

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ELEKTROMAGNETİK DALGALARIN İNSAN BAŞININ
ANATOMİK AYRINTILARI VE ÇEŞİTLİ BÖLGELERİ
ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

Elektronik ve Haberleşme Müh. Uğur KARAOSMANOĞLU

**FBE Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı Haberleşme Programında
Hazırlanan**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Taner ŞENGÖR

İSTANBUL, 2009

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGE LİSTESİ	iviii
KISALTMA LİSTESİ.....	viii
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
ÇİZELGE LİSTESİ	viii
ÖNSÖZ	ix
ÖZET	ix
ABSTRACT	ixi
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Tezin Konusu ve Amacı	1
1.2 Konunun Önemi	1
1.3 Konunun Tarihiçesi	2
2. DISPERSİF ORTAM İÇİN FDTD YAKLAŞIMI.....	4
2.1 Yee Hücresinin Boyutunun Belirlenmesi	4
2.2 Courant Kararlılık Koşulu.....	4
2.3 Dispersif Ortam Parametrelerinin Belirlenmesi	5
2.3.1 Kompleks Dielektrik Geçirgenlik	5
2.3.2 Dispersif Ortamlara İlişkin Karışım Formülleri.....	7
3. İNSAN BAŞININ MODELLENMESİ	8
3.1 ϵ ve σ Hesabı.....	8
4. MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME.....	12
4.1 Magnetik Rezonans Görüntülemenin Tarihi.....	12
4.2 Magnetik Rezonans Görüntülemenin Genel Özellikleri.....	12
4.3 Magnetik Rezonans Görüntüleme Cihazı.....	14
4.3.1 Magnetler.....	15
4.3.1.1 Rezistif Magnet.....	15
4.3.1.2 Permanent Magnet.....	15
4.3.1.3 Süper İletken Magnet.....	16
4.3.2 Sargılar.....	16
4.3.2.1 Gradyant Sargı.....	16
4.3.2.2 Radyofrekans Sargı.....	16
4.3.2.3 Kuş Kafesi Sargı.....	17
4.4 Magnetik Rezonans Görüntülemenin Yapılışı.....	18
4.4.1 Görüntünün Oluşturulması.....	18
4.4.2 Magnetik Rezonans Görüntüsünün Çeşidinin Belirlenmesi.....	18
5. ELEKTROMAGNETİK ALANLARIN HESAPLANMASI.....	21
5.1 Gelen Magnetik Alanın Hesaplanması	21
5.2 Gelen Elektrik Alanın Hesaplanması	28

5.3	Saçılan Alanın Hesaplanması.....	34
6.	SAR HESAPLAMASI VE İNSAN BEYNİNİN ANATOMİSİ.....	40
6.1	SAR Hesaplaması.....	40
6.2	İnsan Beyninin Anatomisi.....	43
7.	SONUÇLAR..	46
	KAYNAKLAR.....	48
	EKLER.....	52
	Ek 1 FDTD Yöntemi.....	53
	Ek 2 Sınır Koşulları	55
	Ek 3 Saçılan Alan Formülasyonu	56
	Ek 4 Ayrık Alan Formülasyonu.....	58
	ÖZGEÇMİŞ.....	60

SİMGE LİSTESİ

\vec{B}	Magnetik akı yoğunluğu
c	Işık hızı
\vec{D}	Elektrik akı yoğunluğu
\vec{E}	Elektrik alan
\vec{H}	Magnetik alan
γ	Gyro magnetik oranı
ϵ	Dielektrik geçirgenlik
ϵ_{eff}	Etkin dielektrik geçirgenlik
ϵ_s	Statik dielektrik geçirgenlik
ϵ_∞	Sonsuz dielektrik geçirgenlik sabiti
ϵ^*	Kompleks dielektrik geçirgenlik
λ_0	Boşluk için dalga boyu
μ	Magnetik geçirgenlik
ρ	Özgül doku ağırlığı
σ	İletkenlik
τ	Rölaksasyon zamanı
v	Problem uzayındaki maksimum propagasyon hızı
ω	Açısal frekans

KISALTMA LİSTESİ

iMRG	İşlevsel Magnetik Rezonans Görüntülemesi
MRG	Magnetik Rezonans Görüntülemesi
CMRR	Center for Magnetic Resonance Research
FDTD	Finite Difference Time Domain Method
fMRI	functional Magnetic Rezonans Imaging
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
MGH	Massachusetts General Hospital
MRI	Magnetic Rezonans Imaging
NMR	Nuclear Magnetic Resonance
SAR	Specific Absorption Rate(Özgül Soğurma Oranı)

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 4.1 Larmor frekansı.....	13
Şekil 4.2 Bir magnetik rezonans görüntüleme cihazı	15
Şekil 4.3 Kuş kafesi sargı modeli. Üst sol: Yandan görünüm. Üst sağ: Üstten görünüm. Alt sol: Üç boyutlu görünüm. Alt sağ: Elektromagnetik kalkan.....	17
Şekil 4.4 Kafa sargısı örneği	17
Şekil 4.5 MR görüntüsünün elde edilmesi	18
Şekil 4.6a İnsan başının T1–ağırlıklı magnetik rezonans görüntüsü.....	19
Şekil 4.6b İnsan başının proton–ağırlıklı magnetik rezonans görüntüsü: Proton yoğunluğu fazla olan yerler beyaz renkle görüntülenmiştir	19
Şekil 4.6c İnsan başının T2–ağırlıklı magnetik rezonans görüntüsü: Beyaz ve gri maddeler arası fark algılanabilir düzeydedir.....	20
Şekil 5.1 Boşluk kuş kafesi sargı elektromagnetik kaynak modeli	22
Şekil 5.2 $x = 7$ düzleminde gelen magnetik alanın x bileşeninin y ve z nin değişimiyle aldığı değerler	22
Şekil 5.3 $x = 13$ düzleminde gelen magnetik alanın x bileşeninin, y ve z nin değişimiyle aldığı değerler	23
Şekil 5.4 $y = 6$ düzleminde gelen magnetik alanın x bileşeninin, x ve z nin değişimiyle aldığı değerler	23
Şekil 5.5 $y = 12$ düzleminde gelen magnetik alanın x bileşeninin, x ve z nin değişimiyle aldığı değerler	24
Şekil 5.6 $z = 8$ düzleminde gelen magnetik alanın x bileşeninin x ve y nin değişimiyle aldığı değerler	24
Şekil 5.7 $z = 14$ düzleminde gelen magnetik alanın x bileşeninin, x ve y nin değişimiyle aldığı değerler..	25
Şekil 5.8 $x = 7$ düzleminde gelen magnetik alanın y bileşeninin y ve z nin değişimiyle aldığı değerler	25
Şekil 5.9 $x = 13$ düzleminde gelen magnetik alanın y bileşeninin, y ve z nin değişimiyle aldığı değerler	26
Şekil 5.10 $y = 6$ düzleminde gelen magnetik alanın y bileşeninin, x ve z nin değişimiyle aldığı değerler	26
Şekil 5.11 $y = 12$ düzleminde gelen magnetik alanın y bileşeninin, x ve z nin değişimiyle aldığı değerler	27
Şekil 5.12 $z = 8$ düzleminde gelen magnetik alanın y bileşeninin x ve y nin değişimiyle aldığı değerler	27
Şekil 5.13 $z = 14$ düzleminde gelen magnetik alanın y bileşeninin, x ve y nin değişimiyle aldığı değerler	28
Şekil 5.14 $x=7$ ve $n=4$ için elektrik alanın x bileşeninin, y ve z değişimiyle aldığı değerler. .	29
Şekil 5.15 $x=7$ ve $n=32$ için elektrik alanın x bileşeninin, y ve z değişimiyle aldığı değerler.	29
Şekil 5.16 $x=7$ ve $n=54$ için elektrik alanın x bileşeninin, y ve z değişimiyle aldığı değerler.	30
Şekil 5.17 $y=6$ ve $n=4$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve z değişimiyle aldığı değerler ..	30
Şekil 5.18 $y=6$ ve $n=32$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve z değişimiyle aldığı değerler	31
Şekil 5.19 $y=6$ ve $n=54$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve z değişimiyle aldığı değerler	31
Şekil 5.20 $z=8$ ve $n=4$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve y değişimiyle aldığı değerler ..	32
Şekil 5.21 $z=8$ ve $n=32$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve y değişimiyle aldığı değerler	32
Şekil 5.22 $z=8$ ve $n=54$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve y değişimiyle aldığı değerler	33
Şekil 5.23 $z=14$ ve $n=4$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve y değişimiyle aldığı değerler	33
Şekil 5.24 $z=14$ ve $n=54$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve y değişimiyle aldığı değerler	34
Şekil 5.25 Kuş kafesi sargı içinde MRG yapılan bir insan başı modeli.....	38

Şekil 5.26 Kuş kafesi sargı içinde MRG'si yapılan insan başının yan görünümü	38
Şekil 5.27 Elektromagnetik alan hesabında kullanacağımız problem uzayı	39
Şekil 6.1 Beynin farklı açılardan görünümü	43
Şekil 6.2 Beynin çeşitli bölgelerinin ve işlevlerinin şekil üzerinde gösterimi	44
Şekil 6.3 Beynin anatomik yapısının ayrıntılı olarak gösterimi	45
Şekil Ek1.1 Elektrik ve magnetik alanın FDTD formülasyonu.	
Hesaplamak istediğimiz herhangi bir alan bileşeni için, bu alana komşu olan diğer alan bileşenleri kullanılır	54

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge 2.1 $\tau_1 = 46,25$ ns ve $\tau_2 = 0,0907$ ns için bazı dokuların Debye sabitleri.....	5
Çizelge 2.2 64 MHz için dokuların bağıl dielektrik geçirgenlikleri ve iletkenlikleri.....	6
Çizelge 3.1 İnsan başı için, $5 \times 5 \times 5$ cm ³ lük Yee hücrelerinin doku katmanları.....	8
Çizelge 3.2a Y_1, Y_2, Y_3 ve Y_4 ' ün doku katmanlarının hacimsel oranları.....	9
Çizelge 3.2b Y_5, Y_6, Y_7 ve Y_8 ' in doku katmanlarının hacimsel oranları	10
Çizelge 3.3 Dispersif doku ortamı için ϵ ve σ hesabı.....	11
Çizelge 6.1 Dokular için yoğunluk değerleri	40
Çizelge 6.2 Bazı uluslararası ve ulusal kuruluşların belirlediği SAR limitleri	40
Çizelge 6.3 Yee hücreleri için hesaplanan yoğunluk değerleri	41
Çizelge 6.4 Yee hücrelerinde elde edilen SAR değerleri.....	42
Çizelge 6.5 Şekil 6.1'de renkli olarak gösterilen dokuların adları.....	43
Çizelge 6.6 Çeşitli Yee hücrelerinin bulunduğu alanın işlevi	45
Çizelge 7.1 Elde edilen SAR değerlerinin diğer MRG çalışmalarıyla karşılaştırılması.....	46
Çizelge 7.2 Elde edilen SAR değerlerinin diğer çalışmalarla karşılaştırılması.....	47

ÖNSÖZ

Tezimin hazırlanması aşamasında katkılarını hiç eksik etmeyen değerli hocam Prof. Dr. Taner ŞENGÖR' e teşekkür ederim.

Çizimleriyle bana yardımcı olan arkadaşım Mimar Recep AKGEYİK' e ve çeşitli konulardaki sorularımı büyük bir sabırla yanıtlayan değerli arkadaşlarım, hocalarım ve benden her türlü desteğini esirgemeyen annem ve babama sonsuz teşekkürlerimi bir borç biliyorum.

ÖZET

Bu tezdeki amacımız, insan başını oluşturan dokuların yapısal özelliklerinden dolayı elektromagnetik dalgalara karşı ne tür karakteristik özellikler gösterdiğini araştırmak ve elektromagnetik dalgaların, insan başında yapacağı etkilerinin sonuçlarını ortaya koymaktır.

Tezde, elektromagnetik dalga kaynağı olarak, magnetik rezonans görüntüleme cihazındaki kuş kafesi sargı göz önüne alınmıştır.

İnsan başının modellemesinde ve elektromagnetik alanın sayısal hesaplamasında, zaman domeninde sonlu farklar(FDTD) yöntemi kullanılmıştır.

Elde edilen sonuçlara göre, SAR hesaplaması yapılmıştır. Bulunan SAR değerleri sayesinde, magnetik rezonans görüntülemenin ısı artışı nedeniyle insan başına etkileri tartışılmıştır.

Anahtar kelimeler: FDTD, İnsan Başı, MRG, SAR.

ABSTRACT

Our aim in this thesis is to investigate what kind of characteristic properties illustrate the tissues of the human head due to their structural properties and investigate the results on the influences of electromagnetic waves in the human head.

In this thesis, source of electromagnetic wave is considered birdcage coil of magnetic resonance imaging system.

Finite- difference time- domain(FDTD) method is used for modeling the human head and computational calculation the electromagnetic field.

According to the obtained results, SAR calculation has been done. By means of the found SAR values, the influences of electromagnetic waves on the human head is discussed.

Keywords: FDTD, Human Head, MRI, SAR.

1. GİRİŞ

1.1 Tezin Konusu ve Amacı

Kullandığımız elektronik cihazlar sayesinde, elektromagnetik dalgalar günümüzde hayatımızın ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir. Ancak, insan vücudunun kayıplı bir dielektrik madde özelliği göstermesi dolayısıyla, yayılan elektromagnetik enerjinin belli bir miktarı vücut tarafından soğurulmaktadır. Soğurulan bu enerji, dokularda ısı artışı olarak karşımıza çıkmaktadır. Vücudun, ısı artışının etkili olduğu, önemli bir parçası insan başıdır.

Bu tezimizde, insan başının anatomik ayrıntılarının dielektrik geçirgenlik ve iletkenlikleri belirlenerek, 64 MHz frekansta ve genellikle kullanılan 1,5 T magnetik alan şiddetinde elektromagnetik yayın yapan kuş kafesi sargı için verecekleri sonuçlar incelenecektir.

İnsan başının modellenmesi, elektromagnetik dalgaların simülasyonu ve hesaplanması zaman domeninde sonlu farklar(FDTD) yöntemi kullanılarak yapılacaktır.

Bu çalışmada, sırasıyla ikinci bölümde Yee hücresi ve kararlılık koşulu anlatımı, üçüncü bölümde efektif dielektrik geçirgenlik ve iletkenlik hesabı, dördüncü bölümde magnetik rezonans görüntüleme tekniğinin açıklaması, beşinci bölümde elektromagnetik alanların hesaplanması, altıncı bölümde beynin anatomik yapısının açıklanması ile SAR hesaplaması ve nihayet yedinci bölümde de sonuç olarak elde edilen verilerin değerlendirmesi yapılacaktır.

1.2 Konunun Önemi

İnsan başı ve özellikle de beyni, insan için hayati öneme sahiptir. Bu yüzden, insan başıyla ilgili rahatsızlıkların teşhisi çok büyük önem arz etmektedir. Bu rahatsızlıkların teşhisinde çeşitli görüntüleme tekniklerinden yararlanılmaktadır. Bu görüntüleme tekniklerinden birisi de, herhangi bir radyoaktif etkisi olmayan ve günümüzde sıkça kullanılan magnetik rezonans görüntülemesidir. Ancak, hastalık teşhisinde kullanılan bu yöntemin yeni rahatsızlıklara sebep olmaması gerekmektedir.

Magnetik rezonans görüntülemesinin insan başı için, şu ana kadar yapılan çalışmalarda, en önemli olumsuz etkisinin enerji soğurulması sonucunda oluşacak ısı artışı olduğu ortaya konmuştur.

Sinirlerden oluşması nedeniyle, insan vücudunun yönetim merkezi konumunda olan insan başındaki ısı artışının, yenilenemeyen özellikteki sinir hücrelerinde oluşturacağı bozuklukların kalıcı rahatsızlıklara sebep olacağı dikkate alınmalıdır.

Olumsuz sonuçlarla karşılaşmamak için, insan başını oluşturan dokuların elektromagnetik dalgalar karşısında göstereceği özellik, insan başının soğuracağı elektromagnetik enerji ve bunun sonucunda meydana gelecek ısı artışının belirlenmesi oldukça büyük bir önem taşımaktadır.

Magnetik rezonans görüntüleme sonucunda ortaya çıkan ısı artışının belirlenmesi, dokularda meydana getireceği hasarın fark edilmesini ve buna karşı tedbirlerin alınmasını beraberinde getirecektir.

1.3 Konunun Tarihçesi

Magnetik rezonans görüntüleme tekniğinin tarihsel gelişim sürecinde, ilk olarak magnetik alan şiddetiyle orantılı çekirdeksel dönme hareketinin yalpalamasının açısız frekansıyla ilgili Larmor bağıntısı geliştirilmiştir, sonra da atom çekirdeğinin magnetik momenti belirlenmiştir (Rabi, Zacharias, Millman ve Kusch, 1938 ve 1939). Sonraki yıllarda da nükleer magnetik rezonans (NMR) tanımlanarak (Purcell ve Bloch, 1946) fiziksel yapıların analizinde NMR tekniği kullanılmıştır (Lauterbur ve Mansfield, 1973).

Çekirdek teknolojisinin gelişiminin devamında, magnetik rezonans görüntüleme çalışması tamamlanmıştır. Raymond Damadian 1977 yılında insan vücudunun tamamının magnetik rezonans görüntülemesini yapmıştır. Magnetik rezonans görüntülemenin tıp alanında kullanımı 1984 yılını bulmuştur ve MRG Türkiye’de kullanılmaya 1986 yılında başlamıştır. 1991 yılında, Minnesota Üniversitesi Magnetik Rezonans Araştırma Merkezi (CMRR) ve Massachusetts Genel Hastanesi (MGH) Magnetik Rezonans Merkezi tarafından, beynin kullanılan bölgesini kandaki H atomunun hareketliliğine göre belirlemede kullanılacak olan işlevsel magnetik rezonans görüntülemesi (iMRG-functional MRI) geliştirilmiştir.

Elektromagnetik dalgaların insan başı üzerindeki etkilerinin araştırılmasında başlıca iki yöntem kullanılmaktadır. Bunlardan birisi, insan başıyla benzer özelliklere sahip olacak şekilde oluşturulan fantom malzeme ile dolu kafa modeli üzerinde yapılan deneysel ölçümler, diğeri ise insan başının nümerik yaklaşımlarla modellenmesinin yapılarak elektromagnetik alanın nümerik olarak hesaplanmasıdır.

Bu tezde nümerik modelleme kullanılmıştır ve modelleme tekniği olarak da zaman domeninde sonlu farklar (FDTD) yöntemi uygulanmıştır.

Nümerik modellemede ilk FDTD kullanımı 1966 yılında olmuştur (Yee, 1966), sonradan Taflove, Brodwin, Umashankar, Holland, Kunz ve Lee tarafından geliştirilmiştir ve SAR

hesaplamalarında FDTD Spiegel, Sullivan, Chen, Wang ve Gandhi tarafından kullanılmıştır (Gandhi, 1990).

Bu çalışmaya benzer başka çalışmalarda da, MRG'de kuş kafesi sargı için SAR hesaplaması yapmak maksadıyla FDTD yönteminden yararlanılmıştır (Jin, Chen, Chew, Gan, Magin ve Dimbylow, 1996; Chen ve Jin, 1997; Ibrahim, Lee, Baertlein ve Robitaille, 2001; Stuchly, Abrishamkar and Strydom, 2006).

Magnetik rezonans görüntüleme haricinde, FDTD yöntemi kullanılarak SAR hesaplaması yapılan pek çok çalışma mevcuttur. Bunlar arasında, insan modellerinde elektromagnetik soğurulma (Sullivan, Gandhi ve Taflove, 1988), insan vücudunun heterojen modeli için SAR hesaplamaları (Furse, Chen ve Gandhi, 1994), cep telefonları tarafından insan kafasında endüklenen SAR (Yelkenci, 2002) ve insanın maruz kaldığı RF dozimetrisinin belirlenmesi (Tüysüz, 2007) sadece birkaçıdır.

SAR hesaplaması dışında FDTD yöntemi, zamanla değişen MRG grafiklerinin elde edilebilmesi (Şengör ve Tuncay, 2004), güvenlik ihtiyaçlarına yönelik olarak anormal insan hareketinin tespiti (Ermişoğlu, 2005; Şengör, Ermişoğlu, 2006), savunma amaçlı askeri uygulamalar (Şengör, Tokan, 2005; Şengör, Tokan, Sakça, 2006) gibi çok farklı içerikli çalışmalarda da kullanılmıştır.

Bu çalışmada da, FDTD yöntemi kullanılarak MRG'de kuş kafesi sargı için elektromagnetik alanlar hesaplanmıştır ve bu hesaplamalar yardımıyla insan başı için SAR değerleri tespit edilmiştir.

2. DİSPERSİF ORTAM İÇİN FDTD YAKLAŞIMI

2.1 Yee Hücresinin Boyutunun Belirlenmesi

FDTD simülasyonunun doğruluğu dalga boyu başına düşecek adım sayısına bağlıdır. Adım, dalga boyunun en az 10, en fazla 20 katı alınabilir. Boşluk için dalga boyu λ_0 ,

$$\lambda_0 = \frac{c_0}{f} \quad (2.1)$$

dir. Dolayısıyla hücre boyutu olarak kullanacağımız Δx adımı, boşluk için,

$$\frac{\lambda_0}{20} \leq \Delta x \leq \frac{\lambda_0}{10} \quad (2.2)$$

olmalıdır (Kunz and Luebbers, 1993). Ancak farklı dokular için elektromagnetik dalganın yayılımı incelenirken, en büyük dielektrik sabitine sahip olan doku dikkate alınarak hücre boyutu belirlenir. Buradan,

$$\lambda_{min} = \frac{c_0/\sqrt{\epsilon_{max}}}{f} \quad (2.3)$$

olur ve buradan,

$$\frac{c_0/\sqrt{\epsilon_{max}}}{20 \times f} \leq \Delta x \leq \frac{c_0/\sqrt{\epsilon_{max}}}{10 \times f} \quad (2.4)$$

bulunur.

Bu tezde, $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 0,05 \text{ m} = 5 \text{ cm}$ alınmıştır.

2.2 Courant Kararlılık Koşulu

Courant Kararlılık Koşulu (Kunz, 1993; Taflove, 1995)' na göre, Δx hücre kenar uzunluğu olmak üzere zaman adımı aşağıdaki gibi tanımlanır,

$$v \times \Delta t = \frac{\Delta u}{\sqrt{B}} \quad (2.5)$$

Burada v maksimum propagasyon hızını (c , ışık hızı), B problem uzayının boyutunu ve Δu da küp şeklindeki hücre kesitinin uzunluğuna karşılık gelmektedir.

Üç boyutlu bir küp hücrede zaman adımı için,

$$v \times \Delta t = \frac{1}{\sqrt{\frac{1}{(\Delta x)^2} + \frac{1}{(\Delta y)^2} + \frac{1}{(\Delta z)^2}}} \quad (2.6)$$

ifadesi geçerlidir. Küp şeklindeki bir Yee Hücresi için $\Delta x = \Delta y = \Delta z$ olduğundan,

$$\Delta t = \frac{\Delta x}{c \times \sqrt{3}} \quad (2.7)$$

olur.

