

3T MRI TARAYICIDA Ag/AgCl ELEKTROTLARIN  
ISINMA ETKİSİ ÜZERİNE MR TERMOGRAFI VE  
BENZETİM ÇALIŞMASI

ABDULLAH KEPCEOĞLU



T.C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

3T MRI TARAYICIDA Ag/AgCl ELEKTROTLARIN ISINMA ETKİSİ  
ÜZERİNE MR TERMOGRAFI VE BENZETİM ÇALIŞMASI

Abdullah KEPCEOĞLU

Yar. Doç. Dr. Cengiz AKAY  
(Danışman)

Yüksek Lisans Tezi  
Fizik Bölümü  
Bursa, 2012

## TEZ ONAYI

ABDULLAH KEPCEOĞLU tarafından hazırlanan “3T MRI TARAYICIDA Ag/AgCl ELEKTROTLARIN ISINMA ETKİSİ ÜZERİNE MR TERMOGRAFI VE BENZETİM ÇALIŞMASI” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü FİZİK Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

**Danışman:** Yrd. Doç. Dr. Cengiz AKAY

**Başkan** Yrd. Doç. Dr. Cengiz AKAY  
U.Ü. Fen Edebiyat Fakültesi  
Fizik Anabilim Dalı

İmza



**Üye:** Yrd. Doç. Dr. Hüseyin OVALIOĞLU  
U.Ü. Fen Edebiyat Fakültesi  
Fizik Anabilim Dalı

İmza

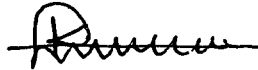


**Üye:** Prof. Dr. Metin Öztürk  
U.Ü. Fen Edebiyat Fakültesi  
Matematik Anabilim Dalı

İmza



**Yukarıdaki sonucu onaylarım**



**Prof. Dr. Kadri ARSLAN**  
Enstitü Müdürü  
26/03/2012

## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

3T MRI TARAYICIDA Ag/AgCl ELEKTROTLARIN ISINMA ETKİSİ ÜZERİNE  
MR TERMOGRAFI VE BENZETİM ÇALIŞMASI

**Abdullah KEPCEOĞLU**

Uludağ Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

**Danışman:** Yrd.Doç.Dr. Cengiz AKAY

Bu çalışmada amaç, EEG/fMRI'de kullanılan fantom üzerine yerleştirilmiş iki farklı tip Ag/AgCl elektrotların (ilki 1,5mm-sıkıştırılabilir güvenlik soketi ve 150cm uzun ömürlü kablolu B10-S-150 Ag/AgCl sintere edilmiş halka elektrot ve ikincisi, 100cm light-duty leadwire ve 1,5mm-touchproof güvenlik soketi ve sensöre yakın noktada 5 kOhm değerinde direnç bulunan B12-LS-100 Ag/AgCl sintere edilmiş FE-elektrot) ısınma etkilerinin incelenmesidir. Bu amaç doğrultusunda önce FDTD programı (XFDTD, REMCOM Co., State College, PA) ile fantomda soğrulan güç hesaplanmıştır. Daha sonra 3T Siemens Trio (Erlangen, Germany) MRI cihazında EPI (ep2d\_seg/ ep\_seg\_fid) sekansında 60 dakika taranmış ve elde edilen görüntülerden fantomdaki sıcaklık değişimi hesaplanmıştır. İstatistiksel olarak bu sonuçlar karşılaştırılmış ve sonucunda Ag/AgCl sintere edilmiş pin elektrotun (B12-LS-100) EEG/fMRI'de kullanılmasının daha iyi olduğu ve daha az ısınmaya yol açacağı belirlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** SAR, FDTD, PRF, EPI, MR Termometre, Ag/AgCl Elektrot, Fantom, 3T MRI, EEG/fMRI

**2012, x + 60 sayfa.**

## **ABSTRACT**

MSc Thesis Thesis

### **SIMULATION AND MRI THERMOGRAPHY STUDY OF THE HEATING EFFECTS ON Ag/AgCl ELECTRODES IN 3T MRI SCANNER**

**Abdullah KEPCEOĞLU**

Uludağ University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Physics

**Supervisor:** Asst. Prof. Dr. Cengiz AKAY

The aim of this study is investigate the heating effects on the two different types of Ag/AgCl electrodes (the first B10-S-150 Ag/AgCl sintered ring electrode with 1,5mm-touchproof safety socket and 150cm heavy-duty lead wire and the second, B12-LS-100 Ag/AgCl sintered FE-electrode with 100cm light-duty lead wire and 1,5mm-touchproof safety socket with 5 k $\Omega$  resistor near sensor) mounted on the surface of the phantom, used in EEG/fMRI. For this purpose, firstly RF deposited power has been simulated using FDTD method (XFDTD, REMCOM Co., State College, PA). Then, phantom scanned in 3T Siemens Trio (Erlangen, Germany) MRI scanner with EPI (ep2d\_seg/ ep\_seg\_fid) sequence for 60 minute and temperature change has been calculated using obtained images. These results are compared statistically and it is obtained that Ag/AgCl Pin electrode (B12-LS-100) is better to be use in EEG/fMRI for reducing temperature increase.

**Key words:** SAR, FDTD, PRF, EPI, MR Thermometry, Ag/AgCl Electrode, Phantom, 3T MRI, EEG/fMRI

**2012, x + 60 pages.**

## TEŞEKKÜR

Çalıştığımız konuları açık ve kolay kılması ve ilham verici rehberliği dolayısıyla saygıdeğer danışman hocam Doç. Dr. Cengiz Akay'a, doğayı anlama maceramın öncüsü olması ve her türlü desteği esirgememesi dolayısıyla Prof. Dr. İlhan Tapan hocama kalpten teşekkürlerimi sunarım.

I would like to thank to Prof. Stefaan Vandenberghe and Hans Hallez from research group MEDISIP in Gent to give me a chance to resarch on MRI and Gregor Strobbe, assistance with preparing gel phantom (in his home) and thanks to Prof. Yvees De Deene who has a great MRI book that beneficial to me. I am especially grateful to Barış Yeşilyurt from EASYCAP GmbH (Germany) provide the EEG electrodes.

Üniversite yıllarımda ev arkadaşım olarak yaşamak zahmetine katlanan Samet Uzun'a ve dostlarım Ahmet Narin'e, Habil Vatasever'e, Muhammet Ali Yücel'e ve Gent'te bulunduğum süre boyunca manevi desteklerini esirgemeyen Türk Cemaati'ne ayrıca müteşekkirim.

Belçika'da ziyaretime gelen ve bir yabancı olarak aynı duyguları paylaştığımız kardeşim Harun Karcı'ya ve Bukhbat Byambadorj'a teşekkürü bir borç bilirim.

Kuzenim İbrahim ve saygıdeğer eşi Gülşah'a destekleri, kardeşlerim Meryem ve Emine'ye yaptıkları patlamış mısırlar dolayısıyla teşekkürler.

Son olarak, Anne ve Babam'a beni var etmeleri, koruyup sevgiyle büyütmeleri ve eğitimim için hiçbir fedakârlıktan kaçınmamaları, yaşatmak için yaşamaları dolayısıyla teşekkürler. Güzel olanların en güzeli sizlerle olsun.

Abdullah KEPCEOĞLU

## İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER .....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ .....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	x
1. GİRİŞ .....	1
2. TEORİK ALTYAPI.....	3
2.1 Tarihsel Arkaplan .....	3
2.2 NMR Teorisi .....	10
2.2.1 Nükleer Miknatıslanma .....	10
2.2.2 Larmor Salınımı .....	14
2.2.3 Durulma Olayı.....	17
2.2.4 FID.....	18
2.2.5 Uzaysal Kodlama .....	19
2.2.6 EPI (Eko Planer Görüntüleme).....	22
2.3 MR Termometri Teorisi.....	24
2.3.1 Faz Açma (Phase Unwrapping).....	26
2.4 SAR (Özgül Soğurma Oranı).....	26
2.5 EEG-fMRI .....	28
2.5.1 EEG-fMRI ve Güvenlik .....	29
3. MATERYALLER VE YÖNTEMLER.....	33
3.1 Simülasyonlar .....	33

3.1.1 MRI Bobini.....	33
3.2 Fantom Hazırlanışı.....	36
3.3 MR Termografi.....	38
4. SONUÇLAR.....	43
4.1 Simülasyon Sonuçları.....	43
4.2 Termografik Sonuçlar.....	47
4.3 İstatistiksel Sonuçlar.....	49
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	53
KAYNAKLAR.....	55
ÖZGEÇMİŞ.....	60



## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklama</b>
$\tau$	Atma (Puls) Süresi
$P_{abs}$	Soğrulan Güç
$k_{\beta}$	Boltzmann Sabiti
$E$	Elektrik Alanı
$\sigma$	Elektriksel İletkenlik
$\mathbf{B}$	Harici Manyetik Alan Vektörü
$\mathbf{G}_{x,y,z}$	Gradyent Alanı Vektörü
$m_l$	Kuantum Sayısı
$\hbar$	Planck Sabiti
$\gamma$	Jiromanyetik Oran
$\omega_L$	Larmor Frekansı
$B_{loc}$	Yerel Manyetik Alan
$\mathbf{M}_z$	Boyuna Mıknatıslanma Vektörü
$\mathbf{M}$	Mıknatıslanma Vektörü
$\mu$	Nükleer Manyetik Moment
$\mu_r$	Bağıl Geçirgenlik
$\mathbf{J}$	Spin Açısız Momentum
$C$	Öz Isı Sığası
$T_1$	Spin-Örgü Durulma Zaman Sabiti
$\mathbf{B}_0$	Durağan Manyetik Alan
$T_2$	Spin-Spin Durulma Zaman Sabiti
$\mathbf{L}$	Tork
$\sigma_{tot}$	Toplam Perdeleme Sabiti
$\mathbf{M}_{xy}$	Enine Mıknatıslanma Vektörü

<b>Kısaltmalar</b>	<b>Açıklama</b>
ANOVA	Varyans Analizi
EEG	Elektroensefalografi
EEG/fMRI	EEG ilişkili fMRI
EPI	Eko Planer Görüntüleme
FDTD	Zaman Domeyninde Sonlu Farklar
FID	Serbest İndüksiyon Bozunumu
fMRI	Fonksiyonel Manyetik Rezonans Görüntüleme
HF	Yüksek Frekans
NMR	Nükleer Manyetik Rezonans
PEC	Mükemmel Elektrik İletken
PML	Mükemmel Eşlenmiş Katmanlar
PRF	Proton Rezonans Frekansı
RF	Radyo Frekans
SE	Spin Eko
TR	Tekrarlanma Zamanı
SNR	Sinyal-Gürültü Oranı
SAR	Özgül Soğrulma Oranı
TE	Eko Zamanı
UHF	Ultra Yüksek Frekans

## ŞEKİLLER DİZİNİ

### Sayfa

Şekil 2.1 NMR Kronolojisi (De Deene Yves, 2010) .....	4
Şekil 2.2 Açısal Momentum.....	12
Şekil 2.3 Uygulanan manyetik alan $B_0$ ile spin düzeyleri arasındaki orantılı olarak artan enerji farkları.....	13
Şekil 2.4: (a) Temel deneysel düzenek ve (b) Elde edilen FID sinyali (Magill, Arthur W. 2007).....	19
Şekil 2.5 MR görüntülemeye kullanılan manyetik alanlar.....	20
Şekil 2.6 (a) Blipped EPI sekansı için zamanlama diyagramı ve (b) Sonucu olarak k-uzayındaki izdüşümleri (Holgersson R, Svård M. 2007). .....	22
Şekil 2.7 EPI sekansında oluşan FID sinyali. ....	23
Şekil 3.1 MRI Birdcage Bobini ve fantom modeli .....	34
Şekil 3.2 Ag/AgCl sintere edilmiş FE pin elektrot modeli .....	35
Şekil 3.3 Ag/AgCl sintere edilmiş halka elektrot modeli .....	35
Şekil 3.4 Deneylerde kullanılan elektrotlar.....	35
Şekil 3.5 Fantom hazırlama süreçleri ve kullanılan malzemeler .....	37
Şekil 3.6 Hazırlanmış jel fantomun MRI taramasından önce çekilmiş fotoğrafı.....	38
Şekil 3.7 İlk ve son genlik görüntüleri .....	39
Şekil 3.8 İlk ve son faz görüntüleri .....	39
Şekil 3.9 Arkaplan gürültüsünü engellemek için kullanılan maskeler.....	40
Şekil 3.10 Maskelenmiş faz görüntüleri.....	40
Şekil 3.11 Itoh algoritması kullanarak faz çözme (unwrapping) görüntüsü .....	41
Şekil 3.12 Costantini algoritması kullanarak faz çözme görüntüsü.....	41
Şekil 3.13 Goldstein yöntemini kullanarak oluşturulan faz çözme görüntüsü.....	41
Şekil 3.14 İlk ve son görüntüler arası faz farkı görüntüsü .....	42
Şekil 4.1 SAR simülasyon sonuçları merkez kesit (sagittal) görünümü (y-ekseni)..	44
Şekil 4.2 39.81mm'den 24.27mm derinliğe kadar SAR değerleri – Uzunluk grafiği	44
Şekil 4.3 22.33mm'den 0.97mm derinliğe kadar SAR değerleri – Uzunluk grafiği .	45
Şekil 4.4 -0.97mm'den -20.39mm derinliğe kadar SAR değerleri – Uzunluk grafiği	45
Şekil 4.5 -22.33mm'den -39.81mm derinliğe kadar SAR değerleri – Uzunluk grafiği	46
Şekil 4.6 SAR değerleri - Uzunluk (y-ekseni) grafiği .....	46

Şekil 4.7 MRI termografi yöntemi ile oluşturulmuş sıcaklık değişimi görüntüsü.....	47
Şekil 4.8 Elektrotlar altındaki sıcaklık profilleri.....	48

## ÇİZELGELER DİZİNİ

	<b>Sayfa</b>
Tablo 2.1 Bazı NMR aktif çekirdeklerin özellikleri Göreli duyarlılık ( $\gamma/\gamma_{\text{proton}}$ ) <sup>3</sup> olarak verilmiştir (Callaghan P. 1991).....	11
Tablo 2.2. (0.01 -10) GHz frekanslarında manyetik alan için SAR üst değer sınırları	29
Tablo 2.3 Güvenlik ve görüntü kalitesi araştırmaları (Tarnanen I. 2005) .....	31
Tablo 3.1 Birdcage bobini için indüktans hesaplamaları sonuçları .....	36
Tablo 4.1 SAR değerleri için istatistiksel sonuçlar .....	50
Tablo 4.2 MR termografik sonuçlar için istatistiksel sonuçlar .....	50
Tablo 4.3 ANOVA sonuçları .....	51
Tablo 4.4 Elektrotlara göre sıcaklık değerleri.....	51
Tablo 4.5 Elektrot tiplerinin sıcaklık etkilerine göre karşılaştırılmasının istatistiksel sonuçları .....	52

## 1. GİRİŞ

Klinik araştırmalarda EEG/fMRI yönteminin geniş olarak kullanılmaya başlamasını takiben MR tarayıcılarda kullanılan EEG elektrotlarında güvenlik önemli bir araştırma konusu olmuştur. EEG/fMRI de güvenlik konusu yalnızca birkaç araştırma grubu tarafından incelenmiştir (bkz. Tablo 2.2). Araştırmalarda en büyük ilgi elektrotlarda, kablolarda ve doku çevresinde oluşan RF kaynaklı ısınma üzerinde yoğunlaşmıştır (Tarnanen Iina, 2005).

Önceki araştırmalarda (Angelone, L. M. ve ark. 2004) manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ile birlikte manyetik olmayan metalik elektroensefalografi (EEG) elektrotları ve kabloları kullanılması durumunda insan kafa dokularında oluşan özgül soğrulma oranı (SAR) değişimleri 3T ve 7T (sırasıyla 128 MHz ve 300 MHz) için benzetim çalışmalarında incelenmiştir.

Canlı dokular ve fantomlarda oluşan MRI kaynaklı sıcaklık değişiklikleri ve SAR dağılımı Oh S. (2010) tarafından incelenmiştir. Bu çalışmada 3T ve 7T için canlı dokular ve fantomlarda SAR dağılımını haritalamak için proton rezonans frekansı kayması tabanlı MR termografi yöntemi kullanılmıştır. SAR haritalarının elde edilmesinde FDTD benzetim yöntemi kullanılmıştır.

