

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**YENİ NESİL HABERLEŞME SİSTEMLERİNİN NEDEN OLDUĞU
ELEKTROMANYETİK ALAN MARUZİYETİNİN MODELLENMESİ VE
İNCELENMESİ**

Niyazi İL

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

OCAK 2024

ANTALYA

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

**YENİ NESİL HABERLEŞME SİSTEMLERİNİN NEDEN OLDUĞU
ELEKTROMANYETİK ALAN MARUZİYETİNİN MODELLENMESİ VE
İNCELENMESİ**

**Niyazi İL
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

OCAK 2024

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YENİ NESİL HABERLEŞME SİSTEMLERİNİN NEDEN OLDUĞU
ELEKTROMANYETİK ALAN MARUZİYETİNİN MODELLENMESİ VE
İNCELENMESİ

Niyazi İL
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

Bu tez 12/01/2024 tarihinde jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN (Danışman)
Prof. Dr. Selçuk HELHEL
Prof. Dr. Mesud KAHRİMAN
Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK
Dr. Öğr. Üyesi Gürkan BİLGİN

ÖZET

YENİ NESİL HABERLEŞME SİSTEMLERİNİN NEDEN OLDUĞU ELEKTROMANYETİK ALAN MARUZİYETİNİN MODELLENMESİ VE İNCELENMESİ

Niyazi İL

Doktora Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Ocak 2024; 61 sayfa

Son yıllarda iletişim teknolojilerindeki hızlı ilerlemeler, insanlar arasındaki iletişimi değil sadece insanlar arasındaki iletişimi değil, aynı zamanda nesneler arasındaki iletişimi de mümkün kılmıştır. Nesneler artık birbirleriyle iletişim kurabilir, çevrelerinden veri toplayabilir ve bu verileri işleyerek kararlar alabilirler. Bu gelişmeler yeni nesil iletişim teknolojilerinin enerji sektörü, radar sistemleri, güvenlik teknolojileri, endüstriyel alanlar, mikrodalga uygulamaları, sağlık sektörü, giyilebilir teknolojiler, akıllı şehir uygulamaları gibi hayatın birçok alanında yoğun bir şekilde kullanılmasını zorunlu kılmaktadır. Ancak, bu teknolojik gelişmelerin bir sonucu olarak, normal yaşamda elektromanyetik alan seviyelerinde artış meydana gelmektedir. Bu durum, sağlık ve güvenlik risklerini beraberinde getirerek, aynı zamanda mesleki elektromanyetik maruziyet problemlerini de da tehlikeli seviyelere taşımaktadır. Özellikle elektromanyetik alanlara maruz kalan bireylerin sağlığı üzerindeki etkileri daha yakından incelenmelidir. Ayrıca, bu teknolojilerin kullanımıyla ilgili güvenlik önlemleri ve standartlar, mesleki maruziyeti minimize etmek adına önemli bir rol oynamaktadır. Teknolojik ilerlemelerin getirdiği faydaları maksimize ederken, sağlık ve güvenlik konularına yönelik bilinçli bir yaklaşım benimsemek önemlidir. Bu, ilerleyen dönemlerde bu teknolojilerin daha güvenli ve sürdürülebilir bir şekilde kullanılmasına katkı sağlayacaktır.

Gelişen teknoloji ile, beşinci nesil (5G) frekanslarında çalışan cihazlar tarafından oluşturulan elektromanyetik alanlar (EM) ile insan vücudundaki metal nesnelerin etkileşimleri çeşitli araştırmacılar tarafından incelenmiştir. Bu araştırmanın temel motivasyonu, 5G uygulamalarında kullanılan elektromanyetik enerjinin insan vücudu tarafından ne ölçüde emildiğini değerlendirmektir. Bu bağlamda, metal çerçeveli gözlük takan, metal implantlara veya küpelere sahip insan kafa modeli üzerinde; ayrıca metal göbek takısı taşıyan hamile kadın modeli üzerinde, yeni nesil cep telefonlarının neden olduğu özgül soğrulma oranı (SAR) incelenmiştir. Elektromanyetik alan maruziyetini analiz etmek amacıyla, gerçekçi insan modelleri kullanılarak metal nesneleri içeren sayısal hesaplamalar gerçekleştirilmiş ve iyonlaştırmayan dozimetri açısından analiz edilmiştir.

Simülasyonlar, kafa modelinde 0.9, 1.8, 2.1, 2.45, 3.5 ve 5 GHz frekanslarında; hamile modelde ise 2.45, 3.5 ve 5 GHz frekanslarında sonlu entegrasyon tekniğine (FIT) dayalı ticari yazılımlarla gerçekleştirilmiştir. Küpe takan kafa modelinde 10 gram ortalama doku için 2.45 GHz frekansında maksimum 0.14 mW/kg SAR değeri

hesaplanmıştır. Tüm metal nesnelerle donatılmış kafa modelinde ise 1.8 GHz frekansında elektrik alan şiddetinin en yüksek değeri 0.52 V/m olarak gözlemlenmiştir. Metal göbek takısı bulunan hamile modelde 1 gram ortalama doku için yapılan simülasyonlarda ise fetüsün ciğerlerinde en yüksek SAR değeri 2.45 GHz frekansında 52,15 mW/kg olarak ölçülmüştür. Aynı modelde aynı frekans için fetüsün beyin dokusunda ölçülen SAR değeri 39.33 mW/kg'dır.

Elde edilen sonuçlar, gözlük, diş implantları ve küpeler gibi metal nesnelerin deri dokusunda SAR değerlerinde bir artışa neden olabileceğini, ancak aynı metal nesnelerin daha derin dokular için bir tür ekranlama görevi görebileceğini ortaya koymaktadır. Tüm frekanslar için elde edilen değerler uluslararası kuruluşların belirlediği sınırların altında bulunmaktadır.

ANAHTAR KELİMELEER: Dozimetri, Elektromanyetik dalgalar, İyonize olmayan dozimetri, Metal implant, Özgöl soğrulma oranı.

JÜRİ: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN (Danışman)

Prof. Dr. Selçuk HELHEL

Prof. Dr. Mesud KAHRİMAN

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Dr. Öğr. Üyesi Gürkan BİLGİN

ABSTRACT

MODELING AND INVESTIGATION OF ELECTROMAGNETIC FIELD EXPOSURE CAUSED BY NEXT-GENERATION COMMUNICATION SYSTEMS

Niyazi IL

PhD Thesis in Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

January 2024; 61 pages

In recent years, rapid advancements in communication technologies have not only facilitated communication among humans but also enabled communication between objects. Objects can now communicate with each other, collect data from their surroundings, and make decisions based on this data. These innovations make the intensive use of next-generation communication technologies essential in various aspects of life, ranging from the energy sector to radar and security applications, industrial uses, microwave technologies, healthcare, wearable technologies, and smart city applications. However, as a result of these technological developments, there has been an increase in electromagnetic field levels in normal daily life. This situation brings along health and safety risks, escalating occupational exposure issues to dangerous levels. The effects of exposure to electromagnetic fields on the health of individuals, especially those exposed, should be closely examined. Additionally, security measures and standards related to the use of these technologies play a crucial role in minimizing occupational exposure. While maximizing the benefits brought about by technological advancements, it is important to adopt a conscious approach to health and safety issues. This approach will contribute to the safer and more sustainable use of these technologies in the future.

With the advancing technology, interactions between electromagnetic fields (EM) generated by devices operating in the fifth generation (5G) frequencies and metallic objects in the human body have been studied by various researchers. The primary motivation behind this research is to assess to what extent the electromagnetic energy used in 5G applications is absorbed by the human body. In this context, the specific absorption rate (SAR) induced by next-generation mobile phones has been investigated on a human head model wearing metal-framed glasses, with metal implants or earrings, as well as on a pregnant woman model wearing a metal belly button ring. To analyze electromagnetic field exposure, numerical simulations incorporating realistic human models with metal objects were conducted, and the results were evaluated in terms of non-ionizing dosimetry. This research aims to provide insights into the absorption of electromagnetic energy in scenarios involving metal accessories and implants, contributing to a better understanding of the potential effects of 5G technology on human health.

Simulations were conducted using commercial software based on the finite integration technique (FIT) at frequencies of 0.9, 1.8, 2.1, 2.45, 3.5, and 5 GHz, respectively. For the head model wearing earrings, a maximum SAR value of 14×10^{-5}

W/kg was calculated at a frequency of 2.45 GHz for an average tissue mass of 10 grams. In the head model equipped with all metal objects, the highest electric field intensity of 0.52 V/m was observed at a frequency of 1.8 GHz. In simulations conducted for an average tissue mass of 1 gram on a pregnant model with a metal belly button ring, the highest SAR value in the fetus's lungs was measured at a frequency of 2.45 GHz, amounting to 52.15 mW/kg. In the same model and at the same frequency, the SAR value measured in the fetus's brain tissue was 39.33 mW/kg.

The obtained results indicate that metal objects such as glasses, dental implants, and earrings may cause an increase in SAR values in the skin tissue, but they can also serve as a kind of shielding for deeper tissues. The values obtained for all frequencies are below the limits set by international organizations.

KEYWORDS: Dosimetry, Electromagnetic waves, Non-ionizing dosimetry, Metal implant, Specific absorption rate.

COMMITTEE: Prof. Dr. Şükrü ÖZEN (Supervisor)

Prof. Dr. Selçuk HELHEL

Prof. Dr. Mesud KAHRİMAN

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Asst. Prof. Dr. Gürkan BİLGİN

ÖNSÖZ

Dijitalleşen dünyamızda, günlük yaşantımızda artan elektromanyetik alan seviyeleri, sadece sağlık ve güvenlik risklerini artırmakla kalmayıp, aynı zamanda mesleki maruziyet sorunlarını da ciddi bir şekilde tehlikeye atmaktadır. Elektromanyetik (EM) dalgalar, veri transferinde, iletişimde, tıbbi görüntüleme ve tedavi amaçlı cihazlarında, savunma sistemlerinde kullanılmakla birlikte bir dizi alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, istenmeyen EM girişim problemleri ortaya çıkabilmekte ve bu durum, biyolojik dokularda özellikle belirgin olan özgül soğrulma oranı (SAR) ve sıcaklık artışı gibi etkilerle kendini gösterebilmektedir. Bu durum, elektromanyetik alana maruziyetin hem biyolojik sistemlere olan etkilerini anlamamıza hem de bu teknolojilerin daha güvenli bir şekilde kullanılabilmesi için önlemler geliştirmemize olan ihtiyacı vurgulamaktadır.

Uzun yıllardır elektromanyetik dalgaların insan sağlığı üzerindeki potansiyel olumsuz etkileri araştırılmaktadır. Yapılan araştırmaların ışığında, bilim dünyası elektromanyetik alanların insan sağlığı üzerinde olumsuz etkileri olabileceği hakkında genel bir uzlaşıya varmıştır. İyonlaştırıcı olmayan radyasyon kaynaklı elektromanyetik maruziyetin biyolojik dokular üzerindeki olumsuz etkilerini ele alan çalışmalar yapılmaktadır, ancak elektromanyetik spektrumun radyofrekans bölgesini kullanan sistemler için epidemiyolojik çalışmalar ve dozimetri analizleri az sayıdadır. Bu bölgedeki elektromanyetik yayılım için sayısal çözümlemelerin ve maruziyet analizlerinin yapılmasının literatüre büyük katkısı olacağı gerçeği ön plana çıkmaktadır.

Bu tez çalışmasında; yeni nesil cep telefonu maruziyetlerinden kaynaklanan özgül soğrulma oranı, metal çerçeveli gözlük takan ve metalik dış implantları ile küpe kullanan gerçekçi insan kafa modelleri üzerinde, ayrıca göbek takısı kullanan hamile kadın modeli üzerinde araştırılmış ve bu değerler sayısal olarak hesaplanmıştır. Çalışmada 5G uygulamalarda çalışan bir düzlem dalga tarafından yayılan EM enerjinin insan vücudu tarafından emiliminin etkileri gelişen cep telefonu teknolojisi frekansları üzerinde değerlendirilmiştir.

Bu konuda bana birlikte çalışma imkanı veren ve çalışmalarım boyunca desteği ile hep yanımda olan değerli danışmanım Sayın Prof. Dr. Şükrü ÖZEN'e; araştırmalarım süresince verdiği önerilerle çalışmama değer katan kıymetli dostum Sayın Arş. Gör. Kayhan ATEŞ'e, bu günlere gelmemde en büyük katkı sahibi olan ve en zor anlarımda bile desteklerini hiç esirgemeyen aileme, eşime ve dünyamı aydınlatan kızıma sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

Tez araştırmamın çalışmamın, konuya ilgi duyan kişilere fayda sağlaması ve geliştirilmesi dileğiyle...

Niyazi İL

Antalya, Ocak 2024

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	iii
ÖNSÖZ	v
AKADEMİK BEYAN	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMASI.....	3
2.1. Elektromanyetik Alan Teorisi	3
2.2. Elektromanyetik Güç Yoğunluğu ve Poynting Teoremi.....	6
2.3. Düzlem Dalgaların Düzlem Sınırına Dik Gelişi.....	6
2.4. Düzlem Sınırında Eğik Etkime.....	9
2.4.1. Paralel Polarizasyon.....	9
2.4.2. Dikey Polarizasyon.....	11
2.5. Katmanlı Dokuda Düzlem Dalganın Davranışı.....	12
2.6. Deri Kalınlığı.....	14
2.7. Elektromanyetik Alanların Biyolojik Etkileri	14
2.8. Özgül Soğrulma Oranı.....	16
2.9. Biyo-Isı Transferi Denklemi	17
2.10. Mobil Hücresel Ağların Gelişim Süreci	18
2.11. Kaynak Taramaları	18
3. MATERYAL VE METOT	21
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	26
5. SONUÇLAR	38
6. KAYNAKLAR	40
7. EKLER.....	44
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Doktora Tezi olarak sunduğum “Yeni Nesil Haberleşme Sistemlerinin Neden Olduğu Elektromanyetik Alan Maruziyetinin Modellenmesi ve İncelenmesi” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

12/01/2024

Niyazi İL



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

B	: Manyetik Alan Şiddeti
C	: Doku Öz Isısı
c_b	: Kanın Öz Isısı
D	: Elektriksel Alan Şiddeti
E	: Elektrik Alan
ϵ	: Dielektrik Sabit
H	: Manyetik Akı Yoğunluğu
J	: Akım Yoğunluğu
K	: Dokunun Termal İletkenliği
μ	: Manyetik Geçirgenlik
Q_m	: Metabolizmanın Ürettiği Isı
Q_r	: Spatial Kaynaktan Gelen Isı
T	: Doku Sıcaklığı
T_a	: Atardamar Sıcaklığı
α	: Zayıflama Sabiti
β	: Faz Sabiti
γ	: Yayılma Sabiti
δ	: Nüfuz Derinliği
η	: Ortam Empedansı
ρ	: Doku Yoğunluğu
ρ_b	: Kanın Yoğunluğu
σ	: Elektrik İletkenlik Sabiti
ω_b	: Kan Perfüzyon Oranı

Kısaltmalar

5G : Beşinci Nesil

APD : Absorbed Power Density

EM : Elektromanyetik

EMA : Elektromanyetik Alan

GSM : Global System for Mobile Communication

IEEE : Elektrik ve Elektronik Mühendisleri Enstitüsü

SAR : Özgül Soğrulma Oranı

WHO : Dünya Sağlık Örgütü

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Düzlem elektromanyetik dalga modeli	4
Şekil 2.2. Düzlem elektromanyetik dalganın sınıra dik açı ile gelişi	7
Şekil 2.3. Paralel polarizasyon	9
Şekil 2.4. Dikey polarizasyon	11
Şekil 2.5. Katmanlı doku modelinde düzlem dalganın ilerleyişi	12
Şekil 3.1. Heterojen 6 katmanlı kafa modelinin a) Perspektif b) Yatay kesitli c) Dikey kesitli görünümü	21
Şekil 3.2. Kafa modelindeki doku katmanları	22
Şekil 3.3. Üç boyutlu insan kafa modelinde kullanılan metal cisimler	23
Şekil 3.4. Üç boyutlu heterojen hamile kadın modeli	25
Şekil 4.1. Kafa modeli için SAR değerlerinin karşılaştırılması	28
Şekil 4.2. Farklı frekanslardaki en yüksek SAR değerleri a) 0.9 GHz b) 1.8 GHz c) 2.1GHz d) 2.45 GHz e) 3.5 GHz f) 5 GHz	29
Şekil 4.3. Paralel polarizasyon için elektrik alan değişimi ($f=900$ MHz).....	30
Şekil 4.4. Paralel polarizasyon için SAR değişimi ($f=900$ MHz).....	30
Şekil 4.5. Dikey polarizasyon için elektrik alan değişimi ($f=900$ MHz).....	31
Şekil 4.6. Dikey polarizasyon için SAR değişimi ($f=900$ MHz).....	31
Şekil 4.7. Fetüs beyin dokusundaki (a) önden geliş (b) yandan geliş durumlarına göre en yüksek elektrik alan yoğunluğu (V/m) değerleri	32
Şekil 4.8. Fetüs akciğer dokusundaki (a) önden geliş (b) yandan geliş durumlarına göre en yüksek elektrik alan yoğunluğu (V/m) değerleri	33
Şekil 4.9. Hamile modelinde metal göbek takısı bulunup bulunmadığı durumlar için fetüsün beyinde indüklenen SAR (10g) değerlerinin karşılaştırılması	34
Şekil 4.10. Hamile modelinde metal göbek takısı bulunup bulunmadığı durumlar için fetüsün akciğerlerinde indüklenen SAR (10g) değerlerinin karşılaştırılması	35
Şekil 4.11. Farklı frekanslarda fetüs üzerindeki SAR değerlerinin karşılaştırılması (a) 2.45 GHz (b) 3.5 GHz (c) 5 GHz	37

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. 100 kHz ile 300 GHz frekans aralığında elektromanyetik alana maruziyet için SAR sınır değerleri.....	15
Çizelge 3.1. Farklı frekanslarda dokuların bağıl geçirgenlik ve iletkenlik katsayıları ...	23
Çizelge 4.1. Metal cisimlerin varlığında ve yokluğunda deri dokusunda oluşan maksimum SAR (10 g) ve Elektrik Alan Şiddeti değerleri.....	26
Çizelge 4.2. Metal cisimlerin varlığında ve yokluğunda beyin dokusunda oluşan ortalama SAR (10 g) ve Elektrik Alan Şiddeti değerleri	27
Çizelge 4.3. Hamile modele önden uygulanan elektromanyetik dalga sonucunda fetüsün beyin dokusunda indüklenen en yüksek SAR (1g) değerleri	36
Çizelge 4.4. Hamile modele önden uygulanan elektromanyetik dalga sonucunda fetüsün akciğer dokusunda indüklenen en yüksek SAR (1g) değerleri	36
Çizelge 4.5. Hamile modele yandan uygulanan elektromanyetik dalga sonucunda fetüsün beyin dokusunda indüklenen en yüksek SAR (1g) değerleri	37
Çizelge 4.6. Hamile modele yandan uygulanan elektromanyetik dalga sonucunda fetüsün akciğer dokusunda indüklenen en yüksek SAR (1g) değerleri	37

1. GİRİŞ

Kablosuz iletişimin hızla gelişmesi ve kullanılan frekans aralığının çeşitlenmesi ile günümüzde kullanılan kablosuz cihaz sayısı çoğalmaktadır. Bu artışla insanlar elektromanyetik (EM) dalgaların canlılar üzerindeki potansiyel olumsuz etkileri konusunda daha fazla endişe duymaya başlamışlardır.

Radyasyon, madde ve canlıya nüfuz edebilen enerji şeklindeki dalga veya parçacıklara verilen isim olup iki türü bulunmaktadır: iyonlaştırıcı (nükleer) ve iyonlaştırıcı olmayan (elektromanyetik) radyasyon. İyonlaştırıcı radyasyonun etkileri, İkinci Dünya Savaşı ve Çernobil patlaması gibi acı tecrübelerle insanlık tarafından iyi bir şekilde öğrenilmiştir. Ancak, iyonlaştırıcı olmayan radyasyonun duyu organlarıyla algılanmaması, kaynaklarının tam olarak bilinmemesi ve etkilerinin uzun dönemde ortaya çıkması nedeniyle hala tam olarak anlaşılamamıştır. Bu durum, toplumda elektromanyetik alanların sağlık üzerindeki etkileri konusunda endişe yaratmaktadır, çünkü uzun süre sonrasında elde edilen bu bilgi eksik ve yanıltıcı olabilmektedir.

İyonlaştırıcı radyasyonun, atom ve moleküllerden elektron koparabilme etkisi olabilirken, iyonlaştırıcı olmayan radyasyon yeterli enerjiye sahip olmadığı için atomik bağları kıramaz. Ancak, bilinen bir gerçek şudur ki, elektromanyetik alanlar ısınmaya, kimyasal reaksiyon değişimlerine, hücrelerde ve dokularda elektrik akımının indüklenmesine neden olarak biyolojik etkilere yol açabilir. Elektromanyetik alanların (EMA) sınırlarının belirlenmesi, cihazların hatasız çalışabilmesi ve diğer cihazların çalışmasını etkilememesi amacıyla Elektromanyetik Uyumluluk (EMC - Electromagnetic Compatibility) adı verilen bir yaklaşıma dayanır. Ancak, bu yaklaşım canlıları elektromanyetik alana maruz kalma durumunu dikkate almamaktadır.

Her ülke, elektromanyetik radyasyondan korunma konusunda ulusal ve uluslararası standartlara göre sınır değerler belirlemiştir. Ancak, Avrupa Birliği üye ülkeleri ve ABD gibi birçok ülkede hep birlikte kabul edilen limit değerler bulunmaktadır. Bu limit değerler, Dünya Sağlık Örgütü (WHO) tarafından tanınan ve uluslararası bir komisyon olan İyonize Olmayan Radyasyondan Koruma Komisyonu (ICNIRP- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) tarafından belirlenmiştir ve günde 24 saat maruz kalındığı kabul edilerek hesaplanmıştır. Sınır değerler, elektromanyetik enerjinin vücut sıcaklığını ortalama olarak 1°C arttırmasının zararlı olduğu ve 0,1°C artışın zararsız olduğu kabulüne dayanmaktadır. Ancak elektromanyetik radyasyonun etkileri, ısı ve ısı olmayan olmak üzere iki tipte ortaya çıkabilir. Sınır değerleri, genellikle termal etkilere dayalı olarak belirlendiği için, kimyasal, genetik, biyolojik ve psikolojik etkilerin değerlendirilmesinden uzaktır. Elektromanyetik alan etkileşimleri, uluslararası kabul gören sınır değerler göz önüne alınarak incelenir. Ancak, bu değerler genellikle sadece termal etkileri dikkate alır ve diğer potansiyel etkilerin tam anlamıyla değerlendirilmesi için daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulabilir.

0 Hz ile 1 THz ($1 \text{ THz} = 10^{12} \text{ Hz}$) frekans aralığındaki elektromanyetik alanlar veya enerjiler, havada 1 mikrometreden (μm) daha uzun dalga boylarına sahiptir. Ayrıca, elektromanyetik spektrumun μm sınırına yakın dalga boylarında elektromanyetik enerji, kızılötesi radyasyon gibi davranır. Bu dalga boyları düşük enerjili fotonlar (veya kuantumlar) üretirler. Bu nedenle, olağan koşullarda bir fotonun enerjisi, kimyasal bağları

kırmak, elektronları uyarıp biyolojik moleküllerin iyonizasyonunu üretmek için çok düşüktür. Bundan dolayı genellikle düşük enerjili veya iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak adlandırılırlar. Elektromanyetik enerjiler, bir malzeme ortamında (biyolojik ortam da dahil olmak üzere) sabit bir hızda bu ortamdan yayılır. Örneğin, hava veya vakum içinde ışık hızında yayılırlar, yani 2.998×10^8 m/s. Dahası, 10 m'den daha uzun dalga boylarına (30 MHz'den daha düşük frekanslara) sahip elektromanyetik enerjiler, insan bedeninin fiziksel boyutlarına yaklaşık olarak eşit veya daha az olan dalga boylarından büyük ölçüde farklı etkileşim özelliklerine sahiptir (Lin 2012).

Canlı organizmalar doğal elektromanyetik ortamın yanı sıra, telekomünikasyon, endüstriyel uygulamalar, tıbbi uygulamalar ve birçok başka amaçlı iyonlaştırıcı olmayan elektromanyetik alanlar ve dalgalar şeklinde çok çeşitli bir insan yapımı radyasyona maruz kalmaktadırlar. Milimetre dalga (mmW) ve terahertz frekanslarında teknolojik ilerleme, biyoloji ve tıp alanında olduğu kadar çevre çalışmaları, malzeme bilimi, telekomünikasyon ve güvenlik taramaları gibi diğer alanlarda da yeni uygulamaları teşvik etmiştir. Tüm vücut gelişmiş görüntü taramaları bunun en yeni örneklerindendir. Bunların yanı sıra, bu alanlar ve dalgalar, bir biyolojik sistemin yaşamsal faaliyetlerini etkileyebilecek diğer etkiler de üretebilir. Oluşan değişiklikler, birçok fiziksel ve biyolojik faktöre bağlıdır. Canlı organizmanın maruz kalmasından hemen sonra belirgin bir şekilde gözlemlenebilir veya belli bir süre sonra ortaya çıkabilir.

Elektromanyetik alanların ve dalgaların biyolojik etkileri, elektromanyetik radyasyonun keşfinden bu yana bilimsel araştırmaların konusu olmuştur. Konunun uzun yıllardır önemini kaybetmemiş olmasının nedeni, elektromanyetik alanların ve dalgaların biyolojik sistemlerle etkileşim mekanizmasının belirsizliğidir. Biyolojik etkilerin daha fazla belirlenebilmesi için elektrik, manyetik veya elektromanyetik alanların daha detaylı irdelenmesi ve elde edilen biyolojik etkilerle ilişkilendirilmesi gerekmektedir.

Son yıllarda gerek tedavi amaçlı gerekse aksesuar amaçlı metal obje ve implant kullanan kişilerin sayısı giderek arttığından, dokuların içinde ve dışında bulunan metal nesnelerin SAR üzerindeki etkisini inceleyen bazı araştırmalar yapılmaktadır. Çok sayıda çalışmada iyonlaştırıcı olmayan dozimetri farklı senaryolarla sunulsa da (Ohtsuka vd. 2021; Cihangir vd. 2015; Hikage vd. 2015) literatürde hücresel iletişim frekanslarında takılar, diş implantları, gözlükler ve küpelerle birlikte EM dozimetri analizinin ayrıntılı olarak araştırıldığı makalelere rastlanmamıştır.

