

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TAHRİBATSIZ HİPERTERMİ İÇİN YAKIN ALAN
BÖLGESEL ODAKLAMA YÖNTEMİ

Mehmet ÜNAL

DOKTORA TEZİ
Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı
Haberleşme Programı

Danışman
Prof. Dr. Ahmet Serdar TÜRK

Ağustos, 2021

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TAHRİBATSIZ HİPERTERMİ İÇİN YAKIN ALAN BÖLGESEL
ODAKLAMA YÖNTEMİ**

Mehmet ÜNAL tarafından hazırlanan tez çalışması 06.08.2021 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı Haberleşme Programı **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ahmet Serdar TÜRK
Yıldız Teknik Üniversitesi
Danışman

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Ahmet Serdar TÜRK, Danışman
Yıldız Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Hamid TORPİ, Üye
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Nurhan TÜRKER TOKAN, Üye
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Serkan AKSOY, Üye
Gebze Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Cahit CANBAY, Üye
Yeditepe Üniversitesi

Danışmanım Prof. Dr. Ahmet Serdar TÜRK sorumluluğunda tarafımca hazırlanan Tahribatsız Hipertermi için Yakın Alan Bölgesel Odaklama Yöntemi başlıklı çalışmada veri toplama ve veri kullanımında gerekli yasal izinleri aldığımı, diğer kaynaklardan aldığım bilgileri ana metin ve referanslarda eksiksiz gösterdiğimi, araştırma verilerine ve sonuçlarına ilişkin çarpıtma ve/veya sahtecilik yapmadığımı, çalışmam süresince bilimsel araştırma ve etik ilkelerine uygun davrandığımı beyan ederim. Beyanımın aksinin ispatı halinde her türlü yasal sonucu kabul ederim.

Mehmet ÜNAL

İmza



Bu çalışma, Tübitak 2211-C Öncelikli Alanlara Yönelik Yurtiçi Doktora Burs Programı tarafından 1649B031305710 başvuru numarasıyla desteklenmiştir.

*Babama
ve Rahmetli Anneme*



TEŞEKKÜR

Doktora ders aşamasındayken kendilerinden iki ders aldığım ve yeterlilik sürecinde başlayan danışmanlığını tez teslimine kadar büyük bir özveri ile sürdüren Prof. Dr. Ahmet Serdar TÜRKE'e sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum. Doktora tezinin yanı sıra birçok projenin hazırlanması ve yürütülmesi aşamasında da engin bilgileriyle bizlere destek olmuştur. Değerli danışmanım, doktora sürecinde sadece teknik bilgilerle değil aynı zamanda psikolojik desteğiyle de her zaman yanımda var olmuştur.

Doktora sürecinde kendilerinden iki ders aldığım ve yine tez izleme jürisindeki desteklerinden yararlandığım Prof. Dr. Ahmet KIZILAY'a teşekkür ederim. Özellikle derslerindeki engin bilgi ve tecrübesini zevkle öğrencilerine aktardığı günleri unutamam. Tez izleme jürimde yer alan Prof. Dr. Serkan AKSOY'a da hem tez önerisi toplantısında hem de tez izleme komite toplantılarında yapmış olduğu yorumları, yönlendirmeleri ve tavsiyeleri için ayrıca teşekkür ederim. Doktora ders aşamasında bir dersini aldığım Doç. Dr. Hamit TORPİ'ye sağladığı bilimsel ve akademik katkıları için teşekkür ederim. Yıldız Teknik Üniversitesi'nde göreve başladığım ilk günlerde tanıdığım hocalarımdan Prof. Dr. Nurhan TÜRKER TOKAN'a da yine hem ders aşamasında hem tez aşamasında yönlendirmeleri ve destekleri için teşekkür ederim.

Doktora tez bitirme sürecinde kadromun bulunduğu, yuvam olan Pamukkale Üniversitesi'ndeki çok değerli hocalarım Prof. Dr. Ceyhun KARPUZ ve Dr. Öğr. Üyesi Ahmet ÖZEK, değerli vakitlerini ayırıp yönlendirmeleriyle desteklerini sağlamışlardır. Kendilerine ne kadar teşekkür etsem azdır.

Optimizasyon alanında büyük destek aldığım Doç. Dr. Peyman MAHOUTİ'ye teşekkürü borç bilirim. Yazılım alanında çok önemli desteğini aldığım Dr. Öğr. Üyesi Mustafa TÜMBEK'e de ayrıca teşekkürlerimi sunuyorum. Yazılım alanında yine destekleri için Doç. Dr. Can Berk KALAYCI, Doç. Dr. Olcay POLAT ve Dr. Öğr. Üyesi Elif HAYTAOĞLU'na teşekkür ediyorum. Tez çalışmamın son aşamalarında sağladığı work station nedeniyle Dr. Öğr. Üyesi Serdar TEZ'e de ayrıca teşekkür ederim. Ders ve tez aşamalarındayken desteklerini ve gerekli izinleri sağladıkları için bölüm başkanlarım Prof. Dr. Tülay YILDIRIM, Prof. Dr. Serdar İPLİKÇİ, Prof. Dr. Ceyhun KARPUZ ve Prof. Dr. Abdullah T. TOLA'ya sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum. Akademisyenlik hayatıma

ilk başladığım günden beri yanımda olan arkadaşım Dr. Öğr. Üyesi Elif ÖZGÖRMÜŞ'e maddi-manevi destekleri için teşekkür ediyorum.

Son olarak hayatımda en önemli varlığım olan aileme, doktora tez aşamasındayken rahmetli olan anneme ve ayrıca her zaman yanımda olan babama maddi-manevi destekleri için çok teşekkür ediyorum.

Mehmet ÜNAL



İÇİNDEKİLER

SİMGE LİSTESİ	x
KISALTMA LİSTESİ	xii
ŞEKİL LİSTESİ	xiv
TABLO LİSTESİ	xvii
ÖZET	xviii
ABSTRACT	xx
1 GİRİŞ	1
1.1 Literatür Özeti	1
1.1.1 Tahribatlı Hipertermi (Ablasyon) Tedavisi Çalışmaları	1
1.1.2 Tahribatsız Hipertermi Tedavisi için Uzak Alan Huzme Şekillendirme Çalışmaları	2
1.1.3 Tahribatsız Hipertermi Tedavisi için Boş Uzayda Yakın Alan Huzme Şekillendirme Çalışmaları	5
1.1.4 Tahribatsız Hipertermi Tedavisi için Sunulan Güncel Çalışma	8
1.1.5 Analitik Regularizasyon Metodu (ARM) ile Saçılma Analizi	10
1.1.6 Çok Amaçlı Optimizasyon ile Anten Dizilerinin Örüntülerinin Sentezi	11
1.1.7 Derin Öğrenme Uygulamaları	11
1.2 Tezin Amacı	13
1.3 Hipotez	13
2 ELEKTROMANYETİK YAKLAŞIM MODELİ	14
2.1 Hipertermi	14
2.1.1 Hipertermi Tedavisine Genel Bakış	14
2.1.2 Hipertermi Problemi	15
2.1.3 Isıtma Teknolojisi	16
2.1.4 EM ve US Cihazların Güç Dağıtımının Verimliliği	19
2.1.5 Yüzeysel Tümör Isıtma	21

2.1.6	Bölgesel Tümör Isıtma	24
2.1.7	Çok Derin Tümör Isıtma	25
2.2	Biyo-Isı Transfer Denklemi	27
2.2.1	Başlangıç ve Sınır Koşulları	29
2.2.2	Termal Doku Hasarı	30
2.2.3	Tümör Üzerinde Isı Oluşumunun Model Gösterimi	30
2.3	Horn Anten Dizisinin Parametrik Tasarımı	32
2.3.1	2-Boyutlu Analitik Regülerizasyon Yöntemi	32
2.3.2	Açık Sonlandırmalı Dalga Kılavuzu Tipi Tekli Horn Anten Parametrizasyonu ve Saçılma Analizi	35
2.4	ARM ile FEKO Karşılaştırması	37
2.4.1	FEKO ile Beşli Horn Anten Dizisi Benzetimi	37
2.4.2	ARM’de Beşli Horn Anten Parametrizasyonu	40
2.5	Konform Dizinin Yakın Alan Analizi	43
2.6	Dizinin Huzme Odaklama Uygulaması	44
2.7	Dizinin Huzme Sıfırlama Uygulaması	45
2.8	Yakın Alan Simülasyon ve Ölçümleri için Ön Hazırlık	45
3	YAPAY SİNİR AĞI VE DERİN ÖĞRENME	47
3.1	Yapay Sinir Ağları	47
3.1.1	Öğrenme Aşaması	50
3.1.2	Kullanma Aşaması	50
3.1.3	Çok Katmanlı Geri Yayılım Ağı	50
3.1.4	Katmanların ve Nöronların Modele Katkısı	50
3.1.5	Ağ Modeli Tasarımında W Ağırlık Vektörünün Değerlerinin Oluşturulması	51
3.1.6	Destek Vektör Makineleri ya da Softmax Seçimi	53
3.1.7	Geriye Yayılım (Backpropagation) Algoritması	54
3.1.8	Radyal-Baz Fonksiyon Ağı	59
3.2	Sinir Ağları ve Anten Dizileri	59
3.2.1	Sinir Ağı Topoloji Seçimi	60
3.2.2	YSA’nın Kurulması ve Doğrulanması	61
3.3	Modelleme	61
3.3.1	İnterpolasyon	61
3.3.2	Gauss Süreç Regresyonu (GPR, Gaussian Process Regression)	70
3.4	Optimizasyon	76
3.4.1	Parçacık Sürü Optimizasyonu (PSO)	77
4	SAYISAL SONUÇLAR	82
4.1	Modellemeden Elde Edilen Sonuçlar	82

4.2	Örnek Senaryolar için Optimizasyon Sonuçları	82
4.2.1	Senaryo 1	82
4.2.2	Senaryo 2	83
4.2.3	Senaryo 3	83
4.2.4	Senaryo 4	83
4.2.5	Senaryo 5	84
4.2.6	Senaryo 6	84
5	SONUÇ VE ÖNERİLER	93
	KAYNAKÇA	95
	TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR	105



SİMGE LİSTESİ

τ	Açıklık Aydınlatma Katsayısı
ω	Açısal Frekans
W	Ağırlık Parametresi
J	Akım Yoğunluğu
b	Bias Değeri
A	Çarpışma Frekansı
k	Dalga Sayısı
λ	Dalgaboyu
ϵ	Dielektrik Sabiti
E	Elektrik Alanı
P	Elektriksel Güç
F	Farad
f	Frekans
Q	Hacimsel Enerji Yoğunluğu
H	Henry
σ	İletkenlik
Z	Karakteristik Empedans
ρ	Kütle Yoğunluğu
H	Manyetik Alan
μ	Manyetik Geçirgenlik Sabiti
Ω	Ohm
c	Özısı
D	Penetrasyon Derinliği

K	Potasyum
s	Saniye
η	Serbest Uzay Karakteristik Empedansı
T	Sıcaklık
V	Skaler Potansiyel
Na	Sodyum
k_t	Termal İletkenlik
R	Üniversal Gaz Sabiti



KISALTMA LİSTESİ

ARM	Analitik Regularizasyon Metodu
CNN	Convolutional Neural Network-Evrişimsel Sinir Ağları
CT	Bilgisayarlı Tomografi
ÇGB	Çok Geniş Bant
DEA	Diferansiyel Evrimsel Algoritma
EM	Elektromanyetik
ESHO	European Society of Hyperthermia
GPR	Gaussian Process Regression-Gauss Süreç Regresyonu
IR	Infrared-Kızılötesi
MAE	Mean Absolute Error-Ortalama Mutlak Hata
MAPE	Mean Absolute Percentage Error-Ortalama Mutlak Yüzde Hata
MLM	Maximum Likelihood Method-En Büyük Olabilirlik Yöntemi
MLP	Çok Katmanlı Algılayıcı
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MSE	Mean Square Error-Ortalama Karesel Hata
MW	Microwave-Mikrodalga
PSO	Parçacık Sürü Optimizasyonu
RBM	Restricted Boltzman Machine-Sınırlı Boltzman Makinesi
RF	Radyo Frekans
SAR	Specific Absorption Rate-Özgül Soğurma Oranı
SDP	Kırınım Sınır Değer Problemi
SGD	Stochastic Gradient Descent-Stokastik Gradyan İniş
sMAPE	Symmetric Mean Absolute Percentage Error-Simetrik Ortalama Mutlak Yüzde Hata

SMPE	Symmetric Mean Percentage Error-Simetrik Ortalama Yüzde Hata
SVM	Support Vector Machines-Destek Vektör Makineleri
TEM	Transverse Electric and Magnetic
US	Ultrason
YSA	Yapay Sinir Ağı



ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1	RF ablasyonu sistem şematiği [1]	2
Şekil 1.2	Tümör ablasyon yöntemleri [1]	3
Şekil 1.3	Derin meme kanseri tedavisi için çift kanallı adaptif mikrodalga faz dizisinin blok diyagramı [7]	4
Şekil 1.4	Önden ve yandan görünümlü düzlemsel dizi [20]	6
Şekil 1.5	Koaksiyel kablolu besleme devresi şeması [20]	7
Şekil 1.6	Yayında sunulan sistemler (a) Açık su tüpü içinde bacak tümörü için ikili dalga kılavuzu (b) Derine yerleşmiş meme kanseri için açık su tüplü tekli dalga kılavuzu (c) Üst göğüs bölgesindeki tümörler için ikili dalga kılavuzu, üç farklı açıklık boyutlarına sahiptirler (d) Baskın alan bileşeni Ez siyah ok ile gösterilmiştir [28]	8
Şekil 1.7	Faz dizilerinin prensibi (a) Dört antenli ALBA4D sistemi (b) ALBA4D sistemindeki hasta vücut [28]	9
Şekil 1.8	Bacaktaki melanom lezyonlarının hipertermi ile tedavisi ve derideki sıcaklık değişimi [28]	9
Şekil 1.9	Açık su tüpündeki memenin pozisyonu ve sıcaklık ölçüm problemleri [28]	10
Şekil 1.10	Göğüse yerleştirilmiş 70 MHz dalga kılavuzu [28]	10
Şekil 2.1	Harici aplikatörlerin vücut yüzeyine doğrudan temaslı bağlantı tipleri a) Zayıf EM empedans eşleşmesi ile havada açık bir dalga kılavuzunun kuplajı b) a)'daki ile aynı, ancak daha düşük frekansta ve boyutlarını küçültmek ve daha iyi eşleşme sağlamak için $\epsilon_r' > 1$ (ve $\mu_r = 1$) sergileyen katı veya sıvı dielektrik malzeme ile doldurulmuş dalga kılavuzu ile c) a) veya b) ile aynı, ancak bir dalga kılavuzu empedans transformatörü aracılığıyla kuplaj ile d) Biyolojik dokuların empedansına daha yakın bir karakteristik empedans $Z = \sqrt{\epsilon_r/\mu_r}$ için dielektrik ve manyetik malzemelerle ($\epsilon_r' > 1$; $\mu_r > 1$) yüklü bir EM ortamı kullanan kompakt bir "yama" rezonatörünün bağlanması e) Yukarıdaki EM aplikatörlerinden herhangi biri ile aynı, ancak aplikatör ile doku arasında su torbası f) Bir su torbası aracılığıyla kapasitif elektrotun bağlanması g) Bir $\lambda/4$ su torbası aracılığıyla bir ultrasonik dönüştürücünün bağlanması [68]	21

Şekil 2.2	Hava boşluğu bağlantılı RF sönümlü mod açık dalga kılavuzu aplikatörleri a) 415 MHz rezonans hibrit devresi ile [69] b) 70 MHz rezonans anteni ile [59]	22
Şekil 2.3	Tümör ısıtma işleminde elektrik alan dağılımı	31
Şekil 2.4	Tümörün üzerinde oluşan ısınmaya ait normalize SAR profili	31
Şekil 2.5	Açık sonlandırmalı dalga kılavuzunun parametrik model gösterimi .	35
Şekil 2.6	ARM hesaplamasının analitik çözümlerle kıyaslanması a) Düzlem dalga aydınlatmasında silindir yüzeyindeki akım yoğunluğu b) Açık sonlandırmalı dalga kılavuzundan çizgisel kaynak ışıması	37
Şekil 2.7	CADFEKO ile beşli horn anten dizisi	38
Şekil 2.8	Nokta kaynakların yerleşimi	38
Şekil 2.9	FEKO'da yakın alan görüntü çerçevesinin belirlenmesi	39
Şekil 2.10	FEKO'da belirli faz açılarındaki horn antenin yakın alan ışıması	39
Şekil 2.11	FEKO'da belirli faz açılarındaki horn dizisinin yakın alan ışıması	39
Şekil 2.12	ARM'de horn anten dizisinin kontur çizimi	40
Şekil 2.13	FEKO ve ARM sonuçlarının karşılaştırması (faz açıları 0°)	41
Şekil 2.14	ARM ve FEKO sonuçlarının karşılaştırması (Durum 1)	41
Şekil 2.15	ARM ve FEKO sonuçlarının karşılaştırması (Durum 2)	41
Şekil 2.16	FEKO'da her bir kılavuzun uzun dipolle beslemesi	42
Şekil 2.17	Uzun dipol beslemesinde FEKO'daki yakın alan ışıması	42
Şekil 3.1	Bir sinir hücresinin biyolojik gösterimi [46]	48
Şekil 3.2	Bir sinir hücresinin matematiksel modeli	49
Şekil 3.3	Skaler çarpım nöronu	49
Şekil 3.4	Çok katmanlı ağlar	51
Şekil 3.5	Öğrenme sonunda öğrenilmiş ağırlıklar	52
Şekil 3.6	Loss değerine Regularizasyon değeri eklenmesi	52
Şekil 3.7	Örnek kayıp hesabı şeması	54
Şekil 3.8	Geri yayılım öğrenmesi	55
Şekil 3.9	İki girişli örnek nöron modeli	56
Şekil 3.10	Geri yayılımda toplam düğümündeki ağırlıkların hesabı	57
Şekil 3.11	Geri yayılımda çarpım düğümündeki ağırlıkların hesabı	57
Şekil 3.12	Geriye doğru ağırlıkların güncellenmesi	58
Şekil 3.13	Sigmoid fonksiyonunun model üzerinde gösterimi	58
Şekil 3.14	Radyal-Baz fonksiyonu nöron modeli	59
Şekil 3.15	2 girişli ve 5 çıkışlı YSA sentez modeli	60
Şekil 3.16	YSA model test aşamasının sinoptik blok diyagramı	61
Şekil 3.17	Problemin kara kutu gösterimi	70
Şekil 3.18	PSO ve MLP vekil modeli kullanılarak önerilen optimizasyon sürecinin akış diyagramı	76

Şekil 3.19 Parçacığın iki boyuttaki hareketi	80
Şekil 3.20 PSO'nun akış diyagramı	81
Şekil 4.1 ARM sonuçları ile MLP tahmin sonuçlarının karşılaştırılması	86
Şekil 4.2 Senaryo 1 optimizasyonu sonucunda a) ARM'den elde edilen horn dizisinin yakın alan ışıması b) Yakın alan ışımasının FEKO ile doğrulanması	87
Şekil 4.3 Senaryo 1 optimizasyonu sonucunda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili	87
Şekil 4.4 Senaryo 2 optimizasyonu sonucunda a) ARM'den elde edilen horn dizisinin yakın alan ışıması b) Yakın alan ışımasının FEKO ile doğrulanması	88
Şekil 4.5 Senaryo 2 optimizasyonu sonucunda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili	88
Şekil 4.6 Senaryo 3 optimizasyonu sonucunda a) ARM'den elde edilen horn dizisinin yakın alan ışıması b) Yakın alan ışımasının FEKO ile doğrulanması	89
Şekil 4.7 Senaryo 3 optimizasyonu sonucunda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili	89
Şekil 4.8 Senaryo 4 optimizasyonu sonucunda a) ARM'den elde edilen horn dizisinin yakın alan ışıması b) Yakın alan ışımasının FEKO ile doğrulanması	90
Şekil 4.9 Senaryo 4 optimizasyonu sonucunda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili	90
Şekil 4.10 Senaryo 5 optimizasyonu sonucunda a) ARM'den elde edilen horn dizisinin yakın alan ışıması b) Yakın alan ışımasının FEKO ile doğrulanması	91
Şekil 4.11 Senaryo 5 optimizasyonu sonucunda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili	91
Şekil 4.12 Senaryo 6 optimizasyonu sonucunda a) ARM'den elde edilen horn dizisinin yakın alan ışıması b) Yakın alan ışımasının FEKO ile doğrulanması	92
Şekil 4.13 Senaryo 6 optimizasyonu sonucunda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili	92

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1	Hipertermi ısıtması için yöntemler ve cihazlar	17
Tablo 2.2	EM düzlem dalgasının dokularda yayılması [67]	20
Tablo 2.3	Açık sonlandırılmalı dalga kılavuzu ARM parametrisasyonu	37
Tablo 3.1	Problemin giriş-çıkış gösterimi	62
Tablo 3.2	İleri fark tablosu	69
Tablo 3.3	Modelleme hata tablosu	75
Tablo 3.4	Eğitim ve test veri setleri	78

Tahribatsız Hipertermi için Yakın Alan Bölgesel Odaklama Yöntemi

Mehmet ÜNAL

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Danışman: Prof. Dr. Ahmet Serdar TÜRK

Günümüzde radyo frekans ve mikrodalga tümör hipertermisi, kanser tedavisinde yeni yöntemlerden biridir. Hipertermi, tümör tedavisinde perkütan (ciltten bir iğne şekilli anten ile tümör içerisine kadar girilerek), laparoskopik (kapalı ameliyat) ya da açık ameliyat yöntemleri ile yapılmaktadır. Perkütan tedavide görüntüleme eşliğinde (genellikle ultrason ya da tomografi ile) organ içerisindeki tümör lokalize edilerek mikrodalga anten tümöre yerleştirilir ve yüksek ısı oluşumu ile canlı dokuda hasar oluşur. 50°C üzeri sıcaklık oluşturulduğunda dokuda geri dönüşümsüz hasar gerçekleşir. Yerleştirilen anten tümör dokusunun ölümüne neden olurken komşu kritik dokularda hasar oluşmamasına çalışılır. Hipertermi yöntemleri karaciğer, böbrek, akciğer, kemik tümör tedavilerinde kullanılmaktadır. Ancak perkütan veya ameliyat ile açık olarak yapılan hipertermi tedavilerinde girişimsel işleme bağlı kanama, enfeksiyon, komşu organlarda hasar gibi bir takım ciddi komplikasyon riskleri bulunmaktadır. Bu nedenle, vücut dışından (tahribatsız) hedef tümör bölgesine odaklanan mikrodalga ile yapılabilecek hipertermi operasyonunda söz konusu komplikasyon riskleri çok daha az olabileceği gibi perkütan olarak ulaşılamayan bazı bölgeler de tedavi edilebilecektir. Bu çalışmada, anten dizilerinin yakın alan örüntüleri kullanılarak kanserli dokularının ısıtılması ve bu suretle vücudun normal dokularına zarar vermeden tahribatsız tedavisi amaçlanmaktadır. İlk olarak, vücut yüzeyine yerleştirilmiş horn anten dizisinin yakın alan ışıma örüntüsü hızlı ve güvenilir bir yöntem olan Analitik Regülerizasyon Metodu (ARM) vasıtasıyla elde edilmiştir. Yakın alan örüntüleri optimizasyon algoritmaları kullanılarak sadece hedeflenen tümörlü bölgeye odaklanmıştır. Bu sayede, tümörlü dokuların organın sağlıklı kısımlarına zarar

vermeden ısıtılarak yok edilmesi sağlanabilecektir.

Anahtar Kelimeler: Tahribatsız hipertermi teknikleri, kanser tedavisi, horn anten, yakın alan ışıma örüntüsü şekillendirme, analitik regülarizasyon metodu



Near Field Regional Focusing Method for Nondestructive Hyperthermia

Mehmet ÜNAL

Department of Electronics and Communication Engineering

Doctor of Philosophy Thesis

Supervisor: Prof. Dr. Ahmet Serdar TÜRK

Nowadays, radio frequency and microwave hyperthermia treatment of cancer is one of the new methods. Hyperthermia is done by the methods of percutaneous tumor treatment (by entering in the tumor with a needle-shaped antenna from the skin), laparoscopy (closed surgery) or open surgery. In image guided percutaneous treatment (usually with ultrasound or CT) by localizing the tumor in the organ, a microwave antenna is placed in the tumor and with the formation of high temperature damage occurs in living tissue. If 50°C temperature is generated, irreversible tissue damage occurs. While the antenna in the tumor causing the death of the tissue, it is intended not to cause damage to adjacent critical tissues. Hyperthermia methods are used in liver, kidney, lung, and bone tumor treatments. However, in the hyperthermia treatment by percutaneous or open surgery, there are risks of serious complications such as interventional procedure-related bleeding, infection, and damage to adjacent organs. Therefore, from outside of the body (non-destructive) hyperthermia treatment by focusing microwaves to the target tumor area may have much less risks of complications and possibility of treatment of some areas cannot be reached percutaneously. In this study, it is aimed to use near-field patterns of antenna arrays for non-destructive treatment by heating of cancerous tissues of the body without damaging normal tissues. Initially, near-field radiation pattern of the horn antenna array placed on the body surface has been obtained with a fast and reliable method of Analytical Regularization Method (ARM). Then, near-field patterns have been focused on the tumor using of optimization algorithms. In this manner, heat destruction of tumor tissue can be achieved without damaging the healthy parts of the

organ.

Keywords: Non-destructive hyperthermia techniques, treatment of cancer, horn antenna, near field radiation pattern shaping, analytical regularization method



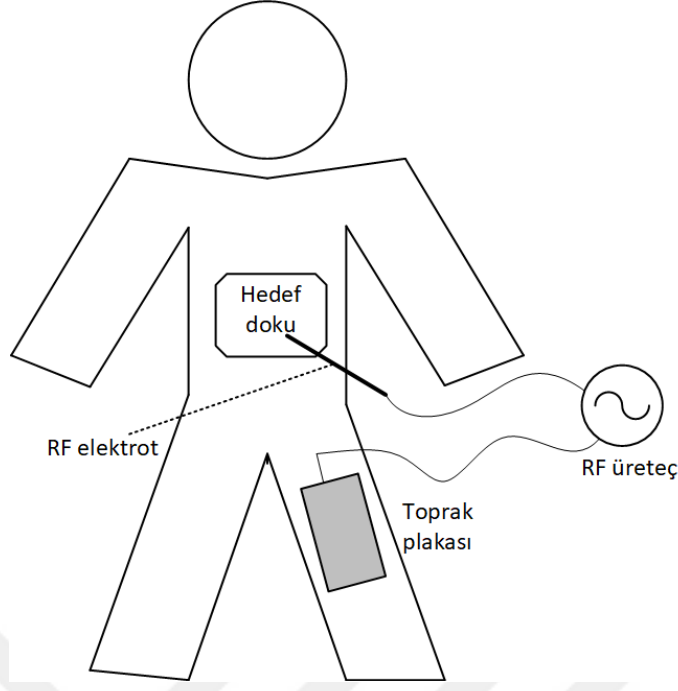
1.1 Literatür Özeti

Bu tezde, ilk olarak tezi aydınlatması ve çalışmanın yolunun çizilmesi açısından tahribatlı hipertermi (ablasyon) tedavisi çalışmaları, tahribatsız hipertermi tedavisi için uzak alan huzme şekillendirme çalışmaları, tahribatsız hipertermi tedavisi için boş uzayda yakın alan huzme şekillendirme çalışmaları, Analitik Regularizasyon Metodu (ARM) ile saçılma analizi, optimizasyon algoritmaları ile anten dizilerinin örüntülerinin sentezi hakkında literatürdeki çalışmalar incelenmiştir.

1.1.1 Tahribatlı Hipertermi (Ablasyon) Tedavisi Çalışmaları

Günümüzde radyo frekans ve mikrodalga tahribatlı hipertermi, kanser tedavisinde kullanılmakta olan yeni yöntemlerden biridir. Radyo frekans (RF) ablasyonu, biyolojik dokuları ısıtmak için radyo frekansı aralığında (tipik olarak 450-500 kHz) elektrik akımı kullanır. Elektro frekans cihazları için aynı frekans aralığında RF ısıtması 1930'lardan bu yana kullanılırken, RF ablasyonu 1980'lerde ve 1990'larda klinik uygulama görmüştür. RF ablasyonunun en yaygın uygulamaları kardiyak aritmi ve kanser tedavisi içindir. RF ablasyonu sırasında, görüntüleme kılavuzu yardımıyla bölgeye bir RF elektrot yerleştirilir ve elektrotun yakınındaki doku, elektrik akımı ile ısıtılır. RF elektroduna ek olarak, elektrik akımı için geri dönüş yolu olarak bir veya daha fazla toprak pedi (veya dağıtıcı elektrot) gerekir; bu toprak pedleri hastanın sırtına veya uyluklarına yerleştirilir. Şekil 1.1'de RF Ablasyon Sistemi'nin şematiği görülmektedir.

Perkütan ablasyon, belirli kanser türlerinin yanı sıra belirli kronik ağrı türleri gibi diğer uygun hastalıkların tedavisi için çok çekici bir alternatif olarak ortaya çıkmıştır. Ablasyon, sınırları tanımlanmış, hedeflenen hacimdeki dokunun kimyasal veya termal yollarla "öldürülmesi" anlamına gelir. Burada normal ve hastalıklı dokular arasında ayırım yapılamaması nedeniyle görüntüleme sistemlerinin eşliği gereklidir. Güncel olarak klinik kullanımda olan ablasyon metodları Şekil 1.2'de özetlenmiştir.

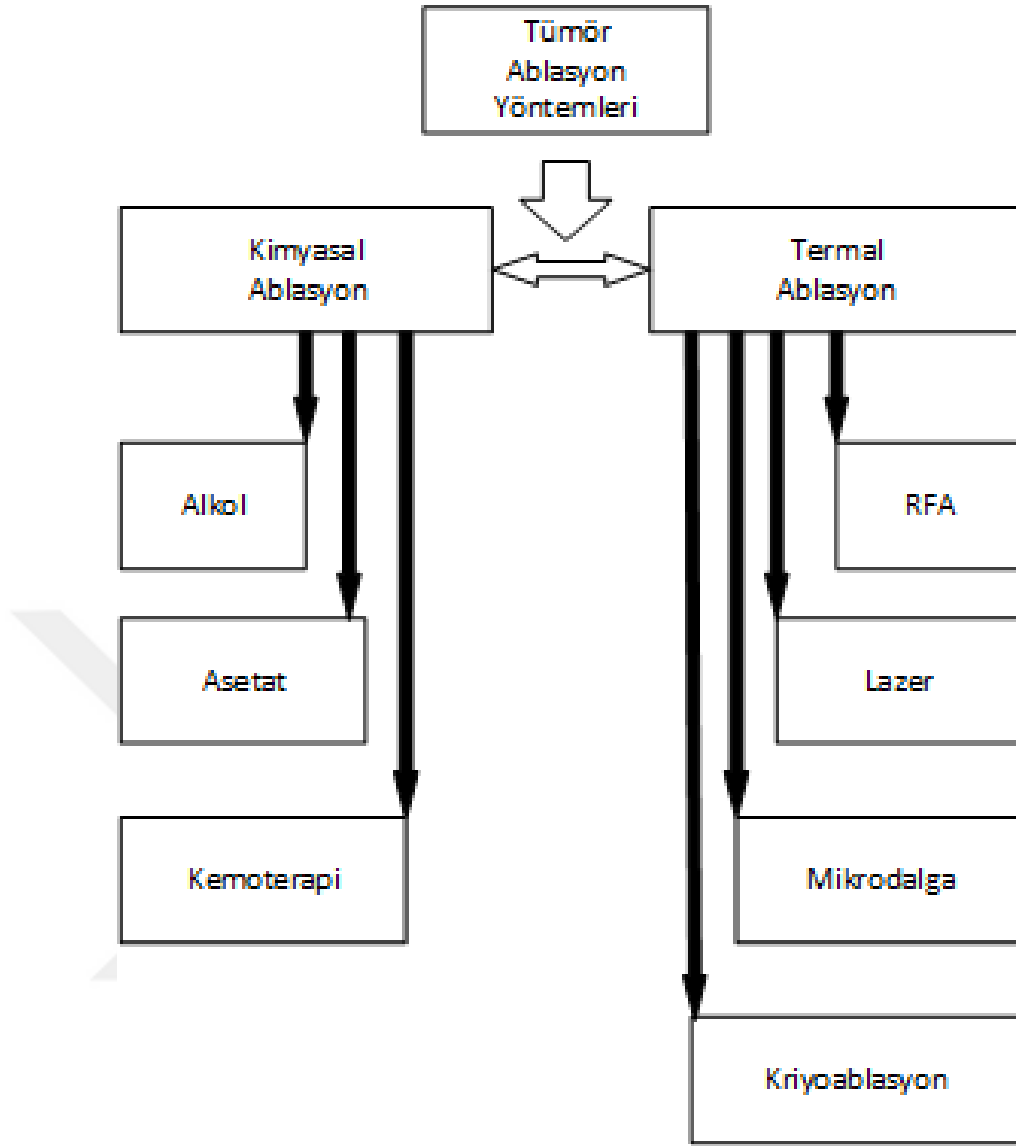


Şekil 1.1 RF ablasyonu sistem şematiği [1]

Tümör ablasyonu, kimyasal ve termal yollara ayrılan çeşitli metodlardan oluşur. Amerika Birleşik Devletleri'nde gerçekleştirilen ablasyonların büyük çoğunluğu termal yollara, en yaygın olarak radyo frekansa dayanmaktadır. Lazer ablasyon Avrupa'da daha popülerken, kriyo ablasyon ABD'de, özellikle böbrek tümörleri ve kemik lezyonları için giderek daha popüler hale gelmektedir. Alkol, asetat ve kemoterapi ablasyonları, tek seanslı bir termal ablasyonun etkinliğini sağlamak için birden fazla seans gerektirdiğinden giderek yaygınlıklarını kaybetmektedirler. "Perkütan" terimi, bu prosedürlerin ortak bir özelliğidir: Bunların tümü, ultrason (US), bilgisayarlı tomografi (CT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) veya floroskopi (Floro) görüntüleme yöntemi ile yönlendirilir. Böylece cildin kesi ihtiyacı önlenmiş olur. Güncel olarak mevcut olan mikrodalga ablasyon üreteçleri 900 MHz ve 2.45 GHz arasında çalışmaktadır [1-5].

1.1.2 Tahribatsız Hipertermi Tedavisi için Uzak Alan Huzme Şekillendirme Çalışmaları

Tahribatlı hiperterminin yan etkilerinden kaçınmak amacıyla, dizi antenlerin uzak alan ışıma örüntülerinin huzme şekillendirmesi üzerine çalışmalar yapılmaktadır. Mark Converse vd. tarafından 2004 yılında yayınlanan bir çalışmada, mikrodalga enerjisini lezyonlu bölgeye odaklamak için kullanılan çok geniş bant mikrodalga huzme şekillendirme sisteminin fizibilitesinin sayısal incelemesi sunulmuştur. İlgili çalışmada yapılan simülasyonların sonuçları mükemmel elektromanyetik odaklama



Şekil 1.2 Tümör ablasyon yöntemleri [1]

kabiliyeti göstermiştir ve etkin bir hipertermi için gerekli sıcaklık gradyanlarının bu yöntemle elde edilebileceğini vermiştir. Çalışmada sunulan tekniğin tercihli ısıtma kapasitesini daha fazla araştırmak ve onaylamak için daha gelişmiş modeller geliştirilmektedir [6].

2002 yılında Robert A. Gardner vd. tarafından yapılan çalışmada, primer meme kanseri tedavisi için mikrodalga faz dizisi kullanılmıştır (Şekil 1.3). Göğüs sıkıştırma plakaları, saydam akrilik bir malzemeden yapılmıştır. Dikdörtgen dalga kılavuzu aplikatörlerinden geçen hava, cilt sıcaklığını azaltmak için kullanılır. Aplikatörler, büyük miktarda meme dokusunu aydınlatacak şekilde odaklanmış bir E-alan radyasyon modeli oluşturur. Yüksek su içerikli meme karsinomları, mikrodalga alanına maruz kaldığında çevresindeki normal göğüs dokularından daha hızlı ısınabilir.

yok etmektir. İlgili çalışmada, huzme şekillendirici, mikrodalga enerjisini, iki sayısal MRI türevli çocuk kafa fantomunun beyinleri içindeki belirli bir yere odaklamak için tasarlanmıştır. Huzme şekillendiricinin performansı, fantomların elektromanyetik ve termal simülasyonları kullanılarak değerlendirilmiştir. 1 GHz'deki seçili ısıtma performansı, beyindeki rastgele seçilen bir odak bölgesi için verilmiştir. Sonuçlar, lokalize ısıtma bölgelerinin, önemli miktarlarda beyin omurilik sıvısının yakınında bulunmayan odaklanma yerleri için çocuk kafa modelinde oluşturulabileceğini göstermiştir. Huzme şekillendiricinin, daha yüksek beyin omurilik sıvısı seviyelerine sahip bir insan kafası modelinde istenmeyen sıcak noktaları bastırma kabiliyeti de gösterilmiştir. Yazarlar, konu üzerinde daha fazla araştırma yapılmasının gerekli olduğunu da belirtmişlerdir [8].

Tahribatsız hipertermi için, literatürde, uzak alan şekillendirme metodları ile ilgili pek çok yayın mevcuttur [9–19].

1.1.3 Tahribatsız Hipertermi Tedavisi için Boş Uzayda Yakın Alan Huzme Şekillendirme Çalışmaları

Son zamanlardaki bazı çalışmalarda dizi antenlerin yakın alan örüntüleri uzak alan ışıma yönlendirilmesi prensibinden yararlanarak boş uzayda odaklama önerileri bulunmaktadır [20–26]. N. S. Karnik vd. tarafından 2010 yılında yayınlanan çalışmada, konformal dalga kılavuzu dizileri kullanılarak yakın alan huzme şekillendirme tekniği sunulmuştur. Çalışmada basit ve pratik bir dizi tasarımı ele alınmıştır. Dizi, merkezi odaklama elemanının eksenel hareketi ile, çevre elemanların konumu sabit tutularak konformal bir yüzey oluşturur. Sonuç olarak, dizi odaklama elemanları ve etrafındaki yönlendirme elemanları arasındaki faz farkını değiştirerek konformal yüzeyin merkezinde bir sıfır veya keskin bir odak oluşturur.

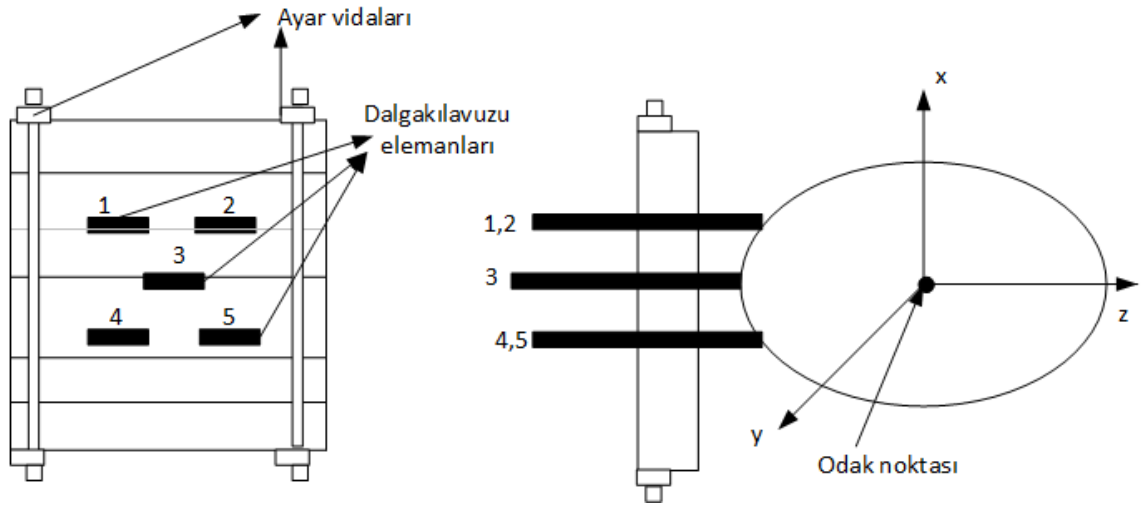
N. S. Karnik vd. bu çalışmada genel olarak, dizinin simülasyon ve ölçüm sonuçlarının, merkezi odaklama elemanının yanal pozisyonundaki değişikliklerle kayda değer huzme kontrolü gösterdiğini vurgulamışlardır. Bu kaynaktan hareketle mikrodalga'nın diğer frekanslarındaki yakın alan huzme şekillendirme etkisi çalışmaları devam etmelidir. Bu makalede sunulduğu gibi, konformal dizileri kullanmanın avantajı, dizinin vücudun yüzeyi üzerinde konumlanabilmesi ve ayrıca dizinin fiziksel eğriliği nedeniyle tümör noktasında arttırılmış odaklanma gücü sağlamasıdır. Yakın alan huzme şekillendirmede dalga kılavuzu dizisinin kullanımında, merkezdeki dizi elemanı odaklama, dış dalga kılavuzları ise yönlendirme sağlarlar. Burada, merkezi odaklama elemanının eksenel hareketinden yararlanır. Lineer dizi, dairesel dizi profili doğururken, düzlemsel dizi küresel dizi profili oluşturur. Verilen bir profil için ilgi çekici bir davranış bulunmuştur: Odaklama ve yönlendirme elemanlarının eş fazlı

beslemesi, yakın alan hedef noktasında keskin bir odaklama sağlarken, odaklama ve yönlendirme elemanlarının ters faz ile beslemesi keskin bir sıfır verir.

N. S. Karnik vd. bu çalışmada dizi huzme şekillendirme ve huzme sıfırlama simülasyonları ve testleri yapmışlardır. Merkezi odaklama elemanının aksenal pozisyonunun kontrolü ile 10 ile 15 mm aralığındaki hareketi, ölçülen yakın alanda 4 mm'den 10 mm'ye uzanan aralıkta dar huzme genişlikleri vermiştir. Bu özellikler, huzmeyi tümör bölgesi üzerinde tam olarak odaklamanın ve aynı zamanda huzmeyi tüm tümör hacmine üniform şekilde hareket ettirmenin gerekli olduğu mikrodalga hipertermi uygulamalarında çok önemlidir.

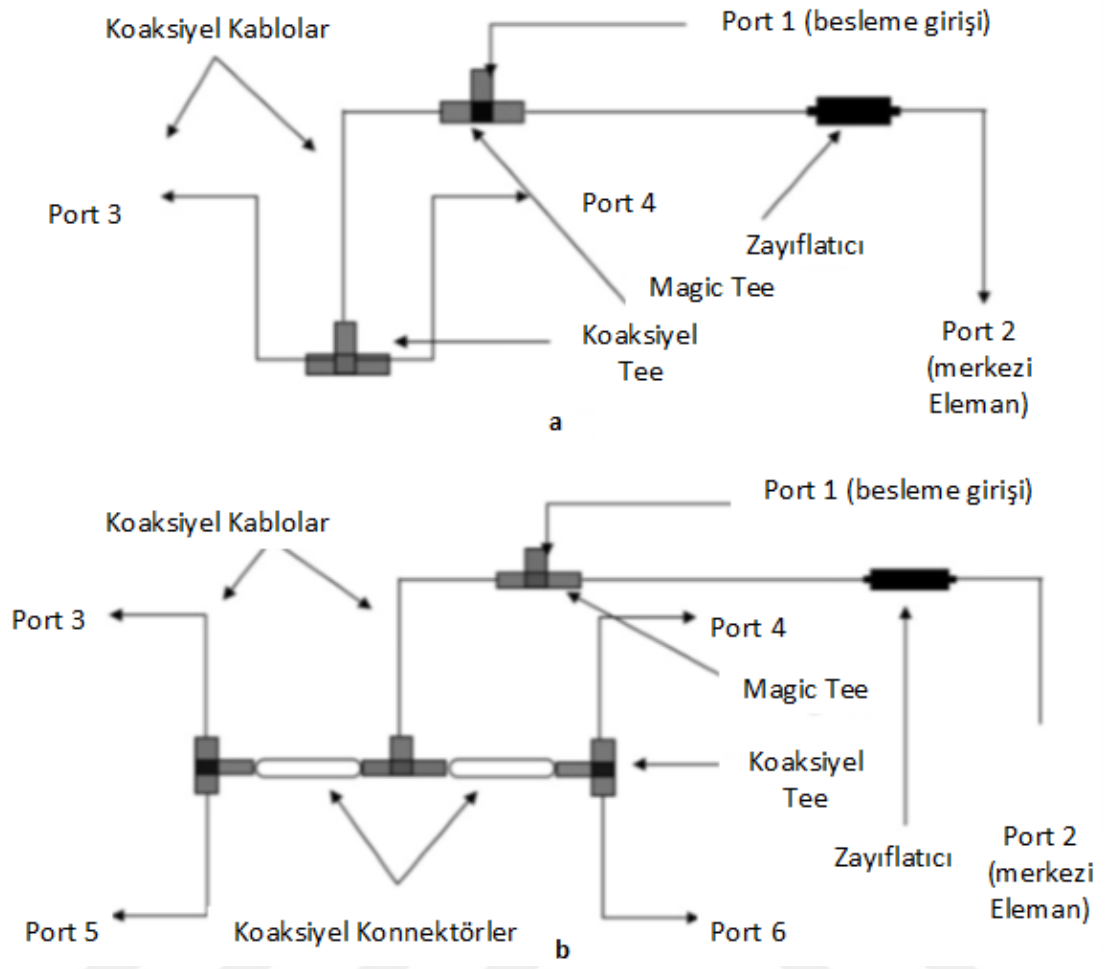
N. S. Karnik grubunun çalışmasında anten dizisi yapısı, ahşap bir montaj bloğuna yerleştirilmiş bakır dikdörtgen dalga kılavuzlarından oluşur. Maksimum dokuz dalga kılavuzu elemanını taşımak için tasarlanan eleman montaj yapısı, antenin farklı polarizasyon düzlemlerine monte edilmesi için çıkıntı kollarına sahiptir.