Bu çalışmanın amacı şu şekilde tanımlanmıştır; 3T MRI cihazında EEG/fMRI yöntemindeki RF alanı kaynaklı ısınma etkilerini, fantom üzerine yerleştirilmiş farklı iki tip elektrot (ilki 1,5mm-sıkıştırılabilir güvenlik soketi ve 150cm uzun ömürlü kablolu B10-S-150 Ag/AgCl sintere edilmiş halka elektrot ve ikincisi, 100cm light-duty leadwire ve 1,5mm-touchproof güvenlik soketi ve sensöre yakın noktada 5 kOhm değerinde direnç bulunan B12-LS-100 Ag/AgCl sintere edilmiş FE-elektrot) için, MR termografi yöntemi kullanarak incelemektir.

Bu araştırmada cevabı aranan başlıca sorular şunlardır:

- İncelenen iki tip elektrot için SAR benzetim sonuçları nelerdir ve bu sonuçlarda kayda değer anlamlı bir farklılık var mıdır?
- EEG/fMRI'de kullanılan bu iki farklı tip elektrot için sıcaklık değişimlerinde kayda değer anlamlı bir değişiklik var mıdır?

- Elektrotlardan hangisi EEG/fMRI'de kullanılmak için daha uygundur?

Bu sorulara cevap bulabilmek amacıyla jel fantom hazırlanmış ve üzerine elektrotlar yerleştirilmiştir. Daha sonra, SAR değerleri için benzetim çalışması gerçekleştirilmiştir. Sıcaklık değişimleri MR termometri yöntemi ile hesaplanmış ve bulgular sonuçlar bölümünde verilmiştir.

2. bölümde kısaca NMR tarihi arkaplanı sunulmuştur. NMR teorisi, Larmor Salınımı, durulma süreçleri, FID (Serbest İndüksiyon Bozunumu), uzaysal kodlama ve EPI (Eko Planer Görüntüleme) de ayrıca sunulmuştur. Sonrasında MR termometri teorisi ve faz açma (unwrapping), SAR, EEG/fMRI yöntemi ile EEG/fMRI'de güvenlik konuları da sunulmuştur.

3. bölümde SAR benzetimi için kullanılan benzetim programı ve program giriş verileri verilmiştir. Jel fantom hazırlanış aşamaları tanıtılmıştır. Sıcaklık değişimlerini elde etmek amacıyla kullanılan MR termografi yöntemi ve incelenen üç farklı faz açma yöntemi de ayrıca verilmiştir.

4. bölümde MR termografi ve benzetim çalışmalarının sonuçları sunulmuştur. Bu sonuçlar istatistikî olarak değerlendirilmiştir.

## 2. TEORİK ALTYAPI

### 2.1 Tarihsel Arkaplan

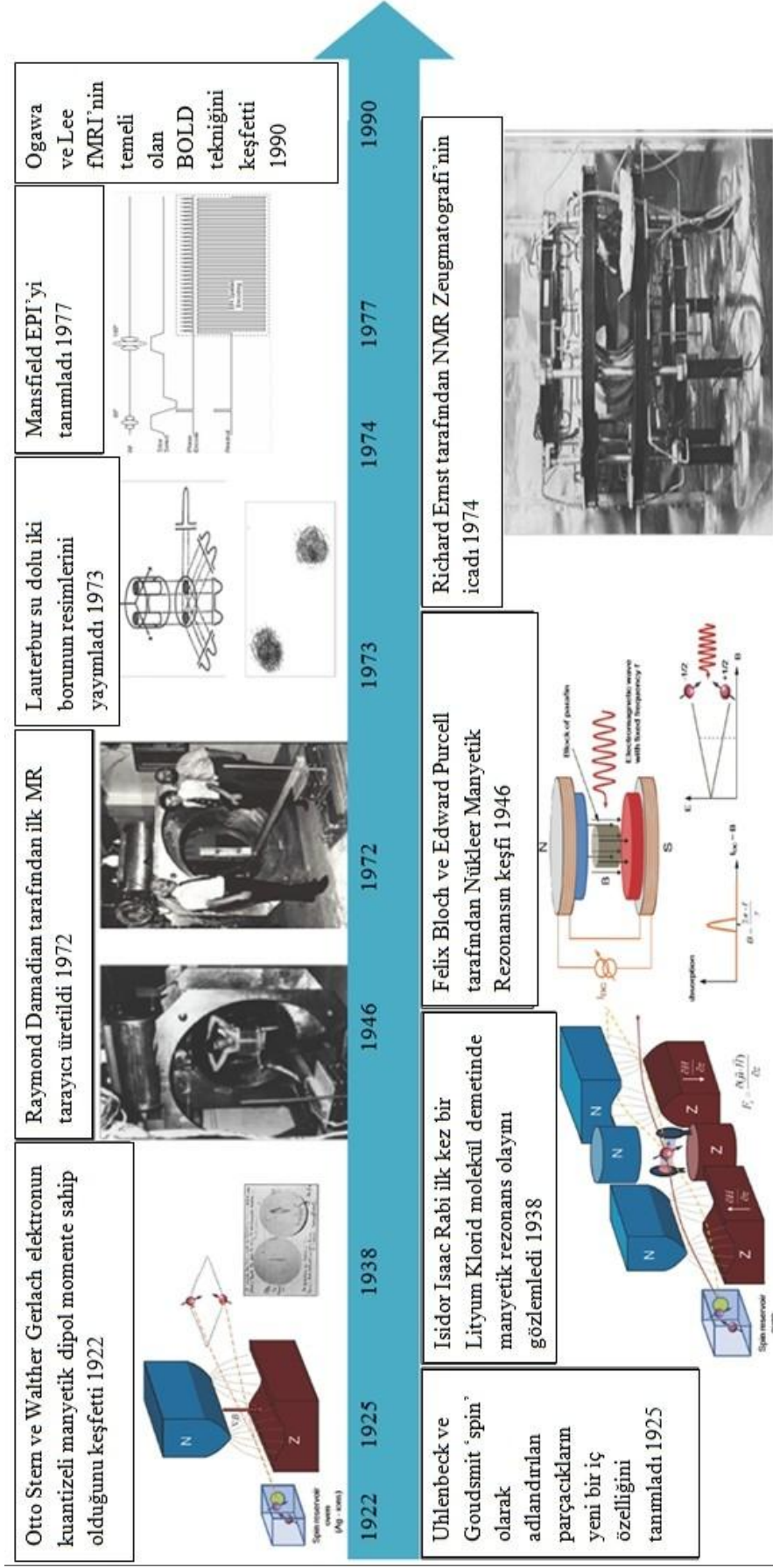
1922 yılında Otto Stern ve Walther Gerlach parçacıkların herhangi bir iç açısal momentuma sahip olup olmadığını belirlemek amacıyla bir deney tasarlamışlardır. Klasik bir sistemde, Güneş etrafında belli bir yörüngede seyreden Dünya örneğinde olduğu gibi, Dünya'nın güneş etrafında ve kendi eksenini etrafında dönmesi (spini) sonucu belirli bir açısal momentuma sahiptir.

Eğer deney elektronlar kullanılarak yapılacak olursa, manyetik alan boyunca yüklü parçacığın kendi yörüngesinin içe doğru bükülmesini (siklotron hareketinde olduğu gibi) karşılayacak şekilde uygun büyüklükte ve yüklü parçacığın yörüngesine enine doğrultuda olacak şekilde bir elektrik alanı uygulanırsa, düz bir yörünge elde edilebilir ve ayrıca elektronun yükü kolaylıkla göz ardı edilebilir. Stern-Gerlach deneyi ayrıca aynı sonucu verecek şekilde, nötr yüklü parçacıkların sadece açısal momentumunu test etmek için tasarlanabilir ki hiçbir elektrostatik olgu hesaba katılmayabilir.

Eğer spin hareketi yapan bir parçacık klasik olarak (Newton mekaniğine uygun olarak) davranıyorsa, parçacıkların spin açısal momentum vektörlerinin dağılımı gerçek anlamda rastgele olduğundan ve her bir parçacık için farklı değerlerde yukarı ve aşağı yönlü olacağından detektör üzerine düşen parçacıklar sürekli bir dağılım gösterecektir. Aksine Stern ve Gerlach, deneylerinde cihazdan geçen gümüş iyonlarının detektör ekranında bıraktığı izi yukarı-aşağı yönlü ve kesin bir miktarda kesikli olduğunu gözlemlemişlerdir. Bunun anlamı spin açısal momentumunun kuantizeli olduğunu ve sadece kesikli değerler alabileceğidir. Olası açısal momentum değerleri için sürekli dağılım söz konusu değildir.

1922 yılında Otto Stern ve Walther Gerlach elektronun kuantizeli manyetik momentinin olduğunu keşfettiler. Kuantum durumları 'spin' olarak adlandırılan bu manyetik dipol momentleri ile ilişkilidir. Homojen manyetik alanda, gümüş iyonlarından oluşan bir demet, elektronların spin durumlarına bağlı olarak aşağıya yahut yukarıya doğru sapacaklardır (bkz. Şekil 2.1). Sonuç olarak ekranda çizgi halinde iki keskin gümüş tortulandığı gözlenecektir.





Şekil 2.1 NMR Kronolojisi (De Deene Yves, 2010)

Bu keşif ile ilişkili olarak şu ilginç anekdot verilebilir; Normalde plaka üzerinde topaklanan gümüş miktarı o kadar küçüktür ki gözle doğrudan görülmez. Ancak, deney boyunca Stern tarafından içilen ucuz ve kükürt içeren sigara dumanı dolayısıyla plakaya gümüş sülfid topaklanmış ve plakadaki iz bu yüzden siyah olarak gözlenebilmiştir.

1925 yılında Uhlenbeck ve Goudsmit bu sonuçları açıklayacak şekilde açıl momentum gibi davranan parçacıklara ait yeni bir iç özelliğin varlığını postüle etmişlerdir. Daha sonra bu iç özellik Pauli tarafından 'spin' olarak adlandırılmıştır. Ancak dönen bir küre benzetimi tam olarak doğru olmayacaktır; çünkü bu benzetmede etrafında dönen ufak elektronun dönme hızının yerel olarak ışık hızından fazla olması gerekecek ve bu özel görelilik teorisinin ihlali anlamına gelecektir.

'Spin' olarak adlandırılan bu yeni özellik herhangi bir parçacığın belirleyici özelliği olan kütle ve yük gibi bir iç özellikte olmalıdır. Kütle ve yükün aksine spin için benzerlik kurabilecek klasik bir özelliğin olmadığı belirtilmelidir. Uhlenbeck ve Goudsmit'in önerilerine uygun olarak parçacıkların spinleri açıl momentum gibi davranmalı ve manyetik moment ile ilişkili olmalıdır.

1926 yılını Ocak ayında Erwin Schrödinger, Annalen der Physik dergisinde dalga mekaniği üzerine "Quantisierung als Eigenwertproblem" (Özdeğer Problemi olarak Kuantumlanma) başlığında bir makale yayımladı ve Schrödinger denklemi olarak adlandırılan kuantum mekaniğinin matematiksel formalizmini oluşturdu. Bu makalede zamandan bağımsız sistemler için dalga denklemlerinin türetilmesini tanımlamış ve hidrojen benzeri atomlar için enerji özdeğerlerini doğru olarak hesaplamıştır. Buna karşın, soğrulma ve emilme spektrumlarındaki ikili (doublet) yapıyı açıklayamamıştır.

Bir yıl sonra Wolfgang Pauli ve Charles Galton Darwin, Pauli matrisleri olarak adlandırılacak olan elektron spini kavramını kuantum mekaniğine kazandırmışlardır. Bu çalışmanın Paul Dirac'ı rölativistik elektron için Dirac denklemlerini oluşturduğu çalışmalarında etkilediği iddia edilse de Dirac aynı matrisleri Pauli'nin etkisi olmadan bağımsız olarak kendi başına aynı zamanlarda bulduğunu da belirtmiştir.

Dirac, görelî davranan fermiyonik spin çalışmalarında benzer matrisleri fakat daha büyük boyutta (4x4) keşfetmiştir.

1933 yılında Stern ve Gerlach nükleer manyetik momentleri dedekte etmelerine imkân verecek şekilde moleküler demet cihazlarının duyarlılıklarını arttırmışlardır. Çalışmalarında nötral hidrojen moleköl demetinin sapmasını gözlemleyip ölçmüşlerdir. 1943 yılında Otto Stern protonun manyetik momentin keşfi ve moleküler demet yöntemine bulunduğu katkılarında dolayı Nobel Fizik Ödölü ile ödüllendirilmiştir.

Flemenk fizikçi Cornelis Jacobus Gorter manyetik alanda nükleer spinin rezonans özelliğini kullanarak nükleer paramanyetizma üzerine çalışmıştır. Deneplerinde başarılı olamasalar da çalışmalarının sonuçları yayımlanmış ve rezonans yönteminin potansiyeli üzerinde büyük bir ilgi toplamıştır.

Nükleer manyetik rezonans olgusu ilk olarak Isidor Isaac Rabi tarafından 1938 yılında keşfedilmiştir. 1930'larda Columbia Üniversitesi'nde Rabi'nin laboratuvarı atomik ve moleküler demet çalışmalarında en büyük merkez konumuna gelmiştir. Rabi ve ekibi Stern ve Gerlach deneyini manyetik alanda seyreden moleküler demeti radyofrekans sinyali ile uyaracak şekilde değiştirmişlerdir (bkz. Şekil 2.1). Titreşen manyetik alanın frekansını söz konusu olan çekirdeğin Larmor frekansına eşit olacak şekilde ayarlandığında rezonans meydana gelir. Bunun sonucunda çekirdeğin spin durumları ayrırır. RF veya harici manyetik alanın ayarlanması ile rezonans meydana gelebilir. 1938 yılında Rabi ve ekibi ilk kez lityum klorid moleköl demetinde manyetik rezonans soğrulmasını gözlemişlerdir.

Rabi araştırmalarında başarılı olmuş ancak Cornelis Jacobus Gorter Eylül 1937'de nükleer manyetik moment ölçme çalışmalarını kendisine göstermiştir. Gorter'in çalışmasının kendi çalışmasıyla olan ilişkisini fark etmesinin ardından deneyini yeniden düzenlemiş ve rezonans olayını deneysel olarak gözlemleyebilmiştir. Bu çalışmasını 1938 yılında "A New Method of Measuring Nuclear Magnetic Moment" adıyla yayımlamıştır. Isidor Isaac Rabi bu keşfinden ötürü 1944 yılında Nobel Fizik Ödölü'ne layık görölmüştür.

İkinci Dünya Savaşı'nın ardından farklı iki grup katılarda nükleer manyetik rezonansı başarılı olarak gözlemlemişlerdir (bkz. Şekil 2.1). Bu gruplardan ilki Harvard'da, Robert Pound, Henry Torrey ve İkinci Dünya Savaşı boyunca MIT radyasyon laboratuvarında radar teknolojisi üzerine çalışan Edward Purcell çalışmaktaydı. Bu gruptan bağımsız eşzamanlı olarak Stanford Üniversitesi'nde Felix Bloch da katılarda nükleer manyetik rezonans olayını gözlemlemiştir. Bloch ve Purcell ikisi beraber 1952 yılında keşiflerinden ötürü Nobel Fizik Ödülü'ne layık görülmüşlerdir.

Purcell-Bloch deneylerinde belirlenmiş bir dalgaboyunda EM RF yayınlanan rezonans frekans kavitesine yerleştirilmiş parafin bloğu kullanmışlardır. Parafin sabitlenmiş kavite elektromıknatısın kutupları arasına yerleştirilmiştir (bkz. Şekil 2.1). Elektromıknatısın akım değerini değiştirerek mıknatısın manyetik alanı ayarlanabilir. Deney sırasında RF soğrulması gözlenmiştir. Manyetik alan şiddetini değiştirirken RF soğrulmasının sadece belirli bir manyetik alan değerinde gerçekleştiği gözlemişlerdir. Daha yakından bakıldığında ise elektromanyetik dalgaların sadece belirli bir foton enerji değerinde soğrulduğunu, bu enerjinin de Zeeman enerji seviyeleri farkına eşit olduğunu gözlemişlerdir. Elektromanyetik dalgaanın dalgaboyu ikiye katlandığında soğrulma, orijinal manyetik alan değerinin yarısında gerçekleşmiştir.

Önemli bir keşif de 1950 yılında Erwin Hahn tarafından gerçekleştirilmiştir. NMR sinyallerinin ard arda RF puls serileri sonrasında Erwin Hahn spin eko olayını keşfetmiştir. İki başarılı RF pulsunu takiben bu iki puls uygulanma süresine eşit süre sonrasında eko gözlemlemiştir. Erwin Hahn başlarda gözlemlediği eko olayının elektronik devrelerin rezonansından kaynaklandığını düşünmüştür. Böylece modern manyetik rezonans görüntüleme puls sekanslarının temeli olacak spin ekoyu keşfetmiştir.

