

**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**CANLI-ELEKTROMAGNETİK ALAN
ETKİLEŞİMİ BENZETİM YÖNTEMLERİ**

DOKTORA TEZİ

Ertuğrul SUNAN

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

**ARALIK 2014
SAMSUN**



**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**CANLI-ELEKTROMAGNETİK ALAN
ETKİLEŞİMİ BENZETİM YÖNTEMLERİ**

DOKTORA TEZİ

**Ertuğrul SUNAN
07210537**

Tezin Savuma Tarihi : 17 Aralık 2014

**Tez Danışmanı : Prof. Dr. Güven ÖNBİLGİN
İkinci Danışman : Yrd.Doç.Dr. Ayşegül AKAR**

**Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında
Ertuğrul Sunan Tarafından Hazırlanan**

**CANLI-ELEKTROMAGNETİK ALAN
ETKİLEŞİMİ BENZETİM YÖNTEMLERİ**

**başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 17/12/2014 tarihinde
yapılan sınav ile DOKTORA tezi olarak kabul edilmiştir.**

Başkan : Prof. Dr. Güven ÖNBİLGİN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Okan ÖZGÖNENEL
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Doç. Dr. SELÇUK ÇÖMLEKÇİ
Süleyman Demirel Üniversitesi

Yrd.Doç. Dr. Hatice SEZGİN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Yrd.Doç. Dr. Muammer ÖZDEMİR
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

...../...../2015

Prof. Dr. Hüseyin DEMİR
Enstitü Müdürü

Aileme,

ÖNSÖZ

Bu tez çalışması sırasında bana destek olan aileme teşekkür ederim. Desteklerini eksik etmeyen hocalarım Prof.Dr. Güven Önbilgin, Prof.Dr. Okan Özgönel, Doç.Dr. Selçuk Çömlekçi, Yrd.Doç.Dr. Muammer Özdemir, Yrd.Doç.Dr. Hatice Sezgin ve Yrd.Doç.Dr. Serap Karagöl'e teşekkür ederim. Dostlukları için Yrd.Doç.Dr. Gaye Yeşim Taflan'a, Öğr.Gör. Yücel Yaşar Büyüklü'ye, Arş.Gör. Cengiz Tepe'ye, Arş.Gör. Sercan Karaca'ya ve Arş.Gör. Seda Üstün Ercan'a teşekkür ederim.

Aralık 2014

Ertuğrul Sunan
Elektrik-Elektronik Mühendisi

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xiii
KISALTMALAR.....	xvii
CANLI-ELEKTROMAGNETİK ALAN ETKİLEŞİMİ BENZETİM YÖNTEMLERİ.....	xix
ÖZET.....	xix
LIVING SYSTEMS-ELECTROMAGNETIC FIELD INTERACTION SIMULATION METHODS.....	xxi
ABSTRACT.....	xxi
1. GİRİŞ.....	1
2. ELEKTROMAGNETİK ALANLAR.....	3
2.1. Magnetik Alan.....	4
2.2. Maxwell Eşitlikleri.....	5
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	7
3.1. Sayısal Hesaplama Yöntemleri.....	7
3.2. Sonlu Farklar Yöntemi.....	7
3.3. Zamanda Sonlu Farklar Yöntemi.....	9
3.4. FDTD ve Kararlılık.....	12
4. FD VE FDTD BENZETİMLERİ.....	13
4.1. Bir Boyutlu Benzetimler.....	13
4.1.1 EM Dalga Kaynaklarının Uygulanması.....	14
4.1.2. Boş uzayda gauss darbesinin ilerlemesi.....	19
4.1.3. Yansıtıcı Sınır Şartları.....	22
4.1.4. Soğurucu Sınır Şartları.....	26
4.1.4.1. Mur Birinci Derece Sınır Şartı.....	27
4.1.4.2. Periyodik Sınır Şartı.....	30
4.1.4.3. Toplam Alan Saçılan Alan Sınır Şartı.....	31
4.2. EM Dalganın Bir Dielektrik Katmana Çarpması.....	33
4.3. EM Dalganın İki Dielektrik Katmana Çarpması.....	38
4.4. EM Dalganın Kayıplı Ortama Çarpması.....	40
4.5. Farklı Frekanslar İçin Frekans Tepkisi ve Faz Grafikleri.....	42
4.6. İki Boyutlu Benzetimler.....	49
4.6.1. Sonlu Farklar Yöntemi Benzetimleri.....	49
4.6.2. Sınırlarda Farklı Potansiyel Değerleri Olan Bir Hesap Uzayındaki Potansiyel Alan Dağılımı.....	50
4.6.3. İki Paralel Plaka Arasındaki Potansiyel ve Elektrik Alan Dağılımı.....	52

4.6.4. Statik Elektrik Alan İçerisindeki Dikdörtgen ve Daire Şeklindeki İki Dielektriğin İçinde ve Dışında Oluşan Potansiyel ve Elektrik Alanların Benzetimi.....	54
4.6.5. Durgun Elektrik Alan İçindeki Çok Katmanlı Dielektrik Cisimdeki Potansiyel ve Elektrik Alan Dağılımları.....	60
4.6.6. Basit İnsan Modeli İçin Benzetim.....	62
4.7. Zamanda Sonlu Farklar Benzetimleri.....	65
4.7.1 Boşlukta Gauss Darbesinin İlerlemesi Ve Soğurucu Sınır Şartının Uygulanması.....	66
4.7.2. Dielektriğe Çarpan Tek Ve İki Kaynaklı Benzetimler.....	68
4.7.3. Bir Ve İki Dielektrik Katmana Çarpan Dalga Benzetimleri.....	71
4.8. Düzlem Dalga Benzetimi.....	76
4.8.1. Dielektriğe Çarpan Düzlem Dalga Benzetimi.....	77
4.8.2. Çok Katmanlı Dielektriğe Çarpan Düzlem Dalga Benzetimi.....	80
5. SAR VE HESAPLAMA YÖNTEMLERİ.....	83
5.1. Özgül Soğurulma(SA)	83
5.2. Özgül Soğurulma Oranı(SAR).....	83
5.3. Bir Boyutlu SAR Benzetimleri.....	86
5.3.1. Bir Boyutta Çok Katmanlı Dokular İçin Benzetim.....	99
5.3.2. İki Kaynaklı Benzetim.....	109
5.4. İki Boyutlu SAR Benzetimleri.....	112
5.4.1. Durgun Elektrik Alan Benzetimleri.....	112
5.4.2. Düzlem Dalga SAR Benzetimleri.....	120
5.5. MR Görüntüleri Kullanılarak Canlı Dokularında SAR hesaplanması..	123
5.5.1. K-Means Kümeleme Algoritması.....	123
5.5.2. MR Görüntülerinin K-Means Algoritması İle Dokulara Ayrılması	124
5.6. MR Görüntüleri Kullanılarak SAR Hesabının Yapılması.....	129
5.7. Comsol Multiphysics Yazılımı Kullanılarak Üç Boyutlu SAR Benzetimi.....	138
5.8. 3D Slicer Yazılımı Kullanılarak MR Görüntülerinin Birleştirilmesi ve Üç Boyutlu Model Oluşturulması.....	141
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	145
KAYNAKLAR.....	151
ÖZGEÇMİŞ.....	157

ÇİZELGELER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 4.1. FDTD program yapısı.....	14
Çizelge 4.2. Elektrik alan ve magnetik alanın güncelleme ifadeleri.....	20
Çizelge 5.1. Tek katmanlı doku için hesaplanan SAR değerleri.....	86
Çizelge 5.2. SAR ve kaynak mesafeleri tablosu.....	89
Çizelge 5.3. SAR ve doku kalınlığı tablosu.....	91
Çizelge 5.4. 10 cm, 20 cm ve 30 cm doku kalınlıkları için hücre sayısı ve konum ortalamalı SAR değerleri.....	93
Çizelge 5.5. Zaman adımı sayısı ile zaman ortalamalı SAR değerleri.....	96
Çizelge 5.6. 10 MHz ve 900 MHz'de hesaplanan SAR değerleri.....	99
Çizelge 5.7. 500 MHz'de çok katmanlı yapı için hesaplanan SAR değerleri....	100
Çizelge 5.8. Deri, yağ, kas ve kemik dokularının parametreleri.....	101
Çizelge 5.9. Farklı doku kalınlıkları için hesaplanan SAR değerleri.....	102
Çizelge 5.10. 10 MHz'de deri, yağ, kas ve kemik dokularının parametreleri....	102
Çizelge 5.11. 900 MHz için deri, yağ, kas ve kemik dokularının parametreleri	106
Çizelge 5.12. 10 MHz için SAR değerleri.....	130
Çizelge 5.13. 500 MHz için SAR değerleri.....	133
Çizelge 5.14. 500 MHz için SAR değerleri.....	136
Çizelge 5.15. 900 MHz için SAR değerleri.....	137

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 4.1. Gauss darbesi.....	15
Şekil 4.2. Sinüs sinyali.....	15
Şekil 4.3. Modülasyonlu Gauss darbesi.....	16
Şekil 4.4. Sert kaynağın etkisi.....	17
Şekil 4.4.(Devam) Sert kaynağın etkisi.....	18
Şekil 4.5. Yumuşak kaynağın etkisi.....	18
Şekil 4.5.(Devam) Yumuşak kaynağın etkisi.....	19
Şekil 4.6. Boş uzayda ilerleyen Gauss darbesi.....	21
Şekil 4.6.(Devam) Boş uzayda ilerleyen Gauss darbesi.....	22
Şekil 4.7. PEC sınır şartı.....	24
Şekil 4.8. PMC sınır şartı.....	26
Şekil 4.9. Basit sınır şartı.....	28
Şekil 4.9.(Devam) Basit sınır şartı.....	29
Şekil 4.10. Periyodik sınır şartı.....	30
Şekil 4.10.(Devam) Periyodik sınır şartı.....	31
Şekil 4.11. TFSF sınır şartı.....	32
Şekil 4.11.(Devam) TFSF sınır şartı.....	33
Şekil 4.12. Dielektriğe çarpan dalganın benzetimi.....	34
Şekil 4.12.(Devam) Dielektriğe çarpan dalganın benzetimi.....	35
Şekil 4.13. Tek katman sinüs kaynağı grafiği.....	37
Şekil 4.14. İki dielektrikten oluşan katmana çarpan EM dalganın Benzetimi.....	38
Şekil 4.14.(Devam) İki dielektrikten oluşan katmana çarpan EM dalganın Benzetimi.....	39
Şekil 4.15. Kayıplı ortamda Gauss darbesinin ilerlemesi.....	41
Şekil 4.15.(Devam) Kayıplı ortamda Gauss darbesinin ilerlemesi.....	41
Şekil 4.16. T=100 için zaman,frekans ve faz grafikleri.....	43
Şekil 4.16.(Devam) T=100 için zaman,frekans ve faz grafikleri.....	44
Şekil 4.17. T=200 için zaman,frekans ve faz grafikleri.....	44
Şekil 4.17.(Devam) T=200 için zaman,frekans ve faz grafikleri.....	45
Şekil 4.18. T=400 için zaman,frekans ve faz grafikleri.....	46
Şekil 4.18.(Devam) T=400 için zaman,frekans ve faz grafikleri.....	47
Şekil 4.19. Kayıpsız ortamda farklı frekanslar için Fourier genliği(zarf) Grafikleri.....	48
Şekil 4.20. Doğru çalışmayan sınır şartının zarfa etkisi.....	48
Şekil 4.21. Potansiyel alan dağılımı grafiği.....	50
Şekil 4.22. Üç boyutlu potansiyel alan grafiği.....	51
Şekil 4.23. Elektrik alan akı çizgileri ve eşpotansiyel çizgileri.....	51
Şekil 4.24. İki paralel plakanın oluşturduğu potansiyel alan.....	52
Şekil 4.25. İki paralel plakanın oluşturduğu elektrik alan çizgileri.....	53

Şekil 4.26. Paralel plakanın oluşturduğu potansiyel alanın üç boyutlu Grafiği.....	53
Şekil 4.27. Durgun elektrik alan için 3 boyutlu potansiyel alan grafiği ve elektrik alan çizgileri ile eşpotansiyel çizgileri grafikleri.....	54
Şekil 4.27.(Devam) Durgun elektrik alan için 3 boyutlu potansiyel alan grafiği ve elektrik alan çizgileri ile eşpotansiyel çizgileri grafikleri.....	55
Şekil 4.28. Potansiyel alanın 3 boyutlu grafiği.....	56
Şekil 4.29. Eşpotansiyel çizgileri ve potansiyel alan dağılımı grafikleri.....	56
Şekil 4.29.(Devam) Eşpotansiyel çizgileri ve potansiyel alan dağılımı grafikleri.....	57
Şekil 4.30. Elektrik alan çizgileri ve elektrik alan akış çizgileri grafikleri.....	67
Şekil 4.31. Daire için potansiyel alanın 3 boyutlu grafiği.....	58
Şekil 4.32. Daire için eş potansiyel çizgileri ve potansiyel alan dağılımı.....	59
Şekil 4.33. Daire için elektrik alan çizgileri ve elektrik alan akış grafikleri.....	60
Şekil 4.34. Çok katmanlı yapı için üç boyutlu potansiyel alan grafiği.....	61
Şekil 4.35. Çok katmanlı yapı için elektrik alan çizgileri ve potansiyel alan Dağılımı.....	62
Şekil 4.36. Basit insan modeli.....	63
Şekil 4.37. İnsan modeli için eşpotansiyel çizgileri ve potansiyel alan Dağılımı.....	63
Şekil 4.37.(Devam) İnsan modeli için eşpotansiyel çizgileri ve potansiyel alan Dağılımı.....	64
Şekil 4.38. İnsan modeli için elektrik alan çizgileri ve elektrik alan akış Grafiği.....	64
Şekil 4.38.(Devam) İnsan modeli için elektrik alan çizgileri ve elektrik alan akış grafiği.....	65
Şekil 4.39. Boşlukta iki boyutlu Gauss darbesinin ilerlemesi.....	66
Şekil 4.39.(Devam) Boşlukta iki boyutlu Gauss darbesinin ilerlemesi.....	67
Şekil 4.39.(Devam) Boşlukta iki boyutlu Gauss darbesinin ilerlemesi.....	68
Şekil 4.40. Dielektriğe çarpan tek kaynaklı benzetim.....	69
Şekil 4.40.(Devam) Dielektriğe çarpan tek kaynaklı benzetim.....	70
Şekil 4.41. Dielektriğe çarpan iki kaynaklı benzetim.....	70
Şekil 4.41.(Devam) Dielektriğe çarpan iki kaynaklı benzetim.....	71
Şekil 4.42. İki boyutta tek katmanlı dielektriğe çarpan dalga benzetimi.....	72
Şekil 4.42.(Devam) İki boyutta tek katmanlı dielektriğe çarpan dalga Benzetimi.....	73
Şekil 4.43. İki boyutta iki katmanlı dielektriğe çarpan dalga benzetimi.....	74
Şekil 4.43.(Devam) İki boyutta iki katmanlı dielektriğe çarpan dalga Benzetimi.....	75
Şekil 4.44. Düzlem dalganın ilerlemesi.....	76
Şekil 4.44.(Devam) Düzlem dalganın ilerlemesi.....	77
Şekil 4.45. Dielektrik daireye çarpan düzlem dalga.....	78
Şekil 4.45.(Devam) Dielektrik daireye çarpan düzlem dalga.....	79
Şekil 4.46. Çok katmanlı dielektriğe çarpan dalga.....	80
Şekil 4.46.(Devam) Çok katmanlı dielektriğe çarpan dalga.....	81
Şekil 5.1. a) elektrik alan zaman grafiği b) anlık SAR grafiği c) zaman ortalamalı SAR grafiği.....	87

Şekil 5.2. SAR-Zaman grafiği.....	87
Şekil 5.3. 500 MHz için SAR _{tepe} Grafiği.....	88
Şekil 5.4. SAR-kaynak mesafesi değişim grafiği.....	89
Şekil 5.5. 10 cm ve 20 cm kaynak mesafesi için SAR grafikleri.....	90
Şekil 5.6. SAR-doku kalınlığı değişim grafiği.....	91
Şekil 5.7. 10 cm doku kalınlığı için SAR grafiği.....	92
Şekil 5.8. 20 cm doku kalınlığı için SAR grafiği.....	92
Şekil 5.9. 30 cm doku kalınlığı için SAR grafiği.....	93
Şekil 5.10. T=1000 için a) Elektrik alan b) anlık SAR c) Zamanortalamalı SAR.....	94
Şekil 5.11. T=3000 için a) Elektrik alan b) anlık SAR c) zaman ortalamalı SAR.....	94
Şekil 5.12. Tekrar sayısı ile zaman ortalamalı SAR grafiği.....	95
Şekil 5.13. 10 Mhz için a) elektrik alan b) anlık SAR c) zaman ortalamalı SAR.....	97
Şekil 5.14. 900 Mhz için a) elektrik alan b) anlık SAR c) zaman ortalamalı SAR.....	97
Şekil 5.15. 10 MHz sinüs kaynak için SAR _{tepe} Grafiği.....	98
Şekil 5.16. 900 MHz sinüs kaynak için SAR _{tepe} Grafiği.....	99
Şekil 5.17. 500 MHz'de 4 katmanlı yapıda SAR değerleri a) elektrik alan b) anlık SAR c) zaman ortalamalı SAR.....	100
Şekil 5.18. 500 MHz'de doku kalınlıkları değiştirilince hesaplanan SAR Grafikleri.....	101
Şekil 5.19. 10 MHz için çok katmanlı yapı benzetim sonuçları.....	103
Şekil 5.19.(Devam) 10 MHz için çok katmanlı yapı benzetim sonuçları.....	104
Şekil 5.19.(Devam) 10 MHz için çok katmanlı yapı benzetim sonuçları.....	105
Şekil 5.20. 900 MHz için çok katmanlı yapı benzetim sonuçları.....	107
Şekil 5.20.(Devam) 900 MHz için çok katmanlı yapı benzetim sonuçları.....	108
Şekil 5.20.(Devam) 900 MHz için çok katmanlı yapı benzetim sonuçları.....	109
Şekil 5.21. İki kaynak varken hesaplanan SAR grafiği.....	110
Şekil 5.21.(Devam) İki kaynak varken hesaplanan SAR grafiği.....	111
Şekil 5.22. Dikey bir alan içindeki dairenin içinde ve dışındaki oluşan elektrik alan çizgileri.....	113
Şekil 5.23. Dik gelen alan içinde dairenin içindeki ve dışındaki alan Dağılımı.....	114
Şekil 5.24. Dik gelen alanda daire içindeki SAR grafiği.....	114
Şekil 5.25. Yatay elektrik alan içindeki daire için alan çizgileri.....	115
Şekil 5.26. Yatay elektrik alan içindeki daire için elektrik alan dağılımı.....	116
Şekil 5.27. Yatay elektrik alan içindeki daire için SAR değerleri.....	116
Şekil 5.28. Dikey bir dikdörtgen içindeki SAR değerleri.....	117
Şekil 5.29. Yatay bir dikdörtgen içindeki SAR değerleri.....	118
Şekil 5.30. Çokgen yapı için SAR dağılımı.....	118
Şekil 5.31. Basit insan modeli için SAR dağılımı.....	119
Şekil 5.32. Çok katmanlı yapı için SAR dağılımı.....	120
Şekil 5.33. Düzlem dalgaının daire içinde oluşturduğu SAR dağılımı.....	121
Şekil 5.34. 10 MHz için SAR dağılımı.....	122

Şekil 5.35. 900 MHz için SAR dağılımı.....	122
Şekil 5.36. Asıl MR resmi.....	125
Şekil 5.37. MR görüntüsünün n=4 kümeye ayrılmış hali.....	125
Şekil 5.37.(Devam) MR görüntüsünün n=4 kümeye ayrılmış hali.....	126
Şekil 5.38. MR görüntüsünün n=10 kümeye ayrılmış hali.....	126
Şekil 5.38.(Devam) MR görüntüsünün n=10 kümeye ayrılmış hali.....	127
Şekil 5.39. MR görüntüsünün ayrıldığı 4 farklı alan.....	128
Şekil 5.39.(Devam) MR görüntüsünün ayrıldığı 4 farklı alan.....	129
Şekil 5.40. SAR hesabı için kullanılan MR görüntüsü.....	130
Şekil 5.41. 10000 zaman anı için anlık SAR grafiği.....	131
Şekil 5.42. 5000 ve 10000 zaman anları için toplam SAR grafikleri.....	132
Şekil 5.43. 500 MHz için anlık SAR grafikleri.....	134
Şekil 5.44. 500 MHz için toplam SAR grafikleri.....	135
Şekil 5.45. 900 MHz için anlık SAR grafikleri.....	136
Şekil 5.45.(Devam) 900 MHz için anlık SAR grafikleri.....	137
Şekil 5.46. Üç boyutlu insan modeli ve yakınlştırılan başı.....	138
Şekil 5.46.(Devam) Üç boyutlu insan modeli ve yakınlştırılan başı.....	139
Şekil 5.47. Üç boyutlu insan modeli ve hesap uzayı sınırları	140
Şekil 5.48. Üç boyutlu modelin gözelere ayrılmış hali.....	140
Şekil 5.49. Üç boyutlu insan modelinde oluşan SAR dağılımı.....	141
Şekil 5.50. 3DSlicer yazılımında iki boyutlu tıbbi görüntülerin görüntülenmesi ve oluşturulan üç boyutlu model görüntüsü.....	142
Şekil 5.51. 3D Slicer yazılımı ile oluşturulan üç boyutlu modelin bölütlere Ayrılması.....	143

KISALTMALAR

CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
E	: Elektrik alan
EM	: Elektromagnetik
FD	: Sonlu Farklar
FDTD	: Zamanda sonlu farklar
MR	: Magnetik rezonans
PEC	: Mükemmel elektrik iletken
PMC	: Mükemmel magnetik iletken
SA	: Özgöl soğurulma
SAR	: Özgöl soğurulma oranı
TFSF	: Toplam alan saçılan alan

CANLI-ELEKTROMAGNETİK ALAN ETKİLEŞİMİ BENZETİM YÖNTEMLERİ

ÖZET

Günümüzde cep telefonlarının yaşamımıza girmesiyle daha fazla elektromagnetik dalgaya maruz kalmaktayız. Bu nedenlerle elektromagnetik dalgaların canlılar üzerine etkisini araştıran çalışmaların sayısı artmıştır. Ancak biyolojik süreçlerin karmaşıklığı etkilerin gözlemi için büyük bir zorluktur. Elektromagnetik radyasyonun belirli değerleri aşmaması için standartlar geliştirilmiştir. Elektromagnetik(EM) dalgaların etkilerini gösteren büyüklüklerden biri de Özgül Soğurma Oranı(SAR)'dır. Özgül Soğurma Oranı vücut dokuları tarafından soğurulan elektromagnetik enerjinin soğurulma hızı veya birim doku tarafından soğurulan elektromagnetik güç miktarıdır. Bu enerji dokularda ısı artışına neden olur ve SAR esasen ısı artışı ile ilgili bir büyüklüktür. SAR hesapları ısı değişim hızı, elektrik alan ve akım yoğunluğu kullanılarak üç farklı şekilde yapılmaktadır.

Bu çalışmada elektrik alan şiddeti kullanılarak SAR hesabı gözönüne alınmıştır. SAR ölçümü için kesin ve güvenilir standartlar bulunamamıştır. Etik nedenlerle çalışmalar canlı insan vücudu üzerinde yapılamamaktadır. SAR hesabı içinde analitik yöntemlerin kullanımı oldukça karmaşık ve zordur. Bu nedenle sayısal yöntemler tercih edilmektedir.

Bu tez, SAR değerlerini Zamanda Sonlu Farklar yöntemini kullanarak hesaplamaktadır. FDTD yöntemi, Maxwell denklemlerindeki kısmi türev operatörlerinin sonlu farklar kullanılarak zamanda ve konumda ayrıklaştırılmasına dayanır. Bu çalışmada FDTD yöntemi kullanılarak elektromagnetik dalgaların yayılmasının benzetimleri yapılmıştır.

Canlı dokuların benzetimi için MR(Magnetik rezonans) görüntüleri kullanılmıştır. Bu görüntülerin bölütlenmesi ve kümelenmesi için K-means kümeleme algoritması kullanılmıştır. Bunun ardında yatan kavram, tıbbi alanda sadece görsel tanı amaçlı olarak kullanılmış olan bölütleme yöntemlerinin FDTD yöntemiyle en azından nitel olarak istenen bilgiyi sağlama amacıyla kullanılmasıdır.

Elde edilen 2-B SAR dağılımlarının 2-B'den 3-B ye aktarılması sorununun çözümü de önerilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Özgül Soğurma Oranı; Zamanda Sonlu Farklar Yöntemi; Sayısal Hesaplama; K-means Kümeleme.

LIVING SYSTEMS-ELECTROMAGNETIC FIELD INTERACTION SIMULATION METHODS

ABSTRACT

The wider usage of mobile phone usage in recent years has dramatically increased our exposure to electromagnetic waves. Therefore, there has been an increase in the number of works on how electromagnetic waves affect living systems. Since biological processes are complicated, it is difficult to observe these effects. Standards have been developed for limiting exposure to electromagnetic waves. One of the measures that defines the effect of electromagnetic wave is specific absorption rate(SAR). Specific absorption rate is a measure of the rate of electromagnetic energy absorbed by body tissues or electromagnetic power absorbed by unit tissue. This energy results in heat rise in tissues, and SAR is a parameter essentially related to heat rise. The SAR is calculated in three different ways such as the use of either rate of heat change, electromagnetic field and current density.

In this thesis, the SAR computation through the use of electromagnetic field strength is adopted. Reliable or certain standards can not be found for SAR measurement. The research can not be studied experimentally on human body for ethical reasons. Since calculating SAR with analytical methods is very difficult, numerical methods are preferred.

This thesis proposes a method to compute SAR values using finite difference time domain method. FDTD method, relies on the discretization the partial differential Maxwell equations in space and time using the finite difference approach. FDTD method is used to simulate electromagnetic wave propagation.

MR(Magnetic Resonance) images used for live tissues. K-Means clustering algorithm used for segmentation and clustering these images. A 2-D approach has been employed sufficient to yield at least the qualitative assessment. The main contribution underlying is the segmentation aiming the use of FDTD method. Similar segmentation have been carried out but mainly for the purpose of medical diagnosis.

Construction of the 3-D distribution from the 2-D distribution slices have also been examined.

Anahtar Kelimeler: Specific Absorption Rate; Finite-Difference Time-Domain Method; Numerical Computation; K-Means Clustering

1. GİRİŞ

Cep telefonlarının hayatımıza girmesiyle EM dalgaların canlılar üzerine etkileriyle ilgili çalışmalar hız kazanmıştır. Bu etkilerden biri de vücutta oluşan ısı artışıdır (ısı etkileri). Bu etkinin ölçülmesi için kullanılan büyüklüklerden biri SAR'dır. SAR dokuda birim kütle tarafından soğurulan EM güç miktarıdır. SAR hesabı için dokudaki her noktada elektrik alan şiddeti (E)nin ve dokunun elektriksel özelliklerinin bilinmesi gerekir. Doku içinde, özellikle canlı dokularda elektrik alan ölçümleri yapılamaz. Ancak dış elektrik alan ölçülerek doku içindeki alan dağılımı hesaplanabilir. Canlı dokularının geometrisi düzgün olmayıp çok karmaşıktır. Bu nedenle her noktada dokunun elektriksel özelliklerinin ve alan dağılımının belirlenmesi çok zordur. Bu nedenlerle analitik çözümler neredeyse imkansızdır. Analitik çözümler yerine bazı sayısal (nümerik) yöntemler kullanılır. Bu tez çalışmasında alan dağılımının hesaplanması için sayısal yöntemlerden olan zamanda sonlu farklar yöntemi kullanılmıştır. Dokuların elektrik özelliklerinin belirtilmesi için önce doku geometrisinin ve doku türünün belirlenmesi gerekir. Dokuların modellenmesi için MR görüntüleri kullanılmıştır. Doku geometrisinin ve doku türünün belirlenmesi için MR görüntüsünün bölütlenmesi (segmentasyon) ve bu bölütlerin kümelenebilmesi gerekir. Bunun için K-Means kümeleme algoritması kullanılmıştır. Elektrik alan dağılımının hesaplanması için FDTD yöntemi kullanılmıştır. Elektrik alan şiddeti ve elektriksel özellikler kullanılarak SAR hesaplanmıştır.

2. ELEKTROMAGNETİK ALANLAR

Yapılan gözlem ve deneyler sonucunda artı(pozitif) ve eksi(negatif) olarak adlandırılan iki tür elektrik yükü olduğu gözlenmiştir. Elektrik yüklerinin etkileri gözlenmekle birlikte gerçekte ne oldukları ve neden oluştukları tam olarak bilinmemektedir. Yapılan gözlemler aynı yüklerin birbirini ittiğini, zıt yüklerin ise birbirini çektiğini göstermektedir. Yine gözlemler yükün korunumlu olduğunu göstermiştir. Yani bir cisim diğerine sürtündüğünde bu süreçte yük oluşmaz. Elektriklenme, yükün bir cisimden ötekine geçmesiyle meydana gelir. Kapalı bir bölgedeki net yük aynı kalır. Bir süreçte yüklü parçacıklar oluşturulursa, bu yükler her zaman zıt işaretli eşit büyüklükte çiftler olarak ortaya çıkarlar. Elektrik yükleri her zaman bir temel e yük biriminin tam katları halinde bulunur. Buna göre bir q yükü, N tamsayı olmak üzere $q=N \cdot e$ şeklinde e'nin tam katı olarak bulunur. Aynı dönemde yapılan başka deneyler, elektronun yükünün -e ve protonun yükünün +e olduğunu göstermiştir. e'nin değeri yaklaşık olarak $1.60217733 \times 10^{-19}$ C bulunmuştur(Serway ve Beichner, 2000).

Elektromagnetik kuramın temel sorularından biri, i adet yükün bir Q yüküne uyguladığı kuvvetin ne kadar olduğudur. q_i yükünün Q'ya uyguladığı kuvvet diğer yüklerden bağımsızdır. Uygulanan kuvvet herbir yükün uyguladığı kuvvetin vektörel toplamına eşittir. F_i kuvveti q_i ve Q yüklerinin çarpımı ile orantılıdır. Ayrıca R_i , q_i ile Q arasındaki uzaklık olmak üzere kuvvet uzaklığın karesi ile ters orantılıdır. Buna göre;

$$\vec{F}_i = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q_i Q}{R_i^2} \vec{R}_i \quad (2.1)$$

şeklinde F_i bulunur. Bu eşitlik Coulomb kanunu olarak bilinir. Burada ϵ_0 boşluğun elektriksel geçirgenliği olup değeri $\epsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12}$ C²/(Nm²)'dir. $\vec{R}_i$ ise x,y,z'ye bağlı konum vektörüdür. Bütün yüklerin oluşturduğu toplam kuvvet ise;

$$\vec{F} = \vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \dots + \vec{F}_n = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \left(\frac{q_1 Q}{R_1^2} \vec{R}_1 + \frac{q_2 Q}{R_2^2} \vec{R}_2 + \dots + \frac{q_n Q}{R_n^2} \vec{R}_n \right)$$

$$\vec{F} = \frac{Q}{4\pi\epsilon_0} \left(\frac{q_1 \vec{R}_1}{R_1^2} + \frac{q_2 \vec{R}_2}{R_2^2} + \dots + \frac{q_n \vec{R}_n}{R_n^2} \right) \quad (2.2)$$

$$\vec{F} = Q \cdot \vec{E}$$

olur. Burada;

$$\vec{E}(x, y, z) = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \sum_{i=1}^n \frac{q_i}{R_i^2} \vec{R}_i \quad (2.3)$$

q_i yüklerinin elektrik alanıdır. Elektrik alan Q test yüküne bağlı değildir. Bu nedenle q_i yüklerinin herhangi bir P noktasındaki elektrik alanından bahsedilebilir.

Coulomb yasası eşitliğini incelediğimizde kuvvet sadece yüklerin değerine ve uzaklığa bağımlıymiş gibi görünmektedir. Ancak kuvvet, yüklerin hızına ve q_i yüklerinin ivmelerine de bağlıdır. Ayrıca q_i yüklerinin aynı anda hem konumlarını hemde hız ve ivmelerini bilemeyiz (Belirsizlik ilkesi). Elektromagnetik bilgi ışık hızı ile iletilir ve Q 'nun algıladığı, daha önceki bir zamana ait konum, hız ve ivme bilgisidir. Bu nedenle (2.1), (2.2) ve (2.3) denklemleri adına elektrostatik denilen ve yüklerin hareketsiz olduğu özel bir durum için geçerlidir. (2.3) denkleminde tanımlanan elektrik alana da durgun elektrik alan denir. Elektrik alan vektörel bir büyüklük olup, P noktasına konulan Q test yüküne etki eden elektriksel kuvvettir (Griffiths, 1991).

2.1. Magnetik Alan

Yukarıda q_i yüklerinin hareketsiz olduğu durumda oluşan F kuvveti anlatılmıştır. Hareketli elektrik yükleri ikinci bir alan oluştururlar. Bu alana magnetik alan denir. Eğer q_i yükleri hareketli ancak hızları sabit ise (ivmeleri sıfır) oluşan magnetik alan zamanla değişmez. Zamanla değişmeyen bu alana durgun magnetik alan (magnetostatik) denir. Durgun $\vec{B}$ magnetik alanı içinde $\vec{v}$ hızında ilerleyen bir yüke etki eden kuvvet alan ve hız doğrultusunun oluşturduğu düzleme diktir. Bu kuvvet vektörel çarpımla ifade edilir. Buna göre magnetik kuvvet;

$$\vec{F}_m = Q(\vec{v} \times \vec{B}) \quad (2.4)$$

şeklindedir. Hız ve magnetik alan vektörleri arasında θ açısı varsa magnetik

kuvvetin genliği;

$$F_m = Q \cdot v \cdot B \cdot \sin \theta \quad (2.5)$$

olur. Q yükü üzerine etki eden toplam kuvvet elektrik ve magnetik kuvvetin toplamıdır. Buradan;

$$\vec{F} = \vec{F}_e + \vec{F}_m = Q[\vec{E} + (\vec{v} \times \vec{B})] \quad (2.6)$$

bulunur. Bu kuvvete Lorentz kuvveti denir(Griffiths, 1991).

2.2. Maxwell Eşitlikleri

Maxwell denklemleri elektromagnetik teörin özünü oluşturan ve elektrik alan ile magnetik alan arasındaki ilişkiyi veren denklemlerdir. Bu denklemlere göre zamanla değişen bir elektrik alan magnetik alan oluşturun ve zamanla değişen bir magnetik alan elektrik alan oluşturun. Maxwell denklemleri;

$$\begin{aligned} \vec{\nabla} \cdot \vec{E} &= \frac{\rho}{\epsilon_0} \\ \vec{\nabla} \cdot \vec{B} &= 0 \\ \vec{\nabla} \times \vec{E} &= -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \\ \vec{\nabla} \times \vec{B} &= \mu_0 \sigma \vec{E} + \epsilon_0 \mu_0 \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \end{aligned} \quad (2.7)$$

şeklindedir.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Sayısal Hesaplama Yöntemleri

Elektrik ve magnetik alan hesaplamaları için Maxwell denklemleri çözülmelidir. Yani kısmi diferansiyel denklemlerin çözülmesi gerekir. Kısmi diferansiyel denklemlerin çözümü için çeşitli sayısal yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden ikisi sonlu farklar yöntemi(FD) ve zamanda sonlu farklar yöntemi(FDTD)'dir.

3.2. Sonlu Farklar Yöntemi

$f(x)$ fonksiyonunun türevi $df(x)/dx$ şeklinde gösterilir ve f fonksiyonunun x 'e göre değişim hızıdır. Geometrik olarak f fonksiyonunun x_i noktasındaki türevi fonksiyonun x_i noktasından geçen teğetin eğimidir. Matematiksel olarak türev;

$$f'(x) = \lim_{h \rightarrow 0} \frac{f(x+h) - f(x)}{h} \quad (3.1)$$

şeklinde tanımlanır. Bilgisayarda sayısal hesaplama yapılırken h değeri küçük ancak sonlu bir değer olarak alınır. h , ne kadar küçük seçilirse gerçek türev değerine o kadar yaklaşılır ancak hesap yükü artar. Türev ileri, geri ve merkezi fark olarak üç farklı şekilde bulunabilir. Bu fark ifadeleri;

$$\left\{ \begin{array}{l} x_i \rightarrow y_i \\ x_{i+h} = x_i + h \rightarrow y_{i+1} \\ x_{i-h} = x_i - h \rightarrow y_{i-1} \\ x_{i+h/2} = x_i + h/2 \rightarrow y_{i+1/2} \\ x_{i-h/2} = x_i - h/2 \rightarrow y_{i-1/2} \end{array} \right\} \Rightarrow \left\{ \begin{array}{l} \text{ileri fark} \rightarrow \Delta y_i = y_{i+1} - y_i \\ \text{geri fark} \rightarrow \nabla y_i = y_i - y_{i-1} \\ \text{merkezi fark} \rightarrow \delta y_i = y_{i+1/2} - y_{i-1/2} \end{array} \right\} \quad (3.2)$$

şeklindedir. Bu durumda birinci türev, ileri, geri ve merkezi fark için;

$$\begin{aligned} f'(x_0) &\approx \frac{f(x_0 + \Delta x) - f(x_0)}{\Delta x} && \text{İleri fark} \\ f'(x_0) &\approx \frac{f(x_0) - f(x_0 - \Delta x)}{\Delta x} && \text{Geri fark} \\ f'(x_0) &\approx \frac{f(x_0 + \Delta x) - f(x_0 - \Delta x)}{2\Delta x} && \text{Merkezi fark} \end{aligned} \quad (3.3)$$

şeklinde hesaplanır. Geometrik olarak bulunan bu sonuca Taylor seri açılımı ile de

ulaşılabilir. Matematikte, her mertebeden türevli ve $[a,b]$ aralığında sürekli bir $f(x)$ fonksiyonunun Taylor serisi;

$$f(x) = f(a) + \frac{(x-a)^1}{1!} f'(a) + \frac{(x-a)^2}{2!} f''(a) + \dots + \frac{(x-a)^n}{n!} f^{(n)}(a) + \dots = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{(x-a)^n}{n!} f^{(n)}(a) \quad (3.4)$$

şeklinde tanımlanmıştır. Burada $a=x_i+h$ için ileri fark, $a=x_i-h$ için geri fark ve her ikisi kullanılarak merkezi fark türevleri bulunabilir. Örnek olarak ileri farklar kullanılırsa iki nokta için 1. türev;

$$f(x_i+h) = y_{i+1} = y_i + h \cdot y'_i + \dots \Rightarrow y'_i \approx \frac{y_{i+1} - y_i}{h} \quad (3.5)$$

şeklinde elde edilir. Benzer şekilde üç nokta kullanarak birinci türev hesaplanabilir. y'_i 'ye ek olarak;

$$y_{i+1} = y_i + h \cdot y'_i + \frac{h^2}{2!} y''_i + \dots \quad (A) \quad (3.6)$$

$$y_{i+2} = y_i + 2h \cdot y'_i + \frac{4h^2}{2!} y''_i + \dots \quad (B)$$

noktaları kullanılır ve (4A-B) işlemi yapılırsa;

$$4y_{i+1} = y_i - y_{i+2} = 3y_i + 2h y'_i - \dots$$

$$y'_i \approx \frac{1}{2h} (-y_{i+2} + 4y_{i+1} - 3y_i) \quad (3.7)$$

birinci türev değeri bulunur. Daha çok nokta kullanılığında gerçek türev değerine daha çok yaklaşılr ancak hesap yükü artar.

Daha yüksek dereceden türevlerde hesaplanabilir. (B-2A) işlemi yapılırsa;

$$y_{i+2} - 2y_{i+1} = -y_i + h^2 y''_i + \dots$$

$$y''_i \approx \frac{1}{h^2} (y_{i+2} - 2y_{i+1} + y_i) \quad (3.8)$$

şeklinde 2. türev de hesaplanabilir. r. dereceden bir türev için (r+1) adet nokta gereklidir(Vatansever, 2006).

İki boyutta ise problem uzayı Δx ve Δy kenarlı küçük dikdörtgenlere ayrılır. Dikdörtgenlerin köşeleri düğüm noktaları olup (i,j) etiketi ile gösterilirler. Sonlu farklar ile kısmi diferansiyel denklemleri çözebilmek için sınır değerlerinin bilinmesi gerekir. Farklı sınır değerleri için sonuçlar farklı çıkar.

Örneğin sınır sıcaklıklarının sabit tutulduğu ısıtılan bir plaka içindeki ısı dağılımı hesaplanmak istensin. Başka bir ısı kaynağı olmadığında ısı dağılımı Laplace denklemi ile verilir. İki boyutta Laplace denklemi;

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} = 0 \quad (3.9)$$

şeklinde dir. Kısmi türev ifadeleri denklem (3.8) kullanılarak sonlu farklar cinsinden yazılırsa;

$$\begin{aligned} \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} &= \frac{T_{i+1,j} - 2T_{i,j} + T_{i-1,j}}{\Delta x^2} \\ \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} &= \frac{T_{i,j+1} - 2T_{i,j} + T_{i,j-1}}{\Delta y^2} \end{aligned} \quad (3.10)$$

elde edilir. Bu ifadeler yerine konulursa;

$$\frac{T_{i+1,j} - 2T_{i,j} + T_{i-1,j}}{\Delta x^2} + \frac{T_{i,j+1} - 2T_{i,j} + T_{i,j-1}}{\Delta y^2} = 0 \quad (3.11)$$

$$T_{i+1,j} + T_{i-1,j} + T_{i,j+1} + T_{i,j-1} - 4T_{i,j} = 0$$

elde edilir. (1,1) düğümü için (T_{11}) eşitlik (3.11) kullanılırsa;

$$\begin{aligned} T_{21} + T_{01} + T_{12} + T_{10} - 4T_{11} &= 0 \\ T_{21} + 75 + T_{12} + 0 - 4T_{11} &= 0 \\ -4T_{11} + T_{12} + T_{21} &= -75 \end{aligned} \quad (3.12)$$

elde edilir. Benzer şekilde diğer düğüm noktaları içinde denklemler yazılır. Bu durumda dokuz bilinmeyenli dokuz denklem elde edilir. Denklemler matris biçiminde yazılarak denklem sistemi;

$$\begin{aligned} A \cdot T &= B \\ T &= A^{-1} \cdot B, \quad T^T = [T_{11} \ T_{21} \ T_{31} \ T_{12} \ T_{22} \ T_{32} \ T_{13} \ T_{23} \ T_{33}] \end{aligned} \quad (3.13)$$

şeklinde çözülür (Chapra ve Canale, 2008).

3.3. Zamanda Sonlu Farklar Yöntemi

FDTD yöntemi, Maxwell denklemlerindeki kısmi türev operatörlerinin sonlu farklar kullanılarak zamanda ve konumda ayrıklaştırılmasına dayanır. Ele alınan problemde üç boyutlu hesap uzayının Δx , Δy , Δz kenarlı özdeş küçük dikdörtgen prizmalardan oluştuğu varsayılır. Her hücrede farklı yerlerde konuşlandırılan üç elektrik ve üç magnetik alan bileşeni ayrıca aralarında zaman farkı olacak şekilde, yinelemeli olarak (iteratif) istenen zaman süresince hesaplanır.

Zamanda sonlu farklar yöntemi(FDTD) ilk olarak 1966 yılında Kane S. Yee tarafından ortaya atıldı(Yee,1966). Yee maxwell rotasyonel denklemlerini çözmek için FDTD yöntemini kullandı. 1975'de Taflove ve Brodwin malzeme yapıları ile iki ve üç boyutlu EM etkileşiminin sinüzoidal sürekli durum FDTD çözümlerini hesapladılar aynı yıl yayınladıkları bir başka makalede FDTD yöntemi ile ilk biyoelektromagnetik modelleri kullandılar(Taflove ve Brodwin,1975a), (Taflove ve Brodwin,1975b). 1977'de Holland, 1978'de Kunz ve Lee yöntemi elektromagnetik darbe problemlerine uyguladılar(Holland,1977), (Kunz ve Lee,1978). Mur Yee ızgarası için ilk sayısal kararlı ikinci derece soğurucu sınır şartını yayınladı(Mur,1981). Taflove ve Umashankar iki ve üç boyutlu yapılar için sinüzoidal sürekli durum yakın alan, uzak alan ve radar kesit alanı hesapları için ilk FDTD elektromagnetik dalga saçılımı modellerini geliştirdiler(Umashankar ve Taflove,1982), (Taflove ve Umashankar, 1983). Choi ve Hoefer dalga kılavuzu yapılarının FDTD benzetimini yayınladılar(Choi ve Hoefer, 1986). 1988'de Sullivan ve diğerleri insan modellerinde elektromagnetik soğurulmanın hesabı için FDTD kullandılar(Sullivan ve diğ., 1988). 1989'da Spiegel ve diğerleri heterojen bir insan modelinde ölçülen SAR değerleri ile FDTD yöntemiyle hesaplanan SAR değerleri karşılaştırılmıştır(Spiegel ve diğ., 1989). 1998'de Akleman ve Sevgi insan başı ve cep telefonunun karşılıklı olarak etkilerini incelemiştir. Cep telefonunun insan başında oluşturduğu SAR değerleri FDTD yöntemiyle hesaplanırken insan başının anten ışıma paternine etkisi incelenmiştir(Akleman ve Sevgi, 1998).

Maxwell denklemleri uzayın belli bir noktasında ve anında elektrik ve magnetik alan değerlerini birbirine bağlar. Elektrik ve magnetik alan birbirlerinin zamana göre kısmi türevine ve ortam parametreleri ϵ (dielektrik sabiti), μ (magnetik geçirgenlik) ve σ (iletkenlik)'ya bağlıdır(ϵ , μ ve σ frekansla değişir bu nedenle frekansada bağlıdır). Maxwell denklemlerindeki rotasyonel ifadeleri;

$$\begin{aligned}\nabla \times \vec{E} &= -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \\ \nabla \times \vec{H} &= \sigma \vec{E} + \epsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t}\end{aligned}\tag{3.14}$$

şeklindedir. Elektrik alan için rotasyonel ifadesi;

$$\vec{\nabla} \times \vec{E} = \hat{x} \left(\frac{\partial E_z}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial z} \right) + \hat{y} \left(\frac{\partial E_x}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial x} \right) + \hat{z} \left(\frac{\partial E_y}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial y} \right)\tag{3.15}$$

şeklindedir. Görüldüğü gibi 6 adet kısmi türev ifadesi içerir. Bu ifadeler sonlu

farklar kullanılarak açılır. Örneğin elektrik alanın y bileşeni için;

$$\frac{\partial E_y(x, y, z, t)}{\partial x} \approx \frac{E_y^n(i+\frac{1}{2}, j, k) - E_y^n(i-\frac{1}{2}, j, k)}{\Delta x} \quad (3.16)$$

yazılabilir. Ayrıca zamana göre türevi;

$$\frac{\partial E_y(x, y, z, t)}{\partial t} \approx \frac{E_y^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) - E_y^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k)}{\Delta t} \quad (3.17)$$

şeklindedir. Burada n indisi zaman adımını belirtir.

E_x , E_y , E_z ve H_x , H_y , H_z 'nin konuma ve zamana göre kısmi türevleri Maxwell denklemlerinde yerine konulur ve bu bileşenler çekilir. Örneğin E_x ve H_y ;

$$E_x^{n+1}(i+\frac{1}{2}, j, k) = \left(1 - \frac{\sigma(i+\frac{1}{2}, j, k) \Delta t}{\epsilon(i+\frac{1}{2}, j, k)} \right) E_x^n(i+\frac{1}{2}, j, k) + \frac{\Delta t}{\epsilon(i+\frac{1}{2}, j, k) \Delta} \cdot \left(H_z^{n+\frac{1}{2}}(i+\frac{1}{2}, j+\frac{1}{2}, k) - H_z^{n+\frac{1}{2}}(i+\frac{1}{2}, j-\frac{1}{2}, k) + H_y^{n+\frac{1}{2}}(i+\frac{1}{2}, j, k-\frac{1}{2}) - H_y^{n+\frac{1}{2}}(i+\frac{1}{2}, j, k+\frac{1}{2}) \right) \quad (3.18)$$

$$H_x^{n+\frac{1}{2}}(i, j+\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2}) = H_x^{n-\frac{1}{2}}(i, j+\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2}) + \frac{\Delta t}{\mu(i, j+\frac{1}{2}, k+\frac{1}{2}) \Delta} \cdot \left(E_y^n(i, j+\frac{1}{2}, k+1) - E_y^n(i, j+\frac{1}{2}, k) + E_z^n(i, j, k+\frac{1}{2}) - E_z^n(i, j+1, k+\frac{1}{2}) \right) \quad (3.19)$$

şeklinde hesaplanır. Bu şekilde üç elektrik alan ve üç magnetik alan bileşeni hesaplanır. Eşitliklerde görüldüğü gibi uzayın bir noktasındaki magnetik alan bileşeni aynı noktada bir önceki kendi değerine ve diğer eksenlerdeki elektrik alan değerlerine bağlıdır. Örneğin, H_x bileşeni kendisinin zamanda önceki değeri ile komşu E_y ve E_z değerlerine bağlıdır. Benzer şekilde, E_x bileşenide zamanda önceki değeri ile komşu H_y ve H_z değerlerine bağlıdır. Bu durumda, hiçbir bileşen verildiği noktadaki diğer bileşenlere gerek duymamaktadır. Yee bu mantıktan yola çıkarak Yee hücresi denilen yerleşimi ortaya atmıştır(Yee,1966).

Her birim Yee hücresinde üç elektrik ve üç magnetik alan bileşeni bulunur. Her hücre (i,j,k) etiketi ile anılır. Bunlar sırasıyla x, y, ve z 'deki hücre indisleridir. Zamanda ve konumda ayırıklaştırma adımları Δt ve $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ 'dir. Yani herhangi bir alan bileşeni için (i,j,k)=(i Δx , j Δy , k Δz) ve $t=n \Delta t$ anlamına gelmektedir. Her ne kadar bileşenler aynı (i,j,k) etiketi ile gösterilsede bu bileşenlerin hücre içi yerleşimi farklıdır. Elektrik alanlar hücre kenarlarında, magnetik alanlar hücre

yüzeylerindedir. Elektrik ve magnetik alanlar birbirinden $\Delta t/2$ kadar farklı zamanlarda hesaplanırlar. Elektrik alan bileşenleri $t=0, \Delta t, 2\Delta t, \dots$ vb. adımlarda hesaplanırken, magnetik alanlar $t=\Delta t/2, 3\Delta t/2, 5\Delta t/2, \dots$ vb. adımlarda hesaplanır. FDTD yönteminde çözüm için matris tersi alınmasına gerek yoktur. Aynı hücrede belli bir noktada elektrik ve magnetik alanlardan söz edebilmek için konumda ve zamanda ortalama alınır. Örneğin alan bileşenlerini hücre merkezine ötelemek için iki magnetik alan bileşeni yeterlidir. Ancak elektrik alan bileşenleri için komşu dört bileşene gerek vardır. Örneğin H_x ve E_z ;

$$\begin{aligned} H_x &= \frac{1}{2} [H_x(i, j, k) + H_x(i+1, j, k)] \\ E_z &= \frac{1}{4} [E_z(i, j, k) + E_z(i+1, j, k) + E_z(i, j+1, k) + E_z(i+1, j+1, k)] \end{aligned} \quad (3.20)$$

şeklinde bulunur(Sevgi, 1999).

3.4. FDTD ve Kararlılık

FDTD algoritması için kararlılık koşulu sağlanmaz ise yöntem doğru bir şekilde çalışmaz. Sırasıyla $\Delta x, \Delta y$ ve Δz , x, y ve z yönündeki konum adımları olmak üzere bu konum adımları kaynağın dalga boyundan daha büyük olursa yeterli çözünürlük sağlanamaz. Δt zaman adımı ve v ortamdaki dalga hızı olmak üzere kararlılık koşulu;

$$v \cdot \Delta t \leq 1 / \sqrt{\frac{1}{(\Delta x)^2} + \frac{1}{(\Delta y)^2} + \frac{1}{(\Delta z)^2}} \quad (3.21)$$

şeklindedir(Kunz ve Luebbers, 1993),(Taflove ve Hagness, 2000).

4. FD VE FDTD BENZETİMLERİ

4.1. Bir Boyutlu Benzetimler

FDTD benzetimleri Python 2.7 programlama dili kullanılarak yazılmıştır. Bir FDTD programının yapısı ;

1. Değişkenlerin tanımlanması
2. FDTD ana döngüsünün başlatılması
3. Elektrik alanın güncellenmesi
4. Kaynağın uygulanması
5. Magnetik alanın güncellenmesi
6. Ana döngünün sonu
7. Son işlem (çıktıların alınması, dosyaya kaydedilmesi, grafiklerin çizilmesi)

şeklindedir. Elektrik alan ile magnetik alanın güncellenme sırası değişebilir. Genellikle kaynak elektrik alana uygulanır ancak magnetik alana da uygulanabilir.

Bir boyutlu benzetimde elektrik ve magnetik alanın tek bir bileşeni vardır. Diğer bileşenler sıfır alınır. Bu çalışmada elektrik alanın x bileşeni ve magnetik alanın y bileşeni kullanılmıştır. Maxwell rotasyonel denklemlerindeki E_x ve H_y dışındaki bileşenler sıfırlanır. Bu durumda formüller;

$$\begin{aligned}\frac{\partial E_x}{\partial t} &= -\frac{1}{\epsilon_0} \frac{\partial H_y}{\partial z} \\ \frac{\partial H_y}{\partial t} &= -\frac{1}{\mu_0} \frac{\partial E_x}{\partial z}\end{aligned}\tag{4.1}$$

şeklinde sadeleşir. Bu denklemlere sonlu farklar uygulanırsa denklemler;

$$\begin{aligned}\frac{E_x^{n+\frac{1}{2}}(k) - E_x^{n-\frac{1}{2}}(k)}{\Delta t} &= -\frac{1}{\epsilon_0} \frac{H_y^n(k+\frac{1}{2}) - H_y^n(k-\frac{1}{2})}{\Delta x} \\ \frac{H_y^{n+1}(k+\frac{1}{2}) - H_y^n(k+\frac{1}{2})}{\Delta t} &= -\frac{1}{\mu_0} \frac{E_x^{n+\frac{1}{2}}(k+1) - E_x^{n+\frac{1}{2}}(k)}{\Delta x}\end{aligned}\tag{4.2}$$

şekline dönüşür. Burada E_x ve H_y çekilirse;

$$E_x^{n+\frac{1}{2}}(k) = E_x^{n-\frac{1}{2}}(k) - \frac{\Delta t}{\epsilon_0 \Delta x} \left(H_y^n(k+\frac{1}{2}) - H_y^n(k-\frac{1}{2}) \right) \quad (4.3)$$

$$H_y^{n+1}(k+\frac{1}{2}) = H_y^n(k+\frac{1}{2}) - \frac{\Delta t}{\mu_0 \Delta x} \left(E_x^{n+\frac{1}{2}}(k+1) - E_x^{n+\frac{1}{2}}(k) \right)$$

şeklinde ayırık zamanlı denklemler elde edilir. Tablo x.x'de FDTD programının yapısı verilmiştir.

Çizelge 4.1. FDTD program yapısı

```
for t in range(tekrar): # Ana döngü

    for k in range(1,ke):

        Ex[k] = Ex[k]+dt/(eps0*dx)*(Hy[k-1]-Hy[k])

        # Burada kaynak uygulanır

    for k in range(0,ke-1):

        Hy[k] = Hy[k] + dt/(eps0*dx)*(Ex[k]- Ex[k+1])
```

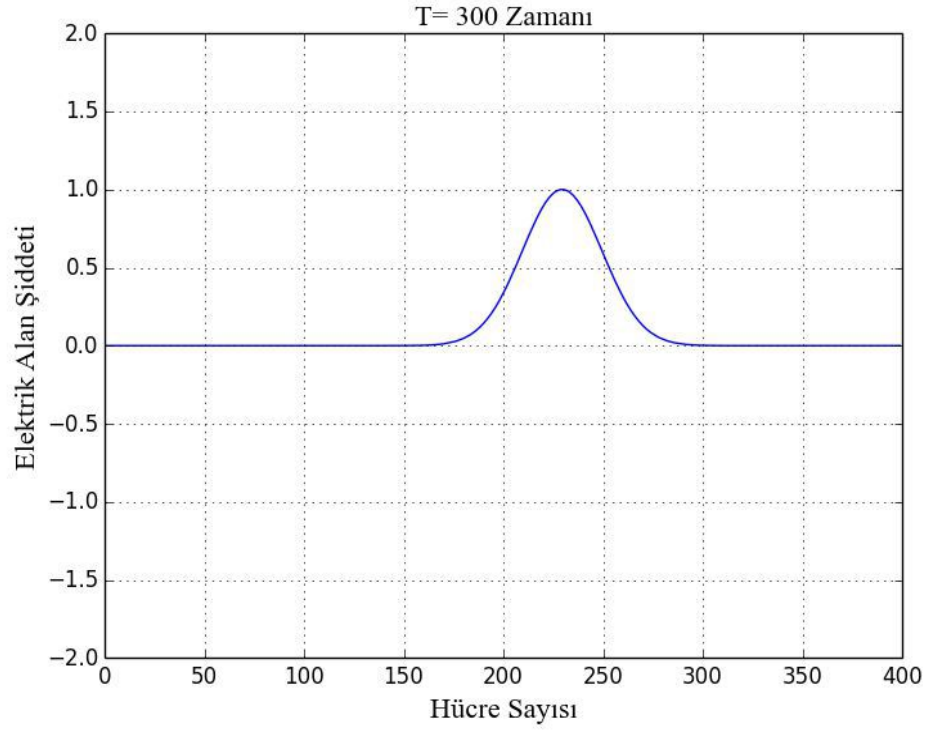
şeklinde uygulanır. FDTD yöntemi ile program yazımı hakkında yararlanılabilecek bazı kitaplar bulunmaktadır (Arı ve diğ. , 2008), (Sullivan, 2000), (Schneider, 2014), (Garg, 2008), (Davidson, 2005).

4.1.1 EM dalga kaynaklarının uygulanması

Benzetimlerde birçok kaynak fonksiyonu kullanılabilir. Genellikle kullanılan kaynaklar Gauss dalgası, sinüzoidal kaynak ve modülasyonlu dalga kaynaklarıdır. Gauss darbesinin ifadesi;

$$E_x^{n+1}[kc] = A \exp \left(-a \left(\frac{(t-t_0)}{s} \right)^2 \right) \quad (4.4)$$

şeklindedir. Denklem (4.4)'de t_0 darbenin hangi gecikme ile üretileceğini, s ise darbenin genişliğini gösterir. Darbenin uygulandığı nokta kc noktasıdır. Şekil 4.1'de bir Gauss darbesi gösterilmiştir.

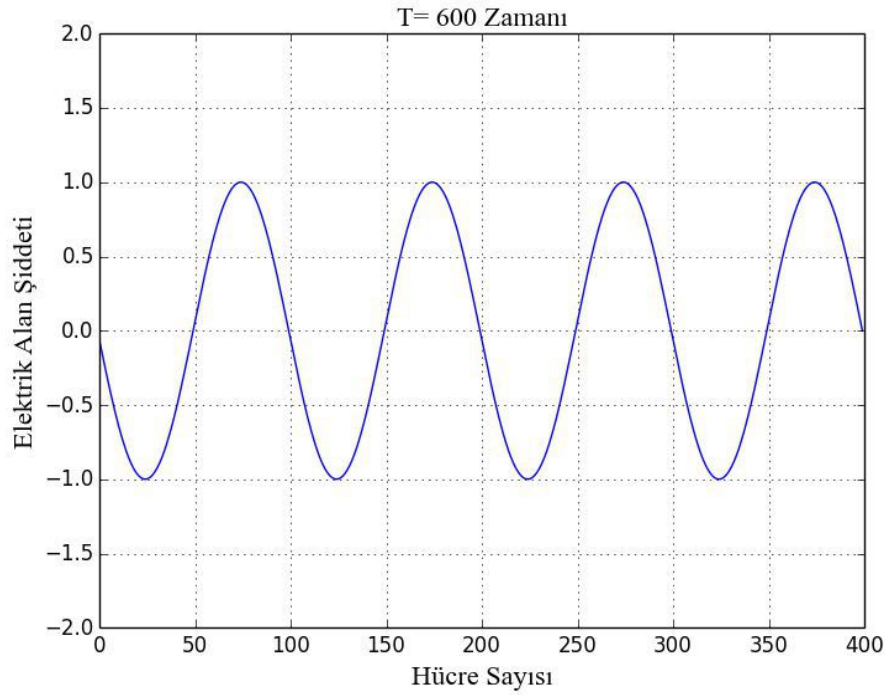


Şekil 4.1. Gauss darbesi

Sinüs dalgasının ifadesi;

$$E_x^{n+1}[kc] = A \sin(2\pi f t \Delta t) \quad (4.5)$$

şeklindedir. Burada f sinüsün frekansıdır. Şekil 4.2'de sinüs sinyali gösterilmiştir.

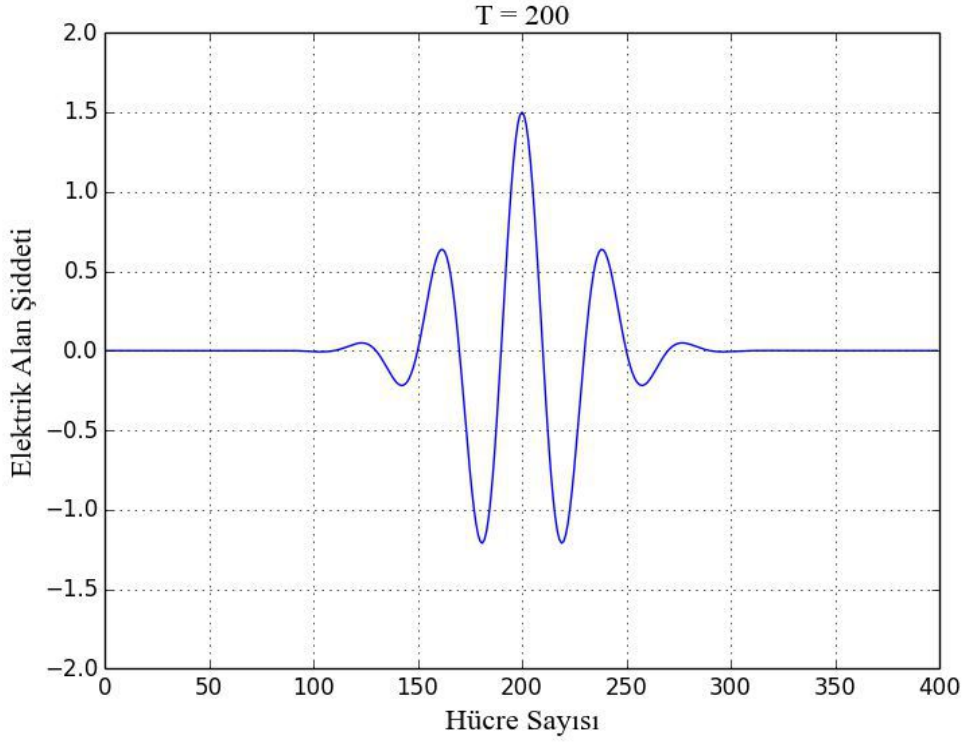


Şekil 4.2. Sinüs sinyali

Sinüs sinyali ile Gauss darbesinin modülasyonu ifadesi;

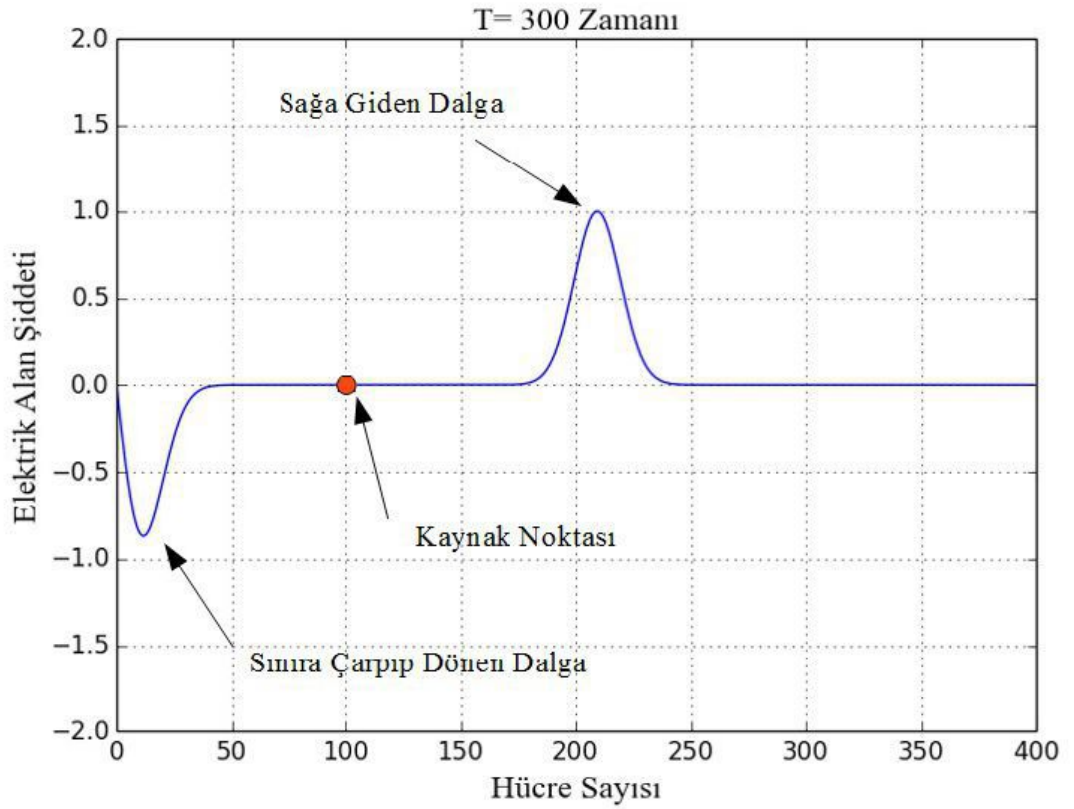
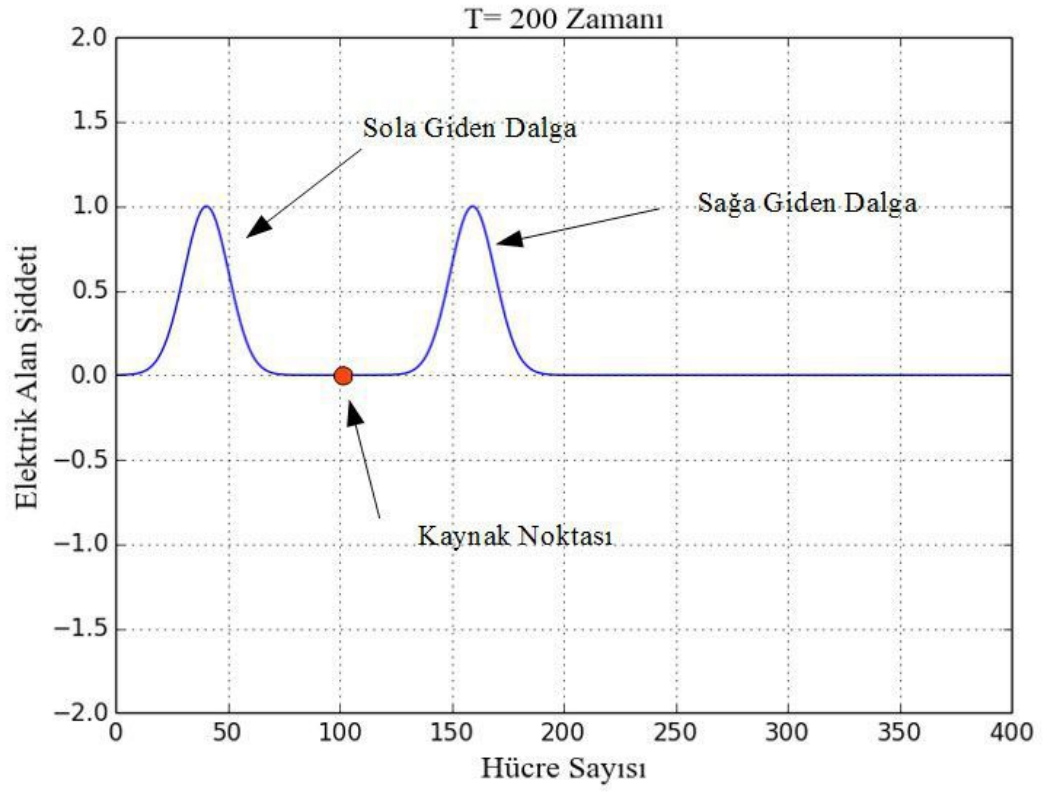
$$E_x^{n+1}[kc] = A \cdot \exp\left(-a \left(\frac{(t-t_0)}{s}\right)^2\right) \cdot B \cdot \sin(2\pi f t \Delta t) \quad (4.6)$$

şeklinde dir. Şekil 4.3'de modülasyonlu Gauss sinyali verilmiştir.