Şekil 1.4'te beş elemanlı düzlemsel dizinin geometrisi verilmiştir. Dış antenler 1, 2, 4 ve 5 yöneltici eleman iken, merkezdeki anten 3 ise odaklama elemanı olarak çalışır. Merkez elemanı, istenen noktada odaklama sağlayabilmek için z-ekseni boyunca hareket eder. Artan yönlendirme elemanı sayısı, dizinin tüm eksenleri boyunca artan huzme yoğunluğuna katkıda bulunur.



Şekil 1.4 Önden ve yandan görünümü düzlemsel dizi [20]

Dizi besleme devresi, sıfırlama uygulamalarında 180° faz kayması sağlayan Magic-T içeren T eklemleri ve koaksiyel kablolardan oluşur. Şekil 1.5'te üç ve beş elemanlı diziler için besleme devrelerinin şemaları verilmiştir. Magic-T, istenen faz kaymasını (0° veya 180°) elde etmek; zayıflatıcı ise akım dağılımındaki istenen değeri üretmek için kullanılmıştır.



Şekil 1.5 Koaksiyel kablolu besleme devresi şeması [20]

Min Wang vd, tarafından 2005 yılında yayımlanan çalışmada, Çok Geniş Band (ÇGB) yakın alan adaptif huzme şekillendirme için yapay sinir ağı yaklaşımı sunulmuştur. Bu çalışmada, ÇGB dizisinin yakın alan huzme şekillendirmesi için yapay sinir ağı yaklaşımının, ÇGB anten dizisinin var olan karşılıklı kuplaj etkisinin azaltılmasında yardımcı olabileceği vurgulanmıştır [22].

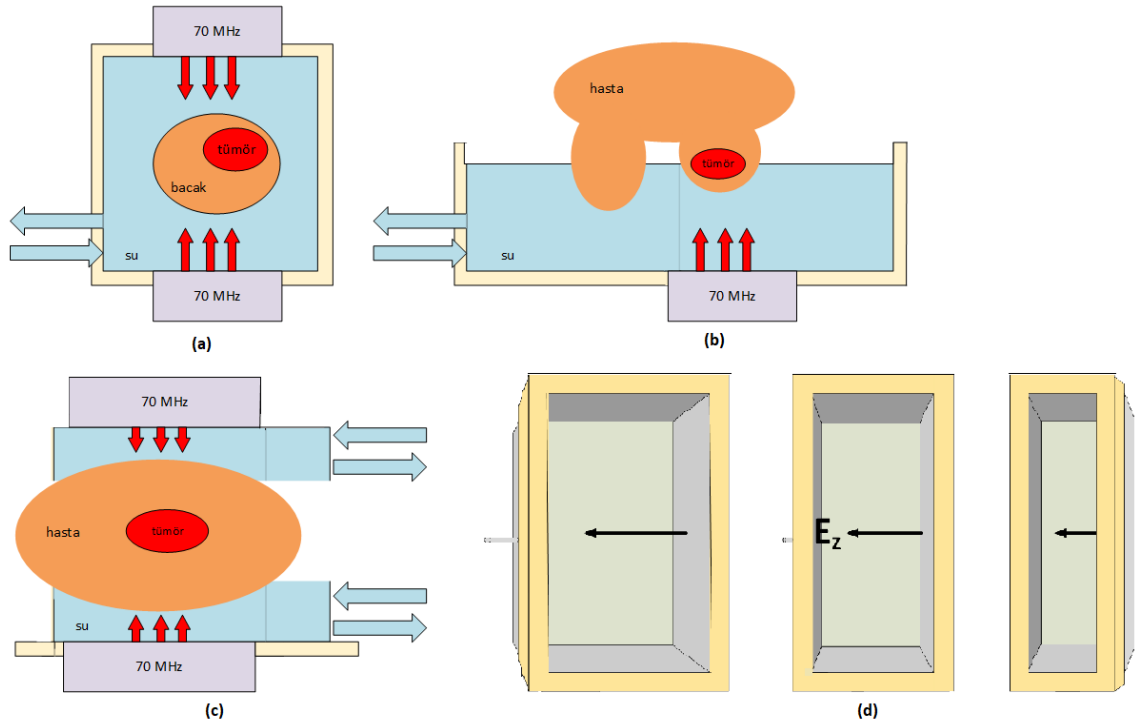
Pawan Kavikondala'nın 2010 yılında yayınladığı Master Tezi'nde düzlemsel, dairesel ve küresel (dipol) dizi antenlerin uyartım akımlarından hareketle yakın alan analizleri verilmiştir [26].

Ya Fei Wu ile Yu Jian Cheng'in 2019 yılında yayınladıkları çalışmada, yakın alan odaklama ve yönlendirmesi için bir proaktif korformal anten dizisi tasarımı sunmuşlardır [27].

1.1.4 Tahribatsız Hipertermi Tedavisi için Sunulan Güncel Çalışma

Tez konusunun güncelliğini koruduğunu göstermek amacıyla, Johannes Crezee, Remko Zweije, Jan Sijbrands ve H. Petra Kok isimli Hollandalı bilim insanlarının Nisan 2020’de yayınlamış oldukları makale incelenmiştir [28].

İçi su dolu kılavuzların boyu 12 cm’dir (çeyrek dalga boyu). Açıklık boyutları ise; 34×21 cm, 34×15 cm ve 34×8.5 cm şeklindedir (Şekil 1.6). Etkin penetrasyon derinlikleri ise sırasıyla, 3.5, 3.1 ve 2.7 cm olarak verilir. Etkin penetrasyon derinliği, 1 cm derinlikteki SAR değerinin %50’ye düştüğü derinliktir ve European Society of Hyperthermia (ESHO) tarafından tanımlanmıştır.



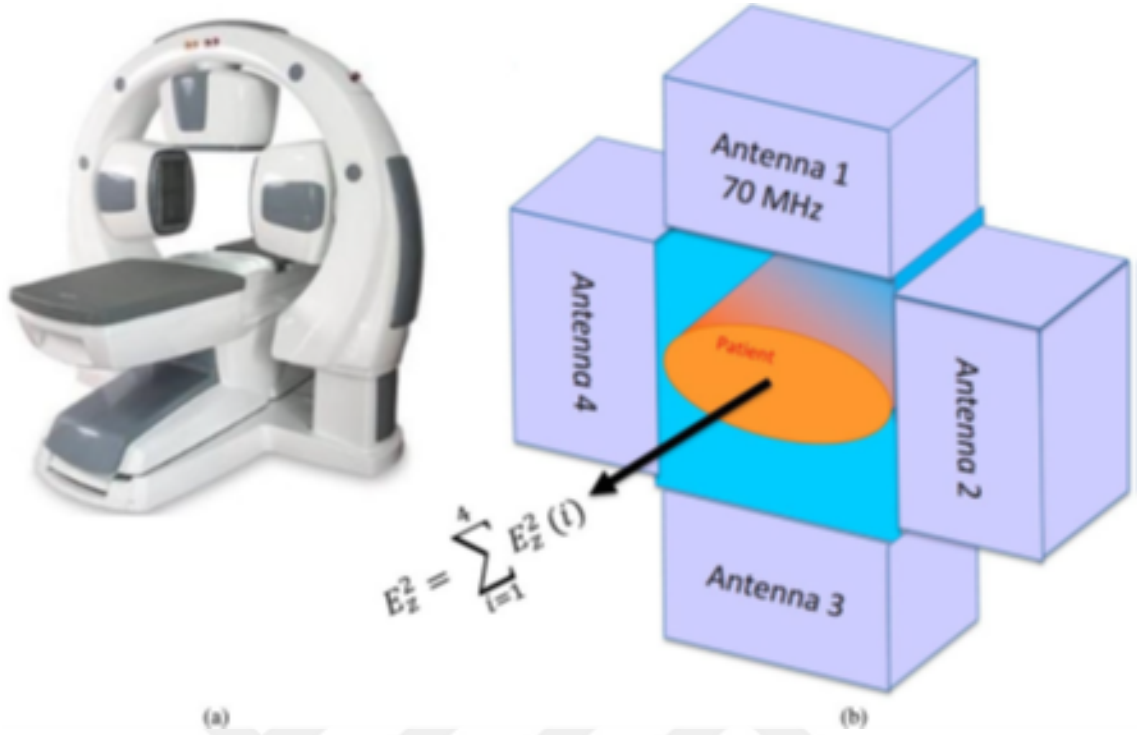
Şekil 1.6 Yayında sunulan sistemler (a) Açık su tüpü içinde bacak tümörü için ikili dalga kılavuzu (b) Derine yerleşmiş meme kanseri için açık su tüplü tekli dalga kılavuzu (c) Üst göğüs bölgesindeki tümörler için ikili dalga kılavuzu, üç farklı açıklık boyutlarına sahiptirler (d) Baskın alan bileşeni Ez siyah ok ile gösterilmiştir [28]

Şekil 1.7’de dört anten de TE₁₀ modunda çalışmaktadır ve

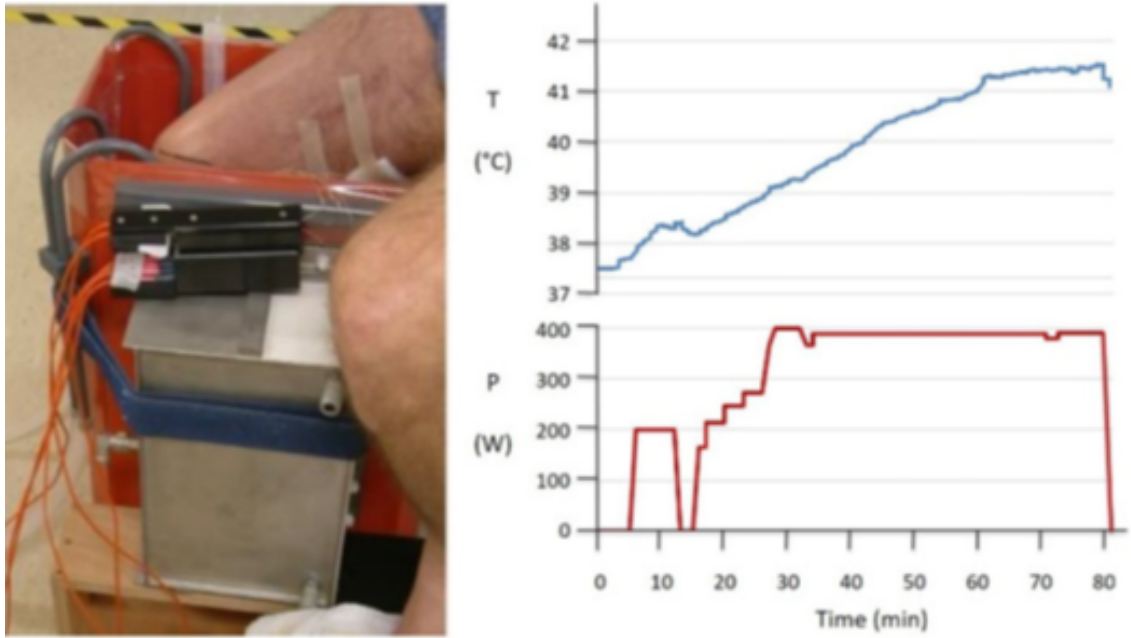
$$SAR \sim E^2 \approx \sum_{i=1}^4 E_z^2(i) \quad (1.1)$$

ile verilir. Bu su tüpü, damıtılmış su içeren bir plastik kaptır ya da musluk suyu veya damıtılmış su içeren açık bir kuyudur. Şekil 1.8’de, bacakta yer alan tümörlerin tedavisi için uygulanan sistem ve derideki sıcaklık değişimi verilmiştir. Burada, güç

$t = 6$ ve $t = 16$ dakikalarında verilmiştir.

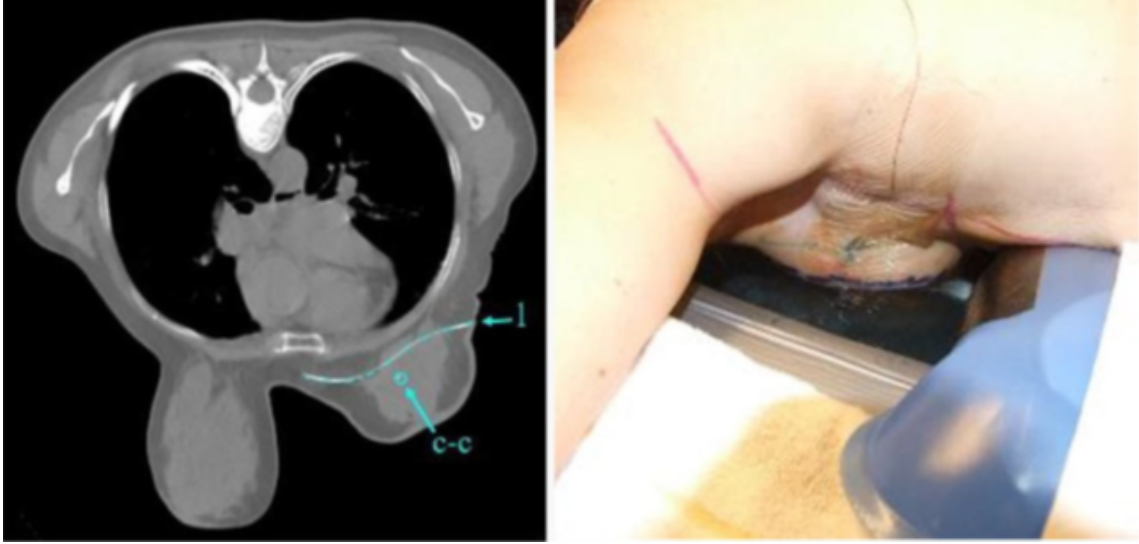


Şekil 1.7 Faz dizilerinin prensibi (a) Dört antenli ALBA4D sistemi (b) ALBA4D sistemindeki hasta vücut [28]



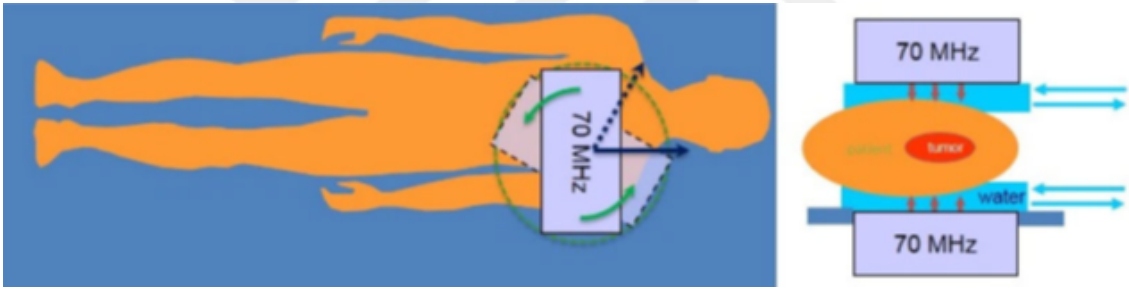
Şekil 1.8 Bacaktaki melanom lezyonlarının hipertermi ile tedavisi ve derideki sıcaklık değişimi [28]

Meme kanseri hipertermisinde ise, sağlıklı meme dokusunu SAR yoğunluğundan korumak amacıyla ilgili doku su geçirmez bir kumaş ile kaplanır (Şekil 1.9).



Şekil 1.9 Açık su tüpündeki memenin pozisyonu ve sıcaklık ölçüm problemleri [28]

Göğüsün üst bölgesine yerleşen tümörleri tedavi etmek için sunulan sistemin prensip şeması ise Şekil 1.10'da verilmiştir. Mavi oklar, antenin farklı yönleri için dominant elektrik alanının yönünü göstermektedir.



Şekil 1.10 Göğüse yerleştirilmiş 70 MHz dalga kılavuzu [28]

Sonuç olarak özellikle bacak hipertermisinde yerel tümör kontrolü kısmen başarılmıştır fakat hastalık bacağın tümünde ilerlemiştir. 70 MHz, daha iyi bir penetrasyon derinliği sağlarken aynı zamanda, odak hacmi daha geniştir. İleriki çalışmalarda, yazarlar, odaklama sorununun çözülmesinin gerekli olduğunu belirtmişlerdir.

1.1.5 Analitik Regularizasyon Metodu (ARM) ile Saçılma Analizi

Kanonik veya daha karışık yapıda çeşitli elektromanyetik dalga saçılımı ve bu elektromanyetik yapıların nümerik modellenmesi modern elektromanyetik teoride büyük bir öneme sahiptir.

Bu tip problemlerin çözümünde, özellikle de karmaşık ve rezonansların söz konusu olabileceği yapılar için, oldukça büyük zorluklar söz konusu olabilmektedir. Çünkü

"Moment Metodu" veya "Sonlu Fark Metodu" gibi uygulamalarda direkt olarak kullanılan teknikler saçılım problemini birinci türden cebrik sisteme indirgerler [29]. Ancak bilindiği gibi bu tür cebrik çözüm sisteminin bazı sorunları vardır. Bunlardan en önemlisi sistemin hal sayısının (matrisin ve tersinin normlarının çarpımı) hızlı artışı dolayısıyla prosedürde oluşan kararsızlıktır.

Analitik Regülerizasyon Metodu genel olarak nümerik-analitik yapıdadır ve ele alınan saçılım problemini, matematiksel açıdan orijinal sınır değer problemine eş olan, ikinci türden fonksiyonel denkleme indirger [30]. Bu da metodun, sistemin boyutu sonsuza giderken, kesilerek sonlu boyutlu duruma getirilmiş ve sınırlı hal sayısına sahip bir cebrik sistem dizisi oluşturması anlamına gelir [31]. Bu durum yalnızca kesilerek sonlu boyutlu yapılan bu çözüm sisteminin sınır değer probleminin çözümünü veren sonsuz boyutlu sisteme yakınsamasını garanti etmekle kalmaz, herhangi büyük boyutta kesilmiş cebrik sistemin nümerik kararlılığını da garanti eder [32]. Sonuç olarak prensipte saçılım sınır değer problemi istenilen herhangi bir doğrulukta çözülebilir [33]. Pratikte ise tek sınır, kullanılan bilgisayarın teknik özelliklerine bağlıdır [34]. ARM'nin bir diğer avantajı da diğerlerinin aksine pratik uygulamalarda ekstra doğrulama işlemine ihtiyaç duymamasıdır [35, 36].

1.1.6 Çok Amaçlı Optimizasyon ile Anten Dizilerinin Örüntülerinin Sentezi

Antenlerin ışıma örüntülerinin optimizasyonu için literatürde farklı yaklaşımlar sunulmuştur. Khodier ve Christodoulou (2005) doğrusal anten dizilerinin optimizasyonu için parçacık sürü optimizasyon yöntemini kullanmıştır [37]. Tonn, D. A. ve R. Bansal (2007) yan band seviyesinin azaltılması için genetik algoritmaları kullanmışlardır. Bu çalışmada ağırlıklandırma yaklaşımı ile optimizasyon yapılmıştır [38]. Bray, M. G. vd. (2002) inceltirilmiş a-periyodik doğrusal fazlı dizilerin genetik algoritma yardımı ile oluşturulması üzerine çalışmışlardır [39]. S. Pal vd. (2010) doğrusal anten dizi tasarımı için optimizasyon yöntemini kullanmışlardır. Bu çalışmada, minimum ortalama yan lob seviyesi tasarım amacı olarak seçilmiştir [40].

1.1.7 Derin Öğrenme Uygulamaları

Literatürde, antenler ve yayılma alanında uygulanmış evrimsel algoritma çalışmaları mevcuttur. Evrimsel algoritmalar, global optimizasyon problemleri için uygun adaylar olarak ortaya çıkmış ve literatürde son zamanlarda çok fazla sayıda anten tasarım probleminin ele alındığının kanıtı olarak, gerçek dünyadaki mühendislik problemlerini çözmekle ilgilenen araştırma topluluklarının dikkatini çekmiştir. Evrimsel algoritmalar ile ilgili çalışmalar 1960'lı yıllarda başlamıştır. Birbirinden bağımsız olarak üç ana akım evrimsel algoritma geliştirilmiştir. Bunlar; Genetik

Algoritmalar [41, 42], Evrimsel Programlama [43] ve evrim stratejileridir. Evrimsel algoritmalar, tek ve çok amaçlı optimizasyon problemlerinin çözümü için yaygın olarak kullanılmaktadır.

Diğer yapay zeka yöntemleri ve teknikleri arasında biyolojik sinir ağlarından ilham alan bir model ailesi olan Yapay Sinir Ağı (YSA) mimarileri bulunmaktadır [44]. YSA, çok sayıda girişe bağlı olabilen ve genellikle bilinmeyen fonksiyonları tahmin etmek veya yaklaşık olarak göstermek için kullanılır. YSA'ların elektromanyetikteki uygulamaları literatürde popüler bir konudur [45]. Kapalı kutu karmaşasını ortadan kaldırmak, ağ modellerinin iç yapısı ve hesaplamaları incelemek, konuyu anlamaya ve yeni çözümler üretmeye olanak sağlamaktadır [46].

1950'li yıllardan başlayan YSA çalışmaları, internet çağıyla birlikte biriken verilerin üstel olarak artması, mobil uygulamaların akıllı hale getirilmesi, tıbbi alandaki gelişmeler gibi ve bunlara bağlı olarak sistemlerin öğrenme, karar verme, akıl yürütme gibi işlevleri gerçekleştirmesi için standart YSA modellerinin yetersiz kalması farklı bakış açılarını beraberinde getirmiştir [46].

Derin öğrenme, çoklu doğrusal ve doğrusal olmayan dönüşümlerden oluşan çoklu işleme katmanlarına sahip derin bir grafik kullanarak veride üst düzey soyutlamaları modellemeye çalışan bir dizi algoritmaya dayalı bir makine öğrenmesi türüdür [47–50]. Bu yöntemler; konuşma tanıma, görsel nesne tanıma, nesne algılama ve ilaç keşfi ile genomik gibi diğer birçok alanda teknolojinin durumunu çarpıcı bir şekilde geliştirmiştir [47, 51]. 1998'de Yann LeCun ve arkadaşları tarafından LeNet mimarisi ile Evrimsel Sinir Ağları (Convolutional Neural Networks-CNN) kullanarak [52], 2006 yılında Hinton ve Salakhutdinov “Reinvigorated research in Deep Learning” çalışmaları ile Sınırlı Boltzman Makinesi (Restricted Boltzman Machine-RBM) kullanarak, Derin Öğrenme konusunu popüler hale getirmişlerdir [53].

Lotfi Merad vd. 2007 yılında yayınladıkları bir çalışmada, anten dizisinin sentezi ve optimizasyonu için geri yayılım sinir ağlarının genel bir uygulamasını tanımlamışlardır. YSA, anten dizilerini, radyoelektrik veya geometrik parametreler üzerinden hareket ederek ve önceden belirlenmiş genel kriterleri göz önünde bulundurarak, modelleyebilir ve optimize edebilir. YSA, optimizasyon aşaması için sadece önemli analitik denklemlerin kurulmasını sağlamakla kalmayıp, aynı zamanda giriş ve çıkıştaki sistem parametreleri arasında büyük bir esneklik sağlar. Bu optimizasyon adımı, sinir ağı tarafından verilen açık ilişki nedeniyle mümkün olur. L. Merad vd. tarafından yapılan bu çalışmada, beslenme yasasının (kaynakların genlik ve / veya fazı) etkisi ve / veya kaynakların uzay pozisyonu gibi farklı sentez

problemlerinin formülasyonlarına göre, anten dizilerinin sentezlenmesi ve sinir ağıları tarafından optimizasyonu hakkında sonuçlar sunulmuş ve tartışılmıştır. Bununla birlikte YSA'nın, diğer yaklaşımlarla karşılaştırıldığında sentez sonuçlarını çok hızlı şekilde üretebildiği vurgulanmıştır [54].

1.2 Tezin Amacı

Bu tezin amacı, yakın alan ışımasının bölgesel odaklanması yöntemine dayalı adaptif horn anten dizileri tasarlamak ve bu sayede kanserli tümör dokularının normal dokularına zarar vermeden ısıtılması ile tahribatsız tedavisine imkan sağlamaktır.

Tezde hızlı sonuç alabilmek için Analitik Regülerizasyon Metodu (ARM) ve çok amaçlı optimizasyon bileşkesi bir özgün sayısal algoritma geliştirilmiştir.

1.3 Hipotez

Dizi antenlerin yakın alan örüntülerinin katmanlı yapılarda odaklama uygulaması günümüzde oldukça yeni bir teknolojik alandır. Tahribatsız hipertermi tedavisindeki en önemli sorun sağlıklı organ dokularına zarar vermeden tümörün ısıtılarak yok edilmesidir. Yapılan çalışmalarda antenlerin uzak alan örüntü tarama teknikleri kullanılarak yakın alan örüntülerinin uyarlanmasına çalışılmıştır. Bu çalışmalar açışal analiz içerdiğinden bölgesel odaklama sağlayamamakta ve yüzeye yakın dokuların da tahrip olmasına sebep olabilmektedir. Tezdeki çalışma doğrudan yakın alan bölgesel odaklama analizi ve optimizasyonu içerdiğinden literatürde incelenmemiş özgün bir yaklaşım olmasının yanı sıra kanser tedavisinde yeni bir tedavi seçeneği sunacaktır. Ayrıca, eğer tümör dokusu iletkenliği yüksek bir katman içinde veya arkasında ise, tümörlü dokudan evvel bu doku ısınmaktadır. Bu nedenle, önerilen yakın alan odaklanması yönteminin literatürde araştırılan diğer metodlara başka bir üstünlüğü de tümör dokusu iletkenliği yüksek dokular arkasında kalsa dahi bu dokulara zarar vermeden tümörlü dokuya odaklanabilmesidir.

Bununla birlikte, genelde bu konuda yapılan çalışmalarda elektromanyetik dalga simülatörü paket programları kullanılmaktadır. Bu paket programlar esnek sistem geliştirmesi için gerekli hıza sahip değildir, ayrıca çok amaçlı optimizasyon algoritmalarıyla birlikte kullanımı için de uygun değildir. Yapılan çalışmada, dizi anten tasarımında kullanılan ARM ile çok amaçlı optimizasyon algoritması tümleştirilmiştir. Bu sayede çok sayıda uygulama opsiyonunun elde edilebildiği adaptif bir sistem tasarlanmıştır.

2.1 Hipertermi

2.1.1 Hipertermi Tedavisine Genel Bakış

Kanser, dünya nüfusunun %30'unu etkileyen bir hastalıktır. Malesef bu hastaların yaklaşık yarısı ölmektedir. Genel olarak katı tümörlerin tedavisinde cerrahi ve radyoterapi tercih edilmektedir. Bunların yanında kemoterapi de önem arz etmektedir ve bu tedavi yöntemiyle bazı kanser türlerinde önemli gelişmeler sağlanmıştır. Hem cerrahi hem de radyoterapi, etkilenen bölgelerin kapsamını doğru bir şekilde değerlendirebilmeye ve her ikisi de büyük problemler ortaya çıkarabilen tüm tümörü uygun şekilde tedavi etme yeteneğine bağlıdır. Ameliyat, önemli ve hassas yapıların yakınında zor veya imkansız olabilir ve radyoterapi ile tüm tümörü yok edebilmek ile çevredeki normal dokulara kabul edilemez hasar vermemek arasında genellikle dar bir sınır vardır. Bazı durumlarda, örneğin belirli akciğer veya beyin tümörleri, böyle bir sınır yok gibi görünmektedir ve tedavi nadiren elde edilebilmektedir [55, 56].

Kanser hastalığından ölenlerin yaklaşık %30'unda birincil tümörler hala mevcuttur. Bunların yaklaşık üçte biri, yani tüm kanser hastalarının %10'u, eğer birincil tümör her zaman yeterince tedavi edilebilirse hastalıktan kurtulabilir. Bu şekilde, iyileştirilmiş yerel tedavi ile çok sayıda insana ulaşılabilir.

Hipertermi, 42-45 °C civarındaki sıcaklıklarda spesifik, lokal lezyonların tedavisinde kullanılmıştır. Bunun yanında yayılmış kanseri tedavi etmek için de tercih edilmiştir. İkincisi, sıcaklıkların zorunlu olarak daha düşük (41-42 °C) olması gerektiğinden, palyatif olması daha muhtemel olan tüm vücut veya bölgesel ısıtma gerektirir, ancak bu tür bir tedavi, özellikle diğer yöntemlerle birleştirilirse yine de faydalı olabilir.

2.1.1.1 Bazı Yerel Tedavilerin Başarısızlıkla Sonuçlanması

Tümör hipoksisinin nedeni, hipertermiye karşı artan hassasiyete yol açmasıdır. İnsan bronşiyal karsinomlarının histolojik kesitlerinden, tümörlerin sıklıkla oksijen ve diğer

besin maddelerini çevreleyen damar sisteminden sağlayan hücre silindirleri olarak büyüdüğünü gösterilmiştir [57]. Kılcal damarlar, belki de çubuklar kılcal damarların oluşumundan daha hızlı büyüdüğü için bu hücre çubuklarına nüfuz etmez.

Bu kavram, tümör radyo-direnci hakkındaki düşünceye hakim olmuştur. Tümörlerdeki hipoksik hücreler, anaerobik metabolizmaya, laktik asit üretmeye eğilimli olduklarından, büyük olasılıkla fizyolojik pH'dan daha düşük tümör bölgeleri olacaktır, bu nedenle özellikle ısıya duyarlı olacaktır.

2.1.1.2 Hipertermi Kullanımının Başlangıcı

Yüksek ateşin oluşmasından sonra tümörün ortadan kaybolması ilk olarak bir asırdan fazla bir süre önce rapor edilmiştir ve bu gözlemin sonucu olarak, hipertermi kasten bakteriyel toksinlerin enjeksiyonu ile uyarılmıştır. 1960'larda, malign hastalıkların tedavisinde hiperterminin kullanılması için sağlam bir mantık geliştirilmiş ve bu da daha fazla teknik gelişmeleri teşvik etmiştir, böylece hipertermi ile kanser tedavisi bir gerçeklik ve önemli bir ilgi alanı haline gelmiştir.

2.1.2 Hipertermi Problemi

1965'ten beri, tümöral kitlelere güvenli ve yeterli ısı iletiminin teknik araçlarının araştırılmasında sürekli bir çaba sarf edildi ve ısıtma teknolojisinde önemli gelişmeler yapıldı.

Hipertermi tedavisi, birçok olası klinik durum için güvenli ve yeterli özel ısıtma yöntemlerinin ve cihazlarının Ar-Ge'sini ve maruz kalan perfüze dokulardaki termal fizyolojik etkilerin iyi anlaşılmasını gerektirir. Yeni ve geniş termal dozimetri araştırma alanını karakterize eden, dokularda ısı birikimini ve difüzyonu kontrol eden fiziksel ilkelerin iyi anlaşılması ve yeterli termometrinin geliştirilmesi de gereklidir.

Hipertermi kullanımında etkili teknik çözümler henüz mevcut olmasa da, ilgili alanların çoğunda son yirmi yılda önemli gelişmeler kaydedilmiştir, bu nedenle hipertermi araştırma alanı iyi bir şekilde konsolide görünmektedir. Bu gözden geçirme, önerilen klinik uygulamalarla bağlantılı olarak ısıtma cihazlarının çalışma prensibini teknik bir bakış açısıyla, yani aşağıdaki fonksiyonel sınıflandırmayı dikkate alarak, ısıtma teknolojisinin sadece bazı yönlerini ele alacaktır: i) yüzeysel tümör ısıtması; ii) lokalize derin yerleşimli tümör ısıtması; iii) bölgesel ısıtma ve iv) sistemik ısıtma.

2.1.2.1 Isıtma ile İlgili Vücut Parametreleri

Hipertermide, ısıtma problemi sadece vücudun belirli bölgelerinde enerji birikmesi ve harici ısıtma cihazı tarafından üretilen, biriken güç dağıtım modelinin değerlendirilmesi ve optimizasyonu ile sınırlı değildir. Çok çeşitli insan tümör boyutları, yapıları, derinlikleri ve anatomik bölgeleri, uygun ısıtma yönteminin ve her bir vaka için seçim yapılmasını gerektirir [58].

2.1.2.2 Dokulara Güç Aktarılması

Hipertermi tekniklerinin geliştirilmesinde kullanılan fantomlar, vücudun çeşitli perfüze dokularının davranışını çok yakından yansıtmaz, bu nedenle bu tür testlerin sonuçları yalnızca gösterge niteliğinde kabul edilebilir. Ancak bu türden kapsamlı testler zorunludur [59, 60].

2.1.3 Isıtma Teknolojisi

Uzun zaman önce terk edilen kontrolsüz bir yöntem olan terapötik ateşi tetikleyerek tüm vücudun ısınmasını hariç tutarsak, vücuda ısı, üç farklı mekanizma ile sağlanabilir. Birincisi, tümörün çevresinin sıcaklığını değiştirmek olan konvektir yoldur. İkincisi, ısıtılmış malzemelerle doğrudan temasla sağlanırken, üçüncü ve en yaygın ısıtma sistemi, elektromanyetik (EM) ve ultrasonik (US) alanların geniş bir frekans aralığında yayılmasında vücutta meydana gelen kayıplarla ilişkilidir. Bu sistemlerin birden fazlasının bir arada kullanıldığı hibrit ısıtma cihazları da mevcuttur.

Çalışma teorisine göre sınıflandırılmış ısıtma cihazlarının listesi Tablo 2.1’de verilmiştir.

2.1.3.1 Elektromanyetik Isıtma

EM alanı, vücut dokularını 0.5 MHz’den 2.45 GHz’e, yani düşük radyofrekans (RF) aralığından mikrodalgalara (MW) kadar olan frekans aralığında ısıtmak için kullanılır. Bu kadar geniş bir frekans aralığı için çeşitli tipte aplikatörler geliştirilmiştir: Çok çeşitli pratik cihazlarda uygulanan dalga kılavuzu açıklıkları, dipol antenler, kapasitif veya dirençli elektrot dizileri, bobinler, vb.

Elektromanyetik alanın malzeme ile etkileşimi farklı olaylarla gerçekleşir. Bu etkileşimler, kompleks dielektrik sabiti tarafından yönetilir $\epsilon^* = \epsilon_0(\epsilon_r' - j\epsilon_r'')$. Burada ϵ_0 , serbest uzay dielektrik sabiti, ϵ_r' ile ϵ_r'' frekansa bağlı olan, sırasıyla, bağlı dielektrik sabiti ve kayıp faktörüdür. $\sigma' = \sigma_L + \omega\epsilon_0\epsilon_r''$, doku iletkenliği; ϵ_r''/ϵ_r' oranı,

Tablo 2.1 Hipertermi ısıtması için yöntemler ve cihazlar

<u>Mikrodalga ısıtma kaynakları</u>
açıklıklar, açık dalga kılavuzları, horn antenler
açıklık faz dizileri
tekli mikrodalga cihazları tarama
monopol ara yayıcılar (tekli ve diziler)
dipol mikroşerit dizileri (düz ya da vücut yüzeyine uyumlu)
<u>RF ısıtma kaynakları</u>
açıklık aygıtları (TE, TM ve sönümlü modlar)
horn açıklıkların / mikroşerit dipollerin halka dizileri
helix yayıcılar
yüksek yöneltilikli helix yayıcıların dairesel dizileri
RF elektrot diziler
<u>RF dağıtılmış elektrik ve manyetik alan kaynakları</u>
dağıtılmış akım dipolü
koaksiyel TEM; silindirik boşluk (elektrik alanı)
dağıtılmış manyetik dipoller (manyetik alan)
eş merkezli helix
<u>RF manyetik dipoller / endüktif akımlar</u>
gözleme benzeri düz bobinler (vücut yüzeyine dik)
manyetik tek/çift dipoller (vücut yüzeyine paralel)
dağıtılmış akım levhası (vücut yüzeyine paralel)
akım halkası (eş merkezli yük)
ferromanyetik ısıtma kaynağı dizileri (histerezis ısıtma)
<u>RF kapasitif akımlar</u>
harici, doğrudan temas elektrotları
<u>US ısıtma kaynakları</u>
tek dönüştürücüler (odaklanmış, odaklanmamış, tarama)
çoklu dönüştürücüler
dönüştürücü faz dizileri
<u>IR ısıtma kaynakları</u>
kızılötesi lambalar
<u>İletken - aktarıcı yöntemler</u>
mukoza boyunca salınan perfüzyonu
kateterize kan damarlarına kan perfüzyonu
cildi çevreleyen sıvı ile doğrudan temas yöntemleri:
- ılık su banyoları; balmumu banyoları
-su battaniyeleri
- uzay giysileri: perdeli tüp dizisi; kontak pedleri
- ısı kutusu: sıcak hava; IR lambaları; ısı radyant yüzeyler; RF antenleri ve bobinleri ile

resistif ve yer değiştirme akımları arasındaki oran olarak tanımlanır [ahme, 59, 61, 62].

2.1.3.2 Dokularda Biriken EM Gücün Belirlenmesi

Nihayetinde ısıtma, doku maddesi içindeki etkin E-alanının etkileşiminden kaynaklanmaktadır. Bu nedenle, bir dokuda E_t etkin genliğe sahip bir E-alan vektörü tarafından biriktirilen güç, $P(x, y, z, t) = \sigma |E_t|^2 / 2$ ile verilir [59]. Burada σ , S/m boyutunda doku iletkenliği; P , W/kg veya W/cm^3 boyutunda özgül soğurma oranıdır (SAR, emilen güç yoğunluğu).

Isıtılacak gerçek doku genellikle bir EM bakış açısından heterojendir ve basit ama çok yaklaşık bir model, her biri farklı EM parametreleri gösteren ana vücut bileşenlerini, yani deri, yağ, kas ve kemik içeren çok katmanlı modeldir [63].

2.1.3.3 Etkin E_t Hesaplama Yöntemleri

EM ısıtmasında önemli bir problem, herhangi bir şekil, boyut ve EM özelliğinde açıkta kalan bir dokuda herhangi bir frekans, konformasyon ve boyuttaki uygulayıcılar tarafından üretilen etkin E_t dağılımının hesaplanmasıdır. Bir aplikatörün havada oluşturduğu birincil alan, şarj ve akım kaynakları tanımlamasıyla kolaylıkla hesaplanabilir. Ayrıca bu alanın iletken bir ortamda yük ve akım indüklemesiyle oluşan reaksiyon alanı da ortamın kendisinin herhangi bir noktasında etkin E-alanına katkıda bulunur. Böylece, bu ortamdaki arayüzeylerde kompleks sınır şartlarına ihtiyaç duyan heterojen bir cismin karmaşık bir şekli için bu hesaplamalar oldukça karmaşık hale gelir [59, 64].

2.1.3.4 Arayüzeylerde Elektrik Alan Sınır Şartları

Çeşitli katmanlardaki etkin E_t 'nin herhangi bir değerlendirmesinde, çeşitli süreksizliklerde E-alanı için sınır koşulları dikkate alınmalıdır. Aynı etkin E_t alanına tabi olan, ancak farklı iletkenlikler sergileyen iki doku için SAR oranının genel olarak ilgili iletkenliklerin oranıyla orantılı olduğu sonucu çıkmaktadır. Ayrıca, E-alan vektörü, kas ve yağ dokuları arasındaki gibi bir katman ara yüzüne paralel olarak yönlendirilirse, sınırda dayatılan koşul, E_t 'nin her iki dokuda da aynı olması gerektiği ve dolayısıyla bağıl SAR oranının sadece böyle bir iletkenlik oranına bağlı olmasıdır (paralel devre analojisi). Karşıt olarak, E-alan vektörü arayüze dik konumda olursa, sınır şartı, E_0 -alanının arayüzeydeki iki ortamda sabit kalmasını sağlar. Dolayısıyla yağdaki etkin E_t değeri ($E_t = E_0 / \sqrt{\epsilon_r'}$) kastakinden farklı olacaktır ve iki doku için SAR oranı ayrıca dielektrik sabitlerinin ters oranının karesine de bağlıdır (seri

devre analogisi). İkinci durumda, düşük RF frekanslarında yağdaki SAR'ın kas tabakasındakine kıyasla yaklaşık iki kat büyüklük mertebesinde bir artış tahmin edilebilir.

Bu nedenle, E-alanının dikey insidansından, yağ-kas arayüzlerinde kaçınılmalıdır ve bu, özellikle vücut yüzeyinin yağ tabakasının aşırı ısınmasını azaltmak için, pratik cihazların tasarımında dikkate alınmalıdır [60, 63, 65, 66].

2.1.3.5 EM Işımasının Isıtması

Bir dokuda yayılan ısıma dalgalarının genliği, dokunun sonlu iletkenliğinden kaynaklanan ve frekansla birlikte artan enerji tüketen kayıplar ve bunlarla ilişkili doku tarafından absorbe edilen güç ve kayıplar tarafından üstel olarak azaltılır. Dalganın genliği, yüksek frekanslara çıkıldıkça hızla azalır ve sonuç olarak, artık derin konumda enerji birikimi mümkün olmaz.

Havadaki ısıma 0.5 MHz'de 600 m'den 2450 MHz'de 12cm'e uzanan bir dalga boyu (λ_0) sergiler. Bağlı dielektrik sabiti ϵ_r' olan bir dokudaki λ dalga boyu: $\lambda = \lambda_0 / \sqrt{\epsilon_r'}$ değerine indirgenir, bu nedenle, değeri birkaç on MHz'lik frekanslarda vücut boyutlarıyla karşılaştırılabilir hale gelir. Ayrıca, ϵ_r' (dielektrik dolgu dalga kılavuzları) ile karakterize edilen bir ortama daldırılırlarsa, yayıcıların elektrik boyutları da $1/\sqrt{\epsilon_r'}$ faktörü kadar azalır.

Tablo 2.2, kas ve ıslak dokular ile yağ ve kuru dokuların ısıtılmasında en önemli parametrelerin frekans bağımlılığını göstermektedir. Yüksek iletkenliğe sahip kas ve ıslak dokularda, D penetrasyon derinliğinin (bir düzlem dalga için), aynı frekansta yağ ve kuru dokularındakinden daha küçük olduğu kolayca görülür. Frekans ile penetrasyon derinliği ters orantılıdır. Bununla birlikte, gerçek cihazlar için, D penetrasyon derinliğinin, daha düşük frekanslarda her zaman beklendiği gibi gelişmediği deneysel olarak gözlemlenmiştir [67]. Ayrıca, küçük boyutlu aplikatörler için penetrasyon neredeyse frekanstan bağımsızdır. Bu sonuçlar çoğu aplikatör tipinde açıklığın boyutunun küçük tutulması gerekiyorsa çalışma frekansını düşürmede aranan avantajların kaybedildiğini gösterir.

2.1.4 EM ve US Cihazların Güç Dağıtımının Verimliliği

EM veya US cihazları tarafından dokuya iletilen güç, cihazların dokuya bağlanmasının etkinliğine bağlıdır. Kabul edilen birleştirme araçları, sırayla, maruz kalan dokunun EM veya US özellikleri ile birlikte teknolojiye ve özel cihaza bağlıdır. Bu tür bağlantı tipleri, Şekil 2.1'de verilmiştir.

Tablo 2.2 EM düzlem dalgasının dokularda yayılması [67]

Hava		Kas-benzeri				Yağ-benzeri			
f [MHz]	λ_0 [cm]	ϵ_m' -	λ_m [cm]	σ_m [S/m]	D_m [cm]	ϵ_f' -	λ_f [cm]	σ_f [S/m x 10 ³]	D_f [cm]
1	30000	2000	436	0.400	91.3	-	-	-	-
10	3000	160	118	0.625	21.6	-	-	-	-
27.2	1106	113	68.1	0.612	14.3	20	241	10.9/43.2	159
433	69.3	53	8.76	1.43	3.57	5.6	28.8	37.9/118	26.2
915	32.8	51	4.46	1.60	3.04	5.6	13.7	55.6/147	47.7
2450	12.2	47	1.76	2.21	1.70	5.5	2.21	96.4/213	11.2

Hem EM hem de US aplikatörlerinin vücuda bağlanması, genellikle suyla dolu ince bir plastik torba (bolus) aracılığıyla gerçekleşir. Bu bağlantı aracı bir dizi işlevi yerine getirebilir.