Sıvılarda ve katılarda nükleer manyetik rezonans olgusunun Pound ve Bloch tarafından 1945 ve spin ekonun 1950 yılında keşfedilmesine karşın nükleer manyetik rezonansın tıpta önemli bir rol üstlenmesi yirmi yıldan fazla sürmüştür. 1955-1956 yıllarında Stockholm'den Erik Odeblad ve Gunnar Lindstrm ilk NMR çalışmalarını yayımlamıştır. Bu çalışmada bazı hayvanlardan kesilen ve canlı dokuların durulma

zamanlarının ölçülmesi ile ilgili sonuçlar sunulmuştur. Odeblad dokular üzerindeki çalışmalarına 1950'ler ve 1960'lar boyunca devam etmiştir. Tıpta NMR'nin öncülerinden olmuştur.

Yetmişlerin başında Damadian ve grubu farelerden kesilmiş normal ve tümörlü dokular üzerinde T1 ve T2 durulma zamanları üzerine çalışmışlar ve sonucunda tümörlü dokularda durulma zamanının normal dokulardakine oranla daha uzun olduğunu göstermişlerdir. Damadian kanser tanısında ileri teknolojik bir yöntem keşfettiğini düşünmüş ve 1972 yılında 'Apparatus and Method for Detecting Cancer in Tissue' başlığıyla patent isteğinde bulunmuştur. Patentte bu konuda fikir olmasına karşın insan bedeninde NMR ile tümörlerin nasıl inceleneceğine dair herhangi bir teknik ya da yöntem sunmamıştır.

Damadian ve grubu tarafından görüntüleme amaçlı bir cihaz yapılmış ve cihazın en büyük bileşeni, içine bir insanın sığabileceği büyüklükte bir elektromıknatis olmuştur. Mıknatis yüksek manyetik alan homojenliğine sahip olmadığından ötürü RF pulsusu uygulandığında vücudun sadece ufak bir kısmında rezonans koşulları sağlanabilmiştir. Manyetik alan içerisinde kişinin ötelenmesi ile farklı konumlardan sinyaller toplanıp tarama elde edilmiştir. Bu görüntüleme yöntemi 'field-focusing NMR' ya da 'Fonar' olarak adlandırılmıştır.

Akış hareketlerinin NMR ile ölçülebilirliği de tartışılmıştır. 1959 yılında Jay Singer kanın akış hızını insan kanının NMR durulma zamanları aracılığıyla incelemiştir. 1980'lerin ortalarına kadar kan akış hızının ölçülmesi yaygın tıbbi bir uygulama haline gelememiştir. 1967 yılında Alexander Ganssen insan kan hızını ölçmeye yarayan tüm beden NMR cihazı hakkında patent almıştır. Bu cihaz vücudun farklı noktalarına yerleştirilen birkaç küçük bobin yardımıyla damarlardaki kan akışını NMR sinyalleri ile ölçebilmek için tasarlanmıştır. Canlılarda NMR spektroskopisi 1974'te Oxford'da Rex Richards ve George Radda grubu tarafından gerçekleştirilmiştir.

1971 yılında State University of New York öğretim üyesi Paul Lauterbur CAT-scan ve back-projection yöntemi ile beraber manyetik alan gradyentleri kullanarak NMR görüntüleri oluşturulabilecek bir teknik fikrini öne sürmüştür. İlk olarak Mart 1973

yılında Nature dergisinde içinde su olan iki borunun NMR resimlerini yayımlamıştır. 1974 yılında farenin göğüs boşluğu resimlerini çekmiştir. Lauterbur bu görüntüleme yöntemine 'zeugmatography' ismini vermiş daha sonra bu yöntem 'NMR görüntüleme', sonrasında MRI olarak adlandırılmıştır.

Nottingham'dan bir başka araştırma grubu da MRI araştırmalarına önemli katkılarda bulunmuştur. Peter Mansfield ve grubu kristal benzeri periyodik katılar üzerine çalışmışlardır. 1977 yılında satır tarama yöntemini bulmuşlar ve bu yöntem ilk canlı anatomik görüntüyü oluşturmalarına olanak vermiştir. Alınan ilk görüntü insan parmağının enine kesit görüntüsü olmuştur. 1978 yılında Mansfield ilk abdomen görüntüyü yayınlamıştır. Paul Lauterbur ve Peter Mansfield çalışmalarından ötürü 2003 yılında Nobel Tıp Ödülü'ne layık görülmüşlerdir.

Nisan 1974'te Lauterbur Raleigh, North Carolina'da bir konferansta konuşma yapmıştır. Bu konferansa Zürih'ten Richard Ernst de katılmış ve Lauterbur'ın back-projection tekniği yerine zaman domeyninde değiştirilecek manyetik alan gradyentleri kullanılabileceğini fark etmiştir. Bu fikir 1975 yılında Anil Kumar, Dieter Welti ve Richard Ernst tarafından 'NMR Fourier Zeugmatography' başlığıyla bir yayına yol açmıştır. Bu yöntemde birbirine dik değiştirilen manyetik alan gradyentlerinin bileşkesi ile hızlı Fourier dönüşümü (FFT) yöntemi kullanılmakta olup bu yöntem günümüz MRI cihazlarının ekserisinde kullanılmaktadır (De Deene Yves, 2010).

## 2.2 NMR Teorisi

Nükleer manyetik rezonans olayı dış manyetik alan ile çekirdeğin iç açısai momentumunun etkileşmesi sonucu ortaya çıkar.

İç açısai momentum daha çok spin olarak adlandırılır, kütle ve elektrik yükü gibi maddenin temel özelliklerinden birisidir. Elektronlar, protonlar ve nötronlar (rotasyonel yönelimlerine bağıli olarak) artı veya eksi değerlikli spine sahip parçacıklardır ve spin, kuantumlanmış bir niceliktir.

Spin açısai momentumun büyüklüğü  $J$  şu şekilde tanımlanır (Mandl F. 1992):

$$|J| = \hbar \sqrt{I(I + 1)} \quad (1.1)$$

Burada  $\hbar$  Planck sabiti ve  $I$  ise spin kuantum sayısıdır ki bu tamsayı veya yarı tamsayı değerlerini alabilir. Çekirdekler farklı spine sahip olabilirler. Çekirdek içerisindeki pozitif spinler ile negatif spinler toplamda sıfır spine sahip olacak şekilde birbirleri ile etkileşim içinde olabilirler. Ancak sadece tek sayılı proton veya nötron içeren çekirdekler sıfırdan farklı bir net spine sahip olabilirler.

### 2.2.1 Nükleer Mıknatıslanma

Hareketli parçacıklar manyetik alan üretirler ve bunun doğal sonucu olarak çekirdekler de farklılık göstermezler.

Nükleer spin  $J$  ile bağılantılı olarak nükleer manyetik moment şu şekilde ifade edilir:

$$\mu = \gamma J \quad (1.2)$$

Burada  $\gamma$  jromanyetik orandır. Bu manyetik momentin uygulanacak manyetik alan içindeki davranışı, manyetik rezonans olayının temelini teşkil eder. Tablo 2.1 de biyomedikal manyetik rezonansta kullanılan bazı çekirdeklerin jromanyetik oranları verilmektedir.

Tablo 2.1 Bazı NMR aktif çekirdeklerin özellikleri Görelî duyarlılık ( $\gamma/\gamma_{proton}$ )<sup>3</sup> olarak verilmiştir (Callaghan P. 1991)

Çekirdek	Spin	Görelî Duyarlılık	Jiromanyetik Oran $\gamma/MHzT^{-1}$
<sup>1</sup> H	$\frac{1}{2}$	1.000	42.58
<sup>13</sup> C	$\frac{1}{2}$	0.016	10.71
<sup>19</sup> F	$\frac{1}{2}$	0.830	40.05
<sup>31</sup> P	$\frac{1}{2}$	0.066	17.25
<sup>23</sup> Na	$\frac{1}{2}$	0.093	11.27

Dış manyetik alanın yokluğunda, örnekteki spinlerin uzaysal yönelmeleri rastgeledir. Sisteme  $\mathbf{B}_0$  manyetik alanı uygulandığında, örnekteki spinler, uygulanan alanla aynı veya zıt yönlü olacak şekilde dizilirler. Genel olarak durağan alanın MRI'de z-ekseni doğrultusunda uygulandığı kabul edilir:

$$\mathbf{B}_0 = B_0 \hat{k} \quad (2.3)$$

Uygulanan manyetik alanla aynı yönlü manyetik moment bileşeni ise şu şekildedir:

$$\mu_z = \gamma \hbar m_I \quad (2.4)$$

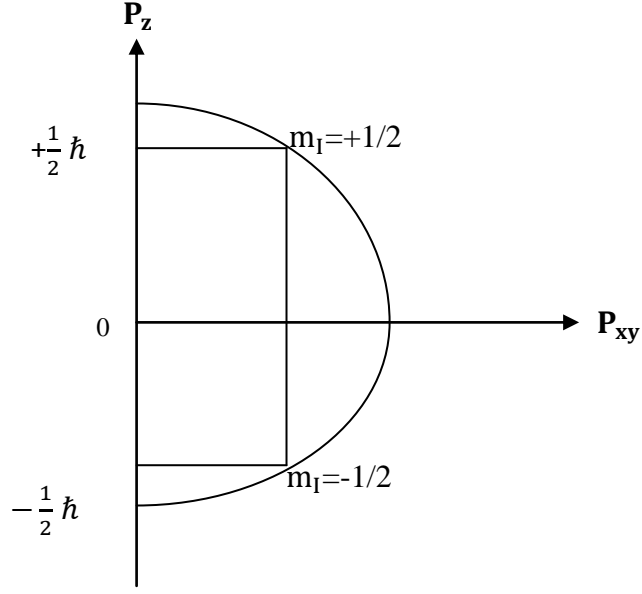
Burada  $m_I$  kuantum sayıları olup şu değerleri alabilirler:

$$m_I = -I, -I + 1, \dots, +I \quad (2.5)$$

Şekil. 2.2'de gösterilen spin 1/2 sistemler için  $m_I = \pm 1/2$  olacak şekilde  $\mu_z$ , iki olası değer alabilecektir:

$$\mu_{z,n} = \begin{cases} +\frac{1}{2}\gamma\hbar, & \mu_n \mathbf{B}_0 \text{ ile aynı yönlü} \\ -\frac{1}{2}\gamma\hbar, & \mu_n \mathbf{B}_0 \text{ ile zıt yönlü} \end{cases} \quad (2.6)$$





Şekil 2.2 Açısal Momentum.

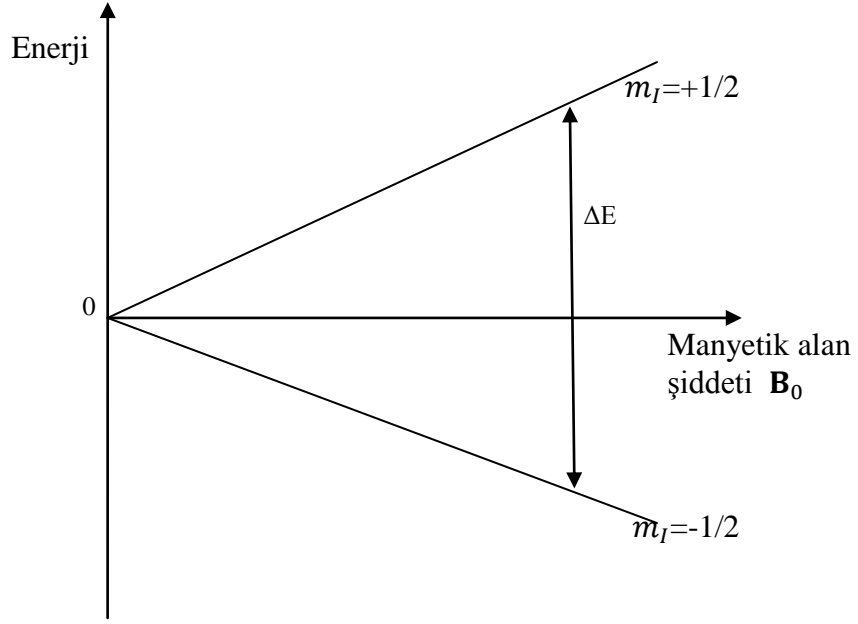
Nükleer manyetik momentin büyüklüğü  $|\mu| > \mu_z$  olduğundan dolayı manyetik moment enine bileşene sahip olmalıdır.

$$|\mu_{xy}| = \sqrt{|\mu|^2 - \mu_z^2} = \frac{\gamma \hbar}{\sqrt{2}} \quad (2.7)$$

Nükleer manyetik moment kesin ve tam olarak uygulanan manyetik alanla aynı yönlü dizilemeyeceği de belirtilmelidir. Nükleer manyetik momentlerin birden fazla bileşenlerini aynı anda bilmek kuantum mekaniğine göre mümkün değildir. Buna rağmen faz bilgisi belirsizliği içerecek şekilde enine bileşenin büyüklüğünü hesaplanabilir.

Spinler alan içinde düşük enerjili ve yüksek enerjili olmak üzere, alanla aynı ve zıt yönetime sahip iki enerji seviyesine ayrılır. Bu enerji seviyeleri arasındaki fark şu şekilde gösterilebilir (Şekil 2.3) (Liang Z.P. 2000).

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 \quad (2.8)$$



Şekil 2.3 Uygulanan manyetik alan  $\mathbf{B}_0$  ile spin düzeyleri arasındaki orantılı olarak artan enerji farkları.

Enerji farkından dolayı spin düzeylerinin nüfuslarında bir fark oluşacaktır. Boltzmann istatistiğini kullanarak fark oranını şu şekilde gösterebiliriz:

$$\frac{N_{\downarrow}}{N_{\uparrow}} = \exp\left(\frac{\Delta E}{k_{\beta} T_s}\right) \quad (2.9)$$

Burada  $N_{\downarrow}$  ve  $N_{\uparrow}$  uygulanan manyetik alana zıt ve bu alanla aynı yönlü yönelmiş spinlerin sayısıdır,  $T_s$  ise spin sisteminin sıcaklığı ve  $k_{\beta}$  de Boltzmann sabitidir. İki enerji seviyesi arasındaki enerji farkı çok küçük olduğundan ( $\Delta E \ll k_{\beta} T_s$ ), (2.9) denklemini yaklaşık olarak:

$$\frac{N_{\downarrow}}{N_{\uparrow}} \approx 1 + \frac{\Delta E}{k_{\beta} T_s} \quad (2.10)$$

şeklinde gösterilebilir. Nüfus farkı ise şu şekilde ifade edilebilir:

$$N_{\downarrow} - N_{\uparrow} \approx N_s \frac{\gamma \hbar B_0}{2 k_{\beta} T_s} \quad (2.11)$$

Burada  $N_s$  örnekteki toplam spin sayısıdır. Net mıknatıslanma ise örnekteki çekirdeklerin tamamının manyetik momentlerin toplamı olarak verilir. Enine mıknatıslanmada faz rastgele olup, bileşkesi sıfırdır. Sonuç olarak net mıknatıslanma vektörü

$$\mathbf{M} = \sum_{n=1}^{N_s} \mu_{z,n} \hat{\mathbf{k}} \quad (2.12)$$

olur. Burada, (2.6) ve (2.11) eşitliklerini bir arada kullanırsak

$$M_0 = \frac{\gamma^2 \hbar^2 B_0 N_s}{4k_B T_s} \quad (2.13)$$

elde ederiz,  $M_0$  uygulanan alanla aynı yönde yönelmiştir. Örneğin mıknatıslanması sıcaklığına ve uygulanan manyetik alan büyüklüğüne bağlıdır. Canlı organizmalarda, (gönüllü hastalar gibi) sıcaklık kesin olarak bellidir ve değişmez. Böylelikle mıknatıslanma sadece uygulanan manyetik alanı yükseltmekle arttırılabilir.

Manyetik rezonans genellikle alçak duyarlılıklı bir teknik olarak kabul edilir. Oda sıcaklığında, 1T manyetik alan uygulandığında proton nüfusundaki fark yaklaşık olarak milyonda üç atom kadar olmaktadır. Bu kadar az bir değişimi ölçmek adeta bir meydan okumadır!

### 2.2.2 Larmor Salınımı

Bu noktaya kadar spin sisteminin kararlı hali açıklanmıştır. Bir örneği incelemek için bunun kararlı halinden çıkarılması gerekir. Sonra kararlı haline geçişi sırasında elde edilecek veriden örneğin yapısı hakkında bilgi sahibi olabiliriz. Durgun alana dik, rezonans titreşen manyetik alan uygulandığında  $\mathbf{M}$  bu alanla beraber hareket etmeye başlayacaktır.

Sistemin rezonans frekansı eşitlik 2.8'de verilen spin yukarı ve spin aşağı düzeyleri arasındaki enerji farkıyla tanımlanabilir. Planck yasasıyla uyumlu olarak enerji

$$E = \hbar\omega \quad (2.14)$$

olup, Larmor frekansı

$$\omega_L = \gamma B_0 \quad (2.15)$$

olarak verilir. Protonlar için 0.1T - 10T durağan alan değerlerinde,  $\omega/2\pi$  4.3 - 430MHz arası değerler alır ve bu değerler HF'den UHF'ye kadar değişen radyo frekans bandıdır.