Bu tez çalışmasında yeni nesil cep telefonu maruziyetlerinden kaynaklanan SAR değeri, metal çerçeveli gözlük takan ve metalik diş implantları ile küpe kullanan gerçekçi insan kafa modelleri üzerinde ayrıca metal takılar bulunduran hamile kadın modeli üzerinde araştırılmış ve bu değerler sayısal olarak hesaplanmıştır. Çalışmada 6 GHz'in altındaki beşinci nesil (5G) uygulamalarda çalışan düzlem dalga tarafından yayılan EM enerjinin insan vücudu tarafından emiliminin etkileri gelişen cep telefonu teknolojisi frekansları üzerinde değerlendirilmiştir.

2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMASI

2.1. Elektromanyetik Alan Teorisi

Elektrik alan, yüklü parçacıklar arasındaki itme veya çekme kuvvetini temsil eden bir fenomen olarak Michael Faraday tarafından keşfedilmiştir. Uluslararası Birim Sistemi'ne (SI) göre elektrik alanı, bir Volt/metre veya Newton/Coulomb birimiyle ifade edilen vektörel bir alandır.

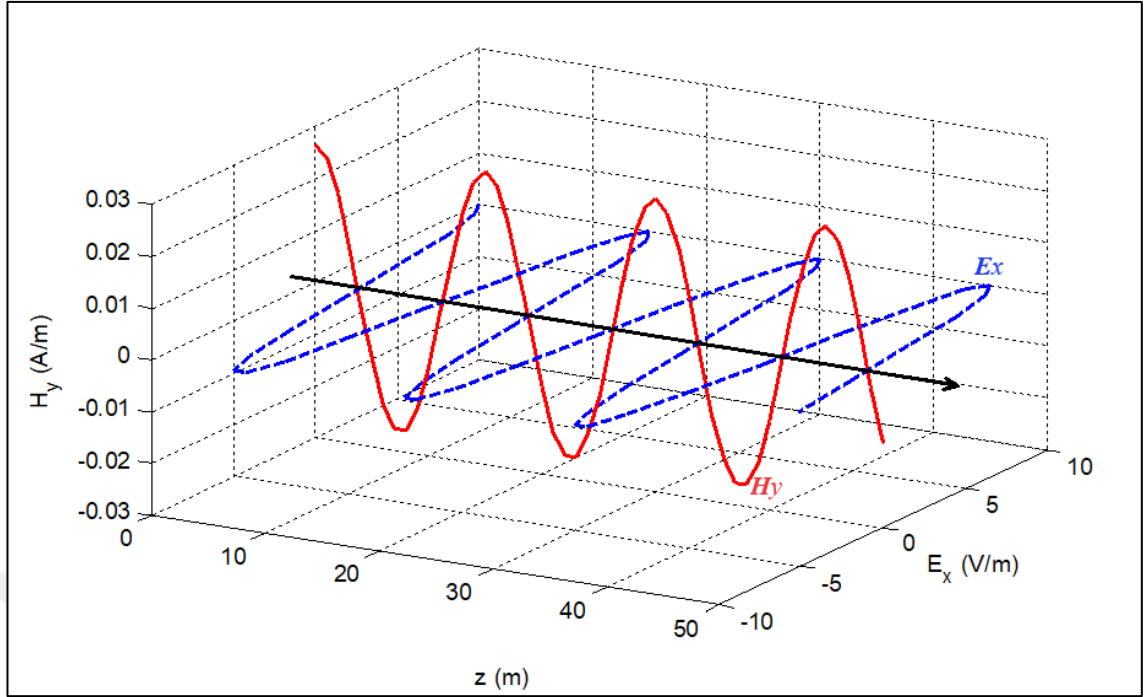
Durağan elektrik yükleri, çevrelerinde elektrik alanı oluşturur. Ancak yükler hareket halindeyse, elektrik alan ile birlikte manyetik alan da meydana gelir. Elektrik yüklü parçacıkların hareketi sonucunda ortaya çıkan manyetik alan, bir vektörel büyüklük olup, SI sisteminde manyetik alanın birimi Tesla'dır; ancak günlük olaylar için Tesla birimi genellikle çok büyük olduğundan yerine ($1T = 10^4 G$) ifadesi ile pratik olarak gauss (G) birimi kullanılmaktadır.

Dünyanın çekirdeğinde bulunan hareketli sıvı demirin dinamiği, yerin manyetik alanının oluşumunda önemli bir rol oynamaktadır. Bu hareketli sıvı demir, yüklü parçacıkların hareketiyle birlikte sürekli ve döngüsel bir elektrik akımının meydana gelmesine yol açar. Bu süreçte, manyetik alanın etkisiyle hareket eden yüklü metal parçacıkları, devamlı olarak elektrik akımları üretir. Aynı zamanda, çekirdek içerisindeki sürekli hareketli sıvı metalin etkisiyle daha fazla manyetik alan oluşur. Bu oluşan manyetik alan, çekirdekte yeni elektrik akımlarının ortaya çıkmasına neden olur. Bu yeni oluşan akımlar da zincirleme olarak daha fazla manyetik alanın oluşmasına katkı sağlar.

Elektrik ve manyetik alanlar arasında sıkı bir etkileşim bulunmaktadır; bir elektrik alanının zaman içinde değişmesi, hareket eden yüklü parçacıkların etkisiyle yerel bir manyetik alanın oluşmasına neden olur. Bu nedenle, elektrik ve manyetik alanlar bir arada ele alınarak elektromanyetik alan olarak incelenir.

Elektrik alan ve manyetik alanın etkileşimi sonucunda ortaya çıkan elektromanyetik alan, belirli koşullar altında elektromanyetik enerji taşıyan bir dalga hareketi olarak tanımlanabilir. Boş uzayda ışık hızıyla yayılan elektrik ve manyetik alan bileşenleri elektromanyetik dalgaları oluştururlar. Bu dalgalar, her iki alanın da karakteristik özelliklerini içermektedir. Elektromanyetik dalgaların yayılmasıyla birlikte enerji elektromanyetik radyasyon (ışınım) olarak adlandırılır. Elektrik alan vektörleri ve manyetik alan vektörleri sinüzoidal eğriler biçiminde değişir ve birbirlerine dik bir şekilde yayılırlar.

Elektromanyetik dalgaları oluşturan elektrik ve manyetik alanlar eğer içinde bulunduğu ortamda hem birbirine hem de yayılma doğrultusuna daima dik bir hareket sergiliyorsa, bu tip elektromanyetik dalgaya "düzlem elektromanyetik dalga" adı verilir (Arı ve Özen 2008; Balanış 2012). Düzlem dalganın modeli Şekil 2.1'de gösterildiği gibidir.



Şekil 2.1. Düzlem elektromanyetik dalgası modeli

James Clerk Maxwell tarafından geliştirilen elektromanyetik alan teorisi, dört temel nicelik olan E (elektrik alan), D (elektriksel akı yoğunluğu), B (magnetik akı yoğunluğu) ve H (magnetik alan) kullanılarak tanımlanmıştır. Maxwell Denklemleri, Gauss Yasası, Manyetizma için Gauss Yasası, Faraday Yasası ve Ampere-Maxwell Yasası olarak adlandırılan dört temel denklemi içerir. Bu dört denklem, elektromanyetik alanın temel özelliklerini ve etkileşimlerini açıklar (Balanis 2012).

Elektromanyetik alan teorisi ve Maxwell Denklemleri, elektromanyetik fenomenlerin ve elektromanyetik dalgaların anlaşılmasında temel bir araçtır. Bu teori, elektromanyetik alanın matematiksel bir modelini sunarak, çeşitli uygulamalarda elektrik ve magnetik alanların davranışının analiz edilmesine olanak sağlar. Ayrıca, elektromanyetik alan teorisi, modern elektrik ve elektronik mühendisliği, telekomünikasyon, radyo, radar ve optik gibi birçok alanın temelini oluşturur (Arı ve Özen 2008).

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

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J}_i + \vec{J}_c + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} = \vec{J}_{ic} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} = \vec{J}_{ic} + \vec{J}_d \quad (2.2)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_{ev} \quad (2.3)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = \rho_{mv} \quad (2.4)$$

burada;

$$J_{ic} = J_i + J_c \quad (2.5)$$

$$J_d = \frac{\partial D}{\partial t} \quad (2.6)$$

$$M_d = \frac{\partial B}{\partial t} \quad (2.7)$$

dir. Denklemlerindeki niceliklerin tamamının zamanla değiştiği kabul edilmektedir. Niceliklerin tanımları ve birimleri ise aşağıdaki gibidir (Arı ve Özen 2008; Balanis 2012):

E (Volt/m) : Elektrik alan şiddeti

H (Amper/m) : Manyetik alan şiddeti

D (Coulomb/m²) : Elektrik akı yoğunluğu

B (Weber/m²) : Manyetik akı yoğunluğu

J_i (Amper /m²) : Baskın (kaynak) elektrik akı yoğunluğu

J_c (Amper/m²) : İletkenlik elektrik akım yoğunluğu

J_d (Amper/m²) : Yer değiştirme elektrik akım yoğunluğu

M_i (Volt /m²) : Kaynağın manyetik akım yoğunluğu

M_d (Volt /m²) : Yer değiştirme manyetik akım yoğunluğu

ρ_{ev} (Coulomb/m³) : Elektrik yük yoğunluğu

ρ_{mv} (Weber/m³) : Manyetik yük yoğunluğu

2.2. Elektromanyetik Güç Yoğunluğu ve Poynting Teoremi

Elektromanyetik dalganın ışıma anındaki gücü, Poynting vektörü (P) ile belirlenir ve aşağıdaki gibi ifade edilir:

$$\mathbf{P} = \mathbf{E} \times \mathbf{H} \text{ (W/m}^2\text{)} \quad (2.8)$$

Bu vektör, bir güç yoğunluğu olarak temsil edilir. Dolayısıyla, kapalı bir yüzeyden çıkan toplam güç yoğunluğu (W), Poynting vektörünün bu yüzey üzerindeki normal bileşeninin integrali ile hesaplanabilir.

$$\mathbf{P}(t) = \oint_S \mathbf{S}(t) \cdot d\mathbf{s} = \oint_S \vec{\mathbf{S}} \cdot \mathbf{n} \cdot da \text{ (W)} \quad (2.9)$$

Enerji taşıma özelliğine sahip olan elektromanyetik dalga ile enerji iletimini ifade edebilmek için birim yüzeyden birim zamanda iletilen enerji simgesi olan S niceliği kullanılır. Ortalama güç yoğunluğu ifadesi (S_{av}) ise aşağıdaki gibidir:

$$\mathbf{S}_{av} = \frac{1}{2} \text{Re}[\mathbf{E} \times \mathbf{H}^*] \text{ (W/m}^2\text{)} \quad (2.10)$$

2.3. Düzlem Dalgaların Düzlem Sınırına Dik Gelişi

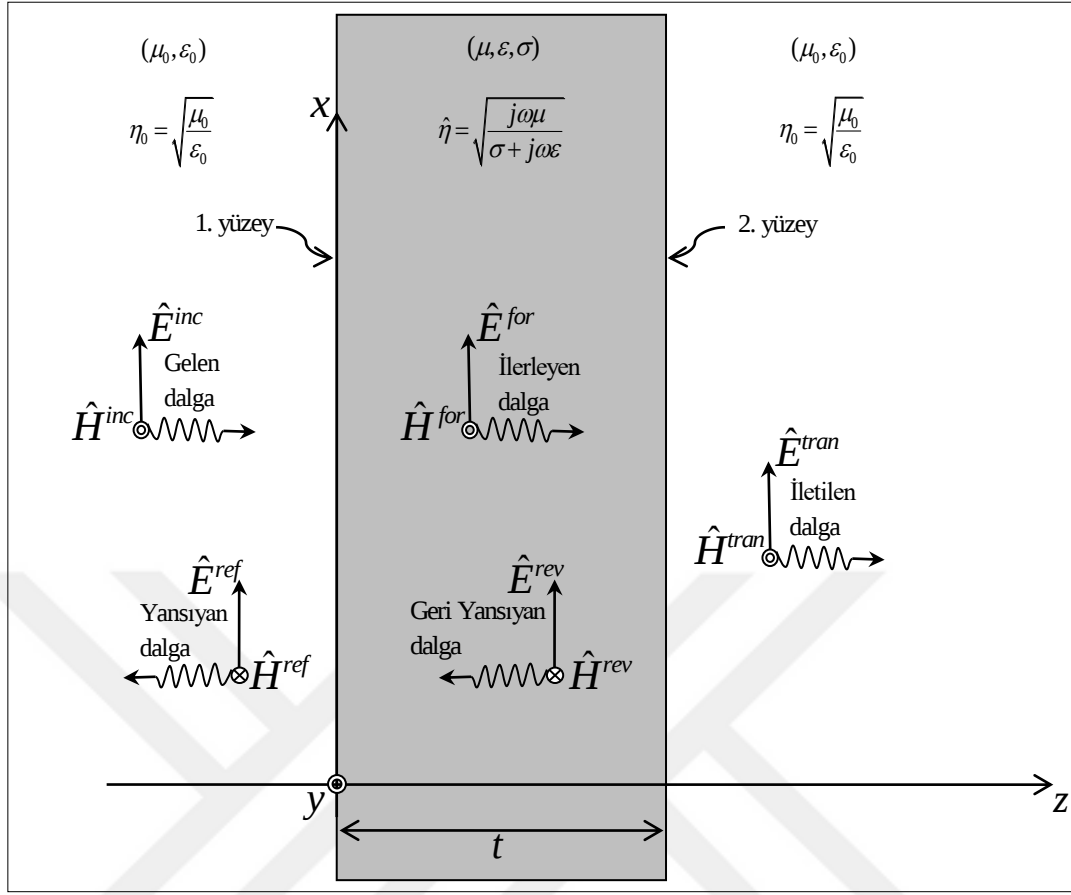
Elektromanyetik dalgalar, farklı dielektrik özelliklere sahip bir ortama geldiklerinde yansıma ve iletim özelliklerine sahip olurlar. Şekil 2.1’de ifade edildiği gibi, gelen dalga $z=0$ düzleminde 1. yüzeyle karşılaştıklarında dalganın bir bölümü bu düzlemden yansır, diğer kısmı ise ortamın içinde sönmümlenerek iletilir. İlerleyen dalga $z=t$ düzleminde 2. Yüzeyle karşılaştığında yine yansıma ve iletime sebep olur. Burada E elektrik alan şiddetini, H manyetik alan şiddetini; inc gelen dalgayı, tran ise iletilen dalgayı ifade eder. E (V/m) ile H ise (A/m) ile ifade edilir.

Düzlem dalga eğer kayıplı bir ortamda hareket ediyorsa genliği, ortamların dielektrik özelliklerine bağlı olarak değişir.

Kayıplı ortamda yayılma sabiti,

$$\gamma = \alpha + j\beta = j\omega\sqrt{\epsilon\mu}\left(1 + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon}\right)^{1/2} \quad (2.11)$$

şeklinde ifade edilmektedir. Burada β [rad/m] ise faz sabiti ve α [Np/m] zayıflama sabitidir.



Şekil 2.2. Düzlem elektromanyetik dalganın sınıra dik açı ile gelişi

Ortamın empedansı aşağıdaki formülle hesaplanır.

$$\eta = \sqrt{\frac{\mu_r}{\epsilon_r}} \quad (2.12)$$

Boşlukta $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ ve $\epsilon_0 = 8.854 \times 10^{-12}$ olduğundan boşluğun empedansı şu şekilde ifade edilebilir.

$$\eta_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} = 120\pi = 377\Omega \quad (2.13)$$

$z=0$ düzlemindeki ortamın süreksizliğinden dolayı gelen dalganın bir bölümü 1. ortama geri yansıyor ve kalanı da 2. ortama iletilecektir.

Gelen dalganın elektrik ve manyetik alan şiddeti fazör gösterimleri şu şekildedir:

$$\mathbf{E}_i(z) = \hat{\mathbf{a}}_x \cdot E_0 \cdot e^{-\alpha_1 z} \cdot e^{-\beta_1 z} \quad (2.14)$$

$$\mathbf{H}_i(z) = \hat{\mathbf{a}}_y \cdot \frac{E_0}{\eta_1} \cdot e^{-\alpha_1 z} \cdot e^{-\beta_1 z} \quad (2.15)$$

Yansıyan dalganın elektrik ve manyetik alan şiddeti fazör gösterimleri şu şekildedir:

$$\mathbf{E}_r(z) = \hat{\mathbf{a}}_x \cdot R E_0 \cdot e^{+\alpha_1 z} \cdot e^{+\beta_1 z} \quad (2.16)$$

$$\mathbf{H}_r(z) = \hat{\mathbf{a}}_y \cdot R \frac{E_0}{\eta_1} \cdot e^{+\alpha_1 z} \cdot e^{+\beta_1 z} \quad (2.17)$$

Burada R yansıma katsayısıdır ve şu şekilde ifade edilir:

$$R = \frac{\eta_2 - \eta_1}{\eta_2 + \eta_1} \quad (2.18)$$

İletilen dalganın elektrik ve manyetik alan şiddeti fazör gösterimleri şu şekildedir:

$$\mathbf{E}_t(z) = \hat{\mathbf{a}}_x \cdot T \cdot E_0 \cdot e^{-\alpha_1 z} \cdot e^{-\beta_1 z} \quad (2.19)$$

$$\mathbf{H}_t(z) = \hat{\mathbf{a}}_y \cdot T \cdot \frac{E_0}{\eta_1} \cdot e^{-\alpha_1 z} \cdot e^{-\beta_1 z} \quad (2.20)$$

Burada T iletim katsayısıdır ve şu şekilde ifade edilir:

$$T = \frac{2\eta_2}{\eta_2 + \eta_1} \quad (2.21)$$

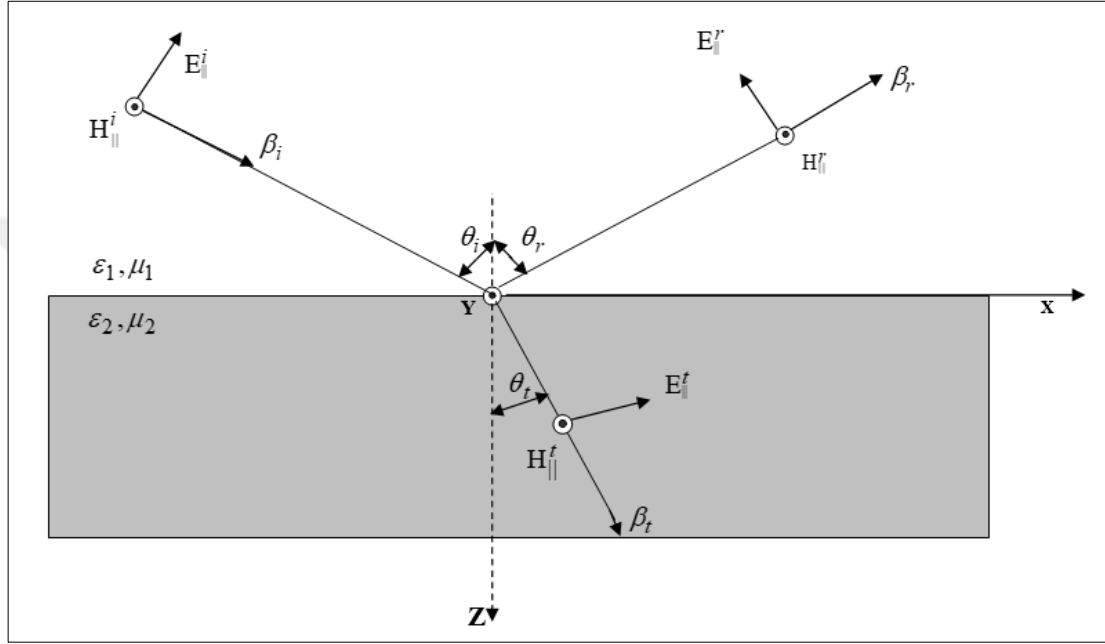
Yansıma ve iletim katsayıları arasındaki ilişki şu şekildedir.

$$T = R + 1 \quad (2.22)$$

2.4. Düzlem Sınırında Eğik Etkime

2.4.1. Paralel Polarizasyon

Düzlem EM dalga bir düzlem sınırına keyfi bir açı ile çarptığında buna eğik etkiye adı verilir ve eğik etkiye çözümlenmesinde Snell yansıma kuralı, Snell kırılma kuralı ve brewster kuralı kullanılmaktadır. **E** alanının geliş düzlemine dik veya paralel olma durumuna göre işlemler farklılıklar göstermektedir. Şekil 2.2’de görüldüğü gibi **E** alanının geliş düzlemine paralel olması durumuna paralel polarizasyon adı verilir.



Şekil 2.3. Paralel polarizasyon

Paralel polarizasyonda yansıyan ve iletilen elektrik alanlarının genliklerinin bulabilmek için ortamların ara yüzeyinde sınır koşullarının uygulanması gerekmektedir. **H**'nin teğet bileşenleri sınır boyunca sürekli olmalıdır, buna göre $z=0$ düzleminde;

$$\hat{H}_{||}^i e^{-j\beta_1 (\sin\theta_i x)} + \hat{H}_{||}^r e^{-j\beta_1 (\sin\theta_r x)} = \hat{H}_{||}^t e^{-j\beta_2 (\sin\theta_t x)} \quad (2.24)$$

İfadesi elde edilir ve Snell yasasına göre;

$$\beta_1 \sin\theta_i = \beta_2 \sin\theta_t \quad (2.25)$$

dir. Buna göre;

$$\hat{H}_{||}^i + \hat{H}_{||}^r = \hat{H}_{||}^t \quad (2.26)$$

olur. **E** ve **H** arasındaki bağlantı ile aşağıdaki ifade elde edilir:

$$\hat{E}_{\parallel}^i + \hat{E}_{\parallel}^r = \frac{\eta_1}{\eta_2} \hat{E}_{\parallel}^t \quad (2.27)$$

E 'nin teğet bileşenleri de sınır boyunca sürekli olmalıdır, buna göre $z=0$ noktasında;

$$\hat{E}_{\parallel}^i \cos \theta_i - \hat{E}_{\parallel}^r \cos \theta_r = \hat{E}_{\parallel}^t \cos \theta_t \quad (2.28)$$

Denklem (2.23) ve (2.24) birlikte çözüldüğünde;

$$\hat{E}_{\parallel}^r = \hat{E}_{\parallel}^i \frac{\eta_1 \cos \theta_i - \eta_2 \cos \theta_t}{\eta_1 \cos \theta_i + \eta_2 \cos \theta_t} \quad (2.29)$$

ve

$$\hat{E}_{\parallel}^t = \hat{E}_{\parallel}^i \frac{2\eta_2 \cos \theta_i}{\eta_1 \cos \theta_i + \eta_2 \cos \theta_t} \quad (2.30)$$

Denklemleri elde edilir. (2.29)'da yansıyan elektrik alanın gelen elektrik alanına oranı yansıma katsayısı olarak adlandırılır ve aşağıdaki formül ile bulunur:

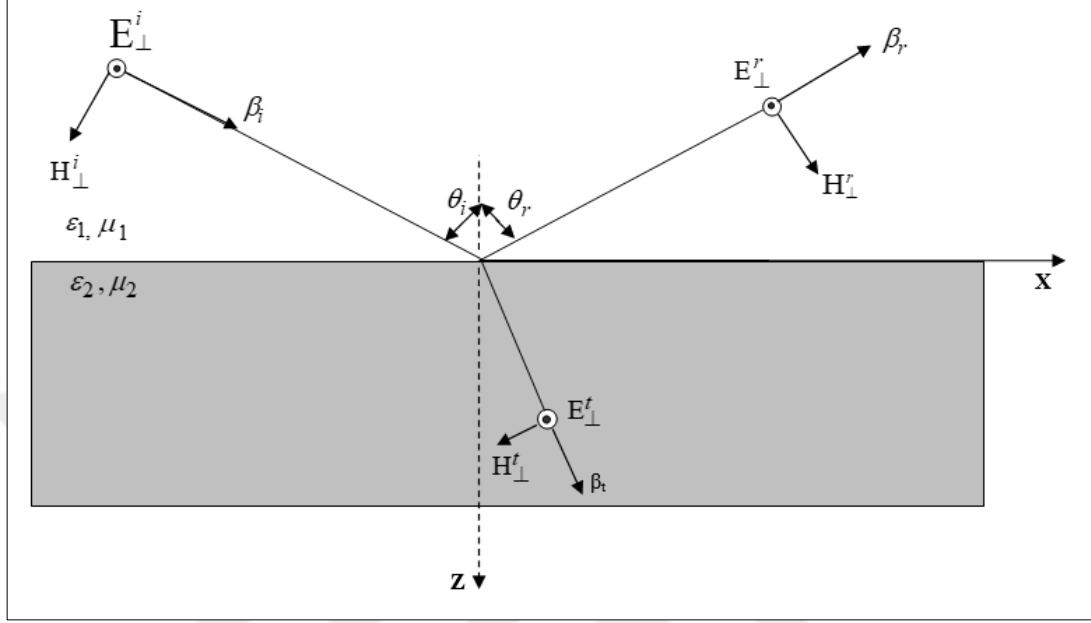
$$\hat{\Gamma}_{\parallel} = \frac{\hat{E}_{\parallel}^r}{\hat{E}_{\parallel}^i} = \frac{\eta_2 \cos \theta_t - \eta_1 \cos \theta_i}{\eta_2 \cos \theta_t + \eta_1 \cos \theta_i} = \frac{\cos \theta_t - \sqrt{\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1}} \cos \theta_i}{\cos \theta_t + \sqrt{\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1}} \cos \theta_i} \bigg|_{\mu_1 = \mu_2 = \mu_0} \quad (2.31)$$

Denklem (2.7)'de iletilen elektrik alanın, gelen elektrik alanına oranı iletim katsayısı olarak adlandırılır ve aşağıdaki formül ile elde edilir:

$$\hat{T}_{\parallel} = \frac{\hat{E}_{\parallel}^t}{\hat{E}_{\parallel}^i} = \frac{2\eta_2 \cos \theta_t - \eta_1 \cos \theta_t}{\eta_2 \cos \theta_t + \eta_1 \cos \theta_t} = \frac{2 \cos \theta_i}{\cos \theta_i + \sqrt{\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1}} \cos \theta_i} \bigg|_{\mu_1 = \mu_2 = \mu_0} \quad (2.32)$$

2.4.2. Dikey Polarizasyon

Elektrik alanın geliş düzlemine Şekil 2.3'teki gibi dik olması durumuna dikey polarizasyon adı verilir.