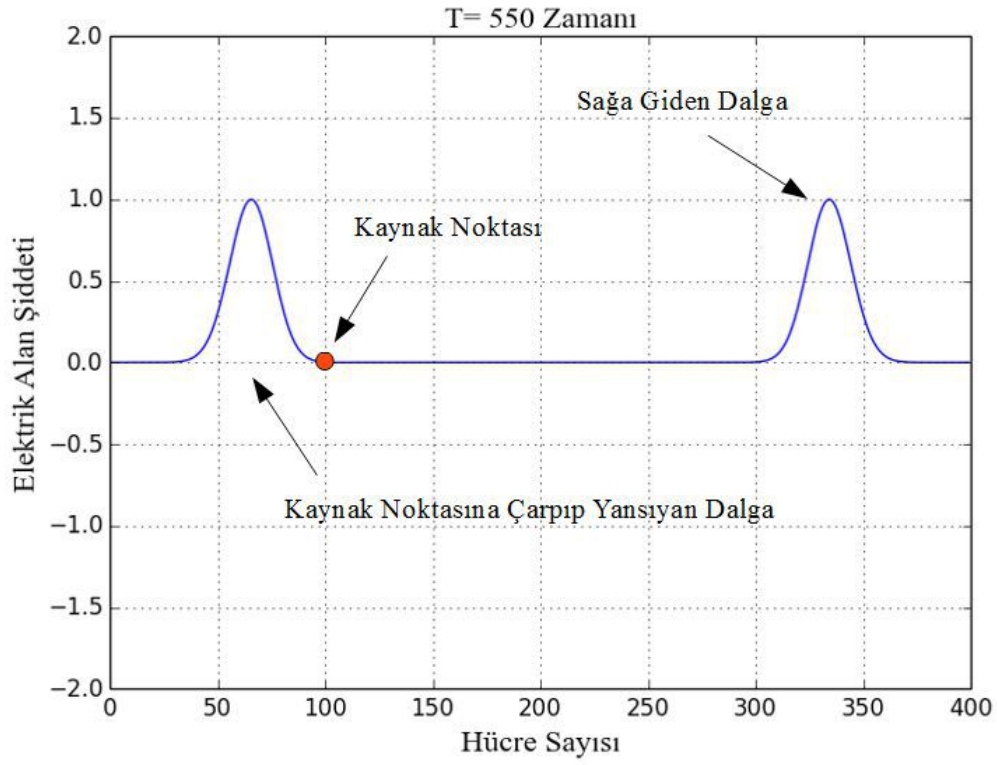


Şekil 4.3. Modülasyonlu Gauss darbesi

Kaynaklarla ilgili önemli bir kavramda sert(hard) ve yumuşak(soft) kaynaklardır. Sert kaynakta kaynak noktası bir engel gibi davranır ve bu noktaya çarpan dalga geri yansır. Yumuşak kaynakta ise kaynak noktası engel gibi davranmaz ve dalga yoluna devam eder. Sert kaynak için sadece dalga fonksiyonu uygulanır. Yumuşak kaynakta ise dalga fonksiyonuna ek olarak elektrik alanın kaynak noktasındaki eski değeride eklenir. Şekil 4.4'de sert kaynağın etkisi gösterilmiştir.

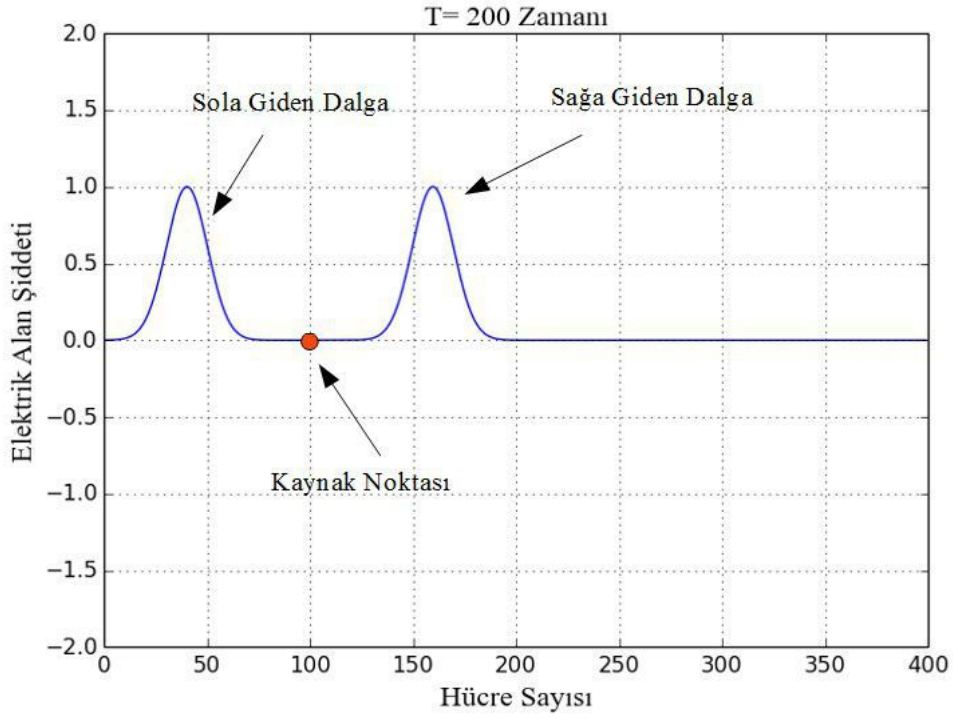


Şekil 4.4. Sert kaynağın etkisi

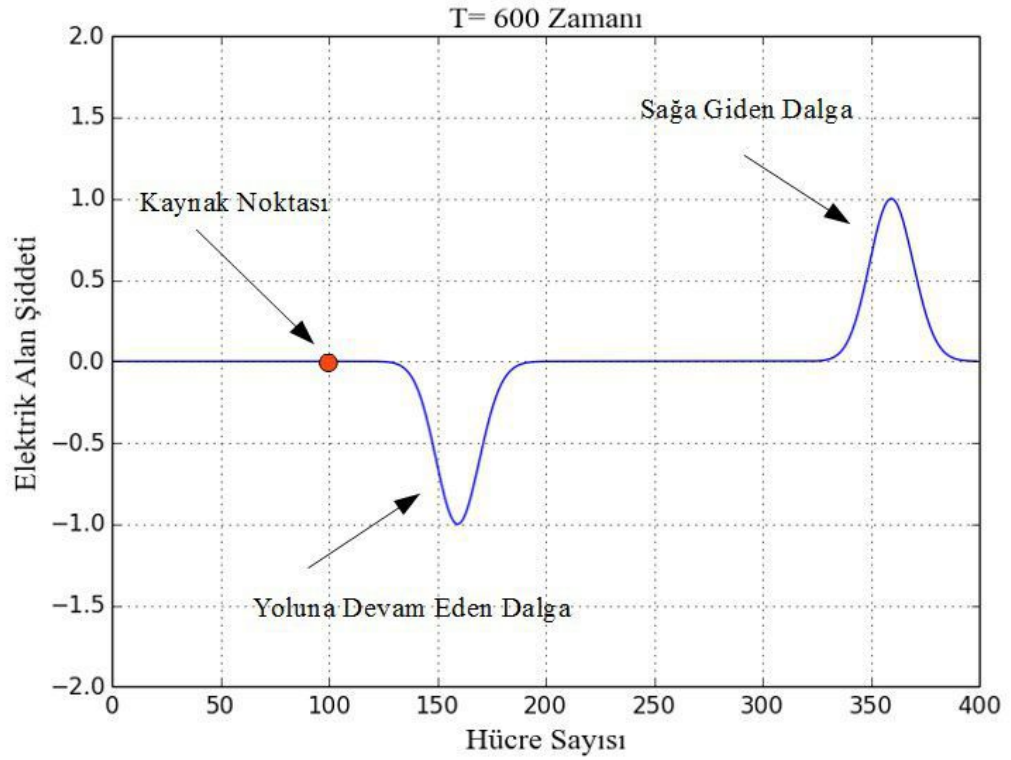
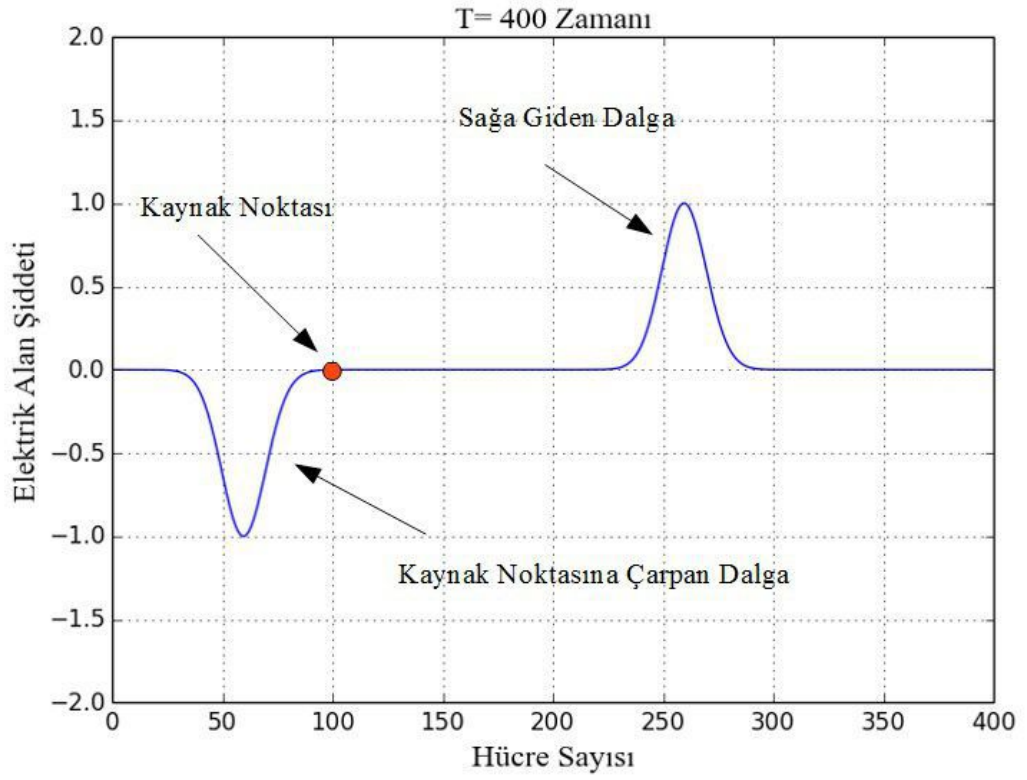


Şekil 4.4.(Devam) Sert kaynağın etkisi

Şekil 4.5'de yumuşak kaynağın etkisi gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Yumuşak kaynağın etkisi



Şekil 4.5.(Devam) Yumuşak kaynağın etkisi

4.1.2. Boş uzayda gauss darbesinin ilerlemesi

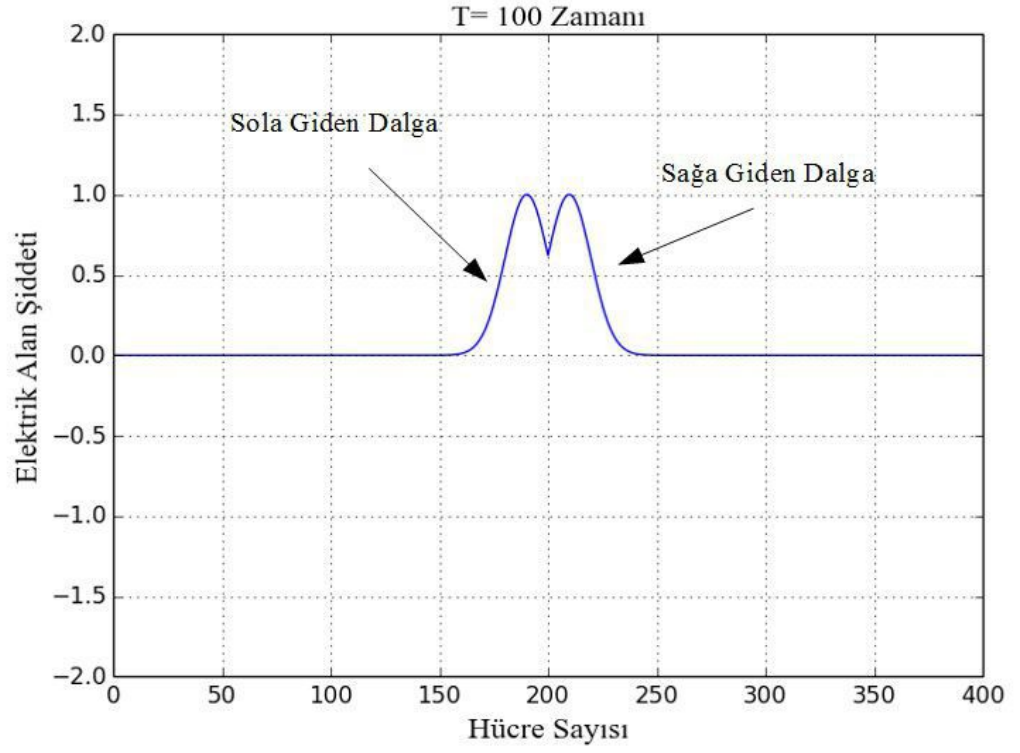
Boş uzayda N=100 numaralı hücrede bir Gauss darbesi üretilmiş ve bu dalganın ilerlemesinin benzetimi yapılmıştır. Hiçbir sınır şartı kullanılmadığında sınıra

çarpan dalgalar geri yansımaktadır. Ayrıca sol ve sağ sınırlar farklı çalışmaktadır. Sağ sınıra çarpan dalgaının genliğı değışmeden yansırken sol sınıra çarpan dalgaının genliğı ters dönerek yansımaktadır. Çizelge 4.2'de program içinde elektrik ve magnetik alanın güncelleme ifedeleri verilmiştir.

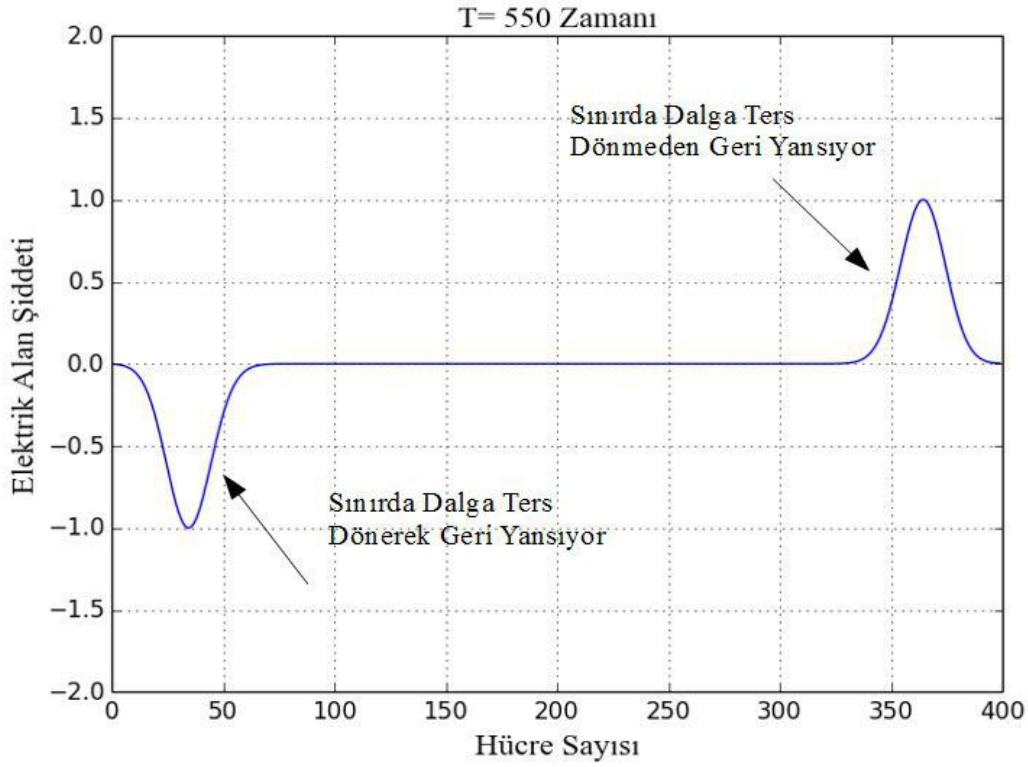
Çizelge 4.2. Elektrik alan ve magnetik alanın güncelleme ifadeleri

```
for k in range(1,ke):
    Ex[k] = Ex[k]+dt/(eps0*dx)*(Hy[k-1]-Hy[k])
for k in range(0,ke-1):
    Hy[k] = Hy[k] + dt/(eps0*dx)*(Ex[k]- Ex[k+1])
```

Elektrik alanın 0 indisli elemanı güncellenmeyip ke indisli elemanı güncellenmektedir. Bunun nedeni $H_y[k-1]$ ifadesinde k döngü değışkeni 1 yerine 0'dan başlasaydı, $H_y[-1]$ elemanı kullanılacaktı. Oysaki $H_y[-1]$ elemanı yoktur (Python'da dizinin -1. elemanı tanımlı olup dizinin son elemanını işaret eder, bu durumda programlama hatası yapılır). Ayrıca güncelleme ifadesinde geriye fark kullanılmıştır. Diğer taraftan H_y 'nin 0 indisli elemanı güncellenip ke indisli elemanı güncellenmez. Çünkü $E_x[k+1]$ ifadesinde k yerine ke konulması durumunda ke+1 indisli elemana erişilmeye çalışılır. Ancak ke+1 indisli eleman yoktur. Ayrıca güncelleme ifadesinde ileri fark kullanılmıştır. Şekil 4.6'da farklı T zaman anlarındaki dalga konumları gösterilmiştir.



Şekil 4.6. Boş uzayda ilerleyen Gauss darbesi



Şekil 4.6.(Devam) Boş uzayda ilerleyen Gauss darbesi

4.1.3. Yansıtıcı sınır şartları

Bazı durumlarda hesap uzayının kapalı bir ortam olması ve dışarıya herhangi bir EM dalganın çıkmaması istenir. Sınıra çarpan dalganın tamamen yansması istenir. Yukarıda anlatıldığı gibi hiçbir sınır şartı uygulanmaz ise sol ve sağ sınırlar farklı davranmaktadır. Bu istenilen birşey değildir. Yansıtıcı sınırlar sınır hücrelerinin mükemmel elektriksel iletken(PEC) veya mükemmel magnetik iletken (PMC) yapılması ile elde edilirler.

PEC sınırlar için elektrik alanının sınırdaki değerleri sıfır yapılır. Yani $E_x[0]$ ve $E_x[ke-1]$ sıfıra eşitlenir (Python'da diziler 0 indisi ile başlar. ke elemanlı bir dizide son elemanın indisi ke-1'dir). PEC sınırına çarpan dalganın genliği ters dönmektedir. PEC bölgesinde iletkenlik sonsuzdur yani $\sigma=\infty$ 'dur. Elektrik alan için bir boyutlu FDTD denklemi;

$$E_x^{n+1}(k) = Ca(k)E_x^n(k) - Cb(k) \left(H_y^{n+1/2}(k + \frac{1}{2}) - H_y^{n+1/2}(k - \frac{1}{2}) \right)$$

$$Ca(k) = \frac{1 - \frac{\sigma_k \Delta t}{2\epsilon_k}}{1 + \frac{\sigma_k \Delta t}{2\epsilon_k}} \quad (4.7)$$

$$Cb(k) = \frac{\frac{\Delta t}{\epsilon_k \Delta}}{1 + \frac{\sigma_k \Delta t}{2\epsilon_k}}$$

şeklindedir. $\sigma = \infty$ için $Ca(k)$ ve $Cb(k)$ katsayıları ;

$$\lim_{\sigma \rightarrow \infty} Ca(k) = -1$$

$$\lim_{\sigma \rightarrow \infty} Cb(k) = 0 \quad (4.8)$$

olur. Bu durumda denklem (4.11) ;

$$E_x^{n+1}(k) = -E_x^n(k) \quad (4.9)$$

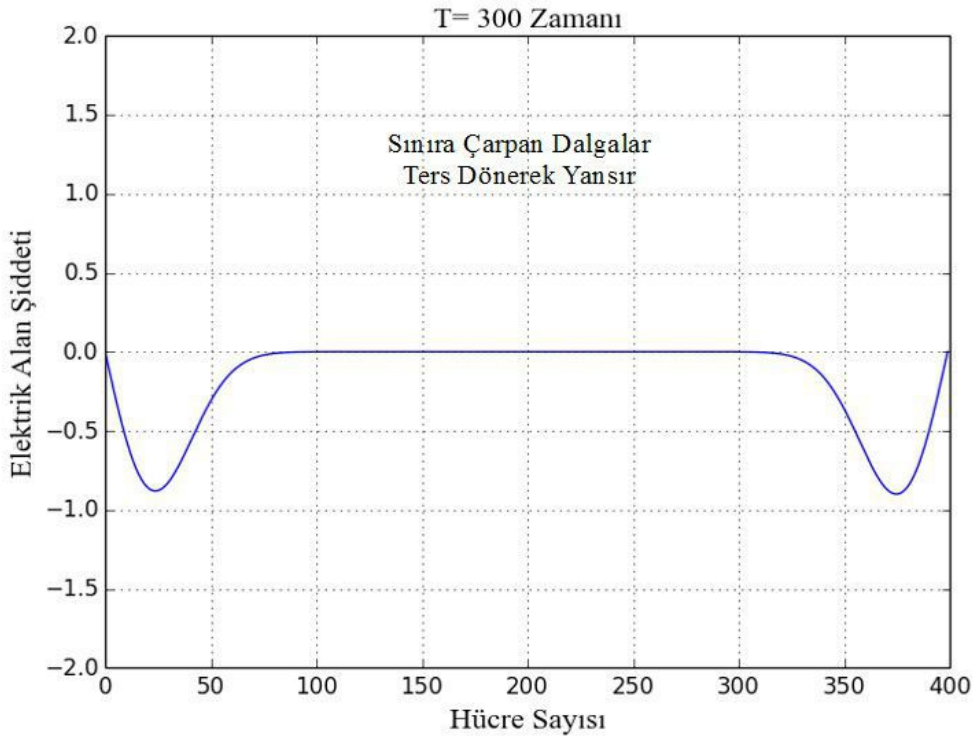
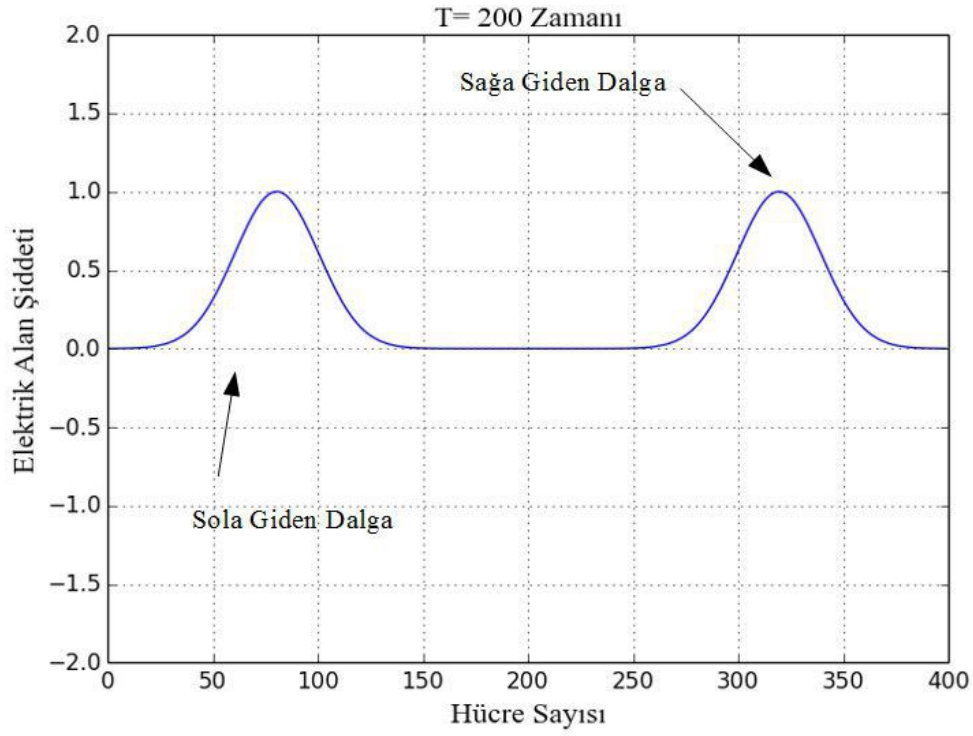
şeklinde sadeleşir. Denklem (4.9)'daki eksi işareti PEC sınırına çarpan elektrik alanın genliğinin negatif olacağını yani dalga'nın ters döneceğini gösterir. Magnetik alan bileşeni y-yönünde ise dalga z-yönünde ilerler. X-yönündeki birim vektör ile y-yönündeki birim vektörün çapraz çarpımı z-yönündeki birim vektöre eşittir. Yani;

$$\vec{x} \times \vec{y} = -\vec{z} \quad (4.10)$$

dür. Dalga PEC sınırına çarpıp ters yönde yani (-)z-yönünde ilerler ve ayrıca elektrik alan yön değiştirir. Bunun olabilmesi için magnetik alan yön değiştirmemelidir. Bu durumda;

$$-(\vec{x}) \times \vec{y} = -\vec{z} \quad (4.11)$$

olur. Kısaca dalga'nın elektrik alan bileşeni yön değiştirirken magnetik alan bileşeni yön değiştirmez. Şekil 4.7'de PEC sınırının etkisi gösterilmiştir.



Şekil 4.7. PEC sınır şartı

PMC sınırlar için magnetik alanın sınırdaki değ'eri sıfır yapılır. Yani $H_y[0]$ ve $H_y[ke-1]$ sıfıra eşitlenir. PMC sınırına çarpan dalga'nın genliğı ters dönmemektedir. PMC bölgesinde magnetek iletkenlik sonsuzdur yani $\sigma_m=\infty$ 'dur.

Magnetik alan için bir boyutlu FDTD denklemi;

$$H_Y^{n+1/2}(k+1/2) = Da(k) H_Y^{n-1/2}(k+1/2) + Db(k) (E_X^n(k+1) - E_X^n(k))$$

$$Da(k) = \frac{1 - \frac{\sigma_{mk} \Delta t}{2\mu_k}}{1 + \frac{\sigma_{mk} \Delta t}{2\mu_k}}$$

$$Db(k) = \frac{\frac{\Delta t}{\mu_k}}{1 + \frac{\sigma_{mk} \Delta t}{2\mu_k}}$$
(4.12)

şeklindedir. $\sigma_m = \infty$ için $Da(k)$ ve $Db(k)$ katsayıları ;

$$\lim_{\sigma_m \rightarrow \infty} Da(k) = -1$$

$$\lim_{\sigma_m \rightarrow \infty} Db(k) = 0$$

$$Db(k) = \frac{\frac{\Delta t}{\mu_k}}{1 + \frac{\sigma_{mk} \Delta t}{2\mu_k}}$$
(4.13)

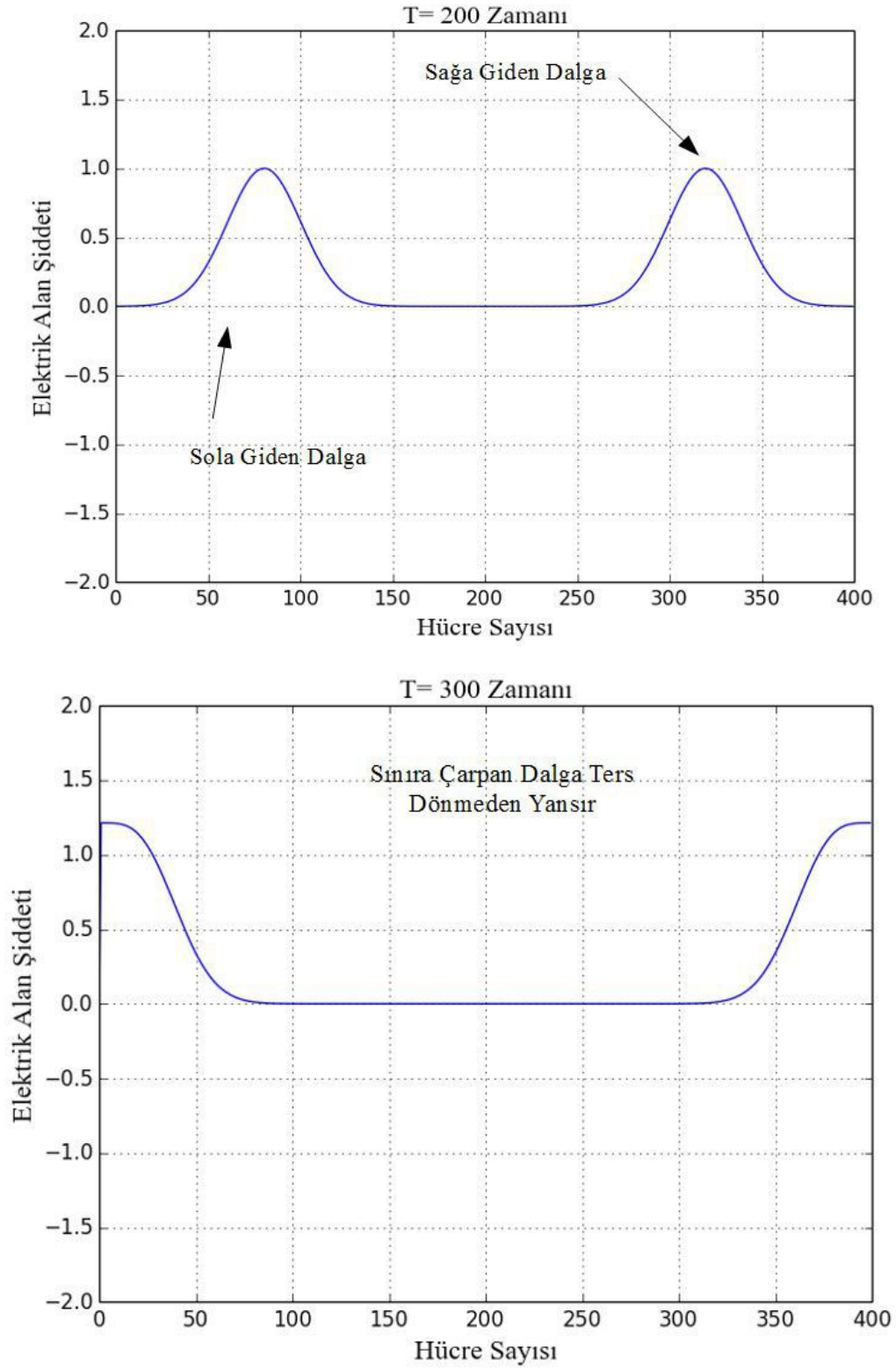
olur. Bu durumda denklem (4.12) ;

$$H_Y^{n+1/2}(k+1/2) = -H_Y^{n-1/2}(k+1/2)$$
(4.14)

şeklinde sadeleşir. Denklem (4.14)'deki eksi işareti PMC sınırına çarpan magnetik alanın genliğinin negatif olacağını yani dalganın ters döneceğini gösterir. elektrik alan bileşeni x-yönünde ise dalga z-yönünde ilerler. Dalga PMC sınırına çarpıp ters yönde yani (-)z-yönünde ilerler ve ayrıca magnetik alan yön değiştirir. Bunun olabilmesi için elektrik alan yön değiştirmemelidir. Bu durumda;

$$\vec{x} \times (-\vec{y}) = -\vec{z}$$
(4.15)

olur. Kısaca dalganın magnetik alan bileşeni yön değiştirirken elektrik alan bileşeni yön değiştirmez. Şekil 4.8'de PMC sınırının çalışması gösterilmiştir.



Şekil 4.8. PMC sınır şartı

4.1.4. Soğurucu sınır şartları

Bir bilgisayar benzetimindeki hesap uzayı zaman ve konum olarak sınırlıdır. Ancak açık sınırların olduğu ortamların benzetimleri yapılmak istenebilir. Bu durumlarda

dalganın sınıra çarpıp geri yansımaları istenmez. Sanki hesap uzayının sınırı yokmuş gibi davranması istenir. Bunun sağlanması için çeşitli algoritmalar tanımlanmıştır. Bunlardan en çok kullanılanları basit sınır şartı ve Mur sınır şartıdır.

4.1.4.1. Mur birinci derece sınır şartı

Bir boyutta elektrik alan için dalga denklemi;

$$\frac{\partial^2 E_z}{\partial x^2} - \mu \varepsilon \frac{\partial^2 E_z}{\partial t^2} = 0 \quad (4.16)$$

$$\left(\frac{\partial^2}{\partial x^2} - \mu \varepsilon \frac{\partial^2}{\partial t^2} \right) E_z = 0$$

şeklinde. Parantez içindeki ifade iki kare farkıdır ve açılırsa;

$$\left(\frac{\partial}{\partial x} - \sqrt{\mu \varepsilon} \frac{\partial}{\partial t} \right) \left(\frac{\partial}{\partial x} + \sqrt{\mu \varepsilon} \frac{\partial}{\partial t} \right) E_z = 0 \quad (4.17)$$

elde edilir. Parantez içindeki ifadeler bu denklemin birer çözümüdür. Bu ifadeler sıfıra eşitlenirse;

$$\begin{aligned} \frac{\partial E_z}{\partial x} - \sqrt{\mu \varepsilon} \frac{\partial E_z}{\partial t} &= 0 \\ \frac{\partial E_z}{\partial x} + \sqrt{\mu \varepsilon} \frac{\partial E_z}{\partial t} &= 0 \end{aligned} \quad (4.18)$$

elde edilir. Formüllerdeki birinci ve ikinci ifade sınırlarda ayrıklaştırılırsa;

$$\begin{aligned} \sqrt{\mu \varepsilon} \frac{\partial E_z}{\partial t} \Big|_{\Delta x/2}^{(n+1/2)\Delta t} &\approx \sqrt{\mu \varepsilon} \frac{\frac{E_z^{n+1}[0] + E_z^{n+1}[1]}{2} - \frac{E_z^n[0] + E_z^n[1]}{2}}{\Delta t} \\ \frac{\partial E_z}{\partial x} \Big|_{\Delta x/2}^{(n+1/2)\Delta t} &\approx \frac{\frac{E_z^{n+1}[1] + E_z^n[1]}{2} - \frac{E_z^{n+1}[0] + E_z^n[0]}{2}}{\Delta x} \end{aligned} \quad (4.19)$$

elde edilir. Denklem (4.19)'daki ifadeler (4.18)'de yerine konulursa;

$$\frac{\frac{E_z^{n+1}[1] + E_z^n[1]}{2} - \frac{E_z^{n+1}[0] + E_z^n[0]}{2}}{\Delta x} - \sqrt{\mu \varepsilon} \frac{\frac{E_z^{n+1}[0] + E_z^{n+1}[1]}{2} - \frac{E_z^n[0] + E_z^n[1]}{2}}{\Delta t} = 0 \quad (4.20)$$

elde edilir. Buradan (n+1) anındaki $E_z[0]$ değeri çekilirse;

$$\begin{aligned} \alpha &= \sqrt{\frac{\Delta t^2}{\varepsilon \mu \Delta x^2}} \\ E_z^{n+1}[0] &= E_z^n[1] + \frac{\alpha - 1}{\alpha + 1} (E_z^{n+1}[1] - E_z^n[0]) \end{aligned} \quad (4.21)$$

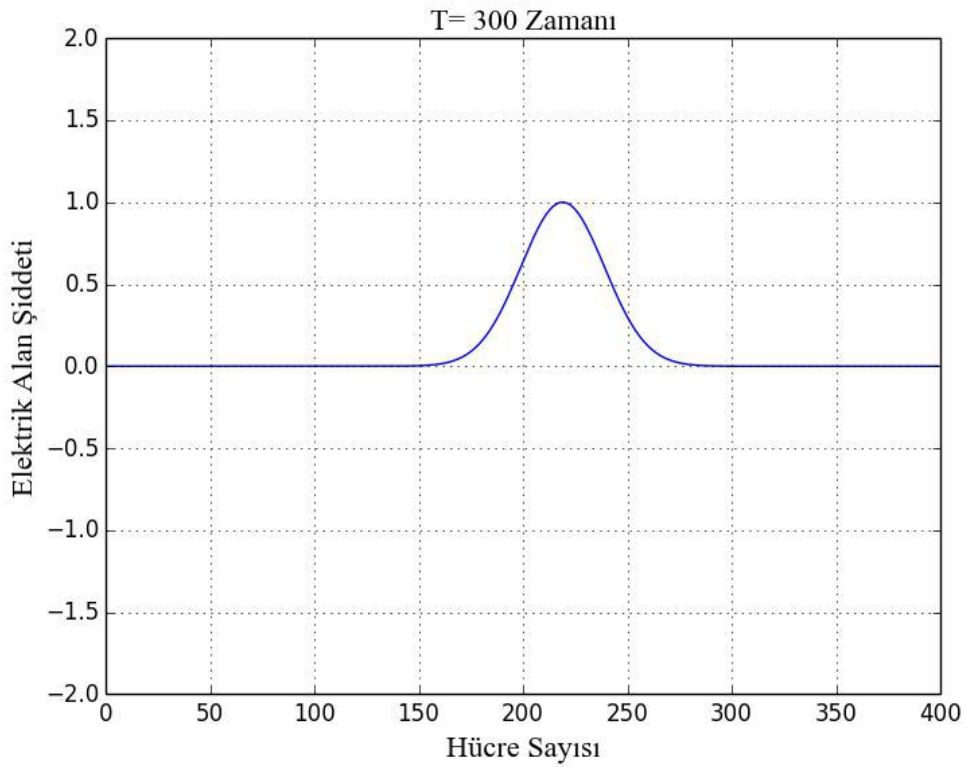
elde edilir. Benzer şekilde sağ taraftaki sınır için;

$$E_z^{n+1}[ke-1] = E_z^n[ke-2] + \frac{\alpha-1}{\alpha+1} (E_z^{n+1}[ke-2] - E_z^n[ke-1]) \quad (4.22)$$

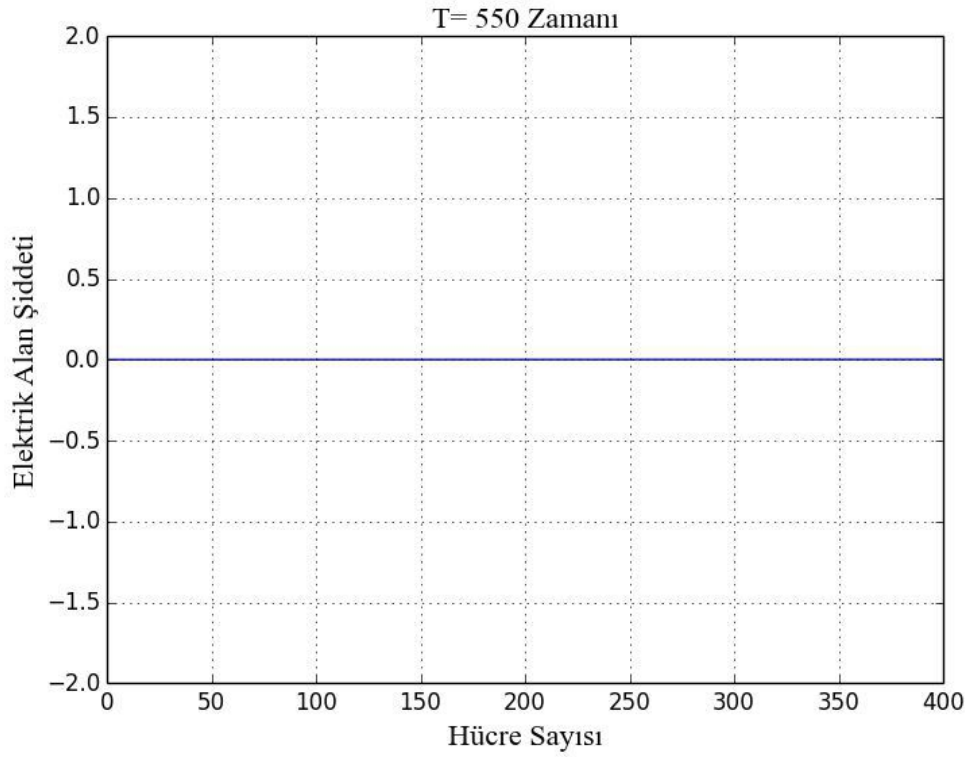
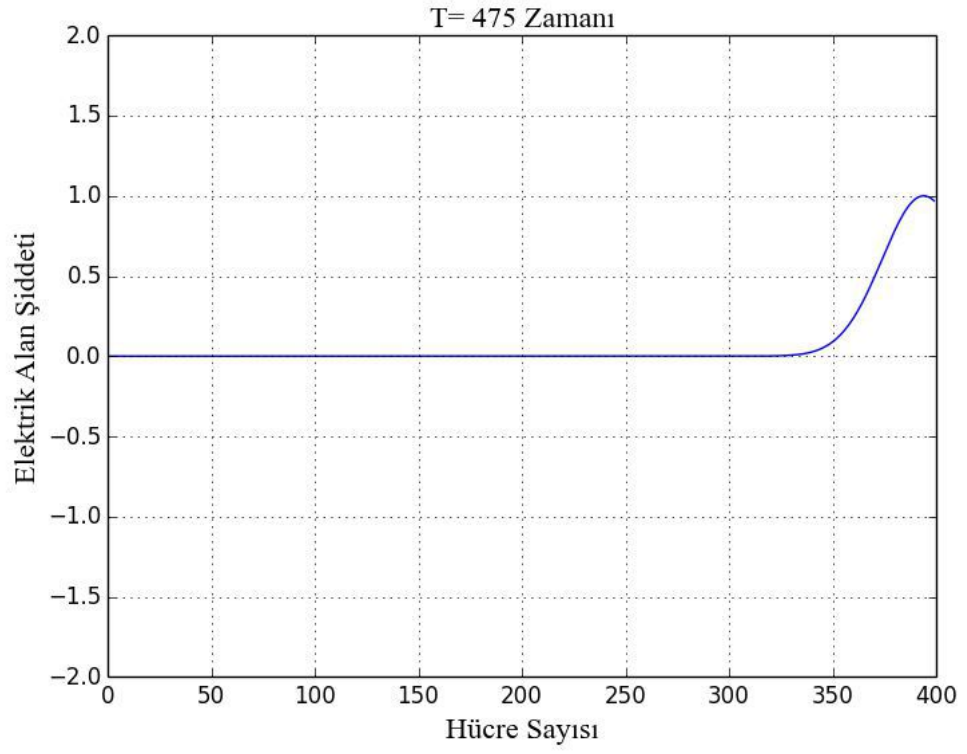
yazılabilir. Denklem (4.21) ve (4.22) Mur birinci derece sınır şartını oluşturur. Denklemlerde $\alpha=1$ alınırsa sondaki ifadeler sıfır olur. Böylece denklemler;

$$\begin{aligned} E_z^{n+1}[0] &= E_z^n[1] \\ E_z^{n+1}[ke-1] &= E_z^n[ke-2] \end{aligned} \quad (4.23)$$

şeklinde sadeleşir. Denklem (4.23)'teki ifadeler birinci derece basit sınır şartını oluştururlar. Şekil 4.9'da basit sınır şartının nasıl çalıştığı gösterilmiştir.



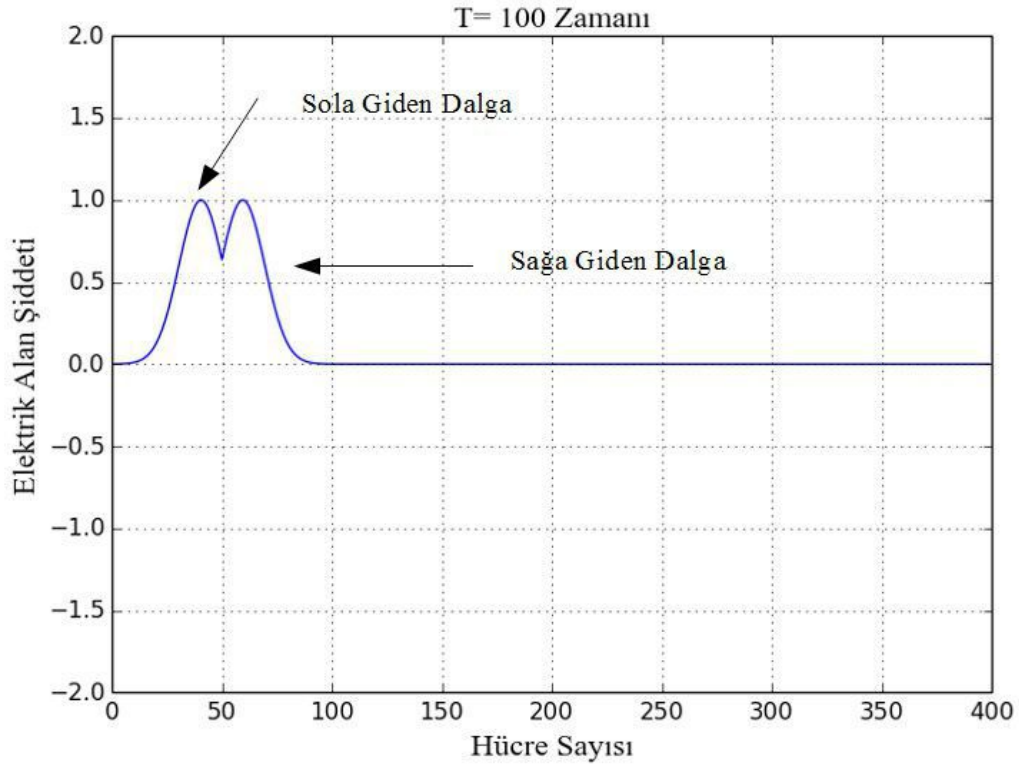
Şekil 4.9. Basit sınır şartı



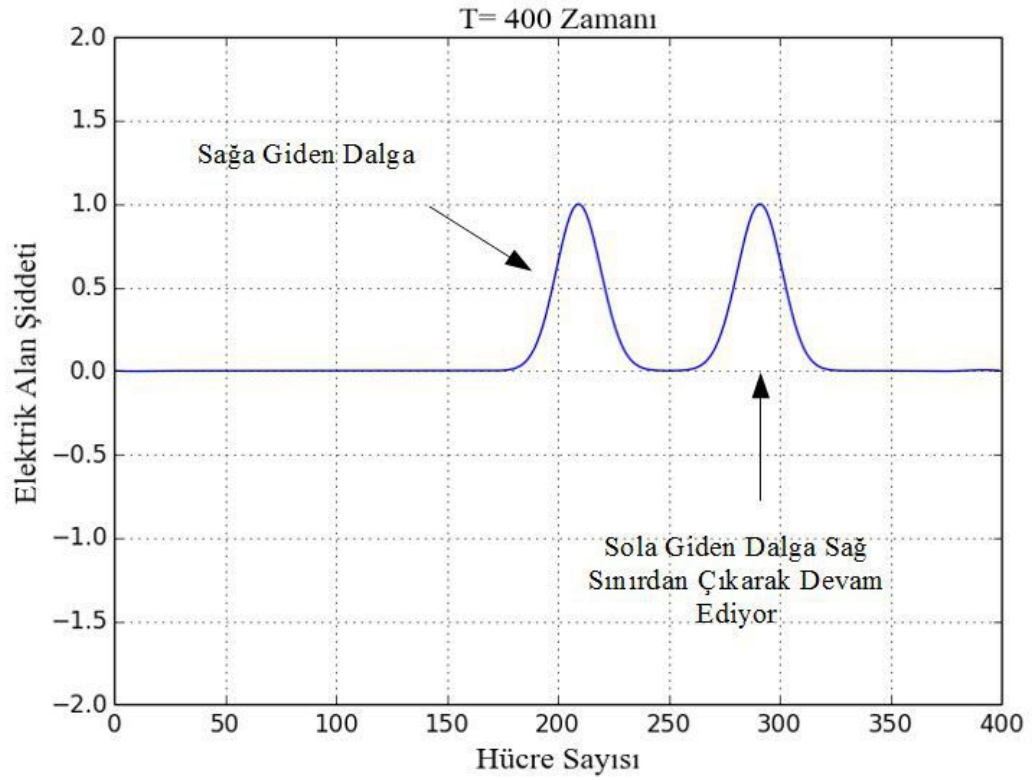
Şekil 4.9.(Devam) Basit sınır şartı

4.1.4.2. Periyodik sınır şartı

Periyodik sınır şartında bir sınırdan çıkan dalga diğer sınırdan içeri girer. Bunun için elektrik alanın sınırdaki değerleri birbiriyle değiştirilir. Yani $E[0]$ değeri $E[ke-1]$ 'e atanırken $E[ke-1]$ değeride $E[0]$ 'a atanır. Şekil 4.10'da periyodik sınır şartının çalışması verilmiştir.



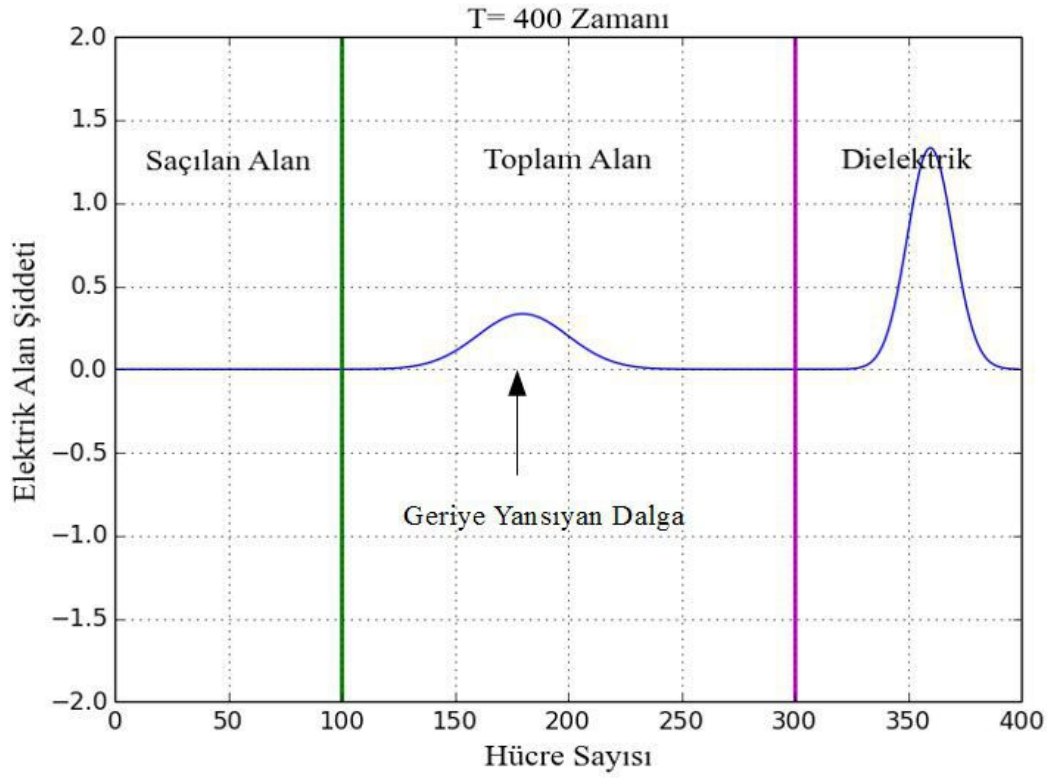
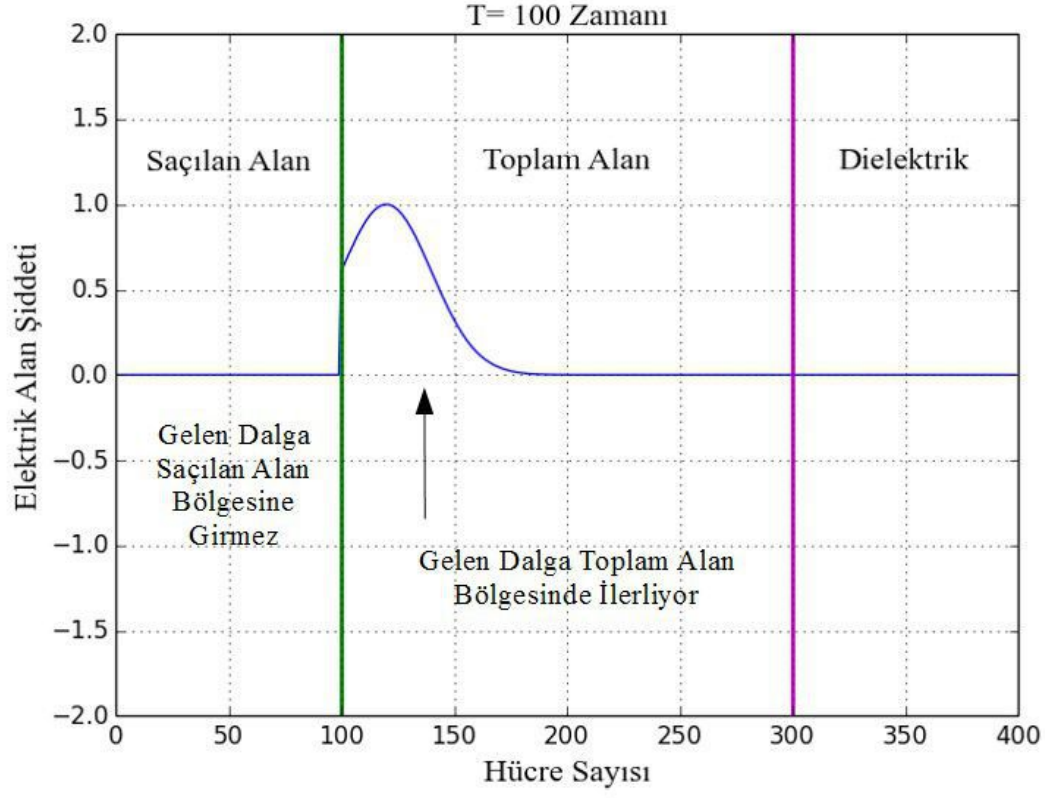
Şekil 4.10. Periyodik sınır şartı



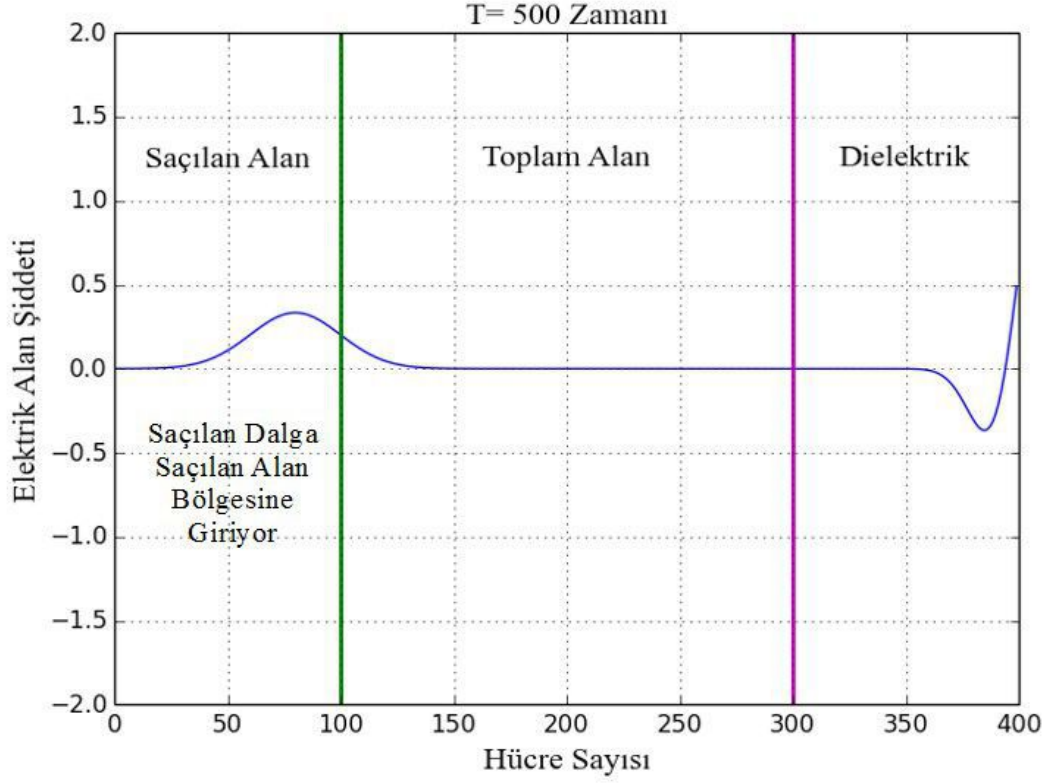
Şekil 4.10.(Devam) Periyodik sınır şartı

4.1.4.3. Toplam alan saçılan alan sınır şartı

Toplam alan saçılan alan(TFSF) sınırı hesap uzayını toplam alan bölgesi ve saçılan alan bölgesi olarak ayırır. Toplam alan bölgesinde hem gelen dalga hemde saçılan alan yer alırken saçılan alan bölgesinde sadece saçılan alan yer alır. Soğurucu sınır şartları ideal değildir. Az miktarda da olsa geriye yansıma olur. TFSF sınırı soğurucu sınıra gelen dalgayı azaltarak soğurucu sınır şartının yükünü azaltır. Ayrıca bazı uygulamalarda sadece saçılan alanın hesaplanması istenebilir. Bu durumlarda da TFSF sınırı kullanılır. Şekil 4.11'de TFSF sınırının çalışması gösterilmiştir.



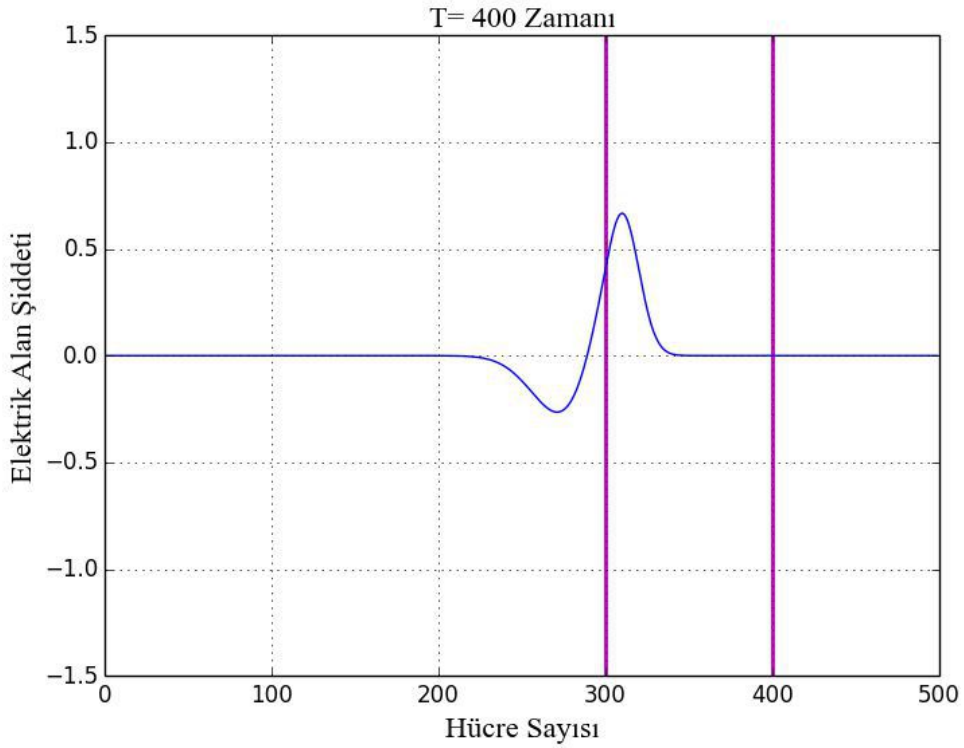
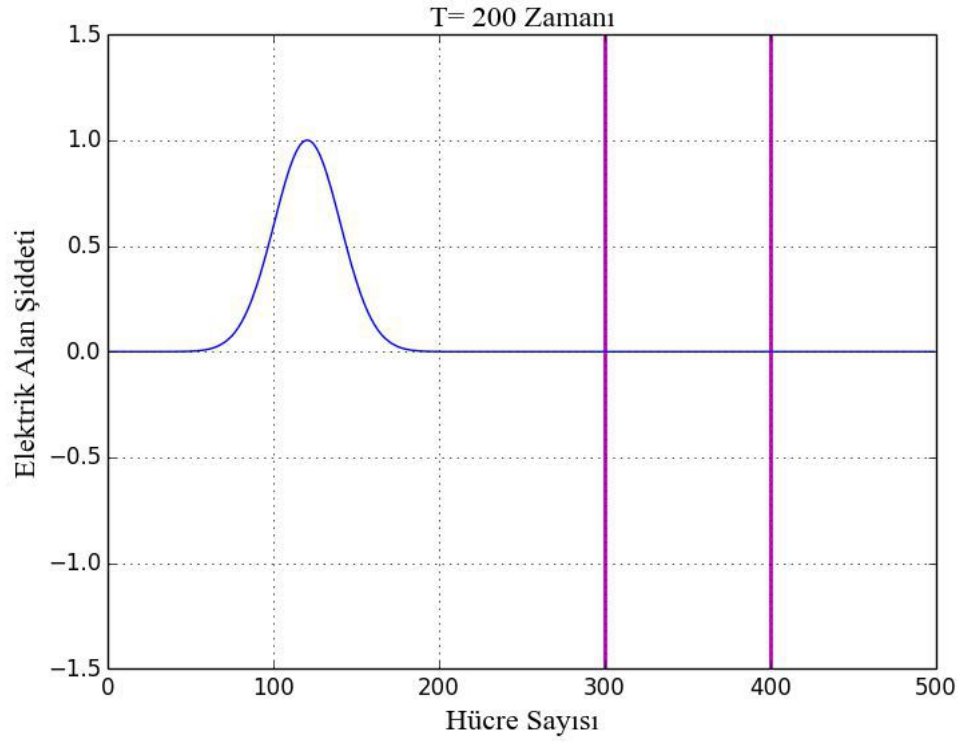
Şekil 4.11. TFSF sınır şartı



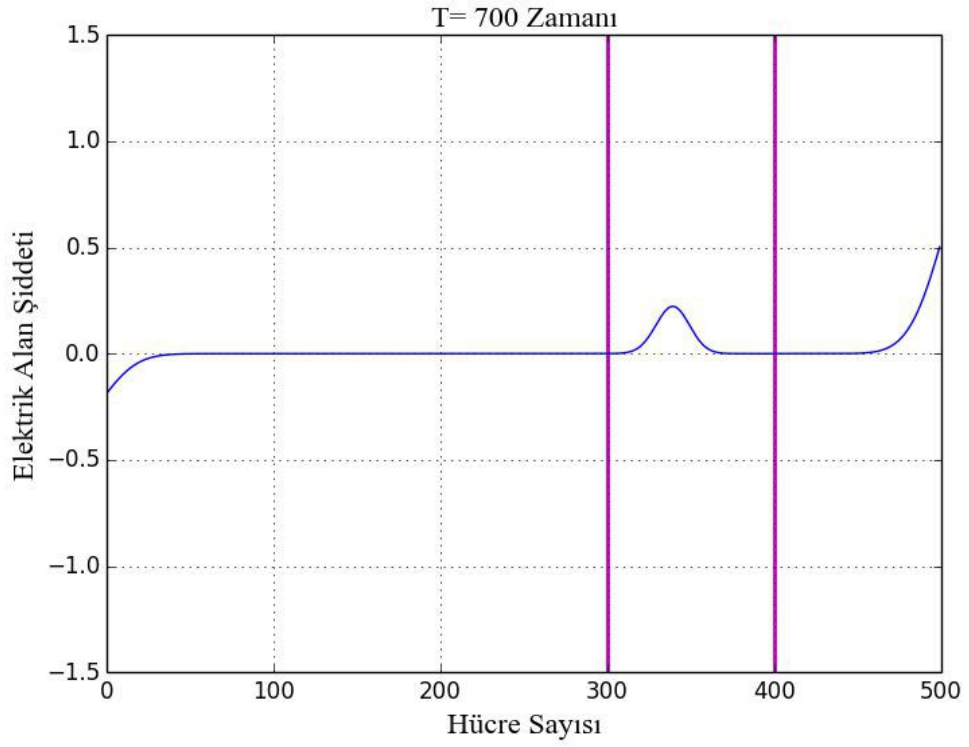
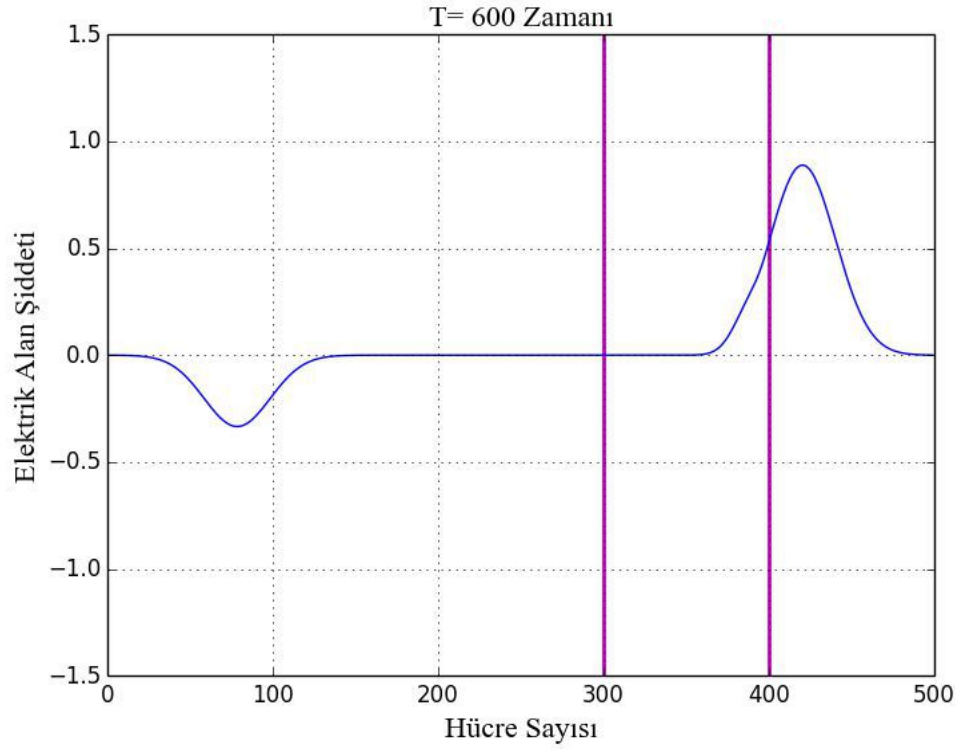
Şekil 4.11.(Devam) TFSF sınır şartı

4.2. EM Dalganın Bir Dielektrik Katmana Çarpması

Bu bölümde ideal bir dielektrik katmana çarpan EM dalganın benzetimi yapılmıştır. İdeal bir dielektrik kayıpsız bir ortamdır. Yani iletkenliği(σ) sıfırdır. İdeal dielektrik içinde dalgada zayıflama olmaz. Dalga ortam değiştirirken bir kısmı geriye yansır. Dalga bağıl dielektrik sabiti küçük olan ortamdan büyük olan ortama geçerken geri yansıyan dalganın genliği ters döner. Diğer taraftan dalga bağıl dielektrik sabiti büyük olan ortamdan küçük olan ortama geçerken dalganın genliği ters dönmez. Şekil 4.12'de dielektrik katmana çarpan dalganın benzetimi verilmiştir.