RF pulslarının örnek üzerindeki etkisi tam ve bütün biçimde sadece kuantum mekaniksel olarak açıklanabilir. Buna rağmen, klasik model de net  $\mathbf{M}$  mıknatıslanmasının davranışını şaşırtıcı bir biçimde doğru olarak verir ve birçok NMR görüntüleme yöntemini kolaylıkla anlamamızı olanaklı kılar. Klasik modelin kuantum mekaniğine oranla avantajı içgüdüsel olarak klasik model ile çalışmaya daha alışık olmamızdır.

Klasik olarak manyetik moment, harici manyetik alana maruz kaldığında bir tork hâsil olur;

$$\mathbf{L} = \mathbf{M} \times \mathbf{B} \quad (2.16)$$

ve bu sistemin dönmesine sebep olur. Tork ise açısal momentum ile ilişkilidir;

$$\frac{d\mathbf{J}}{dt} = \mathbf{L} \quad (2.17)$$

Eğer tüm spinler birbirleriyle uyumlu ise  $\mathbf{M} = \sum \mu$  olur. (2.2) denklemini (2.17) ile beraber çözüp (2.16) da yerine koyarsak

$$\frac{d\mathbf{M}}{dt} = \gamma \mathbf{M} \times \mathbf{B} \quad (2.18)$$

olur ve bu eşitlik Bloch denklemi (Bloch F. 1946) olarak adlandırılır. Bu durumda örneğin mıknatıslanması  $\mathbf{M}$ , manyetik alan  $\mathbf{B}$  etrafında presesyon hareketi yapar. RF alanının yokluğunda, örneğin mıknatıslanması  $\mathbf{B}_0$  etrafında  $\omega_L$  Larmor frekansı ile presesyon hareketi yapar.

Şimdi  $\mathbf{B}_0$  etrafında Larmor frekansı ile dönen ikinci bir manyetik alanı örneğe uyguladığımızda ne olacağını görelim. Örneğin mıknatıslanması şimdi bu bileşke alan etrafında presesyon hareketi yapacaktır;

$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_1 \quad (2.19)$$

Sürecin tahayyülü, yapılacak bir referans çerçevesi dönüşümü ile daha da kolaylaşacaktır, bu çerçeve de  $\mathbf{B}_0$  etrafında Larmor frekansı ile dönüyor olsun.

Dönen çerçevede,  $\mathbf{B}_0$ 'a göre salınım hareketi sabit olarak görülür ki bu etkin durağan manyetik alanın  $\mathbf{B}_0'$  sıfır olduğu anlamına gelir.

Enine düzlemde uygulanan  $B_1$  alanı ise

$$\mathbf{B}_1(t) = 2B_1^e(t)\cos(\omega_{rf}t)\hat{\mathbf{x}} \quad (2.20)$$

şeklinde verilir. Burada  $B_1^e(t)$  ise RF puls zarfıdır. Bu alan, bir doğrultuda titreşir, belki de iki döner bileşenden oluşmuş olabilir;

$$\mathbf{B}_1(t) = \mathbf{B}_1^+(t) + \mathbf{B}_1^-(t) \quad (2.21)$$

Burada

$$\mathbf{B}_1^+(t) = B_1^e(t)\{\cos(\omega_{rf}t)\hat{\mathbf{x}} + \sin(\omega_{rf}t)\hat{\mathbf{y}}\} \quad (2.22)$$

ve

$$\mathbf{B}_1^-(t) = B_1^e(t)\{\cos(\omega_{rf}t)\hat{\mathbf{x}} - \sin(\omega_{rf}t)\hat{\mathbf{y}}\} \quad (2.23)$$

Kompleks fazör rotasyonu kullanırsak, enine mıknatıslanma şu şekilde verilir;

$$\mathbf{B}_1 = \mathbf{B}_{1x} + i\mathbf{B}_{1y} \quad (2.24)$$

ve eşitlik (2.22) ile (2.23) şu hali alır;

$$\mathbf{B}_1^+(t) = B_1^e(t)e^{i\omega_{rf}t} \quad (2.25)$$

ve

$$\mathbf{B}_1^-(t) = B_1^e(t)e^{-i\omega_{rf}t} \quad (2.26)$$

olur. Döner referans çerçevesinde,  $\mathbf{B}_1^+$  bileşeni durağan olarak gözükür.  $\mathbf{B}_1^-$  bileşeni  $2\omega_{rf}$  oranında z-eksenine zıt yönde döner, ki bu rezonanstan çok uzakta olup etkisi yok sayılabilir.

Etkin manyetik alan, döner gözlem çerçevesindeki örnekte görülebilir, böylelikle

$$\mathbf{B}_{eff} = B_1^e\hat{\mathbf{x}} \quad (2.27)$$

örneğin mıknatıslanması x-ekseni etrafında enine düzlemde presesyon yapar. Oluşan bu dönme, genellikle flip (sapma) veya nütasyon olarak adlandırılır ve

$$\int_0^{\tau} \gamma \mathbf{B}_1(t) dt \quad (2.28)$$

şeklinde gösterilir. Burada  $\tau$  RF pulsunun süresidir. Kare dalga puls zarfı için şu şekilde indirgenir;

$$\alpha = \gamma \mathbf{B}_1 \tau \quad (2.29)$$

Böylece uygulanan rezonans frekansındaki RF pulsü örneğin mıknatıslanmasını devre konumundan enine düzleme doğru yatırır. Mıknatıslanma vektörünün  $\alpha$  sapma açısı ile yatması,  $\mathbf{B}_1$  alanının genliği ve RF pulsunun uygulanma süresi ile orantılıdır.

### 2.2.3 Durulma Olayı

Örneğin uyarılmasını gösterdikten sonra sırada sistemi durağan hale döndüren süreçlere göz atacağız. Bu süreç ise “durulma” olarak adlandırılır. Aslında iki çeşit durulma olayı vardır; spin-spin ve spin-örgü durulmaları.

Spin-örgü durulması sürecinde spinler durağan manyetik alandaki dizilimlerine geri dönerler, bu arada moleküler örgüye de enerji aktarırlar. Boyuna mıknatıslanma  $\mathbf{M}_z$ 'nin geri dönüşünü karakterize eden zaman sabiti  $T_1$ 'dir. Hareket denklemi ise;

$$\frac{dM_z}{dt} = -\frac{M_z - M_0}{T_1} \quad (2.30)$$

olarak verilir. Burada  $M_0$  denge halindeki boyuna mıknatıslanmadır.

İkinci süreç ise spin-spin durulmasıdır. Bu da boyuna mıknatıslanmaya etki etmeden örnekteki mıknatıslanmasının eski haline dönmesidir. Burada ise enerji spinler arasında değişir. Spinlerin ayrılması sonucu ölçülebilir NMR sinyali azalır. Spin-spin durulması ayrıca üstel bozunumdur ve zaman sabiti  $T_2$  ile temsil edilir;

$$\frac{dM_{xy}}{dt} = -\frac{M_{xy}}{T_2} \quad (2.31)$$

Burada  $M_{xy}$  örneğin yatay düzlemdeki mıknatıslanmasını temsil eder. Enerjinin, spinler arasında takas edildiği ayrıca belirtilmelidir. Spin-spin durulma zamanı genellikle spin-örgü durulmasından daha kısadır. 7T'da, tipik bir dokuda  $T_1$  değerleri 1-1,5 s iken  $T_2$  değerleri yaklaşık olarak 30 ms olarak gözlenebilmektedir.

Deneysel olarak, NMR sinyali bozunması öngörülen  $T_2$  'den daha hızlıdır.  $\mathbf{B}_0$  alanındaki homojenlikteki bozukluklar, rezonans frekansında yerel olarak ufak kaymalara yol açar ve bu spin yayılmasına ek bir etki yapar. Bu hızlanmış bozunum oranı  $T_2^*$  olarak adlandırılır ve şu şekilde verilir;

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} \quad (2.32)$$

Burada  $T_2'$ ,  $\mathbf{B}_0$  alanındaki kusurları içerir.

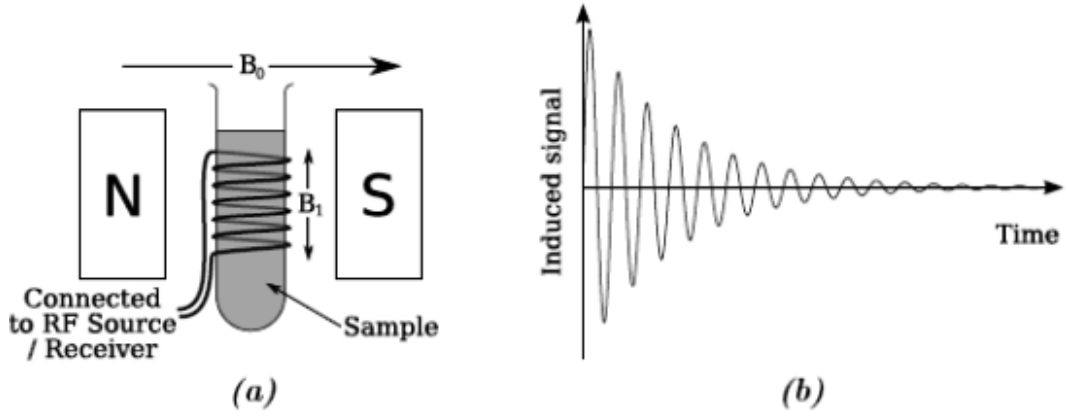
$T_1$  ve  $T_2$  etkilerini Bloch denkleminde (2.18) eklersek, sonuç olarak (F. Bloch. 1946)

$$\frac{d\mathbf{M}}{dt} = \gamma \mathbf{M} \times \mathbf{B} - \frac{M_x x - M_y y}{T_2} - \frac{(M_z - M_z^0)}{T_1} \hat{\mathbf{z}} \quad (2.33)$$

verilir ki bu, örnekteki mıknatıslanmanın zamanla değişimini tanımlar. Uygulanan manyetik alan bilgisi ile Bloch denklemleri NMR sinyalinin detekte edilmesinde kullanılabilir.

#### 2.2.4 FID

En temel NMR deneyleri FID sinyali üretiminden oluşur. Örnek  $\mathbf{B}_0$  durgun manyetik alan içinde ve RF bobini ile sarılı olup bu bobin  $\mathbf{B}_1$  titreşen alanı üretir (Şekil 2.4.a). Örneğin mıknatıslanması başlangıçta durgun manyetik alan doğrultusuna yönelmiştir. Daha sonra RF bobinine RF pulsu uygulanırsa (ki bu Larmor frekansındadır) spinlerin enine düzleme doğru yatması sağlanır. Daha sonra RF kaynağı kapatıldığında örneğin mıknatıslanması dolayısıyla bobinde Faraday yasasına uygun olacak şekilde bir sinyal (akım) indüklenir. Sonuç ise rezonans frekansında üstel olarak azalan bir sinyal olacaktır (Şekil 2.4.b). Bozulma oranı,  $\mathbf{B}_0$  'ın homojenliğine ve örneğin  $T_2$  zaman sabitine bağlıdır. Bu FID sinyali olup tüm NMR deneylerinin temelini oluşturur ve FID sinyali MRI görüntüleri elde etmenin temelini oluşturur (Magill, Arthur W. 2007).



Şekil 2.4: (a) Temel deneysel düzenek ve (b) Elde edilen FID sinyali (Magill, Arthur W. 2007).

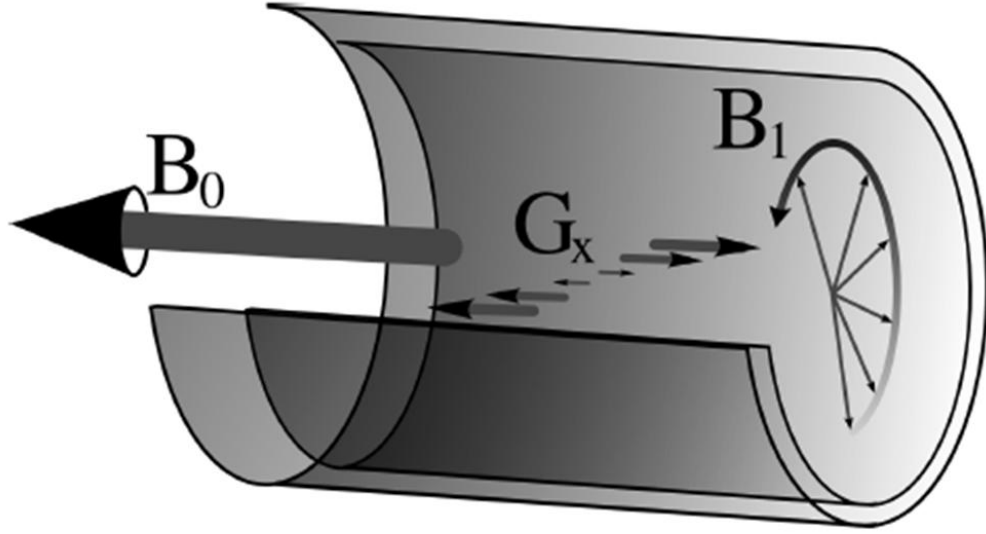
### 2.2.5 Uzaysal Kodlama

MR görüntüleme sistemleri, güçlü sabit manyetik alana ek olarak uygulanan manyetik alanlar ile MR sinyallerinden uzaysal kodlama yapabilirler. Bu manyetik alanlar uzayda doğrusal olarak değişirler ve gradyent alanlar olarak adlandırılırlar (bkz. Şekil 2.5). Kartezyen koordinatların her birinde temsil edilmek üzere  $G_x$ ,  $G_y$  ve  $G_z$  şeklinde bileşenleri yazılabilir. Örnek olarak, x-ekseninde değişen  $G_x$  gradyenti uygulandığında manyetik alanın konumla değişimi  $B(x) = B_0 + G_x x$  şeklinde verilebilir. Bu değişim salınım frekansının konumla doğru orantılı olarak değişmesi sonucunu doğurur,

$$f(x) = \frac{\gamma}{2\pi} (B_0 + G_x x) \quad (2.34)$$

Sonuç olarak, x-ekseninin pozitif kısmına doğru mıknatıslanma daha yüksek frekanslarda salınım yaparken; x-ekseninin negatif kısmına doğru daha düşük frekanslarda salınım yapacaktır.





Şekil 2.5 MR görüntüleme için kullanılan manyetik alanlar.

Uzaysal kodlamada kullanılan gradyentleri betimleyecek en güzel benzetim, piyano gibi müzik aletleri ile olan analogi olacaktır. Piyanoda perdeler ve notalar her bir perdeye karşılık gelen konumdaki tuşa basmak suretiyle oluşturulur ve bu ses basılan tuşlardan çıkan seslerin toplamı olarak duyulmaktadır. Yetenekli ve iyi yetişmiş bir müzisyen üst üste basılmış birden fazla notadan her birini ve ne kadar şiddetle ilgili tuşa basıldığını ayırt edebilir. MR sinyali üretmekde üst üste binmiş notalarda olduğuna benzer şekilde gradyent alanlardan faydalanılır. Hastanın vücudundaki her bir nokta, piyanodaki tuşlar gibidir ve seçilen konumdan yayınlanan RF sinyali aynı “piyanodaki belirli bir ‘nota’” gibi olduğundan sinyalin nereden geldiğini anlamamız mümkün olur.

Üst üste yayınlanan farklı frekanslardaki MR sinyalleri farklı ‘notalar’ gibi olup, uzaysal kodlama yapmamızı ve o noktadaki mıknatıslanmanın büyüklüğünü ölçmemizi sağlar. Sinyal işleme mühendisleri, MR sinyalleri ile mıknatıslanma dağılımı arasındaki Fourier ilişkisini hemen fark edeceklerdir ve mıknatıslanma dağılımının spektral ayrışım yöntemi ile çözümlenebilir olduğunu fark edeceklerdir.

Temel homojen manyetik alan  $B_0$ ,  $\frac{\gamma}{2\pi} B_0$  frekansında salınan net mıknatıslanma üretir. Mıknatıslanmayı uyarmak için enine döner radyo-frekansı alanı olarak  $B_1$

alanı kullanılır. Uzaysal kodlama için gradyent alanları  $\mathbf{G}$  (Şekil 2.5'te sadece  $\mathbf{G}_x$  gösterilmiştir) kullanılmaktadır.