Şekil 2.4. Dikey polarizasyon

Dikey polarizasyon durumunda da yine sınır koşullarında $\mathbf{E}$ ve $\mathbf{H}$ 'nin teğet bileşenlerinin sürekliliğinin sağlanması beklenir. Buna göre $z=0$ noktasında;

$$\hat{H}_{\perp}^i \cos \theta_i - \hat{H}_{\perp}^r \cos \theta_r = \hat{H}_{\perp}^t \cos \theta_t \quad (2.33)$$

$$\frac{\hat{E}_{\perp}^i}{\eta_1} \cos \theta_i - \frac{\hat{E}_{\perp}^r}{\eta_1} \cos \theta_r = \frac{\hat{E}_{\perp}^t}{\eta_2} \cos \theta_t \quad (2.34)$$

ifadeleri elde edilir.

Dikey polarizasyon durumunda yansıma ve iletim katsayıları sırasıyla (2.31) ve (2.32) denklemleri ile elde edilir.

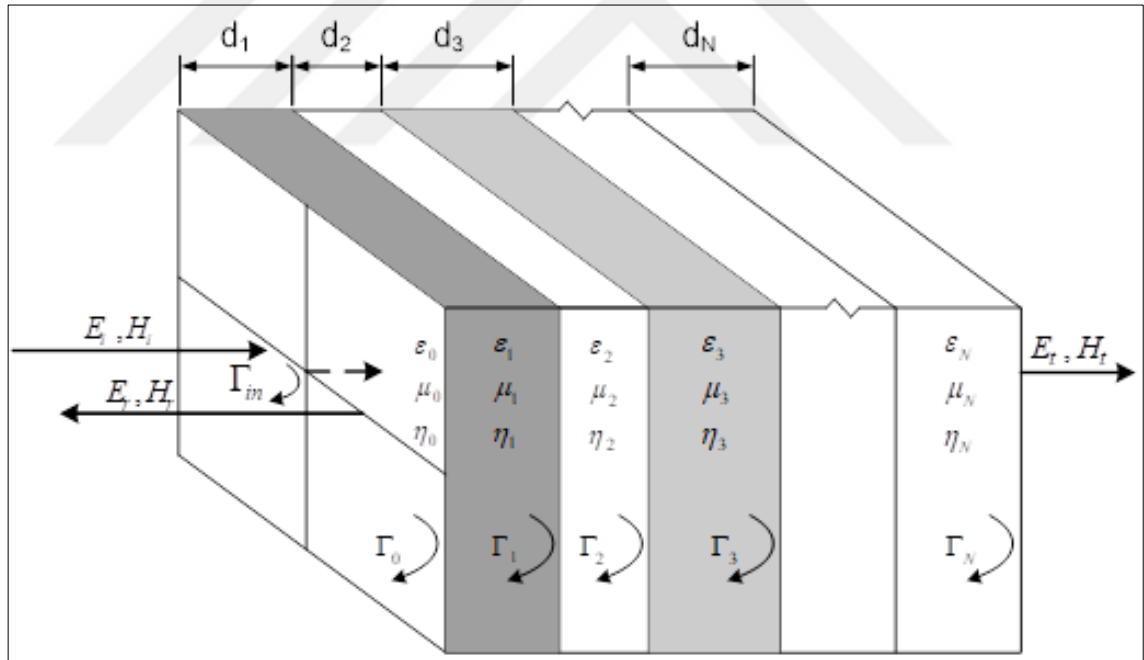
$$\hat{\Gamma}_{\perp} = \frac{\hat{E}_{\perp}^r}{\hat{E}_{\perp}^i} = \frac{\eta_2 \cos \theta_i - \eta_1 \cos \theta_t}{\eta_2 \cos \theta_i + \eta_1 \cos \theta_t} \quad (2.35)$$

$$\hat{T}_{\perp} = \frac{\hat{E}_{\perp}^t}{\hat{E}_{\perp}^i} = \frac{2\eta_2 \cos \theta_i}{\eta_2 \cos \theta_i + \eta_1 \cos \theta_t} \quad (2.36)$$

2.5. Katmanlı Dokuda Düzlem Dalganın Davranışı

Her biri farklı dielektrik özelliklere sahip ve farklı kalınlıkları olan N adet bitişik katmana gelen düzlem dalga için, dalganın bu katmanlar içindeki yansıma ve iletim özelliklerini belirleyebilmek için bütün katman bileşenlerini kapsayan ortalama yansıma ve iletim katsayılarının bulunması gerekmektedir.

Katmanlı doku modeli, Şekil 2.5'te görüldüğü gibi farklı dielektrik katsayılarına ve kalınlıklara sahip N adet katmandan oluşmaktadır. Her bir katman, belirli bir kalınlık ve dielektrik katsayısına sahiptir. Dışarıdan gelen düzlem dalga, ilk katman ile etkileşime girer ve ardından diğer katmanlardan iletilir veya yansır. Yansıma ve iletim katsayılarını hesaplamak için, her bir katmanın dielektrik katsayısı (ϵ) ve kalınlığı (d) dikkate alınır. Yansıma katsayısı (R) ve iletim katsayısı (T), Fresnel denklemleri kullanılarak hesaplanır. Fresnel denklemleri, bir dalga arayüzden geçerken ve yansırken meydana gelen yansımanın ve iletimin miktarını hesaplamak için kullanılan denklemlerdir. Yansıma katsayısı (R), gelen dalga amplitüdünün yansıyan dalga amplitüdüne oranını temsil eder. İletim katsayısı (T), gelen dalga amplitüdünün iletilen dalga amplitüdüne oranını temsil eder. Bu katsayılar, her bir katmanın dielektrik katsayısı ve kalınlığına bağlı olarak hesaplanır.



Şekil 2.5. Katmanlı doku modelinde düzlem dalganın ilerleyişi

Denklem (2.8) yardımıyla yayılma sabiti bulunduğundan sonra, bu sabitin sanal kısmı faz sabiti olarak aşağıdaki şekilde elde edilir:

$$\beta = \text{imag}(\gamma) \quad (2.37)$$

Her bir doku katmanına ait doku empedansı ise aşağıdaki şekilde elde edilir:

$$\eta = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon - j \frac{\sigma}{\omega}}} \quad (\Omega) \quad (2.38)$$

burada σ her dokunun iletkenlik katsayısını ve ϵ dielektrik sabitini ifade eder.

Örneğin, hava ortamından itibaren 4 farklı katman olduğu varsayılırsa ($N=4$), katmanlar arası dalga geçişindeki empedans dönüşümü hesaplamaları şu şekilde elde edilir:

$$\eta_{34} = \eta_3 \frac{\eta_4 + j \eta_3 \tan(\beta_3 d_3)}{\eta_3 + j \eta_4 \tan(\beta_3 d_3)} \quad (2.39)$$

$$\eta_{234} = \eta_2 \frac{\eta_{34} + j \eta_2 \tan(\beta_2 d_2)}{\eta_2 + j \eta_{34} \tan(\beta_2 d_2)} \quad (2.40)$$

Her ortamın iletim katsayıları ise aşağıdaki formül ile elde edilir:

$$T = \frac{2\eta_{234}}{\eta_{234} + \eta_{hava}} \quad (2.41)$$

Gelen dalga için elektrik alan başlangıç değeri E_0 ise, denklem (2.16) yardımıyla iletilen dalga ifadesi şu şekilde elde edilir:

$$\mathbf{E}_t(z) = \hat{\mathbf{a}}_x \cdot \frac{2\eta_{234}}{\eta_{234} + \eta_{hava}} \cdot E_0 \cdot e^{-\beta z} \quad (V/m) \quad (2.42)$$

2.6. Deri Kalınlığı

Elektromanyetik dalgalar hava ortamından iyi bir iletken ortama girdiklerinde, malzeme ortamında $e^{-\alpha z}$ faktörü ile üssel olarak hızla zayıflar ve EM dalganın dalga boyu da hava ortamına kıyasla çok küçülmüş olur. Alan genliğinin ortam içerisinde $e^{-1} \approx 0.368$ değerine düştüğü mesafe deri kalınlığı (Skin depth) olarak tanımlanır ve aşağıdaki formül ile hesaplanır:

$$\delta = \sqrt{\frac{1}{\pi \cdot \mu \cdot \sigma \cdot f}} \quad (m) \quad (2.43)$$

Dalganın ortam içerisinde hızla zayıflaması, ortam içerisinde alanların derine girememesi anlamına gelir. İyi bir iletkende zayıflamanın büyük olması, nüfuz etme derinliğinin çok küçük olduğu anlamına gelir. Genel olarak herhangi bir ortam için;

$$E_0 e^{-\alpha \delta} = E_0 e^{-1} = 0.368 E_0 \Rightarrow \delta = \frac{1}{\alpha} \quad (2.44)$$

eşitliği yazılabilir (Özen ve Helhel 2022).

2.7. Elektromanyetik Alanların Biyolojik Etkileri

Elektromanyetik alanlar, insan duyu organları aracılığı ile doğrudan fark edilemezler. Ancak, bu alanlar ölçülerek değerlendirilebilir. Yapılan ölçümlerin sonuçları, uluslararası standartlar veya ülkelerin kendi kabul ettikleri, sağlığa zarar vermeyeceği düşünülen limit değerlere göre değerlendirilir. Limit değer altında yapılan ölçümlerin insan sağlığına zarar vermediği kabul edilmektedir. Bununla birlikte, sınır değerlerin belirlenmesi, elektromanyetik enerjinin vücut sıcaklığını ortalama olarak 1°C artırmasının zararlı olduğu, 0,1°C artışın ise zararsız olduğu kabulüne dayanmaktadır. Bu kabul, radyo frekans radyasyonunun sadece termal etkisini değerlendirmekte olup, biyolojik, psikolojik, kimyasal veya genetik etkileri göz ardı etmektedir (Çerezci vd. 2012; Ozen vd. 2013).

Elektromanyetik alanlarla etkileşim, insan vücudundaki dokuların özelliklerine bağlıdır. İnsan dokuları, içerdikleri su miktarı ve kimyasal yapılarına göre değişen elektromanyetik özelliklere sahiptir. Zamanla elektromanyetik alanlara maruz kalmak, vücut dokularında enerji emilimine ve içeride akımların oluşmasına sebep olur. Bu akım yoğunluğu (J), doku iletkenliği (σ) ve elektrik alanı (E) ile ilişkili olarak şu şekilde hesaplanabilir:

$$J = \sigma E, (A/m^2) \quad (2.45)$$

Dokuların bu özelliklerinden faydalanılarak, bir vücudun elektromanyetik alana maruz kalması durumunda birim kütle başına soğurduğu güç miktarı (SAR değeri) hesaplanabilir. Dokuların elektriksel özellikleri, dokularda termal emilime sebep olan önemli parametrelerdir. Elektriksel özellikler, dokuların belirli bir frekansta doku direncine bağlı olarak değişir ve bu nedenle insanlar arasında farklılık gösterir (Helhel ve Özen 2008).

Doğuştan gelen malformasyonlar, bebeklerde davranışsal, yapısal, metabolik ve işlevsel sorunlara yol açan deformiteler ve kromozomal anormallikleri içeren bir dizi bozukluğu kapsar. Bu anomaliler, prenatal veya postnatal olarak tanımlanabilir. Küresel bazda doğuştan gelen anomaliler, yılda yaklaşık olarak dünya genelinde doğan tüm bebeklerin %6'sını oluşturan 8 milyon bebekle ciddi bir sağlık sorunu oluşturmaktadır. Ne yazık ki, bu kusurların etkilerine maruz kalan 0-5 yaş arasındaki en az 3.3 milyon çocuk yaşamını yitirmekte ve doğuştan gelen anomaliler nedeniyle ilk 28 gün içinde yaklaşık 300,000 bebek hayatını kaybetmektedir (Kashani vd. 2023).

Son yıllarda, bebeklik ve çocukluk hastalıklarında bir artış yaşanmaktadır. Elektrikli ve elektronik cihazların kullanımında belirgin bir artışın yanı sıra, bu hastalıkların fetüsün hamilelik sırasında elektromanyetik alanlara maruz kalmasına bağlanabileceğini öne süren görüşler bulunmaktadır (Nagaoka vd. 2015).

Elektromanyetik alanların biyolojik etkileri iki ana kategoride incelenebilir: kısa süreli etkiler ve uzun vadeli etkiler. Kısa süreli etkiler, baş ağrısı, göz yanması, kulak çınlaması, görüş alanında daralma, halsizlik, baş dönmesi, yorgunluk ve gece uykusuzluğu gibi belirtilerle kendini gösterir. Ancak, moleküler ve kimyasal bağlara, hücre yapısına ve bağışıklık sistemine etki eden etkiler gibi uzun vadede ortaya çıkabilen etkiler de bulunmaktadır (Helhel ve Özen 2008).

Elektromanyetik alanların insan vücudu üzerindeki etkilerini incelemek amacıyla, insan vücudunu temsil eden matematiksel modeller (fantom modeller) oluşturulmuştur. Bu modeller, dokuların elektromanyetik özelliklerini ve özgül soğrulma oranını dikkate alarak geliştirilmiştir. Bu matematiksel modeller, deneysel olarak doğrudan insanlar üzerinde gerçekleştirilemeyen durumlar için faydalı bilgiler sağlamaktadır.

Çizelge 2.1. 100 kHz ile 300 GHz frekans aralığında elektromanyetik alana maruziyet için SAR sınır değerleri (ICNIRP, 2020)

Elektromanyetik Maruziyet Durumu	Tüm vücut ortalama SAR (W/kg)	Lokal Baş/Gövde SAR (W/kg)	Bölgesel Uzunlar SAR (W/kg)
Mesleki Maruziyet	0.4	10	20
Genel Halk Maruziyeti	0.08	2	4

Elektromanyetik alanlara karşı insan sağlığının korunması için Dünya Sağlık Örgütü (WHO) tarafından önerilen iki uluslararası kılavuz/standart bulunmaktadır: Uluslararası İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICNIRP) ve Elektrik ve Elektronik Mühendisleri Enstitüsü (IEEE). Genel halk maruziyeti için SAR sınır değeri hem ICNIRP hem de IEEE tarafından 2 W/kg olarak belirlenmiştir (Funahashi vd. 2018; ICNIRP 2020; IEEE 2019).

2.8. Özgül Soğrulma Oranı

Özgül Soğrulma Oranı (SAR – Specific absorption rate), biyolojik dokular tarafından emilen elektromanyetik enerjinin zaman türevidir. SAR değeri, tüm vücut veya küçük bir örnek hacim (1 g veya 10 g) üzerinde ortalananarak belirlenir. Elektromanyetik dalgalar biyolojik dokular içinden yayıldığında, elektromanyetik dalgaların enerjisi dokular tarafından emilir. Bu enerji, SAR ile ölçülür ve aşağıdaki denklemle tanımlanır:

Kablosuz haberleşmede kullanılan frekans aralığında biyolojik dokular, kayıplı dielektrik ortamlar olarak düşünülebilirler. İnsan vücudundaki elektromanyetik alan etkileşimini ölçen en önemli değişkenlerden biri özgül soğrulma oranıdır ve güvenlik yönetmeliklerinde sınır değerler bu oran üzerinden verilir.

Özgül soğrulma oranı, biyolojik dokuların dielektrik özelliklerini ve dokularda indüklenen elektrik alanla ilgili bilgiler içerir. Vücut dokusu elektromanyetik alana maruz kaldığında doku tarafından, birim doku kütlesi başına vücut tarafından soğrulan enerji oranının bir ölçüsü olan SAR'ın birimi W/kg'dır ve,

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{2\rho} \quad (2.46)$$

şeklinde ifade edilir. Burada; E , doku üzerindeki elektrik alanının tepe genliği (V/m); σ , dokunun iletkenliği (S/m) ve ρ , dokunun (kg/m³) cinsinden yoğunluğudur.

SAR, watt başına kilogram (W/kg) olarak ifade edilen bir değerdir ve biyolojik etkilerin ısı olduğu düşünülmektedir. Bu nedenle, SAR eşitliği frekanstan bağımsız kabul edilmektedir. Örneğin, 4 W/kg'lık bir ışıma maruz kalan bir kişinin vücut sıcaklığı 1°C'den az yükselmektedir.

Elektromanyetik (EM) ışıının insan sağlığı üzerinde zararlı etkilerinin başladığı SAR değeri genellikle 4 W/kg olarak kabul edilir. Bu zararlı etkilerin azaltılması için mesleki temel etkilenme sınırı, etkilenme SAR sınır değerinin 1/10'u olarak belirlenir. Yani, meslekte ortalama etkilenme SAR sınırı 0.4 W/kg'dır, bu da güvenlik katsayısı olarak 1/10 alındığında ortaya çıkar.

Genel halk sağlığı için ise güvenlik katsayısı 5 kat daha arttırılarak 1/50 olarak seçilir. Bu durumda, ortalama etkilenme SAR sınırı 0.08 W/kg olarak belirlenir.

İnsan vücudundaki herhangi bir dokunun kendi iç sıcaklığının 0.5°C'den daha fazla artması, dokunun tolere edemeyebileceği bir değer olarak kabul edilir. Bu değeri temel alarak geliştirilen bir sınır değer, tüm vücut için ortalama özgül soğurma değeri

olarak belirlenir. Bu sınır değeri genellikle 4 W/kg olan limitin 10 kat daha düşük değeri olan 0.4 W/kg olarak belirlenir. Dünya Sağlık Örgütü (WHO), Elektrik-Elektronik Mühendisleri Enstitüsü (IEEE), Uluslararası İyonize Olmayan Radyasyondan Korunma Komitesi (ICNIRP) gibi kuruluşlar, insan vücudunun RF ve mikrodalga etkilerinin hissedilmeyeceği sınır olarak bu termal etkilerin başladığı değeri kabul eder.

2.9. Biyo-Isı Transferi Denklemi

Temel ısı transferi denklemi, ortamda herhangi bir ısı kaynağının olmadığı durumlarda şu şekilde ifade edilir:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T \quad (2.47)$$

burada k ortamın termal iletkenliği, ρ ortam yoğunluğu ve C ortamın özgül ısısıdır. İnsan vücudunun termal mekanizmasına bağlı metabolik ısı üretimi ve kan akışı parametrelerinin eklenmesiyle Penne Biyo-Isı Denklemi elde edilir.

$$\rho.C.\frac{\partial T}{\partial t} = K.\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \omega_b.\rho_b.c_b(T_a - T) + Q_m + Q_r(x,t) \quad (2.48)$$

Burada;

ρ : Dokunun yoğunluğu (kg/m³)

C : Öz ısı

K : Dokunun termal iletkenliği (W/m.K)

ρ_b : Kanın yoğunluğu (kg/m³)

c_b : Kanın öz ısısı

ω_b : Kan perfüzyon oranı (1/s)

T_a : Atardamar sıcaklığı (sabit)

T : Doku sıcaklığı

$Q_r(x,t)$: İndüklenen dalganın oluşturduğu ısı

Q_m : Metabolizmanın ürettiği ısı (W/m³) dır.

Bu eşitlik bir m³ dokunun ısı kapasitesi ile birim zamandaki sıcaklık yükselişinin birbiri ile çarpılmasıyla birim hacim ve zamanda vücutta depolanan ısı ifadesini tanımlar.

2.10. Mobil Hücresel Ağların Gelişim Süreci

Mobil kablosuz endüstrisi, 1970'lerin başından beri teknoloji oluşturma, değişim ve gelişim için harekete geçmiştir. 1990'ların ortalarından itibaren hücresel iletişim endüstrisi büyük bir büyüme yaşamıştır. Kablosuz iletişim ağları, hücresel kavramın ilk kez 1960'lar ve 1970'lerde uygulanmasıyla, herkesin hayal edebileceğinden çok daha yaygın bir hale gelmiştir. Mobil hücresel abone sayısının her yıl yüksek oranda artmasıyla operatörler yeni teknolojileri hayata geçirmeye başlamışlardır.

İlk nesil kablosuz telefon teknolojisi olan 1G, 1980'li yıllarda piyasaya sürülmüştür ve sistemine 0.8-0.9 GHz frekans aralığı içinde 40 MHz bant genişliği tahsis edilmiştir. İlk nesil mobil ağlar ile zayıf sesli aramalar gerçekleştirilmeye başlanmıştır. 1990'ların başlarında 2G sistemi kullanılmaya başlanmıştır ve operatörler arasında uluslararası dolaşımı yaygın hale getiren mobil haberleşme için küresel sistem (Global System for Mobile Communication-GSM) sistemi hayatımıza girmiştir. Metin mesajları, resimli mesajlar ve multimedya mesajlaşma servisleri gibi hizmetler sağlamıştır. GSM sistemi 0.9 ve 1.8 GHz bantlarında çalışmıştır. 2000'li yıllarda geliştirilerek kullanılmaya başlayan 3G teknolojileri, ağ operatörlerinin kullanıcılara daha geniş bir yelpazede daha gelişmiş hizmetler sunulmasını sağladı. Üçüncü nesil cep telefonu teknolojisi geniş alanlı kablosuz sesli arama, görüntülü aramalar, geniş bant kablosuz veriler, mobil TV, GPS ve video gibi hizmetlerin kullanılmaya başlanmasını sağlamıştır. 3G hücresel teknolojisi 699-900 MHz ile 1.7-2.69 GHz aralıklarındaki frekans bantları kullanılmıştır. 3G standardı geliştirildikten sonra operatörler tarafından bir pazarlama yöntemi olarak 4G adı altında piyasaya sürülmüştür ve yüksek hız, yüksek kapasite ile bit başına düşük maliyet sunmuştur. Etkileşimli medya, ses ve video akışı, oyun, internet ve birçok geniş bant hizmetlerini kullanılır hale getirmiştir. LTE olarak da adlandırılan 4G teknolojisinde 400-900 MHz ile 1.9-5.925 GHz frekans aralığı kullanılmaktadır. Günümüzde 4G sistemi geliştirilmeye devam etmektedir ve dördüncü nesil teknolojinin yaklaşık 10 katı veri iletim hızına sahip olan beşinci nesil mobil telekomünikasyon hizmeti kullanımı ve geliştirme çalışmaları 5G adı altında devam etmektedir. Frekans aralığı olarak 600-960 MHz ile 1.5-6.7 GHz frekans aralığı tanımlanmıştır (Hakanoğlu 2021; Davis vd. 2023).

2.11. Kaynak Taramaları

Elektromanyetik dalgaların biyolojik dokularla etkileşimi üzerine literatürde farklı çalışmalar mevcuttur.

Sabbah ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada altı katmanlı insan kafası modellenerek, bu modelin elektromanyetik düzlem dalga ile maruziyetinde oluşan SAR ve sıcaklık artışı analiz edilmiştir. Biyo ısı denklemi ve FDTD kullanılarak hesaplamalar yapılmıştır. Düzlem dalganın dokulara temasına göre 900 MHz, 1800 MHz ve 2,4 GHz için hesaplamalar yapılmıştır. Sonuç olarak ısı değişimin standartlarda belirtilen değerin altında olduğu gözlemlenmiştir (Sabbah vd. 2010).

Wessapan vd. tarafından elektromanyetik maruziyet ile ilgili farklı yıllarda yapılan çalışmalar bulunmaktadır. Bir çalışmada 915 ve 2450 MHz frekanslarındaki

elektromanyetik alan maruziyetinin insan vücudunda oluşturduğu sıcaklık artışı ve SAR oranının nümerik çözümlemeleri ve simülasyonları yapılmıştır. Yapılan çözümlemeler ve analizler neticesinde 2450 MHz frekansta deri katmanında en yüksek SAR değerinin olduğu gözlemlenirken, sıcaklık artışının 915 MHz frekansta en yüksek olduğu gözlemlenmiştir (Wessapan vd. 2011). Farklı bir çalışmalarında 900 MHz ve 1800 MHz frekanslarındaki cep telefonu radyasyonunun, insan kafa modelleri üzerindeki SAR ve sıcaklık etkileri araştırılmıştır. Yetişkin bir insan kafa modeli ve 7 yaşındaki bir çocuk kafa modeli için her iki frekansta da ayrı ayrı modellemeler ve nümerik analizler yapılmış. Yetişkin kafa derisinde, çocuk kafa derisinden daha yüksek sıcaklık artışı gözlemlenirken, beyindeki sıcaklık artışının yetişkinlerde çocuklara göre daha az olduğu gözlemlenmiştir. Dokulardaki sıcaklık artışının, sadece SAR kaynaklı olmadığı, aynı zamanda dokuların elektriksel ve ısı parametrelerinin etkisinden de kaynaklandığı belirlenmiştir (Wessapan vd. 2012).

2012 yılındaki çalışmalarında ise gerçekçi ölçülerle bir insan kafatası modellenmiş ve 900-1800 MHz cep telefonu radyasyonuna 0, 1 ve 2 cm mesafelerinden maruz kalma durumu için SAR ve sıcaklık dağılımlarının sayısal analizi yapılmıştır. Analizler neticesinde en yüksek SAR değerlerinin her iki frekans için de antene en yakın bölge olan deri dokusunda olduğu ve bu değerlerin ICNIRP limitlerinin altında kaldığı gözlemlenmiştir (Wessapan vd. 2012). 2013 yılında yaptıkları çalışmalarında ise elektromanyetik dalga yayılım modunun ve çalışma frekansının kaynak gücünün değişiminin, doku üzerindeki ısı atışı ve SAR oranı üzerindeki etkileri nümerik olarak araştırılmıştır. 300, 900, 1300 ve 2450 MHz frekanslarında incelemeler yapılmıştır. Bulunan sonuçlara göre TM modunda, TE moda göre her frekansta da organlarda daha yüksek ısı ve SAR değerleri gözlemlenmiştir. Düşük frekanslarda, yüksek frekanslara oranla etkinin daha derine nüfuz ettiği belirlenmiştir. 300 MHz frekansta TM modunda en yüksek SAR değeri ve sıcaklık artışı yağ dokusunda meydana gelmiştir (Siriwitprecha vd. 2013).

Liu vd. tarafından yapılan bir çalışmada, gözdeki kırılma bozukluklarının tedavisinde günümüzde yeni yeni kullanılmaya başlanan teratertz uygulamalarının korneadaki termal etkileri sayısal olarak analiz edilmiş ve kullanımının tehlike boyutu değerlendirilmiştir. Penne ve Arrhenius ısı denklemleri modifiye edilerek gözdeki ısı transferi incelenmiştir. Korneadaki sıcaklık dağılımı ile potansiyel termal hasar değerlendirilmiştir. Hesaplamalar sonucunda güvenlik limitlerinin altında sıcaklık artışına sebep olduğu gözlemlenmiştir (Liu vd. 2019).