Şekil 4.12. Dielektriğe çarpan dalganın benzetimi



Şekil 4.12.(Devam) Dielektriğe çarpan dalganın benzetimi

Benzetimler incelendiğinde bazı sonuçlar gözlenmiştir. Birincisi dalga dielektriğe çarpınca bir kısmı iletilmekte bir kısmı ise geri dönmektedir. Ayrıca dielektriği küçük ortamdan büyük ortama geçerken yansıyan dalga ters dönmekte aksine dielektriği büyük ortamdan küçük ortama geçerken dalga ters dönmemektedir. İki ortam arasında yansıyan ve iletilen dalgalar ortamların özempedanslarına bağlıdır. Bir ortamın özempedansı;

$$\eta = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \quad (4.24)$$

şeklindedir. Bu durumda dalganın dik geldiği durum için yansıyan ve iletilen dalgaların oranlarını veren yansıma katsayısı(Γ) ve iletim katsayısı(τ);

$$\begin{aligned} \Gamma &= \frac{\eta_2 - \eta_1}{\eta_2 + \eta_1} \\ \tau &= \frac{2\eta_2}{\eta_2 + \eta_1} \end{aligned} \quad (4.25)$$

şeklindedir. burada η_1 dalganın geldiği(birinci) ortamın ve η_2 dalganın iletildiği(ikinci) ortamın özempedanslarıdır. Benzetim yapılan ortamların hepsinde $\mu_r=1$ 'dir. Yansıma katsayısı;

$$\Gamma = \frac{\sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0 \epsilon_2}} - \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0 \epsilon_1}}}{\sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0 \epsilon_2}} + \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0 \epsilon_1}}} = \frac{\sqrt{\epsilon_1} - \sqrt{\epsilon_2}}{\sqrt{\epsilon_1} + \sqrt{\epsilon_2}} \quad (4.26)$$

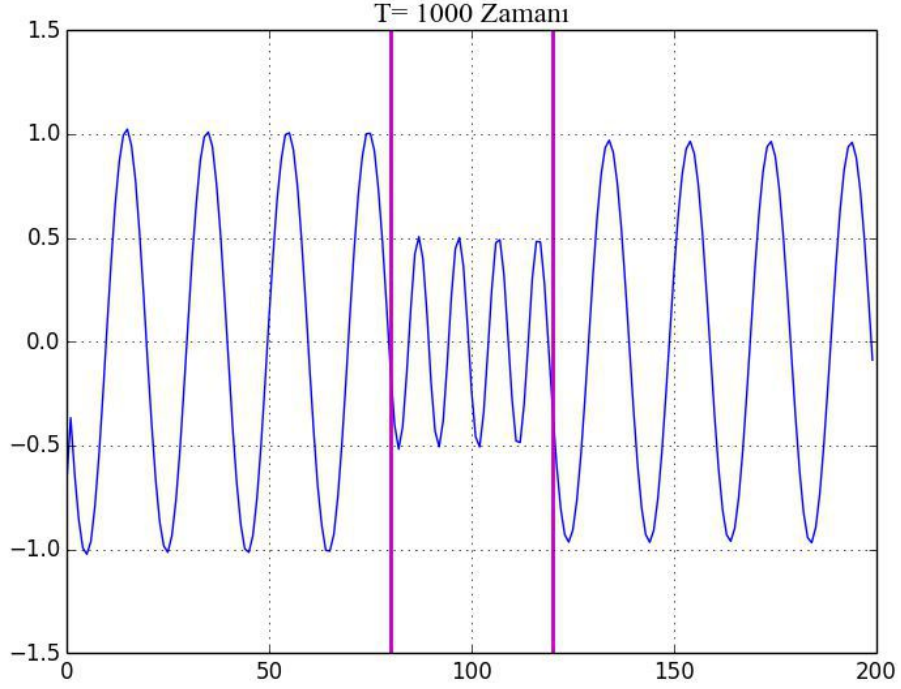
şeklinde sadeleşir. Benzer şekilde iletim katsayısı;

$$\tau = \frac{2\sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0 \epsilon_2}}}{\sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0 \epsilon_2}} + \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0 \epsilon_1}}} = \frac{2\sqrt{\epsilon_1}}{\sqrt{\epsilon_1} + \sqrt{\epsilon_2}} \quad (4.27)$$

şeklinde sadeleşir. Benzetimde $\epsilon_1=1$ ve $\epsilon_2=4$ alınmıştır. Bu durumda yansıma katsayısı $\Gamma=-1/3$ ve iletim katsayısı $\tau=2/3$ çıkmaktadır. Gelen dalganın 1/3'ü geri yansımaktadır. Yansıma katsayısındaki eksi işareti yansıyan dalganın genliğinin negatif olduğunu yani elektrik alanın yön değiştirdiğini gösterir. Bu $\epsilon_1 < \epsilon_2$ iki olduğu durumlar için geçerlidir. Yani $\epsilon_1 < \epsilon_2$ ise yansıyan elektrik alan yön değiştirmektedir. Dalga dielektrik ortamdan çıkarken artık dielektrik ϵ_1 ve boşluk ϵ_2 olarak alınacaktır. İkinci durumda yansıma katsayısı $\Gamma= 1/3$ ve iletim katsayısı $\tau=2/3$ olur. Yani $\epsilon_1 > \epsilon_2$ ise yansıyan elektrik alan yön değiştirmez.

Benzetimden çıkartılan diğer bir sonuçta Gauss darbesinin genişliğinin dielektrik içinde değiştiğidir. Bunun sebebi darbenin frekans bandının değişmesidir.

Bu durumu açıklamak için sinüzoidal kaynak kullanmak kolaylık sağlar. Şekil 4.13'de sinüs kaynak için benzetim grafiği verilmiştir.



Şekil 4.13. Tek katman sinüs kaynağı grafiği

Şekil 4.13'de görüldüğü gibi dielektrik içinde dalga boyu ve dolayısıyla frekans değişmektedir. Bunun nedeni dielektrik içinde dalganın hızının yavaşlamasıdır. Madde içinde EM dalganın hızı;

$$c = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \mu_r \epsilon_0 \epsilon_r}} = \frac{c_0}{\sqrt{\mu_r \epsilon_r}} \quad (4.28)$$

şeklindedir. burada c_0 EM dalganın boşluktaki hızıdır. Dalga boyu dalganın hızının frekansına oranıdır. Yani dalga boyu;

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{c_0}{f \sqrt{\mu_r \epsilon_r}} = \frac{\lambda_0}{\sqrt{\mu_r \epsilon_r}} \quad (4.29)$$

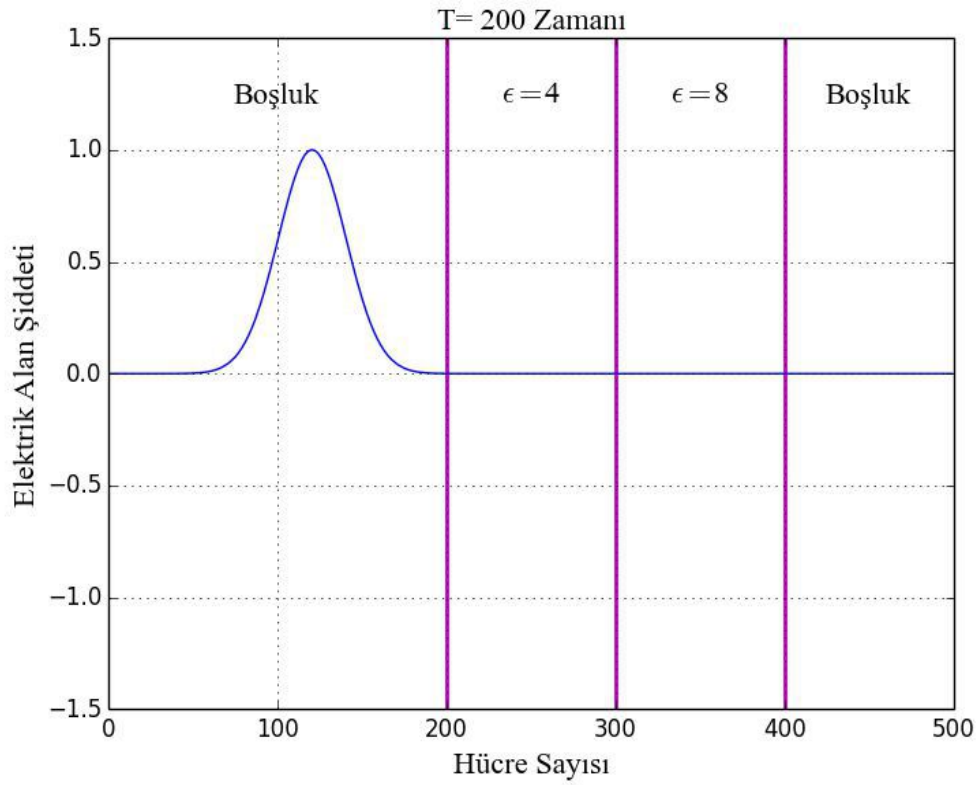
şeklindedir. Burada λ_0 EM dalganın boşluktaki dalga boyudur. Benzetimde $\mu_r = 1$ alınmıştır. Bu durumda dielektrik içinde dalga boyu;

$$\lambda = \frac{\lambda_0}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (4.30)$$

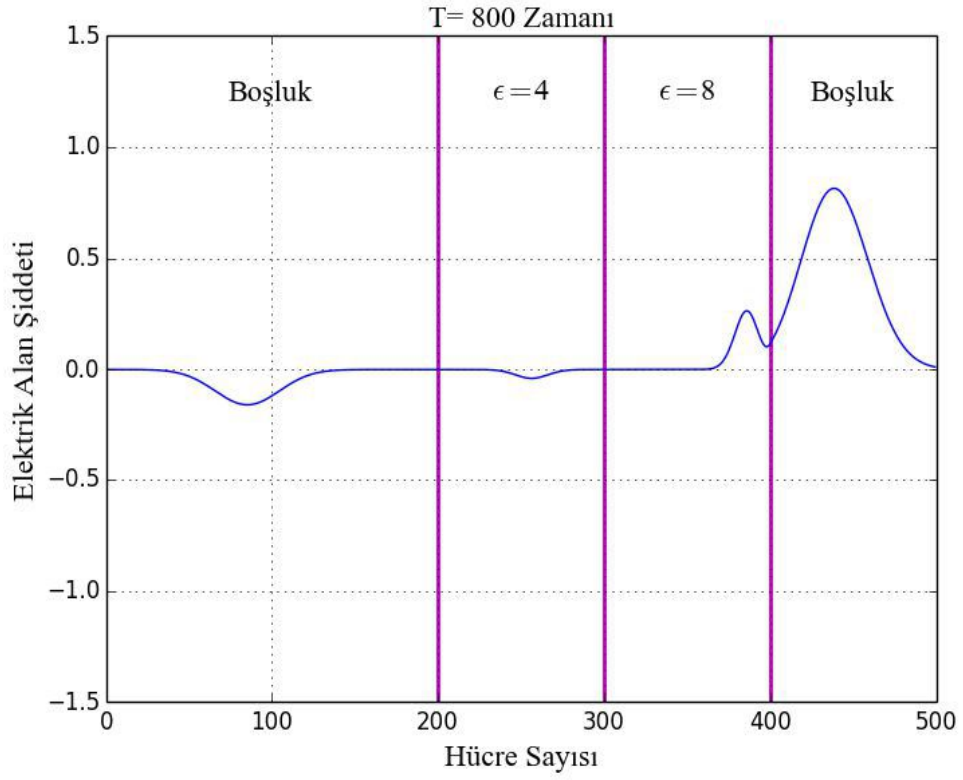
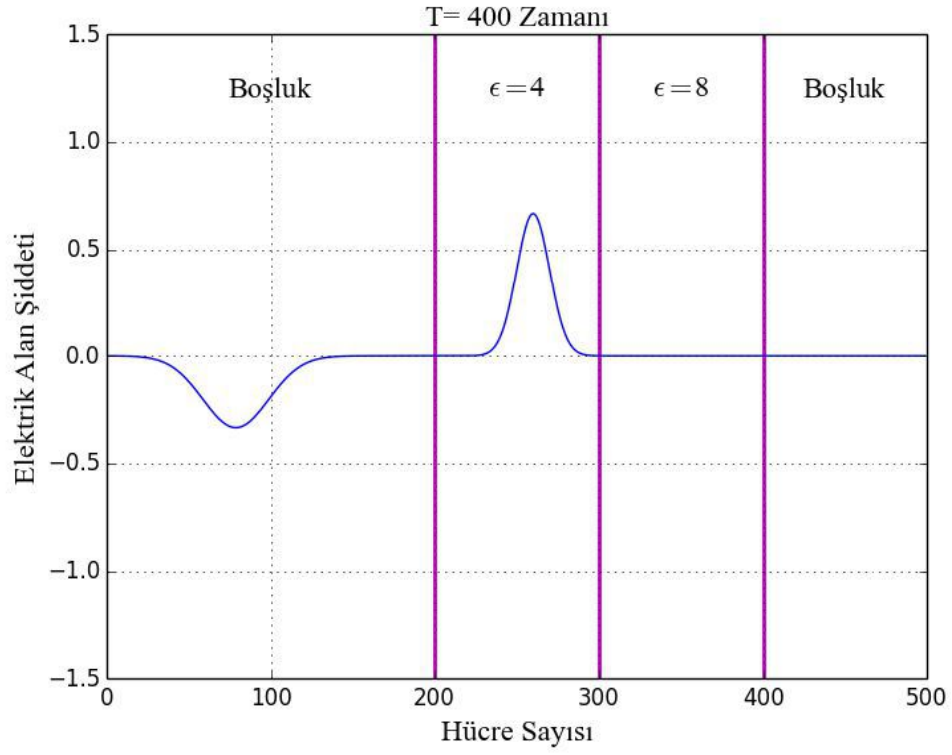
bulunur. Benzetimde $\epsilon_r = 4$ alınmıştır. Bu nedenle dielektrik içindeki dalga boyu $\lambda_0 / 2$ oranındadır. Yani dielektrik içindeki dalga boyu boşluktaki dalga boyunun yarısıdır.

4.3. EM Dalganın İki Dielektrik Katmana Çarpması

Bu bölümde art arda yerleştirilmiş iki dielektrik katmana çarpan EM dalganın benzetimi yapılmıştır. Daha fazla katmandan oluşan ortamların benzetimleri de benzer şekilde yapılabilir. Şekil 4.14'de iki dielektrik katmana çarpan EM dalganın benzetimi verilmiştir.



Şekil 4.14. İki dielektrikten oluşan katmana çarpan EM dalganın benzetimi



Şekil 4.14.(Devam) İki dielektrikten oluşan katmana çarpan EM dalganın benzetimi

4.4. EM Dalganın Kayıplı Ortama Çarpması

Maxwell denklemlerindeki rotasyonel ifadeleri;

$$\begin{aligned}\vec{\nabla} \times \vec{E} &= -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \\ \vec{\nabla} \times \vec{B} &= \mu_0 \vec{J} + \epsilon_0 \mu_0 \frac{\partial \vec{E}}{\partial t}\end{aligned}\quad (4.30)$$

şeklindedir. Burada $J=\sigma E$ 'dir ve $\sigma>0$ olduğu için bu ifade sadeleşmez. Bu durumda Ohm yasasına göre bir enerji kaybı olur. Bu kayıp ısı enerjisine dönüşür. (4.30) denkleminde J yerine σE ve B yerine μH konulursa denklem;

$$\frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon_0 \epsilon_r} \vec{\nabla} \times \vec{H} - \frac{\sigma}{\epsilon_0 \epsilon_r} \vec{E} \quad (4.31)$$

şeklini alır. Bir boyuta indirgenirse;

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{-1}{\epsilon_0 \epsilon_r} \frac{\partial H_y}{\partial z} - \frac{\sigma}{\epsilon_0 \epsilon_r} E_x \quad (4.32)$$

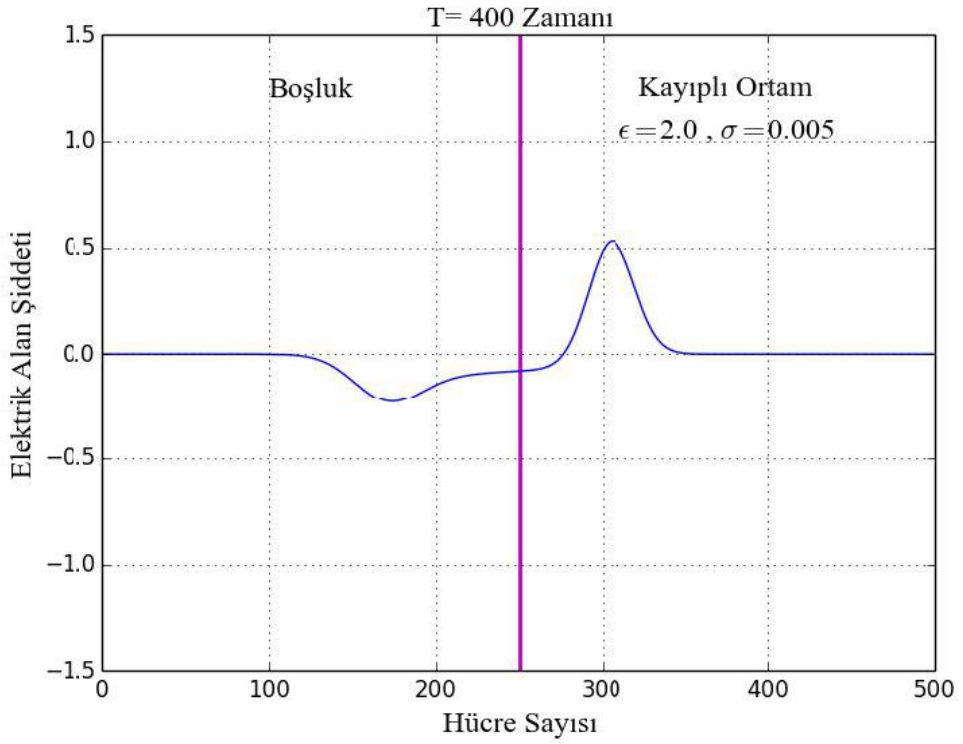
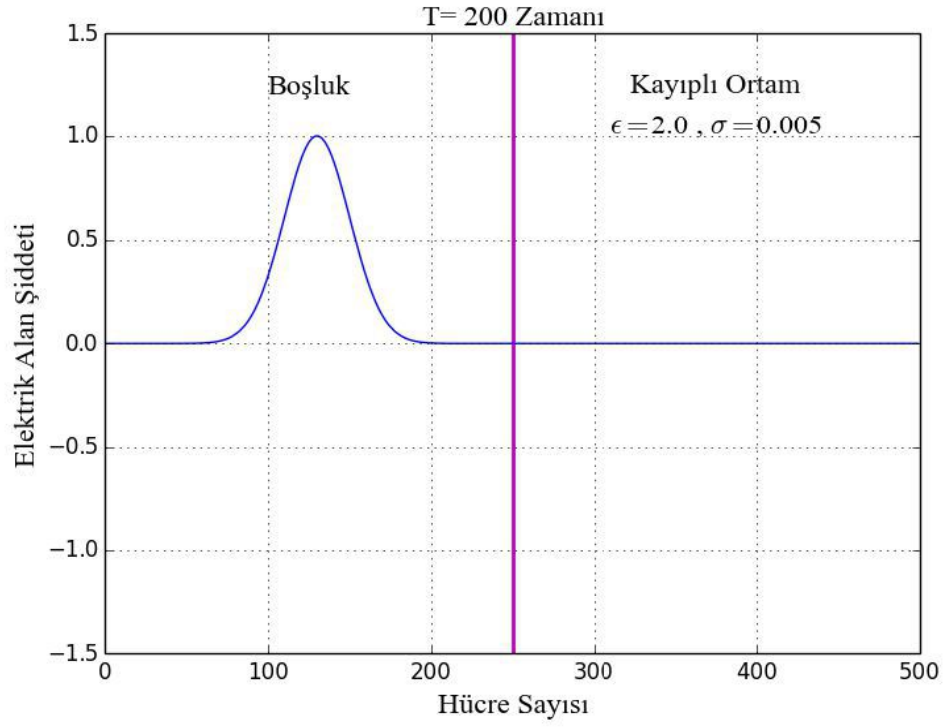
şeklini alır. Denklem normalize edilmesi için;

$$\tilde{E} = \sqrt{\frac{\epsilon_0}{\mu_0}} E \quad (4.33)$$

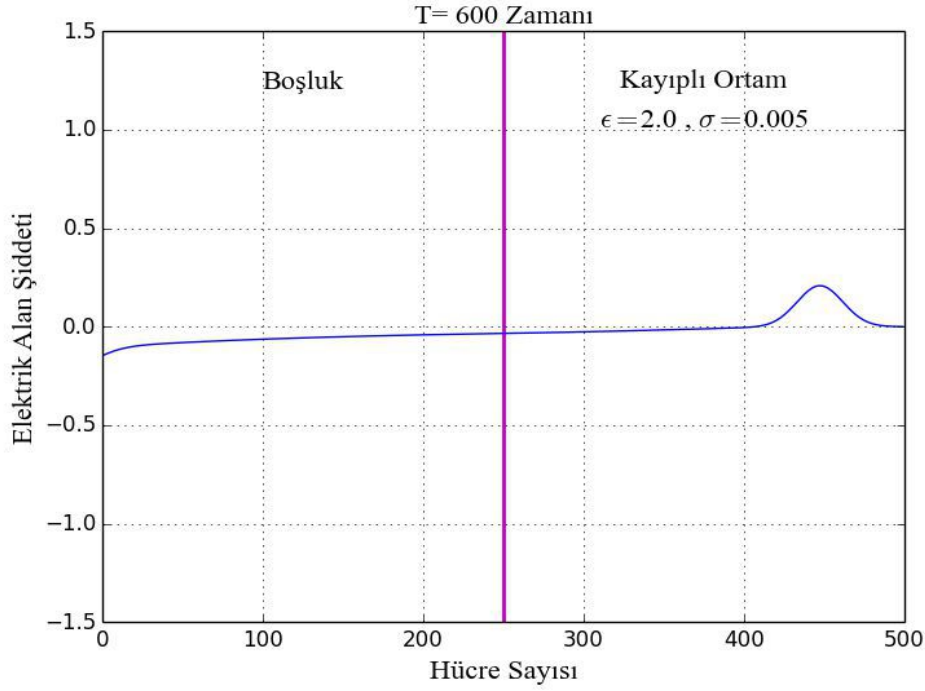
değişken dönüşümü yapılır. Denklem ayrıklaştırılırsa;

$$\tilde{E}_x^{n+\frac{1}{2}}(k) = \frac{1 - \frac{\Delta t \sigma}{2 \epsilon_0 \epsilon_r}}{1 + \frac{\Delta t \sigma}{2 \epsilon_0 \epsilon_r}} \tilde{E}_x^{n-\frac{1}{2}}(k) - \frac{\frac{\Delta t}{\sqrt{\epsilon_0 \mu_0}} \Delta x}{1 + \frac{\Delta t \sigma}{2 \epsilon_0 \epsilon_r}} \left(H_y^n(k + \frac{1}{2}) - H_y^n(k - \frac{1}{2}) \right) \quad (4.34)$$

şeklini alır. Şekil 4.15'de kayıplı ortamda Gauss darbesinin ilerlemesi gösterilmiştir.



Şekil 4.15. Kayıplı ortamda Gauss darbesinin ilerlemesi



Şekil 4.15.(Devam) Kayıplı ortamda Gauss darbesinin ilerlemesi

4.5. Farklı Frekanslar İçin Frekans Tepkisi ve Faz Grafikleri

Farklı frekanslardaki benzetimlerin yapılabilmesi için programlarda değişiklikler yapılması gerekir. Bunun yerine başka bir yöntem denklemleri bütün frekanslar için genişletmektir. Elektrik alanın Fourier dönüşümü;

$$E(f) = \int_0^{t_r} E(t) e^{-j 2\pi f t} dt \quad (4.35)$$

şeklindedir. Denklem ayrıklaştırılırsa;

$$E(f) = \sum_{n=0}^T E(n \Delta t) e^{-j 2\pi f (n \Delta t)} \quad (4.36)$$

şeklini alır. Denklem gerçel ve sanal kısmı olacak şekilde;

$$E(f) = \sum_{n=0}^T E(n \Delta t) \cos(2\pi f n \Delta t) - j \sum_{n=0}^T E(n \Delta t) \sin(2\pi f n \Delta t) \quad (4.37)$$

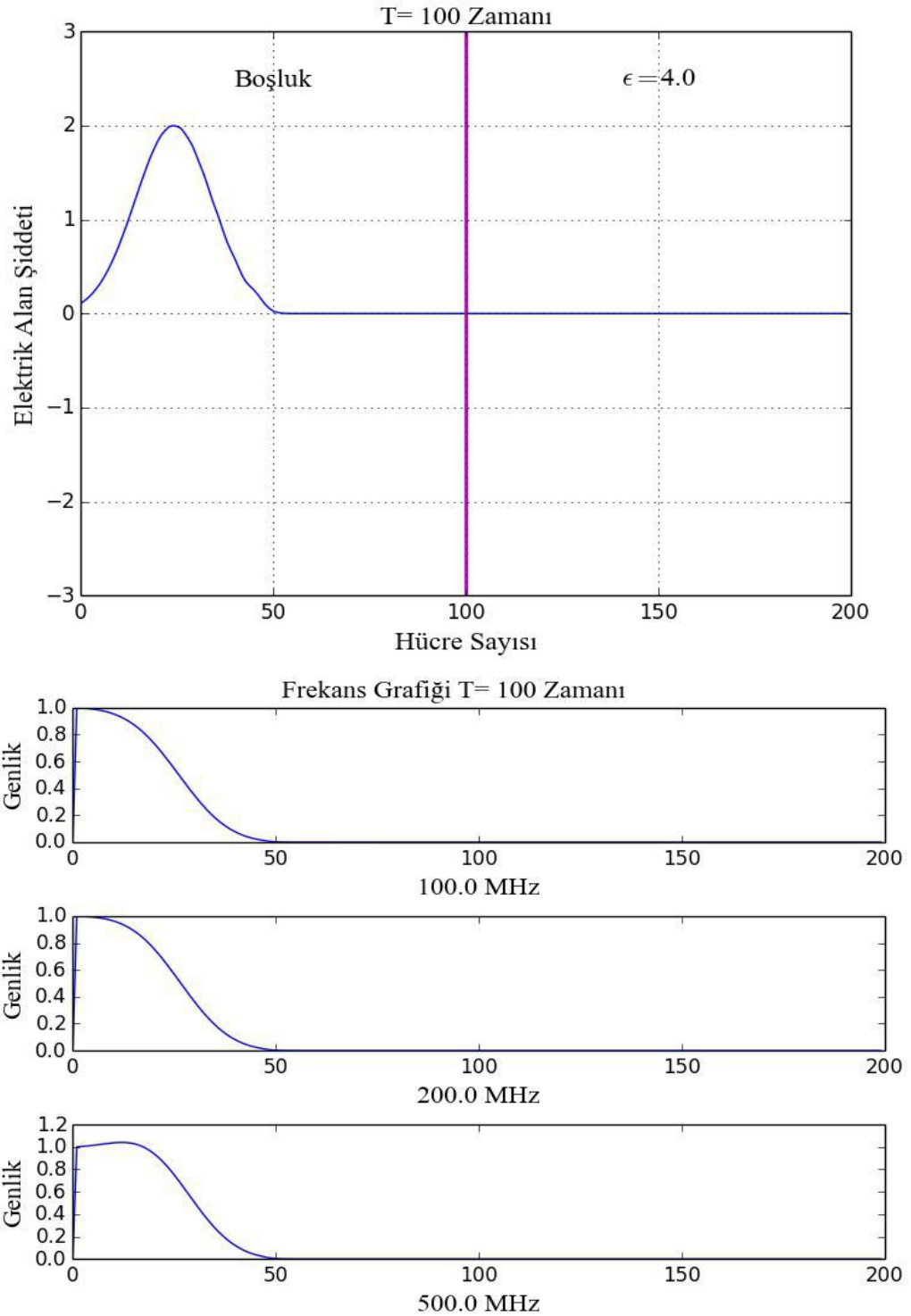
biçiminde yazılabilir. Denklemde gerçel kısım g, sanal kısım s ile gösterilirse genlik tepkisi;

$$\text{genlik} = \sqrt{g^2 + s^2} \quad (4.38)$$

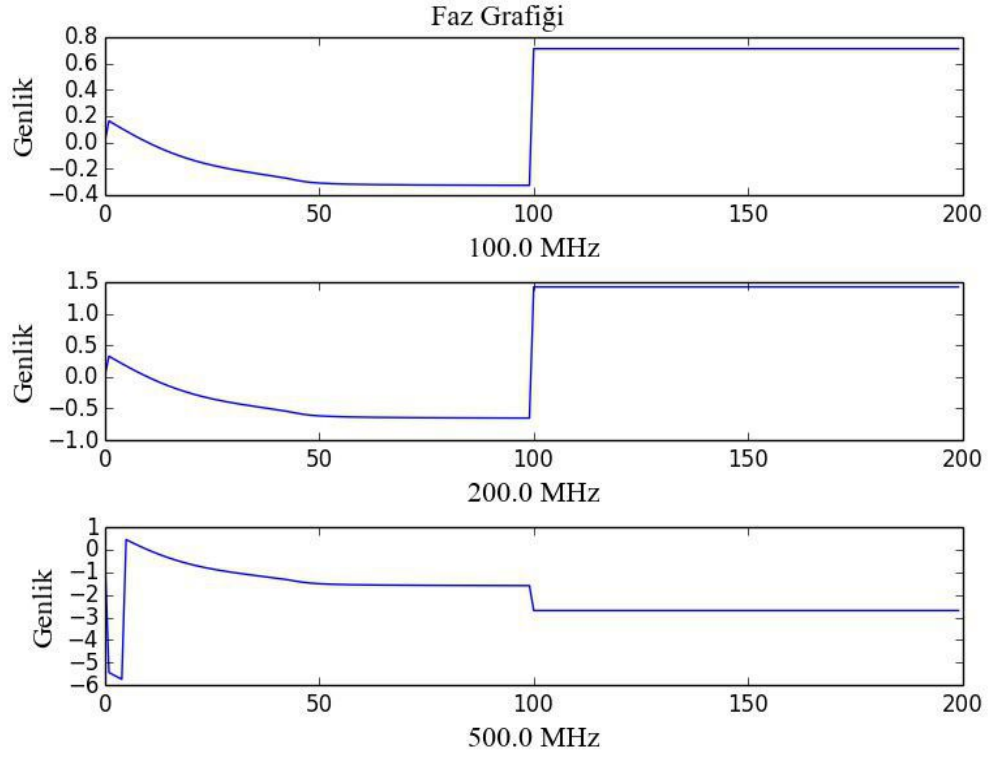
ve faz tepkisi;

$$\text{faz} = \arctan\left(\frac{s}{g}\right) \quad (4.39)$$

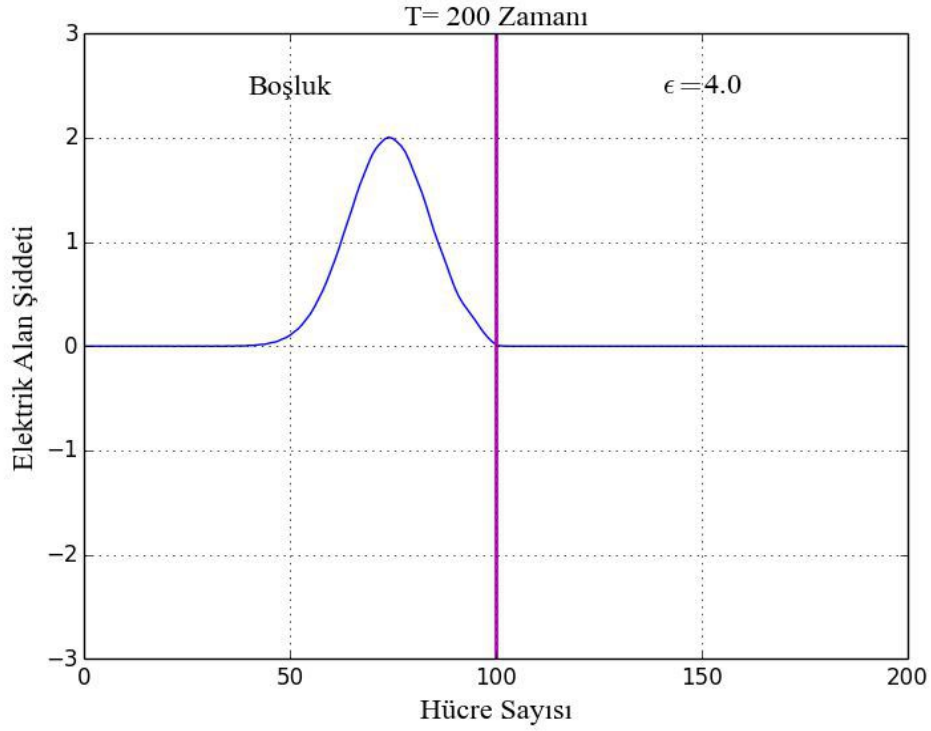
şeklinde olur. Şekil 4.16, Şekil 4.17 ve Şekil 4.18'de 100,200 ve 500 MHz için farklı T zaman adımlarındaki zaman grafiği ile genlik ve faz tepkeleri verilmiştir.



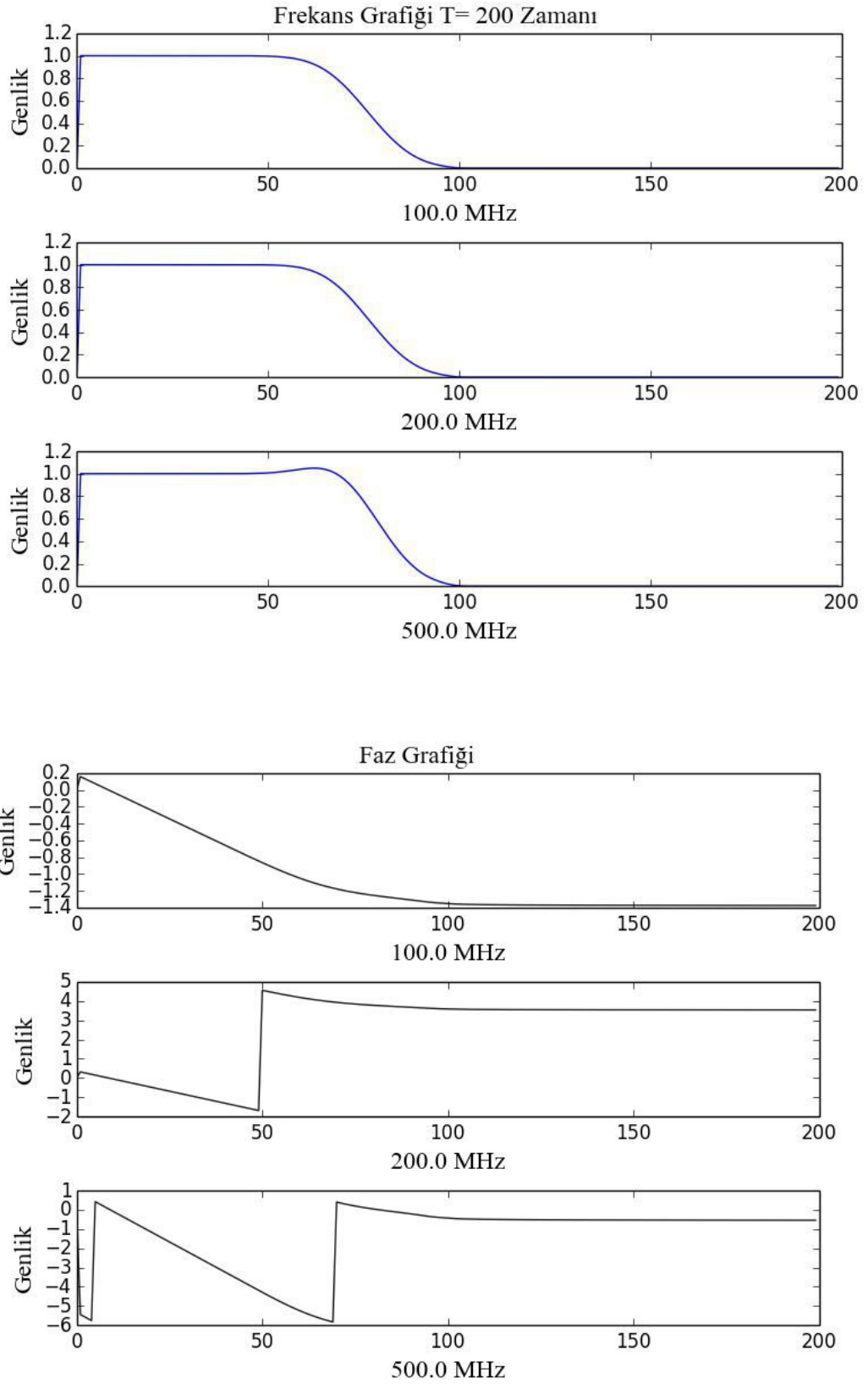
Şekil 4.16. T=100 için zaman,frekans ve faz grafikleri



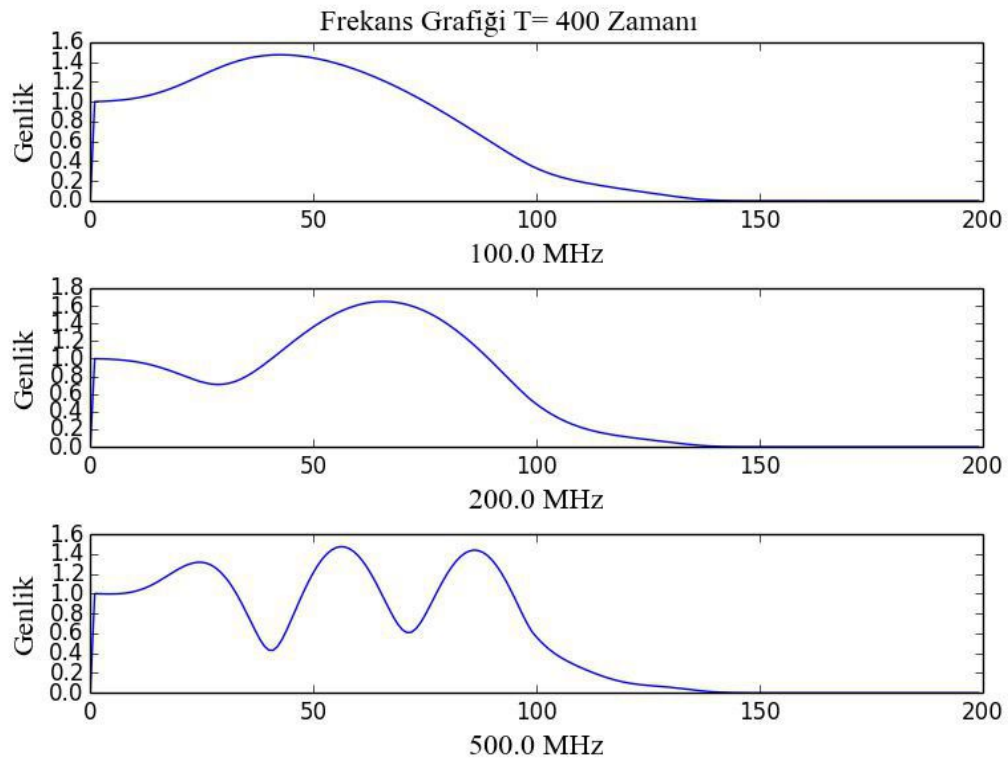
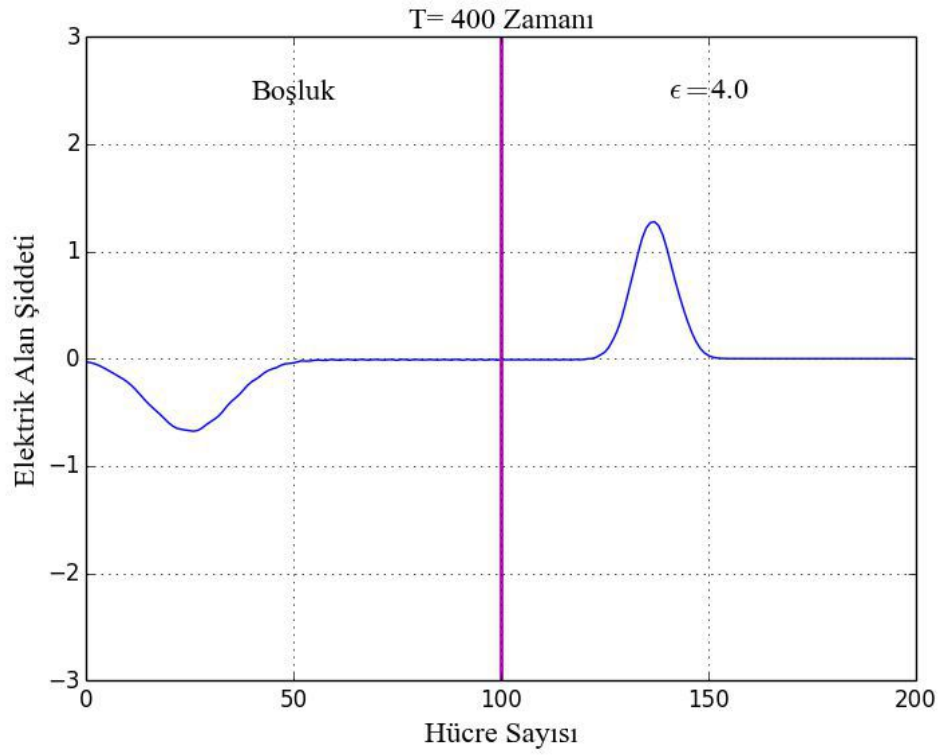
Şekil 4.16.(Devam) T=100 için zaman,frekans ve faz grafikleri



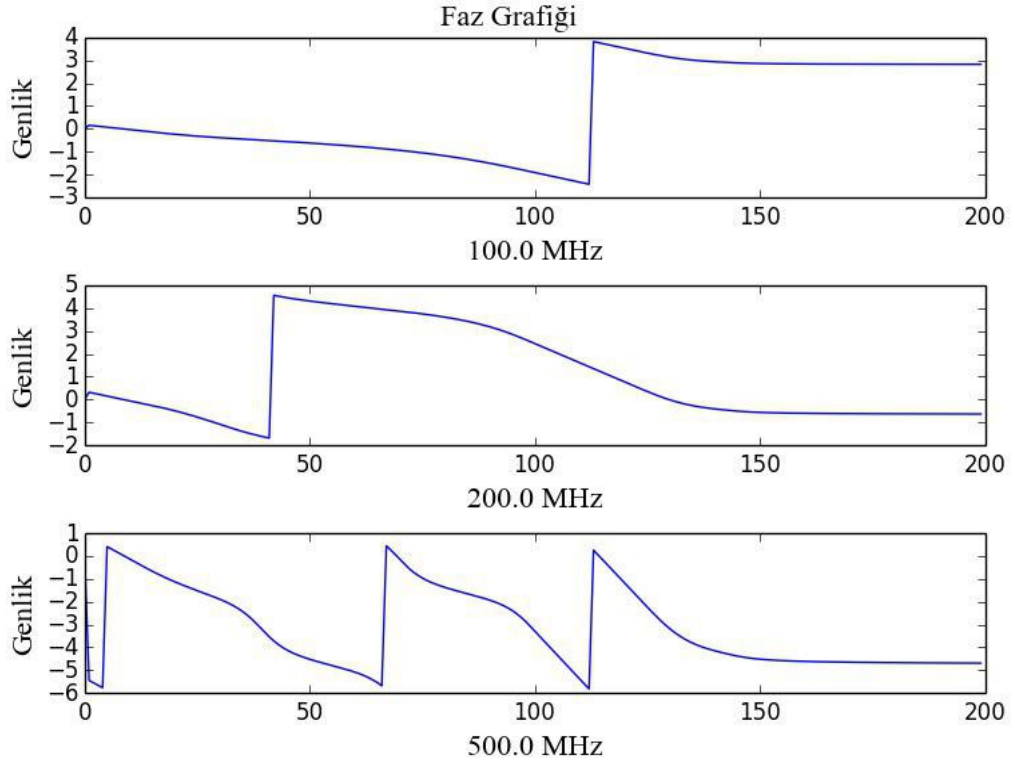
Şekil 4.17. T=200 için zaman,frekans ve faz grafikleri



Şekil 4.17.(Devam) T=200 için zaman,frekans ve faz grafikleri



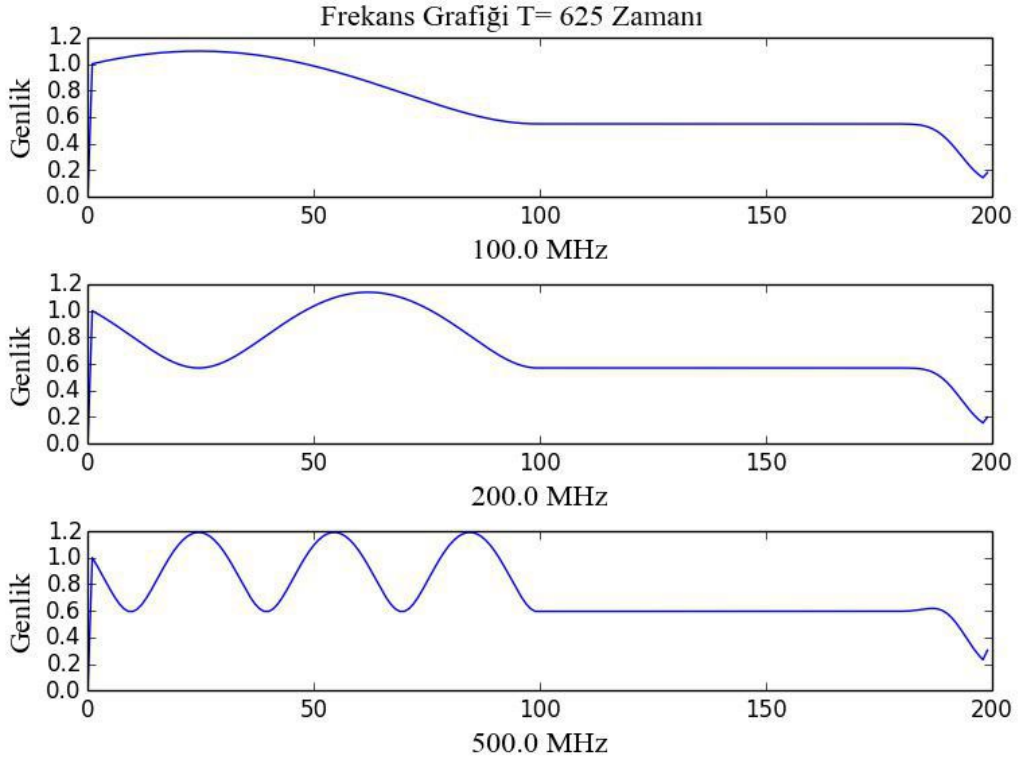
Şekil 4.18. T=400 için zaman,frekans ve faz grafikleri



Şekil 4.18.(Devam) T=400 için zaman,frekans ve faz grafikleri

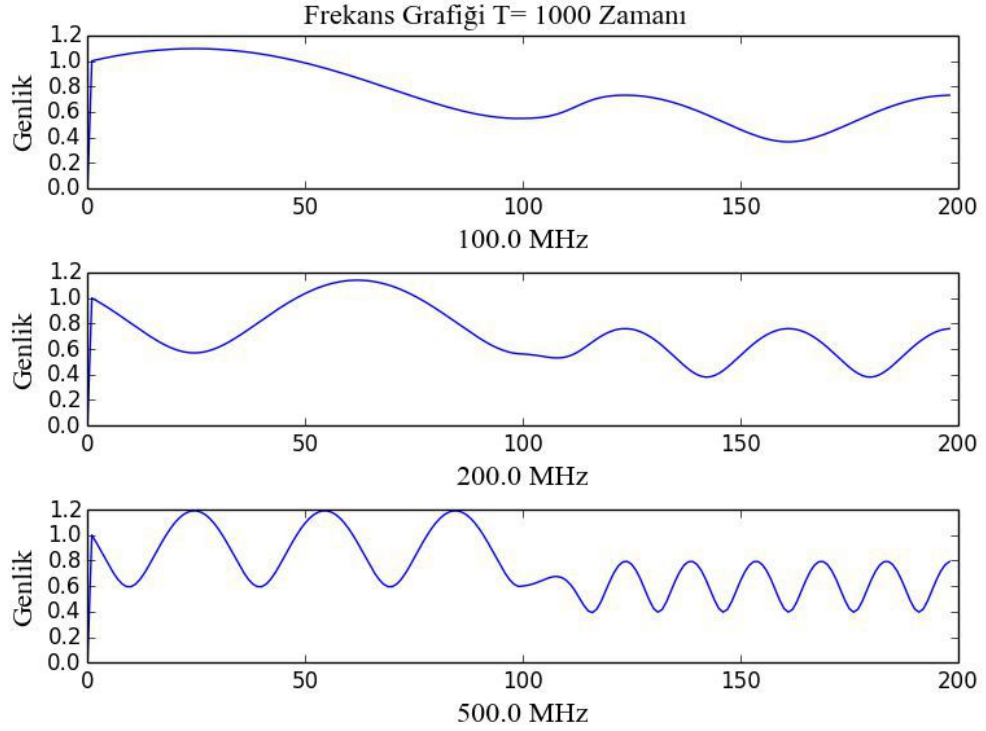
Her ne kadar kaynak olarak Gauss darbesi kullanılsada Fourier genliği belli bir frekanstaki sinüs kaynağının etkisini vermektedir. Bu zarf kullanılarak uzaysal tepe(spatial-peak) denilen SAR değeri hesaplanmaktadır. Bu konu SAR benzetimleri bölümünde anlatılmıştır. Şekil 4.17 incelendiğinde dalga henüz dielektriğe ulaşmamıştır. Geriye yansıma yoktur. Bu nedenle dielektrikten önce Fourier genliği sabittir. Dielektrik içinde ise dalga ulaşmadığı için zarf sıfırdır. Şekil 4.18'de dalga dielektrik içine girmektedir. Geriye yansıyan dalga girişim yaptığı için zarfta dalgalanmalar oluşmaktadır. Bu durum dalga boyu daha küçük olduğu için 500 MHz'de daha belirgindir. Dielektrik içinde yansıma olmadığı için zarfta dalgalanma görülmez. Yukardaki benzetim kayıplı ortam içindir. Bu nedenle dielektrik içinde dalga zayıflamaktadır. Bu nedenle dalganın zarfı gittikçe azalarak sönümlenmektedir.

Kayıpsız ortamda benzetim yapıldığında dielektrik içinde kayıp olmaz. Bu nedenle dalganın Fourier genliği sabittir. Şekil 4.19'da kayıpsız dielektrik için Fourier genliği grafiği verilmiştir.



Şekil 4.19. Kayıpsız ortamda farklı frekanslar için Fourier genliği grafikleri

Benzetim sırasında karşılaşılan bir sorunda sağ taraftaki sınır şartının düzgün çalışmamasıdır. Bunun nedeni dielektiriğin sınırı ile hesap uzayının sınırının ortak seçilmesidir. Sınır şartı doğru çalışmadığında sağ taraftaki sınırdan dielektiriğe doğru yansıma olmakta ve girişim yapmaktadır. Bu nedenle dielektirik içindede dalgalanma oluşur. Bu hesap hatası olup istenmeyen birşeydir. Bu nedenle hesap uzayı bütün cisimleri kapsayacak şekilde seçilmeli ve bir cismin sınırı ile hesap uzayının sınırı ortak olmamalıdır. Şekil 4.20'de bu durum görülmektedir.



Şekil 4.20. Doğru çalışmayan sınır şartının Fourier genliğine etkisi

4.6. İki Boyutlu Benzetimler

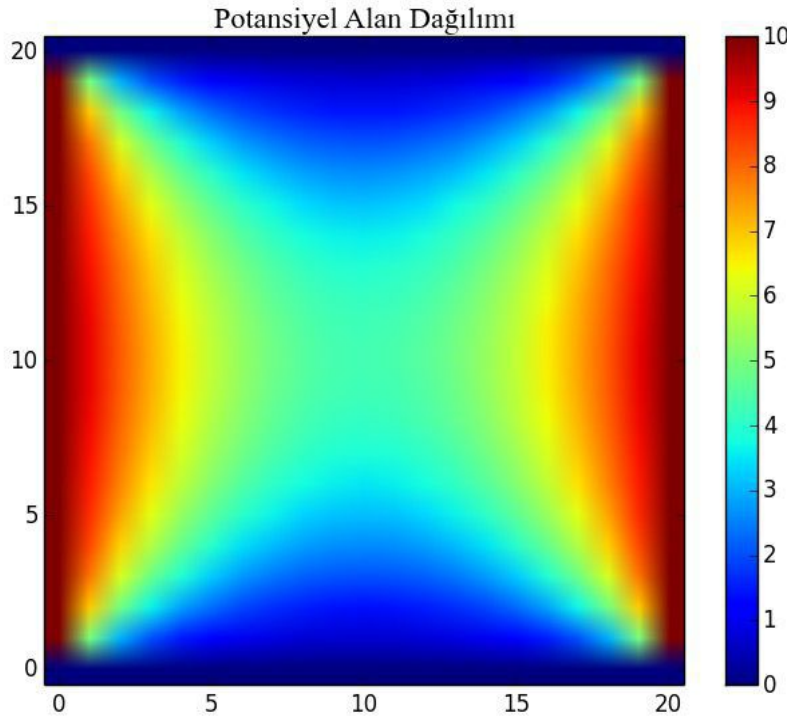
4.6.1. Sonlu farklar yöntemi benzetimleri

Bu bölümde sonlu farklar yöntemi kullanılarak Laplace denklemi çözülmüş ve şu benzetimler yapılmıştır;

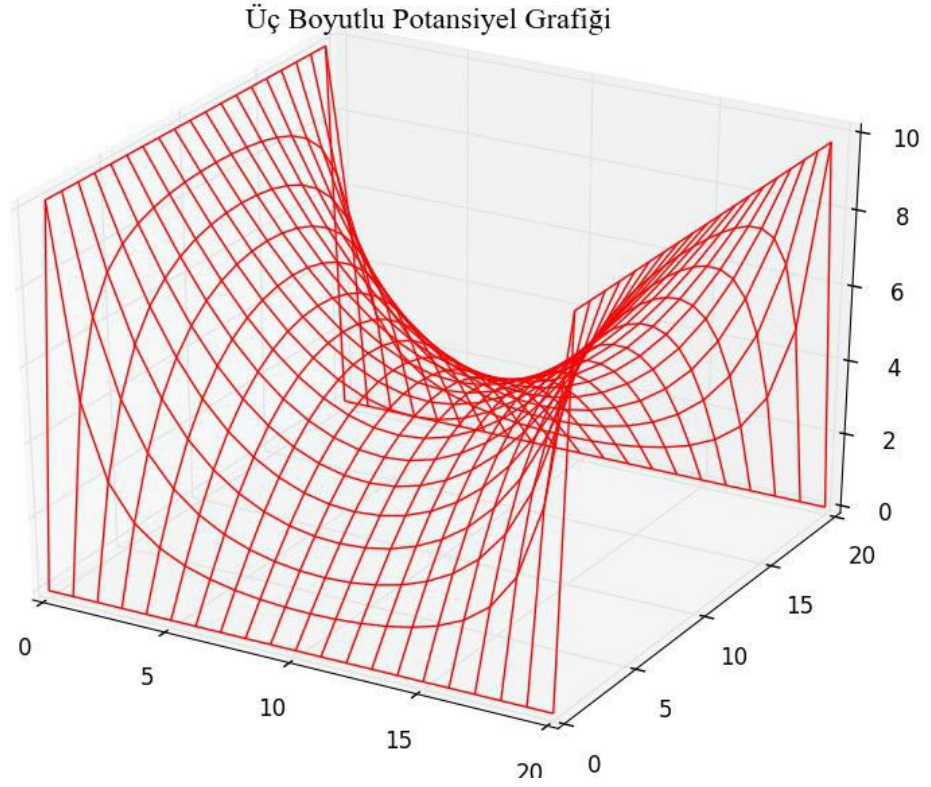
- Sınırlarda farklı potansiyel değerleri olan bir hesap uzayındaki potansiyel alan dağılımı hesaplanmıştır.
- İki paralel plaka arasındaki potansiyel ve elektrik alan dağılımı gösterilmiştir.
- Durgun elektrik alan içerisindeki dikdörtgen ve daire şeklindeki iki dielektrik içinde ve dışında oluşan potansiyel ve elektrik alanlar hesaplanmıştır.
- Durgun elektrik alan içindeki çok katmanlı dielektrik cisim içinde ve dışında oluşan potansiyel ve elektrik alanlar hesaplanmıştır.
- İnsan şeklinde basit bir model oluşturulmuş ve bu model içinde ve dışında oluşan potansiyel ve elektrik alanlar hesaplanmıştır.

4.6.2. Sınırlarda farklı potansiyel değerleri olan bir hesap uzayındaki potansiyel alan dağılımı

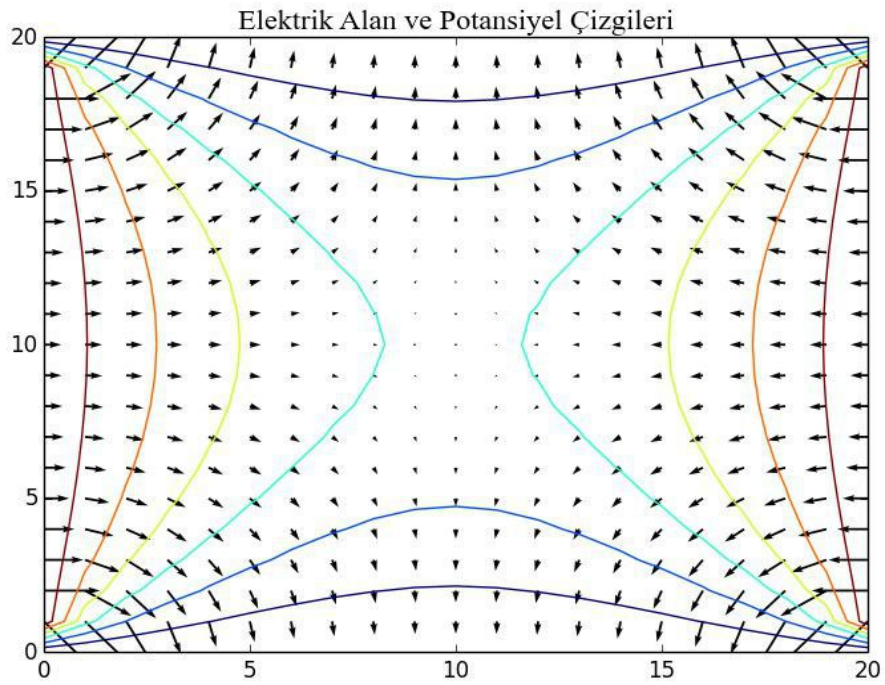
Sağ ve sol sınırları 10V , alt ve üst sınırları 0V olan bir bölgedeki alan dağılımları hesaplanmıştır. Hesap uzayı 20x20 hücreye bölünmüştür. Alan dağılımı Laplace denkleminin sonlu elemanlar yöntemiyle çözümünden elde edilmiştir. Şekil 4.21'de potansiyel alan dağılımı grafiği, Şekil 4.22'de üç boyutlu potansiyel alan grafiği ve Şekil 4.23'de elektrik alan ve eşpotansiyel çizgileri verilmiştir.



Şekil 4.21. Potansiyel alan dağılımı grafiği



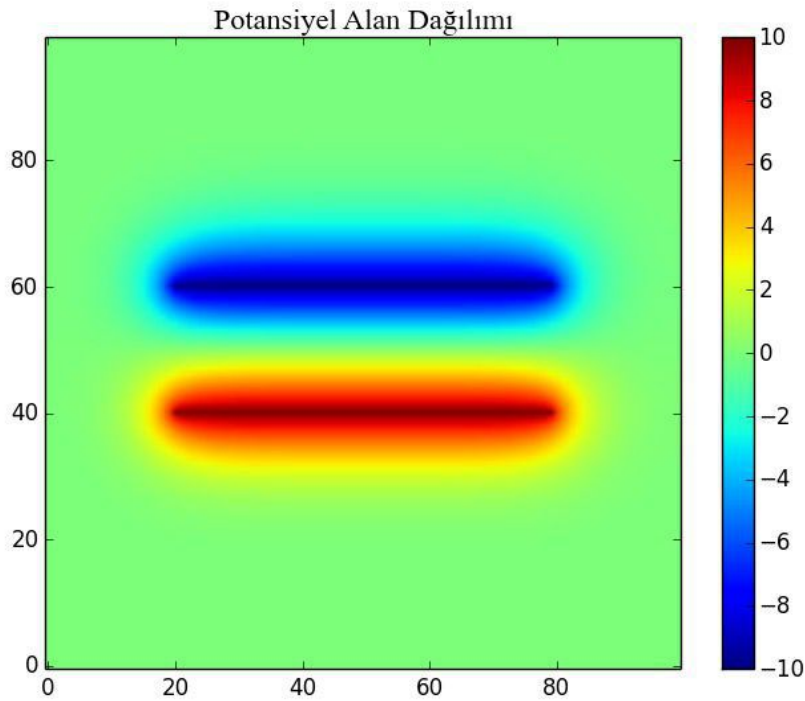
Şekil 4.22. Üç boyutlu potansiyel alan grafiği



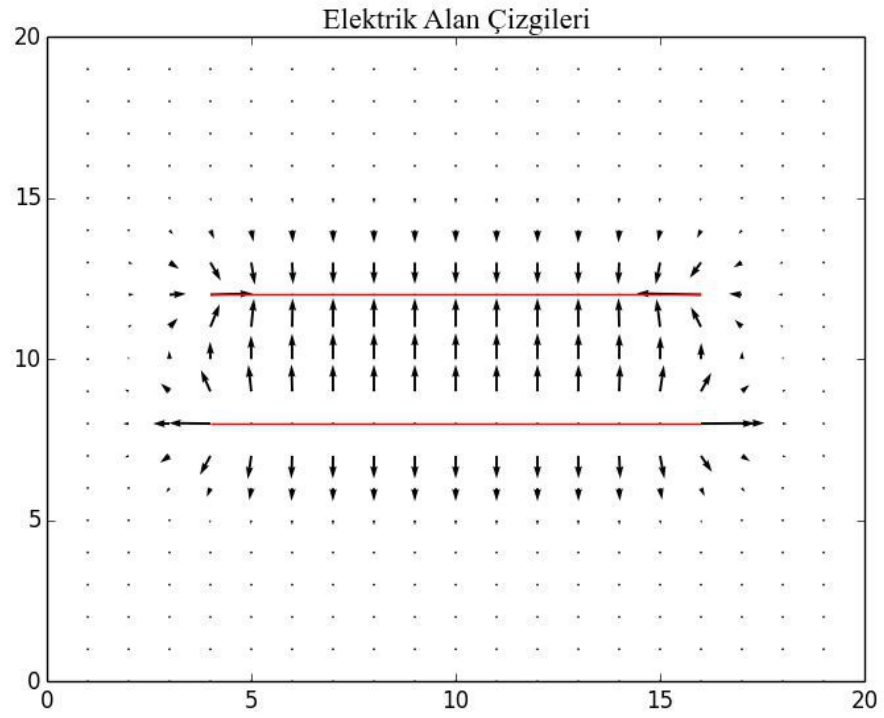
Şekil 4.23. Elektrik alan akı çizgileri ve eşpotansiyel çizgileri

4.6.3. İki paralel plaka arasındaki potansiyel ve elektrik alan dağılımı

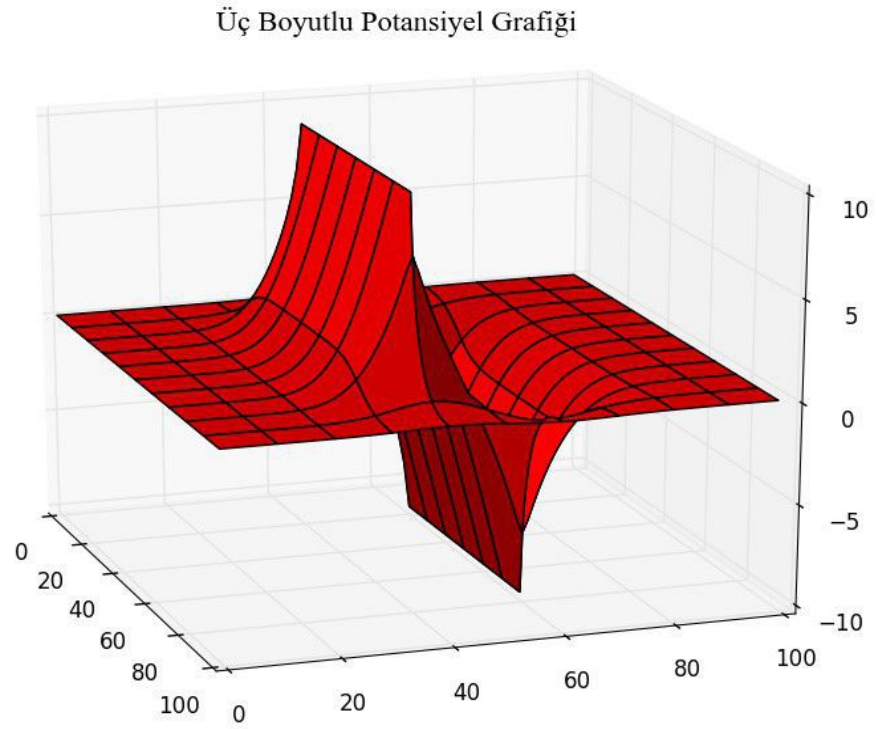
Bu bölümde paralel iki plakanın oluşturduğu potansiyel ve elektrik alanın benzetimleri yapılmıştır. Üst plaka -10V ve alt plaka 10V değerindedir. Hesap uzayı 100x100'lük bir ızgaraya bölünmüştür. İki plaka arasında 20 hücre bulunmaktadır. Şekil 4.24'de iki paralel plakanın oluşturduğu potansiyel alan grafiği, Şekil 4.25'de elektrik alan çizgileri ve Şekil 4.26'da potansiyel alanın üç boyutlu grafiği verilmiştir.