Bu çalışmada, $\Delta x = 0,05$ m. için $\Delta t = 0,962250448 \cdot 10^{-10}$ sn. kullanılmıştır.

2.3 Dispersif Ortam Parametrelerinin Belirlenmesi

2.3.1 Kompleks Dielektrik Geçirgenlik

Bu tezde, ortamın frekansa bağlılığının Debye dispersiyonu formunda olduğu varsayılmıştır (Gandhi, 1993; Furse, Chen ve Gandhi, 1994). Debye dispersiyonuna göre kompleks geçirgenlik,

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_0 \left[\varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_{s1} - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau_1} + \frac{\varepsilon_{s2} - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau_2} \right] \quad (2.8)$$

ile ifade edilir.

(2.8) denkleminde ε_∞ sonsuz dielektrik geçirgenlik sabiti, ε_{s1} ve ε_{s2} statik dielektrik geçirgenlikler, τ_1 ve τ_2 de röleksasyon zamanlarıdır. Bu parametrelerin, insan vücudundaki çeşitli organlar için değerleri Çizelge 2.1 de verilmiştir.

Çizelge 2.1 $\tau_1 = 46,25$ ns ve $\tau_2 = 0,0907$ ns için bazı dokuların Debye sabitleri (Furse, Chen ve Gandhi, 1994).

Doku	ε_∞	ε_{s1}	ε_{s2}
Kas	40.0	3948	59.09
Kemik / Kıkırdak/Yağ	3.4	312.8	7.11
Kan	35.0	3563	66.43
Bağırsak	39.0	4724	66.09
Karaciğer	36.3	2864	57.12
Böbrek	35.0	3332	67.21
Pankreas / Dalak	10.0	3793	73.91
Akciğer	10.0	1224	13.06
Kalp	38.5	4309	54.58
Beyin / Sinir	32.5	2064	56.86
Deri	23.0	3399	55.59
Göz	40.0	2191	56.99

Bu tezde zamana bağıllık, $e^{j\omega t}$ olarak alınmıştır. Dolayısıyla kompleks dielektrik geçirgenlik ve iletkenlik ϵ' ve σ' pozitif, ϵ'' ve $\sigma'' \geq 0$ koşuluna uygun reel sayılar olmak üzere,

$$\epsilon^*(\omega) = \epsilon' - j\epsilon'' \quad (2.9)$$

$$\sigma^*(\omega) = \sigma' - j\sigma'' \quad (2.10)$$

dir. (2.9) ifadesinin, frekansa bağıllığı,

$$\epsilon^*(\omega) = \epsilon_{eff} \cdot \epsilon_0 - j \frac{\sigma}{\omega} \quad (2.11)$$

şeklindedir.

Bu denklemlerden çeşitli dokulara ilişkin bağıl dielektrik geçirgenlik ve iletkenlikler magnetik rezonans görüntülemeye kullanılan RF dalgası frekansı olan 64 MHz için hesaplanmıştır (Çizelge 2.2).

Çizelge 2.2 64 MHz için dokuların bağıl dielektrik geçirgenlikleri ve iletkenlikleri.

Doku	ϵ_r	σ (S/m)
Kas	70.3303	0.7474
Kemik / Kıkırdak/Yağ	7.9970	0.0595
Kan	76.5585	0.6766
Bağırsak	79.5596	0.8966
Karaciğer	65.2438	0.5417
Böbrek	76.6716	0.6327
Pankreas / Dalak	84.7304	0.7294
Akciğer	16.5556	0.2318
Kalp	66.8693	0.8162
Beyin / Sinir	62.6839	0.3904
Deri	65.2788	0.6478
Göz	63.1682	0.4122

2.3.2 Dispersif Ortamlara İlişkin Karışım Formülleri

Kar, buzul, toprak, bitki örtüsü ve insan bedeni gibi homojen olmayan ortamlarda elektromagnetik dalga uniform olarak yayılamaz. Böyle durumlarda ortam parametrelerinin yeterince iyi tanımlanabilmesi çok önemlidir. Bu parametrelerin başında da ortamın etkin dielektrik geçirgenliği gelmektedir. Bir ortamın etkin dielektrik geçirgenliğini hesaplayabilmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (Kärkkäinen, Sihvola ve Nikoskinen, 2001). Bu yöntemlerden birisi olan Maxwell-Garnett kuralı,

$$\varepsilon_{\text{eff}} = \varepsilon_e + 3f\varepsilon_e \frac{\varepsilon_i - \varepsilon_e}{\varepsilon_i + 2\varepsilon_e - f(\varepsilon_i - \varepsilon_e)} \quad (2.12)$$

eşitliğiyle verilmiştir (Garnett, 1904; Sihvola, 1992).

Burada ε_i , ε_e dielektrik geçirgenliğe sahip homojen olmayan bir hacim içinde rastgele dağılmış olan homojen materyallerin dielektrik geçirgenliğidir. f , biri diğerini kaplayan materyallerden içtekinin hacminin, toplam hacme oranıdır.

$$f = \frac{V_i}{\Sigma V} = \frac{V_i}{V_i + V_e} \quad (2.13)$$

Bir diğer sık kullanılan karışım kuralı da,

$$(1 - f) \frac{\varepsilon_e - \varepsilon_{\text{eff}}}{\varepsilon_e + 2\varepsilon_{\text{eff}}} + f \frac{\varepsilon_i - \varepsilon_{\text{eff}}}{\varepsilon_i + 2\varepsilon_{\text{eff}}} = 0 \quad (2.14)$$

ile ifade edilen Bruggeman formülüdür (Bruggeman, 1935). Bruggeman formülü aynı zamanda Polder-van Santen formülü olarak da bilinir (Polder-van Santen, 1946).

(2.12) ve (2.13) denklemlerinden türetilen,

$$\frac{\varepsilon_{\text{eff}} - \varepsilon_e}{\varepsilon_{\text{eff}} + 2\varepsilon_e + v(\varepsilon_{\text{eff}} - \varepsilon_e)} = f \frac{\varepsilon_i - \varepsilon_e}{\varepsilon_i + 2\varepsilon_e + v(\varepsilon_{\text{eff}} - \varepsilon_e)} \quad (2.15)$$

ifadesi de karışım formülleri olarak bilinmektedir (Sihvola, 1999).

Burada v boyutsuz bir parametredir. $v=0$ için formül Maxwell-Garnett kuralına, $v=2$ için Bruggeman formülüne ve $v=3$ için de Coherent potansiyel yaklaşımına dönüşmektedir (Kohler ve Papanicolaou, 1981).

Bu tezdeki dispersif ortamlar için, Bruggeman formülü kullanılmıştır.

3. İNSAN BAŞININ MODELLENMESİ

3.1 ϵ ve σ Hesabı

MRG ile elde edilmiş olan insan başının iki boyutlu yatay ve dikey kesit görüntüleri incelenmiştir. Bu görüntülerden, insan başı için $5 \times 5 \times 5 \text{ cm}^3$ lük Yee hücreleri oluşturulmuş ve insan başının anatomik özellikleri dikkate alınarak, her dokunun yeri ve hacmi belirlenmiştir (Çizelge 3.1). Koordinat yerleşiminde x-ekseni yüze paralel olan eksen, y-ekseni başın arkasından önu istikametinde olan eksen ve z-ekseni de insanın boyu istikametindeki eksenidir.

Çizelge 3.1 İnsan başı için, $5 \times 5 \times 5 \text{ cm}^3$ lük Yee hücrelerinin doku katmanları.

HÜCRELER		KATMAN 1	KATMAN 2	KATMAN 3	KATMAN 4
Y(1,4,4)	Y(4,4,4)	Kemik	Deri	Hava
Y(2,4,4)	Y(3,4,4)	Kemik	Deri	Hava
Y(2,4,3)	Y(3,4,3)	Göz	Kemik	Deri	Hava
Y(1,4,3)	Y(4,4,3)	Kemik	Deri	Hava
Y(1,3,4)	Y(4,3,4)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(2,3,4)	Y(3,3,4)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(2,3,3)	Y(3,3,3)	Sinir	Kemik
Y(1,3,3)	Y(4,3,3)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(2,4,2)	Y(3,4,2)	Kemik	Deri	Hava
Y(1,4,2)	Y(4,4,2)	Kemik	Deri	Hava
Y(1,4,1)	Y(4,4,1)			
Y(2,4,1)	Y(3,4,1)			
Y(2,3,2)	Y(3,3,2)	Sinir	Kemik
Y(1,3,2)	Y(4,3,2)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(1,3,1)	Y(4,3,1)			
Y(2,3,1)	Y(3,3,1)	Kemik	Kas	Deri	Hava
Y(1,2,4)	Y(4,2,4)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(2,2,4)	Y(3,2,4)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(2,2,3)	Y(3,2,3)	Sinir
Y(1,2,3)	Y(4,2,3)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(1,1,4)	Y(4,1,4)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(2,1,4)	Y(3,1,4)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(2,1,3)	Y(3,1,3)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(1,1,3)	Y(4,1,3)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(2,2,2)	Y(3,2,2)	Sinir	Kemik
Y(1,2,2)	Y(4,2,2)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(1,2,1)	Y(4,2,1)			
Y(2,2,1)	Y(3,2,1)	Sinir	Kas	Kemik	Deri
Y(2,1,2)	Y(3,1,2)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(1,1,2)	Y(4,1,2)	Sinir	Kemik	Deri	Hava
Y(1,1,1)	Y(4,1,1)			
Y(2,1,1)	Y(3,1,1)	Kemik	Kas	Deri	Hava

Magnetik rezonans görüntüsü yardımıyla doku katmanları belirlendikten sonra, her bir hücreye ilişkin, bu hücreyi oluşturan doku katmanlarının hacimsel oranları hesaplanmıştır. Hesaplanan bu değerler Çizelge 3.2 de verilmiştir.

Çizelge 3.2a Doku katmanlarının hacimsel oranları.

HÜCRELER	HACİMSEL ORANLAR	
Y(1,4,4)-Y(4,4,4)	f1	0,2882
	f2	0,0067
Y(2,4,4)-Y(3,4,4)	f1	0,4254
	f2	0,0581
Y(2,4,3)-Y(3,4,3)	f1	0,4067
	f2	0,5946
	f3	0,3428
Y(1,4,3)-Y(3,4,3)	f1	0,4029
	f2	0,0395
Y(1,3,4)-Y(4,3,4)	f1	0,4687
	f2	0,5295
	f3	0,4053
Y(2,3,4)-Y(3,3,4)	f1	0,5946
	f2	0,8774
	f3	0,7029
Y(2,3,3)-Y(3,3,3)	f1	0,6923
Y(1,3,3)-Y(4,3,3)	f1	0,5459
	f2	0,6035
	f3	0,5767
Y(2,4,2)-Y(3,4,2)	f1	0,7857
	f2	0,5767
Y(1,4,2)-Y(4,4,2)	f1	0,5324
	f2	0,0664
Y(2,3,2)-Y(3,3,2)	f1	0,0755
	f2	0,6035
	f3	0,0664
Y(1,3,2)-Y(4,3,2)	f1	0,0956
Y(2,3,1)-Y(3,3,1)	f1	0,8200
	f2	0,8367
	f3	0,7000

Çizelge 3.2b Doku katmanlarının hacimsel oranları.

HÜCRELER	HACİMSEL ORANLAR	
Y(1,2,4)-Y(4,2,4)	f1	0,7348
	f2	0,8228
	f3	0,4134
Y(2,2,4)-Y(3,2,4)	f1	0,8774
	f2	0,9184
	f3	0,7652
Y(2,2,3)-Y(3,2,3)	f1	
Y(1,2,3)-Y(4,2,3)	f1	0,8374
	f2	0,8958
	f3	0,5402
Y(1,1,4)-Y(4,1,4)	f1	0,4992
	f2	0,5951
	f3	0,0855
Y(2,1,4)-Y(3,1,4)	f1	0,5641
	f2	0,8283
	f3	0,2019
Y(2,1,3)-Y(3,1,3)	f1	0,7046
	f2	0,9299
	f3	0,5619
Y(1,1,3)-Y(4,1,3)	f1	0,6237
	f2	0,6681
	f3	0,2592
Y(2,2,2)-Y(3,2,2)	f1	0,6817
Y(1,2,2)-Y(4,2,2)	f1	0,5710
	f2	0,8958
	f3	0,5402
Y(2,2,1)-Y(3,2,1)	f1	0,4444
	f2	0,5625
	f3	0,8264
Y(2,1,2)-Y(3,1,2)	f1	0,5963
	f2	0,8667
	f3	0,4230
Y(1,1,2)-Y(4,1,2)	f1	0,5278
	f2	0,6227
	f3	0,1793
Y(2,1,1)-Y(3,1,1)	f1	0,3787
	f2	0,7511
	f3	0,3600

Bulduğumuz hacimsel oranlar, Bruggeman formülünde yerine konularak her bir Yee hücresi için kompleks dielektrik geçirgenlik belirlenmiştir (Bruggeman, 1935).

Kompleks dielektrik geçirgenlik yardımıyla da, her bir hücreye ilişkin efektif dielektrik

geçirgenlik ve iletkenlik elde edilmiştir (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.3 Dispersif doku ortamı için ϵ_r ve σ hesabı.

HÜCRELER		ϵ_r	σ (S/m)
Y(1,4,4)	Y(4,4,4)	1,0195	0,0013
Y(2,4,4)	Y(3,4,4)	1,2100	0,0029
Y(2,4,3)	Y(3,4,3)	9,0043	0,0414
Y(1,4,3)	Y(4,4,3)	1,1019	0,0028
Y(1,3,4)	Y(4,3,4)	10,3162	0,1230
Y(2,3,4)	Y(3,3,4)	24,6708	0,0661
Y(2,3,3)	Y(3,3,3)	46,0868	0,2904
Y(1,3,3)	Y(4,3,3)	33,2682	0,3010
Y(2,4,2)	Y(3,4,2)	8,0798	0,0845
Y(1,4,2)	Y(4,4,2)	1,2430	0,0112
Y(2,3,2)	Y(3,3,2)	1,2488	0,0134
Y(1,3,2)	Y(4,3,2)	13,2982	0,0927
Y(2,3,1)	Y(3,3,1)	17,5119	0,1832
Y(1,2,4)	Y(4,2,4)	10,2245	0,0736
Y(2,2,4)	Y(3,2,4)	37,2921	0,2948
Y(2,2,3)	Y(3,2,3)	62,6839	0,3904
Y(1,2,3)	Y(4,2,3)	31,1107	0,2062
Y(1,1,4)	Y(4,1,4)	1,3450	0,0130
Y(2,1,4)	Y(3,1,4)	2,5361	0,0285
Y(2,1,3)	Y(3,1,3)	19,7101	0,1334
Y(1,1,3)	Y(4,1,3)	4,4961	0,0356
Y(2,2,2)	Y(3,2,2)	45,7475	0,2868
Y(1,2,2)	Y(4,2,2)	15,5204	0,1160
Y(2,2,1)	Y(3,2,1)	53,6130	0,4972
Y(2,1,2)	Y(3,1,2)	12,4780	0,0820
Y(1,1,2)	Y(4,1,2)	2,1640	0,0178
Y(2,1,1)	Y(3,1,1)	18,5151	0,1568

Devamında da, bulduğumuz bu değerler, MRG' de kullanılan elektromagnetik alanın insan başının herhangi bir bölgesindeki değerinin hesaplanabilmesi için, FDTD formalizminde kullanılacaklardır.

4. MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME

4.1 Magnetik Rezonans Görüntülemenin Tarihi

Sir Joseph Larmor (1857-1942), magnetik alan şiddetiyle orantılı çekirdeksel dönme hareketinin yalpalamasının açısal frekansıyla ilgili Larmor bağıntısını geliştirmiştir.

1930'lu yıllarda Isidor Isaac Rabi, atom çekirdeğinin magnetik momentini belirlemiştir.

Purcell ve Bloch, 1946 yılında nükleer magnetik rezonansı (NMR) tanımlamışlardır.

Fiziksel yapıların analizinde NMR tekniği kullanılması da, Lauterbur ve Mansfield tarafından 1973 yılında gerçekleştirilmiştir.

Raymond Damadian, 1977 yılında yedi yıl süren çalışması sonucunda ilk magnetik rezonans tarayıcıyı gerçekleştiren çalışmasını tamamlamıştır. Raymond, 1980 yılında ilk ticari amaçlı magnetik rezonans tarayıcı üretimini yapacak olan FONAR Corporation şirketini kurmuştur.

FONAR Corporation' ın, ilk magnetik rezonans görüntüleme cihazı için FDA dan resmi izin alınması ve bunun ardından tıp alanında ilk kez kullanılması 1984 yılına rastlar. Türkiye'de ise, 1986 yılında kullanılmaya başlanmıştır.

1991 yılında, Minnesota Üniversitesi Magnetik Rezonans Araştırma Merkezi (CMRR) ve Massachusetts Genel Hastanesi (MGH) Magnetik Rezonans Merkezi tarafından, beyin kullanılan bölgesini kandaki H atomunun hareketliliğine göre belirlemede kullanılacak olan işlevsel magnetik rezonans görüntülemesi (iMRG-functional MRI) geliştirilmiştir (Holodny, Schulder ve Liu, 2000).

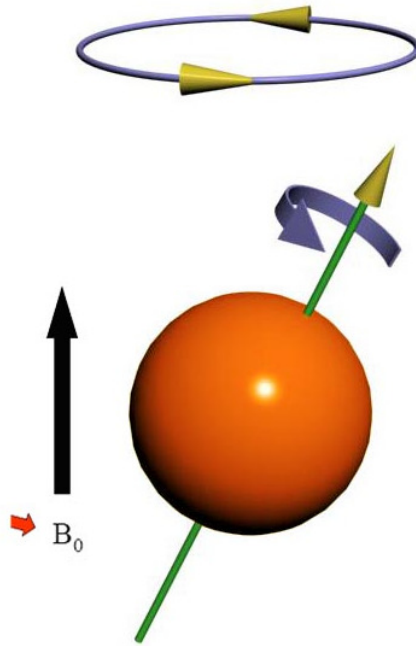
4.2 Magnetik Rezonans Görüntülemenin Genel Özellikleri

Gelişen sağlık teknolojisiyle beraber, yüksek görüntü kalitesi dolayısıyla, pek çok hastalığın tanısında sıklıkla kullanılan görüntüleme tekniklerinin başında magnetik rezonans görüntüleme (MRG) gelmektedir. Hepatik ensefalopati (Syh, Chu and McConnell,1991), bulanık mantık yöntemiyle beyin lezyonu belirlemesi (Chang, Hillman, Ying, Kent and Yen, 1995), beyin tümörü (Vinitski, Mohamed, Khalili, Gordon, Curtis, Knobler, Gonzalez and Mack, 1996), robotik beyin cerrahisi (Awad and Bourbakis, 1999), diafragma patolojileri (Öztürkmen, Barç ve Özbek, 2004), Hurler sendromlu olgu (Işık ve Tekgül, 2004), radyasyon nekrozu-tümör rekürensisi ayrımı (Tekşam, Kayahan, Yerli ve Ağıldere, 2004), progresif ve fatal seyirli santral sinir sistemi bozukluğu (İrdem, Ecer, Özbek, Öztürkmen ve Devocioğlu, 2004) ve anestezi (Işık, 2006) gibi sağlıkla ilgili pek çok konuda magnetik rezonans

görüntülemeye yararlanılmaktadır. Bunun yanında, mühendislik ve kimya alanlarında da magnetik rezonans görüntüleme kullanılmaktadır.

Magnetik rezonans görüntüleme sisteminin temeli, görüntüsü alınacak bölgedeki her dokunun magnetik alan yoğunluğunun farklı olması mantığına dayanmaktadır. Bu farklılığın ortaya konulmasında protonların dönme hareketinden faydalanılır ve genellikle proton kaynağı olarak hidrojen atomu ele alınmaktadır. Bunun sebebi ise, hidrojen atomunun bir proton içermesi ve görüntüsü alınacak her yumuşak dokuda bulunmasıdır. MRG, yumuşak dokular için söz konusudur, kemikli dokuların görüntüsü alınamaz. Bunun sebebi, kemikli dokulardaki kalsiyum (Ca) yoğunluğunun fazla olması ve kalsiyumun tek elektron dizilişine sahip olmaması dolayısıyla harici magnetik alandan fazla etkilenmemesidir.

Canlılardaki dokuların yapısında bulunan protonlar, yaptıkları dönme hareketi sonucunda fiziksel bir etki ortaya çıkarırlar. Bu dokular, harici bir magnetik alana maruz kaldıklarında, protonların oluşturduğu etkide zamanla değişim söz konusu olur. Magnetik rezonans görüntülemesi, bu değişimin RF dalgası gönderilerek fark edilip, incelenmesi ve son olarak da alınan işaretin farklı değerlerinin, değişik renklerle kodlanacak şekilde ters Fourier dönüşümü ile işlenip, doku kesitinin görüntüsünün ortaya çıkarılmasıdır.



Şekil 4.1 Larmor frekansı.

Magnetik rezonans görüntüleme tekniğinin temel özelliklerinden bir tanesi olan Larmor frekansının matematiksel ifadesi şu şekildedir,

$$w = \gamma \cdot B_0 \quad (4.1)$$

Burada w karakteristik frekans veya Larmor frekansı olarak adlandırılır, B_0 z eksenine doğrultusunda uygulanan statik magnetik alandır, γ ise Gyro magnetik oranını ifade etmek için kullanılmıştır (Şekil 4.1). Gyro magnetik oranı her atom için farklı değerdedir, H için bu oran 42,6 MHz/T dir. 1,5 T' lik magnetik alan için 64 MHz almamızın sebebinin bu ifade oluşturmaktadır. Farklı magnetik alanlar için bu frekans değeri değişmektedir (Nguyen, Brown, Chang, Krycia ve Mirotznik, 2004).

Bunun yanında, magnetik rezonans görüntülemesinin dokular için herhangi bir zararının olup olmadığı konusunda da çeşitli araştırmalar yapılmıştır. Bunlardan en çok inceleneni, ısı artışının dokuların yapısında ne kadar olumsuz etki oluşturduğudur. Isı artışının ne derece etkili olduğu, aşağıdaki gibi tanımlanan SAR (Specific Absorption Rate- Özgül Soğurma Oranı) ölçümleriyle yapılmaktadır.

$$SAR = \frac{\sigma \cdot E_m^2}{2 \cdot \rho} \quad (4.2)$$

Burada ρ özgül doku ağırlığı, σ doku iletkenliği ve E_m dokudaki elektrik alan büyüklüğüdür.

Yapılan bazı SAR ölçümleri sonucunda, hamileliğin ilk aylarında MRG yapılmasının cenin için olumsuz etkilere sebep olabileceği ortaya konmuştur (Shamsi, Wu, Chen, Liu ve Kainz, 2006).

