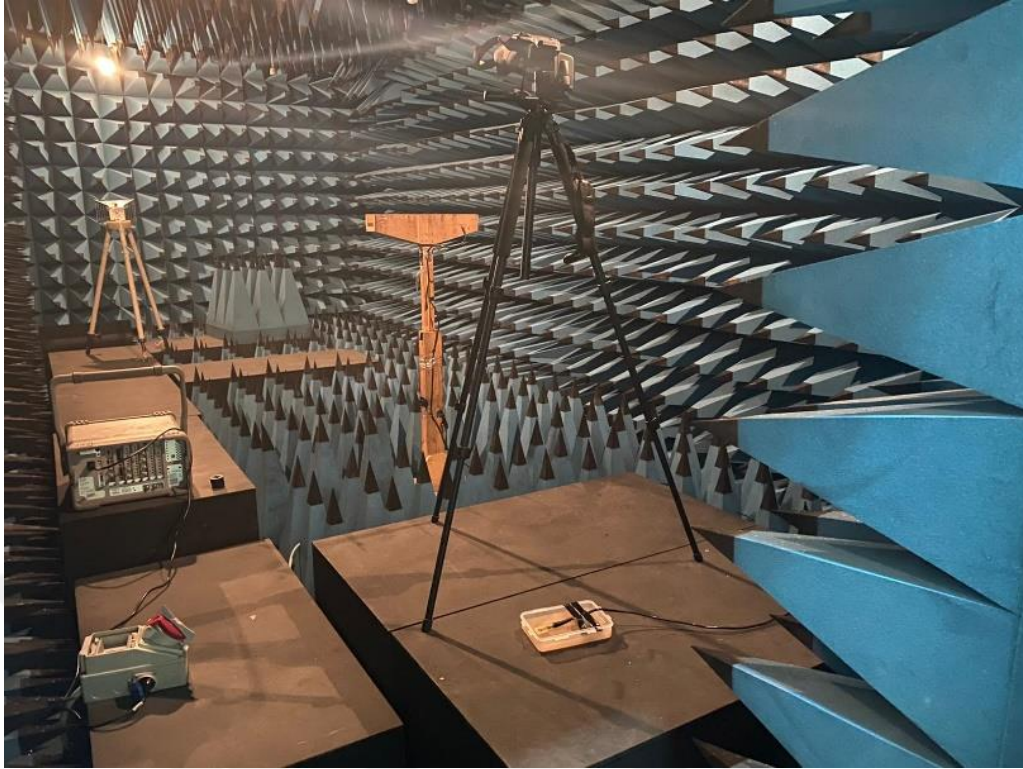
Şekil 4.11, kafa modelindeki SAR dağılım sonuçlarını göstermektedir. Sonuçlar doğrultusunda elde edilen SAR değerlerinin, Uluslararası İyonize Olmayan Radyasyondan Korunma Konseyi tarafından uygulanan elektrik alana maruz kalan insan dokuları için 2W/kg ortalama SAR değerinde 1g ve 10g için izin verilen maksimum SAR sınırlarından çok daha küçük olduğu bulunmuştur (ICNIRP 2020). 1,6W/kg IEEE/ICES C95.1-2019 tarafından verilmiştir (IEEE 2019). Şekil 4.11'de güvenli seviyenin altında SAR değerleri elde edilmiştir. Şekil 4.11(a) ve (b), 3,8GHz'de sırasıyla 1g ve 10g için 52,9mW/kg ve 19,7mW/kg değerleriyle SAR dağılımları belirtilmektedir. Şekil 4.11, 7GHz'de sırasıyla hem 1g hem de 10g eşdeğer doku için 92,8mW/kg and 22,7mW/kg SAR dağılımlarını göstermektedir.



Şekil 4.11. Beyin modelindeki SAR dağılımları

Tasarlanan antenden kaynaklı RF frekanslardaki alanlara maruz kaldığında fantom modelindeki sıcaklık değişimlerini ölçmek için deneysel ölçüm sistemi Şekil 4.12'de gösterilmektedir. Her ölçümden önce termal kamera kalibre edilmiştir. ICNIRP gerekliliklerini karşılamak için, antenin eşdeğer doku modeline 30 dakika ve 6 dakika maruziyeti referans alınarak deneyler gerçekleştirilmiştir.

Yansız odada termal kamera kayıtlarını gerçekleştirmeden önce oda sıcaklığı kontrollü ortam koşullarına göre ayarlanmıştır (3,8GHz'de 28°C; 7GHz'de 27°C). Ardından anteni ve fantomu yansız odada konumlandırdıktan sonra termal kamera yerleştirilmiştir. Antenin sırasıyla 6 dakikalık ve 30 dakikalık maruziyetini incelemek üzere deneyler gerçekleştirilmiştir.