Şekil 4.24. İki paralel plakanın oluşturduğu potansiyel alan



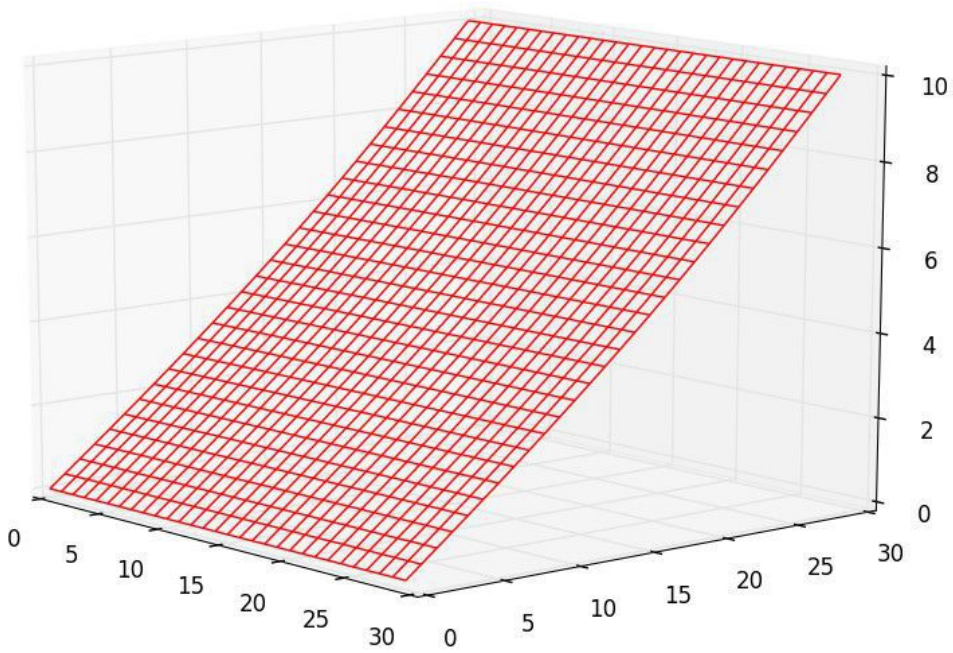
Şekil 4.25. İki paralel plakanın oluşturduğu elektrik alan çizgileri



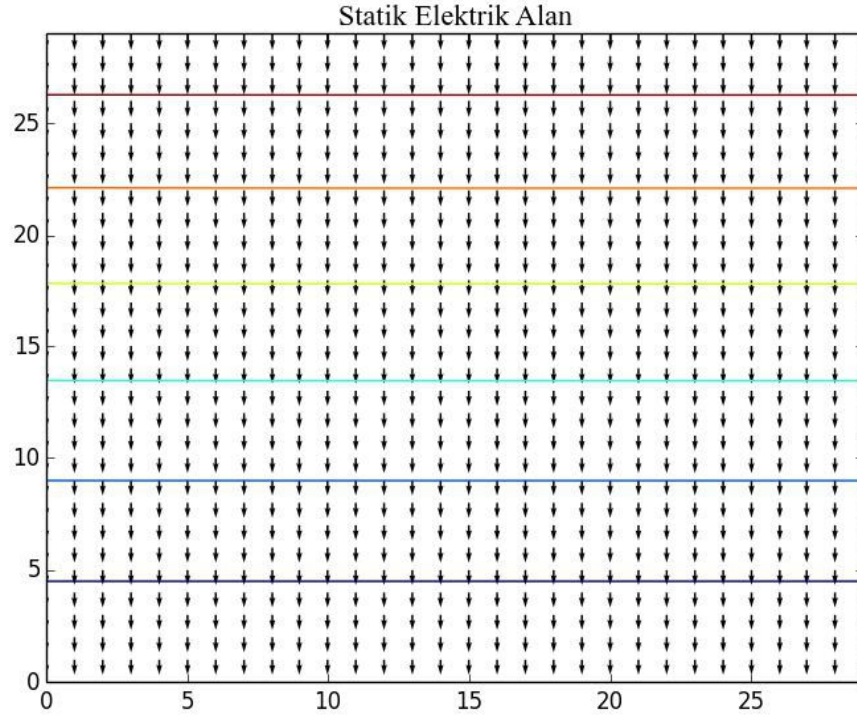
Şekil 4.26. Paralel plakanın oluşturduğu potansiyel alanın üç boyutlu grafiği

4.6.4. Statik elektrik alan içerisindeki dikdörtgen ve daire şeklindeki iki dielektriğin içinde ve dışında oluşan potansiyel ve elektrik alanların benzetimi

Bu bölümde durgun bir elektrik alan içine konulan dikdörtgen ve daire şeklinde iki dielektrik cismin içinde ve dışında oluşan potansiyel ve elektrik alanın benzetimi yapılmıştır. İlk olarak içinde cisim olmayan durgun elektrik alan için benzetim yapılmıştır. Şekil 4.27'de durgun elektrik alan için 3 boyutlu potansiyel alan grafiği ve elektrik alan çizgileri ile eşpotansiyel çizgileri grafikleri verilmiştir.



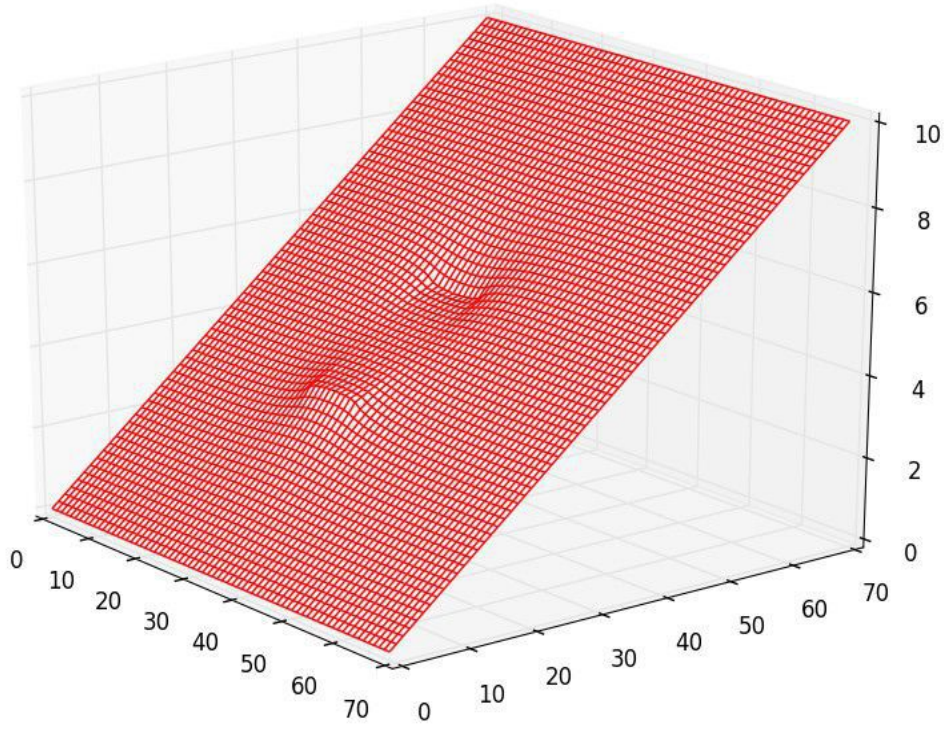
Şekil 4.27. Durgun elektrik alan için 3 boyutlu potansiyel alan grafiği ve elektrik alan çizgileri ile eşpotansiyel çizgileri grafikleri



Şekil 4.27.(Devam) Durgun elektrik alan için 3 boyutlu potansiyel alan grafiği ve elektrik alan çizgileri ile eşpotansiyel çizgileri grafikleri

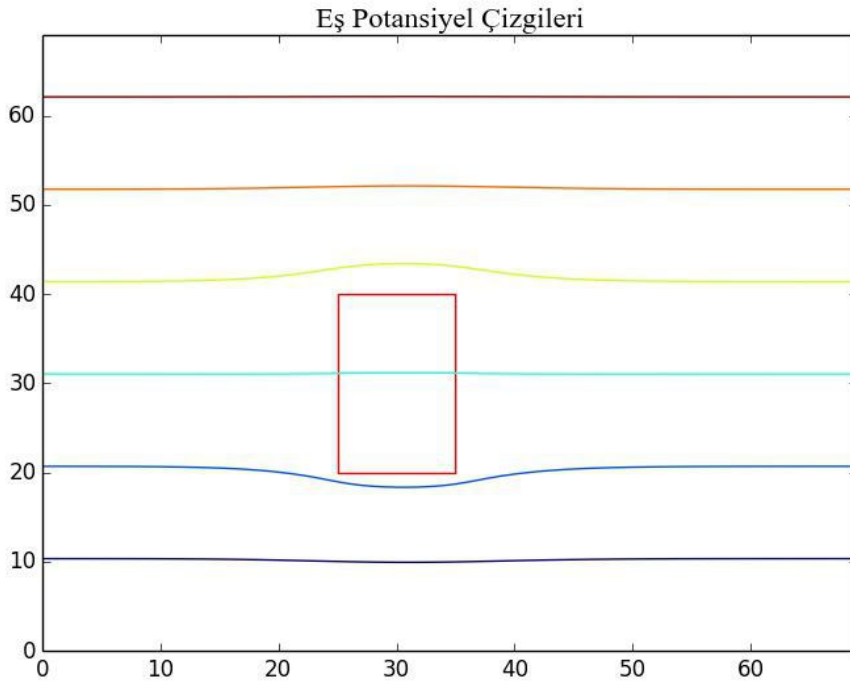
Sonra dikdörtgen şekilli dielektrik için benzetimler yapılmıştır. Hesap uzayı 70x70'lik ızgaraya bölünmüştür. Dielektrik cisim 10x20 boyutlarındadır ve cismin dielektrik sabiti $\epsilon_r=4$ olarak alınmıştır. Şekil 4.28'de dikdörtgen dielektrik için potansiyel alanın 3 boyutlu grafiği verilmiştir.

Üç Boyutlu Potansiyel Grafiği

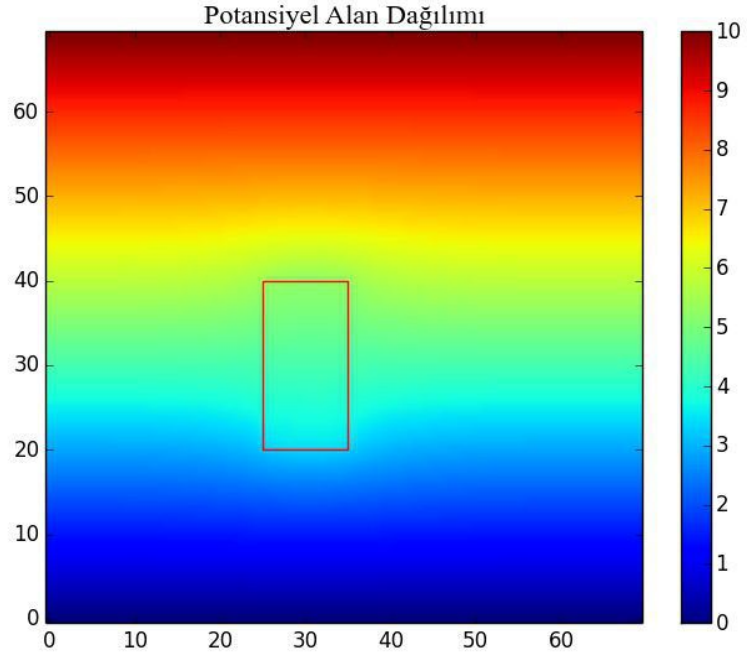


Şekil 4.28. Potansiyel alanın 3 boyutlu grafiği

Şekil 4.29'da eşpotansiyel çizgileri ile potansiyel alan dağılımı grafikleri verilmiştir.

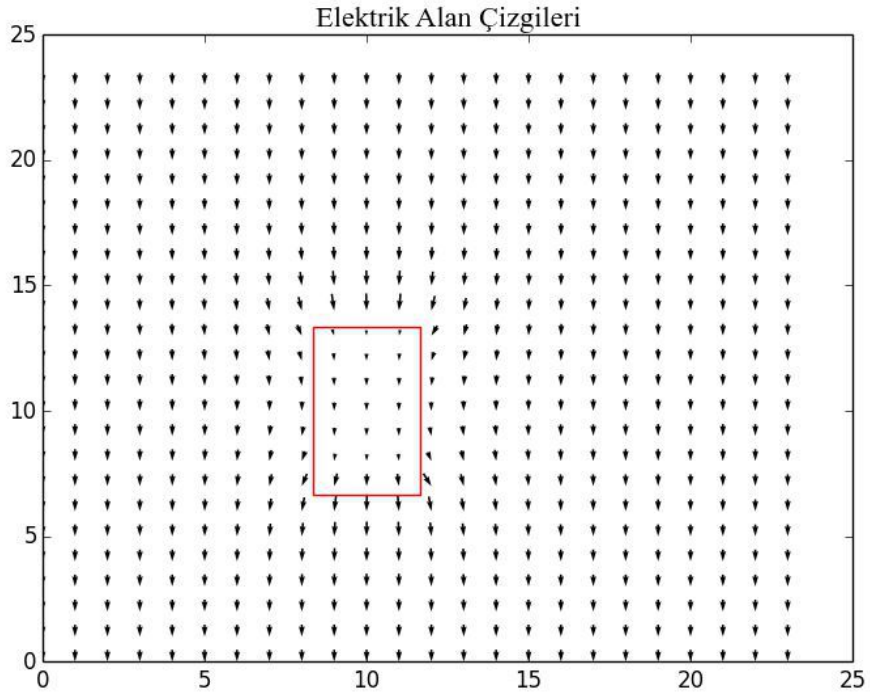


Şekil 4.29. Eşpotansiyel çizgileri ve potansiyel alan dağılımı grafikleri



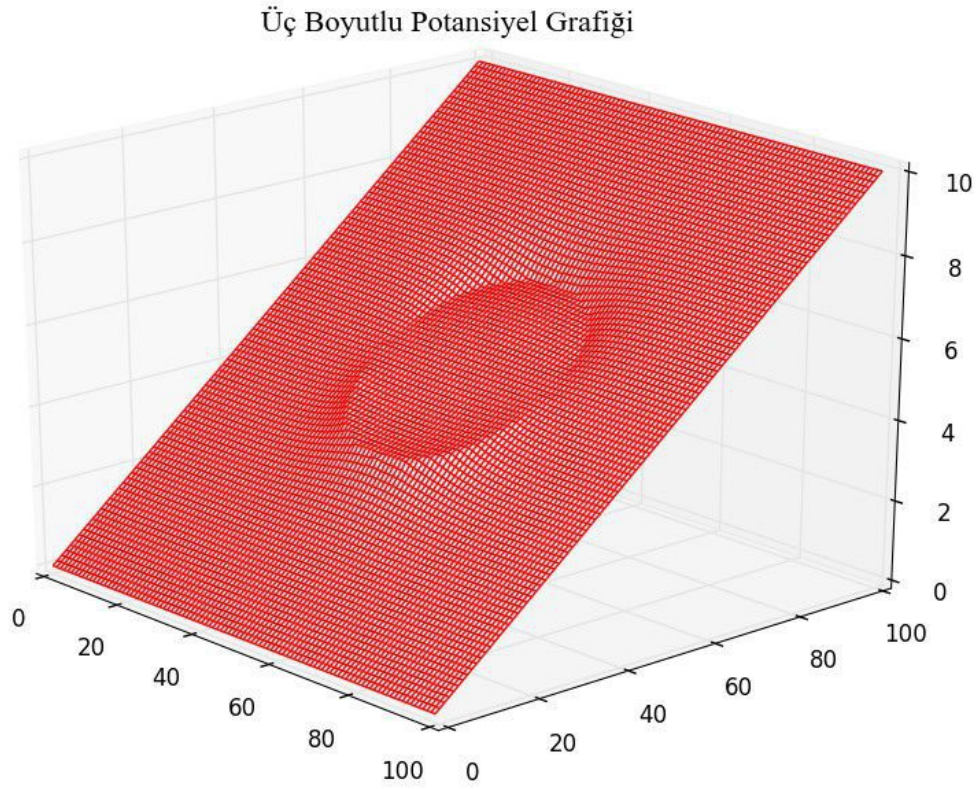
Şekil 4.29.(Devam) Eşpotansiyel çizgileri ve potansiyel alan dağılımı grafikleri

Şekil 4.30'da elektrik alan çizgileri ve elektrik alan akış çizgileri grafikleri verilmiştir.



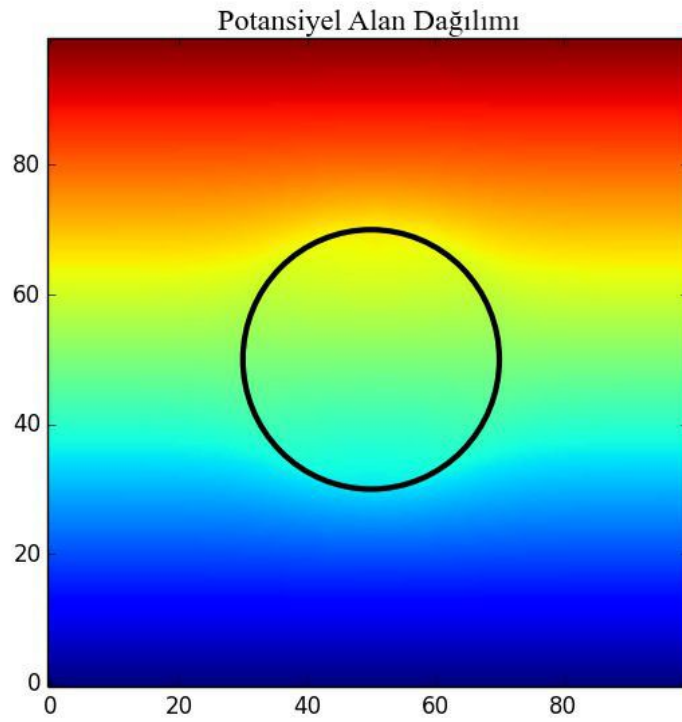
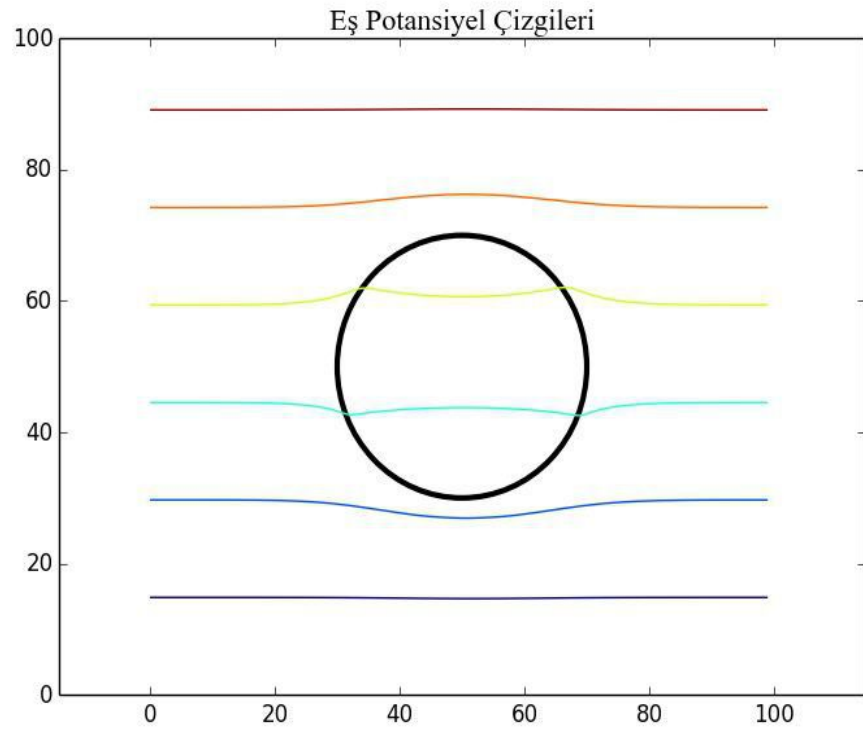
Şekil 4.30. Elektrik alan çizgileri ve elektrik alan akış çizgileri grafikleri

Son olarak durgun elektrik alan içinde daire şeklindeki dielektrik cismin içindeki ve dışındaki potansiyel ve elektrik alanların benzetimi yapılmıştır. Hesap uzayı 100x100'lük ızgaraya bölünmüştür. Dairenin yarıçapı 20 birimdir ve dielektrik sabiti $\epsilon_r=4$ 'tür. Şekil 4.31'de potansiyel alanın 3 boyutlu grafiği verilmiştir.



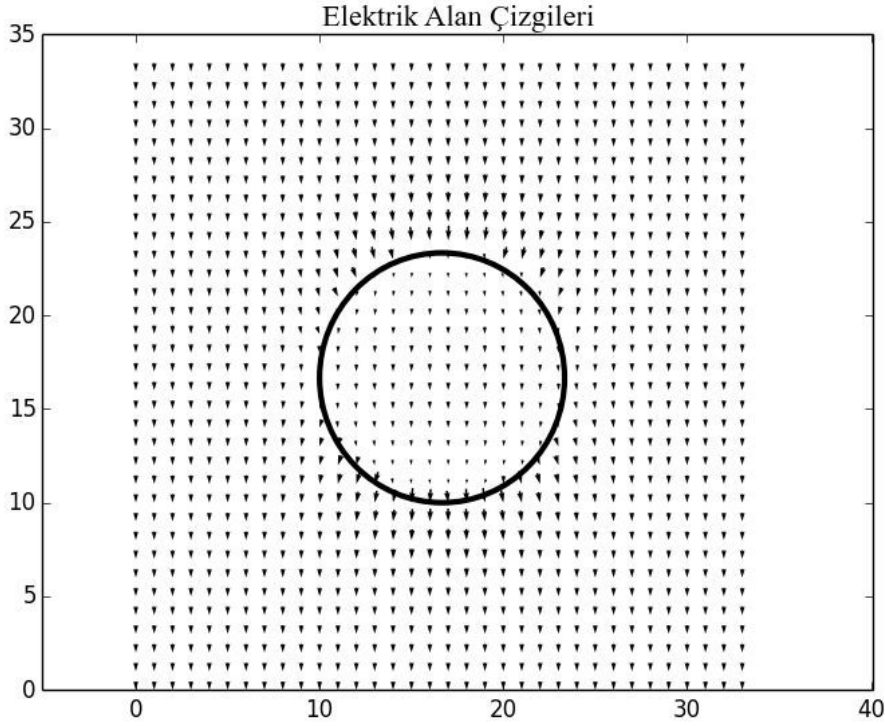
Şekil 4.31. Daire için Potansiyel alanın 3 boyutlu grafiği

Şekil 4.32'de eş potansiyel çizgileri ve potansiyel alan dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 4.32. Daire için eş potansiyel çizgileri ve potansiyel alan dağılımı

Şekil 4.33'de elektrik alan çizgileri verilmiştir.



Şekil 4.33. Daire için elektrik alan çizgileri

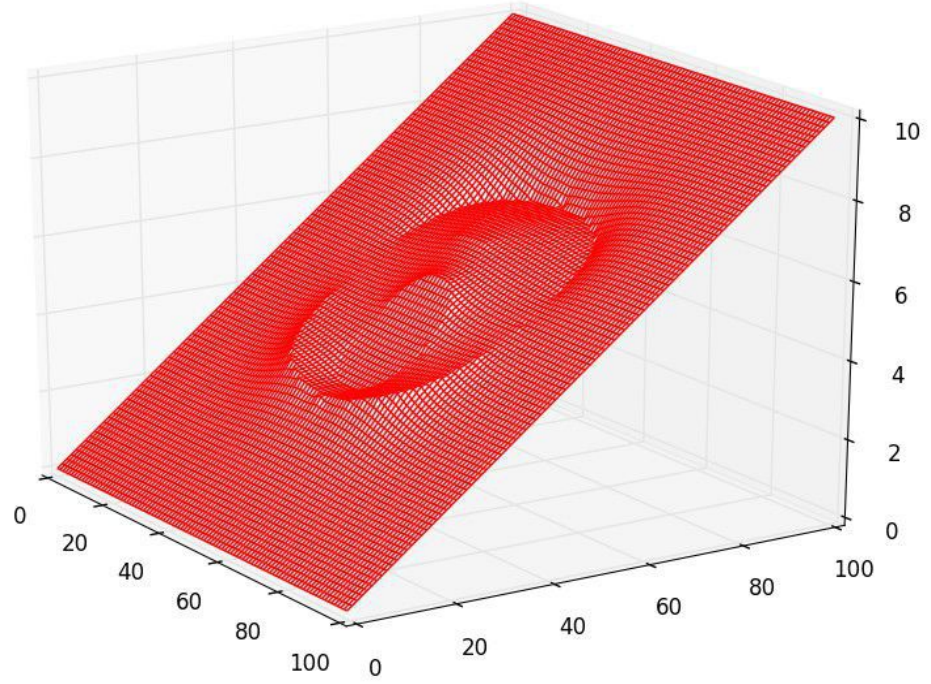
Benzetimlere göre elektrik alanın dielektriğe girdiği bölgede elektrik alan çizgileri dielektriğe yönelmektedir. Tersine alanın dielektrikten çıktığı bölgede alan çizgileri dielektrikten uzaklaşacak şekilde yönlenmektedir. Bunun nedeni sınır şartlarıdır. Sınırdaki elektrik alanın teğet bileşenleri eşitken normal bileşenleri süresizdir. Yani $E_{t1}=E_{t2}$ ve $\epsilon_1 E_{n1} = \epsilon_2 E_{n2}$ formülleri geçerlidir. Burada E_t teğet bileşenler ve E_n normal(dik) bileşenlerdir. Dik veya dike yakın gelen alan çizgilerinde çok küçük bir değişim olurken teğet bileşenlerde değişim fazladır ve alan çizgileri dielektriğe doğru bükülmektedir. Tam tersine dış ortamdaki dielektrik sabiti iç ortamdakinden büyük ise alan çizgileri dielektrikten uzaklaşmaktadır. Ayrıca daire içinde elektrik alan düzgün iken dikdörtgen içinde alan düzgün değildir. Yani dielektriğin geometrisine göre elektrik alanın yönü ve genliği farklılık göstermektedir.

4.6.5. Durgun elektrik alan içindeki çok katmanlı dielektrik cisimdeki potansiyel ve elektrik alan dağılımları

Bu bölümde durgun elektrik alan içine birden fazla dielektrik içeren bir cisim yerleştirilmiştir. Bu cismin içindeki ve dışındaki potansiyel ve elektrik alan incelenmiştir. Bu şekilde hesap uzayına istenilen sayıda ve şekilde cisim eklenerek

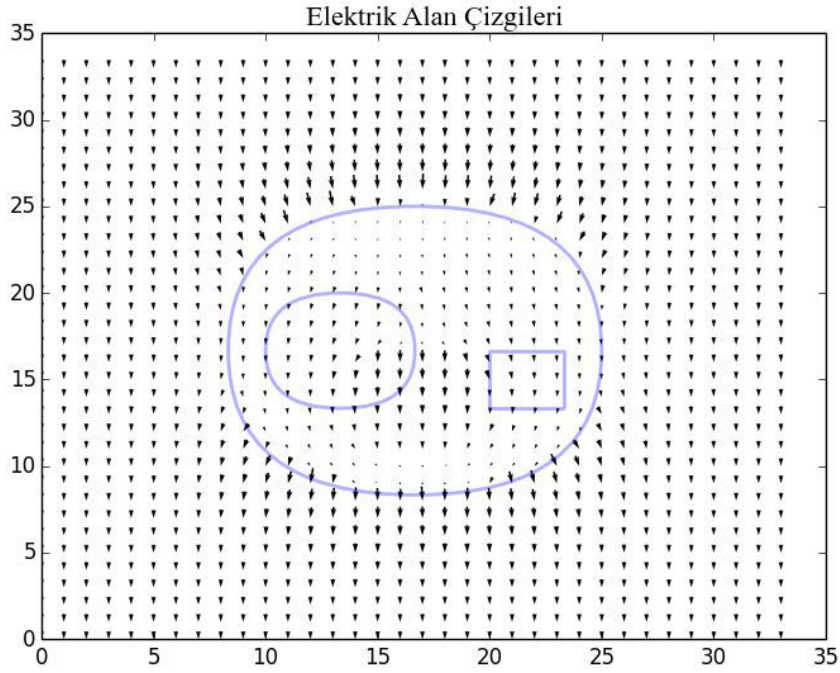
benzetim yapılabileceği gösterilmiştir. Ayrıca cisimler birbirinin içine yerleştirilebilmektedirler. Katmanların bağıl dielektrik sabitleri 16, 2 ve 32'dir. Şekil 4.34'de üç boyutlu potansiyel alan grafiği verilmiştir.

Üç Boyutlu Potansiyel Grafiği



Şekil 4.34. Çok katmanlı yapı için üç boyutlu potansiyel alan grafiği

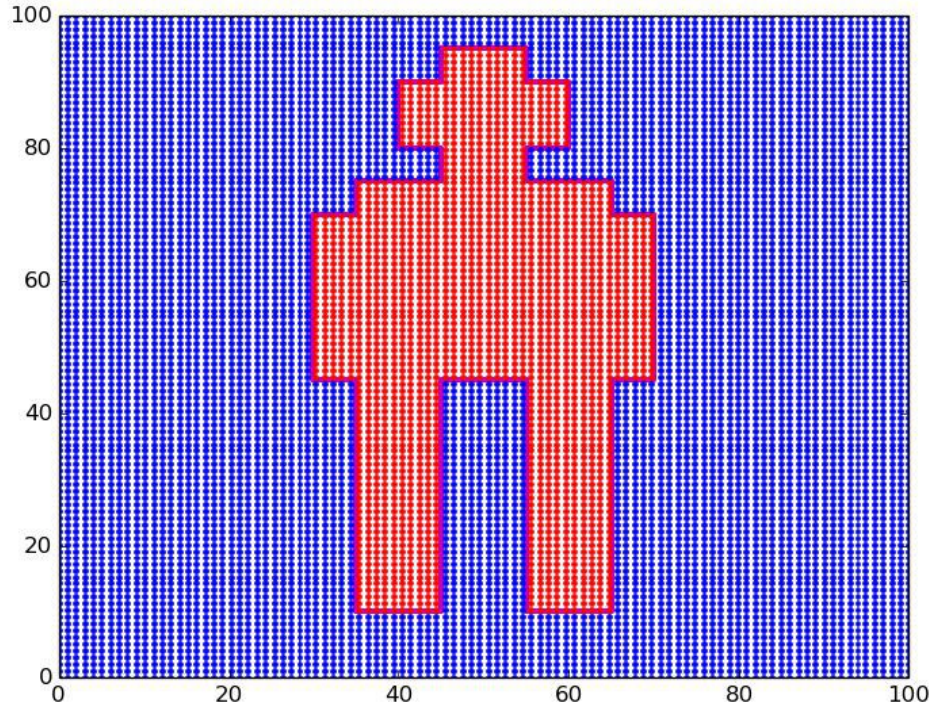
Şekil 4.35'de elektrik alan çizgileri verilmiştir.



Şekil 4.35. Çok katmanlı yapı için elektrik alan çizgileri

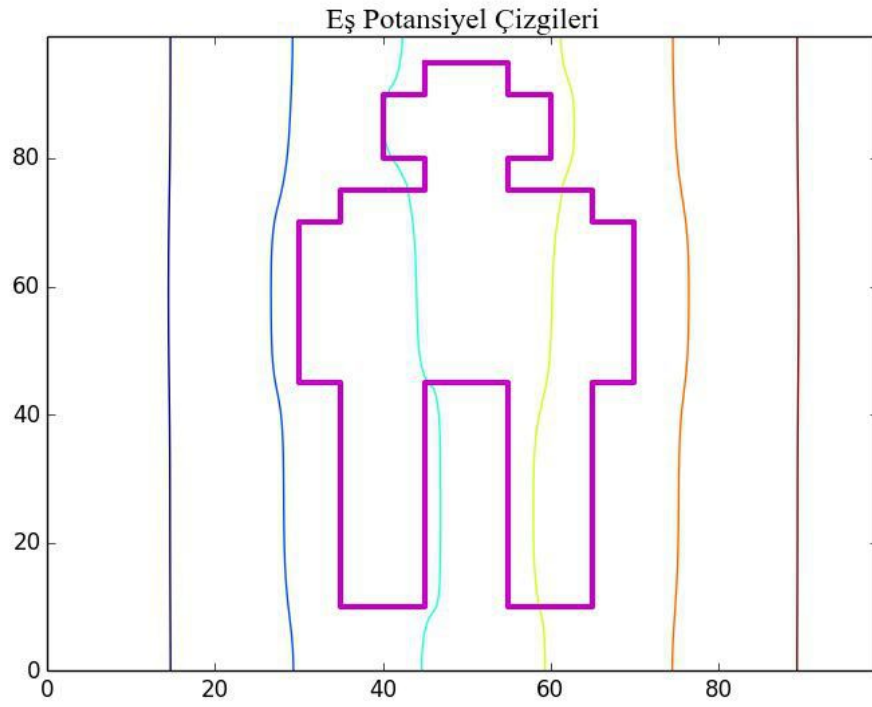
4.6.6. Basit insan modeli için benzetim

Bu bölümde basit bir insan modelinin içinde ve dışında oluşan potansiyel ve elektrik alan dağılımları incelenmiştir. Model için bağıl dielektrik sabiti $\epsilon_r=4$ 'tür. Hesap uzayı 100x100'lük ızgaraya bölünmüştür. Program içinde cismin bulunduğu hücrelere cismin elektriksel özellikleri verilir. Bu yöntem basit geometriler için kullanılabilir. Karmaşık geometriler için başka yöntemlerin kullanılması daha doğrudur. Matematiksel olarak tanımlanabilen çokgen(poligon), bezier eğrileri ve B-spline eğrileri gibi geometrik yapıların kullanımı daha doğrudur. Diğer bir yöntemde geometrilerin bir bilgisayar destekli tasarım yazılımı kullanılarak oluşturulmasıdır. CAD tasarımları programlama dilleri ile işlenerek sonlu farklar veya zamanda sonlu farklar yöntemlerinde kullanılabilirler. Basit insan modeli poligon oluşturularak programa tanıtılmıştır. Bu sayede bir hücrenin poligonun içindemi dışındamı olduğu kolayca sorgulanabilir. Şekil 4.36'da oluşturulan basit insan modeli verilmiştir.

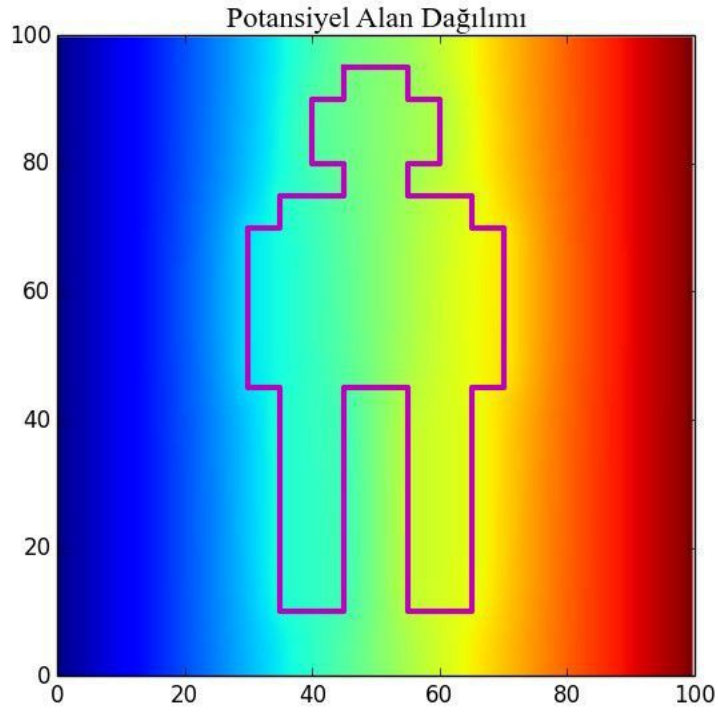


Şekil 4.36. Basit insan modeli

Şekil 4.37'de eşpotansiyel çizgileri ve potansiyel alan dağılımı verilmiştir.

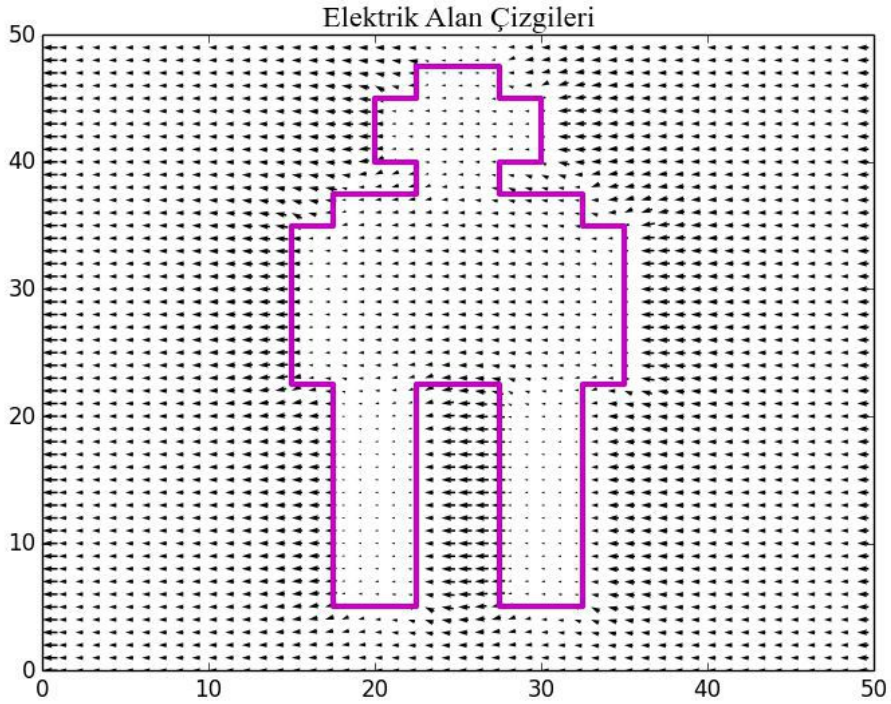


Şekil 4.37. İnsan modeli için eşpotansiyel çizgileri ve potansiyel alan dağılımı

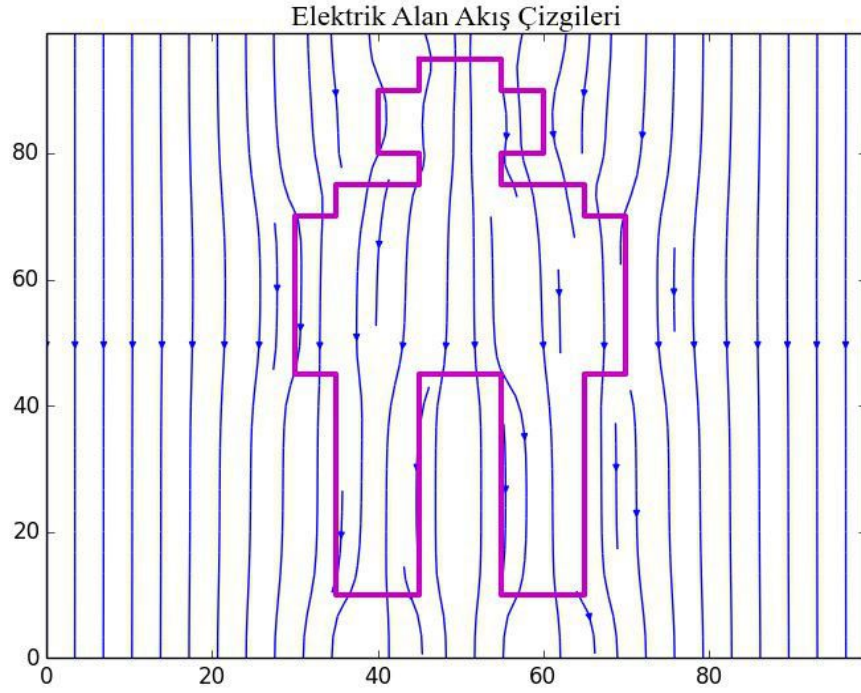


Şekil 4.37.(Devam) İnsan modeli için eşpotansiyel çizgileri ve potansiyel alan dağılımı

Şekil 4.38de elektrik alan çizgileri ve elektrik alan akış grafiği verilmiştir.



Şekil 4.38. İnsan modeli için elektrik alan çizgileri ve elektrik alan akış grafiği



Şekil 4.38.(Devam) İnsan modeli için elektrik alan çizgileri ve elektrik alan akış grafiği

Benzetimler incelendiğinde geometri karmaşıktıkça alan dağılımlarında karmaşıktığı görülmüştür. Elektrik alan dağılımları geometriye bağlıdır. Vücudun dielektriği dış ortama göre daha büyük olduğu için elektrik alan çizgileri vücuda doğru yönelmiştir. Sınır şartlarından dolayı vücut içindeki elektrik alan şiddeti küçüktür.

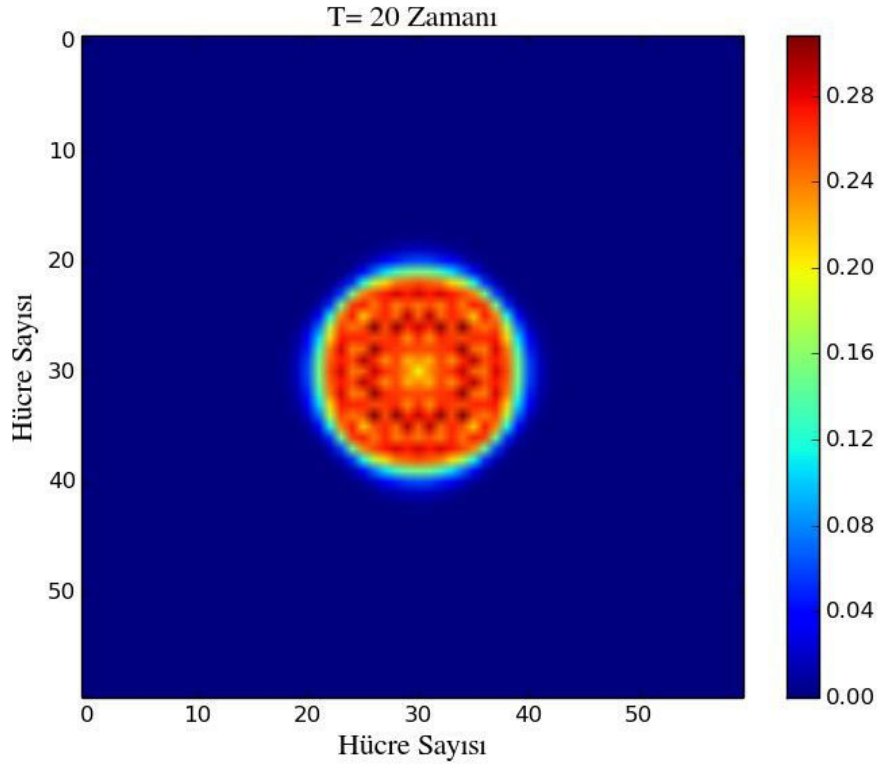
4.7. Zamanda Sonlu Farklar Benzetimleri

Bu bölümde FDTD yöntemi kullanılarak aşağıdaki benzetimler yapılmıştır.

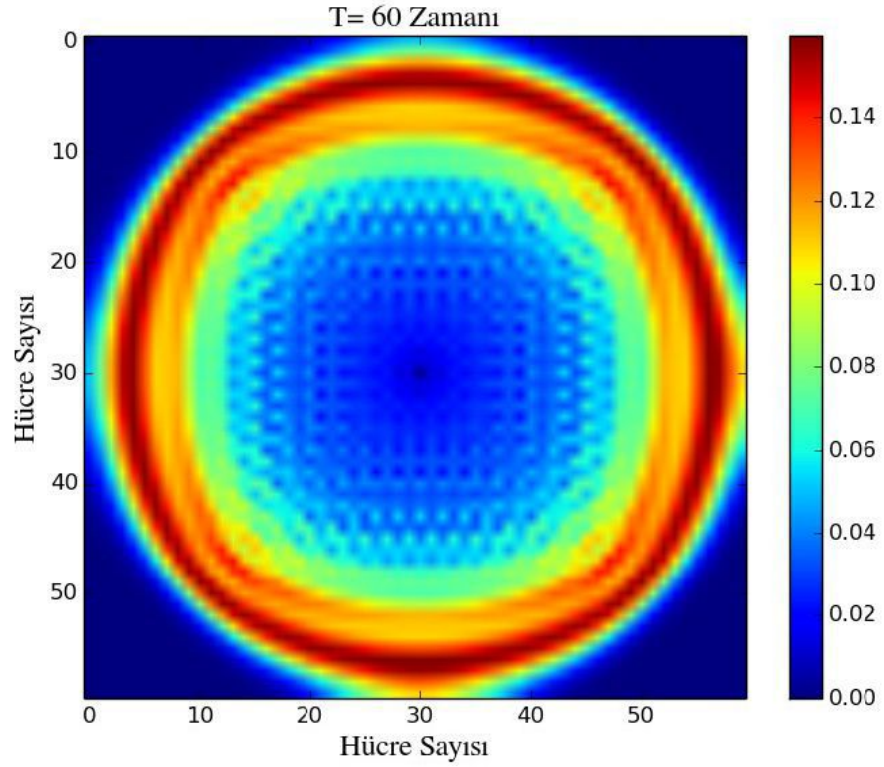
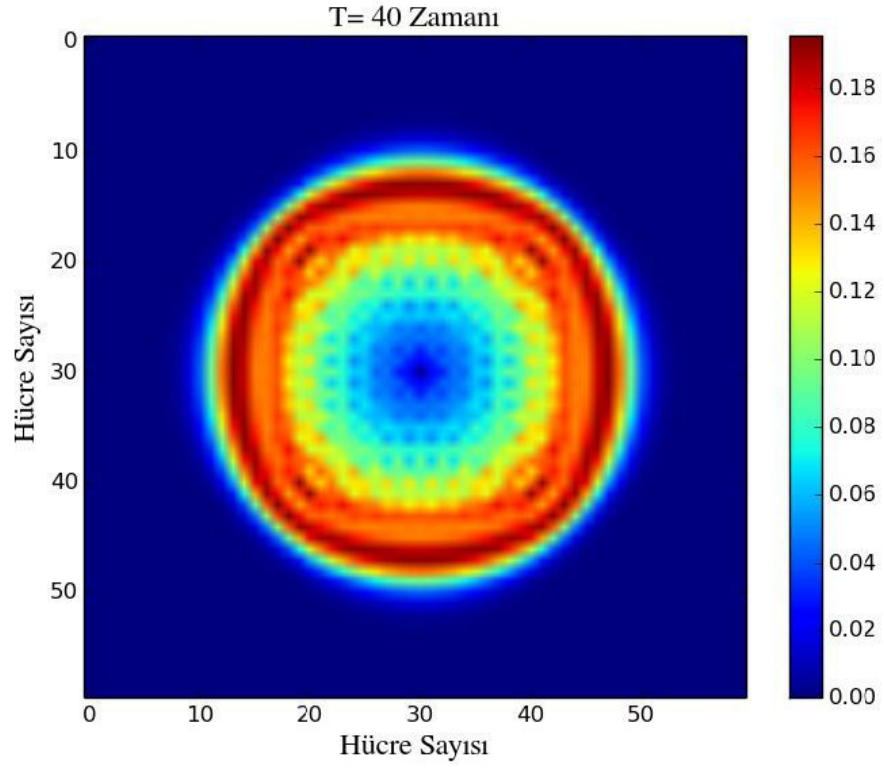
- Boşlukta Gauss darbesinin ilerlemesi ve soğurucu sınır şartının uygulanması
- Dielektriğe çarpan tek ve iki kaynaklı benzetimler
- Bir ve iki katmana çarpan dalga benzetimleri
- Düzlem dalga benzetimi
- Dielektriğe çarpan düzlem dalga benzetimi
- Çok katmanlı dielektriğe çarpan dalga benzetimi

4.7.1 Boşlukta gauss darbesinin ilerlemesi

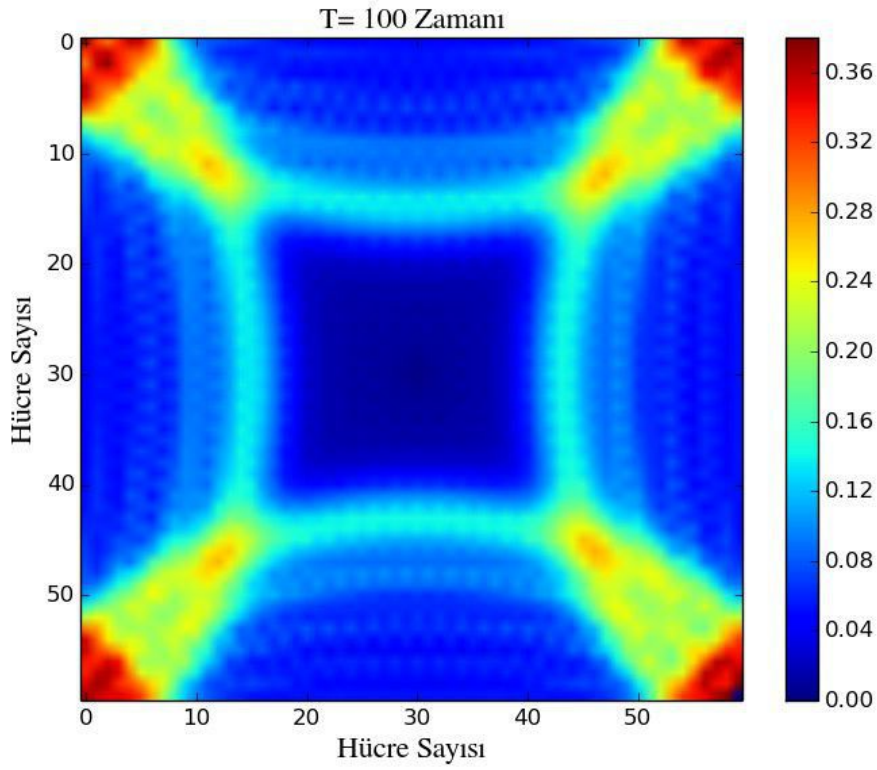
Bu bölümde soğurucu sınır şartı yokken Gauss darbesinin benzetimi yapılmıştır. Soğurucu sınır şartı yokken sınırlara çarpan dalgalar geri yansımaktadır. Şekil 4.39'da sınır şartı yokken Gauss darbesinin ilerlemesi gösterilmiştir.



Şekil 4.39. Boşlukta iki boyutlu Gauss darbesinin ilerlemesi



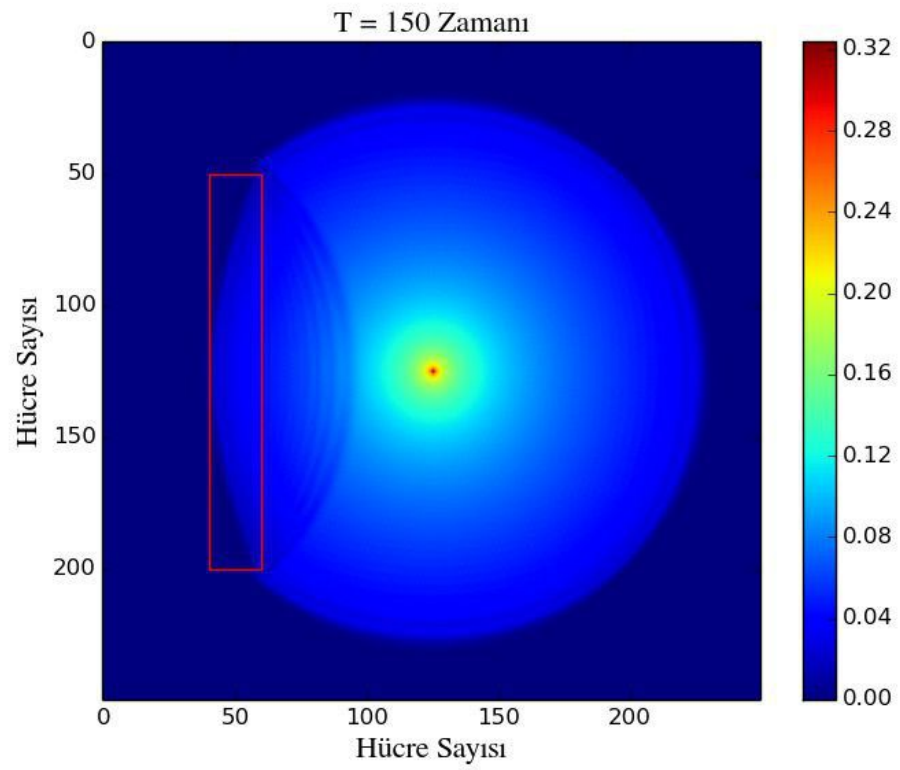
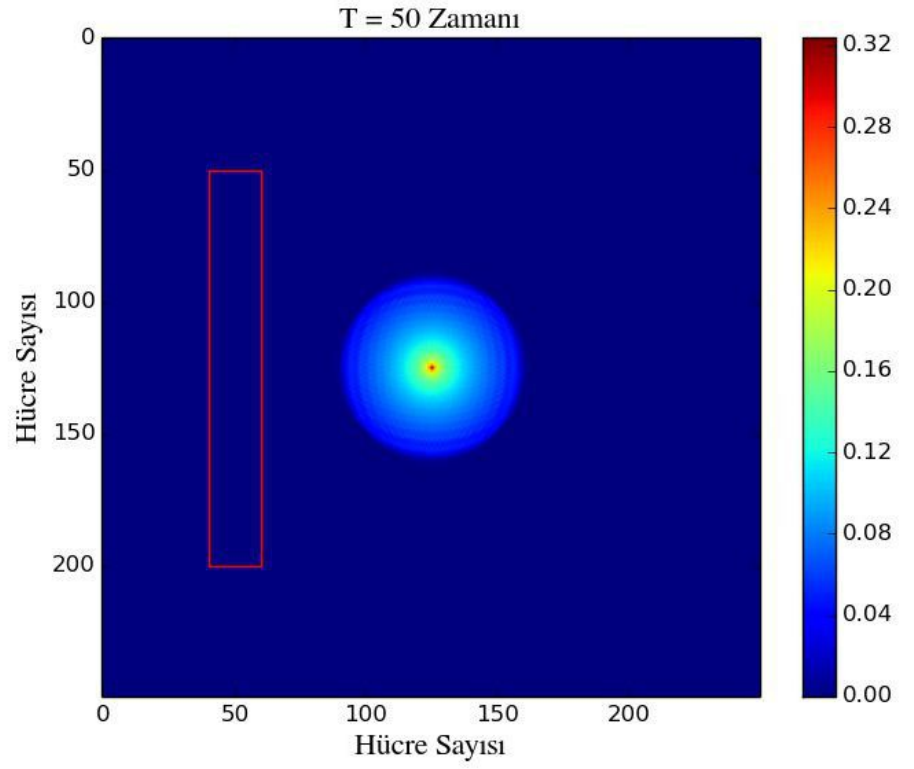
Şekil 4.39.(Devam) Boşlukta iki boyutlu Gauss darbesinin ilerlemesi



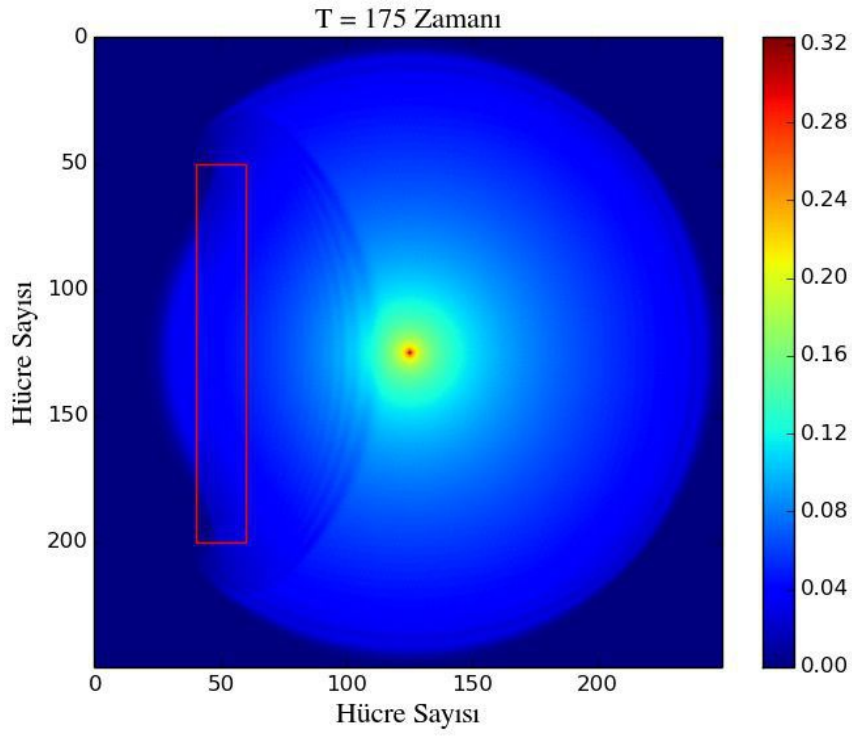
Şekil 4.39.(Devam) Boşlukta iki boyutlu Gauss darbesinin ilerlemesi

4.7.2. Dielektriğe çarpan tek ve iki kaynaklı benzetimler

Bu bölümde hesap uzayına tek ve iki adet nokta kaynak uygulanmıştır. Hesap uzayı içine dikdörtgen şeklinde bir dielektrik yerleştirilmiştir. Dielektriğe çarpan dalganın genliği negatif olmuştur yani dalga ters dönmüştür. Dielektrik dalganın yayılmasını yavaşlatmıştır. Şekil 4.40'da tek kaynaklı benzetim yapılmıştır.

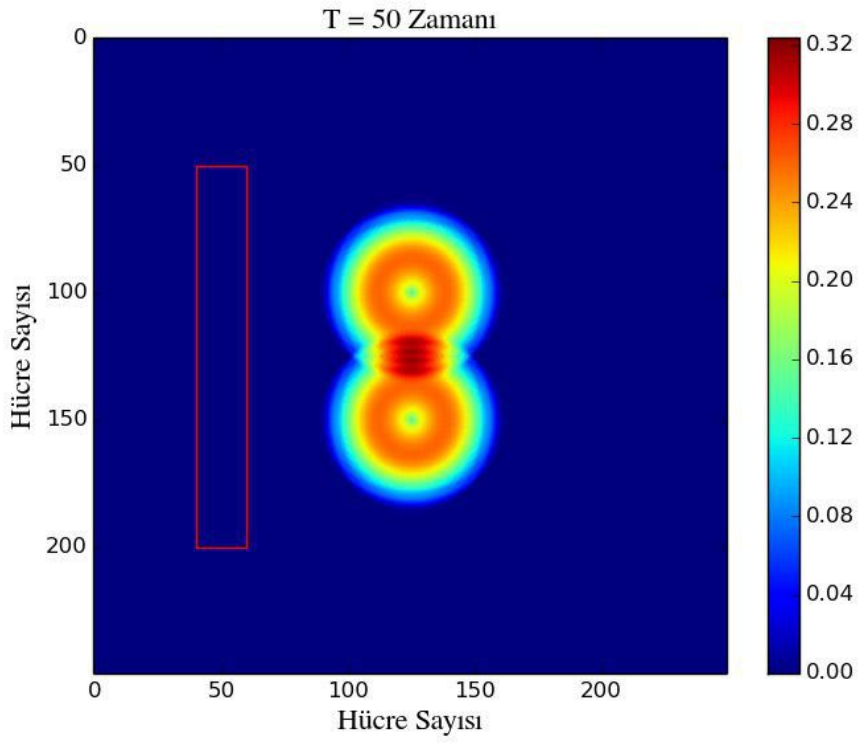


Şekil 4.40. Dielektriğe çarpan tek kaynaklı benzetim

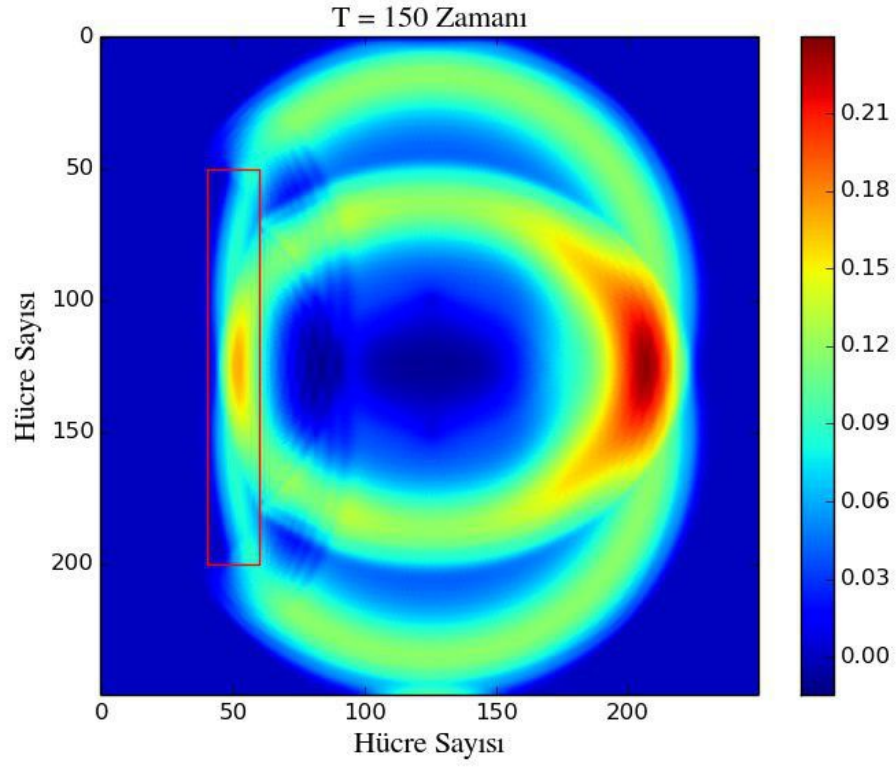


Şekil 4.40.(Devam) Dielektriğe çarpan tek kaynaklı benzetim

Şekil 4.41'de iki kaynaklı benzetim verilmiştir.