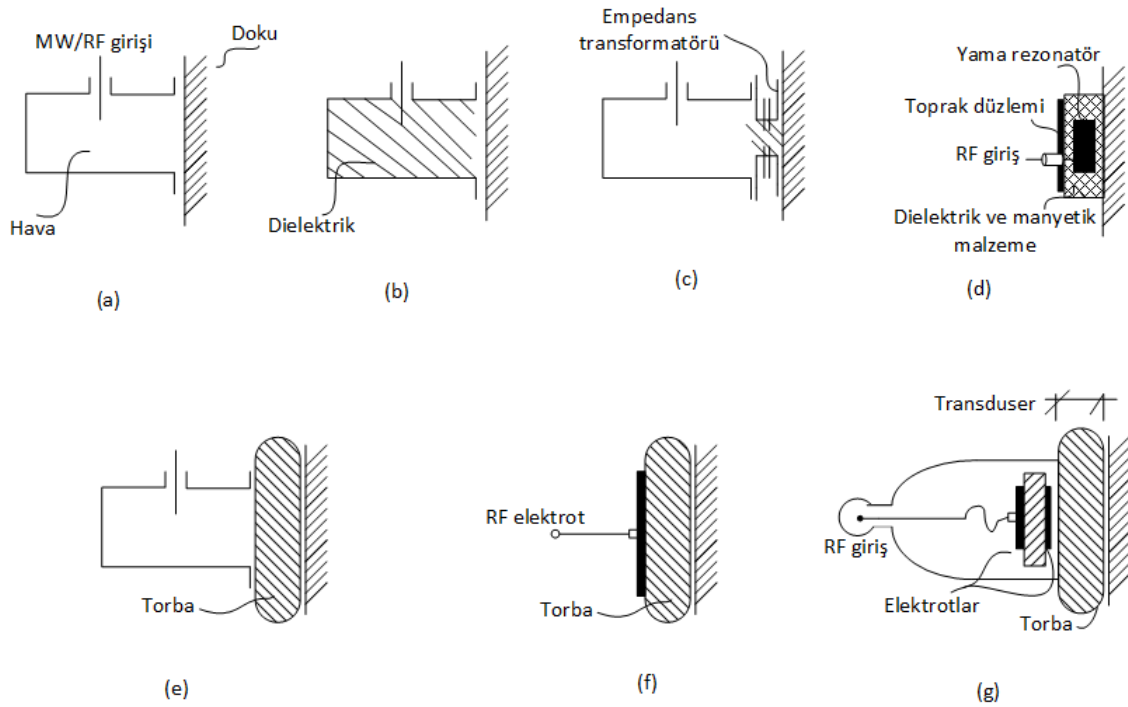
İlk olarak empedans uyumunun sağlanması ifade edilebilir. EM aplikatörlerinde yüksek oranda dağılan tuzlu su ile doldurulur, ayrıca aplikatörlerden sızan kaçak alanları azaltarak hasta ve operatör korumasını iyileştirir. Su torbaları ayrıca, daha iyi penetrasyon ve verimlilik arasında bir uzlaşmayla, her zaman mevcut olan yakın alanları azaltmak için aplikatör ile vücut yüzeyi arasında sabit bir mesafe tutmak için de yararlıdır.

Ayrıca, termostatlı suyu dolaştırarak vücut yüzeyini belirli bir sıcaklığa soğutmak için kullanılırlar ve iletken tuzlu su çözeltisi ile doldurulduklarında, kapasitif ısıtmada vücut yüzeyine uyumlu elektrotlar olarak da işlev görürler, böylece istenmeyen kenar etkilerini azaltırlar.

US dönüştürücünün dokuyla eşleşmesi her zaman su torbasıyla olur. Ayrıca, US dalgalarının kısa ve şiddetli tedavi sırasında doku yüzeyinin doğasının değişmesi gerçeği göz önüne alındığında, pratikte gerekli hassasiyetle, kabul edilebilir bir eşleşme gerçekleştirmek için su torbası derinliği $\lambda/4$ 'e yakın olmalıdır.

Su torbasının kullanımı, olumsuz bir durumdur ve genel olarak tedavi esnasında iletilen gücün dalgalanmasına neden olur.

Ancak H-alanı bağlantılı aplikatörler su torbası gerektirmez. Şekil 2.2, sönümlü mod açık dalga kılavuzu (kesim frekansının altında) tipindeki RF aplikatörleri için hava aralığı kuplajlarını göstermektedir [59, 69].



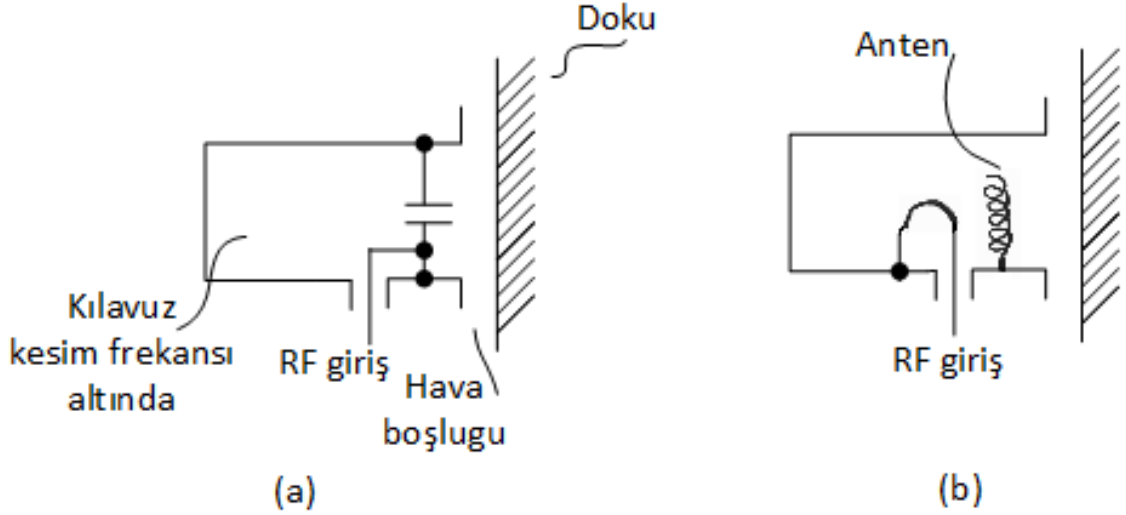
Şekil 2.1 Harici aplikatörlerin vücut yüzeyine doğrudan temaslı bağlantı tipleri a) Zayıf EM empedans eşleşmesi ile havada açık bir dalga kılavuzunun kuplajı b) a)'daki ile aynı, ancak daha düşük frekansta ve boyutlarını küçültmek ve daha iyi eşleşme sağlamak için $\epsilon_r' > 1$ (ve $\mu_r = 1$) sergileyen katı veya sıvı dielektrik malzeme ile doldurulmuş dalga kılavuzu ile c) a) veya b) ile aynı, ancak bir dalga kılavuzu empedans transformatörü aracılığıyla kuplaj ile d) Biyolojik dokuların empedansına daha yakın bir karakteristik empedans $Z = \sqrt{\epsilon_r/\mu_r}$ için dielektrik ve manyetik malzemelerle ($\epsilon_r' > 1$; $\mu_r > 1$) yüklü bir EM ortamı kullanan kompakt bir "yama" rezonatörünün bağlanması e) Yukarıdaki EM aplikatörlerinden herhangi biri ile aynı, ancak aplikatör ile doku arasında su torbası f) Bir su torbası aracılığıyla kapasitif elektrotun bağlanması g) Bir $\lambda/4$ su torbası aracılığıyla bir ultrasonik dönüştürücünün bağlanması [68]

2.1.5 Yüzeysel Tümör Isıtma

2.1.5.1 Harici EM Işıma Aplikatörleri

Dalga kılavuzu açıklıklarının mikrodalga ve RF teknolojisi, hipertermi aplikatörleri geliştirmek için kapsamlı bir şekilde kullanılmıştır ve yüzeysel ısıtma için birçok türde prototip geliştirilmiştir [60, 63, 67, 70, 71].

Dielektrik dolgulu tekli dalga kılavuzu açıklık aplikatörleri: 2.45 GHz ile 27 MHz bandında çalışır. Çoğu dolgu dielektrikleri, dalga kılavuzu boyutunu tümör boyutuna indirger ve dış dokuya empedans uyumunu iyileştirir. Bir horn sonlandırması, ısıtma modelinin genişliğinin daha yumuşak bir şekilde eşleştirilmesine ve değiştirilmesine izin verir. Bunlar doğrudan temaslı aplikatörlerdir ve bol su kullanılması tavsiye edilir. Çok düşük frekanslarda çalışmak için çıkıntılı dalga



Şekil 2.2 Hava boşluğu bağlantılı RF sönümlü mod açık dalga kılavuzu aplikatörleri
a) 415 MHz rezonans hibrit devresi ile [69] b) 70 MHz rezonans anteni ile [59]

kılavuzlarının kullanımıyla hibrit bir tasarım gerçekleştirilmiştir. Genel olarak bu cihazlar dar banda sahiptirler. Bununla birlikte, daha muntazam bir üst üste bindirilmiş ısıtma modeli elde etmek için iki veya daha fazla frekansta aynı anda ısıtmanın gerçekleştirilebildiği en az bir geniş bantlı cihaz geliştirilmiştir [68].

Kompakt yayıcılar: Mikroşerit radyatörler ve mikroşerit teknolojisi tabanlı rezonans "yama" yayıcılar 915 MHz'den 27 MHz'e kadar olan frekanslarda çalışmaktadırlar. Bu yayıcılar; kompakt, hafif ve rutin klinik uygulamalarda pratik olmaları nedeniyle tercih edilirler. Isıtma modelleri ve penetrasyonları, aynı elektrik boyutlarına ve frekansına sahip dalga kılavuzu açıklığı aplikatörlerinininkilerle karşılaştırılabilir. Daha düşük frekanslarda, boyut dalga boyundan daha kısadır ve karşılaştırılabilir boyuttaki herhangi bir dalga kılavuzu uygulayıcısında olduğu gibi penetrasyonlarını sınırlayan güçlü yakın alanlara yol açar [72].

Faz dizileri: Yüzeysel ısıtmada kullanılan faz dizileri, yüksek RF frekanslarında ve mikrodalgalarda çalışır. Bir faz dizisinin kullanılması, hem geniş yüzeylerde tekli yayıcılara göre daha homojen bir ısıtma modeline hem de kayda değer bir güç çevirme ve odaklanma derecesine izin verir [60, 70]. Etkili penetrasyonları, tekli aplikatörlerde olduğu gibi çalışma frekansı seçimi ile sınırlıdır. Bir düzlemde dalga kılavuzu açıklıkları kullanılarak ve göreceli optimizasyon çalışmaları ile anatomik bölgelerin uyumlu hale getirilmesi kullanılarak çok sayıda fazlı dizi çalışılmış ve uygulanmıştır [73–81]. Mikrodalga açıklık mercek sistemleri de önerilmiştir [82]. Bir düzlem üzerinde odaklanmayan mikroşerit dipol dizileri ve belirli bir anatomik bölgeye uyumlu bir yüzey üzerinde odaklanan bir dipol yayıcı dizisi de geliştirilmiştir [83].

Sönümlü mod dalga kılavuzu açıklık aplikatörleri: Bu hibrit EM yapıları, güçlü yakın alanlar üretir ve doku ile manyetik bir bağlantı türü sergiler (Şekil 2.2). Aşağıdaki önemli özellikleri sunarlar:

- kesim frekanslarının altında çalışan ve dolayısıyla kritik olmayan boyutlarda olan hava dolu dalga kılavuzları;
- kritik olmayan hava aralığı bağlantısı;
- diğer dalga kılavuzu aplikatörlerinininkiyle karşılaştırılabilir penetrasyon derinlikleri.

2.1.5.2 Yüzeysel Tümör Isınmasının Genel Prensipleri

Teknik açıdan bakıldığında, yüzeysel bir tümörün ısıtılması en basit işlemdir. En az sayıda invazif sıcaklık sensörünün implantasyonu bir miktar rahatsızlık oluştursa da, yöntem invazif değildir. Yüzeysel ısıtma, hastanın maruz kaldığı toplam güç açısından en az şiddetli olanıdır ve tolere edilebilirliği, düşük yaralanma potansiyeli ve oldukça güvenli ısı uygulaması sunar.

Yüzeysel lezyon tedavilerinin sayısız deneysel ve klinik sonuçlarının incelemesi, cihazların içsel sınırlamasının önemli bir rol oynadığı, beklenmedik bir yüksek derecede uniform olmayan bir ısınma ortaya koymaktadır.

2.45 GHz dalga kılavuzu aplikatörleri, yayılma derinliği boyunca yüksek gradyan ile sınırlı, homojen olmayan bir ısıtma modeli sergiler ve yalnızca çok yüzeysel (< 1.5 cm) ve küçük alan lezyonları için uygun görünür. Ara frekanslı dielektrik dolgulu dalga kılavuzu aplikatörleri, S-bant mikrodalga aplikatörlerinin penetrasyonunun iki katından daha yüksek olmayan bir penetrasyon sergilemektedir.

Büyük hacimli 27 MHz dilli dalga kılavuzu, çoğu tümörden çok daha büyük açıklık için ve güç çevirme olasılığı olmadan daha derin bir penetrasyona ulaşır.

Mikrodalga faz dizileri, anatomik yapıya uyum yeteneği ile yüzeysel ısıtmada çok yaygın kullanım alanına sahiptir.

Doku içi ısıtma yöntemi, aynı implante edilen kateterleri paylaştığı için doku içi radyoterapi tedavilerinin adjuvanı olarak tercih edilen yöntemdir ve brakiterapi ile tercih edilen kombine modalite olarak geniş bir difüzyon öngörülmektedir. Sıcaklık homojenliğinin iyileştirilmesi her durumda şiddetle tavsiye edilir.

Kesin olarak daha iyi bir uygulamada, kuplajın H-alanından olduğu ve su torbasından

kaçınıldığı endüktif yöntemler bulunur. Çok basit bir teknoloji kullanılmaktadırlar ve boyutları bir şekilde tümör boyutuna göre ayarlanabilmektedir. Ayrıca, cildin aşırı ısınması minimum düzeydedir.

2.1.6 Bölgesel Tümör Isıtma

Bölgesel hipertermide ısıtma; metastazlı, ileri evre yüksek insidanslı insan kanserlerini hedef alan büyük hacimlerde uygulanır.

Bölgesel hipertermi tekniğinde üç temel prensip bulunur:

- vücut kesiti boyunca tek tip alan;
- merkezi odak;
- yönlendirilebilir alan odaklı kontrol.

2.1.6.1 RF Yayıncılar

EM ısıtması, EM dalgalarının yağ-kas arayüzüne paralel E-alanı ile vücuda nüfuz ettiği faz dizileri olarak çalışan çoklu aplikatör sistemleri ile kullanılır. Ayrıca, bunların açıklıkları dalga boyundan küçüktür, dolayısıyla güçlü yakın alanlar üretirler. Düşük bir dalga boyu değerini korumak ve yayılma ortamına süreklilik sağlamak için tedavi altındaki vücut bölümünü çevreleyen bir su torbası gereklidir. 100 MHz altında ve ayrıca geniş bir açıklığa sahip aplikatörler de kullanılmaktadır.

Halka faz dizisi: 55 MHz ve 110 MHz arasında aynı frekansta çalışan, yaklaşık 50 cm çapında iki bitişik koaksiyel halka üzerine dağıtılmış 8+8 dalga kılavuzu horn açıklıklarından oluşan ticari bir sistemdir [84]. İşlem odalarında kaçak E-alanı yüksektir ve vücudun boyun gibi yüksek E-alan yoğunluğu bölgeleri tuzlu su torbaları ile korunur.

Mini halka faz dizisi: Bu sistem, daha az karmaşık bir kaynak ve daha kolay işlem elde etmek için farklı bir EM teknolojisi kullanılmasına rağmen, kavramsal olarak halka faz dizisi tarafından türetilmiştir. Yine yakın organların etrafındaki torbalar ile kaçak alanlar en aza indirilir [84].

Helix anten dairesel dizisi: Son zamanlarda, 40 MHz frekansında çalışan dairesel bir dizide (40 cm ID) sekiz yüksek yönlü helezoni yayıcıdan oluşan bir faz dizisi sistemi önerilmiştir [85].

2.1.6.2 Bölgesel Hiperterminin Genel Prensipleri

Bu tip hipertermide gerekli entegre su torbası, tedaviyi zorlaştırır. Verilen yüksek RF gücü ve güçlü kaçak alanlar, kritik organların korunmasında problemler yaratır. Ayrıca, hastaların korunmasıyla ilgili ek problemlerle birlikte vücutta rezonansların uyarılması mümkündür. Odaklanmamış güç biriktirme kullanımı şu durumlarda tavsiye edilmez:

- tümör perfüzyonu normal dokulardan daha az değildir;
- yetersiz termal iletim etkileri vardır,
- hedef hacmin terapötik sıcaklıkta olması için vücut bölgesine aşırı büyük bir RF gücü iletilmelidir.

Bölgesel tedaviyi gerçekleştirmek için bölgesel ve yerel kan akışının daha iyi bilinmesi ve kontrolü gereklidir.

Ayrıca bölgesel hipertermi kullanımında ciddi kısıtlamalar bildirilmiştir [86, 87]. Bunlar esasen büyük ölçekli güç birikiminin kullanımı ile ilgilidir ve şunlardır:

- sistemik aşırı ısınma;
- potansiyel toksisite;
- hasta toleransının bitmeye başlaması
- hasta kaygısı;
- yerel ağrı;
- bütünsel su torbasının konfor uyumsuzluğu
- kritik organların korunmasındaki sınırlar

2.1.7 Çok Derin Tümör Isıtma

Derin yerleşimli tümörler küçük hacimli olarak tanımlanabilir ve cilt yüzeyinin birkaç cm altında, vücut orta düzlemine kadar uzanır. Bu tip hipertermi tedavisinde önerilen yöntemler sınırlı sayıdadır.

2.1.7.1 Harici RF Açıklık Işıma Kaynakları

Düşük frekanslı (27 MHz) dielektrik dolgulu geniş açıklıklı dilli dalga kılavuzu (26) en geniş açıklığı (50 cm x 30 cm) ve buna bağlı olarak yayılan açıklıklar için en yüksek penetrasyonu (8 cm) sağlar. Spesifikasyonlara göre, büyük ve kalın yüzeysel tümörlerin ısıtılmasında kullanım içindir ancak bazı durumlarda orta derinlikteki tümörlerin ısıtılması için de faydalı olabilir [59]. Güç çevirme veya kolimasyon için herhangi bir hüküm bulunmadığından, tümör kütlelerini çevreleyen normal dokuların önemli bir bölümünün ısınması beklenebilir.

2.1.7.2 MW, RF Doku İçi, İnvazif

MW ve RF iğne dizilerini kullanan doku içi ısıtma modaliteleri normal olarak yüzeysel ısıtma için kullanılır [66].

RF elektrot çiftlerine 0.1 ile 13 MHz arasında değişen bir frekansta uygun RF voltajlarının uygulanmasının ardından dirençli akımlar ile elektrotlar arasında ısıtma üretilir [66]. Isıtma, elektrotlar arasındaki bölgelerde meydana gelir ve özünde zayıf homojenliği ve iğnelerin etrafındaki dokunun güçlü aşırı ısınması, elektrot çiftleri arasında RF voltajının uygun şekilde değiştirilmesi ve/veya dahili iğne hava soğutması gibi daha karmaşık deneysel kurulum ve operasyon masrafiyle iyileştirilir [88]. Tek bir dipol veya dipol dizisi tarafından yayılan mikrodalga ısımasından yararlanan başka bir doku içi ısıtma tekniği de geliştirilmiştir [66, 89, 90]. Dipoller genellikle 915 MHz ve üzeri bir frekansta çalışır ve ısıtma modelleri, RF dizilerinininkinden oldukça farklıdır, çünkü bu, faz uyumlu ile beslendiğinde yapıcı bir girişim etkisi dahil olmak üzere tek dipol modellerinin üst üste binmesinden kaynaklanır [91, 92].

Klinikte doku içi yöntemin uygulanabilirliği yüzeysel tümörler için gösterilmiştir ve bunlara implantta kolayca erişilebildiği ve sıklıkla doku içi radyoterapiye tabi tutulduğu için, hipertermik tedavi genellikle brakiterapi için implante edilen kateterlerden yararlanılarak gerçekleştirilebilir ve böylece bu, tedavi yöntemine yardımcı olur.

Yeni bir doku içi teknikte, ferromanyetik termo çekirdekler ısı kaynakları olarak hareket eder ve ferromanyetik malzemenin dikkatli bir şekilde seçilmesi, üretilen sıcaklığın terapötik sıcaklık civarında dar bir aralıkta kendi kendini düzenlemesine izin vererek, sıcaklık izleme sensörlerinin implantasyonunu önler [93, 94].

Tüm doku içi tekniklerde, düzenli diziler ve tümörü çevreleyen çoklu katmanlar, ısıtma homojenliğini sağlamak için gereklidir, bu nedenle uygulama potansiyelleri belirli boyut ve konformasyondaki tümörlerle sınırlıdır.

2.1.7.3 Çok Derin Tümör Isıtmanın Genel Prensipleri

Çok derin tümör ısıtmada tek etkili, sınırlandırılmış ısıtma türü, doku içi ısıtmadır. Ancak bu durumda, tümörün implant için erişilebilir olması ve kapsamının bilinmesi gerekir ve bunlar güçlü sınırlamalardır; ayrıca, eşlik eden implant yerel olarak en travmatik olanıdır ve daha az travmatik dış ısıtma modaliteleri geliştirmek için çaba sarf edilmektedir. Hem iğnelerin hem de antenlerin implantasyonu beyin, karın vb.'nin cerrahi olarak açığa çıkarılmasını gerektirdiğinden, bu tip tedavi genellikle aynı kateterleri paylaşan brakiterapi ile birlikte planlanır.

İntrakaviter cihazlar oldukça umut verici bir ısıtma etkinliği göstermektedir ve daha yüksek penetrasyon ve tek tip alan dağılımları geliştirmek için girişimlerde bulunmaktadır.

Hibrit ısıtma yaklaşımı, yalnızca erişimin ve normal dokunun aşırı ısınmasını azaltmakla kalmayıp, aynı zamanda gücü hedef hacim üzerinde yönlendirme konusunda daha esnek olma avantajına da sahip olacaktır. Karmaşık uygulama ve sınırlı uygulanabilirlik olmasına rağmen, bu yaklaşım bazı klinik uygulamalarda uygulanabilirliğini değerlendirmek için daha fazla çalışmayı hak ediyor.

Kapasitif ısıtma yönteminin popülerliği için olası açıklamalar, ısıtma prosedürünün pratikliği, tedavinin esnekliği, ilgili cihazların düşük maliyeti ve bunun ticari olarak sunulan ilk cihaz türü olması gerçeğidir.

Ultrason yöntemleri için, bazı spesifik derin tümör bölgelerinde ısıtma etkinliğini belirlemek için daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

Bu gereklilikler söz konusu olduğunda, derinlere yerleşmiş tümörlerin güvenli ve etkili bir şekilde ısıtılmasının fizikçiler ve mühendisler için gerçek bir zorluk olduğu görülmektedir.

2.2 Biyo-Isı Transfer Denklemi

Süreklilik modellerinden biri, bugün biyo-ısı transferi denklemi olarak bilinen, dokudaki sıcaklık değişimleriyle ilgili bir denklem öneren Pennes'e dayanmaktadır [95]. İletim yoluyla ısı transferini, konveksiyonla enerji değişimini, elektromanyetik girdiyle iç enerji üretimini ve metabolizmayı hesaba katarak bir doku bölgesindeki sıcaklık artış değişim oranını veren bir enerji dengesi ifadesidir. Biyoısı transfer

denklemini şu şekilde verir:

$$\rho_t C_t \left(\frac{\partial T_t}{\partial t} + \vec{V} \cdot \vec{\nabla} T_t \right) = k_t \nabla^2 T_t + Q_{RF} - Q_{kan} + Q_m \quad (2.1)$$

Burada, $Q_{RF}(W/m^3)$ dokunun birim hacminde oluşan RF enerjisi, $Q_m(W/m^3)$ birim hacim başına metabolik iç enerji üretimi ve $Q_{kan}(W/m^3)$ dokunun birim hacmindeki sıcaklık dağılımına kan akışının katkısıdır. $T_t(^{\circ}C)$ doku sıcaklığı, $\rho_t(kg/m^3)$ yoğunluk, $C_t(J/kg \cdot ^{\circ}K)$ özısı ve $k_t(W/m \cdot K)$ dokunun termal iletkenliğidir.

Tüm termodinamik ve taşıma özellikleri genellikle sıcaklığa bağlıdır. Basitlik için genellikle bu tür özelliklerin sıcaklıkla değişmediği ve elektromanyetik alanlardan etkilenmediği varsayılır. Doku ve perfüzyonun homojen ve izotropik olduğu varsayılır. Ayrıca kan perfüzyonunun ısı transfer sürecinden etkilenmediği varsayılmaktadır.

Dokuya sinüzoidal dalga şeklinde uygulanan radyofrekans voltajı bir $\vec{E}(V/m)$ elektrik alan şiddeti oluşturur. Elektrik alanı da $\vec{J} = \sigma \vec{E}$ ile verilen akım yoğunluğunu oluşturur. Burada $\sigma(S/m)$, lokal elektriksel iletkenliktir. Dokuda biriken RF enerjisinin büyüklüğü, Q_{RF} birim hacim başına kaynak terim olarak ifade edilir ve

$$Q_{RF} = \vec{J} \cdot \vec{E} = \sigma |\vec{E}|^2 \quad (2.2)$$

ile verilir. Yerel olarak üretilen ısıyı belirlemek için sık sık kullanılan diğer bir büyüklük, birimi W/kg (kütle ile ilgili güç) olan SAR'dır (özgül soğurma oranı). SAR profili, aşağıdaki denklemden elde edilebilir (Ohm Kanunu'nun yerel versiyonu) [96]:

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} |\vec{E}|^2 = c \frac{dT}{dt} \quad (2.3)$$

Burada $\rho(kg/m^3)$ dokunun kütle yoğunluğu, $c(J/kg \cdot K)$ özısı, $dT/dt(K/s)$ sıcaklığın zaman türevi olarak tanımlanır. Böylece,

$$Q_{RF} = SAR \cdot \rho \quad (2.4)$$

şeklinde ifade edilebilir [1].

RF ablasyonunda kullanılan elektrotlar için uzun dalga anten teorisi kullanılır. Bu analizde, RF dalga boyları, söz konusu elektrik sisteminden önemli ölçüde daha büyük

olduğunda, yakın alanın hesaplanması için yarı statik limit ele alınır. Biyomalzemeler, genellikle büyük dielektrik sabitlerine ve iletkenliklere sahiptirler [97]. Elektrik iletkenliği büyük olduğunda, büyük su içeriğine sahip dokularda olduğu gibi, dokuda daha büyük kayıplar üretilir ve belirli bir $\vec{E}$ için daha fazla güç emilir. Ayrıca, RF ablasyonunda elektrik ve manyetik alanların birbirinden bağlantısız ve manyetik özelliklerin önemli olmadığı da not edilmelidir. RF ablasyonunda önemli bir ölçü, $\omega\epsilon/\sigma$ ile verilen dielektrik akımının iletkenlik akımına oranıdır. Elektriksel iletkenliğin hesaplanmasında dielektrik sabiti ϵ için düzeltmeler, biyomalzemeler ve doku eşdeğeri jeller için $\omega\epsilon/\sigma \ll 1$ olduğundan ihmal edilmiştir. Bu koşullar altında, $\vec{E}$

$$\vec{E} = -\vec{\nabla} V \quad (2.5)$$

formülünden hesaplanabilir. Burada, V skaler potansiyeldir.

Böylece, biyo-ısı transfer denklemi,

$$\rho_t C_t \left(\frac{\partial T_t}{\partial t} + \vec{V} \cdot \vec{\nabla} T_t \right) = \nabla(k_t \cdot \nabla T_t) + \sigma |\vec{E}|^2 - \epsilon \omega \rho_b C_b (T_t - T_b) + Q_m \quad (2.6)$$

halini alır. Burada, $\omega(kg/m^3.s)$ dokunun birim hacmi başına değerlendirilen bölgeden alınan kanın net hacimsel akış hızı, $\rho_b(kg/m^3)$ kan yoğunluğu, $C_b(J/kg - K)$ kanın özısıısı, $T_b(^{\circ}C)$ vücut çekirdek sıcaklığıdır.

Laplace Denklemi çözümünden elde edilen voltaj farkı:

$$\vec{\nabla} \cdot (\sigma \vec{\nabla}) = 0 \quad (2.7)$$

Biyo-ısı Transferi Denklemi (2.6) böylece ilgili tüm ısı transferi ve dahili enerji üretimi terimlerini açıklar. Doku iletkenlikleri k ve σ sıcaklığa bağlı olduğunda, Biyo-ısı Transfer Denklemi (2.6) ve elektriksel denklem (2.7) eşleşirler ve nonlinear olurlar.

2.2.1 Başlangıç ve Sınır Koşulları

RF analizi, eşleştirilmiş bir termal-elektromanyetik veya basitçe elektriksel formülasyon gerektirdiğinden, bağımlı değişkenler sıcaklık ve voltaj için iki set başlangıç ve sınır koşulu gereklidir [98]. Süreç zamana bağlıdır. Termal koşullar,

kullanılan ablasyon cihazının tipine ve boyutuna göre belirlenir.

2.2.2 Termal Doku Hasarı

Dokudaki termal hasarın yaklaşık 40°C 'nin üzerindeki sıcaklıklarda başladığı bilinmektedir. Soru, hangi sıcaklıkların hücre fonksiyonunun ve tümör büyümesinin durmasına neden olacağı ve RF enerjisinin uygulanması için hangi sürenin gerekli olacağıdır [97]. Sıcaklık $42 - 45^{\circ}\text{C}$ 'ye yükseltildiğinde hücrelerin radyasyon veya kemoterapi tarafından hasara daha duyarlı hale geldiği, ancak bu sıcaklıklarda uzun süreli ısıtmada bile hepsinin ölmediği gözlemlenmiştir [99–104]. Sıcaklığın $50 - 52^{\circ}\text{C}$ aralığına çıkarılması sitotoksite oluşturma süresini kısaltır ve $60 - 100^{\circ}\text{C}$ arasında geri dönüşü olmayan hasarlar oluşur. 105°C 'nin üzerindeki sıcaklıklar, kabarcık oluşumuna, dokunun kaynamasına ve sonunda kömürleşmeye (karbonizasyon) neden olur. Doku kömürleşmesi dokunun elektriksel empedansını artırır ve elektrik akımının akışını azaltır, bu da ablasyon bölgesinde enerji birikiminde bir azalmaya neden olur.

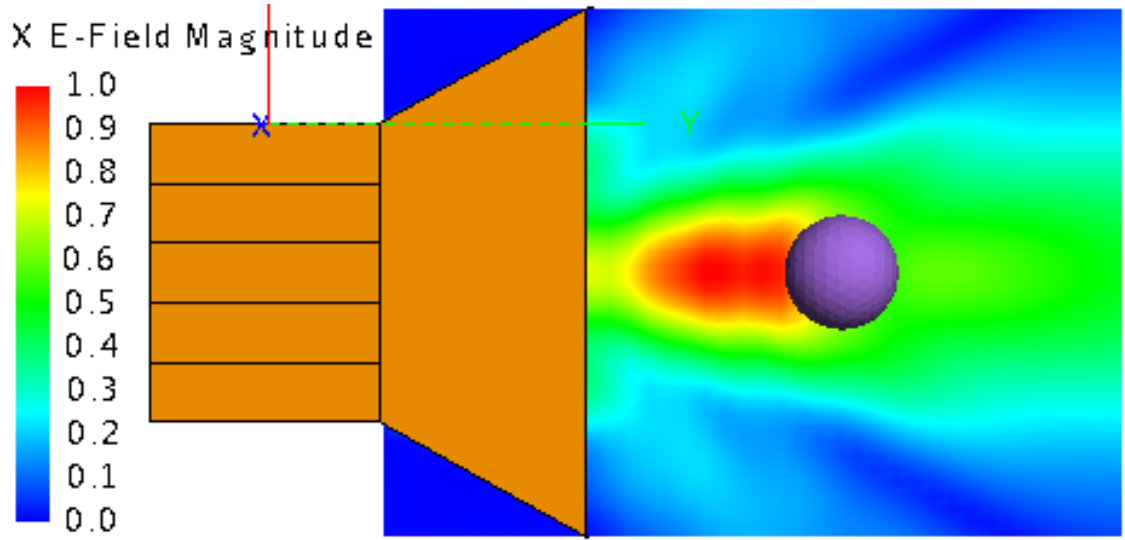
Dokuya verilen termal hasarı ölçmek için, Ω hasar fonksiyonu, orijinal hasar görmemiş protein konsantrasyonunun τ zamanında kalan hasar görmemiş protein konsantrasyonuna oranının doğal logaritması olarak tanımlanır [105, 106]. Ayrıca kimyasal hız süreçlerinin Arrhenius ilişkisinin yaralanma derecesini tahmin edebileceği varsayılmaktadır. Böylece, Ω ,

$$\Omega = \ln \left[\frac{C(0)}{C(\tau)} \right] = \int_0^{\tau} A e^{-E/RT} dt \quad (2.8)$$

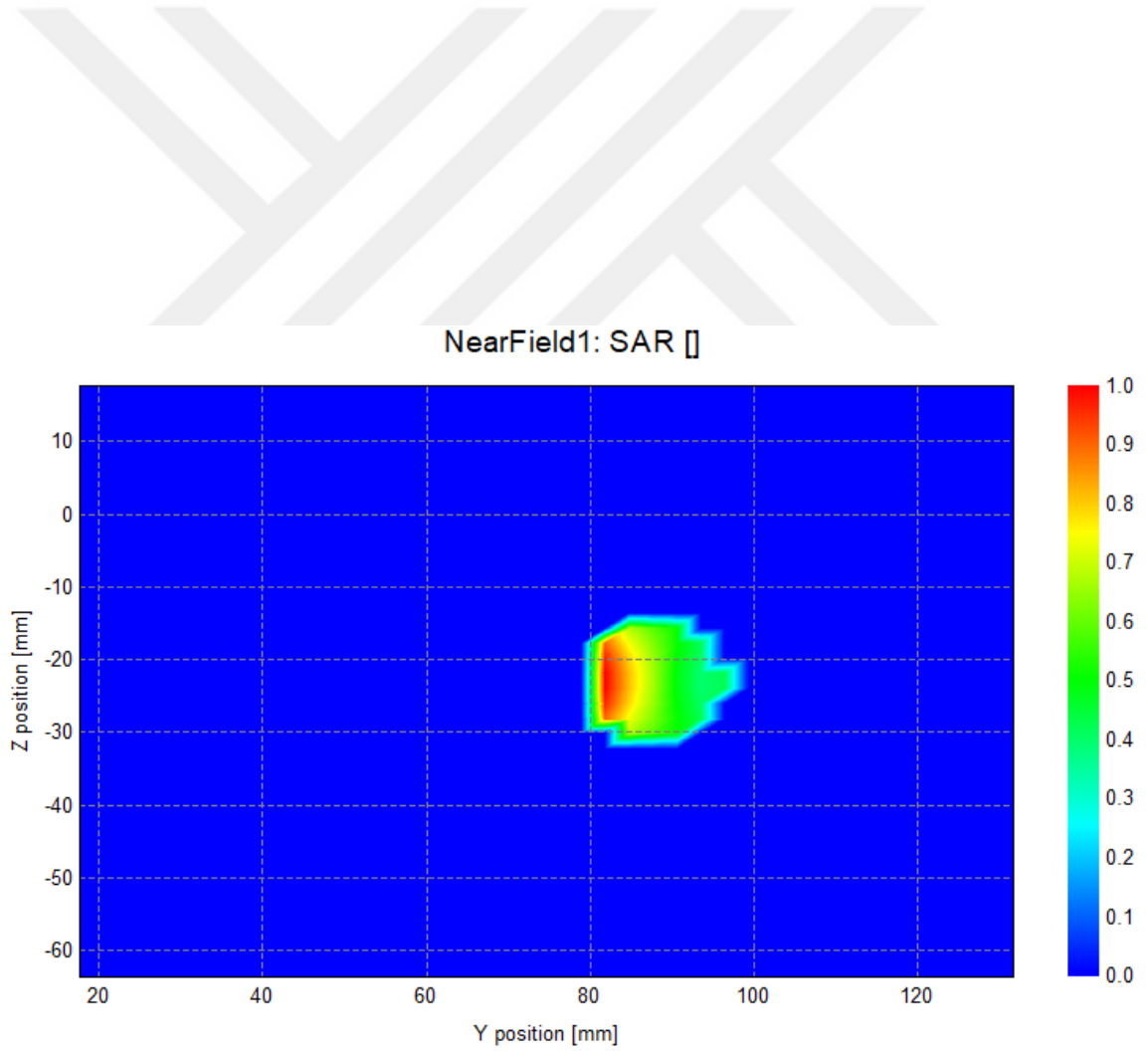
ile verilir. Denklem (2.8)'de işlem parametreleri A (çarpışma frekansı) ve E (aktivasyon enerjisi) deneysel olarak ölçülür. R universal gaz sabiti ve T mutlak sıcaklıktır. $\Omega \geq 1$ için geri dönüşü olmayan hasarın meydana geldiği ve $\Omega \leq 0.5$ ise hasarın geri döndürülebilir olacağı varsayılır [98].

2.2.3 Tümör Üzerinde Isı Oluşumunun Model Gösterimi

Göğüs tümörü için bağıl dielektrik sabiti $\epsilon_r = 50$ ve iletkenlik $\sigma = 1.2 \text{ S/m}$ ile tanımlanmıştır [107, 108]. Empedans uyumunu sağlamak amacıyla, horn anten, bağıl dielektrik sabiti tümörünki ile aynı olan su içine daldırılırsa, horn anten ve tümörün model gösterimi ile ortamdaki elektrik alan dağılımı Şekil 2.3 ile, tümör üzerinde oluşan ısınmaya ait normalize SAR profili ise Şekil 2.4 ile verilir.



Şekil 2.3 Tümör ısıtma işleminde elektrik alan dağılımı



Şekil 2.4 Tümörün üzerinde oluşan ısınmaya ait normalize SAR profili

2.3 Horn Anten Dizisinin Parametrik Tasarımı

2.3.1 2-Boyutlu Analitik Regülerizasyon Yöntemi

Boylamsal doğrultuda (z -ekseni) homojen olan sonsuz uzun, düzgün ve mükemmel iletken bir silindirik engeli ele alalım. Engelin XOY düzlemindeki kesit alanı S kapalı konturu ile ifade edilsin. Bu türden bir skaler difraksiyon problemi, E -polarizeli gelen dalga için Dirichlet sınır koşuluna karşılık gelmektedir. Gelen ve saçılan skaler dalga fonksiyonları (sırasıyla $u^i(p)$ ve $u^s(p)$) aşağıda verilen Helmholtz denklemi, Dirichlet sınır koşulu ve Sommerfeld ışıma koşulunu sağlamalıdır:

$$(\Delta + k^2)u^s(p) = 0; p \in R^2 \setminus S \quad (2.9)$$

$$u^{s(+)}(p) = u^{s(-)}(p) = -u^i(p); p \in S \quad (2.10)$$

$$\begin{aligned} u^s(p) &= O(|p|^{-\frac{1}{2}}), \\ \left[\frac{du^s(p)}{d|p|} - iku^s(p) \right] &= O(|p|^{-\frac{1}{2}}); \end{aligned} \quad (2.11)$$

$p \rightarrow \infty$ ($k > 0$; $e^{-i\omega t}$ zamana bağlılık için). Burada D , yeterince düzgün S konturu tarafından sınırlanmış olan iki-boyutlu R^2 alt uzayıdır. $u^{s(+)}(p)$ ve $u^{s(-)}(p)$, sırasıyla, $u^s(p)$ 'nin S konturunun içerisindeki ve dışarısındaki limit değerleridir. Saçılım Sınır Değer Probleminin (SDP) çözümü, Green's formülü ve (2.10) numaralı eşitlikteki Dirichlet sınır koşulu kullanılarak (2.12) numaralı denklemde şu şekilde yazılabilir:

$$-\frac{i}{4} \int_S [H_0^{(1)}(k|q-p|)Z(p)] dl_p = -u^i(q); q, p \in S \quad (2.12)$$

Burada,

$$Z(p) = \frac{\partial u^{s(-)}(p)}{\partial n} - \frac{\partial u^{s(+)}(p)}{\partial n}; p \in S \quad (2.13)$$

n , S normaline göre $p \in S$ noktasının birim dış yönlü vektörüdür. (2.12) numaralı eşitliğin çözülmesi suretiyle bilinmeyen fonksiyon $Z(p)$ elde edildiği takdirde, $q \in R^2$ için saçılan alan $u^s(q)$, (2.12) numaralı integral denklem gösteriminden kolaylıkla elde edilebilecektir.

S konturunu $\theta \in [-\pi, \pi]$ aralığındaki noktalarla düzgün bir şekilde parametrize eden $\eta(\theta) = (x(\theta), y(\theta))$ fonksiyonu tanımlanarak S konturunun parametrizasyonu ele alınsın. $x(\theta), y(\theta)$ fonksiyonları $\eta(\theta) \in S$ noktasının Kartezyen benzeri koordinatlarıdır ve bu fonksiyonların, $(-\infty, \infty)$ aralığı için 2π periyodik devamlılığında sonsuz düzgün fonksiyonlar olduğu varsayılmaktadır. (2.12) numaralı denklemde görülen birinci türden entegral gösterimi $\eta(\theta)$ parametrizasyon fonksiyonu cinsinden şu şekilde yazılabilir:

$$\frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} \left\{ \ln \left| 2 \sin \frac{\theta - \tau}{2} \right| + K(\theta, \tau) \right\} Z_D(\tau) d\tau = g(\theta); \theta \in [-\pi, \pi] \quad (2.14)$$

Denklemdeki $Z_D(\tau)$ bilinmeyen fonksiyonu ve $g(\theta)$ verilen fonksiyonu ise şu şekilde ifade edilir:

$$Z_D(\theta) = l(\theta)Z(\eta(\theta)); \theta \in [-\pi, \pi] \quad (2.15)$$

$$g(\theta) = -u^i(\eta(\theta)); \theta \in [-\pi, \pi] \quad (2.16)$$

$$l(\theta) = \sqrt{[x'(\theta)]^2 + [y'(\theta)]^2} > 0; x(\theta), y(\theta) \in C^\infty(Q^1) \quad (2.17)$$

Burada $K(\theta, \tau)$ fonksiyonu (2.14) numaralı denklemin esas tekilliğini temsil eden $\ln|2 \sin \frac{\theta - \tau}{2}|$ ifadesi ile kıyaslandığında daha düzgün bir fonksiyon olarak karşımıza çıkmaktadır [109]. Bu fonksiyon 2-boyutlu serbest uzayın Green's fonksiyonlarından elde edilir. (2.14) denklemindeki fonksiyonlar (2.18) – (2.21) arasındaki eşitliklerde verildiği şekilde Fourier serileri cinsinden gösterilmektedirler:

$$K(\theta, \tau) = \sum_{s=-\infty}^{\infty} \sum_{m=-\infty}^{\infty} k_{sm} e^{i(s\theta + m\tau)}; \theta, \tau \in [-\pi, \pi] \quad (2.18)$$

$$K \ln \left| 2 \sin \frac{\theta - \tau}{2} \right| = -\frac{1}{2} \sum_{n \neq 0, n=-\infty}^{\infty} |n|^{-1} e^{in(\theta - \tau)}; \theta, \tau \in [-\pi, \pi] \quad (2.19)$$

$$Z_D(\tau) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} z_n e^{in\tau}; \tau \in [-\pi, \pi] \quad (2.20)$$

$$g(\theta) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} g_n e^{in\theta}; \theta \in [-\pi, \pi] \quad (2.21)$$

(2.18) – (2.21) arasındaki denklemlerin sağ taraflarının (2.14) numaralı denklemde yerine konulmasıyla birlikte ikinci türden lineer cebirsel eşitlikler elde edilir:

$$\hat{z}_s + \sum_{m=-\infty}^{\infty} \hat{k}_{s,m} \hat{z}_m = \hat{g}_s; s = \pm 1, \pm 2, \dots \quad (2.22)$$

Burada,

$$\hat{k}_{s,m} = -2\tau_s \tau_m \left[k_{s,-m} + \frac{1}{2} \delta_{s,0} \delta_{m,0} \right], \hat{z}_n = \tau_n^{-1} z_n, \hat{g}_s = -2\tau_s g_s \quad (2.23)$$

$$\tau_n = \max(1, |n|^{1/2}); n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (2.24)$$

(2.23) numaralı denklemde görülen δ_{sn} fonksiyonu Kronecker delta fonksiyonu olarak adlandırılır. $K(\theta, \tau)$ fonksiyonunun tekillik özelliklerine göre aşağıdaki eşitsizliğin geçerli olduğu kanıtlanabilir:

$$\sum_{s=-\infty}^{\infty} \sum_{m=-\infty}^{\infty} (|s| + 1)(|m| + 1) |\hat{k}_{sm}|^2 < \infty \quad (2.25)$$

Bunun anlamı, sistem l_2 uzayında ikinci türden bir eşitlik olarak aşağıdaki formatta yazılabilir:

$$(I + \hat{K})\hat{z} = \hat{g}; \hat{z}, \hat{g} \in l_2 \quad (2.26)$$

Burada, $\hat{K} = \{\hat{k}_{sm}\}_{s,m=-\infty}^{\infty}$ matris operatörü ve $\hat{z} = \{\hat{z}_n\}_{n=-\infty}^{\infty}$ ile $\hat{g} = \{\hat{g}_n\}_{n=-\infty}^{\infty}$ ise vektör sütunlarıdır. (2.22) numaralı eşitlikte verilen ikinci türden cebirsel sistem verilen anten saçılma probleminin kesme metodu kullanılarak istenilen doğrulukta çözülebilmesini ve dolayısıyla söz konusu sayısal işlemin kararlı ve güvenilir olmasını sağlar [34].