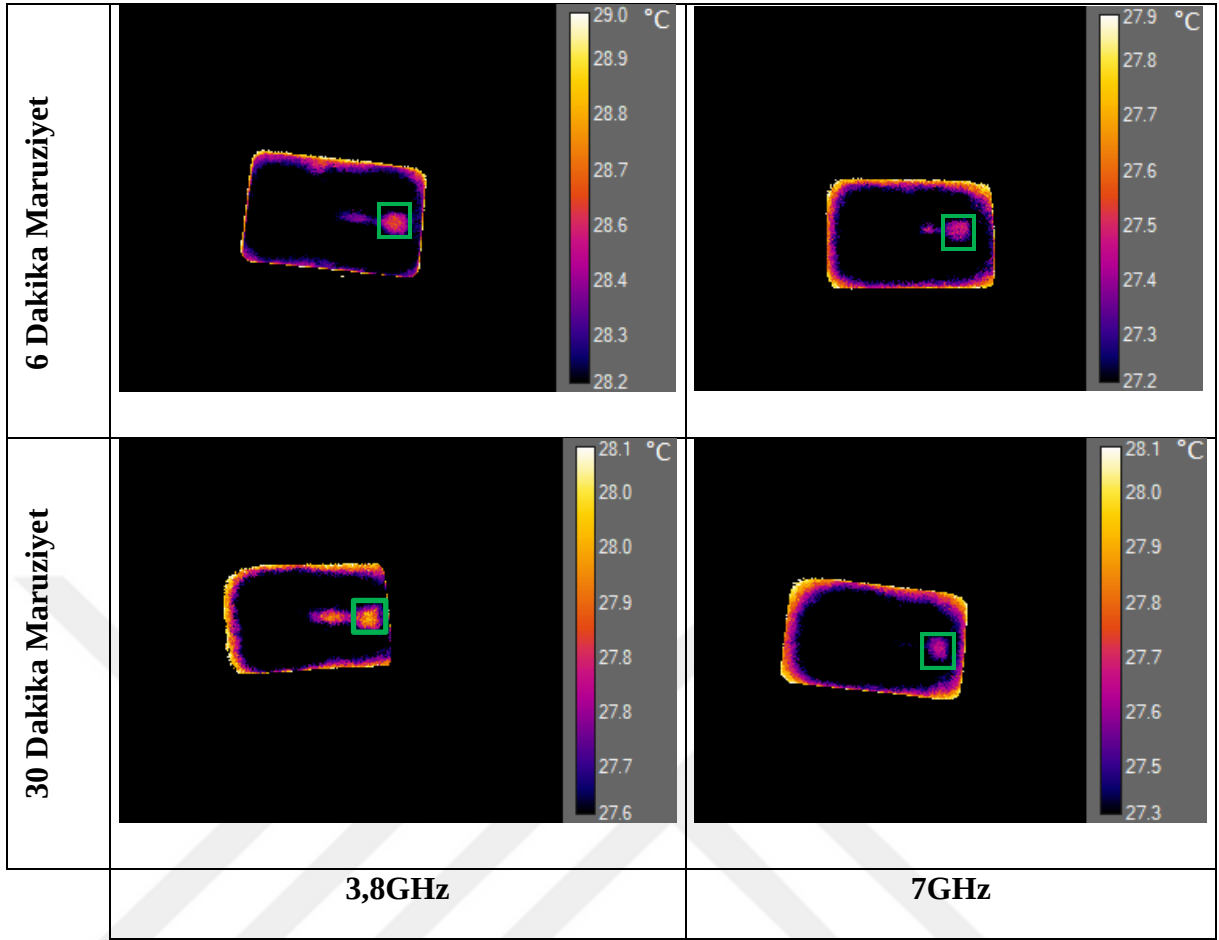


Şekil 4.12. Yansımaz odada sıcaklık ölçüm düzeneği

Yüksek frekanslarda dalga boyları ve deri kalınlığı daha küçüktür. Çizelge 4.2’de olduğu gibi, düşük frekanslı sıcaklık artışı aynı 6 dakika maruz kalma altında daha büyüktür. 30 dakika maruziyette 6 dakikaya kıyasla daha fazla sıcaklık artışı gözlenmiştir. Sıcaklık artışının ortam koşullarına ve malzemenin ısı kapasitesine bağlı olduğu bilinmektedir.

Çizelge 4.2. Beyin fantomunun yüzey sıcaklığı artışı (°C)

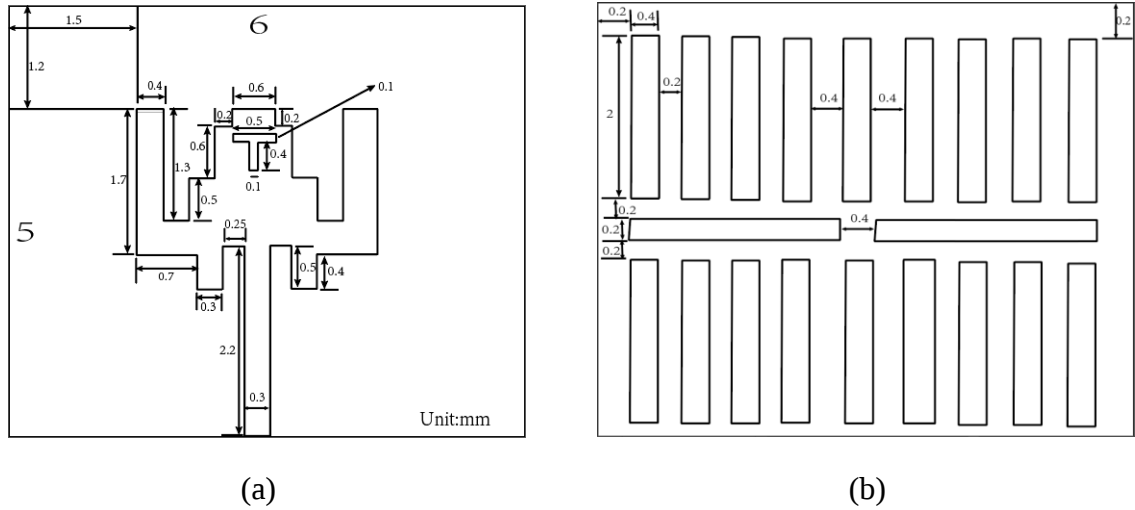
Maruziyet Koşulu		Başlangıç Sıcaklığı	Bitiş Sıcaklığı	Fark
3.8GHz	6 dk	28	28,7	0,7
	30 dk	28	28,8	0,8
7GHz	6 dk	27	27,6	0,6
	30 dk	27	27,7	0,7



Şekil 4.13. Antenin fantom sıvısındaki 6 dakika ve 30 dakikaya göre termogram görüntüleri. Anten yerleşimi yeşil kutu ile vurgulanmıştır

4.2. İki Bantlı 5G mmWave Giyilebilir Yama Anten Tasarımı

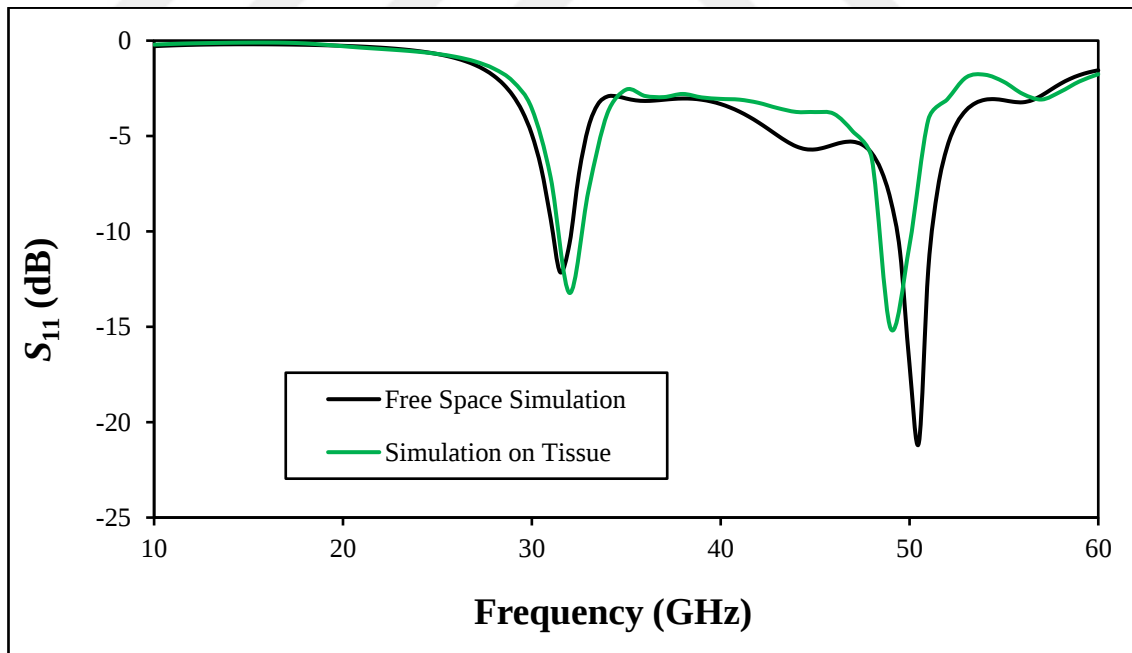
Bu tasarım, esas olarak 31GHz ve 50GHz'deki mmWave frekanslarında çalışmaktadır. Boyutları $6 \times 5 \times 0,55 \text{ mm}^3$ olan ve bağıl dielektrik geçirgenliği 2,2 ile kayıp tanjantı 0,0009 olan Rogers RT/duroid 5880 dielektrik malzeme ile modellenmiştir. Önerilen mikroşerit yama antenin simülasyon modeli Şekil 4.14(a) ve Şekil 4.14(b)'de gösterilmektedir. Yüzeyde kanal açma, ısıma kazancında bir dereceye kadar azalmaya neden olsa da, yüzey akımının yönünü değiştirerek daha fazla bant arttırabilmektedir. Bu antenin boyutu çok küçük ve yüzey şekli çok karmaşık olduğu için üretilmemiştir. Dolayısıyla bu mikroşerit anten sadece simülasyon perspektifinden analiz edilmiştir.