Gültekin ve Siegel tarafından yapılan bir çalışmada sığır beyni ve beyin eşdeğer jeli kullanılarak laboratuvar ölçümleri yapılmış ve 4G-5G frekans aralığı bölgesinde RF radyasyonun frekans, güç ve zaman cinsinden dokuya etkileri araştırılmıştır. 1.9 GHz, 4 GHz ve 39 GHz olmak üzere üç farklı frekans seçilmiştir. Sığır beyni ve beyin eşdeğer dokusu ayrı ayrı direk olarak sinyal jeneratöründen çıkan sinyale direk olarak maruz bırakılmış ve 39 GHz'de 16,5 kW/m²'ye varan güç yoğunlukları ölçülmüş. Ayrıca 6

dakika sürekli RF maruziyeti sonrası dokudaki sıcaklık artışı 60 °C üzerine ve 30 saniyelik darbelerle RF maruziyet sonrası sıcaklık artışı 30 °C üzerine çıkmıştır (Gultekin ve Siegel 2020).

Katmanlı doku modeli ile çalışan Rahman ve Rather çok katmanlı yapıların eşdeğer elektriksel özelliklerini belirlemek için bir MATLAB aracı önermektedir. Çalışmada üç katmanlı (kas-yağ-deri) insan göğüs kafesi 2 boyutlu olarak bilgisayar ortamında fdtd kullanılarak modellenmiştir. Yağ tabakasının kalınlığının eşdeğer dielektrik özellikler üzerindeki etkisi, deri tabakasında bulunan nem içeriğinin etkisi gibi parametreler değerlendirilmiştir. Çalışmanın, kalp pili vb. uygulamalarda, operasyon öncesinde bu implant cihazın vücut dokusu ile etkileşim testlerine olanak sağlayabileceği, ayrıca tasarım, test ve değerlendirme için kullanılan fantom karışımlarının da geliştirilmesine olanak sağlayacağı öngörülmüştür (Rahman ve Rather 2020).

GHz mertebesindeki kısa süreli EM maruziyetlerden kaynaklanan sıcaklık artışı değerlerini analiz eden Kodera ve Hirata, üç boyutlu, kübik ve yedi katmandan oluşan bir kafa modeline 0.1, 0.5, 1, 3, 6, 10, 30 ve 300 GHz frekanslarının etkileri, özgül soğrulma oranı (SAR) ve soğrulan güç yoğunluğu (APD) kavramları üzerinden değerlendirmişlerdir. Farklı frekanslardaki ve farklı sürelerdeki maruziyetlerin dokulardaki sıcaklık artışı üzerindeki etkilerine bakıldığında, frekans yükseldikçe soğrulan enerji yoğunluğunun düştüğü gözlemlenmiştir (Kodera ve Hirata 2019).

Hamilelik sırasında fetüsün elektromanyetik alana maruziyeti üzerine literatürde çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. FDTD yöntemini kullanarak 150 MHz frekansında farklı tip insan fetus modelinin incelendiği bir çalışmadaki sonuçlar, hamile kadın modellerinde SAR dağılımı ve yerel SAR'ların fetusun boyutundan önemli ölçüde etkilenmediğini göstermiştir. Fetusun 10 g ortalama SAR'ı, kaynak antenin gücü 1 W olduğunda 0.13 W/kg olarak hesaplanmıştır (Kawai vd. 2003).

Başka bir çalışmada araştırmacılar, 800 MHz ve 1800 MHz gibi 4G LTE frekanslarında çalışan tabletlerden elektromanyetik fetal maruziyetini, cihazın konumu, fetusun yaşı ve kaynak özellikleri dahil olmak üzere çeşitli senaryolar için değerlendirmişlerdir. Kaynağın konumu, maruziyet seviyesi ve frekans, SAR'ı etkileyen faktörler olsa da sonuçların ICNIRP tarafından yayımlanan kılavuzlarda belirtilen sınırlara uygun olduğu gözlemlenmiştir (Chiaramello vd. 2017).

Gerçekçi bir model üzerinde 26 haftalık hamile kadın modeli için fdtd yöntemi ile SAR analizinin yapıldığı bir başka çalışmada frekans aralığı 10 MHz ile 2 GHz arasında değişen hem dikey hem de yatay polarize elektromanyetik dalgalarla 10 W/m²'lik kaynak güç yoğunluğu kullanılmıştır. Sonuçlar, hamileliğin tüm vücut ortalama SAR'ı üzerinde neredeyse hiç etkisi olmadığını ortaya koymuştur, ayrıca, fetüsün ortalama SAR'ı, annenin tüm vücut ortalama SAR'ından çok daha düşük olarak hesaplanmıştır (Nagaoka vd. 2007).

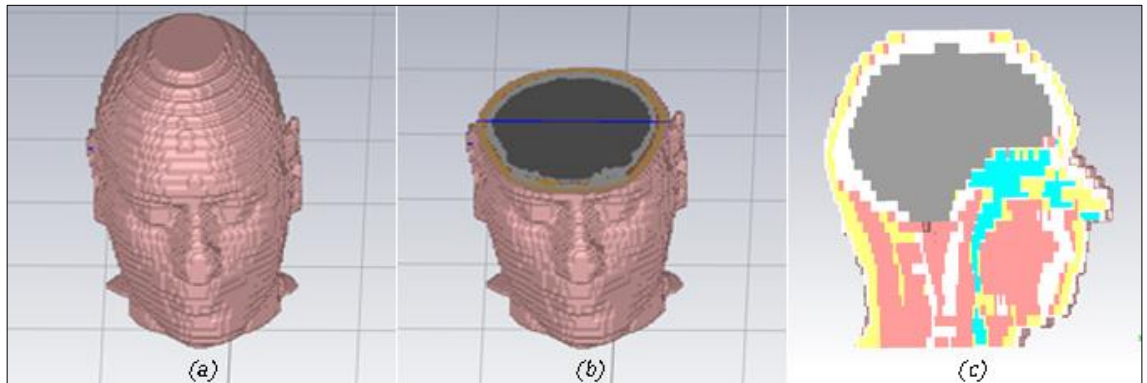
3. MATERYAL VE METOT

Günümüzde doğal çevrede bulunan elektromanyetik radyasyon oranları giderek artmaktadır. Bunun yanı sıra mikrodalga kaynaklarının kullanıldığı endüstri tesislerinde kaynaklarının kullanıldığı tesislerde, özellikle cihazı kullanan operatörler risk altında bulunmaktadır. Kullanım hataları, yetersiz güvenlik tedbirleri veya cihazda meydana gelen bir sızıntı durumunda, çevrede bulunan kişiler doğrudan mikrodalga radyasyonuna maruz kalabilmektedirler. Maruz kalınan dalganın frekansı ve gücüne bağlı olarak, kişinin vücudunda SAR adı verilen bir değer oluşur ve bu durumda vücut sıcaklığında artış meydana gelebilir.

Son yıllarda, teknolojik gelişmelerle birlikte EM spektrumun RF (Radyo Frekansı) bölgesinin kullanımında büyük ilerlemeler kaydedilmektedir. Bu frekans aralığında, EM enerjisi kullanan yeni kaynaklar her geçen gün yaygınlaşmaktadır. Ancak, mesleki veya kontrolsüz durumlarda istenmeyen RF radyasyonuna maruz kalma riski de artmaktadır. Ne var ki, EM spektrumun 3 kHz ila 300 GHz frekans aralığını kapsayan RF bölgesindeki EM enerjisinin sağlık üzerindeki etkilerine yönelik çok az sayıda araştırma bulunmaktadır.

RF radyasyonun en yaygın kullanım alanları arasında radar uygulamaları (hava, deniz, hava trafik kontrolü, askeri ve polis vb.), haberleşme, tıbbi cihazlar, endüstriyel ısıtma cihazları ve mikrodalga fırınlar bulunmaktadır. Son zamanlarda, uydu haberleşmesi, askeri radarlar, uzay silahları, yüksek hızlı veri iletişimi, silah denetimi ve tıbbi cihazlarda yüksek frekans uygulamalarından yararlanılmaktadır. Tüm bu gelişmelerin yanı sıra, gelişen hücreli mobil iletişim sistemleri ile birlikte yeni nesil cep telefonu sistemlerinden kaynaklı elektromanyetik radyasyon da önemli ölçüde artmaktadır.

Bu çalışmada yeni nesil cep telefonu maruziyetlerinden kaynaklanan özgül soğrulma oranı, metal çerçeveli gözlük takan ve metalik diş implantları ile küpe kullanan gerçekçi insan kafa modelleri ve göbük takısı kullanan hamile kadın modeli üzerinde araştırılmış ve bu değerler sayısal olarak hesaplanmıştır.

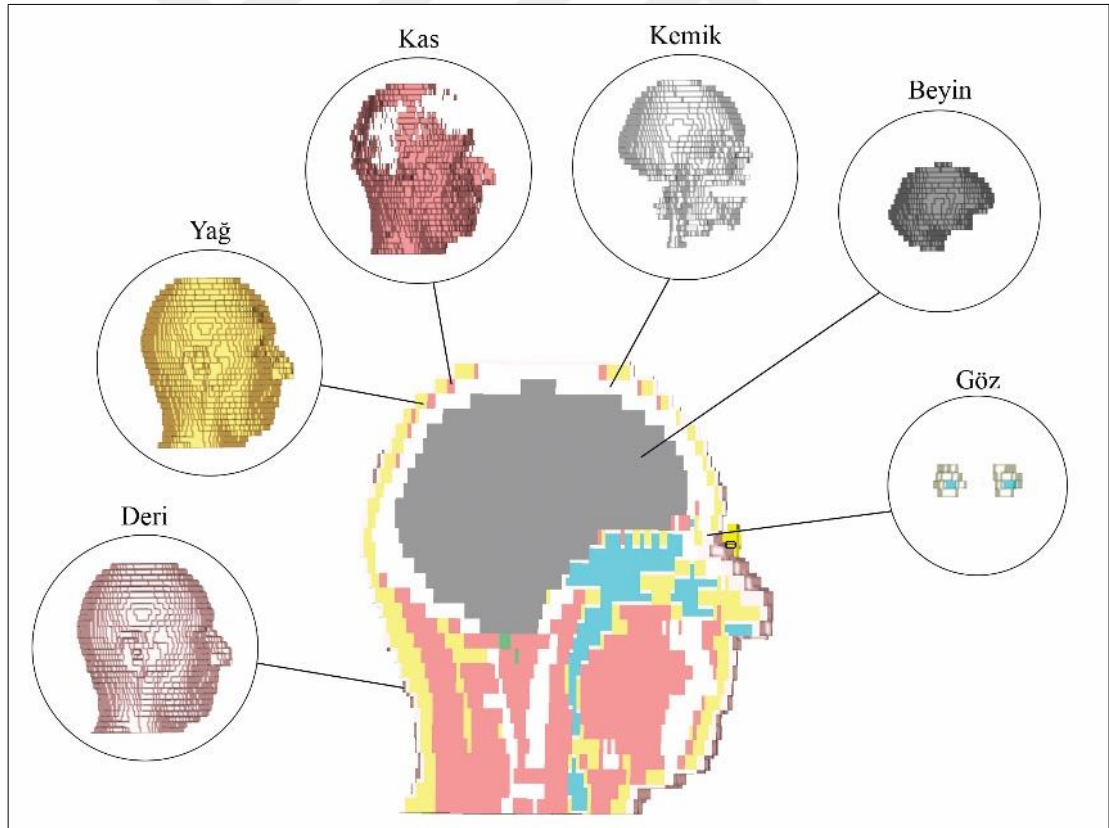


Şekil 3.1. Heterojen 6 katmanlı kafa modelinin **a)** Perspektif **b)** Yatay kesitli **c)** Dikey kesitli görünümü

Çalışma için CST programı (CST Studio Suite. V. 2019., 2019) ile modellenen 6 katmanlı gerçekçi kafa yapısı kesitleri Şekil 3.1’de gösterilmiştir. Çalışmalarda beşinci nesil (5G) uygulamalarda çalışan bir düzlem dalga tarafından yayılan EM enerjinin insan vücudu tarafından emiliminin etkileri gelişen farklı cep telefonu teknolojisi frekansları üzerinde değerlendirilmiştir.

Kafa modelindeki biyolojik doku katmanlarının kalınlıkları çok küçük olduğundan, özellikle deri dokusu için SAR ve elektrik alan dağılımı değerleri için derinin dış yüzey alanı değerleri göz önünde bulundurulmuştur. Ancak beyin dokusundaki SAR ve elektrik alan dağılımını belirlemek için kesit alanı üzerinde bir eğri belirlenerek, bu eğri üzerindeki değerler göz önünde bulundurulmuştur. Simülasyonlarda kullanılan ve Şekil 3.1.(b)’de gösterilen bu eğri, kaynak dalganın geliş düzleminin normali doğrultusundadır.

Simülasyonlarda kullanılan heterojen kafa modeli deri, yağ, kas, kemik, diş ve beyin olmak üzere 6 farklı doku katmanından oluşmaktadır. Ayrıca göz küresi ve göz merceği olan göz tabakası da modele dahil edilmiştir. Kullanılan kafa modeli Şekil 3.2’de ve bu dokuların farklı frekanslar için elektriksel özellikleri Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

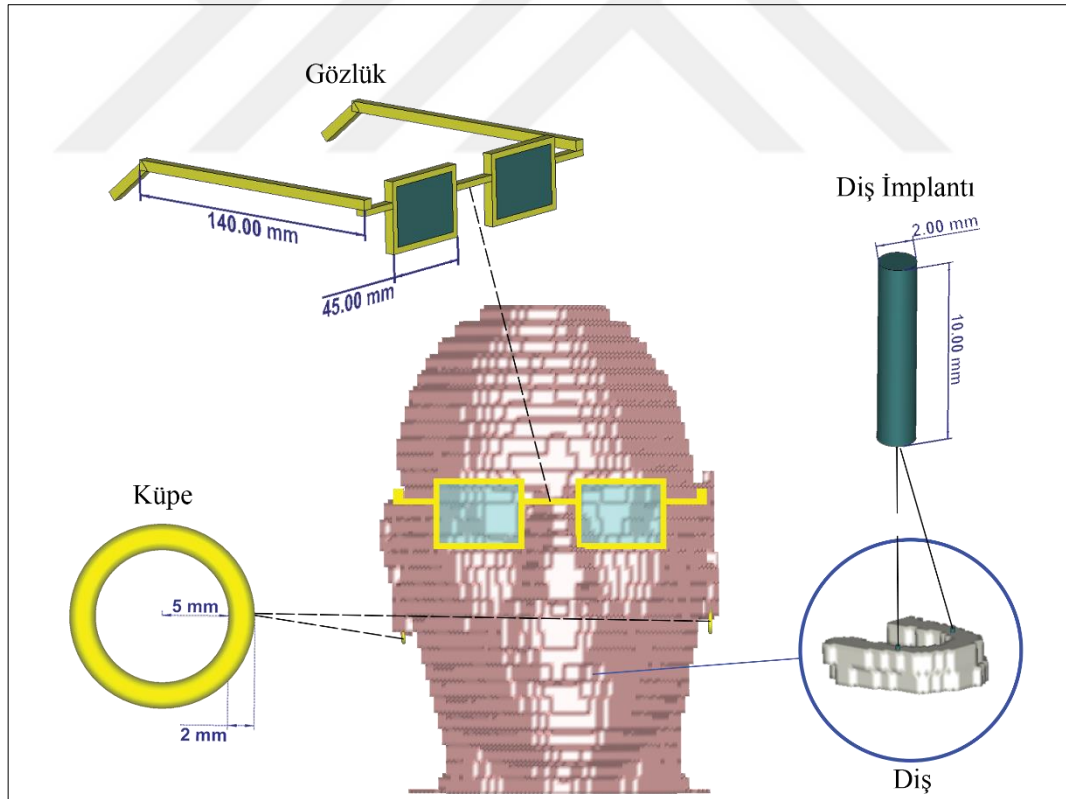


Şekil 3.2. Kafa modelindeki doku katmanları

Çizelge 3.1. Farklı frekanslarda dokuların bağıl geçirgenlik (ϵ_r) ve iletkenlik (σ) katsayıları (Hasgall vd. 2022)

Doku Tipleri	0.9 GHz		1.8 GHz		2.1 GHz		2.45 GHz		3.5 GHz		5 GHz	
	ϵ_r	σ	ϵ_r	σ	ϵ_r	σ	ϵ_r	σ	ϵ_r	σ	ϵ_r	σ
Deri	41.4	0.867	38.9	1.18	38.4	1.31	38	1.46	37	2.02	35.8	3.06
Yağ	5.46	0.051	5.35	0.078	5.32	0.0899	5.28	0.105	10.5	0.42	5.03	0.242
Kas	55	0.943	53.5	1.34	53.2	1.51	52.7	1.74	51.4	2.56	49.5	4.04
Kemik	12.5	0.143	11.8	0.275	11.6	0.328	11.4	0.394	10.8	0.615	10	0.962
Beyin	49.4	1.26	46.1	1.71	45.5	1.88	44.8	2.1	43.1	2.86	41.1	4.19
Göz	68.9	1.64	68.6	2.03	68.4	2.22	68.2	2.48	67.4	3.47	65.8	5.41

Biyolojik dokulara küpe, diş implantı gibi bir metal cisim yerleştirildiğinde, elektromanyetik dalgaların etkilerini değerlendirmek zor olur. Giyilebilir metal nesnelerin kullanımı yaygınlaştıkça, elektromanyetik dalgaların insan vücudu üzerindeki etkilerini analiz etme ihtiyacı artmaktadır.



Şekil 3.3. Üç boyutlu insan kafa modelinde kullanılan metal cisimler

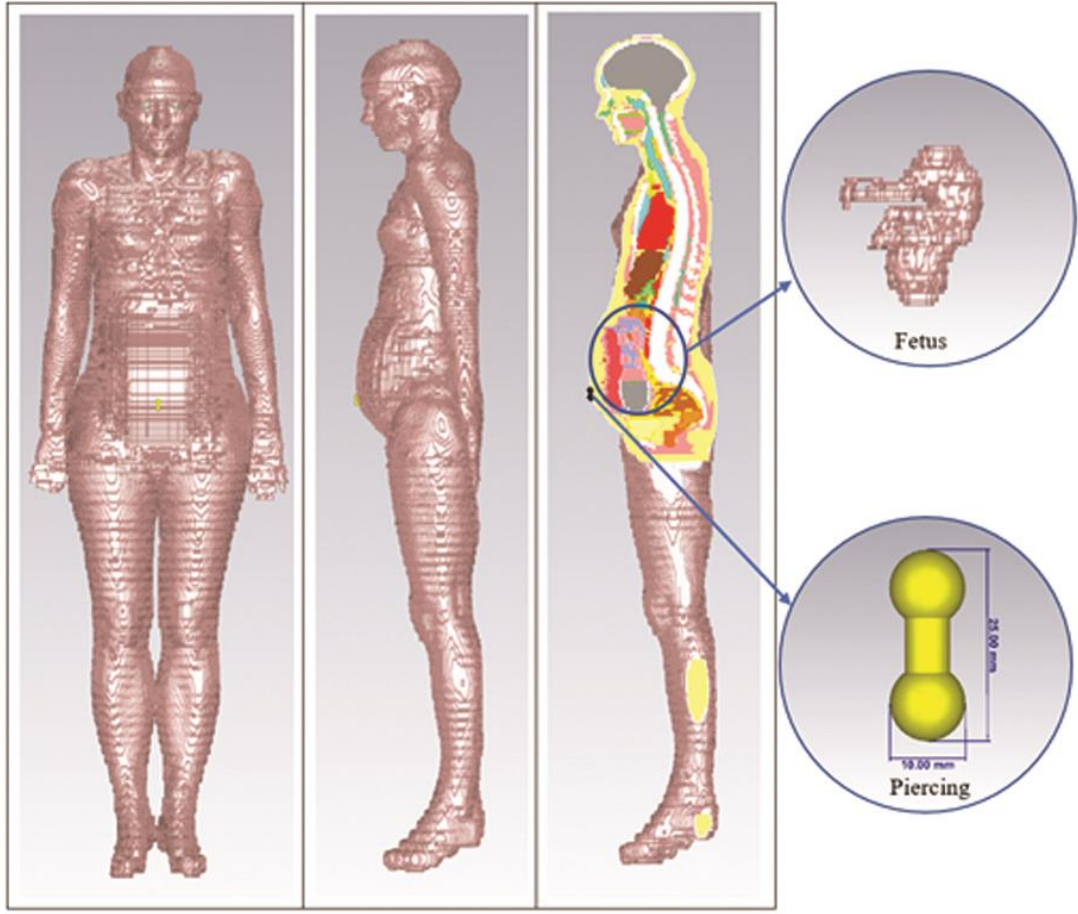
Metal cisimlerin sağlık risklerine yol açıp açmadığını değerlendirmek için bu çalışmada insan kafa modelinde Şekil 3.3’de gösterilen metal cisimlerin varlığında SAR değişimleri hesaplanmıştır. Gözlük, diş implantı ve küpe olmak üzere farklı üç tip metal nesne kullanılmıştır. Gözlük çerçevesi olarak alüminyum ($\sigma = 3.56 \times 10^7$ S/m), küpe için altın ($\sigma = 4.561 \times 10^7$ S/m) ve diş implantı için platin ($\sigma = 9.52 \times 10^6$ S/m) seçilmiştir. Diş implantları üst çenenin her iki tarafındaki ilk azı dişlerine yerleştirilmiştir.

Kafa modelinin sağ tarafından 0.9, 1.8, 2.1, 2.45, 3.5 ve 5 GHz frekanslarında 1 V/m elektrik alanına sahip düzlem EM dalgalar kaynak olarak kullanılmıştır.

Katmanlı dokuların EM dozimetri analizleri ile ilgili yapılmış olan çalışmalarda genellikle dokulara uygulanan EM dalgaların, dokunun normaline dik doğrultuda geldiği varsayılarak hesaplamalar ve analizler yapılmaktadır (Aydoğmuş 2016). Ancak gerçekte kullanılan kaynağın vücuda göre konumuna bağlı olarak EM dalga, dokuya farklı açılar ile de gelebilmektedir. Böyle durumlarda SAR hesaplamalarında farklılıklar meydana gelmektedir. Bu etkiyi araştırmak amacıyla katmanlı dokuya farklı açılarla gelen elektromanyetik dalga için Matlab kodu geliştirilerek doku katmanlarındaki elektrik alan ve SAR analizleri gerçekleştirilmiştir.

İnsan kafa modelindeki doku özellikleri dikkate alınarak 6 katmanlı dokuya 0, 30 ve 60 derecelik açılarla gelen EM dalga için, dokulardaki maksimum SAR değerleri ve elektrik alan değerleri Matlab kullanılarak hesaplanmıştır. Bu hesaplamalar yapılırken farklı frekanslar için dokuların, seçilen frekanslardaki elektriksel özellikleri göz önünde bulundurulmuştur. Ardından 1 V/m değerindeki düzlem elektromanyetik dalganın kafa modeline önce normal yüzeyine sırasıyla dik gelişi, 30 derece ve 60 derecelik açılarla gelişi için hesaplamalar gerçekleştirilmiştir. Dokularda indüklenen elektrik alan değerleri göz önünde bulundurularak yine aynı dokular için SAR hesaplamaları gerçekleştirilmiştir.

Hamile kadın ve fetüste elektromanyetik dozimetriyi inceleyen çeşitli çalışmalar olmasına rağmen, 5G frekanslarındaki hamile kadınlara yönelik RF-EMR maruziyeti için literatürde boşluk bulunmaktadır. Bu çalışmada ayrıca, hamileliğin ikinci üç aylık döneminde (24 hafta) homojen olmayan gerçekçi bir hamile kadın modeli için göbek takısı bulunup bulunmaması durumlarına göre fetüsün beyin ve akciğer dokularında indüklenen SAR hesaplamaları gerçekleştirilmiştir. Bu sayısal modelin kullanılmasının motivasyonu, RF-EMR tarafından etkilenen belirli dokular hakkında geniş bir bakış açısı elde etmek ve yüksek doğruluklu bir temsil sunmaktır. Çalışmalar sırasında modellere E-polarize (TM) ve H-polarize (TE) alanlar uygulanmıştır ve çalışmada 5G frekansları olarak kabul edilen 2.45 GHz, 3.5 GHz ve 5 GHz kullanılmıştır. Diğer çoğu araştırmacı sadece TM dalga yaklaşımını uygularken (Lwin ve Yokota 2019), bu çalışmada TM dalga ve TE dalga için sonuçlar farklı farklı hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır.



Şekil 3.4. Üç boyutlu heterojen hamile kadın modeli

Çalışma için CST programı ile modellenen gerçekçi hamile modeli Şekil 3.4’te gösterilmiştir. Modele uygulanan elektrik alan yoğunluğu 100 V/m olarak seçilmiştir (Wang vd. 2021; Fiocchi vd. 2022).

Elektromanyetik radyasyon için 2.45 GHz, 3.5 GHz ve 5 GHz frekanslarında çalışan TE ve TM polarize düzlem dalgalar modele önden ve yandan gelecek şekilde ayrı ayrı uygulanmıştır. Biyolojik dokularda indüklenen SAR değerlerine metallerin etkilerini de analiz etmek için modele ayrıca gümüş göbek takısı da dahil edilerek analizler gerçekleştirilmiştir.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte, 5G uygulamalarında kullanılan elektromanyetik enerjinin insan vücudu tarafından ne ölçüde emildiğini değerlendirmek amacıyla yapılan bu çalışmada, metal çerçeveli gözlük kullanan, metal implantlara veya küpelere sahip bir insan kafa modeli üzerinde, yeni nesil cep telefonlarının neden olduğu özgül soğrulma oranı (Specific Absorption Rate - SAR) incelenmiştir.