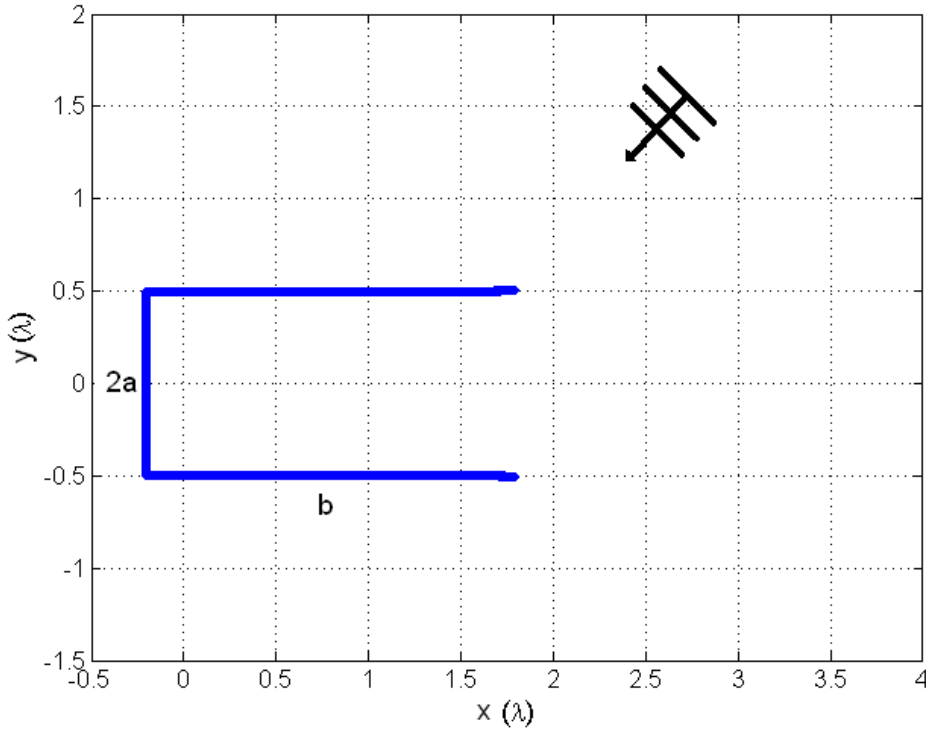
2.3.2 Açık Sonlandırılmalı Dalga Kılavuzu Tipi Tekli Horn Anten Parametrizasyonu ve Saçılma Analizi

Bu tezde, bir önceki bölümde verilen genel ARM işlemi, açık sonlandırılmalı dalga kılavuzu ve horn dizi antenin farklı geometrik modeli için uyarlanmış, tam parametrik performans analizi yapılmıştır. Bu analizler hızlı ön tasarım niteliği taşıyarak, elde edilen sonuçlar 3-boyutlu FEKO hesapları ile karşılaştırılmıştır. Böylece, 2-boyutlu ARM için kullanım uygunluğu fizibilitesi de incelenmiştir.

Birinci aşamada, Şekil 2.5'te gösterilen tekli açık uçlu dalga kılavuzu kesitindeki silindirik yansıtıcı yapısı ele alınmıştır. Silindirik kılavuzun enine kesiti, ağız açıklığı $2a$, duvar uzunluğu b ve kalınlığı d parametreleri ile temsil edilen bir yay fonksiyonudur. Bu yapı ARM'de $\theta \in [-\pi, \pi]$ tanımına ilişkin olarak, A noktasından I noktasına giden ve tekrar A noktasına geri dönen kapalı bir L konturu olarak modellenmiştir. Dokuz parçadan oluşan toplam L konturu şu şekilde tanımlanabilir:

$$L = L_1 + L_2 + L_3 + L_4 + L_5 + L_6 + L_7 + L_8 + L_9 \quad (2.27)$$

(2.27) denklemi, toplam kontur uzunluğunu vermektedir.



Şekil 2.5 Açık sonlandırılmalı dalga kılavuzunun parametrik model gösterimi

Konturun parametrizasyonu $l \in [0, L]$ değişkeni aracılığıyla birbirlerinden bağımsız

olarak A 'dan I 'ya ve tekrar A 'ya dönecek şekilde gerçekleştirilmiştir (Tablo 2.3). Burada,

$$l = \frac{(\theta + \pi)L}{(2\pi)}, l \in [0, L] \rightarrow (\theta, \tau) \in [-\pi, \pi] \quad (2.28)$$

şeklinde verilir.

Mükemmel iletken yansıtıcıya uygun bir konumda (genelde odağı) bir besleyicinin yerleştirilmesi gerektiği varsayılmıştır. Bunun gibi bir besleyici bir düzlem dalga olarak, bir çizgisel kaynak olarak veya ARM kullanılarak kullanıcı tarafından tanımlanan bir uyarma fonksiyonu (örneğin, horn anten beslemesinin yakın alan çıktısı) olarak benzetimi yapılabilir. Yansıtıcı açıklığı üzerindeki faz ve genlik aydınlatma paternleri gelen dalga fonksiyonu tarafından belirlenir.

(x_0, y_0) noktasından çizgisel kaynak uyarımı,

$$u^i(x, y) = -\frac{i}{4}H_0^1(k\sqrt{x^2 + y^2}) \quad (2.29)$$

ile verilir. $\vec{n}(\cos\phi_0, \sin\phi_0)$ doğrultusundan lineer polarizeli düzlem dalga uyarımı ise,

$$E_z^i(x, y) = A(y)e^{-ik(x\cos\phi_0 + y\sin\phi_0)} \quad (2.30)$$

şeklindedir. Burada,

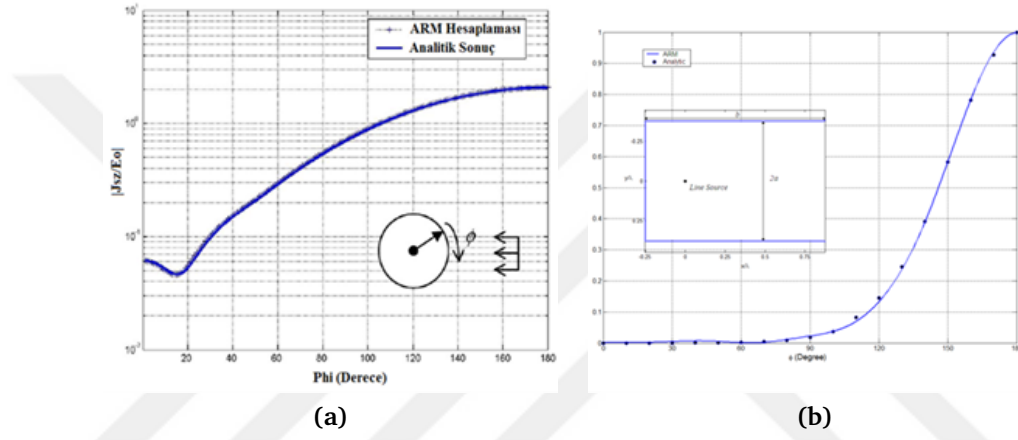
$$A(y) = 1 - \frac{y^2}{\tau} \quad (2.31)$$

olup, τ açıklık aydınlatma katsayısı ve $y \in (-a, a)$ olarak dikkate alınabilir. Ancak, tez çalışmasında gerçek horn anten yakın alan uyarımı için ARM ile FEKO arasında uyum sağlanmıştır.

ARM algoritmasının doğrulanması dairesel silindirden düzlem dalga saçılımı (Şekil 2.6) ve açık sonlandırılmalı kılavuzdan dalga ışıması durumları için analitik çözümler ile kıyaslanması suretiyle gerçekleştirilmiştir. Sonrasında, farklı reflektör çapları, kalınlığı ve aydınlatma paternleri için sayısal hesaplamaları yapılmış ve benzetim sonuçları sunulmuştur [34, 35].

Tablo 2.3 Açık sonlandırmalı dalga kılavuzu ARM parametrizasyonu

Bölge No	Tanımı	Parça Uzunluğu	Parametrizasyon
1	$-\pi \leq \theta < -\pi + 2\pi \frac{L_1}{L}$	$L_1 = a$	$x = 0; y = l - L_1 + a$
2	$-\pi + 2\pi \frac{L_1}{L} \leq \theta < -\pi + 2\pi \frac{L_2}{L}$	$L_2 = L_1 + b$	$x = l - L_1; y = a$
3	$-\pi + 2\pi \frac{L_2}{L} \leq \theta < -\pi + 2\pi \frac{L_3}{L}$	$L_3 = L_2 + d$	$x = b; y = a - (l - L_2)$
4	$-\pi + 2\pi \frac{L_3}{L} \leq \theta < -\pi + 2\pi \frac{L_4}{L}$	$L_4 = L_3 + (b - d)$	$x = b - (l - L_3); y = b - d$
5	$-\pi + 2\pi \frac{L_4}{L} \leq \theta < -\pi + 2\pi \frac{L_5}{L}$	$L_5 = L_4 + 2 * (a - d)$	$x = d; y = a - d - (l - L_4)$
6	$-\pi + 2\pi \frac{L_5}{L} \leq \theta < -\pi + 2\pi \frac{L_6}{L}$	$L_6 = L_5 + (b - d)$	$x = d + (l - L_5); y = -a + d$
7	$-\pi + 2\pi \frac{L_6}{L} \leq \theta < -\pi + 2\pi \frac{L_7}{L}$	$L_7 = L_6 + d$	$x = b; y = -a + d - (l - L_6)$
8	$-\pi + 2\pi \frac{L_7}{L} \leq \theta < -\pi + 2\pi \frac{L_8}{L}$	$L_8 = L_7 + b$	$x = b - (l - L_7); y = -a$
9	$-\pi + 2\pi \frac{L_8}{L} \leq \theta < \pi$	$L = L_8 + a$	$x = 0; y = a - (l - L_8)$



Şekil 2.6 ARM hesaplamasının analitik çözümlerle kıyaslanması a) Düzlem dalga aydınlatmasında silindir yüzeyindeki akım yoğunluğu b) Açık sonlandırmalı dalga kılavuzundan çizgisel kaynak ışınması

2.4 ARM ile FEKO Karşılaştırması

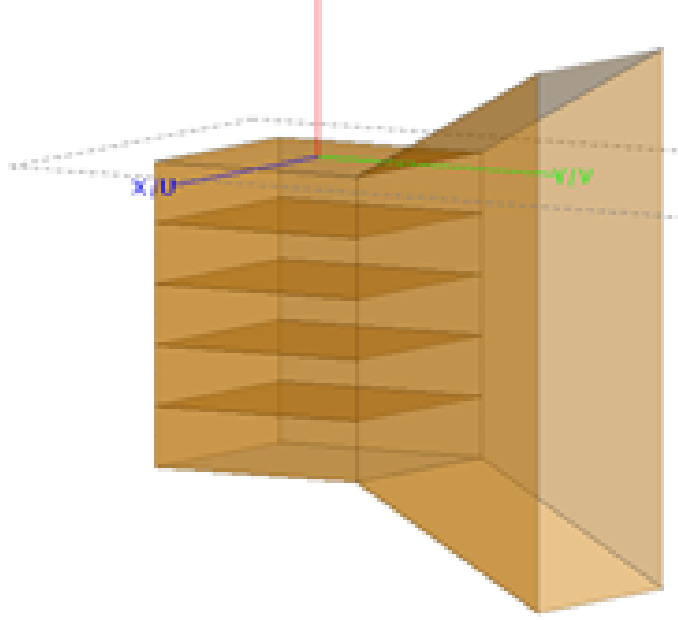
ARM'de yapılan beşli horn anten dizisinin yakın alan ışınmasının doğruluğunun kontrolü FEKO ile yapılmıştır.

2.4.1 FEKO ile Beşli Horn Anten Dizisi Benzetimi

Şekil 2.7'de görüldüğü gibi CADFEKO'da beşli horn anten dizisi oluşturulmuştur.

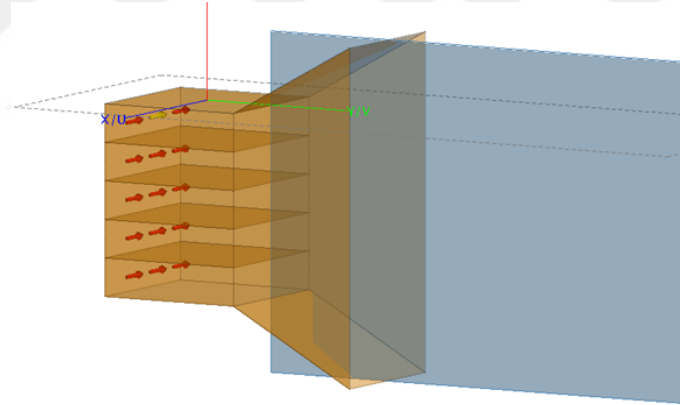
Çalışma frekansı 2.4 GHz olmak üzere, horn anten dizisinin fiziksel parametreleri ise; arka duvar yüksekliği 2.6λ , ön duvar yüksekliği 4.6λ , dalga kılavuzu kalınlığı 2λ , açık sonlandırmalı dikdörtgen kesitli dalga kılavuzu uzunluğu 2λ , horn anten dizi uzunluğu 3.8λ şeklindedir.

Şekil 2.8'de görüldüğü gibi her bir kılavuz içinde 3 adet nokta kaynak bulunmaktadır. Tüm nokta kaynakların arka duvara olan uzaklıkları, ARM ile uygunluk açısından



Şekil 2.7 CADFEKO ile beşli horn anten dizisi

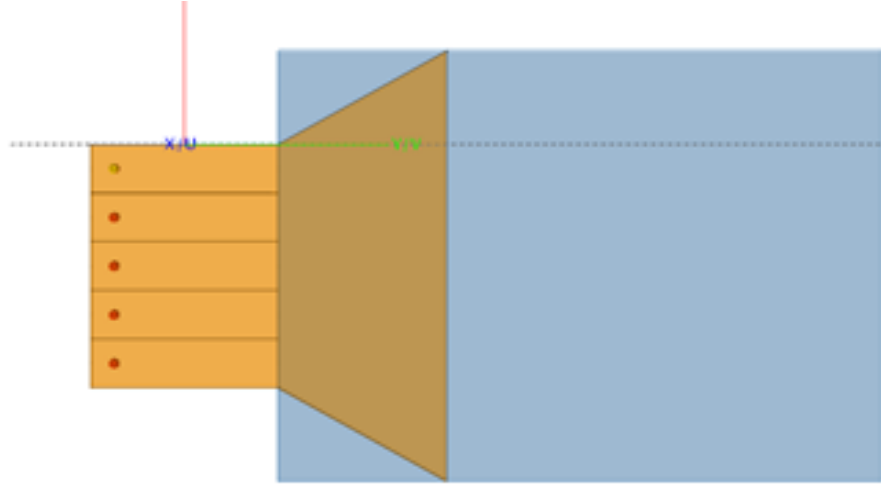
0.25λ olarak belirlenmiştir. Ortadaki kaynakların, x eksen koordinatı, 0 olup, kenardaki kaynaklar ise eksene $8\lambda/13$ uzaklığındadır.



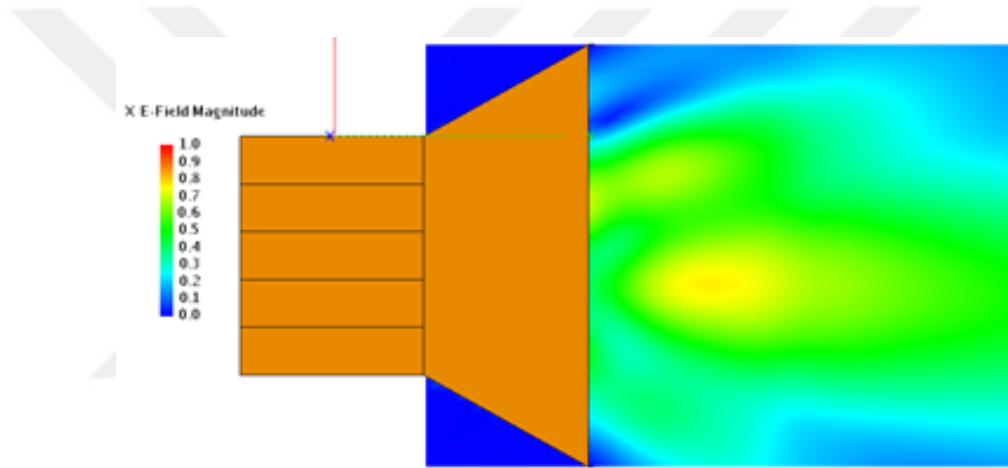
Şekil 2.8 Nokta kaynakların yerleşimi

Şekil 2.9’da görüldüğü gibi elektrik alanının teğetsel bileşenini yakın alanda görüntülemek için çerçeve boyutları 6.45λ ’ya 4.6λ seçilmiştir. Her bir benzetim öncesinde “Coarse Mesh” yapmayı unutmayarak, sonuçlar POSTFEKO’da irdelenmiştir. POSTFEKO’da ARM ile uyumu yakalayabilmek için elektrik alanının X bileşeni ve normalize değerleri seçilmiştir. Eğer üstten itibaren ilk 4 kılavuzdaki kaynakların faz açıları 0, en altta yer alan kılavuzdaki kaynakların faz açıları 270° seçilirse, horn dizisinin yakın alan ışıma sonucu Şekil 2.10’da yer almaktadır.

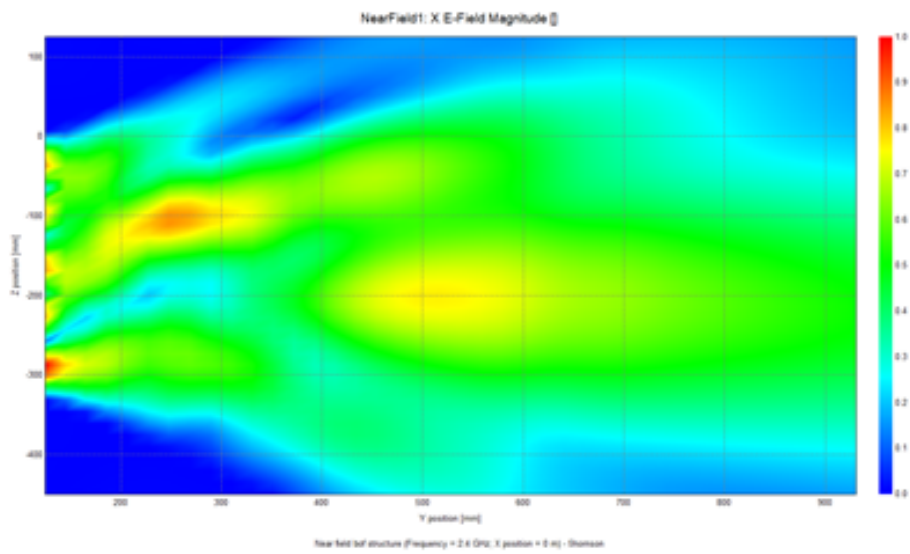
Yakın alan ışımasını tam olarak görüntülemek için, Şekil 2.11 verilmiştir.



Şekil 2.9 FEKO'da yakın alan görüntü çerçevesinin belirlenmesi



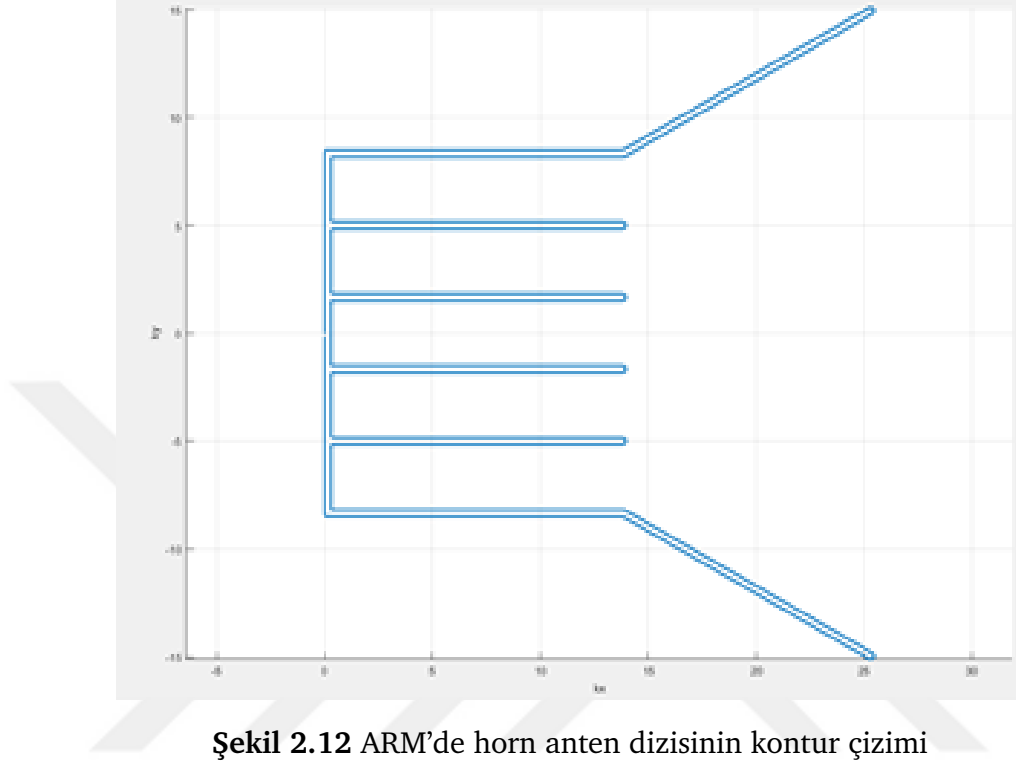
Şekil 2.10 FEKO'da belirli faz açılarında horn antenin yakın alan ışıması



Şekil 2.11 FEKO'da belirli faz açılarında horn dizisinin yakın alan ışıması

2.4.2 ARM'de Beşli Horn Anten Parametrizasyonu

Öncelikle FEKO ile ARM uyumunu sağlayabilmek için kesit olarak aynı boyutlara sahip bir dizi anten yapısı oluşturmak gerekir. Bunun için de ARM kodlarında $scale = 2\pi$ olmak üzere parametrizasyon yazılmıştır. Oluşan kontur, Şekil 2.12'de verilmiştir.



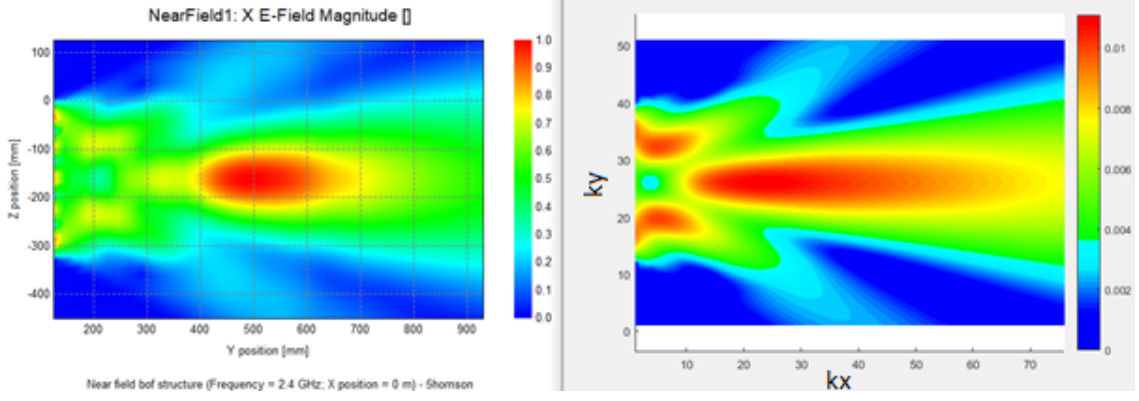
Şekil 2.12 ARM'de horn anten dizisinin kontur çizimi

ARM'de dizinin yakın alan ışınmasını hesaplarken öncelikle, ARM kodunda $scale = 2\pi$ olarak tanımlanmıştır. Yine aynı dosyada yakın alan ışınmasının hesaplanacağı bölge için aralıklar $x=[25,100]$ ve $y=[-25,25]$ olarak girilmiştir. Kodlarda ku değişkenini $[-25,25]$ ve lu değişkenini de $[25,100]$ aralığında tanımlama işlemi unutulmamalıdır.

Hesaplamalarda, $N = 100$ alınmıştır. Bu durumda, tez çalışmasında kullanılan bilgisayarda ARM kodunun çalışması 1 dakika 16 saniye sürmüştür. N 'in daha küçük bir değer seçilmesi kodun çalışmasını hızlandırırken, hesaplama sonucunda büyük hatalar oluşturmaktadır. N 'in 100'den büyük bir değer seçilmesi de sonucun yakınsamasına optimum bir katkı sağlamamaktadır.

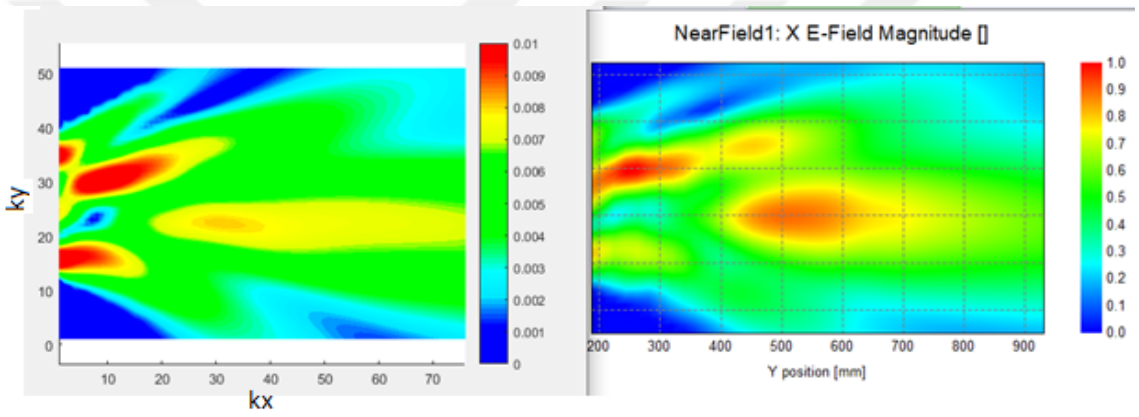
Tez aşamasında yakın alan hesabı için ARM kodlarında yapılan önemli bir değişiklik ise, kodun saçılan alan hesabı bölümünde, nokta kaynak fonksiyonu yerine Hankel fonksiyonu tanımlanmasıdır. Ayrıca kodun kaynak tanımlamaları bölümünde "array source" kısmı, yeni bir türetme yapılarak, hankel fonksiyonu tanımlaması yapılmıştır.

FEKO'da ve ARM'de kaynakların faz açıları 0° olduğu durumda, karşılaştırma Şekil 2.13'te verilmiştir.



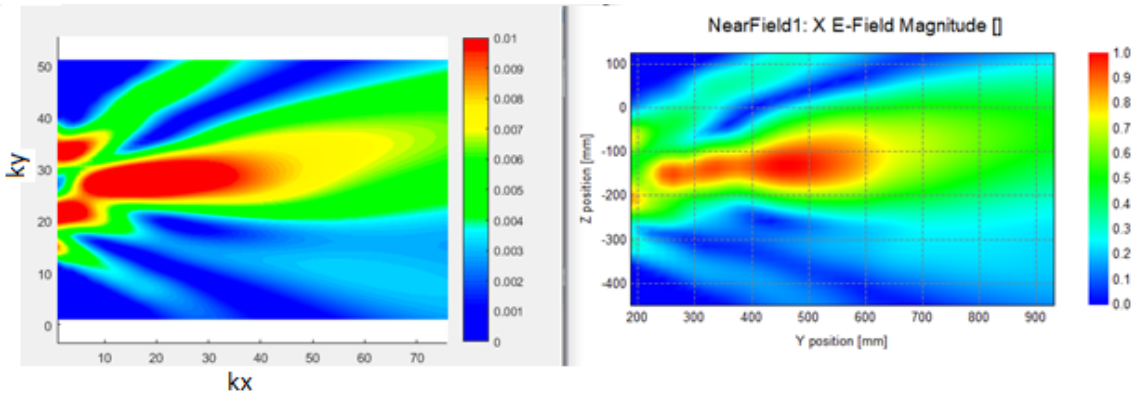
Şekil 2.13 FEKO ve ARM sonuçlarının karşılaştırması (faz açıları 0°)

ARM'de 5. kaynak elemanının faz açısı +j (90°), FEKO'da ise 270° olması durumunda oluşan yakın alan ışımaları karşılaştırmalı olarak Şekil 2.14'te verilmiştir.



Şekil 2.14 ARM ve FEKO sonuçlarının karşılaştırması (Durum 1)

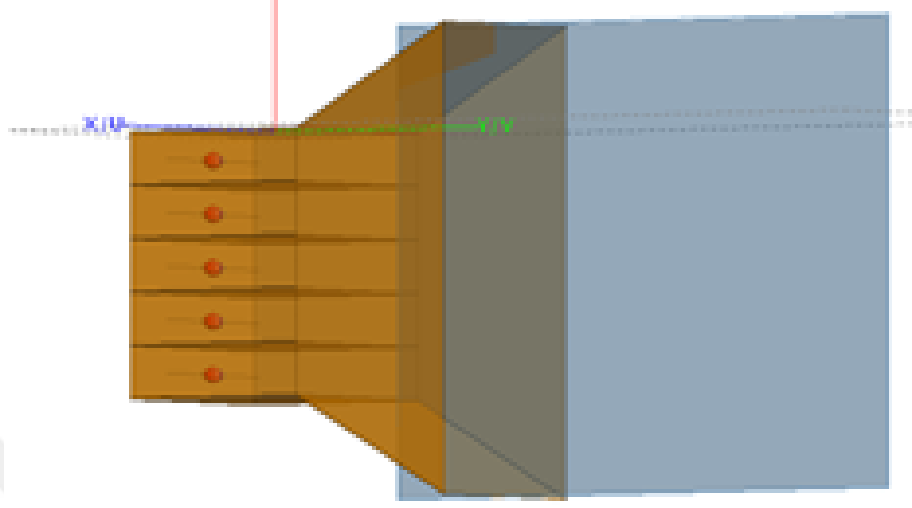
ARM'de 5. kaynak elemanının faz açısı -j (270°), FEKO'da ise 90° olması durumunda oluşan yakın alan ışımaları karşılaştırmalı olarak Şekil 2.15'te verilmiştir.



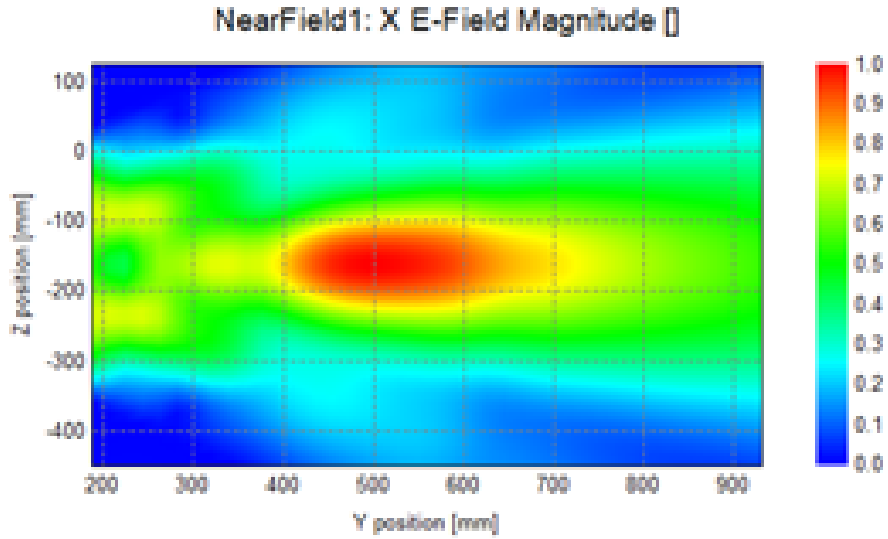
Şekil 2.15 ARM ve FEKO sonuçlarının karşılaştırması (Durum 2)

Şekil 2.14 ve Şekil 2.15 birlikte incelendiğinde görülmektedir ki, ARM ve FEKO faz açıları tanımında birbirlerine göre 360° tümleyen durumundadır. Daha açık bir ifadeyle elektrik alan fazörleri $e^{j\omega t}$ yerine $e^{-j\omega t}$ çarpanı ile çarpılmaktadır.

FEKO’da herbir dalga kılavuzunda 3 adet elektrik dipolü (nokta kaynak) kullanılmıştır. Bunun yerine herbir kılavuz içine uzun dipol yerleştirilmesi durumu da Şekil 2.16’da gösterildiği gibi oluşturulmuş ve sonuçları da Şekil 2.17’den alınmış olup, nokta kaynak çözümüne göre sonucun değişmediği görülmüştür.



Şekil 2.16 FEKO’da herbir kılavuzun uzun dipolle beslemesi



Şekil 2.17 Uzun dipol beslemesinde FEKO’daki yakın alan ışıması

Çalışmaların sonunda optimizasyona data üretmek amacıyla, ARM’de 0°, 90°, 180°, 270°, 360° faz açıları için yakın alan ışımlarını toplamak gerekmektedir. ARM kodunda “array source”un faz açılarının sabit değil de bir döngü yardımıyla değişken olarak girilmesi sağlanmıştır ve tek seferde 3125 farklı text dosyası yaklaşık 2,5 günde oluşturulmuştur.

2.5 Konform Dizinin Yakın Alan Analizi

N adet eşdeğer elemanlı bir dizinin yakın bölge elektrik alanı,

$$\bar{E}(x, y, z) = \sum_{m=0}^{N-1} a_m \bar{E}_0(x - x_m, y - y_m, z - z_m) \quad (2.32)$$

ile verilir. Burada, a_m uyartım akımını, (x_m, y_m, z_m) m . dizi elemanının açıklık merkez konumunu gösterir. Açıklık merkezi, $(0, 0, 0)$ noktasında konumlanmış merkezi odaklama elemanının elektrik alanı,

$$\bar{E}_0(x, y, z) = -j\omega\bar{A} - j \frac{\nabla(\nabla \cdot \bar{A})}{\omega\mu\epsilon} - \frac{\nabla \times \bar{F}}{\epsilon} \quad (2.33)$$

olarak verilir. Burada, manyetik vektör potansiyel,

$$\bar{A}(x, y, z) = \frac{\mu}{4\pi} \iint_{S'} (\hat{z} \times \bar{H}_a) \frac{e^{-j\beta R}}{R} dS' \quad (2.34)$$

ve elektrik vektör potansiyel,

$$\bar{F}(x, y, z) = \frac{\epsilon}{4\pi} \iint_{S'} (-\hat{z} \times \bar{E}_a) \frac{e^{-j\beta R}}{R} dS' \quad (2.35)$$

ile verilir. S' , dalga kılavuzu açıklığının yüzey alanıdır.

Denklemlerde yer alan sabitler ise, f GHz boyutunda frekans, $\omega = 2\pi f$, $\eta = 377 \Omega$ serbest uzay karakteristik empedansı, $\epsilon = 8.85 \times 10^{-12}$ F/m ortamın permitivitesi, $\mu = 4\pi \times 10^{-7}$ H/m ortamın permeabilitesi ve λ , metre boyutunda dalgaboyu olmak üzere $\beta = \frac{2\pi}{\lambda}$ dalga sayısıdır.

Boyutları $a \times b$ olan dikdörtgen kesitli dalga kılavuzu açıklığındaki elektrik alan dağılımı,

$$\bar{E}_a = \hat{x} E_0 \cos\left(\frac{\pi y'}{a}\right); -\frac{a}{2} \leq y' \leq a; -\frac{b}{2} \leq x' \leq b \quad (2.36)$$

şeklindedir.

Benzer şekilde manyetik alan bileşeni,

$$\overline{H}_a = \frac{1}{\eta} (\hat{z} \times \overline{E}_a) = \frac{\hat{y}}{\eta} E_0 \cos\left(\frac{\pi y'}{a}\right) \quad (2.37)$$

olarak verilir. Denklem (2.36) ve (2.37), denklem (2.33)'de kullanılırsa,

$$\begin{aligned} E_{0x}(x, y, z) = & \frac{j\omega\mu}{4\pi} \int_{-\frac{b}{2}}^{\frac{b}{2}} \int_{-\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} \cos\left(\frac{\pi y'}{a}\right) \frac{e^{-j\beta d}}{d} dx' dy' \\ & + \frac{j}{4\pi\omega\epsilon} \int_{-\frac{b}{2}}^{\frac{b}{2}} \int_{-\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} \cos\left(\frac{\pi y'}{a}\right) e^{-j\beta d} \\ & \times \left[\frac{3j\beta(x-x')^2}{d^4} + \frac{3(x-x')^2}{d^5} \right. \\ & \left. - \frac{\{\beta^2(x-x')^2 + 1\}}{d^3} - \frac{j\beta}{d^2} \right] dx' dy' \\ & + \frac{z}{4\pi} \int_{-\frac{b}{2}}^{\frac{b}{2}} \int_{-\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} \cos\left(\frac{\pi y'}{a}\right) e^{-j\beta d} \left[\frac{1}{d^3} - \frac{j\beta}{d^2} \right] dx' dy' \quad (2.38) \end{aligned}$$

olarak elde edilir. Burada,

$$d = \sqrt{(x-x')^2 + (y-y')^2 + z^2} \quad (2.39)$$

şeklinde ve dizinin toplam elektrik alanı, denklem (2.32)'den elde edilir.

2.6 Dizinin Huzme Odaklama Uygulaması

Huzme odaklama uygulamalarında birincil amaç, dizinin yakın alanında keskin odaklanma elde etmektir ve bu dizinin tüm elemanlarındaki akım dağılımlarının fazlarındaki değişim ile sağlanabilir. İstenen odak noktası, merkezi odaklama elemanının eksenel konumunun ayarlanması ile elde edilir. Huzme odaklama uygulamasının tipik bir örneği, mikrodalga hipertermide karşımıza çıkar. Burada, komşu sağlıklı dokuda minimum radyasyon ile tümör üzerinde yüksek yoğunluklu “sıcak nokta” arzu edilir.

Yakın alanda $z = z_0$ noktasında istenen odak noktasını elde etmek için N elemanlı

dizinin ilgili aksenal konumları, aşağıdaki denklemlerle verilir:

$$(x'_i)^2 + (y'_i)^2 + (z'_i - z_0)^2 = \phi_{sabit} \quad (2.40)$$

veya

$$z'_i = z_0 - \sqrt{\phi_{sabit} - (x'_i)^2 - (y'_i)^2} \quad (2.41)$$

$$i = 0, 1, 2, \dots, N - 1$$

Burada, (x'_i, y'_i) , i . dizi açıklık merkezinin koordinatlarıdır. Eğer en dıştaki elemanın maksimum değeri $(x_m^2 + y_m^2)$ ile z koordinatı referans sıfır konumu seçilirse, o zaman,

$$\phi_{sabit} = \sqrt{x_m^2 + y_m^2 + z_0^2} \quad (2.42)$$

olarak tanımlanır. Bu referans konumunun seçimi, (2.42) denklemindeki karekök her zaman pozitif ise geçerlidir.

2.7 Dizinin Huzme Sıfırlama Uygulaması

Huzme sıfırlama uygulamalarında birincil amaç, dizinin yakın alanında keskin bir sıfır elde etmektir. Bu, merkezi eleman akımının, dış elemanların akımlarına göre 180° faz farkında tutulmasıyla sağlanabilir. İstenen sıfır noktası, dizi elemanlarının aksenal konumlarının ayarlanmasıyla elde edilir. Huzme sıfırlama uygulamasının bir örneği, kalp gibi hayati organlara sahip bölgelerde düşük yoğunluklu bir "soğuk nokta" istenen mikrodalga hipertermidir.

Bu tez kapsamında amaçlanan hedef, tümör hücrelerinin ısıtılarak yok edilmesi olduğu için, huzme odaklama uygulaması üzerinde durulacaktır. Huzme sıfırlama uygulaması ise ele alınmayacaktır.

2.8 Yakın Alan Simülasyon ve Ölçümleri için Ön Hazırlık

Simülasyon amaçları için yakın alanda $P(x, y, z)$ noktasındaki dizinin toplam elektrik alanı, süperpozisyon prensibi yardımıyla elde edilir. Eğer dizinin elemanları arasındaki uzaklıklar yeterince fazla ($> 1\lambda$) ise, elemanlar arasındaki karşılıklı kuplaj etkileri

çok düşüktür. Bununla birlikte, dizi akım kompanzasyonu, kuplaj etkilerini içerecek şekilde uygulanır.

Huzme odaklama uygulamalarında, istenilen odaklama noktası, odaklama noktasında fazların toplanması için dizi elemanlarının z-konumunun ayarlanması ile elde edilir. $z = z_0$ noktasında istenilen odağı sağlamak için dizi elemanlarının ilgili z-konumları, (2.41) denkleminde elde edilir [20].



3

YAPAY SİNİR AĞI VE DERİN ÖĞRENME

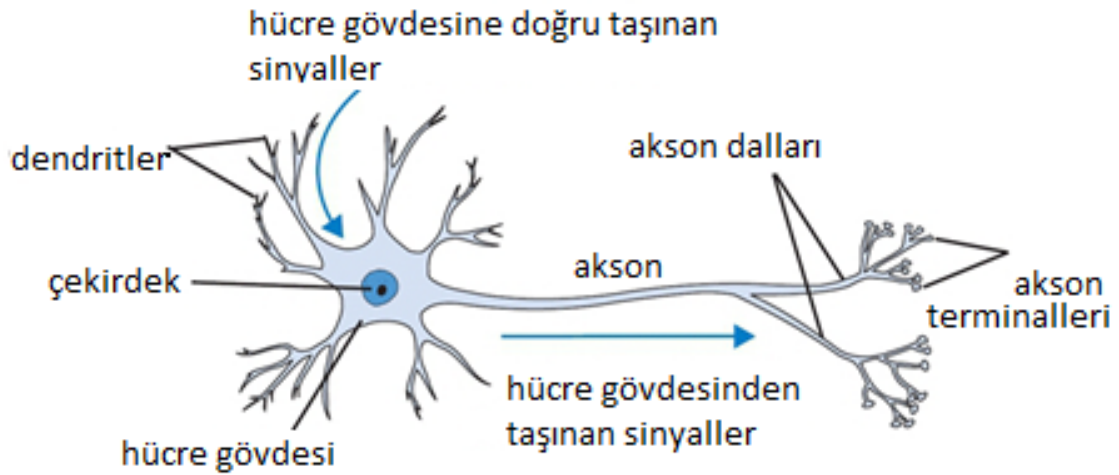
3.1 Yapay Sinir Ağları

Canlıların davranışlarının incelenerek, bu davranışların matematiksel modellere dönüştürülmesine “siberetik” denir. Canlılardaki nöronların yapı ve davranışlarından yola çıkan veri işleme modelleri Yapay Sinir Ağları (YSA) olarak adlandırılır. Bu YSA’lar formal ya da yapay nöron adı verilen birbirlerine bağlı birimlerden meydana gelirler [110, 111].

YSA, birbirine bağlı çok sayıda işlem elemanlarından oluşmuş, genellikle paralel işleyen yapılar olarak adlandırılabilir. İnsan beynindeki nöronların oluşturduğu ağ elemanları temel alınarak geliştirilmiş ve bilgisayarda uygulanmış bir yöntemdir. İnsan beyninin uyguladığı bazı organizasyonel prensipleri taklit ederler. Yapay sinir ağlarının temel birim işlem elemanı ya da düğüm (node) olarak adlandırılan yapay bir sinir hücresidir. Yapay sinir ağları, ağırlıklandırılmış şekilde birbirlerine bağlanmış birçok işlem biriminden (nöronlar) oluşan matematiksel sistemlerdir. Bir işlem birimi, aslında sık sık transfer fonksiyonu olarak kullanılan bir denklemdir. Bu işlem birimi, diğer nöronlardan sinyalleri alır; bunları birleştirir, dönüştürür ve sayısal bir sonuç ortaya çıkarır. Sinirsel hesaplamanın merkezinde dağıtılmış, adaptif ve doğrusal olmayan işlem kavramları vardır. YSA, geleneksel işlemcilerden farklı şekilde işlem yapmaktadırlar. Geleneksel işlemcilerde, tek bir merkezi işlem birimi her hareketi sırasıyla gerçekleştirir. YSA ise herbiri büyük bir problemin bir parçası ile ilgilenen, çok sayıda basit işlem birimlerinden oluşmaktadır. Böylece paralelleştirmeye olan yatkınlıkları ortaya çıkmaktadır [112].