4.3 Magnetik Rezonans Görüntüleme Cihazı

Magnetik rezonans görüntüleme cihazı, güçlü magnetik alan oluşturdukları için Faraday kafesi özelliğinde bir odanın içine kurulmaktadır. MRG cihazının yapısındaki magnetin süper iletkenlik özelliği göstermesi için soğutulmuş (-269° C) Helyum gazı kullanılmıştır. He sızıntısına karşı uyarıcı sistemler de ortamda kurulu bulunmaktadır.

MRG cihazı genel olarak; statik magnetik alan oluşturan magnet, değişken magnetik alan oluşturan gradyant sargı ve protonların enerjisinin taşınıp işlenmesini sağlayan RF sargılarından oluşmaktadır. Bunun yanında, MRG tarama ve işleme faaliyetini kontrol eden bir bilgisayar da MRG sistemini tamamlamaktadır (Şekil 4.2).



Şekil 4.2 Bir magnetik rezonans görüntüleme cihazı.

4.3.1 Magnetler

Rezistif, permanent ve süper iletken magnet olmak üzere üç çeşit magnet kullanılmaktadır. Ağırlığı 3 ton kadar olabilmektedir.

4.3.1.1 Rezistif Magnet

Rezistif magnet, elektromagnetik prensipleri yardımıyla magnetik alan oluşturma düşüncesinin ürünüdür. Büyük ve sürekli akım değerlerine ihtiyaç olduğundan, devamlı bir güç kaynağına gereksinim vardır. Bu yüzden maliyeti yüksektir. Ayrıca, iletken tellerden akım geçmesine dayalı bir düzeneğe sahip olduğundan ortaya aşırı derecede ısı çıkmasına sebep olmaktadır. Çelik-çekirdekli ve hava-çekirdekli olmak üzere iki kategorisi mevcuttur. Rezistif magnet, maksimum 0,6 T'lık statik magnetik alan oluşturabilmektedir.

4.3.1.2 Permanent Magnet

Permanent magnet, mıknatısın iki kutbu arasında magnetik alan oluşturma mantığıyla yapılan ve ferromagnetik (Fe, Br) materyallerden oluşan magnet türüdür. Ağırlık sorunu dolayısıyla, permanent magnet en fazla 0,4 T'lık statik magnetik alan oluşturabilmektedir. Permanent magnetin asıl dezavantajları maliyeti ve değişken magnetik alan ortaya koymasındır.

4.3.1.3 Süper İletken Magnet

Süper iletken magnet, yüksek seviyede magnetik alan oluşturabilmek için kullanılır ve yapısında süper iletken materyaller bulunmaktadır.

Sargılı magnetlerin sarımları, her biri süper iletken olan iki adet Niobyum ve Titanyum tel ile yapılmaktadır. Bu magnetler, 10°K ' e kadarki sıcaklıklar için 15 T' ya kadar magnetik alan oluşturabilmektedirler.

Likit yapıda olan magnetlerde, $4,2^{\circ}\text{K}$ sıcaklıkta likit Helyum ve Nitrojen kullanılmaktadır ve bu magnetler 0,5 T' dan 3 T' ya kadar magnetik alan üretebilmektedirler. Bunun yanında, Helyum ve Nitrojen zamanla tüketildiğinden takviyesi gerekmektedir ki, bu da maliyeti arttırmaktadır.

4.3.2 Sargılar

Magnetik alanı değiştiren gradyant sargıları, görüntünün alınabilmesi için kullanılan RF sargıları ve daha net görüntü elde edebilmek için çeşitli sargılar kullanılmaktadır. Bu sargılardan bazıları aşağıda verilmiştir.

4.3.2.2 Gradyant Sargı

Akım taşıyıcı sargılar, istenen magnetik alan eğimini üretecek şekilde düzenlenmiştir. Kontrollü ve düzenli bir magnetik alan eğimine sahip olmak için düzgün boyut ve sargı konfigürasyonu gerekmektedir.

Aynı zamanda gradyant sargılar, bazı hızlı görüntüleme tekniklerinde ters işaret uygulamak için de kullanılır.

Gradyant sargılar, genellikle ana magnetik alanın yönünü değiştirerek sinyal lokalizasyonunu sağlarlar.

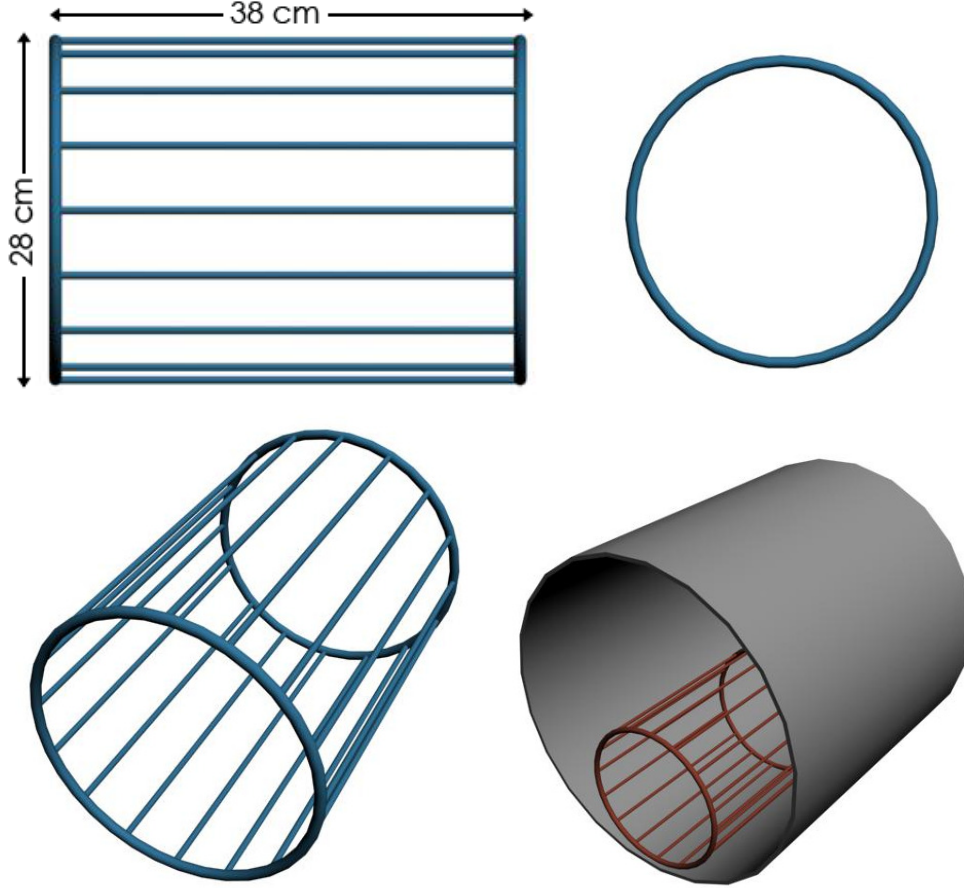
4.3.2.3 Radyofrekans Sargıları

Radyofrekans sargıları, görüntüsü alınmak istenen dokuya RF işareti gönderir. Bu işaret, hem dokuyu uyarır, hem de dokudan işlenecek sinyallerin alınması işlemi yapar. Bütün bunları yapmak için RF sargıları kendi elektromagnetik alanını oluşturmaktadır. Dokuya, RF işaretleri belli aralıklarla gönderilmektedir, bu aralıklar da görüntü çeşidini belirlemektedir.

RF dalgası ile magnetik alan farklılıklarının alınıp işlenmesinde FDTD yöntemi de kullanılmaktadır (Croizer, Zhao ve Feng, 2001).

4.3.2.4 Kuş Kafesi Sargı

Yaygın olarak kullanılan RF sargılarından biridir. Yapısı kuş kafesini anımsattığı için böyle bir isim almıştır (Şekil 4.3). Özellikle beyin, bilek ve diz gibi küçük organların daha net görüntüsünü elde etmek için kullanılır (Şekil 4.4).



Şekil 4.3 Tezde kullanılan kuş kafesi sargı modeli. Üst sol: Yandan görünüm. Üst sağ: Önden görünüm. Alt sol: Üç boyutlu görünüm. Alt sağ: Elektromagnetik kalkan.



Şekil 4.4 Kafa sargısı örneği.

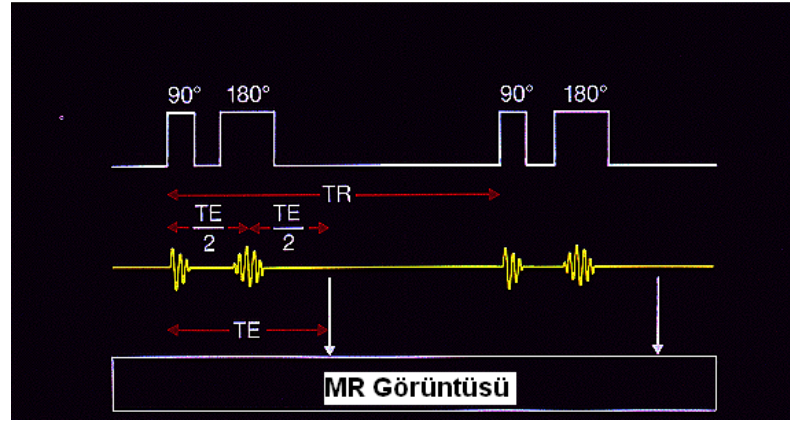
4.4 Magnetik Rezonans Görüntülemenin Yapılışı

4.4.1 Görüntünün Oluşturulması

Protonun kendi etrafında dönme hareketi (spin) sonucunda oluşturduğu bir magnetik alan vardır. Nötron sayısının, proton sayısına eşit olduğu atomlarda birbirini nötrleme olayı söz konusudur. Bu yüzden, tek sayıda nükleonu bulunan atomların magnetik rezonans görüntülemesi yapılabilmektedir. Bunun yanında, sadece yumuşak dokuların magnetik rezonans görüntülemesi yapılabilmektedir, kemikli dokuların görüntüsü alınmaz. Çünkü, kemikli dokulardaki kalsiyum(Ca) yoğunluğu fazladır ve kalsiyumun çift sayıda nükleona sahip olması nedeniyle, harici magnetik alandan fazla etkilenmemesidir.

Normal koşullarda, dokulardaki protonlar farklı vektörel konumlara sahiptirler. Uygulanan harici statik magnetik alan ile beraber, bütün dokulardaki protonlar vektörel olarak bu magnetik alan doğrultusunda konumlanırlar. Görüntü elde edebilmek için magnetik alana dik bir RF işareti gönderilerek protonların yönleri değiştirilir. İşaret kesildiğinde, protonlar eski konumlarına dönme eğilimi gösterirler, bu sırada protonlara gönderilen RF sinyalleriyle veriler alınır, bu veriler ters Fourier dönüşümü yapılarak işlenir ve magnetik rezonans görüntüsü elde edilmiş olur.

4.4.2 Magnetik Rezonans Görüntüsünün Çeşidinin Belirlenmesi

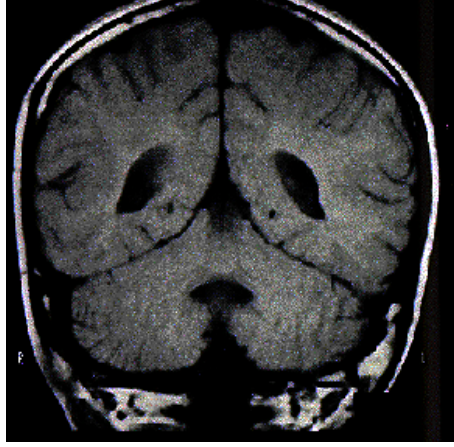


Şekil 4.5 MR görüntüsünün elde edilmesi (Hornak).

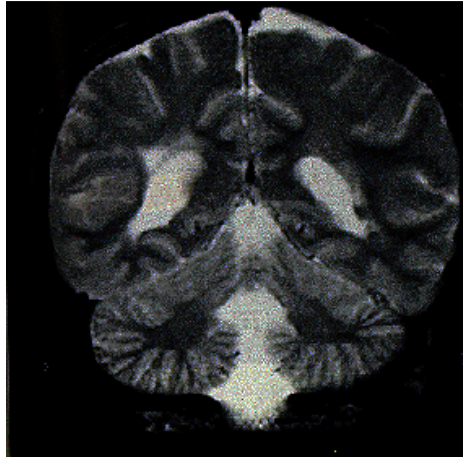
MR görüntüsünü oluşturan dalga şekilleri Şekil 4.5'te gösterilmiştir. Burada; TE yankı zamanını, TR de tekrar zamanını belirtmektedir. İstenilen görüntü yoğunluğuna göre TR ve TE farklı olarak seçilebilir. TR uzun olursa sonuç T1' in değişiminden bağımsız olur, aynı

zamanda TE kısa olursa sonuç T2' nin değişiminden bağımsız olur. Böyle bir durumda sonuç sadece dokunun proton yoğunluğuna bağlı olur. Bu duruma, proton ağırlıklı (proton-weighted) görüntü denir. TR ve TE uzun alınırsa, T2'deki farklılıklar artacağı için bu görüntüye T2-ağırlıklı (T2-weighted) denir. TR ve TE kısa alınırsa da, T1'deki farklılıklar artacağı için bu görüntüye de T1-ağırlıklı (T1-weighted) görüntü denir.

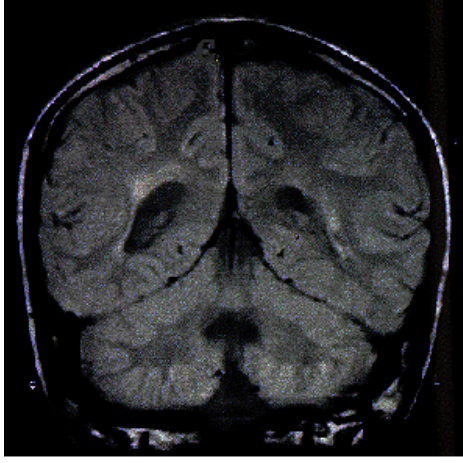
Aşağıda her üç görüntü yoğunluğuna ait örnekler verilmiştir (Şekil 4.6). Proton yoğunluğu fazla olan yerler beyaz renklidir. T2-ağırlıklı magnetik rezonans görüntüsü gri ve beyaz madde bölgelerinin ayırt edilmesine elverişlidir.



Şekil 4.6a İnsan başının T1-ağırlıklı magnetik rezonans görüntüsü (Hornak).



Şekil 4.6b İnsan başının proton-ağırlıklı magnetik rezonans görüntüsü: Proton yoğunluğu fazla olan yerler beyaz renkle görüntülenmiştir (Hornak).



Şekil 4.6c İnsan başının T2–ağırlıklı magnetik rezonans görüntüsü: Beyaz ve gri maddeler arası fark algılanabilir düzeydedir (Hornak).

5. ELEKTROMAGNETİK ALANIN HESAPLANMASI

5.1 Gelen Magnetik Alanın Hesaplanması

İçinden I_n akımı geçen z_1 uzunluğundaki bir tel parçasının yarattığı magnetik alan Biot-Savart Yasası yardımıyla şu şekilde hesaplandı:

$$\vec{H}(x, y, z, t) = H_y(x, y, z, t) - H_x(x, y, z, t) \quad (5.1)$$

$$H_y(x, y, z, t) = \frac{1}{2} \times \frac{I_n \times z_1}{4 \times \pi \times [(x-x_n)^2 + (y-y_n)^2]} \times (F - G) \times (x - x_n) \quad (5.2)$$

$$H_x(x, y, z, t) = \frac{1}{2} \times \frac{I_n \times z_1}{4 \times \pi \times [(x-x_n)^2 + (y-y_n)^2]} \times (F - G) \times (y - y_n) \quad (5.3)$$

$$F = \frac{\sin[C(\alpha_2)]}{K(\alpha_2)} - \frac{\sin[C(\alpha_1)]}{K(\alpha_1)} \quad (5.4)$$

$$G = \frac{\sin[D(\alpha_2)]}{K(\alpha_2)+2} - \frac{\sin[D(\alpha_1)]}{K(\alpha_1)+2} \quad (5.5)$$

$$C(\alpha) = w \times t + \frac{B(\alpha)}{c} - \alpha \quad (5.6)$$

$$D(\alpha) = w \times t + \frac{B(\alpha)}{c} + \alpha \quad (5.7)$$

$$B(\alpha) = \frac{\sqrt{(x-x_n)^2 + (y-y_n)^2 + [(x-x_n)^2 + (y-y_n)^2] \times \tan^2 \alpha}}{\tan \alpha} \quad (5.8)$$

Yukarıdaki denklemlerden F ve G'yi hesaplayabilmek için $\alpha = \{\alpha_1, \alpha_2\}$ değerleri kullanılmıştır. Buradaki α_1 ve α_2 değerleri şu şekilde ifade edilir:

$$\alpha_1 = \tan^{-1}(\sqrt{(x-x_n)^2 + (y-y_n)^2}/z_1) \quad (5.9)$$

$$\alpha_2 = \tan^{-1}[\sqrt{(x-x_n)^2 + (y-y_n)^2}/(z-z_1)] \quad (5.10)$$

Kuş kafesi sargının 16 dalının her biri için,

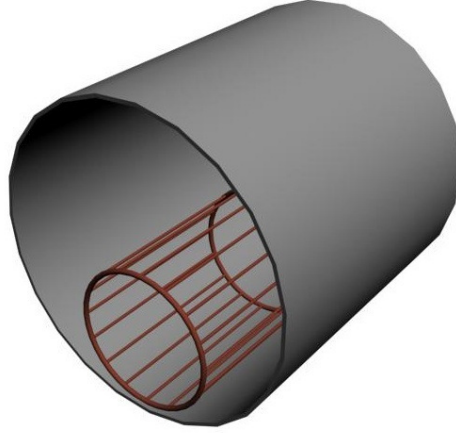
$$x_n = r \times \sin\left(\frac{2 \times \pi \times n}{16}\right) \quad (5.11)$$

$$y_n = r \times \cos\left(\frac{2 \times \pi \times n}{16}\right) \quad (5.12)$$

$$I_n = I_{maks} \times \cos\left[\frac{2 \times \pi \times (n-1)}{16}\right] \quad (5.13)$$

şeklinde olur ve burada x_n ile y_n n. dalın kartezyen koordinatlarını, I_n de n. daldan akan akımı (Jin, Chen, Chew, Gan, Magin ve Dimbylow, 1996) ifade etmektedir. n, 1'den 16'ya kadar tam sayılardır ve her bir dala karşılık gelmektedir. Ayrıca hesaplamalarda $r = 15$ cm ve $z_1 = 40$ cm olarak kullanılmıştır. Sonuç olarak, $t = T = \frac{1}{f}$ için sadece sinir hücrelerinin

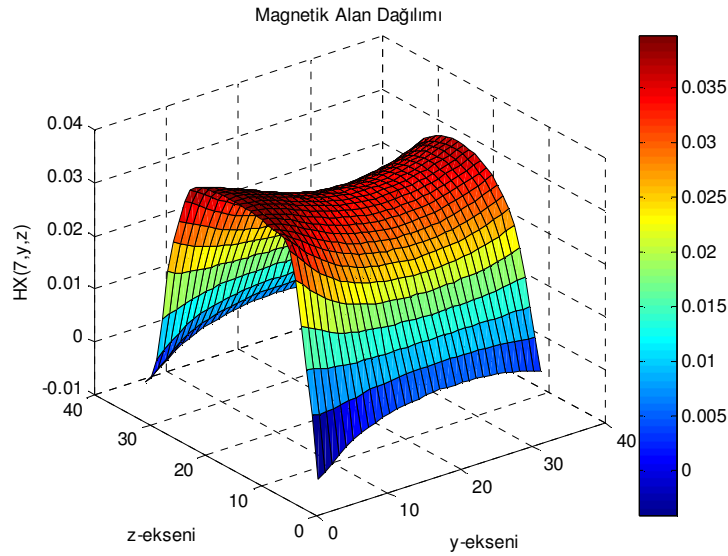
(Y(2,2,3),Y(3,2,3)) geleceği düşünülen x, y ve z noktaları için ayrı sabit noktaların alındığı düzlemsel bölgelerde, boşluk ortamı için elde edilen magnetik alan değişimleri Şekil 5.2 den Şekil 5.13 e kadarki şekillerde gösterilmiştir. Bu şekiller beyin yoğunluğunun en fazla olduğu kesitler olup, her şeklin 10-12 cm. çaplı merkez bölümü beyne karşılık düşmektedir. Hesaplama kullandığımız elektromagnetik kaynak olan kuş kafesi Şekil 5.1'de görülmektedir.



Şekil 5.1 Boşluk kuş kafesi sargı elektromagnetik kaynak modeli.

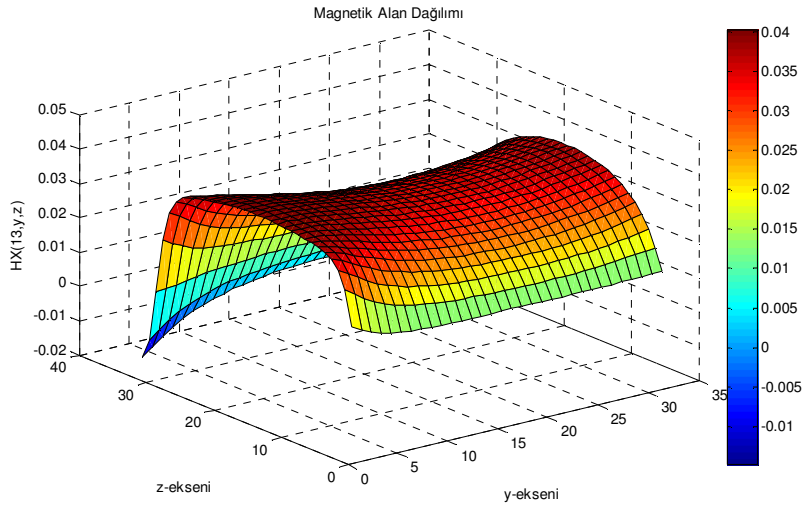
Gelen magnetik alan ve elektrik alanlar aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir. Bu şekillerde x, y ve z'nin değişimi cm. olarak alınmıştır.

Şekil 5.2, gelen magnetik alanın x bileşeninin, $x = 7$ düzleminde y ve z ile değişimini göstermektedir.