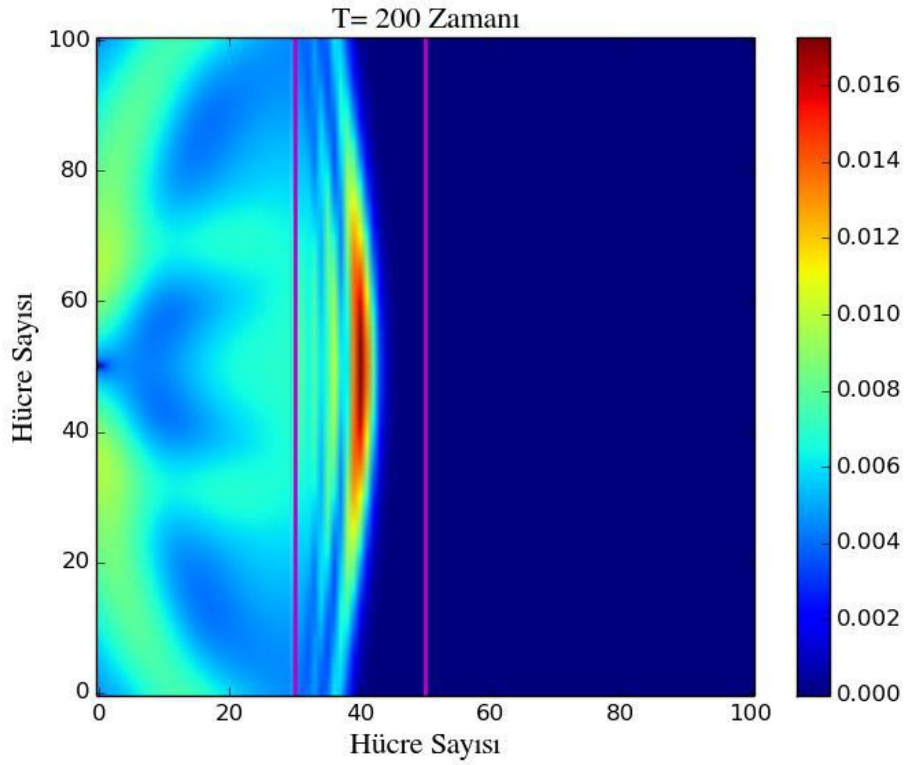
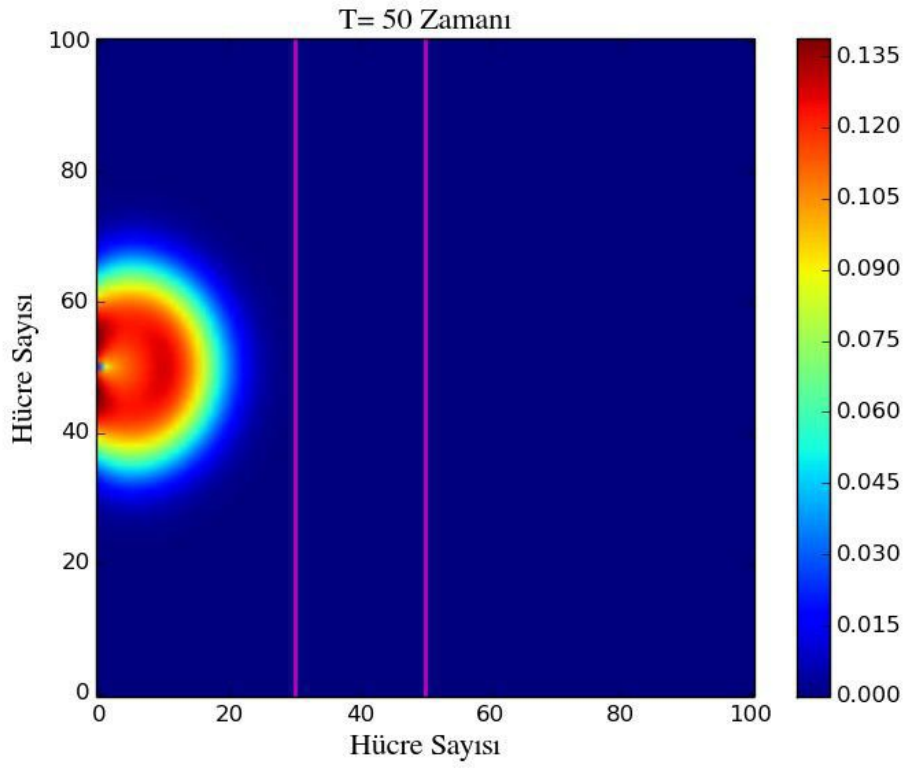
Şekil 4.41. Dielektriğe çarpan iki kaynaklı benzetim



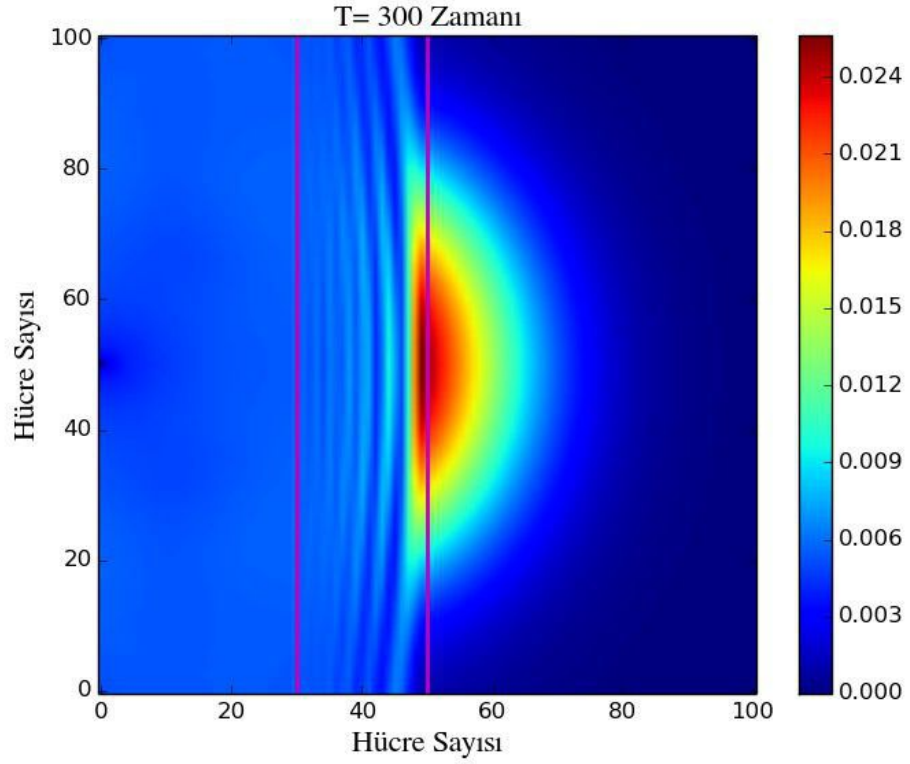
Şekil 4.41.(Devam) Dielektriğe çarpan iki kaynaklı benzetim

4.7.3. Bir ve iki dielektrik katmana çarpan dalga benzetimleri

Bu bölümde ilk önce tek katmanlı dielektriğe çarpan dalga benzetimi yapılmıştır. Dielektrik katmanın bağıl dielektrik sabiti 4'tür. Dielektriğin kalınlığı 20 birimdir. Şekil 4.42'de tek katmanlı dielektriğe çarpan dalga benzetimi yapılmıştır.

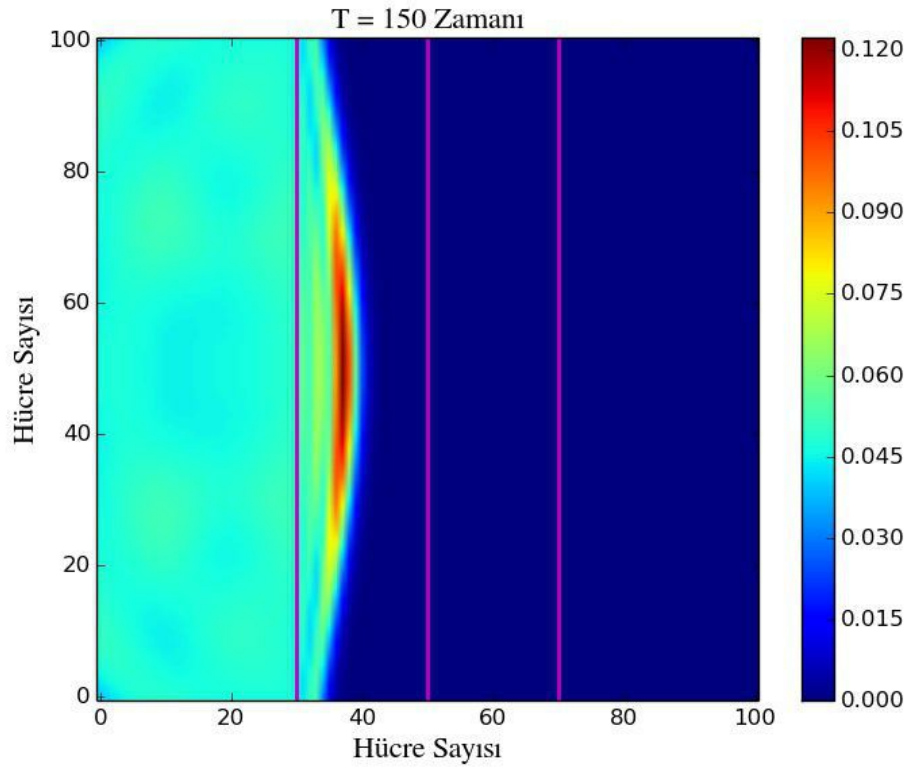
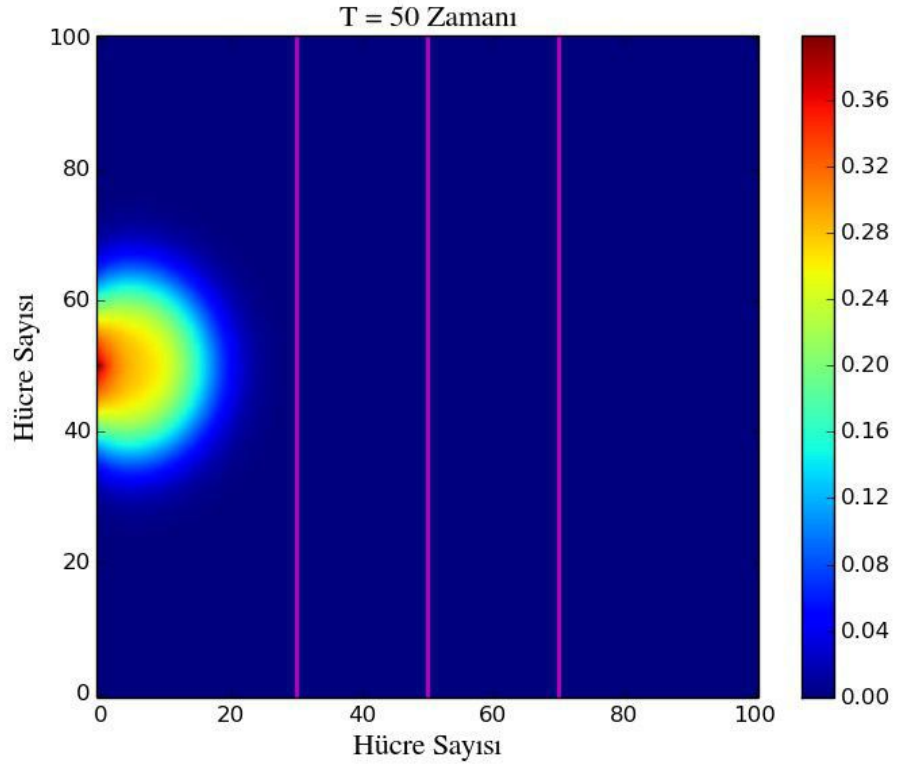


Şekil 4.42. İki boyuta tek katmanlı dielektriğe çarpan dalga benzetimi

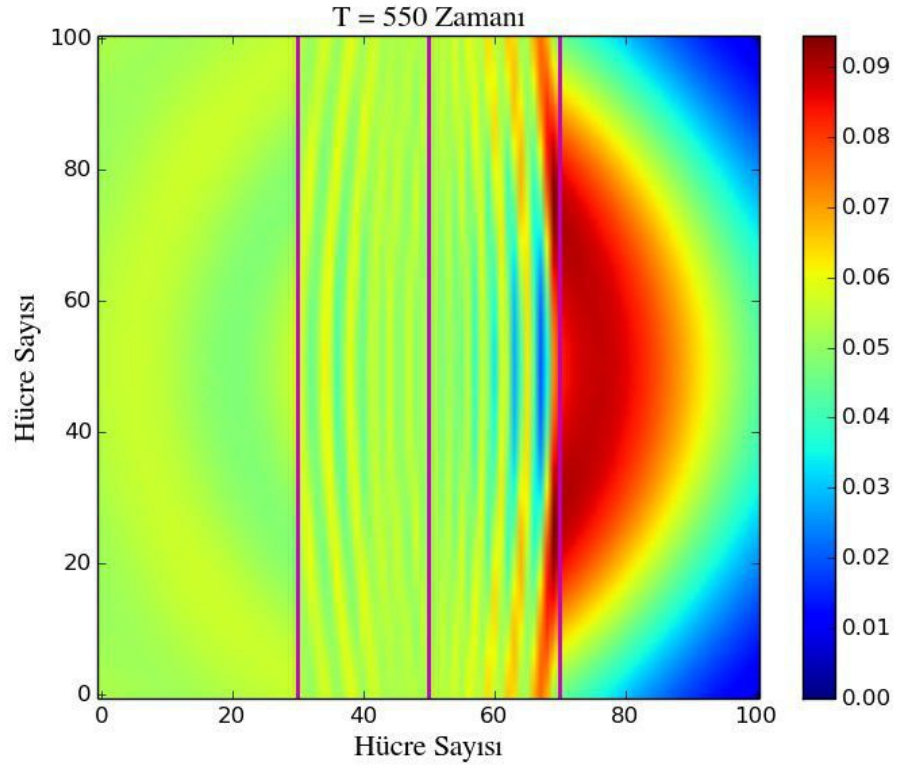
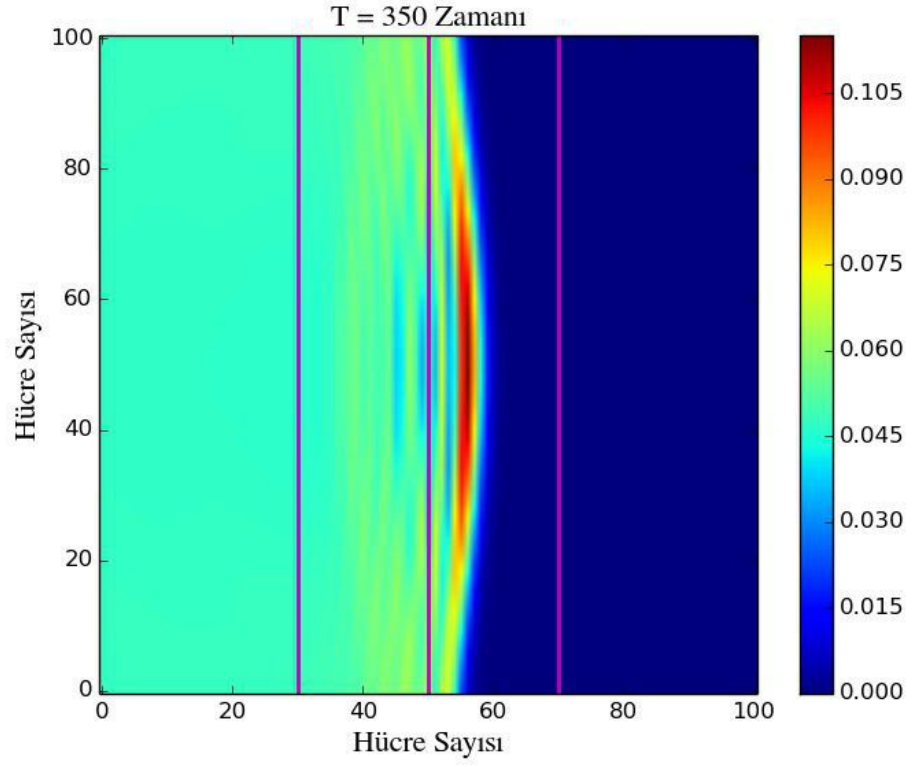


Şekil 4.42.(Devam) İki boyutta tek katmanlı dielektriğe çarpan dalga benzetimi

İki katmanlı dielektrikte katmanların bağıl dielektrik sabitleri 9 ve 11'dir. Katmanların kalınlıkları 20 birimdir. Şekil 4.43'de iki katmanlı dielektrik benzetimi yapılmıştır.



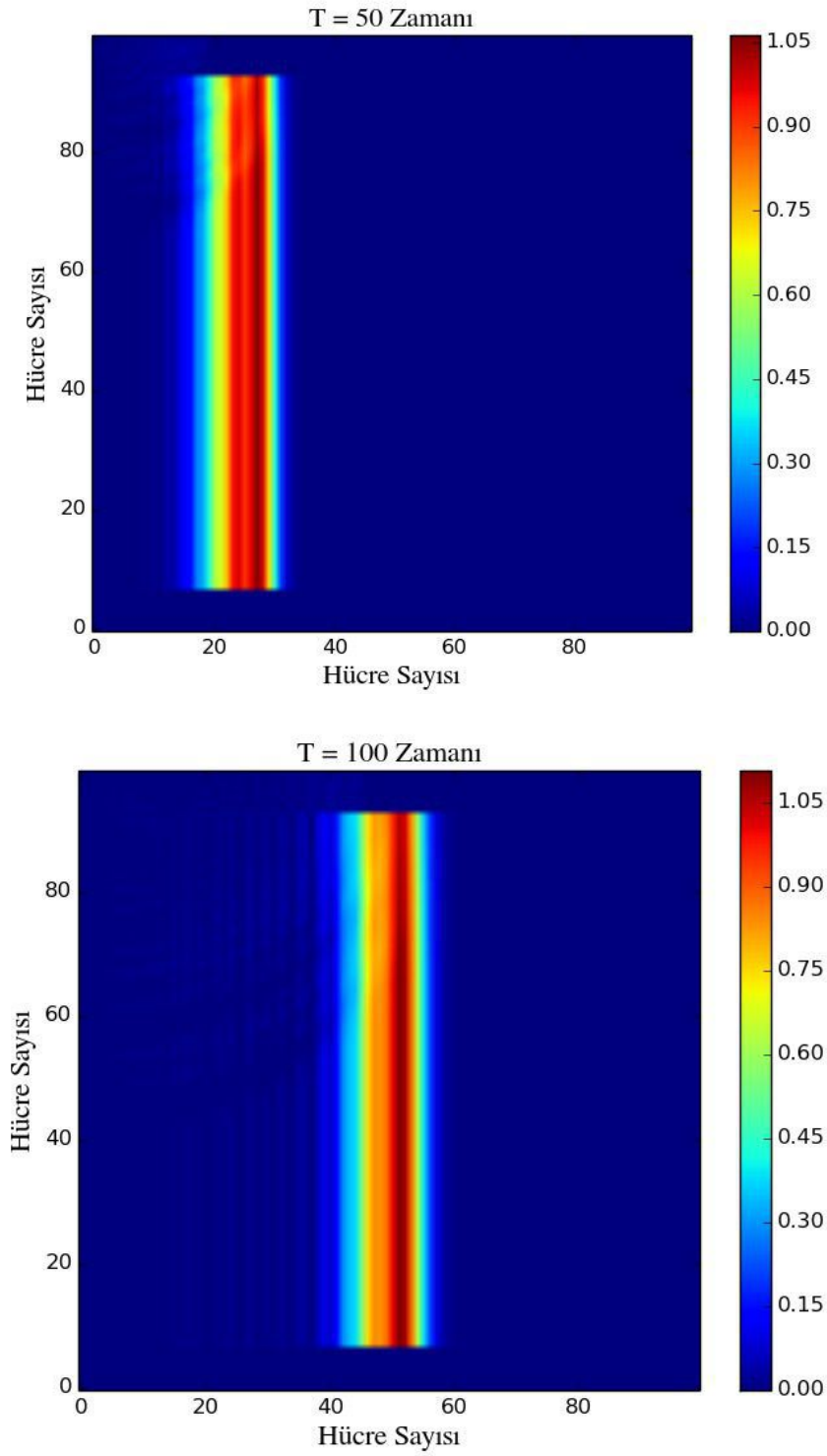
Şekil 4.43. İki boyutta iki katmanlı dielektriğe çarpan dalga benzetimi



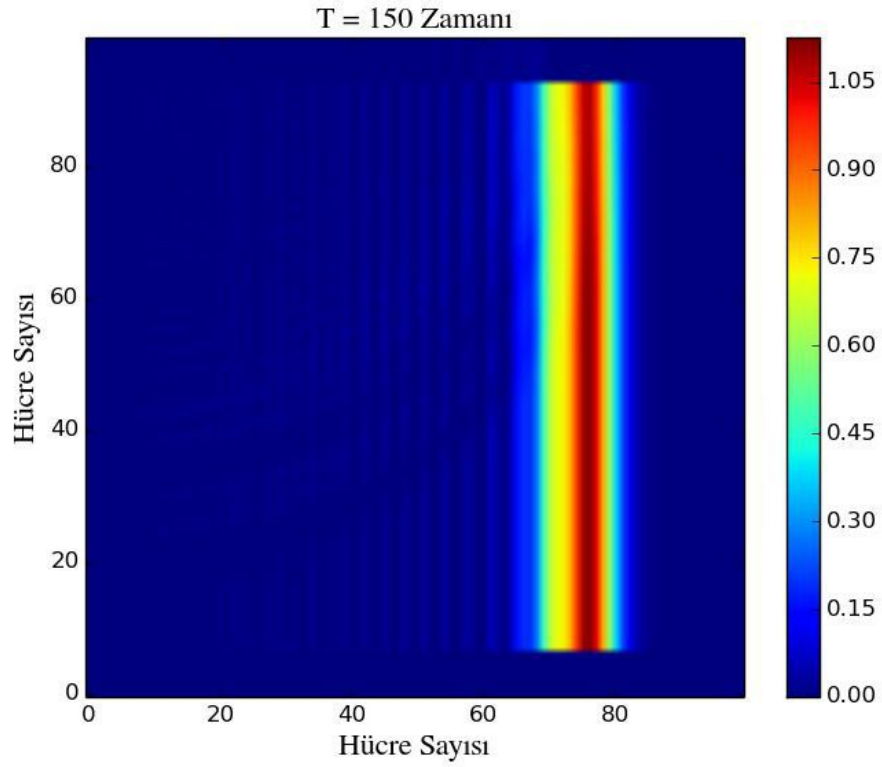
Şekil 4.43.(Devam) İki boyutta iki katmanlı dielektriğe çarpan dalganın benzetimi

4.8. Düzlem Dalga Benzetimi

Bu bölümde düzlem dalga benzetimi yapılmıştır. Hesap uzayı TFSS sınırı ile ayrılmıştır. Şekil 4.44'de düzlem dalganın ilerlemesi gösterilmiştir.



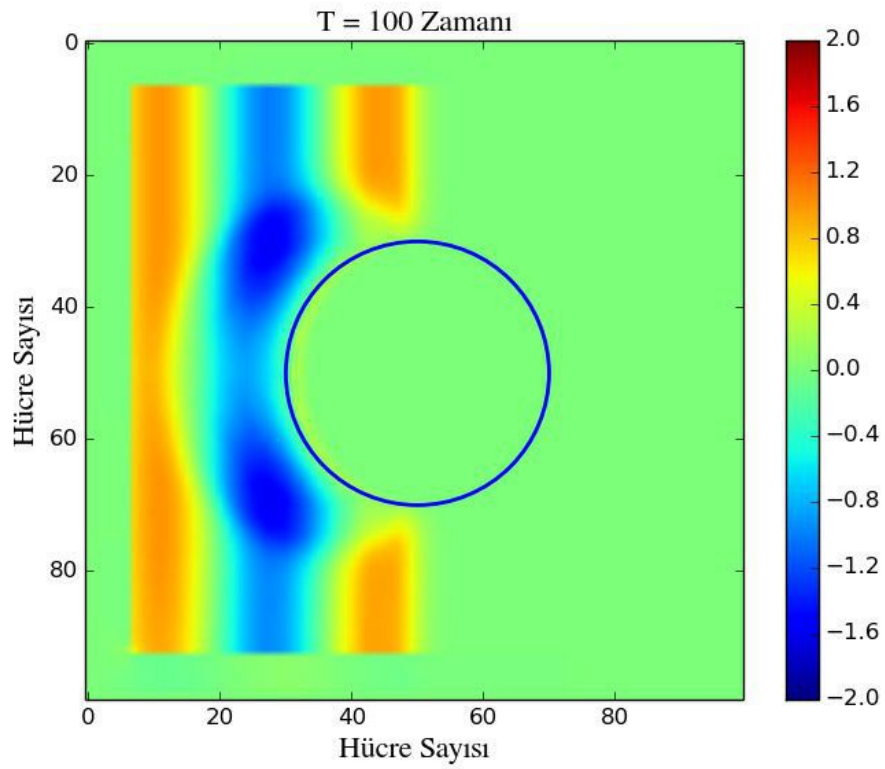
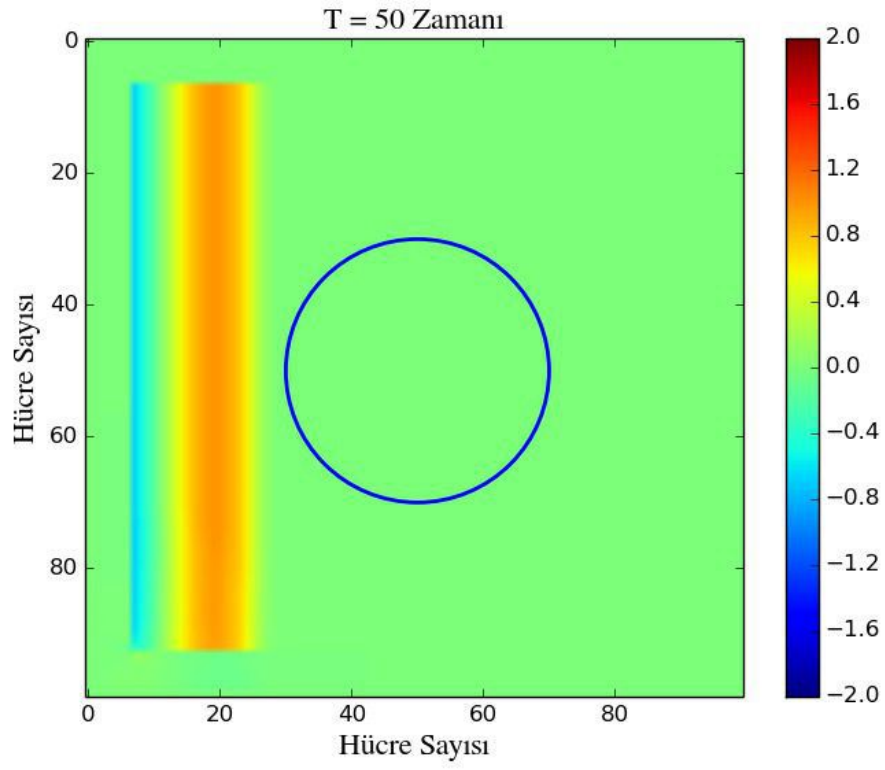
Şekil 4.44. Düzlem dalganın ilerlemesi



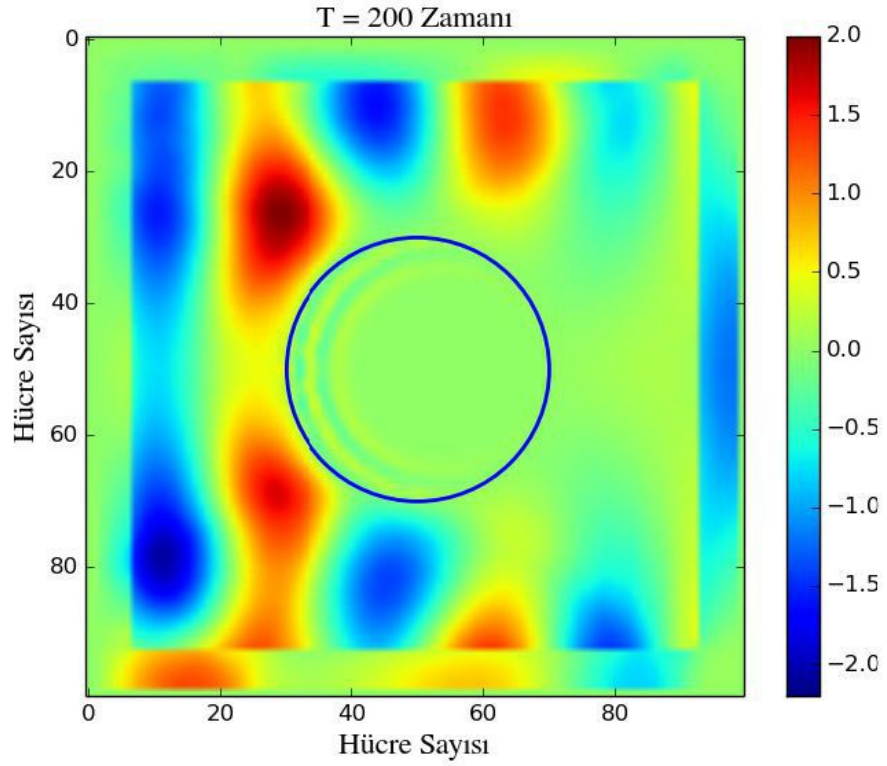
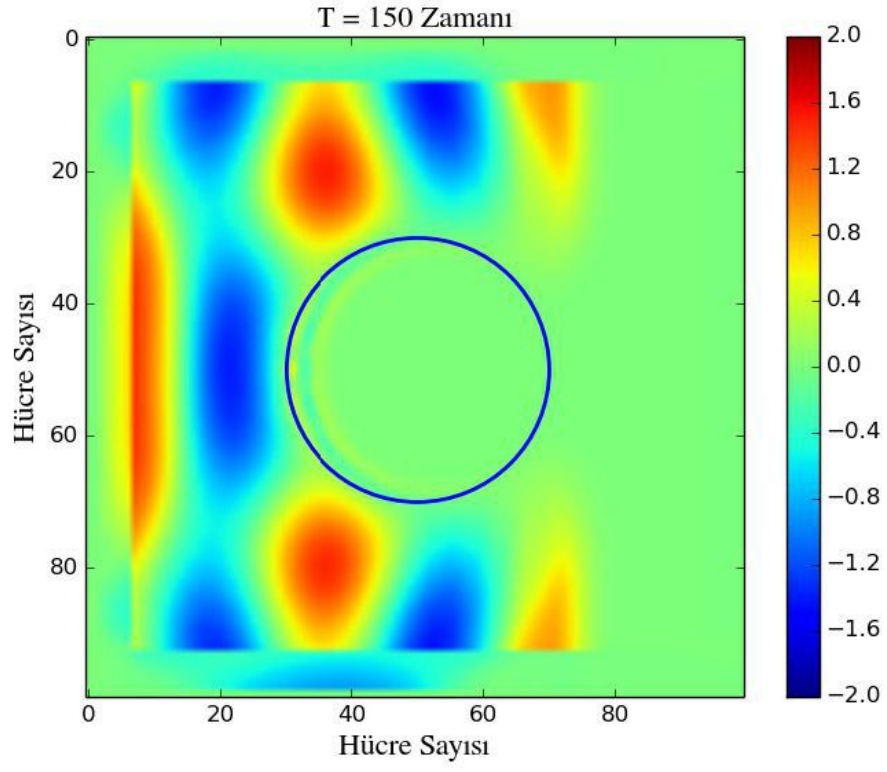
Şekil 4.44.(Devam) Düzlem dalganın ilerlemesi

4.8.1. Dielektriğe çarpan düzlem dalga benzetimi

Bu bölümde daire şeklinde bir dielektriğe çarpan düzlem dalga benzetimi yapılmıştır. Dielektriğin dielektrik sabiti 4'tür. Dielektriğin yarıçapı 20 birimdir. Şekil 4.45'de dielektrik daireye çarpan düzlem dalga benzetimi gösterilmiştir.



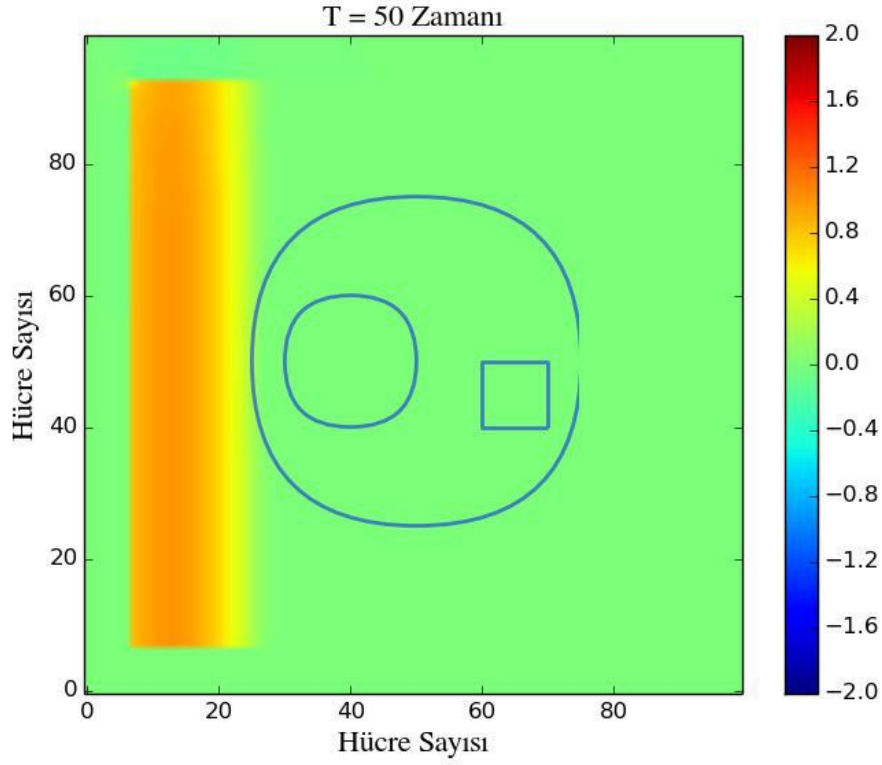
Şekil 4.45. Dielektrik daireye çarpan düzlem dalga



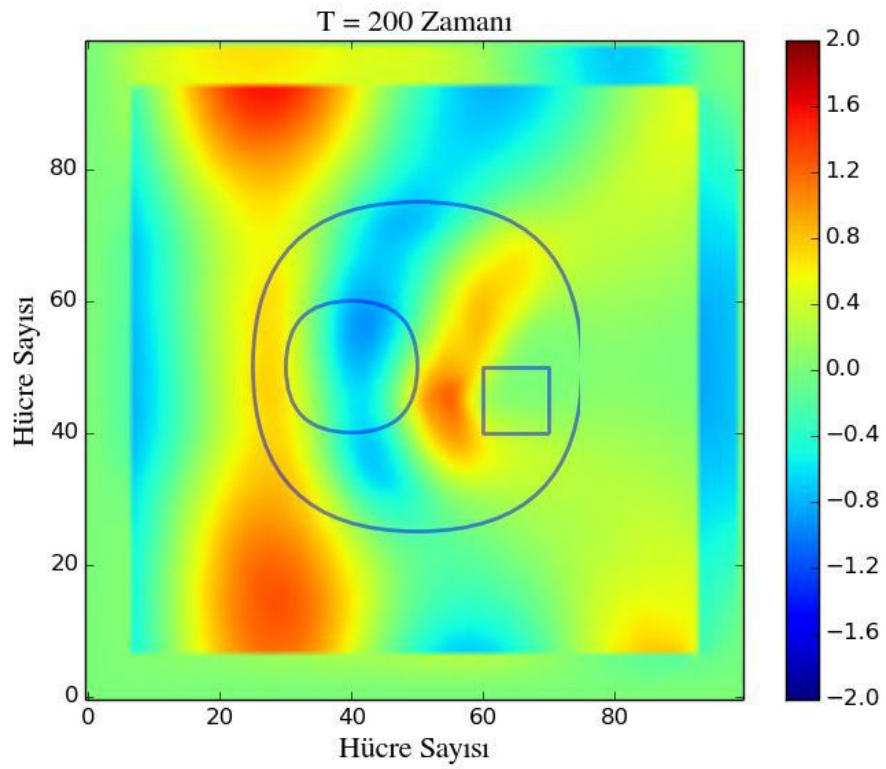
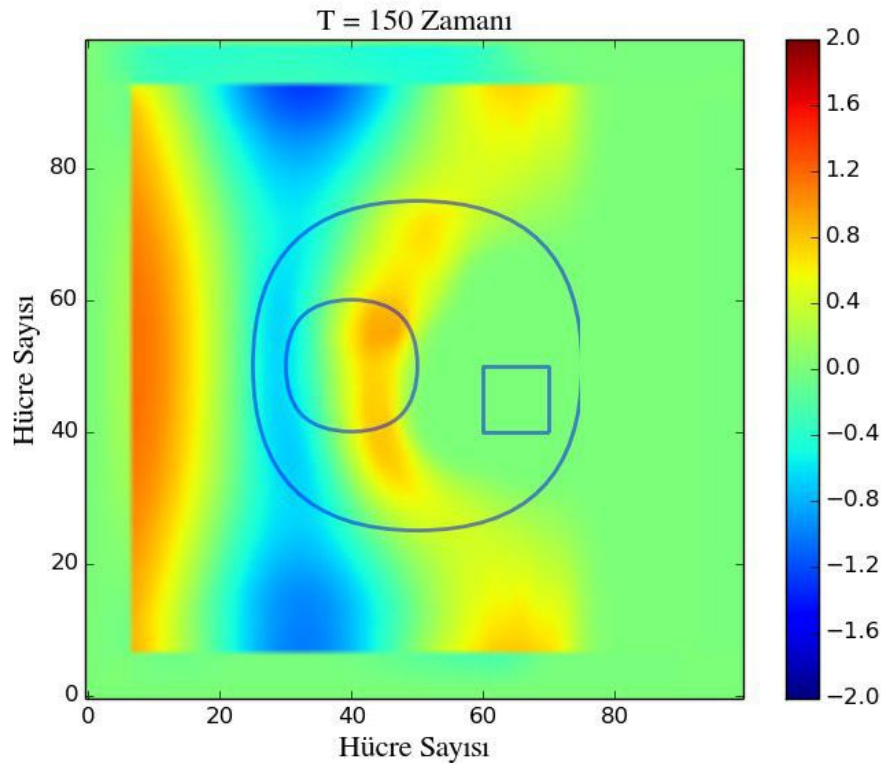
Şekil 4.45.(Devam) Dielektrik daireye çarpan düzlem dalga

4.8.2. Çok katmanlı dielektriğe çarpan düzlem dalga benzetimi

Bu bölümde çok katmanlı bir dielektriğe çarpan dalga benzetimi yapılmıştır. Bağlı dielektrik sabitleri 4, 6 ve 2'dir. Şekil 4.46'da çok katmanlı bir dielektriğe çarpan dalga benzetimi gösterilmiştir.



Şekil 4.46. Çok katmanlı dielektriğe çarpan dalga



Şekil 4.46.(Devam) Çok katmanlı dielektriğe çarpan dalga

5. SAR VE HESAPLAMA YÖNTEMLERİ

Elektromagnetik radyasyonun insan sağlığı üzerindeki zararlı etkilerini azaltmak ve elektromagnetik radyasyonun belirli değerleri aşmaması için standartlar geliştirilmiştir. EM dalgalar canlı dokularınca soğurulmaktadır. Bu soğurulmanın miktarını belirlemek için bazı tanım ve büyüklükler ortaya atılmıştır.

5.1. Özgül Soğurulma(SA)

Özgül soğurulma biyolojik dokunun birim kütlesi tarafından soğurulan EM enerji miktarıdır. Çok küçük dm kütlesi tarafından soğurulan enerji dW ise özgül soğurulma;

$$S_A = \frac{dW}{dm} = \frac{dW}{\rho dv} \quad \left(\frac{\text{joule}}{\text{kg}} \right) \quad (5.1)$$

şeklinde tanımlanır. Burada ρ dokunun yoğunluğu(özkütlesi) ve dv diferansiyel hacim elemanıdır.

5.2. Özgül Soğurma Oranı(SAR)

Vücut dokuları tarafından soğurulan EM enerjinin soğurulma hızı veya birim doku tarafından soğurulan EM güç miktarıdır ve;

$$SAR = \frac{d(S_A)}{dt} \quad \left(\frac{W}{kg} \right) \quad (5.2)$$

şeklinde tanımlanır(IEEE Standard C95.3-2002, 2002). Yukarıdaki bağıntılardan;

E vücuttaki elektrik alan (V/m),

σ vücut iletkenliği (mho/m),

c vücudun özgül ısı kapasitesi (joule/(kg.K)),

dT/dt vücut sıcaklığının zamana göre değişim hızı (K^0/s),

J vücutta radyasyon neticesinde oluşan yüzeysel akım yoğunluğu (A/m^2),

olmak üzere özgül soğurma oranı(SAR);

$$SAR = \sigma \frac{|E|^2}{2\rho} = c \frac{dT}{dt} = \frac{\|J\|^2}{\rho \sigma} \quad (5.3)$$

şeklinde bulunabilir. Buna göre SAR değeri üç farklı yolla elektrik alan, ısı değişim hızı ve akım yoğunluğu ile bulunabilir. Isı değişimi ve akım yoğunluğu ölçümleri daha zor yapıldığı için genellikle elektrik alan kullanılarak SAR ölçümleri yapılır.

4 (W/kg)'lık radyasyon içinde bulunan bir kişinin vücut sıcaklığı 1°C'ye yakın yükselmektedir. Bu nedenle EM radyasyonun insan sağlığı üzerinde etkisinin başladığı SAR değeri 4(W/kg) olarak kabul edilmiştir. EM radyasyonun mesleki etkileme sınırı, sınır değer in onda biri olan 0.4(W/kg), halk sağlığı içinse sınır değerin ellide biri olan 0.08(W/kg) olarak seçilmiştir. Bazı organizasyonlar tarafından EM alanların maruziyeti ile ilgili güvenlik seviyelerinin belirtildiği raporlar ve standartlar yayınlanmıştır(URL-1),(URL-2),(IEEE Standard C95.1-2005, 2005).

SAR ölçümleri doğrudan insanlar üzerinde yapılamaz. Bu nedenle adına fantom denilen ve elektriksel özellikleri vücut dokularına benzeyen mankenler kullanılır. Fantomlar kuru veya içi sıvı olabilirler. Sıvı tip fantomların içerisi elektriksel özellikleri vücut sıvılarına benzeyen bir sıvı ile doldurulur. Elektromagnetik alan içinde iken ölçüm problemleri ile fantom üzerinde oluşan elektrik alan ölçülür ve SAR değerleri hesaplanır. Ölçümler genellikle EM saçılmayı önlemek için özel odalarda yapılır. Biyolojik dokuların modellenmesi oldukça zordur. Farklı araştırma grupları aynı dokunun elektriksel parametrelerini farklı ölçebilmektedir. Bu nedenle daha iyi ölçüm yöntemleri geliştirilmeye çalışılmaktadır.

SAR hesapları fantom kullanılmadan bilgisayarda matematiksel modeller kullanılarak yapılabilir. Bunun için tıbbi görüntüler kullanılır. Ek olarak bilgisayar destekli tasarım(CAD) yazılımları da kullanılarak modeller oluşturulabilir.

Örneğin insan başı için farklı aralıklarla MR görüntüleri çekilir. Bu görüntüler bölütlere(segment) ayrılır. Bütün dilimler birleştirilerek üç boyutlu model oluşturulur. Daha sonra sayısal hesaplama yöntemleri kullanılarak SAR değerleri hesaplanır. Farklı dokular için elektriksel parametreler frekansa göre değişmektedir. Malzemelerin ve canlı dokularının elektriksel özellikleri ve EM dalgaların canlılar üzerine etkileri ile ilgili olarak bazı kaynaklardan bilgi

bulunabilir(Gabriel, 1994),(Durney ve diğ., 1986),(URL-3),(Vorst ve diğ., 2006), (Furse ve diğ.,2009),(Editör: Bansal, 2006),(Şeker ve Çerezci, 1991),(Hitchcock ve Patterson, 1995).

SAR hesapları için dokulardaki veya fantom içindeki elektrik alan şiddetlerinin hesaplanması gereklidir. Elektrik ve magnetik alan şiddeti dağılımı, Maxwell denklemlerinin çözümü ile bulunur. Maxwell denklemleri kısmi diferansiyel denklemlerdir ve bunların çözülmesi gerekir. Biyolojik dokuların karmaşıklığı ve geometrinin düzgün olmaması nedeniyle analitik çözüm yöntemlerinin kullanımı çok zordur. Bu nedenle çeşitli sayısal yöntemler kullanılır. Bu tez çalışmasında elektrik alan dağılımının hesaplanması için FDTD yöntemi kullanılmıştır.

SAR için farklı tanımlarda yapılmıştır. Toplam SAR (SAR_T), ortalama SAR (SAR_O), zaman ortalamalı SAR (SAR_{ZO}) ve uzaysal tepe SAR(SAR_{tepe}) gibi. Toplam SAR cismin bütün hücrelerindeki SAR değerlerinin toplanması ile bulunur. Yani toplam SAR;

$$SAR_T = \iiint \sigma \frac{|E|^2}{2\rho} dx dy dz \quad (5.4)$$

şeklindedir(Sevgi, 1999). Ortalama SAR, toplam SAR değerinin cisimdeki hücre sayısına bölümüdür. Zaman ortalamalı SAR her zaman adımındaki SAR değerlerinin toplamının tekrarlama sayısına bölümüdür. N tekrarlama sayısı olmak üzere zaman ortalamalı SAR;

$$SAR_{ZO} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \sigma \frac{|E(n)|^2}{2\rho} \quad (5.5)$$

şeklinde tanımlanır. Yerel SAR(SAR_{tepe}) ise dalganın konumsal tepe değeri diğer bir deyişle zarfı kullanılarak hesaplanır. Daha sonra konum ortalaması alınır. Dalganın zarfını bulmak için Fourier dönüşümü alınır. SAR ifadesindeki elektrik alan yerine Fourier genliği yazılarak SAR değeri hesaplanır.

Tepe SAR sinüzoidal dalgalar gibi zarfın değişmediği durumlarda kullanılabilir. Günlük hayatta ise dalganın zarfı sabit olmayıp sürekli değişmektedir. Çok sayıda cep telefonu ve baz istasyonu farklı frekanslarda çalışmaktadır. Ayrıca radyo, televizyon, radar gibi EM dalga kaynakları da eklenmektedir. Ayrıca sinyaller modülasyonludur. Bu nedenle sürekli olarak zarfı değişen sinyaller için

SAR değeri hesaplamasında elektrik alanın o andaki değerini kullanarak anlık olarak SAR hesaplanmıştır.

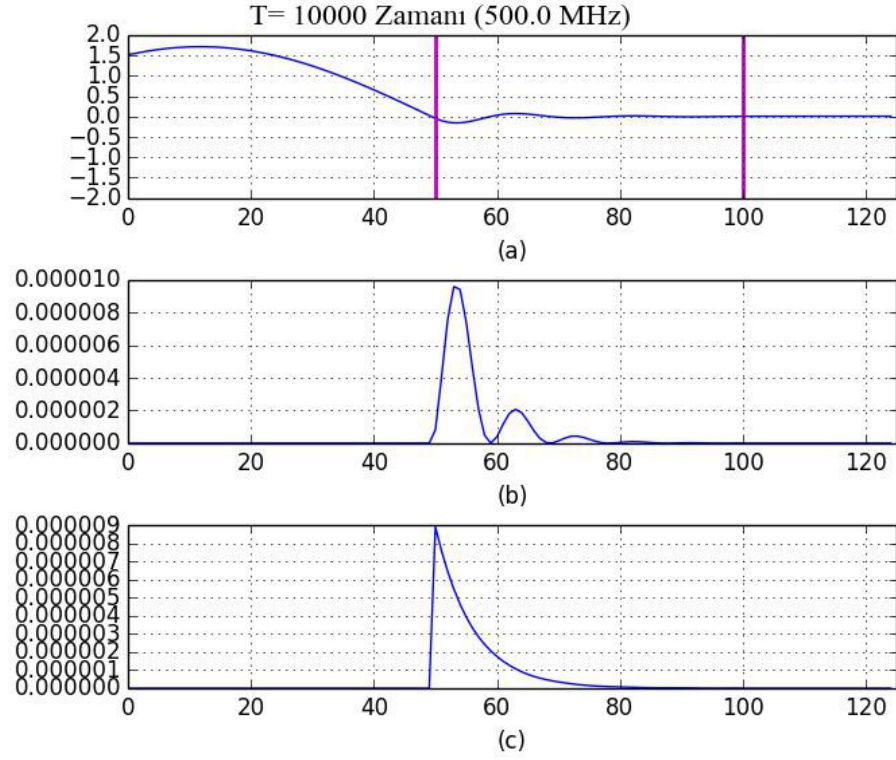
5.3. Bir Boyutlu SAR Benzetimleri

İlk olarak tek dokudan oluşan bir katman için benzetimler yapılmıştır. Uygulanan kaynak 500 MHz frekanslı bir sinüs nokta kaynaktır ve genliği 1 V/m'dir. Doku kas dokusu olup parametreleri $\epsilon_r = 56.445$, $\sigma = 0.82245$, $\rho = 1050$ şeklindedir. Hava kayıpları dikkate alınmıştır ve hava için iletkenlik $\sigma = 10^{-15}$ kullanılmıştır. Kaynak ile doku arası 20 cm ve doku kalınlığı 20 cm'dir. Bir hücrenin uzunluğu doku içindeki dalga boyunun 20'de biri olarak alınmıştır. FDTD döngüsü 10000 defa çalıştırılmıştır. Benzetim sonucunda hesaplanan SAR değerleri Çizelge 5.1'de verilmiştir.

Çizelge 5.1. Tek katmanlı doku için hesaplanan SAR değerleri

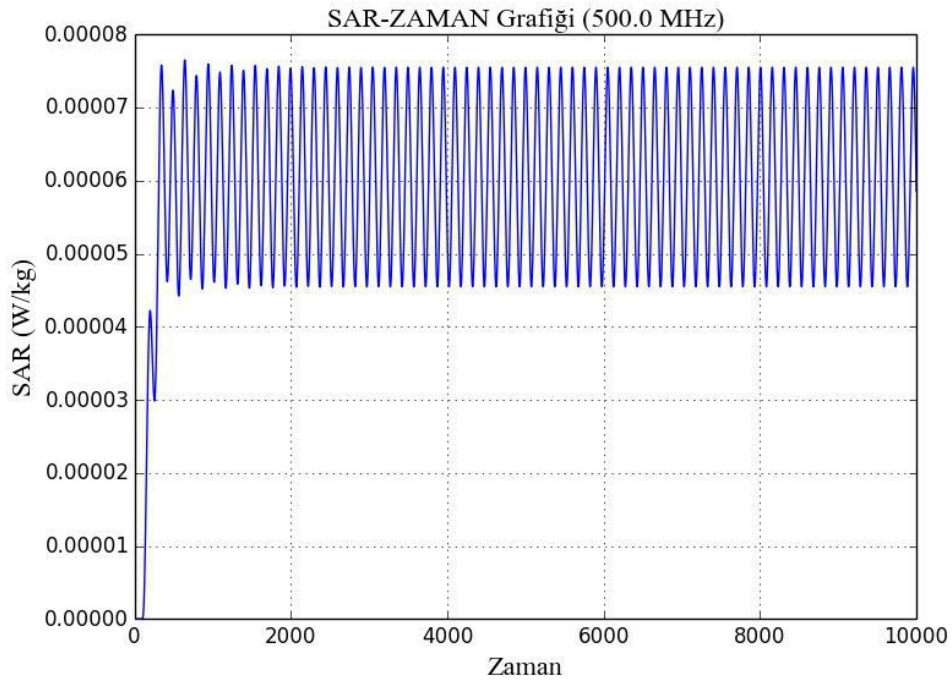
SAR _o	1.17×10^{-6} W/kg
SAR _{zo}	1.18×10^{-6} W/kg
SAR _T	0.00014 W/kg
SAR _{max}	1.99×10^{-5} W/kg
SAR _{tepe}	1.05×10^{-6} W/kg

Şekil 5.1'de a) elektrik alan zaman grafiği b) anlık SAR grafiği ve c) zaman ortalamalı SAR grafikleri verilmiştir. Şekil 5.2'de SAR-Zaman grafiği verilmiştir.



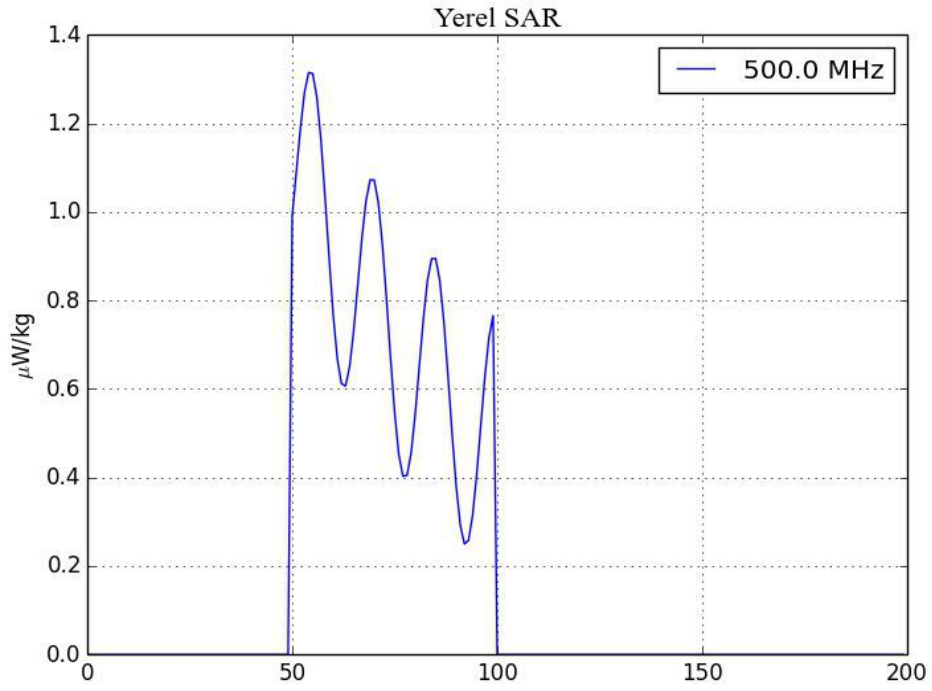
Şekil 5.1. a) elektrik alan zaman grafiği b) anlık SAR grafiği c) zaman ortalamalı

SAR grafiği



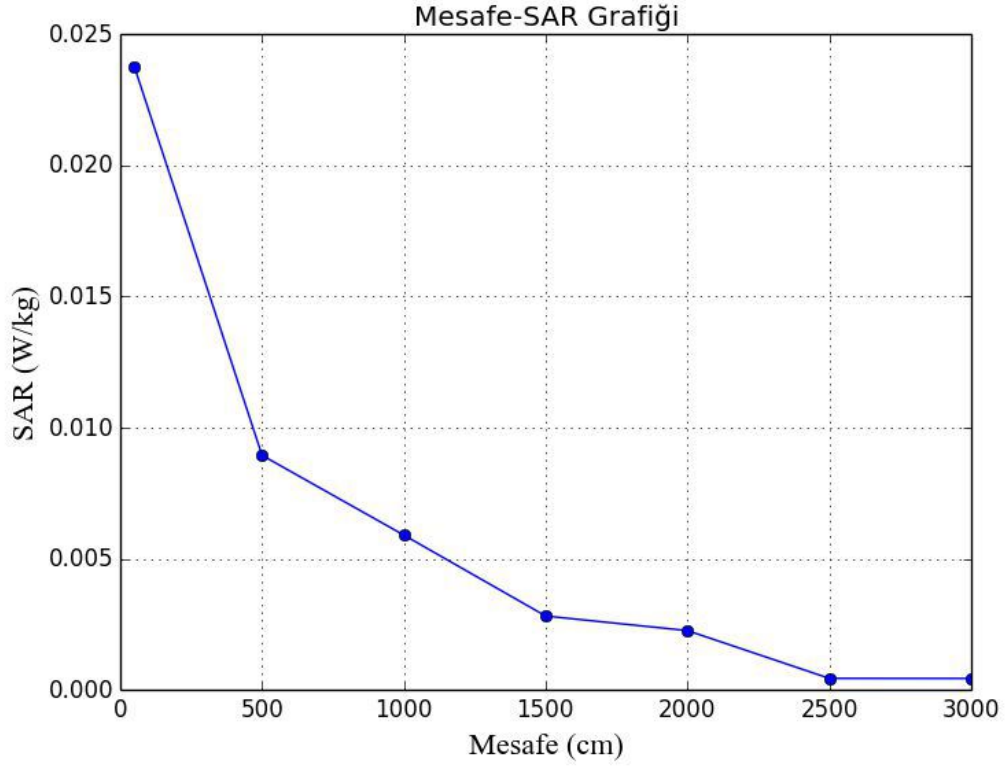
Şekil 5.2. SAR-Zaman grafiği

SAR_{tepe} değeri dalganın zarfı kullanılarak hesaplanır. 500 MHz için SAR_{tepe} grafiği Şekil 5.3'de verilmiştir.



Şekil 5.3. 500 MHz için SAR_{tepe} grafiği

Kaynak ile doku arasındaki mesafe değiştirilerek SAR₀ değerleri hesaplanmış ve değişim gözlenmiştir. Şekil 5.4'de SAR-kaynak mesafesi değişim grafiği verilmiştir. Çizelge 5.2'de SAR ve kaynak mesafesi değerleri verilmiştir.

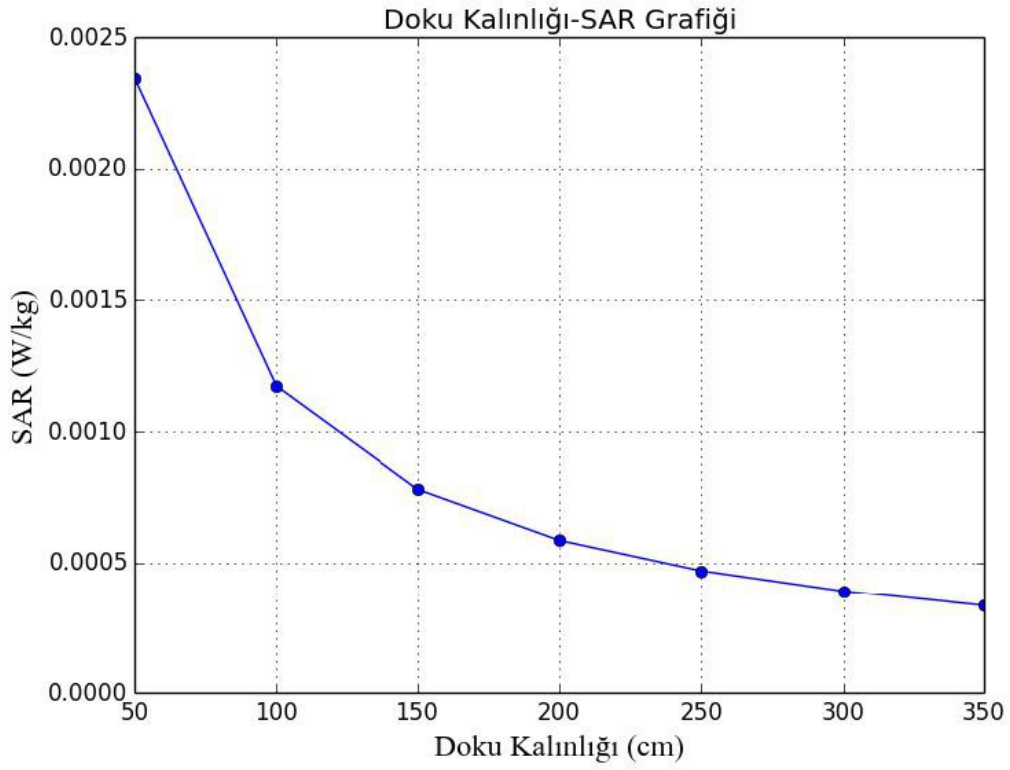


Şekil 5.4. SAR-kaynak mesafesi değişim grafiği

Çizelge 5.2. SAR ve kaynak mesafeleri tablosu

Mesafe (cm)	SAR _o (W/kg)
50	0.02
500	0.009
1000	0.006
1500	0.003
2000	0.002
2500	0.0004
3000	0.0004

Değerler incelendiğinde kaynak mesafesi arttıkça doku içindeki SAR değeri düşmektedir. Bunun sebebi hava kayıplarıdır. Çok küçükte olsa EM dalgalar havada da zayıflamaktadır. Dokuya ulaştığında dalga'nın genliği daha küçüktür. Bu nedenle SAR değeride küçülmektedir. Hava kayıpları dikkate alınmazsa mesafenin bir önemi olmaz ve hangi mesafede olursa olsun SAR değeri değişmez. Bu nedenle SAR hesaplanırken mutlaka hava kayıpları dikkate alınmalıdır. Şekil 5.5'de 10 cm ve 20 cm kaynak mesafesi için SAR grafikleri verilmiştir.



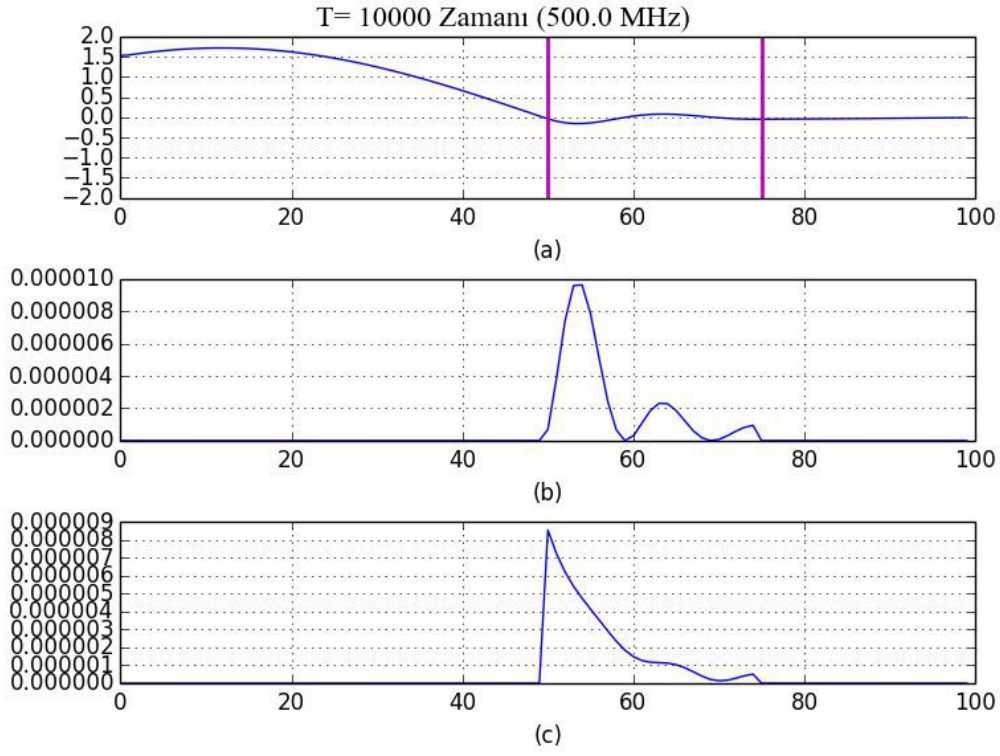
Şekil 5.6. SAR-doku kalınlığı değışim grafiği

Çizelge 5.3'de SAR ve doku kalınlığı değeri verilmiştir.

Çizelge 5.3. SAR ve doku kalınlığı tablosu

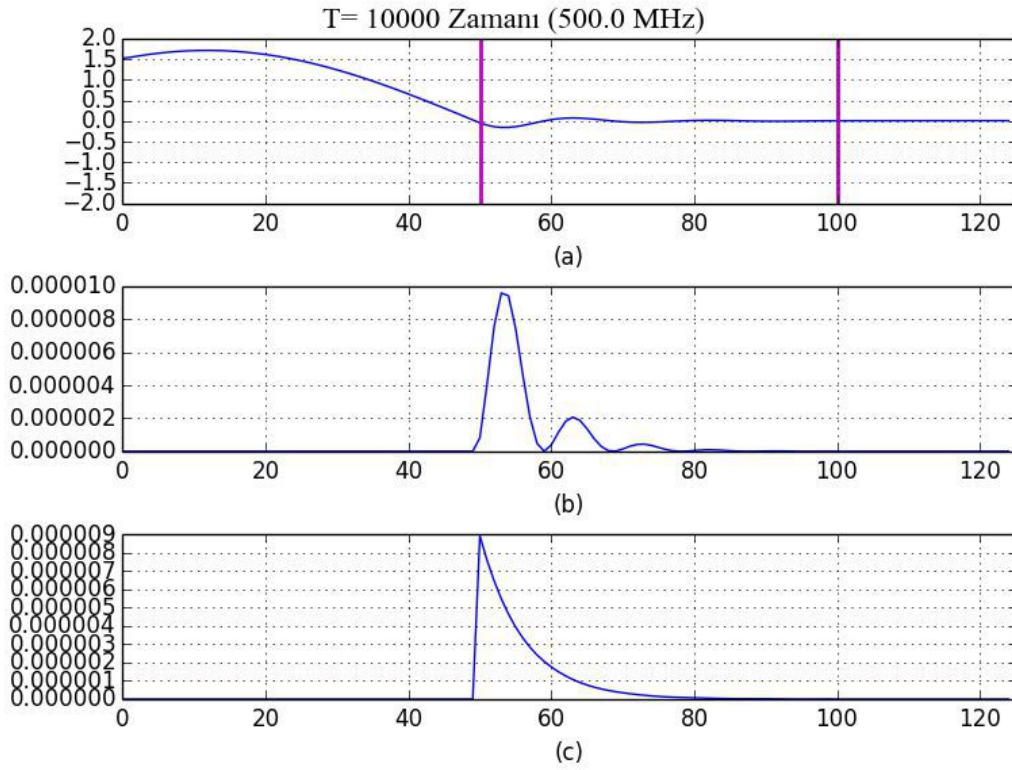
Doku kalınlığı (cm)	SAR _o (W/kg)
50	0.002
100	0.001
150	0.0008
200	0.0006
250	0.0005
300	0.0004
350	0.0003

SAR değeri incelenğinde doku kalınlığı arttıkça SAR değeri azalmaktadır. Bu yanlıtır. Çünkü konum ortalama SAR hesaplanırken dokudaki hücre sayısına bölünür. Doku kalınlıktıkça hücre sayısı artmaktadır. SAR değeri toplamı daha büyük hücre sayısına bölününce küçük bir ortalama değeri çıkmaktadır. Şekil 5.7'de 10 cm doku kalınlığı için SAR grafiği verilmiştir.



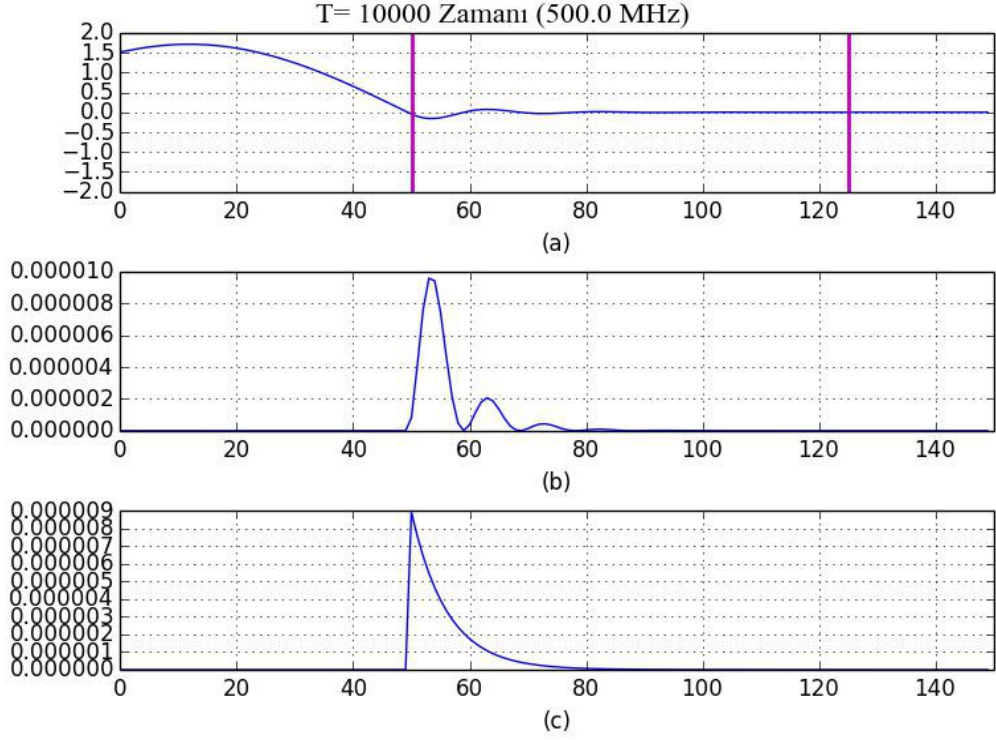
Şekil 5.7. 10 cm doku kalınlığı için SAR grafiği

Şekil 5.8'de 20 cm doku kalınlığı için SAR grafiği verilmiştir.



Şekil 5.8. 20 cm doku kalınlığı için SAR grafiği

Şekil 5.9'da 30 cm doku kalınlığı için SAR grafiği verilmiştir.



