İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKULARIN ELEKTROMAGNETİK KAYNAKLAR KULLANILARAK ISITILMASI VE TEDAVİSİ – HİPERTERMİYA

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Müh. Serap ÇEKLİ

Ana Bilim Dalı: Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği

Programı: Biyomedikal Mühendisliği

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Selçuk PAKER

MAYIS 2003

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKULARIN ELEKTROMAGNETİK KAYNAKLAR KULLANILARAK ISITILMASI VE TEDAVİSİ – HİPERTERMİYA

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Müh. Serap ÇEKLİ

(504011355)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 5 Mayıs 2003

Tezin Savunulduğu Tarih : 29 Mayıs 2003

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Selçuk PAKER

Diğer Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Mahmut ÜN (İ.Ü.)

Doç. Dr. Tamer ÖLMEZ (İ.T.Ü.)

MAYIS 2003

ÖNSÖZ

Bu tezin hazırlanmasında değerli vaktini ve yardımlarını esirgemeyen, bilgisini benimle paylaşan danışman hocam sayın Yrd. Doç. Dr. Selçuk PAKER' e teşekkürü bir borç bilirim. Çalışmam esnasında kendisinin verdiği değerli tavsiyeler, desteği ve sabrı bu tezin oluşmasında önemli rol oynamıştır. Son olarak bana vermiş olduğu manevi destekten dolayı aileme teşekkür ederim.

Mayıs – 2003 **Serap Çekli**

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR v
TABLO LİSTESİ vı
ŞEKİL LİSTESİ vıı
SEMBOL LİSTESİ ıx
ÖZET x
SUMMARY xıı

1. GİRİŞ
1
1.1. Tedavide Yüksek Sıcaklıkların Önemi **2**
1.2. Tedavi Esnasında Uygulanan Isı Dozu ve Süresi **3**
1.3. Hücrenin Hayatta Kalmasını Etkileyen Faktörler **4**
1.4. Tedaviye Kan Akış Oranının Etkileri **5**
1.5. Isı Tedavisi ile Diğer Tedavi Yöntemlerinin Karşılaştırılması **6**
1.6. Tümör Dokusunun Isı Tedavisine Yanıtı **7**
2. ISI İLE ETKİLEŞİM VE KULLANILAN ANTEN YAPILARI **9**
2.1. Biyolojik Dokuların Özellikleri ve Isının Dokular Üzerindeki Etkileri **9**
2.2. Özgül Soğurma Oranı (SAR – Specific Absorbtion Rate) **10**
2.3. Sağlıklı Dokunun Yanma Riski **11**
2.4. Uygulama ve Anten Yapısı **12**
2.4.1. Işıma Açıklıkları (Dalga Kılavuzları) 12
2.4.2. Faz Dizilimleri 15
2.4.3. Dipol Antenler ve Yarıklar 16
2.5. Tümleşik Sistemler **17**
3. BENZETİM YÖNTEMİ VE SEÇİLEN PARAMETRELER **19**
3.1. Sonlu Farklar Algoritması **19**
3.2. Doğruluk ve Kararlılık **23**
3.3. Kafes Sonlandırma Koşulları **23**
3.4. Başlangıç Alanları **27**
3.5. Yöntemin Değerlendirilmesi **27**
3.5.1. FDTD Metodunun Avantajları 27
3.5.2. FDTD Metodunun Dezavantajları 28
3.5.3. Yöntemin Uygulama Alanları 28

3.6. Kullanılan Geometrik Yapı Ve Model Parametreleri **28**
3.7. Benzetim Yöntemi İle Elde Edilen Değerler **34**
4. SONUÇLAR **64**
KAYNAKLAR **66**
ÖZGEÇMİŞ **69**

KISALTMALAR

FDTD **:** Zamanda Sonlu Farklar Yöntemi (Finite Difference Time Domain)

EM **:** ElektroMagnetik

PTFE **:** Polytetrafluorethytene (Poli Tetra Flor Etitin)

SAR **:** Özgül Soğurma Oranı (Specific Absorbtion Rate)

ISM **:** International Scientific Medical (Endüstriyel Bilimsel ve Medikal)

NFR **:** Number of Frequency (Zaman Adımı Sayısı – Bir periyot boyunca)

DNA **:** Deoksiribo Nükleik Asit (Deoxyribonucleic Acid)

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 3.1. Farklı frekans değerlerinde biyolojik doku parametreleri 30
Tablo 3.2. $z = 50$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen elektrik alan değerleri (f = 915 MHz) 36
Tablo 3.3. $z = 50$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen elektrik alan değerleri (f =2450 MHz) 36
Tablo 3.4. $z = 50$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen en büyük elektrik alan değerleri (f = 915 MHz) 36
Tablo 3.5. $z = 50$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen en büyük elektrik alan değerleri (f =2450 MHz) 37
Tablo 3.6. $z = 50$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen SAR değerleri (f = 915 MHz) 37
Tablo 3.7. $z = 50$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen SAR değerleri (f =2450 MHz) 37
Tablo 3.8. $z = 46$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen elektrik alan değerleri (f = 915 MHz) 52
Tablo 3.9. $z = 46$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen elektrik alan değerleri (f =2450 MHz) 52
Tablo 3.10 $z = 46$ kesitinde her bir doku ve durum için en büyük elektrik alan değerleri (f = 915 MHz) 53
Tablo 3.11 $z = 46$ kesitinde her bir doku ve durum için en büyük elektrik alan değerleri (f =2450 MHz) 53
Tablo 3.12 z = 42 kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen elektrik alan değerleri (f = 915 MHz) 54
Tablo 3.13 z =42 kesitinde her bir doku ve durum için en büyük elektrik alan değerleri (f = 915 MHz) 54
Tablo 3.14 z = 42 kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen elektrik alan değerleri (f =2450 MHz) 54
Tablo 3.15 z = 42 kesitinde her bir doku ve durum için en büyük elektrik alan değerleri (f =2450 MHz) 55
Tablo 3.16 Küresel yapı içinde yer alan her bir doku ve durum için elektrik alan değerleri (f = 915 MHz) 59
Tablo 3.17 Küresel yapı içinde yer alan her bir doku ve durum için en büyük elektrik alan değerleri (f = 915 MHz) 60
Tablo 3.18 Küresel yapı içinde yer alan her bir doku ve durum için elektrik alan değerleri (f = 2450 MHz) 60
Tablo 3.19 Küresel yapı içinde yer alan her bir doku ve durum için en büyük elektrik alan değerleri (f = 2450 MHz) 60

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1.1 : Frekans ve nüfuz derinliği arasındaki ilişki..... 4
Şekil 1.2 : Hücrelerin pH değeri ve hayatta kalma oranı arasındaki ilişki .. 5
Şekil 2.1 : a x b ebatlı ışıma açıklığının a kenarına göre normalize edilmiş nüfuz derinliği 13
Şekil 2.2 : 2.45 GHz çalışma frekanslı dairesel uygulama aparatının ışıma alanı 14
Şekil 2.3 : 915 MHz frekansında çalışan dairesel uygulama aparatı 15
Şekil 2.4 : Yarım-dalga dipol formunda doku içi uygulayıcı tasarımı (434 MHz) 17
Şekil 3.1 : Yee kafesinin bir hücresi üzerinde alan bileşenlerinin konumları 21
Şekil 3.2 : Alan bileşenleri arasındaki ilişki: (a) çeyrek birim hücre üzerinde, (b) düzlemde 22
Şekil 3.3 : (a) Kapalı bölge, (b) açık (sınırlandırılmamış) bölge..... 23
Şekil 3.4 : Yapay sınır koşulları 24
Şekil 3.5 : Denklemlerin güncellenmesi ile elde edilen alan bileşenleri 26
Şekil 3.6 : Hesaplamalarda kullanılan birim küplerden oluşturulmuş geometrik yapılar (a) Birim küplerden oluşturulan silindirik yapı, (b) birim küplerden oluşturulan tümör kesiti 29
Şekil 3.7 : Kas dokusu için dielektrik katsayısı ve iletkenlik sabitinin frekans ile değişimini gösteren grafikler. Kas dokusu parametreleri için dielektrik katsayısı frekans ile ters orantılı, iletkenlik sabiti ise frekans değişimi ile doğru orantılı şekilde değişmektedir 31
Şekil 3.8 : Kemik dokusu için dielektrik katsayısı ve iletkenlik sabitinin frekans ile değişimini gösteren grafikler. Kemik dokusu parametreleri için dielektrik katsayısı frekans ile ters orantılı, iletkenlik sabiti ise frekans değişimi ile doğru orantılı şekilde değişmektedir 31
Şekil 3.9 : Tümör dokusu için dielektrik katsayısı ve iletkenlik sabitinin artan frekans değeri ile değişimini gösteren grafikler. Tümör dokusu parametreleri için dielektrik katsayısı frekans ile hızlı şekilde azalmaktadır, iletkenlik sabiti ise frekans değişimi ile lineer şekilde artış göstermektedir 32
Şekil 3.10 : Deri için dielektrik katsayısı ve iletkenlik sabitinin artan frekans değerleri ile değişimini gösteren grafikler. Deri parametreleri için dielektrik katsayısı frekans ile hızlı şekilde azalmaktadır, iletkenlik sabiti ise frekans değişimi ile doğrusal olmayan şekilde değişim göstermektedir 32
Şekil 3.11 : z = 50 kesiti, f = 915 MHz için E alan dağılımı, bir anten mevcut 39

Şekil 3.12 : z = 50 kesiti, f = 2450 MHz için E alan dağılımı, bir anten mevcut 39
Şekil 3.13 : z = 50 kesiti, f = 915 MHz için E alan dağılımı, iki anten mevcut 40
Şekil 3.14 : z = 50 kesiti, f = 2450 MHz için E alan dağılımı, iki anten arasında faz farkı var 40
Şekil 3.15 : z = 50 kesiti, f = 915 MHz için E alan dağılımı, üç anten mevcut 42
Şekil 3.16 : z = 50 kesiti, f = 2450 MHz için E alan dağılımı, üç anten mevcut 42
Şekil 3.17 : z = 50 kesiti, f = 915 MHz için E alan dağılımı, üç anten arasında faz farkı var 43
Şekil 3.18 : z = 50 kesiti, f = 2450 MHz için E alan dağılımı, üç anten arasında faz farkı var 43
Şekil 3.19 : z = 50 kesiti, f = 915 MHz için E alan dağılımı, iki anten arasında mesafe var 45
Şekil 3.20 : z = 50 kesiti,f = 2450 MHz için E alan dağılımı, iki anten arasında mesafe var 45
Şekil 3.21 : z = 50 kesiti, f = 915 MHz için E alan dağılımı, tümör büyük ve bir anten var 46
Şekil 3.22 : z = 50 kesiti, f = 2450 MHz için E alan dağılımı, tümör büyük ve bir anten var 46
Şekil 3.23 : z = 50 kesiti, f = 915 MHz için E alan dağılımı, farklı boyda iki anten var 48
Şekil 3.24 : z = 50 kesiti, f = 2450 MHz için E alan dağılımı, farklı boyda iki anten var 48
Şekil 3.25 : f = 915 MHz için her duruma ilişkin olarak z = 46 kesitinde, E alan dağılımı 50
Şekil 3.26 : f = 2450 MHz için her duruma ilişkin olarak z = 46 kesitinde, E alan dağılımı 51
Şekil 3.27 : f = 915 MHz için her duruma ilişkin olarak z = 42 kesitinde, E alan dağılımı 56
Şekil 3.28 : f = 2450 MHz için her duruma ilişkin olarak z = 42 kesitinde, E alan dağılımı 57
Şekil 3.29 : Küresel geometrik yapıda yer alan kas dokusu, tümör ve derinin gösterimi 59
Şekil 3.30 : Küresel yapının f = 915 MHz değeri için z = 50 kesiti için elektrik alan dağılımları 61
Şekil 3.31 : Küresel yapının f = 2450 MHz değeri için z = 50 kesiti için elektrik alan dağılımları 62

SEMBOL LİSTESİ

ΔT	: Sıcaklık artışı
c	: Özgül ısı
Δt	: Hesaplama zaman aralığı
N	: Zaman adımı
δ	: Konum adım uzunluğu
n	: Uzay boyutu
c	: Işık hızı
$\vec{E}$	: Elektrik alan vektörü
$\vec{H}$	: Magnetik alan vektörü
ε	: Geçirgenlik katsayısı
μ	: Magnetik geçirgenlik katsayısı
E_x	: Elektrik alan x bileşeni
Ey	: Elektrik alan y bileşeni
E_z	: Elektrik alan z bileşeni
H_x	: Manyetik alan x bileşeni
H_y	: Manyetik alan y bileşeni
H_z	: Manyetik alan z bileşeni
ρ	: Kütle yoğunluğu
σ	: İletkenlik
α	: Zayıflama katsayısı
f	: Frekans
λ	: Dalga boyu
K	: Yayılma sabiti
k	: Dalga sayısı
ω	: Açısal frekans
ν	: Hız
d	: Nüfuz derinliği
$\vec{\nabla}\times$	: Rotasyonel
T	: Sıcaklık
R	: Yarıçap mesafesi

DOKULARIN ELEKTROMAGNETİK KAYNAKLAR KULLANILARAK ISITILMASI VE TEDAVİSİ – HİPERTERMİYA

ÖZET

Günümüzde, kanser hastalığını tedavi etmeye yönelik tedavi yöntemleri arasında hipertermiya (kanserli hücrelerin yüksek sıcaklığa maruz bırakılarak öldürülmesi) önemli bir yere sahiptir. Hipertermiya bir tedavi yöntemi olarak oldukça etkili ve verimli bir seçenek olmaktadır.

Bu tezde, elektromagnetik kaynaklar kullanılarak tümörlü dokunun ısıtılarak tedavi edilmesi konusu elektromagnetik benzetim yöntemiyle çalışılmıştır. Tezde bu tedavi yönteminin özellikleri, hastalıklı hücrelerin yapısal özellikleri ile ilişkileri anlatılarak belli bir geometrik yapıda meydana gelen alan dağılımlarının bilgisayar simülasyonları gerçekleştirilmiştir.

Sağlıklı bir dokuda belli bir kan akış oranı mevcuttur ve doku sıcaklığı çeşitli etmenler nedeni ile arttığında, örneğin; ısıya maruz kaldığında, kan akış oranı beyin tarafından uyarılan termal denge merkezinin uyartısı ile artmaktadır. Bu bölgede kan sirkülasyonu artış gösterdiğinden doku sıcaklığı normal değerine dönme yönünde bir eğilim göstermektedir. Bununla beraber kanserli dokularda meydana gelen yapısal bir takım değişimler sonucunda ısıya karşı duyarlılık artmaktadır. Bu duyarlılığın temel nedenlerinden biri şu şekilde açıklanabilir; hastalıklı dokunun pH asit-baz denge sabiti normal değerinden farklılık göstermektedir. Normal dokularda bu değer pH 7,4 değerinden büyük olduğu halde hastalıklı dokuda pH 7,4 değerinden küçük olmaktadır. Yüksek pH değerine sahip hücreler yüksek ısıya maruz kaldığında meydana gelen yüksek sıcaklıkta hayatta kalma olasılığı düşük pH değerine sahip hücrelerden daha fazla olmaktadır. Hücrelerin hayatta kalma olasılığı sıcaklıkla ve artan süre ile doğru orantılı bir şekilde azalmaktadır. Ayrıca kanser hücrelerinde kan akış hızı sıcaklık artışı ile beraber yeterince artış gösterememektedir. Normal, sağlıklı dokuda sıcaklık artışı ile birlikte kan akış oranı doğrusal olmayan şekilde artış göstermekte fakat hastalıklı dokuda bu artış hemen hemen hiç görülmemektedir.

Sıcaklık artışına karşı normal doku hücreleri direnç gösterirken, kanser hücreleri direnç gösteremeyerek hayatta kalamamaktadır.

Elektromagnetik kaynaklardan sağlanan güç çeşitli arabirimler kullanılarak tedavi edilecek dokuya aktarılmaktadır. Tedavinin amacı, uygulanacağı bölge ve diğer faktörler gözönüne alınarak değişik frekanslar kullanılmaktadır. Frekans değerlerinin seçimi bölgesel (lokalizasyon) çalışmaya izin vermeli ve diğer başka amaçlar için kullanılan frekans bandları dışında yer alacak şekilde olmalıdır.

Yüksek frekanslarda, belli bir ortamda yol alan dalga hızlıca sönümlenerek enerji kaybına uğramaktadır. Benzer şekilde biyolojik dokularda da enerji taşıyan ve belli şiddette bir elektrik alan etkisi ile bölgeyi ısıtma işlemini sağlayan mikrodalga doku içerisinde sönümlenir. Dolayısıyla, yüzeyden belli bir uzaklıkta bulunan tümör kitleleri etkili bir şekilde ısıtıldığından bu tür bölgelerde etkin bir tedavi yöntemi olmaktadır. Ancak yüksek frekanslarda dalga boyunun küçük olması ve düşük

frekanslara nazaran sönümlenme ve güç kayıplarının daha fazla olması nedeni ile istenen doku bölgesinde odaklanmak mümkün olabilmektedir. Tedavi esnasında elektromagnetik alan etkisi ile gerçekleştirilen ısıtma işleminde aktarılan enerjinin sağlıklı doku hücrelerine az, hastalıklı doku hücrelerine ise olabildiğince fazla olması gerekmektedir. Tezde, elektromagnetik etkileşimi incelemek üzere zaman domeni sayısal hesaplama yöntemi olan sonlu farklar yöntemi FDTD kullanılmış, seçilen frekans anten ve doku özellikleri için bulunan sonuçlar sunulmuştur.

HEATING AND MEDICAL TREATMENT OF BIOLOGICAL TISSUES USING ELECTROMAGNETIC SOURCES – HYPERTHERMIA

SUMMARY

Nowadays, hyperthermia (killing malignant cells by exposing elevated temperature) has an important place among the other known treatment methods corresponding to cure of cancer. Hyperthermia is a very effective and productive option as a treatment method.

In this thesis, the subject of treatment of tumors by means of heating using electromagnetic sources is studied by virtue of manipulating electromagnetic simulations. The properties of the treatment method and specific features of malignant cells are mentioned, and computer simulations of electrical field distributions related to the defined geometrical structure are executed.

There exist a defined blood perfusion rate in a healty tissue, and when the temperature of tissue is increased due to any reason, for example; exposing excessive heat, the blood perfusion rate is increased via triggering of central thermal balance point stimulated by brain. Since the blood circulation is increased, the temperature of tissue tends to turn back its normal value. However, malignant tissue is sensitive to heat as the result of some specific changes at cancer cells. One of the fundamental reason of the sensitivity of cancer cells is that the pH value of malignant tissue is different from its normal value. The pH value of a healty tissue is equal or greater than pH 7,4 despite of this pH value is little than pH 7,4. The probability value of the survaving factor for cells having higher pH value is greater than the cells having less pH value when the cells are exposed to excessive heat. The probability value of the survaving factor of the heated cells are decreased proportional to the heat and the increasing time duration. Moreover, the blood perfusion rate can not go up by heating, sufficiently. The blood perfusion rate is increased nonlinearly in normal and healty tissue relating to heat but when the malignant tissue is taken into consideration almost there is no increase in the blood perfusion rate.

Normal tissue cells are resistant to the elevated temperatures as the cancer cells can not resist the heating and the malingnant cells perishes.

The power supplied from the electromagnetic sources is transferred to the tissue to be cured by using an interface. Different frequency values are used by taking into consideration of the aim of the therapy, the treatment location and the other factors. The selected frequency value should obtain localization and take part the frequency bands except for the frequency band used for another aims.

A wave propagate in a medium attenuates and lose its power fastly at high frequency values. Similarly, the microwave that transporting the energy in a biological tissue and supplying the heating process as a means of a defined electrical field intensity is damps in a tissue. Consequently, hiperthermia is an effective treatment method since the tumor tissue taken place at a certain distance from the skin is heated adequately. Focusing to any tissue area and localization could be possible because of the

wavelenght is small at the high frequency values and high power losses compared to low frequency values. The energy that transported to the healty tisuue cells should be less than that of tumor cells at the heating process maintaining by electromagnetic field affect during the treatment therapy, and the energy amount transferred to the malignant cells should be as much as possible. In this thesis, as a time domain numerical calculation method, finite difference time domain FDTD is used for examination of the electromagnetic interaction, and the given results are obtained for selected ferquency, antenna, and the tissue properties.

1. GİRİŞ

Bu tezde, tanımlanan belli bir geometrik yapı ile bu yapıda yer alan madde parametreleri, anten yapısı ve belli bir frekans değeri için elektrik alan dağılımları benzetilerek incelenmiştir.

Hipertermiya bir anten vasıtasıyla uygulandığında kaynaktan alınan gücün büyük bölümünün tümör dokusuna ulaşarak bu kitleyi ısıtması istenmektedir. Ayrıca bu esnada sağlıklı dokunun bu ısıtma işleminden olabilecek en az etkiyi görmesi gerekmektedir. Bu sebeplerden dolayı kullanılan parametreler, kullanılan geometrik yapı, yapılan çalışma ile kabuller ve simülasyonlar çerçevesinde elektrik alan dağılımının tümör bölgesinde en yüksek değeri alabileceği optimum anten uzunluğu, yeri ve frekansı incelenmiştir.

Simülasyonların yapılması esnasında Fortran bilgisayar programı kullanılmıştır. Elde edilen bulgular ve sonuçlar belli biyolojik doku parametrelerinin kullanılması ve benzetim ortamından kaynaklanan sınırlar çerçevesinde sağlanmıştır.

Bilgisayar ortamında problem simüle edilirken tanımlanan geometrik yapının belirli bir nümerik (sayısal) hesaplama metodu ile modellenmesi gerekmektedir. Tezde hem tanımlanan geometri açısından hem de biyolojik dokularda elektromagnetik (EM) dağılımlar için etkili çözümler elde edilmesine olanak sağlayan FDTD (Finite Difference Time Domain – Zamanda Sonlu Farklar) yöntemi kullanılmıştır.

Bugüne kadar yapılan çok sayıda çalışmada çeşitli uygulamalara ve amaca yönelik olarak değişik frekans değerleri kullanılmıştır. En çok kullanılan frekans değerleri 2450 MHz, 915 MHz, 434 MHz, 200 MHz, 27 MHz olarak sıralanmaktadır. Yapılan araştırmalar sonucunda hipertermiya için endüstriyel, bilimsel ve medikal (ISM – Industrial, Scientific, and Medical) frekans bandları içerisinde bulunan 915 MHz frekans değerinin oldukça uygun bir değer olduğu belirlenmiştir. Bu frekans değerinin üzerindeki frekanslarda odaklanma çözünürlüğü artmakta ancak nüfuz derinliği azalmaktadır; 915 MHz değeri odaklanma ve derinlik arasında optimum çalışma olanağını sağlamaktadır [13].

Yüksek sıcaklık değerleri (>42 ^{o}C) kontrol altına alınmayarak artış göstermeye devam ettiği takdirde, bu kontrolsüz sıcaklık artışı kalıcı doku hasarlarına hatta ölüme yol açabilen istenmeyen sonuçlara neden olabilmektedir. Neden olabileceği tehlikelerin farkında bulunarak yüksek sıcaklıkların yararlı etkilerinin anlaşılması, elektromagnetik (EM) kaynaklar kullanarak hastalıklı bölgenin ısıtılması suretiyle kanserli dokuların tedavi edilebileceği fikrini ortaya çıkarmıştır.

Hastalıklı dokuların ısı ile tedavi edilmesi yönündeki girişimler onsekizinci yüzyılın sonuna rastlamış olmakla beraber bu evrede yüksek sıcaklıklarda canlı doku ve hücrelerin davranışı sistematik şekilde araştırılmamıştır. Ancak 1970'den itibaren yalnız ısı tedavisi uygulanması veya X-ışını ve ilaç tedavisi ile beraber kullanılması durumunda ısının kanserli hücreler üzerinde yarattığı öldürücü etki ve diğer faktörler incelenmeye başlamıştır. Doku kültür hücreleri, tümörlü fareler ve bazı hayvanlar üzerinde çeşitli çalışmalar yapılmıştır [17]. Yapılan çalışmalar, klinik deneyler yapma konusunda cesaret verici olmuş ve insan vücudunda yer alan herhangi bir bölgede ortaya çıkan kanserli dokuyu ısıtmayı, ısıtılan bölgede oluşan sıcaklığı ölçme işlemini gerçekleştiren ekipmanların tasarımını ve geliştirilmesini sağlamıştır.

1.1 Tedavide Yüksek Sıcaklıkların Önemi

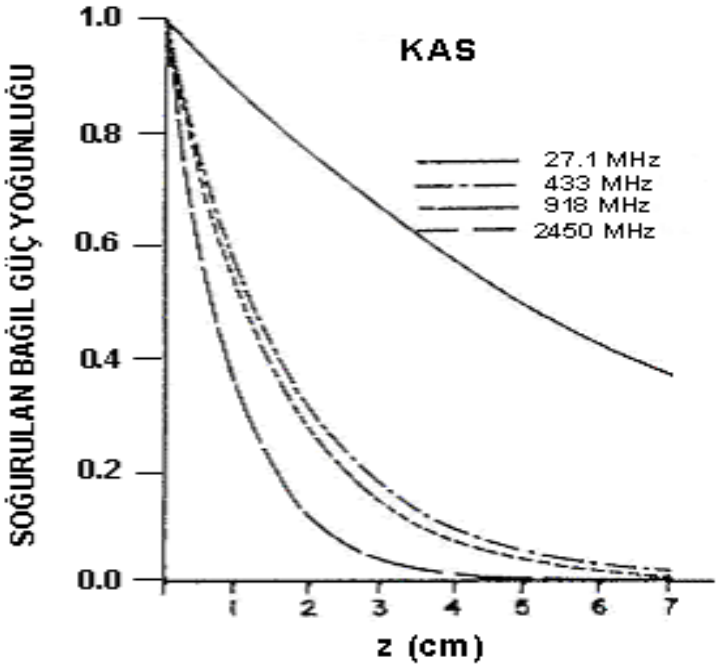
Kanser tedavi yöntemlerinin hemen hepsi vücut işlevlerinin yerine getirilebilmesi için hayati önem taşıyan sağlıklı dokuya aşırı zarar vermeksizin olabildiğince fazla hastalıklı hücrenin dokudan temizlenmesi işlemi üzerine odaklanmıştır. Cerrahi girişim uygulandığında hastalıktan etkilenen kanserli hücreler doku kitlesinden kesilerek çıkarılır ve bu esnada vücut için hayati önem taşıyan dokunun zarar görmemesi gerekmektedir. Işınım tedavisi uygulandığında ise hastalıklı hücreler öldürücü dozda X-ışınına maruz bırakılarak öldürülür ancak burada tedavi uygulanan bölgede bulunan sağlıklı dokunun tedaviye verdiği tepki sınırlayıcı bir etmendir. İlaç tedavisi uygulandığında kullanılan tedavi edici ilaçlar kanser hücreleri üzerinde etkilidir ve ilaç tedavisinin doğası gereği kullanılan özel ilaca karşı duyarlı olan tüm hücre sistemi tedaviden etkilenmektedir. Yüksek sıcaklık derecelerine kadar ısıtma işlemi de hastalıklı hücreleri öldürmektedir ve bölgesel ısıtma yapıldığında ısıtma dozunun ne kadar olacağına ısıtılan doku kitlesinde yer alan normal doku hücrelerinin ısıya verdiği tepki ile karar verilmektedir. Pekçok durumda tedavinin başarısı öldürülen kanserli hücrelerin normal hücrelere oranı ile belirlenmektedir.