Şekil 4.14. a) Antenin üstten görünüşü; b) Antenin toprak görünüşü

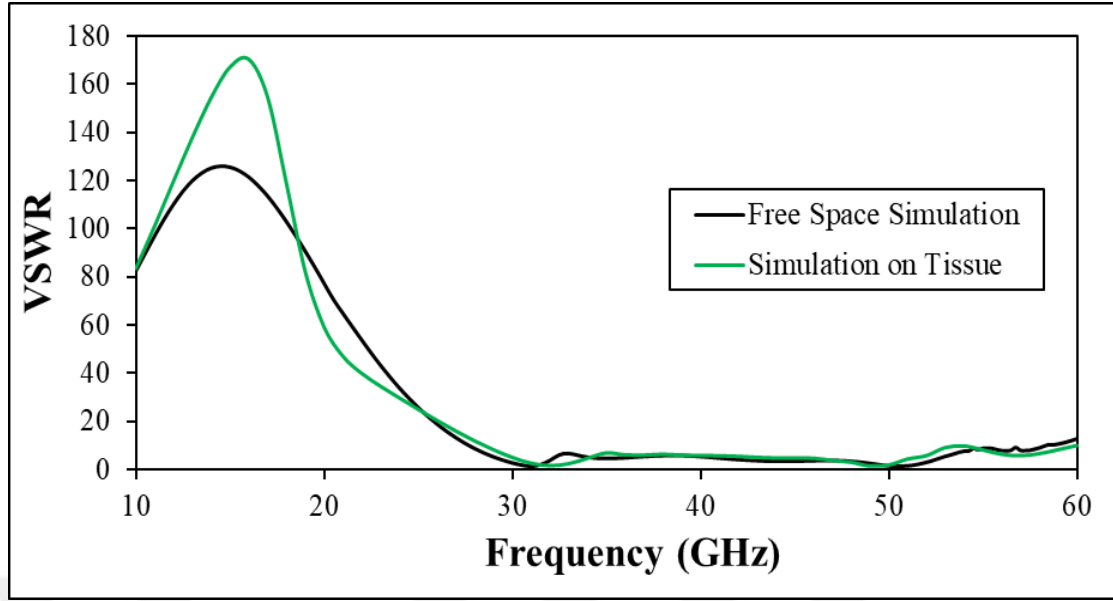
4.2.1. İki Bantlı 5G mmWave Antenin Simülasyon Sonuçları

Şekil 4.15'deki simülasyon sonuçlarından, bu mikroşerit yama antenin 31GHz ve 50GHz'de geri dönüş kaybının -10dB'den düşük olduğu görülebilir. Simülasyona üç katmanlı insan dokusu eklendiği zaman rezonans noktaları 32GHz ve 49,5GHz olmuştur. Bu etkinin dokuların kayıplı olması ve ışıma karakteristiğine olan etkileri yüzünden olduğu bilinmektedir.



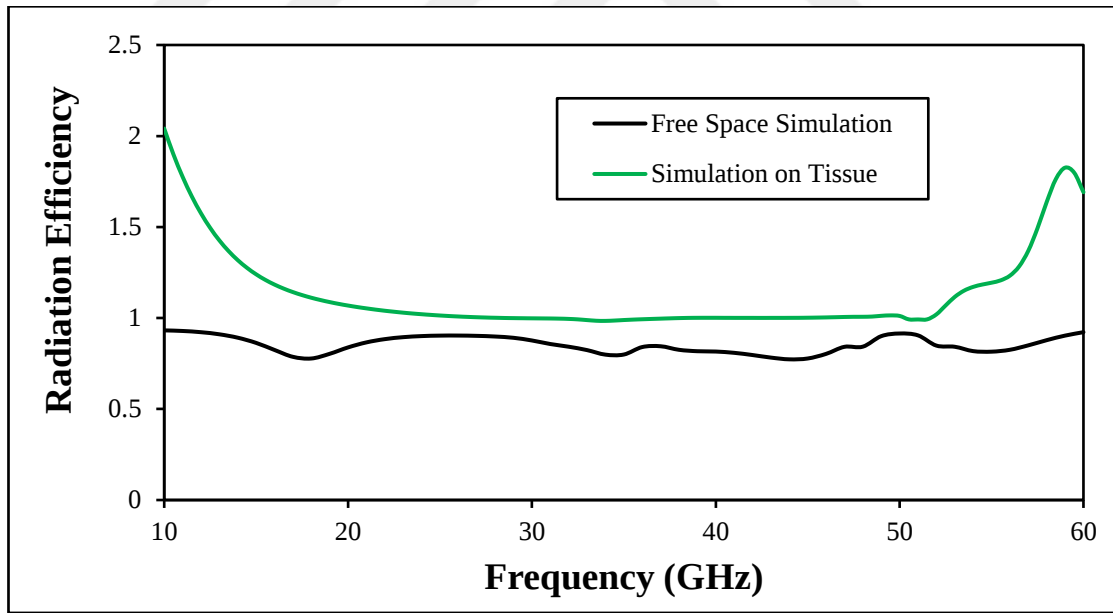
Şekil 4.15. Antenin geri dönüş kaybı, S_{11}

Şekil 4.16, VSWR sonuçlarını belirtmektedir. Sonuçlara göre çalışma bandındaki düşük frekanslarda 2'den biraz daha yüksek olmasına rağmen, yüksek frekanslarda 2'den çok daha düşüktür. Anten, boş uzayda ve doku üzerinde sırasıyla 31 GHz'de 1,32 ve 1,55, 50GHz frekansında ise 1,46 ve 1,43 VSWR'ye sahiptir.