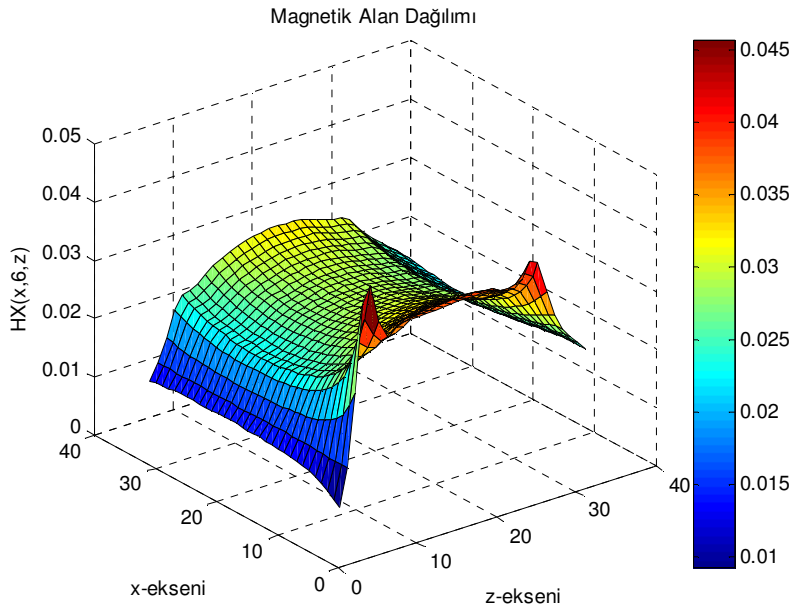
Şekil 5.2 $x = 7$ düzleminde gelen magnetik alanın x bileşeninin y ve z nin değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.3, gelen magnetik alanın x bileşeninin, $x = 13$ düzleminde y ve z ile değişimini göstermektedir.



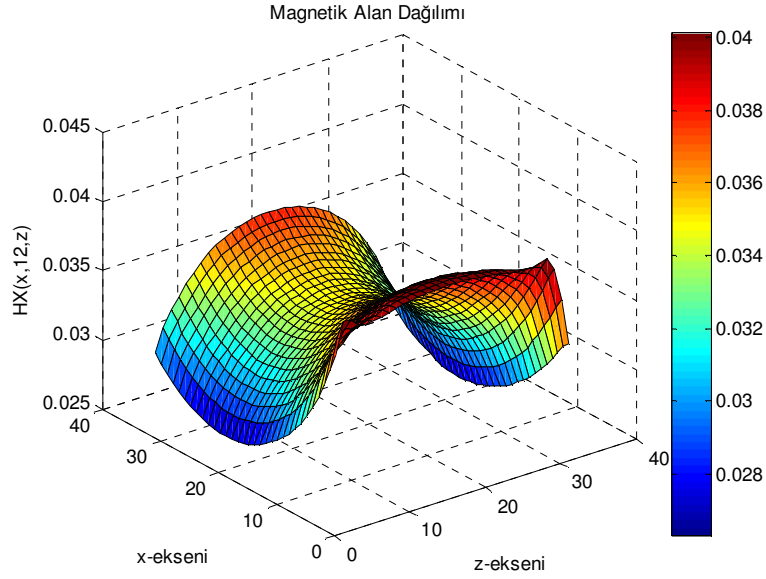
Şekil 5.3 $x = 13$ düzleminde gelen magnetik alanın x bileşeninin, y ve z nin değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.4, gelen magnetik alanın x bileşeninin, $y = 6$ düzleminde x ve z ile değişimini göstermektedir.



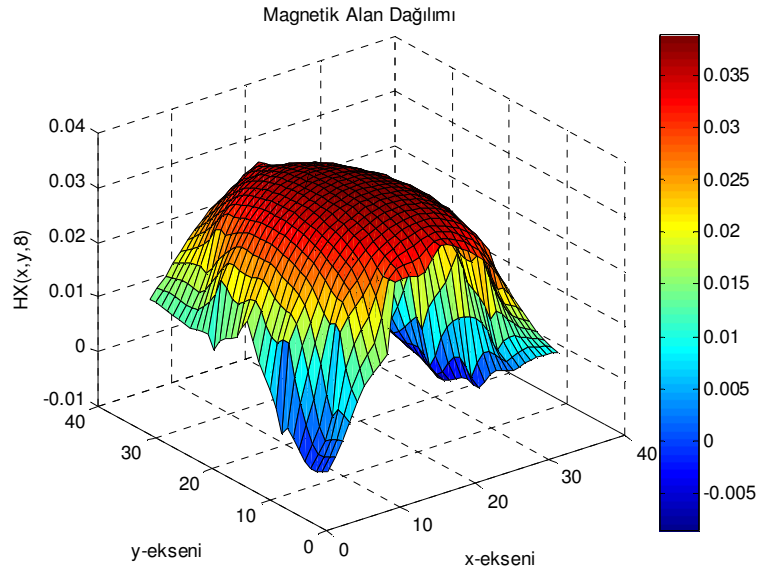
Şekil 5.4 $y = 6$ düzleminde gelen magnetik alanın x bileşeninin, x ve z nin değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.5, gelen magnetik alanın x bileşeninin, $y = 12$ düzleminde x ve z ile değişimini göstermektedir.



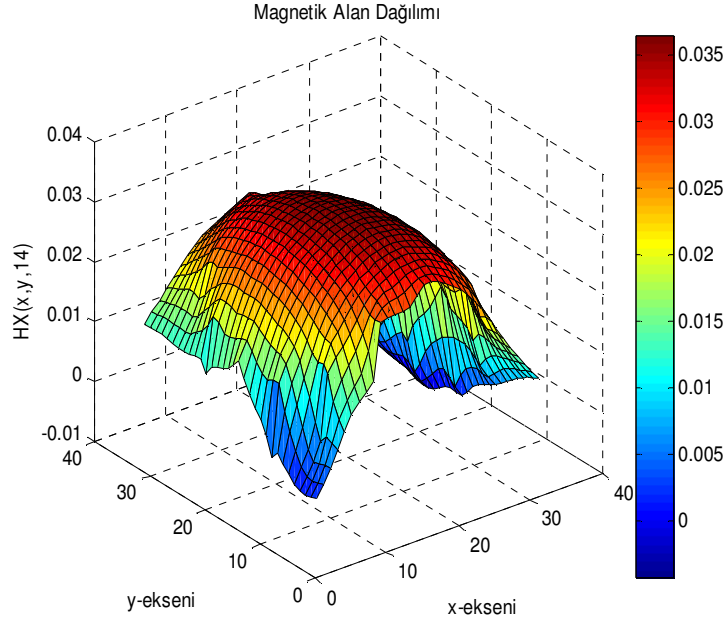
Şekil 5.5 $y = 12$ düzleminde gelen magnetik alanın x bileşeninin, x ve z nin değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.6, gelen magnetik alanın x bileşeninin, $z = 8$ düzleminde x ve y ile değişimini göstermektedir.



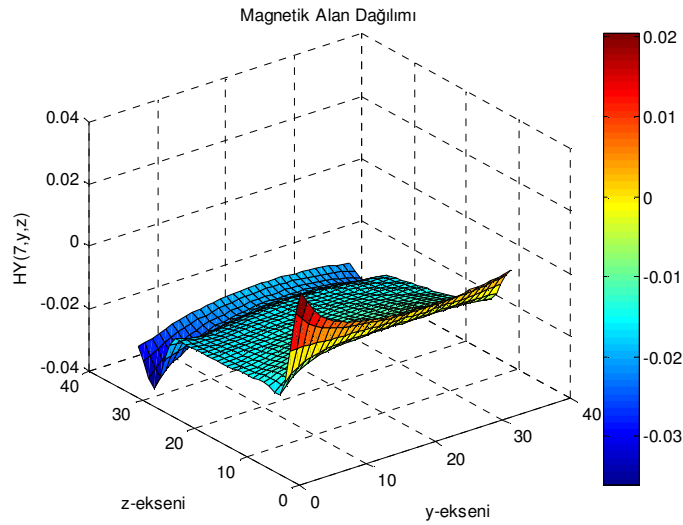
Şekil 5.6 $z = 8$ düzleminde gelen magnetik alanın x bileşeninin x ve y nin değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.7, gelen magnetik alanın x bileşeninin, $z = 14$ düzleminde x ve y ile değişimini göstermektedir.



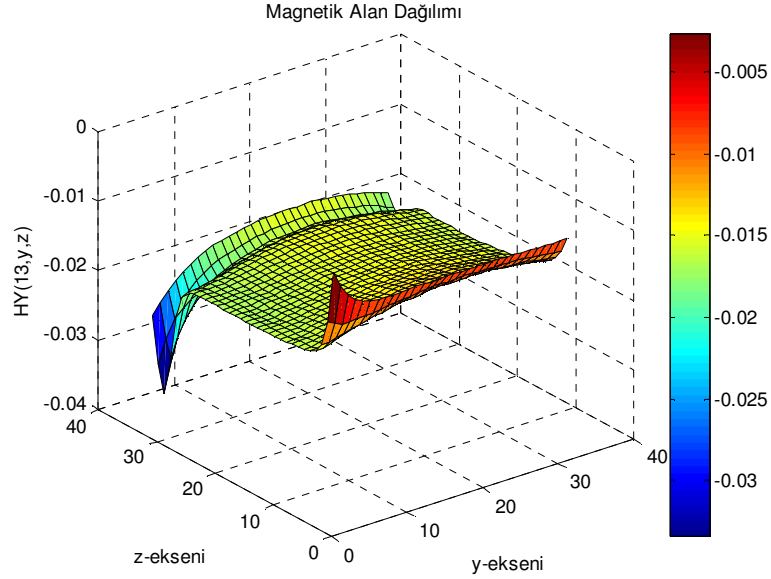
Şekil 5.7 $z = 14$ düzleminde gelen magnetik alanın x bileşeninin, x ve y nin değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.8, gelen magnetik alanın y bileşeninin, $x = 7$ düzleminde y ve z ile değişimini göstermektedir.



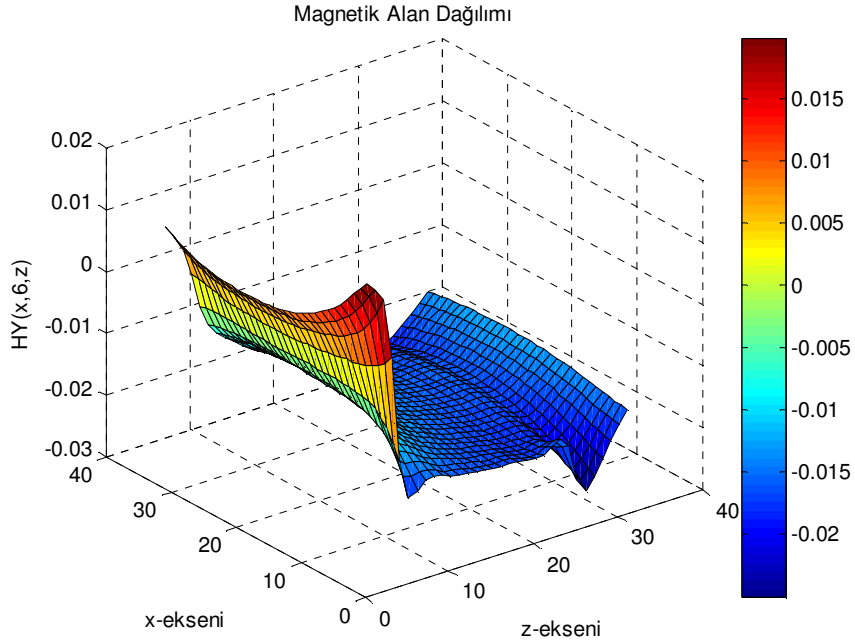
Şekil 5.8 $x = 7$ düzleminde gelen magnetik alanın y bileşeninin y ve z nin değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.9, gelen magnetik alanın y bileşeninin, $x = 13$ düzleminde y ve z ile değişimini göstermektedir.



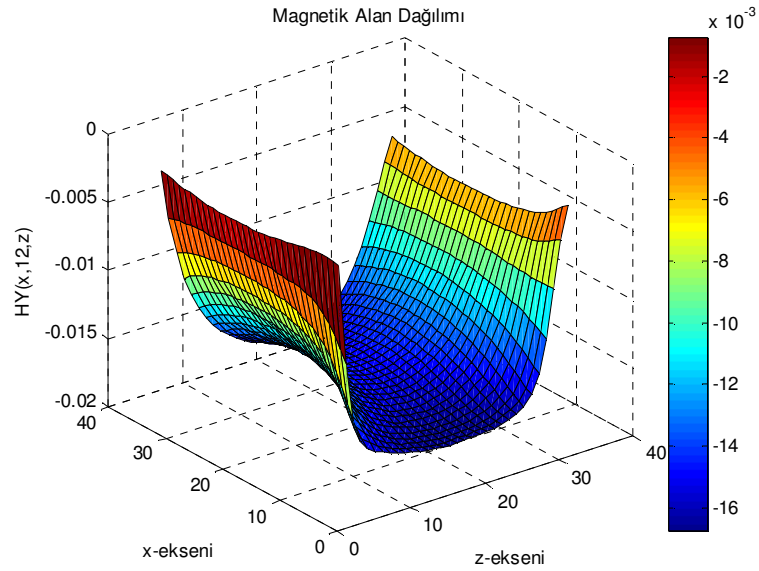
Şekil 5.9 $x = 13$ düzleminde gelen magnetik alanın y bileşeninin, y ve z nin değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.10, gelen magnetik alanın y bileşeninin, $y = 6$ düzleminde x ve z ile değişimini göstermektedir.



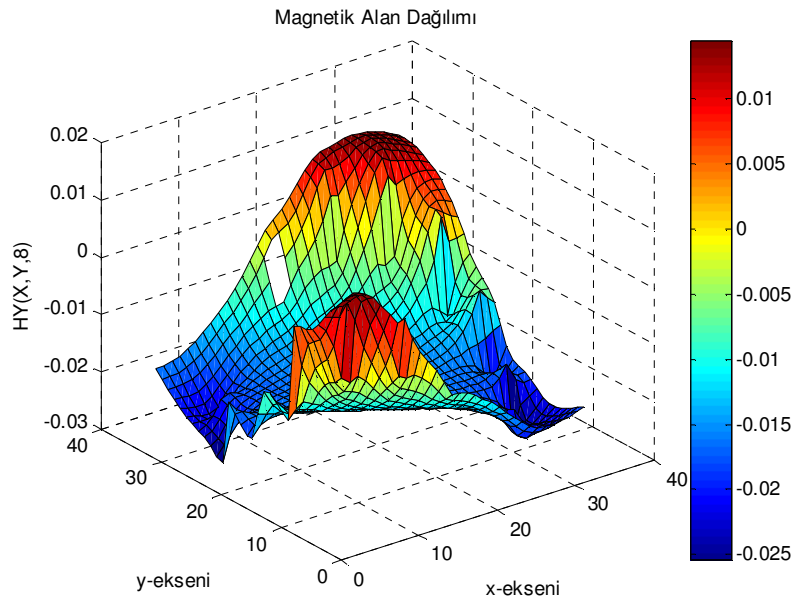
Şekil 5.10 $y = 6$ düzleminde gelen magnetik alanın y bileşeninin x ve z nin değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.11, gelen magnetik alanın y bileşeninin, $y = 12$ düzleminde x ve z ile değişimini göstermektedir.



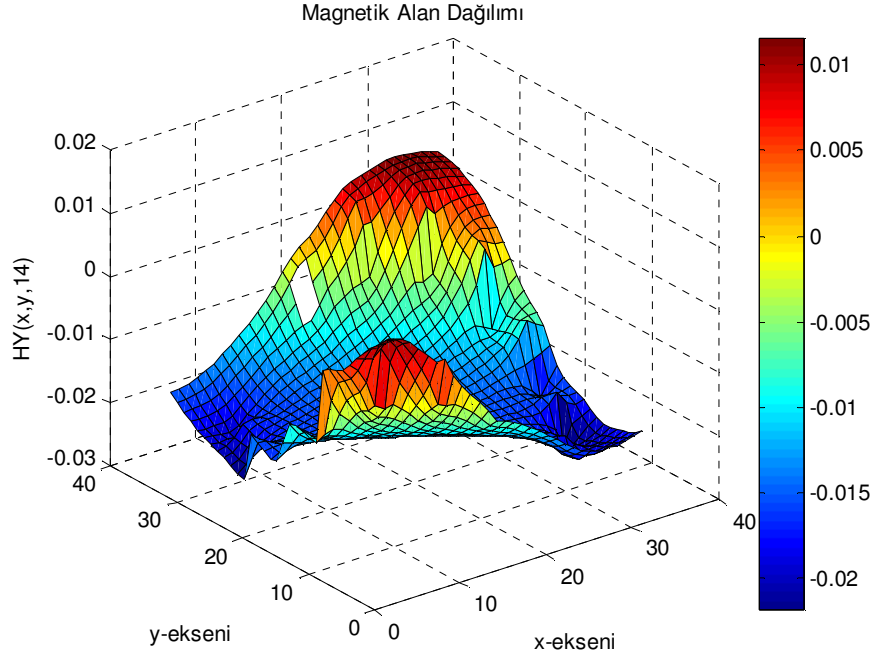
Şekil 5.11 $y = 12$ düzleminde gelen magnetik alanın y bileşeninin, x ve z nin değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.12, gelen magnetik alanın y bileşeninin, $z = 8$ düzleminde x ve y ile değişimini göstermektedir.



Şekil 5.12 $z = 8$ düzleminde gelen magnetik alanın y bileşeninin, x ve y nin değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.13, gelen magnetik alanın y bileşeninin, $z = 14$ düzleminde x ve y ile değişimini göstermektedir.



Şekil 5.13 $z = 14$ düzleminde gelen magnetik alanın y bileşeninin, x ve y nin değişimiyle aldığı değerler.

5.2 Gelen Elektrik Alanın Hesaplanması

Elde edilen magnetik alanlardan zaman domeninde sonlu farklar(FDTD) yöntemi kullanılarak gelen elektrik alan belirlenebilir. Elektrik alan için, ayrık alan formülasyonu kullanılarak şu ifadeler elde edilir:

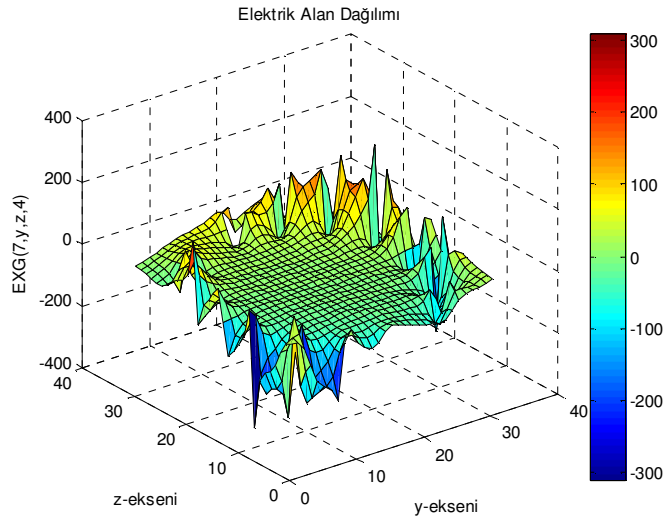
$$E_x^{g^{n+1/2}}(i, j, k) = E_x^{g^{n-1/2}}(i, j, k) - \left(\frac{\Delta t}{\epsilon \cdot \Delta z}\right) \cdot [H_y^{g^{n-1}}(i, j, k) - H_y^{g^{n-1}}(i, j, k-1)] \quad (5.13)$$

$$E_y^{g^{n+1/2}}(i, j, k) = E_y^{g^{n-1/2}}(i, j, k) - \left(\frac{\Delta t}{\epsilon \cdot \Delta z}\right) \cdot [H_x^{g^{n-1}}(i, j, k) - H_x^{g^{n-1}}(i, j, k-1)] \quad (5.14)$$

$$E_z^{g^{n+1/2}}(i, j, k) = E_z^{g^{n-1/2}}(i, j, k) - \left(\frac{\Delta t}{\epsilon \cdot \Delta z}\right) \cdot [H_y^{g^{n-1}}(i, j, k) - H_y^{g^{n-1}}(i-1, j, k) - H_x^{g^{n-1}}(i, j, k) + H_x^{g^{n-1}}(i, j-1, k)] \quad (5.15)$$

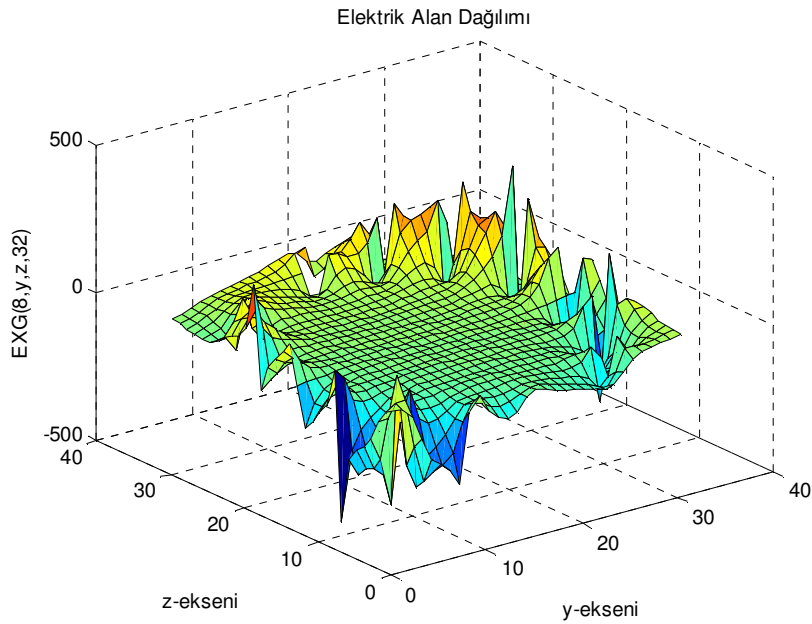
Yapılan hesaplamalar sonucunda, beyin yoğunluğunun en fazla olacağı düşünülen kesitler için, boşlukta çeşitli durumlar için elde edilen değerler Şekil 5.14 den Şekil 5.25 e kadar gösterilmiştir.

Şekil 5.14, gelen elektrik alanın x bileşeninin, $x = 14$ ve $n=4$ için y ve z ile değişimini göstermektedir.



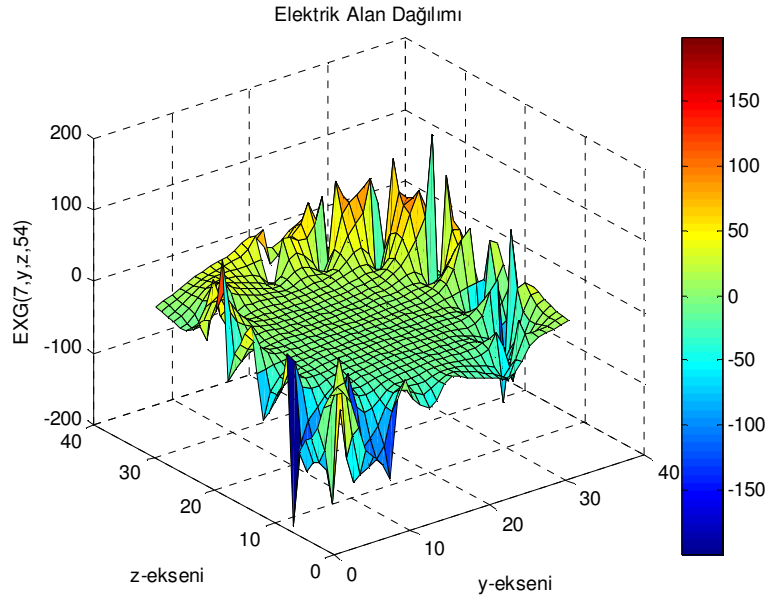
Şekil 5.14 $x=7$ ve $n=4$ için elektrik alanın x bileşeninin, y ve z değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.15, gelen elektrik alanın x bileşeninin, $x = 8$ ve $n=32$ için y ve z ile değişimini göstermektedir.