Şekil 5.9. 30 cm doku kalınlığı için SAR grafiği

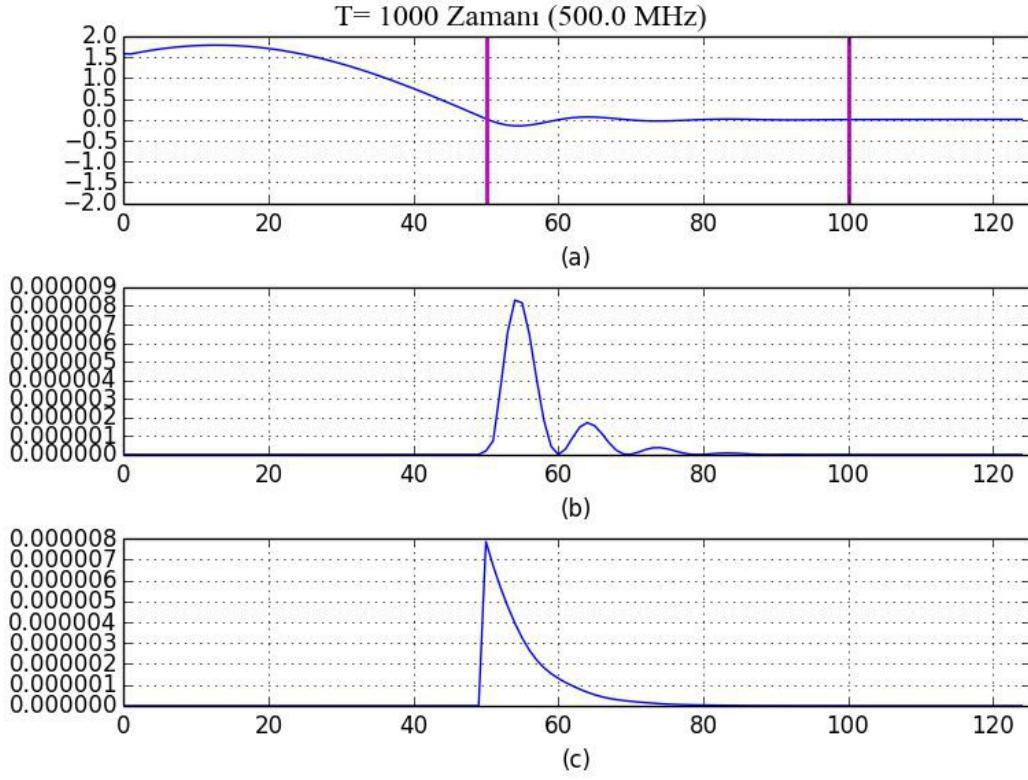
Çizelge 5.4'de 10 cm, 20 cm ve 30 cm doku kalınlıkları için hücre sayısı ve ortalama(konum ortalamalı) SAR_o değerleri verilmiştir.

Çizelge 5.4. 10 cm, 20 cm ve 30 cm doku kalınlıkları için hücre sayısı ve konum ortalamalı SAR değerleri

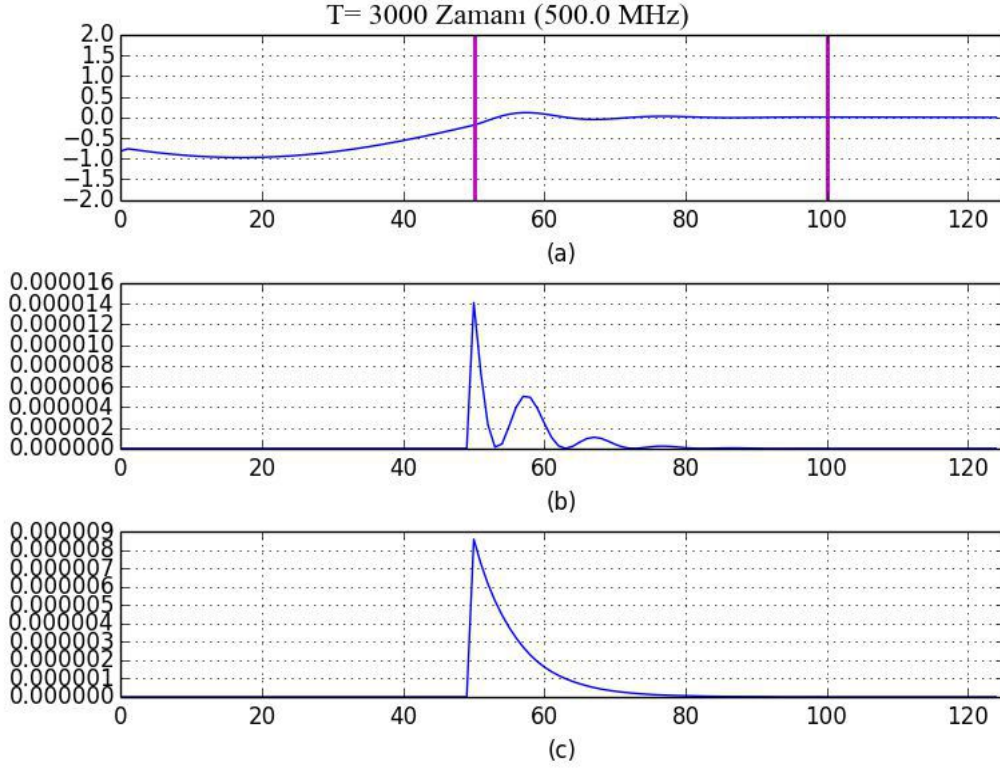
Doku Kalınlığı (cm)	SAR _{tepe} (W/Kg)	SAR _o (W/Kg)
10	0.57	0.023
20	0.59	0.011
30	0.59	0.008

Sonuç olarak konum ortalamalı SAR değeri güvenilir değildir. Onun yerine toplam SAR değerini, SAR_{tepe} değerini veya zaman ortalamalı SAR değerini kullanmak daha doğrudur.

Daha sonra zaman ortalamalı SAR benzetimleri yapılmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir. Şekil 5.10'da ve Şekil 5.11'de tekrar sayısı T=1000 ve T=3000 için SAR grafikleri verilmiştir.

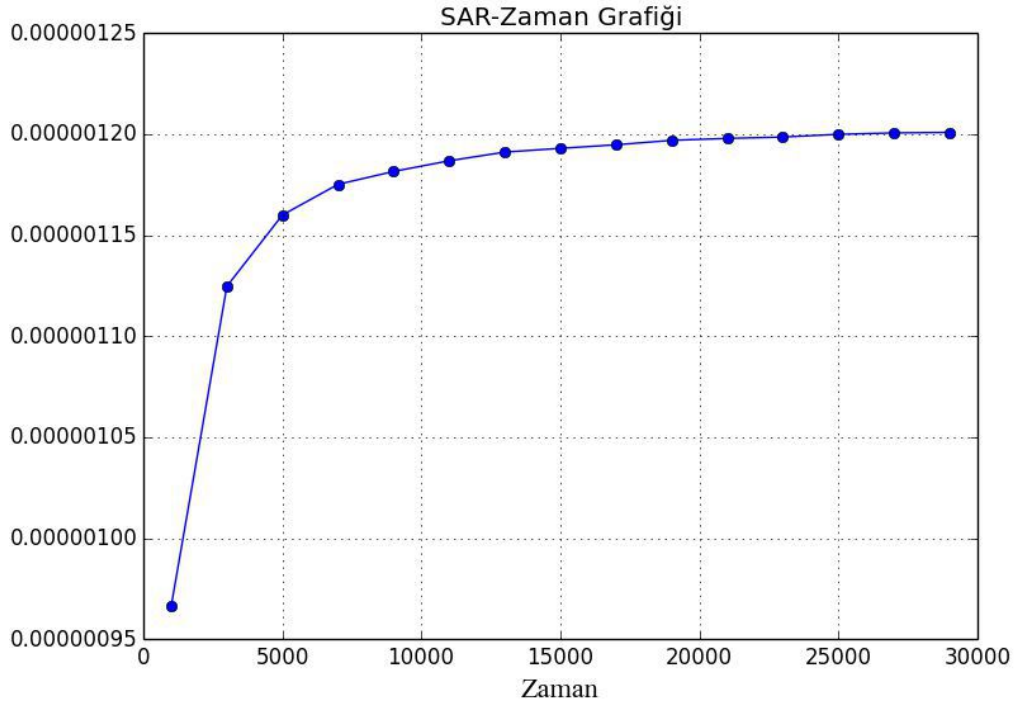


Şekil 5.10. T=1000 için a) Elektrik alan b) anlık SAR c) Zaman ortalamalı SAR



Şekil 5.11. T=3000 için a) Elektrik alan b) anlık SAR c) zaman ortalamalı SAR

Şekil 5.12'de tekrar sayısı ile zaman ortalamalı SAR grafiği verilmiştir.



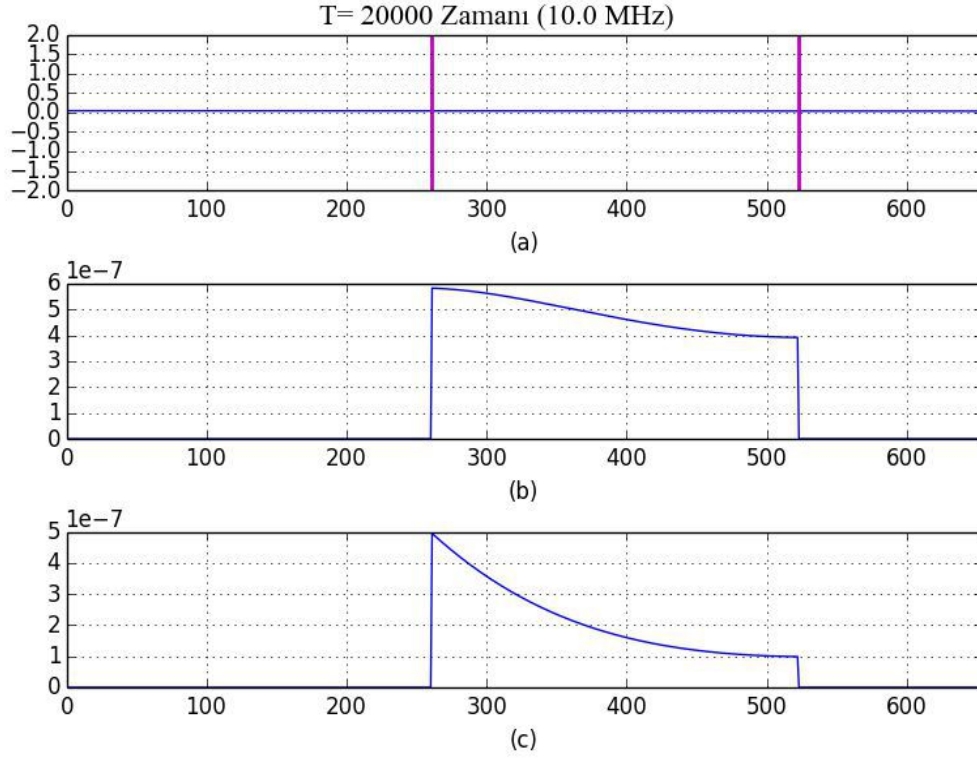
Şekil 5.12. Tekrar sayısı ile zaman ortalama SAR grafiği

Şekil 5.12'de verilen grafik incelendiğinde ilk başta SAR değerlerinin çok hızlı değiştiği görülmektedir. Bu bölgede bir zaman adımı kullanılırsa hesaplanan SAR değeri normalden daha düşük çıkacaktır. Bu nedenle zaman adımı sayısı yeterince büyük olmalıdır. Diğer taraftan büyük zaman adımlarında SAR değerlerinin değişimlerinin çok küçük olduğu görülmektedir. Zaman kaybına neden olacağı için programın çok büyük zaman adımları ile çalıştırılmasına gerek yoktur. Çizelge 5.5'de zaman adımı sayısı ile zaman ortalama SAR değerleri verilmiştir.

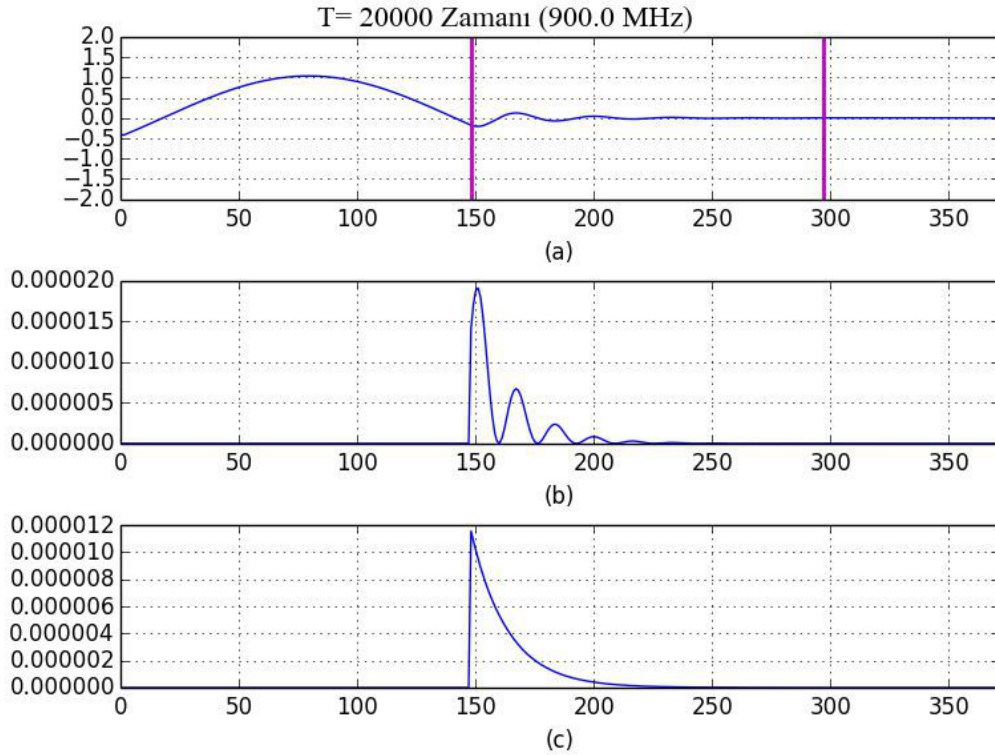
Çizelge 5.5. Zaman adımı sayısı ile zaman ortalama SAR değerleri

Zaman adımı	SAR _{zo} (W/Kg)
1000	9.66e-07
3000	1.12e-06
5000	1.16e-06
7000	1.17e-06
9000	1.18e-06
11000	1.18e-06
13000	1.19e-06
15000	1.19e-06
17000	1.19e-06
19000	1.19e-06
21000	1.19e-06
23000	1.19e-06
25000	1.19e-06
27000	1.2e-06
29000	1.2e-06

Son olarak $f=10$ MHz ve $f=900$ MHz frekanslarında benzetimler yapılmış ve etkileri gözlenmiştir. Şekil 5.13'de 10 MHz ve Şekil 5.14'de 900 MHz frekansları için SAR grafikleri verilmiştir. Kas dokusu için 10 MHz'de $\epsilon_r = 170.73$, $\sigma = 0.61683$, 900 MHz'de $\epsilon_r = 55.032$, $\sigma = 0.94294$ olarak alınmıştır.



Şekil 5.13. 10 MHz için a) elektrik alan b) anlık SAR c) zaman ortalamalı SAR



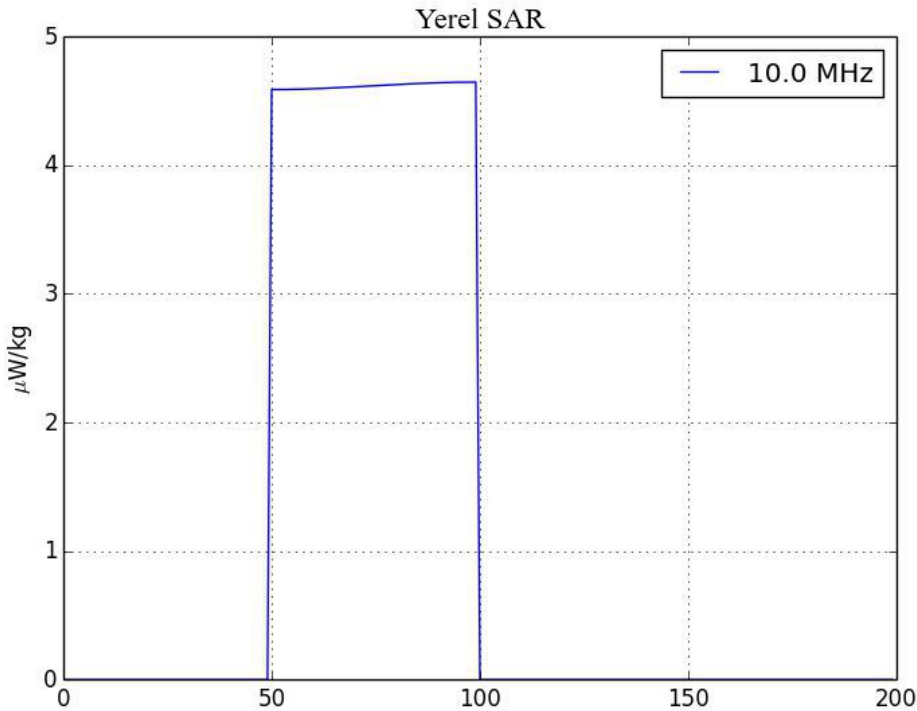
Şekil 5.14. 900 MHz için a) elektrik alan b) anlık SAR c) zaman ortalamalı SAR

Şekil 5.13 incelendiğinde doku içinde SAR değerleri dalgalanma göstermemektedir. Düşük frekanslı dalgaların dalga boyu büyüktür. Eğer dalga

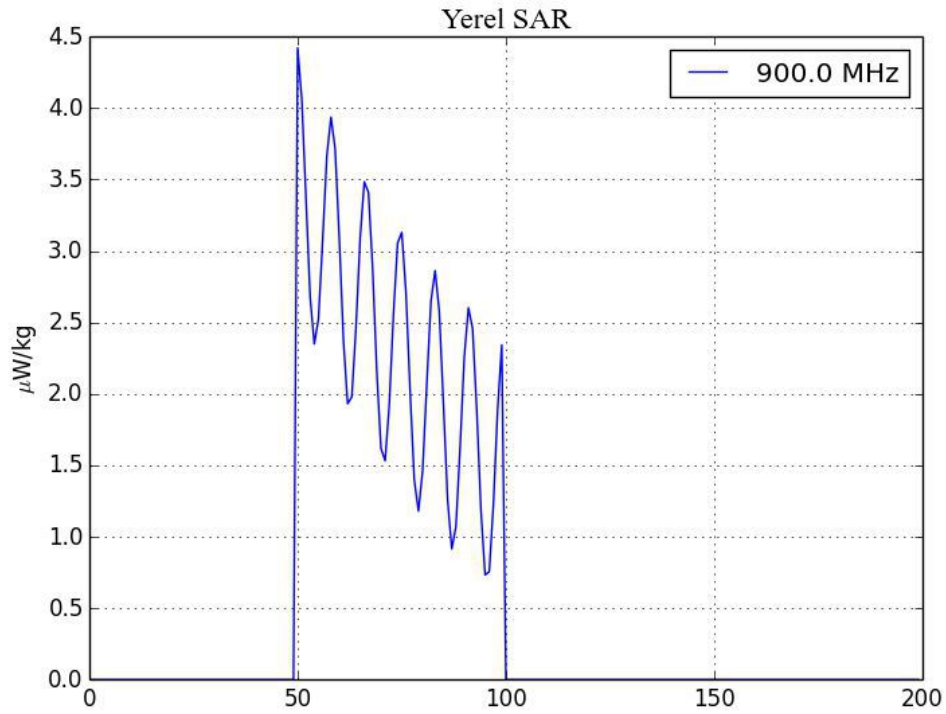
boyu doku kalınlığından çok büyük ise doku içindeki elektrik alan dağılımı değerleri çok yakın olup dalgalanma göstermez. Bu nedenle dalga boyu dokuya göre çok büyük ise SAR değerlerinde dalgalanma görülmez.

Şekil 5.14 incelendiğinde doku içinde SAR değerleri dalgalanma göstermektedir. Yüksek frekanslı dalgaların dalga boyu küçüktür. Doku kalınlığı dalga boyuna göre çok büyükse doku içinde birden fazla dalga periyodu olacaktır. Bundan dolayı doku içindeki elektrik alan dağılımı dalgalanma gösterir. Bu yüzden SAR değerleri de dalgalanma gösterir.

Diğer yandan düşük frekanslı dalgaların dokuya daha fazla nüfuz ettiği ancak daha az soğurulduğu görülmektedir. Bunun nedeni 10 MHz'de dielektrik sabitinin 900 MHz'deki dielektrik sabitinden daha büyük oluşu ve iletkenliğin daha küçük oluşundan dolayıdır. Dielektrik sabiti büyük olduğunda geriye yansıyan dalga miktarı daha büyüktür. İletkenlik küçük olduğunda ise daha az elektrik alan soğurulur. Bu nedenle düşük frekanslarda dalga daha fazla nüfuz etmekte ancak daha az soğurulmaktadır. Aynı kalınlıktaki bir dokuda SAR değerleri düşük frekansta daha düşük çıkmaktadır. Şekil 5.15'de 10 MHz için, Şekil 5.16'da ise 900 MHz için SAR_{tepe} grafikleri verilmiştir.



Şekil 5.15. 10 MHz sinüs kaynak için SAR_{tepe} grafiği



Şekil 5.16. 900 MHz sinüs kaynak için SAR_{tepe} grafiği

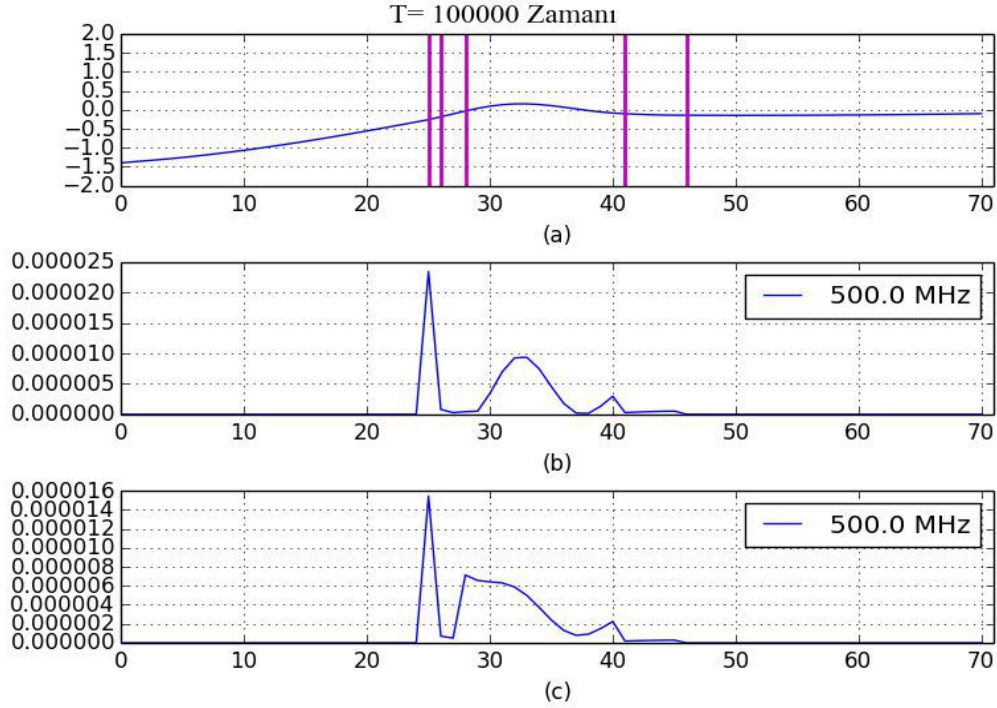
Çizelge 5.6'da 10 MHz ve 900 MHz'de hesaplanan zaman ortalamalı SAR, SAR_{tepe} ve maksimum SAR(SAR_{max}) değerleri verilmiştir.

Çizelge 5.6. 10 MHz ve 900 MHz'de hesaplanan SAR değerleri

	10 MHz	900 MHz
SAR(Zaman Ortalamalı) (W/Kg)	2.12×10^{-7}	1.23×10^{-6}
SAR _{max} (W/Kg)	7.16×10^{-7}	2.60×10^{-5}
SAR _{tepe} (W/kg)	4.61×10^{-6}	2.35×10^{-6}

5.3.1. Bir boyutta çok katmanlı dokular için benzetim

Sırasıyla deri, yağ, kas ve kemik dokularından oluşan 4 katmanlı bir yapı oluşturulmuştur. Doku kalınlıkları deri: 0.2 cm , yağ: 1 cm , kas: 5 cm , kemik: 2 cm alınmıştır. İlk olarak 500 MHz frekansı için benzetim yapılmış ve dokularda soğurulan SAR miktarları verilmiştir. Soğurulan SAR miktarları dokuların kalınlığına da bağlıdır. Buna dikkat edilmelidir. Şekil 5.17'de 500 MHz frekansta 4 katlı doku yapısında hesaplanan SAR değerlerinin grafiği verilmiştir.



Şekil 5.17. 500 MHz'de 4 katmanlı yapıda SAR değerleri a) elektrik alan b) anlık SAR c) zaman ortalamalı SAR

Çizelge 5.7'de 500 MHz'de çok katmanlı yapı içindeki dokularda hesaplanan SAR değerleri verilmiştir. Bütün yapı içindeki SAR değeri 6.80×10^{-5} olarak hesaplanmıştır.

Çizelge 5.7. 500 MHz'de çok katmanlı yapı için hesaplanan SAR değerleri

Doku	Kalınlık (cm)	Doku İçi SAR (W/Kg)	SAR Yüzdesi
Deri	0.2	1.54×10^{-5}	22.679
Yağ	1.0	1.21×10^{-6}	1.777
Kas	5.0	5.02×10^{-5}	73.770
Kemik	2.0	1.21×10^{-6}	1.772

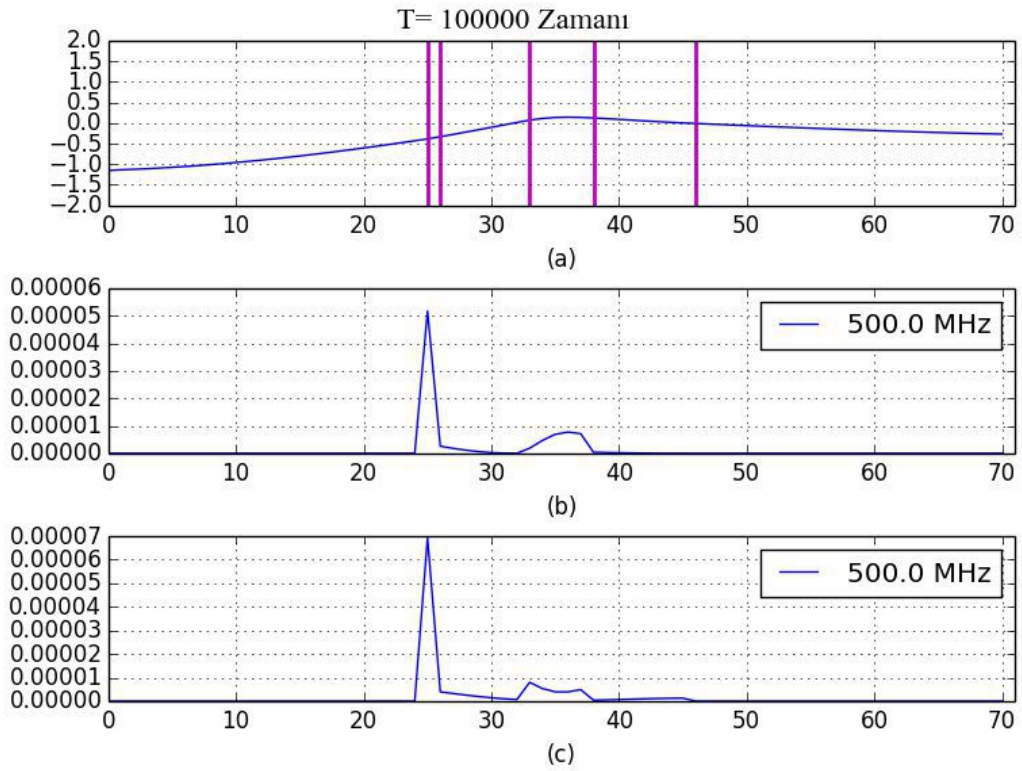
Doku içindeki SAR değerleri dokunun elektriksel özelliklerine, doku kalınlığına ve dokunun yoğunluğuna bağlıdır (elektriksel özellikler frekansa bağlı olduğu için frekansa da bağlıdır). Yağ dokusu elektriksel özelliklerinden dolayı daha az enerji soğurmaktadır. Deri dokusu en yüksek SAR değerine (SAR_{max}) sahipken kalınlığının az olmasından dolayı daha az bir yüzdeye sahiptir. En fazla soğurulma kas dokusundadır. Kas dokusu hem yağ dokusuna göre daha soğurucu hemde daha kalındır. Kemik dokusuna ulaşmadan önce enerjinin büyük miktarı

soğurulmuştur. Bu nedenle SAR yüzdesi düşük çıkmıştır. Benzetimde kullanılan dokular ve parametreleri Çizelge 5.8'de verilmiştir.

Çizelge 5.8. Deri, yağ, kas ve kemik dokularının parametreleri

Doku	Kalınlık (cm)	Dielektrik	İletkenlik	Yoğunluk
Deri	0.2	44.915	0.7284	1050
Yağ	1.0	5.5444	0.042793	918
Kas	5.0	56.445	0.82245	1050
Kemik	2.0	12.946	0.10047	1920

Doku kalınlıkları değiştirilerek benzetim tekrarlanmıştır. Şekil 5.18'de farklı doku kalınlıkları için hesaplanan SAR grafikleri verilmiştir. Doku kalınlıkları deri: 0.3 cm , yağ: 3.0 cm , kas: 2.0 cm ve kemik: 3.0 cm olarak alınmıştır.



Şekil 5.18. 500 MHz'de doku kalınlıkları değiştirilince hesaplanan SAR grafikleri

Bu kalınlıklar için hesaplanan SAR değerleri Çizelge 5.9'da verilmiştir. Hesaplanan toplam SAR değeri 0.0001 W/Kg'dır.

Çizelge 5.9. Farklı doku kalınlıkları için hesaplanan SAR değerleri

Doku	Kalınlık (cm)	Doku İçi SAR (W/Kg)	SAR Yüzdesi
Deri	0.3	6.92×10^{-5}	59.039
Yağ	3.0	1.48×10^{-5}	12.681
Kas	2.0	2.61×10^{-5}	22.258
Kemik	3.0	7.062×10^{-6}	6.020

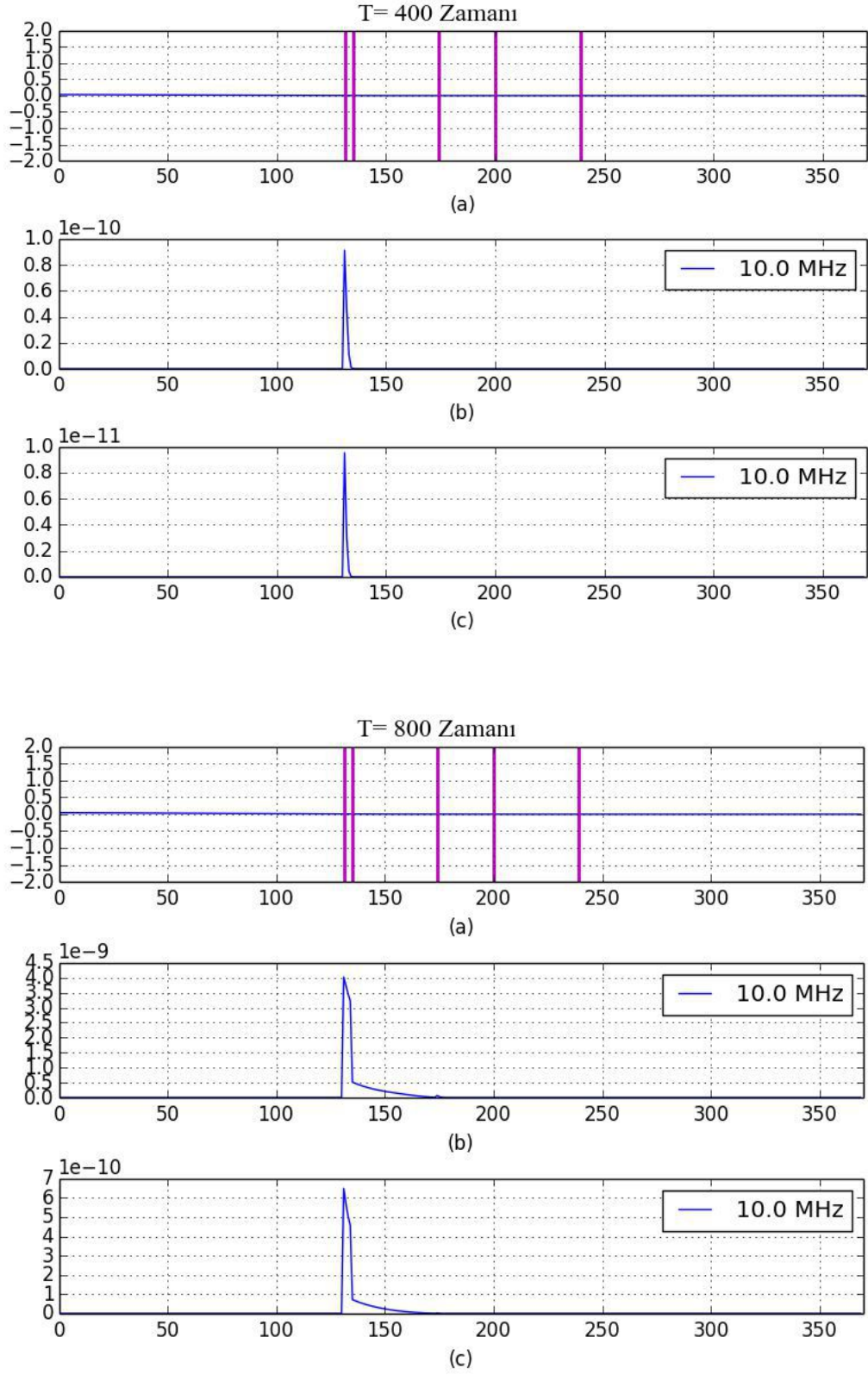
Doku kalınlıkları değiştirildiğinde SAR değerleride değişmiştir. Deri kalınlığı 0.1 cm değiştirildiğinde SAR yüzdesi 22'den 59'a yükselmiştir. Yağ dokusunun kalınlığı artınca SAR yüzdesi de artmıştır. Diğer taraftan kas dokusunun kalınlığı azaltılmıştır ve SAR yüzdesi azalmıştır. Bunun sebebi sadece doku kalınlığının azaltılması değil aynı zamanda kas dokusuna ulaşan enerji miktarının azalmasıdır. İlk örnekte deri, yağ ve kas dokusunun kalınlığı 6.2 cm'dir ve SAR yüzdesi 98.226'dır. İkinci örnekte ise üç dokunun kalınlığı 5.3 cm'dir ve SAR yüzdesi 93.978'dir. Kemik dokusuna ulaşabilen enerji miktarı arttığı için ve kemik dokusunun kalınlığı arttığı için SAR değeride artmıştır.

Frekansın etkisini görebilmek için 10 MHz ve 900 MHz frekanslarında benzetim tekrarlanmıştır. Doku kalınlıkları deri: 0.3 cm , yağ: 3.0 cm , kas: 2.0 cm ve kemik: 3.0 cm olarak alınmıştır. Çizelge 5.10'da deri, yağ, kas ve kemik dokularının 10 MHz için parametreleri verilmiştir.

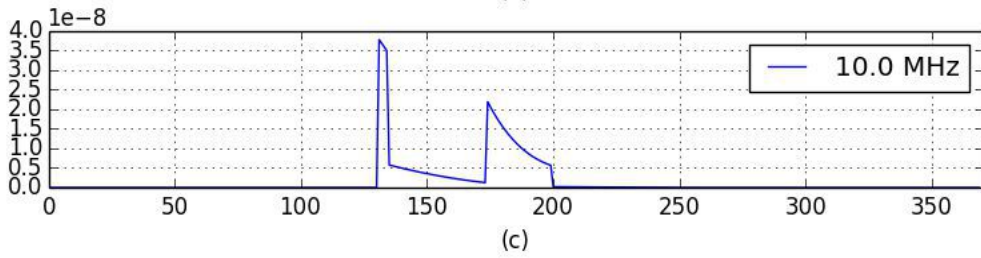
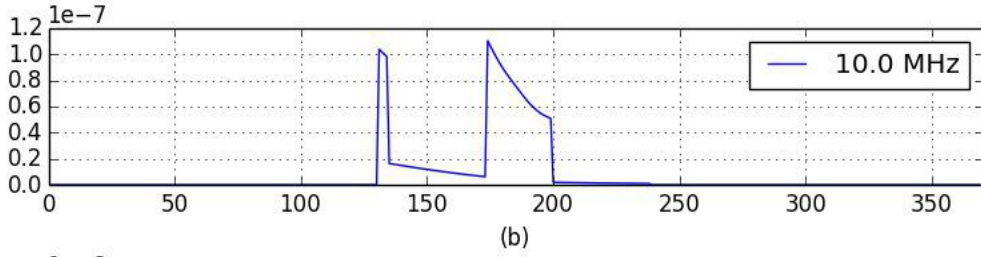
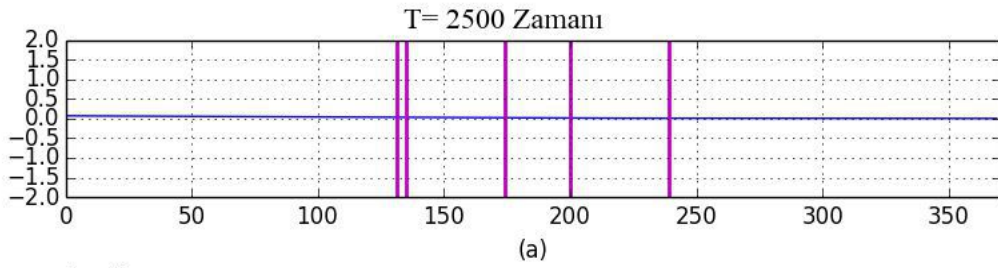
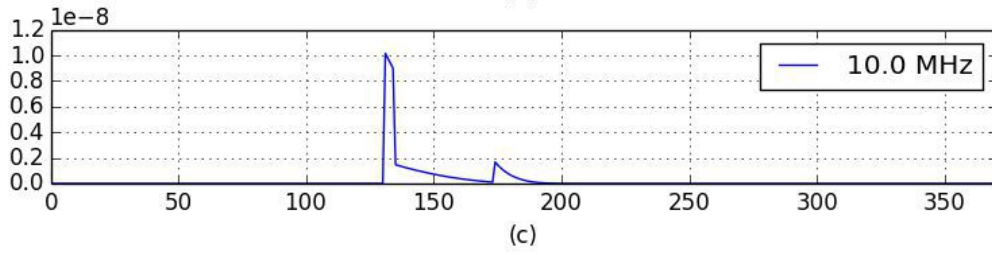
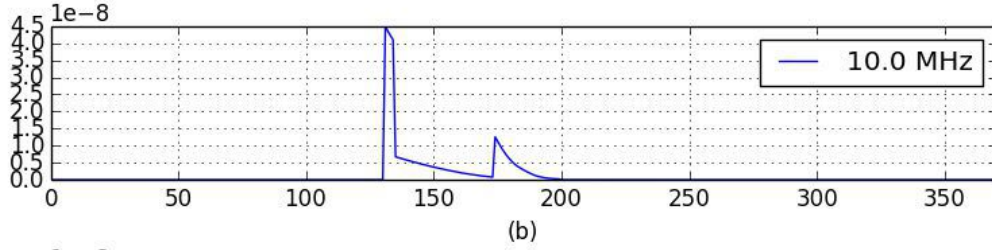
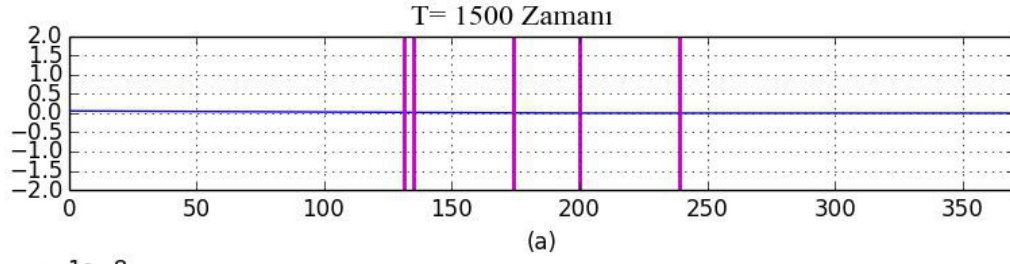
Çizelge 5.10. 10 MHz'de deri, yağ, kas ve kemik dokularının parametreleri

Doku	Kalınlık (cm)	Dielektrik	İletkenlik	Yoğunluk
Deri	0.3	361.66	0.19732	1050
Yağ	3.0	13.767	0.029152	918
Kas	2.0	170.73	0.61683	1050
Kemik	3.0	36.772	0.042822	1920

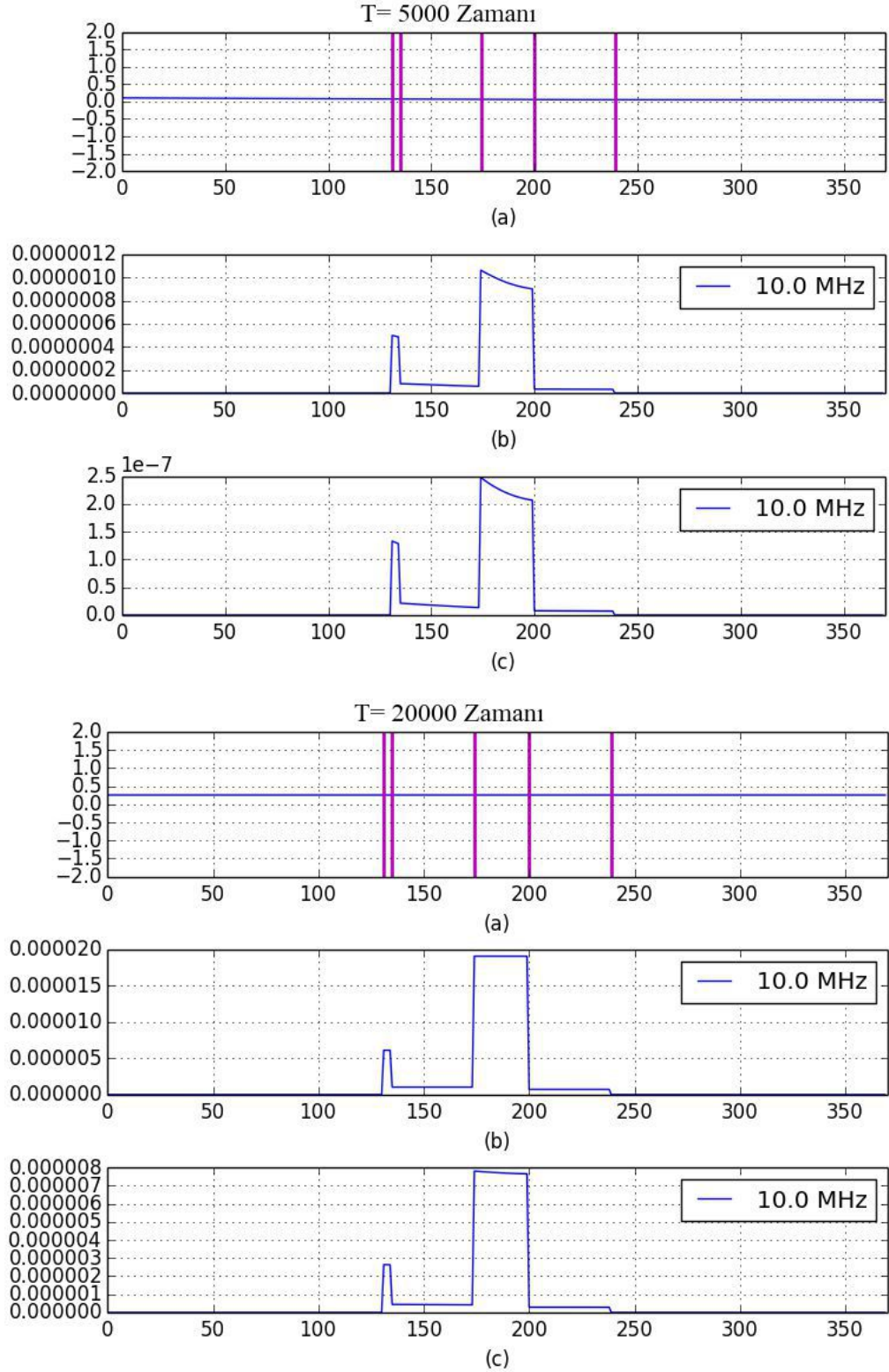
Şekil 5.19'da 10 MHz için benzetim sonuçları verilmiştir.



Şekil 5.19. 10 MHz için çok katmanlı yapı benzetim sonuçları



Şekil 5.19.(Devam) 10 MHz için çok katmanlı yapı benzetim sonuçları



Şekil 5.19.(Devam) 10 MHz için çok katmanlı yapı benzetim sonuçları

Grafikler incelendiğinde dokuların SAR değerleri arasında keskin iniş-çıkışların olduğu gözlenmiştir. Dalga boyu doku kalınlığına göre çok çok büyük olduğunda dalga dokuda daha derine nüfuz etmekte ve doku içinde elektrik alan

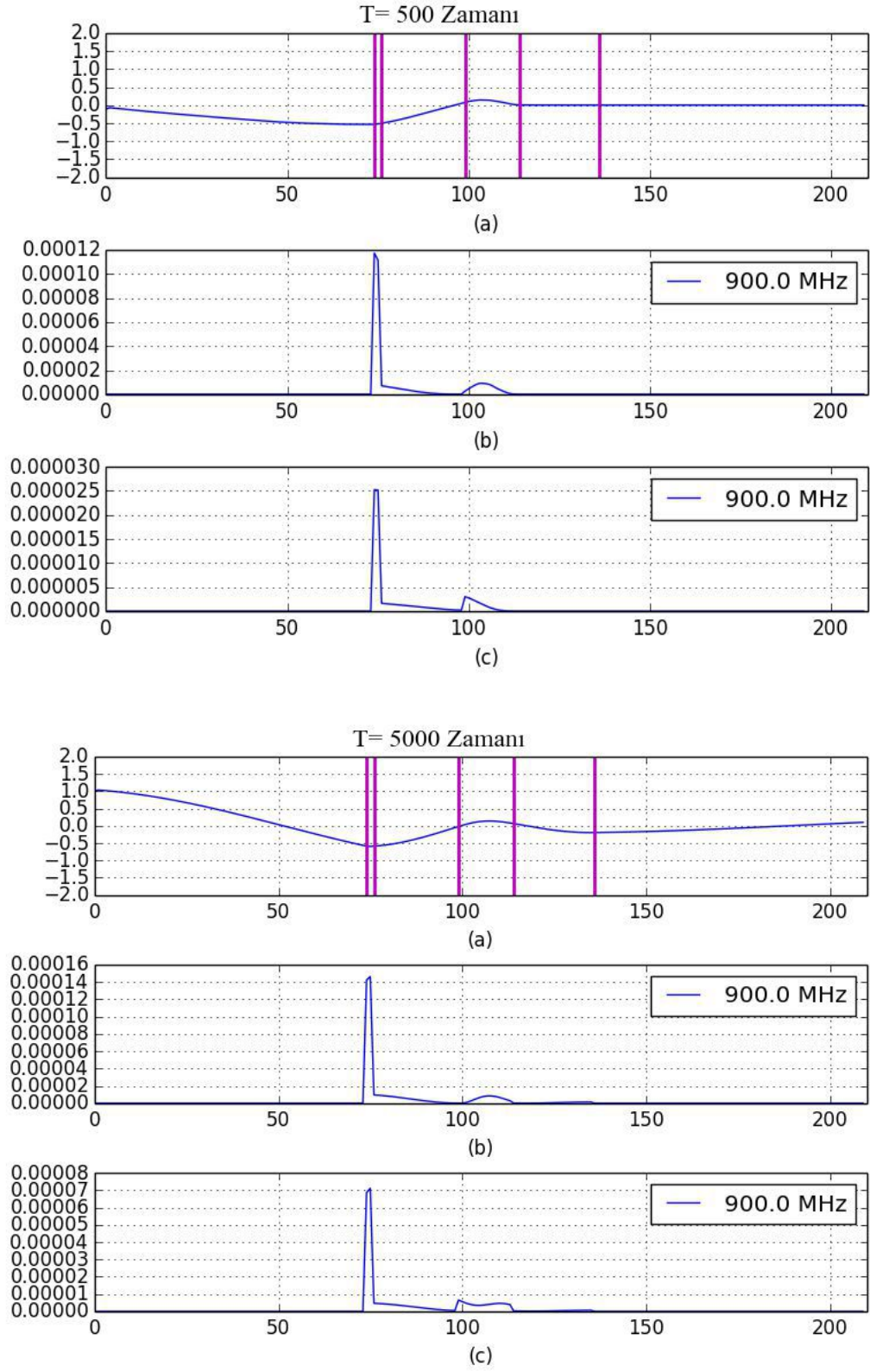
hemen hemen yakın değerlerde olmaktadır. Bu yüzden SAR değerleri iletkenlik ve doku yoğunluğuna bağlıdır. Benzetimde kullanılan dokuların yoğunlukları kemik hariç birbirine yakındır. Bu yüzden iletkenlik SAR değerinin belirlenmesinde öne çıkar. İletkenlik büyükten küçüğe kas, deri, kemik ve yağ şeklindedir. Bu nedenle kas dokusunda SAR değeri daha büyüktür. Yağ dokusunda iletkenlik daha küçük olduğu için SAR değeri de daha küçüktür. Kemik dokusunun yoğunluğu yaklaşık olarak diğerlerinin iki katıdır ve yoğunluğu da dikkate aldığımızda en küçük SAR değerine sahiptir.

Son olarak 900 MHz için benzetim yapılmıştır. 900 MHz'de doku parametreleri Çizelge 5.11'de verilmiştir.

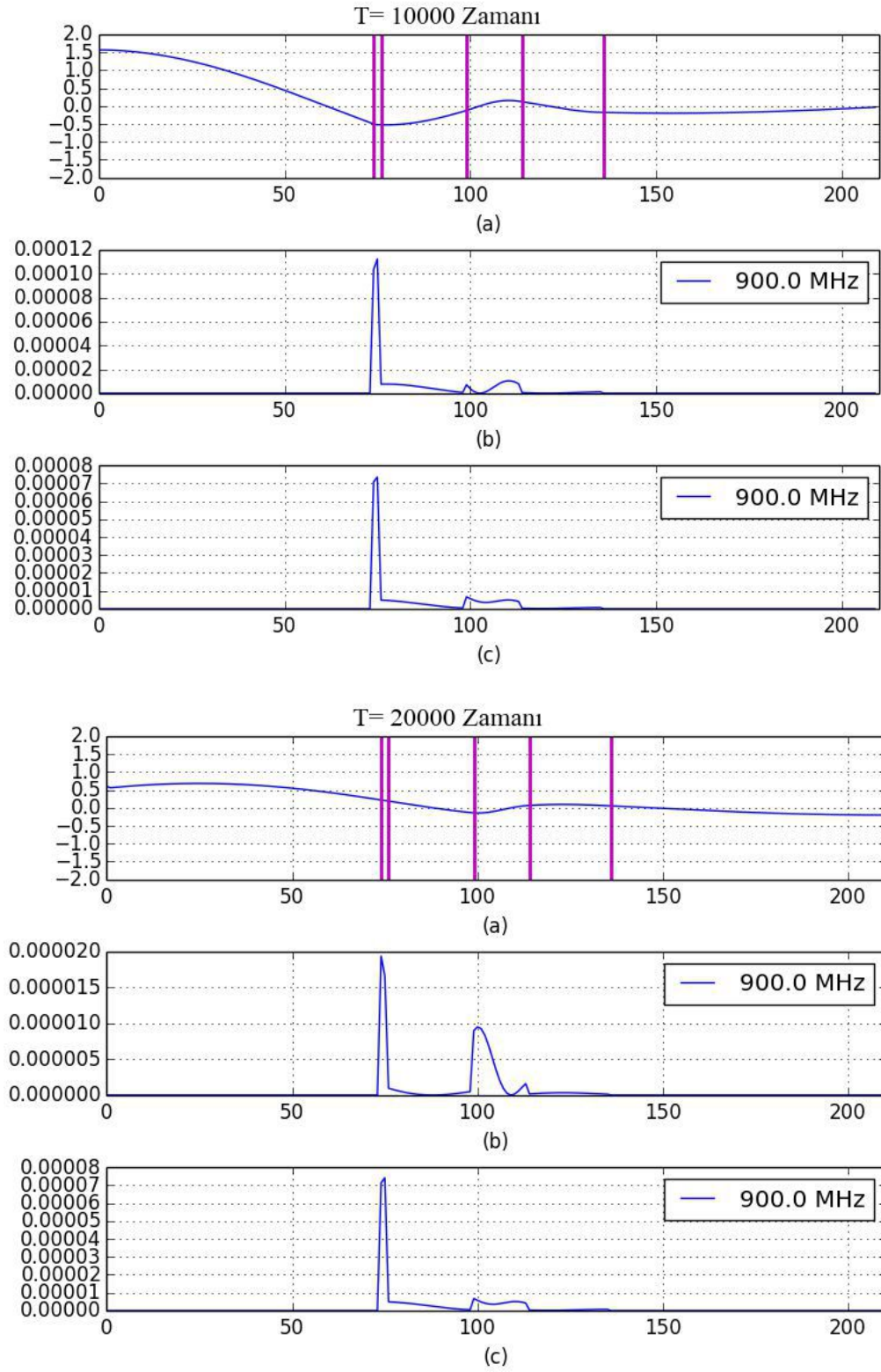
Çizelge 5.11. 900 MHz için deri, yağ, kas ve kemik dokularının parametreleri

Doku	Kalınlık (cm)	Dielektrik	İletkenlik	Yoğunluk
Deri	0.3	41.405	0.86674	1050
Yağ	3.0	5.462	0.051043	918
Kas	2.0	55.032	0.94294	1050
Kemik	3.0	12.454	0.14331	1920

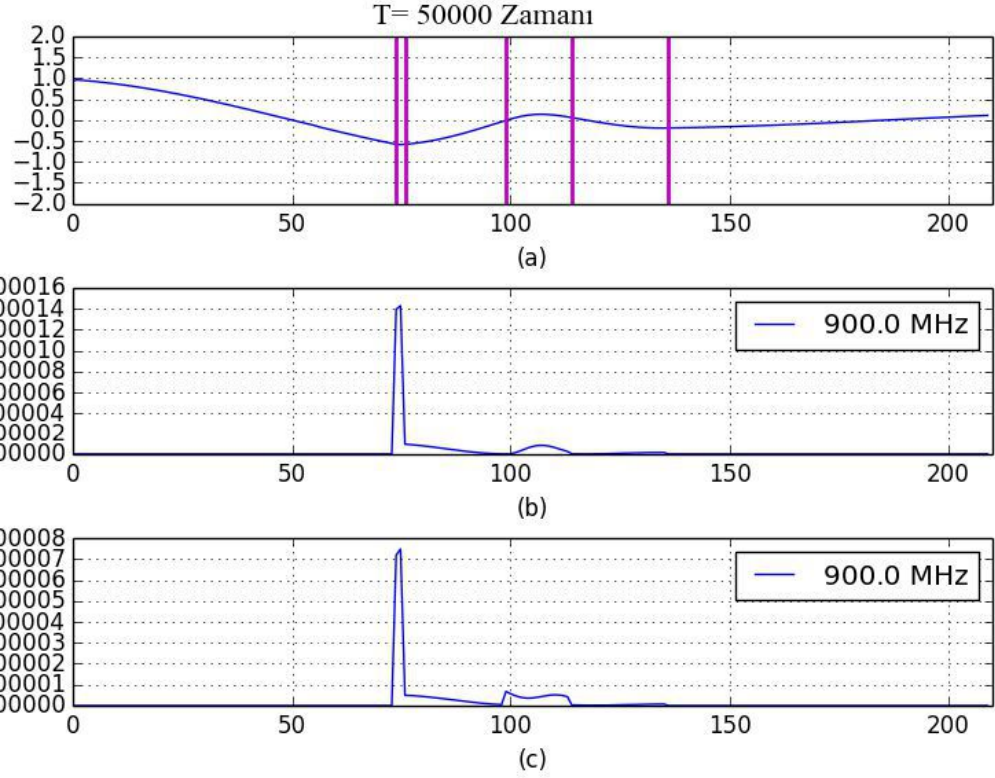
Şekil 5.20'de 900 MHz için benzetim sonuçları verilmiştir.



Şekil 5.20. 900 MHz için çok katmanlı yapı benzetim sonuçları



Şekil 5.20.(Devam) 900 MHz için çok katmanlı yapı benzetim sonuçları

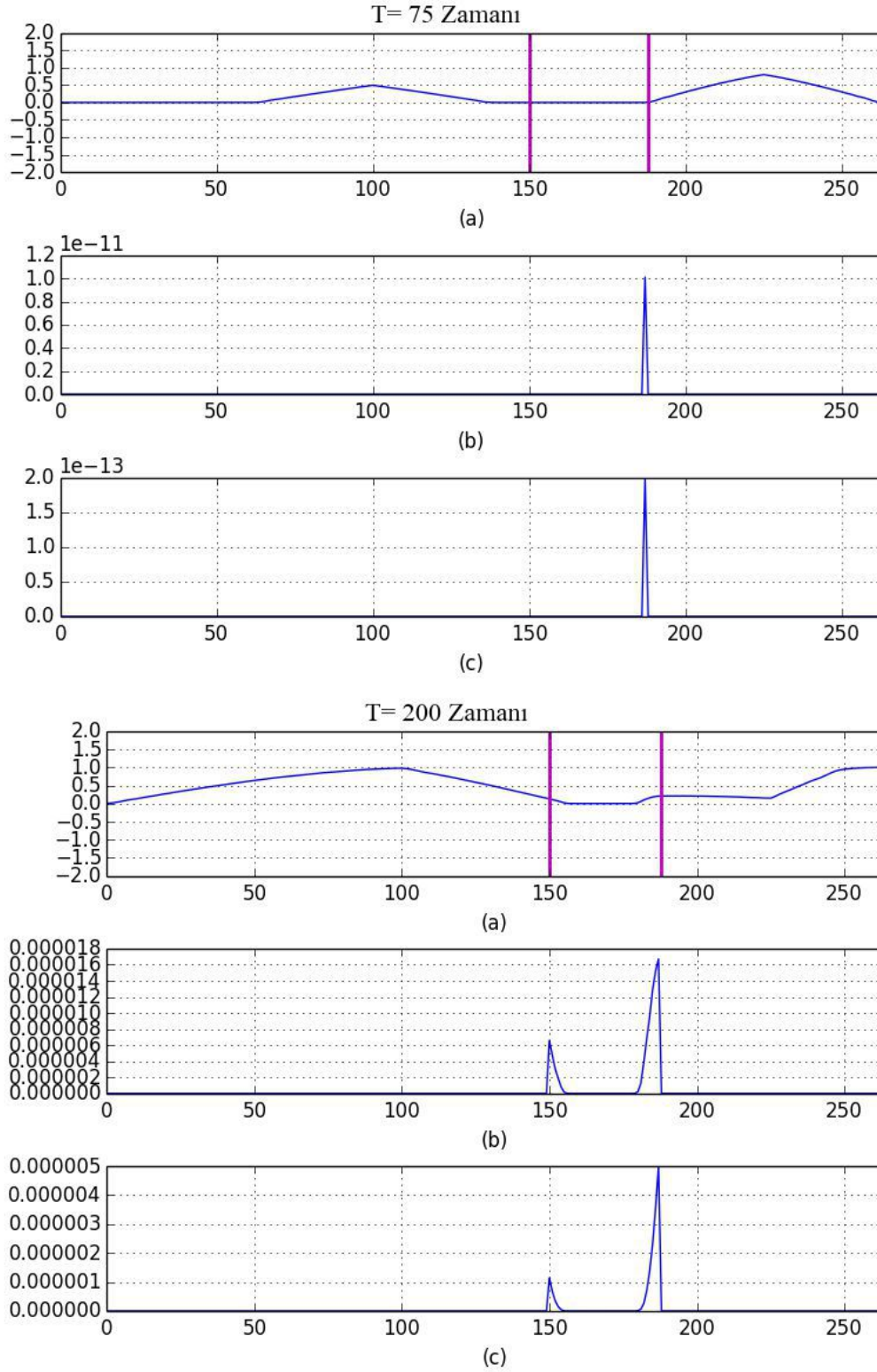


Şekil 5.20.(Devam) 900 MHz için çok katmanlı yapı benzetim sonuçları

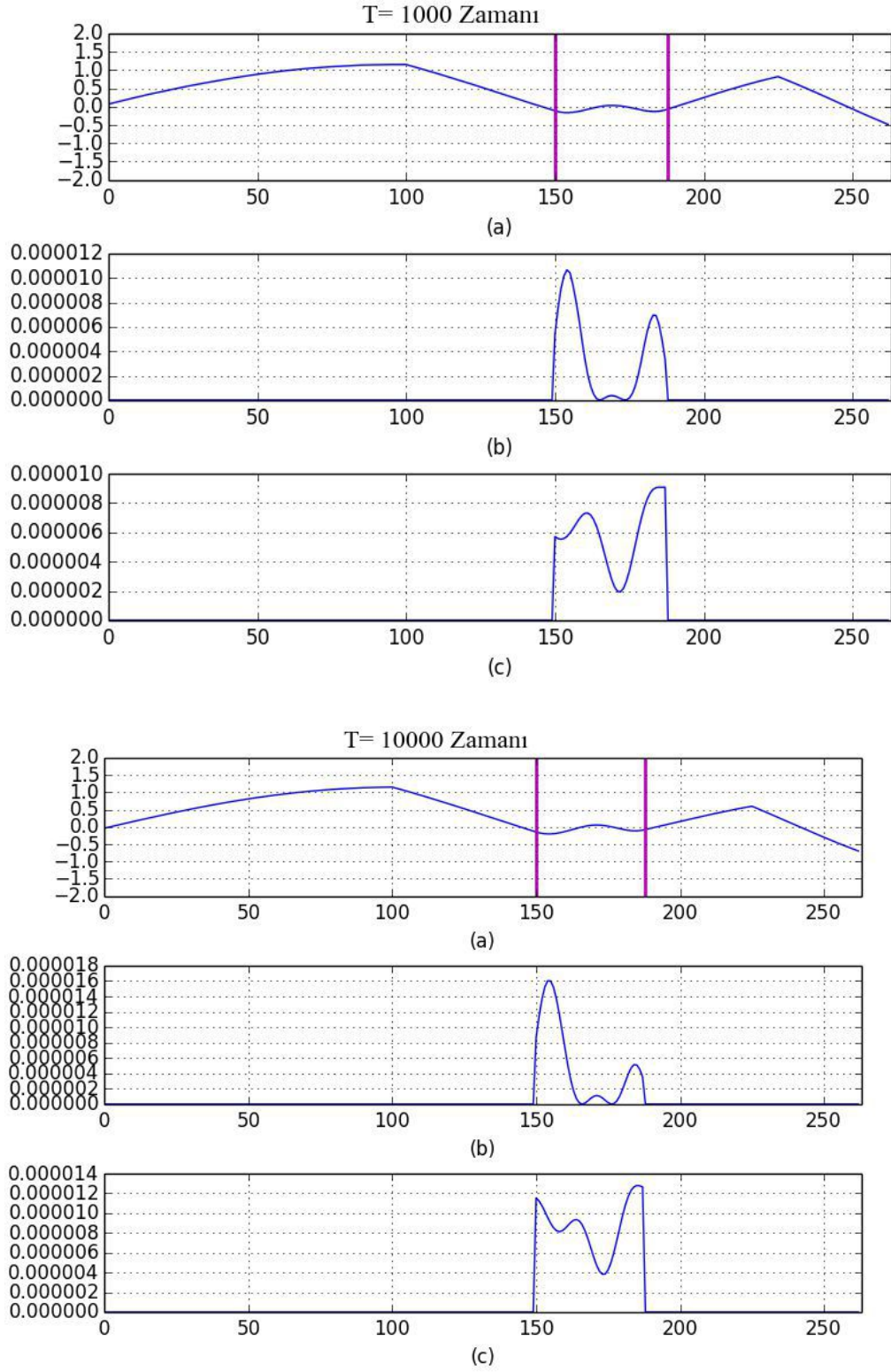
900 MHz'de dalga dokulara daha az nüfuz etmekte ve enerjinin büyük kısmı ilk dokularda soğurulmaktadır. Bu nedenle deride SAR değeri daha yüksektir. Yağ dokusunda daha az yansıma olurken daha az soğurulma olur. Bu nedenle yağ içinde SAR değeri küçük çıkmıştır.

5.3.2. İki kaynaklı benzetim

Hesap uzayında 100. hücreye 500 MHz'lik bir kaynak ve 225. hücreye 900 MHz'lik bir kaynak yerleştirilmiştir. Kas dokusu iki kaynağın arasında yer almaktadır. Şekil 5.21'de iki kaynak varken hesaplanan SAR grafiği verilmiştir.



Şekil 5.21. İki kaynak varken hesaplanan SAR grafiği



Şekil 5.21.(Devam) İki kaynak varken hesaplanan SAR grafiği

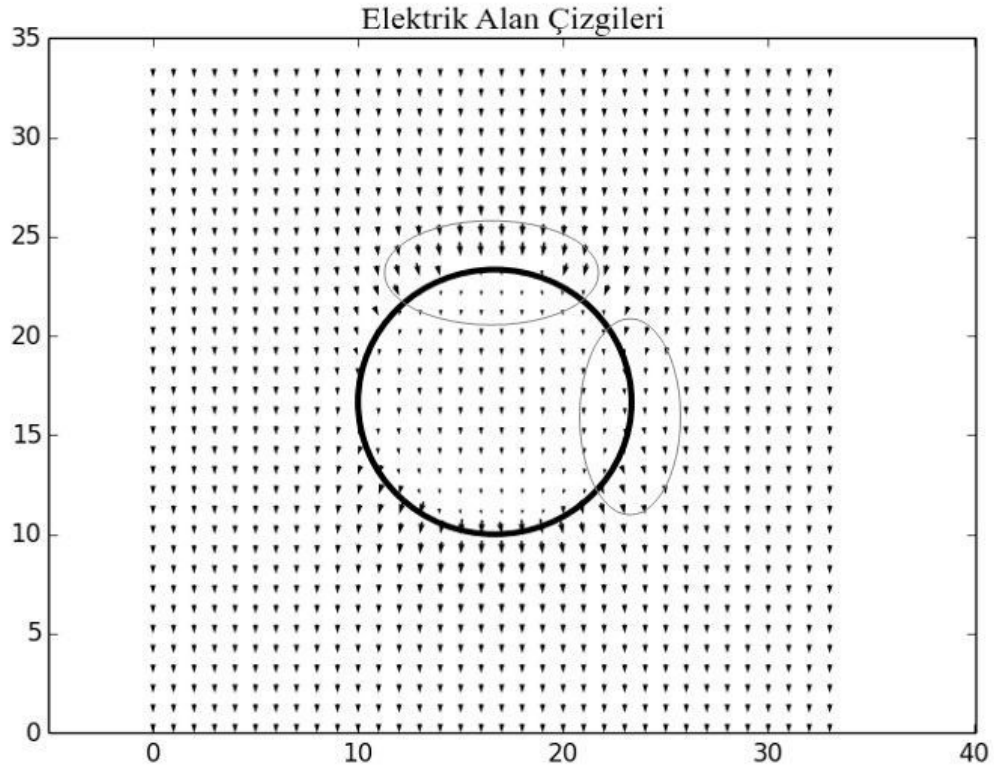
5.4. İki Boyutlu SAR Benzetimleri

Bu bölümde nokta kaynak ve düzlem dalga uygulanmış farklı geometrik cisimlerin iki boyutlu benzetimleri yapılmıştır. Son olarakta magnetik rezonans(MR) görüntülerinde kümeleme yapılarak SAR hesaplaması için benzetim yapılmıştır.