1.2 Tedavi Esnasında Uygulanan Isı Dozu Ve Süresi

Tedavide uygulanan ısının dozu temel olarak gözönüne alınan niceliktir. Dokuların ısıtılması esnasında hücrelerin hayatta kalma olasılığını belirleyen iki önemli parametre bulunmaktadır. Bu parametreler; sıcaklık ve dokunun bu sıcaklık değerine maruz bırakıldığı süredir. Hücrenin hayatta kalma süresi ile bu parametreler doğrusal olmayan bir değişim göstermektedir. Bu sebepten dolayı belli bir ısı dozunun belirlenebilmesi için tek bir fiziksel değişken veya değişkenlerin doğrusal bir kombinasyonu tanımlanamamaktadır. 43 ^{o}C' nin üzerindeki sıcaklıklarda birçok hücrenin pekçok farklı özellik sergilemesi uygulanacak ısı dozunun belirlenebilmesi için arzu edilmeyen bir diğer etmendir.

Bölgesel olarak uygulanan ısıtma tedavisinde ısı tek bir doz şeklinde uygulanmayarak birkaç doza bölünmektedir ve ısıtma işlemi esnasında tümörün ulaşması istenen ısıya ani olarak ulaşılmamaktadır. Bunun yerine daha düşük sıcaklıklarda bir süre beklenerek kademeli olarak arzu edilen ısı tümör dokusuna verilmektedir. Bu sebepten dolayı birkaç doza bölünen ısı tedavisinde hücrelerin tedaviye vereceği tepki oldukça önemli olmaktadır. Hücreler başlangıç aşamasında 43 ^{o}C veya daha yüksek sıcaklıklara kadar ısıtıldığı takdirde tedavinin ilerleyen aşamalarında hücreler daha düşük sıcaklık değerlerinde dahi ısıya karşı duyarlı olmaktadır. Bununla beraber başlangıç sıcaklığı 43 ^{o}C' nin altında tutulur ise bundan sonra uygulanan tedavi aşamalarında hücreler ısıtma işlemine herhangi bir sıcaklık değerinde direnç göstermektedir. Hücrelerin 43 ^{o}C veya daha yüksek sıcaklıklara kadar ısıtıldıktan sonra 37 ^{o}C' ye kadar soğutulması işlemi çok fazla sayıda tekrarlandığı takdirde bu hücreler önceden ısıya maruz bırakılmamış hücrelere nazaran ısıya daha dirençli hale gelir. Isıya karşı dirençli hale gelen bu hücrelere termotolerant (ısıya tolerans gösteren) denilmektedir. Termotolerans (ısıya karşı tolerans gösterme) hem tümör dokusunda hem de normal dokularda meydana gelebilmektedir. Bütün bu bulgular tedavi amaçlı ekipman tasarımı yapılırken ve tedavi esnasında gözönüne alınmalıdır. Tedavinin başlangıcında çok kısa süreli olsa dahi dokunun ani olarak aşırı ısıtılması söz konusu olduğu takdirde dokuda ısıya karşı hassasiyet ve beklenmedik şekilde hücre ölümü meydana gelebilir. Isıtmanın çok yavaş yapılması ise ısıya karşı tolerans olayının meydana gelmesine dolayısıyla hücrelerde istenmeyen toksik etkinin oluşarak hücrelerin ölmesine yol açmaktadır. Bu yüzden ısıtma işlemi yeteri kadar hızlı yapılmalıdır ayrıca tümör ve normal

dokudaki sıcaklık dağılımının belirlenmiş belli sınırlar çerçevesinde kalması sağlanmalıdır. Hipertermiya (kanser hücrelerinin öldürücü dozda sıcaklık değerlerine kadar ısıtılması) tedavisi sırasında uygulanacak ısı dozu ve tedavi süresi belirlenirken kanser dokusunun karakteristik özelliklerine, frekans ve nüfuz derinliği arasındaki ilişkiye, sıcaklığın hücrelerin hayatta kalma olasılığına olan etkileri gözönünde bulundurulmalıdır. Frekans ve nüfuz derinliği arasındaki ilişki şekil 1.1' de görülmektedir. Frekans ve nüfuz derinliği ters orantılıdır, tedavi sırasında kullanılan frekans düşürüldüğünde nüfuz derinliği artmaktadır. Belli bir takım tedavi sürelerine ayrılarak gerçekleştirilen hipertermiya tedavi yöntemi tüm unsurlar gözönüne alınarak tasarlanmalıdır.

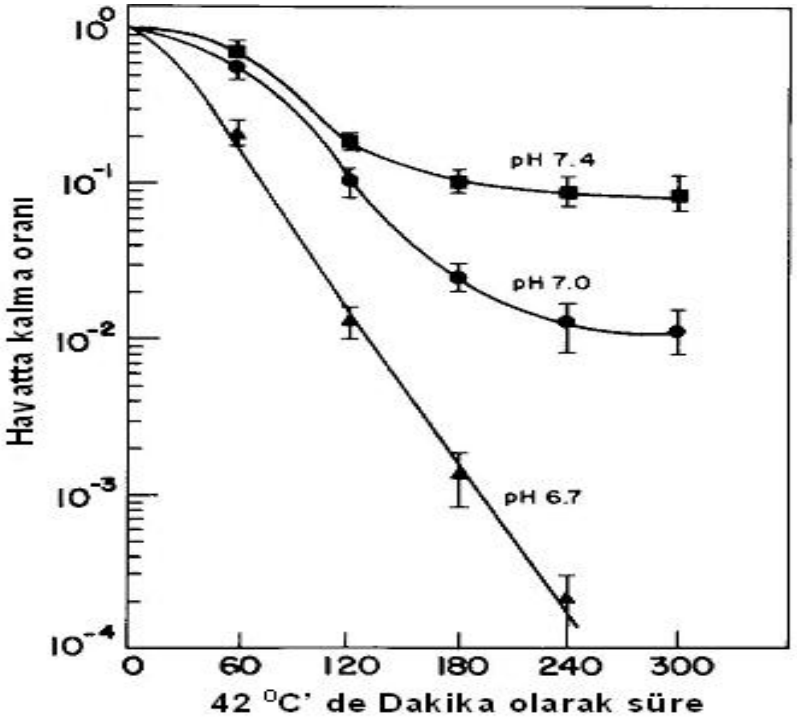


Şekil 1.1 Frekans ve nüfuz derinliği arasındaki ilişki

1.3 Hücrenin Hayatta Kalmasını Etkileyen Faktörler

Doku kültüründe bulunan hücrelerin hayatta kalmasını etkileyen faktörlerin incelenmesi standart şartlar altında yapılmaktadır. Standart şartlar ise hücrelerin yeterince besin ve oksijen alması, 37 ^{o}C'daki ortamlarda bulunması ve normal bir dokunun pH değerinde olması olarak sıralanabilir. Fakat pekçok tümör dokusunun iç yapısı gözönüne alındığında çevresel faktörler ve dış etkenler normal şartlar altında hücrelerin içinde bulunduğu koşullar gibi değildir. Genel olarak kanser hücreleri 7,4

değerinden daha düşük pH değerlerine (pH < 7,4) sahip olmaktadır. Normal doku hücrelerinde pH değeri 7,4 değerinden büyük olmaktadır (pH > 7,4). Dolayısıyla, normal hücrelerin pH değerinden daha düşük pH değerine sahip olan kanserli hücreler oksijen ve besin kaynağından yoksun kalmaktadır, pH değeri ile ısı enerjisine maruz kalma süresi ve hücrenin hayatta kalma olasılığı arasındaki ilişki şekil 1.2' de görülmektedir. Besin kaynağından yoksun kalma, oksijen yetersizliği ve düşük pH değeri hücreleri ısıya karşı duyarlı hale getirmekte ve bu hücrelerin sıcaklığını yükseltmek normal hücrelerin sıcaklığını yükseltme işlemindenden daha kolay olmaktadır [13]. Bununla beraber bazı tümör hücreleri ısıya karşı diğerlerinden daha fazla direnç göstermektedir.



Şekil 1.2 Hücrelerin pH değeri ve hayatta kalma oranı arasındaki ilişki

1.4 Tedaviye Kan Akış Oranının Etkileri

Tümörün kan akış oranı karakteri önemli ölçüde tümörün büyüklüğüne, yaşına ve tipine bağlı olmaktadır. Ayrıca kan sirkülasyonu tümör kitlesi içerisinde sağlıklı şekilde değildir (heterojendir). Normal sıcaklık değerlerinde kanserli ve normal hücreler arasında kan dolaşımı açısından önemli bir farklılık görülmemesine rağmen sıcaklık arttırıldığında büyük farklılıklar ortaya çıkmaktadır. Sağlıklı dokuda kan

dolaşımı ısının artması ile oldukça artmaktadır diğer yandan kanserli dokuda kan sirkülasyonu artış göstermemekte veya bu artış önemsiz ölçüde az olmaktadır. Dolayısıyla, kan sirkülasyonu vasıtasıyla bölgeden uzaklaştırılamayan ısı normal doku hücrelerine nazaran tümör kitlesi zarar verici olmaktadır.

Dokuların ısıtılması işleminde başlangıçta gerçekleşen hızlı sıcaklık artışının nedeni düşük kan akış oranıdır. Bununla beraber, doku ısınırken beyin tarafından sıcaklık-kontrol mekanizması uyarılır ve duruma müdahele etmesi sağlanır. Bu durumda kan akış oranı zamanla beraber artış göstermeye başlar. Sonuç olarak sıcaklık artış oranı azalmaya başlar. Tipik bir tepki süresinde sıcaklık, artmış olan kan akış oranı yüzünden düşmeye başlar bu bakımdan sıcaklık, daha düşük seviyelerde kararlı duruma geçme eğilimi göstermektedir [12].

Tümör dokusuna özgü şekilde asidik olan tümör ve çevresindeki doku, ısıtma sonrası daha da asidik hale gelmekte ve bu durum tekrar ısıtma sonrası bu kitleye daha fazla zarar verici nitelikte olmaktadır [18]. Tümör kitlesi oluşmaya başlamasından itibaren yeni kan damarları oluşturmaya devam etmektedir ancak bu yeni kılcal damarlar ve diğer damarlar yapı ve şekil itibarı ile normal doku içerisinde işlevleri yerine getiremeyecek özelliklerde olmaktadır.

1.5 Isı Tedavisi ile Diğer Tedavi Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Tümörlerin tedavisinde kullanılan ısı tedavisi bilinen diğer tedavi yöntemlerinin etkinliğini arttırmaktadır. En çok bilinen kanser tedavi yöntemleri radyoterapi (kanserli dokunun X-ışınına maruz bırakılması), kemoterapi (ilaç tedavisi) ve cerrahi operasyon olarak sayılabilir. Radyoterapide, hastalıklı doku ışınıma pekçok kere maruz bırakıldığında hücrelerin s-fazı (DNA sentez fazı) olarak bilinen ışınıma dirençli hale gelmesi durumu ortaya çıkabilmektedir [13]. Bu durum radyorezistans (radioresistance) olarak adlandırılmaktadır. Radyorezistans sıcaklığa karşı duyarlıdır, ışınım tedavisine direnç gösteren dokuya hipertermiya uygulandığı takdirde radyoterapiye karşı gösterdiği direnç azalmaktadır. Hipertermiya uygulaması ile azalan radyorezistans sonrasında radyoterapinin etkili şekilde uygulanmasına devam edilebilmektedir. Isıya maruz bırakılan hücreler ısıtılmayanlara göre yüzde otuz (%30) oranında daha az ışınım dozuna maruz kaldığı halde aynı etkiyi göstermektedir.

Oksijen kaynağından yoksun hücreler X-ışınımına karşı oldukça direnç göstermektedir. İnsanlarda görülen tümör dokularında belli miktarda oksijen bakımından fakir hücreler bulunmaktadır ve radyoterapinin başarısızlığa uğramasının nedeninin bu hücrelerden kaynaklandığı düşünülmektedir [10]. Oksijen bakımından fakir olan bu hücreler ısıya maruz bırakıldığında oksijen düzeyi bakımından normal olan hücreler kadar etkili şekilde öldürülebilmektedir. Radyoterapi ile hipertermiya tedavilerinin birlikte uygulanması kanser tedavisinde daha etkili ve verimli sonuçlar alınmasını sağlamaktadır.

Isı aynı zamanda hastalıklı hücreleri tedavi etme amaçlı kullanılan birçok ilacın kimyasal reaksiyon kinetiğini arttırarak tümör hücrelerini öldürme yetisini de etkin şekilde arttırmaktadır. Kemoterapi kanserin vücudun farklı yerlerine yayıldığı durumlarda etkili bir tedavi yöntemi olarak kullanılmaktadır. Ayrıca düşük pH değerine sahip ortamlarda ilaçların etkinliği artmaktadır. Kemoterapiye yanıt vermeyen vakalarda ısı ve ilaç tedavisi kombinasyonu hastalığın ilerlemesini durdurabilmektedir.

1.6 Tümör Dokusunun Isı Tedavisine Yanıtı

Fareler üzerinde yapılan incelemeler bazı tür tümörlerin ısıya karşı son derece duyarlı davranırken bazılarının daha dirençli olduğunu göstermiştir [10]. Bazı tümörler 44 ^{o}C de 30 dakika süre ile ısıtılarak devam ettirilen tedavi sürecinde bu ısı dozu ile tedavi edilebildiği halde, bazı tümörler direnç kazanmaktadır. Tümörlerin ısı tedavisine verdiği bu farklı tepkiler hücrelerin yapısal değişkenliklerinden kaynaklanmaktadır.

Kan akış oranı, tümörlerin lokalize (bölgesel) ısıtma tedavisine verdiği yanıtı belirlerken önemli rol oynamaktadır. Sıcaklık dağılımlarını oldukça etkileyen bir parametre olan kan akışı, ısı uygulanan dokudaki ısının bölgeden uzaklaştırılmasını dolayısıyla ısıtılan bölgede bir soğutma olayının meydana gelmesini sağlar. Tüm dokuda eşit oranda kan akışı olmadığından eşit olmayan sıcaklık dağılımları söz konusu olmaktadır. Normal doku söz konusu olduğunda vücut ısıtılan bölgeyi soğutmak için burada kan akışını arttırmaktadır. Bazı tümörlerde buna benzer şekilde davranma eğilimi göstermekle birlikte genel olarak tümörlerde ısıtılma sonucu oluşan ısıyı kontrol etme amaçlı olarak vücut tarafından verilen yanıt azalmıştır veya böyle bir tepki görülmemektedir. Uzun süreli ısıtma periyotlarında (> 30 dakika) ve

özellikle 43 ^{o}C veya daha yüksek sıcaklıklarda kan akışı hemen hemen tümüyle durmaktadır. Bu sebeplerden dolayı ısıtma işlemi esnasında doku sıcaklığının izlenmesi gerekli ve önemlidir.

Bazı durumlarda ısıtılan dokuda küçük bir bölge dahi yeteri kadar ısıtılmamış ise tümör hücrelerinin öldürülmesi tedavisi başarısızlıkla sonuçlanabilmektedir. Sıcaklığın 1 ^{o}C arttırılması ile hastalıklı hücrelerin öldürülme olasılığı kayda değer şekilde artmaktadır. Kan akışının tümörlerde tüm bölgede eşit olarak soğutma sağlayamaması nedeni ile bazı soğuk noktalar oluşmaktadır. Özellikle, bölgeden büyük kan damarlarının geçtiği bazı durumlarda soğutma etkisi oluşması kaçınılmazdır ve bu durumda eşit ısıtma işlemi çok zor gerçekleştirilmektedir.

Kemikler oldukça iyi ısı iletkenleri olduğundan, kemikli bölgeler çevresinde nisbeten soğuk doku bölgelerinin kalması oldukça sık rastlanan bir durumdur. Isıtma işlemi elektrik alan etkisi ile gerçekleştirildiğinde de eşit olmayan ısı dağılımı söz konusu olabilmektedir ve bu durum dokunun soğurma karakteristiklerinden veya farklı güç depolama özelliklerine sahip olmasından ileri gelmektedir.

2. ISI İLE ETKİLEŞİM VE KULLANILAN ANTEN YAPILARI

2.1 Biyolojik Dokuların Özellikleri ve Isının Dokular Üzerindeki Etkileri

Isının dokular üzerinde tedavi edici bir etkisi olabilmesi için tümörün içerisinde sıcaklığın 43-45 ^{o}C değerleri arasında olması gerekmektedir. Bu sıcaklık değerlerine ulaşıldığında dokuda enerji soğurulması devam ettiği halde, kan akış hızındaki artış ve kan sirkülasyonu nedeni ile dokuda sıcaklık artışı görülmemektedir.

Isıtma işlemi için arzu edilen sıcaklık 42-43,5 ^{o}C' dir. 42 ^{o}C'nin altındaki sıcaklık değerlerinin tümörlü dokuları tedavi edici etkisi olmadığı gibi hastalıklı hücrelerin direnç kazanmasına sebep olabilmektedir. 42,5 ^{o}C' nin üzerindeki sıcaklıklarda, her bir sıcaklık derecesi ile dokuların öldürülmesi için gerekli süre, bir önceki süreye göre yarıya düşmektedir. Tümör çevresinde bulunan sağlıklı dokunun zarar görme riski sözkonusu olmadığı durumda teorik olarak 45 ^{o}C veya 46 ^{o}C' de birkaç dakikalık ısıtma ile tedavi sonuçlanabilecekti. Fakat gerçekte durum böyle değildir ve tedavi esnasında 42-43 ^{o}C sıcaklık değerlerinde yaklaşık 1 saat kadarlık bir süre ile ısıtma işlemi yapılmaktadır.

Isıtma işlemi için gerekli enerjinin büyük miktarda olması gerekmemektedir: Teorik olarak enerji tümöre verimli şekilde aktarıldığında 20 mm çaplı bir tümörün sıcaklığını bir dakikalık süre içerisinde 5 ^{o}C yükseltmek için 1.5 W yeterlidir [19]. Sağlıklı doku gözönüne alındığında daha fazla su ihtiva eden normal yapısal özelliklerini kaybetmiş hastalıklı dokunun dielektrik kayıpları normal dokuya nazaran daha fazladır. Örneğin; hastalıklı deri dokusu %81.6 oranında su ihtiva ederken normal epidermiste bu oran %60.9 olmaktadır.

Günümüze kadar yapılan çeşitli çalışmalardan elde edilen sonuçlar ve bulgular şunu göstermiştir: En büyük sıcaklık yüzeyde değil yüzeyin biraz daha alt bölgelerinde meydana gelmektedir. Bunun nedeni yüzeyden ortama doğru bir ısı yayınımı suretiyle ısı kaybı olmasıdır. Yüzeyden daha derin bölgelere gidildikçe elektromagnetik dalga şiddetinde azalma meydana gelmektedir. Bu sebepten ve

kısmen yanal yönlerde ısı yayınımı olmasından dolayı sıcaklık en büyük değerine ulaştıktan sonra derinlikle beraber kademeli olarak azalmaktadır.

Yüzey sıcaklığı, ışınım frekansına karşı duyarsızdır oysa iç bölgeler gözönüne alındığında sıcaklığın daha düşük frekans seviyelerinde büyük ölçüde etkilendiği görülmektedir. Yüksek frekanslarda hacimsel sıcaklık üretimi hızlı bir şekilde azaldığından ve daha düşük miktarda ısı üretildiğinden sıcaklık değerleri de azalır ve mesafe ile daha hızlı şekilde azalma gösterir.

Düşük ışıma frekanslarında ısıtma oranı daha fazla olmakta ve daha derine nüfuz etmektedir. Bütün elektromagnetik özellikler gözönüne alındığında, sıcaklık artışı için dokunun dielektrik sabiti önemli bir parametre olmaktadır. Düşük dielektrik sabitine sahip dokularda sıcaklık, yüksek dielektrik sabitine sahip olan dokulara nazaran daha düşük olmaktadır. Aynı zamanda dokularda meydana gelen sıcaklık artış oranının dielektrik sabiti ile orantılı olduğu söylenebilir. Düşük ışınım frekanslarında soğurulma daha fazla olduğundan nüfuz etme daha derin bölgelerde gerçekleşmektedir fakat yüksek frekans değerlerinde ısıtma işleminde bölgesel çalışma sağlanabilmektedir.

2.2 Özgül Soğurma Oranı (SAR – Specific Absorbtion Rate)

Düşük miktarda su ihtiva eden dokularda (yağ dokusu) mikrodalgaların nüfuz derinliği 100 MHz de 30 cm ve 10 GHz de 3 cm kadar olmaktadır. Yüksek miktarda su içeren dokularda (kas dokusu) ise bu rakamlar yaklaşık olarak 100 MHz de 4 cm ve 10 GHz de 2 mm olmaktadır.

Gönderilen dalgalar sonucunda analitik olarak belirlenebilmesi oldukça güç olan lokal (bölgesel) alanlar meydana gelmektedir ancak bu alanlar sayısal modelleme ile kestirebilmektedir. Birim kütle başına soğurulan güç şeklinde ifade edilen özgül soğurma oranı (SAR – Specific Absorbtion Rate), dokuda harcanan gücün ölçüsüne ilişkin bir kavram olarak karşımıza çıkmaktadır. SAR, lokal olarak ortalama alan ve iletkenlik sabitinin bir işlevidir:

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{\rho} \qquad [\text{W/kg}] \tag{2.1}$$

burada,

σ ; iletkenlik [S/m]

$|E|$; rms (ortalama) kararlı durum elektrik alan şiddeti [V/m]

ρ ; kütle yoğunluğu [kg/m^3]

parametrelerini ifade etmektedir.

SAR, sınırları sonlu bir biyolojik dokuda termal (ısıl) olarak toplanan ışınım dozu bakımından tanımlanmaktadır. Lokal ısıtma oranının hesaplanması amacıyla

$$\Delta T = \frac{SAR}{c} \Delta t \tag{2.2}$$

denklemi kullanılmaktadır. Burada,

c ; özgül ısı [J/kg ^{o}C]

Δt ; ısıtma yapılan süre

ΔT ; sıcaklık artışı

parametrelerini belirtmektedir. Bu denklem, doku bölgesinde yeterince hızlı ısıtma yapıldığında meydana gelen sıcaklık artışını ifade etmektedir. Elektromagnetik (EM) kaynak ile ısıtılma sonucu dokularda meydana gelen enerjinin oranı, dokunun EM özellikleri ve mikrodalga ışınımın karakteristikleri ile belirlenmektedir. Düşük SAR değerlerinde doku sıcaklığı daha düşük olmaktadır [12].

EM enerjinin biyomedikal dokularda yarattığı etkileri belirlemek zordur, bunun nedeni;

- Dokuların özellikleri karmaşıktır, zamanla ve frekansla değişmektedir.
- Özgül soğurma oranı, SAR sadece ısıl etkileri içermektedir. Oysa bu etkileşimde kimyasal hatta organik değişimler de konusu olabilir.
- Elektromagnetik enerjinin dokularda uzun süredeki etkileri de göz önüne alınmalıdır. Kısa süreli bir etki söz konusu olmayabilir ancak uzun süre elektromagnetik enerji yutulması karmaşık etkiler yaratabilir.

2.3 Sağlıklı Dokunun Yanma Riski

Dalgaların dokuya verimli şekilde nüfuz etmesi ve dokuda sıcaklığın yükselmesi kaynakların konumu ve sayısına bağlıdır. Elektromagnetik dalga ve doku etkileşimi

yakın alanda meydana gelmektedir. Tedavi esnasında arzu edilen 42-43.5 ^{o}C sıcaklık aralığı için optimum güç yoğunluğu 200 mWcm^{-2} olarak belirlenmiştir [19].

Sağlıklı dokunun yanma riski bir takım nedenlerden dolayı ortaya çıkmaktadır:

a. Omurga gibi kemikli doku çıkıntıları veya kemikli dokular yakınında oluşabilen ani sıcaklık yükselmeleri,

b. Sağlıksız kan dolaşımı nedeni ile dokuda lokal olarak depolanan enerji bölgeden kan akışı ile uzaklaştırılamaz ve kan dolaşımı özellikle yağlı dokularda sağlıksız olduğunda bu dokuların ısıtılması,

c. İç organların yüksek oranda enerji soğurması,

sağlıklı dokularda yanma riskini ortaya çıkaran başlıca etmenler olarak sayılabilir.

Tedavi esnasında elektromagnetik güç sızıntısı olması dokulara zarar verebilecek diğer bir unsurdur. Bu sebeple, uygulamanın gerçekleştirileceği ekipmanın tasarımı esnasında iki temel gereklilik gözönünde tutulmalıdır: İçerisinde bulunulan ortamda oluşabilecek (gelen veya yansıyan) güç sızıntıları kesinlikle sınırlandırılmalı, ayrıca zamana ve konuma göre alan ve sıcaklık dağılımları denetim altında tutulmalıdır.

2.4 Uygulama ve Anten Yapısı

Isıtma işleminde enerji bir anten, dalga kılavuzu veya koaksiyel kablo vasıtasıyla doğrudan dokuya verilir, anten ile doku arasında bir boşluk bulunması söz konusu değildir. Antenin tümör hizasında olacak şekilde deri üzerinden hastalıklı bölgeye uygulanmasına veya dokuya batırılıp doku içerisine sokularak uygulanmasına bağlı olarak ısıtma tedavisi (hipertermiya) yüzeysel ısıtma veya doku içinden ısıtma olarak adlandırılır. Uygulama sırasında kullanılan antenler üç ana başlık altında incelenebilir:

2.4.1 Işıma Açıklıkları (Dalga Kılavuzları)

Dalga kılavuzları, hipertermiya tedavi yönteminin gelişim süreci çerçevesinde değerlendirildiğinde ilk aşamalardan beri kullanım alanı bulmuştur. Bir açık dalga kılavuzunda dokudaki yayılma sabiti, dalga kılavuzunun uzun kenarına göre (a) normalize edilir;

$$K = ak = a\omega\sqrt{\mu_0 \varepsilon} \tag{2.3}$$

burada,

μ ;ortamın manyetik geçirgenliği

$k = \omega\sqrt{\mu\varepsilon'}$ (dalga sayısı)

$\omega = 2\pi f$ (açısal frekans)

$\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ [H/m] (boşluğun manyetik geçirgenliği)

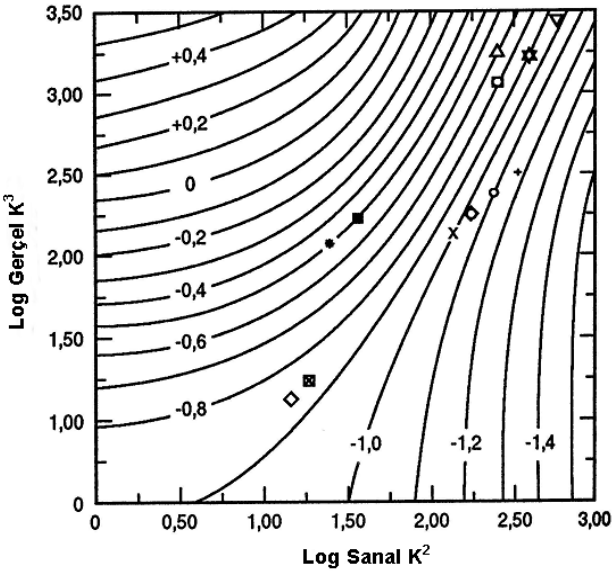
$\varepsilon = \varepsilon' - j\varepsilon''$ ' dir.