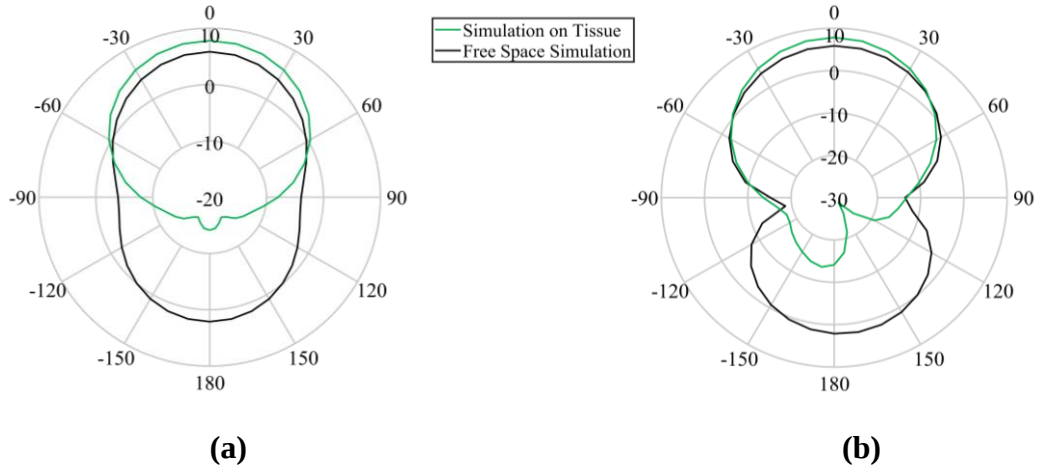
Şekil 4.16. Önerilen Antenin VSWR'si

Şekil 4.17, önerilen antenin simüle edilmiş radyasyon verimliliğini göstermektedir, insan beyini modelinde verimliliğin alt bantta %85,7 ve üst bantta %91,4 ve boş uzayda 31GHz'de %99,7, 50GHz'de %99,2'ün üzerinde olduğunu göstermektedir.

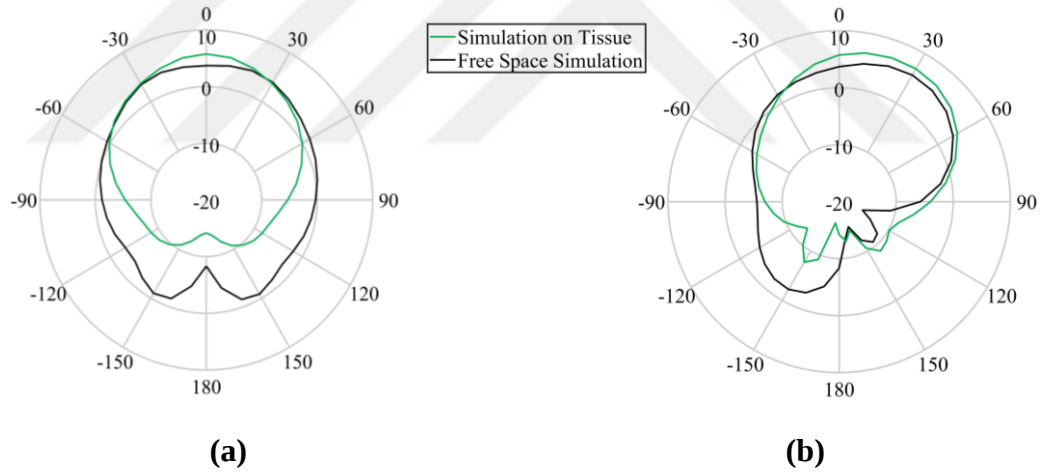


Şekil 4.17. Önerilen antenin ışıma verimliliği

Şekil 4.18 ve Şekil 4.19'da önerilen anten doku modeline yerleştirildiğinde sırasıyla E-düzlemi ve H-düzlemindeki kazanç (dB) ışıma örüntüleri iki farklı frekansta ölçülmüştür. Sonuçlar incelendiğinde, antenin E-düzlemindeki ve H-düzlemindeki örüntülerin doku modelinden etkilendiği gözlenmiştir.

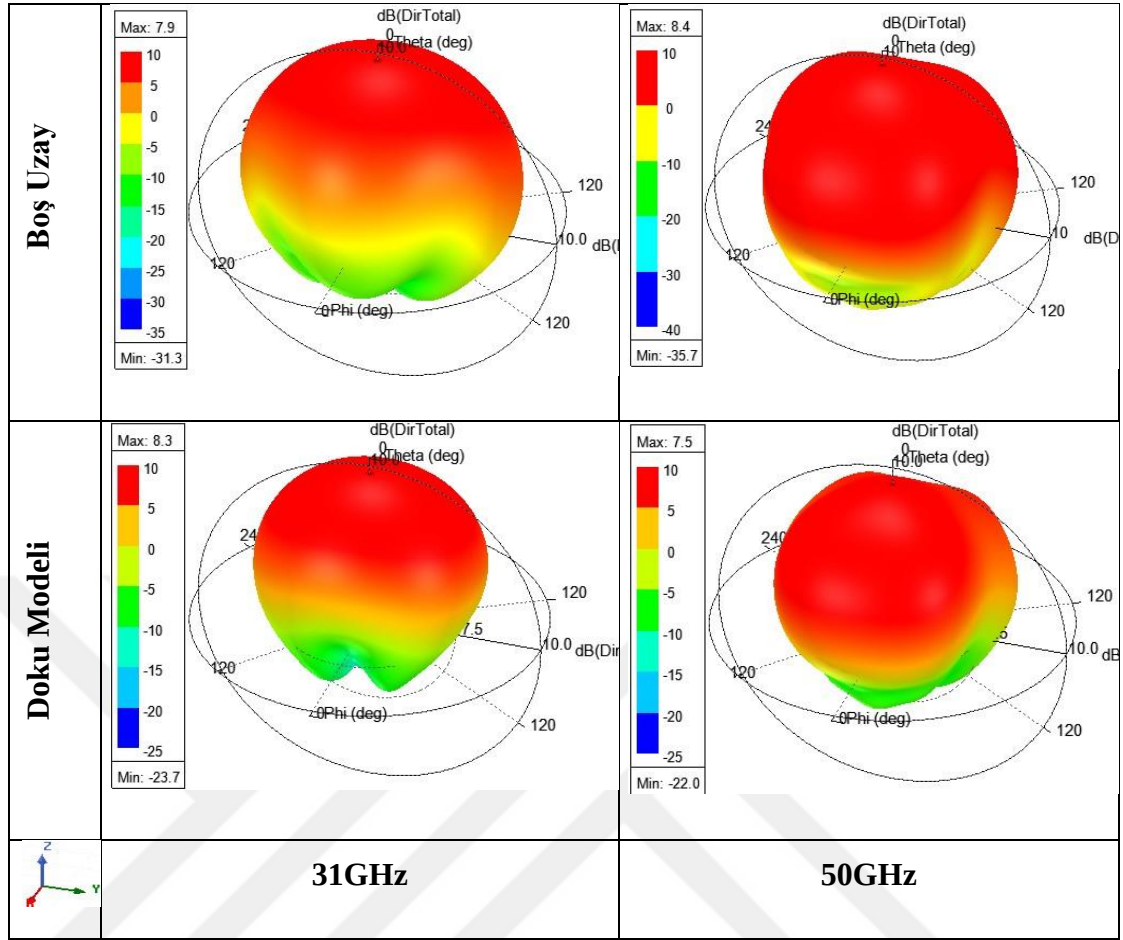


Şekil 4.18. Önerilen antenin farklı frekanslarda E-Düzlemi için simüle edilmiş ışıma modelleri **a)31GHz; b)50GHz**