5.4.1. Durgun elektrik alan benzetimleri

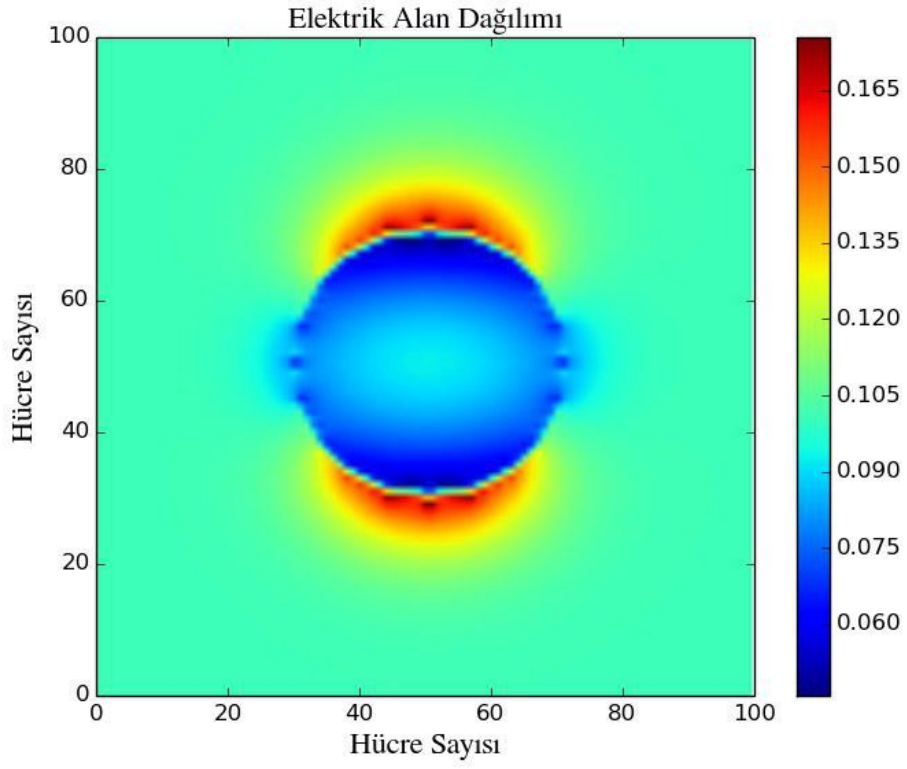
Çok düşük frekanslarda dokularda dielektrik ısınmadan dolayı ısı artışı çok çok küçüktür. Bu nedenle düşük frekanslar için SAR hesaplaması yapılmaz. Bu frekanslarda ısı artışının nedeni vücut içinde oluşan akımlardır. Her ne kadar düşük frekanslarda SAR hesaplanmasa da doku içindeki elektrik alan dağılımının anlaşılması için durgun elektrik alanlarda benzetimler yapılmıştır.

İlk olarak daire şekilli bir ortam için SAR hesaplanmıştır. Daire içindeki alan dağılımı düzgün olmalıdır. Ancak sınırlarda alan çizgileri eğilmektedir. Bunun nedeni sınır şartlarıdır. Sınırdaki elektrik alanın teğet bileşenleri eşitken normal bileşenleri süresizdir. Yani $E_{t1}=E_{t2}$ ve $\epsilon_1 E_{n1} = \epsilon_2 E_{n2}$ formülleri geçerlidir. Burada E_t teğet bileşenler ve E_n normal(dik) bileşenlerdir. Şekil 5.22'de dikey bir alan içindeki dairenin içinde ve dışında oluşan elektrik alan çizgileri gösterilmiştir(Furse ve diğ.,2009).

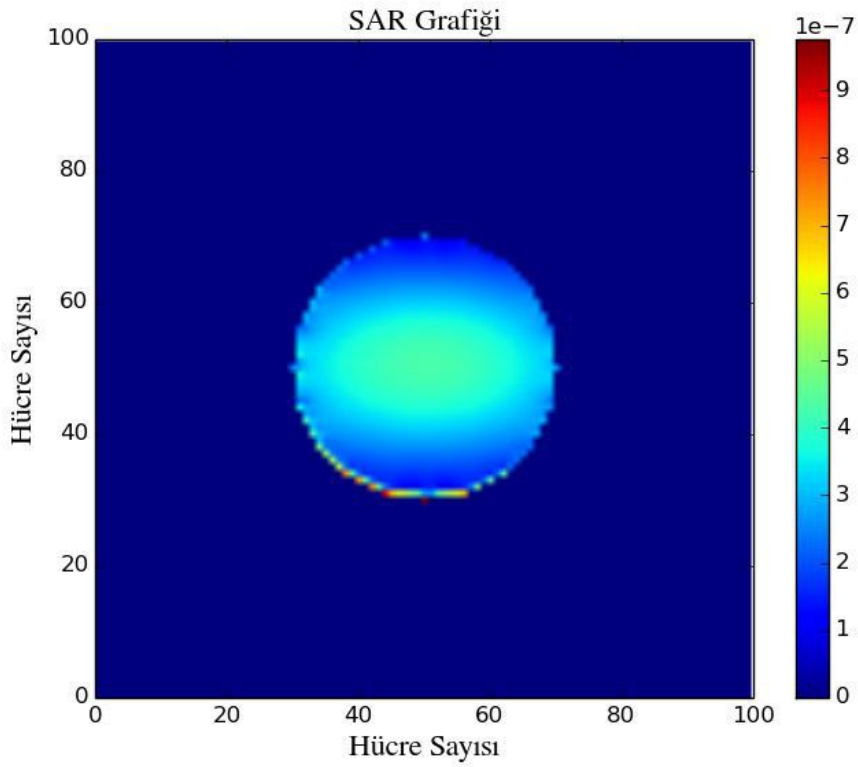


Şekil 5.22. Dikey bir alan içindeki dairenin içinde ve dışındaki oluşan elektrik alan çizgileri

Şekil 5.22 incelenirse dairenin üst yanında elektrik alan çizgileri daha dik gelmekte ve normal bileşenleri daha büyüktür. Normal bileşenler ϵ_1/ϵ_2 oranında küçülmektedir. Normal bileşenleri küçülünce teğet bileşenlerin etkisi ile alan çizgileri ve daireye doğru dönmektedir. Yan kenarlarda ise teğet bileşenler daha etkilidir. Teğet bileşenler eşit olduğu için değişim daha azdır. Alan çizgileri daha az bükülürler. Şekil 5.20'de dairenin içindeki ve dışındaki alan dağılımı verilmiştir. Şekil 5.23'de ise daire içindeki SAR grafiği verilmiştir. SAR grafiği incelendiğinde dairenin üst ve alt yanlarındaki SAR değerlerinin daha küçük çıktığı görülmektedir.

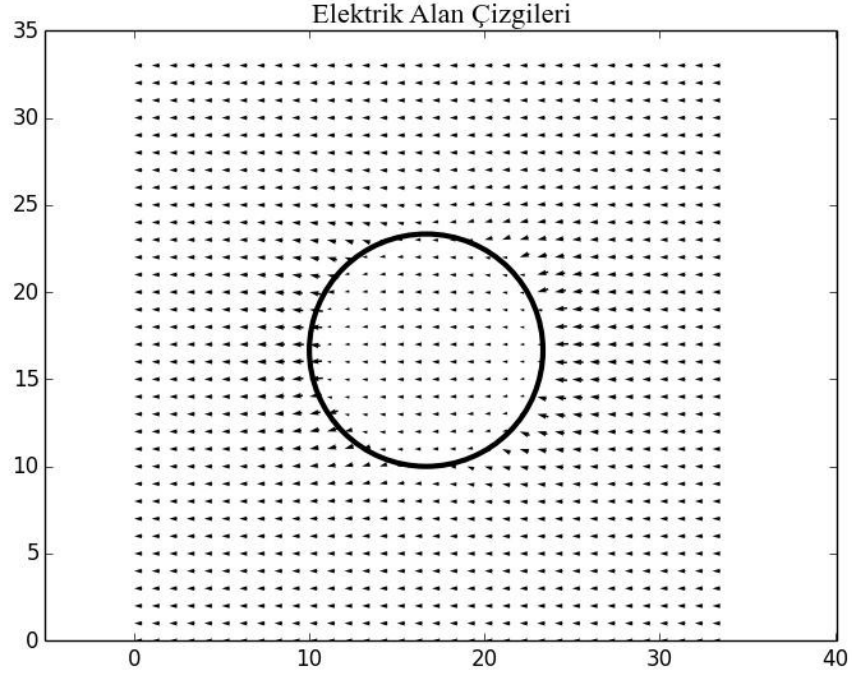


Şekil 5.23. Dik gelen alan içinde dairenin içindeki ve dışındaki alan dağılımı



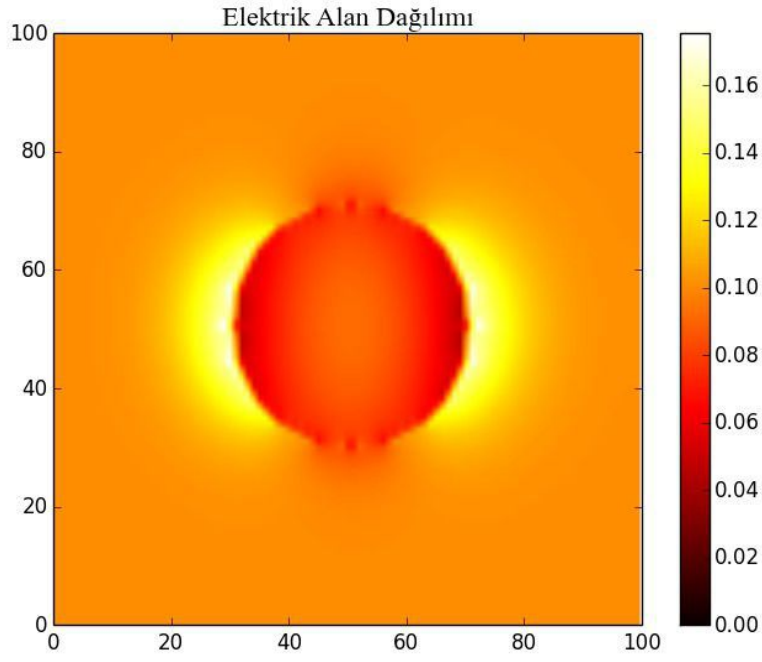
Şekil 5.24. Dik gelen alanda daire içindeki SAR grafiği

Daire yatay yönde durgun elektrik alan içine konulduğunda dairenin yan taraflarındaki SAR değerleri daha düşük çıkmaktadır. Şekil 5.25'de elektrik alan çizgileri verilmiştir.

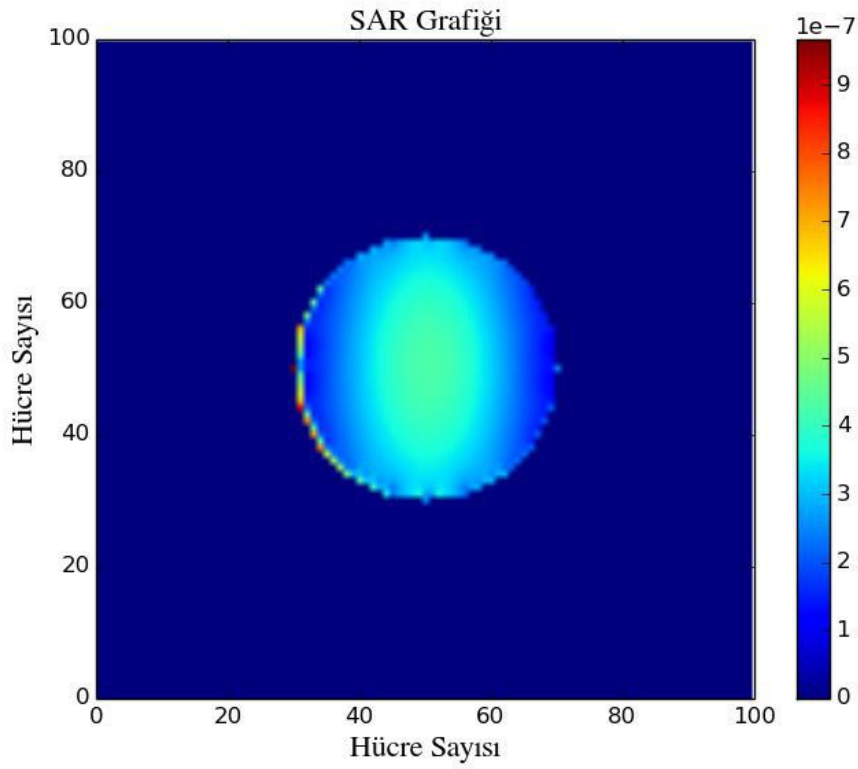


Şekil 5.25. Yatay elektrik alan içindeki daire için alan çizgileri

Şekil 5.26'da elektrik alan dağılımı, Şekil 5.27'de ise daire içindeki SAR değerlerinin grafiği verilmiştir.

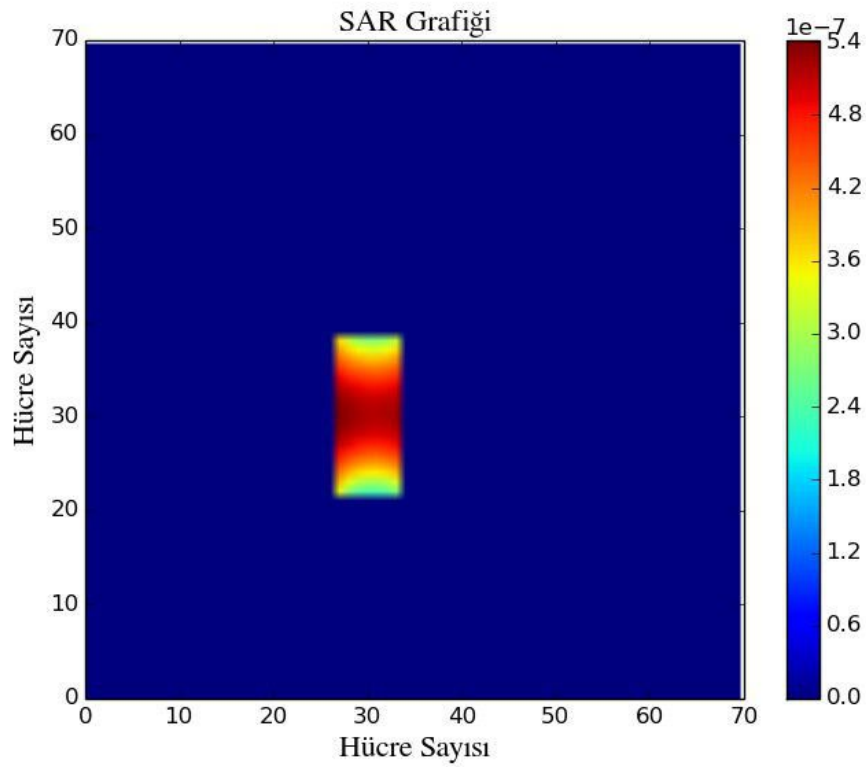


Şekil 5.26. Yatay elektrik alan içindeki daire için elektrik alan dağılımı

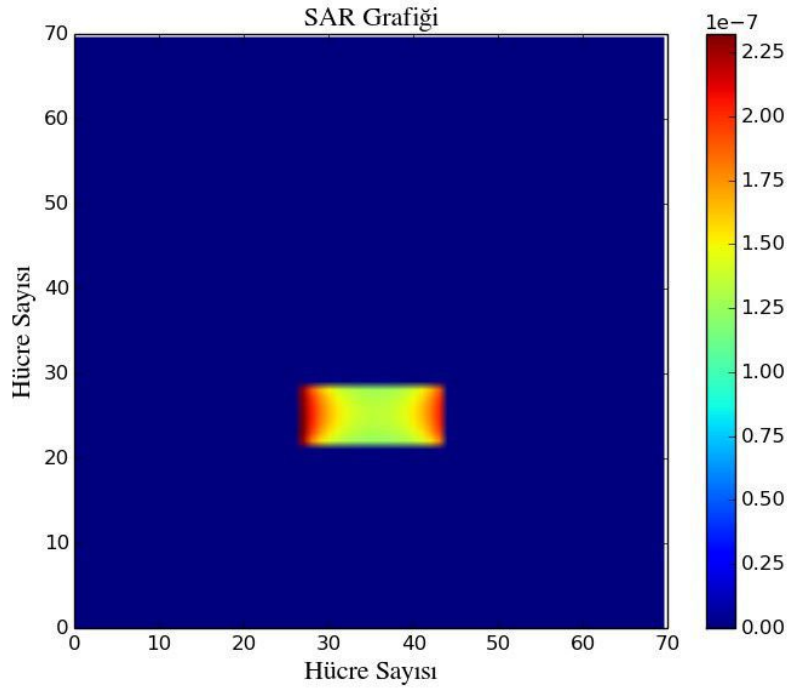


Şekil 5.27. Yatay elektrik alan içindeki daire için SAR değerleri

Daha sonra dikdörtgen, çokgen bir yapı, basit insan modeli ve çok katmanlı bir yapı için benzetimler yapılmıştır. Uygulanan alanın yönü yukarıdan aşağıya doğrudur. SAR değerleri cisimlerin geometrisine göre değişmektedir. Yukarıda verilen bilgiler bu geometriler içinde geçerli olduğu için yeniden açıklama yapılmamıştır. Şekil 5.28'de dikey bir dikdörtgen içindeki SAR değerleri verilmiştir. Şekil 5.29'da ise yatay bir dikdörtgen içinde oluşan SAR değerleri verilmiştir.

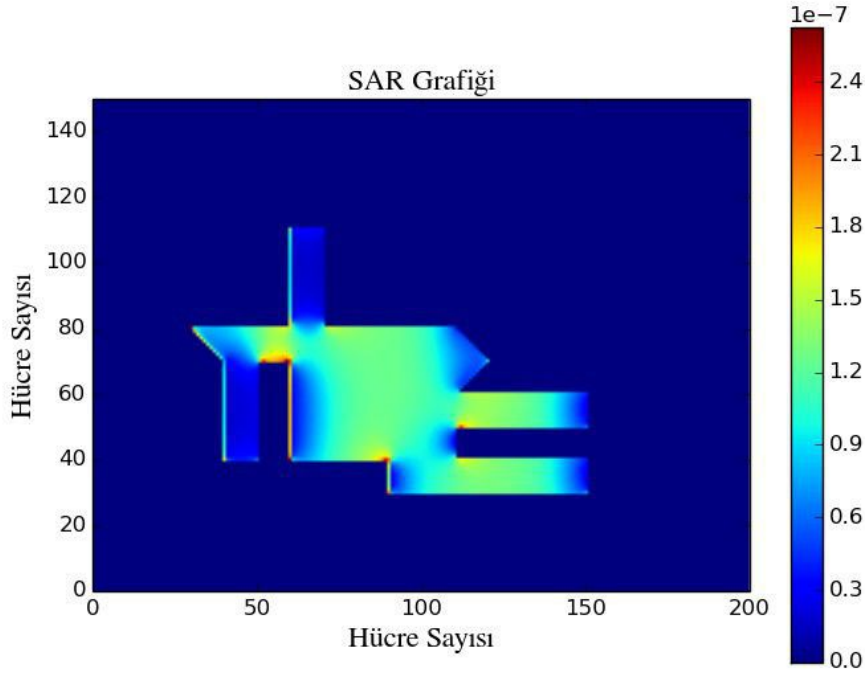


Şekil 5.28. Dikey bir dikdörtgen içindeki SAR değerleri



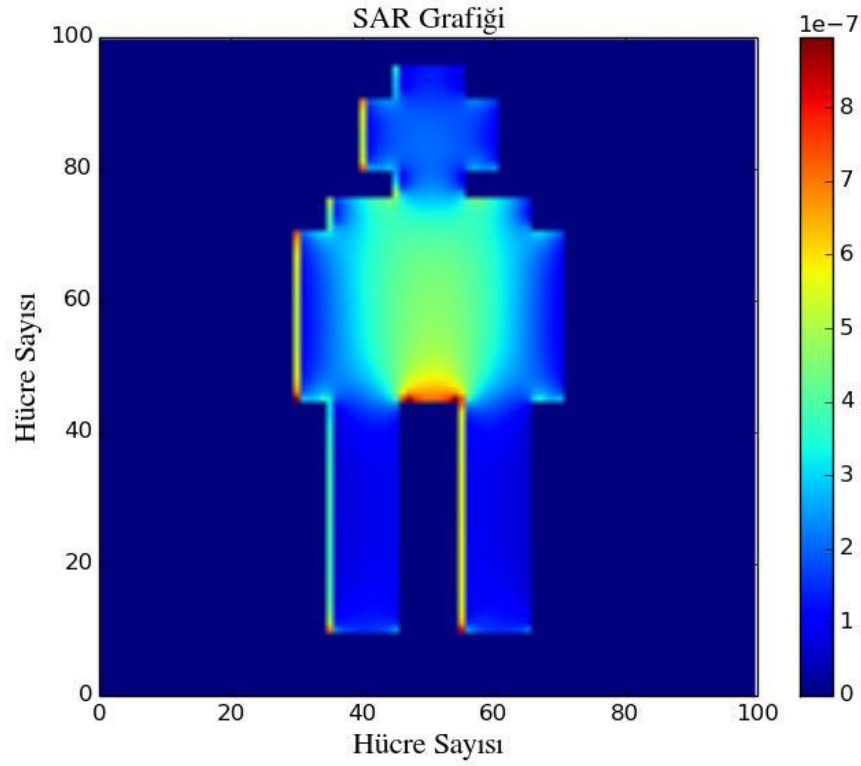
Şekil 5.29. Yatay bir dikdörtgen içindeki SAR değerleri

Daha sonra çokgen bir yapı için benzetim yapılmıştır. Alan yönü sağdan sola doğrudur. Şekil 5.30'da çokgen yapı için SAR dağılımı verilmiştir.



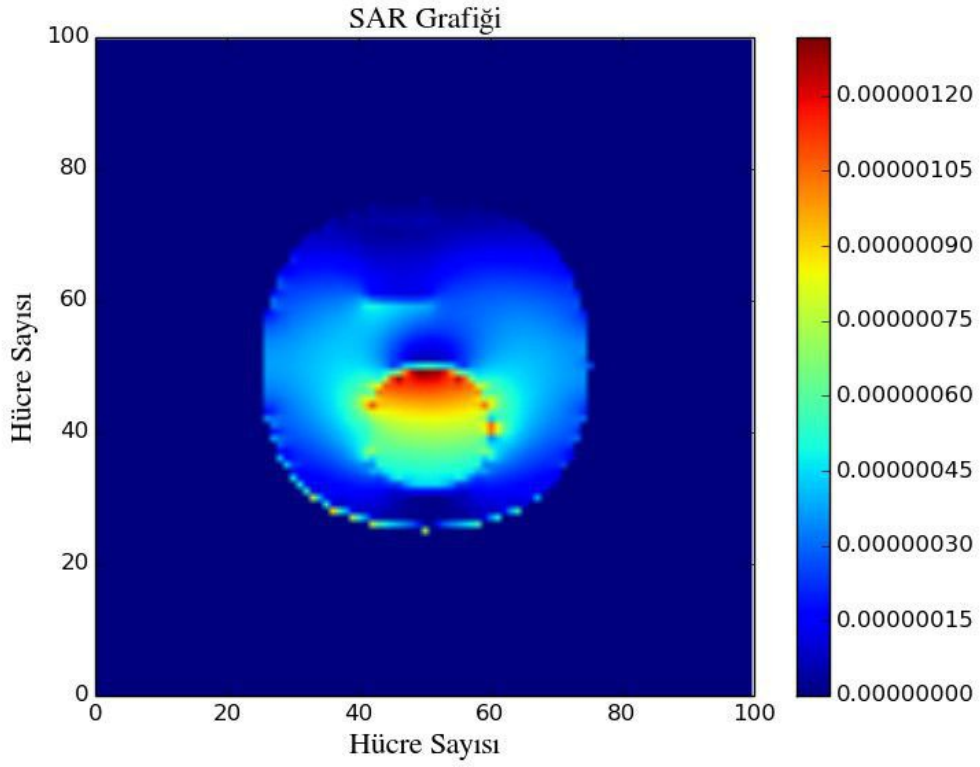
Şekil 5.30. Çokgen yapı için SAR dağılımı

Şekil 5.31'de basit insan modeli içindeki SAR dağılımı verilmiştir. Alan yönü sağdan sola doğrudur.



Şekil 5.31. Basit insan modeli için SAR dağılımı

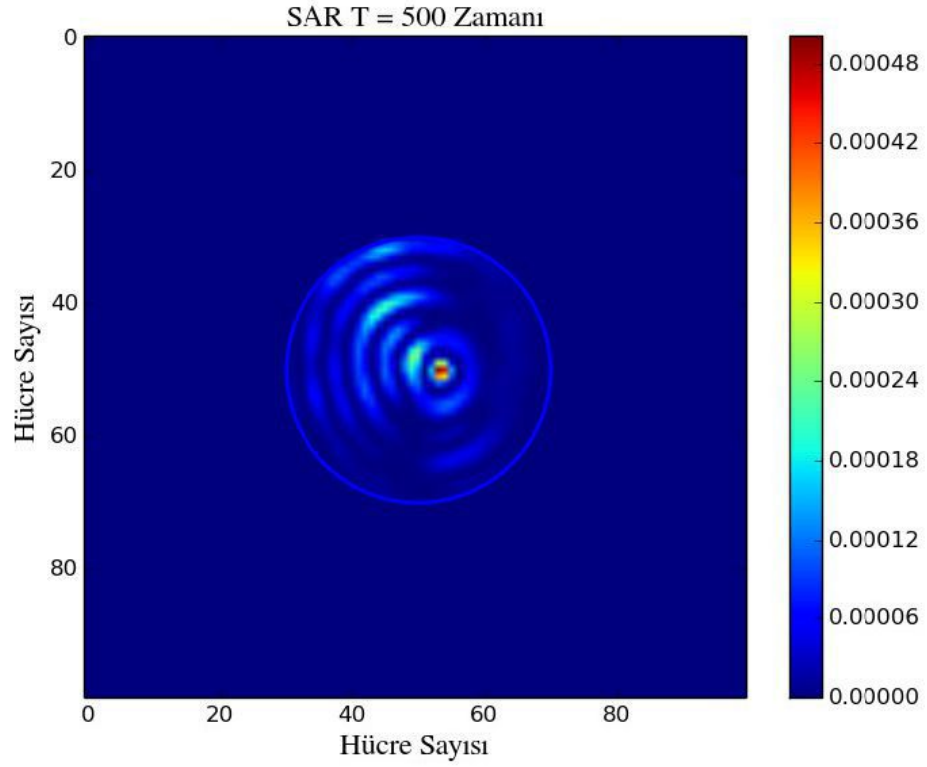
Son olarak durgun alan içindeki çok katmanlı bir yapı için benzetim yapılmıştır. Yapı bir dış katman içinde iki iç katman bulundurmaktadır. Dış yapının dielektrik sabiti 16, dikdörtgen için 32 ve diğer yapı için 2'dir. Büyük bir dielektrik içinde küçük bir dielektrik bulunmaktadır. Bu yapı içindeki SAR değeri büyük çıkmıştır. Şekil 5.32'da çok katmanlı yapı için SAR dağılımı verilmiştir.



Şekil 5.32. Çok katmanlı yapı için SAR dağılımı

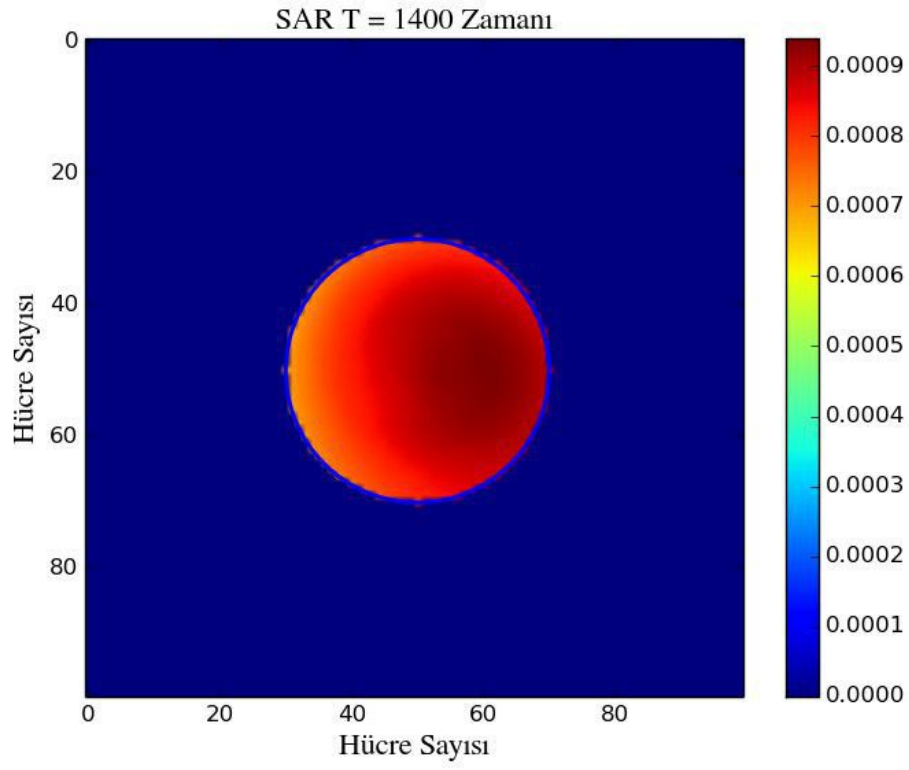
5.4.2. Düzlem dalga SAR benzetimleri

Bu bölümde düzlem dalga kullanılarak SAR benzetimleri yapılmıştır. İlk olarak bir daire içinde oluşan SAR dağılımının benzetimi yapılmıştır. Düzlem dalga daireye çarpınca hızı yavaşlar ve dairenin şeklini alır. Diğer taraftaki yüzeye çarpınca bir kısmı geriye yansır ve gelen dalgayla daire merkezi bölgesinde girişim yapar. Bunun sonucunda merkeze yakın bölgede SAR değeri yüksek çıkar. Şekil 5.33'de düzlem dalganın çarptığı daire içinde oluşan SAR dağılımları gösterilmiştir.

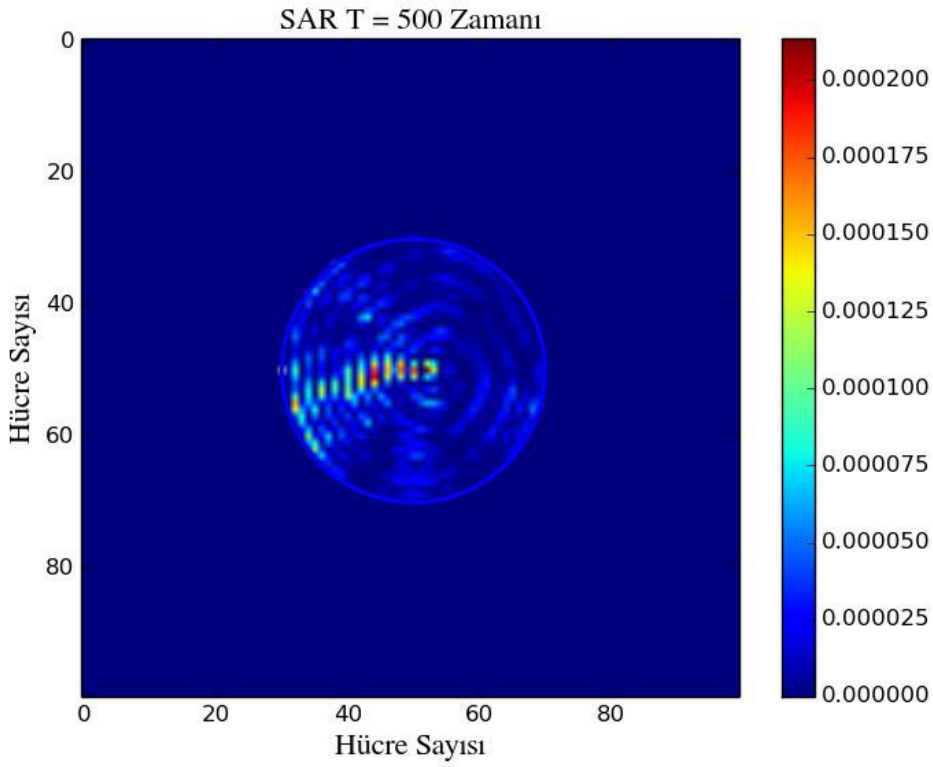


Şekil 5.33. Düzlem dalganın daire içinde oluşturduğu SAR dağılımı

Daha sonra 10 MHz ve 900 MHz frekansları için benzetimler yapılmıştır. 10 MHz'de dalga boyu daha büyük olduğu için dielektrik dairenin tamamını kaplamakta ve daire içinde hemen hemen her yerde birbirine yakın SAR değerleri oluşmaktadır. Şekil 5.34'de 10 MHz için SAR dağılımı verilmiştir. Şekil 5.35'de ise 900 MHz için SAR dağılımı verilmiştir.



Şekil 5.34. 10 MHz için SAR dağılımı



Şekil 5.35. 900 MHz için SAR dağılımı

5.5. MR Görüntüleri Kullanılarak Canlı Dokularında SAR hesaplanması

Bu bölümde canlı dokularında SAR hesaplanması için MR görüntüleri kullanılmıştır. MR görüntülerinde ilk olarak dokuların ayırt edilerek elektriksel özelliklerinin tanımlanması gereklidir. Bunun için bir yöntem bölütleme(segmentasyon)dir. Ancak bölütlemeye bir çok görüntü alanı ayrılmaktadır. Bütün bu alanlara elle dokuların özelliklerinin atanması gereklidir ve bu işlem çok uzundur. Bunun yerine bir diğer yöntem kümelemedir. Kümelemede bütün alanlar istenilen sayıda kümeye ayrılır. Bu durumda bir kümedeki alanların hepsine elektriksel özellikler kolaylıkla atanabilir. Bu tez çalışmasında MR görüntülerindeki dokuların ayrılarak kümelenmesi için K-Means kümeleme algoritması kullanılmıştır. Dokuların elektriksel özelliklerinin tanımlanmasından sonra FDTD yöntemi ile SAR değerleri hesaplanmıştır.

5.5.1. K-Means kümeleme algoritması

Benzer nesnelerin veya verilerin gruplandırılmasına kümeleme denir. Kümeleme verilerin benzer özelliklerine göre yapılır. Veri kümesi içindeki benzer özelliğe sahip veriler aynı kümede yer alırlar. Kümeleme için farklı algoritmalar geliştirilmiş olup bu tez çalışmasında K-Means kümeleme algoritması kullanılmıştır. K-Means ifadesi ilk olarak 1967 yılında J.B. MacQueen tarafından kullanılmıştır(MacQueen, 1967).

K-Means algoritmasında her bir veri ancak bir kümeye ait olabilir. Küme sayısı k kullanıcı tarafından belirlenir ve algoritma verileri k adet kümeye ayırır. Her kümenin bir merkezi vardır ve kümeleri bu merkez noktaları temsil eder.

İlk olarak k küme sayısı belirtilir. k adet küme merkezi rastgele seçilir. Veriler kümelerin merkezlerine olan uzaklığı en az olan kümeye dahil edilirler. Daha sonra kümelerin ortalaması alınır. Bu ortalama kümenin yeni merkez değeridir. Veriler yeni küme merkezlerine olan uzaklıklarına göre yeniden kümelenirler ve bu süreç tekrarlanır. Bu işlemler bir değişiklik olmayana kadar veya önceden belirlenen bir tekrarlama (iterasyon) sayısına ulaşana kadar tekrarlanır.

K-Means algoritması için maliyet fonksiyonu;

$$\sum_{i=1}^c \left(\sum_{k, x_k \in G_i} \|x_k - c_i\|^2 \right) \quad (5.6)$$

şeklindedir. Burada G_i i. küme, c küme sayısı, x_k k. özellik vektörü, c_i i. küme merkezi ve n özellik vektörü sayısıdır. Ayrılmış kümeler bir U üyelik matrisi ile tanımlanırlar. U matrisinin u_{ij} elemanı j . özellik vektörü i . kümeye aitse 1 aksi taktirde 0'dır. Yani;

$$u_{ij} = \begin{cases} 1, & \text{eğer } \|x_j - c_i\|^2 \leq \|x_j - c_k\|^2, k \neq i \\ 0, & \text{aksi taktirde} \end{cases} \quad (5.7)$$

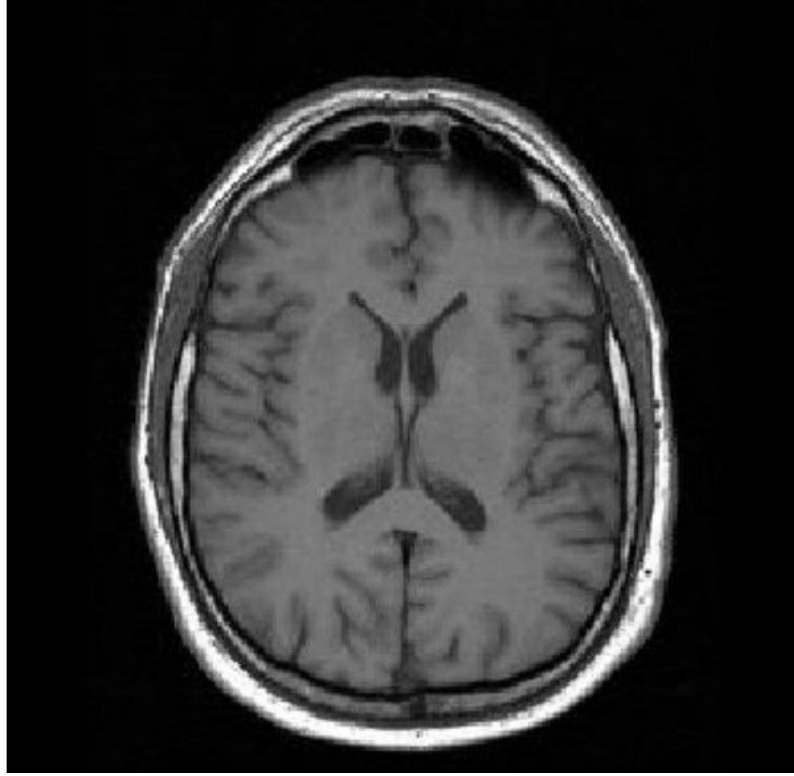
formülü ile tanımlanır. j . özellik vektörü x_j hangi kümenin merkezine yakınsa o kümeye aittir. Yeni küme merkezleri;

$$c_i = \frac{\sum_{k, x_k \in G_i}^n x_k}{\sum_{j=1}^n u_{ij}} \quad (5.8)$$

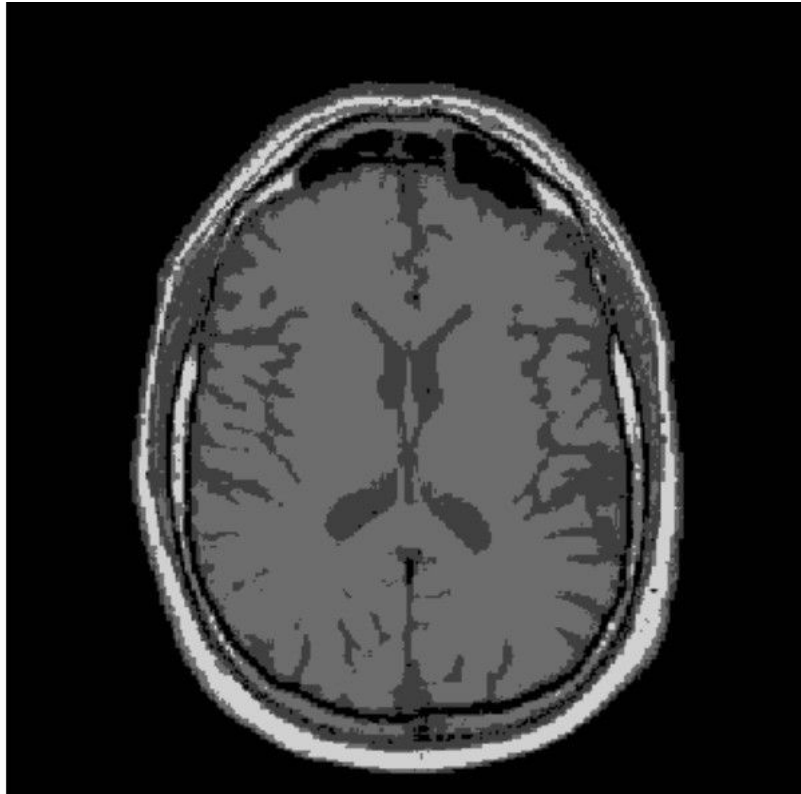
formülü ile güncellenirler(Jang ve diğ., 1997).

5.5.2. MR görüntülerinin K-Means algoritması ile dokulara ayrılması

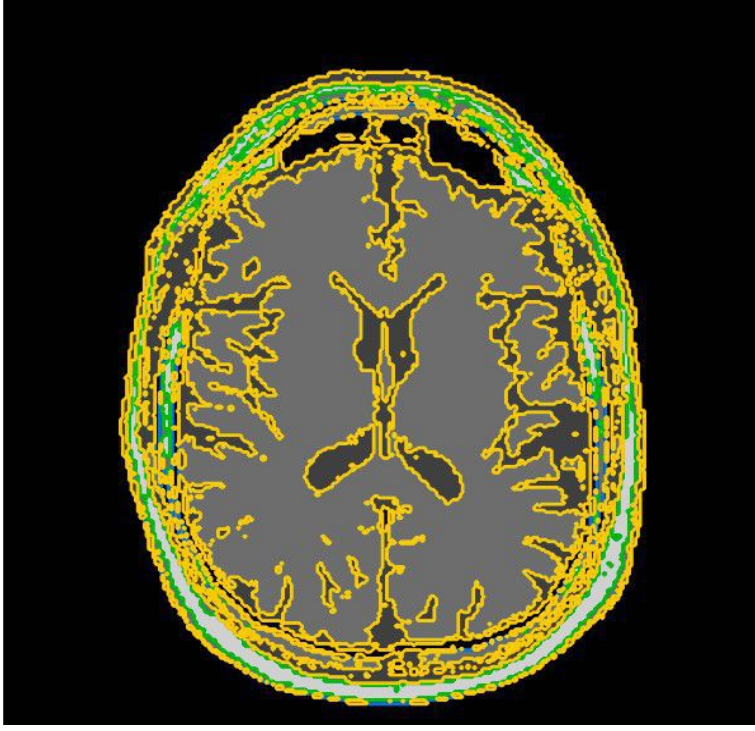
Genellikle MR görüntüleri dokuların belirlenmesi, hastalık tanısı ve anormalliklerin bulunması için bölütlere ayrılır(Wu ve diğ., 2007)(Ng ve diğ., 2006)(Juang ve Wu, 2010)(Yan ve Karp, 1994). Bu tez çalışmasında dokuların belirlenmesi ve dokulara elektriksel özelliklerinin verilebilmesi için MR görüntüleri bölütlere ayrılmıştır. Bölütleme yöntemleri genel olarak sınıflandırma tabanlı, bölge tabanlı, kontür tabanlı, atlas tabanlı ve öğrenme tabanlı olarak kategorilere ayrılır(Kasiri ve diğ., 2010). MR görüntüleri renk, ton, şekil, boyut ve diğer özelliklere göre bölütlere ayrılabilir(Chitade ve Katiyar, 2010). Bu tez çalışmasında MR görüntüleri renk tonlarına göre K-Means algoritması kullanılarak dokulara ayrılmıştır. Burada karşılaşılan sorunlardan birisi birbirine yakın tonlar aynı kümenin elemanı olarak kaydedilebilmektedir. Bunu önlemenin yolu küme sayısını arttırmaktır. Ancak bu sefer çok sayıda ve küçük kümeler oluşacaktır. Bu kümelerin her birinin elektriksel özelliklerinin verilmesi zor bir işlemdir. Ayrıca bütün dokuların elektriksel özellikleri bulunmamıştır. Bu nedenle SAR hesaplaması için yeterli olacak kadar küme sayısı belirlenir. Şekil 5.36'da asıl MR görüntüsü, şekil 5.37'de ise $n=4$ kümeye ayrılmış hali verilmiştir.



Şekil 5.36. Asıl MR resmi

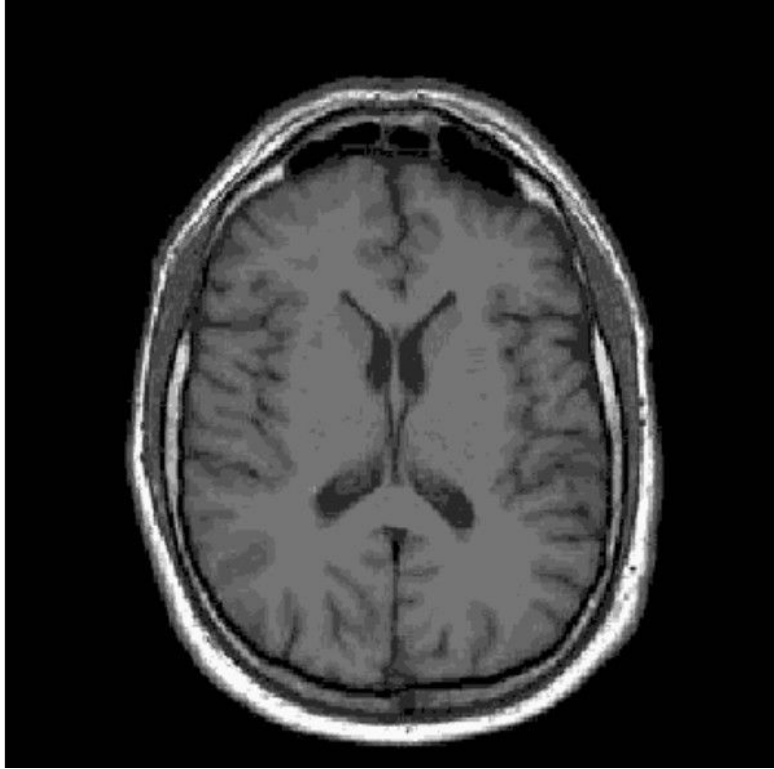


Şekil 5.37. MR görüntüsünün $n=4$ kümeye ayrılmış halı

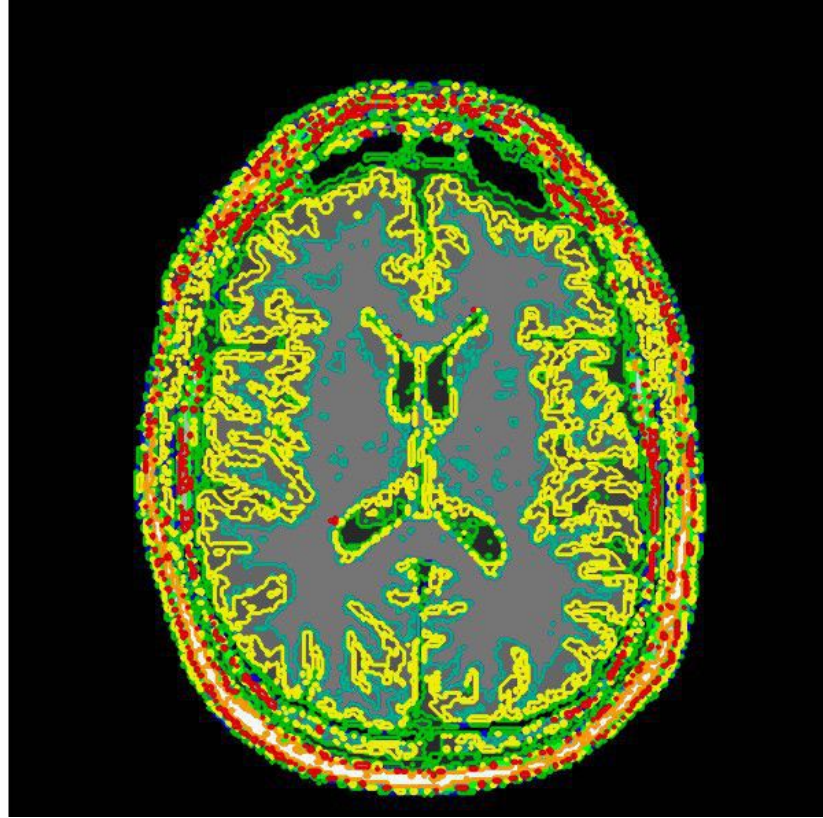


Şekil 5.37.(Devam) MR görüntüsünün $n=4$ kümeye ayrılmış hali

Şekil 5.38'de MR görüntüsünün $n=10$ kümeye ayrılmış hali verilmiştir.



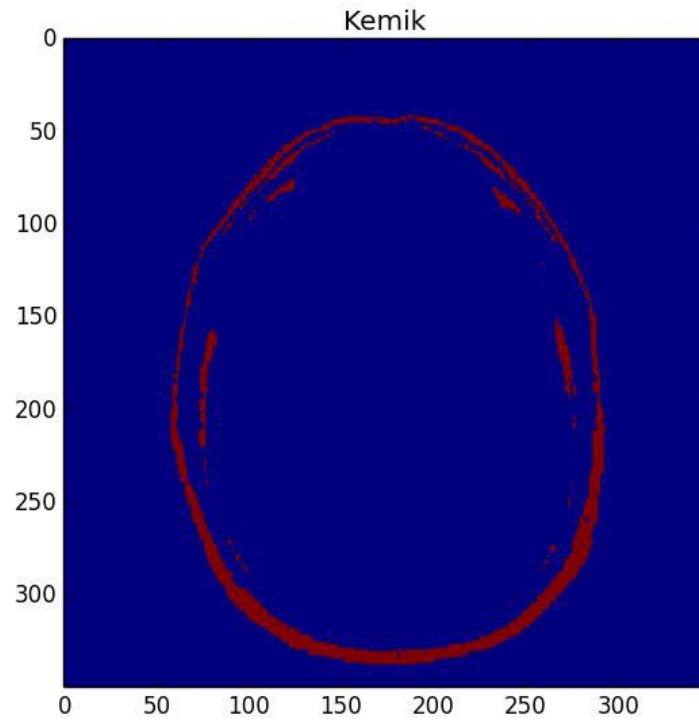
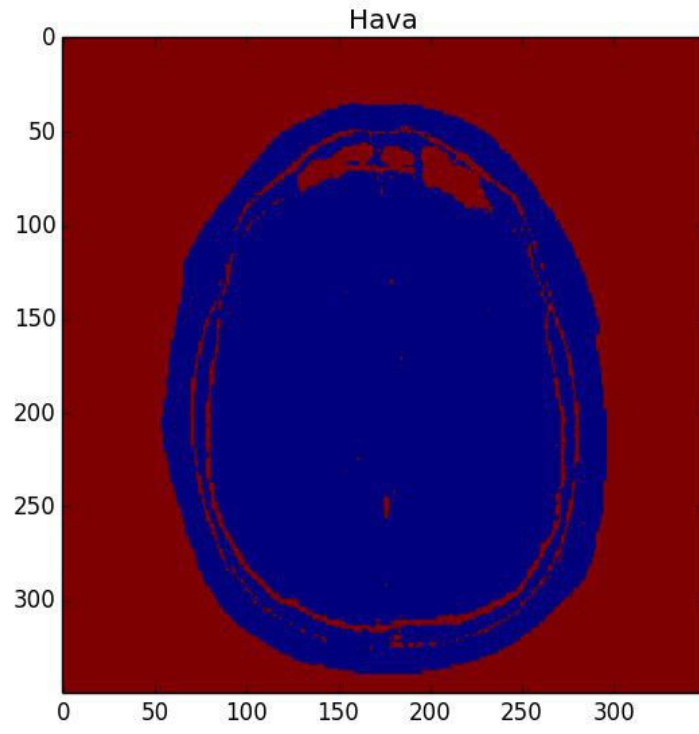
Şekil 5.38. MR görüntüsünün $n=10$ kümeye ayrılmış hali



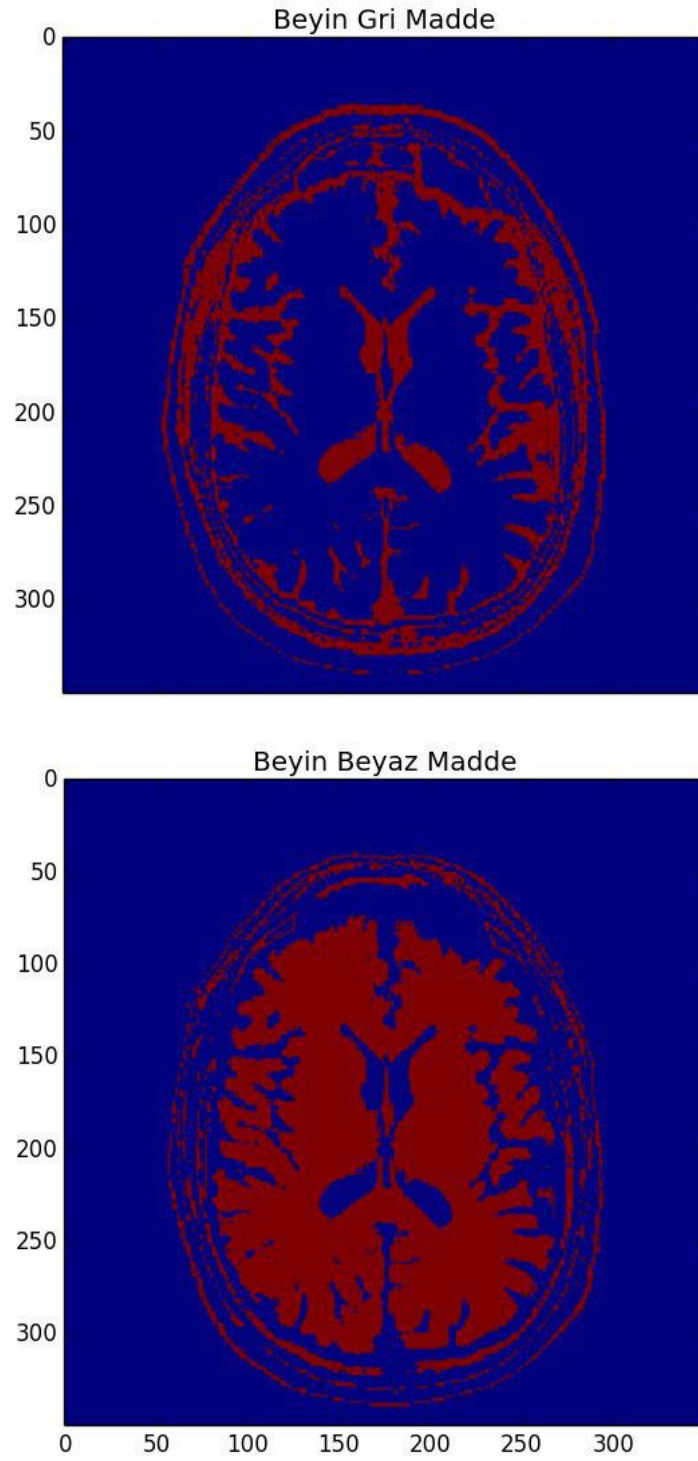
Şekil 5.38.(Devam) MR görüntüsünün $n=10$ kümeye ayrılmış hali

Küme sayısı artırıldığında kümelenmiş görüntü asıl görüntüye daha çok benzemektedir. Ancak ayrılan doku sayısı fazla ve çok karmaşıktır. Bu kadar dokunun elektriksel özelliklerinin verilmesi oldukça zordur.

SAR hesabının kolay olması için küme sayısı $n=4$ seçilmiş ve dokular ayrılmıştır. Şekil 4.37 incelendiğinde renk tonu yakın olan bazı alanların hatalı ayrıldığı görülmüştür. Şekil 4.37'de görüntü 4 farklı alana ayrılmıştır. Alanlar incelendiğinde uygun ayırmanın hava, kemik, beyin gri madde ve beyin beyaz madde şeklinde olduğuna karar verilmiştir. Bunlar dışındaki dokular 3 canlı dokusundan birine dahildir. Şekil 5.39'da bu 4 alan kahverengi olarak gösterilmiştir.



Şekil 5.39. MR görüntüsünün ayrıldığı 4 farklı alan

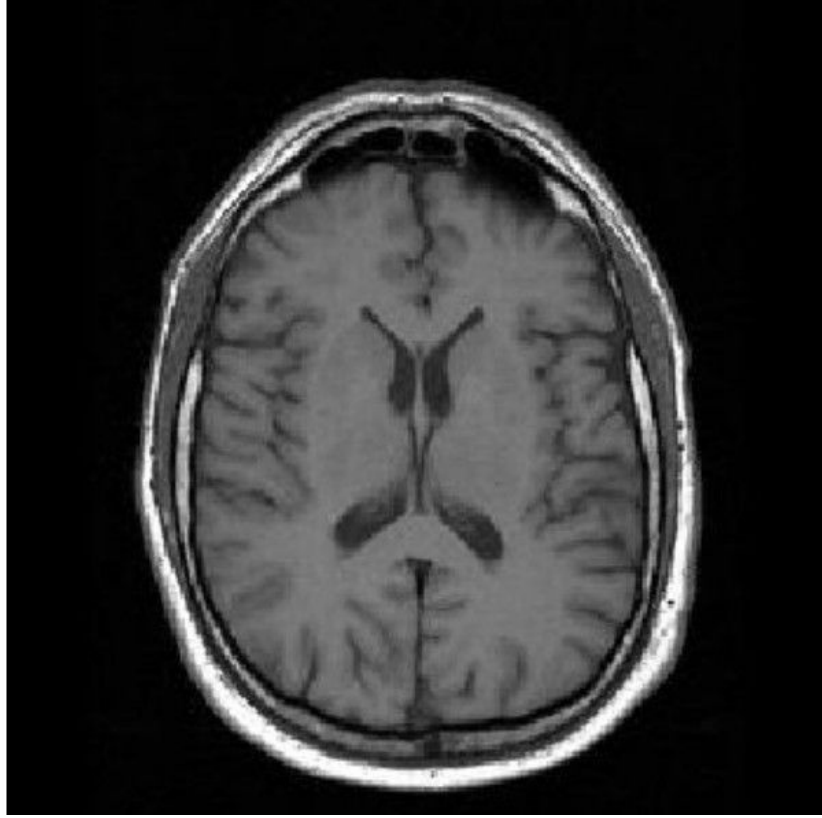


Şekil 5.39.(Devam) MR görüntüsünün ayrıldığı 4 farklı alan

5.6. MR Görüntüleri Kullanılarak SAR Hesabının Yapılması

Bu bölümde MR görüntüsü kullanılarak 10 MHz, 500 MHz ve 900 MHz frekanslarda SAR benzetimleri yapılmıştır. Bir MR görüntüsü kullanılsada istendiği

taktirde daha fazla MR görüntüsü ile SAR hesabı yapılabilir. MR görüntülerinin organ veya dokulara ayrılabilmesi için tıp bilgisi de gereklidir. Şekil 5.40'da kullanılan MR görüntüsü(MR) verilmiştir.



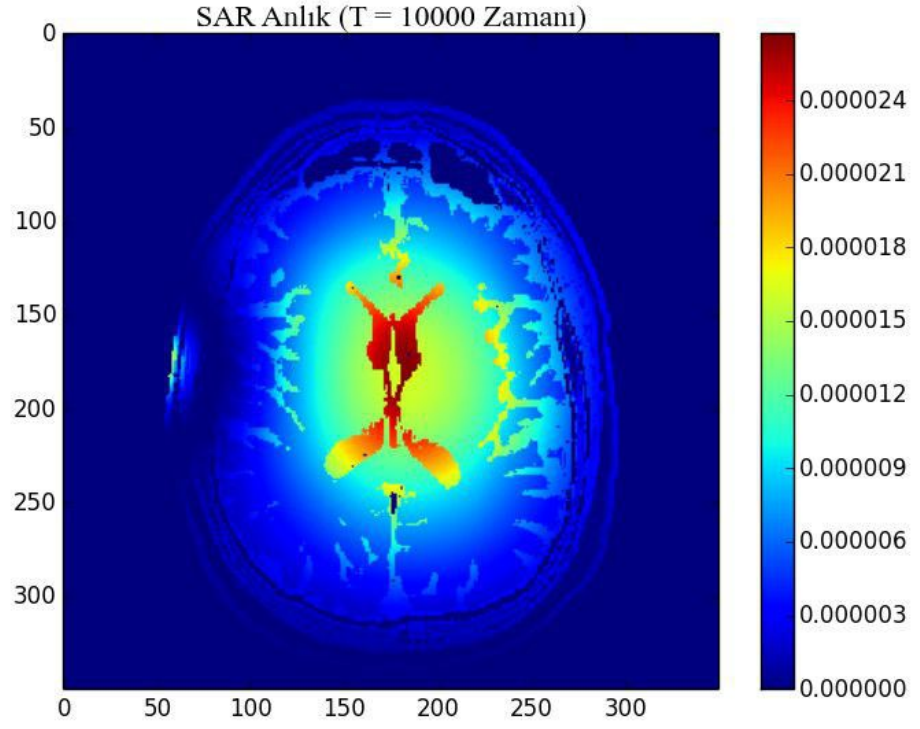
Şekil 5.40. SAR hesabı için kullanılan MR görüntüsü

Çizelge 5.12'de kemik, beyin gri madde ve beyin beyaz madde için elektriksel özellikler verilmiştir.

Çizelge 5.12. Kemik, beyin gri madde ve beyin beyaz madde için parametreler

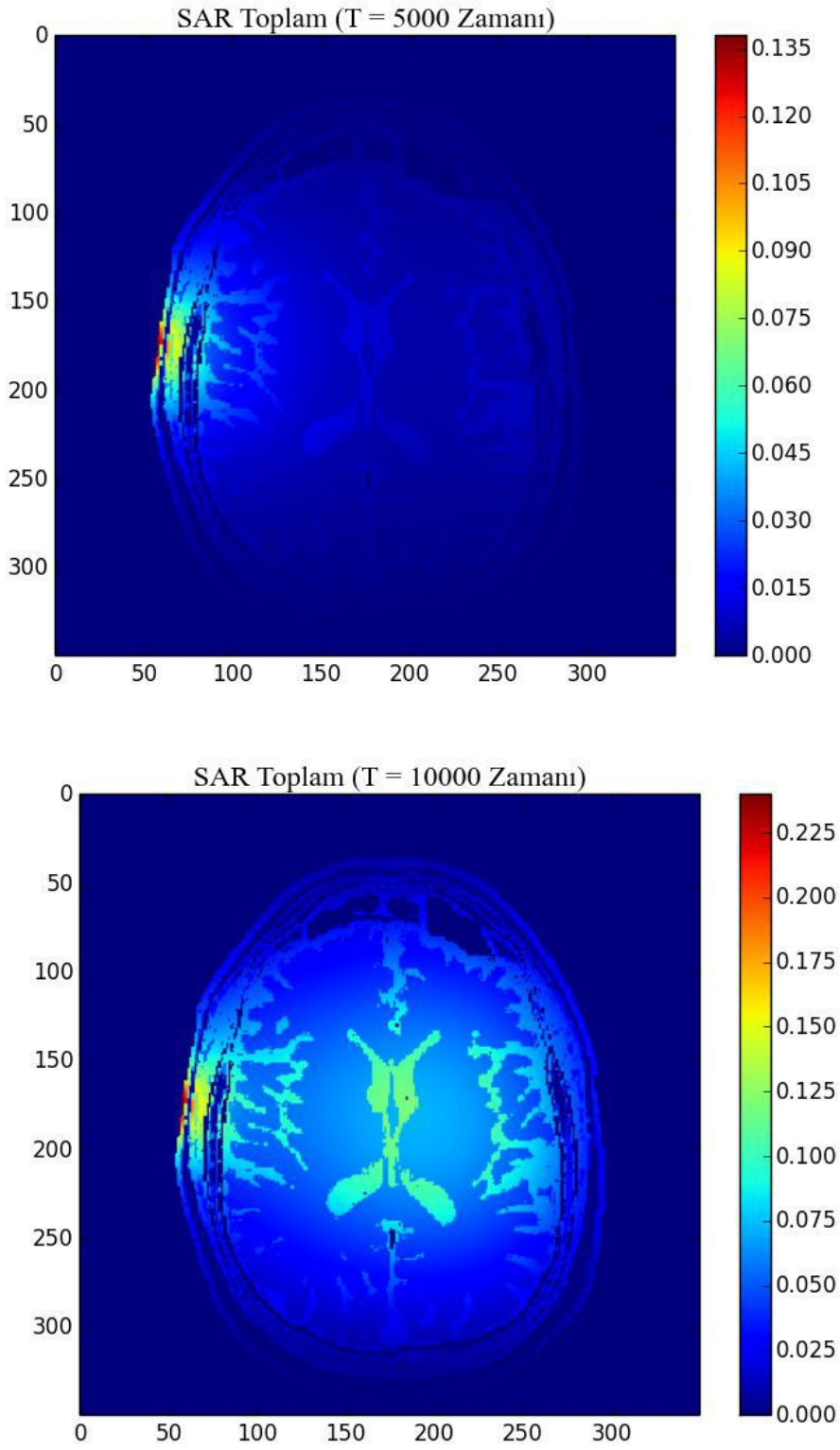
Doku	Frekans	Dielektrik	İletkenlik	Yoğunluk
Kemik	10 MHz	36.772	0.04282	1920
	500 MHz	12.946	0.10047	1920
	900 MHz	12.454	0.14331	1920
Beyin Gri Madde	10 MHz	319.67	0.29172	1040
	500 MHz	55.833	0.77907	1040
	900 MHz	52.725	0.94227	1040
Beyin Beyaz Madde	10 MHz	175.72	0.15845	1040
	500 MHz	41.004	0.47391	1040
	900 MHz	38.886	0.59079	1040

İlk olarak 10 MHz için SAR hesabı yapılmıştır. Şekil 5.41'de 5000 ve 10000 zaman anları için anlık SAR grafikleri verilmiştir.



Şekil 5.41. 10000 zaman anı için anlık SAR grafiği

Şekil 5.42'de 5000 ve 10000 zaman anları için toplam SAR grafikleri verilmiştir.