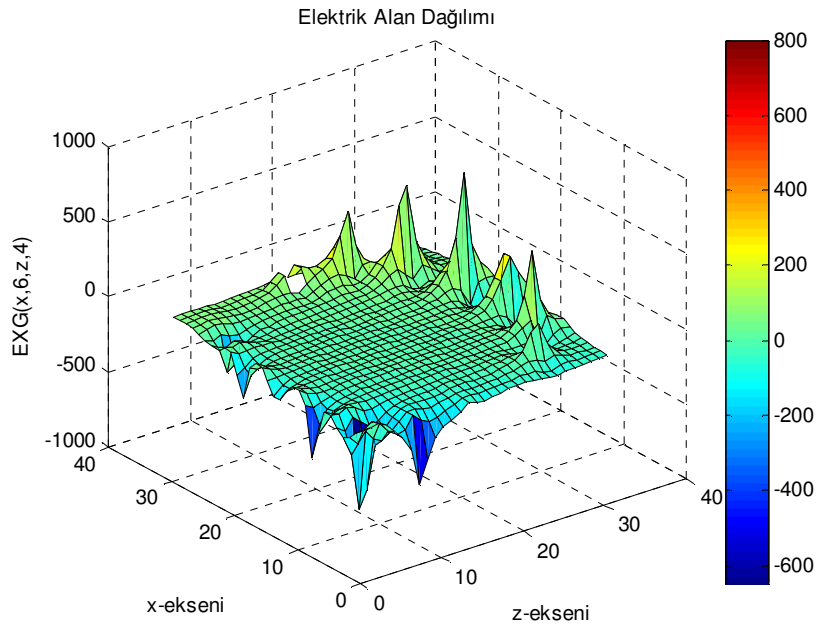
Şekil 5.15 $x=8$ ve $n=32$ için elektrik alanın x bileşeninin, y ve z değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.16, gelen elektrik alanın x bileşeninin, $x = 7$ ve $n=54$ için y ve z ile değişimini göstermektedir.



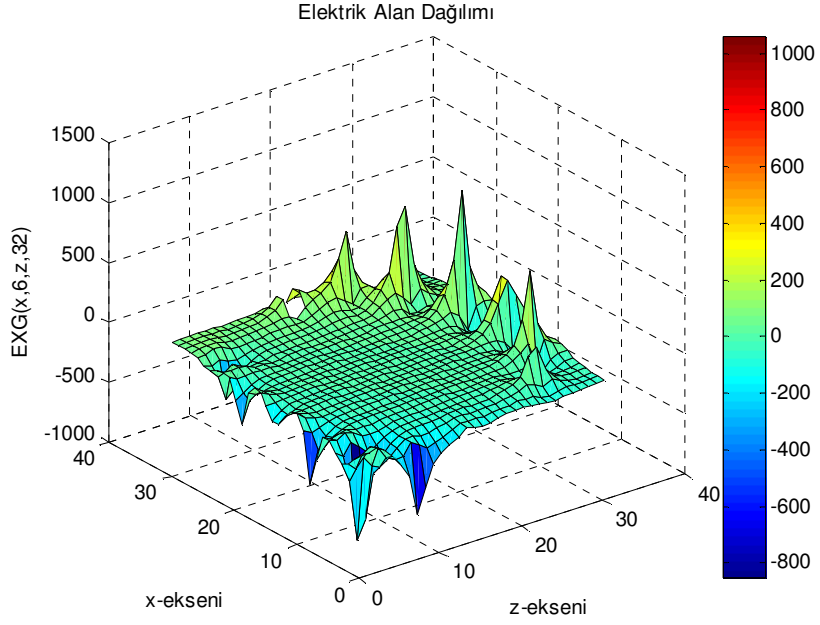
Şekil 5.16 $x=7$ ve $n=54$ için elektrik alanın x bileşeninin, y ve z değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.17, gelen elektrik alanın x bileşeninin, $y = 6$ ve $n=4$ için x ve z ile değişimini göstermektedir.



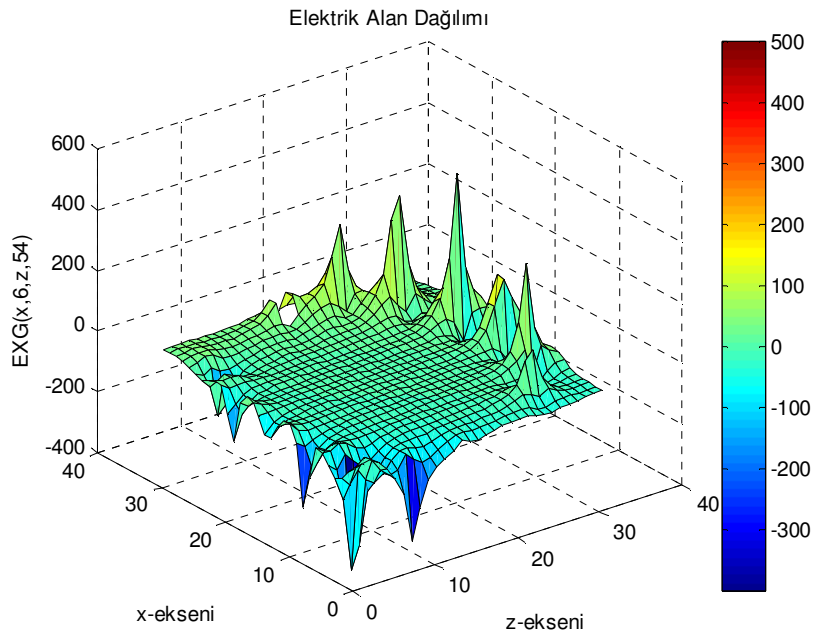
Şekil 5.17 $y=6$ ve $n=4$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve z değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.18, gelen elektrik alanın x bileşeninin, $y = 6$ ve $n=32$ için x ve z ile değişimini göstermektedir.



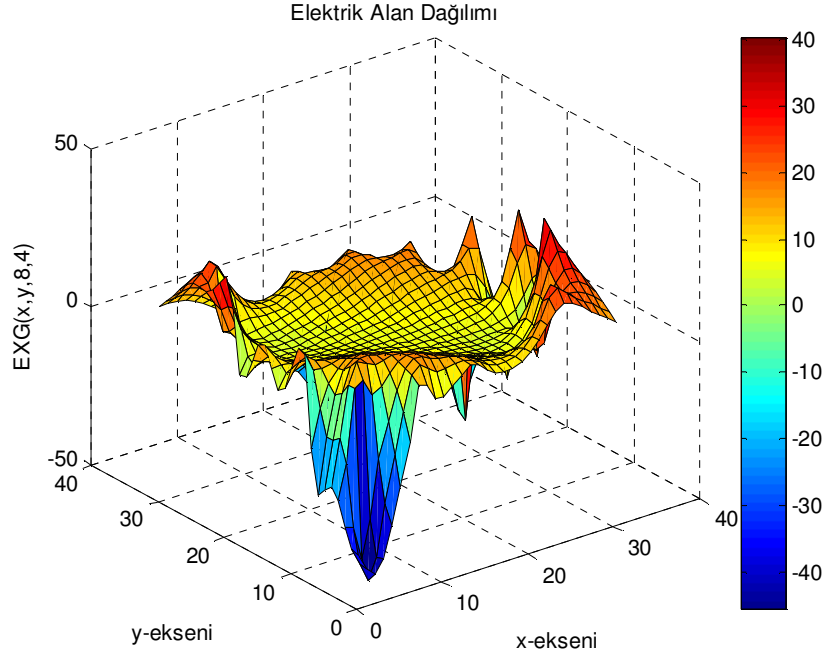
Şekil 5.18 $y=6$ ve $n=32$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve z değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.19, gelen elektrik alanın x bileşeninin, $y = 6$ ve $n=54$ için x ve z ile değişimini göstermektedir.



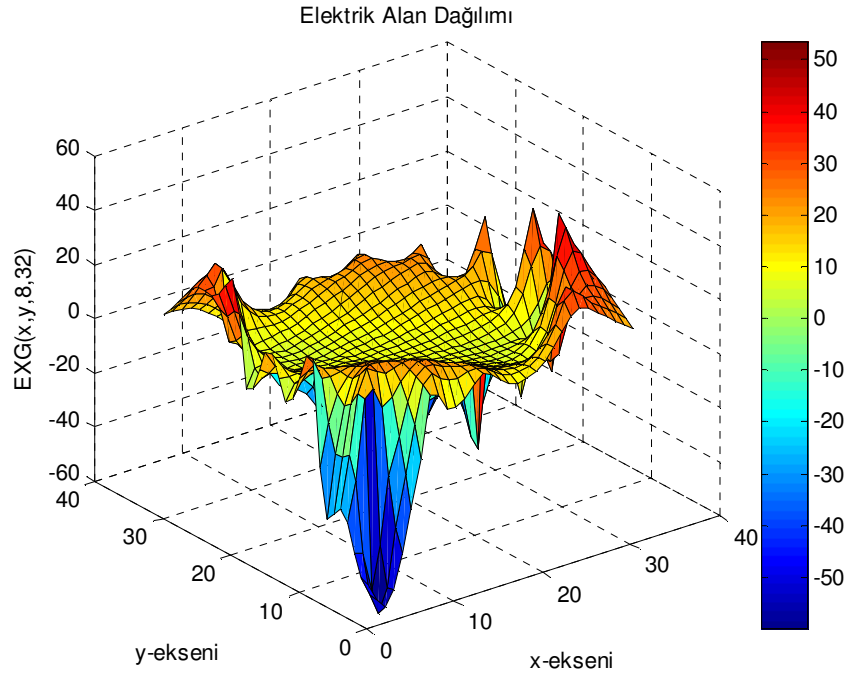
Şekil 5.19 $y=6$ ve $n=54$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve z değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.20, gelen elektrik alanın x bileşeninin, $z = 8$ ve $n=4$ için x ve y ile değişimini göstermektedir.



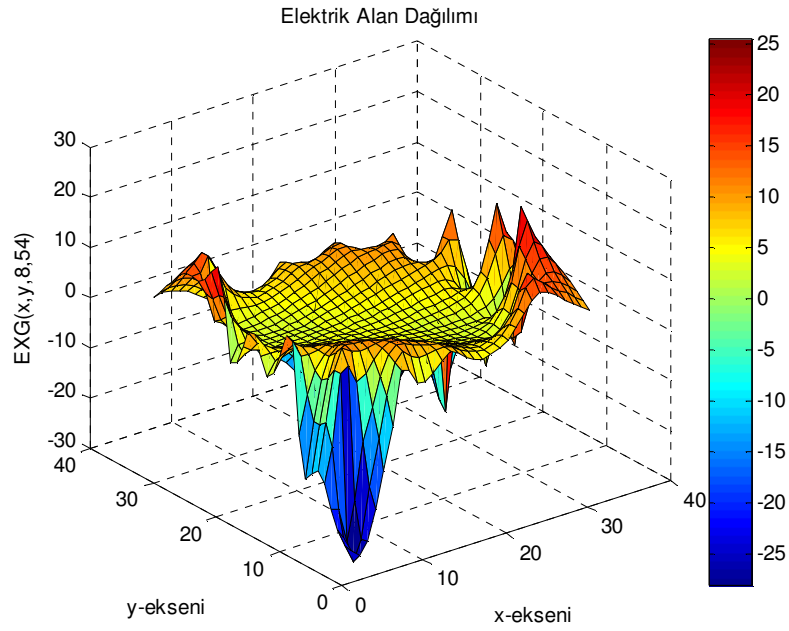
Şekil 5.20 $z=8$ ve $n=4$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve y değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.21, gelen elektrik alanın x bileşeninin, $z = 8$ ve $n=32$ için x ve y ile değişimini göstermektedir.



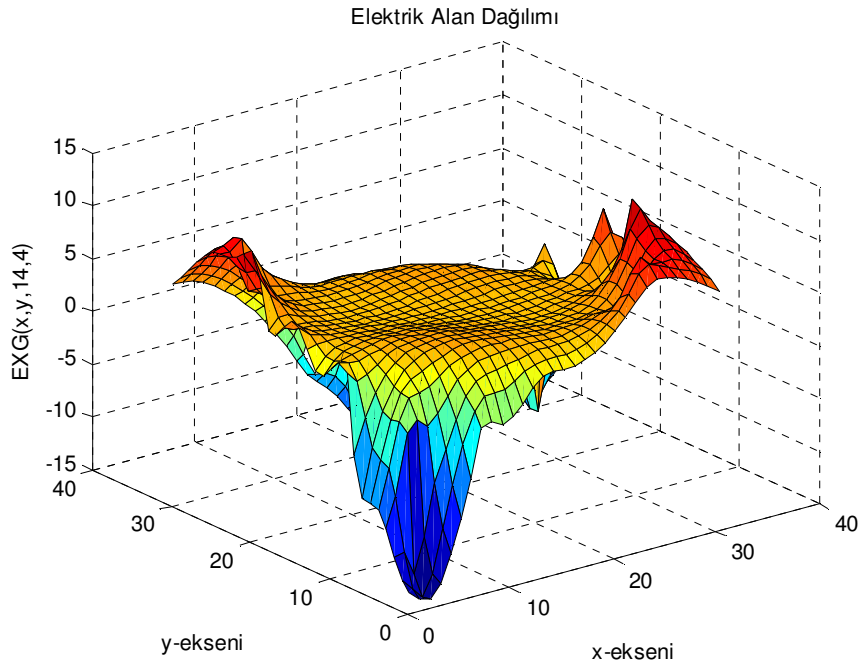
Şekil 5.21 $z=8$ ve $n=32$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve y değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.22, gelen elektrik alanın x bileşeninin, $z = 8$ ve $n=54$ için x ve y ile değişimini göstermektedir.



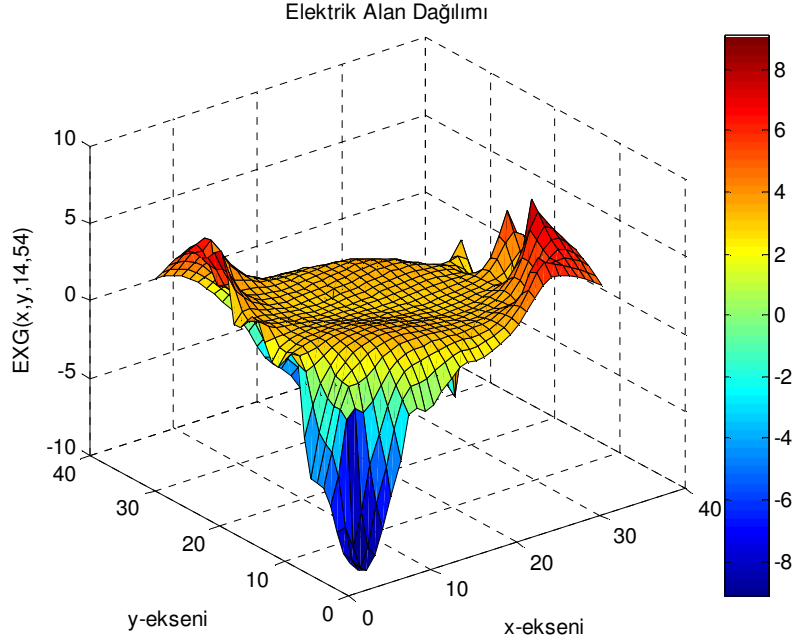
Şekil 5.22 $z=8$ ve $n=54$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve y değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.23, gelen elektrik alanın x bileşeninin, $z = 14$ ve $n=4$ için x ve y ile değişimini göstermektedir.



Şekil 5.23 $z=14$ ve $n=4$ için elektrik alanın x bileşeninin, x ve y değişimiyle aldığı değerler.

Şekil 5.24, gelen elektrik alanının x bileşeninin, $z = 14$ ve $n=54$ için x ve y ile değişimini göstermektedir.



Şekil 5.24 $z=14$ ve $n=54$ için elektrik alanının x bileşeninin, x ve y değişimiyle aldığı değerler.

5.3 Saçılan Alanın Hesaplanması

Ayrık alan formülasyonunda kullanılacak saçılan alan ifadeleri aşağıdaki şekildedir:

$$\frac{\partial \vec{E}^{Saçılan}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \nabla_X \vec{H}^{Saçılan} - \frac{(\epsilon - \epsilon_0)}{\epsilon} \frac{\partial \vec{E}^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}^{Saçılan} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}^{Gelen} \quad (5.16)$$

$$\frac{\partial \vec{H}^{Saçılan}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \nabla_X \vec{E}^{Saçılan} - \frac{(\mu - \mu_0)}{\mu} \frac{\partial \vec{H}^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}^{Saçılan} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}^{Gelen} \quad (5.17)$$

$$\frac{\partial \vec{E}_x^{Saçılan}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left(\frac{\partial \vec{H}_z^{Saçılan}}{\partial y} - \frac{\partial \vec{H}_y^{Saçılan}}{\partial z} \right) - \frac{(\epsilon - \epsilon_0)}{\epsilon} \frac{\partial \vec{E}_x^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}_x^{Saçılan} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}_x^{Gelen} \quad (5.18)$$

$$\frac{\partial \vec{E}_y^{Saçılan}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left(\frac{\partial \vec{H}_x^{Saçılan}}{\partial z} - \frac{\partial \vec{H}_z^{Saçılan}}{\partial x} \right) - \frac{(\epsilon - \epsilon_0)}{\epsilon} \frac{\partial \vec{E}_y^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}_y^{Saçılan} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}_y^{Gelen} \quad (5.19)$$

$$\frac{\partial \vec{E}_z^{Saçılan}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left(\frac{\partial \vec{H}_y^{Saçılan}}{\partial x} - \frac{\partial \vec{H}_x^{Saçılan}}{\partial y} \right) - \frac{(\epsilon - \epsilon_0)}{\epsilon} \frac{\partial \vec{E}_z^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}_z^{Saçılan} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}_z^{Gelen} \quad (5.20)$$

$$\frac{\partial \vec{H}_x^{Saçılan}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial \vec{E}_z^{Saçılan}}{\partial y} - \frac{\partial \vec{E}_y^{Saçılan}}{\partial z} \right) - \frac{(\mu - \mu_0)}{\mu} \frac{\partial \vec{H}_x^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}_x^{Saçılan} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}_x^{Gelen} \quad (5.21)$$

$$\frac{\partial \vec{H}_y^{Saçılan}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial \vec{E}_x^{Saçılan}}{\partial z} - \frac{\partial \vec{E}_z^{Saçılan}}{\partial x} \right) - \frac{(\mu - \mu_0)}{\mu} \frac{\partial \vec{H}_y^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}_y^{Saçılan} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}_y^{Gelen} \quad (5.22)$$

$$\frac{\partial \vec{H}_z^{Saçılan}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial \vec{E}_y^{Saçılan}}{\partial x} - \frac{\partial \vec{E}_x^{Saçılan}}{\partial y} \right) - \frac{(\mu - \mu_0)}{\mu} \frac{\partial \vec{H}_z^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}_z^{Saçılan} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}_z^{Gelen} \quad (5.23)$$

Saçılan magnetik ve elektrik alan bileşenlerinin hesaplanmasında kullanılan ayrıık alan formülleri aşağıdaki şekildedir:

$$\begin{aligned} H_x^{sn}(i, j, k) &= \left(\frac{\mu}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_x^{sn-1}(i, j, k) + \left(\frac{\sigma^* \cdot \Delta t}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_x^g(i, j, k) - \left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_x^g(i, j, k) + \\ &\left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_x^{gn-1}(i, j, k) - \left(\frac{\Delta t}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot \left[\frac{E_z^{sn-1/2}(i,j,k) - E_z^{sn-1/2}(i,j-1,k)}{\Delta y} - \frac{E_y^{sn-1/2}(i,j,k) - E_y^{sn-1/2}(i,j,k-1)}{\Delta z} \right] \end{aligned} \quad (5.24)$$

$$\begin{aligned} H_y^{sn}(i, j, k) &= \left(\frac{\mu}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_y^{sn-1}(i, j, k) + \left(\frac{\sigma^* \cdot \Delta t}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_y^g(i, j, k) - \left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_y^g(i, j, k) + \\ &\left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_y^{gn-1}(i, j, k) + \left(\frac{\Delta t}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot \left[\frac{E_z^{sn-1/2}(i,j,k) - E_z^{sn-1/2}(i-1,j,k)}{\Delta x} - \frac{E_x^{sn-1/2}(i,j,k) - E_x^{sn-1/2}(i,j,k-1)}{\Delta z} \right] \end{aligned} \quad (5.25)$$

$$\begin{aligned} H_z^{sn}(i, j, k) &= \left(\frac{\mu}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_z^{sn-1}(i, j, k) + \left(\frac{\sigma^* \cdot \Delta t}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_z^g(i, j, k) - \left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_z^g(i, j, k) + \\ &\left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_z^{gn-1}(i, j, k) - \left(\frac{\Delta t}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot \left[\frac{E_y^{sn-1/2}(i,j,k) - E_y^{sn-1/2}(i-1,j,k)}{\Delta x} - \frac{E_x^{sn-1/2}(i,j,k) - E_x^{sn-1/2}(i,j-1,k)}{\Delta y} \right] \end{aligned} \quad (5.26)$$

$$\begin{aligned} E_x^{sn+1/2}(i, j, k) &= \left(\frac{\varepsilon}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) E_x^{sn-1/2}(i, j, k) - \left(\frac{\sigma \cdot \Delta t}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) E_x^{gn+1/2}(i, j, k) - \left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) \cdot E_x^{gn+1/2}(i, j, k) + \\ &\left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) \cdot E_x^{gn-1/2}(i, j, k) + \left(\frac{\Delta t}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) \cdot \left[\frac{H_z^{sn-1}(i,j,k) - H_z^{sn-1}(i,j-1,k)}{\Delta y} - \frac{H_y^{sn-1}(i,j,k) - H_y^{sn-1}(i,j,k-1)}{\Delta z} \right] \end{aligned} \quad (5.27)$$

$$\begin{aligned} E_y^{sn+1/2}(i, j, k) &= \left(\frac{\varepsilon}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) E_y^{sn-1/2}(i, j, k) - \left(\frac{\sigma \cdot \Delta t}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) E_y^{gn+1/2}(i, j, k) - \left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) \cdot E_y^{gn+1/2}(i, j, k) + \\ &\left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) \cdot E_y^{gn-1/2}(i, j, k) - \left(\frac{\Delta t}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) \cdot \left[\frac{H_z^{sn-1}(i,j,k) - H_z^{sn-1}(i-1,j,k)}{\Delta x} - \frac{H_x^{sn-1}(i,j,k) - H_x^{sn-1}(i,j,k-1)}{\Delta z} \right] \end{aligned} \quad (5.28)$$

$$\begin{aligned} E_z^{sn+1/2}(i, j, k) &= \left(\frac{\varepsilon}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) E_z^{sn-1/2}(i, j, k) - \left(\frac{\sigma \cdot \Delta t}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) E_z^{gn+1/2}(i, j, k) - \left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) \cdot E_z^{gn+1/2}(i, j, k) + \\ &\left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) \cdot E_z^{gn-1/2}(i, j, k) + \left(\frac{\Delta t}{\varepsilon + \sigma \cdot \Delta t} \right) \cdot \left[\frac{H_y^{sn-1}(i,j,k) - H_y^{sn-1}(i-1,j,k)}{\Delta x} - \frac{H_x^{sn-1}(i,j,k) - H_x^{sn-1}(i,j-1,k)}{\Delta y} \right] \end{aligned} \quad (5.29)$$

Buradaki gelen alanlar, dielektrik geçirgenlik ve iletkenlikler daha önceki konularda hesaplanmıştı. Δt , $\Delta x = 0,05$ m. için, $0,962250448 \cdot 10^{-10}$ sn. olarak hesaplanmıştır.