İnsandaki bir sinir hücresinin (nöron) yapısı şu şekildedir (Şekil 3.1).

- **Akson (Axon):** Akson gövdesinde elektriksel iletim tek yönlü olup burada çıkış sinyalleri üretilir. Elektriksel aktiftir. Sistemin çıkışı olarak verilir.
- **Dentritler (Dendrites):** Elektriksel anlamda pasif olan bu birim diğer hücrelerden gelen sinyalleri toplar. Sistemin girişi olarak tanımlanır.



Şekil 3.1 Bir sinir hücresinin biyolojik gösterimi [46]

- **Sinaps (Synapse):** Aksonlar ile dentritler arasındaki bağlantıyı sağlar.
- **Miyelin Tabaka (Myelin Sheath):** Yayılma hızını etkileyerek yalıtımı sağlayan birimdir.
- **Çekirdek (Nucleus):** Aksona verilen sinyallerin periyodik olarak tekrar üretilmesini sağlayan birimdir.

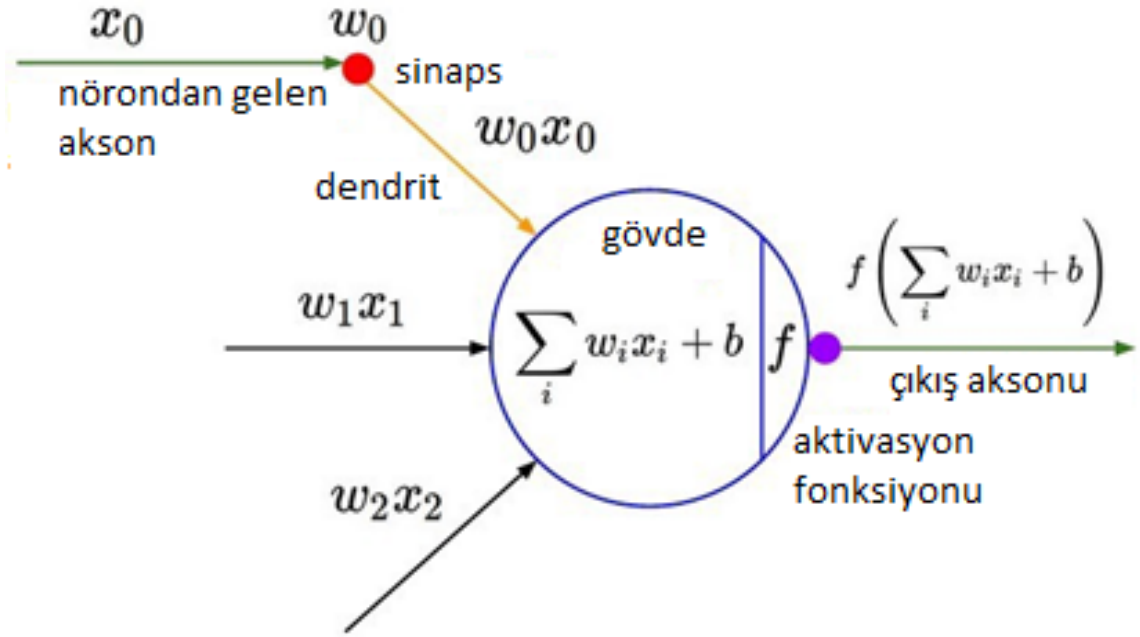
Aksonda taşınan işaret sinapslara kimyasal taşıyıcılar yardımıyla iletilmektedir. Stoplazma -85mV ile polarizedir. -40mV (Na⁺ içeri): uyarma (+) akıma yol açar. -90mV (K⁺ dışarı): bastırma (-) akıma yol açar. Yani belirli bir eşik gerilim değerinin üstünde iken hücre uyarılırken, diğer durumlarda hücre bastırılır. Bu duruma göre çıkış işareti üretilmesine sinirsel hesaplama denir.

Bir sinir hücresinin matematiksel modeli şekilde verilmektedir (Şekil 3.2).

Yapay bir nöron, ağırlıkları ile komşularıyla iletişim kuran ve alınan sinyallere göre kendini aktif edebilen bir otomasyondur (Şekil 3.1). Böylece, tüm nöronlar aynı anda ağırlık global durumunun evrimini dikkate alarak kararlarını alırlar. Bu nöronlar birbirleri ile bağlantıdadır ve bir ağ oluşturmak için katmanlara yerleştirilmiştir. Verilen bir giriş yapılandırması ile istenilen kurallar için çıkış yapılandırmasının ilişkisini içerir. Sinaptik ağırlıklar (karakteristik olarak nöron elemanları) ağda modifiye edilir, böylece elde edilen hata en aza indirilir.

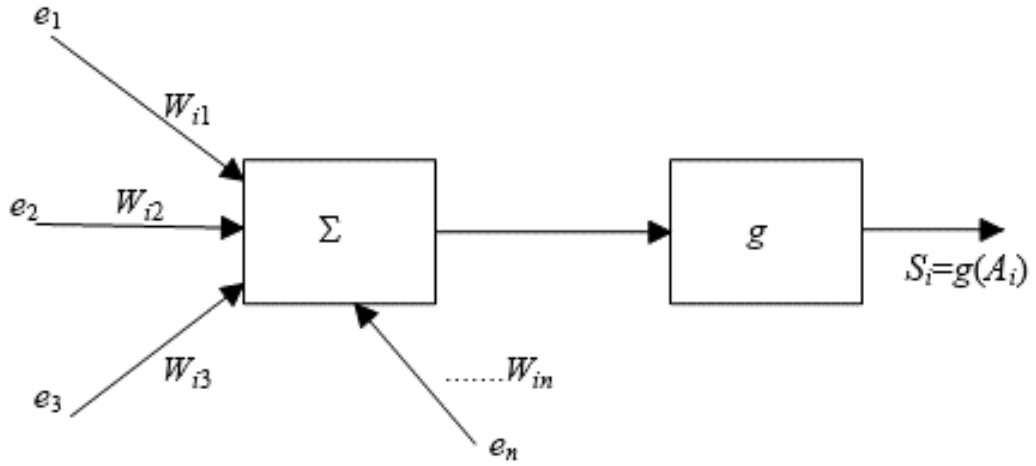
$$y = Wx + b \quad (3.1)$$

Yukarıda verilen (3.1) denkleminde x , bağımsız değişken, girdi olup; y , bağımlı



Şekil 3.2 Bir sinir hücresinin matematiksel modeli

değişkendir. Girdiye ait skoru verir. W , ağırlık katsayısı, b , bias değişkenidir. Modelleme işlemlerinde, genel olarak en iyi skoru veren W ve b değerlerini bulmak, birincil hedeftir.



Şekil 3.3 Skaler çarpım nöronu

$$S_i = g(A_i) \quad (3.2)$$

ile verilir. Burada,

$$A_i = \sum_{k=1}^n W_{ik} e_k \quad (3.3)$$

şeklindedir. W_{ik} katsayısı, k 'dan i 'ye doğru olan bağlantının sinaptik ağırlığı; e_k ise, giriş parametreleridir. Genellikle, skaler çarpım nöronu iki ardışık modülden oluşur: Bir doğrusal dönüşüm (skaler çarpım) ve bunu izleyen doğrusal olmayan dönüşüm g . Sinaptik ağırlıkların hesaplanması için en önemli adım, öğrenme aşamasıdır.

3.1.1 Öğrenme Aşaması

Sinir ağları kendilerini çevrelerine (probleme) adapte etme davranışlarını değiştirebilir, buna “öğrenme” denir. Bir girdiler topluluğu sunarak, istenen sonuçları elde etmek için ağırlıklandırma parametrelerini değiştirerek ağ, kendiliğinden ayarlanır.

3.1.2 Kullanma Aşaması

Bu adımda, ağın performansı test edilir, çünkü bu, daha sonra seçilen örneklerle yakın olan durumlarla karşılaştırılacaktır. Elde edilen cevaplara referansla, söz konusu ağın kalitesi değerlendirilebilecektir.

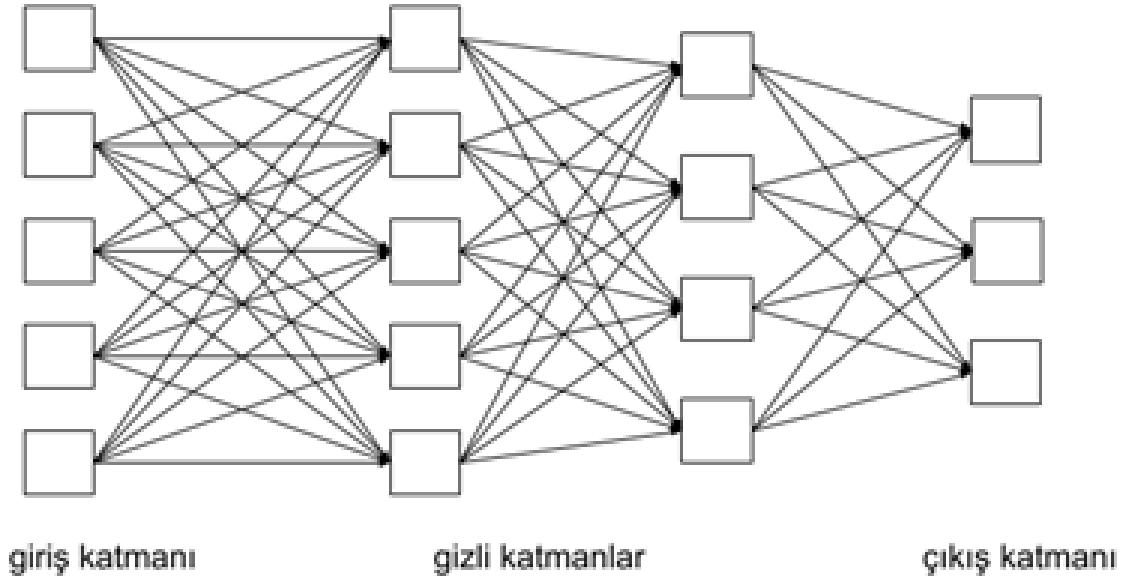
Burada iki farklı mimari göz önüne alınmıştır. Bunlar, en güncel mimariler ve en basit doğrusal olmayan ağlardır.

3.1.3 Çok Katmanlı Geri Yayılım Ağı

Çok katmanlı ağlar, nöronları ağda sunulan bilgiyi kodlayan bir giriş katmanından, “gizli” olarak adlandırılan değişken sayıda iç katmandan ve istenen cevaplar kadar çok sayıda nöron içeren bir çıkış katmanından (Şekil 3.4) oluşur. Aynı katmanın nöronları arasında bağlantı yoktur. Şekil 3.4'teki modelde 2 gizli katman bulunmakta olup $5+4+3=12$ nöron (giriş katmanları hariç), $[5 \times 4] + [5 \times 4] + [4 \times 3] = 20 + 20 + 12 = 52$ W ve $5+4+3=12$ b değişkeni bulunmaktadır. Buna göre toplam 64 parametre öğrenilecektir. Tek katmanlı ve çok katmanlı YSA modelleri önemli bir ayrım bulunmaktadır. Çok katmanlı yapı üzerine ilk çalışma 1960 yılında Widrow ve Hoff tarafından yapılmıştır [113].

3.1.4 Katmanların ve Nöronların Modele Katkısı

Herhangi bir katmanda yer alan nöronların birbirleriyle bağlantıları bulunmaz. Bu nöronların görevi sistemin hafızasında kalan bilgiyi sonraki katmana veya çıkışa aktarmaktır. Ardışık iki katmanda yer alan nöronlar birbirlerini farklı aktivasyon değerleri ile etkiler ve bir aktarım gerçekleşir ki bu, modelin öğrenme seviyesini belirler.



Şekil 3.4 Çok katmanlı ağlar

Böylece sistemin performansı, modeldeki bir katmanda yer alan nöron sayısından dolaylı yoldan etkilenmektedir. Katman sayısının artmasının training performansını pozitif yönde etkileyebileceği yaklaşımı doğru değildir. Çünkü model performansı, sadece girdiler ve katman sayısı ile ilgilidir fakat bunlarla belirlenmez. Bunun yanında çıkış performansında birçok hiperparametrenin etkisi bulunmaktadır. Giriş ($x = 0$) değerini aldığı anda, $W \cdot x = 0$ olur ve $+b$ değeri skor fonksiyonunun çıktısını öterler. Yeni bir iterasyona geçildiğinde öğrenme işleminin devam etmesi bu şekilde sağlanmaktadır. Fakat training (öğrenme) sürecine sadece bu basamak etkili olmaz. Ayrıca "forward-propagation" ve "back-propagation" durumları önemli olmaktadır. W ağırlık vektörü düğüm/nöron sayısı, bias (b) değişkeni de bir sonraki katmanda yer alan düğüm sayısına eşlenmelidir.

3.1.5 Ağ Modeli Tasarımında W Ağırlık Vektörünün Değerlerinin Oluşturulması

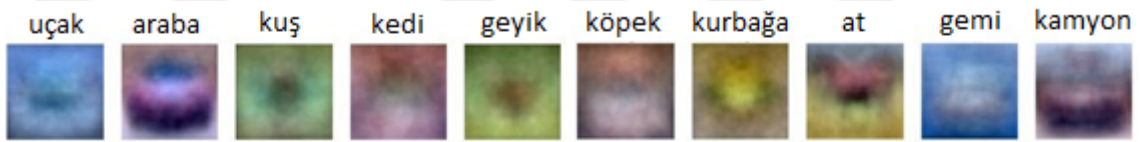
Ağ modelinin tasarımında W ağırlık vektörünün değerleri, başlangıçta rastgele alınabileceği gibi daha önce eğitimi tamamlanmış bir modelin ağırlıkları, giriş başlangıç ağırlıkları olarak tanımlanabilir. Fakat ilgili değerlerin atanmasında (+) veya (-) değerlerin rastgele dağılımına dikkat edilmelidir. Çünkü '0' değerinin verildiği durumlar için sonuç, katmanlarda sürekli birbirine eşit olacağından, training, sağlanmamış olur. Bu, istenmeyen bir durumdur.

Kayıp/Yitim Fonksiyonunun (Loss Function) alacağı değer, bir ağ modelinin başarımını belirler. Bu fonksiyonun çok sayıdaki optimizasyon araçlarıyla '0'a yaklaşması istenir. Bu fonksiyonun değeri, eğitim ve test verilerinin karşılaştırılmasıyla hesaplanmaktadır.

Fakat burada iki farklı kısıttan söz edilmesi gerekir:

- Modeldeki tüm verinin kullanımı, büyük boyutlu bir parametre havuzu oluşturur.
- Test işleminde, eğitimde yer alan tüm verilerle mukayese yapılırsa, işlemin yükü artar ve tespit süresi uzar.

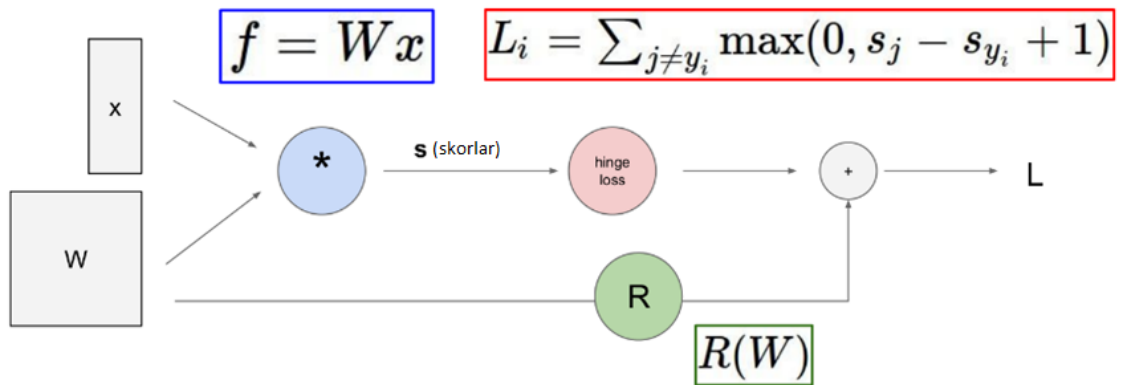
Yukarıdaki iki durum, bir ağ modelinin verimini düşürecektir. Bu durumları ortadan kaldıracak bir temel uygulama yapılabilir. Test verileri, eğitim setinde yer alan verilerin belli bir kısmı ile mukayese edilir. Bu durumda, temel işlem yükü azalacak ve sistemin hızı artarak, performansı olumlu yönde etkilenecektir. Burada en önemli nokta temsil verisinin seçimidir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Öğrenme sonunda öğrenilmiş ağırlıklar

Training veri paketi içinde yer alan bilginin tümünü kapsayan bir veri paketi oluşturulmalıdır. Bunu sağlamak için training sürecinin ardından ilgili verinin ağırlık matrisi (ortalaması) temsil verisi olarak belirlenmektedir.

Regularizasyon (R) değerinin Loss değerine eklenmesi nedeniyle, Loss, kesinlikle sıfır değerini almaz. Bu durum, ayrıca, W ağırlık vektörünün sıfır olması dışında sağlanmaktadır (Şekil 3.6).



Şekil 3.6 Loss değerine Regularizasyon değeri eklenmesi

Regularizasyon hiperparametresinin kullanımı zorunlu değildir. Fakat derin öğrenmenin başarımına olumlu yöndeki etkisi nedeniyle kullanılması önerilir. Çeşitli

optimizasyon teknikleri yardımıyla Loss hesabı yapılabilir. İki sınıflı temel bir sistem için “Sigmoid”, daha karmaşık sınıflandırma sistemlerinde SVM’de (Support Vector Machines-Destek Vektör Makineleri) $s(f(W, x))$ skor fonksiyonu ve modelin ürettiği skor değerini referans sayarak olasılıksal Loss hesabı gerçekleştirir. Temel işlemler, Loglike değerini en yükseğe çekmek ve negatif olabilirlik değerini en düşük değere indirmektir. Bu adımları işletilirken olasılık değerlerini En Büyük Olabilirlik Yöntemi’yle (Maximum Likelihood Method, MLM) dönüştürme gerçekleştirmektedir. Kayıp fonksiyonu parçalı-lineer bir matematiksel yapıdadır.

$$R(W) = \sum_k \sum_l W_{k,l}^2 \quad (3.4)$$

$$L = \frac{1}{N} \sum_i L_i + \lambda R(W) \quad (3.5)$$

$\frac{1}{N} \sum_i L_i$, veri kaybı ve $\lambda R(W)$, regularizasyon kaybı olmak üzere,

$$L = \frac{1}{N} \sum_i \sum_{j \neq y_i} [\max(0, f(x_i; W)_j - f(x_i; W)_{y_i} + \Delta)] + \lambda \sum_k \sum_l W_{k,l}^2 \quad (3.6)$$

ile verilir.

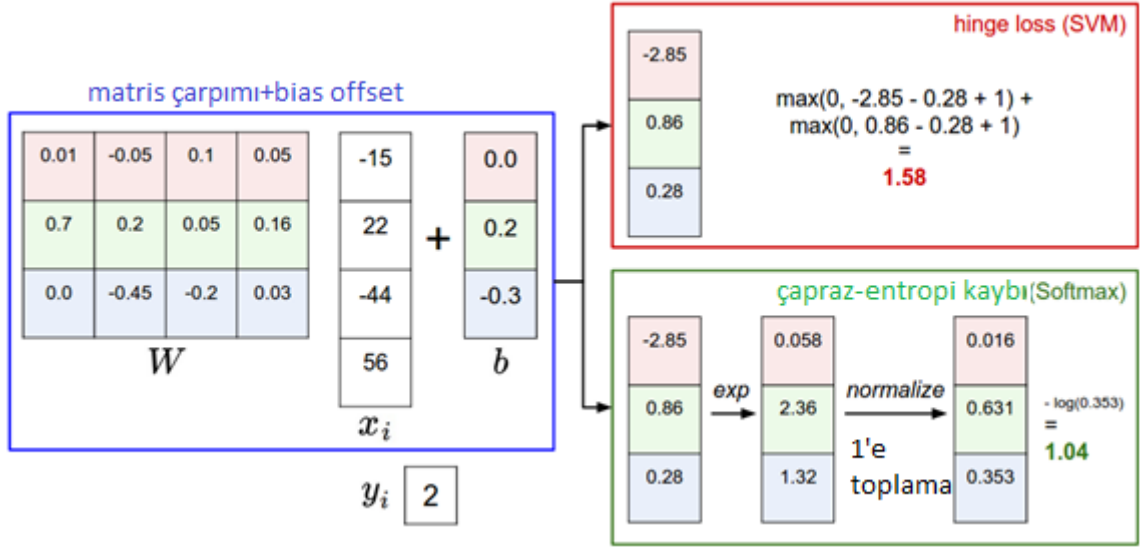
3.1.6 Destek Vektör Makineleri ya da Softmax Seçimi

Destek Vektör Makinelerinin, benzerlik skorunu üretiminde, Softmax benzerlikle ilgili olasılık değerlerini oluşturur ve elde edilen sonucun normalizasyonu yapılarak olasılıksal biçime getirilir. Böylece sınıflar arasındaki farkın çok kolay anlaşılabilirdiği bir durum ortaya çıkar. Bu nedenle sınıflandırma işlemlerinde kullanılması önerilmektedir. Sistem performansı üzerinden mukayese edildiğinde farkın az olduğu görülür. Şekil 3.7’de SVM ve Softmax için kayıp hesabı verilmektedir.

Referans [114]’teki demo kullanılarak lineer sınıflandırma için parametreler değiştirilerek oluşan sonuç üzerinden sınıflandırma performansı incelenebilir.

Loss fonksiyonunun minimumunu belirlemek için üç tip yol mevcuttur:

- Rastgele Arama (Random Search) (en kötü yaklaşım)
- Rastgele Yerel Arama (Local Random Search)



Şekil 3.7 Örnek kayıp hesabı şeması

- Gradyan İnişi Takip Etme (Following Gradient Descent)

Bu yöntemler içinde Stokastik Gradyan İniş (Stochastic Gradient Descent-SGD), optimizasyon alanında en fazla tercih edilen tekniklerin başını alır. Gradyan hesabının iki farklı yolu bulunur:

- Sayısal Gradyan: Yavaş olup, yakınsaklık açısından fazla iyi değildir ancak programlama işlemi basittir.
- Analitik Gradyan: Hızlı olup, yakınsaklık açısından iyidir ancak hata oranı daha yüksektir.

Uygulamada, işleme başlarken analitik gradyan kullanılır ve hesaplamanın kontrolü numerik gradyanla yapılır.

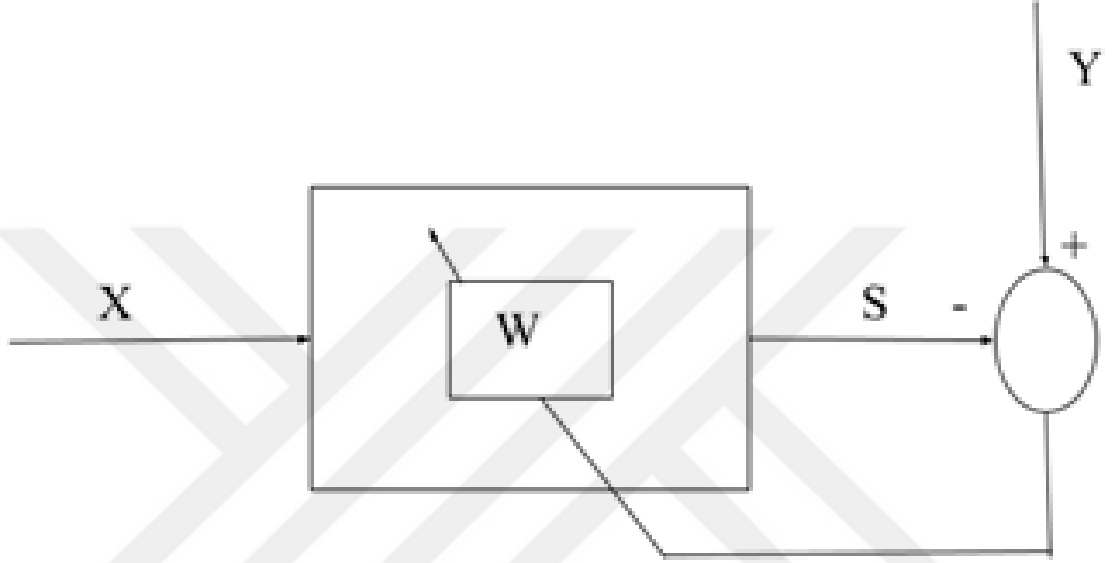
3.1.7 Geriye Yayılım (Backpropagation) Algoritması

Öğrenme aşamasında kullanılan algoritma, Geri Yayılım Öğrenme Algoritması olarak isimlendirilir. Bu algoritmayı ilk kez 1986'da Rumelhart ve ekibi kullanmıştır [115]. Bu algoritma, iki basamak içerir:

- ağa bir giriş konfigürasyonu sunmak ve daha sonra bu konfigürasyonu giriş katmanından gizli katmanlardan çıkış katmanına kadar aşamalı olarak yaymaktan oluşan bir yayılma aşamasını,

- yayılma işleminin ardından, sunulan tüm örnekler üzerinde elde edilen hatayı minimize etmeyi içeren bir geri yayılma aşamasını (Şekil 3.8),

Bu hata, tüm öğrenme aşamasında yer alan tüm örnekler için belirlenen yanıtlar (S) ile istenen yanıtlar (Y) arasındaki mesafelerin karesel toplamını verir. Ağın sinaptik ağırlığını yeniden hesaplamak için, devre sayısına ulaşılan ya da hata istenen hedeften daha az olana kadar bu süreç devam eder.



Şekil 3.8 Geri yayılım öğrenmesi

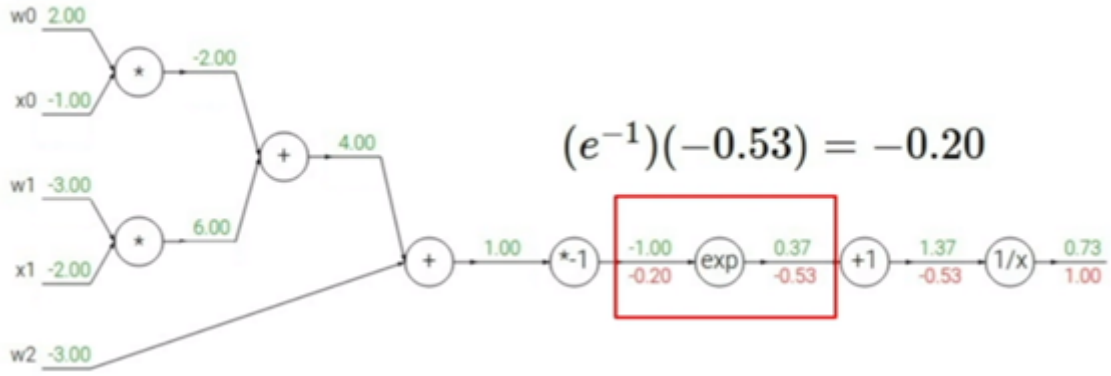
Gizli katmandaki ve çıkış katmanlarındaki tüm ağırlıklar işleme eklenir. Hatanın değeri gizli katmanlardaki nöronlara tekrar giderek modeldeki başarıyı artmaktadır. Giriş değerlerinin ağırlık katsayıları ile çarpılmasıyla gizli katmanın çıkışından modelin çıkışına verilir. İlgili kısma "ileri yayılım" adı verilir. Geri yayılım tarafından modeldeki ağırlık katsayıları güncellenmekte ve modelin optimize edilmesi gerçekleştirilmiştir.

Şekil 3.9'da iki girişe (x_0, x_1) sahip olan nöron modelinde, aktivasyon aracı sigmoid fonksiyonu seçilmiştir. Öğrenme için ağırlık katsayıları (w_0, w_1, w_2) olarak verilmektedir.

$$f(w, x) = \frac{1}{1 + e^{-(w_0 x_0 + w_1 x_1 + w_2)}} \quad (3.7)$$

Ağ modeli (3.7) denkleminde yararlanılarak meydana getirilmiştir. İleri yayılım yönünde girişte yer alan 2.00, -1.00, -3.00, -2.00, -3.00 değerlerinin işlemleri ileriye doğru yapılarak çıkış, 0.73 değerini almaktadır.

Geri yayılımın oluşumunda modelde bulunan fonksiyonların gradyanlarının



Şekil 3.9 İki girişli örnek nöron modeli

hesaplanması gerekmektedir. İlk basamakta kullanılan gradyan fonksiyonu denklem (3.8)'de verilmiştir. 0.73 çıktısı başlangıç olup geri yönde hesaplamaların gerçekleştirilmesi:

$$f(x) = \frac{1}{x} \rightarrow \frac{df}{dx} = -1/x^2 \quad (3.8)$$

$$f_c(x) = c + x \rightarrow \frac{df}{dx} = 1 \quad (3.9)$$

$$f(x) = e^x \rightarrow \frac{df}{dx} = e^x \quad (3.10)$$

$$f_a(x) = ax \rightarrow \frac{df}{dx} = a \quad (3.11)$$

(3.8) denkleminde faydalanılarak,

$$\frac{-1}{1.37^2} (1.00) = -0.53 \quad (3.12)$$

elde edilir. Buradaki 1.00 çarpanı default olarak bias çarpanı olarak alınmıştır. Diğer basamakta ilgili gradyan fonksiyonu tekrar kullanıldığında $(1)(-0.53) = -0.53$ şeklinde yeni basamak bulunur. Diğer basamakta daha önce ifade edilen (3.10)'teki türevin sonucu kullanılarak geri yönde ağırlık güncellemesi şu şekilde verilir:

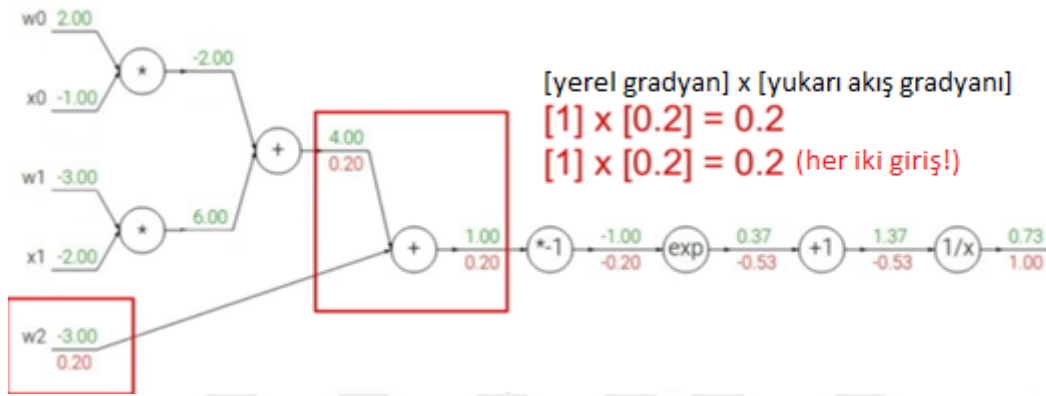
$$e^{-1}(-0.53) = -0.20 \quad (3.13)$$

Bir adım daha işlem yapılırsa;

$$(-1)(-0.20) = 0.20 \quad (3.14)$$

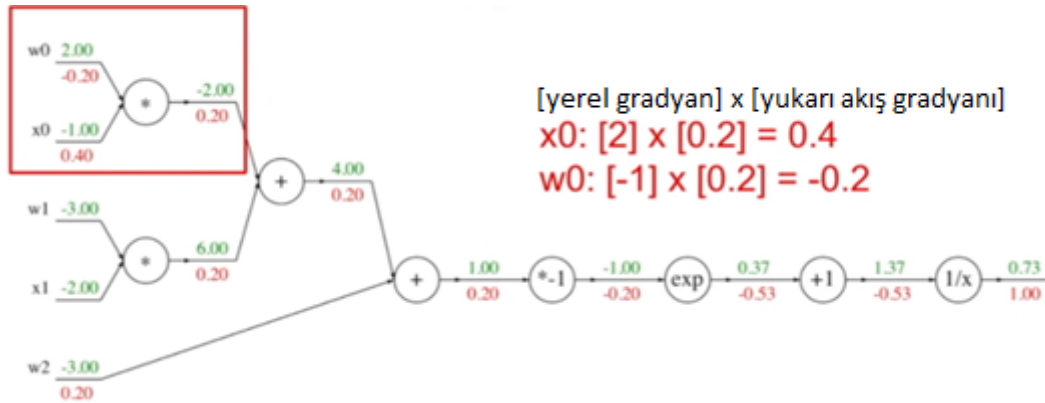
sonucu elde edilir.

Bu basamakta toplam düğümünden 2 kolun ayrılması gerekir. 2 çıkışın da ağırlıkları belirlenirken yerel gradyan (local gradient) ve ileri yönde gradyan (upstream gradient) işlemi yapılır. Değer Şekil 3.10'daki gibi bulunur.



Şekil 3.10 Geri yayılımda toplam düğümündeki ağırlıkların hesabı

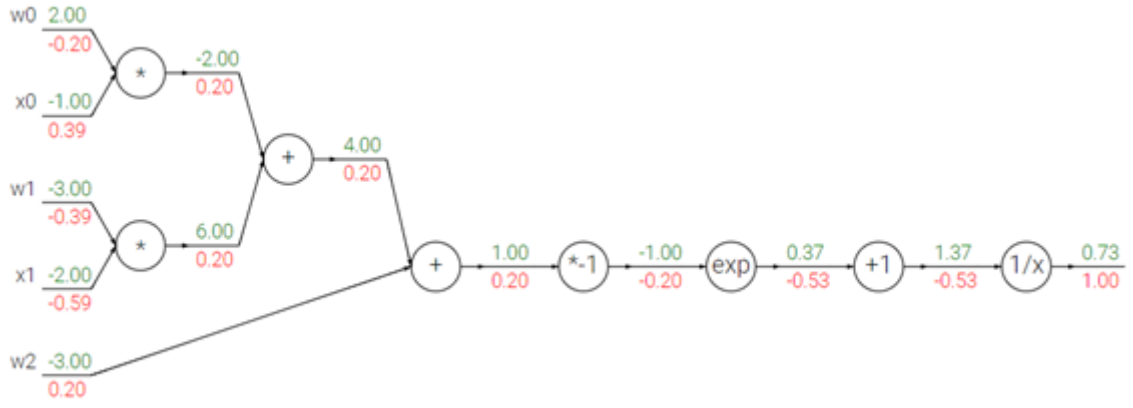
Çarpım düğümündeki işlem ele alınırsa; x_0 ve w_0 değerleri çarpım düğümüne iletilen yeni ağırlıkla çarpılmalıdır (Şekil 3.11).



Şekil 3.11 Geri yayılımda çarpım düğümündeki ağırlıkların hesabı

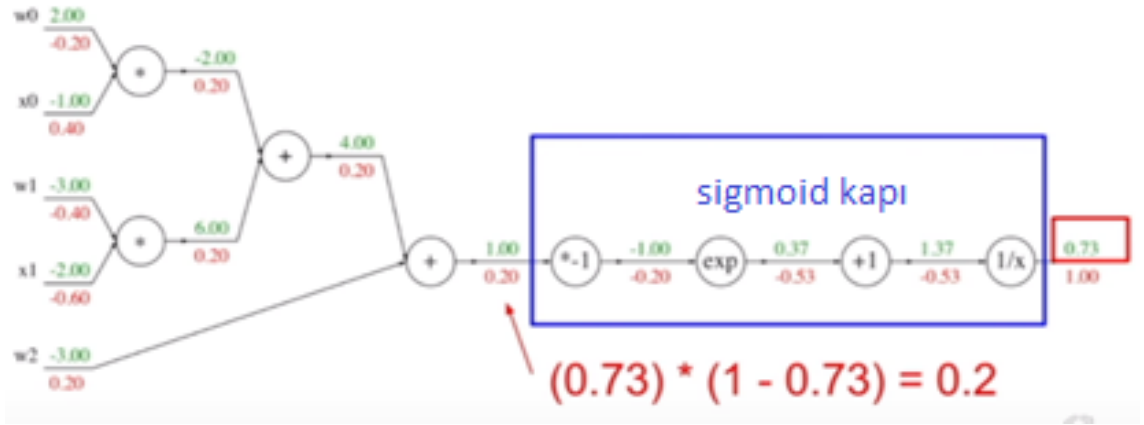
Sonuç olarak tüm ağ modelinde geri yönde ağırlıklar hesaplandığında oluşan yeni ağırlıklar Şekil 3.12'deki gibi elde edilmektedir.

Modelde iki girişin olduğu kısımlarda yeni belirlenen değer, iki çıkışa da iletilerek hesaplamalar devam eder. Bunun yanında bazı noktaların bir araya gelmesi bir başka modeli sembolize edebilmektedir. Örnek olarak Şekil 3.13'te görüldüğü gibi



Şekil 3.12 Geriye doğru ağırlıkların güncellenmesi

modeldeki bir kısım, sigmoid fonksiyonu olarak temsil edilmektedir. Bu durumda, model sonu ile ilk dallanma düğümü arasındaki kısmın hesabı, sadece bir adım halinde de yapılabilir.



Şekil 3.13 Sigmoid fonksiyonunun model üzerinde gösterimi

Denklem (3.7)'de model için sigmoid fonksiyonun ifadesi verilmiştir. En genel biçimde sigmoid fonksiyonu tanımlanacak olursa,

$$\sigma(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}} \quad (3.15)$$

şeklinde ifade edilir. Bu fonksiyonun türevi ise,

$$\frac{d\sigma(x)}{dx} = \frac{e^{-x}}{(1 + e^{-x})^2} = \left(\frac{1 + e^{-x} - 1}{1 + e^{-x}} \right) \left(\frac{1}{1 + e^{-x}} \right) = (1 - \sigma(x)) \sigma(x) \quad (3.16)$$

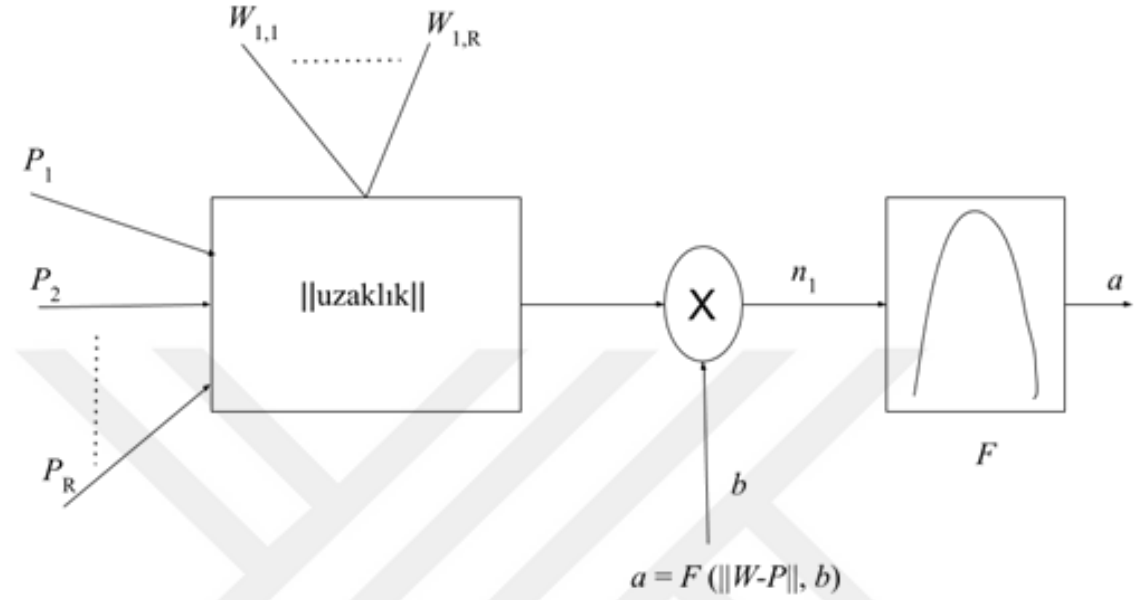
olarak elde edilir.

Bütün basamakların geri yöndeki hesabı, model optimizasyon ve öğrenme işlemlerinin

gerçekleşmesinde önemlidir.

3.1.8 Radyal-Baz Fonksiyon Ağı

Şekil 3.14'te, R girişli radyal-baz fonksiyon nöronu verilmektedir.



Şekil 3.14 Radyal-Baz fonksiyonu nöron modeli

Bu durumda, W ağırlığı ile P giriş vektörleri arasındaki uzaklık vektörü olan temel radyal transfer fonksiyonunun girişi, b bias değeri ile çarpılır [111].

Temel radyal nöronun transfer fonksiyonu, $radbas(n) = e^{-n^2}$ dir.

Radyal-baz fonksiyon ağı, üç katmanlı bir ağıdır. Bunlar; nöronları genellikle doğrusal bir aktivasyon fonksiyonu tarafından canlandırılan giriş katmanı, kernel-fonksiyonundan oluşan bir gizli katman ve çıkış katmanıdır [116]. Böylece, gizli katmanın her bir nöronu, bir kernel-fonksiyonu oluşturur, girişini ağırlıkları ile kodlanmış vektör (prototip vektör) ile karşılaştırır ve vektöre benzer girişe daha yoğun bir aktivasyonla yanıt verir.

3.2 Sinir Ağları ve Anten Dizileri

Yönelticilik diyagramı $f(\theta, \emptyset)$ olan P adet eş kaynaklı çizgisel anten dizisini ele alalım. Her biri X_i konumunda, $w_i = a_i \exp(j\psi_i)$ kompleks uyartım ile beslenmiş

olsun. Işıma diyagramı,

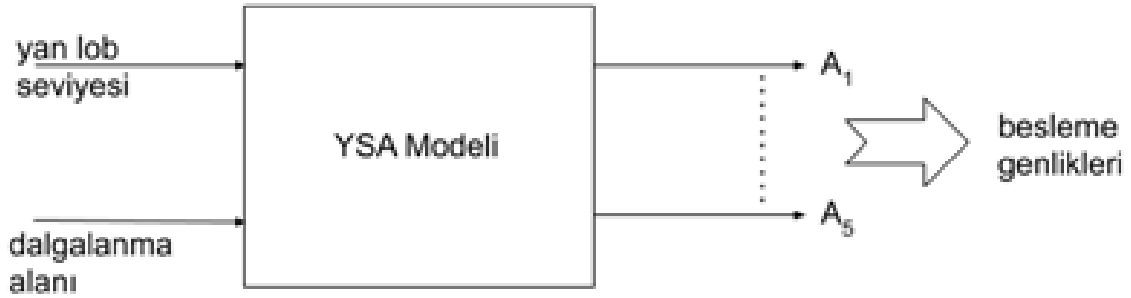
$$F(\theta, \phi) = \frac{f(\theta, \phi)}{F_{\max}} \sum_{i=1}^P a_i \exp[j(k_0 X_i \sin \theta \cos \phi + \psi_i)] \quad (3.17)$$

ile verilir [117]. Burada k_0 dalga sayısı ($k_0 = 2\pi/\lambda$), θ , ϕ açısal yönler, a_i , ψ_i kompleks beslemenin genlik ve fazıdır. Eğer ϕ sabitse, $F(\theta, \phi)$ E veya H düzleminde gösterilebilir. Kolaylık olması açısından $\phi = 0$ düzlemindeki lineer dizilerin sentezi verilecektir. Elemanların çift sayıda olduğu ($P = 2N$) ve simetrik uzay dağılımının geçerli olduğu durumda, dizi aşağıdaki normalize yönleticilik diyagramına sahip olur:

$$F_s(\theta) = \frac{f(\theta)}{F_{s \max}} \sum_{i=1}^N a_i \cos(k_0 X_i \sin \theta + \psi_i) \quad (3.18)$$

Böylece, sentez problemi, beslemelerin ve uzay dağılımlarının ayarlanarak anten dizilerinin yönleticilik diyagramının $F_d(\theta)$ istenen patterne yaklaşımını içerir.

Anten dizisinin karakteristikleri (besleme genlikleri ve fazları, kaynakların uzay dağılımları, kazanç, dalgalanma alanı, yan lob seviyeleri vb.) arasında büyük bir esneklik sağlanmıştır, çünkü sistem parametrelerinin giriş ve çıkış sayısında bir kısıtlama yoktur (Şekil 3.15).



Şekil 3.15 2 girişli ve 5 çıkışlı YSA sentez modeli

3.2.1 Sinir Ağı Topoloji Seçimi

Ağ topolojisi uygun şekilde seçilmelidir. Tek katmanlı bir ağın, problemleri, sadece doğrusal ayrımlarla çözebileceği açıktır. Bu nedenle, uygulamada doğrusal olmayan durum sıklıkla mevcut olduğundan en az bir ara tabakaya ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca, ara katmanların (gizli) sayısının ve bunların her birindeki nöronların sayısının seçimi için kesin bir kural yoktur [118].