Deri dokusundaki SAR ve elektrik alan değişikliklerini gözlemlemek için kulakların hemen üzerindeki noktada hesaplamalar yapıldığında, altın küpeli kafa modelinde 14×10^{-5} W/kg'lık maksimum 10 g ortalama SAR değeri 2,45 GHz frekansında bulunmuştur. Metal implantlar olmadan aynı kafa modeli üzerinde çalışıldığında, maksimum 10 g ortalama SAR değerinin aynı frekansta 13.97×10^{-5} W/kg olduğu gözlemlenmiştir. Bu değer farkı, metal implantların SAR değişimi üzerindeki etkisini göstermektedir. Tüm frekanslar için en yüksek SAR ve elektrik alan değerleri Çizelge 4.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Metal cisimlerin varlığında ve yokluğunda deri dokusunda oluşan maksimum SAR (10g) [μ W/kg] ve Elektrik Alan Şiddeti [V/m] değerleri

Kafa Modeli	0.9 GHz		1.8 GHz		2.1 GHz		2.45 GHz		3.5 GHz		5 GHz	
	SAR	E Alan	SAR	E Alan	SAR	E Alan	SAR	E Alan	SAR	E Alan	SAR	E Alan
Metal Cisim Olmayan Model	61.9	0.43	111.4	0.45	131.5	0.41	139.7	0.33	79.4	0.3	101.9	0.41
Diş İmplantı Olan Model	61.9	0.43	111.4	0.45	131.5	0.41	139.7	0.33	79.4	0.3	101.9	0.41
Küpe Takan Model	61.7	0.43	111.1	0.45	131.9	0.42	140	0.31	79.6	0.3	102.1	0.41
Gözlük Takan Model	64.7	0.34	112.4	0.51	134.8	0.33	139.6	0.38	78.8	0.42	101.9	0.38
Tüm Metalleri Takan Model	64.6	0.34	112.2	0.52	135.3	0.34	139.9	0.38	79	0.43	101.9	0.38

Beyin dokusunda oluşan ortalama SAR ve elektrik alan şiddeti değerleri de Çizelge 4.2'de gösterilmiştir. Ayrıca Şekil 3.5'te metal nesnelerin varlığında ve yokluğunda oluşan SAR ve elektrik alan şiddeti değerleri gösterilmiştir. Beyin dokusu için 0.9 GHz frekansında, tüm metal nesnelerin varlığındaki 10 g ortalama SAR değeri, herhangi bir metal nesne olmayan modele göre yaklaşık %1.23 daha düşük sonuç elde edilmiştir. Metal nesnelerin tamamının varlığında 1.8 GHz, 2.1 GHz, 2.45 GHz, 3.5 GHz ve 5 GHz frekansları için SAR azalma oranları ise sırasıyla %1.06, %1.02, %1.07, %1.06 ve %1.0'tir. Elektrik alan şiddetindeki azalma ise ihmal edilebilir düzeydeydi.

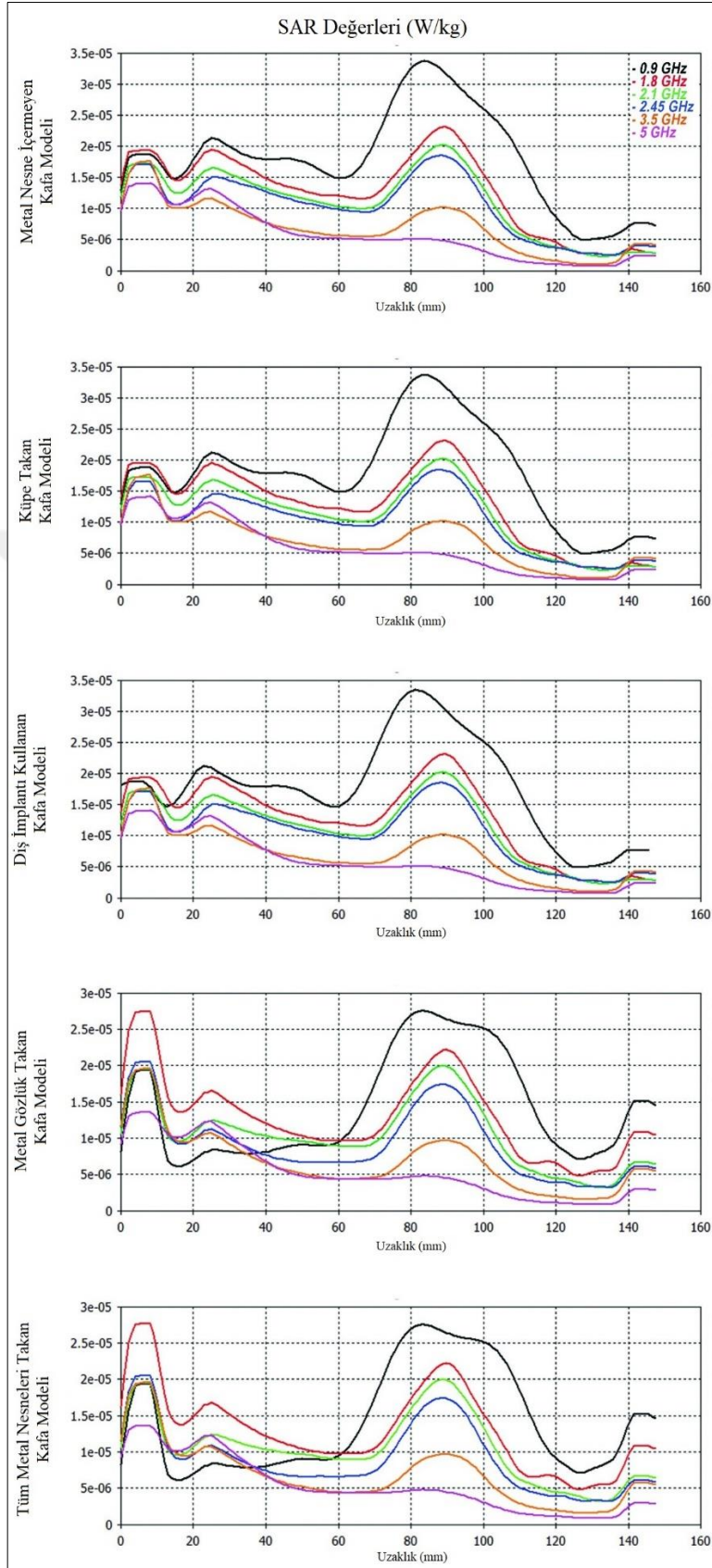
Çizelge 4.2. Metal cisimlerin varlığında ve yokluğunda beyin dokusunda oluşan ortalama SAR (10g) [$\mu\text{W/kg}$] ve Elektrik Alan Şiddeti [V/m] değerleri

Kafa Modeli	0.9 GHz		1.8 GHz		2.1 GHz		2.45 GHz		3.5 GHz		5 GHz	
	SAR	E Alan	SAR	E Alan	SAR	E Alan	SAR	E Alan	SAR	E Alan	SAR	E Alan
Metal Cisim Olmayan Model	33.6	0.084	21	0.134	18.8	0.135	17.7	0.167	96.7	0.092	51.1	0.06
Diş İmplantı Olan Model	32.9	0.084	21	0.134	18.8	0.135	17.7	0.167	96.7	0.092	51.1	0.06
Küpe Takan Model	33.6	0.087	21	0.134	18.8	0.135	17.6	0.167	96.8	0.092	50.9	0.06
Gözlük Takan Model	27.4	0.084	19.8	0.152	18.4	0.139	16.4	0.171	90.9	0.087	47.5	0.052
Tüm Metalleri Takan Model	27.4	0.084	19.8	0.154	18.4	0.139	16.4	0.170	91.1	0.088	47.4	0.052

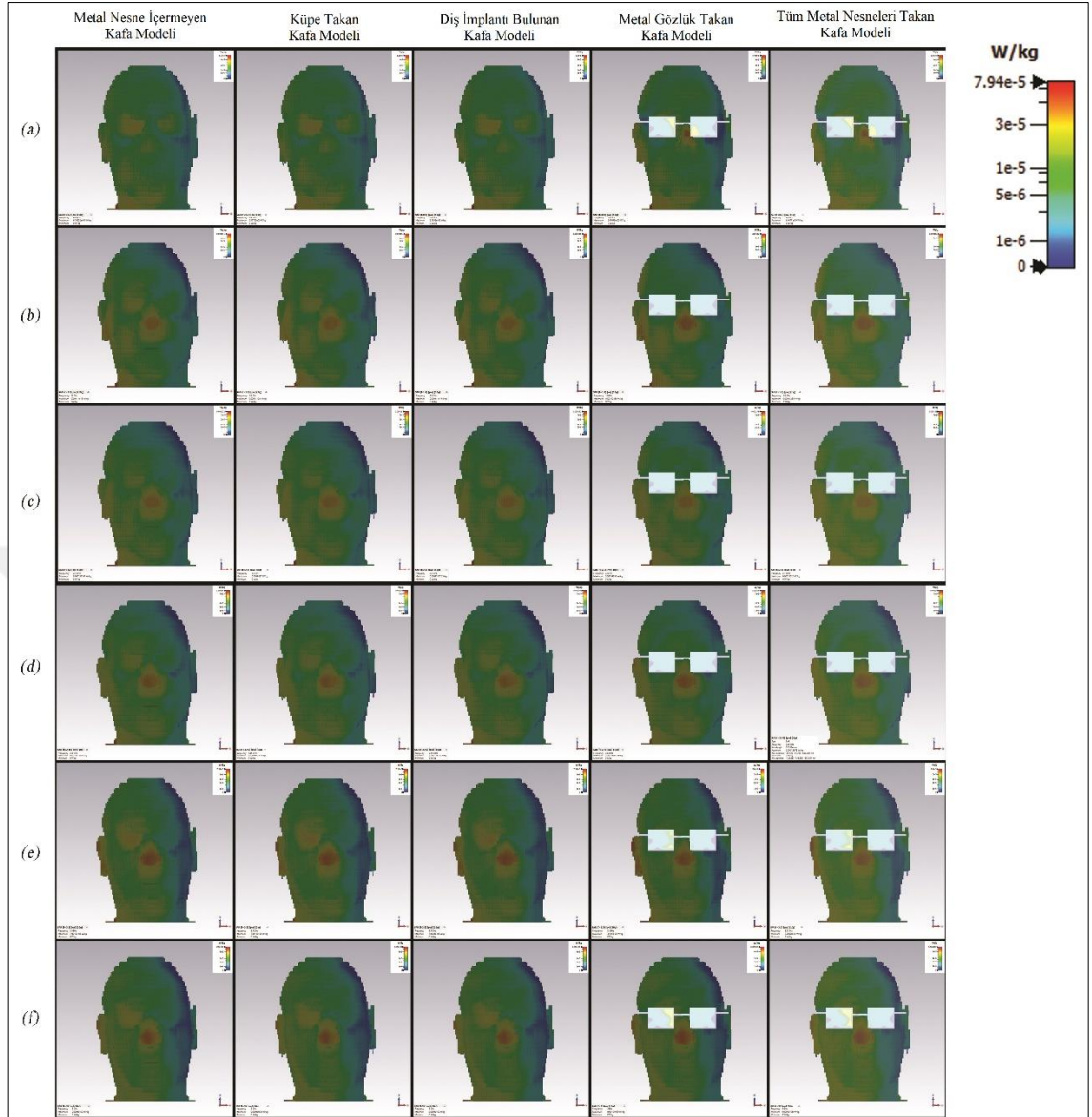
Genel halka açık maruziyetin SAR sınırı hem ICNIRP hem de IEEE standartlarına göre 2 W/kg'dır (IEEE 2019; ICNIRP 2020). Bulunan sonuçların hiçbirisi bu sınırı aşmamasına rağmen, metal nesnelerin kullanımının dokulardaki SAR değerlerini arttırdığı gözlemlenmiştir. Elde edilen sonuçlarda metal nesnelerin, EM radyasyon kaynağı ile etkileşim oluşturma noktasında sağlık üzerinde zararlı bir etkiye neden olabileceği olasıdır.

Genel olarak, SAR için hesaplanan sonuçlara göre, metal nesnelerin etkilerinin, nesnelere yakın olan dokular için yüksek olduğu belirtilmektedir. Bu çalışmada kullanılan metal nesnelerin yüksek elektriksel iletkenliklere sahip olmaları nedeniyle, metallerin kullanıldığı durumlarda büyük miktarda elektrik alanın uzaklaştırıldığı gözlemlenmiştir. Elde edilen bu sonuçlar, literatürde daha önce yapılmış benzer çalışmaları destekler niteliktedir (Jovanovic vd. 2020). Gözlükler, diş implantları ve küpeler gibi metal nesnelerin, dışsal biyolojik dokularda SAR değerlerinde bir artışa neden olabileceği ve metal nesnelerin daha derin dokular için bir tür kalkan işlevi görebileceği gözlemlenmiştir. Her durumda, elde edilen sayısal değerler, ICNIRP ve IEEE standartlarında belirtilen limit değerlerin altındadır.

Biyolojik dokuya ulaşan elektromanyetik dalgalar, dokuya vardığı andan itibaren doku ile etkileşime girerek ilerlemeye başlamaktadır. Emilen radyasyon dozunun mesafeye bağlı olarak değişimini tespit etmek amacıyla mesafeye bağlı soğrulan elektromanyetik radyasyon grafikleri çizilmiştir. Elektromanyetik dalganın biyolojik dokularda ilerleme mesafesine bağlı olarak meydana getirdiği SAR değerleri Şekil 4.1'de görülmektedir. Ayrıca farklı frekanslardaki en yüksek sar değerleri Şekil 4.2'de gösterilmiştir.

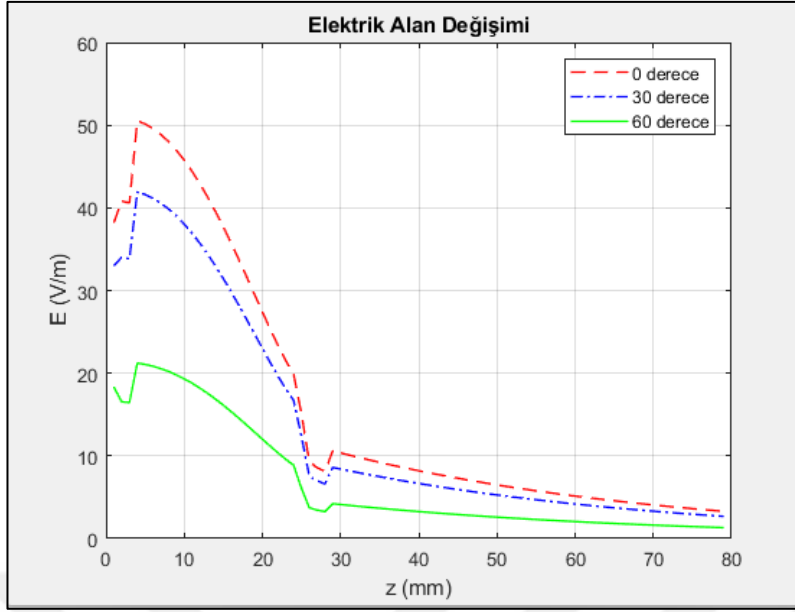


Şekil 4.1. Kafa Modeli için SAR Değerlerinin Karşılaştırılması

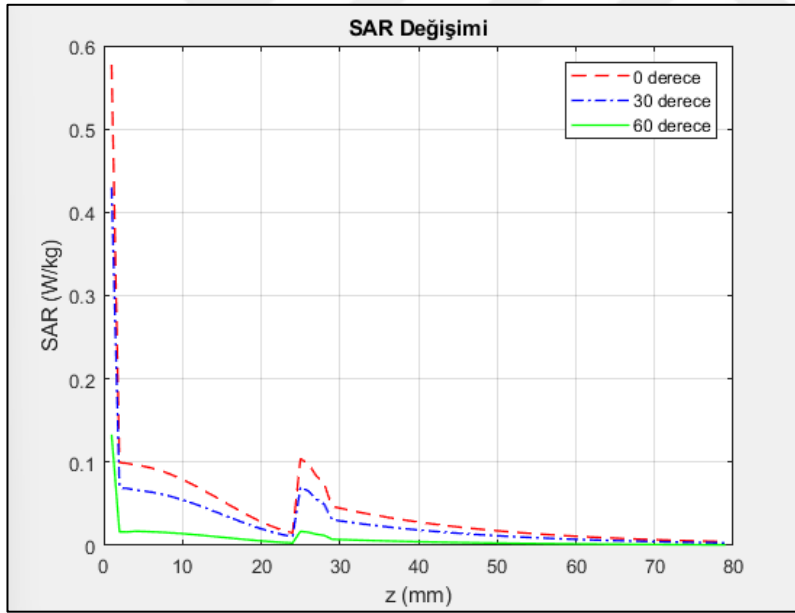


Şekil 4.2. Farklı frekanslarda kafa modelindeki en yüksek SAR değerleri **a)** 0.9 GHz **b)** 1.8 GHz **c)** 2.1 GHz **d)** 2.45 GHz **e)** 3.5 GHz **f)** 5 GHz

Matlab kullanılarak, insan kafa modelindeki doku özellikleri dikkate alınarak 0, 30 ve 60 derece açılarla gelen EM dalgaları için dokulardaki maksimum SAR değerleri ve elektrik alan değerleri hesaplanmıştır. Bu hesaplamalar sırasında farklı frekanslara sahip olan dokuların elektriksel özellikleri dikkate alınmıştır. İlk olarak, 1 V/m değerinde düzlem elektromanyetik dalga, kafa modelinin normal yüzeyine dik olarak ve ardından sırasıyla 30 derece ve 60 derecelik açılarla incelenmiştir. Dokularda indüklenen elektrik alan değerleri kullanılarak aynı dokular için SAR hesaplamaları yapılmıştır.

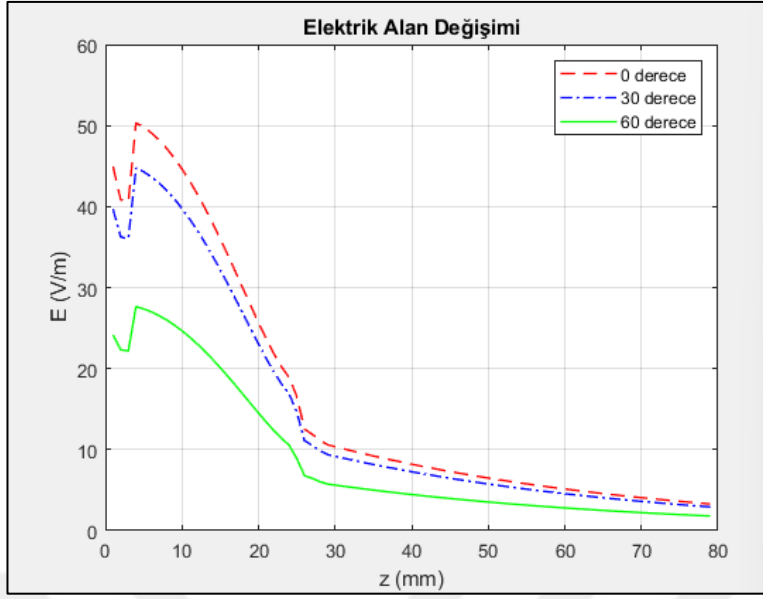


Şekil 4.3. Paralel polarizasyon için elektrik alan değişimi ($f=900$ MHz)

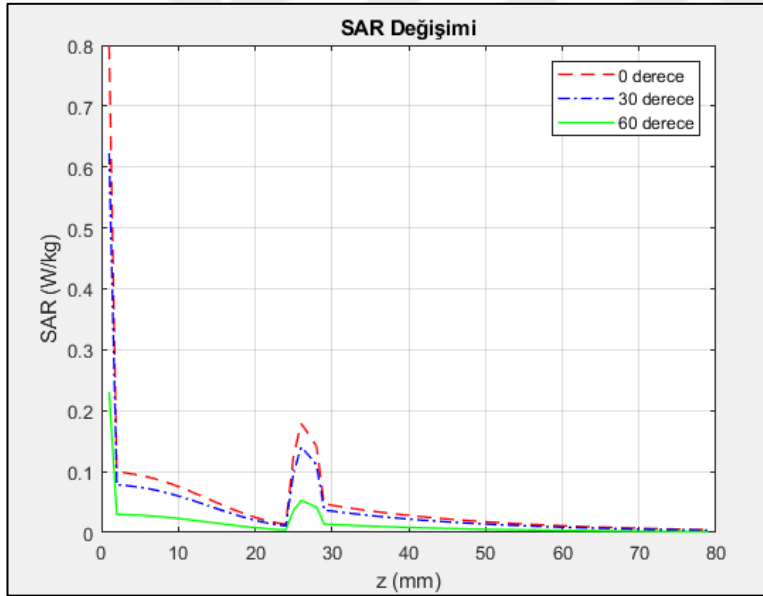


Şekil 4.4. Paralel polarizasyon için SAR değişimi ($f=900$ MHz)

0.9 GHz frekansı için paralel polarizasyon durumunda elektrik alan ve SAR değişimi grafikleri sırasıyla Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'te gösterilmiştir. Bu frekans için kemik dokusunda elektrik alan azalma eğiliminde iken, bu doku geçişinde SAR artışı gözlemlenmiştir. Düzlem dalğanın dik geliş durumuna göre 30 ve 60 derecelik geliş açıları gözlemlendiğinde geliş açısı arttıkça hem elektrik alanın hem de özgül soğrulma oranının arttığı gözlemlenmiştir.



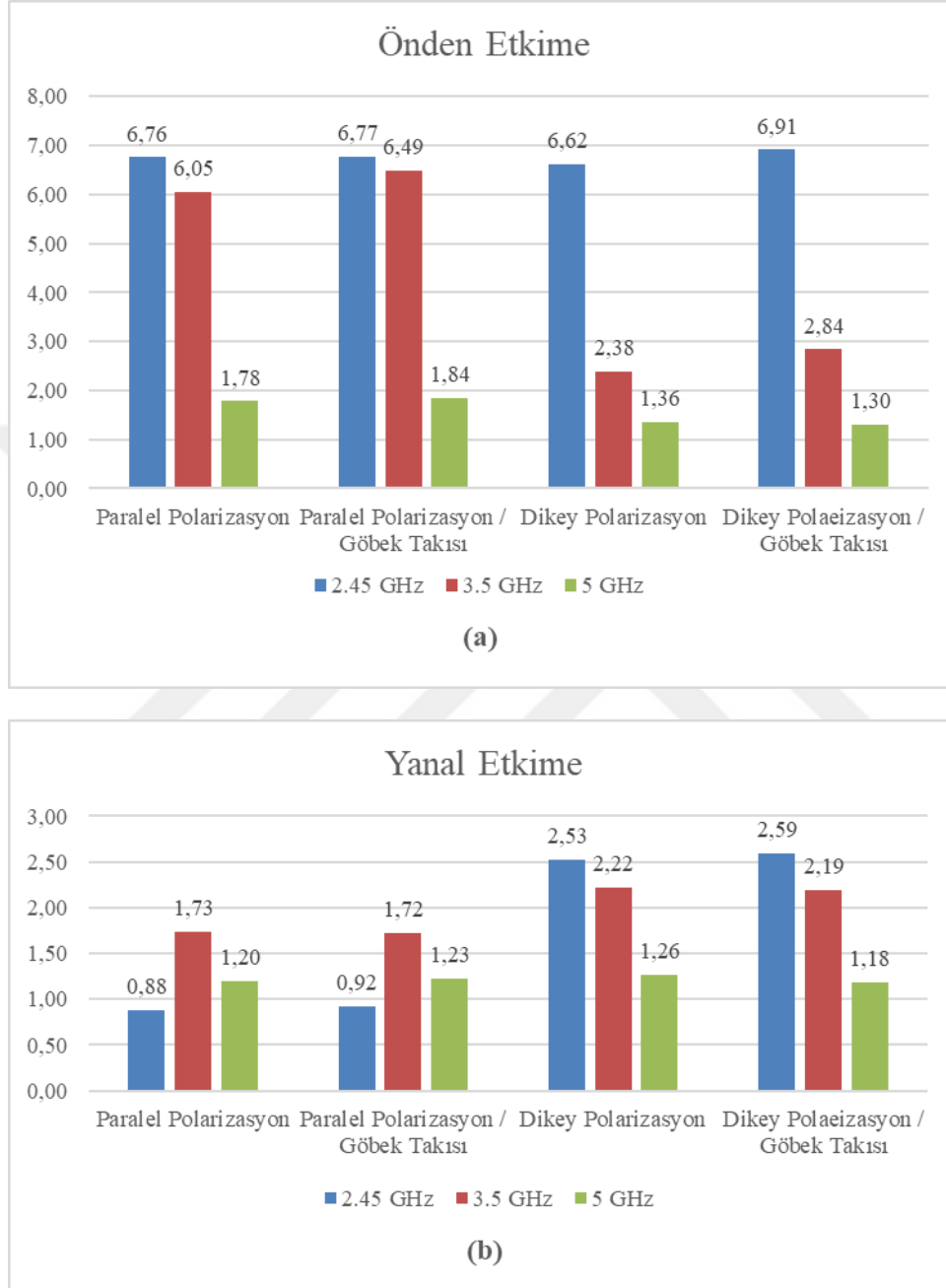
Şekil 4.5. Dikey polarizasyon için elektrik alan değişimi ($f=900$ MHz)



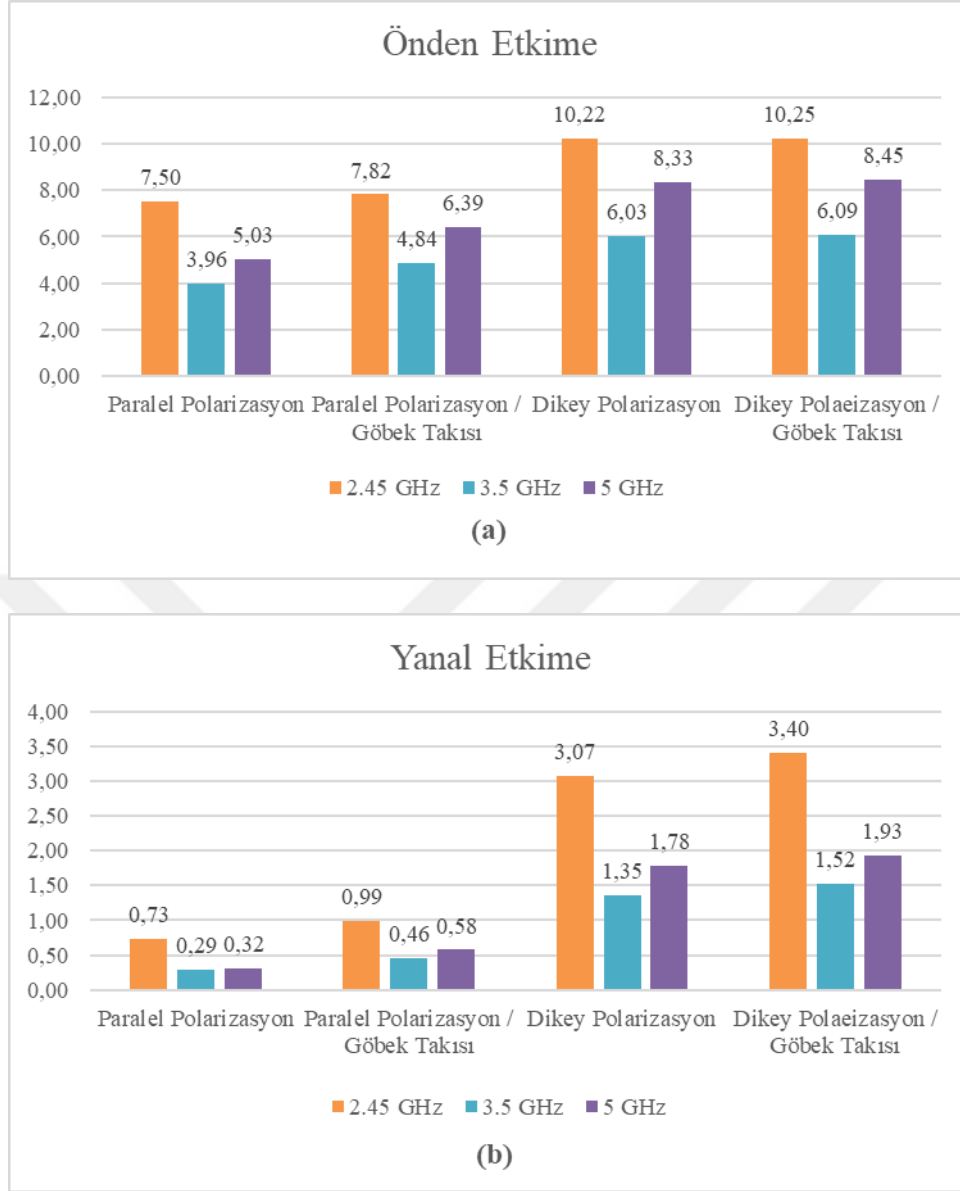
Şekil 4.6. Dikey polarizasyon için SAR değişimi ($f=900$ MHz)

0.9 GHz frekansında dikey polarizasyon durumunda elektrik alan ve SAR değişimi grafikleri sırasıyla Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Bu frekans için yine kemik dokusunda elektrik alan azalma eğiliminde iken, bu doku geçişinde SAR artışı gözlemlenmiştir. Düzlem dalganın dik geliş durumuna göre 30 ve 60 derecelik geliş açıları gözlemlendiğinde geliş açısı arttıkça hem elektrik alanın hem de özgül soğrulma oranının arttığı gözlemlenmiştir. Dikey polarizasyon durumunda, paralel polarizasyon durumuna kıyasla elektrik alan ve SAR değerleri daha yüksektir.