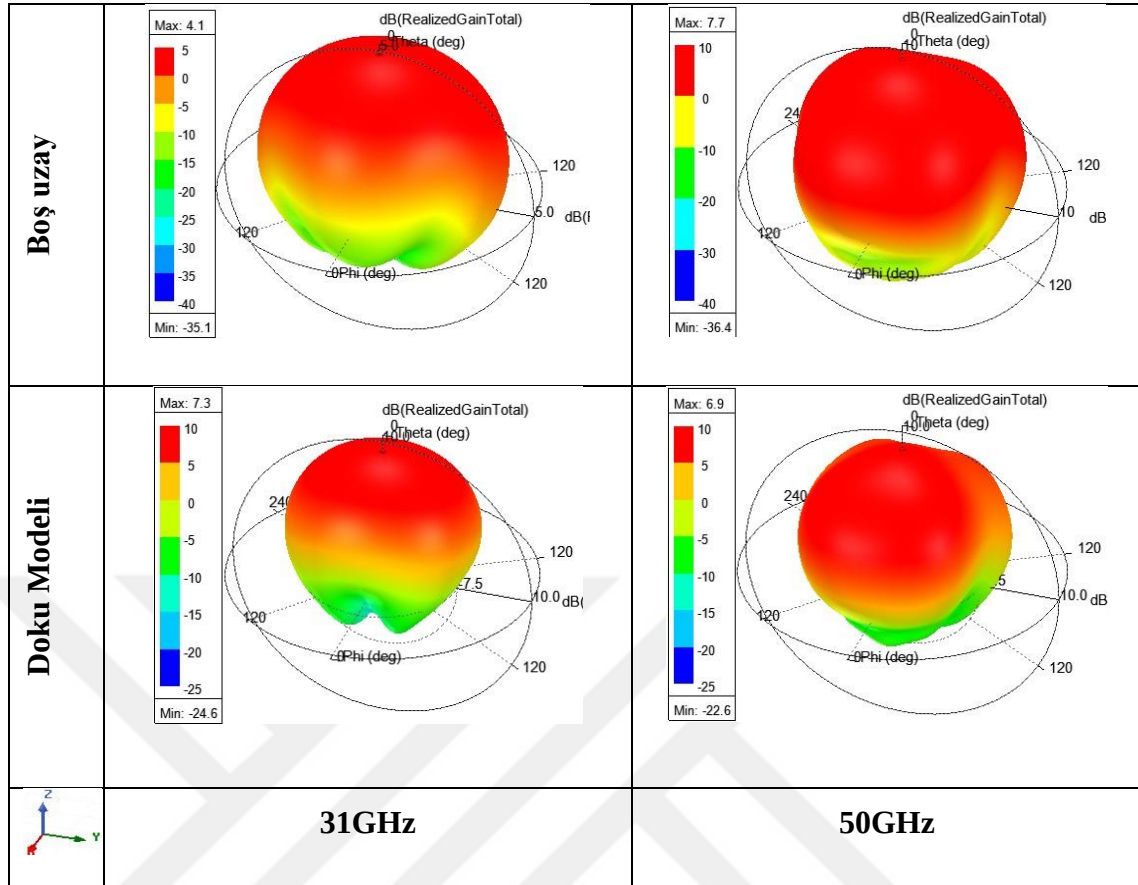
Şekil 4.19. Önerilen antenin farklı frekanslarda H-Düzlemi için simüle edilmiş ışıma modelleri **a)31GHz; b)50GHz**

Şekil 4.20'de antenin 31GHz ve 50GHz frekanslarındaki üç boyutlu yönlülüğü belirtilmiştir. Boş uzayda antenin yönlülüğü, 31GHz'de 7,9dB iken 50GHz'de 8,4dB maksimum değerine sahiptir. Doku modeli için 31GHz'de 8,3dB, 50GHz'de 7,5dB maksimum değerine sahiptir.



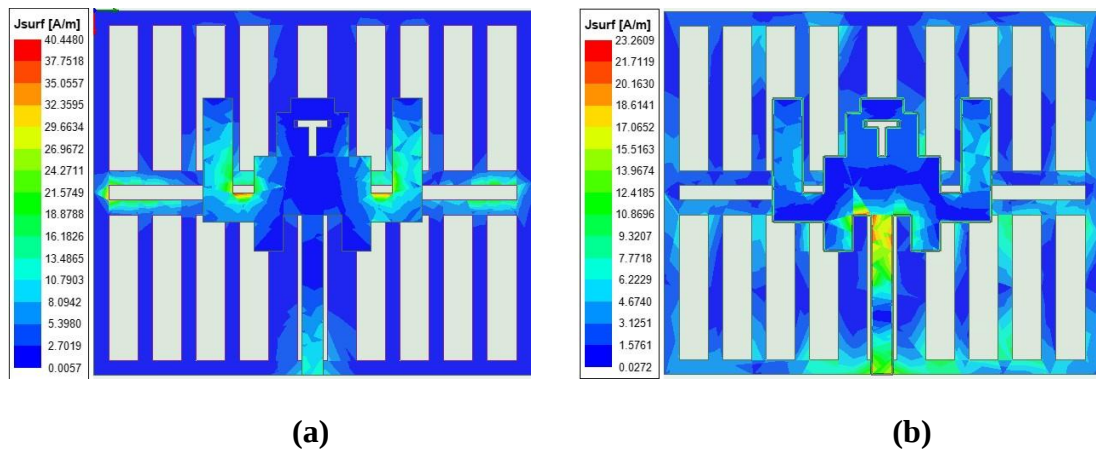
Şekil 4.20. Antenin üç boyutlu yönlülüğü

Anten ışıma yoğunluğunun anten portuna toplam giriş gücüne oranı olan üç boyutlu toplam gerçekleştirilmiş kazanç modeli Şekil 4.21'de gösterilmektedir. Gerçekleştirilmiş kazancın boş uzayda, 31GHz'de 4,1dB ve 50GHz'de 7,7dB'lik bir sonuca sahip olduğu gözlenmiştir. Anten insan kafası modeline yaklaştırıldığında, üç boyutlu toplam gerçekleştirilmiş kazanç Şekil 4.21'de gösterildiği gibi doku modelinde 31GHz'de 7,3dB ve 50GHz'de 6,9dB'dir.



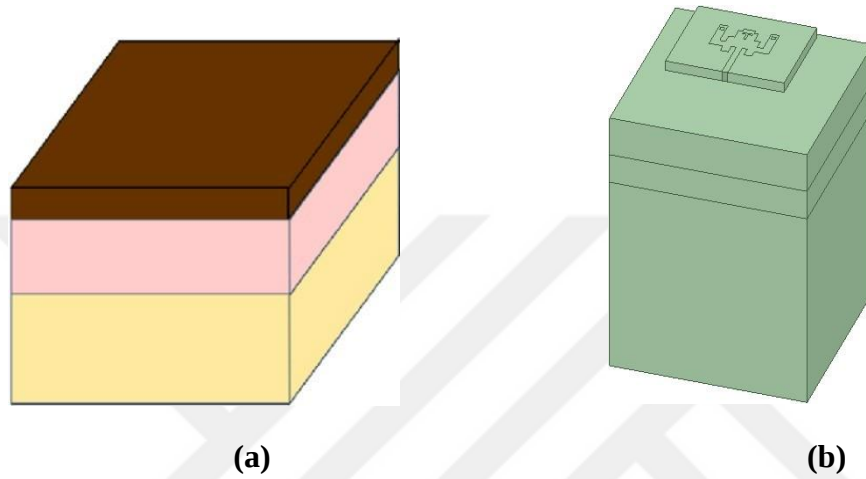
Şekil 4.21. Antenin üç boyutlu gerçekleştirilmiş kazancı

Antenin simüle edilmiş yüzey akımı dağılımları Şekil 4.22'de gösterilmektedir. Şekil 4.22'den akım yoğunluğu dağılımının, antenin orta besleme hattına ve ayrıca yama ve zeminin bazı kenarlarına kadar akımın yoğun olduğunu gösterdiği görülmektedir. Ayrıca, süreksizlik noktalarında ve özellikle orta taraftaki kollarında akım dağılımı gözlenmiştir. 50 GHz için anten besleme hattında ve yama üzerinde daha çok akım gözlenmişken, 31 GHz için antenin yama kısmının kollarında daha fazla görülmüştür.