Kullandığımız Yee hücresi boyutu, 0,05 m.'dir ($\Delta x = \Delta y = \Delta z 0,05 m.$). Yee hücreleri arasında geçiş yüzeyleri için sınır koşulları uygulanmıştır. Ve, magnetik rezonans görüntüleme cihazı $\sqrt{i^2 + j^2} = 12$ düzleminde, elektromagnetik alanı homojenize eden yani yansımaya engel olan bir aktif kalkan (active shield) a sahiptir (Şekil 5.25). Bu aktif kalkan, mükemmel uyumlandırılmış tabaka (PML) olarak formülasyona katılmıştı (Berenger, 1994; Sullivan, 2000). Aktif kalkan için PML formülasyonu şu şekildedir;

$$D_x^{s^{n+\frac{1}{2}}}(i, j, k) = g_{j3}^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot g_{k3}^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot D_x^s{}^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) - 0,5 \cdot g_{j2}^n(i, j, k) \cdot g_{k2}^n(i, j, k) \cdot [\text{curl}_{hx}^n(i, j, k) + g_{i1}^n(i, j, k) \cdot I_{D_x}^n(i, j, k)] \quad (5.30)$$

$$I_{D_x}^n(i, j, k) = I_{D_x}^{n-1}(i, j, k) + \text{curl}_{hx}^n(i, j, k) \quad (5.31)$$

$$\text{curl}_{hx}^n(i, j, k) = H_y^n(i, j, k) - H_y^n(i, j, k - 1) \quad (5.32)$$

$$D_y^{s^{n+\frac{1}{2}}}(i, j, k) = g_{i3}^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot g_{k3}^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot D_y^s{}^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) - 0,5 \cdot g_{i2}^n(i, j, k) \cdot g_{k2}^n(i, j, k) \cdot [\text{curl}_{hy}^n(i, j, k) + g_{j1}^n(i, j, k) \cdot I_{D_y}^n(i, j, k)] \quad (5.33)$$

$$I_{D_y}^n(i, j, k) = I_{D_y}^{n-1}(i, j, k) + \text{curl}_{hy}^n(i, j, k) \quad (5.34)$$

$$\text{curl}_{hy}^n(i, j, k) = H_x^n(i, j, k) - H_x^n(i, j, k - 1) \quad (5.35)$$

$$D_z^{s^{n+\frac{1}{2}}}(i, j, k) = g_{i3}^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot g_{j3}^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot D_z^s{}^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) - 0,5 \cdot g_{i2}^n(i, j, k) \cdot g_{j2}^n(i, j, k) \cdot [\text{curl}_{hz}^n(i, j, k) + g_{k1}^n(i, j, k) \cdot I_{D_z}^n(i, j, k)] \quad (5.36)$$

$$I_{D_z}^n(i, j, k) = I_{D_z}^{n-1}(i, j, k) + \text{curl}_{hz}^n(i, j, k) \quad (5.37)$$

$$\text{curl}_{hz}^n(i, j, k) = H_y^n(i, j, k) - H_y^n(i - 1, j, k) - H_x^n(i, j, k) + H_x^n(i, j - 1, k) \quad (5.38)$$

$$H_x^{s^{n+1}}(i, j, k) = f_{j3}^n(i, j, k) \cdot f_{k3}^n(i, j, k) \cdot H_x^s(i, j, k) - 0,5 \cdot f_{j2}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot f_{k2}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot \left[\text{curl}_{\text{ex}}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) + f_{i1}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot I_{H_x}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \right] \quad (5.39)$$

$$I_{H_x}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) = I_{H_x}^{n-1/2}(i, j, k) + \text{curl}_{\text{ex}}^{n+1/2}(i, j, k) \quad (5.40)$$

$$\text{curl}_{\text{ex}}^n(i, j, k) = E_z^{s^{n+1/2}}(i, j, k) - E_z^{s^{n+1/2}}(i, j - 1, k) - E_y^{s^{n+1/2}}(i, j, k) + E_y^{s^{n+1/2}}(i, j, k - 1) \quad (5.41)$$

$$H_y^{s^{n+1}}(i, j, k) = f_{i3}^n(i, j, k) \cdot f_{k3}^n(i, j, k) \cdot H_y^s(i, j, k) - 0,5 \cdot f_{i2}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot f_{k2}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot \left[\text{curl}_{\text{ey}}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) + f_{j1}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot I_{H_y}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \right] \quad (5.42)$$

$$I_{H_y}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) = I_{H_y}^{n-1/2}(i, j, k) + \text{curl}_{\text{ey}}^{n+1/2}(i, j, k) \quad (5.43)$$

$$\text{curl}_{\text{ey}}^n(i, j, k) = E_z^{s^{n+1/2}}(i - 1, j, k) - E_z^{s^{n+1/2}}(i, j, k) + E_x^{s^{n+1/2}}(i, j, k) - E_x^{s^{n+1/2}}(i, j, k - 1) \quad (5.44)$$

$$H_z^{s^{n+1}}(i, j, k) = f_{i3}^n(i, j, k) \cdot f_{j3}^n(i, j, k) \cdot H_z^s(i, j, k) - 0,5 \cdot f_{i2}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot f_{j2}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot \left[\text{curl}_{\text{ez}}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) + f_{k1}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot I_{H_z}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \right] \quad (5.45)$$

$$I_{H_z}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) = I_{H_z}^{n-1/2}(i, j, k) + \text{curl}_{\text{ez}}^{n+1/2}(i, j, k) \quad (5.46)$$

$$\text{curl}_{\text{ez}}^n(i, j, k) = E_y^{s^{n+1/2}}(i, j, k) - E_y^{s^{n+1/2}}(i - 1, j, k) - E_x^{s^{n+1/2}}(i, j, k) + E_x^{s^{n+1/2}}(i, j - 1, k) \quad (5.47)$$

$$g_{i1}^n(i, j, k) = g_{j1}^n(i, j, k) = g_{k1}^n(i, j, k) = \frac{\sigma^n(i, j, k) \cdot \Delta t}{2 \cdot \varepsilon_0} \quad (5.48)$$

$$g_{i2}^n(i, j, k) = g_{j2}^n(i, j, k) = g_{k2}^n(i, j, k) = \frac{1}{1 + \frac{\sigma^n(i, j, k) \cdot \Delta t}{2 \cdot \varepsilon_0}} \quad (5.49)$$

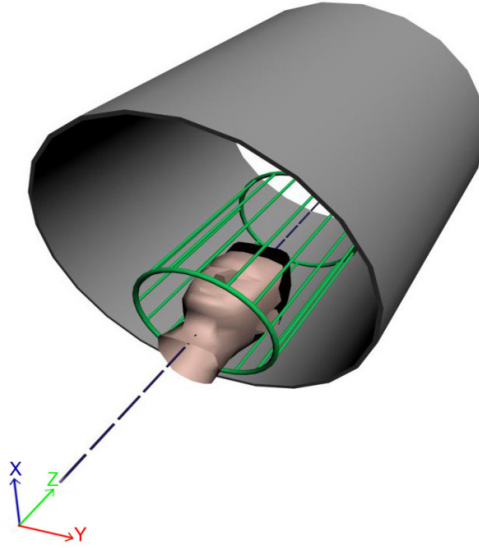
$$g_{i3}^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) = g_{j3}^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) = g_{k3}^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) = \frac{1 - \frac{\sigma^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot \Delta t}{2 \cdot \epsilon_0}}{1 + \frac{\sigma^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot \Delta t}{2 \cdot \epsilon_0}} \quad (5.50)$$

$$f_{i1}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) = f_{j1}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) = f_{k1}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) = \frac{\sigma^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot \Delta t}{2 \cdot \epsilon_0} \quad (5.51)$$

$$f_{i2}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) = f_{j2}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) = f_{k2}^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) = \frac{1}{1 + \frac{\sigma^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) \cdot \Delta t}{2 \cdot \epsilon_0}} \quad (5.52)$$

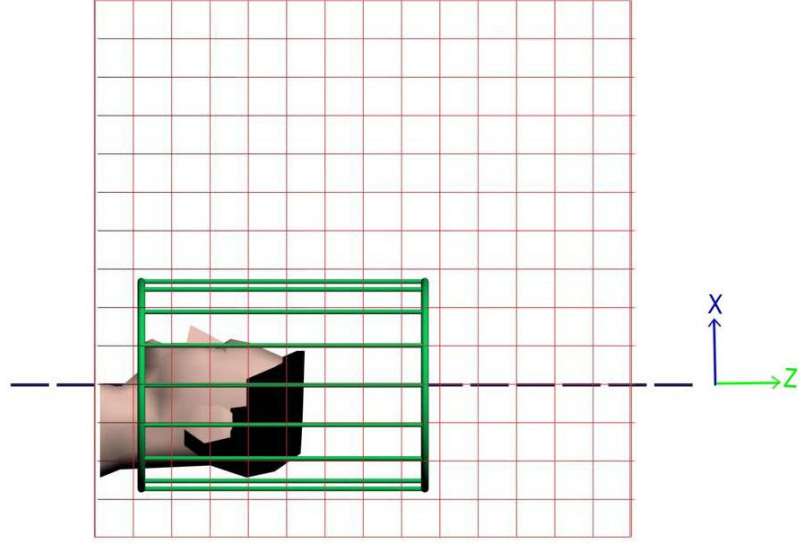
$$f_{i3}^n(i, j, k) = f_{j3}^n(i, j, k) = f_{k3}^n(i, j, k) = \frac{1 - \frac{\sigma^n(i, j, k) \cdot \Delta t}{2 \cdot \epsilon_0}}{1 + \frac{\sigma^n(i, j, k) \cdot \Delta t}{2 \cdot \epsilon_0}} \quad (5.53)$$

Yukarıdaki formüllerden, Şekil 5.25’de gösterildiği gibi magnetik rezonans görüntülemesi alınan bir insan başının herhangi bir bölgesinde görüntüleme esnasında maruz kaldığı elektromagnetik alan hesaplanabilir.



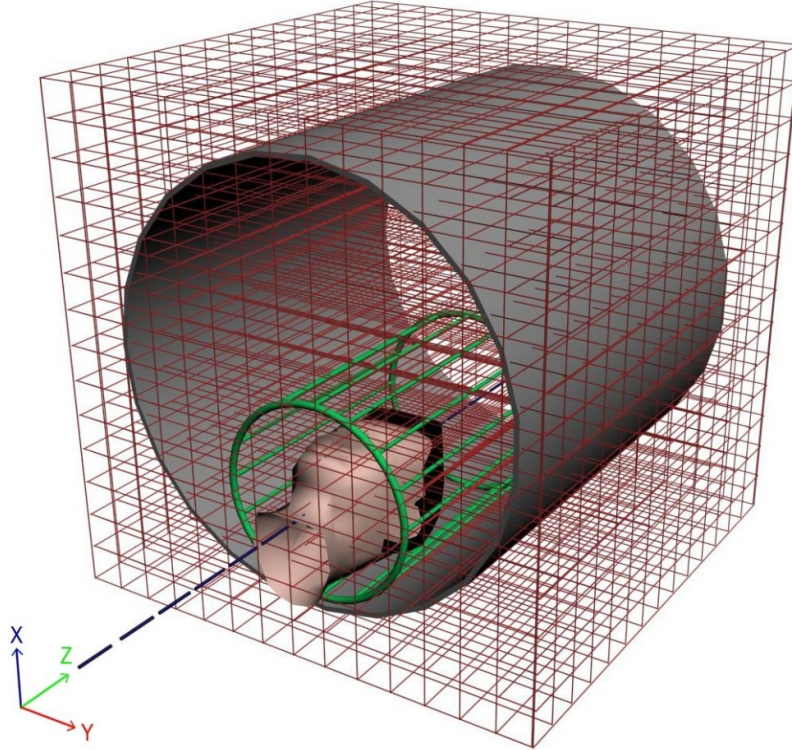
Şekil 5.25 Kuş kafesi sargı içinde MRG’si yapılan bir insan başı modeli.

Şekil 5.26’da magnetik rezonans görüntülemesi yapılan insan başı modellemesinin yandan görünümü gösterilmiştir.



Şekil 5.26 Kuş kafesi sargı içinde MRG'si yapılan insan başının yan görünümü.

Şekil 5.27'de FDTD yöntemiyle, MR görüntüsü alınan insan başının maruz kaldığı elektromagnetik alanın hesaplanması için oluşturduğumuz problem uzayı görülmektedir.



Şekil 5.27 Elektromagnetik alan hesabında kullanacağımız problem uzayı.

6. SAR HESAPLAMASI VE İNSAN BEYNİNİN ANATOMİSİ

6.1 SAR Hesaplaması

Elde ettiğimiz elektromagnetik alanlar çeşitli hesaplamalarda kullanılabilir. Bu çalışmada örnek olarak özgül soğurulma oranı (SAR) hesabında kullanılmıştır;

$$SAR(i, j, k, n) = \frac{\sigma(i, j, k, n) \cdot E_m^2(i, j, k, n)}{2 \cdot \rho(i, j, k, n)} \quad (6.1)$$

Burada hesaplama yapılacak Yee hücresi için $\rho(i, j, k, n)$ özgül doku ağırlığı, $\sigma(i, j, k, n)$ doku iletkenliği ve $E_m(i, j, k, n)$ dokudaki elektrik alan (hesabını yaptığımız saçılan alan) büyüklüğüdür. ρ , hesaplamasında Çizelge 6.1'deki yoğunluk değerlerinden yararlanılmıştır. Bunun yanında, yoğunluk hesaplamalarında göz yoğunluğu 1050 kg/m^3 (Jin, Chen, Chew, Gan, Magin ve Dimbylow, 1996) ve hava yoğunluğu $1,225 \text{ kg/m}^3$ alınmıştır.

Çizelge 6.1 Dokular için yoğunluk değerleri (Stuchly, Abrishamkar and Strydom, 2006).

Dokular	Yoğunluk(kg/m ³)
Kan	1060
Kemik	1480
Sinir	1040
Kas	1040
Deri	1100

Dokularda ısı artışı yapısal dolayısıyla bozukluklara sebep olmayacak uluslar arası ve ulusal SAR limitleri Çizelge 6.2'de belirtilmiştir. Ayrıca güvenli sınır SAR değeri çalışanlar için 0,4 W/kg ve halk için ise 0,08 W/kg olarak belirlenmiştir (ICNIRP, 1998).

Çizelge 6.2 Bazı uluslararası ve ulusal kuruluşların belirlediği SAR limitleri (Tüysüz, 2007).

Doku	IEEE C95.1-2005		ICNIRP		CENELEC/TÜRKİYE	
	Ortalama Hacim(gr)	SAR limiti(W/kg)	Ortalama Hacim(gr)	SAR limiti(W/kg)	Ortalama Hacim(gr)	SAR limiti(W/kg)
Kafa+Kulak	-	-	10	2	10	2
Kafa	10	2	-	-	-	-
Kulak	10	4	-	-	-	-

Çizelge 6.3'de kullandığımız her bir Yee hücresi için hesaplamış olduğumuz yoğunluk değerleri verilmiştir.

Bu yoğunluk değerleri, saçılan alanlar ve dokuların elektriksel iletkenliklerini kullanarak elde ettiğimiz, her bir hücre için SAR değerleri Çizelge 6.4'de verilmiştir.

Çizelge 6.3 Her bir Yee hücresi için hesaplanan yoğunluk değerleri (kg/m^3).

Hücre		ρ
Y(1,1,1)	Y(4,1,1)	1,225
Y(2,1,1)	Y(3,1,1)	425,6158
Y(1,2,1)	Y(4,2,1)	1,225
Y(2,2,1)	Y(3,2,1)	1164,055
Y(1,3,1)	Y(4,3,1)	1,225
Y(2,3,1)	Y(3,3,1)	946,5431
Y(1,4,1)	Y(4,4,1)	1,225
Y(2,4,1)	Y(3,4,1)	1,225
Y(1,1,2)	Y(4,1,2)	214,7337
Y(2,1,2)	Y(3,1,2)	509,1309
Y(1,2,2)	Y(4,2,2)	657,0917
Y(2,2,2)	Y(3,2,2)	1180,052
Y(1,3,2)	Y(4,3,2)	57,97595
Y(2,3,2)	Y(3,3,2)	1437,936
Y(1,4,2)	Y(4,4,2)	87,61718
Y(2,4,2)	Y(3,4,2)	807,0716
Y(1,1,3)	Y(4,1,3)	304,3095
Y(2,1,3)	Y(3,1,3)	655,1899
Y(1,2,3)	Y(4,2,3)	600,3695
Y(2,2,3)	Y(3,2,3)	1040
Y(1,3,3)	Y(4,3,3)	683,5457
Y(2,3,3)	Y(3,3,3)	1175,388
Y(1,4,3)	Y(4,4,3)	50,67414
Y(2,4,3)	Y(3,4,3)	419,6942
Y(1,1,4)	Y(4,1,4)	103,3291
Y(2,1,4)	Y(3,1,4)	245,1084
Y(1,2,4)	Y(4,2,4)	474,7408
Y(2,2,4)	Y(3,2,4)	837,7517
Y(1,3,4)	Y(4,3,4)	483,8511
Y(2,3,4)	Y(3,3,4)	846,5593
Y(1,4,4)	Y(4,4,4)	9,32055
Y(2,4,4)	Y(3,4,4)	74,45581

Çizelge 6.4 Her bir Yee hücresinde elde edilen SAR değerleri.

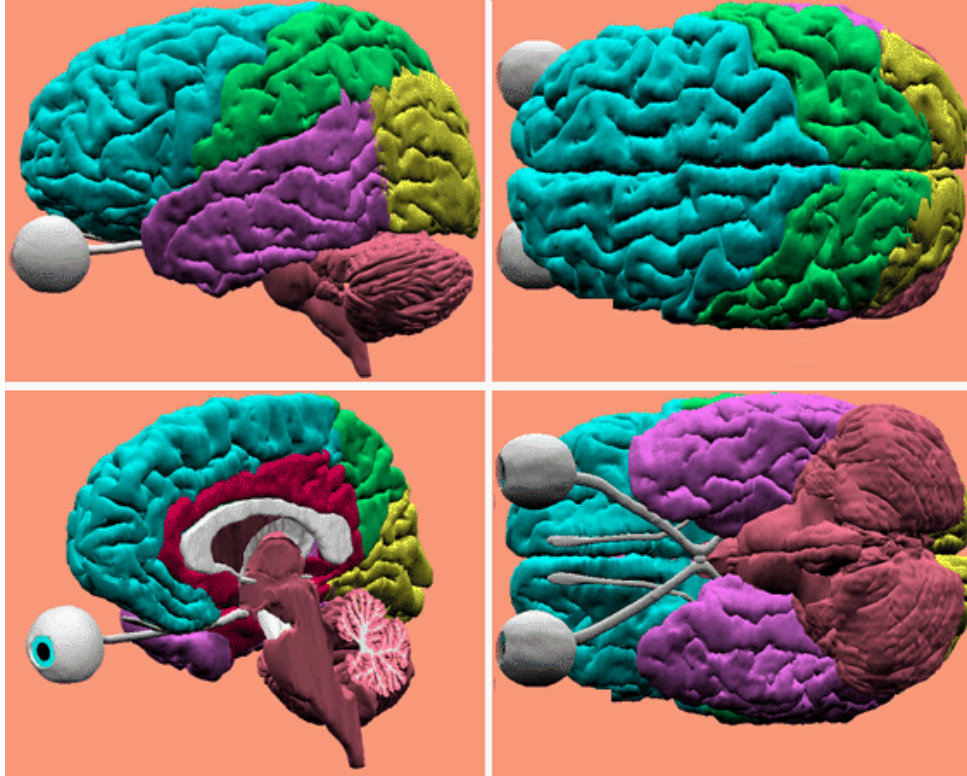
Hücre		Maks. SAR(W/kg)	Min. SAR(W/kg)
Y(1,1,1)	Y(4,1,1)	0	0
Y(2,1,1)	Y(3,1,1)	0,0498	0,3444.10 ⁻⁴
Y(1,2,1)	Y(4,2,1)	0	0
Y(2,2,1)	Y(3,2,1)	0,0055	0,0383.10 ⁻⁴
Y(1,3,1)	Y(4,3,1)	0	0
Y(2,3,1)	Y(3,3,1)	0,0164	0,1128.10 ⁻⁴
Y(1,4,1)	Y(4,4,1)	0	0
Y(2,4,1)	Y(3,4,1)	0	0
Y(1,1,2)	Y(4,1,2)	0,0112	0,0775.10 ⁻⁴
Y(2,1,2)	Y(3,1,2)	0,0218	0,1505.10 ⁻⁴
Y(1,2,2)	Y(4,2,2)	0,0023	0,0158.10 ⁻⁴
Y(2,2,2)	Y(3,2,2)	0,0031	0,0218.10 ⁻⁴
Y(1,3,2)	Y(4,3,2)	0,1351	0,9315.10 ⁻⁴
Y(2,3,2)	Y(3,3,2)	0,0008	0,0054.10 ⁻⁴
Y(1,4,2)	Y(4,4,2)	0	0
Y(2,4,2)	Y(3,4,2)	0	0
Y(1,1,3)	Y(4,1,3)	0,0158	0,1094.10 ⁻⁴
Y(2,1,3)	Y(3,1,3)	0,0275	0,1903.10 ⁻⁴
Y(1,2,3)	Y(4,2,3)	0,0044	0,0308.10 ⁻⁴
Y(2,2,3)	Y(3,2,3)	0,0048	0,0337.10 ⁻⁴
Y(1,3,3)	Y(4,3,3)	0,0372	0,2565.10 ⁻⁴
Y(2,3,3)	Y(3,3,3)	0,0209	0,1439.10 ⁻⁴
Y(1,4,3)	Y(4,4,3)	0	0
Y(2,4,3)	Y(3,4,3)	0	0
Y(1,1,4)	Y(4,1,4)	0,017	0,1176.10 ⁻⁴
Y(2,1,4)	Y(3,1,4)	0,0157	0,1087.10 ⁻⁴
Y(1,2,4)	Y(4,2,4)	0,002	0,0139.10 ⁻⁴
Y(2,2,4)	Y(3,2,4)	0,0045	0,0316.10 ⁻⁴
Y(1,3,4)	Y(4,3,4)	0,0215	0,1481.10 ⁻⁴
Y(2,3,4)	Y(3,3,4)	0,0066	0,0455.10 ⁻⁴
Y(1,4,4)	Y(4,4,4)	0	0
Y(2,4,4)	Y(3,4,4)	0	0

Bulunan SAR değerlerinden, insan başı için ortalama SAR değeri maksimum 0,029142857 W/kg ve minimum 0,13949.10⁻⁴ W/kg bulunur.