Hamile model üzerinde yapılan analizler sonucunda fetüs beyini ve akciğerlerinde farklı frekanslarda önden ve yandan gelen elektromanyetik dalgalar ile indüklenen en yüksek elektrik alan değerleri sırasıyla Şekil 4.7 ve Şekil 4.8’de gösterilmiştir.



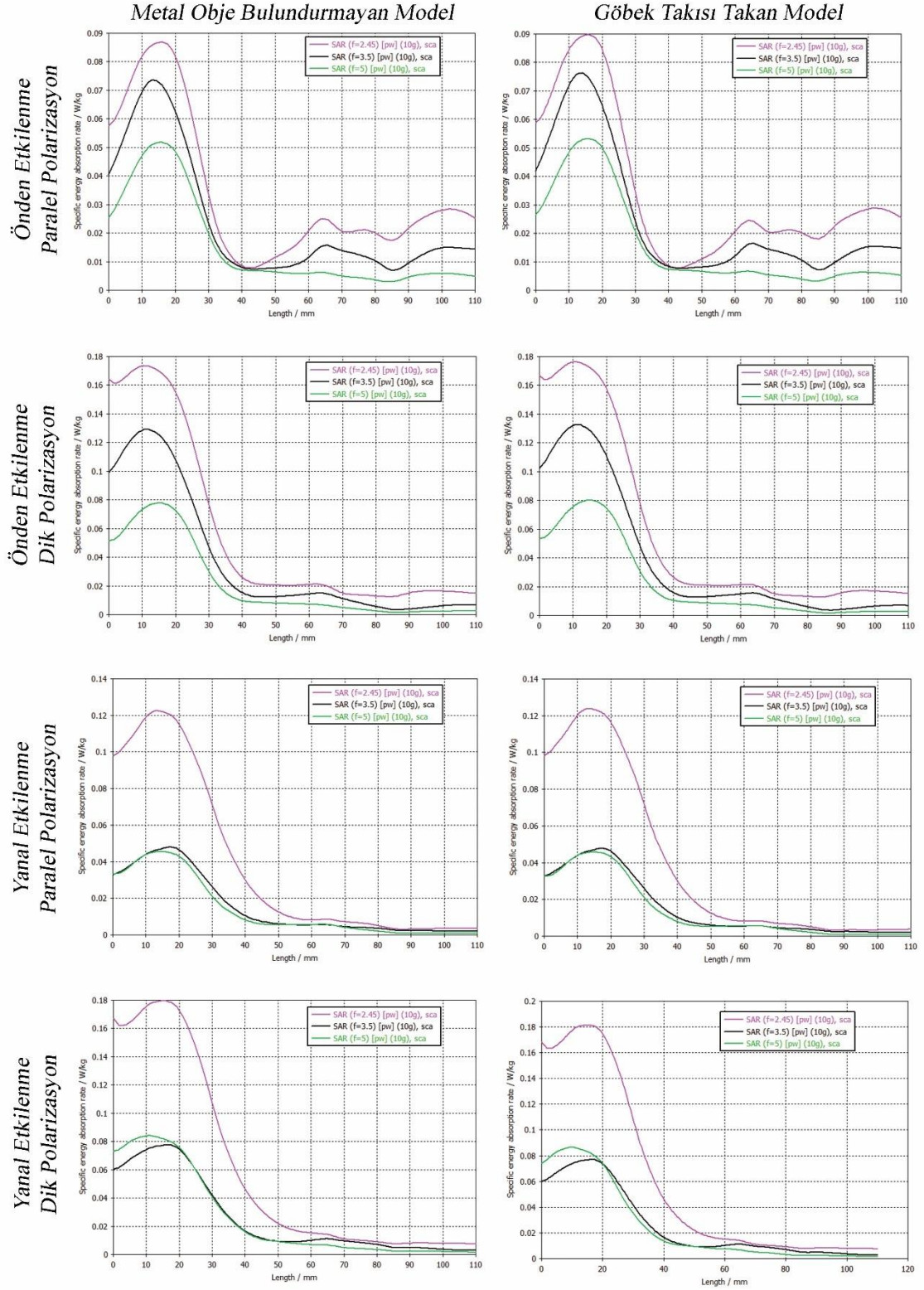
Şekil 4.7. Fetüs beyin dokusundaki (a) önden geliş (b) yandan geliş durumlarına göre en yüksek elektrik alan yoğunluğu (V/m) değerleri



Şekil 4.8. Fetüs akciğer dokusundaki (a) önden geliş (b) yandan geliş durumlarına göre en yüksek elektrik alan yoğunluğu (V/m) değerleri

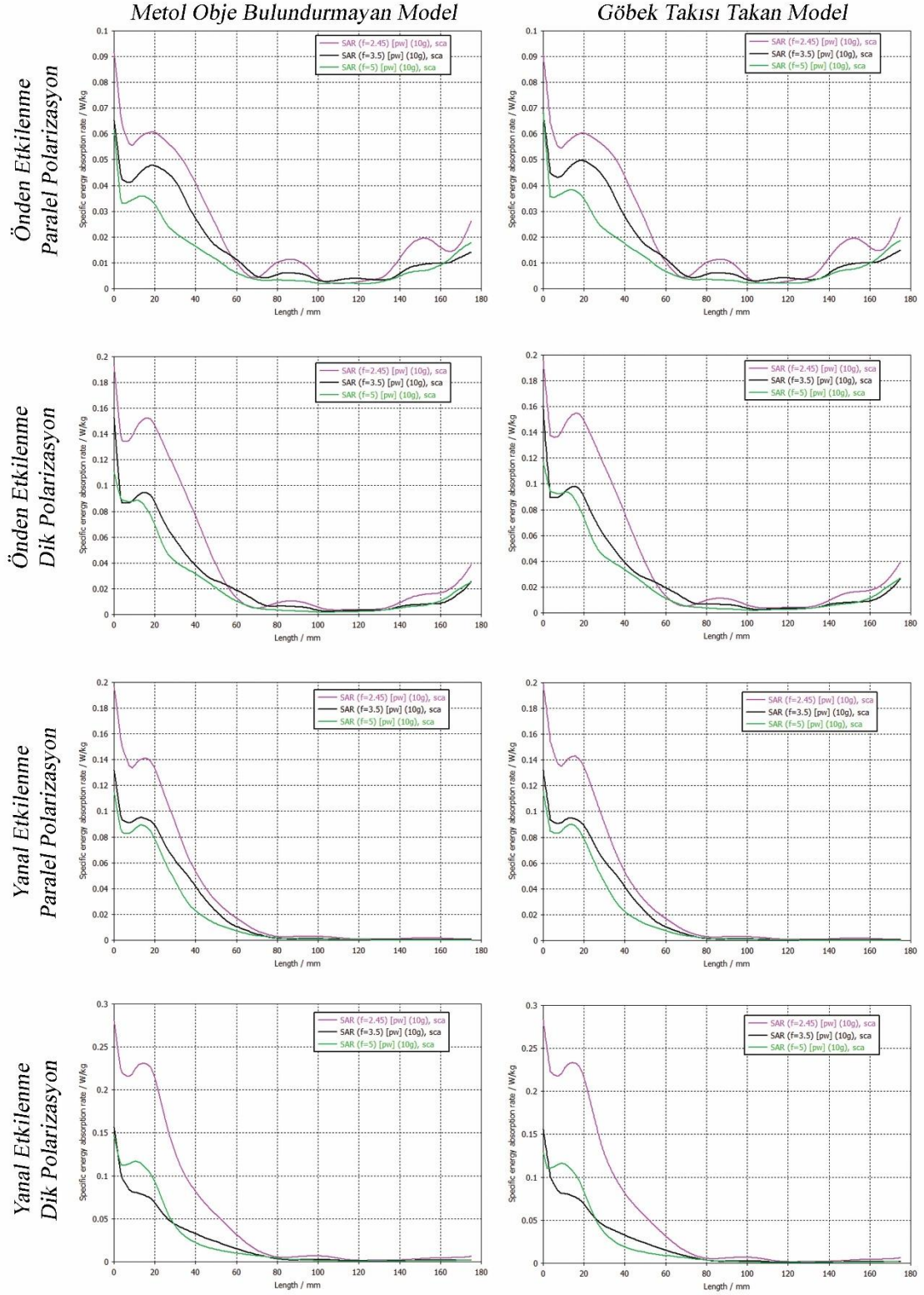
Fetüs beyininde en yüksek elektrik alan değeri, göbek takısı bulunan ve modele önden uygulanan dik polarize dalga ile indüklenen modelde 2.45 GHz frekansında 6.91 V/m olarak elde edilmiştir. Aynı model için akciğerlerdeki elektrik alan değeri 10.25 V/m olarak bulunmuştur.

Fetüs Beyin Dokusunda İndüklenen SAR Değerleri (W/kg)



Şekil 4.9. Hamile modelinde metal göbek takısı bulunup bulunmadığı durumlar için fetüsün beyinde indüklenen SAR (10g) değerlerinin karşılaştırılması

Fetüs Akciğer Dokusunda İndüklenen SAR Değerleri (W/kg)



Şekil 4.10. Hamile modelinde metal göbek takısı bulunup bulunmadığı durumlar için fetüsün akciğerlerinde indüklenen SAR (10g) değerlerinin karşılaştırılması

Fetus beyinde ve akciğerlerinde SAR10g değerlerinin karşılaştırması sırasıyla Şekil 4.9 ve 4.10'da sunulmuştur. Gümüş göbek takısının varlığında SAR'ın genellikle arttığı görülmüştür. Fetus beyinde maksimum SAR10g değeri, takısı olan ve önden gelen paralel polarize düzlemsel dalgaya maruz kalan model için 2.45 GHz frekansında 25.46 mW/kg olarak gözlemlenmiştir. Fetus akciğerlerinde ise en yüksek SAR10g değeri, göbek takısı olan ve önden gelen dik polarize düzlemsel dalgaya maruz kalan model için 2.45 GHz frekansında 39.24 mW/kg olarak ölçülmüştür.

Çizelge 4.3. Hamile modele önden uygulanan elektromanyetik dalga sonucunda fetüsün beyin dokusunda indüklenen en yüksek SAR (1g) değerleri

Simülasyon Senaryosu	2.45 GHz	3.5 GHz	5 GHz
Paralel Polarizasyon	0.039331	0.018733	0.0045616
Paralel Polarizasyon ve Göbek Takısı	0.039271	0.019191	0.004789
Dikey Polarizasyon	0.01797	0.008282	0.0027696
Dikey Polarizasyon ve Göbek Takısı	0.018796	0.008548	0.0028377

Çizelge 4.4. Hamile modele önden uygulanan elektromanyetik dalga sonucunda fetüsün akciğer dokusunda indüklenen en yüksek SAR (1g) değerleri

Simülasyon Senaryosu	2.45 GHz	3.5 GHz	5 GHz
Paralel Polarizasyon	0.029847	0.015241	0.020697
Paralel Polarizasyon ve Göbek Takısı	0.031968	0.01593	0.021549
Dikey Polarizasyon	0.051168	0.02938	0.030323
Dikey Polarizasyon ve Göbek Takısı	0.052158	0.03027	0.031721

Modele önden uygulanan elektromanyetik alan için fetüs beyin dokusunda ve akciğer dokusunda indüklenen en yüksek SAR (1g) değerleri sırasıyla Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4'te gösterilmiştir.

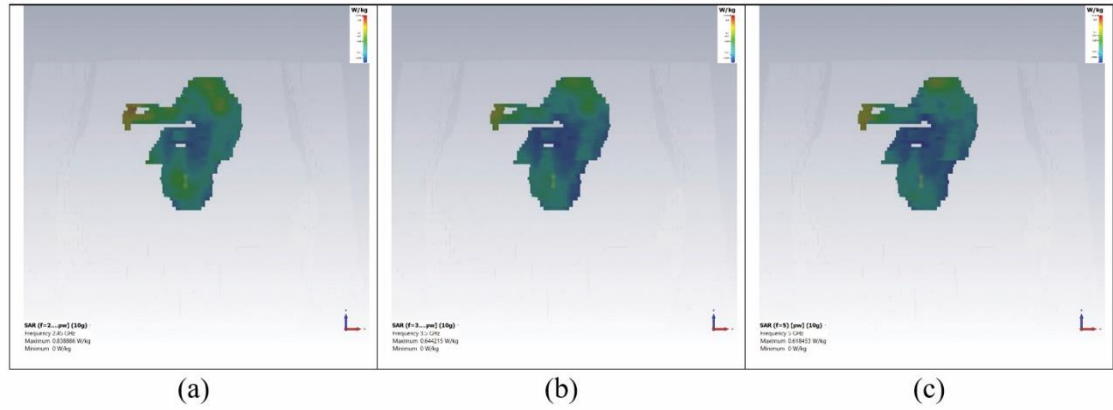
Çizelge 4.5. Hamile modele yandan uygulanan elektromanyetik dalga sonucunda fetüsün beyin dokusunda indüklenen en yüksek SAR (1g) değerleri

Simülasyon Senaryosu	2.45 GHz	3.5 GHz	5 GHz
Paralel Polarizasyon	0.002005	0.002474	0.000988
Paralel Polarizasyon ve Göbek Takısı	0.001979	0.002384	0.0008974
Dikey Polarizasyon	0.006425	0.002451	0.0015537
Dikey Polarizasyon ve Göbek Takısı	0.0066	0.002379	0.0014899

Çizelge 4.6. Hamile modele yandan uygulanan elektromanyetik dalga sonucunda fetüsün akciğer dokusunda indüklenen en yüksek SAR (1g) değerleri

Simülasyon Senaryosu	2.45 GHz	3.5 GHz	5 GHz
Paralel Polarizasyon	0.001964	0.000443	0.0001848
Paralel Polarizasyon ve Göbek Takısı	0.001905	0.000439	0.0001904
Dikey Polarizasyon	0.006318	0.002001	0.0023097
Dikey Polarizasyon ve Göbek Takısı	0.006307	0.002032	0.002346

Çizelge 4.5 ve 4.6’da ise modele yandan gelen yatay ve dikey polarize dalgalar sonucu indüklenen SAR (1g) değerleri sırasıyla beyin ve akciğer dokuları için verilmiştir. Elektromanyetik kaynağın hamile modele önden uygulanması durumunda SAR değerlerinin yanıl etkiye kıyasla daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir.



Şekil 4.11. Farklı frekanslarda fetüs üzerindeki SAR değerlerinin karşılaştırılması a) 2.45 GHz b) 3.5 GHz c) 5 GHz

Şekil 4.11’de göbek deliğı takısı olan ve paralel polarizasyonlu yanıl etkiye sahip hamile model için 2.45 GHz, 3.5 GHz ve 5 GHz frekanslarında fetüs üzerindeki SAR değerlerini karşılaştırmaktadır.

5. SONUÇLAR

EMA'ların sağlık üzerindeki etkileri, uzun yıllar sonra ortaya çıkabilen önemli bir halk sağlığı sorunu olarak kabul edilmelidir. Yerküre üzerinde doğal olarak var olan, aynı zamanda elektrik enerjisi üretimi, iletimi ve kullanımıyla ilişkili olarak oluşan elektromanyetik alanların tamamen ortadan kaldırılması mümkün görünmemektedir. Önlem alınmadığı takdirde, teknolojik ilerlemeye bağlı olarak elektrik enerjisi kullanımının artmasıyla birlikte etkileşim de daha da artacaktır. Bu artış, önemli riskleri de beraberinde gelmesine neden olacaktır. EMA'ların olumsuz sağlık etkilerinden korunmak için, canlıların sağlık ve refahını öncelikli kılan bir yaklaşım benimsenmelidir.

Yaşanılan ortam ve yapılan iş, EMA etkileşimini belirleyen en önemli faktör olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle, EMA'nın sağlık etkilerini inceleyen çalışmalar, özellikle konutlarda ve çalışma ortamlarında mesleki nedenlere bağlı etkileşimlere yoğunlaşmıştır.

EMA'nın biyolojik etki mekanizmaları hakkında yapılan çalışmaların büyük bir kısmı hipotez aşamasında kalmıştır, bu da yorumlama yapmayı zorlaştırmaktadır. EMA'nın sağlık etkilerinin değerlendirildiği çalışmalar, etkileşimin olası olduğu bazı hastalıklara odaklanmıştır. Özellikle çocukluk çağı lösemileri ile EMA arasındaki ilişki açık bir şekilde ortaya konmuştur. Diğer hastalıklar için ise çelişkili kanıtlar bulunmasına rağmen, EMA'ların sağlık üzerinde etkisi olmadığını söylemek bilimsel bir yaklaşıma uymayacaktır.

EMA'nın etki mekanizmaları ve sağlık etkilerini değerlendiren kapsamlı ve bağımsız çalışmalara olan ihtiyaç önceliklidir. Bu tür çalışmalar, sağlığa etkileri konusunda sağlam kanıtlar sağlamak için gereklidir.

Bu çalışmada, gerçekçi heterojen bir kafa modeli etrafındaki SAR dağılımı üzerinde farklı şekil ve boyuttaki metal nesnelerin etkilerinin incelenmesiyle, ayrıca hamile bir kadın modeli üzerinde metal takıların bulunup bulunmaması durumlarında fetüs üzerindeki 5G frekanslarında elektromanyetik alan maruziyeti değerlendirilmiştir. Metal nesnelerin olduğu ve olmadığı modeller arasında karşılaştırmalı analizler sunulmuştur. Sayısal hesaplamalar, CST Microwave Studio kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Simülasyonlar sonucunda, elektromanyetik alana maruz kalan dokulardaki SAR değerinin kaynak frekansına, doku kalınlığına ve elektriksel özelliklerine bağlı olarak farklı oranlarda değiştiği gözlemlenmiştir. Ayrıca metal nesnelerin kullanımının deri dokusundaki SAR değerlerini artırdığı belirlenmiştir. Altın küpeli kafa modelinde, 2.45 GHz frekansında maksimum 10 g ortalama SAR değeri 14×10^{-5} W/kg olarak hesaplanmıştır. Aynı baş modelinde metal implantlar olmadığında ise aynı frekansta maksimum 10 g ortalama SAR değeri 13.97×10^{-5} W/kg olarak hesaplanmıştır. Bu frekansta elektrik alan şiddeti 0.30 V/m ile 0.35 V/m arasında değişmektedir. Öte yandan, beyin dokusu için 0.9 GHz frekansında, metal nesnelerin olmadığı modelde elde edilen SAR değerine kıyasla tüm metal nesnelerin eksik olduğu durumda 10 g ortalama SAR değeri neredeyse 1.23 kat daha yüksektir. Bu değer farkı bile metal implantların dokulara yakın olanlarının SAR ve elektrik alan şiddeti üzerinde değişikliklere neden olduğunu açıkça göstermektedir.

2.45 GHz frekansında, maksimum 10 g SAR değeri 140 $\mu\text{W/kg}$ olarak hesaplanmıştır ve bu değer hem 3.5 GHz hem de 5 GHz frekanslarından daha yüksektir. Maksimum E alan şiddeti ise işletim frekansı 1.8 GHz olduğunda elde edilen 0.46 V/m idi. Bu değerler, sırasıyla küpeli baş modeli ve tüm metal nesnelerle donatılmış baş modeli üzerinde yapılan sayısal hesaplamalarla elde edilmiştir.

Beyin dokusunda maksimum 10 g ortalama SAR değeri 96.9 $\mu\text{W/kg}$ olarak bulunmuştur ve bu değer, 3.5 GHz frekansında altın küpeli baş modelinde elde edilmiştir. İşletim frekansı 2.45 GHz olduğunda ise maksimum 0.171 V/m elektrik alan şiddeti elde edilmiştir.

Hamile model ile gerçekleştirilen çalışmalarda fetüsün beyin dokusu için hesaplanan maksimum elektrik alan değeri, göbek takısı olan ve 2.45 GHz frekansında modele önden dik polarize olarak uygulanan düzlem dalga için 6.91 V/m olarak gözlemlenmiştir. Aynı modelin aynı koşullardaki hesaplama sonuçlarında fetüsün akciğer dokusundaki en yüksek elektrik alan değeri 10.25 V/m'dir.

CST simülasyonlarının sonuçları, metal nesnelerin kullanılması durumunda kafa modelinin dış katmanında SAR değerlerinin arttığını göstermiştir, bu da Bhargava ve arkadaşlarının önceki çalışmalarının destekler niteliktedir (Bhargava vd. 2019, 2020). Bunun yanı sıra, Jovanovic ve ekibinin elde ettiği sonuçlara çok benzer bir biçimde, kafa modelinin daha derindeki dokuları için metal implantların bir tür ekranlama etkisi gösterdiği sonucuna varılmıştır (Jovanovic vd. 2020). Elde edilen sonuçların, uluslararası standartlarda belirtilen limit değer aralığında kaldığı görülmüştür.

Su oranı yüksek olan doku ve organlarda elektromanyetik radyasyonun (EMR) emilimi, dolayısıyla ısı artışı daha fazla olurken, su oranı düşük olan dokularda daha düşüktür. Genellikle 915 MHz veya 2.45 GHz mertebesindeki mikrodalga frekansları, iletkenliği yüksek olan malzemelerde ısı artışının daha yüksek olduğu frekans aralığıdır. Yeni nesil kablosuz haberleşme frekansına bağlı elektromanyetik radyasyonun sağlık üzerinde çeşitli etkileri olduğu aşikardır ve bu etkilerden biri vücudumuzun su içeriğindeki değişikliklerden kaynaklanabilir. Araştırma sonuçlarına göre özellikle dikkat edilmesi gereken frekans 2.45 GHz mertebesidir. Çünkü 2.45 GHz civarındaki mikrodalga frekanslarında su molekülleri genellikle yoğun bir şekilde ısınır ve dokulardaki bu yoğun su içeriği kablosuz radyasyonun büyük bir kısmını absorbe edebilir. Dokuların yaklaşık %80'inin su içerdiği göz önünde bulundurulduğunda, elektromanyetik radyasyona maruz kalındığında su molekülleri ayrışarak, ROS adı verilen ve oksijen barındıran eşleşmemiş serbest elektron türleri olan reaktif oksijen türleri oluşumuyla birlikte hücrel radyasyon hasarına katkıda bulunabilir.

Bu çalışma, doku modelleri üzerinde elektromanyetik radyasyonun etkisini açıklamak için SAR dağılımı ile birlikte metal nesnelerin incelenmesinin ne kadar önemli olduğunu göstermektedir. Bu çalışmadan elde edilen sonuçların, genellikle metal nesneler kullanarak elektromanyetik radyasyona maruz kalan insanlar arasında farkındalık oluşturmaya yardımcı olabileceği düşünülmektedir.