Şekil 2.1' de görülen, a uzunluğuna göre normalize edilmiş nüfuz derinliği, K^2'nin sanal (apsis) ve gerçel (ordinat) kısımlarının bir fonksiyonudur. Şekil 2.1' in sol üst köşesinde nüfuz derinliğinin sanal kısımdan hemen hemen bağımsız olduğu görülmektedir ve $\varepsilon''/\varepsilon' < 0.25$ ve $\log\left(\omega^2 \mu_0 \varepsilon' a^2\right) > 1$ değerleri için;

$$d \cong 0.4\left[a\frac{\sqrt{\varepsilon'}}{\lambda_m}\right]^{1.4} \tag{2.4}$$

burada λ_m ortamdaki dalga boyudur.

Şeklin sağ bölgesi incelendiğinde nüfuz derinliğinin gerçel kısımdan hemen hemen bağımsız olduğu görülmektedir [19].

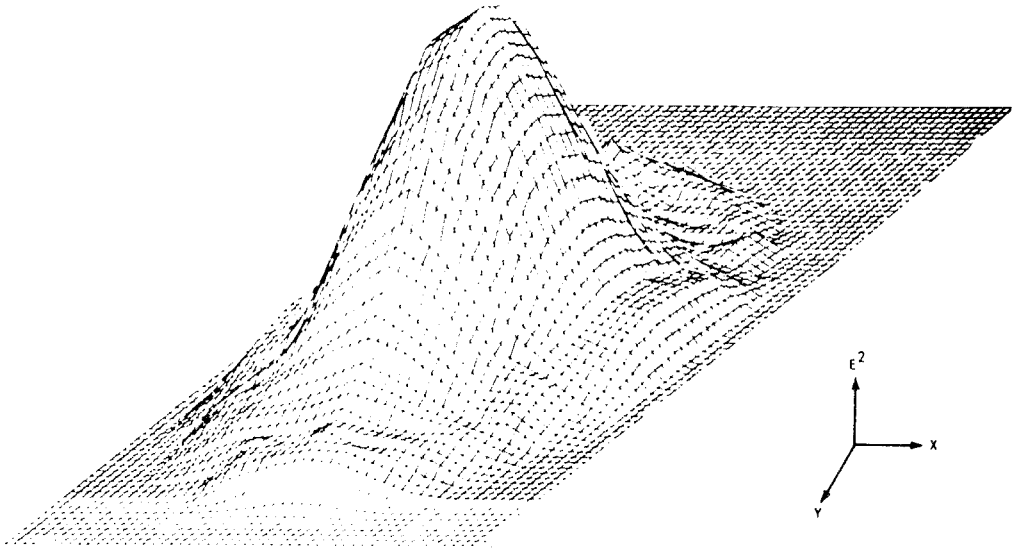


Şekil 2.1 a×b ebatlı ışıma açıklığının a kenarına göre normalize edilmiş nüfuz derinliği

Deri altındaki dokunun yüzeyden ısıtılmasında kullanılacak açıklığın boyutları için optimum oran; genişlik λ ve uzunluk λ ile 2λ arasında bir boyut seçildiğinde

ortaya çıkmaktadır, ayrıca bu durumda açıklık TE_{10} modunda uyarılmalıdır. Bu ilkeye dayanarak 915 MHz için geliştirilen iki dalga kılavuzu örnek gösterilebilir; (1) $12 \times 6\,\text{cm}^2$ boyutlarından $12 \times 16\,\text{cm}^2$ boyutlarına genişleyen bir dalga kılavuzu ile (2) koaksiyel kablo ile beslenen, $12 \times 15.4\,\text{cm}^2$ açıklık boyutundan $12 \times 7.75\,\text{cm}^2$ boyutuna geçiş yapan dalga kılavuzu. Bu tasarımlar basit ve kullanışlı olup 915 MHz kesim frekansında çalışmaktadır. Gelişme süreciyle beraber yüksek dielektrik sabitine sahip düşük kayıplı dielektrik malzeme (alüminyum oksit $\varepsilon_r' \cong 4$) ile doldurulmakta olan dalga kılavuzları daha sonraları alüminyum oksite benzer fakat daha hafif olan, gözenekli yapısı hava devinimine izin vererek derinin soğumasını sağlayan bir malzeme ile doldurulmaya başlanmıştır. Hava devinimi ve soğutma etkisi ile lipid tabakalarında arzu edilmeyen aşırı ısınma ve sıcaklık artışı meydana gelmesi önlenmektedir.

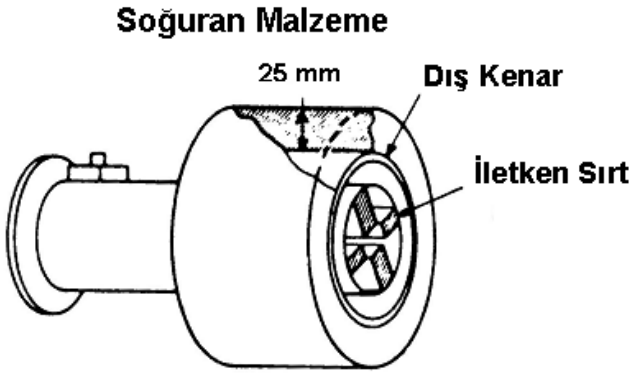
Diğer bir tip uygulama aparatı bir dielektrik malzeme ile doldurulmuş dörtgen dalga kılavuzu yapılardır. Yapılan araştırmalar sonucu geliştirilen, 2,45 GHz frekansında çalışan ve dairesel ışıma yapan bir uygulama aparatının ışıma alanı şekil 2.2' de görülmektedir. Bu tasarım ile ışınım esnasında güç kayıpları önemli ölçüde önlenmektedir. Şekil 2.3' de görülen diğer bir tasarım 915 MHz frekansında çalışan dairesel bir dalga kılavuzuna yerleştirilmiş bir çift ortogonal saçak yapıdan oluşmaktadır. 150 mm veya 200 mm çapında 25 mm kalınlığında olup dış çevresine absorbe edici bir malzeme yerleştirilmiştir.



Şekil 2.2 2.45 GHz çalışma frekanslı dairesel uygulama aparatının ışıma alanı

2.4.2 Faz Dizilimleri

Faz dizilimleri, faz kaydırıcılar tarafından beslenen kaynaklar (antenler) topluluğu olarak tanımlanmaktadır. Gerçekte radar ve haberleşme amacı ile geliştirilmiş olmakla beraber tedavi alanında da kullanılmaya başlanmıştır.



Şekil 2.3 915 MHz frekansında çalışan dairesel uygulama aparatı

En basit dizilim bir t–bağlantı (tee) ve bir faz kaydırıcı tarafından beslenen özdeş iki kaynaktan meydana gelmektedir. Aynı fazda çalışan iki kaynak oldukça yüzeysel ısıtma sağlamaktadır fakat faz dışı çalışan kaynaklar ile yağlı dokunun (2.45 GHz' de 4 cm) derin tabakalarında ısıtma yapılabilmektedir; yüksek oranda soğurma özelliğine sahip kaslı dokuda ısıtma yüzeysel olup ılımlı bir seviyede seyretmektedir. Yağlı dokuda belirli bir odak noktası F, odak noktasını işaret eden küresel bir yapının yüzeyinde yerleştirilmiş N kaynaklı bir dizilim tarafından oluşturulabilir. Rastgele fazlar için güç F noktasında toplanır fakat bütün ışınım aynı fazlı ise F noktasında alan aşağıdaki şekildedir;

$$E_F = NE_0 e^{-\alpha R} \tag{2.5}$$

burada E_0 doku yüzeyindeki alan, α zayıflama katsayısı ve R yarıçapa ait mesafedir. Işınım yapılan dokunun sıcaklığı gelen güç ile orantılıdır,

$$T_F = \kappa N^2 E_0^2 e^{-2\alpha R} \tag{2.6}$$

En büyük nüfuz derinliği R_{maks}, doku sıcaklığının yüzey sıcaklığı T_0 değerine eşit olduğu mesafe olarak tanımlanmaktadır. Buradan, kaynağın yakın civarında,

$$T_0 = \kappa E_0^2 \tag{2.7}$$

yazılır. Dolayısıyla,

$$T_F = T_0 = N^2 T_0 e^{-2\alpha R_{maks}} \tag{2.8}$$

$$R_{maks} = \frac{\ln N}{\alpha} = d \ln N \tag{2.9}$$

Aynı fazda olmayan kaynaklar için R_{maks} bu değerin yarısına düşmektedir. Denklem (2.7) tahmini bir ifadedir ve az sayıda kaynak için geçerli olmaktadır [19]. Gerçekte, nüfuz derinliği ışınların diverjansları ile azalmaktadır, fakat bu durum kısmen kan akışı ile ve kısmen de yüzeyde yayınım vasıtasıyla soğutma etkisi oluşması ile giderilmektedir. Yağlı dokuda meydana geldiği görülen aşırı sıcak noktalar iki ve üç kaynaklı durum için sırası ile 0.7d ve 1.1d mesafeli derinliklerde meydana gelir.

Kaynaklar genellikle yarım-dalga dipol anten olmakla beraber, dielektrik ile doldurulmuş açık dalga kılavuzları ile mikroşerit antenler de kullanılmaktadır. Dizilimin temel elemanı faz kaydırıcılardır. Bu birimler radar ve haberleşme uygulamaları gözönüne alındığında oldukça büyük boyutlu ve yüksek maliyetlidir, ancak dielektrik tabaka üzerine yerleştirilen mikroşerit faz kaydırıcılar tedavi amacı ile 915 MHz frekansında düşük kayıpla kullanılabilirler. Bununla beraber, güç oranı verimsizdir (0.25–1 W), güç oranının verimsiz olması bu dizilimde yer alan her eleman için bir kuvvetlendirici kullanılması gerektiği anlamına gelmektedir.

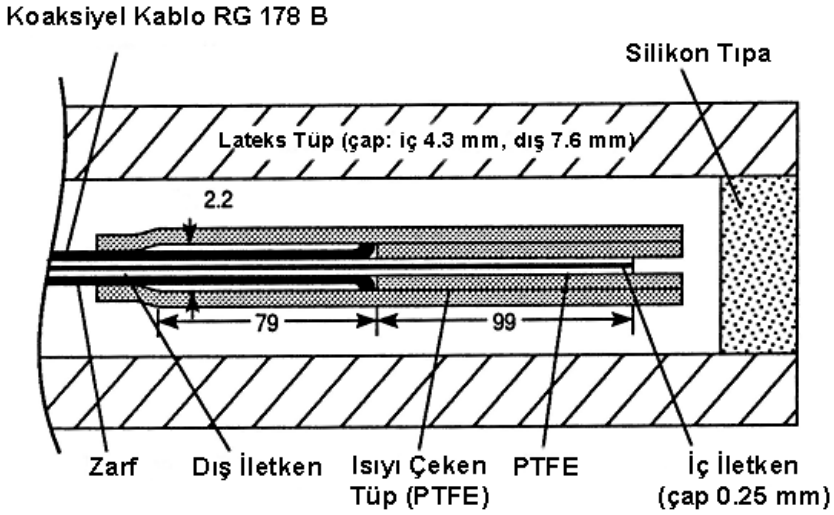
2.4.3 Dipol Antenler ve Yarık Antenler

Isıtmanın doku içerisinden gerçekleştirildiği tedavi sırasında uygulamanın yapılacağı anten yapısı doku içerisine batırılır veya tümörün yakın çevresindeki doğal boşluk veya kanallar vasıtasıyla tümöre ulaşılır. Böyle bir uygulamada ayarlanabilir kaynağa (genellikle 3-10 W ve 500-1300 MHz arasında olabilir) bir koaksiyel kablo ile bağlanan empedans uygunluğu sağlanan bir çeyrek-dalga anten kullanılabilmektedir.

İç iletkeni dışarı çıkmayan basit bir açık koaksiyel hat veya bir yarık oluşturacak biçimde yer düzlemine sabitlenmiş bir koaksiyel hat tedavi için elverişsiz olmaktadır. Bu düzenlemelerde anten açıklığının yakın civarında istenmeyen aşırı sıcak noktalar meydana gelebilir.

Merkezdeki iletken açık ucundan dışarı çıktığında bir dipol gibi ışıma yapar, ve yüksek kayıplı dokuya gönderilen gücün büyük bir kısmı, koaksiyel hattın dış çapından çok büyük olmayan bir elipsoid yapı içinde soğurulur. Bu durum, içi boşluk

şeklindeki organların yüzeyinde görülen tümörler için, doğal olarak bulunan boşluklarda kullanılan düzeneklerin ortaya çıkmasını ve geliştirilmesini sağlamıştır. Anteni bir kateterin içine yerleştirmek suretiyle tümöre oldukça yakın bir konuma getirmek mümkün olmaktadır. Böylece ısıtma işlemi sırasında sağlıklı doku en az düzeyde ısıya maruz kalmakta diğer yandan doku tabakaları arasında meydana gelen yansımalar azalmaktadır. Bu amaçla geliştirilen 434 MHz frekansında çalışan bir tüp içerisine yerleştirilmiş 7,6 mm çaplı ve 17,76 cm bir dipol uzunluğuna sahip bir tasarım şekil 2.4' de görülmektedir.



Şekil 2.4 Yarım-dalga dipolü formunda tasarlanan doku içi uygulayıcı tasarımı (434 MHz)

Benzer bir uygulamada dipol antenlar yerine ışıma yapan yarık antenlerde kullanılabilmektedir. Bu formdaki bir tasarımda, yarıklı silindir bir yapı yarı sert koaksiyel bir kablo ile beslenir ve politen bir tüp içerisine yerleştirilir. Bu tüp soğutucu olarak işlev görmektedir.

2.5 Tümleşik Sistemler

Bir mikrodalga ısıtma tedavi sistemi temel olarak üreteç (generatör) ile dalga kılavuzu veya koaksiyel kabloya bağlı bir uygulama elemanından oluşmaktadır. Bunların yanısıra sıcaklık izleme, güç kontrol ve veri toplama birimi gibi çok sayıda altsistem mevcuttur.

Mikrodalgalar söz konusu olduğunda sıcaklık ölçümleri yanıltıcı sonuçlar verebilmektedir. Ölçüm kesin, hassas, kararlı, izlemesi kolay ve hepsinden ziyade çevreden sızabilecek mikrodalga gücün etkilerinden korunmuş olmalıdır. Bu amaçla

girişim yapmayan sıcaklık algılayıcıları, optik fiberler kullanılabilir ve bunlara alternatif olarak ısılçiftler veya düşük empedanslı ısıldirençlerin söz konusu olabilir. Kızılötesi radyometri derin dokuların sıcaklığını ölçemediğinden mikrodalga imgeleme iyi bir seçenek olarak ortaya çıkmaktadır.

Sıcaklık izleme ünitesi, basit bir algoritma kullanarak aktarılan gücü düzenleme işlevini yerine getirir. Bu basit algoritmaya göre sıcaklık ölçülen sıcaklık önceden ayarlanan değerden düşük veya yüksek olduğu takdirde generatör (üreteç) açılır veya kapatılır. Diğer bir yöntem ise orantı algoritmasını esas almaktadır. Bu algoritmada gönderilen enerji istenen ve ölçülen sıcaklık arasındaki farkın bir işlevi olmaktadır. Nominal (anma) sıcaklık değeri istenen sıcaklık değerinden en fazla $\pm 0{,}1\ ^{o}C$ değeri kadar farklı olabilir. Herhangi bir aksaklık olduğu takdirde güvenlik mekanizması ile enerji aktarımı durdurulmaktadır.

3. BENZETİM YÖNTEMİ VE SEÇİLEN PARAMETRELER

Elektromagnetik alan problemleri için oldukça kullanışlı bir yöntem olarak karşımıza çıkan 'sonlu–farklar zaman–domeni' (finite-difference time–domain (FDTD)) yöntemi ile elektromagnetik alana ilişkin pekçok problem formüle edilerek verimli şekilde çözülebilir. İlk olarak Yee tarafından ortaya atılan daha sonra Taflove ve diğer bilim adamları tarafından geliştirilen bu yöntem, zamana-bağlı rotasyonel Maxwell denklemlerinin, mikrodalga devrelerine ilişkin saçılma problemlerinin ve mikrodalga frekanslarında biyolojik dokuların elektromagnetik soğurma problemlerinin çözümünde kullanılmaktadır [15].

3.1 Sonlu Farklar Algoritması

İzotropik bir ortamda ($\vec{D}$ ile $\vec{E}$, ve $\vec{B}$ ile $\vec{H}$ arasındaki sabit ilişkiler $\vec{E}$ ve $\vec{H}$' nin yönünden bağımsızdır) Maxwell denklemleri aşağıda verildiği şekilde yazılmaktadır:

$$\vec{\nabla} \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \tag{3.1}$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = \sigma \vec{E} + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \tag{3.2}$$

(3.1) ve (3.2) ile gösterilen vektör denklemleri altı skaler denklemden oluşan bir sistemi ifade etmektedir. Bu denklemler aşağıdaki belirtildiği şekilde kartezyen koordinatlarda (x, y, z) yazılabilir:

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu}\left(\frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y}\right), \tag{3.3}$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu}\left(\frac{\partial E_z}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial z}\right), \tag{3.4}$$

$$\frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu}\left(\frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x}\right), \tag{3.5}$$

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon}\left(\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} - \sigma E_x\right), \tag{3.6}$$

$$\frac{\partial E_y}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon}\left(\frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial x} - \sigma E_y\right), \tag{3.7}$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon}\left(\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} - \sigma E_z\right). \tag{3.8}$$

Hesaplama alanında, bir hesaplama noktası aşağıdaki şekilde,

$$(i, j, k) = (i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z) \tag{3.9}$$

ayrıca zamana ve konuma bağlı herhangi bir fonksiyon ise aşağıda belirtildiği şekilde tanımlanmaktadır,

$$F^n(i, j, k) = F(i\delta, j\delta, k\delta, n\Delta t) \tag{3.10}$$

burada i, j, k ve n tam sayılar olmak üzere,

$\delta = \Delta x = \Delta y = \Delta z$ bir boyuttaki arttırım miktarını,

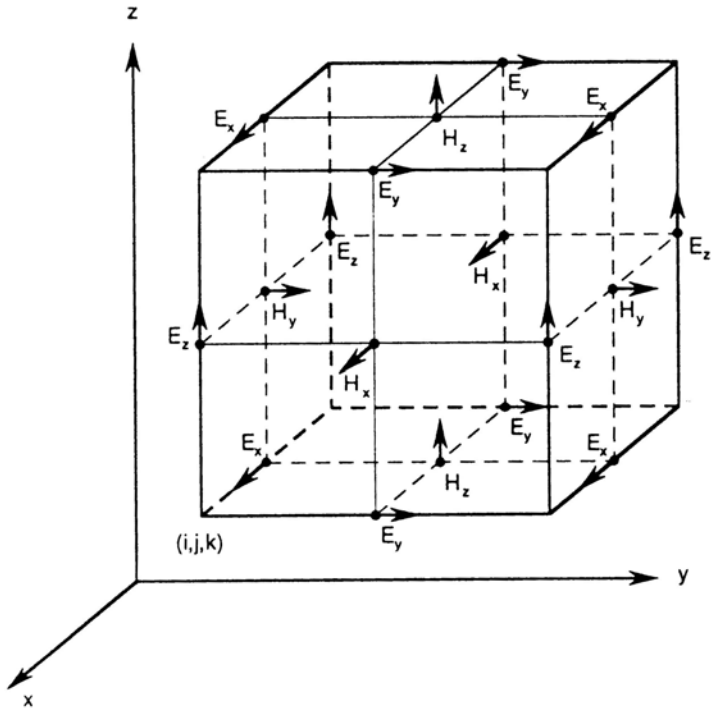
Δt ise bir zaman adımını belirtmektedir.

F fonksiyonunun ikinci derece hassasiyette, konumsal ve zamansal türevleri için merkezi sonlu farklar yaklaşıklık denklemleri aşağıda verildiği şekilde tanımlanmaktadır,

$$\frac{\partial F^n(i, j, k)}{\partial x} = \frac{F^n(i+1/2, j, k) - F^n(i-1/2, j, k)}{\delta} + O(\delta^2) \tag{3.11}$$

$$\frac{\partial F^n(i, j, k)}{\partial t} = \frac{F^{n+1/2}(i, j, k) - F^{n-1/2}(i, j, k)}{\Delta t} + O(\Delta t^2). \tag{3.12}$$

(3.11) denklemi, (3.3) - (3.8) konumsal türev denklemlerine uygulandığında ortaya çıkan $\vec{E}$ ve $\vec{H}$ alan bileşenleri, bir birim küp üzerine yerleştirildiğinde ortaya çıkan kafes yapı şekil 3.1' de görülmektedir. Alan bileşenlerinin yer aldığı bu birim küp hesaplama alanında bir birim hücreyi (Yee hücresi) ifade etmektedir.



Şekil 3.1 Yee kafesinin bir hücresi üzerinde alan bileşenlerinin konumları

(3.12) denklemi gözönüne alınarak $\vec{E}$ ve $\vec{H}$ alan bileşenleri her bir yarım zaman adımında, Δt, sırayla hesaplanır. Bu şekilde (3.3) – (3.8) denklemlerinin aşağıda verilen sonlu farklar yaklaşıklık denklemleri elde edilmektedir [15]:

$$H_x^{n+1/2}(i,j+1/2,k+1/2) = H_x^{n-1/2}(i,j+1/2,k+1/2) + \frac{\delta t}{\mu(i,j+1/2,k+1/2)\delta}\left[E_y^n(i,j+1/2,k+1) - E_y^n(i,j+1/2,k), + E_z^n(i,j,k+1/2) - E_z^n(i,j+1,k+1/2)\right] \tag{3.13}$$

$$H_y^{n+1/2}(i+1/2,j,k+1/2) = H_y^{n-1/2}(i+1/2,j,k+1/2) + \frac{\delta t}{\mu(i+1/2,j,k+1/2)\delta}\left[E_z^n(i+1,j,k+1/2) - E_z^n(i,j,k+1/2), + E_x^n(i+1/2,j,k) - E_x^n(i+1/2,j,k+1)\right] \tag{3.14}$$

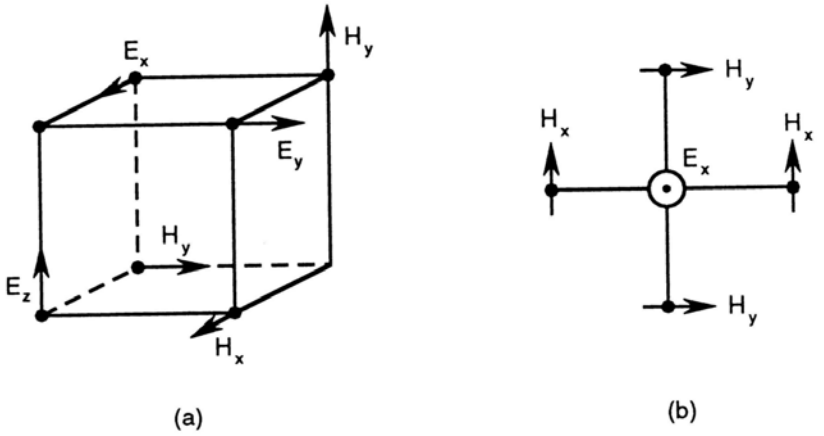
$$H_z^{n+1/2}(i+1/2,j+1/2,k) = H_z^{n-1/2}(i+1/2,j+1/2,k) + \frac{\delta t}{\mu(i+1/2,j+1/2,k)\delta}\left[E_x^n(i+1/2,j+1,k) - E_x^n(i+1/2,j,k), + E_y^n(i,j+1/2,k) - E_y^n(i+1,j+1/2,k)\right] \tag{3.15}$$

$$E_x^{n+1}(i+1/2,j,k)=\left(1-\frac{\sigma(i+1/2,j,k)\delta t}{\varepsilon(i+1/2,j,k)}\right)E_x^n(i+1/2,j,k)$$
$$+\frac{\delta t}{\varepsilon(i+1/2,j,k)\delta}\Big[H_z^{n+1/2}(i+1/2,j+1/2,k)-H_z^{n+1/2}(i+1/2,j-1/2,k)\ ,\qquad(3.16)$$
$$+H_y^{n+1/2}(i+1/2,j,k-1/2)-H_y^{n+1/2}(i+1/2,j,k+1/2)\Big]$$

$$E_y^{n+1}(i,j+1/2,k)=\left(1-\frac{\sigma(i,j+1/2,k)\delta t}{\varepsilon(i,j+1/2,k)\delta}\right)E_y^n(i,j+1/2,k)$$
$$+\frac{\delta t}{\varepsilon(i,j+1/2,k)\delta}\Big[H_x^{n+1/2}(i,j+1/2,k+1/2)-H_x^{n+1/2}(i,j+1/2,k-1/2)\ ,\qquad(3.17)$$
$$+H_z^{n+1/2}(i-1/2\,,j+1/2,k)-H_z^{n+1/2}(i+1/2,j+1/2\,,k)\Big]$$

$$E_z^{n+1}(i,j,k+1/2)=\left(1-\frac{\sigma(i,j,k+1/2)\delta t}{\varepsilon(i,j,k+1/2)}\right)E_z^n(i,j,k+1/2)$$
$$+\frac{\delta t}{\varepsilon(i,j,k+1/2)\delta}\Big[H_y^{n+1/2}(i+1/2,j,k+1/2)-H_y^{n+1/2}(i-1/2,j,k+1/2)\,.\qquad(3.18)$$
$$+H_x^{n+1/2}(i,j-1/2,k+1/2)-H_x^{n+1/2}(i,j+1/2,k+1/2)\Big]$$

Şekil 3.2 (a)' da görüldüğü gibi $\vec{E}$ ve $\vec{H}$ alanlara ilişkin herbir alan bileşeni birim hücrenin bir çeyrek diliminde yer almaktadır. Bir düzlem üzerinde bulunan alan bileşenleri arasındaki ilişki şekil 3.2 (b)' de gösterilmiştir ve bu ilişki özellikle sınır koşullarının hesaplanması çerçevesinde kullanışlı olmaktadır. Hesaplama esnasında aynı zaman döngüsü içerisinde ilk olarak bir çeşit alan bileşeni hesaplanmalı ve elde edilen sonuçlar kullanılarak diğer alan bileşeni hesaplanmalıdır.