Bu Fourier ilişkisini, somut olarak şu şekilde tanımlayabiliriz: Gradyent kaynaklı salınım frekansı değişmesi konuma bağımlı faz bozunumuna sebep olmaktadır. Gradyentlerin frekansa olan bu katkısı şu şekilde yazılabilir

$$f(r) = \frac{\gamma}{2\pi} (\mathbf{G}(t) \cdot \mathbf{x}) \quad (2.35)$$

burada  $\mathbf{G}(t)$  gradyent alanı genlik vektörüdür. Mıknatıslanmanın fazı zamanın sıfırdan (RF uyarımını takiben) belirli bir zamana kadar olan frekansların integrali olacaktır:

$$\begin{aligned} \varphi(r, t) &= 2\pi \int_0^t \frac{\gamma}{2\pi} \mathbf{G}(s) \cdot \mathbf{r} ds \\ &= 2\pi r \cdot k(t) \end{aligned} \quad (2.36)$$

burada

$$k(t) \equiv \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t \mathbf{G}(s) ds \quad (2.37)$$

olacaktır. Algılayıcı bobin tüm hacimde integral alıp sinyal üretir:

$$s(t) = \int_R m(r) e^{-i2\pi k(t) \cdot r} dr \quad (2.38)$$

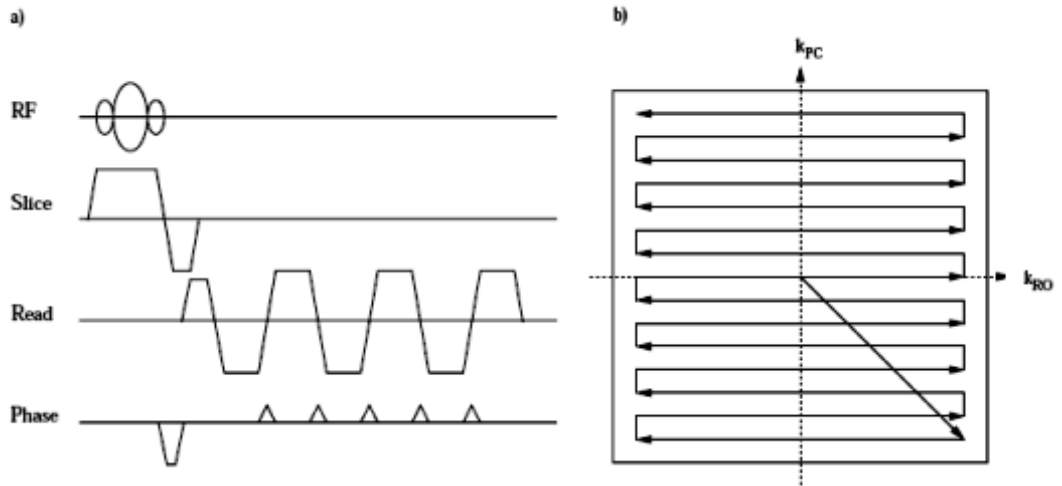
Bu eşitlik MRI için sinyal denklemdir. Başka bir deyişle, t anında algılanan sinyal uzaysal frekans  $k(t)$  ile örneklenmiş olan  $m(r)$  örneğinin Fourier dönüşümüdür. Benzer bilgiler temel olarak kodlanabilir ancak piksel ölçümlerin doğrudan ölçüldüğü geleneksel optik görüntülemeye farklılık arz etmektedir.

MRI veri toplama yöntemlerinin özünde MR sistemlerinde kullanılan  $\mathbf{G}(t)$  gradyentlerinin dalga biçimlerinin geliştirilmesi vardır. Mıknatıslanmayı oluşturan RF pulsları ile birlikte kullanılan bu dalga biçimleri bir arada 'Puls Sekansı' olarak adlandırılırlar.  $\mathbf{G}(t)$  dalga biçimlerinin integrali k-uzayı olarak adlandırılan dalga boyu uzayında bir  $k(t)$  izdüşümü oluşturur. Görselleştirme açısından Şekil 2.5'te RF uyarımını takiben uygulanan  $\mathbf{G}_y$ 'yi takip eden  $\mathbf{G}_x$  gradyenti gösterilmektedir (Lustig M. 2007).

### 2.2.6 EPI (Eko Planer Görüntüleme)

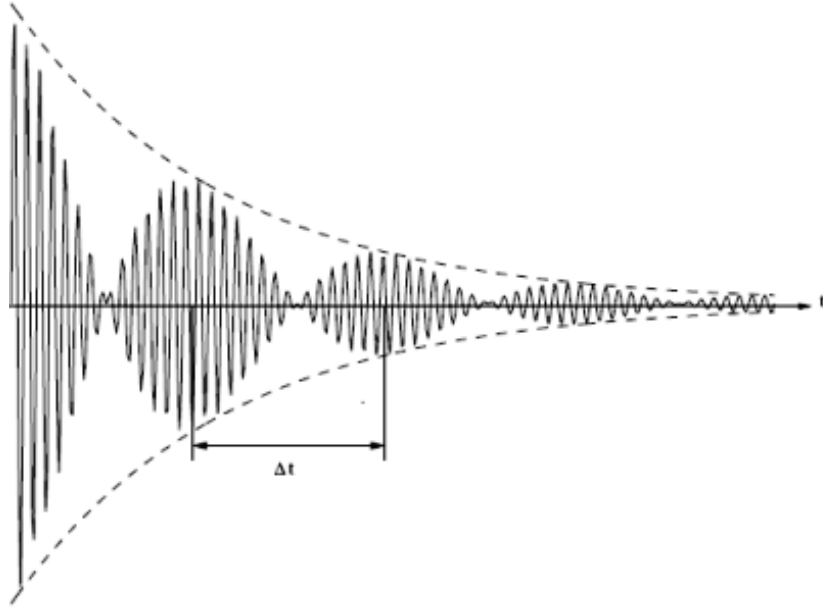
Eko planer görüntüleme yöntemi fMRI’de çok sık kullanılan bir veri toplama yöntemi olup ilk defa 1977 yılında Peter Mansfield tarafından oluşturulmuştur. EPI sekansında MR görüntüler birkaç yüz ms süresinde elde edilmekte olduğundan dolayı fMRI’de kullanılmaya çok uygundur. Bu kısa veri toplama süresi neticesinde bir katmanın birden fazla ve anlık resimlerinin toplanmasına imkân kılar ve bunun sonucunda hareketlere bağlı oluşan artefaktlar azalmaktadır.

EPI yönteminin amacı tüm k-uzayını tek bir RF uyarımı sonucunda doldurmak olup, çekilen her bir görüntüde tek bir RF pulsu uygulanır. Buna ulaşmak için konvansiyonel görüntüleme sekanslarından farklı olarak Şekil 2.6’daki gibi blipped EPI sekansı uygulamamız gerekmektedir. Burada k-uzayı doldurulurken örnekleme işleminde her bir satır birbirinin tersi yönünde veri ile doldurulduğundan daha hızlı bir örnekleme mümkün olmaktadır (bkz. Şekil 2.6b).



Şekil 2.6 (a) Blipped EPI sekansı için zamanlama diyagramı ve (b) Sonucu olarak k-uzayındaki izdüşümleri (Holgersson R, Svärd M. 2007).

İlk olarak, istenen katmanı uyarmak için, RF pulsu ile birlikte aynı anda katman seçici gradyent uygulanmaktadır. RF pulsu uygulanmaya başlaması ile beraber k-uzayının en alttaki okuma satırını kodlayacak şekilde geniş bir başlangıç gradyenti uygulanır. Okuma gradyentinin şekli pozitiften negatife değiştirilirse,  $k_{RO}=0$  merkez olacak şekilde gradyent eko oluşur. Sonuçta periyodik eko sekansları oluşur ve her bir eko treni k-uzayında bir satıra karşılık gelir (bkz. Şekil 2.6).



Şekil 2.7 EPI sekansında oluşan FID sinyali.

RF uyarımı ile oluşan ilk eko katarı arasında geçen süre eko zamanı olarak adlandırılır ve TE sabiti ile gösterilir. Şekil 2.6'da gösterilen faz kodlamadaki her bir blip (çentik) k-uzayında karşılık gelen birbiriyle zıt yönlü satırlardan sorumludur (Jezzard et al., 2001).

$T_2^*$  bozunumu dolayısıyla, SNR da bozunuma uğramakta ve bu süreçte k-uzayının ancak yarısının doldurulması mümkün olmaktadır (Schmitt et al., 1998). Olabildiğince iyi SNR elde etmek k-uzayının merkezinde mümkündür. Burada düşük frekanslı içerik bulunmakta olup, veri toplama Şekil 2.6'da görüleceği gibi k-uzayı merkezine en yakın noktadan başlar.

Tek bir RF pulsusu ile tüm periyodik eko sekansları elde edilir. Şekil 2.7'de  $T_2^*$  bozunumu kesikli çizgilerle gösterilmektedir. Birbiri ardı gelen iki eko katarı arası geçen zaman  $\Delta t$  olarak adlandırılır ve her bir satırın merkezindeki verinin toplanması için gerekli süreden sorumludur. Spin sistemindeki spinler k-uzayındaki her bir satırın merkezinde uyumlu olup bu noktalarda defaze ve refaze olurlar. Faz kodlama gradyenti k-uzayının merkezinde sıfır olur ve spinlerin defaze olmaları minimum düzeyde olduğundan dolayı burada en yüksek sinyal şiddetine ulaşılır. Şekil 2.7'de EPI sekansına ait FID sinyali görülebilir (Holgerson R, Svård M. 2007).

### 2.3 MR Termometri Teorisi

PRF sıcaklık bağımlılığı ilk defa Hindman (Hindman, 1966) tarafından su moleküllerinde hidrojen bağların oluşumu ve moleküller arası kuvvetler üzerine yaptığı çalışmaları sırasında incelenmiştir. MR sıcaklık haritalama temel olarak PRF kaynaklı olup ilk defa Ishihara (Ishihara ve ark. 1992) tarafından önerilmiş ve daha sonra de Poorter tarafından (De Poorter ve ark. 1995) bu yöntem geliştirilmiştir.

Yerel manyetik alan (manyetik akı yoğunluğu),  $B_{loc}$ , MRI tarayıcısındaki ana manyetik alan  $B_0$  ve ortam içindeki protonlardan etkilenmektedir

$$B_{loc} = (1 - \sigma_{tot})B_0 + \delta B_0 \quad (2.39)$$

Burada  $\sigma_{tot}$  proton perdeleme sabitidir ve  $\delta B_0$  ise sıcaklıktan bağımsız olarak yerel olarak  $B_0$  manyetik alandan sapmadır. Sıcaklık yükseldiğinde toplam perdeleme sabiti doğrusal olarak artar ve  $B_{loc}$  azalmasına sebep olmaktadır (Schneider *et al* 1958, Hindman 1966).

Gradyent eko puls sekansı kullanarak yüksek uzay-zaman çözünürlüklü faz dağılımı görüntüleri elde edilebilir. Aynı hacimden (katmandan) farklı zamanlarda elde edilen iki görüntünün farkından yararlanılarak sıcaklık değişimi ile ilgili görüntüler elde edilebilir (Ishihara ve ark. 1995, De Poorter ve ark. 1994). Larmor eşitliğine uygun olarak  $T$  sıcaklığındaki birim voxel (hacimsel hücre) için faz bilgisi

$$\varphi(T) = \gamma T_E [(1 - \sigma_{tot}(T))B_0 + \delta B_0] \quad (2.40)$$

olarak tanımlanabilir.

Aynı hacimden (katmandan) ikinci bir görüntü alınırsa ve burada sıcaklık başlangıç sıcaklığından farklı bir  $T'$  sıcaklığına eşit ise ilk faz bilgisinden farklı bir faz bilgisi elde edilir. İkinci görüntü ile ilk görüntü arasındaki faz farkından yararlanılarak ilgili voxel sıcaklık farkı

$$\Delta\varphi(T) = \varphi(T') - \varphi(T) = \gamma T_E (\sigma_{tot}(T) - \sigma_{tot}(T'))B_0 = -\gamma T_E \alpha \Delta T B_0 \quad (2.41)$$

$$\Delta T = -\frac{\Delta\varphi(T)}{\gamma T_E \alpha B_0} \quad (2.42)$$

olarak verilir. Burada  $\alpha = 0.01 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$  sıcaklıkla doğru orantılı olarak değişen  $\sigma_{tot}$  ile ilişkili proton rezonans kayma sabitidir (Hindman 1966, De Poorter ve ark. 1994, De Poorter 1995).

Bu yöntemin duyarlılığı,  $\alpha$ , kullanılan puls sekansının eko zamanı ve MR tarayıcının ana manyetik alan şiddeti tarafından belirlenir. Ayrıca bu yöntemin hassaslığı alınan iki tarama arasında  $\delta B_0$  değişimlerine de duyarlıdır. Bu değişiklikler harici manyetik alandaki sapmadan, nesnenin hareketlerinden ya da manyetik alınganlıktaki değişikliklerden kaynaklanabilir (De Poorter 1995, Ishihara et al 1995).

Faz farkı alma işlemi doğrudan fark alma işleminden ziyade karmaşık sayıların farkları alınarak yapılması durumunda faz katlamadan kaçınılabılır (Chung AH, Hynynen K, Colucci V ve ark.). Farklı iki sıcaklıkta verilen iki grup görüntü,  $\Re$ , gerçel ve  $\Im$ , sanal kısımları olmak üzere:

$$S_1 = M_1 e^{i\varphi_1} = \Re_1 + i\Im_1 \quad (2.43)$$

$$S_2 = M_2 e^{i\varphi_2} = \Re_2 + i\Im_2 \quad (2.44)$$

olarak tanımlansın. Burada  $M_{1,2}$  genlik ve  $\varphi_{1,2}$  fazdır. Faz farkı ilk karmaşık görüntü ile ikinci karmaşık görüntünün eşleniği ile çarpılması ile elde edilebilir

$$S_1 S_2^* = (\Re_1 \Re_2 + \Im_1 \Im_2) + i(\Re_2 \Im_1 - \Re_1 \Im_2) \quad (2.45)$$

Sonuç görüntününün fazı, faz farkını verecektir. Bunun için sanal kısım ile gerçel kısmın oranının piksel piksel ark tanjantının alınması gereklidir.

$$\Delta\varphi = \varphi_1 - \varphi_2 = \tan^{-1} \frac{\Re_2 \Im_1 - \Re_1 \Im_2}{\Re_1 \Re_2 + \Im_1 \Im_2} \quad (2.46)$$

Sıcaklık farkı eşitlik (2.46)'daki faz farkını kullanarak eşitlik (2.42) ile hesaplanabilir.

### 2.3.1 Faz Açma (Phase Unwrapping)

Bir kompleks fonksiyonunun fazının sadece temel değer aralığında tanımlı olduğu bilinen bir gerçektir. Temel değerlerden orijinal faz değerlerine dönüşüm faz açma olarak bilinen bir sinyal işleme problemidir. Bu probleme SAR (Synthetic Aperture Radar) tarafından yeryüzü yükseltilerini tahmin etme (Jakowatz C.V., 1996), manyetik rezonans görüntüleme alan görüntüleme (MRI) (Glover G.H., 1991), uyarlanabilir optikte dalga cephesi bozunum ölçümü (Fried D.L.,1997) gibi değişik uygulama alanları içerisinde rastlanmaktadır.

Faz açma problemi biçimsel olarak şu şekilde tanımlanabilir,  $\psi \in (-\pi, \pi]$  katlanmış faz olup,  $\psi$  ile ilişkili 'gerçek' faz  $\varphi$ 'yi bulmak için

$$\psi = \mathcal{W}(\varphi) = \varphi - 2\pi \left\langle \frac{\varphi}{2\pi} \right\rangle \quad (2.47)$$

işlemi uygulanır. Burada  $\mathcal{W}$  katlama işlemcisi olup  $\langle \bullet \rangle$  ise argümanı en yakın tamsayıya yuvarlar. Katlama operatörü içine fonksiyon değil, sürjektif fonksiyon olduğundan dolayı, faz açma matematiksel olarak kötü konumlanmış bir işlemdir. Buna karşın, uygulamada belirli bir noktadaki gerçek faz değeri bunun uzay-zaman içeriğinden bağımsız değildir (Ying L. 2006).

Bu çalışmada R.M.Goldstein'in yöntemini temel alan bir algoritma kullanıldı (Daha detaylı bilgi için (bkz. Itoh K. 1982, Costantini M. 1998, Goldstein R.M. 1988)).