6. KAYNAKLAR

- Arı, N., Özen, Ş. (2008). *Elektromanyetik Uyumluluk*. Palme Yayıncılık.
- Aydoğmuş, T. (2016). Endüstriyel Mikrodalga Kaynaklara Maruz Kalan Dokulara İndüklenen Elektromanyetik Alanın ve Sıcaklık Artışının Çözümlemesi. Yüksek Lisans Tezi, Akdeniz Üniversitesi, Antalya, 48 s.
- Balanis, C. (2012). *Advanced Engineering Electromagnetics*. John Wiley & Sons, Inc.
- Barnes, F., & Greenebaum, B. (2006). *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields - Two Volume Set*. Boca Raton: CRC Press.
- Bhargava, D., Leeprechanon, N., Rattanadecho, P., & Wessapan, T. (2019). Specific absorption rate and temperature elevation in the human head due to overexposure to mobile phone radiation with different usage patterns. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 130, 1178-1188.
- Bhargava, D., Rattanadecho, P., & Wessapan, T. (2020). The effect of metal objects on the SAR and temperature increase in the human head exposed to dipole antenna (numerical analysis). *Case Studies in Thermal Engineering*, 22(100789).
- Chiaramello, E., Parazzini, M., Fiocchi, S., Ravazzani, P., & Wiart, J. (tarih yok). Assessment of Fetal Exposure to 4G LTE Tablet in Realistic Scenarios: Effect of Position, Gestational Age, and Frequency. *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, 1(1), s. 26-33. doi:10.1109/JERM.2017.2727279
- Cihangir, A., Whittow, W., Panagamuwa, C., Jacquemod, G., Giancesello, F., & Luxey, C. (2015). 4G antennas for wireless eyewear devices and related SAR. *Comptes Rendus Physique*, 16(9), 836-850.
- CST Studio Suite. V. 2019. (2019). Darmstadt, Germany: Dassault Systèmes.
- Çerezci, O., Kartal, Z., Pala, K., & Türkkkan, A. (2012). *Elektromanyetik Alan ve Sağlık Etkileri*. Bursa: F.Özsan Matbaacılık San. Tic. Ltd. Şti.
- Davis, D., Birnbaum, L., Ben-Ishai, P., Taylor, H., Sears, M., Butler, T., & Scarato, T. (2023). Wireless technologies, non-ionizing electromagnetic fields and children: Identifying and reducing health risks. *Current Problems in Pediatric and Adolescent Health Care*, 53(2), s. 1-49. doi:10.1016/j.cppeds.2023.101374
- Fiocchi, S., Chiaramello, E., Bonato, M., Gallucci, S., Benini, M., Tognola, G., . . . Ravazzani, P. (2022). Computational techniques in bio-electromagnetics: theory and perspectives. *2022 IEEE 21st Mediterranean Electrotechnical Conference (MELECON)*, (s. 1258-1263). doi:10.1109/MELECON53508.2022.9842938

- Funahashi, D., Hirata, A., Kodera, S., & Foster, K. (2018). Area-averaged transmitted power density at skin surface as metric to estimate surface temperature elevation. *IEEE Access*, 6, 77665-77674.
- Gultekin, D., & Siegel, P. (2020). Absorption of 5G Radiation in Brain Tissue as a Function of Frequency, Power and Time. *IEEE Access*, 8, 115593-115612.
- Hakanoğlu, B. G. (2021). *5G HAbberleşme Uygulamaları İçin Milimetre Dalga Boylu Yama Antenlerin Tasarım ve Üretimi (Doktora Tezi)*. Kayseri: Erciyes Üniversitesi.
- Hasgall, P., Di Gennaro, F., Baumgartner, C., Neufeld, E., Lloyd, B., Gosselin, M., . . . Kuster, N. (2022, 02 22). *IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues*. (IT'IS Foundation) itis.swiss/database adresinden alındı
- Helhel, S., & Özen, Ş. (2008). Assessment of Occupational Exposure to Magnetic Fields in High-Voltage Substations (154/34.5 kV). *Radiation Protection Dosimetry*, 128(4), 464-470.
- Hikage, T., Tanaka, N., Nojima, T., Nagaoka, T., & Watanabe, S. (2015). Experimental Estimation of SAR Enhancement Due to Two Parallel Implanted Metal Plates Using a Head Phantom and Thermograph. *MOBIHEALTH'15: Proceedings of the 5th EAI International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare* (s. 280-282). ICST (Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering).
- ICNIRP. (2020). Guidelines for limiting exposure to electro-magnetic fields (100 kHz to 300 GHz). *Health Phys.*, 118, 483-524.
- IEEE. (2019, Ekim 4). IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields, 0 Hz to 300 GHz. *IEEE Std C95.1-2019 (Revision of IEEE Std C95.1-2005/ Incorporates IEEE Std C95.1-2019/Cor 1-2019)*, s. 1-312.
- Jovanovic, D., Stankovic, V., Živaljević, D., Vukovic, D., & Ilie, S. (2020). Effects of using metal frame glasses exposed to electromagnetic radiation from mobile phone. *Safety Engineering*, 10(1), 1-8.
- Kashani, Z., Pakzad, R., Fakari, F., Haghparsat, M., Abdi, F., Kiani, Z., . . . Haghgoo, S. (2023). Electromagnetic fields exposure on fetal and childhood abnormalities: Systematic review and meta-analysis. *Open Med (Wars)*, 18(1), s. 1-24. doi:10.1515/med-2023-0697

- Kawai, H., Koyanagi, Y., Ogawa, K., Saito, K., & Ito, K. (2003). A study on the evaluation of the electromagnetic exposure in the human fetus model at 150 MHz. *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*, 3, s. 1087-1090. doi:10.1109/APS.2003.1220100
- Kodera, S., & Hirata, A. (2019). Permissible SA and Radiant Exposure for Brief Exposure in GHz Region. *2019 International Symposium on Electromagnetic Compatibility - EMC EUROPE* (s. 1020-1024). Barcelona, Spain: IEEE.
- Lin, J. (2012). *Electromagnetic Fields in Biological Systems*. Boca Raton: CRC Press.
- Liu, W., Lu, Y., She, R., Wei, G., Jiao, G., Lv, J., & Li, G. (2019). Thermal Analysis of Cornea Heated with Terahertz Radiation. *Applied Sciences*, 9(5).
- Lwin, Z., & Yokota, M. (2019). Numerical Analysis of SAR and Temperature Distribution in Two Dimensional Human Head Model based on FDTD Parameters and the Polarization of Electromagnetic Wave. *AEU - International Journal of Electronics and Communications*, 104, s. 91-98. doi:10.1016/j.aeue.2019.03.010
- Nagaoka, T., Niwa, T., & Watanabe, S. (2015). SAR calculation in semi-homogeneous human models of pregnancy for RF exposure. *2015 Asia-Pacific Symposium on Electromagnetic Compatibility (APEMC)*, (s. 444-447). doi:10.1109/APEMC.2015.7175378
- Nagaoka, T., Togashi, T., Saito, K., Takahashi, M., Ito, K., & Watanabe, S. (2007). An anatomically realistic whole-body pregnant-woman model and specific absorption rates for pregnant-woman exposure to electromagnetic plane waves from 10 MHz to 2 GHz. *Phys Med Biol.*, s. 6731-45. doi:10.1088/0031-9155/52/22/012
- Ohtsuka, A., Ito, S., Hikage, T., Nagaoka, T., Wake, K., & Watanabe, S. (2021). Experimental Validation for Temperature Rise in Human Tissue Due to Implanted Metal Plates with Screw Holes Using Translucent Solid Phantom. *2020 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP)*, (s. 369-370). Osaka, Japan.
- Ozen, S., Ogel, E., & Helhel, S. (2013). Residential Area Medium Voltage Power Lines; Public Health, and Electric and Magnetic Field Levels. *Gazi University Journal of Science*, 26(4), 573-578.
- Özen, Ş., & Helhel, S. (2022). *Mühendislik Elektromanyetiğinin Temelleri*. Antalya: Birsen Yayınevi.

- Rahman, M., & Rather, G. (2020). A simple and accurate FDTD based technique to determine equivalent complex permittivity of the multi-layered human tissue in MICS band. *Journal of Science: Advanced Materials and Devices*, 5(1), 134-141.
- Sabbah, A., Dib, N., & Al-Nimr, M. (2010). Sar and Temperature Elevation in a Multi-Layered Human Head Model Due to an Obliquely Incident Wave. *Progress In Electromagnetics Research M*, s. 95-108.
- Siriwitpreecha, A., Rattanadecho, P., & Wessapan, T. (2013). The influence of wave propagation mode on specific absorption rate and heat transfer in human body exposed to electromagnetic wave. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 65, 423-434.
- Wang, M., Yang, G., Li, Y., Wu, Q., & Li, Y. (2021). The Effect of Wi-Fi Radiation on the Mineralization and Oxidative Stress of Osteoblasts. *The Applied Computational Electromagnetics Society Journal (ACES)*, 36(5), s. 603-609. doi:10.47037/2020.ACES.J.360515
- Wessapan, T., & Rattanadecho, P. (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*, 134(12).
- Wessapan, T., Srisawatdhisukul, S., & Rattanadecho, P. (2011). Numerical Analysis of Specific Absorption Rate and Heat Transfer in the Human Body Exposed to Leakage Electromagnetic Field at 915 MHz ve 2450 Mhz. *Journal of Heat Transfer*, 133(5).
- Wessapan, T., Srisawatdhisukul, S., & Rattanadecho, P. (2012). Specific Absorption Rate and Temperature Distributions in Human Head Subjected to Mobile Phone Radiation at Different Frequencies. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 55, 347-359.

7. EKLER

Eğik Açı ile gelen dalga için SAR Analizi Matlab Kodu-Dikey Polarizasyon

```
%Dikey Polarizasyon - 900 MHz
%Eğik Açısı ile Gelen Düzlem Dalganın
%İnsan Kafası Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi

clear all
close all
clc

Eo=1; %V/m
f = 0.9e9; %Hz

f1 = figure;
f2 = figure;

%900 MHz için dielektrik sabitleri ve iletkenlik katsayıları
ep_air = 1; sig_air = 0;
ep_skin = 41.4; sig_skin = 0.87;
ep_fat = 11.3; sig_fat = 0.11;
ep_bone = 12.5; sig_bone = 0.14;
ep_dura = 44.4; sig_dura = 0.96;
ep_csf = 68.7; sig_csf = 2.41;
ep_brain = 46.5; sig_brain = 0.86;

%doku kalınlıkları m
d2 =0.0007; %d_skin
d3=0.0016; %d_fat
d4=0.0205; %d_bone
d5=0.0005; %d_dura
d6=0.002; %d_csf
d7 =0.05; %d_brain

w=2*pi*f;
mu=1;
muo=4*pi*1e-7;
epo=8.854e-12;

%dokulardaki yayılma sabitleri
gamma1 = sqrt(i*w*muo*(sig_air+i*w*ep_air*ep)); %gamma_air
gamma2 = sqrt(i*w*mu*muo*(sig_skin+i*w*ep_skin*ep)); %gamma_skin
gamma3 = sqrt(i*w*mu*muo*(sig_fat+i*w*ep_fat*ep)); %gamma_fat
gamma4 = sqrt(i*w*mu*muo*(sig_bone+i*w*ep_bone*ep)); %gamma_bone
gamma5 = sqrt(i*w*mu*muo*(sig_dura+i*w*ep_dura*ep)); %gamma_dura
gamma6 = sqrt(i*w*mu*muo*(sig_csf+i*w*ep_csf*ep)); %gamma_csf
gamma7 = sqrt(i*w*mu*muo*(sig_brain+i*w*ep_brain*ep)); %gamma_brain

%dokuların ortam empedansları
eta1=377; %eta_air
eta2 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_skin+i*w*ep_skin*epo)); %eta_skin
eta3 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_fat+i*w*ep_fat*epo)); %eta_fat
eta4 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_bone+i*w*ep_bone*epo)); %eta_bone
eta5 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_dura+i*w*ep_dura*epo)); %eta_dura
eta6 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_csf+i*w*ep_csf*epo)); %eta_csf
```

```

eta7 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_brain+i*w*ep_brain*epo)); %eta_brain

%grafik çözünürlüğü
res=0.001;
%kafanın antene olan uzaklığı
dist_ant=0.02;

x=0;
%% Geliş Açısı 0 derece iken
thetair = 0;

%İletim açıları hesapları
thetat_air = asind((sqrt(ep_air/ep_skin))*sind(thetair));
thetair_skin = thetat_air;
thetat_skin = asind((sqrt(ep_skin/ep_fat))*sind(thetair_skin));
thetair_fat = thetat_skin;
thetat_fat = asind((sqrt(ep_fat/ep_bone))*sind(thetair_fat));
thetair_bone = thetat_fat;
thetat_bone = asind((sqrt(ep_bone/ep_dura))*sind(thetair_bone));
thetair_dura = thetat_bone;
thetat_dura = asind((sqrt(ep_dura/ep_csf))*sind(thetair_dura));
thetair_csf = thetat_dura;
thetat_csf = asind((sqrt(ep_csf/ep_brain))*sind(thetair_csf));
thetair_brain = thetat_csf;
thetat_brain = asind((sqrt(ep_brain/ep_csf))*sind(thetair_brain));

%yansıma açıları hesapları
thetar_air = thetai_air;
thetar_skin = thetai_skin;
thetar_fat = thetai_fat;
thetar_bone = thetai_bone;
thetar_dura = thetai_dura;
thetar_csf = thetai_csf;
thetar_brain = thetai_brain;

%iletim katsayıları
T1=(eta*2*cosd(thetair))/(((eta2*cosd(thetair))+eta1*cosd(thetat_air)));
T2=(eta*2*cosd(thetair_skin))/(((eta3*cosd(thetair_skin))+eta2*cosd(thetat_skin)));
T3=(eta*2*cosd(thetair_fat))/(((eta4*cosd(thetair_fat))+eta3*cosd(thetat_fat)));
T4=(eta*2*cosd(thetair_bone))/(((eta5*cosd(thetair_bone))+eta4*cosd(thetat_bone)));
T5=(eta*2*cosd(thetair_dura))/(((eta6*cosd(thetair_dura))+eta5*cosd(thetat_dura)));
T6=(eta*2*cosd(thetair_csf))/(((eta7*cosd(thetair_csf))+eta6*cosd(thetat_csf)));

%yansıma katsayıları
R1=T1-1;
R2=T2-1;
R3=T3-1;
R4=T4-1;
R5=T5-1;
R6=T6-1;

```

```

%Electric Field in layers...
% x=input(['lutfen x degerini girin=']);

z=[0:res:dist_ant];
% perpendicular bileşenleri
Eiy_air = Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x +
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
Ery_air = abs(R1).*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x -
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
E_air=Eiy_air+Ery_air;

z=[dist_ant:res:dist_ant+d2];
Eiy_skin = Eiy_air(end).*abs(T1).*exp(-1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x +
gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
Ery_skin = abs(R2).*Eiy_air(end).*abs(T1).*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x - gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
E_skin=Eiy_skin+Ery_skin;

z=[d2:res:d2+d3];
Eiy_fat = Eiy_skin(end).*abs(T2).*exp(-1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x +
gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
Ery_fat = abs(R3).*Eiy_skin(end).*abs(T2).*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x - gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
E_fat=Eiy_fat+Ery_fat;

z=[d3:res:d3+d4];
Eiy_bone = Eiy_fat(end).*abs(T3).*exp(-1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x +
gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
Ery_bone = abs(R4).*Eiy_fat(end).*abs(T3).*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x - gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
E_bone=Eiy_bone+Ery_bone;

z=[d4:res:d4+d5];
Eiy_dura = Eiy_bone(end).*abs(T4).*exp(-1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x +
gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
Ery_dura = abs(R5).*Eiy_bone(end).*abs(T4).*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x - gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
E_dura=Eiy_dura+Ery_dura;

z=[d5:res:d5+d6];
Eiy_csf = Eiy_dura(end).*abs(T5).*exp(-1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x +
gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
Ery_csf = abs(R6).*Eiy_dura(end).*abs(T5).*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x - gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
E_csf=Eiy_csf+Ery_csf;

z=[d6:res:d6+d7];
E_brain = Eiy_csf(end).*abs(T6).*exp(-1*(gamma7.*sind(thetai_brain).*x +
gamma7.*cosd(thetai_brain).*z));

E = [E_skin E_fat E_bone E_dura E_csf E_brain];
figure(f1);
plot(abs(E), '--r', 'linewidth', 1);
grid on;
title('Elektrik Alan Değişimi');
xlabel('z (mm)');
ylabel('E (V/m)');

```

```

hold on;

%SAR Values in Layers
SAR_air = sig_air.*(abs(E_air).^2)./2.550;
SAR_skin = sig_skin.*(abs(E_skin).^2)./2200;
SAR_fat = sig_fat.*(abs(E_fat).^2)./1840;
SAR_bone = sig_bone.*(abs(E_bone).^2)./3700;
SAR_dura = sig_dura.*(abs(E_dura).^2)./2100;
SAR_csf = sig_csf.*(abs(E_csf).^2)./2120;
SAR_brain = sig_brain.*(abs(E_brain).^2)./2060;

SAR = [SAR_skin SAR_fat SAR_bone SAR_dura SAR_csf SAR_brain ];
figure(f2);
plot(SAR,'--r','linewidth',1);
grid on;
title('SAR Değişimi');
xlabel('z (mm)');
ylabel('SAR (W/kg)');
hold on;

%% Geliş Açısı 30 derece iken
thetair = 30;

%İletim açılarının hesabı
thetat_air = asind((sqrt(ep_air/ep_skin)).*sind(thetair));
thetair_skin = thetat_air;
thetat_skin = asind((sqrt(ep_skin/ep_fat)).*sind(thetair_skin));
thetair_fat = thetat_skin;
thetat_fat = asind((sqrt(ep_fat/ep_bone)).*sind(thetair_fat));
thetair_bone = thetat_fat;
thetat_bone = asind((sqrt(ep_bone/ep_dura)).*sind(thetair_bone));
thetair_dura = thetat_bone;
thetat_dura = asind((sqrt(ep_dura/ep_csf)).*sind(thetair_dura));
thetair_csf = thetat_dura;
thetat_csf = asind((sqrt(ep_csf/ep_brain)).*sind(thetair_csf));
thetair_brain = thetat_csf;
thetat_brain = asind((sqrt(ep_brain/ep_csf)).*sind(thetair_brain));

%Yansıma açılarının hesabı
thetar_air = thetair;
thetar_skin = thetair_skin;
thetar_fat = thetair_fat;
thetar_bone = thetair_bone;
thetar_dura = thetair_dura;
thetar_csf = thetair_csf;
thetar_brain = thetair_brain;

%İletim katsayıları
T1=(eta2*2*cosd(thetair))/(((eta2*cosd(thetair))+(eta1*cosd(thetat_air))));
T2=(eta3*2*cosd(thetair_skin))/(((eta3*cosd(thetair_skin))+(eta2*cosd(thetat_skin))));
T3=(eta4*2*cosd(thetair_fat))/(((eta4*cosd(thetair_fat))+(eta3*cosd(thetat_fat))));
T4=(eta5*2*cosd(thetair_bone))/(((eta5*cosd(thetair_bone))+(eta4*cosd(thetat_bone))));

```

```

T5=(eta6*2*cosd(thetai_dura))/(((eta6.*cosd(thetai_dura))+(eta5*cosd(thetat_d
ura))));
T6=(eta7*2*cosd(thetai_csf))/(((eta7.*cosd(thetai_csf))+(eta6*cosd(thetat_csf
))));

%yansıma katsayıları
R1=T1-1;
R2=T2-1;
R3=T3-1;
R4=T4-1;
R5=T5-1;
R6=T6-1;

%Electric Field in layers...
% x=input(['lutfen x degerini girin=']);

z=[0:res:dist_ant];
% perpendicular bileşenleri
Eiy_air = Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x +
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
Ery_air = abs(R1).*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x -
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
E_air=Eiy_air+Ery_air;

z=[dist_ant:res:dist_ant+d2];
Eiy_skin = Eiy_air(end).*abs(T1).*exp(-1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x +
gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
Ery_skin = abs(R2).*Eiy_air(end).*abs(T1).*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x - gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
E_skin=Eiy_skin+Ery_skin;

z=[d2:res:d2+d3];
Eiy_fat = Eiy_skin(end).*abs(T2).*exp(-1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x +
gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
Ery_fat = abs(R3).*Eiy_skin(end).*abs(T2).*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x - gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
E_fat=Eiy_fat+Ery_fat;

z=[d3:res:d3+d4];
Eiy_bone = Eiy_fat(end).*abs(T3).*exp(-1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x +
gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
Ery_bone = abs(R4).*Eiy_fat(end).*abs(T3).*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x - gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
E_bone=Eiy_bone+Ery_bone;

z=[d4:res:d4+d5];
Eiy_dura = Eiy_bone(end).*abs(T4).*exp(-1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x +
gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
Ery_dura = abs(R5).*Eiy_bone(end).*abs(T4).*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x - gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
E_dura=Eiy_dura+Ery_dura;

z=[d5:res:d5+d6];
Eiy_csf = Eiy_dura(end).*abs(T5).*exp(-1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x +
gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
Ery_csf = abs(R6).*Eiy_dura(end).*abs(T5).*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x - gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));

```

```

E_csf=Eiy_csf+Ery_csf;

z=[d6:res:d6+d7];
E_brain = Eiy_csf(end).*abs(T6).*exp(-1*(gamma7.*sind(thetai_brain).*x +
gamma7.*cosd(thetai_brain).*z));

E = [E_skin E_fat E_bone E_dura E_csf E_brain];
figure(f1);
plot(abs(E), '-.b', 'linewidth',1);
grid on;
title('Elektrik Alan Değişimi');
xlabel('z (mm)');
ylabel('E (V/m)');
hold on;

%SAR Values in Layers

SAR_air = sig_air.*(abs(E_air).^2)./2.550;
SAR_skin = sig_skin.*(abs(E_skin).^2)./2200;
SAR_fat = sig_fat.*(abs(E_fat).^2)./1840;
SAR_bone = sig_bone.*(abs(E_bone).^2)./3700;
SAR_dura = sig_dura.*(abs(E_dura).^2)./2100;
SAR_csf = sig_csf.*(abs(E_csf).^2)./2120;
SAR_brain = sig_brain.*(abs(E_brain).^2)./2060;

SAR = [SAR_skin SAR_fat SAR_bone SAR_dura SAR_csf SAR_brain ];
figure(f2);
plot(SAR, '-.b', 'linewidth',1);
grid on;
title('SAR Değişimi');
xlabel('z (mm)');
ylabel('SAR (W/kg)');
hold on;

%% Geliş Açısı 60 derece iken
thetai_air = 60;

%İletim açılarının hesabı
thetat_air = asind((sqrt(ep_air/ep_skin)).*sind(thetai_air));
thetai_skin = thetat_air;
thetat_skin = asind((sqrt(ep_skin/ep_fat)).*sind(thetai_skin));
thetai_fat = thetat_skin;
thetat_fat = asind((sqrt(ep_fat/ep_bone)).*sind(thetai_fat));
thetai_bone = thetat_fat;
thetat_bone = asind((sqrt(ep_bone/ep_dura)).*sind(thetai_bone));
thetai_dura = thetat_bone;
thetat_dura = asind((sqrt(ep_dura/ep_csf)).*sind(thetai_dura));
thetai_csf = thetat_dura;
thetat_csf = asind((sqrt(ep_csf/ep_brain)).*sind(thetai_csf));
thetai_brain = thetat_csf;
thetat_brain = asind((sqrt(ep_brain/ep_csf)).*sind(thetai_brain));

%yansımaları açılarının hesabı
thetar_air = thetai_air;
thetar_skin = thetai_skin;
thetar_fat = thetai_fat;
thetar_bone = thetai_bone;

```

```
thetar_dura = thetai_dura;
thetar_csf = thetai_csf;
thetar_brain = thetai_brain;
```

%iletim katsayıları

```
T1=(eta2*2*cosd(thetai_air))/(((eta2*cosd(thetai_air))+(eta1*cosd(thetat_air)
)));
T2=(eta3*2*cosd(thetai_skin))/(((eta3*cosd(thetai_skin))+(eta2*cosd(thetat_sk
in))));
T3=(eta4*2*cosd(thetai_fat))/(((eta4*cosd(thetai_fat))+(eta3*cosd(thetat_fat)
)));
T4=(eta5*2*cosd(thetai_bone))/(((eta5*cosd(thetai_bone))+(eta4*cosd(thetat_bo
ne))));
T5=(eta6*2*cosd(thetai_dura))/(((eta6*cosd(thetai_dura))+(eta5*cosd(thetat_du
ra))));
T6=(eta7*2*cosd(thetai_csf))/(((eta7*cosd(thetai_csf))+(eta6*cosd(thetat_csf)
)));
```

%yansım katsayıları

```
R1=T1-1;
R2=T2-1;
R3=T3-1;
R4=T4-1;
R5=T5-1;
R6=T6-1;
```

%Electric Field in layers...

```
% x=input(['lutfen x degerini girin=']);
```

```
z=[0:res:dist_ant];
```

% perpendicular bileşenleri

```
Eiy_air = Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x +
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
Ery_air = abs(R1).*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x -
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
E_air=Eiy_air+Ery_air;
```

```
z=[dist_ant:res:dist_ant+d2];
Eiy_skin = Eiy_air(end).*abs(T1).*exp(-1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x +
gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
Ery_skin = abs(R2).*Eiy_air(end).*abs(T1).*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x - gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
E_skin=Eiy_skin+Ery_skin;
```

```
z=[d2:res:d2+d3];
Eiy_fat = Eiy_skin(end).*abs(T2).*exp(-1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x +
gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
Ery_fat = abs(R3).*Eiy_skin(end).*abs(T2).*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x - gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
E_fat=Eiy_fat+Ery_fat;
```

```
z=[d3:res:d3+d4];
Eiy_bone = Eiy_fat(end).*abs(T3).*exp(-1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x +
gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
Ery_bone = abs(R4).*Eiy_fat(end).*abs(T3).*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x - gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
```

```

E_bone=Eiy_bone+Ery_bone;

z=[d4:res:d4+d5];
Eiy_dura = Eiy_bone(end).*abs(T4).*exp(-1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x +
gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
Ery_dura = abs(R5).*Eiy_bone(end).*abs(T4).*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x - gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
E_dura=Eiy_dura+Ery_dura;

z=[d5:res:d5+d6];
Eiy_csf = Eiy_dura(end).*abs(T5).*exp(-1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x +
gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
Ery_csf = abs(R6).*Eiy_dura(end).*abs(T5).*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x - gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
E_csf=Eiy_csf+Ery_csf;

z=[d6:res:d6+d7];
E_brain = Eiy_csf(end).*abs(T6).*exp(-1*(gamma7.*sind(thetai_brain).*x +
gamma7.*cosd(thetai_brain).*z));

E = [E_skin E_fat E_bone E_dura E_csf E_brain];
figure(f1);
plot(abs(E),'g','linewidth',1);
grid on;
title('Elektrik Alan Değişimi');
xlabel('z (mm)');
ylabel('E (V/m)');
legend("0 derece", "30 derece", "60 derece")
hold on;

%SAR Values in Layers

SAR_air = sig_air.*(abs(E_air).^2)./2.550;
SAR_skin = sig_skin.*(abs(E_skin).^2)./2200;
SAR_fat = sig_fat.*(abs(E_fat).^2)./1840;
SAR_bone = sig_bone.*(abs(E_bone).^2)./3700;
SAR_dura = sig_dura.*(abs(E_dura).^2)./2100;
SAR_csf = sig_csf.*(abs(E_csf).^2)./2120;
SAR_brain = sig_brain.*(abs(E_brain).^2)./2060;

SAR = [SAR_skin SAR_fat SAR_bone SAR_dura SAR_csf SAR_brain ];
figure(f2);
plot(SAR,'g','linewidth',1);
grid on;
title('SAR Değişimi');
xlabel('z (mm)');
ylabel('SAR (W/kg)');
legend("0 derece", "30 derece", "60 derece")
hold on;