Şekil 3.2 Alan bileşenleri arasındaki ilişki: (a) çeyrek birim hücre üzerinde, (b) düzlemde

3.2 Doğruluk ve Kararlılık

Hesaplanan sonuçların doğru olmasını sağlamak için konumsal boyut arttırımı δ, dalga boyundan daha küçük (genelde $\leq \lambda/10$) veya saçıcının en küçük boyutunda olmalıdır. (3.13) - (3.18) denklemlerinin sonlu farklar modelinin kararlılığının sağlanması için ise zaman arttırımı Δt, aşağıdaki kararlılık koşulunu sağlamalıdır:

$$\upsilon_{\max}\Delta t \leq \left[\frac{1}{\Delta x^2}+\frac{1}{\Delta y^2}+\frac{1}{\Delta z^2}\right]^{-1/2} \tag{3.19}$$

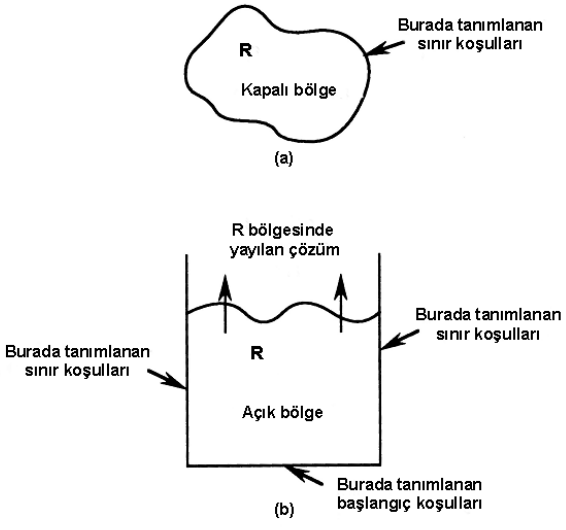
burada $\upsilon_{\max}$ modelde yer alan en büyük dalga faz hızını göstermektedir. Küp şeklinde hücre kullanıldığından $\Delta x = \Delta y = \Delta z = \delta$, (3.19) denklemi aşağıdaki şekilde yazılabilir,

$$\frac{\upsilon_{\max}\Delta t}{\delta} \leq \frac{1}{\sqrt{n}} \tag{3.20}$$

burada n uzayın boyutunu belirtmektedir. Zaman arttırımının, boyut arttırımına oranı (3.20) denklemini sağlayacak şekilde mümkün olabildiğince büyük seçilmelidir.

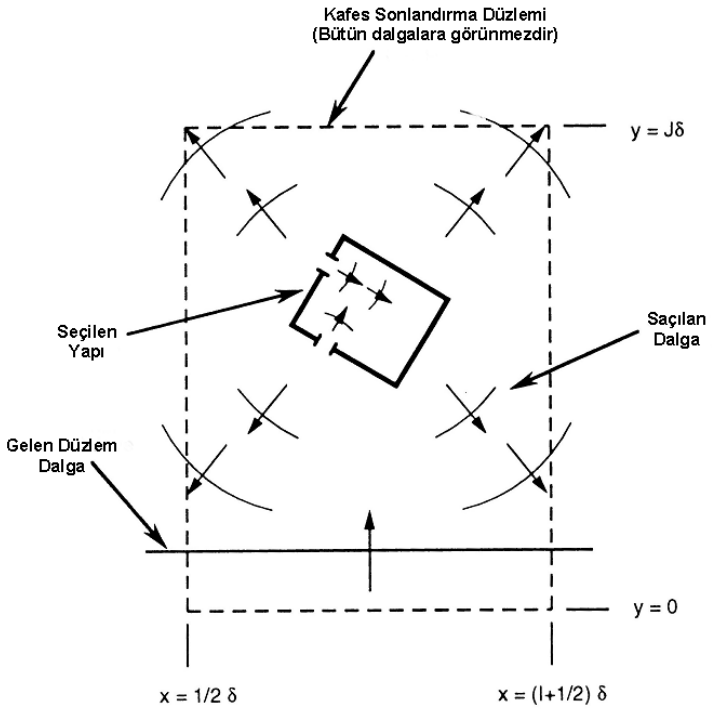
3.3 Kafes Sonlandırma Koşulları

FDTD metodununun saçılma problemlerine uygulanması sırasında karşılaşılan en temel zorluk alanın hesaplanacağı bölgenin açık veya sınırlandırılmamış olmasıdır. Bu duruma ilişkin gösterim şekil 3.3' de görülmektedir.



Şekil 3.3 (a) Kapalı bölge, (b) açık (sınırlandırılmamış) bölge

Hesaplamaların gerçekleştirildiği herhangi bir bilgisayar ortamı sınırsız miktarda veri depolayamayacağından dolayı hesaplamaların gerçekleştirildiği bütün bölge üzerinde sonlu farklar modelini uygulamak elverişsiz hale gelmektedir. Bu yüzden çözüm bölgesinin genişliği sınırlandırılmalıdır. Sayısal olarak sonsuz uzunlukta uzay etkisi oluşturmak amacıyla şekil 3.4' de görüldüğü gibi yapay bir sınır oluşturulmalıdır.



Şekil 3.4 Yapay sınır koşulları

Hesaplama alanı, saçıcıyı kapsayacak kadar yeterli genişlikte olmalı, ve yapay sınır üzerindeki uygun sınır koşulları hesaplama alanının sonsuza gitmesini simüle etmek için kullanılmalıdır. Dış sınır koşulları ya ışınım koşulları, absorbe eden (soğuran) sınır koşulları veya kafes sonlandırma koşulları olarak bilinmektedir.

Taflove tarafından geliştirilen kafes sonlandırma koşulları, kafes sonlandırma düzlemleri saçıcının yüzeyinden en fazla 5δ kadar uzağa yerleştirilse dahi hemen hemen kusursuz bir doğruluk ve sayısal kararlılık sağlamaktadır. Şartlar, sonlandırma düzlemindeki alan bileşenleri ile kafes üzerinde (hesaplama alanı) δ veya daha fazla uzaklıkta (δ'nın birkaç katı) bulunan alan bileşenlerini ilişkilendirmektedir.

Üç boyutlu durum incelendiğinde altı alan bileşenli ve olası her yönde yayılmakta olan saçılan dalgalar gözönüne alınmaktadır. Bir zaman adımı (3.20) denklemine göre olabilecek en büyük değerden ($\delta t = \delta / \sqrt{3}c$) % 13 kadar daha düşük bir değer

olarak $\delta t = \delta/2c$ değerinde seçildiğinde ve kafesin sınırları $1/2 < x < (I_{maks} + 1/2)\delta$, $0 < y < J_{maks}\delta$, $0 < z < K_{maks}$ şeklinde belirlendiğinde sonlandırma koşulları aşağıda verildiği şekilde olmaktadır [15]:

(a) $i = 1/2$ düzleminde

$$H_y^n = (1/2, j, k+1/2) = \frac{1}{3}\left[H_y^{n-2}(3/2, j, k-1/2) + H_y^{n-2}(3/2, j, k+1/2) + H_y^{n-2}(3/2, j, k+3/2)\right], \quad (3.21)$$

$$H_z^n(1/2, j+1/2, k) = \frac{1}{3}\left[H_z^{n-2}(3/2, j+1/2, k-1) + H_z^{n-2}(3/2, j+1/2, k) + H_z^{n-2}(3/2, j+1/2, k+1)\right], \quad (3.22)$$

(b) $i = I_{maks} + 1/2$ düzleminde

$$H_y^n(I_{maks}+1/2, j, k+1/2) = \frac{1}{3}\left[H_y^{n-2}(I_{maks}-1/2, j, k-1/2) + H_y^{n-2}(I_{maks}-1/2, j, k+1/2) + H_y^{n-2}(I_{maks}-1/2, j, k+3/2)\right], \quad (3.23)$$

$$H_z^n(I_{maks}+1/2, j, k+1/2) = \frac{1}{3}\left[H_y^{n-2}(I_{maks}-1/2, j+1/2, k-1) + H_z^{n-2}(I_{maks}-1/2, j+1/2, k) + H_z^{n-2}(I_{maks}-1/2, j+1/2, k+1)\right], \quad (3.24)$$

(c) $j = 0$ düzleminde

$$E_x^n(i+1/2, 0, k) = E_x^{n-2}(i+1/2, 1, k), \quad (3.25)$$

$$E_z^n(i, 0, k+1/2) = E_z^{n-2}(i, 1, k+1/2), \quad (3.26)$$

(d) $j = J_{maks}$ düzleminde

$$E_x^n(i+1/2, J_{maks}, k) = E_x^{n-2}(i+1/2, J_{maks}-1, k), \quad (3.27)$$

$$E_z^n(i, J_{maks}, k+1/2) = E_z^{n-2}(i, J_{maks}-1, k+1/2), \quad (3.28)$$

(e) $k = 0$ düzleminde

$$E_x^n\left(i+1/2,\, j,0\right)=\frac{1}{3}\left[E_x^{n-2}\left(i-1/2,\, j,1\right)+E_x^{n-2}\left(i+1/2,\, j,1\right)\right.$$
$$\left.+E_x^{n-2}\left(i+3/2,\, j,1\right)\right], \tag{3.29}$$

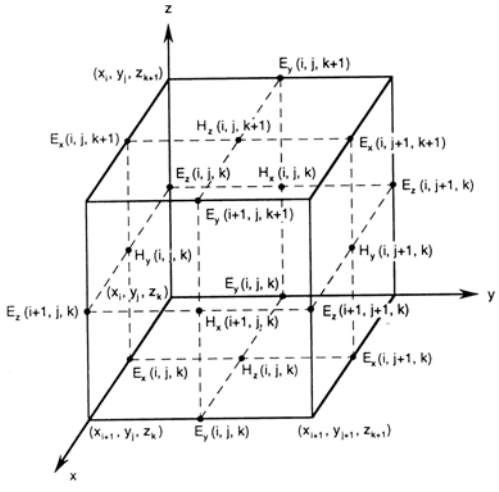
$$E_y^n\left(i,\, j+1/2,0\right)=\frac{1}{3}\left[E_y^{n-2}\left(i-1,\, j+1/2,1\right)+E_y^{n-2}\left(i,\, j+1/2,1\right)\right.$$
$$\left.+E_y^{n-2}\left(i+1,\, j+1/2,1\right)\right], \tag{3.30}$$

(f) $k=K_{maks}$ düzleminde

$$E_x^n\left(i+1/2,\, j,\, K_{maks}\right)=\frac{1}{3}\left[E_x^{n-2}\left(i-1/2,\, j,\, K_{maks}-1\right)+E_x^{n-2}\left(i+1/2,\, j,\, K_{maks}-1\right)\right.$$
$$\left.+E_x^{n-2}\left(i+3/2,\, j,\, K_{maks}-1\right)\right], \tag{3.31}$$

$$E_y^n\left(i,\, j+1/2,\, K_{maks}\right)=\frac{1}{3}\left[E_y^{n-2}\left(i-1,\, j+1/2,\, K_{maks}-1\right)\right.$$
$$+E_y^{n-2}\left(i,\, j+1/2,\, K_{maks}-1\right)$$
$$\left.+E_y^{n-2}\left(i+1,\, j+1/2,\, K_{maks}-1\right)\right]. \tag{3.32}$$

Bu sınır koşulları yayılma gecikmesine ilişkin zaman adımları süresince kafes sonlandırma düzlemine bitişik olan kafes düzleminden yayılan dalgaları simüle ederek giden dalgaların yansımasını en aza indirmektedir. Kafes sınırında, giden dalganın olası yerel geliş açısı ve olması muhtemel çoklu gelen dalga durumlarında ortalama alma işlemi gerçekleştirilir. Hesaplama alanı serbest uzay olmayıp kırınım indeksi m olan dielektrik ortam ise (3.21) - (3.32) denklemlerinin zaman indisi n-2, n-m ile değiştirilmektedir. Güncellenen alan bileşenleri şekil 3.5' de görülen kafes yapı üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 3.5 Denklemlerin güncellenmesi ile elde edilen alan bileşenleri

3.4 Başlangıç Alanları

Başlangıç alan bileşenleri ya gelen düzlem dalga darbesi veya tek frekanslı düzlem dalga simülasyonu ile elde edilir. Simülasyon aşırı derecede veri depolama işlemi gerektirmemeli ve hatalı dalga yansımalarına neden olmamalıdır. Arzu edilen bir düzlem dalga koşulunda saçılan alanlar kaynak düzleminde bulunur.

$t = 0$ anında, f frekanslı dalga kaynağı ışıma yapmıyor olarak hesaba katılır. Bu kaynaktan yayılan dalgalar zaman adımları boyunca simüle edilir, tekrarlı olarak kafes üzerindeki noktalarda Yee sonlu farklar algoritması yürütülür. Gelen dalga ilk olarak saçıcıya yayılırken, yüzey-akımı uyartısı ile etkileşimi esnasında ve yayılım, nüfuz etme, kırınım aşamaları sırasında izlenir. Her noktada kararlı duruma gelinceye dek zaman adımları işletilir. Zaman adımlarının son yarım dalga çevrimi süresinde elde edilen en büyük mutlak değer (alanın zarfı) kararlı durumdaki alanın evresinin (fazör) genliği olmaktadır. Kararlı duruma erişmek için gerekli zaman adım sayısı, hesaplama alanında saçıcının dışında küçük izotropik iletkenlik $\sigma_{dış}$ kullanılması ile azaltılabilmektedir. Bu durumda alan, beklenen kararlı durum değerine daha hızlı yakınsamaktadır.

3.5 Yöntemin Değerlendirilmesi

Düzlem dalga kaynağı $t = \delta t$ anında, ilk zaman adımında, etkin duruma getirilir ve tüm hesaplama boyunca bu şekilde kalır. Alan bileşenleri Yee sonlu farklar denklemleri ile kafes sonlandırma koşulları (3.21) - (3.32) denklemleri ile hesaplanır. Hesaplama adımları $t = N_{maks}\delta t$ süresince devam ettirilir, burada N_{maks} kararlı duruma erişmeye yetecek büyüklükte seçilmelidir. Kararlı durum çözümleri elde edilirken hesaplama süresi aşırı uzun olmamalıdır (N_{maks} değeri çok büyük olmamalıdır) aksi halde sınır koşullarındaki eksiklikler modelin kararsız hale gelmesine sebep olmaktadır.

3.5.1 FDTD Metodunun Avantajları

- Kavram olarak basit olması,
- Algoritma, integral denklemlerinin formüle edilmesini gerektirmez ve karmaşık (kompleks) saçıcıların büyük matrislerinin tersi hesaplanmadan işlem yapılabilir,

- Her nokta için ortam parametreleri $(\sigma, \mu, \varepsilon)$ tanımlanabildiğinden karmaşık, homojen olmayan iletken ve dielektrik yapılar için oldukça elverişlidir,
- İncelenen birçok karmaşık yapı için hafıza ve veri depolama gereklilikleri açısından sınırlayıcı değildir.

3.5.2 FDTD Metodunun Dezavantajları

- Cismi modellemenin yanısıra sınırlarıda tanımlandığından uzun hesaplama süresi gerektirebilir.
- Hesaplama gözlerinin yapısı dörtgen olduğundan silindirik ve küresel sınır durumunda olduğu şekilde eğrisel yüzeyli saçıcılar ile uyum göstermez.
- Alana ait nicelikler yalnızca hesaplama noktalarında bilinmektedir.

3.5.3 Yöntemin Uygulama Alanları

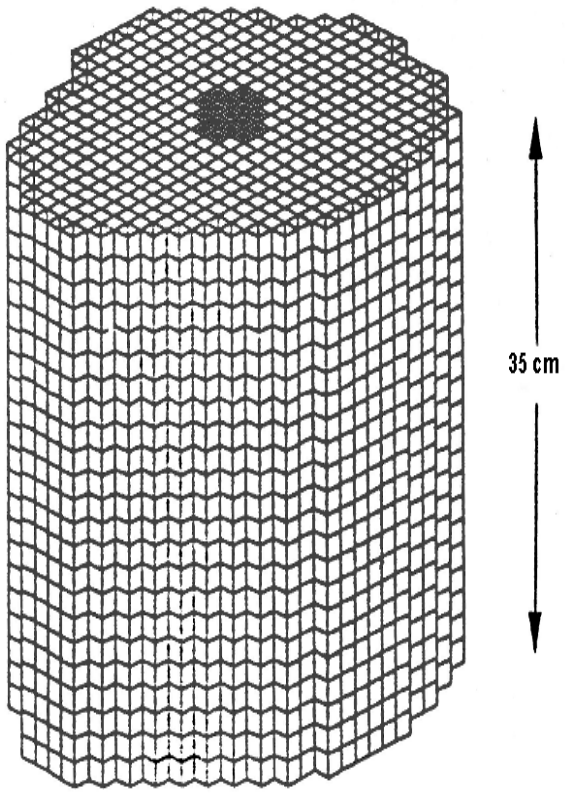
- Işınım açıklıklarının nüfuz etme problemleri,
- Mikrodalga devreler,
- Özdeğer problemleri,
- Biyolojik dokularda elektromagnetik soğurma.

3.6 Kullanılan Geometrik Yapı Ve Model Parametreleri

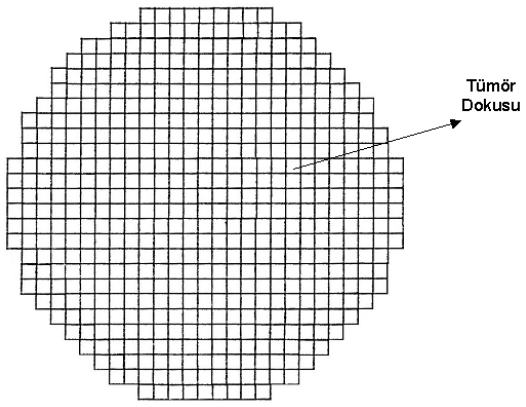
Simülasyonlarda ele alınan geometrik yapılar şekil 3.6 (a) ve 3.6 (b)' de görüldüğü şekilde tasarlanmıştır. Bu yapı belli ebatlarda silindirik bir şekildir ve benzetim yöntemine ilişkin olarak birim küplerden oluşturulmuştur. Silindirik yapının dış çeperini oluşturan birim küpler deri olarak, orta eksen boyunca yer alan birim küpler kemik dokusu, orta eksene belli uzaklıkta bulunan birim küpler küresel bir tümör dokusu ve bu yapılar dışında kalan bölgeler ise kas dokusu olarak tanımlanmıştır. Bu tanımlamalar dokuların belli frekans değeri için sahip olduğu dielektrik katsayısı ve iletkenlik sabiti değerlerinin diğer gerekli parametreler ile kullanılan Fortran program kodunda tanımlanması ile yapılmaktadır.

Hesaplamalar esnasında kullanılan biyolojik doku parametreleri ve frekans değerleri tablo 3.1' de gösterilmiştir. Hesaplamalar esnasında kullanılan biyolojik dokuların dielektrik katsayıları ve iletkenlik katsayılarının çeşitli frekans değerlerine göre değişimlerinin grafikleri şekil 3.7, şekil 3.8, şekil 3.9 ve şekil 3.10' da sunulmaktadır.

Grafiklerden hemen hemen kullanılan bütün biyolojik dokular için frekansın artması ile dielektrik katsayısının azaldığı ve iletkenlik sabitinin arttığı görülmektedir.



(a)



(b)

Şekil 3.6 Hesaplamalarda kullanılan birim küplerden oluşturulmuş geometrik yapılar

(a) Birim küplerden oluşturulan silindirik yapı, (b) birim küplerden oluşturulan tümör kesiti

3 boyutlu hesaplama uzayının boyutları herbir boyutta 100 birim küp olarak belirlenmiştir. Simülasyon yapılabilmesi için gerekli model parametreleri hesaplama

ortamının ortaya çıkardığı kısıtlar çerçevesinde belirlenmektedir. 2450 MHz ve 915 MHz frekans değerleri için model parametreleri hesaplanmıştır. Serbest uzay (veya hava) dışında herhangi bir ortamda (burada biyolojik doku) dalga hızı serbest uzaydaki değerine oranla ortamın dielektrik sabitinin karekökü ile orantılı olarak azalmaktadır.

Hesaplamaların gerçekleştirildiği biyolojik dokuların dielektrik sabitlerinin yaklaşık olarak $\varepsilon_r \cong 50$ olduğu tablo 3.1' den görülmektedir. Dolayısıyla serbest uzayda c ışık hızını göstermek üzere,

$$\upsilon = \frac{c}{\sqrt{\varepsilon_r}} \cong \frac{c}{7} \tag{3.33}$$

denklemi kullanılmıştır.

Tablo 3.1 Farklı frekans değerlerinde biyolojik doku parametreleri.

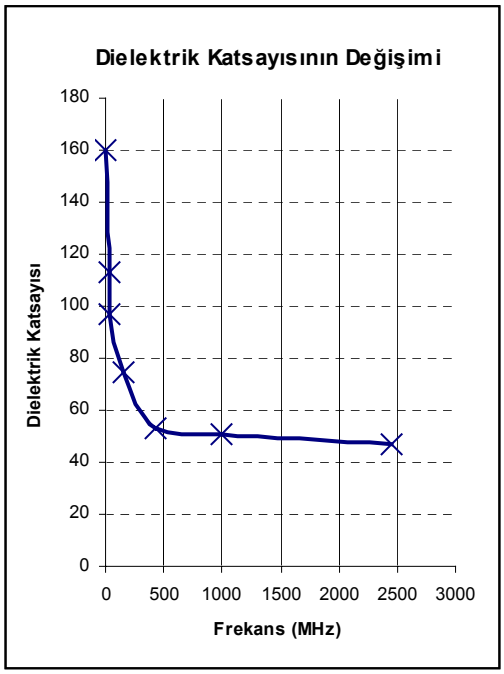
	2450 MHz		**915 MHz**	
	ε_r	σ	ε_r	σ
Kas	42	2,24	47	0,883
Tümör	55	2,82	56	1,45
Kemik	5,5	0,162	8	0,11
Deri	43	1,93	51	1,6

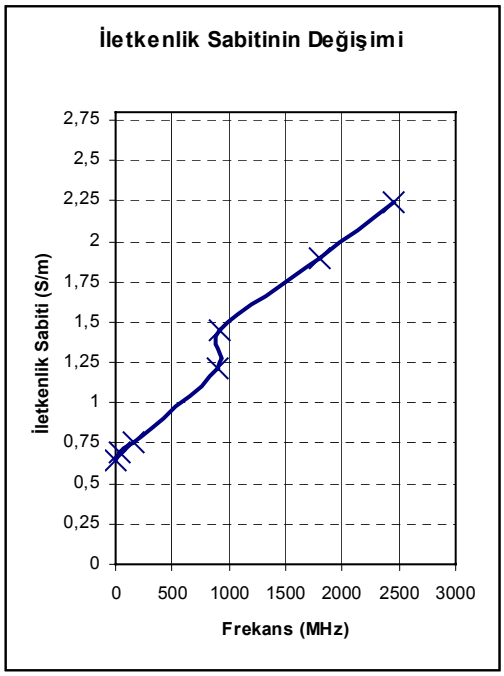
Buradan biyolojik doku içerisinde dalga boyu hesaplanmıştır.

υ doku içerisinde dalga hızı ve f = 2450 MHz değeri yerine yerleştirildiğinde,

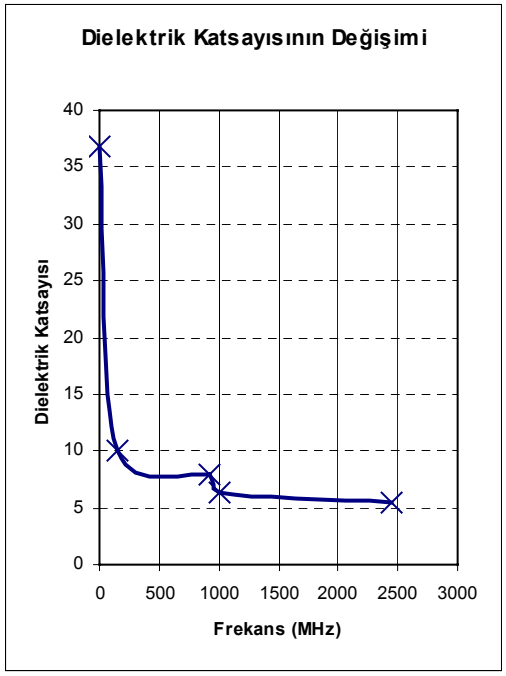
$$\lambda_{doku} = \frac{\upsilon}{f} \cong 1{,}75 \ \ cm \text{ olarak hesaplanmıştır.} \tag{3.34}$$

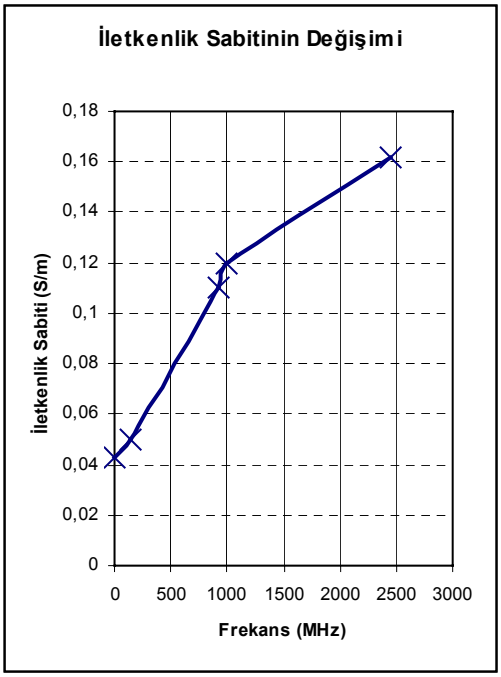
Hesaplama uzayında yer alan bir birim küp için boyutlar (hesaplama adımları) hesaplanırken, ideal olarak kübün boyutlarının dalganın, dalga boyunun onda biri veya küçük olması ($\Delta x \leq \lambda/10$) kriteri ile uygunluk sağlanmaya çalışılmıştır. Bu hesaplama yapılırken simülasyon ortamının hafıza, zaman gibi kısıtları da gözönünde bulundurulmak zorundadır. Simülasyon ortamının kısıtları, hesaplama uzayının boyutu ve diğer etmenler gözönüne alınarak bir hesaplama adımı ideale yakın şekilde dalga boyunun bir bölü beşi olarak seçilmiştir.