### 2.4 SAR (Özgül Soğurma Oranı)

Soğrulan güç miktarını belirtmek için özgül soğurma oranının İngilizce karşılığının baş harflerinden oluşan SAR kısaltması kullanılır ve

$$SAR = \frac{P_{abs}}{m_{tissue}} \quad (2.48)$$

olarak verilir. Burada  $P_{abs}$  soğrulan güç ve  $m_{tissue}$  dokunun kütesidir. SAR değeri örneğin  $\sigma$  iletkenliğine ve  $\rho$  yoğunluğuna ve RF-alanı kaynaklı  $E$  elektrik alanı genliğine bağılı olarak aşığıdaki eşitliğe uygun olarak değışir:

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{2\rho} \quad (2.49)$$

RF gücü puls şeklinde yayınlanması dolayısıyla,  $E$  elektrik alanı genliği  $\tau/TR$  faktörü ile çarpılması gerekmektedir. Burada  $\tau$  puls süresi ve  $TR$  ise pulsler arası tekrarlama zamanıdır (Huurto and Toivo, 2000).  $\tau$  puls süresi sapma açısı ile orantılıdır (Huettel ve ark., 2004).

$\Delta T$  sıcaklık artışı ile SAR değeri arasında doğrusal bir ilişki vardır

$$SAR = C \cdot \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (2.50)$$

Burada  $C$  dokunun özısı kapasitesi ve  $\Delta t$  ise RF kaynağına maruz kalma süresidir (Huurto ve Toivo, 2000).

Eşitlik 2.48-2.50'den SAR'ın; sıcaklık değışimi, dokunun fiziksel ve elektriksel özellikleri ( kütle, yoğunluk, iletkenlik ve özgül ısı sığıası v.b.) ayrıca puls sekansının tasarımı gibi faktörlere de bağılı olduğı sonucuna varılabilir. Ayrıca, daha yüksek manyetik alanlarda spinleri saptırmak için daha fazla enerji gerektiğinden dolayı sıcaklık artışının daha fazla olması beklenir.

Denklemler ayrıca şunları da göstermektedir; sıcaklık değışimi yatma açısının karesi ile doğru orantılı iken pulsler arası tekrarlama zamanının karesi ile ters orantılıdır (Huurto ve Toivo, 2000). Buna uygun olarak, tekrarlanan RF pulsalarının ve  $180^\circ$  sapma açısının kullanıldığı yüksek sıcaklık farkları gözlenen SE (özellikle FSE) sekanslarının aksine GRE-EPI sekansı kullanılması durumunda düşük sıcaklık artışı gözlemektedir.

Klinik uygulamalarda aşırı sıcaklık artışından kaçınmak amacıyla SAR için temel bazı kısıtlayıcı sınırlar belirlenmiştir. Bedenin tamamında yahut kısmi olarak herhangi bir yerinde aşırı derecede RF maruziyeti ile karşılaşırsa ani sıcaklık artışına bağılı olarak yerel doku hasarları oluşabilir. Makul koşullarda, insanlarda ve denek hayvanlarında sıcaklık  $1^\circ C$  artışı 4 W/kg değerinde RF maruziyetini



göstermektedir. Buna karşın, insan bedenindeki ısı düzenleyici sistemler (kan dolaşımı gibi) sayesinde bu sıcaklık artışı düşürülebilmektedir (Anonim. 2009, Anonim. 1998).

## 2.5 EEG-fMRI

Eşzamanlı EEG-fMRI yönteminin geliştirilmesi ile beraber (Lemieux ve ark. 1997; Goldman ve ark. 2002; Krakow ve ark. 2000) beyindeki alfa dalgası ani değişimleri ile hemodinamik ilişkisinin incelenmesi mümkün kılınmış (Laufs ve ark. 2003; Moosmann ve ark. 2003) ve grup çalışmalarında bu konu üzerine yoğunlaşmıştır. Bu nitelikte araştırmalarda önemli olan her bir örneği birbirinden ayrı olarak ele almaktır; Çünkü normal örneklerle aralarında incelenen değerlerde kayda değer farklılıklar görülmüştür. 2006'da Gonçaves ve ark. ile 2007'de de Munck ve ark. çalışmalarında BOLD sinyali ile artkafa, parietal ve alın lobu kaynaklı alfa bandı (8-12 Hz) ortalama zaman serisi arasında negatif korelasyon bulmuşlardır. Ayrıca kalp atışı aralığı (kalp atış hızının tersi) ile alfa gücü arasında negatif korelasyon gözlenmiş (de Munck ve ark. 2007) ve bir denekte ise pozitif korelasyon gözlenmiştir. Bu bilgiler ışığında “negatif BOLD alfa gücü kortikal ilişkisi deneklerin genelinde gözlenmiştir” sonucuna varılabilir.

Talamik bölgenin ufak bir kısmında BOLD sinyali ile alfa gücü arasında pozitif korelasyon gözlenmiştir. Sonuçlar dinlenme zamanı her bir denekte değiştiği hatta bazen tek bir denkte bile değişiklikler gösterdiği gözlenmiştir. Dinlenme zamanının fMRI deneylerinde oynadığı önemli rolden ötürü bu tip araştırmalarda fMRI ile EEG eşzamanlı kullanımı tavsiye edilebilmektedir. EEG-fMRI ile ilgili daha detaylı bilgi için “Brain Rhythms”, “Sleep”, “EEG–fMRI in Adults with Focal Epilepsy”, “EEG–fMRI in Idiopathic Generalised Epilepsy (Adults)” ve “EEG–fMRI in Children with Epilepsy” konu başlıkları incelenebilir (Christoph Mulert 2010).

### 2.5.1 EEG-fMRI ve Güvenlik

EEG-fMRI’de güvenlik sadece birkaç araştırma grubu tarafından incelenmiştir (bkz. Tablo 2.3). Değişik manyetik alan değerleri için belirlenen SAR tepe değerleri Tablo 2.2’de verilmiştir. Bu araştırmalarda en büyük ilgi elektrotlar, kablolar ve bunlara yakın dokulardaki RF kaynaklı ısınma üzerine yoğunlaşmıştır.

Lemieux ve ark. (1997) araştırmalarına göre, incelenmesi gereken iki tip risk faktörü vardır: iletken kabloların düğüm olması sonucu oluşacak akım biçimlenimi ve EEG elektrotlarda girdap akımları kaynaklı sorunlar. MRI’de kullanılan gradyentlerin değiştirilmesi ve durgun manyetik alanda yapılacak hareketler sonucu EEG elektrot kablolarında bir akım oluşturacaktır ancak bu RF pulslarının oluşturacağı etkiler ile karşılaştırıldığında yok sayılacak kadar küçüktür (Lemieux ve ark., 1997).

**Akım Kısıtlayıcı Direnç:** Temel olarak tüm eşzamanlı EEG-fMRI kayıtlarında iletken halkalar bulunmaktadır. Ancak, kafa ve deri-elektrot etkileşimi tarafından şekillenen elektrot-elektrot empedansı yükselteçin ucundaki empedans ile karşılaştırılacak olursak tipik olarak yükselteçin ucundaki empedans birkaç kat büyüktür ve bu yüzden denek üzerinden indüklenen akım çok küçüktür.

Diğer yandan, iki kablonun doğrudan elektriksel teması veya kablonun iletken açıklığı ile dokunun doğrudan teması, iki paralel kablonun kapasitif teması ya da tek bir kablonun kendi üzerine kıvrılması düşük empedans halkası oluşumuna sebep olabilecektir (Lemieux ve ark., 1997). Bunun sonucunda EEG ön-yükselteç devresinde arızaya sebep olabilmektedir.

Tablo 2.2. (0.01 -10) GHz frekanslarında manyetik alan için SAR üst değer sınırları

<b>Tüm beden için ortalama SAR (W/kg)</b>	<b>Kısmi SAR (Baş ve beden) (W/kg)</b>	<b>Kısmi SAR (uzuvlar) (W/kg)</b>
<b>0.08</b>	<b>2</b>	<b>4</b>

Düşük empedans iletken halkalar kablolarda akım indüklenmesine sebep olabilir ve bu yüzden elektrotlar altındaki dokuda yüksek akım yoğunluğu indüklenebilir. Bundan sakınmak için her bir elektrotun olabildiğince yakınında akım kısıtlayıcı bir direnç yerleştirilmesi önerilmektedir (Lemieux ve ark., 1997).

Ancak, direnç üzerinden büyük bir akım oluştuğunda ki bu elektrot kabloları rezonansa geldiğinde oluşabilir, elektrot aşırı derecede ısınıp altındaki dokunun yanmasına sebep olabilir. Dirençlerdeki sıcaklık ölçümlerine dayanarak, Lemieux ve ark. (1997) 1.5T MRI tarayıcılarda birkaç puls sekansı için akım-kısıtlayıcı direnç değerleri önermiştir. Ek olarak elektrotla beraber fazladan seri direnç kullanımı tüm olumlu etkilerine karşın EEG sinyali için SNR kaybına yol açması da bir dezavantaj olarak sunulmuştur (Lemieux ve ark., 1997).

**Girdap Akımlar:** Girdap akımlarının Ag/AgCl elektrotlar üzerinde sebep olduğu ısıtma etkisini gözlemek için elektrotlar havada askıya alınmış, SE ve GRE-EPI sekansları uygulanmış, ve daha sonra maksimum sıcaklığı ölçülmüştür (Lemieux ve ark., 1997). Elektrotlarda gözlenen sıcaklık artışının 1°C değerinden daha az olduğu gösterilmiştir. Buna karşın, girdap akımlar elektrotun temas halinde olduğu dokuda da oluşabilmektedir (Nyenhuis ve ark., 1999).

**Simülasyonlar:** Angelone ve ark. (2004) elektrotların ve kabloların beyin içindeki SAR dağılımlarını simüle etmişler, bunun için MR görüntülerinden oluşturulan gerçekçi ve çok detaylı ve yüksek çözünürlüklü kafa modelleri kullanılmışlardır. Yüzey ve birdcage bobinlerinin ikisi için de SAR değerleri deride ve altındaki dokuda tepe noktasına erişmektedir. Ek olarak, omurilik sıvısı ve deri gibi her bir doku türü, SAR değerleri artan elektrot sayısı ile orantılı olarak artmaktadır çünkü manyetik alan elektrotlar etrafında daha çok bozulmaktadır.

SAR tepe değeri elektrotun tam altında oluşmak zorunda değildir. Örnek olarak, elektrot kablolarının birbiriyle bağlandığı notanın ensedeki izdüşümü noktasında sıcak nokta oluştuğu gözlenmiştir (Angelone ve ark., 2004). Daha ileri simülasyon çalışmaları göstermiştir ki elektrotta yakın yerleştirilmiş direnç dolayısıyla direnç olmayan elektrotta bağlı kabloların aksine elektrotun altındaki sıcak nokta elimine edilememiştir (Angelone ve ark., 2005).

Reference	Tesla	MRI Scanner	# Electrodes	El. materials	EEG equipment	Content
Lemieux et al. (1997)	1.5	GE Signa Horizon Echo-Speed	1	Ag/AgCl	-	Safety, current-limiting resistors
Krakow et al. (2000)	1.5, 2	GE Horizon EchoSpeed, Siemens Magnetom Vision	-	several	in-house, Neurolink Patient Module (Physionetrix) in-house	Image quality
Bonmassar et al. (2001)	1.5, 3	GE	64	conductive plastic		Image quality, retinotopic maps
Lazeyras et al. (2001)	1.5	Marconi Medical Systems ECLIPSE	16	Ag/Au	Neuroscan, Deltamed	Safety, visual and motor tasks, alpha
Meriläinen (2002)	3	GE Signa	64	Ag/AgCl	BrainProducts	Safety
Angelone et al. (2004)	1.5, 3, 7	GE, Siemens Trio, simulated	124	Perfect electrical conductor	-	Safety, simulations
Mirsattari et al. (2004)	1.5	GE Signa LX CVMR	10	Ag/Au	in-house	Safety, image quality
Angelone et al. (2005)	3, 7	Siemens Trio, simulated console	-	Perfect electrical conductor	-	Safety, simulations

Tablo 2.3 Güvenlik ve görüntü kalitesi araştırmaları (Tarnanen I. 2005)

**Sıcaklık Ölçümleri:** Sıcaklık artışları özgün elektrot yerleşim bölgeleri; gönüllü hastalar (Lazeyras ve ark., 2001), koyun kafası (Meriläinen, 2002), gönüllüler ve iyonize fantom (Mirsattari ve ark., 2004) gibi örneklerde incelenmiştir.

Mirsattari ve ark. (2004) tarafından gerçekleştirilen ölçümler sonucu elektrot bölgesinde ölçülen sıcaklığın azaldığını gösterilmiştir. Yazarlar karışımın hazırlandığı odanın sıcaklığının MR odasından daha sıcak olduğundan kuşkulunmuşlardır. Lazeyras ve ark. (2001) ile Meriläinen (2002) en yüksek sıcaklık artışının FSE sekansında ve en düşük sıcaklık artışının GRE tabanlı sekanslarda gözlemlendiği sonucuna varmışlardır. Bulunan deneysel sonuçlar Eşitlik 2.49-2.50 ile uyumluluk arz etmektedir (Tarnanen Iina, 2005).

### 3. MATERYALLER VE YÖNTEMLER

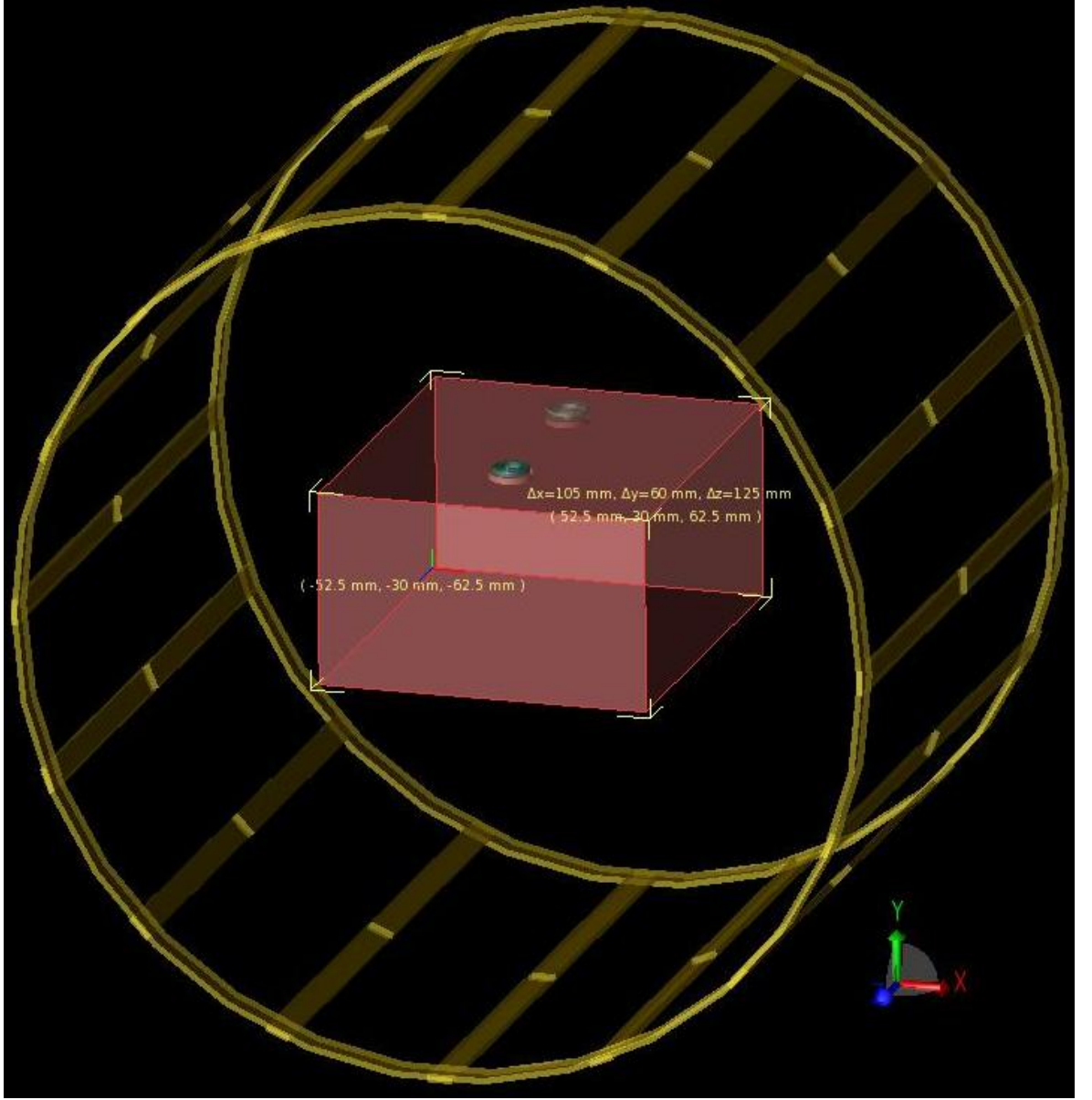
#### 3.1 Simülasyonlar

SAR değerleri FDTD algoritma (Kunz and Luebbers, 1993; Taflove and Hagness, 2000) temelli ticari XFDTD (REMCOM Co., State College, PA) programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Simülasyon çalışmasında birdcage bobini, iki farklı tip Ag/AgCl elektrot (ilki 1,5mm-sıkıştırılabilir güvenlik soketi ve 150cm uzun ömürlü kablolu B10-S-150 Ag/AgCl sintere edilmiş halka elektrot ve ikincisi, 100cm light-duty leadwire ve 1,5mm-touchproof güvenlik soketi ve sensöre yakın noktada 5 kOhm değerinde direnç bulunan B12-LS-100 Ag/AgCl sintere edilmiş FE-elektrot) kullanılmış olup 126MHz frekansında sinüzoidal giriş sinyali kullanılmıştır. Hesaplamalar Athlon X2 2.10 GHz 64bit bilgisayarda 3 GB RAM kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Windows 7 işletim sisteminde hesaplamalar yaklaşık olarak 6 saat sürmüştür.