6.2 İnsan Beyninin Anatomisi

Elde ettiğimiz SAR değerlerini daha iyi değerlendirebilmek ve aşırı SAR değerlerinin ısı artışı nedeniyle beynimizin hangi bölgesinde nasıl bir bozukluk meydana getireceğini anlayabilmek için beynin anatomik yapısını iyi bilmemiz gerekmektedir.

Şekil 6.1, Şekil 6.2 ve Şekil 6.3’de beynin anatomik yapısına ve hangi bölgenin nasıl bir görevi olduğuna dair ayrıntılı bilgiler verilmektedir.



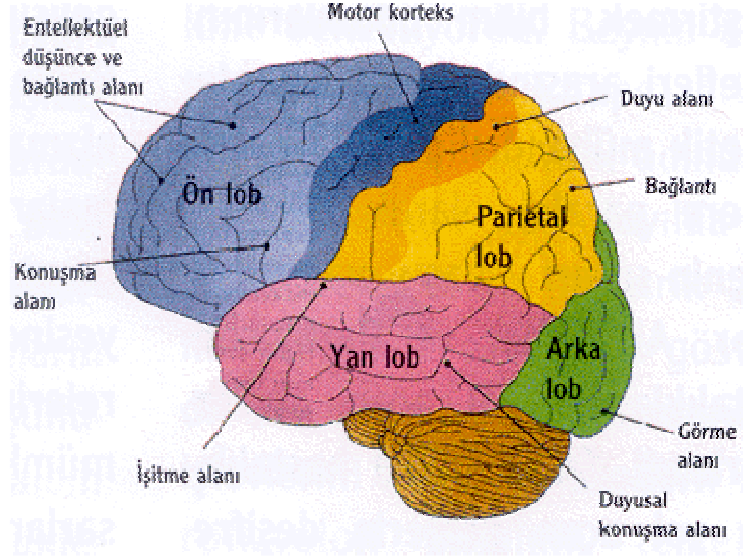
Şekil 6.1 Beynin farklı açılardan görünümü(Selvi ve Erkoç).

Şekil 6.1’de beynin farklı açılardan görünümü, Şekil 6.2’de beynin çeşitli bölgelerinin işlevleri, Şekil 6.3’te de beynin yapısının ayrıntıları gösterilmiştir. Şekil 6.1’de renkli olarak gösterilen dokuların adları Çizelge 6.5’de yer almaktadır.

Çizelge 6.5 Şekil 6.1’de renkli olarak gösterilen dokuların adları.

Renk	Doku Adı
Turkuaz	Ön Lob
Yeşil	Yankafa Lobu
Mor	Şakak Lobu
Sarı	Artkafa Lobu
Pembe	Beyincik ve beyin sapı
Kırmızı	Sarıcı Çıkıntı

Ön lob, beyinde bilinçli düşünmenin yapıldığı bölümdür. Zarar görmesi durumunda ruhsal bozukluklar ortaya çıkabilir. Yankafa lobu, çeşitli duyu organlarından gelen bilgilerin birleştirilmesinde ve mekansal algılamının oluşmasında rol alır. Şakak lobunda, ses ve koku algılanması ile karmaşık uyarıların işlenmesi faaliyetleri yürütülür. Artkafa lobunda ise görme duyusuyla ilgili veriler işlenir. Her hangi bir bozukluk durumunda halüsinasyonlar ortaya çıkar. Beyincik, duyu organlarından gelen verilerle hareketi ilişkilendirir. Aynı zamanda vücut dengesinin sağlanmasında da etkin rol alır. Beyin sapı, omurilikle beyini birbirine bağlayan bölümdür. Nefes alıp verme, kan dolaşımı kalbin atım düzeni, uyku ve uyanıklık, dikkat gibi işlevler beyin sapından kontrol edilir(Selvi ve Erkoç).

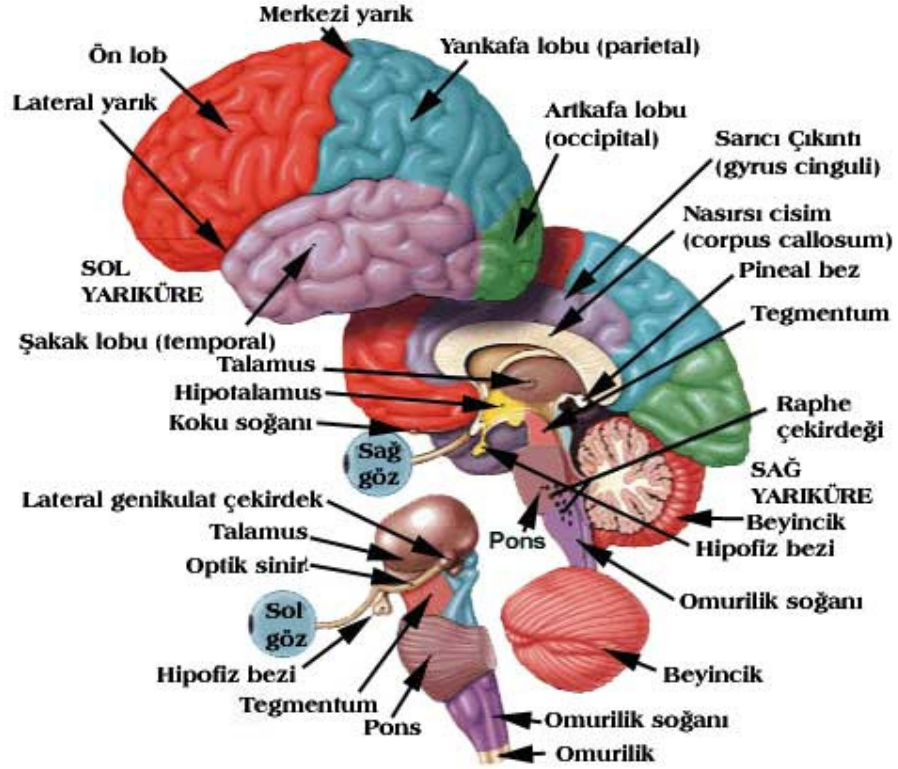


Şekil 6.2 Beynin çeşitli bölgelerinin ve işlevlerinin şekil üzerinde gösterimi(Selvi ve Erkoç).

Y(1,3,2) ve Y(4,3,2) hücreleri Şekil 6.2’de görülen işitme faaliyetinin yapıldığı yan lobu içermektedir. Şekil 6.2’de görülen duyu alanı Y(2,2,4) ve Y(3,2,4) hücrelerinin, görme alanı Y(2,1,2) ve Y(3,1,2) hücrelerinin ve konuşma alanı da Y(1,3,3) ve Y(4,3,3) hücreleri içinde bulunmaktadır(Çizelge 6.6).

Çizelge 6.6 Çeşitli Yee hücrelerinin bulunduğu alanın işlevi.

Yee Hücresi	Alan İşlevi
Y(1,3,2)-Y(4,3,2)	İşitme
Y(2,2,4)-Y(3,2,4)	Duyuma
Y(2,1,2)-Y(3,1,2)	Görme
Y(1,3,3)-Y(4,3,3)	Konuşma



Şekil 6.3 Beynin yapısının ayrıntılı olarak gösterimi(Selvi ve Erkoç).

Şekil 6.3’de de beynin anatomik yapısı ve işlevleri ayrıntılı olarak verilmiştir.

7. SONUÇLAR

Bu çalışmamızda, 64 MHz frekansa sahip RF dalgası kullanılan 1,5 T'lık harici magnetik alan uygulanan magnetik rezonans görüntüleme cihazı ile görüntüsü alınan insan başının herhangi bir bölgesi için, maruz kalınan elektrik ve magnetik alan şiddetlerini herhangi bir an için belirledik.

Elde edilen elektrik ve magnetik alan değerleri çeşitli çalışmalarda referans değerler olarak kullanılabilir. Bu çalışmada, örnek olarak, maruz kalınan saçılan elektrik alanın ısı artışı dolayısıyla insan başının herhangi bir bölgesinde özellikle de beyinde yapısal bozukluklara sebep olup olmayacağını belirlemek için SAR hesaplaması yapılmıştır.

Hesaplamalar sonucunda maksimum SAR değeri işitme alanını kapsayan Y(1,3,2) ve Y(4,3,2) hücreleri için elde edilmiştir. Elde edilen değer halk için güvenli sınırın üzerinde, ancak çalışanlar için güvenli sınırın altındadır. İşitme kaybına sebep olabileceği düşünüldüğünde elde edilen bu sonuç önem arz etmektedir. Diğer hücreler için hesaplanan değerler halk için belirlenen güvenli sınırın dahi altında çıkmıştır.

Elde edilen SAR değerleri, 1.5 T'lık magnetik rezonans görüntülemesi için, Çizelge 5.2'deki limitleri geçmediği için dokulara ısı artışı dolayısıyla zarar verecek seviyede çıkmamıştır.

Çalışmamızla paralellik arz eden, 64 MHz frekanslı kuş kafesi sargı ile yapılan magnetik rezonans görüntüleme için SAR değerlerinin belirlendiği bir çalışmada bulunan SAR değerlerine (Çizelge 7.1) bulduğumuz SAR değerleri yakın olmakla beraber, bu değerlerden daha küçüktür (Jin, Chen, Chew, Gan, Magin ve Dimbylow, 1996).

Çizelge 7.1 Elde edilen SAR değerlerinin diğer MRG çalışmalarıyla karşılaştırılması.

	Ortalama SAR(W/kg)	Maksimum SAR(W/kg)
Bu çalışmada	0,029142857	0,1351
Jin ve arkadaşlarının çalışmasında	0,03	0,18
Collins ve Smith'in çalışmasında	0,8876	8,597

64 MHz frekans ile yapılan magnetik rezonans görüntülemenin SAR etkisini, FDTD yöntemi kullanarak incelemek üzere yapılan başka bir çalışmada bulunan SAR değerleriyle, bu çalışmada ulaştığımız SAR değerleri yakın çıkmıştır. Yine aynı çalışmada baş için hesaplanan ortalama SAR değerine göre, bu çalışmada ortalama SAR değeri daha küçük bulunmuştur (Collins ve Smith, 2003). Collins ve Smith çalışmalarında sargı modeli olarak saddle sargı kullanmıştır, aradaki farkın buradan kaynaklandığı düşünülmektedir (Çizelge 7.1).

Bu çalışmada bulduğumuz SAR değerleri, bir diğer elektromagnetik soğurulma incelemesi yapılan çalışmada 40 MHz frekans için bulunan SAR değerlerine yakın çıkmıştır, ancak 150 MHz için bulunan değerlerden (Çizelge 7.2) ise düşüktür (Furse, Chen ve Gandhi, 1994).

Çizelge 7.2 Elde edilen SAR değerlerinin diğer çalışmalarla karşılaştırılması.

	Ortalama SAR(W/kg)	Maksimum SAR(W/kg)
Bu çalışmada	0,029142857	0,1351
Furse ve arkadaşlarının çalışmasında(40 MHz)	0,05
Furse ve arkadaşlarının çalışmasında(150 MHz)	0,08
Sullivan ve arkadaşlarının çalışmasında(100 MHz)	0,0399
Sullivan ve arkadaşlarının çalışmasında(350 MHz)	0,0385
Yelkenci'nin çalışmasında(915 MHz)	2,8	45,5
Yelkenci'nin çalışmasında(1,9 GHz)	6,4	32,5

100 MHz ve 350 MHz frekanslar için elektromagnetik soğurulma incelemesi yapılan başka bir çalışmada beyin için bulunan SAR değerleri (Çizelge 7.2) bulduğumuz değerlerden büyüktür (Sullivan, Gandhi ve Taflove, 1988).

Bunun yanında bulunan SAR değerleri, 835 MHz ve 900 MHz frekansla yayın yapan cep telefonlarına göre daha küçüktür (Tüysüz, 2007).

Cep telefonları üzerine yapılan başka bir çalışmada bulunan değerler (Çizelge 7.2) de, bu çalışmada ulaşılan değerlerden çok daha büyük çıkmıştır (Yelkenci, 2002).

Yapılan araştırma ve hesaplamalar sonucunda elde edilen SAR değerleri başta olmak üzere, ulaşılan sonuçlar dolayısıyla bu çalışma, bundan sonra yapılacak iyileştirme ve geliştirme araştırmalarına yardımcı olacak bir kaynak durumdadır.

KAYNAKLAR

- Awad, M., Bourbakis, N. (1999), "Automated MRI Driven Image Guided Robotic Brain Surgery", Proceeding of the 1999 Information Intelligence Systems International Conference on 31 Oct.-3 Nov. 1999, Pages:126-132.
- Berenger, G. P.(1994), "A perfectly matched layer fort the absorption of electromagnetic waves", J. Comput. Phys., vol. 114, pp. 185-200.
- Bloch, F., Hansen, W.W., Packard, M.(1946), "Nuclear induction", Phys. Rev., vol. 70, pages:460-473.
- Bruggeman, D. A. G. (1935), "Berechnung verschiedener physikalischer konstanten von heterogenen substanzen, i. Dielektrizitätskonstanten und leitfähigkeiten der misch körper aus isotropen substanzen", Ann. Phys., vol. 24, no. 5, pp. 636-664.
- Chang C. W., Hillman, G. R., Ying, H., Kent, T.A., Yen, J. (1995), "A Two-stage Human Brain MRI Segmentation Scheme using Fuzzy Logic", Proceedings of International Joint Conference of the Fourth IEEE International Conference on Fuzzy Systems and The Second International Fuzzy Symposium, Volume 2, 20-24 March 1995, Pages:649-654.
- Chen, J., Jin, J. M.(1997), "Calculation of SAR and B_1 -Field within Human Head Excited by MRI Birdcage Coils", Antennas and Propagation Society International Symposium, 1997 Digest Volume 2, Issue 13-17 Jul 1997, Page(s):1210-1213.
- Collins, C. M., Smith, M. B.(2003), "Spatial Resolution of Numerical Models of Man and Calculated Specific Absorption Rate Using the FDTD Method: A Study at 64 MHz in a Magnetic Resonance Imaging Coil", Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol. 18, pages: 383-388.
- Croizer, S., Zhao, H., Feng, L. (2001), "A new FDTD metthod for the study of MRI pulsed field gradient-induced fields in the human body", 2001 Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, October 25-28, Istanbul, Turkey.
- Elliot, R. S. (1981), "Antenna Theory and Design", Printice Hall, New York.
- Ermışoğlu, E. (2005), "Hareketli Uygun Biyolojik Hedeflerden Saçılan Elektromagnetik Dalgalara İlişkin FDTD Yaklaşımı Yardımıyla Hedefin Davraşının Belirlenmesi", Yıldız Teknik Üniversitesi, FBE, Yüksek Lisans Tezi (Danışmanı Prof. Dr. Taner ŞENGÖR), İstanbul.
- Furse, C.M., Chen, J.Y., Gandhi, P., (1994) "The Use of the Frequency-Dependent Finite-Difference Time Domain Method for Induced Current and SAR Calculations for a Heterogeneous Model of the Human Body", IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, 2 May 1994, Vol. 36, No. 2, 128-133.
- Gandhi, O.P. (1990), "Numerical Methods for Specific Absorption Rate Calculations", Biological Effects and Medical Applications of Electromagnetic Energy, Prentice- Hall, New Jersey.
- Gandhi, O., P., Gao, B., Q., Chen J., Y. (1993), "A Frequence-dependent finite-difference time-domain formulation for general dispersive media", IEEE Transactions Microwave Theory Tech., vol. 41, pp. 658-665.
- Garnett, J. C. M. (1904), "Colors in metal glasses and metal films", Trans. R Soc., vol. CCIII, pp. 385-420.
- Holodny, I. A., Schulder, M., Liu C. W.(2000), "The effect of brain tumors on BOLD functional MR imaging activation in the adjacent motor cortex: implications for imageguided neurosurgery", AJNR 2000; 21:1415-1422.

Hornak, J. P., "<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>"

Ibrahim, T. S., Lee, R., Baertlein, B. A., Robitaille, P. M. L.(2001), " B_1 field homogeneity and SAR calculations for the birdcage coil", *Phys. Med. Biol.*, vol. 46, p. 609-619.

ICNIRP Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz), *Health Phys.*, vol. 74, s.494-522, 1998.

Işık, B. (2006), "Magnetik rezonans görüntüleme ve anestezi", *Marmara Medical Journal*, 19(2), 98-103.

Işık, B., Tekgül, Z. T. (2004), "Hurler sendromlu olguda magnetik rezonans görüntülemesi sırasında anestezi yaklaşımımız", *İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 11(4), 259-263.

İrdem, A., Ecer, S., Özbek, M. N., Öztürkmen Akay, H., Devocioğlu, C. (2004), "Subakut sklerozan panensefalit hastalarının klinik ve görüntüleme özellikleri", *Dicle Tıp Dergisi*, Cilt 31, sayı 1, 48-54.

Jin, J. M., Chen, J., Chew, W. C., Gan, H., Magin, R. L., Dimbylow, P. J. (1996), "Computation of electromagnetic fields for high-frequency magnetic resonance imaging applications", *Phys. Med. Biol.* 41 (1996) 2719–2738.

Kärkkäinen, K., Sihvola, A., Nikoskinen, K. (2001), "Analysis of a three-dimensional dielectric mixture with finite difference method", *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 39, no.5, May 2001.

Kohler, W. E., Papanicolaou, G. C. (1981), "Some applications of the coherent potential approximation", in *Multiple scattering and waves*, Eds. New York: Wiley, pp. 199-223.

Kunz, K.S., Luebbers, R.J. (1993), "The Finite Difference Time Domain Method for Electromagnetics", CRC Press.

Lauterbur, P.C.(1973), "Image formation by induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance", *Nature* 242, pages:190-191.

Nguyen, U. D., Brown, S., Chang, I. A., Krycia, J., Mirotznik, M. S. (2004), "Numerical evaluation of heating of the human head due to magnetic resonance imaging", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no.8, August 2004.

Öztürkmen Akay, H., Barç, M., Özbek, M. N. (2004), "Diafragma patolojilerinde radyolojik görüntüleme", *Dicle Tıp Dergisi*, cilt 31, sayı:1, 13-19.

Polder, D., van Santen, J. H.(1946), "The effective permeability of mixtures of solids", *Physica*, vol. 12, no. 5, pp. 257-271.

Purcell, E.M., Torrey, H.C., Pound, R.V.(1946), "Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid", *Phys. Rev.*, vol. 69, pages:37-38.

Rabi, I. I., Zacharias, J. R., Millman, S., Kusch, P.(1938), "A New Method of Measuring Nuclear Magnetic Moments", *Phys. Rev.* 53, p.318.

Rabi, I. I., Zacharias, J. R., Millman, S., Kusch, P.(1939), "The Molecular Beam Resonance Method of Measuring Nuclear Magnetic Moments", *Phys. Rev.* 55, p.526-535.

Selvi, M., Erkoç, F., "<http://www.tiptr.com/medicine/anatomi/1090-beyin-anatomisi>"

Shamsi, S., Wu, D. G., Chen, J., Liu R., Kainz, W. (2006), "SAR evaluation of pregnant woman models in 64 Mhz MRI Birdcage coil", *Microwave Symposium Digest, IEEE MTT-S International*, 11-16 June 2006, pages:225-228.

- Sihvola, A.(1999), "Electromagnetic Mixing Formulas and Applications", IEEE Electromagnetic Waves Series, London.
- Sihvola, A., Lindell, I.(1992), "Polarizability Modeling of Heterogeneous Media", in Dielectric Properties of Heterogeneous Materials, PIER 6 Progress in Electromagnetics Research, A. Priou, Ed. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier, pp. 101-151.
- Stuchly, M. A., Abrishamkar, H., Strydom, M. L.(2006), "Numerical Evaluation of Radio Frequency Power Deposition in Human Models during MRI", Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, Aug 30-Sept 3 2006, New York City, USA.
- Sullivan, D. M., Gandhi, O. P., Taflove, A.(1988), "Use of the Finite-Difference Time-Domain Method for Calculating EM Absorption in Man Models", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 35, no.3, March 1988.
- Sullivan, D. M. (2000), "Electromagnetic Simulation Using the FDTD Method", IEEE Press Series on RF and Microwave Technology, New York.
- Syh, H. W., Chu W. K., McConnell, J. R.(1991), "A Microcomputer Based System For MR Imaging Analysis of Brain for Hepatic Encephalopathy", Proceedings of the Fourth Annual Computer-Based Medical Systems IEEE Symposium, 12-14 May 1991, Pages:130-134.
- Şengör, T., Tuncay, D.(2004), "Magnetik Rezonans Görüntüleme FDTD Yaklaşımı", URSI - TÜRKİYE'2004 İkinci Ulusal Kongresi, pp. 233-235, Bilkent Üniversitesi, Ankara, 8-10 Eylül 2004.
- Sengor, T., Tokan, F. (2005), "The Evaluation of Scattered Electromagnetic Waves from Walking Human Legs by FDTD Method," 4th International Conference on Electrical and Electronics Engineering, Volume: electronic, pp.: 222-226, 07-11 December 2005, Bursa, Turkey.
- Sengor, T., Ermisoglu, E. (2006) "Determination of the Behavior of Moving Human Body from the Scattered Field Data by Using FDTD Method," IEEE AP-S International Symposium 2006, 09-14 July 2006, Albuquerque, New Mexico, U.S.A. (accepted).
- Sengor, T., Tokan, F., Sakca, H. (2006) "The Scattering of Electromagnetic Waves from Walking Man Body Sectors by Using FDTD," AMEREM Meeting 2006, 09-14 July 2006, Albuquerque, New Mexico, U.S.A. (accepted).
- Taflove, A.(1995), "Computation Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method", MA: Artech House, Boston.
- Taflove, A., Brodwin, M.(1975), "Numerical solution of steady state electromagnetic scattering problems using the time-dependent Maxwell's equations", IEEE Transactions Microwave Theory Tech., vol. 23, pp.623-730.
- Tekşam, M., Kayahan, E. M., Yerli, H., Ağıldere, A. M. (2004), "Radyasyon nekrozu-tümör rekürensisi ayırımında MR perfüzyon ve MR spektroskopisi", Tanısal ve Girişimsel Radyoloji, 10:263-267.
- Tüysüz, M. Z.(2007), "Cep telefonu maruziyeti kaynaklı RF dozimetrisinin FDTD yöntemi ile belirlenmesi", Gazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi(Danışman Yrd. Doc. Dr. Ayse CANSEVEN KURSUN), Ankara.
- Vinitski, S., Mohamed, F., Khalili, K., Gordon, J., Curtis, M., Knobler, R. L., Gonzalez, C. Mack, J.(1996), "Validation of tissue segmentation based on 3D feature map in an animal model of a brain tumor", 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 31 Oct.- 3 Nov. 1996, volume 2, Pages:740-742, Amsterdam.