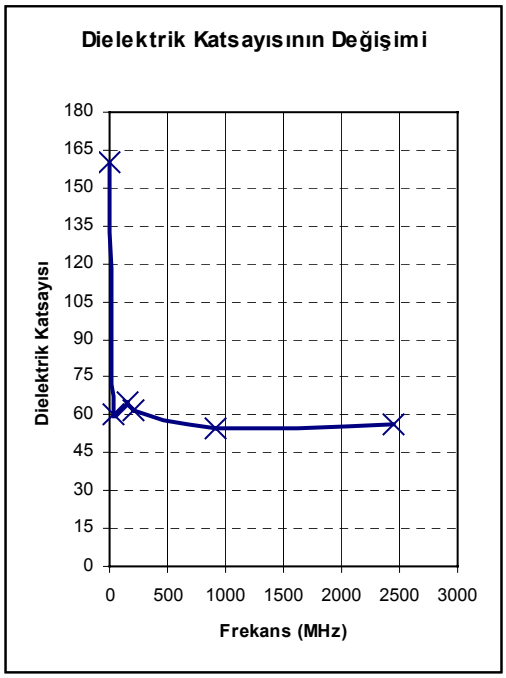


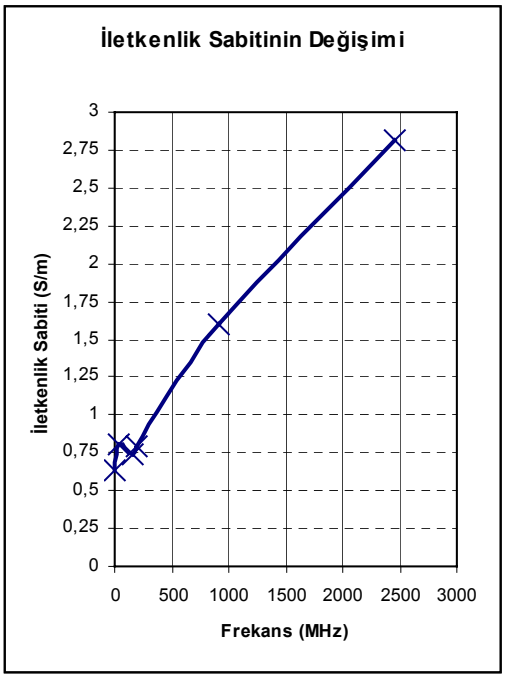
Şekil 3.7 Kas dokusu için dielektrik katsayısı ve iletkenlik sabitinin frekans ile değişimini gösteren grafikler. Kas dokusu parametreleri için dielektrik katsayısı frekans ile ters orantılı, iletkenlik sabiti ise frekans değişimi ile doğru orantılı şekilde değişmektedir



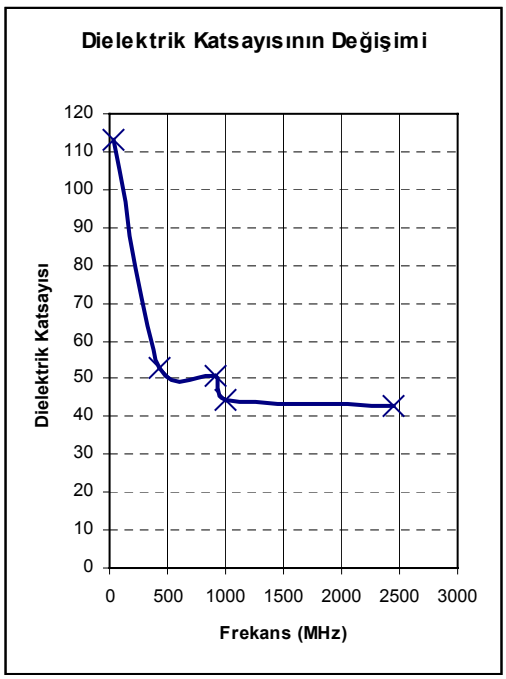


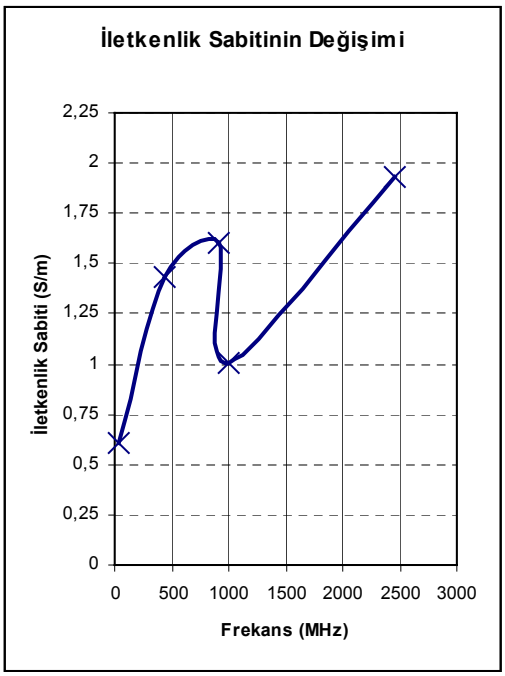
Şekil 3.8 Kemik dokusu için dielektrik katsayısı ve iletkenlik sabitinin frekans ile değişimini gösteren grafikler. Kemik dokusu parametreleri için dielektrik katsayısı frekans ile ters orantılı, iletkenlik sabiti ise frekans değişimi ile doğru orantılı şekilde değişmektedir





Şekil 3.9 Tümör dokusu için dielektrik katsayısı ve iletkenlik sabitinin artan frekans değeri ile değişimini gösteren grafikler. Tümör dokusu parametreleri için dielektrik katsayısı frekans ile hızlı şekilde azalmaktadır, iletkenlik sabiti ise frekans değişimi ile lineer şekilde artış göstermektedir





Şekil 3.10 Deri için dielektrik katsayısı ve iletkenlik sabitinin artan frekans değerleri ile değişimini gösteren grafikler. Deri parametreleri için dielektrik katsayısı frekans ile hızlı şekilde azalmaktadır, iletkenlik sabiti ise frekans değişimi ile doğrusal olmayan şekilde değişim göstermektedir

Buradan biyolojik doku içerisinde dalga boyu hesaplanmıştır.

υ doku içerisinde dalga hızı, f frekans değeri olarak yerine yerleştirildiğinde,

$$\lambda_{doku} = \frac{\upsilon}{f} \cong 1{,}75 \ \ cm \text{ olarak hesaplanmıştır.} \qquad (3.34)$$

Hesaplama uzayında yer alan bir birim küp için boyutlar (hesaplama adımları) hesaplanırken, ideal olarak kübün boyutlarının dalganın, dalga boyunun onda biri veya küçük olması ($\Delta x \le \lambda/10$) kriteri ile uygunluk sağlanmaya çalışılmıştır. Bu hesaplama yapılırken simülasyon ortamının hafıza, zaman gibi kısıtları da gözönünde bulundurulmak zorundadır. Simülasyon ortamının kısıtları, hesaplama uzayının boyutu ve diğer etmenler gözönüne alınarak bir hesaplama adımı ideale yakın şekilde dalga boyunun bir bölü beşi olarak seçilmiştir.

$\Delta x = \lambda/5 = 1{,}75/5 = 0.35\,\text{cm}.$

Bir hesaplama adımı; $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 0{,}35\,\text{cm}$ =3.5 mm.

Bu durumda hesaplama uzayı için seçilen boyutlar;

100 birim küp × 0.35 mm = 35 cm şeklinde hesaplanarak,

35 cm × 35 cm × 35 cm olarak belirlenmiştir.

Simülasyonlarda kullanılacak olan bir zaman adımı hesaplanırken, hesaplamalarda kararlılık sağlanabilmesi için $\Delta t \le \frac{\Delta x}{c\sqrt{N}}$ kriteri gözönünde bulundurulmaktadır.

N hesaplama uzayının boyutu, Δx hesaplanan hesaplama adımı, c serbest uzayda dalga hızını ifade etmektedir,

$$\Delta t \le \frac{\Delta x}{c\sqrt{3}} = 6.74 \text{ psn olarak bulunmuştur.}$$

Burada c hızının hesaplamada kullanılma nedeni, olabilecek en küçük Δt değerinin bulunmak istenmesidir. Dalganın en büyük hızı ile hesaplama yapılarak hesaplama kararlılığı korunmaya sağlanmaktadır.

Hesaplanan $\Delta t \le 6.74\,\text{psn}$ değerinden daha küçük bir değer olan $\Delta t = 5\,\text{psn}$ değeri, zaman adımı olarak seçilmiştir.

Bir periyod içerisindeki zaman adımı sayısı belirlenmiştir.

Bu amaçla $T = NFR \times \Delta t$ denklemi kullanılmıştır.

Buradan, $f = 2450$ MHz için $NFR = 81$

$f = 915$ MHz için $NFR = 218$ olarak hesaplanmıştır.

Simülasyonlarda sinüzoidal kaynaklar ile uyarma yapılmıştır. Sonuçlar elektrik alan dağılımının kararlı duruma geçme sürecinden sonraki adımlarda değerlendirilmiştir. Bütün bu parametre ve hesaplamalar çerçecesinde yapılan simülasyonlarda sonuçlar elde edilmiştir.

3.7 Benzetim Yöntemi İle Elde Edilen Sonuçlar

Kullanılan Fortran bilgisayar programı Pentium III işlemci ve 128 Mb hafızaya sahip bir bilgisayarda yürütülmüştür. Farklı parametre değerleri için çeşitli değerler elde edilmiştir.

Tanımlanan ve birim küplerden oluşturulmuş yapı içerisinde yer alan tümörün çapı $2r_{tümör} = 2{,}45$ cm ve merkezi $m_{tümör} = (70{,}5;\ 45{,}5;\ 50{,}5)$ iken x ekseni boyunca $l_{anten} = 9{,}8$ cm boyunda bir anten tümöre batırılmıştır. Anteni uyaran sinüzoidal kaynağın elektrik alan bileşeninin genliği 1000 mV olarak seçilmiştir. Antenin yer aldığı $z = 50$ düzleminde, $f = 915$ MHz için elde edilen elektrik alan değerleri her bir doku için aşağıdaki şekilde elde edilmiştir ve anteni uyaran kaynak şu şekilde tanımlanmıştır; $E_x(x, y, z) = E_x(x, y, z) + 1000Sin(n \cdot (2\pi / NFR))$

Doku	$z = 50$ kesiti için E alan değeri [m V/m]
Kas	49,8604
Tümör	77,2478
Kemik	0,9323
Deri	228,7411

Deri dokusunda oldukça yüksek bir değer çıkmasının nedeni antenin batırıldığı bölgede oldukça şiddetli bir elektrik alan dağılımının gerçekleşmesi suretiyle hesaplamalar sırasında bir periyot boyunca ortalama alındığında bu yüksek alan değerlerinin tüm hesaplamayı etkilemesidir. Modelde birim küpler ile tanımlanan deri dokusunu ifade eden birim küplerin sayıları nisbeten az olmaktadır.

Tanımlanan biyolojik dokular için bir periyotluk süre çerçevesinde elde edilen en büyük elektrik alan değerleri ise şu şekildedir,

Doku	$z = 50$ kesiti için en büyük E alan değeri [m V/m]
Kas	7301,3
Tümör	755,4464
Kemik	2,1574
Deri	8896,2

Sırası ile

- x ekseni boyunca diğer bir anten daha tanımlanan tümöre batırıldığında,
- benzer şekilde tümörü ısıtmak için üç anten kullanıldığı durumda
- tümör dokusunu ısıtmak amacıyla kullanılan üç anten arasında (0^o, 90^o, 180^o) şeklinde faz farkı bulunduğunda,
- birbirinden uzak yerleştirilmiş iki anten kullanıldığı durumda (antenler arası mesafe: 2,1 cm)
- tümör çapının $2r_{tümör} = 3{,}5$ cm olduğu bir anten kullanıldığı durumda,
- ve son olarak tümör çapının $2r_{tümör} = 3{,}5$ cm olduğu farklı büyüklükte tümör dokusunun yer aldığı ve farklı uzunlukta iki anten kullanıldığı durumda,

915 MHz ve 2450 MHz frekans değerleri için FDTD benzetim yöntemi ile modelleme yapılan bilgisayar programı yürütülmüştür.

$z = 50$ kesitinde her bir durum için ayrı ayrı elektrik alan ve en büyük elektrik alan değerleri $f = 915$ MHz frekans değeri için tablo 3.2' de ve tablo 3.4' de $f = 2450$ MHz değeri için tablo 3.3' de ve tablo 3.5' de verilmiştir.

Elektrik alan dağılımının ne şekilde değiştiği $f = 915$ MHz ve $f = 2450$ MHz frekans değerleri için sırasıyla şekil 3.11 - şekil 3,17' de ve şekil 3.18 - şekil 3.24' de görülmektedir. Silindirik geometrik yapı için her duruma ilişkin olarak hesaplanan SAR değerleri $f = 915$ MHz değeri için tablo 3.6' de ve $f = 2450$ MHz değeri için tablo 3.7' de görüldüğü şekildedir. Hesaplamalarda ρ_{kas}, $\rho_{tümör}$, ρ_{kemik} ve ρ_{deri} =1050 kg/m^3 alınmıştır. Bu durumlarda $z = 46$ ve $z = 42$ kesitleri için bilgisayar

programı yürütülerek ilgili değerler elde edilmiştir. Değerler tablo 3.8 – tablo 3.9' da ve tablo 3.10 – tablo 3.11' de , alan değişimleri şekil 3.25 - şekil 3.26' de verilmiştir.

Tablo 3.2 $z = 50$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 915$ MHz için Biyolojik Dokuların E alan değerleri [m V/m]			
	Kas	Tümör	Kemik	Deri
Bir anten mevcut	49,68	77,25	0,93	228,74
İki anten mevcut	86,05	126,50	1,72	391,17
Üç anten mevcut	116,86	158,29	2,43	526,18
Üç anten, faz farkı var	115,05	159,41	2,34	517,51
İki anten, uzaklık var	84,48	105,47	1,56	382,90
Tümör büyük, bir anten	48,18	76,98	0,89	229,11
Tümör büyük, iki anten	82,92	118,22	1,63	386,40

Tablo 3.3 $z = 50$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 2450$ MHz için Biyolojik Dokuların E alan değerleri [m V/m]			
	Kas	Tümör	Kemik	Deri
Bir anten mevcut	25,32	13,99	0,18	146,24
İki anten mevcut	37,08	21,21	0,23	126,72
Üç anten mevcut	53,05	25,87	0,52	309,58
Üç anten, faz farkı var	40,26	22,92	0,22	240,49
İki anten, uzaklık var	37,36	16,77	0,34	218,29
Tümör büyük, bir anten	25,34	17,47	0,21	146,23
Tümör büyük, iki anten	39,19	23,31	0,40	227,84

Tablo 3.4 $z = 50$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen en büyük elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 915$ MHz için Dokuların en büyük E alan değerleri [m V/m]			
	Kas	Tümör	Kemik	Deri
Bir anten mevcut	7301,3	755,45	2,16	8896,2
İki anten mevcut	8891,3	938,10	3,96	1084,9
Üç anten mevcut	9832,7	1053,0	5,82	1200,3
Üç anten, faz farkı var	971,8	971,79	5,60	1122,7
İki anten, uzaklık var	9200,2	866,82	3,69	10021,0
Tümör büyük, bir anten	7307,9	1385,60	2,04	8918,9
Tümör büyük, iki anten	8369,5	1607,60	3,79	10223,0

Tablo 3.5 $z = 50$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen en büyük elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 2450$ MHz için Dokuların en büyük E alan değerleri [m V/m]			
	Kas	Tümör	Kemik	Deri
Bir anten mevcut	2999,9	169,58	0,30	3772,6
İki anten mevcut	4547,0	178,08	0,32	5990,2
Üç anten mevcut	3899,4	227,26	0,81	4997,8
Üç anten, faz farkı var	5534,9	167,72	0,34	7238,6
İki anten, uzaklık var	3344,4	186,51	0,52	4479,7
Tümör büyük, bir anten	3000,5	367,06	0,31	3773,4
Tümör büyük, iki anten	3367,2	409,10	0,61	4346,8

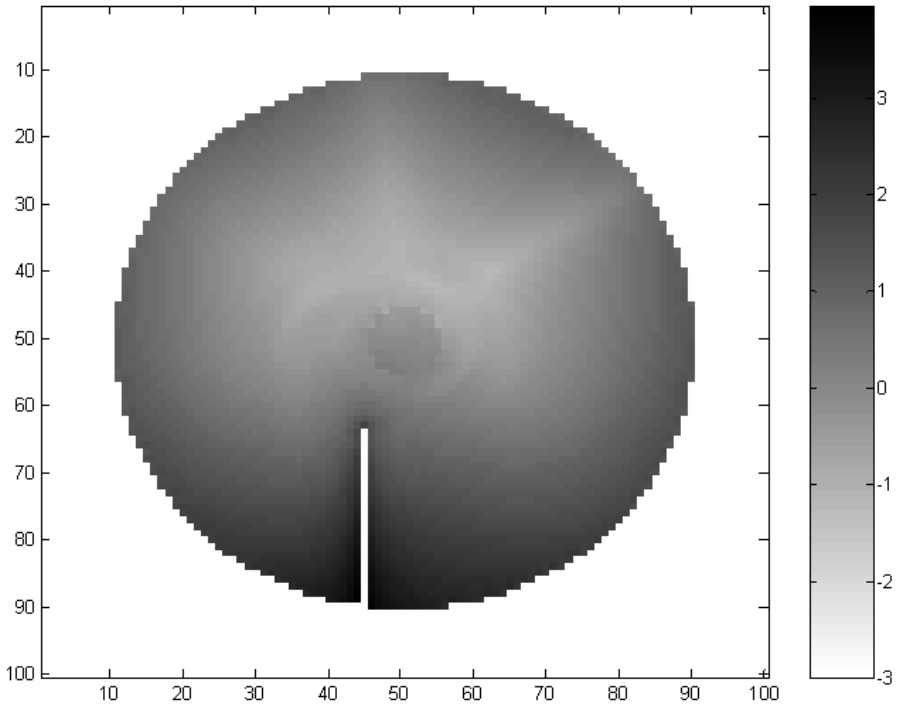
Tablo 3.6 $z = 50$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen SAR değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 915$ MHz için Biyolojik Dokuların SAR değerleri [m W/kg]			
	Kas	Tümör	Kemik (10^{-6})	Deri
Bir anten mevcut	2,08	8,24	910,57	79,73
İki anten mevcut	6,23	22,10	3110,5	233,16
Üç anten mevcut	11,49	34,60	6208,5	421,89
Üç anten, faz farkı var	11,13	35,09	5720,7	408,10
İki anten, uzaklık var	6,00	15,36	2533,5	223,41
Tümör büyük, bir anten	1,95	8,18	824,61	79,99
Tümör büyük, iki anten	5,78	19,30	2780,3	227,51

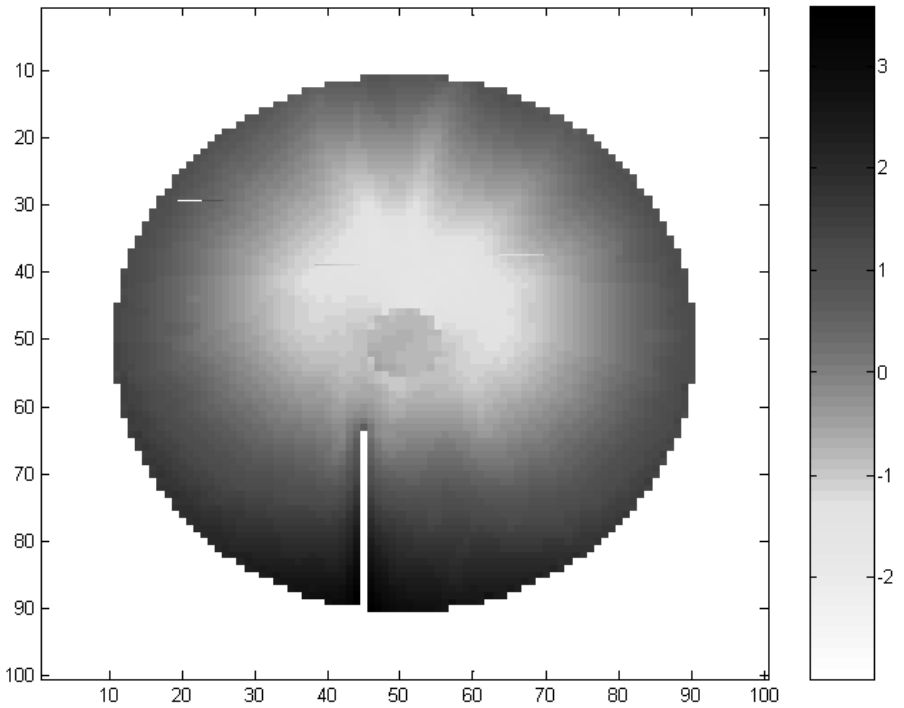
Tablo 3.7 $z = 50$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen SAR değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 2450$ MHz için Biyolojik Dokuların SAR değerleri [m W/kg]			
	Kas	Tümör	Kemik (10^{-6})	Deri
Bir anten mevcut	1,37	0,5230	47,14	39,31
İki anten mevcut	2,93	1,2081	82,19	86,33
Üç anten mevcut	6,00	1,7968	412,87	176,16
Üç anten, faz farkı var	3,46	1,.4105	71,32	106,31
İki anten, uzaklık var	2,98	0,7553	176,89	87,59
Tümör büyük, bir anten	1,37	0,8192	67,46	39,31
Tümör büyük, iki anten	3,28	1,4599	41,21	95,41

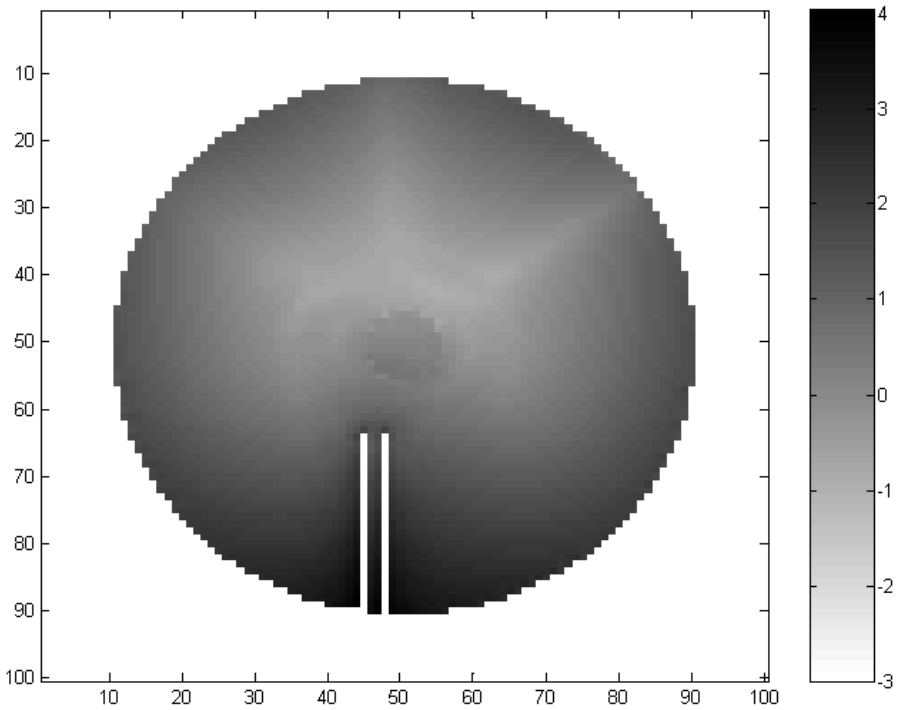
Tablo 3.2 ve tablo 3.3' de sırası ile 915 MHz ve 2450 MHz frekans değerleri için saptanan bir periyot boyunca meydana gelen ortalama elektrik alan değerleri sunulmaktadır. Tablo 3.4 ile tablo 3.5' de ise aynı frekans değerlerinde ortaya çıkan en büyük elektrik alan değerleri verilmiştir. Tablo 3.6 ile tablo 3.7' de ise bu frekans değerlerinde ilgili biyolojik dokuların SAR değerleri hesaplanmıştır. Sunulan tablolarda yer alan değerler gözönüne alındığında 915 MHz frekans değerinde tümör dokusunda kas dokusundan daha fazla enerji absorbe edildiği görülmektedir. 2450 MHz değerinde kas dokusuna tümör dokusundan daha fazla güç aktarımı gerçekleşmiştir. Yine aynı şekilde SAR değerleri gözönüne alındığında tümör dokusunun ısıtılması açısından frekans değeri olarak 915 MHz değerinin daha verimli olduğu görülmektedir. Kemik dokusunda az güç absorbe edilmektedir. Bunun nedeni kemik dokusunun iletkenlik sabiti ile dielektrik sabitinin nisbeten daha küçük olması ile bu dokunun yapı içerisinde daha iç bölgelerde yer alıyor olması etkilidir. Yine kemik dokusunda da 915 MHz frekans değerinde 2450 MHz değerinde olduğundan daha fazla alan dağılımı meydana geldiği görülmektedir. Doku içerinde iki antenin birbirine yakın yerleştirildiği durum bu iki anten daha uzak yerleştirildiği durum ile karşılaştırıldığında her iki frekans değeri içinde antenler birbirine yakın olduğu durumda dokular daha fazla enerji soğurmaktadır. Özellikle 915 MHz frekans değeri gözönüne alındığında arada oluşan sayısal fark daha belirgin olmaktadır. Doku içerisine üç anten batırıldığı durumlar söz konusu olduğunda ilk durum bütün antenlerin aynı fazda olduğu durumdur ve ikinci durum ise üç anten arasında (0^o, 90^o, 180^o) şeklinde faz farkı bulunduğu durumdur. Üç antenli bu senaryolara ilişkin değerler incelendiğinde 915 MHz frekans değeri için tümör dokusuna güç aktarımı en fazla üç anten arasında faz farkı bulunan durumda gerçekleşmektedir ayrıca diğer dokuların absorbe ettiği güç tümörün absorbe ettiğinden daha az olmaktadır. 2450 MHz frekansı gözönüne alındığında tümör dokusuna antenler arasında faz farkı bulunmayan durumda daha fazla güç aktarılmaktadır.