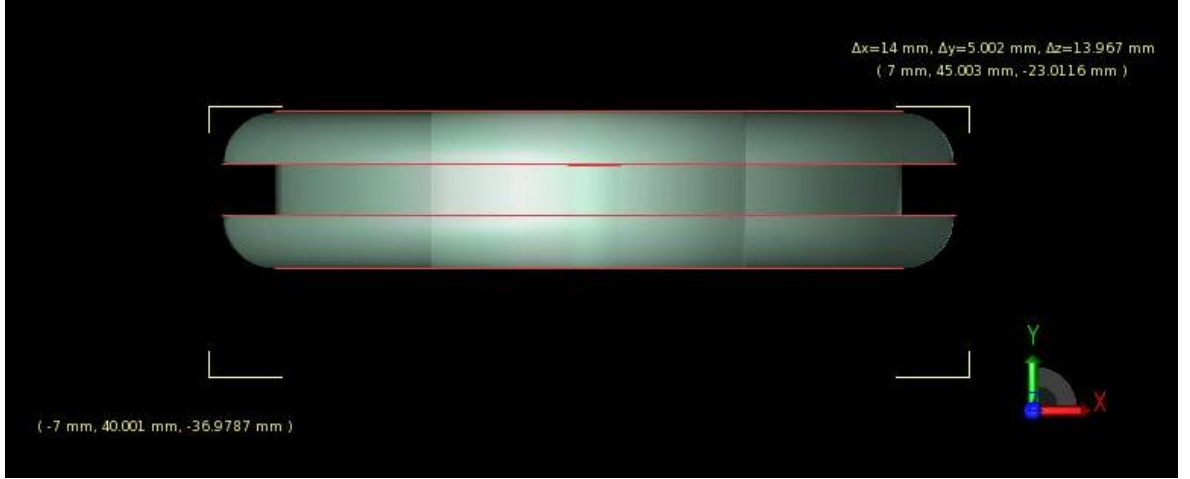
Hesaplama domeyni  $207 \times 207 \times 174$  hücre ve sınırlarda yedi katmanlı Berenger'in Mükemmel Eşleşmiş Katmanları (PML) kullanılmıştır. Her bir fantom hücresi için voxel boyutları  $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$  olarak tanımlanmıştır. Jel fantomun boyutları soldan sağa (x eksen) 105mm, arkadan öne (z eksen) 125mm ve yükseklik olarak (y eksen) 60mm olarak modellenmiştir.

##### 3.1.1 MRI Bobini

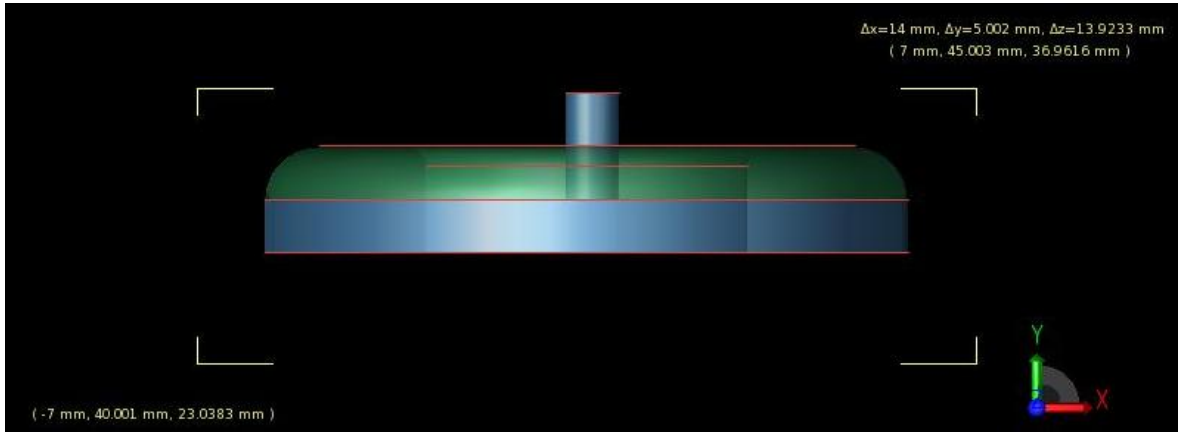
SAR simülasyonları 126 MHz frekansında modellenen RF birdcage bobini kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan fantom ve birdcage bobini modelleri elektromanyetik alanların hesaplanması için kullanılan zaman domeyninde sonlu farklar yöntemine uygun olacak şekilde tasarlanmıştır. Birdcage bobini 16 PEC kol (220 mm uzunluğunda) ve sonlarında iki adet PEC halkası (274 mm çap ve 8 mm kalınlığında) ile modellenmiştir ve Şekil 3.1'de görüleceği üzere jel fantom çevresinde simetrik olarak yerleştirilmiştir. Bobin birinci mod rezonans koşullarında çalıştırılmıştır. Her bir bacağa yerleştirilen kondansatör değeri Hayes C.E. ve ark (1985) çalışmasında verilen yöntem kullanılarak 6.23 pF olarak hesaplanmıştır.



Şekil 3.1 MRI Birdcage Bobini ve fantom modeli



Şekil 3.2 Ag/AgCl sintere edilmiş FE pin elektrot modeli



Şekil 3.3 Ag/AgCl sintere edilmiş halka elektrot modeli



Şekil 3.4 Deneylerde kullanılan elektrotlar



Tablo 3.1 Birdcage bobini için indüktans hesaplamaları sonuçları

	Öz-indüktans (nH)	Efektif (nH)
<b>Bacaklar</b>	97,01	105,11
<b>Son Halkalar</b>	816,06	1095,54

Bobin, sinüzoidal uyarımı kullanılarak simüle edilmiş, akım kaynakları bobin bacaklarında birbirinden 90° faz farkı ile konumlandırılmış, sinüzoidal dalga şekilli sinyal kaynağı ile 50Ω direnç üzerinden 50V genlik ile uyarılmıştır.

Bobinin uyarılmasında SAR değerinin minimize edilip alan uniformite sağlamak için karesel (quadrature) uyarım kullanılmıştır (Jin J. 1999). Karesel uyarım sağlamak amacıyla 16 bacaklı birdcage bobinini uyarım için iki bacakta da sinyal kaynağı kullanılmalıdır. Bu iki kaynak birbirinden 90° faz farkı oluşturacak şekilde konumlandırılmalıdır. Teorik olarak bu tip uyarım bobinin efektif gücünü dört kata kadar arttırmaktadır. Sonucunda oluşacak manyetik alan oldukça yüksek homojenliğe sahip olacaktır (Jin J. 1999).

İndüktans hesapları Penn State NMR Birdcage Builder (Chin C.L. et al. 2002) programı kullanılarak gerçekleştirilmiş olup sonuçlar Tablo 3.1.'de verilmiştir.

### 3.2 Fantom Hazırlanışı

Fantomun  $\sigma$  elektriksel iletkenlik değeri 1.886 S/m olacak şekilde kararlaştırılmıştır (Oh S. 2010). Tüm fantom malzemeleri için  $\mu_r$  görel geçirgenliği önemli bir rol oynamadığından dolayı hesaplamalarda 1'e eşit olarak alınmıştır.

$$(\sigma, S/m) = 215 \times \frac{(NaCl \text{ kütlesi})}{(karışımın hacmi, mL)} + 0.0529 \quad (3.1)$$

Jel fantom Eşitlik (3.1) (bkz. Bennett D. 2010) kullanılarak istenen 1.886 S/m değerinde elektriksel iletkenliği sağlayacak şekilde hazırlanmıştır. Fantom

hazırlanırken aşağıdaki adımlar izlenilmiş, kullanılan malzemeler Şekil (3.5)'te gösterilmiştir.

### Jel fantom hazırlama yöntemi

1. 12.8 g %99,99 saflıkta NaCl (BOOM NaCl) tencereye konuldu
2. Üzerine 60 g Agar jel eklendi
3. 1.5L saf su tartılarak tencereye karışımın üzerine döküldü
4. Agar jel karışımı orta ateşte yaklaşık 15 dakika karıştırıldı
5. Hazırlanan jel soğuması ve katılaşması için 12 saat boyunca evde bırakıldı
6. MR odasında 6 saat bekletildi (oda sıcaklığına erişmesi için)
7. Elektrotların kabloları elektrota en yakın kısından kesildi
8. Elektrotlar fantom üzerine elektrolit jel ile birlikte yerleştirildi (bkz. Şekil 3.6)



Şekil 3.5 Fantom hazırlama süreçleri ve kullanılan malzemeler



Şekil 3.6 Hazırlanmış jel fantomun MRI taramasından önce çekilmiş fotoğrafı

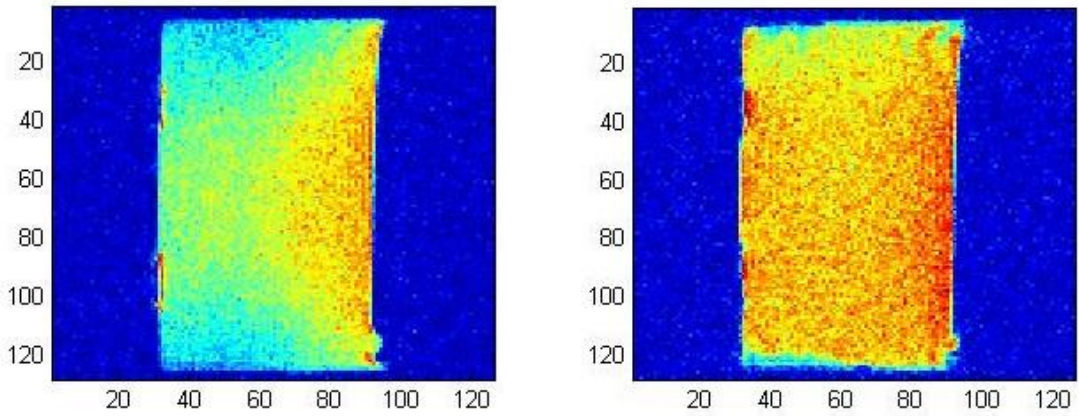
### 3.3 MR Termografi

MRI kaynaklı sıcaklık haritaları 3T Siemens Trio (Erlangen, Germany) cihazında, segmented EPI (ep2d\_seg/ ep\_seg\_fid) görüntüleme sekansı kullanılarak sıcaklık değişimine bağlı proton rezonans frekansındaki kaymaya dayalı görüntülerdeki faz farklarından yararlanılarak oluşturulmuştur. Segmented EPI sekansının single shot EPI sekansına göre avantajı kısa süreli ölçme zamanı ve rezonans dışı etkilerin daha az olmasıdır (Anonim, 2003T). MR termometri teoresi için daha detaylı bilgi Bölüm 2.3'te verilmiştir.

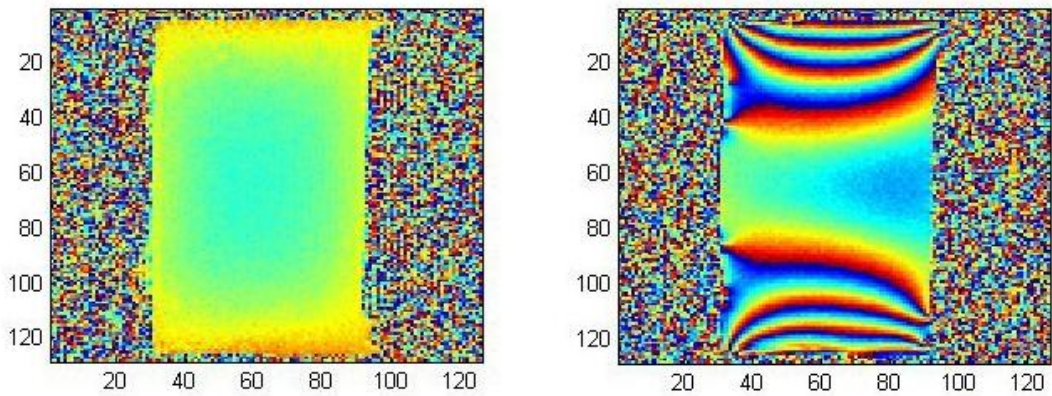
Faz görüntüleri ep\_seg\_fid puls sekansı (TE/TR 13ms/100ms, görüş sahası FOV  $130 \times 130 \text{ mm}^2$ , dört ortalama, sapma açısı  $90^\circ$ ) kullanılarak elde edilmiştir. Veriler her iki elektrotları kesecek şekilde fantomun orta kesitinden ( $x=0 \text{ mm}$ ) toplanmıştır. Fantom verilen puls sekansında iki kez 30'ar dakika taranmıştır.

Faz farkına dayalı sıcaklık değişimlerini ölçmek için ham MRI görüntü verileri MATLAB kullanılarak okunmuş ve genlik ve faz görüntüleri oluşturulmuştur (bkz. Şekil 3.7-3.8).

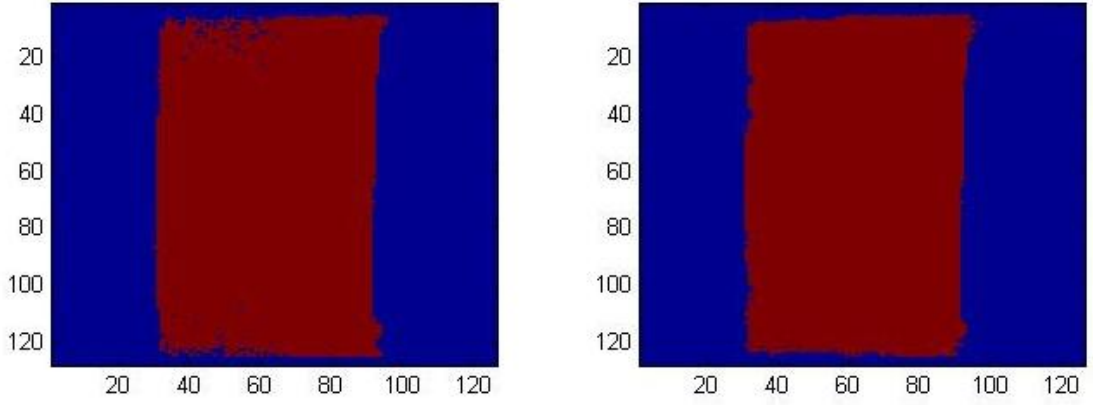
Şekil 3.8’de veri dönüştürme sürecinde ortaya çıkan katlama (wrapping) görülmektedir (bkz. Bölüm 2.3.1). Faz görüntülerindeki gürültüden kurtulmak için genlik görüntülerinden elde edilen maskeler ile gürültülü faz görüntüleri maskelenmiştir (bkz. Şekil 3.8-3.10). Fantomda oluşan sıcaklık farkını ölçmek için katlanmış görüntüye tekrardan faz açma işlemi (unwrapping) uygulanmalıdır. “Unwrapping” olarak adlandırılan bu işlemin temeli görüntüde  $2\pi$  değerinde atlama olan her bir pikselin  $2\pi$  eklenerek düzeltilmesi işlemidir.