Bir geri yayılma ağı veya bir radyal-baz fonksiyon ağı seçmek, çözülmesi gereken

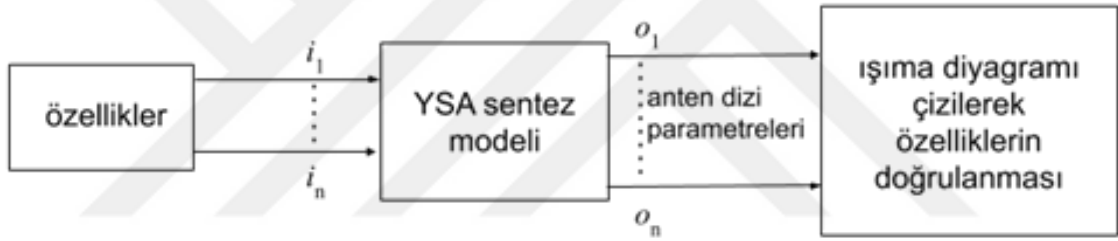
problemin doğasına bağlıdır [119].

3.2.2 YSA'nın Kurulması ve Doğrulanması

Genel olarak, YSA'nın kurulması ve doğrulanması adımları dört parçaya ayrılmıştır:

1. Ağ girişlerinin seçimi,
2. Ağ çıkışlarının seçimi,
3. Çalışılan ağ mimarisinin seçimi,
4. Öğrenme örneklerine yakın seçilen yeni örneklerde ağların testleri.

Şekil 3.16, yapay sinir ağı tarafından geliştirilen modelin test aşaması sinoptik blok diyagramını göstermektedir [54].



Şekil 3.16 YSA model test aşamasının sinoptik blok diyagramı

3.3 Modelleme

3.3.1 İnterpolasyon

Tezde ele alınan problemde modelleme için 7 adet giriş ve 1 adet çıkış bulunmaktadır. ARM'den elde ettiğimiz datalarda giriş değişkenleri 5 adet besleme kaynağının faz açıları (P_1 - P_5) ve elde edilen yakın alan ışımasındaki ilgili noktanın birimsel koordinatları (X , Y); çıkış değişkeni ise ilgili birimsel koordinattaki elektrik alanının genliğidir (E). Bu durum Tablo 3.1'de gösterilmiştir. Faz değişkenleri P_1 - P_5 ; 0° , 90° , 180° , 270° , 360° değerlerini alırken X 'in aralığı, [1-76]; Y 'nin aralığı ise, [1-51]'dir. Faz açılarının ilgili değerleri dışındaki ara açı değerleri için İnterpolasyon Yöntemi uygulanmaktadır.

Tablo 3.1 Problemin giriş-çıkış gösterimi

P_1	P_2	P_3	P_4	P_5	X	Y	E
Girişler						Çıkış	

3.3.1.1 Polinom İnterpolasyonu (Ara Değer Bulma)

Bir fonksiyonun sonlu sayıdaki $x_0, x_1, \dots, x_n$ noktalarında aldığı $f(x_0), f(x_1), \dots, f(x_n)$ değerleri bilinsin (fonksiyonun kendisi bilinmiyor). Bu noktalardan geçen n . dereceden bir tek,

$$P_n(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_nx^n \quad (3.19)$$

polinomu vardır. ($i = 0, 1, 2, \dots, n$ için $P_n(x_i) = f(x_i)$). $P_n(x)$ polinomu elde edilip bir x noktasındaki $f(x)$ değerinin yerine $P_n(x)$ alınırsa, bilinmeyen $f(x)$ değeri yaklaşık $f(x) \approx \widehat{f(x)} = P_n(x)$ olarak hesaplanmış olur. Bu yaklaşıma polinom interpolasyonu (polinom kullanarak ara değer bulma) denir.

$$\begin{aligned} &(x_0, f(x_0)) \\ &(x_1, f(x_1)) \\ &\dots \\ &(x_n, f(x_n)) \end{aligned} \quad (3.20)$$

noktalarından geçen n . dereceden

$$P_n(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_nx^n \quad (3.21)$$

polinomunu belirlemek için

$$P_n(x_i) = f(x_i), i = 0, 1, 2, \dots, n \quad (3.22)$$

yani,

$$\begin{cases} a_0 + a_1x_0 + a_2x_0^2 + \dots + a_nx_0^n = f(x_0) \\ a_0 + a_1x_1 + a_2x_1^2 + \dots + a_nx_1^n = f(x_1) \\ \vdots \\ a_0 + a_1x_n + a_2x_n^2 + \dots + a_nx_n^n = f(x_n) \end{cases} \quad (3.23)$$

denklem sisteminden $a_0, a_1, a_2, \dots, a_n$ katsayılarının belirlenmesi gerekir. Bu lineer denklem sistemi çözülerek bu katsayılar belirlenebilir.

$$\begin{bmatrix} 1 & x_0 & x_0^2 & \dots & x_0^n \\ 1 & x_1 & x_1^2 & \dots & x_1^n \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 & \dots & x_n^n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f(x_0) \\ f(x_1) \\ \vdots \\ f(x_n) \end{bmatrix} \quad (3.24)$$

denklem sistemindeki

$$A = \begin{bmatrix} 1 & x_0 & x_0^2 & \dots & x_0^n \\ 1 & x_1 & x_1^2 & \dots & x_1^n \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 & \dots & x_n^n \end{bmatrix} \quad (3.25)$$

katsayılar matrisi, Vandermonde matrisi olarak bilinir ve singüler değildir. Ancak zayıf koşullu olduğunda sayısal hesaplamalardaki yuvarlatma hatalarından dolayı problemler çıkabilir. İnterpolasyon polinomunu belirlemek için değişik yöntemler geliştirilmiştir [120, 121].

3.3.1.2 Birinci Dereceden Polinom İnterpolasyonu (Doğrusal İnterpolasyon)

Bir fonksiyonun $x_0, x_1 \in R$ noktalarındaki $f(x_0), f(x_1)$ değerleri bilinsin (ya da kolay hesaplanabilsin). $x_0 < x < x_1$ olmak üzere, x bir ara değer olsun ve $f(x)$ bilinmesin (kolay hesaplanamasın). $f(x)$ değerini birinci derecen polinom interpolasyonu ile hesaplamaya çalışalım.

$(x_0, f(x_0))$ ve $(x_1, f(x_1))$ noktalarından geçen doğru denklemi,

$$y - y_0 = m(x - x_0), \quad (3.26)$$

$$m = \frac{f(x_1) - f(x_0)}{x_1 - x_0} \quad (3.27)$$

olmak üzere, birinci dereceden interpolasyon polinomu

$$P_1(x) = f(x_0) + \frac{f(x_1) - f(x_0)}{x_1 - x_0} \cdot (x - x_0) \quad (3.28)$$

olacaktır. Bu interpolasyon polinomu,

$$P_1(x) = \frac{x - x_1}{x_0 - x_1} \cdot f(x_0) + \frac{x - x_0}{x_1 - x_0} \cdot f(x_1) \quad (3.29)$$

biçiminde yazılsın. Dikkat edilirse $P_1(x)$ polinomu

$$L_0(x) = \frac{x - x_1}{x_0 - x_1} = -\frac{x_1}{x_0 - x_1} + \frac{1}{x_0 - x_1}x \quad (3.30)$$

ve

$$L_1(x) = \frac{x - x_0}{x_1 - x_0} = -\frac{x_0}{x_1 - x_0} + \frac{1}{x_1 - x_0}x \quad (3.31)$$

polinomları cinsinden,

$$P_1(x) = L_0(x) \cdot f(x_0) + L_1(x) \cdot f(x_1) \quad (3.32)$$

olarak yazılabilir. $L_0(x), L_1(x)$ polinomları için

$$L_0(x_0) = 1, L_0(x_1) = 0 \quad (3.33)$$

$$L_1(x_0) = 0, L_1(x_1) = 1 \quad (3.34)$$

şeklindedir.

3.3.1.3 n . Dereceden Polinom İnterpolasyonu

$x_0, x_1, x_2, \dots, x_n$ için fonksiyon değerleri $f(x_0), f(x_1), \dots, f(x_n)$ olsun.

$$(x_0, f(x_0)), (x_1, f(x_1)), (x_2, f(x_2)), \dots, (x_n, f(x_n)) \quad (3.35)$$

noktalarından geçen n . dereceden bir $P_n(x)$ polinomu bulunmak isteniyor. $P_n(x)$ polinomu, herbiri n . dereceden bir polinom olan $L_0(x), L_1(x), \dots, L_n(x)$ polinomları cinsinden,

$$P_n(x) = L_0(x) \cdot f(x_0) + L_1(x) \cdot f(x_1) + \dots + L_n(x) \cdot f(x_n) \quad (3.36)$$

olarak yazılsın. $P_n(x)$ polinomunun,

$$(x_0, f(x_0)), (x_1, f(x_1)), (x_2, f(x_2)), \dots, (x_n, f(x_n)) \quad (3.37)$$

noktalarından geçmesi için,

$$P_n(x_0) = f(x_0) \Rightarrow L_0(x_0) = 1, L_1(x_0) = 0, L_2(x_0) = 0, \dots, L_n(x_0) = 0 \quad (3.38)$$

$$P_n(x_1) = f(x_1) \Rightarrow L_0(x_1) = 0, L_1(x_1) = 1, L_2(x_1) = 0, \dots, L_n(x_1) = 0 \quad (3.39)$$

$$P_n(x_2) = f(x_2) \Rightarrow L_0(x_2) = 0, L_1(x_2) = 0, L_2(x_2) = 1, L_3(x_2) = 0, \dots, L_n(x_2) = 0 \quad (3.40)$$

...

$$P_n(x_n) = f(x_n) \Rightarrow L_0(x_n) = 0, L_1(x_n) = 0, L_2(x_n) = 0, \dots, L_{n-1}(x_n) = 0, L_n(x_n) = 1 \quad (3.41)$$

yani,

$$L_j(x_i) \begin{cases} 1, & i = j \\ 0, & i \neq j \end{cases} \quad (3.42)$$

olmalıdır. Buna göre, $L_0(x), L_1(x), \dots, L_n(x)$ polinomları bilinmelidir.

$L_0(x)$ polinomunu göz önüne alalım. Kendi kökleri $x_1, x_2, \dots, x_n$ cinsinden $L_0(x)$ polinomu,

$$L_0(x) = c(x - x_1)(x - x_2) \dots (x - x_n) \quad (3.43)$$

şeklinde yazılabilir. Ayrıca, $L_0(x_0) = 1$ olması gerektiğinden,

$$c = \frac{1}{(x_0 - x_1)(x_0 - x_2) \dots (x_0 - x_n)} \quad (3.44)$$

ve

$$L_0(x) = \frac{(x - x_1) \cdot (x - x_2) \dots (x - x_n)}{(x_0 - x_1) \cdot (x_0 - x_2) \dots (x_0 - x_n)} \quad (3.45)$$

şeklindedir.

$L_1(x)$ polinomu, kendi kökleri $x_0, x_2, \dots, x_n$ cinsinden

$$L_1(x) = c_1(x - x_0)(x - x_2) \dots (x - x_n) \quad (3.46)$$

şeklinde yazılabilir. Ayrıca, $L_1(x_1) = 1$ olması gerektiğinden,

$$c_1 = \frac{1}{(x_1 - x_0)(x_1 - x_2) \dots (x_1 - x_n)} \quad (3.47)$$

ve

$$L_1(x) = \frac{(x - x_0) \cdot (x - x_2) \dots (x - x_n)}{(x_1 - x_0) \cdot (x_1 - x_2) \dots (x_1 - x_n)} \quad (3.48)$$

şeklindedir. Benzer şekilde, $L_i(x)$ polinomları

$$L_i(x) = \frac{(x-x_0) \cdot (x-x_1) \dots (x-x_{i-1}) \cdot (x-x_{i+1}) \dots (x-x_n)}{(x_i-x_0) \cdot (x_i-x_1) \dots (x_i-x_{i-1}) \cdot (x_i-x_{i+1}) \dots (x_i-x_n)} = \prod_{j=0, j \neq i}^n \frac{(x-x_j)}{(x_i-x_j)} \quad (3.49)$$

olmak üzere,

$$P_n(x) = \sum_{i=0}^n L_i(x) f(x_i) = \sum_{i=0}^n \left(\prod_{j=0, j \neq i}^n \frac{(x-x_j)}{(x_i-x_j)} \right) f(x_i) \quad (3.50)$$

elde edilir. Bu formül Lagrange formülü olarak bilinir [122].

Özetlemek gerekirse; bir fonksiyonun $n+1$ adet noktadaki $(x_0, x_1, \dots, x_n)$ değeri $(f(x_0), f(x_1), \dots, f(x_n))$ verilsin.

$$\widetilde{f(x)} = P_n(x) \quad (3.51)$$

olarak gösterilir. (3.50) denklemi, Lagrange İnterpolasyon Formülü olarak da isimlendirilir.

İnterpolasyon polinomunun tekliği için denklem (3.19) ele alırsak, 3.24 denklem sisteminin tek bir çözümü olduğunu vurgulamıştık.

$$\det \begin{vmatrix} 1 & x_0 & x_0^2 & \dots & x_0^n \\ 1 & x_1 & x_1^2 & \dots & x_1^n \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 & \dots & x_n^n \end{vmatrix} = \prod_{i,j=0, i>j}^n (x_i - x_j) \neq 0 \quad (3.52)$$

olarak elde edilir. Çünkü $i \neq j$ için $x_i \neq x_j$ 'dir.

$$\det \begin{pmatrix} 1 & x_0 \\ 1 & x_1 \end{pmatrix} = x_1 - x_0 \neq 0 \quad (3.53)$$

$$\det \begin{pmatrix} 1 & x_0 & x_0^2 \\ 1 & x_1 & x_1^2 \\ 1 & x_2 & x_2^2 \end{pmatrix} = (x_1 - x_0)(x_2 - x_1)(x_2 - x_0) \\ = x_2^2 \cdot (x_1 - x_0) + x_1^2 \cdot (x_0 - x_2) + x_0^2 \cdot (x_2 - x_1) \neq 0 \quad (3.54)$$

şeklinde bulunur.

3.3.1.4 Eşit Aralıklı Noktalarda Interpolasyon

Öncelikle denklemlerde kolaylık olması açısından Δ notasyonunu tanımlamakta fayda bulunmaktadır. $\Delta f(x) = f(x+h) - f(x)$ olmak üzere Δ ileri fark operatörünü (işlemcisini) gösterebiliriz. Bu lineer operatör için,

$$\Delta^k f(x) = \Delta^{k-1}(\Delta f(x)) = \Delta^{k-1}(f(x+h) - f(x)) = \Delta^{k-1}f(x+h) - \Delta^{k-1}f(x) \quad (3.55)$$

olmak üzere, örneğin,

$$\begin{aligned} \Delta^2 f(x) &= \Delta(\Delta f(x)) = \Delta(f(x+h) - f(x)) = \Delta f(x+h) - \Delta f(x) \\ &= f(x+2h) - f(x+h) - f(x+h) + f(x) \\ &= f(x+2h) - 2f(x+h) + f(x) \end{aligned} \quad (3.56)$$

şeklinde elde edilir.

$x_0, x_1, \dots, x_n$ noktaları için $x_i - x_{i-1} = h$, $i = 1, 2, \dots, n$ olsun. Bu noktalardaki fonksiyon değerleri $f_0 = f(x_0)$, $f_1 = f(x_1) = f(x_0 + h)$, $\dots$, $f_n = f(x_n) = f(x_0 + nh)$ şeklinde gösterilerek,

$$\Delta f_0 = \Delta f(x_0) = f(x_0 + h) - f(x_0) = f_1 - f_0 \quad (3.57)$$

$$\begin{aligned} \Delta^2 f_0 &= \Delta(f_1 - f_0) = \Delta f_1 - \Delta f_0 \\ &= (f_2 - f_1) - (f_1 - f_0) = f_2 - 2f_1 + f_0 \end{aligned} \quad (3.58)$$

$$\begin{aligned}\Delta^3 f_0 &= \Delta(f_2 - 2f_1 + f_0) = \Delta f_2 - 2\Delta f_1 + \Delta f_0 \\ &= (f_3 - f_2) - 2(f_2 - f_1) + (f_1 - f_0) = f_3 - 3f_2 + 3f_1 - f_0\end{aligned}\quad (3.59)$$

olmak üzere,

$$\begin{aligned}P_n(x) &= f_0 + (x - x_0) \cdot \frac{\Delta f_0}{h} + (x - x_0) \cdot (x - x_1) \frac{\Delta^2 f_0}{2! \cdot h^2} \\ &\quad + (x - x_0) \cdot (x - x_1) \cdot (x - x_2) \cdot \frac{\Delta^3 f_0}{3! \cdot h^3} + \dots \\ &\quad + (x - x_0) \dots (x - x_{n-1}) \cdot \frac{\Delta^n f_0}{n! \cdot h^n}\end{aligned}\quad (3.60)$$

olduğu gösterilebilir. Bu formüldeki değerler aşağıdaki ileri fark tablosundan kolayca elde edilebilir(Tablo 3.2).

Tablo 3.2 İleri fark tablosu

x	$f(x)$	
x_0	$f_0 = f(x_0)$	
		$\left\{ \frac{f_1 - f_0}{h} \right\}$
x_1	$f_1 = f(x_1)$	$\left\{ \frac{\left(\frac{f_2 - f_1}{h} - \frac{f_1 - f_0}{h} \right)}{2h} = \frac{1}{2h^2} (f_2 - 2f_1 + f_0) \right\}$
		$\left\{ \frac{f_2 - f_1}{h} \right\}$
x_2	$f_2 = f(x_2)$	$\left\{ \frac{\left(\frac{f_3 - f_2}{h} - \frac{f_2 - f_1}{h} \right)}{2h} = \frac{1}{2h^2} (f_3 - 2f_2 + f_1) \right\}$
		$\left\{ \frac{f_3 - f_2}{h} \right\}$
x_3	$f_3 = f(x_3)$	
.		
.		
.		
x_{n-1}	$f_{n-1} = f(x_{n-1})$	
		$\left\{ \frac{f_n - f_{n-1}}{h} \right\}$
x_n	$f_n = f(x_n)$	

Kısaca,

$$\Delta^r f_i = \Delta^{r-1} f_{i+1} - \Delta^{r-1} f_i \quad (3.61)$$

olarak gösterilir.

$$x - x_0 = sh \Rightarrow x = x_0 + sh \quad (3.62)$$

$$x - x_1 = x_0 + sh - (x_0 + h) = (s - 1)h \quad (3.63)$$

$$(x - x_0) \cdot (x - x_1) = sh \cdot (s - 1) \cdot h \quad (3.64)$$

$$\begin{aligned} P_n(x) = P_n(x_0 + sh) &= f_0 + s \cdot \Delta f_0 + \frac{s \cdot (s - 1)}{2!} \cdot \Delta^2 f_0 \\ &+ \frac{s \cdot (s - 1) \cdot (s - 2)}{3!} \cdot \Delta^3 f_0 + \dots \\ &+ \frac{s \cdot (s - 1) \cdot (s - 2) \dots (s - n + 1)}{n!} \cdot \Delta^n f_0 \end{aligned} \quad (3.65)$$

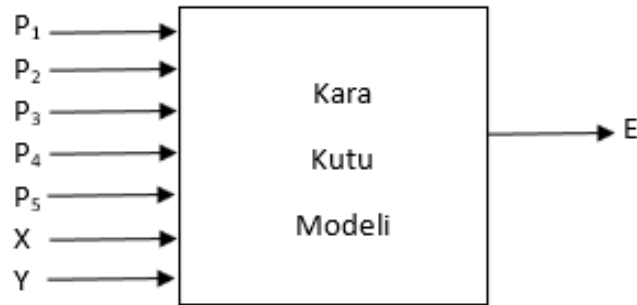
$$P_n(x) = f_0 + \binom{s}{1} \cdot \Delta f_0 + \binom{s}{2} \cdot \Delta^2 f_0 + \binom{s}{3} \cdot \Delta^3 f_0 + \dots + \binom{s}{n} \cdot \Delta^n f_0 \quad (3.66)$$

denklemine Gregory-Newton formülü denir [123].

3.3.2 Gauss Süreç Regresyonu (GPR, Gaussian Process Regression)

3.3.2.1 Eğitim Aşaması

Şekil 3.17’de görüldüğü gibi tezde ele alınan problem bir kara kutu olarak modellenecektir. Gauss Süreç Regresyon modelleri, parametrik olmayan Kernel tabanlı olasılık modelleridir. MATLAB’de “fitrgp” fonksiyonu kullanılarak bir GPR modeli eğitilebilir.



Şekil 3.17 Problemin kara kutu gösterimi

Bilinmeyen bir dağılımdan alınmış, $\{(x_i, y_i); i = 1, 2, \dots, n\}$ eğitim setini ele alalım. Burada, $x_i \in R^d$ ve $y_i \in R'$ ’dir. Bir GPR modeli, yeni x_{new} giriş vektörü ve eğitim verileri verildiğinde bir yanıt değişkeninin y_{new} değerini tahmin etme sorusunu ele alır. Lineer

regresyon modelinin formu,

$$y = x^T \beta + \epsilon \quad (3.67)$$

şeklinde. Burada, $\epsilon \sim N(0, \sigma^2)$ 'dir. σ^2 hata varyansı ve β katsayıları, verilerden tahmin edilir. Bir GPR modelinin yanıtı, bir Gauss sürecinden (GP) $f(x_i), i = 1, 2, \dots, n$, gizli değişkenlerini ve h açık baz fonksiyonları verilerek açıklanır. Gizli değişkenlerin kovaryans fonksiyonu, yanıtın düzgünlüğünü yakalar ve baz fonksiyonları, x girişlerini p -boyutlu bir özellik uzayına yansıtır.

GP herhangi bir sonlu sayısının ortak bir Gauss dağılımına sahip olacağı şekilde bir rastgele değişkenler setidir. Eğer $\{f(x), x \in R^d\}$ bir GP ise verilen $x_1, x_2, \dots, x_n$, n adet gözlem için rastgele değişkenlerin ortak dağılımı, $f(x_1), f(x_2), \dots, f(x_n)$, Gauss'tur. Bir GP ortalama fonksiyonu $m(x)$ ve kovaryans fonksiyonu $k(x, x')$ ile tanımlanır. Yani, eğer $\{f(x), x \in R^d\}$ bir Gauss süreci ise, o zaman

$$E(f(x)) = m(x) \quad (3.68)$$

$$\text{Cov}[f(x), f(x')] = E[\{f(x) - m(x)\} \{f(x') - m(x')\}] = k(x, x') \quad (3.69)$$

olur.

Aşağıdaki modeli ele alalım:

$$h(x)^T \beta + f(x). \quad (3.70)$$

Burada, $f(x) \sim GP(0, k(x, x'))$ olarak verilir. Yani $f(x)$, kovaryans fonksiyonu $k(x, x')$ ile sıfır ortalamalı GP'dendir. $h(x)$, R^d 'deki orijinal özellik vektörü x 'i R^p 'de yeni bir özellik vektörü $h(x)$ 'e dönüştüren bir baz fonksiyonlar setidir. β , baz fonksiyon katsayılarının $p \times 1$ vektörüdür. Bu model bir GPR modelini gösterir. y yanıtının bir örneği şu şekilde modellenebilir:

$$P(y_i | f(x_i), x_i) \sim N(y_i | h(x_i)^T \beta + f(x_i), \sigma^2) \quad (3.71)$$

Burada GPR modeli olasılıksal modeldir. GPR modelini non-parametrik yapan her bir

x_i gözlemi için eklenen bir gizli değişken $f(x_i)$ vardır. Vektör formda bu model,

$$P(y | f, X) \sim N(y | H\beta + f, \sigma^2 I) \quad (3.72)$$

eşdeğerdir. Burada,

$$X = \begin{pmatrix} x_1^T \\ x_2^T \\ \vdots \\ x_n^T \end{pmatrix}, Y = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ \vdots \\ y_n \end{pmatrix}, H = \begin{pmatrix} h(x_1^T) \\ h(x_2^T) \\ \vdots \\ h(x_n^T) \end{pmatrix}, f = \begin{pmatrix} f(x_1) \\ f(x_2) \\ \vdots \\ f(x_n) \end{pmatrix} \quad (3.73)$$

olarak verilir. GPR modelindeki $f(x_1), f(x_2), \dots, f(x_n)$ gizli değişkenlerinin ortak dağılımı aşağıdaki şekildedir:

$$P(f | X) \sim N(f | 0, K(X, X)) \quad (3.74)$$

lineer regresyon modeline yaklaşıır. Burada,

$$K(X, X) = \begin{pmatrix} k(x_1, x_1) & k(x_1, x_2) & \cdots & k(x_1, x_n) \\ k(x_2, x_1) & k(x_2, x_2) & \cdots & k(x_2, x_n) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ k(x_n, x_1) & k(x_n, x_2) & \cdots & k(x_n, x_n) \end{pmatrix} \quad (3.75)$$

şeklindedir.

Kovaryans fonksiyonu $k(x, x')$, genellikle kernel parametrelerinin ya da hiperparametrelerin bir seti θ ile parametrize edilir. $k(x, x')$, θ bağımlılığını açıkça belirtmek için sık sık $k(x, x' | \theta)$ olarak yazılır.

"fitrgp", GPR modelini eğitirken datadan kernel fonksiyonunun β baz fonksiyon katsayılarını, σ^2 gürültü varyansını ve θ hiperparametrelerini tahmin eder. Baz fonksiyonu, kernel (kovaryans) fonksiyonu ve parametreler için başlangıç değerleri belirtilebilir.

GPR modeli olasılıksal olduğundan, eğitilmiş modeli kullanarak tahmin aralıklarını

hesaplamak mümkündür. Ayrıca eğitimli GPR modelini kullanarak regresyon hatası da hesaplanabilir [124–127].

3.3.2.2 Tahmin Aşaması

'PredictMethod' komutundan virgülle ayrılmış "bcd" çift olarak belirtilen parametreler, verilen bir Gauss süreç modelinden tahmin yapmak için kullanılan yöntemdir. "bcd" koordinat inişini engelleyen özelliği ile tanımlanır. Matlab'de örnek olarak; 'PredictMethod','bcd' şeklinde yazılır [124, 125, 128–130].

Klasik regresyon modelleri, Ortalama Karesel Hata'nın (Mean Square Error, MSE) ampirik tahminini minimize eden bir model seçilerek elde edilirler. Diğer kalite ölçütleri genel olarak sağlamlık nedenleriyle kullanılır. Bunlar, örneğin, Huber kaybı [131] ve medyan regresyonu olarak da bilinen Ortalama Mutlak Hata'dır (MAE, Mean Absolute Error). Regresyon kalite ölçütüne ait bir diğer örnek ise, Ortalama Mutlak Yüzde Hatası (Mean Absolute Percentage Error, MAPE) olarak verilir [132].

3.3.2.3 Ortalama Mutlak Yüzde Hata (MAPE)

Ortalama Mutlak Yüzde Hata (MAPE), tahmin performansını değerlendirmek için en popüler ölçümlerden biridir. Aşağıdaki formülle verilir:

$$M = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n \left| \frac{A_t - F_t}{A_t} \right| \quad (3.76)$$

Burada A_t gerçek değer anlamına gelirken, F_t tahmindir. Bu durumda, t , genel bir regresyon problemi için gözlem (bir kişinin ağırlığını veya bir evin fiyatını tahmin etmek) ya da zaman serisi analizi için zaman indeksi olarak yorumlanabilir.

(3.76)'daki formül, sayıyı yüzde olarak ifade etmek için genellikle değer % 100 ile çarpılmasını içerir.

Avantajlar:

- Ölçekten bağımsız olan ve farklı ölçeklerdeki tahminleri karşılaştırmak için kullanılabilen bir yüzde olarak ifade edilir. MAPE değerlerinin % 100'ü geçebileceği unutulmamalıdır.
- Paydaşlara açıklaması kolaydır.

Eksiklikler:

- MAPE, örneğin bir talep tahmininde gerçekleşebilecek fiili değerler için sıfır değerler oluştuğunda bu değerleri, tanımsız değerler olarak alır. Ek olarak, gerçek değerler sıfıra çok yakın olduğunda, sınır değerleri alır.
- MAPE asimetriktir ve negatif hatalara (tahminler gerçek değerlerden daha yüksek olduğunda) pozitif hatalara göre daha yüksek bir hata oranı verir. Bunun nedeni, çok düşük tahminler için yüzde hatasının % 100'ü geçmemesidir. Çok yüksek olan tahminler için üst limit yoktur. Sonuç olarak, MAPE aşırı tahmin yerine yetersiz tahmin eden modelleri tercih edecektir.
- MAPE, değişkenin ölçü biriminin anlamlı bir sıfır değerine sahip olduğunu varsayar. Bu nedenle, talebi tahmin etmek ve MAPE'yi kullanmak mantıklı olsa da, örneğin sıcaklık keyfi bir sıfır noktasına sahip olduğundan, Santigrat ölçeğinde ifade edilen sıcaklık tahmininde anlamlı değildir.
- MAPE her yerde diferansiyellenemez, bu da optimizasyon kriteri olarak kullanılırken sorunlara neden olabilir.

3.3.2.4 Simetrik Ortalama Mutlak Yüzde Hata (sMAPE)

MAPE ile ilgili verilenlerden sonra, bunun için önerilen alternatiflerden biri olan simetrik MAPE ele alınmıştır. Yukarıda bahsedilen asimetrinin (gerçek değerlerden daha yüksek olan tahminlerin sınırsızlığının) üstesinden gelmesi gerekmektedir.

$$sMAPE = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n \left| \frac{F_t - A_t}{(A_t + F_t)/2} \right| \quad (3.77)$$

Bunun dışında sMAPE'nin birkaç farklı versiyonu bulunmaktadır. Bir başka popüler ve yaygın olarak kabul edilen türü, hem gerçek değer hem de tahmin 0'a eşit olduğunda sMAPE'nin tanımsız olmasını hesaba katmak için paydadaki her iki terime de mutlak değerler ekler.

Avantajlar:

- Yüzde olarak ifade edilir.
- Orijinal MAPE'nin eksikliğini giderir - hem alt (%0) hem de üst (%200) sınırlara sahiptir.

Eksiklikler:

- Hem gerçek değer hem de tahmin sıfıra çok yakın olduğunda kararsızdır. Bu durum oluştuğunda, sıfıra çok yakın bir sayı ile bölme, ele alınmalıdır.
- sMAPE negatif değerler alabilir, bu nedenle "mutlak yüzde hata"nın yorumlanması yanıltıcı olabilir.
- %0 ile %200 aralığını yorumlaması fazla sezgisel değildir, bu nedenle genellikle sMAPE formülünün paydasındaki 2'ye bölme işlemi ihmal edilir.
- Gerçek değer veya tahminin değeri 0 olduğunda, sMAPE otomatik olarak üst sınır değerine ulaşacaktır.
- Anlamlı sıfır değeri ile ilgili olarak MAPE ile aynı varsayımlara sahiptir
- sMAPE, sınırsızlık asimetrisini düzeltirken, formülün paydasının neden olduğu başka bir tür hassas asimetri ortaya çıkarır. İki durum ele alınsın: İlkinde $A = 100$ ve $F = 120$ olsun. sMAPE, %18.2'dir. Şimdi, $A = 100$ ve $F = 80$ 'e sahip çok benzer bir durum ele alınsın. Burada %22.2'lik sMAPE çıkar [133].

GPR ile yapılan modelleme sonucu elde ettiğimiz yakın alan ışımlarına ait hata değerleri Tablo 3.3'da verilmiştir.

Tablo 3.3 Modelleme hata tablosu

Senaryo No	MAE	sMAPE
1	11×10^{-4}	38.2455
2	9.6177×10^{-4}	27.9598
3	6.4625×10^{-4}	16.6195
4	8.6876×10^{-4}	21.0616

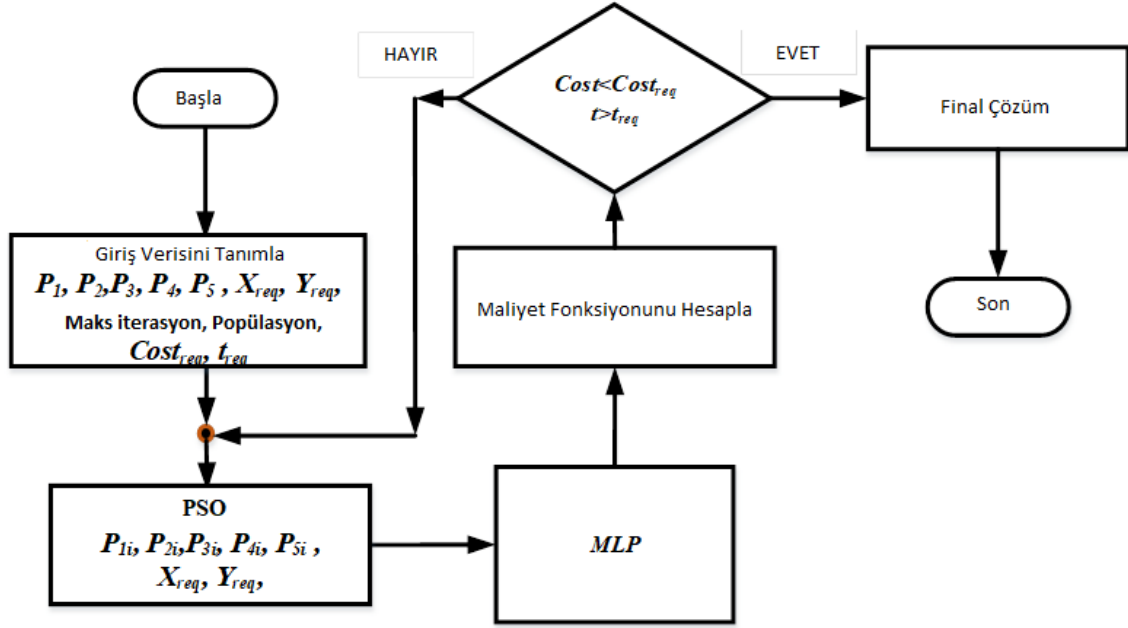
Disiplinlerarası birçok problemin çözümlenmesinde kullanılan YSA için birbirinden farklı ağ mimarileri ve farklı eğitim algoritmaları geliştirilmiştir. Uygulamalarda önemli bir yer tutan Çok Katmanlı Algılayıcı (MLP) sinir ağları, birçok sezim ve kestirim işlemlerini yürütmek için kullanılmakta olan parametrik olmayan bir YSA modelidir [112].

CNN (Convolutional Neural Network), çok katmanlı sinir ağının özel bir şeklidir. Diğer ağlar gibi, CNN de geri yayılım algoritmaları tarafından geliştirilmiştir. Farkları, onların mimarileri içindedir [134, 135].

Makine öğrenmesine eklenen yeni bir yöntem ise M2LP'dir. M2LP, CNN ve MLP'nin özelliklerini taşımakta olup CNN gibi daha hızlı ve MLP gibi daha güçlüdür. MLP 2-3 katman ve 50-60 nörondan oluşurken, CNN 6-12 katman ve 64-512 nörondan oluşur [136].

3.4 Optimizasyon

Hesaplama açısından verimli bir optimizasyon süreci elde etmek için, YSA'ya dayalı bir vekil model dikkate alınmıştır. Burada, yakın alan ışımasını hedeflenen konuma (tümör) odaklayacak optimum besleyici faz değerlerinin belirlenmesi için en yaygın kullanılan YSA algoritmalarından biri olan Çok Katmanlı Algılayıcı (MLP), güçlü bir meta-sezgisel optimizasyon algoritması kullanılmıştır. Böyle bir optimizasyon işleminin prosedürü Şekil 3.18'de gösterilmiştir.



Şekil 3.18 PSO ve MLP vekil modeli kullanılarak önerilen optimizasyon sürecinin akış diyagramı

Optimizasyon çalışmalarının başlangıcında problemin matematiksel olarak ifadesi şu şekildedir:

$$E = f(P_1, P_2, P_3, P_4, P_5, x, y) \quad (3.78)$$

Denklem (3.78)'den görüldüğü gibi optimizasyonda 7 bilinmeyen vardır. Fakat tez çalışmasında herhangi bir koordinat üzerinden, ilgili noktada maksimum elektrik alanı arandığı için bilinmeyen sayısı 5'e düşmektedir.

Tüm optimizasyon algoritmalarında olduğu gibi amaç, maliyet fonksiyonunu sıfır yapmaktır. (3.79-3.81) numaralı denklemler kullanılarak, optimizasyon sürecinin

maliyet fonksiyonu tanımlanabilir:

$$Cost_{1_i}(P_{1_i}, P_{2_i}, P_{3_i}, P_{4_i}, P_{5_i}, x, y) = \frac{C_1}{E_i(P_{1_i}, P_{2_i}, P_{3_i}, P_{4_i}, P_{5_i}, x, y)} \quad (3.79)$$

$$Cost_{2_i} = C_2[E_i(P_{1_i}, P_{2_i}, P_{3_i}, P_{4_i}, P_{5_i}, x, y) - \text{Max}(E_i(P_{1_i}, P_{2_i}, P_{3_i}, P_{4_i}, P_{5_i}))] \quad (3.80)$$

$$Cost_i = Cost_{1_i} + Cost_{2_i} \quad (3.81)$$

Burada, P_{ji} , i. aday çözüm için j. besleme kaynağının faz açısı değeridir. E_i , MLP vekil model tarafından tahmin edilen E elektrik alanının genliğidir. $Cost_{1_i}$, istenen (x, y) konumu için E_i 'nin değerini artırmayı amaçlamaktadır. Bununla birlikte bu tür bir maliyet, verilen girdiler için E_i 'nin aynı zamanda seçilen tüm bölgede en yüksek E_i olduğunu garanti etmez, bu nedenle diğer bölgelerde istenmeyen ısınma oluşabilir. Böyle bir durumu önlemek için ise $Cost_{2_i}$ tanımlanmıştır. $Cost_{2_i}$ 'nin amacı aday çözümün yer aldığı konumdaki elektrik alan şiddeti ile tüm bölgelere ait maksimum elektrik alan şiddeti arasındaki farkı azaltmaktır.

MLP vekil modeli için, önerilen metodoloji kullanılarak eğitim ve test veri setleri oluşturulmuştur (Tablo 3.4). Burada, şu şekilde mimari parametrelere sahip basit bir MLP modeli seçilmiştir: Levenberg-Marquardt geri yayılımı kullanılarak eğitilmiş, sırasıyla 20 ve 30 gizli nöronlu 2 gizli katman. Bu değerler, iz ve hatalar yoluyla elde edilir ve test veri seti için Simetrik Ortalama Yüzde Hatasının (SMPE) % 4.8 olarak elde edildiği, önerilen vekil model için optimal değerler olarak bulunur.

3.4.1 Parçacık Sürü Optimizasyonu (PSO)

En yaygın kullanılan optimizasyon yöntemlerinden biri olan Parçacık Sürü Optimizasyonu (PSO), tez çalışmasındaki probleme uygulanmıştır. PSO algoritması, ilk kez 1995-1996 yıllarında sosyo-psikolog James Kennedy ve elektrik mühendisi Russel Eberhart tarafından kuş sürülerinin hareketlerinden ilham alınarak doğrusal olmayan sayısal problemlere optimal sonuçlar bulmak için ortaya atılmış olup sezgisel yöntemlerden popülasyon tabanlı stokastik bir optimizasyon yöntemidir [137]. Bu algoritma, çok parametrelili ve çok değişkenli optimizasyon problemlerine uygun çözümler üretmek amacıyla kullanılmaktadır.

PSO, evrimsel algoritma ve matematiksel temelli algoritmalar içinde fazla hafıza

Tablo 3.4 Eğitim ve test veri setleri

	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5	y	x	E
Training Data	0, 1.5708, 3.1416, 4.7124, 6.2832	0, 1.5708, 3.1416, 4.7124, 6.2832	0, 1.5708, 3.1416, 4.7124, 6.2832	0, 1.5708, 3.1416, 4.7124, 6.2832	0, 1.5708, 3.1416, 4.7124, 6.2832	1-51	1-76	normalized
Test Data	1.4566	2.3666	3.4578	4.6823	6.0145	10	15	0.009
Test Data	6.0258	6.0156	4.5589	5.6978	3.1425	12	35	0.003
Test Data	2.4566	3.5545	1.1025	0.2578	0.1566	45	55	0.006
Test Data	1.2036	2.6589	5.6978	4.5678	0.2566	36	65	0.004
Test Data	6.0258	5.8978	3.5596	3.1256	2.3652	26	21	0.002
Test Data	0.2563	0.4521	2.1256	2.5645	5.5622	21	33	0.005
Test Data	0.8461	0.4631	2.8167	3.4697	5.4137	19	46	0.005
Test Data	6.1946	5.8713	2.5431	3.4629	4.6194	14	52	0.007
Test Data	0.2619	1.2614	1.1646	6.0184	4.5734	41	67	0.011
Test Data	5.3492	5.1649	2.3791	3.4628	4.5843	33	71	0.010

gerektirmeyen özelliği ile dikkat çekmektedir. Uygulaması kolay bir yöntemdir. Ayrıca yakınsama özelliği hızlıdır. PSO, arama başlangıcında global sonuç bulmaya yoğunlaşırken, arama sonlarında yerel sonuç bulabilmesi gerekmektedir. Bu nedenle çok fazla yerel optimum noktası bulunan problemler üzerinde çalışırken çalışma sonunda yerel optimum noktaları bulma olasılığı fazladır. Bundan dolayı araştırmacılar farklı ayarlamalarla PSO'nun performansını artırma yoluna gitmişlerdir.