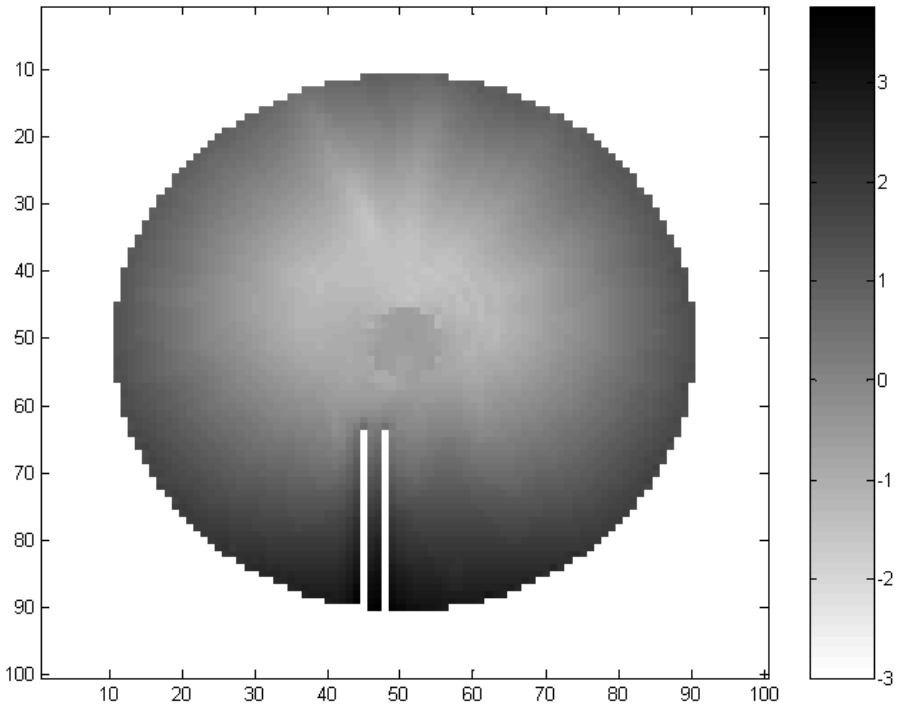
Şekil 3.11 $z = 50$ kesiti, $f = 915$ MHz için E alan dağılımı, bir anten mevcut



Şekil 3.12 $z = 50$ kesiti, $f = 2450$ MHz için E alan dağılımı, bir anten mevcut



Şekil 3.13 $z = 50$ kesiti, $f = 915$ MHz için E alan dağılımı, iki anten mevcut

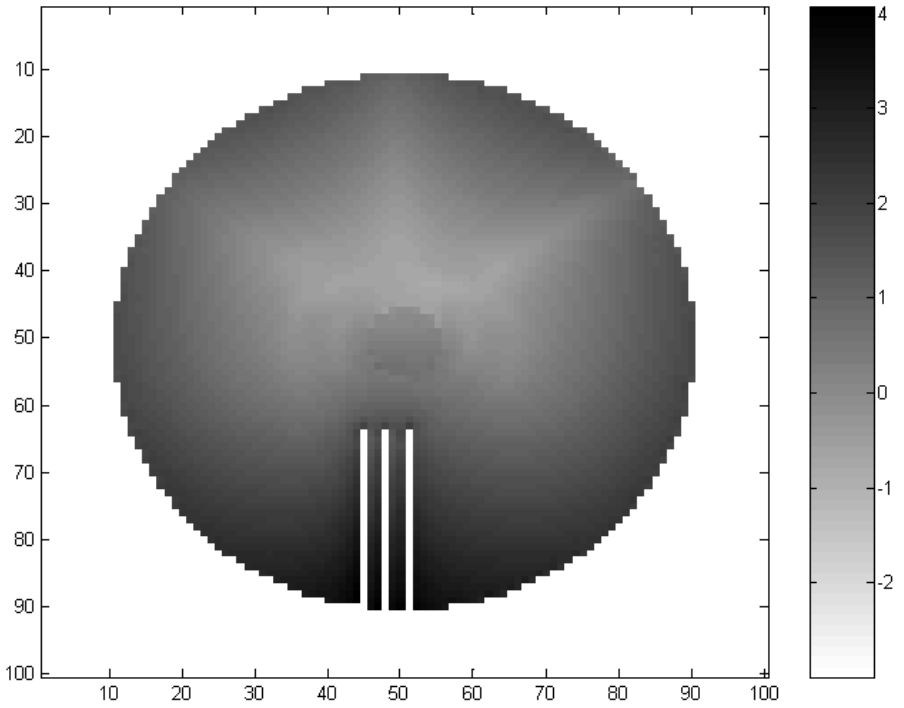


Şekil 3.14 $z = 50$ kesiti, $f = 2450$ MHz için E alan dağılımı, iki anten mevcut

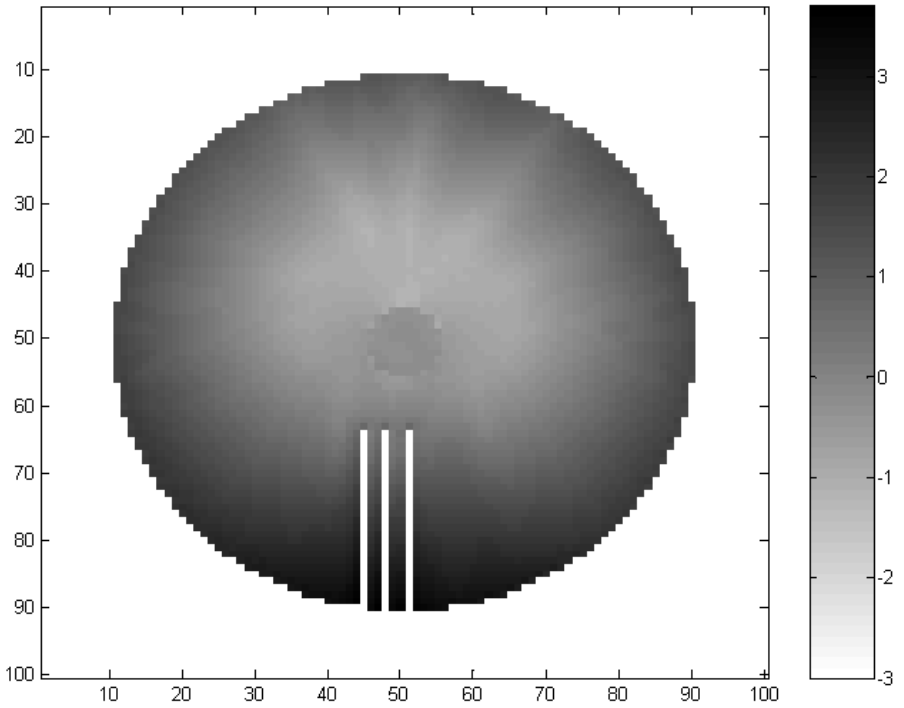
915 MHz ve 2450 MHz frekans değerleri için tanımlanan geometri içerisinde elektromagnetik bir kaynak tarafından beslenen 9,8 cm uzunluğunda bir monopol (28 birim küp) anten tanımlanmıştır. Anten 2,45 cm çaplı tümör dokusunun orta noktasını aşıp hemen hemen sınırına kadar ulaşmaktadır (sınıra 0,35 cm uzaklıkta). Antenin besleme noktasının hemen arkasında bir plaka tanımlanmıştır ve anteni uyaran kaynak şu şekilde tanımlanmıştır;

$$E_x(x,y,z) = E_x(x,y,z) + 1000Sin(n \cdot (2\pi / NFR))$$

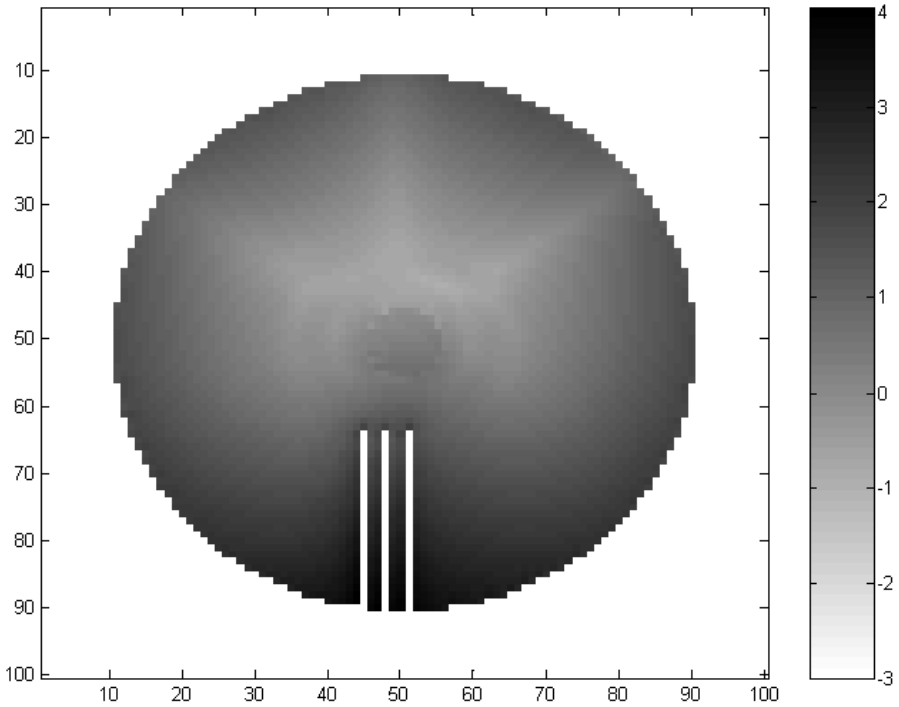
Şekil 3.11 ile şekil 3.12' de bu senaryo çerçevesinde z = 50 kesitinde meydana gelen elektrik alan dağılımı görülmektedir. Bu yapının içerisine, birinci olarak tanımlanan antenin hemen yanına aynı boyda ve özellikte ikinci bir anten tanımlanmıştır. Bu anten diğer bir elektromagnetik kaynak tarafından beslenmiştir. Ikinci durumda ortaya çıkan alan dağılımının 915 MHz ve 2450 MHz frekans değerleri için gösterimi sırasıyla şekil 3.13 ve şekil 3.14' de görülmektedir. Alan dağılımının anten çevresinde oldukça şiddetli olduğu görülmektedir.



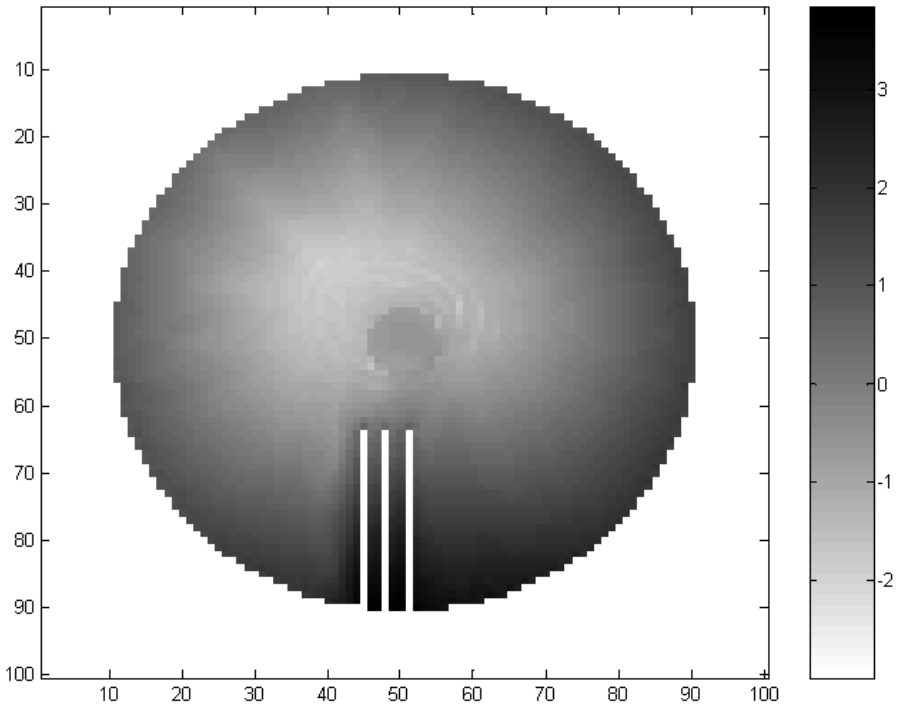
Şekil 3.15 $z = 50$ kesiti, $f = 915$ MHz için E alan dağılımı, üç anten mevcut



Şekil 3.16 $z = 50$ kesiti, $f = 2450$ MHz için E alan dağılımı, üç anten mevcut

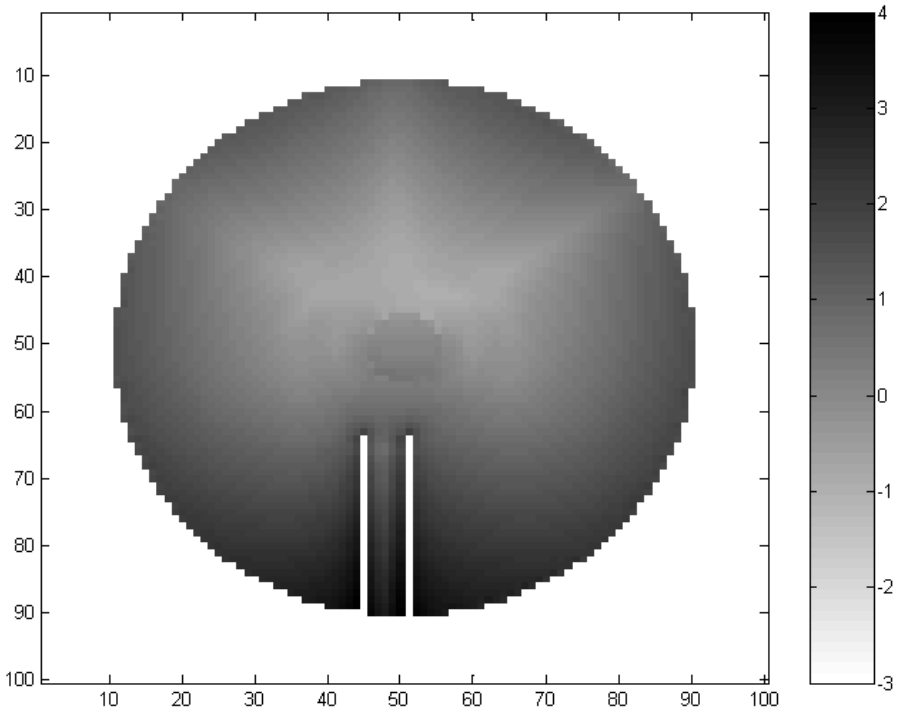


Şekil 3.17 $z = 50$ kesiti, $f = 915$ MHz için E alan dağılımı, üç anten arasında faz farkı var

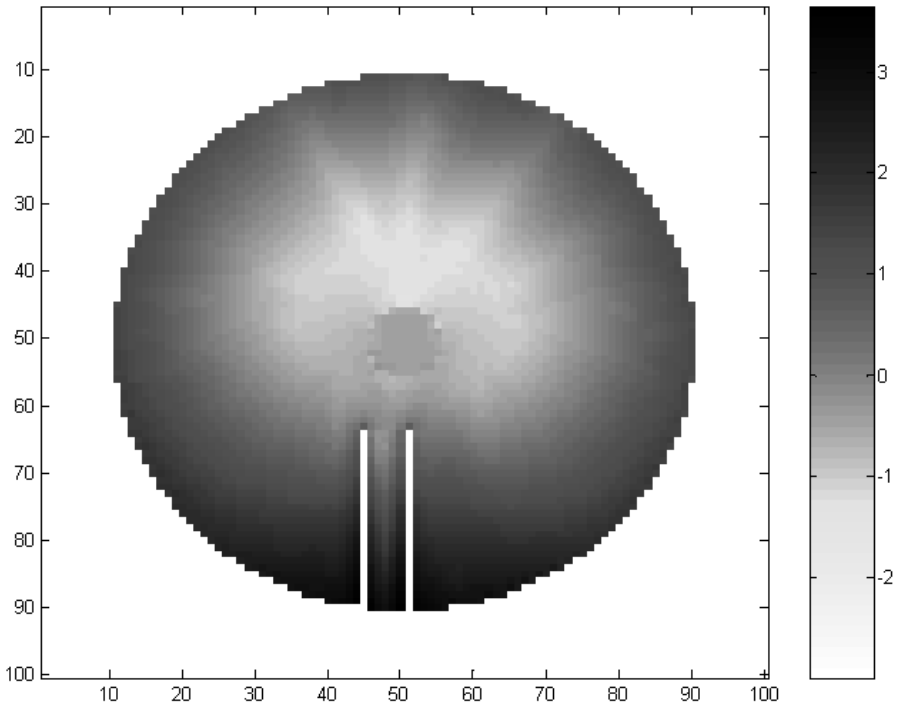


Şekil 3.18 $z = 50$ kesiti, $f = 2450$ MHz için E alan dağılımı, üç anten arasında faz farkı var

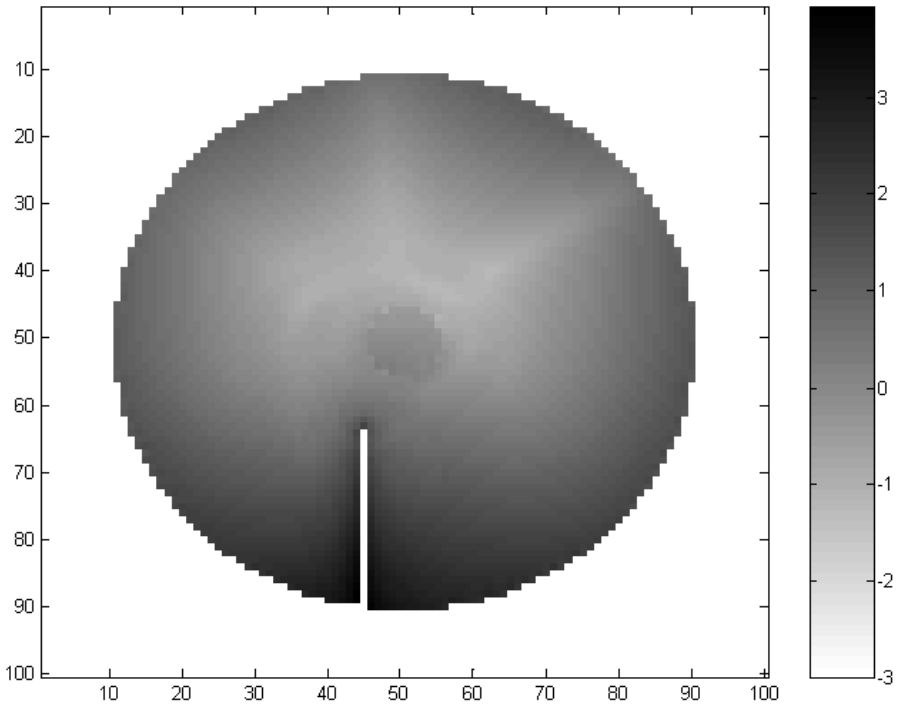
Bu geometrik yapı içerisine diğer antenlerin yanına üçüncü bir anten tanımlanmıştır. Bu şekilde yanyana doku içerisine batırılmış (doku içerisinden hipertermiya) üç antenin doku içerisinde oluşturulduğu alan dağılımı incelenmiştir. Her antenin birbirinden uzaklığı 1,05 cm (3 birim küp) olarak belirlenmiştir ve her anten ayrı bir kaynak tarafından beslenmiştir. Her iki frekans değeri için ortaya çıkan elektrik alan dağılımları incelendiğinde 915 MHz değerinde daha fazla güç absorbe edildiği görülmektedir. logaritmik renk cetvelinde en açık renk en küçük değeri en koyu renk ise en büyük değeri göstermek üzere figürlerden 915 MHz değeri ile ilişkili olanlarda koyu renk bölgelerin çoğunlukta olduğu belirlenmiştir. Bu durum her iki frekans değeri için sırası ile şekil 3.15 ve 3.16' da sunulmuştur. Bu üç antenli durum çerçevesinde antenler arasında (0^o, 90^o, 180^o) faz farkı tanımlandığında ortaya çıkan dağılımlar şekil 3.17 ve 3.18' de görülmektedir. İlgili şekillere bakılarak üç anten arasında faz farkı bulunmayan durumda iken dokular tarafından antenler arasında faz farkı bulunan durumdakine nazaran daha fazla güç absorbe edildiği söylenebilir. Bu senaryolarda antenlere yakın doku bölgelerinde yoğun şekilde güç absorbe edilmektedir.



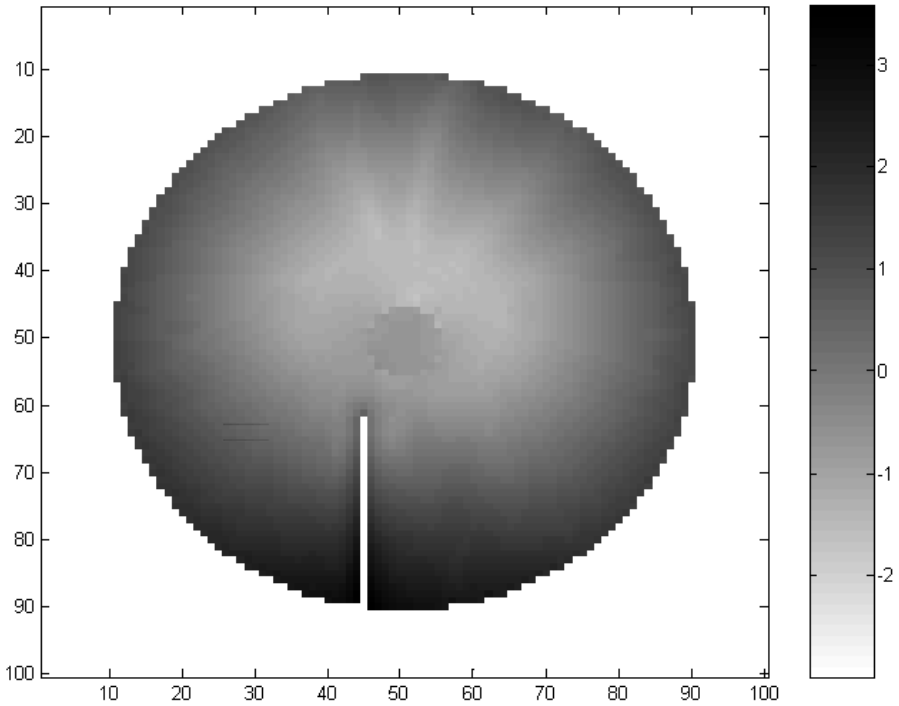
Şekil 3.19 $z = 50$ kesiti, $f = 915$ MHz için E alan dağılımı, iki anten arasında mesafe var



Şekil 3.20 $z = 50$ kesiti, $f = 2450$ MHz için E alan dağılımı, iki anten arasında mesafe var

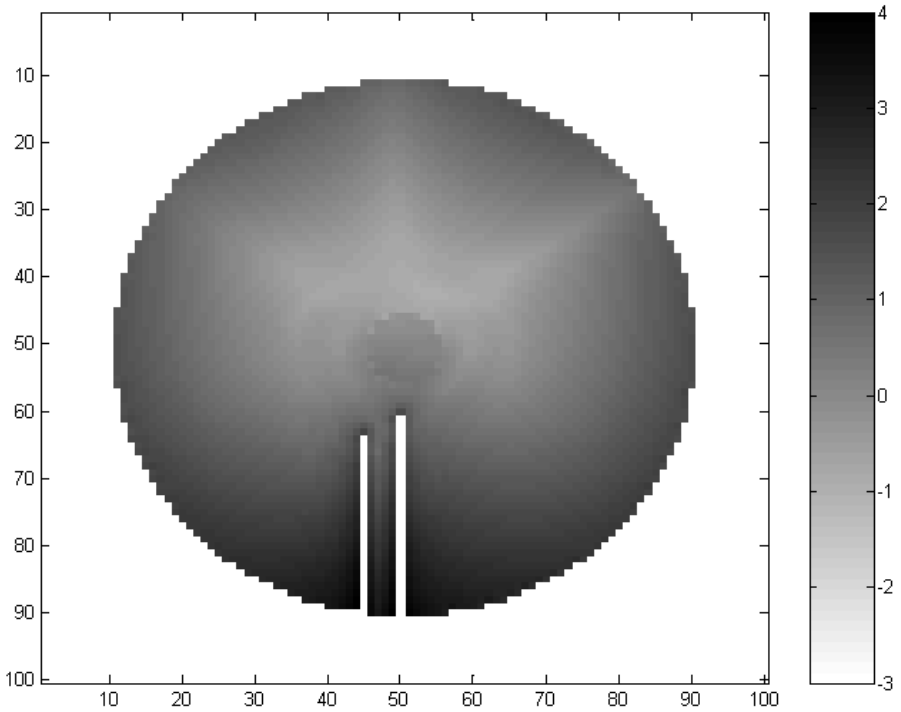


Şekil 3.21 $z = 50$ kesiti, $f = 915$ MHz için E alan dağılımı, tümör büyük ve bir anten var

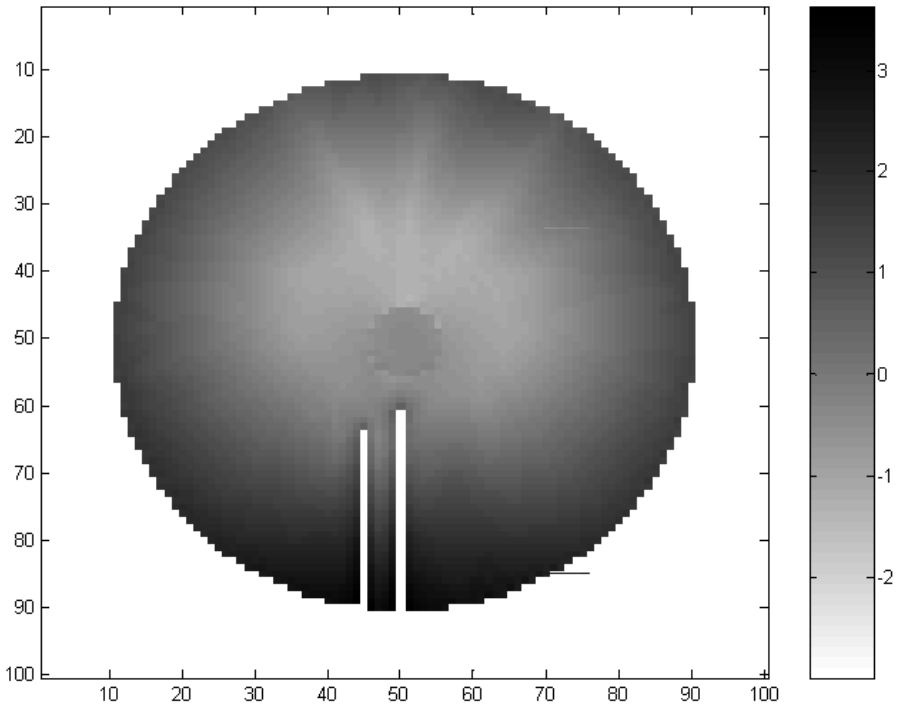


Şekil 3.22 $z = 50$ kesiti, $f = 2450$ MHz için E alan dağılımı, tümör büyük ve bir anten var

Her iki frekans değeri için aynı geometrik yapı içerisinde, biyolojik doku içerisine birbirinden uzak yerleştirilmiş (2,1 cm) iki anten bulunduğu durumda meydana gelen alan dağılımları şekil 3.19 ve şekil 3.20' de görülmektedir. 915 MHz frekans değerine ait şekil ile 2450 MHz frekans değeri için ortaya çıkan elektrik alan dağılımını gösteren şekil incelendiğinde 915 MHz değeri için koyu renk bölgelerin daha fazla 2450 MHz değerinde ise açık renk bölgelerin daha fazla olduğu dolayısıyla dokular tarafından soğurulan enerjinin daha çok olduğu saptanmıştır. Silindirik geometrik yapı içinde tümör çapı 3,5 cm olduğu durumda doku içerisine aynı boyutlarda ve koordinatlarda anten tanımlandığında ortaya çıkan elektrik alan dağılımı şekil 3.21 ve şekil 3.22' de görülmektedir.