Şekil 5.42. 5000 ve 10000 zaman anları için toplam SAR grafikleri

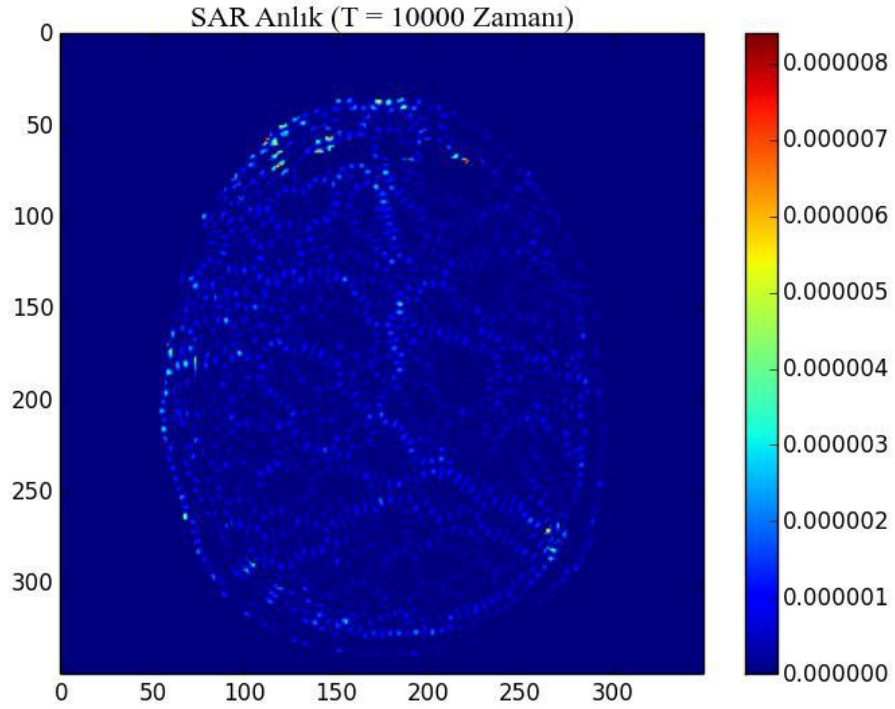
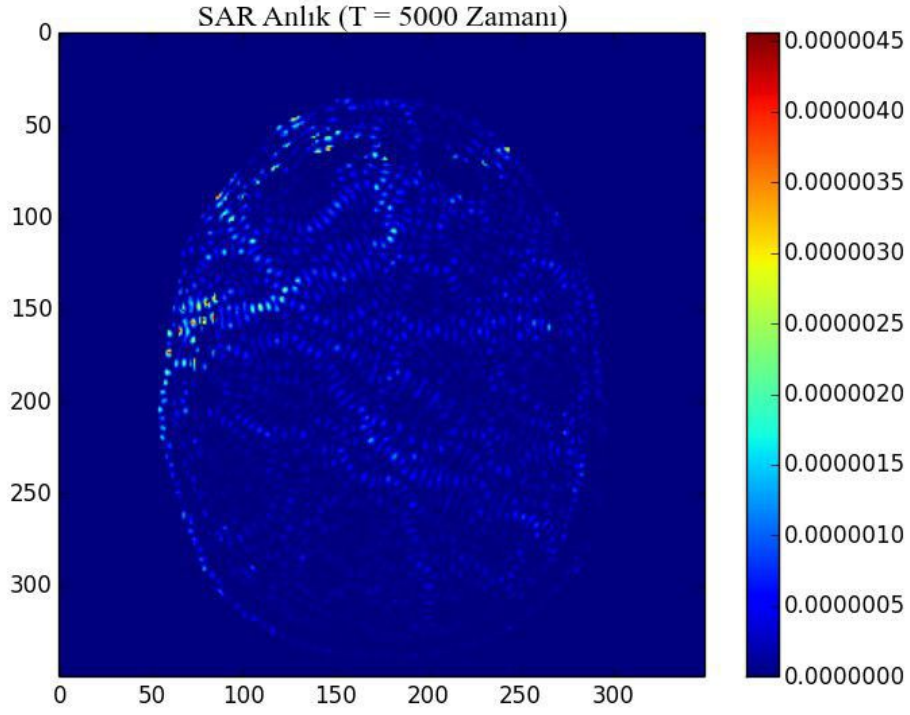
Anlık SAR değeri sadece bir zaman anındaki SAR değerini verir. Elektrik alan dağılımı her zaman anı için farklılık gösterdiği için anlık SAR değeride farklılık gösterir. Bu nedenle anlık SAR değeri yanıltıcıdır. Onun yerine konum

ortalamalı SAR veya toplam SAR değerlerinin kullanımı daha doğrudur. Şekil 5.42'de toplam SAR grafiğine bakıldığında kaynağa yakın olan bölgelerde SAR değerleri yüksek uzak olan bölgelere doğru düşük çıkmaktadır. Bu grafik anlık SAR grafiğine göre daha doğrudur. Çizelge 5.13'de 10 MHz için hesaplanan SAR değerleri verilmiştir.

Çizelge 5.13. 10 MHz için SAR değerleri

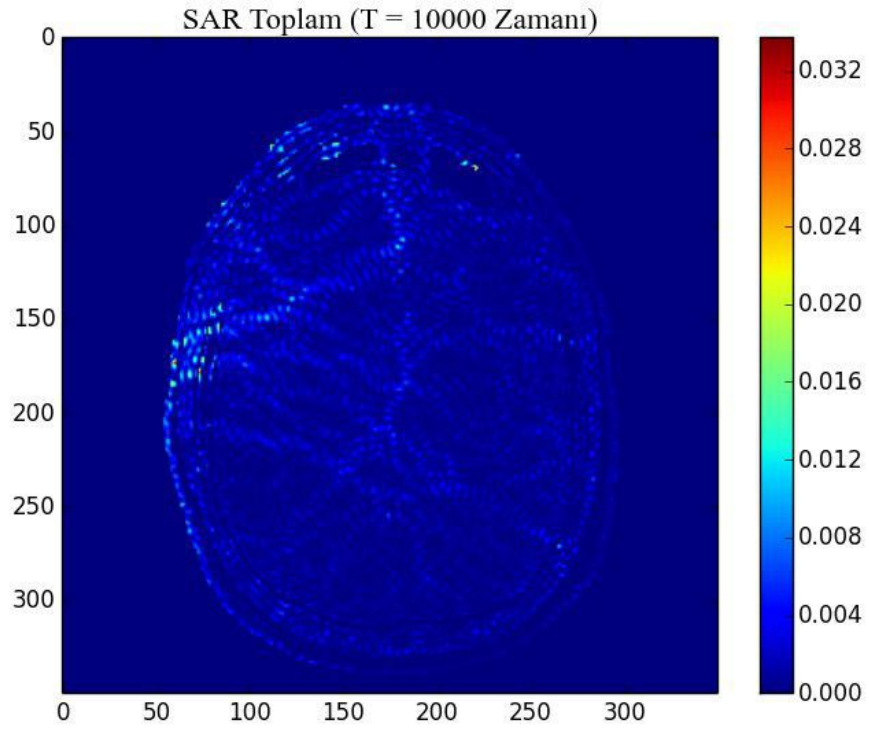
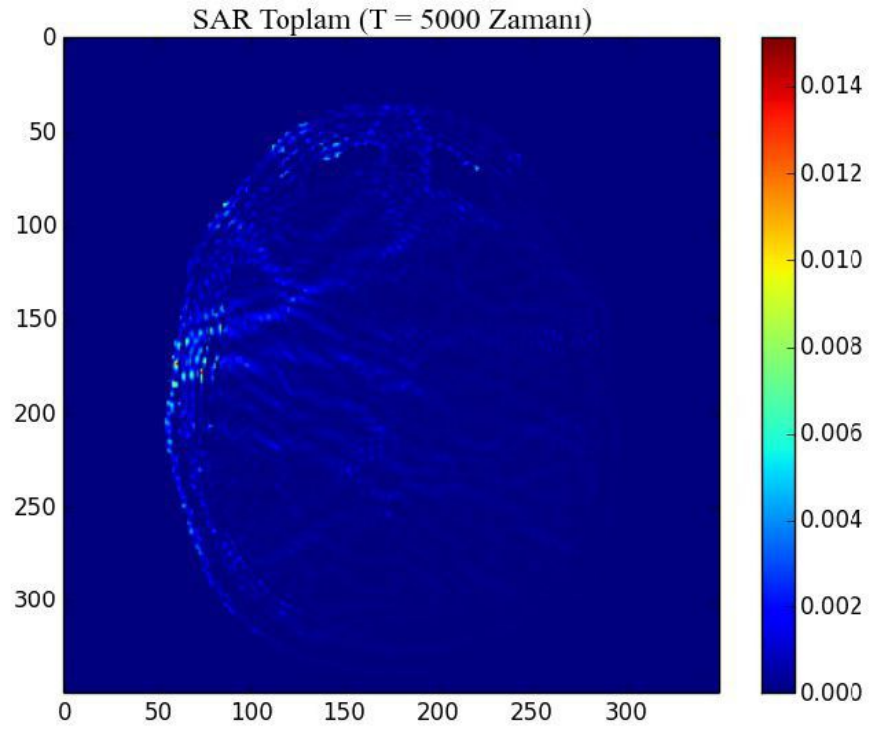
10 MHz			
Zaman	SAR _o	SAR _{zo}	SAR _{max}
T=1000	1.307×10^{-8}	0.0002	7.007×10^{-6}
T=5000	2.78×10^{-7}	0.014	1.757×10^{-5}
T=10000	6.238×10^{-7}	0.031	1.757×10^{-5}
T=20000	1.836×10^{-6}	0.066	2.699×10^{-5}
T=50000	1.922×10^{-6}	0.116	4.444×10^{-5}
T=100000	6.991×10^{-6}	0.139	4.444×10^{-5}

Daha sonra 500 MHz için SAR hesabı yapılmıştır. Şekil 5.43'de 5000 ve 10000 zaman anları için anlık SAR grafikleri verilmiştir. Grafik incelendiğinde dalga boyu daha küçük olduğu için girişim desenleri daha fazladır. Kaynağa yakın bölgelerde SAR değerleri daha yüksek çıkmıştır.



Şekil 5.43. 500 MHz için anlık SAR grafikleri

Şekil 5.44'de 5000 ve 10000 zaman anları için toplam SAR grafikleri verilmiştir.



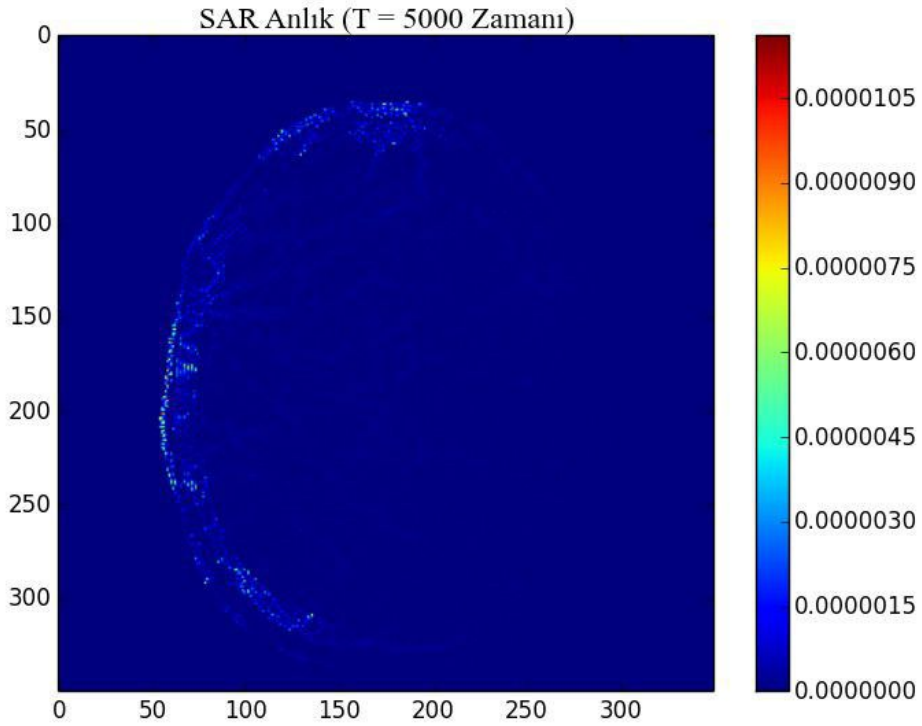
Şekil 5.44. 500 MHz için toplam SAR grafikleri

Çizelge 5.14'de 500 MHz için hesaplanan SAR değerleri verilmiştir.

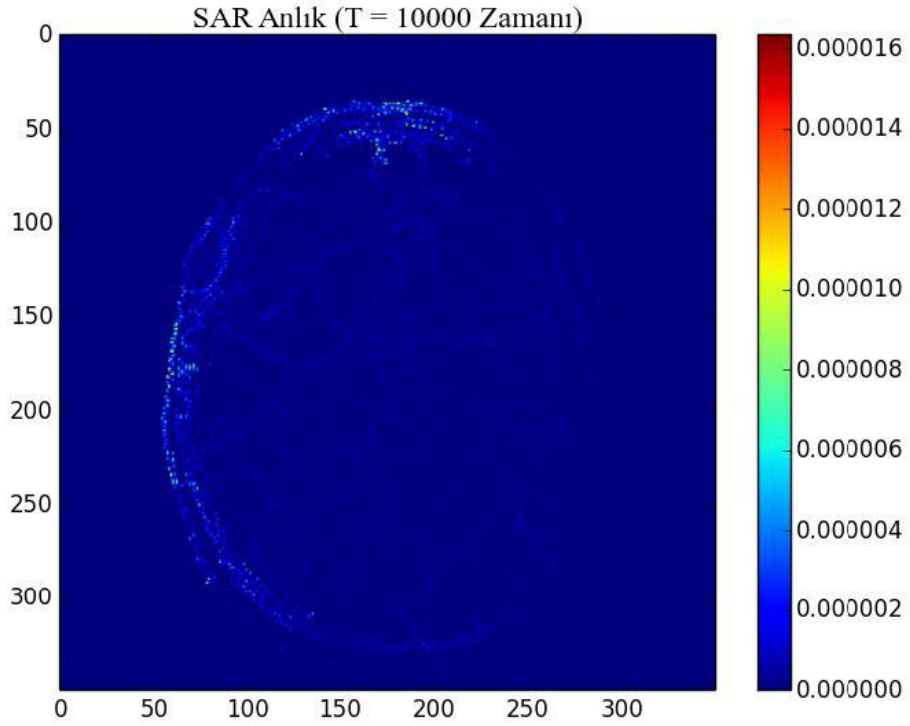
Çizelge 5.14. 500 MHz için SAR değerleri

500 MHz			
Zaman	SAR _o	SAR _{zo}	SAR _{max}
T=1000	1.016×10^{-8}	0.0004	7.176×10^{-6}
T=5000	5.436×10^{-8}	0.0026	8.546×10^{-6}
T=10000	9.494×10^{-8}	0.0052	1.155×10^{-5}
T=20000	1.904×10^{-7}	0.0096	1.649×10^{-5}
T=50000	3.933×10^{-7}	0.020	4.240×10^{-5}
T=100000	5.161×10^{-7}	0.0332	4.892×10^{-5}

Son olarak 900 MHz için benzetim yapılmıştır. Şekil 5.45'de 5000 ve 10000 zaman anları için anlık SAR grafikleri verilmiştir.



Şekil 5.45. 900 MHz için anlık SAR grafikleri



Şekil 5.45.(Devam) 900 MHz için anlık SAR grafikleri

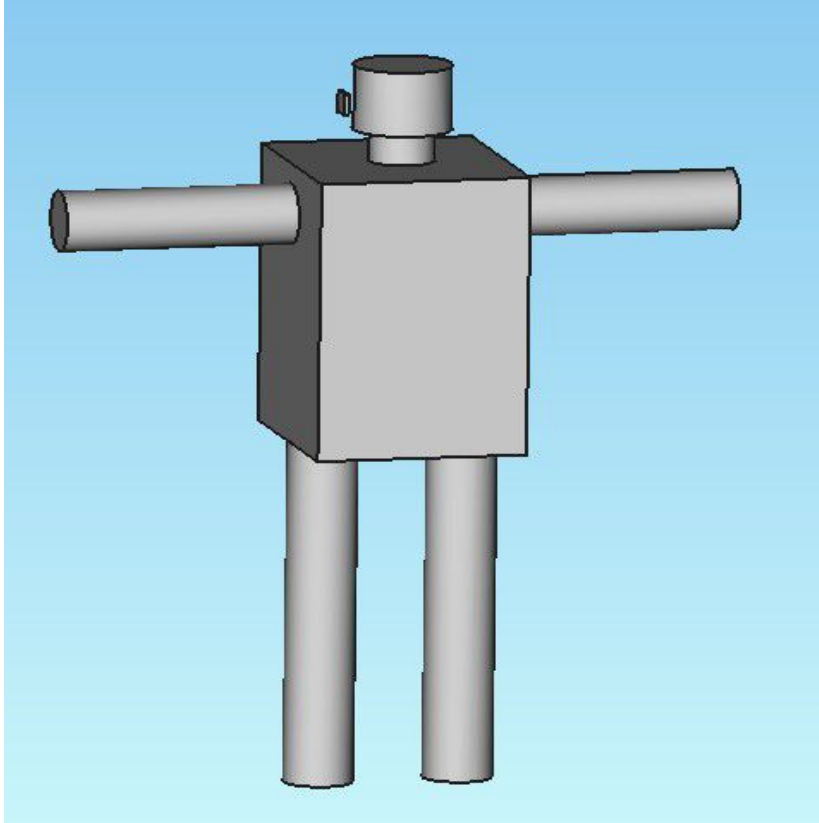
Şekil 5.45 incelendiğinde dalganın dokulara daha az nüfuz ettiği görülmüştür. 500 MHz' e benzer şekilde daha fazla girişim oluşmuştur. Çizelge 5.15'de 900 MHz için hesaplanan SAR değerleri verilmiştir.

Çizelge 5.15. 900 MHz için SAR değerleri

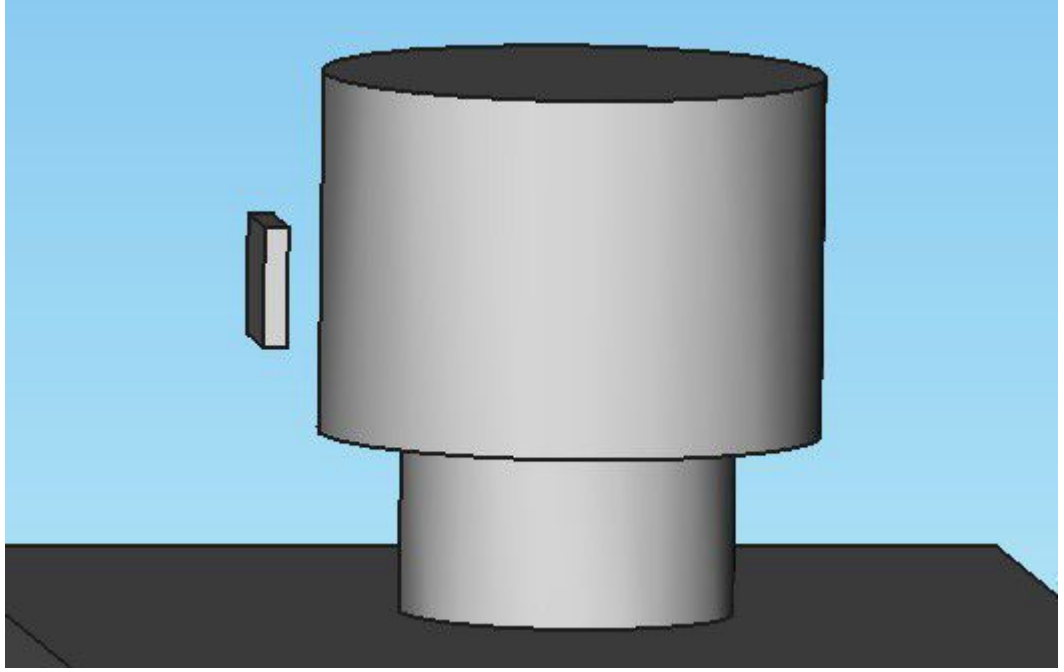
900 MHz			
Zaman	SAR ₀	SAR _{zo}	SAR _{max}
T=1000	1.095×10^{-8}	0.0004	2.291×10^{-5}
T=5000	6.520×10^{-8}	0.0033	4.822×10^{-5}
T=10000	1.212×10^{-7}	0.0067	6.272×10^{-5}
T=20000	2.224×10^{-7}	0.012	9.013×10^{-5}
T=50000	5.03×10^{-7}	0.027	0.0001
T=100000	1.019×10^{-6}	0.051	0.0001

5.7. Comsol Multiphysics Yazılımı Kullanılarak Üç Boyutlu SAR Benzetimi

Bu tez çalışmasında FDTD yöntemi kullanılarak bir ve iki boyutlu SAR benzetimleri yapılmıştır. Üç boyutlu benzetim içinse bir paket yazılım kullanılmıştır. Bu bölümde bilimsel benzetim yazılımlarından olan Comsol Multiphysics yazılımı kullanılarak üç boyutlu SAR benzetimi yapılmıştır(URL-4). Comsol'la yapılmış örnek bir insan kafası modeli ve yapılmış bazı benzetimler mevcuttur(URL-5)(URL-6)(URL-7). Comsol yazılımı sonlu elemanlar yöntemini kullanarak hesaplama yapmaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi diferansiyel denklemlerin çözümünde kullanılan sayısal hesaplama yöntemlerinden biridir. Sonlu elemanlar yöntemi bütünü sonlu sayıda küçük parçaya bölerek her parça için hesaplama yapar. Bütün göze(mesh)lerin değerlerinin katkısını alarak bütünü hesaplamaya dayanır. Üç boyutlu modelin oluşturulması için bilgisayar destekli tasarım(CAD) yazılımı kullanılarak basit bir insan modeli oluşturulmuştur. CAD yazılımı olarak FreeCAD yazılımı kullanılmıştır(URL-8). Modelde EM kaynak başın yan tarafına yerleştirilmiştir. Şekil 5.46'da oluşturulan üç boyutlu insan modeli ve yakınlaştırılan başı gösterilmiştir.

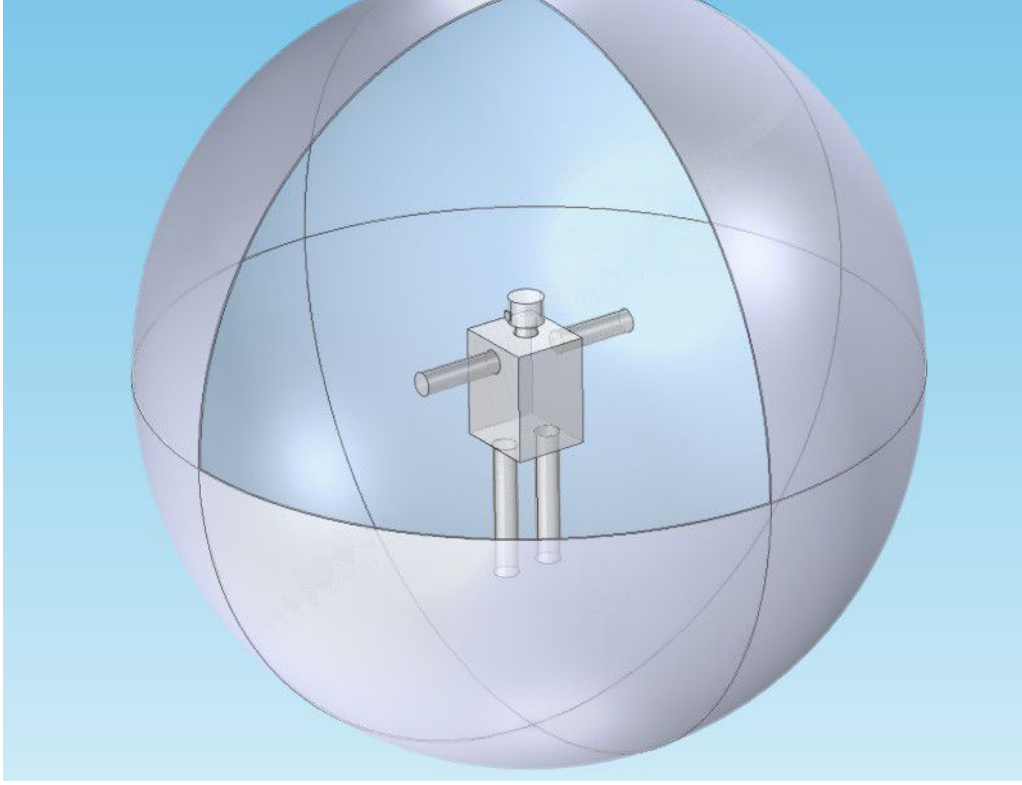


Şekil 5.46. Üç boyutlu insan modeli ve yakınlaştırılan başı



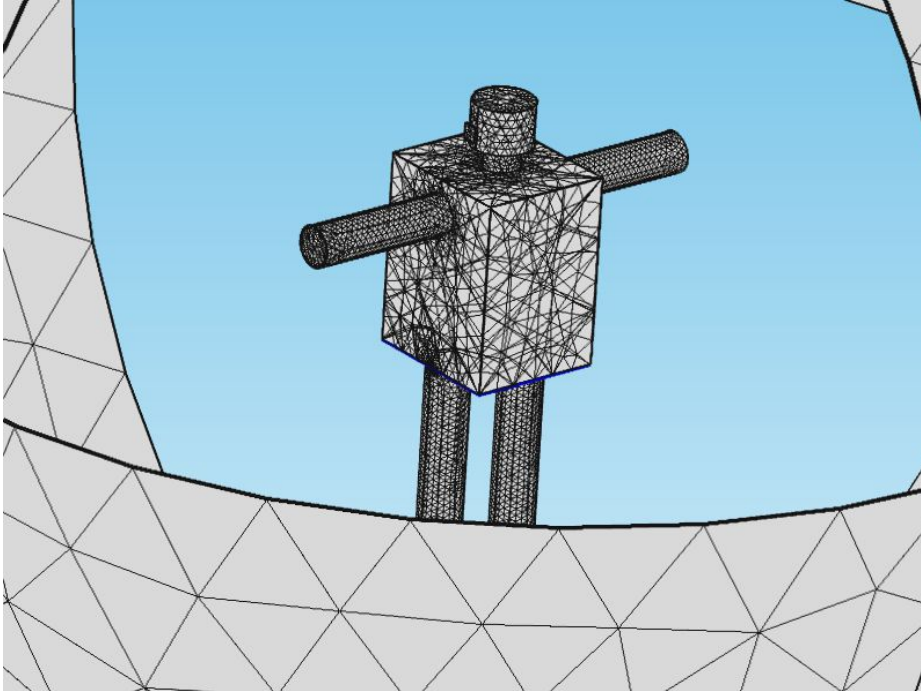
Şekil 5.46.(Devam) Üç boyutlu insan modeli ve yakınlaştırılan başı

Benzetim 900 MHz'de yapılp tüm vücut kas dokusu olarak tanımlanmıştır. Oluşturulan model Comsol yazılımına aktarılmıştır. Comsol her CAD formatını desteklememektedir. FreeCAD, Comsol'un desteklediği iki formatta kayıt yapabilmektedir. Bu formatlar IGES ve STEP formatlarıdır. Comsol yazılımında önce hesap uzayının sınırları belirlenir. Sınırlarda yansımaları önlemek için soğurucu sınır şartları uygulanır. Malzemeler tanımlanarak malzemelerin parametreleri verilir. Modelde üç malzeme kullanılmıştır. Vücut kas dokusu, etrafı hava ve cep telefonu mükemmel elektriksel iletken olarak tanımlanmıştır. Şekil 5.47'de üç boyutlu model ve hesap uzayı sınırları verilmiştir.



Şekil 5.47. Üç boyutlu insan modeli ve hesap uzayı sınırları

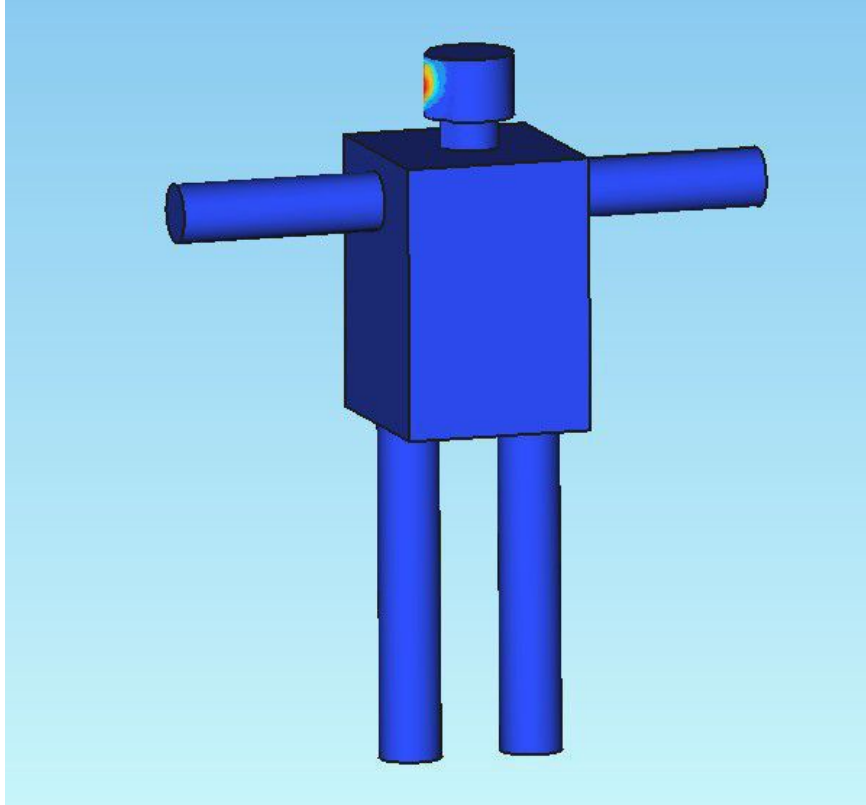
Daha sonra sonlu elemanlar hesabı için hesap uzayı göze(mesh)lere ayrılır. Bu işlemi yazılım otomatik olarak yapar. Şekil 4.48'de modelin gözelere ayrılmış hali verilmiştir.



Şekil 5.48. Üç boyutlu modelin gözelere ayrılmış hali

Daha sonra yazılım çalıştırılarak SAR hesabı yapılır. Şekil 5.49'da vücutta oluşan SAR dağılımı gösterilmiştir.

SAR dağılımı EM kaynağın yerleştirildiği baş bölgesinde yoğunlaşmıştır. Tüm vücut ortalama SAR hesabı yapıldığında vücudun diğer bölgelerinde SAR değerleri çok çok küçük olduğu için ortalama çok küçük çıkmıştır. Bu nedenle bölge daraltılarak tüm kafa ortalamasının hatta daha dar bir bölge alınarak o bölgenin ortalamasının alınması daha doğru olacaktır. Konum ortalamalı SAR değerleri güvenilir değildir.



Şekil 5.49. Üç boyutlu insan modelinde oluşan SAR dağılımı

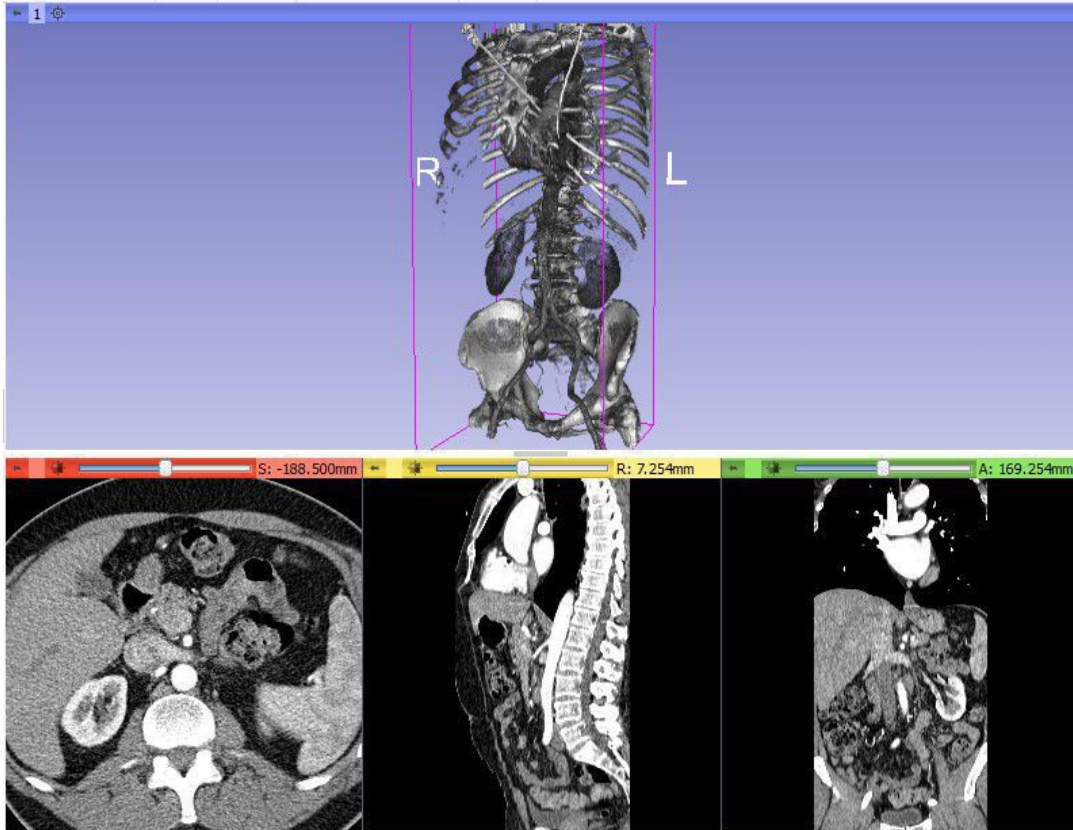
5.8. 3D Slicer Yazılımı Kullanılarak MR Görüntülerinin Birleştirilmesi ve Üç Boyutlu Model Oluşturulması

Tıbbi görüntülerin gösterimi, analizi ve bölütlenmesi kullanılabilen çeşitli yazılımlar vardır. Bu yazılımlar kullanılarak üç boyutlu tıbbi görüntüler bölütlere ayrılabilir. Bu yazılımlardan birisi 3D Slicer yazılımıdır. 3D Slicer(veya sadece Slicer) yazılımı tıbbi görüntülerin görüntülendiği, üç boyutlu hale getirildiği ve bölütlere ayrıldığı bir yazılımdır(URL-9)(Pieper ve diğ., 2004)(Kikinis ve Pieper, 2011)(Uday ve diğ., 2014)(Siddiqi ve diğ., 2011)(Siddiqi ve diğ., 2012)(Krstić ve

diğ., 2013). Tıbbi görüntü veritabanı da bulunmaktadır. Python ve Matlab programlama dilleri ile kullanılabilir (URL-10)(URL-11). Tıbbi görüntülerin işlenmesini sağlayan yüzden fazla modüle sahiptir.

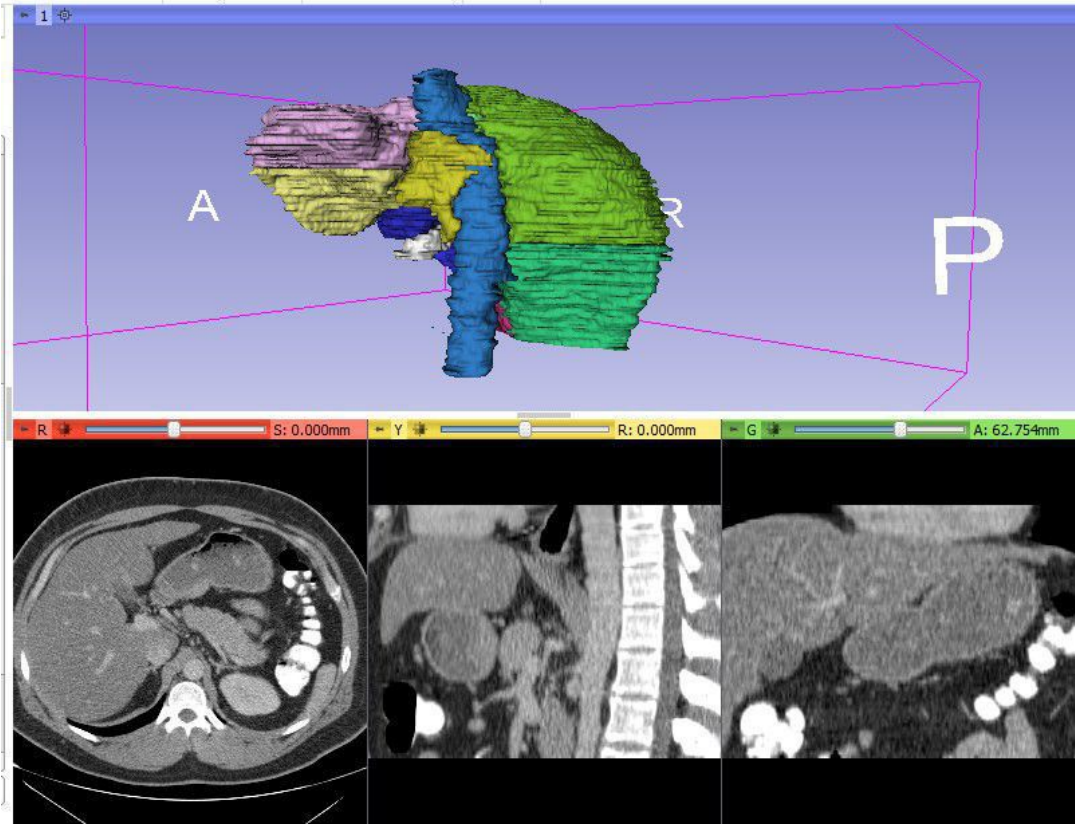
Kullanılan tıbbi görüntüler uluslararası bir standart olan dicom(Digital Imaging and Communications in Medicine) dosyaları formatındadır(URL-12) (Turan, 2007)(Chen, 2012)(Mildenberger ve diğ., 2002). Dicom dosyaları üç ekseninde(axial, sagittal, coronal) çekilmiş iki boyutlu tıbbi görüntülerden oluşur. The American College of Radiology(ACR) ve The National Electrical Manufacturers Association(NEMA) kuruluşlarının ortak çalışması ile oluşturulmuş bir standarttır(URL-13)(URL-14). Standart ISO 12052:2006 belgesi ile tanımlanmıştır.

Dicom dosyaları olarak 3D Slicer yazılımının örnek dosyaları kullanılmıştır. 3D Slicer yazılımına yüklenen dicom dosyaları ister iki boyutlu görüntüler ister üç boyutlu modeller şeklinde incelenebilmektedir. Şekil 5.50'de oluşturulmuş üç boyutlu model gösterilmiştir.



Şekil 5.50. 3DSlicer yazılımında iki boyutlu tıbbi görüntülerin görüntülenmesi ve oluşturulan üç boyutlu model görüntüsü

3D Slicer yazılımı tıbbi görüntüleri bölütlere ayırabilmektedir. Şekil 5.51'de bölütlere ayrılmış üç boyutlu bir karaciğer modeli gösterilmiştir.



Şekil 5.51. 3D Slicer yazılımı ile oluşturulan üç boyutlu modelin bölütlere ayrılması

3D Slicer yazılımı betik(Script) dili olarak Python kullanmaktadır. Bu sayede görüntüler Python programlama diliyle işlenebilmektedir. Tersine görüntüler önce 3D Slicer ile işlendikten sonra Python'a aktarılarak analiz edilebilmektedir. Bu sayede farklı görüntü işleme teknikleri kullanılarak görüntülerden daha fazla bilgi elde edilebilmektedir. Görüntüler K-Means veya farklı bir kümeleme algoritmasıyla kümelere ayrılarak işlenebilmektedir.

İnternet ortamında tıbbi görüntülerin bulunabileceği kaynaklar mevcuttur. Bir başka tıbbi görüntüleme yazılımı olan Osirix yazılımının veri tabanında MR ve bilgisayarlı tomografi görüntüleri dicom formatında mevcuttur(URL-15). Midas bazı tıbbi görüntülerin arşivlendiği bir sitedir(URL-16).

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında zamanda sonlu farklar yöntemi kullanılarak bir ve iki boyutlu benzetimler yapılmıştır. İlk olarak bir boyutlu benzetimler tek ve çok katmanlı yapılar için yapılmıştır. Ortamın dielektrik sabiti dalganın ne kadarının iletilip yansıtacağını belirlemektedir. Dielektrik sabiti büyük olan dokularda iletim daha düşük olup dokuya iletilen elektromagnetik enerji daha düşüktür.

İki boyutlu benzetimler hem durgun elektrik alanlar için hemde elektromagnetik dalgalar için yapılmıştır. Durgun elektrik alan benzetimleri sonlu farklar yöntemi ile yapılırken elektromagnetik dalga benzetimleri zamanda sonlu farklar yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Durgun elektrik alan içine konulan bir cisim elektrik alanın bükülmesine sebep olmaktadır. Bu bükülmenin sebebi sınır şartlarıdır. Cisme yakın bölgelerde bükülme fazla iken uzak bölgelerde çok küçük hatta sıfırdır. Bükülme cismin şekline ve ortamların dielektrik sabitlerine bağlıdır. Cismin şekli sınırları belirlediği için etkilidir. Dış ortamın dielektrik sabiti iç ortamın dielektrik sabitinden küçük ise bükülme cisme doğrudur. Aksine dış ortamın dielektrik sabiti iç ortamın dielektrik sabitinden büyük ise bükülme cisimden dışarıya doğrudur. Cismin şekli karmaşıktıkça içindeki elektrik alan dağılımını yorumlamak zorlaşmaktadır. Program içinde cismin bulunduğu hücrelere cismin elektriksel özellikleri verilir. Bu yöntem basit geometriler için kullanılabilir. Karmaşık geometriler için başka yöntemlerin kullanılması daha doğrudur. Matematiksel olarak tanımlanabilen çokgen(poligon), bezier eğrileri ve B-spline eğrileri gibi geometrik yapıların kullanımı daha doğrudur. Diğer bir yöntemde geometrilerin bir bilgisayar destekli tasarım yazılımı kullanılarak oluşturulmasıdır. CAD tasarımları programlama dilleri ile işlenerek sonlu farklar veya zamanda sonlu farklar yöntemlerinde kullanılabilirler.

Elektromagnetik dalgalar bir cisme çarptığında dalganın bir kısmı ilerlemeye devam ederken bir kısmı geri yansımaktadır. Dalganın ne kadarının geriye yansıtacağını cismin ve çevresindeki ortamın dielektrik sabiti ve magnetik geçirgenliği belirler. Dalganın ne kadarının yansıyıp ne kadarının iletileceğini

anlamak için yansıma ve iletim katsayıları tanımlanmıştır. Dalga, dielektriği küçük ortamdan büyük ortama geçerken yansıma katsayısı negatif olmakta ve dalganın genliği de negatif olmaktadır. Dalga, dielektriği büyük ortamdan küçük ortama geçerken yansıma katsayısı pozitif çıkmakta bu nedenle de genliği pozitif olmaktadır.

Benzetimlerin sonucunda soğurucu sınır şartları olmadan yansımalarından dolayı sonuçlar yanıltıcı çıkmıştır. Bu nedenle sınır şartlarının uygulanmasının önemli olduğu görülmüştür. Problem uzayı bütün cisimleri içine alacak şekilde seçilmelidir. Cismin sınırı aynı zamanda hesap uzayının sınırı olduğunda sınır şartları doğru çalışmayıp sorunlar çıkmıştır.

Dokuların içindeki elektrik alan dağılımı zamanda sonlu farklar yöntemi ile hesaplandıktan sonra özgül soğurma oranı(SAR) hesapları yapılmıştır. Bir ana formül olmasına rağmen farklı SAR tanımları yapılmıştır. Bunun nedeni dokuların çok karmaşık olup SAR değerlerinin yorumlanmasının zorluğudur. Aslında her hücrenin bir SAR değeri vardır. Ancak bir vektör veya matris şeklinde değilde tek bir ortalama değer olarak verilmektedir. Bu da çeşitli hatalara sebep olmaktadır. Bütün dokulardaki ortalama SAR hesaplanırken bütün hücrelerdeki SAR değerleri toplanarak hücre sayısına bölünürler. Doku hacmi büyüdükçe(hücre sayısı da artar) hesaplanan SAR değeri daha küçük çıkmaktadır. Bu nedenle ortalama SAR değerleri güvenilir değildir. Ortalama SAR değeri verilecekse mümkün olduğunca küçük bir hacim için hesaplanmalıdır. SAR tanımları içinde en çok kabul göreni yerel SAR tanımıdır. Yerel SAR canlı içindeki elektrik alan değerinin zarfı kullanılarak hesaplanır. Elektrik alanın zarfını bulmak için Fourier dönüşümü yapılır. Elektrik alan ifadesi yerine Fourier genliği kullanılarak SAR hesaplanır. Ancak yerel SAR dalganın zarfının değişmediği durumlar için kullanılabilir. Gerçek hayatta ise dalgaların zarfları sürekli değişmektedir. Etrafımızda farklı frekanslarda yayın yapan birçok kaynak vardır. Bu dalgaların zarfının bulunması çok zordur.

SAR sadece dokuların elektriksel özelliklerine göre değişmez. Cismin şekli, büyüklüğü, dalganın frekansı, kaynağa göre yönlenmesi, kaynağın cisme uzaklığı, yayının yapıldığı cismin dışındaki ortamın elektriksel özellikleri ve dalga kaynağının(antenin) yayın gücü, yayın paterni(örüntüsü) gibi birçok etkene bağlıdır(Chou ve diğ., 1996)(Tüysüz, 2007)(Akram ve Jasmy, 2008). Bu kadar çok

parametrenin olması SAR hesabının çok zor olmasına sebep olmaktadır. Canlı dokuları ise çok karmaşık bir yapıya sahiptir. Ayrıca bütün dokuların elektriksel özellikleri belirlenmemiştir. Ortalama SAR değerleri güvenilir olmadığı için doğrudan elektrik alanın o andaki değerini kullanan SAR değerleri kullanılmıştır.

Yapılan benzetimlerden bazı sonuçlar bulunmuştur. Dalga kaynağı dokudan uzaklaştıkça SAR değeri düşmektedir. Dalganın ilerlediği ortam kayıplı olduğu için mesafe ne kadar artarsa dokuya ulaşan dalganın genliği o kadar azalır ve doku içinde elektrik alan dağılımı daha küçük çıkar. Ancak kaynakla doku arası mesafe kayıpsız bir madde olarak belirlenirse hiçbir zayıflama olmaz ve hesaplamada hata yapılır. Dokunun hacmi büyüdükçe ortalama alındığı için ortalama SAR değeri daha küçük çıkmaktadır. Canlı dokularının magnetik geçirgenliği düşük olduğu için mıknatıslanmayan malzemeler olarak kabul edilir ve magnetik geçirgenliği 1 olarak alınırlar. Dokuların elektriksel özellikleri frekansa göre değişmektedir. Düşük frekanslarda dokuların dielektrik sabitleri daha büyüktür. Bu nedenle iletilen dalga genliği daha düşüktür. Bu da SAR değerinin daha düşük çıkmasına neden olur. Düşük frekanslarda dokuların iletkenliği ise daha düşüktür. Bu nedenle elektromagnetik dalgalar daha az soğurulmaktadır. Doku içindeki elektrik alanın daha düşük olması ve daha az enerji soğurulmasından dolayı SAR değerleri daha düşük çıkmaktadır. Düşük frekanslarda doku içinde birbirine çok yakın SAR değerleri çıkmaktadır. Yüksek frekanslarda ise dielektrik sabiti daha küçük iletkenlik ise daha büyüktür. Dokuya giren dalganın genliği daha büyüktür. İletkenlik daha büyük olduğu için daha fazla enerji soğurulmaktadır. Bu nedenle SAR değeri daha büyük çıkmıştır. Yüksek frekanslarda doku içinde SAR değerleri daha fazla dalgalanma göstermiştir. SAR değerinin zamanla değişimi incelenmiştir. İlk başta SAR değeri zamanla artmaktadır. Daha sonra SAR değeri küçük bir dalgalanma göstererek sabit kalmaktadır. Programın çalıştırılma süresi çok kısa olursa SAR değeri hatalı hesaplanır. Çalıştırılma süresi çok uzun tutulurma gereğinden fazla süre çalıştırılır ve zaman kaybına neden olur. Seçilen zaman adımı ile konum adımının büyüklüğü de önemlidir. Zaman adımı çok küçük seçilirse programın çalıştırılması gereken süre çok fazla artmıştır. Konum adımının küçük seçilmesi durumunda hücre sayısı artar ve bu yüzden programın çalışma süresi ile bellek ihtiyacı artmıştır. Konum adımı ile zaman adımının çok büyük seçilmesi durumunda algoritma kararsızlığa gitmekte ve program hatalı çalışmaktadır. Cismin

geometrisi değişince içindeki elektrik alan dağılımı değişmektedir. Bu nedenle cismin içindeki SAR değerleri de farklı çıkmaktadır.

Canlı vücudundaki dokuların belirlenmesi için MR görüntüleri kullanılmıştır. MR görüntülerindeki bölgelerin bölütlenmesi ve kümelenmesi için K-Means kümeleme algoritması kullanılmıştır. Sadece bölütlenme yapıldığında dokuların elektriksel özelliklerinin verilmesi çok zordur. Kümelemede benzer özelliklere sahip bölgeler etiketlenmekte ve elektriksel özelliklerin atanmasında büyük kolaylık sağlamaktadır. Ancak algoritma yakın renk tonlarındaki alanları hatalı olarak aynı küme içine alabilmektedir. Bunu önlemenin yolu küme sayısını arttırmaktır. Küme sayısı arttığında ise ayrılan doku sayısı artmakta ve karmaşıklaşmaktadır. Ayrıca bütün dokuların elektriksel özellikleri belirlenmemiştir.

Comsol Multiphysics yazılımı kullanılarak üç boyutlu bir benzetim yapılmıştır. Üç boyutlu model FreeCAD isimli bir bilgisayar destekli tasarım yazılımı kullanılarak tasarlanmıştır. Comsol yazılımı FDTD yöntemini kullanmayıp sonlu elemanlar yöntemini kullanmaktadır. Yapılan benzetim sonucunda SAR dağılımı EM kaynağın yerleştirildiği baş bölgesinde yoğunlaşmıştır. Tüm vücut ortalama SAR hesabı yapıldığında vücudun diğer bölgelerinde SAR değerleri çok çok küçük olduğu için tüm vücut ortalama SAR çok küçük çıkmaktadır. Bu nedenle bölge daraltılarak tüm kafa ortalamasının hatta daha dar bir bölge alınarak o bölgenin ortalamasının alınması daha doğru olacaktır.

Bu tez çalışmasında sadece nokta kaynak ile düzlem dalga kullanılmıştır. Bunlar dışında farklı antenler modellenerek kaynak olarak kullanılabilirler. Kapalı ortamlar için benzetimler yapılmamıştır. Yansıyan dalgaların oluşturduğu girişimin etkileri de incelenebilir. Örneğin bir binanın veya odanın içindeki cisimler içinde benzetimler yapılabilir. Benzetimler Gauss ve sinüs dalga şekilleriyle yapılmıştır. Diğer dalga şekilleriyle de benzetimler yapılarak SAR değerleri karşılaştırılabilir. Özellikle modülasyonlu dalgaların benzetimleri yapılabilir. Çok sayıda dalga kaynağı ve düzlem dalga kullanılarak cep telefonları ve baz istasyonlarının benzetimleri yapılabilir. EM dalga kaynağının canlı vücuduna yerleştirilmesi içinde benzetimler yapılabilir. Benzetimlerde cisimler hep hareketsizdir. Hareketli cisimler içinde benzetimler yapılabilir. Benzetimler incelendiğinde cismin dielektrik değeri yüksek olduğunda geriye yansıyan dalga miktarı artmaktadır. Dielektrik değeri çok

büyük olan bir kumaş ile giysiler yapılabilirse vücut tarafından soğurulan EM enerji ve SAR değerleri azaltılabilir. MR görüntülerindeki dokuların kümelenmesi için farklı kümeleme algoritmaları kullanılabilir.

Dokulardaki SAR dağılımının oluşturduğu ısı değişimi hesaplanmamıştır. Canlı dokularındaki ısı değişiminin hesaplanması için farklı modeller geliştirilmiştir. Bu modellerden bir tanesi biyoısı denklemdir(Pennes, 1948). Gelecek çalışmalarda biyoısı denklemini kullanılarak canlı dokularında EM dalgaların oluşturduğu ısı değişimi hesaplanabilir(Wessapan, 2012)(Bernardi, 2000) (Faruque ve diğ., 2010)(Faruque ve diğ., 2011)(Ibrahiem ve Dale, 2005)(Wang ve Fujiwara, 1999)(Nikolaeva ve diğ., 2004).

Yapılabilecek bir diğer çalışma da 2 boyutlu MR görüntülerinde FDTD ile hesaplanan SAR değerlerinin 3 boyutlu görüntüde hesaplanan SAR değerleriyle karşılaştırılmasıdır. Bunun için önce 2 boyutlu MR görüntülerinden 3 boyutlu görüntü elde edilir. Daha sonra 3 boyutlu FDTD ile SAR dağılımı hesaplanır. SAR dağılımı hesaplanan 3 boyutlu görüntü tekrar dilimlere ayrılarak 2 boyutlu parçalarına bölünür. 2 boyutlu görüntülerdeki SAR dağılımları ile 3 boyutta hesaplanıp 2 boyuta ayrılan görüntülerdeki SAR dağılımı karşılaştırılır. Bu durumda beklenen nicelik olarak olmasa da nitelik olarak birbirine yakın değerlerin çıkmasıdır. Bu durumda SAR dağılımı hakkında fikir sahibi olunabilir. 3 boyutlu FDTD hesabında işlem süresi çok uzundur. Bunun yerine 2 boyutlu hesap yapılabilirse işlem süresi kısaltılabilir.

FDTD algoritmasındaki zaman adımı Δt ile konum adımları Δx , Δy , Δz algoritmanın kararlılığını, bellek ihtiyacını ve çalışma süresini etkiler. Δt , Δx , Δy , Δz çok küçük seçilirse bellek ihtiyacı ve çalışma süresi çok fazla artar. Çok büyük seçilirlerse algoritma kararsızlığa gider ve hesaplamalar hatalı olur. Δt , Δx , Δy , Δz 'nin en uygun değerlerinin bulunması için bir optimizasyon(en iyileme) algoritması kullanılabilir. Sonuç alınması durumunda hem bellek ihtiyacı azalır hemde çalışma süresi kısalmır.

KAYNAKLAR

- Arı, N., Özen, Ş., Çolak, Ö. H., Teşneli, A.Y., 2008. *Elektromanyetikte Sonlu Farklar Metodu*. Palme Yayıncılık.
- Akleman, F., Sevgi, L., 1998. FDTD analysis of human head-mobile phone interaction in terms of specific absorption rate calculations and antenna design. *1998 IEEE-APS Conference on Antennas and Propagation for Wireless Communications*, DOI: 10.1109/APWC.1998.730661, 85-88.
- Akram, G., Jasmy, Y., 2008. Specific Absorption rate (SAR) on the Human Head as Function of Orientation of Plane Wave Radiation: FDTD-based Analysis. *Second Asia International Conference on Modelling & Simulation*, 959-962.
- Bansal, R., 2006. *Engineering electromagnetics applications*. CRC Press.
- Bernardi, P., Cavagnaro, M., Pisa, S., Piuze, E., 2000. Specific absorption rate and temperature increases in the head of a cellular-phone user. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Volume:48, Issue:7, 1118-1126.
- Chapra, S.C., Canale R.P., 2008. *Yazılım ve Programlama Uygulamalarıyla Mühendisler İçin Sayısal Yöntemler*. Literatür Yayıncılık.
- Chen, P., 2012. Study on Medical Image Processing Technologies Based on DICOM. *Journal Of Computers*, Vol. 7, No. 10, 2354-2361.
- Chitade, Anil Z, Katiyar, Dr.S.K., 2010. Colour Based Image Segmentation Using K-Means Clustering. *International Journal of Engineering Science and Technology*. Vol. 2(10), 5319-5325.
- Choi, D.H., Hoefer, W.J., 1986. The finite-difference time-domain method and its application to eigenvalue problems. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 34 (12), 1464–1470.
- Chou C.K., Bassen H., Osepchuk J., Balzano Q., Petersen R., Meltz M., Cleveland R., Lin J.C., Heynick L., 1996. Radio frequency electromagnetic exposure: tutorial review on experimental dosimetry, *Bioelectromagnetics*, 17(3), 195-208.
- Davidson, D.B., 2005. *Computational electromagnetics for rf and microwave engineering*. Cambridge University Press.
- Durney, C.H. , Massoudi, H., Iskander, M.F., 1986. *Radiofrequency radiation dosimetry handbook*. USAF School Aerospace Med., Brooks AFB, TX, USAFSAM-TR-85-73.

- Faruque, M.R.I., Misran, N., Islam, M.T., 2010. Assessment of Specific Absorption Rate (SAR) and Temperature Increases in the Human Head of Portable Telephones. *2010 2nd International Congress on Engineering Education*, 185-190.
- Faruque, M.R.I., Misran, N., Nordin, R., Islam, M.T., Yatim, B., 2011. Estimation of specific absorption rate and temperature increases in the human head due to portable telephones. *Scientific Research and Essays*, Vol.6(6), 1209-1215.
- Furse, C., Christensen, D.A., Durney, C.H., 2009. *Basic introduction to bioelectromagnetics*. CRC Press.
- Gabriel, C., 1994. The dielectric properties of biological materials. *Radiofrequency standards*, Plenum Press.
- Garg, R., 2008. *Analytical and computational methods in electromagnetics*. Artech House.
- Griffiths, D.J. , 1991. *Introduction to Electrodynamics*. Prentice-Hall Inc.
- Hitchcock, R.T., Patterson, R.M., 1995. *Radio-frequency and ELF electromagnetic energies a handbook for health professionals*. John Wiley & sons, Inc.
- Holland, R. . Threde: A free-field EMP coupling and scattering code. *IEEE Transactions on Nuclear Science* , 24 (6), 2416–2421.
- Ibrahiem, A., Dale, C., 2005. Analysis Of The Temperature Increase Linked To The Power Induced By Rf Source. *Progress In Electromagnetics Research*, PIER 52, 23–46.
- IEEE-Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2005.C95.1-2005 - *IEEE Standard for Safety Levels With Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz* .
- IEEE. Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2002. *IEEE recommended practice for measurements and computations of Radio Frequency Electromagnetic Fields With Respect to Human Exposure to Such Fields*, 100 kHz-300 Ghz. IEEE Standards.
- Jang, J.-S., Sun, C.-T., Mizutani, E., 1997. *Neuro-fuzzy and soft computing: a computational approach learning and machine intelligence*. Printice Hall, Inc.
- Juang,L.-H., Wu, M.-N., 2010. MRI brain lesion image detection based on color-converted K-means clustering segmentation. *Measurement, Journal of the International Measurement Confederation*, 43 (2010), 941–949.
- Kasiri, K., Dehghani, M.J., Kazemi, K., Helfroush, M.S., Kafshgari, S., 2010. Comparison Evaluation of Three Brain MRI Segmentation Methods in Software Tools. *Proceedings of the 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering*

(ICBME2010), 1-4.

- Kikinis, R., Pieper, S., 2011. 3D Slicer as a tool for interactive brain tumor segmentation. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC*, 6982 – 6984.
- Krstić D., Zigar D., Petković D., Sokolović D., Dindić B., Cvetković N., Jovanović J., Dindić N., 2013. Predicting the biological effects of mobile phone radiation absorbed energy linked to the MRI-obtained structure. *Arh Hig Rada Toksikol*, 64(1), 159-168.
- Kunz, K.S., Luebbers, R.J., 1993. *The finite difference time domain method for electromagnetics*. CRC Press.
- Kunz, K.S. ve Lee, K.M., 1978. A three-dimensional finite-difference solution of the external response of an aircraft to a complex transient EM environment. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility* , 20 (2), 333–341.
- MacQueen, J.B., 1967. Some Methods for classification and Analysis of Multivariate Observations. *Proceedings of 5th Berkeley Symposium on Mathematical Statistics and Probability* 1. University of California Press, 281–297.
- Mildenberger, P., Eichelberg M., Martin E., 2002. Introduction to the DICOM standard. *European Radiology*, 12(4), 920-927.
- Mur, G., 1981. Absorbing Boundary Conditions for the Finite-Difference Approximation of the Time-Domain Electromagnetic-Field Equations. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, Volume:EMC-23 , Issue: 4, 377–382.
- Ng, H.P., Ong, S.H., Foong, K.W.C., Goh, P.S., Nowinski, W.L., 2006. Medical Image Segmentation Using K-Means Clustering and Improved Watershed Algorithm. *2006 IEEE Southwest Symposium on Image Analysis and Interpretation*, 61-65. DOI: 10.1109/SSIAI.2006.1633722.
- Nikolaeva, E.Y., Nikolaev, D.Y., Shoshiashvili, L., Zaridze, R., 2004. Analysis of Thermal Effects in Human Exposed to EM Radiation (2D Case). *Direct and Inverse Problems of Electromagnetic and Acoustic Wave Theory, 2004. DIPED 2004. Proceedings of the 9th International Seminar/Workshop on*, 90-93.
- Pennes, H.H., 1948. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 1, No. 2, 93-122.
- Pieper, S., Halle, M., Kikinis, R., 2004. 3D Slicer . *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2004*. Vol.1, 632-635.
- Schneider, J. B., 2014. Understanding the finite difference time-domain method. www.eecs.wsu.edu/~schneidj/ufdtd/ufdtd.pdf.

- Serway R.A., Beichner R.J., 2000. *Physics For Scientists and Engineers with Modern Physics*. Saunders College Publishing.
- Sevgi, L., 1999. *Elektromagnetik Problemler ve Sayısal Yöntemler*. Birsen Yayınevi.
- Siddiqi, A.A., Khawaja, A., Tariq, M., 2011. 3D Volume Representation of brain tumor using image processing. *2011 IEEE International Conference on Signal and Image Processing Applications (ICSIPA)*, 72-75.
- Siddiqi, A.A., Khawaja, A., Zafar, M., Hussain, M., 2012. 3D Representation of Human Skull Bearing the Tumor Using Image Processing. *2012 Fourth International Conference on Computational Intelligence, Communication Systems and Networks (CICSyN)*, 257-260.
- Spiegel, R. J., Fatmi, M.B.A., Stuchly, S.S., Stuchly, M.A., 1989. *Comparison of finite-difference time-domain SAR calculations with measurements in a heterogeneous model of man*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol:36, No: 8, 849-855.
- Sullivan, D. M. , 2000. *Electromagnetic simulation using the FDTD method*. IEEE Press.
- Sullivan, D. M. , Gandhi, O. P. , Taflove, A. , 1988. Use of the finite-difference time-domain method in calculating EM absorption in man models. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35 (3), 179–186.
- Şeker, Ş.S., Çerezci, O., 1991. *Elektromagnetik alanların biyolojik etkileri güvenlik standartları ve korunma yöntemleri*. Boğaziçi Üniversitesi Matbaası.
- Taflove, A., Brodwin M.E., 1975. Numerical solution of steady-state electromagnetic scattering problems using the time-dependent Maxwell's equations. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 23 (8), 623–630.
- Taflove, A., Brodwin, M.E., 1975. Computation of the electromagnetic fields and induced temperatures within a model of the microwave-irradiated human eye. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 23 (11), 888–896.
- Taflove, A., Hagness, S.C., 2000. *Computational electrodynamics: the finite-difference time-domain method*. Artech House.
- Taflove, A., Umashankar, K.R., 1983. Radar cross section of general three-dimensional scatterers. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 25 (4), 433–440.
- Turan, M.D., 2007. *Üç Boyutlu Elektromanyetik Simülasyonlar İçin Dicom Dosyalarından Bilgisayar Ortamında Yetişkin İnsan Kafası Voxel Modeli Geliştirilmesi*. Yüksek Lisans Tezi. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı.

Tüysüz, M.Z., 2007. *Cep Telefonu Maruziyeti Kaynaklı Rf Dozimetrinin FDTD Yöntemi İle Belirlenmesi*. Yüksek Lisans Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyofizik Ana Bilim Dalı.

Uday, P.A., Digvijay, N., Jeeva, J.B., 2014. Pre-operative brain tumor segmentation using SLICER-3D. *2014 International Conference on Green Computing Communication and Electrical Engineering (ICGCCEE)*, 1-4 .

Umashankar, K.R., Taflove, A., 1982. A novel method to analyze electromagnetic scattering of complex objects. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 24 (4), 397–405.

URL-1: www.fcc.gov, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-2: www.icnirp.org, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-3: niremf.ifac.cnr.it, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-4: www.comsol.com, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-5: www.comsol.com/model/absorbed-radiation-sar-in-the-human-brain-2190, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-6: www.comsol.com/model/download/198139/models.rf.sar_in_human_head.pdf, *Absorbed Radiation (SAR) in the Human Brain*, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-7: <http://hdl.handle.net/1813/36379>, Cai, A., Cho, Y., Nguyen, M., Polamraju, P., *Effects of Cell Phone Radiation on the Head*, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-8: www.freecadweb.org, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-9 www.slicer.org, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-10: www.python.org, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-11: www.mathworks.com, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-12: dicom.nema.org, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-13: www.acr.org, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-14: www.nema.org/Pages/default.aspx, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-15: www.osirix-viewer.com/datasets, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

URL-16: www.insight-journal.org/midas, (Ziyaret tarihi: 1 Kasım 2014).

Vatansever, F., 2006. *İleri Programlama Uygulamaları*. Seçkin Yayıncılık.

- Vorst, A.V., Rosen, A., Kotsuka, Y., 2006. *RF/Microwave interaction with biological tissues*. John Wiley & Sons, Inc.
- Wang, J., Fujiwara, O., 1999. FDTD Computation of Temperature Rise in the Human Head for Portable Telephones. *IEEE Transactions On Microwave Theory And Techniques*, Vol. 47, No. 8, 1528-1534.
- Wessapan, T., Srisawatdhisukul, S., Rattanadecho, P., 2012. Specific absorption rate and temperature distributions in human head subjected to mobile phone radiation at different frequencies. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Volume 55, Issues 1–3, 347–359.
- Wu, M.-N., Lin, C-C., Chang, C-C., 2007. *Brain Tumor Detection Using Color-Based K-Means Clustering Segmentation*. Third International Conference on Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing, 2007. IIHMSP 2007, (Volume:2), 245–250.
- Yan, M.X.H., Karp, J.S., 1994. Segmentation of 3D brain MR using an adaptive K-means clustering algorithm . 1994 *IEEE Conference Record Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, Volume:4, 1529–1533.
- Yee, K.S., 1966. Numerical Solution of Initial Boundary Value Problems Involving Maxwell's Equations in Isotropic Media. *IEEE Transaction On Antennas And Propagation*, VOL.AP-14,NO.3, 302-307.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Ertuğrul Sunan

Doğum Yeri : Erzincan

Doğum Tarihi : 14.10.1978

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dil : İngilizce

Bilgisayar : Ofis Yazılımları, Linux, C, Python, Matlab

İletişim Bilgileri : Beşsaray Köyü No: 157 / ERZİNCAN

e-posta : esunan@omu.edu.tr

Eğitim Durumu(Kurum ve Yıl):

Lise : Yabancı Dil Ağırlıklı Erzincan Lisesi(1997)

Lisans : Ondokuz Mayıs Üni. Elektrik-Elektronik Müh. Bl.(2002)

Yüksek Lisans : Ondokuz Mayıs Üni. Elektrik-Elektronik Müh. Bl.(2007)

Çalıştığı Kurumlar : Ondokuz Mayıs Üni. Fen Bilimleri Ens. Elektrik-Elektronik Müh. A.B.D.