PSO, optimum sonucu ya da optimuma yakın bir sonucu bulabilmek için önce her biri aday sonuçlara sahip bireyler (parçacıklar) kurar. Bir sürü, D -boyutlu arama uzayında hareket eden N tane parçacıktan oluşur. i . parçacığın t anındaki konumu herhangi bir arama ya da optimizasyon problemi için parçacığın kalitesini belirlemede kullanılır ve aday çözüm ya da çözümleri temsil eder. $x_i(t) = (x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{iD})$ ile ifade edilir. Burada $x_i, n(t) \in [l_n, u_n]$, $1 \leq n \leq N$ 'dir. l_n ve u_n sırasıyla n . boyutun alt ve üst sınırlarını gösterir. PSO'nun temelinde, bireyler arasındaki bilginin paylaşımı bulunmaktadır. Her bir parçacık, arama boyunca kendi konumunu, sürüdeki en iyi konuma doğru ayarlarken, bir önceki deneyiminden de faydalanır. Yani konum, iki faktöre göre ayarlanır: $p_{i,j} = (p_{i1}, p_{i2}, \dots, p_{iD})$ şeklinde verilen bireysel en iyi konumu ($p_{eni yi}$) ve $p_g = (p_{g1}, p_{g2}, \dots, p_{gD})$ şeklinde verilen tüm sürüdeki en iyi konum ($g_{eni yi}$). t . iterasyondaki hızı $v_i(t) = (v_{i1}, v_{i2}, \dots, v_{iD})$ ile verilir ve $v_{imax} = (v_{imax1}, v_{imax2}, \dots, v_{imaxD})$ ile sınırlandırılır. Parçacığın bir sonraki hız ve konumu

aşağıdaki denklemlere göre hesaplanır:

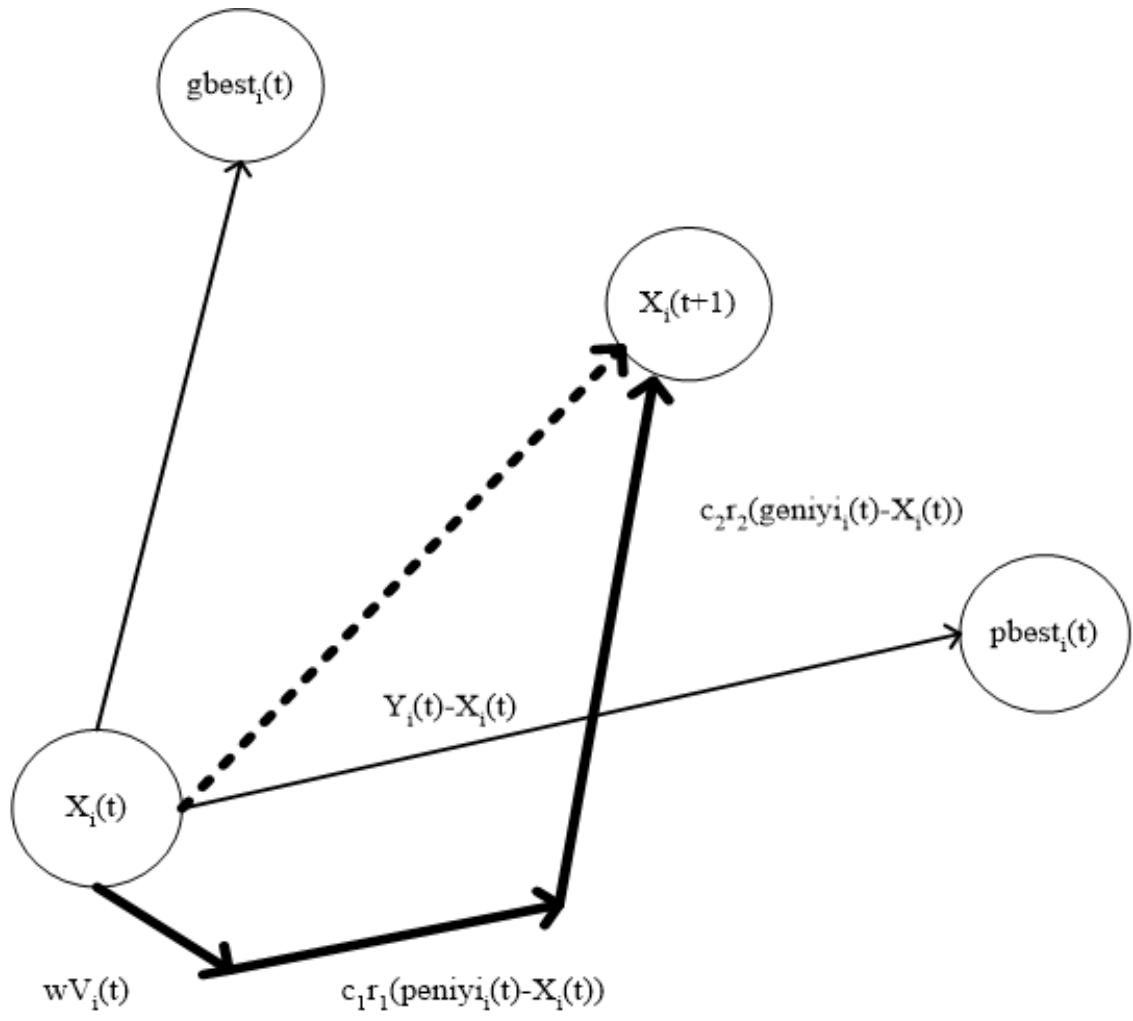
$$v_{i,j}(t+1) = wv_{i,j}(t) + c_1 r_{1,j}(t)(peniy_{i,j}(t) - x_{i,j}(t)) + c_2 r_{2,j}(t)(geniy_i(t) - x_{i,j}(t)) \quad (3.82)$$

$$x_i(t+1) = x_i(t) + v_i(t+1) \quad (3.83)$$

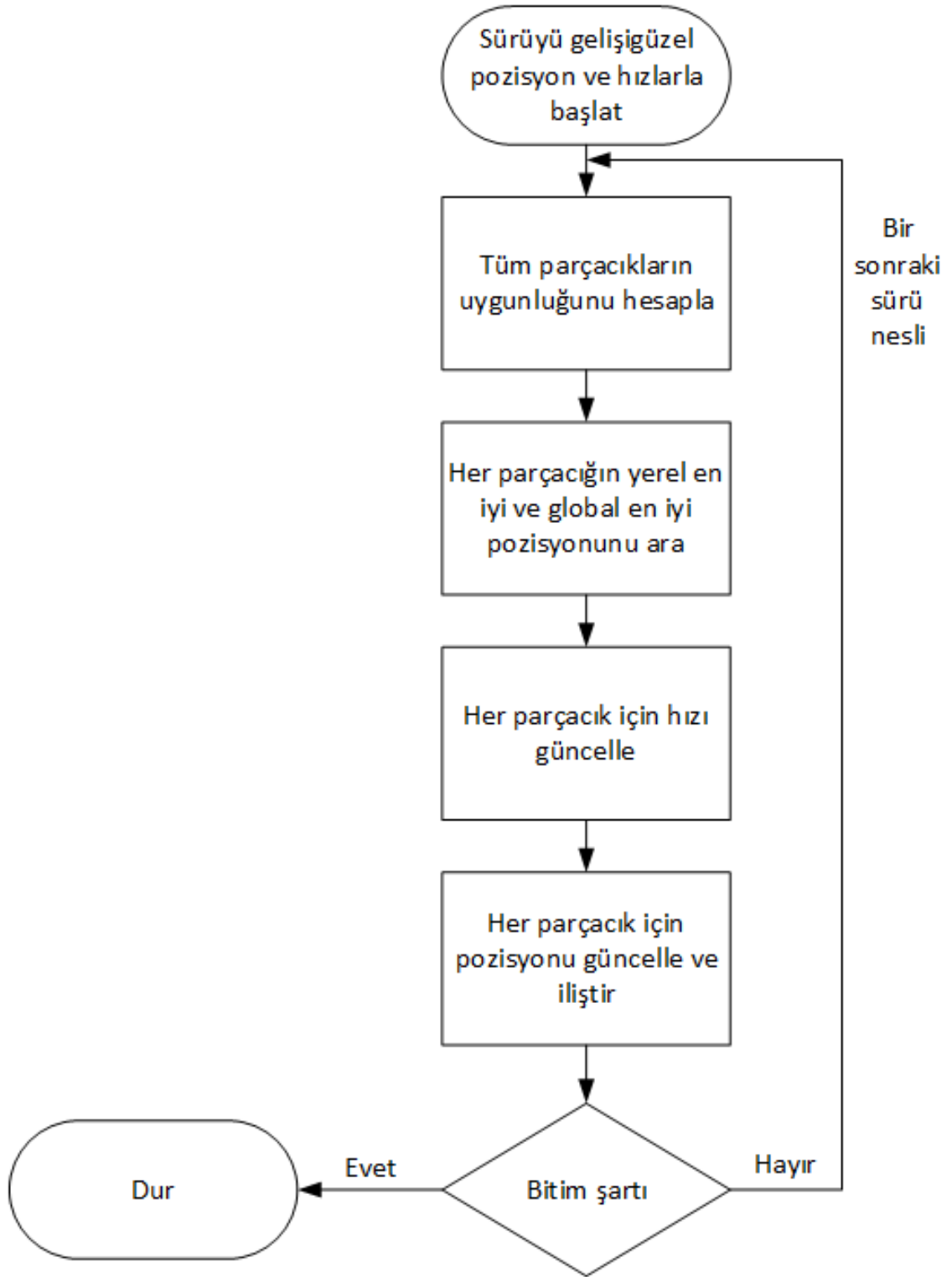
PSO, iki bağımsız rastgele diziye kullanır, $r_1 \sim U(0,1)$ ve $r_2 \sim U(0,1)$ ve bunlar algoritmanın stokastik doğasını etkilemek için yer almaktadır. c_1 ve c_2 katsayıları $0 < c_1, c_2 \leq 2$ öğrenme faktörleridir ve hızlanma katsayıları olarak isimlendirilir. Burada $w \in [0.8, 1.2]$ atalet ağırlığıdır ve orijinal PSO hız güncelleme denklemi $w = 1$ 'dir. Atalet ağırlığı, bir önceki hızın ne kadarının bir önceki zaman adımından tutulacağını gösterir. Kısaca, PSO'da atalet ağırlığı, global ve yerel arama yeteneğini dengelemek için kullanılır. Büyük atalet ağırlığı global arama, küçük ağırlık ise yerel arama yapılmasını kolaylaştırır. Atalet ağırlığı yerel ve global arama arasındaki dengeyi sağlar ve bunun sonucunda yeterli optimal sonuca daha az iterasyonla ulaşılır. Bu nedenle uygun değerinin belirlenmesi kritik önem arz edebilir.

PSO algoritmasının çalışması esnasında, boyutlar için alt sınır veya üst sınırın aşılması durumunda bir düzeltme işlemi uygulanması gerekmektedir.

Bir parçacığın iki boyuttaki hareketi Şekil 3.19'da verilmiştir. PSO'nun temel aşamalarını gösteren akış diyagramı Şekil 3.20'de gösterilmiştir [138].



Şekil 3.19 Parçacığın iki boyuttaki hareketi



Şekil 3.20 PSO'nun akış diyagramı

4

SAYISAL SONUÇLAR

4.1 Modellemeden Elde Edilen Sonuçlar

Tez çalışmasında mevcut olan work station performansı da göz önünde bulundurularak, yakın alan ısıma çerçevesindeki $X:[1-76]$ $Y:[1-51]$ aralığındaki datalardan X 'in çift numaralı ve Y 'nin tek numaralı noktalarındaki elektrik alan şiddetlerinin yer aldığı yeni bir data seti oluşturulmuştur. Eğitim aşamasından sonra rastgele faz açıları için sonuçlar, ARM ile karşılaştırılmıştır (Şekil 4.1). Karşılaştırmalı grafiklerde sol taraftaki şekiller ARM sonucunu gösterirken, sağ taraftaki şekiller MLP modelleme sonucunu göstermektedir.

MLP ile yapılan modellemede, eğitim işlemi, kullanılan work station üzerinde yaklaşık 40 saat sürmüştür. MLP, sağlam algoritmalar içeren özel bir modelleme sistemidir.

4.2 Örnek Senaryolar için Optimizasyon Sonuçları

4.2.1 Senaryo 1

Örnek bir senaryo için yakın alan ısıması olarak seçilen çerçevede $X = 24$ birim ve $Y = 42$ birim noktası civarında bir maksimum güç yoğunluğu elde etmek için MLP vekil modeli, kaynakların besleme faz açılarını, sırasıyla, 3.9208, 1.8891, 1.3745, 5.1343, 4.4920 radyan ve hedef noktadaki maksimum normalize elektrik alan şiddetini $E_{max}(OPT) = 9.21$ m (mili) olarak tahmin etmektedir. İlgili faz açıları ARM koduna girildiğinde hedef noktadaki normalize elektrik alan şiddeti $E_{max}(ARM) = 10.88$ m olarak bulunur ve maksimum alanın hedef nokta civarına çevrildiği görülür. (3.76) ve (3.77) denklemleri yardımıyla hata oranları $MAPE = 0.15$, $sMAPE = 0.17$ 'dir. ARM tarafından oluşturulan horn anten dizisinin yakın alan ısıması ve FEKO ile doğrulanması Şekil 4.2'de verilmektedir. Sonuç olarak ARM'den kontrol edildiği şekilde elektriksel güç yoğunluğunun istenilen bölgeye odaklandığı gösterilmiştir.

Bilindiği gibi ARM, boşlukta hesaplama yapmaktadır. Tümör ısıtmasının model gösterimi için FEKO'da yarıçapı 0.5λ , iletkenliği $\sigma = 1.2S/m$, bağıl dielektrik sabiti

$\epsilon_r = 50$ olan bir küre yapısı hedef nokta etrafına konumlandırılmıştır. Empedans uyumunun sağlanması açısından ortamın bağıl dielektrik sabiti de $\epsilon_r = 50$ olarak seçilmiştir. Ayrıca tümörün içinde bulunduğu yağ dokusunun iletkenliği de $\sigma = 0.2S/m$ alınmıştır. Bu durumda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili Şekil 4.3'te verilmiştir.

4.2.2 Senaryo 2

İkinci senaryoda $X = 18$ birim ve $Y = 16$ birim noktası civarına maksimum elektrik alanını çevirmek için MLP vekil modeli, besleme faz açılarını sırasıyla, 5.5864, 5.5688, 1.2599, 2.7858, 2.7438 radyan olarak ve maksimum normalize elektrik alan şiddetini $E_{max}(OPT) = 10.54$ m olarak tahmin etmektedir. Faz açıları ARM'ye girildiğinde hedef noktadaki normalize elektrik alan şiddeti $E_{max}(ARM) = 11.94$ m olarak bulunur. Bu senaryoda hedef nokta için hata oranları $MAPE = 0.12$, $sMAPE = 0.12$ 'dir. ARM tarafından oluşturulan horn anten dizisinin yakın alan ışıması ve FEKO ile doğrulanması Şekil 4.4'te verilmektedir.

Senaryo 2'de ilgili hedef noktaya konumlandırılan tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili Şekil 4.5'te verilmiştir.

4.2.3 Senaryo 3

Üçüncü senaryoda $X = 10$ birim ve $Y = 18$ birim noktası civarına maksimum elektrik alanını çevirmek için MLP vekil modeli, besleme faz açılarını sırasıyla, 2.1565, 2.1762, 5.6790, 0.0268, 6.2153 radyan olarak ve maksimum normalize elektrik alan şiddetini $E_{max}(OPT) = 11.86$ m olarak tahmin etmektedir. Faz açıları ARM'ye girildiğinde hedef noktadaki normalize elektrik alan şiddeti $E_{max}(ARM) = 11.64$ m olarak bulunur. Bu senaryoda hedef nokta için hata oranları $MAPE = 0.02$, $sMAPE = 0.02$ 'dir. ARM tarafından oluşturulan horn anten dizisinin yakın alan ışıması ve FEKO ile doğrulanması Şekil 4.6'da verilmektedir.

Senaryo 3'te ilgili hedef noktaya konumlandırılan tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili Şekil 4.7'de verilmiştir.

4.2.4 Senaryo 4

Dördüncü senaryoda $X = 30$ birim ve $Y = 15$ birim noktası civarına maksimum elektrik alanını çevirmek için MLP vekil modeli, besleme faz açılarını sırasıyla, 0.3234, 3.4826, 2.7574, 4.3130, 5.8552 radyan olarak ve maksimum normalize elektrik alan şiddetini $E_{max}(OPT) = 14.09$ m olarak tahmin etmektedir. Faz açıları ARM koduna

girildiğinde hedef noktadaki normalize elektrik alan şiddeti $E_{max}(ARM) = 14.10$ m olarak bulunur. Bu senaryoda hedef nokta için hata oranları $MAPE = 0.0007$, $sMAPE = 0.0007$ 'dir. ARM tarafından oluşturulan horn anten dizisinin yakın alan ışıması ve FEKO ile doğrulanması Şekil 4.8'de verilmektedir.

Senaryo 4'te ilgili hedef noktaya konumlandırılan tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili Şekil 4.9'da verilmiştir.

4.2.5 Senaryo 5

Beşinci senaryoda $X = 65$ birim ve $Y = 40$ birim noktası civarına maksimum elektrik alanını çevirmek için MLP vekil modeli, besleme faz açılarını sırasıyla, 0.4157, 5.0163, 3.6918, 4.5378, 2.4454 radyan olarak ve maksimum normalize elektrik alan şiddetini $E_{max}(OPT) = 11.36$ m olarak tahmin etmektedir. Faz açıları ARM koduna girildiğinde hedef noktadaki normalize elektrik alan şiddeti $E_{max}(ARM) = 13.05$ m olarak bulunur. Bu senaryoda hedef nokta için hata oranları $MAPE = 0.13$, $sMAPE = 0.14$ 'tür. ARM tarafından oluşturulan horn anten dizisinin yakın alan ışıması ve FEKO ile doğrulanması Şekil 4.10'da verilmektedir.

Senaryo 5'te ilgili hedef noktaya konumlandırılan tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili Şekil 4.11'de verilmiştir.

4.2.6 Senaryo 6

Altıncı senaryoda $X = 65$ birim ve $Y = 10$ birim noktası civarına maksimum elektrik alanını çevirmek için MLP vekil modeli, besleme faz açılarını sırasıyla, 1.9357, 4.3174, 3.0787, 5.5321, 5.4026 radyan olarak ve maksimum normalize elektrik alan şiddetini $E_{max}(OPT) = 11.02$ m olarak tahmin etmektedir. Faz açıları ARM koduna girildiğinde hedef noktadaki normalize elektrik alan şiddeti $E_{max}(ARM) = 13.19$ m olarak bulunur. Bu senaryoda hedef nokta için hata oranları $MAPE = 0.16$, $sMAPE = 0.18$ 'dir.

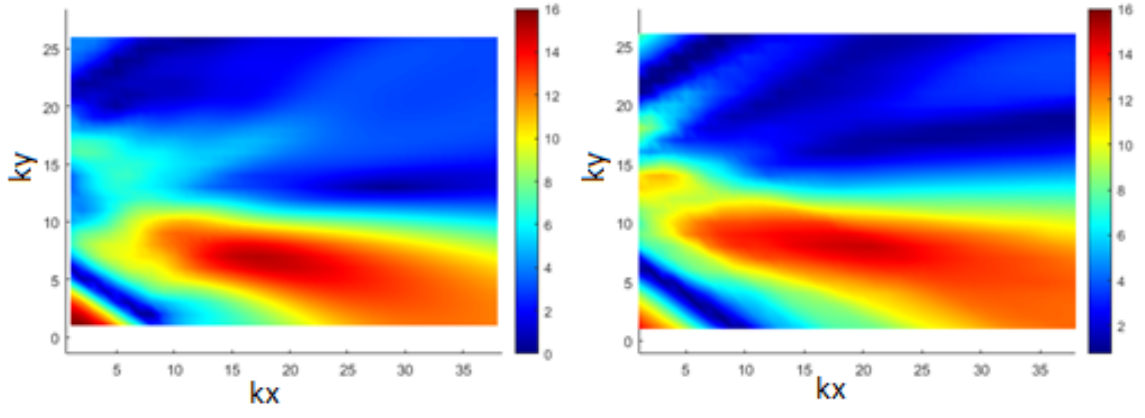
ARM tarafından oluşturulan horn anten dizisinin yakın alan ışıması ve FEKO ile doğrulanması Şekil 4.12'de verilmektedir.

Senaryo 6'da ilgili hedef noktaya konumlandırılan tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili Şekil 4.13'te verilmiştir.

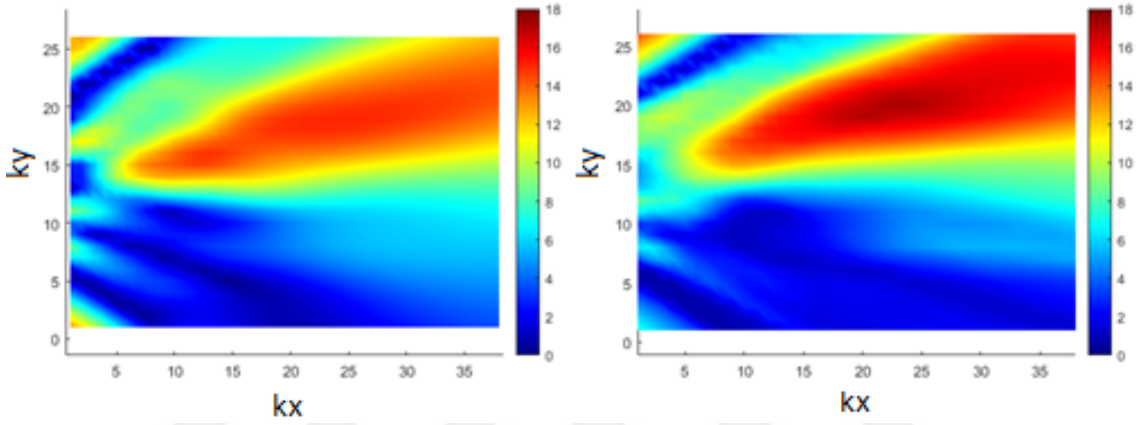
Literatürde yer alan referanstan da doğrulandığı şekilde, meme tümörünün öz ısı $c = 3600 \text{ J/(kg}^\circ\text{C)}$ olarak alınırsa tümör üzerindeki sıcaklığı, vücut sıcaklığı olan 37°C 'den terapatik sıcaklık 43°C 'ye 10 dakikada yükseltmek için gereken SAR değeri Denklem (2.3) yardımıyla 36 W/kg olarak bulunur [139, 140]. Meme tümörünün

kütle yoğunluğu $\rho = 920 \text{ kg/m}^3$ olarak verilmiştir [140]. Meme tümörünün iletkenliği ise $\sigma = 1.2 \text{ S/m}$ olarak alındığında terapatik sıcaklığa ulaşmak için gereken elektrik alan şiddeti Denklem (2.3) yardımıyla, $E = 166 \text{ V/m}$ olarak hesaplanır.

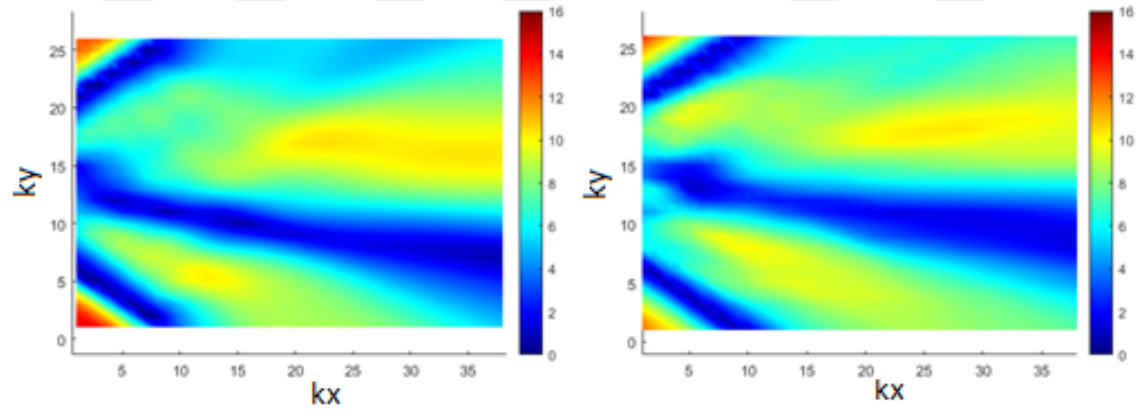




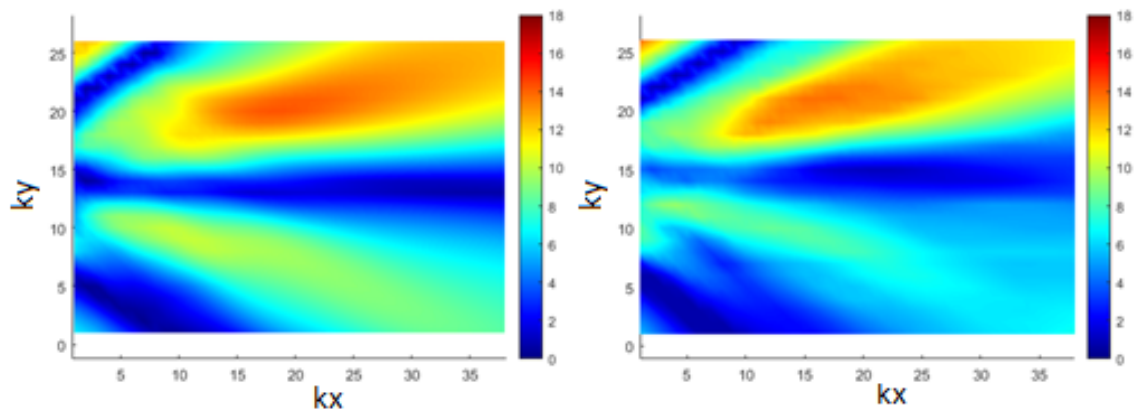
(a) Durum 1



(b) Durum 2

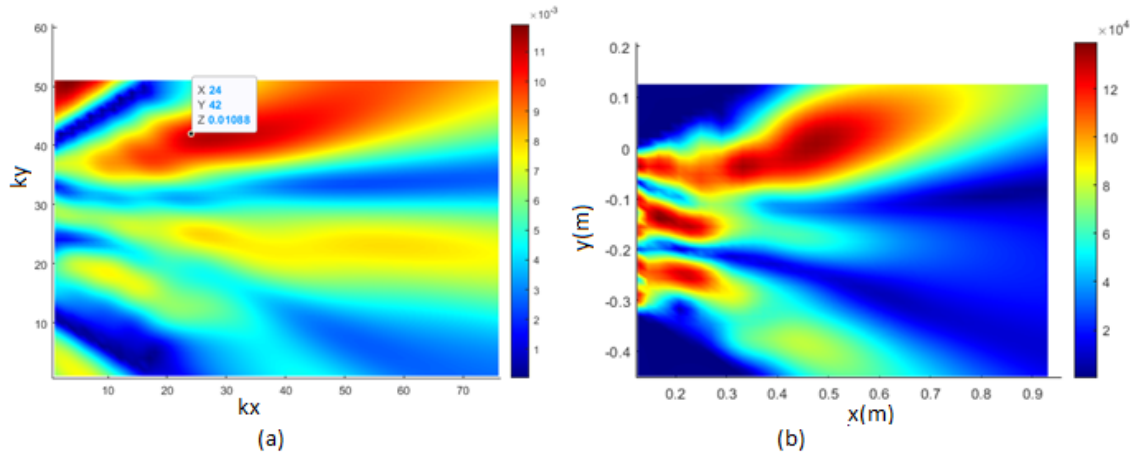


(c) Durum 3

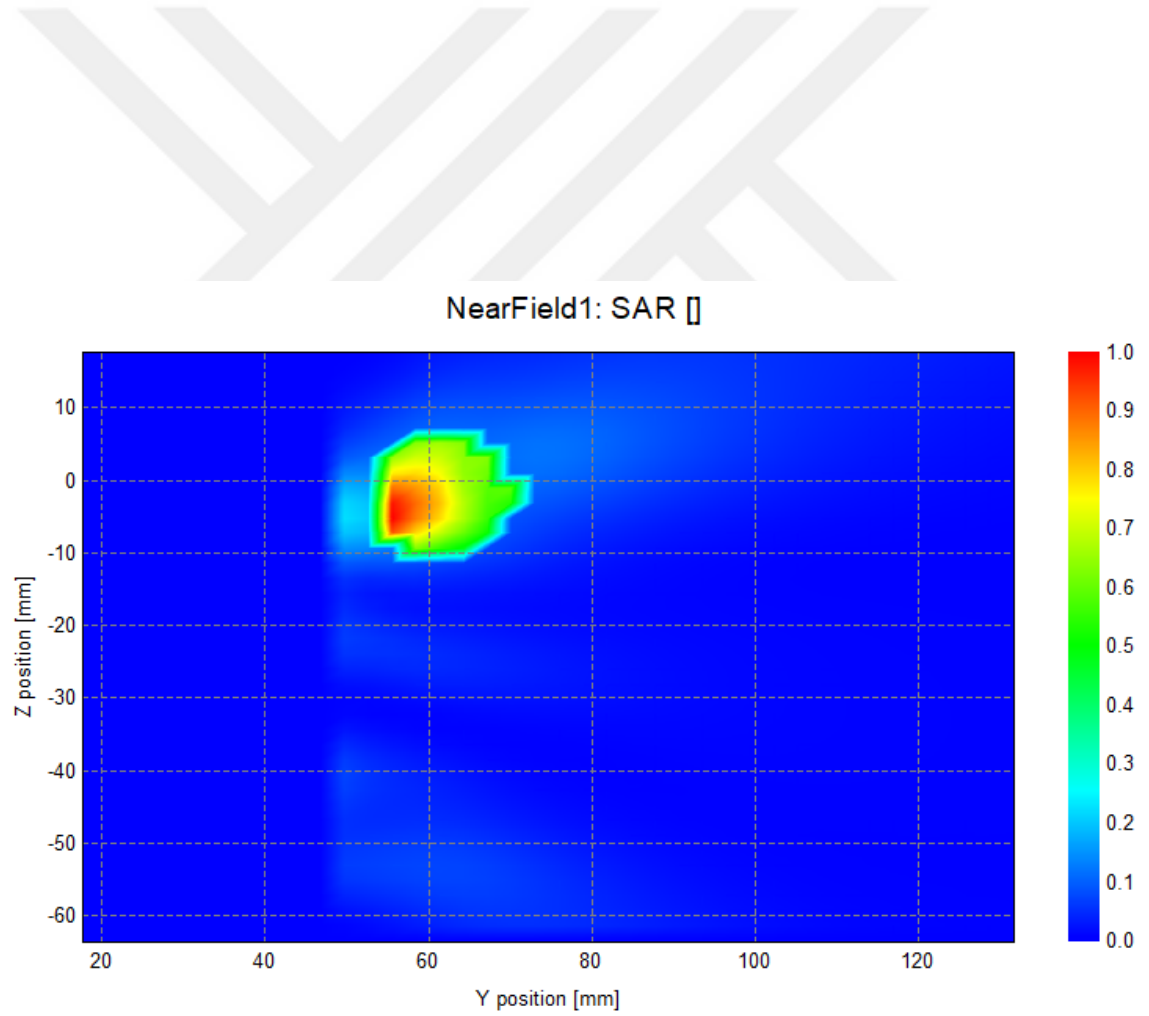


(d) Durum 4

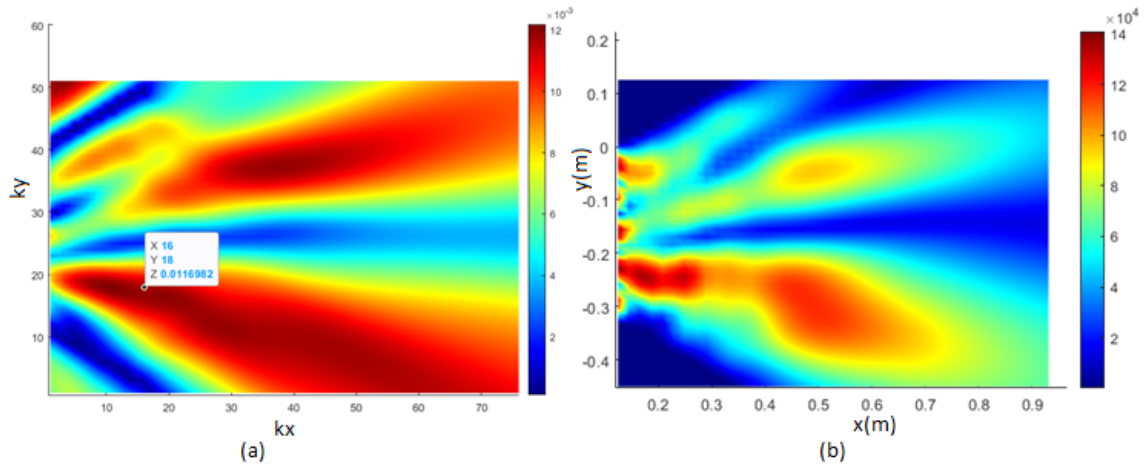
Şekil 4.1 ARM sonuçları ile MLP ⁸⁶ tahmin sonuçlarının karşılaştırılması



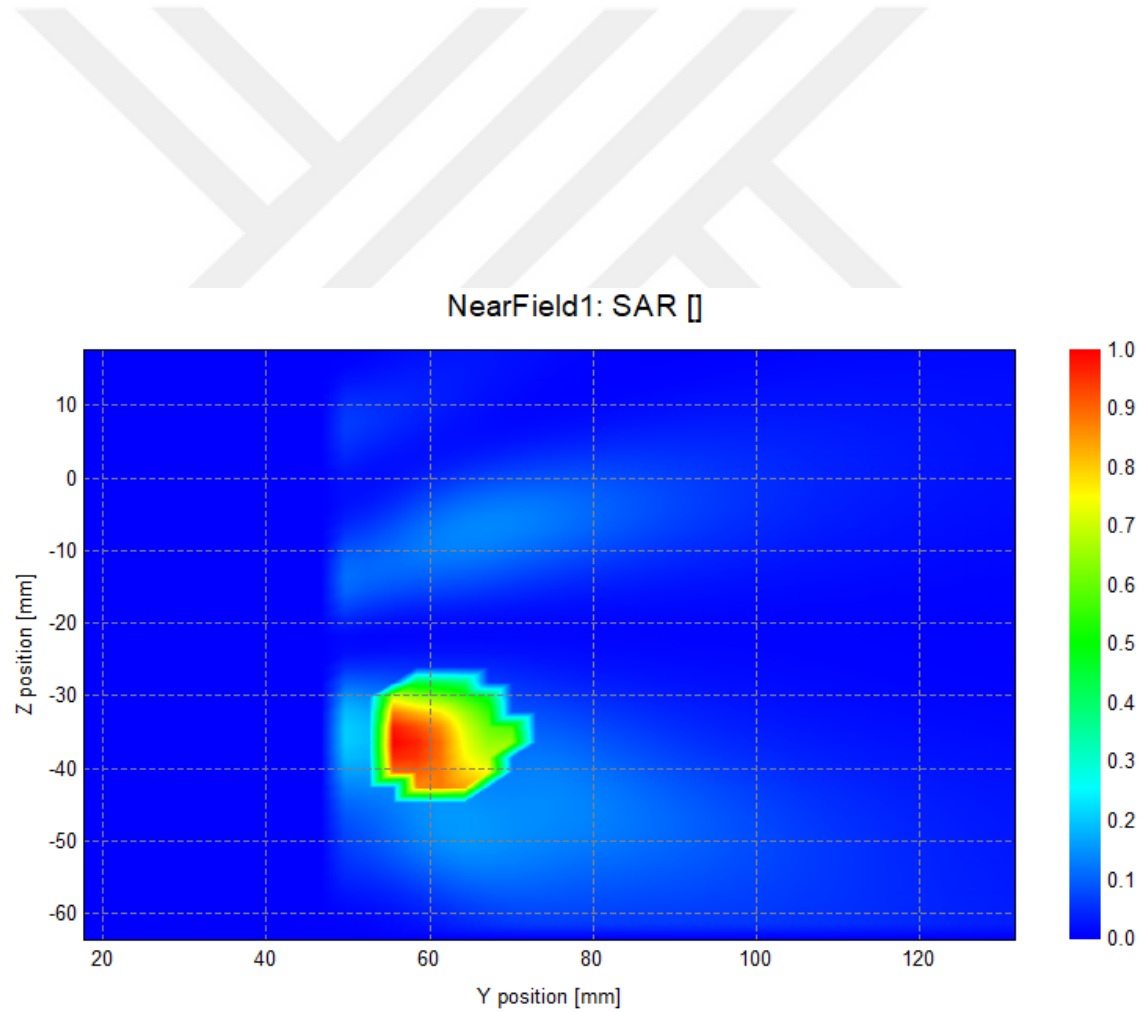
Şekil 4.2 Senaryo 1 optimizasyonu sonucunda a) ARM'den elde edilen horn dizisinin yakın alan ışıması b) Yakın alan ışımasının FEKO ile doğrulanması



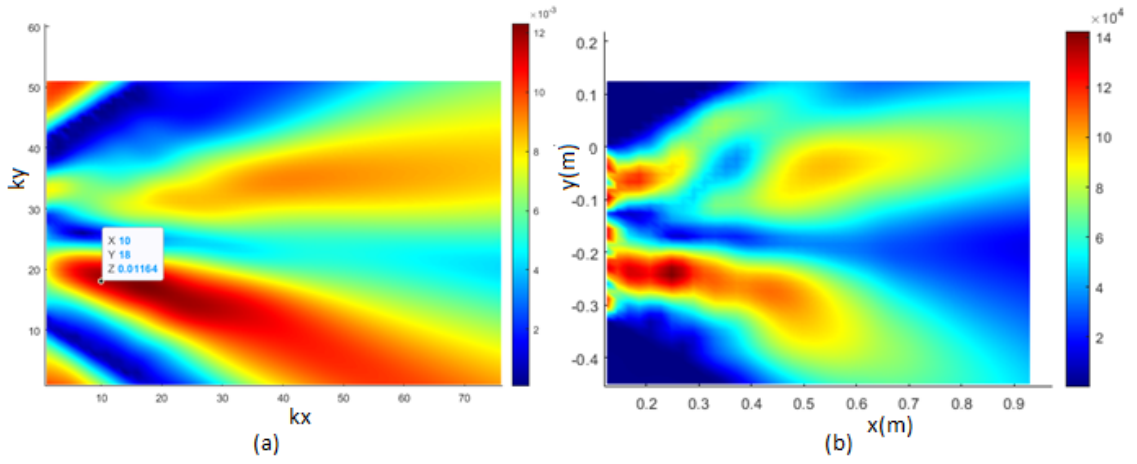
Şekil 4.3 Senaryo 1 optimizasyonu sonucunda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili



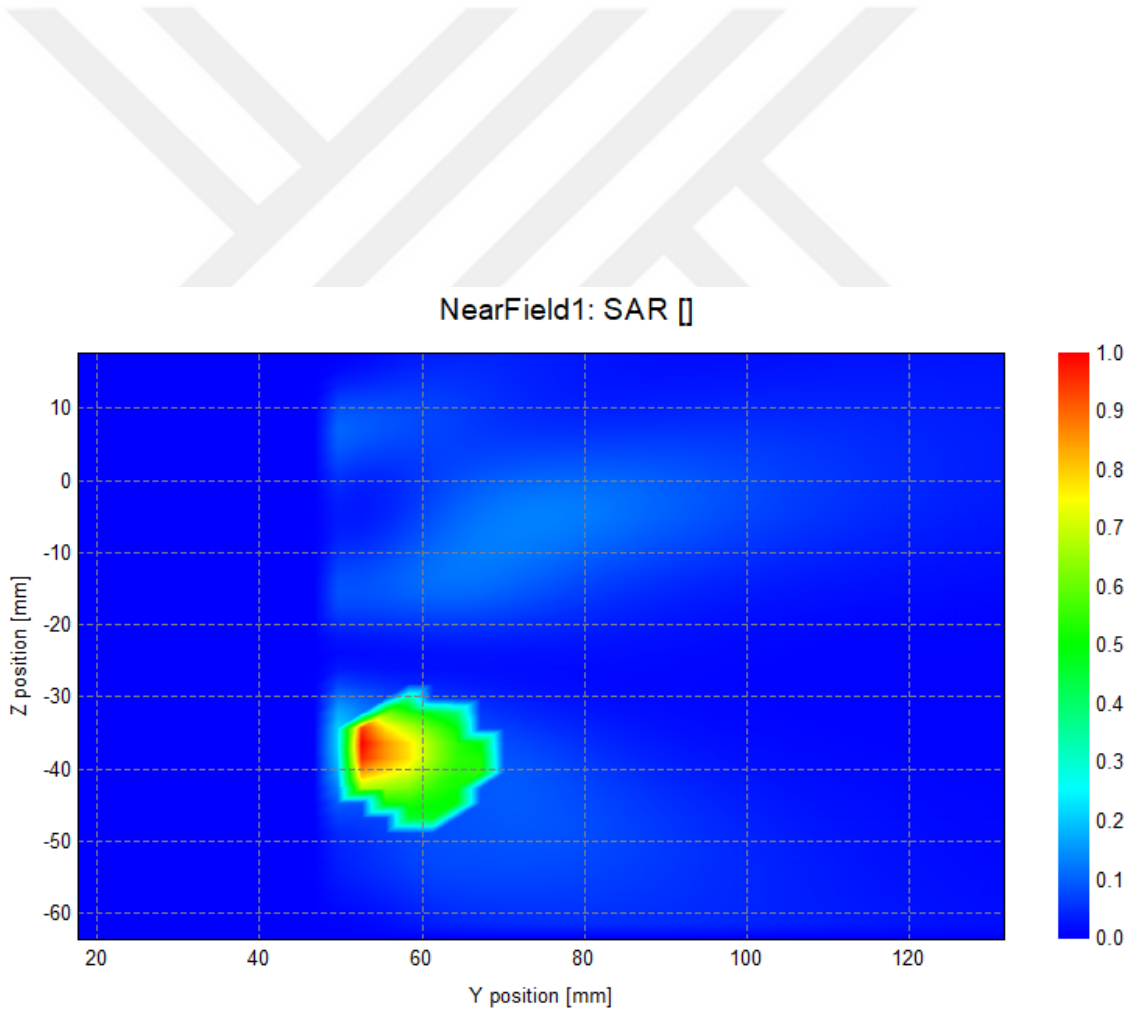
Şekil 4.4 Senaryo 2 optimizasyonu sonucunda a) ARM'den elde edilen horn dizisinin yakın alan ışması b) Yakın alan ışmasının FEKO ile doğrulanması



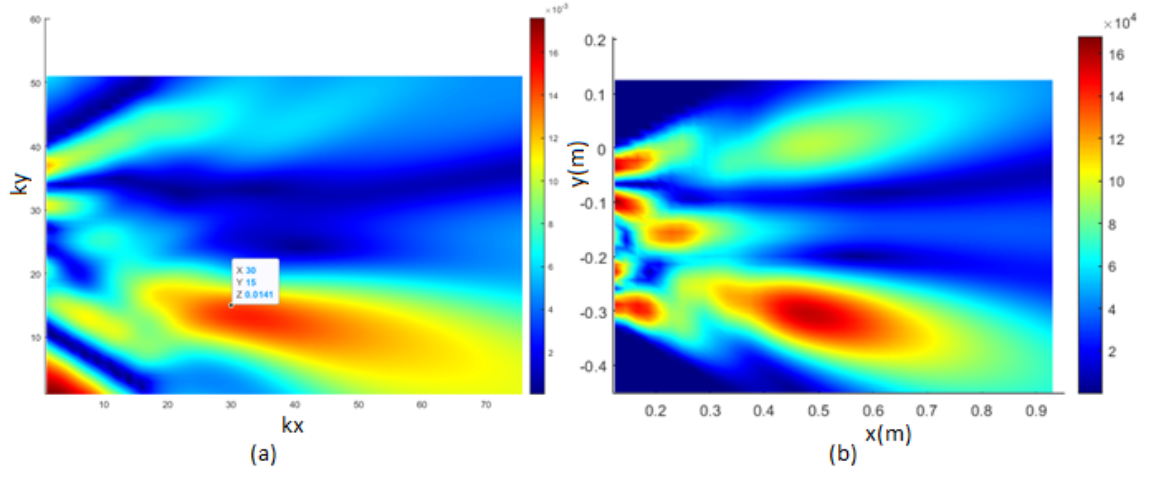
Şekil 4.5 Senaryo 2 optimizasyonu sonucunda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili



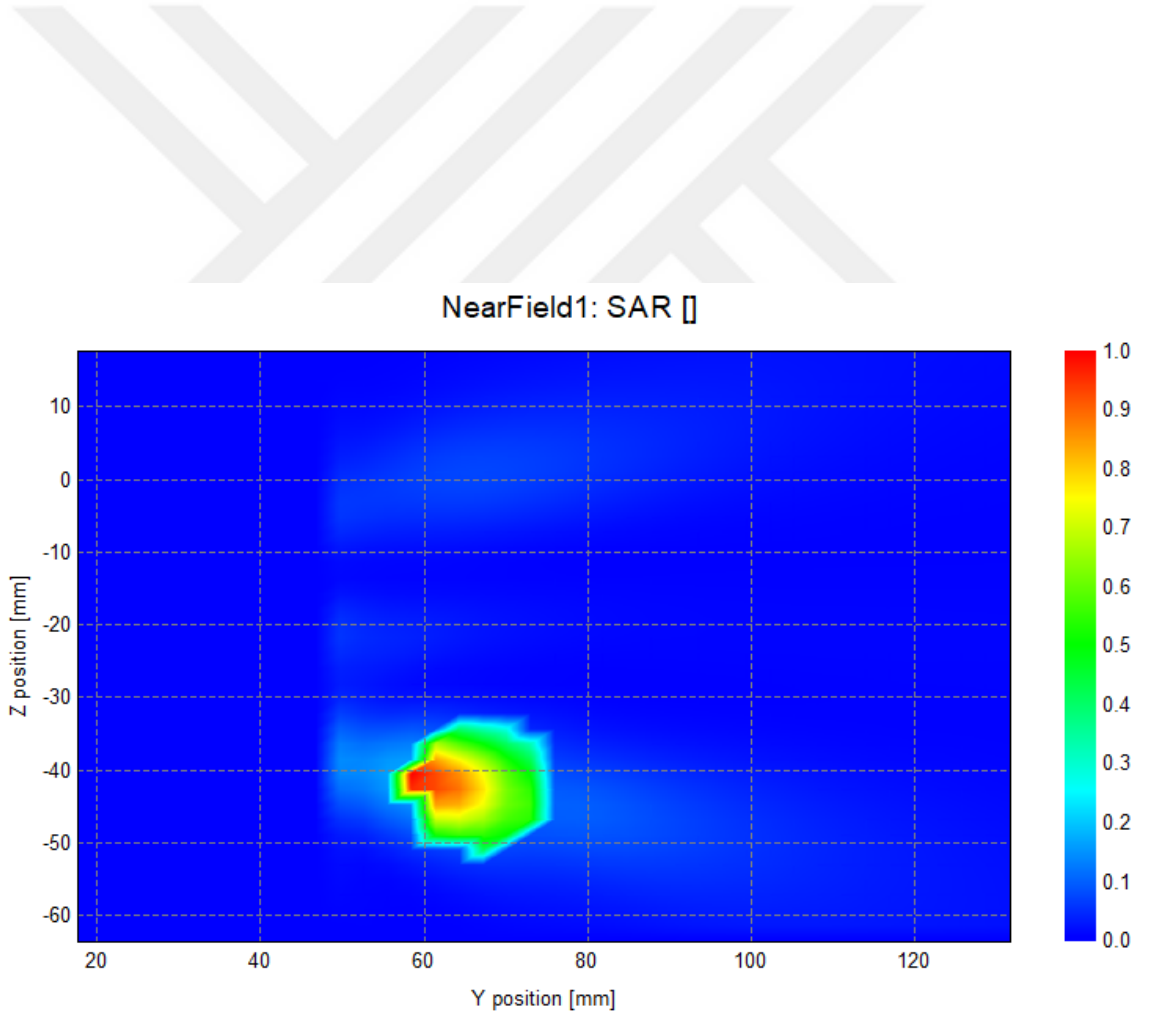
Şekil 4.6 Senaryo 3 optimizasyonu sonucunda a) ARM'den elde edilen horn dizisinin yakın alan ışıması b) Yakın alan ışımasının FEKO ile doğrulanması