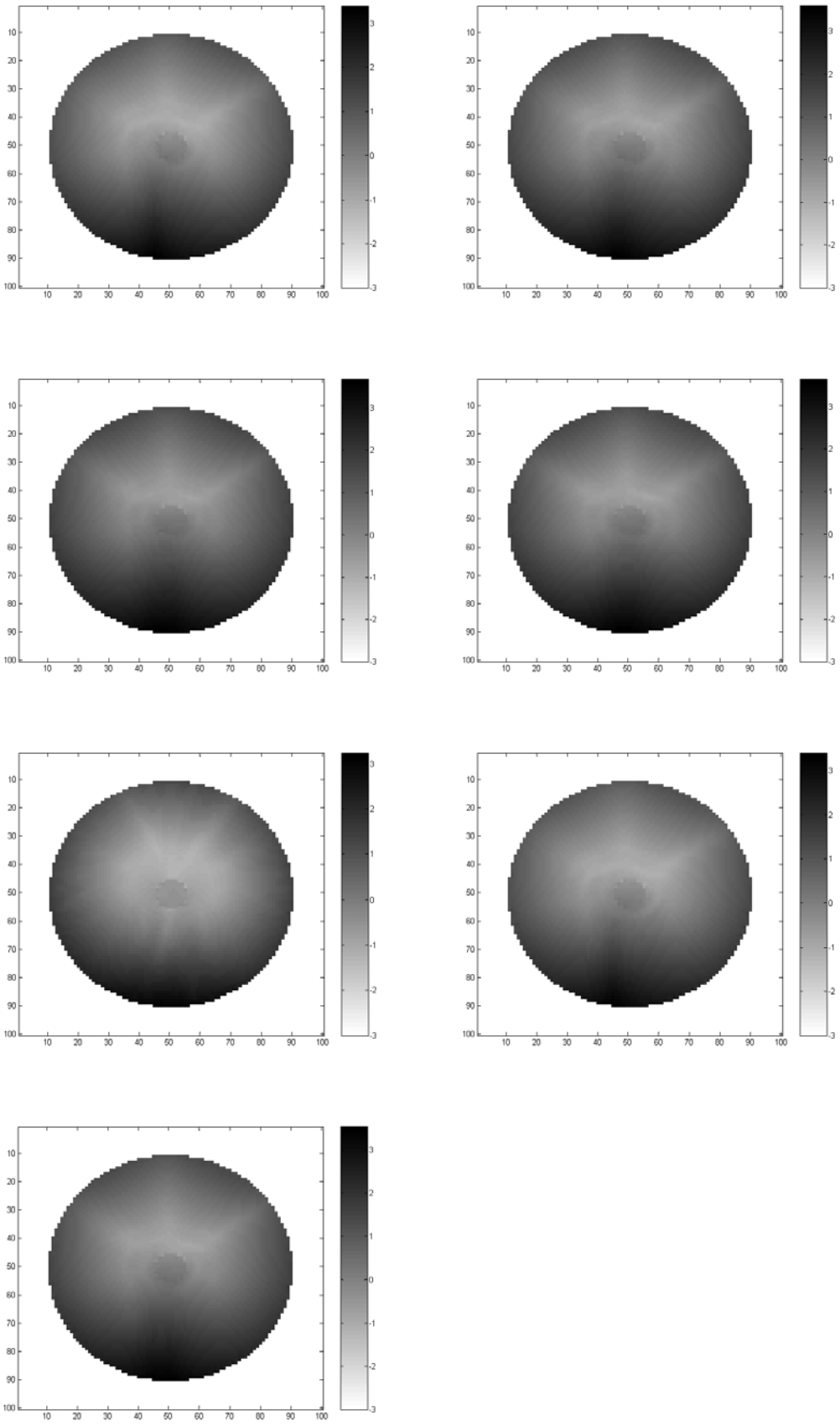


Şekil 3.23 $z = 50$ kesiti, $f = 915$ MHz için E alan dağılımı, farklı boyda iki anten var

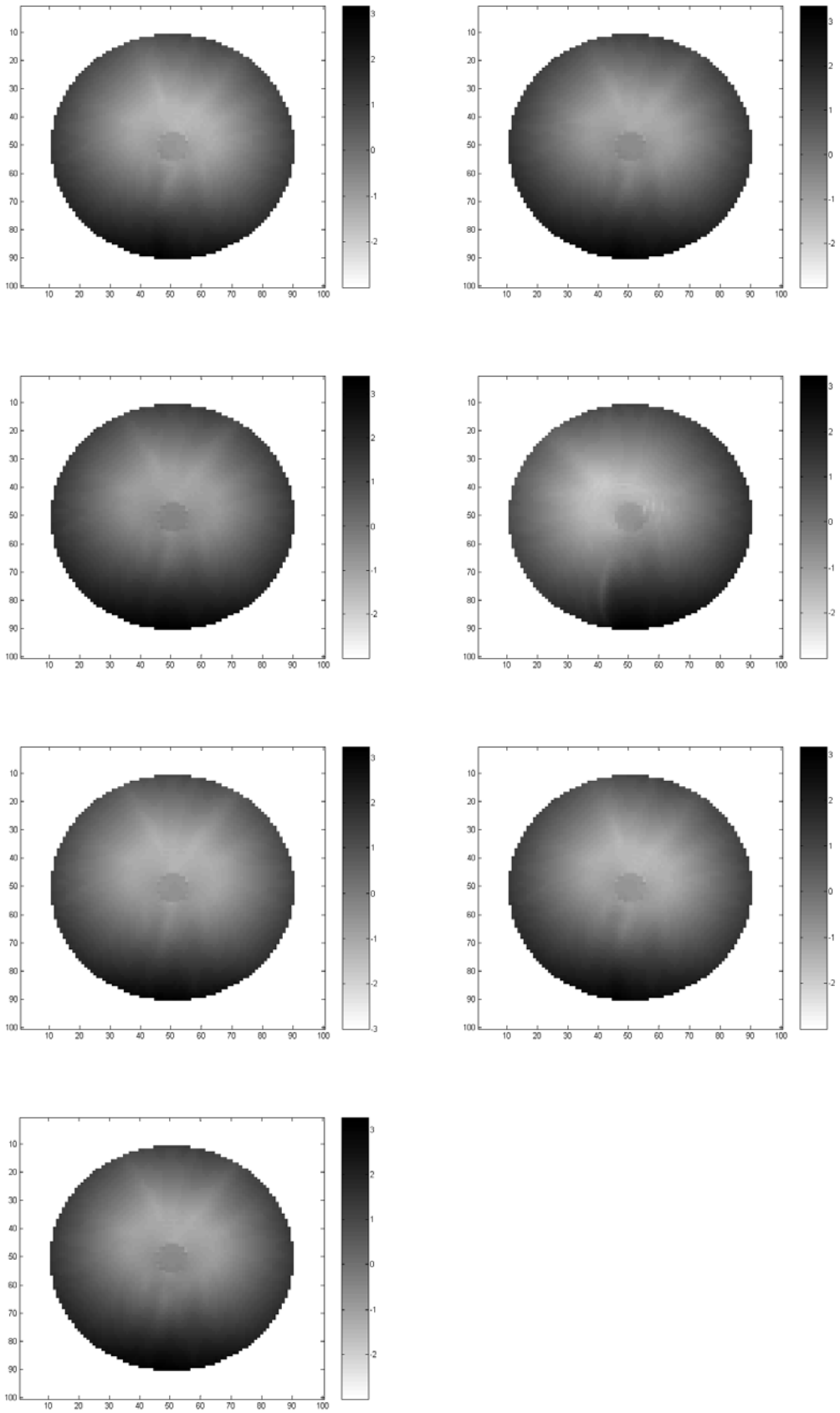


Şekil 3.24 $z = 50$ kesiti, $f = 2450$ MHz için E alan dağılımı, farklı boyda iki anten var

Tümör çapının daha büyük (3,5 cm) olduğu durumda doku içerisine batırılan biri diğerinden uzun olacak şekilde iki anten tanımlanmıştır. Monopol antenlerden biri 9,8 cm (28 birim küp) diğeri ise 10,85 cm (31 birim küp) uzunluğunda seçilmiştir. Antenler farklı iki kaynak ile beslenmektedir. Bu duruma ilişkin figürler her iki frekans değeri için şekil 3.23 ile şekil 3.24' de görülmektedir. 915 MHz frekansında dairesel kesit içerisinde elektrik alan etkisinin daha etkin olduğu, 2450 MHz frekans değerinde ise antenin yakın civarında daha şiddetli bir alan dağılımı olduğu görülmektedir.



Şekil 3.25 $f = 915$ MHz için her duruma ilişkin olarak $z = 46$ kesitinde, E alan dağılımı



Şekil 3.26 $f = 2450$ MHz için her duruma ilişkin olarak $z = 46$ kesitinde, E alan dağılımı

z = 46 kesiti için hesaplamaların her biri ele alınan her senaryo için tekrar edildiğinde 915 MHz frekans değerinde gücün tümöre etkili şekilde aktarıldığı görülmektedir. En şiddetli alan değeri üç anten kullanıldığı durumlarda meydana gelmektedir. 2450 MHz değeri kullanıldığında alan etkisinin daha çok antenin yakın civarında yoğunlaştığı tümöre verimli şekilde enerji aktarılmadığı görülmektedir. Bu durumlara ilişkin gösterimler şekil 3.25 ve 3.26' de görülmektedir.

Tablo 3.8 $z = 46$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 915$ MHz için Biyolojik Dokuların E alan değerleri [m V/m]			
	Kas	Tümör	Kemik	Deri
Bir anten mevcut	37,13	35,97	0,91	326,82
İki anten mevcut	71,78	65,09	1,67	326,66
Üç anten mevcut	103,64	84,59	2,35	470,73
Üç anten, faz farkı var	93,06	85,40	2,06	428,08
İki anten, uzaklık var	67,38	52,81	1,51	305,96
Tümör büyük, bir anten	36,69	39,60	0,85	168,97
Tümör büyük, iki anten	68,30	66,12	1,48	312,99

Tablo 3.9 $z = 46$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 2450$ MHz için Dokuların en büyük E alan değerleri [m V/m]			
	Kas	Tümör	Kemik	Deri
Bir anten mevcut	19,82	5,62	0,14	112,37
İki anten mevcut	36,11	9,62	0,29	207,54
Üç anten mevcut	47,26	11,82	0,43	273,96
Üç anten, faz farkı var	26,05	4.82	0.15	158,84
İki anten, uzaklık var	30,45	7,50	0,28	175,92
Tümör büyük, bir anten	20,12	8,50	0,15	112,37
Tümör büyük, iki anten	32,89	12,45	0,31	186,24

Tablo 3.10 $z = 46$ kesitinde her bir doku ve durum için en büyük elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 915$ MHz için Biyolojik Dokuların E alan değerleri [m V/m]			
	Kas	Tümör	Kemik	Deri
Bir anten mevcut	2009,1	103,4	2,21	2527,9
İki anten mevcut	3215,5	168,9	3,75	4019,4
Üç anten mevcut	4037,3	219,1	5,08	4913,1
Üç anten, faz farkı var	3672,7	431,6	4,52	4486,9
İki anten, uzaklık var	2583,5	134,0	3,22	3244,5
Tümör büyük, bir anten	2013,4	234,0	2,03	2532,1
Tümör büyük, iki anten	2741,6	318,3	3,14	3437,1

Tablo 3.11 $z = 46$ kesitinde her bir doku ve durum için en büyük elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 2450$ MHz için Dokuların en büyük E alan değerleri [m V/m]			
	Kas	Tümör	Kemik	Deri
Bir anten mevcut	1096,5	17,31	0,24	1517,2
İki anten mevcut	1753,0	28,33	0,46	2282,2
Üç anten mevcut	1998,5	35,83	0,66	2581,0
Üç anten, faz farkı var	1347,4	19,97	0,29	1729,6
İki anten, uzaklık var	1304,2	23,14	0,42	1745,3
Tümör büyük, bir anten	1096,7	57,47	0,23	1517,0
Tümör büyük, iki anten	1412,5	68,94	0,50	1876,1

z = 46 kesiti gözönüne alındığında her iki frekans değeri için geometrik yapıda tanımlanan biyolojik dokular için bir periyot boyunca oluşan ortalama elektrik alan değerleri sayısal olarak tablo 3.8 ve tablo 3.9' da verilmiştir. Tablolarda yer alan değerler incelendiğinde 915 MHz frekans değerinde aralarında faz farkı bulunan üç antenli durumda tümörün en fazla güç soğurduğu görülmektedir. Frekans değeri 2450 MHz olduğunda tümörün soğurduğu güç miktarı kas dokusuna nazaran kayda değer şekilde azalmaktadır. Kemik dokusuna az enerji aktarılmakta ve frekans değeri arttığında dalgaların derine nüfuz edememesi nedeni ile oldukça az alan etkisine maruz kaldığı anlaşılmaktadır. Bir periyot boyunca meydana gelen en büyük elektrik alan değerleri incelendiğinde 915 MHz değerinde oluşan değerlerin, 2450 MHz değerinde oluşanlara nazaran daha büyük olduğu belirlenmiştir.

Tablo 3.12 $z = 42$ kesitinde her bir doku ve durum için elde edilen elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 915$ MHz için Biyolojik Dokuların E alan değerleri [m V/m]			
	Kas	Tümör	Kemik	Deri
Bir anten mevcut	32,08	0	0,85	144,40
İki anten mevcut	61,92	0	1,52	280,25
Üç anten mevcut	89,56	0	2,08	407,03
Üç anten, faz farkı var	79,99	0	1,95	365,41
İki anten, uzaklık var	49,59	0	1,25	227,22
Tümör büyük, bir anten	32,11	24,57	0,78	144,42
Büyük tümör, iki anten	59,51	42,02	42,02	269,17

Tablo 3.13 $z = 42$ kesitinde her bir doku ve durum için en büyük elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 915$ MHz için Biyolojik Dokuların E alan değerleri [m V/m]			
	Kas	Tümör	Kemik	Deri
Bir anten mevcut	1084,6	0	2,19	1305,2
İki anten mevcut	2029,3	0	3,70	2483,0
Üç anten mevcut	1084,6	0	2,19	1305,2
Üç anten, faz farkı var	2451,3	0	4,02	2972,0
İki anten, uzaklık var	1465,9	0	2,62	1775,1
Tümör büyük, bir anten	1085,7	59,79	1,99	1305,8
Büyük tümör, iki anten	1924,8	104,38	3,18	2355,0

Tablo 3.14 $z = 42$ kesitinde her bir doku ve durum için elektrik alan değerleri.

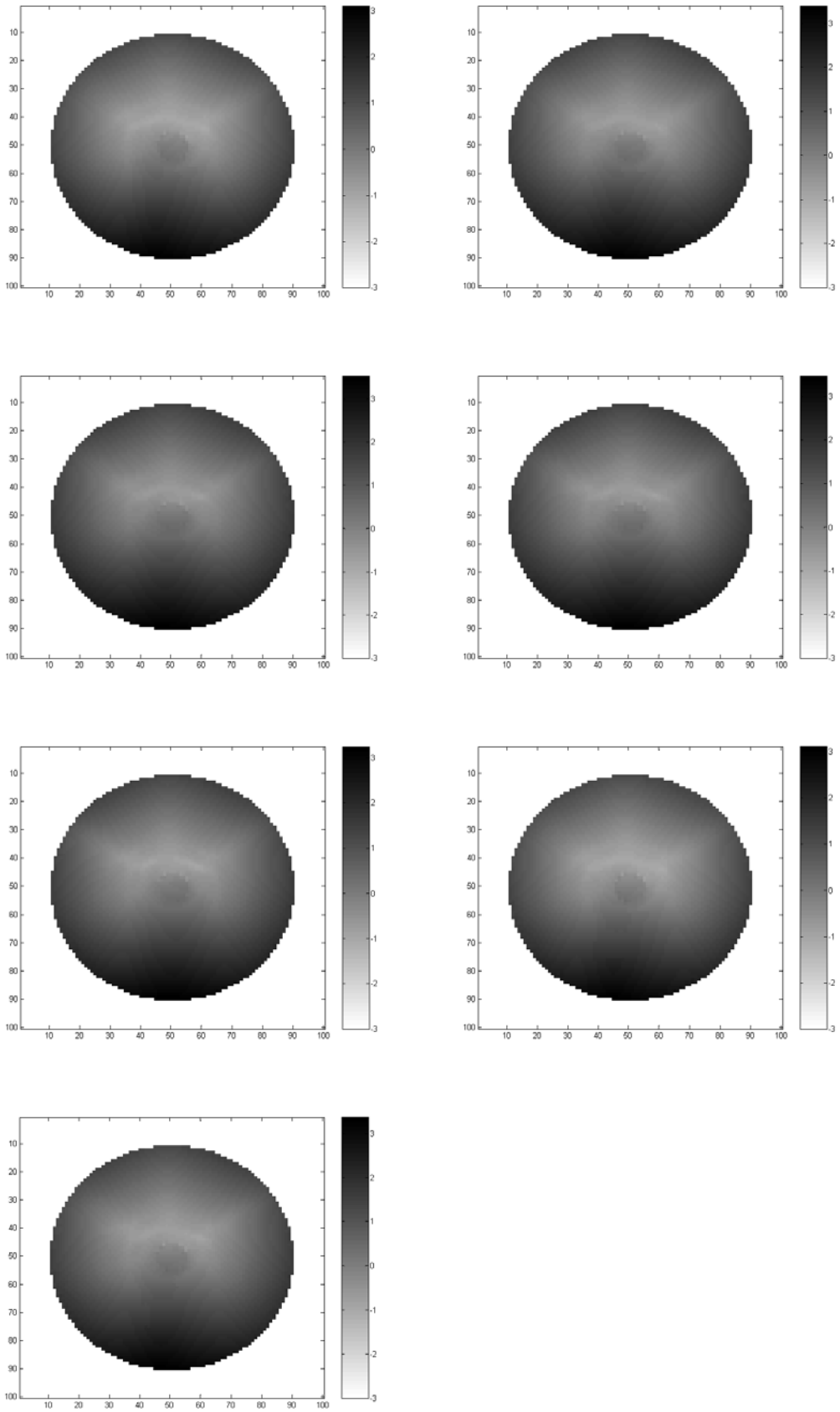
Gerçekleştirilen Durum	$f = 2450$ MHz için Biyolojik Dokuların E alan değerleri [m V/m]			
	Kas	Tümör	Kemik	Deri
Bir anten mevcut	14,07	0	0,20	80,64
İki anten mevcut	29,61	0	0,40	170,94
Üç anten mevcut	34,75	0	0,49	201,32
Üç anten, faz farkı var	19,00	0	0,21	112,07
İki anten, uzaklık var	25,56	0	0,39	148,53
Tümör büyük, bir anten	16,08	4,13	0,20	91,04
Büyük tümör, iki anten	19,03	4,96	0,26	108,19

Tablo 3.15 $z = 42$ kesitinde her bir doku ve durum için en büyük elektrik alan değerleri.

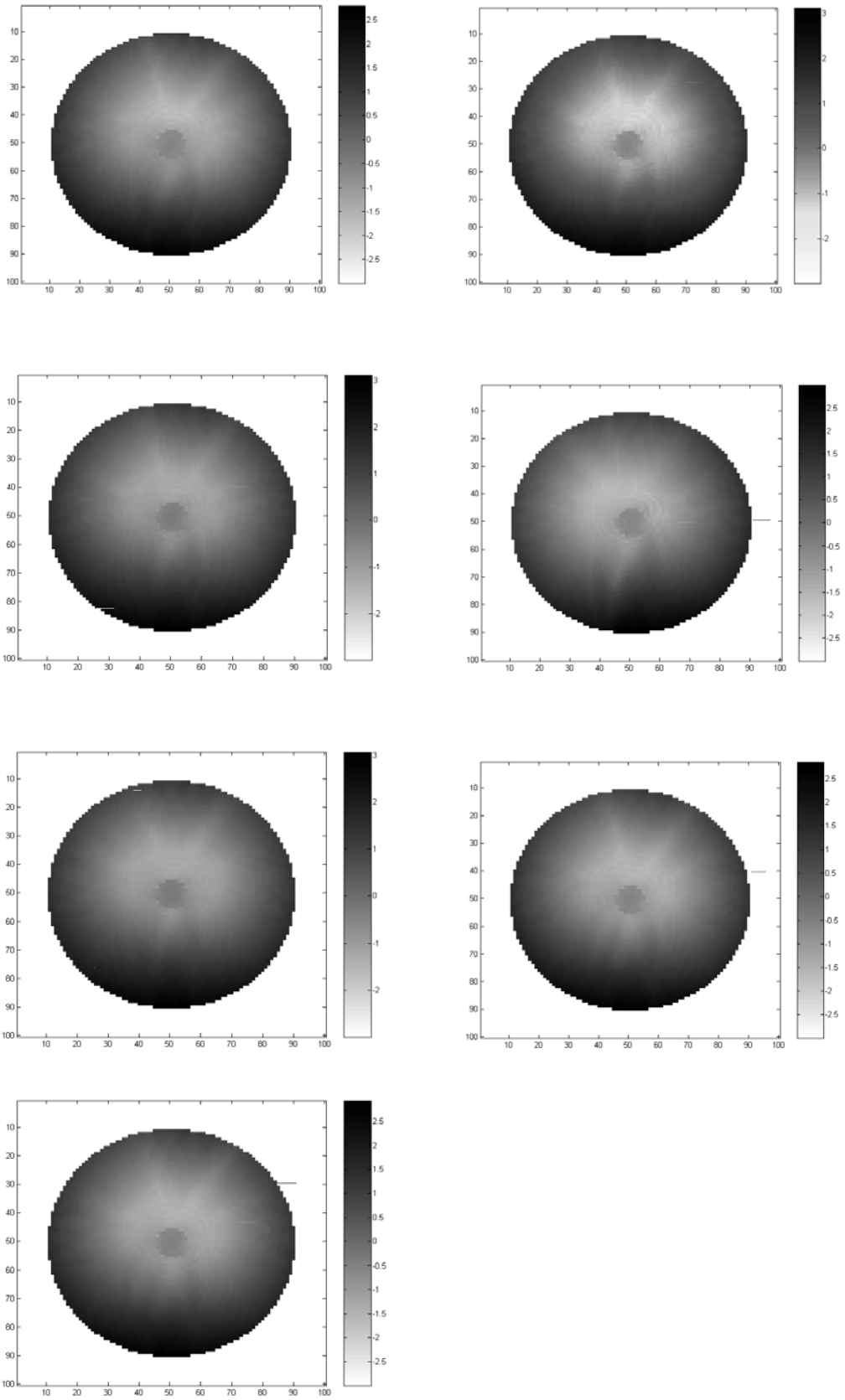
Gerçekleştirilen Durum	$f = 2450$ MHz için Biyolojik Dokuların E alan değerleri [m V/m]			
	Kas	Tümör	Kemik	Deri
Bir anten mevcut	503,81	0	0,27	638,91
İki anten mevcut	1052,8	0	0,53	1348,70
Üç anten mevcut	1211,9	0	0,63	1557,50
Üç anten, faz farkı var	800,53	0	0,28	999,78
İki anten, uzaklık var	904,28	0	0,51	1163,90
Tümör büyük, bir anten	568,73	13,18	0,26	721,50
Büyük tümör, iki anten	682,66	15,64	0,34	871,54

$z = 42$ kesitinde çapı $2r_{tümör} = 2{,}45$ cm olan tümör yer almamaktadır, bu kesitte çapı daha büyük olan $2r_{tümör} = 3{,}5$ cm tümör yer almaktadır. Dolayısı ile tümör çapının daha küçük olduğu durumda tümörde bir alan dağılımı söz konusu olmamaktadır.

z = 42 ve z = 46 kesitlerinde oluşan ortalama alan dağılımları ile en büyük alan dağılımları incelendiğinde antenden veya birkaç antenli durumda antenlerden uzaklaşıldığında absorbe edilen gücün azaldığı görülmektedir. Tümör boyutunun daha küçük olduğu durumda hastalıklı dokunun daha verimli şekilde ısıtılabildiği söylenebilir. Her iki frekans değeri için z = 42 kesitine ilişkin figürler şekil 3.27 ve şekil 3.28' de verilmiştir.



Şekil 3.27 $f = 915$ MHz için her duruma ilişkin olarak $z = 42$ kesitinde, E alan dağılımı



Şekil 3.28 $f = 2450$ MHz için her duruma ilişkin olarak $z = 42$ kesitinde, E alan dağılımı

Küresel geometrik yapı için tanımlanan doku parametreleri için elektrik alan dağılımının ne şekilde değiştiği incelenmiştir. Hesaplama uzayının boyutları 100×100 birim küp $(=35 \times 35$ cm) olarak belirlenmiştir. Yarıçapı 40 birim küp $(0{,}35 \times 40 = 14$ cm)' den ibaret olan bir kas dokusu içerisinde çapı $2r_{tümör} = 3{,}5$ cm (10 birim küp) ve merkezi olan $m_{tümör} = (70{,}5;\ 45{,}5;\ 50{,}5)$ tümör dokusu tanımlanmış ve ayrıca tanımlanan bu kas dokusunun çevresine 1 birim küp'den $(1 \times 0{,}35 = 0{,}35$ cm) oluşturulan ince bir deri dokusu tanımlanmıştır. Tanımlanan geometrik yapı şekil 3.29' da görülmektedir. Yapı içerisine monopol anten batırılarak elektrik alan şiddeti meydana gelmesi şağlanmıştır. Kullanılan her bir antenin besleme noktasının hemen arkasında bir plaka tanımlanmıştır ve her anteni uyaran 1000 mV genlikli sinüzoidal kaynak ise aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır;

$$E_x(x, y, z) = E_x(x, y, z) + 1000Sin(n \cdot (2\pi / NFR))$$

Doku yapısı içine her biri tümörün orta noktasına kadar erişen uzunlukta anten yapıları tanımlanmıştır ve aşağıdaki değişik senaryolar program yürütülerek simüle edilmiştir,

- tümör dokusuna bir anten batırıldığı durumda,
- tümör dokusuna yanyana iki anten batırıldığı durumda,
- tümör dokusuna T şeklinde üç anten batırıldığında,
- tümör dokusuna T şeklinde batırılan üç anten arasında (0^o, 90^o, 180^o) şeklinde faz farkı bulunduğu durumda,
- İki farklı uzunlukta yanyana anten kullanıldığı durumda,

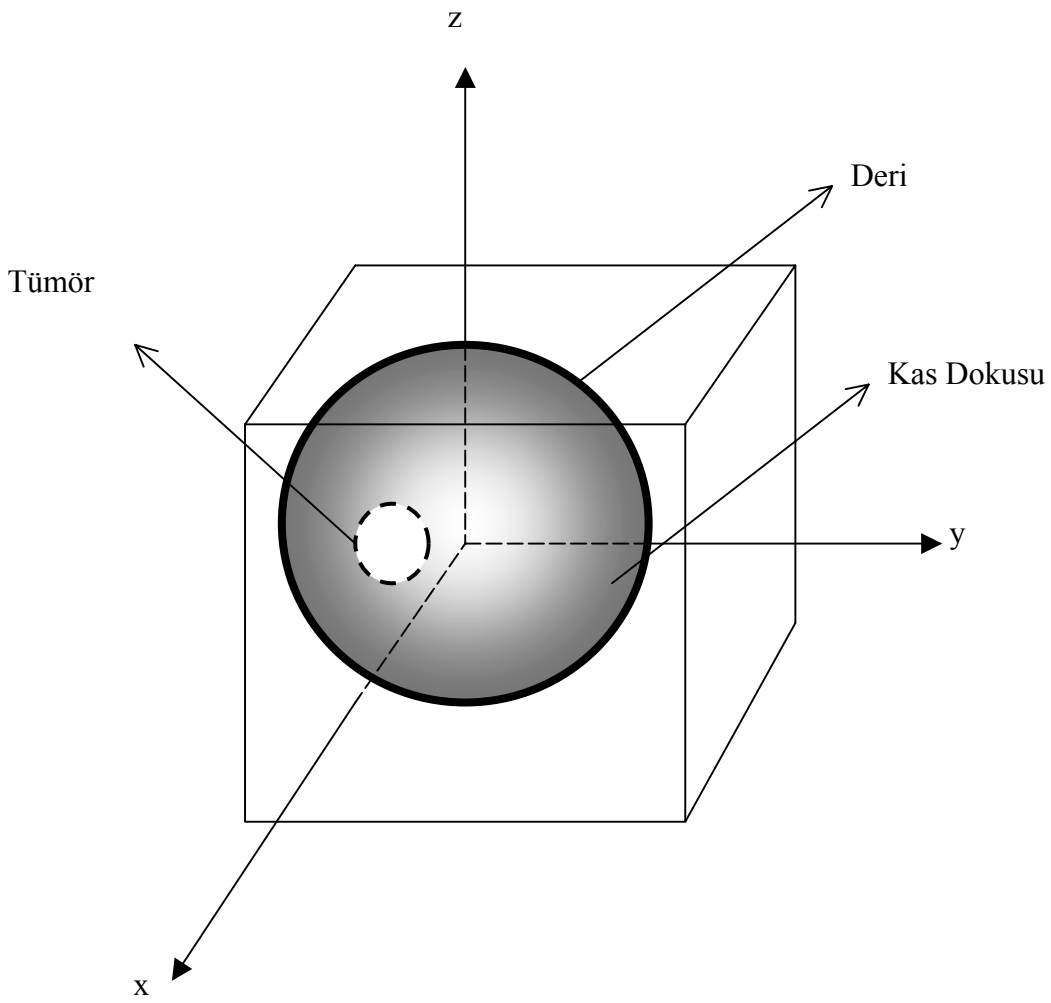
$f = 2450$ MHz ve $f = 915$ MHz frekans değerleri için değerler hesaplanmıştır.