```

Eğik Açı ile gelen dalga için SAR Analizi Matlab Kodu-Paralel Polarizasyon

```

%Paralel Polarizasyon - 900 MHz
%Eğik Açı ile Gelen Düzlem Dalganın
%İnsan Kafası Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi

clear all
close all
clc

Eo=190; %V/m
f = 0.9e9; %Hz

f1 = figure;
f2 = figure;

%900 MHz için dielektrik sabitleri ve iletkenlik katsayıları
ep_air = 1; sig_air = 0;
ep_skin = 41.4; sig_skin = 0.87;
ep_fat = 11.3; sig_fat = 0.11;
ep_bone = 12.5; sig_bone = 0.14;
ep_dura = 44.4; sig_dura = 0.96;
ep_csf = 68.7; sig_csf= 2.41;
ep_brain = 46.5; sig_brain = 0.86;

%doku kalınlıkları m
d2 =0.0007; %d_skin
d3=0.0016; %d_fat
d4=0.0205; %d_bone
d5=0.0005; %d_dura
d6=0.002; %d_csf
d7 =0.05; %d_brain

w=2*pi*f;
mu=1;
muo=4*pi*1e-7;
epo=8.854e-12;

%dokulardaki yayılma sabitleri
gamma1 = sqrt(i*w*muo/(sig_air+i*w*ep_air*epo)); %gamma_air
gamma2 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_skin+i*w*ep_skin*epo)); %gamma_skin
gamma3 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_fat+i*w*ep_fat*epo)); %gamma_fat
gamma4 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_bone+i*w*ep_bone*epo)); %gamma_bone
gamma5 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_dura+i*w*ep_dura*epo)); %gamma_dura
gamma6 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_csf+i*w*ep_csf*epo)); %gamma_csf
gamma7 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_brain+i*w*ep_brain*epo)); %gamma_brain

%dokuların ortam empedansları
eta1=377; %eta_air
eta2 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_skin+i*w*ep_skin*epo)); %eta_skin
eta3 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_fat+i*w*ep_fat*epo)); %eta_fat
eta4 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_bone+i*w*ep_bone*epo)); %eta_bone
eta5 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_dura+i*w*ep_dura*epo)); %eta_dura
eta6 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_csf+i*w*ep_csf*epo)); %eta_csf
eta7 = sqrt(i*w*mu*muo/(sig_brain+i*w*ep_brain*epo)); %eta_brain

%grafik çözünürlüğü

```

```

res=0.001;
%kafanın antene olan uzaklığı
dist_ant=0.02;

x=0.002;
%% Geliş Açısı 0 derece iken
thetair = 0;

%İletim açıları hesapları
thetat_air = asind((sqrt(ep_air/ep_skin))*sind(thetair));
thetair_skin = thetat_air;
thetat_skin = asind((sqrt(ep_skin/ep_fat))*sind(thetair_skin));
thetair_fat = thetat_skin;
thetat_fat = asind((sqrt(ep_fat/ep_bone))*sind(thetair_fat));
thetair_bone = thetat_fat;
thetat_bone = asind((sqrt(ep_bone/ep_dura))*sind(thetair_bone));
thetair_dura = thetat_bone;
thetat_dura = asind((sqrt(ep_dura/ep_csf))*sind(thetair_dura));
thetair_csf = thetat_dura;
thetat_csf = asind((sqrt(ep_csf/ep_brain))*sind(thetair_csf));
thetair_brain = thetat_csf;
thetat_brain = asind((sqrt(ep_brain/ep_csf))*sind(thetair_brain));

%Yansıma açıları hesapları
thetar_air = thetair;
thetar_skin = thetair_skin;
thetar_fat = thetair_fat;
thetar_bone = thetair_bone;
thetar_dura = thetair_dura;
thetar_csf = thetair_csf;
thetar_brain = thetair_brain;

%Yansıma katsayıları E
T1=((2*eta2*cosd(thetair)))/(((eta1*cosd(thetair)))+(eta2*cosd(thetat_
r))));
T2=((2*eta3*cosd(thetair_skin)))/(((eta2*cosd(thetair_skin)))+(eta3*cosd(thetat_
skin))));
T3=((2*eta4*cosd(thetair_fat)))/(((eta3*cosd(thetair_fat)))+(eta4*cosd(thetat_fa
t))));
T4=((2*eta5*cosd(thetair_bone)))/(((eta4*cosd(thetair_bone)))+(eta5*cosd(thetat_
bone))));
T5=((2*eta6*cosd(thetair_dura)))/(((eta5*cosd(thetair_dura)))+(eta6*cosd(thetat_
dura))));
T6=((2*eta7*cosd(thetair_csf)))/(((eta6*cosd(thetair_csf)))+(eta7*cosd(thetat_cs
f))));

%iletim katsayıları E
R1=T1-1;
R2=T2-1;
R3=T3-1;
R4=T4-1;
R5=T5-1;
R6=T6-1;

%Electric Field in layers...
z=[0:res:dist_ant];

```

```
% paralel bileşenleri
```

```
Eix_air = cosd(thetai_air).*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x +
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
Eiz_air = -sind(thetai_air).*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x +
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
Erx_air = -cosd(thetai_air).*R1.*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x -
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
Erz_air = -sind(thetai_air).*R1.*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x -
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
E_air=Eix_air+Eiz_air+Erx_air+Erz_air;
```

```
z=[dist_ant:res:d2];
Eix_skin = cosd(thetai_skin).*Eix_air(end).*T1.*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x + gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
Eiz_skin = -sind(thetai_skin).*Eiz_air(end).*T1.*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x + gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
Erx_skin = -cosd(thetai_skin).*R2.*Eix_air(end).*T1.*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x - gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
Erz_skin = -sind(thetai_skin).*R2.*Eiz_air(end).*T1.*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x - gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
E_skin=Eix_skin+Eiz_skin+Erx_skin+Erz_skin;
```

```
z=[d2:res:d3];
Eix_fat = cosd(thetai_fat).*Eix_skin(end).*T2.*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x + gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
Eiz_fat = -sind(thetai_fat).*Eiz_skin(end).*T2.*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x + gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
Erx_fat = -cosd(thetai_fat).*R3.*Eix_skin(end).*T2.*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x - gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
Erz_fat = -sind(thetai_fat).*R3.*Eiz_skin(end).*T2.*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x - gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
E_fat=Eix_fat+Eiz_fat+Erx_fat+Erz_fat;
```

```
z=[d3:res:d4];
Eix_bone = cosd(thetai_bone).*Eix_fat(end).*T3.*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x + gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
Eiz_bone = -sind(thetai_bone).*Eiz_fat(end).*T3.*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x + gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
Erx_bone = -cosd(thetai_bone).*R4.*Eix_fat(end).*T3.*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x - gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
Erz_bone = -sind(thetai_bone).*R4.*Eiz_fat(end).*T3.*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x - gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
E_bone=Eix_bone+Eiz_bone+Erx_bone+Erz_bone;
```

```
z=[d4:res:d5];
Eix_dura = cosd(thetai_dura).*Eix_bone(end).*T4.*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x + gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
Eiz_dura = -sind(thetai_dura).*Eiz_bone(end).*T4.*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x + gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
Erx_dura = -cosd(thetai_dura).*R5.*Eix_bone(end).*T4.*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x - gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
Erz_dura = -sind(thetai_dura).*R5.*Eiz_bone(end).*T4.*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x - gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
E_dura=Eix_dura+Eiz_dura+Erx_dura+Erz_dura;
```

```
z=[d5:res:d6];
```

```

Eix_csf = cosd(thetai_csf).*Eix_dura(end).*T5.*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x + gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
Eiz_csf = -sind(thetai_csf).*Eiz_dura(end).*T5.*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x + gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
Erx_csf = -cosd(thetai_csf).*R6.*Eix_dura(end).*T5.*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x - gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
Erz_csf = -sind(thetai_csf).*R6.*Eiz_dura(end).*T5.*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x - gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
E_csf=Eix_csf+Eiz_csf+Erx_csf+Erz_csf;

z=[d6:res:d7];
Eix_brain = cosd(thetai_brain).*Eix_csf(end).*T6.*exp(-
1*(gamma7.*sind(thetai_brain).*x + gamma7.*cosd(thetai_brain).*z));
Eiz_brain = -sind(thetai_brain).*Eiz_csf(end).*T6.*exp(-
1*(gamma7.*sind(thetai_brain).*x + gamma7.*cosd(thetai_brain).*z));
E_brain=Eix_brain+Eiz_brain;

E = [E_skin E_fat E_bone E_dura E_csf E_brain];
figure(f1);
plot(abs(E), '--r', 'linewidth',1);
grid on;
title('Elektrik Alan Değişimi');
xlabel('z (mm)');
ylabel('E (V/m)');
hold on;

%SAR Values in Layers
SAR_air = sig_air.*(abs(E_air).^2)./2.550;
SAR_skin = sig_skin.*(abs(E_skin).^2)./2200;
SAR_fat = sig_fat.*(abs(E_fat).^2)./1840;
SAR_bone = sig_bone.*(abs(E_bone).^2)./3700;
SAR_dura = sig_dura.*(abs(E_dura).^2)./2100;
SAR_csf = sig_csf.*(abs(E_csf).^2)./2120;
SAR_brain = sig_brain.*(abs(E_brain).^2)./2060;

SAR = [SAR_skin SAR_fat SAR_bone SAR_dura SAR_csf SAR_brain ];
figure(f2);
plot(SAR, '--r', 'linewidth',1);
grid on;
title('SAR Değişimi');
xlabel('z (mm)');
ylabel('SAR (W/kg)');
hold on;

%% Geliş Açısı 30 derece iken
thetai_air = 30;

%İletim açılarının hesabı
thetat_air = asind((sqrt(ep_air/ep_skin))*sind(thetai_air));
thetai_skin = thetat_air;
thetat_skin = asind((sqrt(ep_skin/ep_fat))*sind(thetai_skin));
thetai_fat = thetat_skin;
thetat_fat = asind((sqrt(ep_fat/ep_bone))*sind(thetai_fat));
thetai_bone = thetat_fat;
thetat_bone = asind((sqrt(ep_bone/ep_dura))*sind(thetai_bone));
thetai_dura = thetat_bone;
thetat_dura = asind((sqrt(ep_dura/ep_csf))*sind(thetai_dura));

```

```

thetai_csf = thetat_dura;
thetat_csf = asind((sqrt(ep_csf/ep_brain))*sind(thetai_csf));
thetai_brain = thetat_csf;
thetat_brain = asind((sqrt(ep_brain/ep_csf))*sind(thetai_brain));

%yansıma açılarının hesabı
thetar_air = thetai_air;
thetar_skin = thetai_skin;
thetar_fat = thetai_fat;
thetar_bone = thetai_bone;
thetar_dura = thetai_dura;
thetar_csf = thetai_csf;
thetar_brain = thetai_brain;

%yansıma katsayıları E
T1=((2*eta2*cosd(thetai_air))/(((eta1*cosd(thetai_air))+(eta2*cosd(thetat_
air)))));
T2=((2*eta3*cosd(thetai_skin))/(((eta2*cosd(thetai_skin))+(eta3*cosd(thetat_
skin)))));
T3=((2*eta4*cosd(thetai_fat))/(((eta3*cosd(thetai_fat))+(eta4*cosd(thetat_fa
t)))));
T4=((2*eta5*cosd(thetai_bone))/(((eta4*cosd(thetai_bone))+(eta5*cosd(thetat_
bone)))));
T5=((2*eta6*cosd(thetai_dura))/(((eta5*cosd(thetai_dura))+(eta6*cosd(thetat_
dura)))));
T6=((2*eta7*cosd(thetai_csf))/(((eta6*cosd(thetai_csf))+(eta7*cosd(thetat_cs
f)))));

%iletim katsayıları E
R1=T1-1;
R2=T2-1;
R3=T3-1;
R4=T4-1;
R5=T5-1;
R6=T6-1;

%Electric Field in layers...
z=[0:res:dist_ant];

% paralel bileşenleri
Eix_air = cosd(thetai_air).*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x +
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
Eiz_air = -sind(thetai_air).*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x +
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
Erx_air = -cosd(thetai_air).*R1.*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x -
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
Erz_air = -sind(thetai_air).*R1.*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x -
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
E_air=Eix_air+Eiz_air+Erx_air+Erz_air;

z=[dist_ant:res:dist_ant+d2];
Eix_skin = cosd(thetai_skin).*Eix_air(end).*T1.*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x + gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
Eiz_skin = -sind(thetai_skin).*Eiz_air(end).*T1.*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x + gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
Erx_skin = -cosd(thetai_skin).*R2.*Eix_air(end).*T1.*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x - gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));

```

```

Erz_skin = -sind(thetai_skin).*R2.*Eiz_air(end).*T1.*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x - gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
E_skin=Eix_skin+Eiz_skin+Erz_skin+Erz_skin;

z=[d2:res:d2+d3];
Eix_fat = cosd(thetai_fat).*Eix_skin(end).*T2.*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x + gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
Eiz_fat = -sind(thetai_fat).*Eiz_skin(end).*T2.*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x + gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
Erz_fat = -cosd(thetai_fat).*R3.*Eix_skin(end).*T2.*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x - gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
Erz_fat = -sind(thetai_fat).*R3.*Eiz_skin(end).*T2.*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x - gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
E_fat=Eix_fat+Eiz_fat+Erz_fat+Erz_fat;

z=[d3:res:d3+d4];
Eix_bone = cosd(thetai_bone).*Eix_fat(end).*T3.*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x + gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
Eiz_bone = -sind(thetai_bone).*Eiz_fat(end).*T3.*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x + gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
Erz_bone = -cosd(thetai_bone).*R4.*Eix_fat(end).*T3.*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x - gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
Erz_bone = -sind(thetai_bone).*R4.*Eiz_fat(end).*T3.*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x - gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
E_bone=Eix_bone+Eiz_bone+Erz_bone+Erz_bone;

z=[d4:res:d4+d5];
Eix_dura = cosd(thetai_dura).*Eix_bone(end).*T4.*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x + gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
Eiz_dura = -sind(thetai_dura).*Eiz_bone(end).*T4.*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x + gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
Erz_dura = -cosd(thetai_dura).*R5.*Eix_bone(end).*T4.*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x - gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
Erz_dura = -sind(thetai_dura).*R5.*Eiz_bone(end).*T4.*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x - gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
E_dura=Eix_dura+Eiz_dura+Erz_dura+Erz_dura;

z=[d5:res:d5+d6];
Eix_csf = cosd(thetai_csf).*Eix_dura(end).*T5.*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x + gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
Eiz_csf = -sind(thetai_csf).*Eiz_dura(end).*T5.*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x + gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
Erz_csf = -cosd(thetai_csf).*R6.*Eix_dura(end).*T5.*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x - gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
Erz_csf = -sind(thetai_csf).*R6.*Eiz_dura(end).*T5.*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x - gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
E_csf=Eix_csf+Eiz_csf+Erz_csf+Erz_csf;

z=[d6:res:d6+d7];
Eix_brain = cosd(thetai_brain).*Eix_csf(end).*T6.*exp(-
1*(gamma7.*sind(thetai_brain).*x + gamma7.*cosd(thetai_brain).*z));
Eiz_brain = -sind(thetai_brain).*Eiz_csf(end).*T6.*exp(-
1*(gamma7.*sind(thetai_brain).*x + gamma7.*cosd(thetai_brain).*z));
E_brain=Eix_brain+Eiz_brain;

E = [E_skin E_fat E_bone E_dura E_csf E_brain];
figure(f1);

```

```

plot(abs(E), '-.b', 'linewidth', 1);
grid on;
title('Elektrik Alan Değişimi');
xlabel('z (mm)');
ylabel('E (V/m)');
hold on;

%SAR Values in Layers
SAR_air = sig_air.*(abs(E_air).^2)./2.550;
SAR_skin = sig_skin.*(abs(E_skin).^2)./2200;
SAR_fat = sig_fat.*(abs(E_fat).^2)./1840;
SAR_bone = sig_bone.*(abs(E_bone).^2)./3700;
SAR_dura = sig_dura.*(abs(E_dura).^2)./2100;
SAR_csf = sig_csf.*(abs(E_csf).^2)./2120;
SAR_brain = sig_brain.*(abs(E_brain).^2)./2060;

SAR = [SAR_skin SAR_fat SAR_bone SAR_dura SAR_csf SAR_brain ];
figure(f2);
plot(SAR, '-.b', 'linewidth', 1);
grid on;
title('SAR Değişimi');
xlabel('z (mm)');
ylabel('SAR (W/kg)');
hold on;

%% Geliş Açısı 60 derece iken
thetair = 60;

%İletim açılarının hesabı
thetat_air = asind((sqrt(ep_air/ep_skin))*sind(thetair));
thetair_skin = thetat_air;
thetat_skin = asind((sqrt(ep_skin/ep_fat))*sind(thetair_skin));
thetair_fat = thetat_skin;
thetat_fat = asind((sqrt(ep_fat/ep_bone))*sind(thetair_fat));
thetair_bone = thetat_fat;
thetat_bone = asind((sqrt(ep_bone/ep_dura))*sind(thetair_bone));
thetair_dura = thetat_bone;
thetat_dura = asind((sqrt(ep_dura/ep_csf))*sind(thetair_dura));
thetair_csf = thetat_dura;
thetat_csf = asind((sqrt(ep_csf/ep_brain))*sind(thetair_csf));
thetair_brain = thetat_csf;
thetat_brain = asind((sqrt(ep_brain/ep_csf))*sind(thetair_brain));

%Yansıma açılarının hesabı
thetar_air = thetair;
thetar_skin = thetair_skin;
thetar_fat = thetair_fat;
thetar_bone = thetair_bone;
thetar_dura = thetair_dura;
thetar_csf = thetair_csf;
thetar_brain = thetair_brain;

%Yansıma katsayıları E
T1=((2*eta2*cosd(thetair)))/(((eta1*cosd(thetair)))+(eta2*cosd(thetat_
r))));
T2=((2*eta3*cosd(thetair_skin)))/(((eta2*cosd(thetair_skin)))+(eta3*cosd(thetat_
skin))));

```

```

T3=((2*eta4*cosd(thetai_fat)))/(((eta3*cosd(thetai_fat))+(eta4*cosd(thetat_fa
t))));
T4=((2*eta5*cosd(thetai_bone)))/(((eta4*cosd(thetai_bone))+(eta5*cosd(thetat_
bone))));
T5=((2*eta6*cosd(thetai_dura)))/(((eta5*cosd(thetai_dura))+(eta6*cosd(thetat_
dura))));
T6=((2*eta7*cosd(thetai_csf)))/(((eta6*cosd(thetai_csf))+(eta7*cosd(thetat_cs
f))));

```

```

%iletim katsayıları E

```

```

R1=T1-1;
R2=T2-1;
R3=T3-1;
R4=T4-1;
R5=T5-1;
R6=T6-1;

```

```

%Electric Field in layers...

```

```

z=[0:res:dist_ant];

```

```

% paralel bileşenleri

```

```

Eix_air = cosd(thetai_air).*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x +
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
Eiz_air = -sind(thetai_air).*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x +
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
Erx_air = -cosd(thetai_air).*R1.*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x -
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
Erz_air = -sind(thetai_air).*R1.*Eo.*exp(-1*(gamma1.*sind(thetai_air).*x -
gamma1.*cosd(thetai_air).*z));
E_air=Eix_air+Eiz_air+Erx_air+Erz_air;

```

```

z=[dist_ant:res:dist_ant+d2];

```

```

Eix_skin = cosd(thetai_skin).*Eix_air(end).*T1.*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x + gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
Eiz_skin = -sind(thetai_skin).*Eiz_air(end).*T1.*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x + gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
Erx_skin = -cosd(thetai_skin).*R2.*Eix_air(end).*T1.*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x - gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
Erz_skin = -sind(thetai_skin).*R2.*Eiz_air(end).*T1.*exp(-
1*(gamma2.*sind(thetai_skin).*x - gamma2.*cosd(thetai_skin).*z));
E_skin=Eix_skin+Eiz_skin+Erx_skin+Erz_skin;

```

```

z=[d2:res:d2+d3];

```

```

Eix_fat = cosd(thetai_fat).*Eix_skin(end).*T2.*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x + gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
Eiz_fat = -sind(thetai_fat).*Eiz_skin(end).*T2.*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x + gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
Erx_fat = -cosd(thetai_fat).*R3.*Eix_skin(end).*T2.*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x - gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
Erz_fat = -sind(thetai_fat).*R3.*Eiz_skin(end).*T2.*exp(-
1*(gamma3.*sind(thetai_fat).*x - gamma3.*cosd(thetai_fat).*z));
E_fat=Eix_fat+Eiz_fat+Erx_fat+Erz_fat;

```

```

z=[d3:res:d3+d4];

```

```

Eix_bone = cosd(thetai_bone).*Eix_fat(end).*T3.*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x + gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));

```

```

Eiz_bone = -sind(thetai_bone).*Eiz_fat(end).*T3.*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x + gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
Erx_bone = -cosd(thetai_bone).*R4.*Eix_fat(end).*T3.*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x - gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
Erz_bone = -sind(thetai_bone).*R4.*Eiz_fat(end).*T3.*exp(-
1*(gamma4.*sind(thetai_bone).*x - gamma4.*cosd(thetai_bone).*z));
E_bone=Eix_bone+Eiz_bone+Erx_bone+Erz_bone;

z=[d4:res:d4+d5];
Eix_dura = cosd(thetai_dura).*Eix_bone(end).*T4.*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x + gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
Eiz_dura = -sind(thetai_dura).*Eiz_bone(end).*T4.*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x + gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
Erx_dura = -cosd(thetai_dura).*R5.*Eix_bone(end).*T4.*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x - gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
Erz_dura = -sind(thetai_dura).*R5.*Eiz_bone(end).*T4.*exp(-
1*(gamma5.*sind(thetai_dura).*x - gamma5.*cosd(thetai_dura).*z));
E_dura=Eix_dura+Eiz_dura+Erx_dura+Erz_dura;

z=[d5:res:d5+d6];
Eix_csf = cosd(thetai_csf).*Eix_dura(end).*T5.*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x + gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
Eiz_csf = -sind(thetai_csf).*Eiz_dura(end).*T5.*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x + gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
Erx_csf = -cosd(thetai_csf).*R6.*Eix_dura(end).*T5.*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x - gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
Erz_csf = -sind(thetai_csf).*R6.*Eiz_dura(end).*T5.*exp(-
1*(gamma6.*sind(thetai_csf).*x - gamma6.*cosd(thetai_csf).*z));
E_csf=Eix_csf+Eiz_csf+Erx_csf+Erz_csf;

z=[d6:res:d6+d7];
Eix_brain = cosd(thetai_brain).*Eix_csf(end).*T6.*exp(-
1*(gamma7.*sind(thetai_brain).*x + gamma7.*cosd(thetai_brain).*z));
Eiz_brain = -sind(thetai_brain).*Eiz_csf(end).*T6.*exp(-
1*(gamma7.*sind(thetai_brain).*x + gamma7.*cosd(thetai_brain).*z));
E_brain=Eix_brain+Eiz_brain;

E = [E_skin E_fat E_bone E_dura E_csf E_brain];
figure(f1);
plot(abs(E),'g','linewidth',1);
grid on;
title('Elektrik Alan Değişimi');
xlabel('z (mm)');
ylabel('E (V/m)');
legend("0 derece", "30 derece", "60 derece")
hold on;

%SAR Values in Layers
SAR_air = sig_air.*(abs(E_air).^2)./2.550;
SAR_skin = sig_skin.*(abs(E_skin).^2)./2200;
SAR_fat = sig_fat.*(abs(E_fat).^2)./1840;
SAR_bone = sig_bone.*(abs(E_bone).^2)./3700;
SAR_dura = sig_dura.*(abs(E_dura).^2)./2100;
SAR_csf = sig_csf.*(abs(E_csf).^2)./2120;
SAR_brain = sig_brain.*(abs(E_brain).^2)./2060;

SAR = [SAR_skin SAR_fat SAR_bone SAR_dura SAR_csf SAR_brain ];

```

```
figure(f2);  
plot(SAR,'g','linewidth',1);  
grid on;  
title('SAR Değişimi');  
xlabel('z (mm)');  
ylabel('SAR (W/kg)');  
legend("0 derece", "30 derece", "60 derece")  
hold on;
```



ÖZGEÇMİŞ

NİYAZİ İL

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Doktora	Akdeniz Üniversitesi
2017-2024	Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2009-2015	Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Lisans	Çukurova Üniversitesi
2002-2007	Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü (İngilizce), Adana

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Teknik Müdür	TMMOB Elektrik Mühendisleri Odası Antalya Şubesi
2013-Devam Ediyor	Antalya, Türkiye
Mühendis	Serik Tedaş Arıza Koordinatörlüğü
2009-2012	Antalya, Türkiye

ESERLER

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

1- İl N., Ateş K., Özen Ş., (2023). Electromagnetic field exposure to human head model with various metal objects at sub-6 GHz frequencies. Taylor & Francis-Electromagnetic Biology and Medicine, 1-9. Doi: [10.1080/15368378.2023.2220736](https://doi.org/10.1080/15368378.2023.2220736).

2- Bedeloğlu M., İl N., Ateş K., Özen Ş., (2021). Measurement and analysis of electric and magnetic field strength in grid-tied photovoltaic power system components. Radiation Protection Dosimetry, vol.194, no.1,57-64. Doi: [10.1093/rpd/ncab070](https://doi.org/10.1093/rpd/ncab070).

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler

- 1- Bedeloğlu M., İl N., Ateş K., Özen Ş., (2021). Güneş enerjisi santrallerinde elektromanyetik alan seviyeleri ve mesleki maruziyet analizi. EMO Bilimsel Dergi, sa.1, ss.64-69. (Hakemli dergi)
- 2- İl N., Özen Ş., Ateş K., Carlak H.F., (2019). Silindir ekran için elektromanyetik alan ekranlama etkinliğinin çözümlenmesi. Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, cilt.2, sa.1, ss.68-73. (Hakemli dergi)
- 3- Bedeloğlu M., İl N., Ateş K., Özen Ş., (2019). Güneş enerjisi santrallerinde elektromanyetik alan seviyeleri ve mesleki maruziyet analizi. X.Yenilenebilir Enerji Kaynakları Sempozyumu (YEKSEM 2019), Antalya, Türkiye, 12-14 Aralık 2019, ss.271-276. (Bildiri)
- 4- İl N., Özen Ş., Ateş K., Carlak H.F., (2019). Silindir ekran için elektromanyetik alan ekranlama etkinliğinin çözümlenmesi. 4th International Mediterranean Science and Engineering Congress (IMSEC 2019), Antalya, Türkiye, 25-27 Nisan 2019, ss.264-268. (Bildiri)
- 5- İl N., Özen Ş., Carlak H.F., Çakır M., (2015). Yer altı enerji kabloları çevresinde oluşan manyetik alanların analizi ve kontrolü. IV. Elektrik Tesisatı Ulusal Kongresi ve Sergisi, İzmir, Türkiye, 21-24 Ekim 2015, ss. 67-72. (Bildiri)
- 6- İl N., Özen Ş., Çakır M., Carlak H.F., (2015). Shielding and mitigations of the magnetic fields generated by the underground power cables. Progress in Electromagnetics Research Symposium (PIERS 2015), Prag, Çek Cumhuriyeti, 6-9 Temmuz 2015, ss.1436-1439. (Bildiri)

Uluslararası hakemli dergilerde halen değerlendirme aşamasında olan makaleler

- 1- İl N., Ateş K., Özen Ş., (2024). Investigation of fetal exposure to electromagnetic waves between 2.45 and 5 GHz during the pregnancy period. Taylor & Francis-Electromagnetic Biology and Medicine.