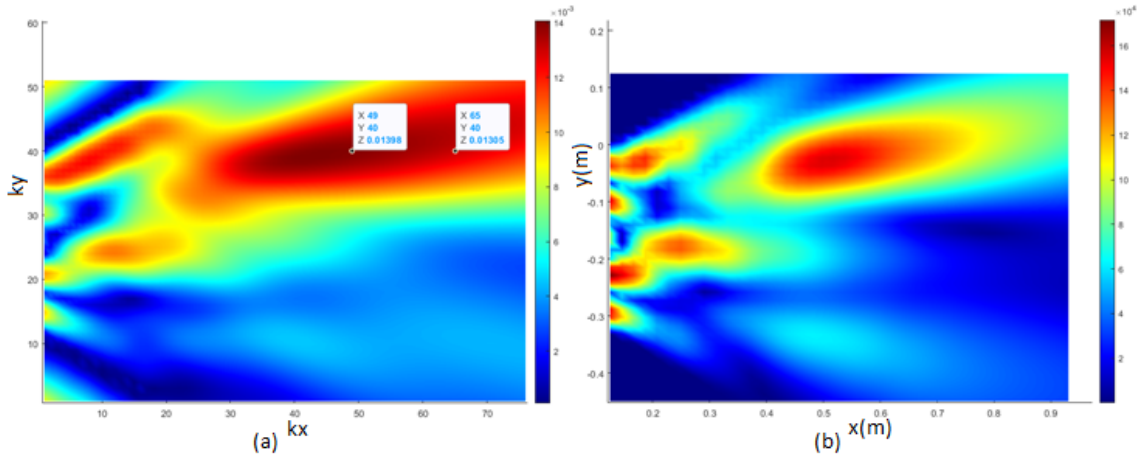
Şekil 4.7 Senaryo 3 optimizasyonu sonucunda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili



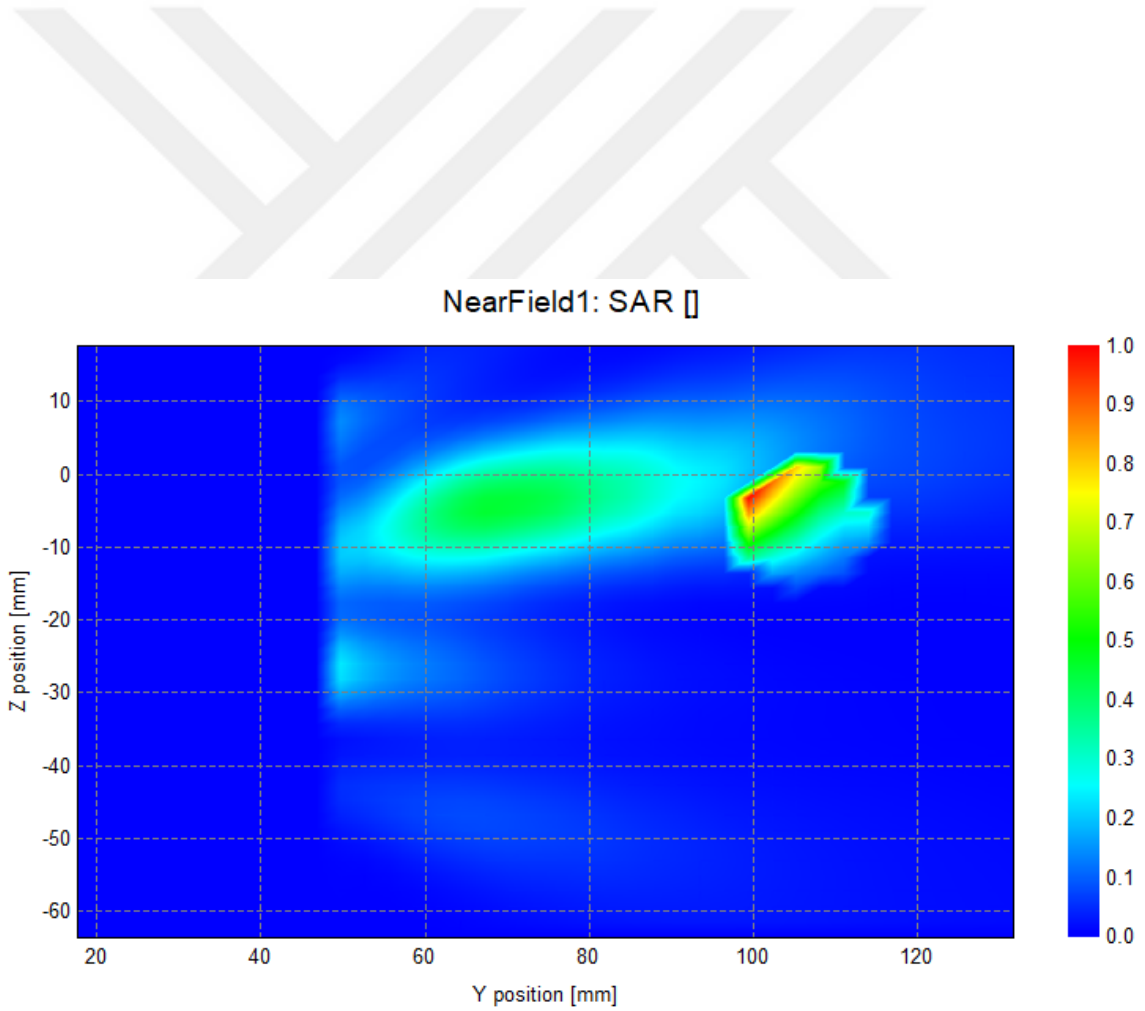
Şekil 4.8 Senaryo 4 optimizasyonu sonucunda a) ARM'den elde edilen horn dizisinin yakın alan ışınması b) Yakın alan ışınmasının FEKO ile doğrulanması



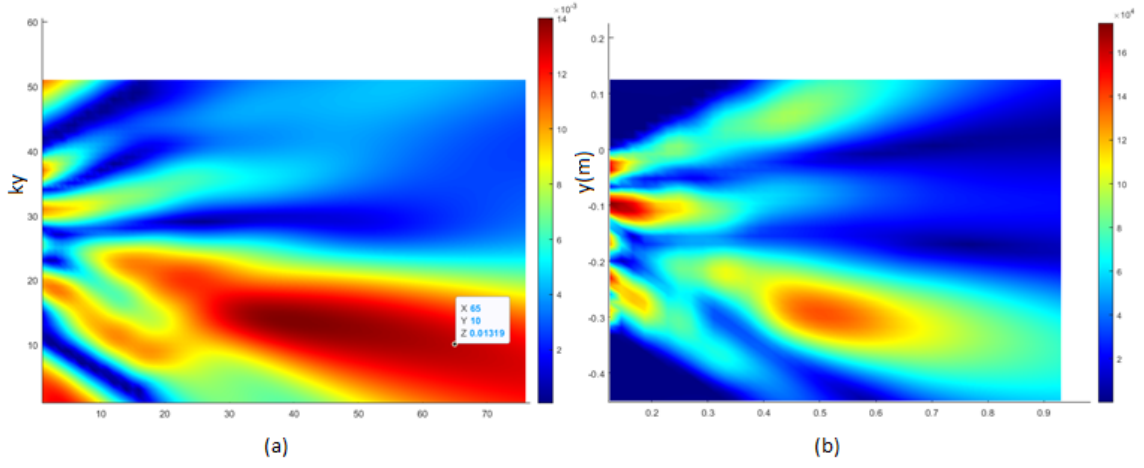
Şekil 4.9 Senaryo 4 optimizasyonu sonucunda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili



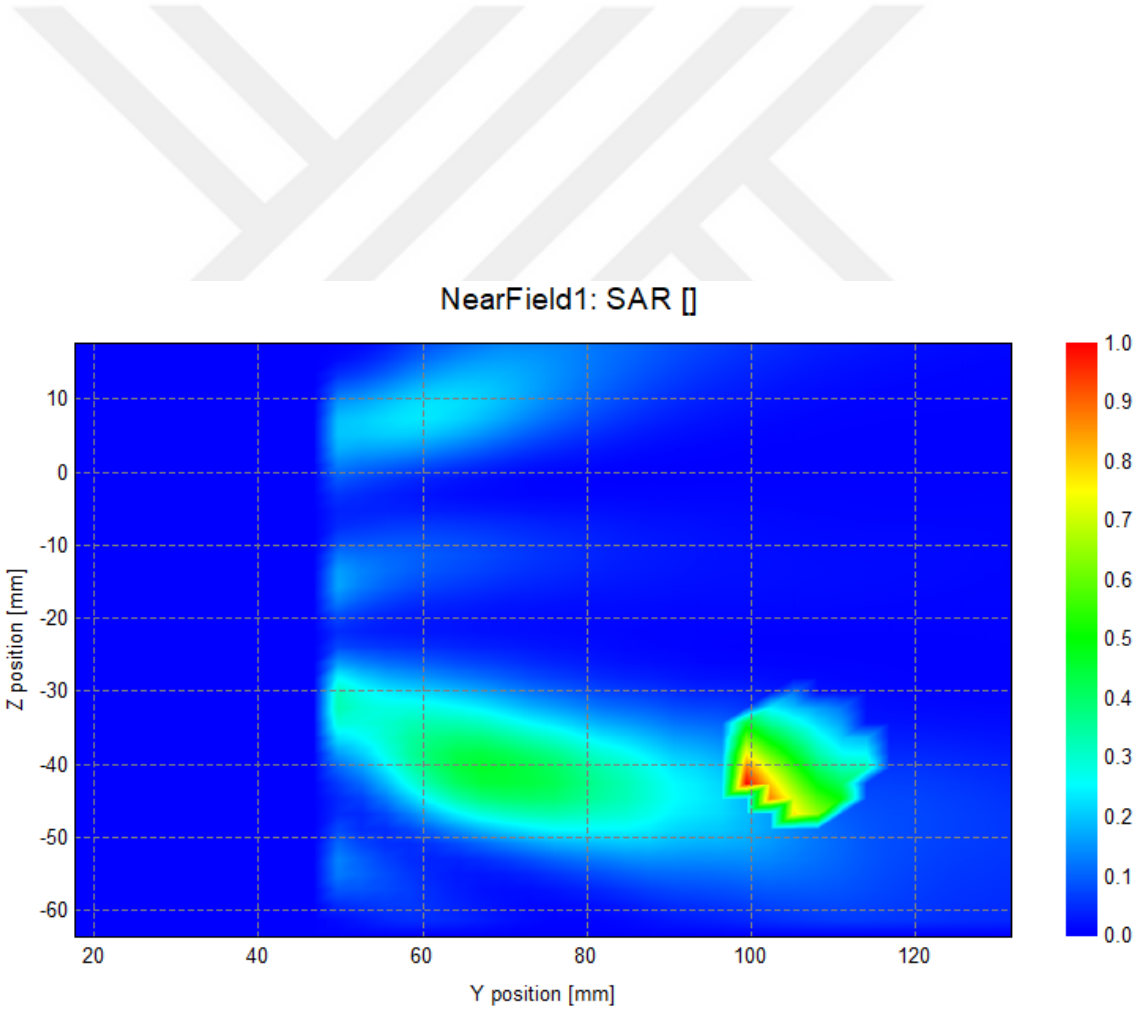
Şekil 4.10 Senaryo 5 optimizasyonu sonucunda a) ARM'den elde edilen horn dizisinin yakın alan ışıması b) Yakın alan ışımasının FEKO ile doğrulanması



Şekil 4.11 Senaryo 5 optimizasyonu sonucunda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili



Şekil 4.12 Senaryo 6 optimizasyonu sonucunda a) ARM'den elde edilen horn dizisinin yakın alan ışıması b) Yakın alan ışımasının FEKO ile doğrulanması



Şekil 4.13 Senaryo 6 optimizasyonu sonucunda tümör üzerinde oluşan normalize SAR profili

5 SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tezde, organ yüzeyine uygun şekilde adaptif tasarlanan bir horn anten dizisi ile yakın alan örüntülerin bölgesel şekillendirme tekniğini kullanarak kanserli dokularının ısıtılması amaçlanmış ve bu suretle vücudun normal dokularına zarar vermeden tahribatsız tedavisi konseptinin uygulanabilirliği gösterilmiştir. Bu kapsamda yapılan çalışmalarda, dizi anten tasarımında kullanılan ARM ile MLP modelleme ve PSO optimizasyon teknikleri ile tümleştirilmiştir. Tahribatsız hipertermi uygulamasında gerçekçi ve güvenilir (örneğin, dış deri ve yüzeye yakın sağlıklı organ dokularının yanmaması) bir yaklaşım olması açısından uzak alan huzme tarama yaklaşımı yerine, doğrudan yakın alan bölgesel örüntü şekillendirme yöntemi ele alınmıştır. Tezde FEKO elektromanyetik dalga simülatörü paket programı ise yalnızca teorik hesapların sonuçlarının kontrolü ve doğrulanması için kullanılmıştır. Zira paket programlar esnek sistem geliştirmesi için gerekli hesap hızına sahip değildir, ayrıca çok amaçlı optimizasyon algoritmalarıyla birlikte kullanımı için de uygun değildir. Bu sayede çok sayıda uygulama opsiyonunun elde edilebileceği adaptif bir sistem tasarlanabilmiştir. Tez çalışması aşağıda verilen konu başlıklarında özetlenebilir:

1. Adaptif horn anten dizisinin parametrik tasarımı, 2. Tümör dokusunun horn anten dizisi ile ısıtılmasının benzetimi, 3. Çok amaçlı optimizasyon ile anten dizilerinin yakın alan örüntülerinin odaklanması.

Birinci aşama, tahribatsız hipertermi uygulaması için gerekli ısıtmayı sağlayan yüksek güçlü RF ışımayı üretme amaçlı, adaptif beşli horn/dalga kılavuzu anten dizisi tasarımını içermektedir. Antenler gerek boyut küçültmesi, gerekse yüzey dokunun anten açıklığıyla empedans uyumunun sağlanabilmesi amacıyla uygun dielektrik malzemeye doldurulmuş olarak dikkate alınmıştır. Sayısal tasarımlarda hızlı ve güvenilir sonuç verebilen ARM yöntemi kullanılmıştır.

İkinci adımda antenlerin yakın alan değerlerini kullanarak istenilen bölgelerin ısıtılmasını sağlayan anten dizisini tasarlamakta kullanılan optimizasyon koduna veri sağlaması yapılmıştır.

Üçüncü adımda, horn anten dizisinin tasarımı ve elektromagnetik ısıma ile doku altı ısınma analizinin sonuçları uyumluluk fonksiyonunu hesaplayabilmek için optimizasyon algoritmaları kullanılmış ve her bir iterasyonunda tekrarlanmıştır. Burada, istenilen tümör bölgesinde yoğunlaşan ve diğer bölgelerde belirlenen eşğin altında olan en uygun yakın alan ısıma örüntüsünün elde edilmesi için en uygun dizi anten faz besleme değerlerin belirlenmiştir. Yapılan çalışmada cismi ısıtan elektromanyetik alanlar düzlemsel dalga olmayıp horn anten dizisi tarafından üretilen alanlardır. Bu nedenle bu tez çalışması, şimdiye kadar olan çalışmalara göre daha gerçekçi olması sebebiyle fazla uygulama alanı bulacaktır.

Bu tez çalışmasında görülmektedir ki, optimizasyon algoritmaları yardımıyla dizi antenin besleme kaynaklarının faz açıları ayarlanarak, yakın alanda istenilen bölgede elektromanyetik alan odaklaması sağlanabilmektedir. Ayrıca canlı dokuda tümör hücrelerinin elektriksel iletkenlikleri daha yüksek olmaktadır. Buradan da elektromanyetik alanın tümör üzerine odaklanmasına ikinci bir katkı gelmektedir.

Bu tez çalışmasının sonucunda gelecek çalışma olarak, suni organ modelleri üzerinde anten sistemi test ve performans ölçümü önerilmektedir. Mezuniyetin ardından, benzetim ve tasarım faaliyetleri tamamlanan horn dizi antenlerin üretimi ve oluşturulacak suni organ modeli (jel, yumurta akı vb. kayıplı dielektrik yapılar) üzerinde performans testleri yapılacaktır. YTÜ mikrodalga araştırma laboratuvarında RF işaret üretici, RF bölücü, RF kuvvetlendiriciler ve kablolar aracılığıyla üretilen anten dizisine bağlanacaktır. Dizi elemanı başına en az 10 W güç verilmesi öngörülmektedir. Faz besleme ayarları, kablo boyları ayarlanmak suretiyle gerçekleştirilecektir.

- [1] S. Vaezy, V. Zderic, *Image-guided therapy systems*. Artech House, 2009.
- [2] D. Panescu, J. G. Whayne, S. D. Fleischman, M. S. Mirotznik, D. K. Swanson, J. G. Webster, "Three-dimensional finite element analysis of current density and temperature distributions during radio-frequency ablation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 9, pp. 879–890, 1995.
- [3] A. Andreano, Y. Huang, M. F. Meloni, F. T. Lee Jr, C. Brace, "Microwaves create larger ablations than radiofrequency when controlled for power in ex vivo tissue," *Medical physics*, vol. 37, no. 6Part1, pp. 2967–2973, 2010.
- [4] C. J. Simon, D. E. Dupuy, W. W. Mayo-Smith, "Microwave ablation: Principles and applications," *Radiographics*, vol. 25, no. suppl_1, S69–S83, 2005.
- [5] J. Qian, "Interventional therapies of unresectable liver metastases," *Journal of cancer research and clinical oncology*, vol. 137, no. 12, p. 1763, 2011.
- [6] M. Converse, E. J. Bond, S. C. Hagness, B. D. Van Veen, "Ultrawide-band microwave space-time beamforming for hyperthermia treatment of breast cancer: A computational feasibility study," *IEEE Transactions on microwave theory and techniques*, vol. 52, no. 8, pp. 1876–1889, 2004.
- [7] R. A. Gardner, H. I. Vargas, J. B. Block, C. L. Vogel, A. J. Fenn, G. V. Kuehl, M. Doval, "Focused microwave phased array thermotherapy for primary breast cancer," *Annals of surgical oncology*, vol. 9, no. 4, pp. 326–332, 2002.
- [8] M. J. Burfeindt, E. Zastrow, S. C. Hagness, B. D. Van Veen, J. E. Medow, "Microwave beamforming for non-invasive patient-specific hyperthermia treatment of pediatric brain cancer," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 56, no. 9, p. 2743, 2011.
- [9] B. Guo, L. Xu, J. Li, "Time reversal based microwave hyperthermia treatment of breast cancer," *Microwave and Optical Technology Letters*, vol. 47, no. 4, pp. 335–338, 2005.
- [10] E. Zastrow, S. C. Hagness, B. D. Van Veen, J. E. Medow, "Time-multiplexed beamforming for noninvasive microwave hyperthermia treatment," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 58, no. 6, pp. 1574–1584, 2011.
- [11] H. A. Dominguez, A. Raizer, "Using tlm method to model hyperthermia applicators," *Journal of Microwaves, Optoelectronics and Electromagnetic Applications (JMoe)*, vol. 2, no. 6, pp. 1–10, 2002.
- [12] A. Taflove, M. E. Brodwin, "Computation of the electromagnetic fields and induced temperatures within a model of the microwave-irradiated human eye," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 23, no. 11, pp. 888–896, 1975.

- [13] A. R. Shapiro, R. F. Lutomirski, H. T. Yura, "Induced fields and heating within a cranial structure irradiated by an electromagnetic plane wave," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 19, no. 2, pp. 187–196, 1971.
- [14] M. K. Hessary, K.-M. Chen, "Em local heating with hf electric fields," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 32, no. 6, pp. 569–576, 1984.
- [15] M. Hiraoka, M. Mitsumori, N. Hiroi, S. Ohno, Y. Tanaka, Y. Kotsuka, K. Sugimachi, "Development of rf and microwave heating equipment and clinical applications to cancer treatment in japan," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 48, no. 11, pp. 1789–1799, 2000.
- [16] M.-R. Tofghi, "Characterization of biomedical antennas for microwave heating, radiometry, and implant communication applications," in *WAMICON 2011 Conference Proceedings*, IEEE, 2011, pp. 1–6.
- [17] P. R. Stauffer, P. Maccarini, K. Arunachalam, O. Craciunescu, C. Diederich, T. Juang, F. Rossetto, J. Schlorff, A. Milligan, J. Hsu, *et al.*, "Conformal microwave array (cma) applicators for hyperthermia of diffuse chest wall recurrence," *International Journal of Hyperthermia*, vol. 26, no. 7, pp. 686–698, 2010.
- [18] D. K. Trivedi, T. D. Jerome-Surendran, "Hfss simulation of near-field beam forming using s-band rectangular horn antenna array for hyperthermia therapy applications," 2010.
- [19] S. Arikatla, S. B. Modini, "Accurate electromagnetic simulation of near-field performance of an x-band array for hyperthermia therapy applications," 2011.
- [20] N. Karnik, R. Tulpule, M. Shah, P. Verma, C. Huang, J. Cha, A. Pandya, S. Usman, V. Pulipati, P. Pagadala, *et al.*, "Design, simulation and experimental study of near-field beam forming techniques using conformal waveguide arrays," *IET microwaves, antennas & propagation*, vol. 4, no. 2, pp. 162–174, 2010.
- [21] N. Karnik, P. Shah, B. Kumar, G. Branner, "Near-field beamforming in conformal planar arrays," in *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium (IEEE Cat. No. 02CH37313)*, IEEE, vol. 1, 2002, pp. 114–117.
- [22] M. Wang, S. Yang, S. Wu, "A neural network approach of ultra-wideband nearfield adaptive beamforming," in *ESANN*, Citeseer, 2005, pp. 589–594.
- [23] A. Fenn, G. King, "Adaptive nulling in the hyperthermia treatment of cancer," *LINCOLN LABORATORY JOURNAL*, vol. 5, pp. 223–223, 1992.
- [24] A. Fenn, "Theory and analysis of near field adaptive nulling," in *1986 Antennas and Propagation Society International Symposium*, IEEE, vol. 24, 1986, pp. 579–582.
- [25] A. J. Fenn, "Evaluation of adaptive phased array antenna, far-field nulling performance in the near-field region," *IEEE transactions on antennas and propagation*, vol. 38, no. 2, pp. 173–185, 1990.
- [26] P. Kavikondala, P. R. S. Pesaramalli, "Generalized analytic method for near-field reconstruction of antenna currents in microwave hyperthermia cancer treatment systems," 2010.

- [27] Y. F. Wu, Y. J. Cheng, "Proactive conformal antenna array for near-field beam focusing and steering based on curved substrate integrated waveguide," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 67, no. 4, pp. 2354–2363, 2019.
- [28] J. Crezee, R. Zweije, J. Sijbrands, H. P. Kok, "Dedicated 70 mhz rf systems for hyperthermia of challenging tumor locations," *International Journal of Microwave and Wireless Technologies*, vol. 12, no. 9, pp. 839–847, 2020.
- [29] İ. Ünal, B. Turetken, U. Bulus, C. Canbay, "Analysis of the electromagnetic field scattered by a spherical breast tumour model," in *2013 International Symposium on Electromagnetic Theory*, IEEE, 2013, pp. 574–577.
- [30] R. Mittra, "Analytical techniques in the theory of guided waves," *Macmillan Series in Electrical Science*, 1971.
- [31] T. Yu, "Wave scattering by an open cylindrical screen of arbitrary profile with dirichlet boundary value condition," *Soviet Physics Doklady*, vol. 30, pp. 1027–1030, 1985.
- [32] Y. A. Tuchkin, "Wave scattering by an unclosed cylindrical screen of arbitrary profile with the neumann boundary condition," in *Doklady Akademii Nauk*, Russian Academy of Sciences, vol. 293, 1987, pp. 343–345.
- [33] E. Karachua, A. Turk, "E-polarized scalar wave diffraction by perfectly conductive arbitrary shaped cylindrical obstacles with finite thickness," *International Journal of Infrared and Millimeter Waves*, vol. 22, no. 10, pp. 1531–1546, 2001.
- [34] A. S. Turk, "Analysis of aperture illumination and edge rolling effects for parabolic reflector antenna design," *AEU-International Journal of Electronics and Communications*, vol. 60, no. 4, pp. 257–266, 2006.
- [35] A. TÜRK, O. Yurduseven, "Parametric analysis of multi source feeding flare rolling and corrugating effects for h-plane horn radiator," 2010.
- [36] A. S. Turk, O. M. Yucedag, "Parametric analysis of flare edge rolling throat bending and asymmetric flare effects for h-plane horn radiator," *AEU-International Journal of Electronics and Communications*, vol. 66, no. 4, pp. 297–304, 2012.
- [37] M. M. Khodier, C. G. Christodoulou, "Linear array geometry synthesis with minimum sidelobe level and null control using particle swarm optimization," *IEEE Transactions on Antennas and propagation*, vol. 53, no. 8, pp. 2674–2679, 2005.
- [38] D. A. Tonn, R. Bansal, "Reduction of sidelobe levels in interrupted phased array antennas by means of a genetic algorithm," *International Journal of RF and Microwave Computer-Aided Engineering: Co-sponsored by the Center for Advanced Manufacturing and Packaging of Microwave, Optical, and Digital Electronics (CAMPmode) at the University of Colorado at Boulder*, vol. 17, no. 2, pp. 134–141, 2007.
- [39] M. G. Bray, D. H. Werner, D. W. Boeringer, D. W. Machuga, "Optimization of thinned aperiodic linear phased arrays using genetic algorithms to reduce grating lobes during scanning," *IEEE Transactions on antennas and propagation*, vol. 50, no. 12, pp. 1732–1742, 2002.

- [40] S. Pal, B. Qu, S. Das, P. Suganthan, "Optimal synthesis of linear antenna arrays with multi-objective differential evolution," *Progress In Electromagnetics Research B*, vol. 21, pp. 87–111, 2010.
- [41] D. E. Goldberg, "Genetic algorithms in search," *Optimization, and Machine-Learning*, 1989.
- [42] J. Holland, *Adaptation in natural and artificial systems* 1975 ann arbor, mich.
- [43] D. B. Fogel, E. Computation, "Toward a new philosophy of machine intelligence," *IEEE Evolutionary Computation*, 1995.
- [44] J.-N. Hwang, *Neural networks: A comprehensive foundation-simon haylun (new york: Macmillan and ieee computer society, 1994, 696 pp., hardbound, 69.95, isbn, 1995.*
- [45] C. Christodoulou, M. Georgiopoulos, *Applications of neural networks in electromagnetics*. Artech House, Inc., 2000.
- [46] Su kara kutuyu acalim: Yapay sinir aglari. [Online]. Available: <https://ayyucekizrak.medium.com/%C5%9Fu-kara-kutuyu-a%C3%A7alim-yapay-sinir-a%C4%9Flar%C4%B1-7b65c6a5264a> (visited on 12/30/2020).
- [47] Y. LeCun, Y. Bengio, G. Hinton, "Deep learning," *nature*, vol. 521, no. 7553, pp. 436–444, 2015.
- [48] L. Deng, D. Yu, "Deep learning: Methods and applications," *Foundations and trends in signal processing*, vol. 7, no. 3–4, pp. 197–387, 2014.
- [49] I. Arel, D. C. Rose, T. P. Karnowski, "Deep machine learning-a new frontier in artificial intelligence research [research frontier]," *IEEE computational intelligence magazine*, vol. 5, no. 4, pp. 13–18, 2010.
- [50] J. Schmidhuber, "Deep learning in neural networks: An overview," *Neural networks*, vol. 61, pp. 85–117, 2015.
- [51] S. K. Goudos, C. Kalialakis, R. Mittra, "Evolutionary algorithms applied to antennas and propagation: A review of state of the art," *International Journal of Antennas and Propagation*, vol. 2016, 2016.
- [52] Y. LeCun, L. Bottou, Y. Bengio, P. Haffner, "Gradient-based learning applied to document recognition," *Proceedings of the IEEE*, vol. 86, no. 11, pp. 2278–2324, 1998.
- [53] G. E. Hinton, R. R. Salakhutdinov, "Reducing the dimensionality of data with neural networks," *science*, vol. 313, no. 5786, pp. 504–507, 2006.
- [54] L. Merad, F. T. Bendimerad, S. M. Meriah, S. A. Djennas, "Neural networks for synthesis and optimization of antenna arrays," *RADIOENGINEERING-PRAGUE*, vol. 16, no. 1, p. 23, 2007.
- [55] İ. Ünal, B. Türetken, K. Sürmeli, C. Canbay, "An experimental microwave imaging system for breast tumor detection on layered phantom model," in *2011 XXXth URSI General Assembly and Scientific Symposium*, IEEE, 2011, pp. 1–4.
- [56] İ. Ünal, B. Türetken, U. Buluş, C. Canbay, *Konformal antenler kullanarak meme kanseri tümörünün radartabanlı mikrodalga görüntüleme tekniği ile tespit edilmesi*, 2012.

- [57] R. Thomlinson, L. Gray, "The histological structure of some human lung cancers and the possible implications for radiotherapy," *British journal of cancer*, vol. 9, no. 4, p. 539, 1955.
- [58] İ. Ünal, B. Türetken, U. Buluş, K. Sürmeli, C. Canbay, "Elektromanyetik dalgalar kullanılarak meme kanseri tümörünün tespitine yönelik bir analiz an analysis for breast cancer tumor detection using electromagnetic waves,"
- [59] C. Franconi, "Hyperthermia heating technology and devices," in *Physics and technology of hyperthermia*, Springer, 1987, pp. 80–122.
- [60] J. B. Andersen, "Electromagnetic power deposition: İnhomogeneous media, applicators and phased arrays," in *Physics and technology of hyperthermia*, Springer, 1987, pp. 159–188.
- [61] C. Canbay, "Possible effects of dielectrophoretic fields in the brains of mri operators and ms patients: A radiologically isolated syndrome evaluation," *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, vol. 27, no. 6, pp. 4354–4360, 2019.
- [62] İ. Ünal, B. Türetken, U. Buluş, C. Canbay, "Analysis of dispersive effects of breast phantom model on ultra wideband microwave imaging of breast cancer tumor," in *IASTED International Conference on Biomedical Engineering*, pp. 1–6.
- [63] A. W. Guy, J. F. Lehmann, J. B. Stonebridge, "Therapeutic applications of electromagnetic power," *Proceedings of the IEEE*, vol. 62, no. 1, pp. 55–75, 1974.
- [64] İ. Ünal, B. Türetken, C. Canbay, "Spherical conformal bow-tie antenna for ultra-wide band microwave imaging of breast cancer tumor.," *Applied Computational Electromagnetics Society Journal*, vol. 29, no. 2, 2014.
- [65] J. Strohbehn, "Summary of physical and technical studies," *Hyperthermic oncology*, vol. 2, pp. 353–369, 1984.
- [66] J. Strohbehn, "Interstitial techniques for hyperthermia," in *Physics and technology of hyperthermia*, Springer, 1987, pp. 211–239.
- [67] D. Christensen, C. Duraey, "Hyperthermia production for cancer therapy: A rewien of fundamentals and methods," *journal of microwave power*, vol. 16, no. 2, pp. 89–105, 1981.
- [68] S. B. Field, C. Franconi, *Physics and technology of hyperthermia*. Springer Science & Business Media, 2012, vol. 127.
- [69] J. Vrba, J. Boucek, J. Vrba, "Waveguide applicators for cancer detection and treatment," *Tesla Electronics*, no. 2, pp. 44–50, 1984.
- [70] J. Hand, "Electromagnetic applicators for non-invasive local hyperthermia," in *Physics and technology of hyperthermia*, Springer, 1987, pp. 189–210.
- [71] J. Oleson, T. Cetas, "Clinical hyperthermia with rf currents," *Physical aspects of hyperthermia*, pp. 280–306, 1982.
- [72] R. Johnson, G. Andrasic, D. Smith, J. James, "Field penetration of arrays of compact applicators in localized hyperthermia," *International journal of hyperthermia*, vol. 1, no. 4, pp. 321–336, 1985.

- [73] J. Hand, J. Cheetham, A. Hind, "Absorbed power distributions from coherent microwave arrays for localized hyperthermia," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 484–489, 1986.
- [74] J. Loane, H. Ling, B. Wang, S. Lee, "Experimental investigation of a retro-focusing microwave hyperthermia applicator: Conjugate-field matching scheme," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 490–494, 1986.
- [75] G. Arcangeli, P. P. Lombardini, G. A. Lovisolo, G. Marsiglia, M. Piattelli, "Focusing of 915 mhz electromagnetic power on deep human tissues: A mathematical model study," *IEEE transactions on biomedical engineering*, no. 1, pp. 47–52, 1984.
- [76] N. Morita, T. Hamasaki, N. Kumagai, "An optimal excitation method in multi-applicator systems for forming a hot zone inside the human body," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 532–538, 1986.
- [77] T. Sandhu, A. Kolozsvary, "Conformal hyperthermia applicators," *Hyperthermic oncology*, vol. 1, pp. 675–678, 1984.
- [78] C. Rappaport, F. Morgenthaler, "Localized hyperthermia with electromagnetic arrays and the leaky-wave troughguide applicator," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 636–643, 1986.
- [79] F. Jouvie, J.-C. Bolomey, G. Gaboriaud, "Discussion of capabilities of microwave phased arrays for hyperthermia treatment of neck tumors," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 495–501, 1986.
- [80] A. Guy, C.-K. Chou, K. Luk, "915-mhz phased-array system for treating tumors in cylindrical structures," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 502–507, 1986.
- [81] C. De Wagter, "Optimization of simulated two-dimensional temperature distributions induced by multiple electromagnetic applicators," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 589–596, 1986.
- [82] Y. Nikawa, H. Watanabe, M. Kikuchi, S. Mori, "A direct-contact microwave lens applicator with a microcomputer-controlled heating system for local hyperthermia," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 626–630, 1986.
- [83] P. Cudd, A. Anderson, M. Hawley, J. Conway, "Phased-array design considerations for deep hyperthermia through layered tissue," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 526–531, 1986.
- [84] P. F. Turner, "Regional hyperthermia with an annular phased array," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, no. 1, pp. 106–114, 1984.
- [85] G. Sato, C. Shibata, S. Sekimukai, H. Wakabayashi, K. Mitsuka, K. Giga, "Phase-controlled circular array heating equipment for deep-seated tumors: Preliminary experiments," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 520–525, 1986.

- [86] F. A. Gibbs, "Regional hyperthermia: A clinical appraisal of noninvasive deep-heating methods," *Cancer research*, vol. 44, no. 10 Supplement, 4765s–4770s, 1984.
- [87] B. Emami, R. Myerson, M. Pilepich, C. Perez, V. Sathiaselan, L. Leybovich, W. Straube, D. Von Gerichten, "Regional hyperthermia in the treatment of recurrent deep-seated tumors: Preliminary analysis of phase I trial," *Strahlentherapie und Onkologie: Organ der Deutschen Röntgengesellschaft...[et al]*, vol. 165, no. 10, pp. 709–711, 1989.
- [88] D. Metcalf, H. Bicher, R. Wolfstein, A. Fingerhut, H. Frey, B. Lewinsky, S. Nisar, *et al.*, "An effective fractionation regime for interstitial thermoradiotherapy: Preliminary clinical results," in *Abstracts of papers for the thirty-second annual meeting of the Radiation Research Society*, 1984.
- [89] T. Z. Wong, J. W. Strohbehn, K. M. Jones, J. A. Mechling, B. Trembly, "Sar patterns from an interstitial microwave antenna-array hyperthermia system," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 560–567, 1986.
- [90] G. M. Samaras, "Intracranial microwave hyperthermia: Heat induction and temperature control," *IEEE transactions on biomedical engineering*, no. 1, pp. 63–69, 1984.
- [91] B. S. Trembly, A. Wilson, M. Sullivan, A. Stein, T. Wong, J. Strohbehn, "Control of the sar pattern within an interstitial microwave array through variation of antenna driving phase," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 568–571, 1986.
- [92] P. F. Turner, "Interstitial equal-phased arrays for em hyperthermia," *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 34, no. 5, pp. 572–578, 1986.
- [93] R. Deshmukh, M. Damento, L. Demer, K. Forsyth, D. DeYoung, M. Dewhirst, T. Cetas, "Ferromagnetic alloys with curie temperatures near 50 c for use in hyperthermic therapy," *Hyperthermic oncology*, vol. 1, pp. 571–574, 1984.
- [94] P. Stauffer, C. Diederich, M. Seegenschmiedt, "Interstitial heating technologies," in *Thermoradiotherapy and thermochemotherapy*, Springer, 1995, pp. 279–320.
- [95] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *Journal of applied physiology*, vol. 85, no. 1, pp. 5–34, 1998.
- [96] D. Haemmerich, "Tissue ablation," *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, 2006.
- [97] S. Weinbaum, L. Xu, L. Zhu, A. Ekpene, "A new fundamental bioheat equation for muscle tissue: Part I—blood perfusion term," *Journal of biomechanical engineering*, vol. 119, no. 3, pp. 278–288, 1997.
- [98] M. E. Ulucakli, "Radiofrequency catheter ablation of cardiac arrhythmias," in *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, vol. 54884, 2011, pp. 335–350.
- [99] I. D. McRury, D. Panescu, M. A. Mitchell, D. E. Haines, "Nonuniform heating during radiofrequency catheter ablation with long electrodes: Monitoring the edge effect," *Circulation*, vol. 96, no. 11, pp. 4057–4064, 1997.

- [100] B. Avitall, A. Urbonas, S. Millard, D. Urboniene, R. Helms, "Ablation of atrial fibrillation in the rapid pacing canine model using a multi-electrode loop catheter," *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 37, no. 6, pp. 1733–1740, 2001.
- [101] A. Vander Vorst, A. Rosen, Y. Kotsuka, D. Djajaputra, "Rf/microwave interaction with biological tissues," *Medical Physics*, vol. 34, no. 2, pp. 786–787, 2007.
- [102] D. J. Wilber, D. L. Packer, W. G. Stevenson, *Catheter ablation of cardiac arrhythmias: basic concepts and clinical applications*. John Wiley & Sons, 2011.
- [103] E. van Sonnenberg, W. McMullen, L. Solbiati, *Tumor ablation: principles and practice*. Springer Science & Business Media, 2005.
- [104] M. E. Ulucakli, "Heat transfer and tissue damage in radiofrequency ablation therapy," in *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, vol. 43758, 2009, pp. 139–150.
- [105] A. R. Moritz, F. Henriques Jr, "Studies of thermal injury: I. the relative importance of time and surface temperature in the causation of cutaneous burns," *The American journal of pathology*, vol. 23, no. 5, p. 695, 1947.
- [106] J. A. Pearce, K. Raghavan, S. Thomsen, "Arrhenius model thermal damage coefficients for birefringence loss in rabbit myocardium," in *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, vol. 37181, 2003, pp. 421–423.
- [107] M. Ünal, A. S. Türk, A. Kizilay, "A horn antenna array design to destroy cancerous tissues by non-destructive hyperthermia," in *2017 25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, IEEE, 2017, pp. 1–4.
- [108] S. A. AlShehri, S. Khatun, "Uwb imaging for breast cancer detection using neural network," *Progress In Electromagnetics Research*, vol. 7, pp. 79–93, 2009.
- [109] Y. Tuchkin, E. Karacuha, A. Turk, "Analytical regularization method for e-polarized electromagnetic wave diffraction by arbitrary shaped cylindrical obstacles," in *MMET Conference Proceedings. 1998 International Conference on Mathematical Methods in Electromagnetic Theory. MMET 98 (Cat. No. 98EX114)*, IEEE, vol. 2, 1998, pp. 733–735.
- [110] S. Haykin, "Neural networks, a comprehensive foundation, prentice-hall inc," *Upper Saddle River, New Jersey*, vol. 7458, pp. 161–175, 1999.
- [111] S. Canu, X. Ding, Y. Granvalet, "Statistiques et méthodes neuronales: Une application des réseaux de neurones pour la prévision à un pas de temps," *S. Thiria, Y. Lechevallier, O. Gascul et S. Canu (Ed), Chapitre*, vol. 7, pp. 120–131, 1997.
- [112] B. Karasulu, A. Uğur, "Özörgütlemeli yapay sinir ağı modeli'nin kullanıldığı kutup dengeleme problemi için paralel hesaplama tekniği ile bir başarımla eniyileştirme yöntemi," *Akademik Bilişim 2007 Dumlupınar Üniversitesi*, vol. 31, 2007.

- [113] B. Widrow, M. E. Hoff, "Adaptive switching circuits. 1960 ire wescon convention record (pp. 96-104)," *New York: IRE. Reprinted in Anderson and Rosenfeld (1988)*, pp. 126–134, 1960.
- [114] *Multiclass svm optimization demo*. [Online]. Available: <http://vision.stanford.edu/teaching/cs231n-demos/linear-classify/> (visited on 12/30/2020).
- [115] D. E. Rumelhart, G. E. Hinton, R. J. Williams, "Learning representations by back-propagating errors," *nature*, vol. 323, no. 6088, pp. 533–536, 1986.
- [116] S. Chen, C. F. Cowan, P. M. Grant, "Orthogonal least squares learning algorithm for radial basis function networks," *IEEE Transactions on neural networks*, vol. 2, no. 2, pp. 302–309, 1991.
- [117] W. L. Stutzman, G. A. Thiele, *Antenna theory and design*. John Wiley & Sons, 2012.
- [118] R. Lippmann, "An introduction to computing with neural nets," *IEEE Assp magazine*, vol. 4, no. 2, pp. 4–22, 1987.
- [119] B. Muller, J. Reinhardt, M. Stickland, *Physics of neural networks, neural networks: An introduction*, 1995.
- [120] D. Kalman, "The generalized vandermonde matrix," *Mathematics Magazine*, vol. 57, no. 1, pp. 15–21, 1984.
- [121] A. Klinger, "The vandermonde matrix," *The American Mathematical Monthly*, vol. 74, no. 5, pp. 571–574, 1967.
- [122] G. W. Wells, "Lagrange interpolation," *Journal of Quality Technology*, vol. 2, no. 3, pp. 174–176, 1970.
- [123] E. Whittaker, G. Robinson, "The gregory-newton formula of interpolation" and "an alternative form of the gregory-newton formula," *The Calculus of Observations: A Treatise on Numerical Mathematics*, pp. 10–15, 1967.
- [124] *Gaussian process regression models*. [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/help/stats/gaussian-process-regression-models.html> (visited on 12/30/2020).
- [125] *Fitrpg*. [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/help/stats/fitrpg.html> (visited on 12/30/2020).
- [126] C. E. Rasmussen, C. K. Williams, "Gaussian processes for machine learning the mit press," *Cambridge, Mass*, 2006.
- [127] J. Nocedal, S. Wright, *Numerical optimization*. Springer Science & Business Media, 2006.
- [128] W. J. Nash, T. L. Sellers, S. R. Talbot, A. J. Cawthorn, W. B. Ford, "The population biology of abalone (*haliotis* species) in tasmania. 1. blacklip abalone (*h. rubra*) from the north coast and islands of bass strait," *Sea Fisheries Division, Technical Report*, vol. 48, p411, 1994.
- [129] S. G. Waugh, "Extending and benchmarking cascade-correlation: Extensions to the cascade-correlation architecture and benchmarking of feed-forward supervised artificial neural networks," Ph.D. dissertation, University of Tasmania, 1995.

- [130] A. Frank, "Uci machine learning repository. irvine, ca: University of california, school of information and computer science," <http://archive.ics.uci.edu/ml>, 2010.
- [131] P. J. Huber, "Robust estimation of a location parameter," in *Breakthroughs in statistics*, Springer, 1992, pp. 492–518.
- [132] A. De Myttenaere, B. Golden, B. Le Grand, F. Rossi, "Mean absolute percentage error for regression models," *Neurocomputing*, vol. 192, pp. 38–48, 2016.
- [133] *Choosing the correct error metric*. [Online]. Available: <https://towardsdatascience.com/choosing-the-correct-error-metric-mape-vs-smape-5328dec53fac> (visited on 12/30/2020).
- [134] K. O'Shea, R. Nash, "An introduction to convolutional neural networks," *arXiv preprint arXiv:1511.08458*, 2015.
- [135] S. Albawi, T. A. Mohammed, S. Al-Zawi, "Understanding of a convolutional neural network," in *2017 International Conference on Engineering and Technology (ICET)*, IEEE, 2017, pp. 1–6.
- [136] N. Calik, M. A. Belen, P. Mahouti, "Deep learning base modified mlp model for precise scattering parameter prediction of capacitive feed antenna," *International Journal of Numerical Modelling: Electronic Networks, Devices and Fields*, vol. 33, no. 2, e2682, 2020.
- [137] J. Kennedy, R. Eberhart, "Particle swarm optimization," in *Proceedings of ICNN'95-International Conference on Neural Networks*, IEEE, vol. 4, 1995, pp. 1942–1948.
- [138] B. Alataş, E. Akın, B. Özer, "Kaotik haritalı parçacık sürü optimizasyon algoritmaları," *Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Elektrik Elektronik Bilgisayar Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Kongresi*, 2007.
- [139] C.-K. Chou, "Use of heating rate and specific absorption rate in the hyperthermia clinic," *International journal of hyperthermia*, vol. 6, no. 2, pp. 367–370, 1990.
- [140] *Modeling temperature in a breast cancer tumor for ultrasound-based hyperthermia treatment*. [Online]. Available: https://isn.ucsd.edu/last/courses/beng221/problems/2012/BENG221_Project%20-%20Ho%20Kanmaniryan%20Tam%20Yang.pdf (visited on 08/12/2021).

TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR

Konferans Bildirisi

1. M. Ünal, A. S. Türk and A. Kizilay, "A horn antenna array design to destroy cancerous tissues by non-destructive hyperthermia," 2017 25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), Antalya, 2017, pp. 1-4, doi: 10.1109/SIU.2017.7960645.