Yee, K., S. (1966), "Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media", IEEE Transactions Antennas and Propagations, vol. 17, pp. 585-589.

Yelkenci, T.(2002), "Cep Telefonlarının İnsan Kafasında Endüklediği Özgöl Soğurma Oranının Sayısal Hesabı", Uluslararası Radyo Bilimleri Birliği(URSI- Union Radio-Scientifique Internationale) 1. Ulusal Kongresi, İTÜ, İstanbul.

EKLER

- Ek 1 FDTD Yöntemi
- Ek 2 Sınır Koşulları
- Ek 3 Saçılan Alan Formülasyonu
- Ek 4 Ayrık Alan Formülasyonu

Ek 1 FDTD Yöntemi

Zaman domeninde sonlu farklar yöntemi (FDTD: Finite-Difference Time-Domain), ilk olarak 1966 yılında K. S. Yee tarafından kullanılmıştır (Yee, 1966). Daha sonraki yıllarda Taflove, Brodwin, Umashankar, Holland, Kunz ve Lee tarafından FDTD yöntemi geliştirilmiştir, SAR hesaplamalarında da Spiegel, Sullivan, Chen, Wang ve Gandhi tarafından kullanılmıştır (Gandhi, 1990). FDTD, geçici rejimde elektromagnetik alanların kompleks ortamlardaki modellenmesine çok uygundur. EM saçılım problemlerinde, radar uygulamaları ve görüntüleme tekniklerinde de FDTD sıklıkla kullanılmaktadır. FDFD' ye göre FDTD'nin avantajı, sürekli hal incelemesinin yanında geçici hal incelemesine de olanak sağlamasıdır. FDFD' de sadece sürekli hal incelemesi yapılabilmektedir. FDTD' nin temelini zamana bağlı Maxwell denklemlerindeki uzaysal ve zamana bağlı ifadelerin türevinin, leapfrog farklar yöntemine göre ayırık formda ifade edilmesi oluşturur. FDTD algoritması, elektrik ve magnetik alanların zaman adımının yarısı aralıklarla ayrı zamanlarda iterasyonunu içermektedir. Maxwell denklemlerinin çözümü için güçlü ve dinamik bir yöntem olduğu için, tezde kullandığımız denklemlerin çözümünde de FDTD yöntemi kullanılmıştır. FDTD, aynı zamanda dispersif ortam etkilerinde dahil edilebildiği bir yöntemdir (Taflove ve Brodwin, 1975).

Zamana bağlılığı içeren,

$$\Delta \times E = -\frac{\partial B}{\partial t} = -\mu \quad (\text{Ek 1.1})$$

$$\Delta \times H = \frac{\partial D}{\partial t} = \varepsilon \frac{\partial E}{\partial t} \quad (\text{Ek 1.2})$$

den ibaret Maxwell denklemlerinden elektrik ve magnetik alanın zamanla değişimi için,

$$\frac{\partial E}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \Delta \times H \quad (\text{Ek 1.3})$$

$$\frac{\partial H}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \Delta \times E \quad (\text{Ek 1.4})$$

ifadeleri yazılır.

Elektrik alanın x polarize, magnetik alanın y polarize olduğu durumda (Ek 1.3) ve (Ek 1.4) ifadeleri,

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = -\frac{1}{\varepsilon} \frac{\partial H_y}{\partial z} \quad (\text{Ek 1.5})$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \frac{\partial E_x}{\partial z} \quad (\text{Ek 1.6})$$

olur.

Türevlerin ifade edilmesi için kullandığımız nümerik metotlardan merkezi farklar metodunun kullanılması sonucunda denklemlerimiz şu halleri alırlar,

$$\frac{E_x^{n+\frac{1}{2}}(k) - E_x^{n-\frac{1}{2}}(k)}{\Delta t} = -\frac{1}{\varepsilon} \frac{H_y^n(k+1/2) - H_y^n(k-1/2)}{\Delta x} \quad (\text{Ek 1.7})$$

$$\frac{H_y^{n+1}(k+1/2) - H_y^n(k+1/2)}{\Delta t} = -\frac{1}{\mu} \frac{E_x^{n+1/2}(k+1) - E_x^{n+1/2}(k)}{\Delta x} \quad (\text{Ek 1.8})$$

Bu denklemlerde n zaman, k da aradaki aralıkların ifadesi için kullanılmaktadır. Burada $t=n.\Delta t$ ve $x=k.\Delta x$ dir. Yukarıdaki ifadelerde geçtiği üzere, FDTD yönteminde kullanılmak üzere Δx hücre kesiti uzunluğu ve Δt zaman adımı çok dikkatli bir şekilde belirlenmelidir.

H_y^n		$k-3/2$	$k-1/2$	$k+1/2$	$k+3/2$	$k+5/2$
				\ /		
$E_x^{n+1/2}$	$k-2$	$k-1$	k	$k+1$	$k+2$	
				\ /		
H_y^{n+1}		$k-3/2$	$k-1/2$	$k+1/2$	$k+3/2$	$k+5/2$

Şekil Ek1.1 Elektrik ve magnetik alanın FDTD formülasyonu. Hesaplamak istediğimiz herhangi bir alan bileşeni için, bu alana komşu olan diğer alan bileşenleri kullanılır.

$$E_x^{n+1/2}(k) = E_x^{n-1/2}(k) - \frac{\Delta t}{\epsilon.\Delta x} [H_y^n(k+1/2) - H_y^n(k-1/2)] \quad (\text{Ek 1.9})$$

$$H_y^{n+1}(k+1/2) = H_y^n(k+1/2) - \frac{\Delta t}{\mu.\Delta x} [E_x^{n+1/2}(k+1) - E_x^{n+1/2}(k)] \quad (\text{Ek 1.10})$$

Ek 2 Sınır Koşulları

Aynı zaman adımı için, komşu hücrelerin teğetsel elektrik ve magnetik alanları birbirine eşit olmaktadır. Bu komşu hücrelerin dielektrik geçirgenlik ve iletkenlikleri birbirinden farklı değerlere sahiptirler.

$\varepsilon(t; n_x - 1, n_y, n_z) \neq \varepsilon(t; n_x, n_y, n_z)$ ve $\sigma(t; n_x - 1, n_y, n_z) \neq \sigma(t; n_x, n_y, n_z)$ için;

$$E_t(t; n_x - 1, n_y, n_z) = E_t(t; n_x, n_y, n_z) \quad (\text{Ek2.1})$$

$$H_t(t; n_x - 1, n_y, n_z) = H_t(t; n_x, n_y, n_z) \quad (\text{Ek2.2})$$

$\varepsilon(t; n_x, n_y - 1, n_z) \neq \varepsilon(t; n_x, n_y, n_z)$ ve $\sigma(t; n_x, n_y - 1, n_z) \neq \sigma(t; n_x, n_y, n_z)$ için;

$$E_t(t; n_x, n_y - 1, n_z) = E_t(t; n_x, n_y, n_z) \quad (\text{Ek2.3})$$

$$H_t(t; n_x, n_y - 1, n_z) = H_t(t; n_x, n_y, n_z) \quad (\text{Ek2.4})$$

$\varepsilon(t; n_x, n_y, n_z - 1) \neq \varepsilon(t; n_x, n_y, n_z)$ ve $\sigma(t; n_x, n_y, n_z - 1) \neq \sigma(t; n_x, n_y, n_z)$ için;

$$E_t(t; n_x, n_y, n_z - 1) = E_t(t; n_x, n_y, n_z) \quad (\text{Ek2.5})$$

$$H_t(t; n_x, n_y, n_z - 1) = H_t(t; n_x, n_y, n_z) \quad (\text{Ek2.6})$$

Aktif kalkanın bulunduğu noktalarda ise teğetsel bileşenler şu şekildedir;

$$E_t(t; n_x, n_y, n_z) = 0 \quad (\text{Ek2.7})$$

$$H_t(t; n_x, n_y, n_z) = 0 \quad (\text{Ek2.8})$$

Ek 3 Saçılan Alanın Formülasyonu

Maxwell denklemleri, σ iletkenlikli ortamlar için zamana bağlı olarak şu şekilde ifade edilir:

$$\varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = \nabla \times \vec{H} - \vec{J} \quad (\text{Ek 3.1})$$

$$\frac{\partial \vec{H}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \nabla \times \vec{E} - \vec{\mu} \quad (\text{Ek 3.2})$$

\vec{J} elektriksel yük yoğunluğu, $\vec{J} = \sigma \cdot \vec{E}$ ve $\vec{\mu}$ magnetik yük yoğunluğu $\vec{\mu} = \sigma^* \cdot \vec{H}$ şeklinde yazılırsa, (Ek 3.1)'in son hali şöyle olur:

$$\frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \nabla \times \vec{H} - \frac{\sigma}{\varepsilon} \cdot \vec{E} \quad (\text{Ek 3.3})$$

$$\frac{\partial \vec{H}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \nabla \times \vec{E} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H} \quad (\text{Ek 3.4})$$

Toplam elektrik ve magnetik alanlar, gelen ve saçılan alanlar toplamına eşittir.

$$\vec{E}^{\text{Toplam}} = \vec{E}^{\text{Gelen}} + \vec{E}^{\text{Saçılan}}$$

$$\vec{H}^{\text{Toplam}} = \vec{H}^{\text{Gelen}} + \vec{H}^{\text{Saçılan}}$$

Maxwell denklemlerini toplam için yazarsak, şu ifadeleri elde ederiz:

$$\nabla \times \vec{H}^{\text{Toplam}} = \varepsilon \frac{\partial \vec{E}^{\text{Toplam}}}{\partial t} - \sigma \cdot \vec{E}^{\text{Toplam}} \quad (\text{Ek 3.5})$$

$$\nabla \times \vec{E}^{\text{Toplam}} = -\mu \frac{\partial \vec{H}^{\text{Toplam}}}{\partial t} - \sigma^* \cdot \vec{H}^{\text{Toplam}} \quad (\text{Ek 3.6})$$

Gelen alanın boşluk için ifadesi şu şekildedir:

$$\nabla \times \vec{H}^{\text{Gelen}} = \varepsilon_0 \frac{\partial \vec{E}^{\text{Gelen}}}{\partial t} \quad (\text{Ek 3.7})$$

$$\nabla \times \vec{E}^{\text{Gelen}} = -\mu_0 \frac{\partial \vec{H}^{\text{Gelen}}}{\partial t} \quad (\text{Ek 3.8})$$

Saçılan alan ifadelerini, toplam alanları açık şekilde yazıp, gelen alanları bu ifadelerden çıkararak elde ederiz:

$$\nabla \times \vec{H}^{\text{Toplam}} = \nabla \times (\vec{H}^{\text{Gelen}} + \vec{H}^{\text{Saçılan}}) = \varepsilon \frac{\partial (\vec{E}^{\text{Gelen}} + \vec{E}^{\text{Saçılan}})}{\partial t} - \sigma \cdot (\vec{E}^{\text{Gelen}} + \vec{E}^{\text{Saçılan}}) \quad (\text{Ek 3.9})$$

$$\nabla \times \vec{E}^{\text{Gelen}} = \nabla \times (\vec{E}^{\text{Gelen}} + \vec{E}^{\text{Saçılan}}) = -\mu \frac{\partial (\vec{H}^{\text{Gelen}} + \vec{H}^{\text{Saçılan}})}{\partial t} - \sigma^* \cdot (\vec{H}^{\text{Gelen}} + \vec{H}^{\text{Saçılan}}) \quad (\text{Ek 3.10})$$

$$\nabla \times \vec{H}^{\text{Saçılan}} = (\varepsilon - \varepsilon_0) \frac{\partial \vec{E}^{\text{Gelen}}}{\partial t} + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}^{\text{Saçılan}}}{\partial t} + \sigma \cdot \vec{E}^{\text{Saçılan}} + \sigma \cdot \vec{E}^{\text{Gelen}} \quad (\text{Ek 3.11})$$

$$\nabla \times \vec{E}^{\text{Saçılan}} = (\mu - \mu_0) \frac{\partial \vec{H}^{\text{Gelen}}}{\partial t} - \mu \frac{\partial \vec{H}^{\text{Saçılan}}}{\partial t} - \sigma^* \cdot \vec{H}^{\text{Saçılan}} - \sigma^* \cdot \vec{H}^{\text{Gelen}} \quad (\text{Ek 3.12})$$

Ayrık alan formülasyonunda kullanılacak saçılan alan ifadeleri şu şekilde olur:

$$\frac{\partial \vec{E}^{Saçılan}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \nabla_X \vec{H}^{Saçılan} - \frac{(\epsilon - \epsilon_0)}{\epsilon} \frac{\partial \vec{E}^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}^{Saçılan} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}^{Gelen} \quad (\text{Ek 3.13})$$

$$\frac{\partial \vec{H}^{Saçılan}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \nabla_X \vec{E}^{Saçılan} - \frac{(\mu - \mu_0)}{\mu} \frac{\partial \vec{H}^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}^{Saçılan} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}^{Gelen} \quad (\text{Ek 3.14})$$

$$\frac{\partial \vec{E}_x^{Saçılan}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left(\frac{\partial \vec{H}_z^{Saçılan}}{\partial y} - \frac{\partial \vec{H}_y^{Saçılan}}{\partial z} \right) - \frac{(\epsilon - \epsilon_0)}{\epsilon} \frac{\partial \vec{E}_x^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}_x^{Saçılan} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}_x^{Gelen} \quad (\text{Ek 3.15})$$

$$\frac{\partial \vec{E}_y^{Saçılan}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left(\frac{\partial \vec{H}_x^{Saçılan}}{\partial z} - \frac{\partial \vec{H}_z^{Saçılan}}{\partial x} \right) - \frac{(\epsilon - \epsilon_0)}{\epsilon} \frac{\partial \vec{E}_y^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}_y^{Saçılan} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}_y^{Gelen} \quad (\text{Ek 3.16})$$

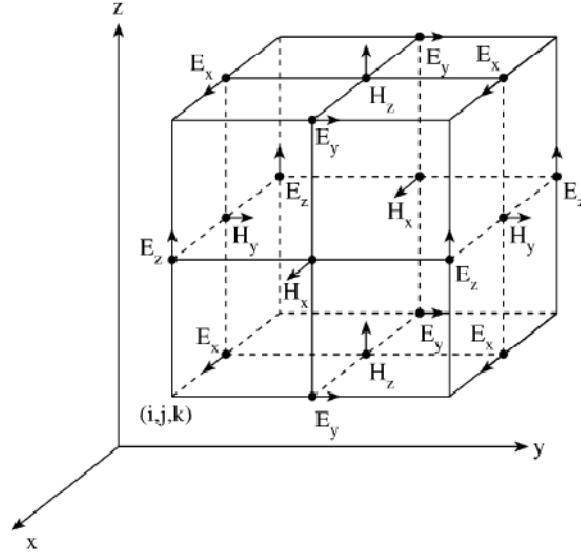
$$\frac{\partial \vec{E}_z^{Saçılan}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left(\frac{\partial \vec{H}_y^{Saçılan}}{\partial x} - \frac{\partial \vec{H}_x^{Saçılan}}{\partial y} \right) - \frac{(\epsilon - \epsilon_0)}{\epsilon} \frac{\partial \vec{E}_z^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}_z^{Saçılan} - \frac{\sigma}{\epsilon} \cdot \vec{E}_z^{Gelen} \quad (\text{Ek 3.17})$$

$$\frac{\partial \vec{H}_x^{Saçılan}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial \vec{E}_z^{Saçılan}}{\partial y} - \frac{\partial \vec{E}_y^{Saçılan}}{\partial z} \right) - \frac{(\mu - \mu_0)}{\mu} \frac{\partial \vec{H}_x^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}_x^{Saçılan} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}_x^{Gelen} \quad (\text{Ek 3.18})$$

$$\frac{\partial \vec{H}_y^{Saçılan}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial \vec{E}_x^{Saçılan}}{\partial z} - \frac{\partial \vec{E}_z^{Saçılan}}{\partial x} \right) - \frac{(\mu - \mu_0)}{\mu} \frac{\partial \vec{H}_y^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}_y^{Saçılan} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}_y^{Gelen} \quad (\text{Ek 3.19})$$

$$\frac{\partial \vec{H}_z^{Saçılan}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial \vec{E}_y^{Saçılan}}{\partial x} - \frac{\partial \vec{E}_x^{Saçılan}}{\partial y} \right) - \frac{(\mu - \mu_0)}{\mu} \frac{\partial \vec{H}_z^{Gelen}}{\partial t} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}_z^{Saçılan} - \frac{\sigma^*}{\mu} \vec{H}_z^{Gelen} \quad (\text{Ek 3.20})$$

Ek 4 Ayrık Alan Formülasyonu



Şekil Ek 4.1 Yee Hücresi

$t=n.\Delta t$, $x=i.\Delta x$, $y=j.\Delta y$ ve $z=k.\Delta z$ olmak üzere; türevlerin ifade edilebilmesi için kullanılan nümerik metotlardan merkezi farklar metodunu kullanılarak (Ek 1.7) ve (Ek 1.8)'de iki boyutlu bir uygulama için yazılmış olan ifadelerin, (Ek 3.13) ve (Ek 3.14) denklemlerinde üç boyuta uygulanmasıyla şu ifadeler elde edilir;

$$H_x^{sn}(i, j, k) = \left(\frac{\mu}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_x^{s^{n-1}}(i, j, k) + \left(\frac{\sigma^* \cdot \Delta t}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_x^g(i, j, k) - \left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_x^g(i, j, k) +$$

$$\left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_x^{g^{n-1}}(i, j, k) - \left(\frac{\Delta t}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot \left[\frac{E_z^{s^{n-1/2}}(i,j,k) - E_z^{s^{n-1/2}}(i,j-1,k)}{\Delta y} - \frac{E_y^{s^{n-1/2}}(i,j,k) - E_y^{s^{n-1/2}}(i,j,k-1)}{\Delta z} \right] \text{(Ek 4.1)}$$

$$H_y^{sn}(i, j, k) = \left(\frac{\mu}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_y^{s^{n-1}}(i, j, k) + \left(\frac{\sigma^* \cdot \Delta t}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_y^g(i, j, k) - \left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_y^g(i, j, k) +$$

$$\left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_y^{g^{n-1}}(i, j, k) + \left(\frac{\Delta t}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot \left[\frac{E_z^{s^{n-1/2}}(i,j,k) - E_z^{s^{n-1/2}}(i-1,j,k)}{\Delta x} - \frac{E_x^{s^{n-1/2}}(i,j,k) - E_x^{s^{n-1/2}}(i,j,k-1)}{\Delta z} \right] \text{(Ek 4.2)}$$

$$H_z^{sn}(i, j, k) = \left(\frac{\mu}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_z^{s^{n-1}}(i, j, k) + \left(\frac{\sigma^* \cdot \Delta t}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_z^g(i, j, k) - \left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_z^g(i, j, k) +$$

$$\left(\frac{\mu - \mu_0}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot H_z^{g^{n-1}}(i, j, k) - \left(\frac{\Delta t}{\mu + \sigma^* \cdot \Delta t} \right) \cdot \left[\frac{E_y^{s^{n-1/2}}(i,j,k) - E_y^{s^{n-1/2}}(i-1,j,k)}{\Delta x} - \frac{E_x^{s^{n-1/2}}(i,j,k) - E_x^{s^{n-1/2}}(i,j-1,k)}{\Delta y} \right] \text{(Ek 4.3)}$$

$$\begin{aligned}
E_x^{s^{n+1/2}}(i, j, k) &= \left(\frac{\varepsilon}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) E_x^{s^{n-1/2}}(i, j, k) - \left(\frac{\sigma \Delta t}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) E_x^{g^{n+1/2}}(i, j, k) - \left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) \cdot E_x^{g^{n+1/2}}(i, j, k) + \\
&\left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) \cdot E_x^{g^{n-1/2}}(i, j, k) + \left(\frac{\Delta t}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) \cdot \left[\frac{H_z^{s^{n-1}}(i, j, k) - H_z^{s^{n-1}}(i, j-1, k)}{\Delta y} - \frac{H_y^{s^{n-1}}(i, j, k) - H_y^{s^{n-1}}(i, j, k-1)}{\Delta z}\right] \quad (\text{Ek 4.4})
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
E_y^{s^{n+1/2}}(i, j, k) &= \left(\frac{\varepsilon}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) E_y^{s^{n-1/2}}(i, j, k) - \left(\frac{\sigma \Delta t}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) E_y^{g^{n+1/2}}(i, j, k) - \left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) \cdot E_y^{g^{n+1/2}}(i, j, k) + \\
&\left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) \cdot E_y^{g^{n-1/2}}(i, j, k) - \left(\frac{\Delta t}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) \cdot \left[\frac{H_z^{s^{n-1}}(i, j, k) - H_z^{s^{n-1}}(i-1, j, k)}{\Delta x} - \frac{H_x^{s^{n-1}}(i, j, k) - H_x^{s^{n-1}}(i, j, k-1)}{\Delta z}\right] \quad (\text{Ek 4.5})
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
E_z^{s^{n+1/2}}(i, j, k) &= \left(\frac{\varepsilon}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) E_z^{s^{n-1/2}}(i, j, k) - \left(\frac{\sigma \Delta t}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) E_z^{g^{n+1/2}}(i, j, k) - \left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) \cdot E_z^{g^{n+1/2}}(i, j, k) + \\
&\left(\frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) \cdot E_z^{g^{n-1/2}}(i, j, k) + \left(\frac{\Delta t}{\varepsilon + \sigma \Delta t}\right) \cdot \left[\frac{H_y^{s^{n-1}}(i, j, k) - H_y^{s^{n-1}}(i-1, j, k)}{\Delta x} - \frac{H_x^{s^{n-1}}(i, j, k) - H_x^{s^{n-1}}(i, j-1, k)}{\Delta y}\right] \quad (\text{Ek 4.6})
\end{aligned}$$

ÖZGEÇMİŞ

Doğum tarihi 05.05.1982

Doğum yeri Ordu/Gölköy

Lise 1995-1999 Nevzat Ayaz Yabancı Dil Ağırlıklı Lisesi

Lisans 1999-2005 Yıldız Üniversitesi Elektrik-Elektronik Fak.
Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü

Yüksek Lisans 2005-2008 Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim
Dalı, Haberleşme Mühendisliği Programı

Çalıştığı kurumlar

2005-2007 Yıldız Teknik Üniversitesi, Elektronik ve
Haberleşme Mühendisliği Bölümü, Elektromagnetik
Alanlar ve Mikrodalga Tekniği Ana Bilim Dalı,
Araştırma Görevlisi