Şekil 4.22. Önerilen antenin yüzey akımlarının dağılımı a)31GHz; b)50GHz

Mikroşerit yama anteninin katmanlı doku modelindeki dozimetri analizi, doku modelinin yüzeyine yerleştirilerek SAR dağılımı analizi ile gerçekleştirilmiştir. Anten ile doku modeli arasına 4 mm'lik bir boşluk koyulmuştur. Deri, yağ ve kastan oluşan üç katmanlı insan dokusu modeli Şekil 4.23(a)'da gösterilmektedir. Karşılaştırma için Ansoft HFSS'deki ayarlar da Şekil 4.23(b)'de gösterilmektedir. Literatürdeki bazı verilere göre deriyi 2 mm, yağı 1,5 mm, kas tabakasını 10 mm olarak ayarlanmıştır (Karthik ve Rao. 2015). Farklı frekanslardaki üç farklı ortamın dielektrik sabiti ile elektriksel iletkenliği sırasıyla Çizelge 4.4 ve Çizelge 4.5'te verilmiştir (Andreuccetti vd. 2012; Gabriel. 1996).



Şekil 4.23. a) Üç katmanlı insan dokusu modeli; b) Ansoft HFSS'de antenin dokuya yerleşimi

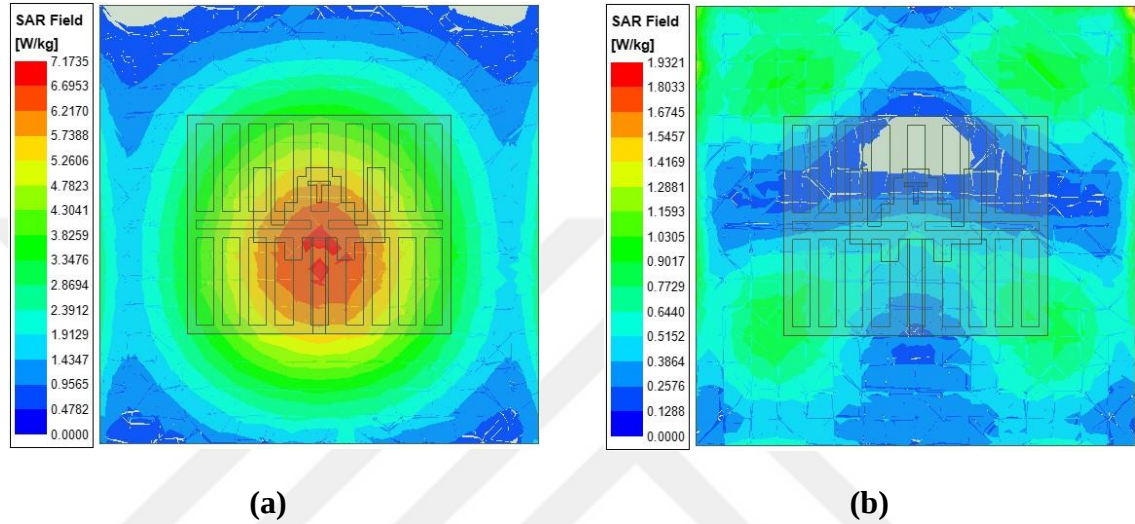
Çizelge 4.3. Deri, yağ, kas ve kemiğin dielektrik sabiti, ϵ_r

Doku	ϵ_r @31GHz	ϵ_r @50GHz
Deri	15,029	9,4021
Yağ	3,6105	3,2461
Kas	22,559	15,037

Çizelge 4.4. Deri, yağ, kas ve kemiğin elektriksel iletkenliği, σ (S/m)

Doku	σ (S/m) @31GHz	σ (S/m) @50GHz
Deri	27,688	34,619
Yağ	1,8408	2,5433
Kas	36,379	48,688

SAR sonuçları, mmWave frekans bölgesinde elde edilmiştir. Buna göre sonuçlar incelendiğinde, elektromanyetik dozimetri sonuçları ve etkileri araştırmacılar tarafından incelenmektedir. İşlemsel olumsuz sağlık etkilerine karşılık gelen radyo frekans EMF seviyeleri belirlenmiştir. Temel kısıtlamalar bunlardan türetilmiştir ve Çizelge 4.5’de açıklanmıştır (ICNIRP 2020). Temel kısıtlama değerleri Çizelge 4.5’te verilmiştir. Şekil 4.24’te görüldüğü gibi 31GHz’de SAR değerinin 7,1735W/kg, 50GHz’de SAR değerinin 1,9321W/kg olduğu okunabilmektedir. Temel Kısıtlamalara göre 6GHz ila 300GHz arasındaki SAR değerleri uygunluğu belirlerken dikkate alınması gerekmemektedir.



Şekil 4.24. Antenin sebep olduğu farklı frekanslardaki SAR dağılımı a)31GHz; b)50GHz

Çizelge 4.5 100 kHz'den 300 GHz'e kadar 6dk'dan fazla elektromanyetik alana maruz kalma için temel kısıtlamalar

Maruz kalma senaryosu	Frekans bandı	Tüm vücut ortalaması SAR(W/kg)	Bölgesel Baş/Gövde SAR (W/kg)	Bölgesel Uzun SAR (W/kg)
Meslekle ilgili	100 kHz ila 6 GHz	0,4	10	20
	>6 ila 300 GHz	0,4	Uygulanamaz	Uygulanamaz
Genel Halk	100 kHz ila 6 GHz	0,08	2	4
	>6 ila 300 GHz	0,08	Uygulanamaz	Uygulanamaz

5. SONUÇLAR

Bu çalışma; mikroşerit antenlerin sonlu elemanlar yöntemi tabanlı çalışan Ansys HFSS ile tasarımı, anten karakteristiğinin hem simülasyonlarla hem de deneysel olarak belirlenmesi ve giyilebilir mikroşerit yama antenin insan dokusu modellerindeki analizini içermektedir. Çalışma kapsamında tasarım süreçleri ile ilgili uygun standartlara göre incelemeler gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, anten ölçümleri için gerekli olan altyapı ve teorik bilgiyi oluşturmak amacıyla literatür incelemesi yapılmıştır. Bunun yanında, giyilebilir antenin insan sağlığına etkilerini incelemek için elektriksel olarak eşdeğer doku modeli oluşturulmuş ve termal kamera ile antenin sebep olduğu sıcaklık artışı analiz edilmiştir. Bu sayede, doku modelindeki sıcaklık dağılımı deneysel olarak incelenmiş; uluslararası standartlar ışığında değerlendirilmiştir. Bu çalışma sonucunda giyilebilir teknoloji alanında yeni nesil haberleşme sistemlerinin kullanıldığı cihazların elektromanyetik maruziyet analizleri gerçekleştirilmiştir. Buna göre farklı senaryolar için biyoelektromanyetik tabanlı analizler yapılmış, sonuçlar uluslararası standartlara göre değerlendirilmiştir. Bu bağlamda çeşitli senaryoların incelenmiş ve elektromanyetik alanlara maruziyet analizleri gerçekleştirilmiştir. Çalışma kapsamında elde edilen sonuçlar ışığında literatüre yeni nesil giyilebilir cihazlardan kaynaklanan elektromanyetik alanların biyolojik dokularla etkileşimi, teorik çözümlemeler ve deneysel ölçümler sayesinde sunulması planlanmaktadır.