Elde edilen alan şiddeti değerleri $f = 915$ MHz için ve z = 50 kesitinde tablo 3.16' da, $f = 2450$ MHz için ve z = 50 kesitinde tablo 3.18' de verilmiştir. Farklı parametreler için Fortran bilgisayar programının çalıştırılması ile hesaplanan alan dağılımlarının oluşturuldağu geometrik yapı şekil 3. 29' da görülmektedir. Tablo 3.17'de $f = 915$ MHz için ve z = 50 kesitinde her bir biyolojik doku için oluşan en büyük elektrik alan şiddeti değerileri ile tablo 3.19' da $f = 2450$ MHz için ve z = 50

kesitinde her bir biyolojik doku için oluşan en büyük elektrik alan şiddeti değerleri sunulmuştur.

Tablo 3.16 Küresel yapı içinde yer alan her bir doku ve durum için elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 915$ MHz için Dokuların E alan değerleri [m V/m]		
	Kas	Tümör	Deri
Bir anten kullanılıyor	116,05	451,15	275,07
İki anten kullanılıyor	209,40	770,55	470,20
Üç anten kullanılıyor	140,59	462,14	327,71
Faz farkı bulunan üç anten bulunuyor	143,36	463,66	332,55
Uzaklık bulunan iki anten bulunuyor	210,07	772,54	471,07



Şekil 3.29 Küresel geometrik yapıda yer alan kas dokusu, tümör ve derinin gösterimi

Tablo 3.17 Küresel yapı içinde yer alan her bir doku ve durum için en büyük elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 915$ MHz için Dokuların E alan değerleri [m V/m]		
	Kas	Tümör	Deri
Bir anten kullanılıyor	9158,5	4460,5	10019,0
İki anten kullanılıyor	11157,0	5537,6	12212,0
Üç anten kullanılıyor	9120,7	4437,9	9977,8
Faz farkı bulunan üç anten bulunuyor	9096,2	4418,0	9952,4
Uzaklık bulunan iki anten bulunuyor	11160,0	5543,5	12210,0

Tablo 3.18 Küresel yapı içinde yer alan her bir doku ve durum için elektrik alan değerleri.

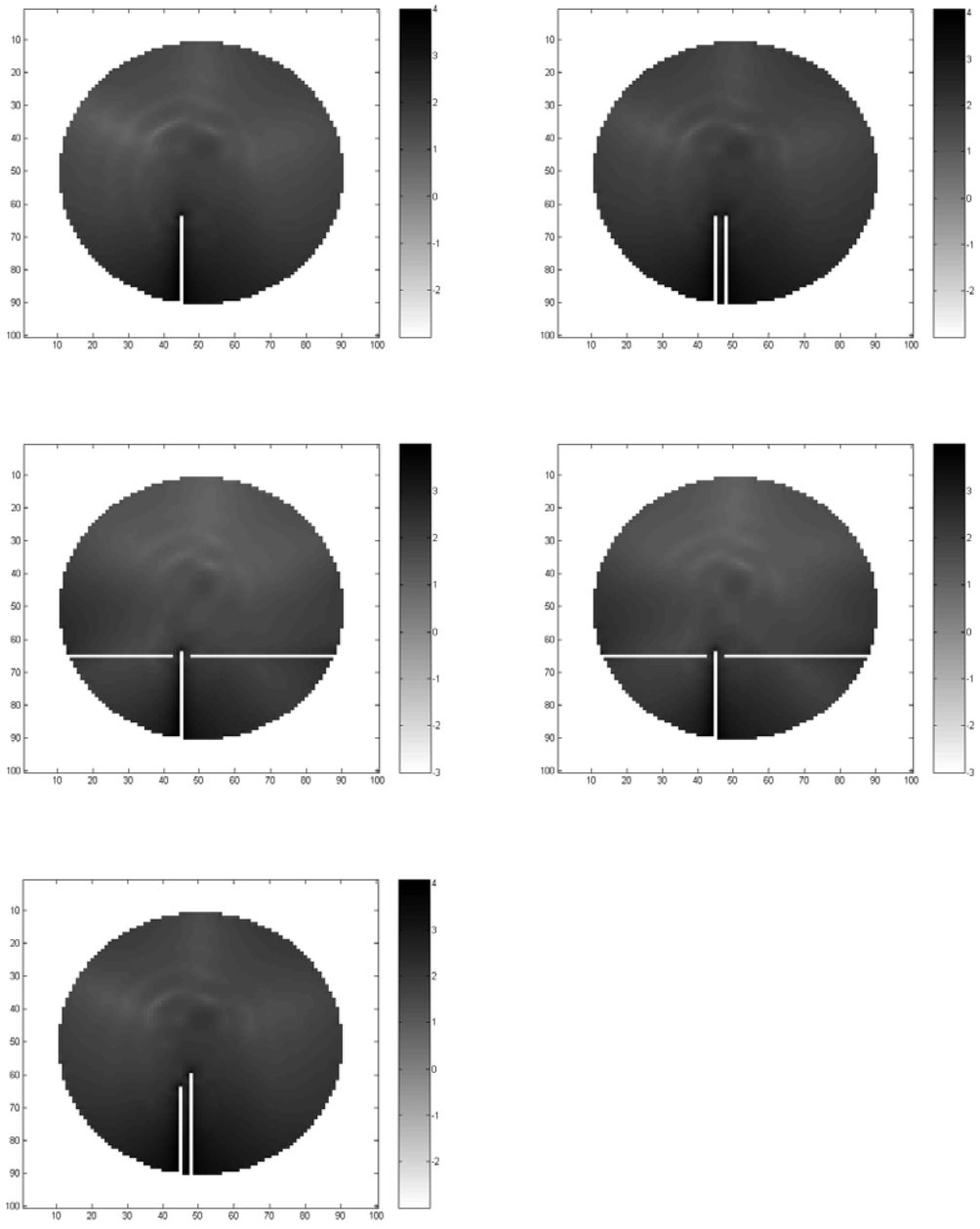
Gerçekleştirilen Durum	$f = 2450$ MHz için Dokuların E alan değerleri [m V/m]		
	Kas	Tümör	Deri
Bir anten kullanılıyor	22,86	11,96	161,40
İki anten kullanılıyor	37,34	18,16	265,89
Üç anten kullanılıyor	27,71	12,42	195,25
Faz farkı bulunan üç anten bulunuyor	25,50	12,46	181,52
Uzaklık bulunan iki anten bulunuyor	37,36	18,33	265,89

Tablo 3.19 Küresel yapı içinde yer alan her bir doku ve durum için en büyük elektrik alan değerleri.

Gerçekleştirilen Durum	$f = 2450$ MHz için Dokuların E alan değerleri [m V/m]		
	Kas	Tümör	Deri
Bir anten kullanılıyor	2839,0	210,90	3955,4
İki anten kullanılıyor	3497,9	263,01	4908,1
Üç anten kullanılıyor	2846,2	212,55	3963,4
Faz farkı bulunan üç anten bulunuyor	2828,4	209,92	3941,5
Uzaklık bulunan iki anten bulunuyor	3497,9	263,01	4908,1

Tablo 16 ve tablo 17'de kas dokusu, kas dokusunun çevresinde tanımlı ince bir deri tabakası ile merkezi $m_{tümör} = (70{,}5;\ 45{,}5;\ 50{,}5)$ olan 3,5 cm çaplı tümörden ibaret şekilde tanımlanan geometrik yapı için $f = 915$ MHz frekans değeri ve $z = 50$ kesiti için meydana gelen elektrik alan dağılımları görülmektedir. Bu değerler incelebdiğinde, en büyük alan şiddeti değerinin iki farklı kaynak tarafından beslenen farklı uzunlukta iki anten kullanıldığı durumda meydana geldiği görülmektedir. En büyük alan şiddeti değerleri yine farklı uzunlukta iki anten kullanuldığı durumda

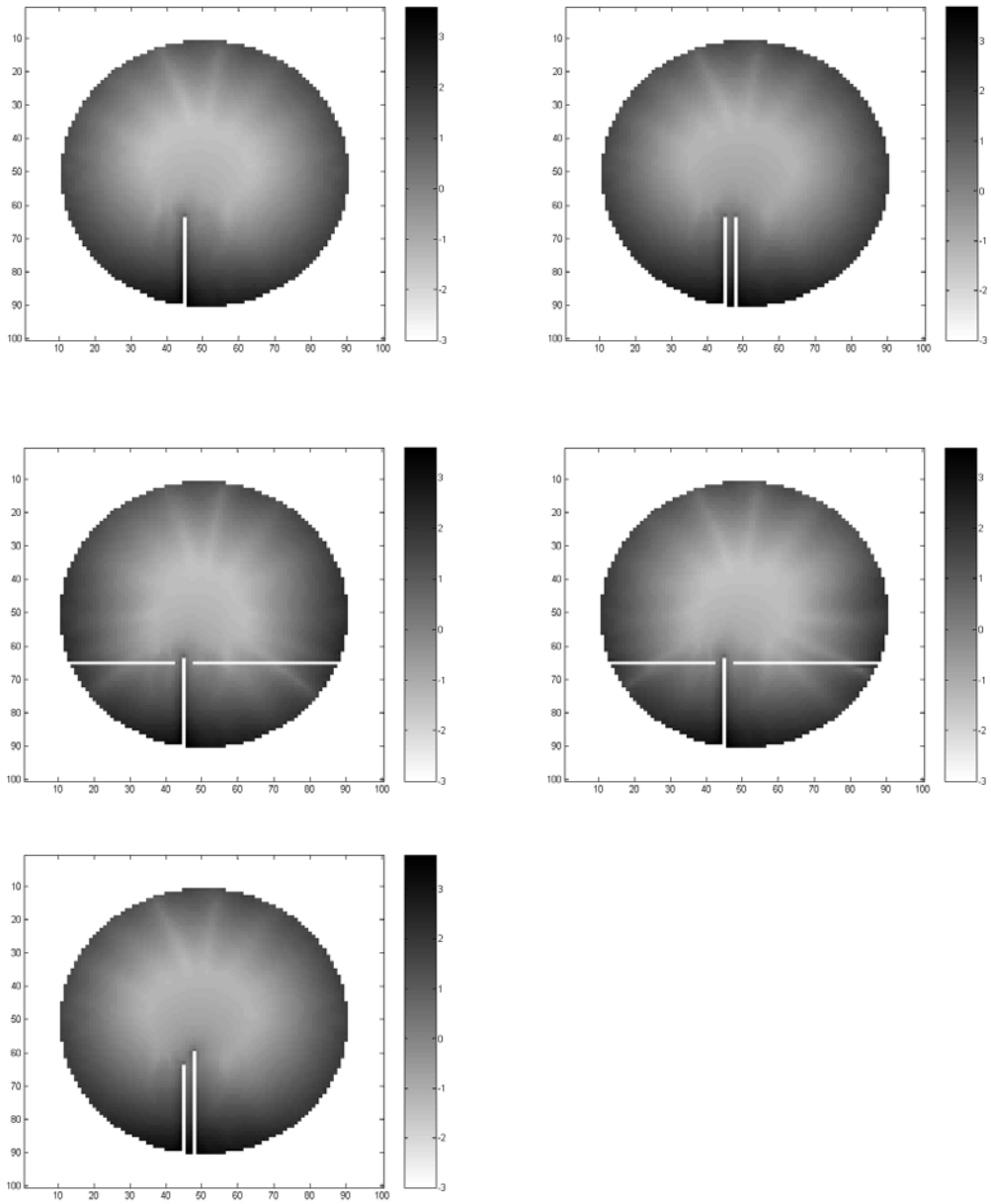
oluşmuştur. $f = 915$ MHz frekans değeri ve $z = 50$ kesitine ilişkin durumda oluşan alan dağılımları şekil 3.30' da görülmektedir. Logaritmik renk cetvelinde en koyu renk en büyük değeri temsil etmek üzere figürlerden farklı uzunluklu iki antenli duruma ilişkin olanında koyu renkli bölgelerin diğer figürlere oranla daha fazla olduğu görülmektedir.



Şekil 3.30 Küresel yapının $f = 915$ MHz değeri için $z = 50$ kesiti için elektrik alan dağılımları

Üç anten kullanılan senaryolara ilişkin figürlerde antenlerden uzaklaşıldıkça açık renk bölgelerin arttığı görülmektedir. Antenlerin çok yakın civarı dışında dokular fazla güç absorbe etmemektedir.

Tablo 3.18 ve 3.19' da $f = 2450$ MHz frekans değeri için $z = 50$ kesitinde her biyolojik doku için elektrik alan şiddeti değerleri ile en büyük elektrik alan şiddeti değerleri sunulmuştur. Frekansın yükselmesi ile biyolojik doku parametreleri ile bu frekansta dokuların davranışına ve elektromagnetik dalgaların nüfuz derinliğinin azalmasına bağlı olarak dokular tarafından soğurulan gücün $f = 915$ MHz değerinde dokular tarafından soğurulan güce nazaran azaldığı görülmektedir. $f = 2450$ MHz frekans değeri için $z = 50$ kesitinde alan şiddeti dağılımına ilişkin figürlerde şekil 3.31' de görülmektedir.



Şekil 3.31 Küresel yapının $f = 2450$ MHz değeri için $z = 50$ kesiti için elektrik alan dağılımları

Şekil 3.31’ de yer alan figürlerde açık renkli bölgelerin daha çoğunlukta bulunduğu ve oluşan elektrik alan dağılımının şiddetinin daha az olduğu görülmektedir. En şiddetli elektrik alan değerinin ve tümöre en fazla enerji aktarımının iki anten kullanıldığı durumda gerçekleştiği görülmektedir ancak anten boyu önemli bir faktör olmamaktadır. Antenin yakın civarında soğurulan enerji miktarının en fazla olduğu figürlerden görülmektedir.

4. SONUÇLAR

Bu tezde günümüzde önemli bir kanser tedavi yöntemi olan hipertermiya hakkında bilgi verilerek tasarlanan geometrik yapı birçok elektromagnetik problemin çözümünde oldukça elverişli olan FDTD yöntemi ile modellenerek elektrik alan değerlerinin böyle bir yapı çerçevesinde ne şekilde değiştiği ve en büyük elektrik alan şiddeti değerinin ne şekilde ortaya çıktığı incelenmiştir.

Çalışmanın birinci bölümünde hipertermiya tedavi yöntemine ve biyolojik dokular ile ısının etkileşimine ilişkin bilgi verilmiştir.

İkinci bölümde hastalıklı dokunun tedavi edilmesi amacı ile geliştirilen ve kullanılan anten yapıları, ısının biyolojik dokular üzerine etkileri incelenmiştir.

Üçüncü bölümde FDTD benzetim yönteminin temel ilkeleri üzerinde durulmuştur. Yöntem esas hatları ile ele alınarak kısıtları, üstünlük ve zayıf yönleri ile değerlendirilmiştir. Bu bölümde FDTD ile modellenen geometrik yapılar için elektrik alan dağılımlarının ne şekilde değiştiği incelenmiş, biyolojik doku parametrelerine ilişkin elektrik alan değerleri ve SAR değerleri hesaplanmıştır. Yürütülen bilgisayar programı ile farklı frekans ve doku değerleri kullanılarak farklı senaryolar için değerler elde edilmiştir.

Elde edilen sonuç ve bulgulara dayanarak şu noktalara dikkat çekilebilir:

- 915 MHz frekans değerinde, 2450 MHz frekans değerinde biyolojik dokular için elde edilen elektrik alan şiddeti değerlerinden daha yüksek değerler elde edilmiştir. 915 MHz değerinde tümör dokusunun dielektrik katsayısı ile kas dokusunun dielektrik katsayısı arasında bulunan oran, 2450 MHz değerindeki orana nisbeten daha büyüktür. İletkenlik sabiti ile de aynı ilişki mevcuttur. Frekansın artması ile elektromagnetik dalga sönümlenmesi olayı daha fazla olmaktadır. Dolayısıyla 915 MHz değerinde dokular tarafından daha fazla güç absorbe edilmektedir. Ayrıca 915 MHz değerinde daha iç bölgelerde yer alan tümör dokusunda daha büyük bir elektrik alan şiddeti değeri gözlenmektedir.

- 915 MHz frekans değerinde bir periyot için gözlenen en büyük elektrik alan değerlerinin 2450 MHz için gözlenen değerlerden büyük olduğu belirlenmiştir.
- İncelenen farklı senaryolar için kemik dokusunda en az güç absorbe edildiği belirlenmiştir. Bu durumun ortaya çıkmasunda kemik dokusunun nisbeten antenden uzak oluşu ile diğer dokulara nazaran oldukça düşük iletkenlik sabitine ve dielektrik katsayısına sahip oluşu rol oynamaktadır.
- Antenin bulunduğu kesitten uzaklaşıldığı takdirde elektrik alan şiddeti değerlerinin yanal yönlerde azaldığı belirlenmiştir. Alan değerlerindeki zayıflama oranı, tümör dokusunda diğer dokulara nazaran daha fazla gerçekleşmektedir.
- Simüle edilen durumlar arasında tümör için en yüksek alan değeri, aralarında faz farkı bulunan kaynak ile beslenen üç anten kullanıldığı durumda, $f = 915$ MHz frekans değerinde elde edilmiştir. Ancak tümörde elde edilen alan şiddeti değerinin kas dokusundaki değere oranının en büyük olduğu durum bir antenin kullanıldığı $f = 915$ MHz frekans değerinde olduğu belirlenmiştir.
- 2450 MHz frekans değerinde elektrik alan şiddeti değerlerinin kas dokusunda diğer dokularda olduğundan daha büyük belirlenmiştir.
- Kullanılan parametre, benzetim yöntemi, geometrik yapı ve diğer etmenler çerçevesinde 2450 MHz frekans değeri optimum bir çözüm olmamaktadır. Tümör dokusuna, diğer dokulardan daha fazla enerji aktarılması gerektiğinden dolayı 915 MHz frekans değerinin daha iyi bir ısıtma etkisi sağlayabildiği söylenebilir. 915 MHz değerinde dokular tarafından daha fazla enerji soğurulmaktadır ve iç bölgelerde 2450 MHz değerine nazaran daha büyük alan şiddeti oluşmaktadır. 915 MHz de bir antenli ve aralarında faz farkı bulunan üç antenli senaryonun en iyi sonucu sağladığı söylenebilir.
- 915 MHz ve 2450 MHz frekans değerleri için her biri farklı kaynaklar ile beslenen anten sayısının artması ile daha iyi bir ısıtma gerçekleşmektedir.
- En şiddetli elektrik alan değeri kullanılan antenlerin yakın civarında gerçekleşmektedir.

KAYNAKLAR

[1] **Afuwape, S. A., and Bruley, D. F.,** Coupling of EM Microwave Energy Deposition with Distributed Perfusion for Therapeutic Thermal Distribution, *ASME Wint. Ann. Meet. Americ. Soc. Mech. Eng., HTD-Vol. 126, BED-Vol. 12, Dec. 10-15, 1989, pp. 67-74.*

[2] **Becerra, C., and Rebollar, J.,** Electric Field Distributions of Waveguide Arrays for Local Tumor Hyperthermia, *J. of Microwave Power and Electromagnetic Energy, Vol. 23, No. 4, 1988, pp. 247-254.*

[3] **Camart, J. C., Fabre, J. J., Prevost, Pribetich, J., and Chive, M.,** Coaxial Antenna Array for 915 MHz Interstitial Hyperthermia: Design and Modelization – Power Deposition and Heating Pattern – Phased Array, *IEEE Trans. on Microwave Theo. and Tech., Vol. 40, No. 12, December, 1992, pp. 2243-2250.*

[4] **Cherry, P. C., and Iskander, M. F.,** FDTD Analysis of Power Deposition of and Array of Interstitial Antennas for Use in Microwave Hyperthermia *IEEE Trans. on Microwave Theo. And Tech., Vol. 40, No. 8, August 1992, pp.1692-1700.*

[5] **Cheng, D. K.,** Field and Wave Electromagnetics, *Addison-Wesley Publishig Comp., 1983.*

[6] **Clegg, S. T., and Roemer, R. B.,** Predictions of Three – Dimensional Temperature Distributions During Hyperthermia Experiments, *ASME Wint. Ann. Meet. Americ. Soc. Mech. Eng., Dec. 1989, pp. 37-43.*

[7] **Dunn, D., Rappaport, C. M., and Terzuoli, A. J.,** FDTD Verification of Deep-Set Brain Tumor Hyperthermia Using a Spherical Microwave Source Distribution, *IEEE Trans. on Microwave Theo. and Tech., Vol. 44, No. 10, Oct. 1996, pp. 1769-1777.*

[8] **Gentili, G. B., Leoncini, M., and Vivoli, M.,** FDTD Analysis of SAR Distribution Produced by Interstitial Hyperthermic Applicators, *J. of*

Microwave Power and Electromagnetic Energy, Vol. 29, No. 2, 1994, pp. 109-118.

[9] **Griffiths, D. J.,** Introduction to Electrodynamics, *Prentice-Hall Inc., 1991.*

[10] **Hahn, M. G.,** Hyperthermia for the Engineer: A Short Biological Primer, *IEEE Trans. on Biomedical Eng., Vol. BME-31, No. 1, Jan. 1984, pp. 3-8.*

[11] **Joines, W. T.,** Frequency - Dependent Absorption of Electromagnetic Energy in Biological Tissue, *IEEE Trans. on Biomedical Eng., Vol. BME–31, No. 1, Jan., 1984, pp. 17-20.*

[12] **Mandal, S., Sundararajan, T. and Ghoshdastidar, P. S.,** A Coupled Analysis of Thermal and Electromagnetic Phenomena During Hyperthermia in Biological Tissues, *ASME Wint. Ann. Meet. Americ. Soc. Mech. Eng., HTD-Vol. 126, BED-Vol. 12, Dec. 10-15, 1989, pp. 59-66.*

[13] **Nuh, M., Jazidie, A., Kuswadi, S.,** Hyperthermia Apparatus Development for Superficial Cancer Therapy Protocol, *Grad. Team. Res. Grant Batch IV, 1999.*

[14] **Oleson, J., Samulski, T., Clegg S., Das, S., and Grant W.,** Heating Rate Modelling and Measurements in phantom and in Vivo of the Human Upper Extremity in a Defective 2450 MHz Microwave Oven, *J. of Microwave Power and Electromagnetic Energy, Vol. 29, No. 2, 1994, pp. 101-108.*

[15] **Sadiku, M. N. O.,** Numerical Techniques in Electromagnetics, *CRC Press, 1992.*

[16] **Saito, K., Hayashi, Y., Yoshimura ,H., and Ito, K.,** Heating Characteristics of Array Applicator Composed of Two Coaxial-Slot Antennas for Microwave Coagulation Therapy, *IEEE Trans. on Microwave Theo. and Tech., Vol. 48, No. 11, Nov 2000, pp.1800-1804.*

[17] **Shaw, J. A., Durney, C. H., and Christensen, D. A.,** Computer-Aided Design of Two-Dimensional Electric-Type Hyperthermia Applicators Using the Finite-Difference Time-Domain Method, *IEEE Trans. on Biomedical Eng., Vol. 38, No. 9, Sept. 1991, pp. 861-870.*

[18] **Song, C.W., Lokshina, A., Rhee, J. G., Patten, M., and Levitt, S. H.,** Implication of Blood Flow in Hyperthermic Treatment of Tumors, *IEEE Trans. on Biomedical Eng., Vol. BME-31, No.1, Jan., 1984, pp. 9-16.*

[19] **Thuery, J.,** Microwaves: Industrial, Scientific, and Medical Applications, *Edited by Edward H. Grant King's Coolege London, 1992.*

[20] **Tianquan, D., Zheng, L., and Wei, R.,** Theoretical Analysis of H-Horn Annular Phased Array System for Heating Deep-Seated Tumors, *J.of Microwave Power and Electromagnetic Energy, Vol. 26, No. 2, 1991, pp. 100-106.*

[21] **Van Den Berg, P. M., De Hoop, A. T., Segal A., and Praagman, N.,** A Computational Model of Biological Tissue with Application to Hyperthermic Cancer Therapy, *IEEE Trans. on Biomedical Eng., Vol. BME-30, No. 12, Dec. 1983, pp.797-805.*

[22] **Wagter, C. D.,** Computer Simulation for Local Temperature Control During Microwave-Induced Hyperthermia, *J.of Microwave Power 1985, pp, 31-37.*

[23] ***Sevgi, L.,*** Elektromagnetik Problemler ve Sayısal Yöntemler, *Birsen Yayınevi, İstanbul, 1999.*

[24] **İnce, S.,** FDTD Yöntemiyle İnsan Kafası Modelinde Elektromagnetik Etkilerin Belirlenmesi, *Yüksek Lisans Tezi, İ.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2001.*

ÖZGEÇMİŞ

Serap Çekli 9 Haziran 1978 tarihinde Bremen – Almanya' da doğmuştur. 1989 yılında 50. Yıl Ahmet Merter İlkokulu' nu, 1995 yılında Bahçelievler Kemal Hasoğlu Lisesi' ni bitirmiştir. 1996 yılında İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektronik Mühendisliği Bölümü' nde yüksek öğrenimine başlamıştır. 2000 yılında aynı bölümden mezun olduktan sonra 2001 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Anabilim Dalı Biyomedikal Mühendisliği programında yüksek lisans öğrenimine başlamıştır. 2001 yılında İstanbul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik – Elektronik Mühendisliği Bölümün'de araştırma görevlisi olarak görev yapmaya başlamıştır, halen buradaki görevine devam etmektedir.