Bu çalışmada 6GHz altındaki 5G uygulamaları için çift bantlı bir giyilebilir ve bir mmWave frekans bandı için çift bantlı mikroşerit yama anteninin tasarımı ve SAR analizi tartışılmıştır. Antenlerin geri dönüş kaybının hem boş uzayda hem de dokudaki simülasyon sonuçları, -10 dB'yi karşılamaktadır. Esneklik, uygunluk ve giyilebilirlik amaçları için bu tasarım temel standartlara uygundur. Çift-bantlı mikroşerit yama anteni ile nispeten daha güvenli SAR değerlerine (3,8GHz'de maksimum $0,0529 \ll 1,6\text{W/kg}$; $0,0928 \ll 2\text{W/kg}$) ulaşılmıştır. Çift-bantlı mmWave mikroşerit yama antenin ölçtüğü SAR değeri standartın altında olmasa da maksimum değeri 31GHz'deki $7,1735\text{W/kg}$ ve 50GHz'de ise $1,9321\text{W/kg}$ 'dır. Vücut sıcaklığı 1°C arttığında önemli fizyolojik değişiklikler meydana gelmektedir (ICNIRP. 2020). Ölçüm sonuçlarına göre, birinci çift-bantlı mikroşerit yama antenin beyin fantomun yüzey sıcaklığı artışı en yüksek $0,7^\circ\text{C}$ olarak elde edilmiştir.

Literatüre göre, 6 GHz altındaki 5G frekans bandının ana uygulama aralığı, çoğu ülkede 2,5-4,2GHz arasındadır. Çift-bantlı mikroşerit anteni gösteren bu tez, 5G'ye uygulanabilmektedir. Son 5 yılda yayınlanmış ve Çizelge 4.6'daki bazı tasarımlarla karşılaştırıldıktan sonra bu tasarımın avantajları, birden fazla frekans bandında çalışabilmesi ile daha geniş bir uygulama yelpazesine sahip olması olarak belirtilebilir.

Çift-bantlı mmWave mikroşerit yama anteni, test için fiziksel üretilmeyecek kadar küçük ve karmaşık şekiller olsa da, zamanla bilim ve teknolojinin ilerlemesiyle gerçekleştirilecektir. Bu sayede ileri seviye aletlerin gelişmesiyle minyatürize mikroşerit antenlerin imalatı yapılabilir.

Her iki antenin simülasyonları sonucunda doku modelindeki SAR dağılımı elde edilmiştir. Buna göre, her katman bireysel özelliklerine bağlı olarak etkilenmiştir.

Çizelge 4.6. Önerilen 6GHz altındaki 5G uygulamaları için antenin literatürdeki antenlerle karşılaştırılması

Kaynaklar	Boyut (mm ³)	Bant Genişliği (%)	Kazanç (dBi)	SAR(10g) W/kg	Uygulama Alanı
Zerith ve Nesasudha (2020)	33×30×1	2,4-2,5GHz 4,08%	1,9	Yok	Yok
Gopi ve Naik (2019)	25×28×0,1	2,63-2,66GHz 1,13% 2,92-2,95GHz 1,02% 3,21-3,28GHz 2,16%	1,57 2,24 4	Yok	Sub-6 GHz'de kullanabilir
Siha vd. (2020)	33×23×1	2,4-2,4835GHz 3,419%	Yok	0,03101	Yok
Arif vd. (2019)	39×39×0,508	2,36-2,55GHz 7,75%	2,06	1,56 @0,135W 1,96 @0,34W	Yok
Yadav vd. (2020)	25×25×1	2,96-11,6GHz 119,68%	5,47	1,6018	Sub-6 GHz'de kullanabilir
Yadav vd. (2020)	25×25×1	3,4-4,3GHz 23,37% 4,7-8,4GHz 56,48% 10,3-14,1GHz 31,14%	4,85	1,84 @5,2GHz 1,91 @5,5GHz	Sub-6 GHz'de kullanabilir
Alsharif ve Kurnaz (2018)	70×60×1,6	1,6-11,2GHz 150%	6,17	Yok	Sub-6 GHz'de kullanabilir
Pillai ve Sheeba O (2020)	22×24×1,59	3,3-3,45GHz 4,4% 5,31-6,31GHz 17,2% 7,21-7,4GHz 2,6%	2,13	Yok	Sub-6 GHz'de kullanabilir
Yerlikaya vd. (2020)	10,7×22,5×1,6	3,4-4,2GHz 21%	2,3	Yok	Sub-6 GHz'de kullanabilir
<u>Bu tasarım</u>	<u>25×25×1,5</u>	<u>3,6-3,8GHz 5,4%</u> <u>6,2-7,6GHz 20,29%</u>	<u>2,8</u>	<u>0,0928</u>	<u>Sub-6 GHz'de kullanabilir</u>

Yüksek frekanstaki elektromanyetik dalgaların dokularla etkileşimi geçici veya kalıcı olarak hasara sebep olmaktadır. Bu durumu ele almak için çoklu disiplinli iş birliğe ve daha detaylı çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu konuların araştırılması, toplumun bilinçlenmesinde önemli rol oynamaktadır. İlerleyen çalışmalarda söz konusu antenlerin yüksek frekanslardaki dozimetrik analizlerinin deneysel olarak incelenmesine ve yeni nesil haberleşme sistemlerinin vücut alan ağı içindeki davranışlarına yönelik yapılmasını içermektedir.

6. KAYNAKLAR

- Abi T Zerith M, Nesasudha M. 2020. A Compact Wearable 2.45 GHz Antenna for WBAN Applications. 2020 5th International Conference on Devices, Circuits and Systems (ICDCS).
- Aiswarya S Pillai, Dr.Sheeba O. 2020. A Novel Design of Notched Patch Antenna for UWB Applications. Proceedings of the International Conference on Intelligent Computing and Control Systems (ICICCS 2020) IEEE Xplore Part Number:CFP20K74-ART; ISBN: 978-1-7281-4876-2.
- Ali Arif, Muhammad Zubair, Mubasher Ali, Muhammad Umar Khan, and Muhammad Qasim Mehmood. 2019. A Compact, Low-Profile Fractal Antenna for Wearable on-body WBAN Applications. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, Vol.18, No.5.
- American Conference of Governmental Industrial Hygienists. 2017. TLVs and BEIs: based on the documentation of the threshold limit values for chemical substances and physical agents and biological exposure indices. Cincinnati, OH: ACGIH.
- Andreuccetti, D., Fossi, R. and Petrucci, C. 2012. An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz-100 GHz. <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop> [Son erişim tarihi: 06.03.2019].
- Arif, Ali, et al. 2019. A compact, low-profile fractal antenna for wearable on-body WBAN applications. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters 18.5 (2019): 981-985.
- Arpan Shah, Piyush Patel. 2021. Broadband coplanar waveguide - fed stub loaded pot shape E - textile antenna equipped with perfect electric conductor. International Journal of RF and Microwave Computer-Aided Engineering, 10.1002/mmce.22591(2021).
- Ashok Yadav, V.K.Singh, Goncalo Santos Marques, Begoña García Zapirain and Isabel De la Torre Díez. 2020. Wireless Body Area Networks: UWB Wearable Textile Antenna for Telemedicine and Mobile Health Systems. May 2020 Micromachines 11(558) DOI: 10.3390/mi11060558.
- Ashok Yadav, V.K.Singh,Pranay Yadav, Amit Kumar Beliya, Akash Kumar Bhoi and Paolo Barsocchi. 2020. Design of Circularly Polarized Triple-Band Wearable Textile Antenna with Safe Low SAR for Human Health. August 2020 Electronics 9(9):1366 DOI: 10.3390/electronics9091366.
- Cole KS, Cole RH. 1941. Dispersion and absorption in dielectrics. The Journal of Chemical Physics. 9:341-352.

- C. Gabriel. 1996. Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies. Report N.AL/OE-TR-1996-0037, Occupational and environmental health directorate, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas (USA).
- Dattatreya Gopi, Ketavath Kumar Naik. 2019. Tri-band miniaturized elliptical shaped flexible patch antenna for wireless communications at S-band applications. *International Journal of Microwave and Optical Technology* 14(1):37-45.
- Diptiranjan Samantaray, Somak Bhattacharyya and Kothapalli V. Srinivas. 2019. A modified fractal-shaped slotted patch antenna with defected ground using metasurface for dual band applications. *International Journal of RF and Microwave Computer-Aided Engineering*, 2019;e21932.
- Fawzy Alsharif, Çetin Kurnaz. 2018. Wearable Microstrip Patch Ultra Wide Band Antenna for Breast Cancer Detection. 2018 41st International Conference on Telecommunications and Signal Processing (TSP).
- Gabriel C, Gabriel S, Corthout E. 1996. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Phys Med Biol*. 41:2231-2293.
- Gurmeet Singh, A.P.Singh. 2018. On the design of planar antenna using Fibonacci word fractal geometry in support of public safety. *International Journal of RF and Microwave Computer-Aided Engineering*. 2018; e21554.
- Hirata A, Fujiwara O. 2009. The correlation between mass-averaged SAR and temperature elevation in the human head model exposed to RF near-fields from 1 to 6 GHz. *Phys Med Biol* 54:7171–7182.
- Hurt WD. 1985. Multiterm Debye dispersion relations for relative permittivity of muscle. *IEEE Trans Biomed Eng*. 32:60-64.
- ICNIRP. 2020. Guidelines for limiting exposure to electromagnetic fields (100 kHz to 300 GHz). *Health Phys.*, vol. 118, no. 5, 483–524.
- IEEE. 2005. Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz IEEE. IEEE Standard C95.1-2005.
- K. Ates, H. F. Carlak. 2017. Dosimetry Analysis of the Human Head Model Due to Mobile Phone Usage at Gsm-850 Frequency Band. *International Conference on Engineering and Technology (ICET)*.
- Le, Tu Tuan, and Tae-Yeoul Yun. 2020. Miniaturization of a Dual-Band Wearable Antenna for WBAN Applications. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* 19.8 (2020): 1452-145.

- Mehmet Yerlikaya, Seyfettin Sinan Gültekin and Dilek Uzer. 2020. A novel design of a compact wideband patch antenna for sub6 GHz fifthgeneration mobile systems. *International Advanced Researches and Engineering Journal* 04(02): 129-133.
- Nurulazlina Ramli, Shehab Khan Noor, Taher Khalifa and N. H. Abd Rahman. 2020. Design and Performance Analysis of Different Dielectric Substrate based Microstrip Patch Antenna for 5G Applications. (IJACSA) *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, Vol. 11, No. 8, 2020.
- Peng Yan, Lu Mai, Chen Xiaoqiang and Tian Rui. 2015. Exploration Research of Estimation Method on the Dielectric Properties of Biological Tissue in Terahertz Based on the Modified Fourth Cole-Cole Model. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, Vol.34, No.2.
- Prakasam, V., Reddy, N.. 2021. Hexagonal Shaped Micro-strip Patch Antenna Design for 2.45 GHz WLAN System. 2021 6th International Conference on Inventive Computation Technologies (ICICT).
- Smida, Amor, et al. 2020. Wideband Wearable Antenna for Biomedical Telemetry Applications. *IEEE Access* 8 (2020): 15687-15694.
- Sourav Siha, TSeen Reaz Niloy, Raja Rashidul Hasan, Md. Abdur Rahman and Sajidur Rahman. 2020. A Wearable Microstrip Patch Antenna for Detecting Brain Tumor. 2020 International Conference on Computation, Automation and Knowledge Management (ICCAKM) Amity University.
- S. Ozen, S. Helhel, and S. Bilgin. 2011. Temperature and burn injury prediction of human skin exposed to microwaves: a model analysis. *Radiation and environmental biophysics*, vol. 50.3, pp. 483-489.
- T. M. Islam, Z. H. Abidin, I. R. M. Faruque, and N. Misran. 2012. Analysis of materials effects on radio frequency electromagnetic fields in human head. *Progress In Electromagnetics Research*, Vol. 128, pp. 121-136, 2012.
- T. Wessapan and Phadungsak Rattanadecho. 2012. Numerical analysis of specific absorption rate and heat transfer in human head subjected to mobile phone radiation: Effects of user age and radiated power. *Journal of Heat Transfer*, vol. 134.12, pp. 121101-1-10.
- V Karthik, T. Rao. 2015. Design of a quad band Microstrip Antenna for Wearable Wireless Devices and investigations on Substrate types and performance at various body sites. 2015 International Conference on Computing and Communications Technologies (ICCCT'15).

V Karthik, T. Rao. 2017. Investigations on SAR and Thermal Effects of a Body Wearable Microstrip Antenna. *Wireless Pers Commun*: 96:3385–3401.

Zain Ul Abedin and Zahid Ullah. 2017. Design of a Microstrip Patch Antenna with High Bandwidth and High Gain for UWB and Different Wireless Applications. (*IJACSA*) *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, Vol. 8, No. 10, 2017



ÖZGEÇMİŞ

Haihan SHUI

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans 2018-2021	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Antalya
Lisans 2012-2016	Zhengzhou University of Light Industry Elektronik Bilgi Mühendisliği Fakültesi, Elektrik Mühendisliği ve Otomasyon Bölümü, Zhengzhou