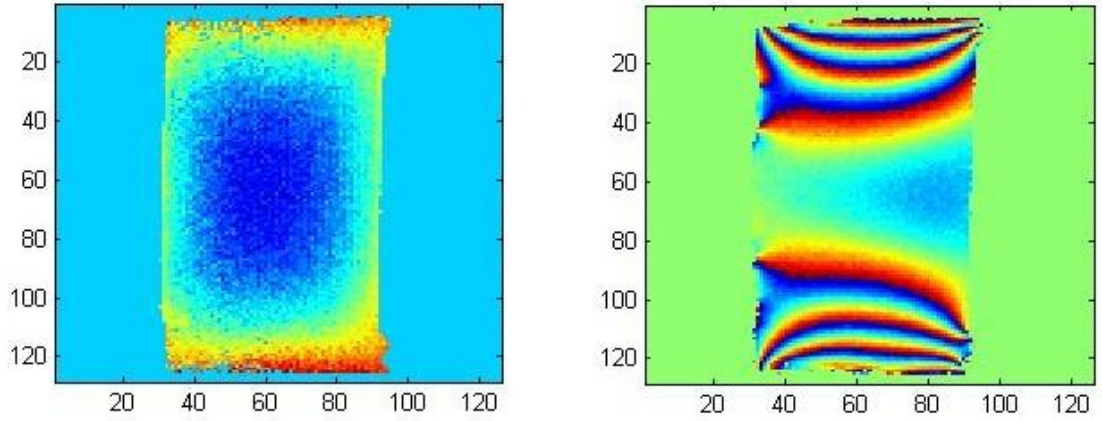
Şekil 3.7 İlk ve son genlik görüntüleri



Şekil 3.8 İlk ve son faz görüntüleri



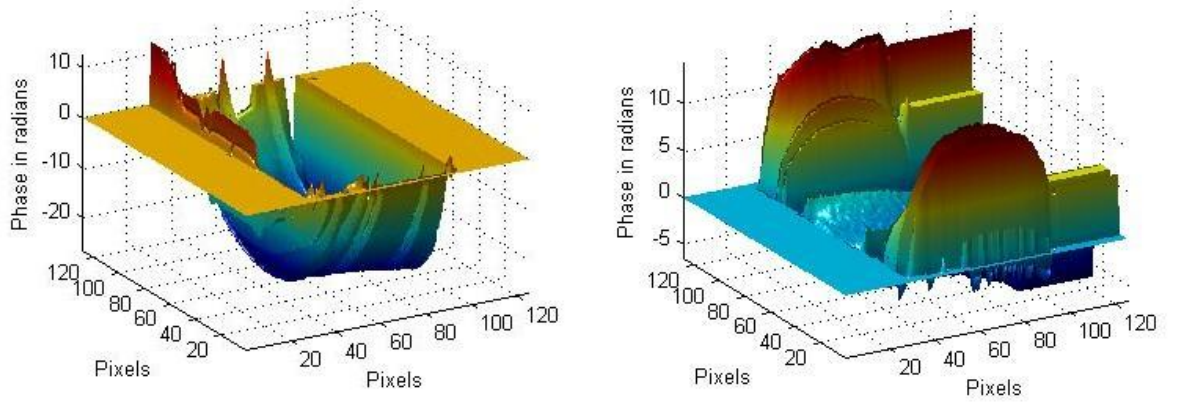
Şekil 3.9 Arkaplan gürültüsünü engellemek için kullanılan maskeler



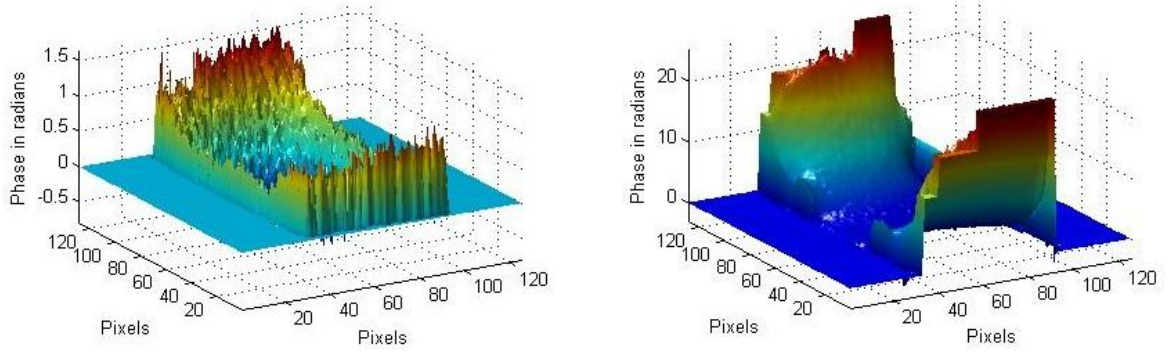
Şekil 3.10 Maskelenmiş faz görüntüleri

### **Katlanmış faz görüntülerine faz açma algoritmalarının uygulanması**

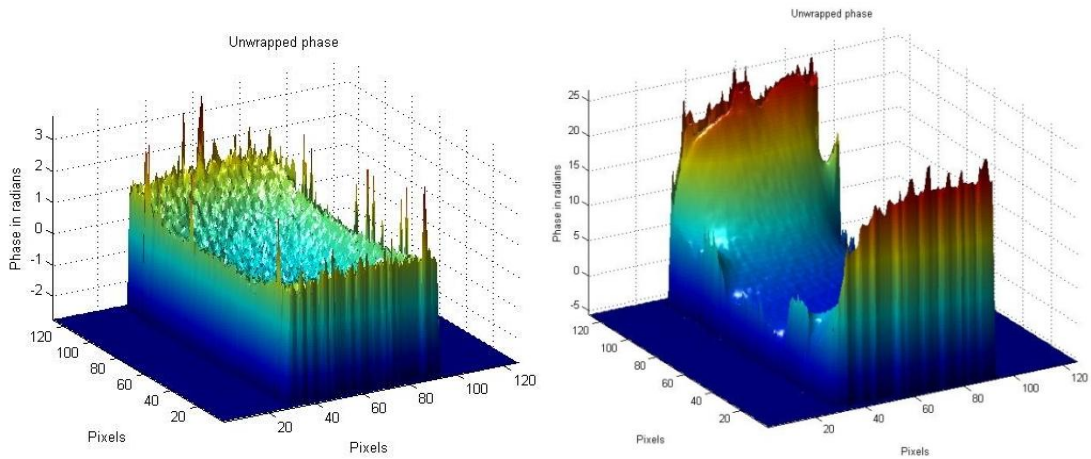
Bu çalışmada üç farklı faz açma yöntemi faz açma işleminde kullanılmak (Itoh K. 1982, Costantini M. 1998 ve Goldstein R.M. 1988) üzere incelenmiştir. İlk olarak 2D Itoh algoritması incelenmiş ve sonuçlarında (bkz. Şekil 3.11) sahte faz katlamalarının varlığı gözlenmiştir. İkinci olarak Costantini yöntemi incelenmiş ve sonuçlarında (bkz. Şekil 3.12) sahte faz katlamalarının fantomun her iki yan yüzeyinde de varlığı gözlenmiştir. Üçüncü ve son olarak açılmış faz görüntüsü oluşturmak için Goldstein yöntemi kullanılmıştır. Sonuç olarak (bkz. Şekil 3.13) diğer yöntemlere oranla daha iyi bir sonuç elde edilmiştir. Yapılan karşılaştırma sonucu bu araştırmada değiştirilmiş Goldstein yöntemi (Spottiswoode B. 2008, University Of Capetown) kullanılmıştır. Goldstein yöntemi uygulanması ardından ilk ve son faz görüntüsü arasındaki faz farkı MATLAB kullanılarak elde edilmiştir (bkz. Şekil 3.14).



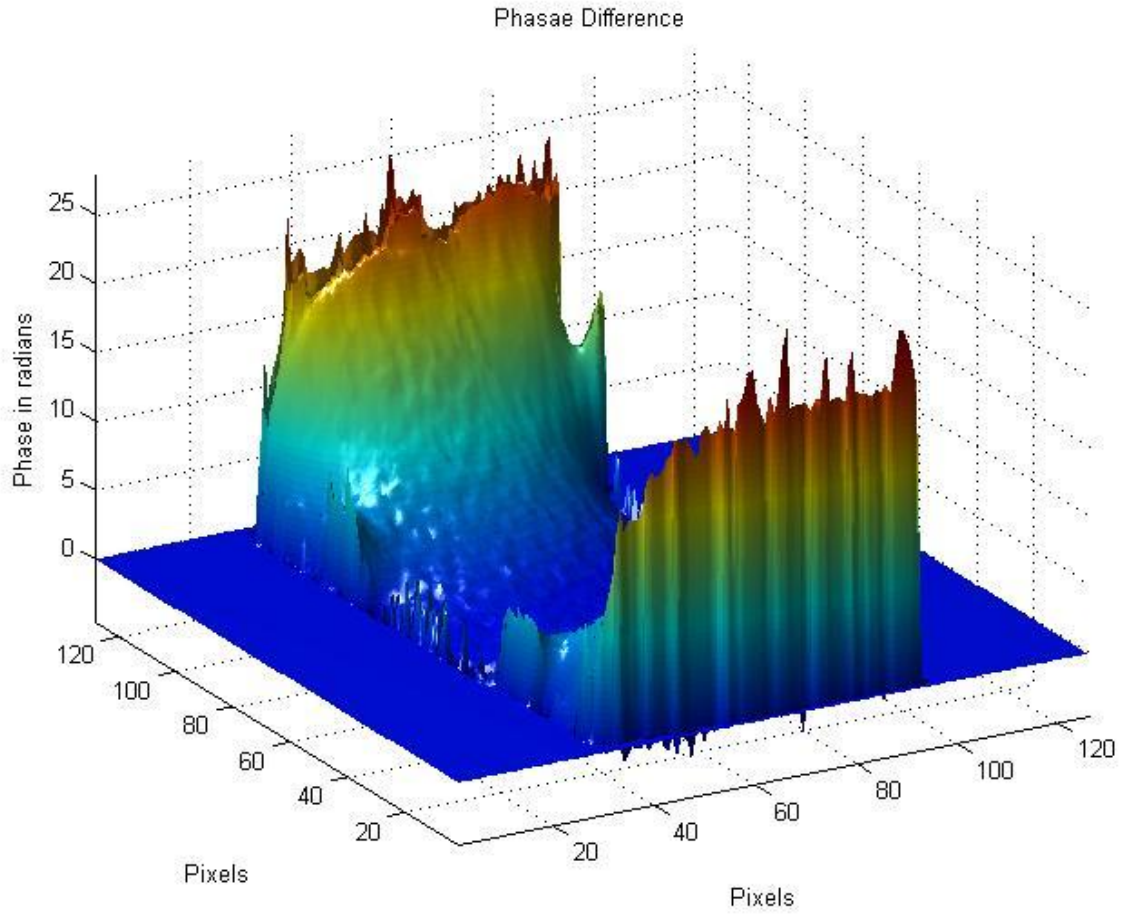
Şekil 3.11 Itoh algoritması kullanarak faz çözme (unwrapping) görüntüsü



Şekil 3.12 Costantini algoritması kullanarak faz çözme görüntüsü



Şekil 3.13 Goldstein yöntemini kullanarak oluşturulan faz çözme görüntüsü



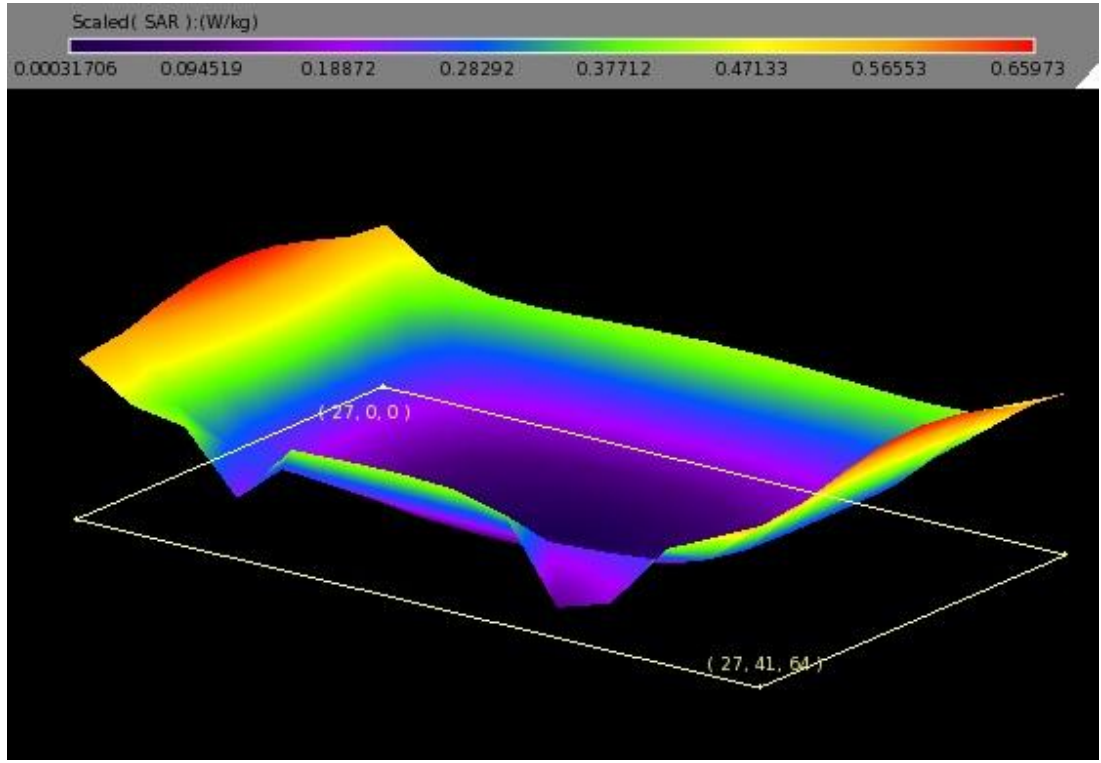
Şekil 3.14 İlk ve son görüntüler arası faz farkı görüntüsü

## 4. SONUÇLAR

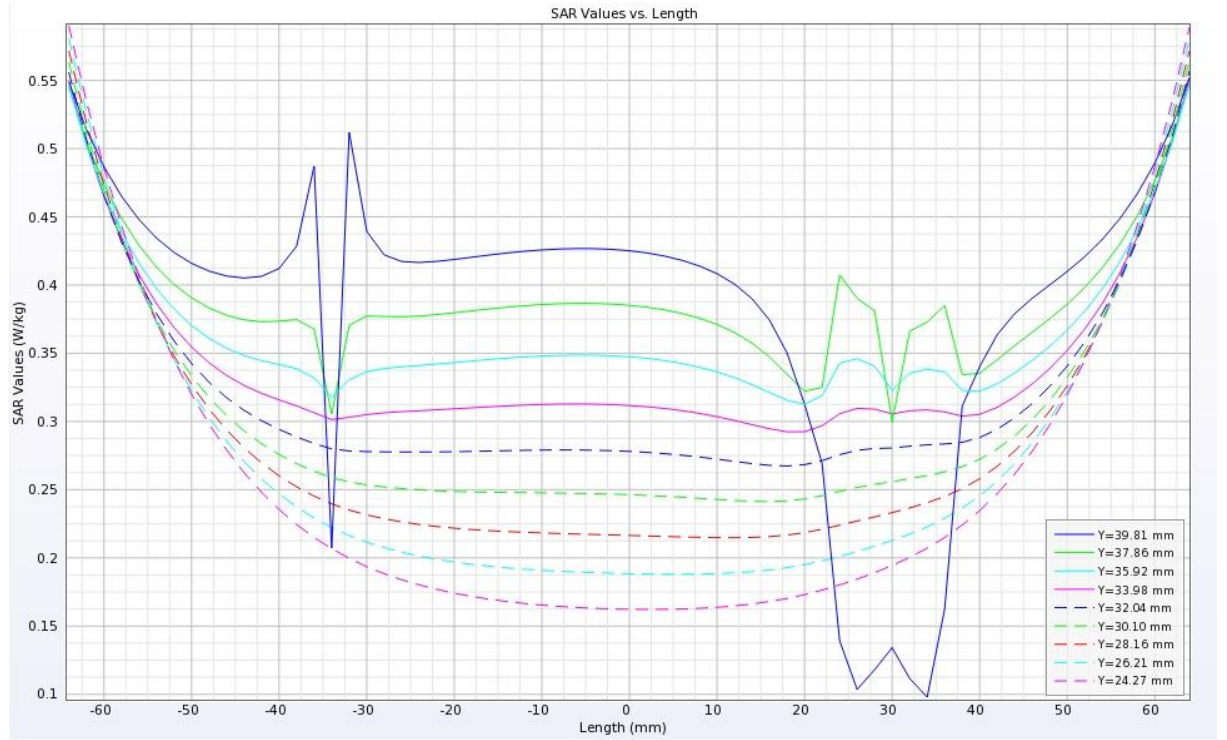
### 4.1 Simülasyon Sonuçları

Maksimum 10 g ortalama SAR değerleri 126 MHz için hesaplanmış, hesaplamaların ardından sonuçlar Şekil 4.1’de görüleceği üzere 1 W/kg değerine orantılı olarak verilmiştir. Önceki çalışmalarda da görüldüğü üzere (Oh S. 2010) fantomun her iki yüzeyinde maksimum SAR değerleri gözlenmiştir. Elektrotların altında RF kaynaklı elektrik alan değerleri azaldığından dolayı SAR değerleri azalmış ve fantomda SAR dağılımı simetrisi bozulmuştur. Şekil 4.2’den Şekil 4.5’e kadar olan grafiklerde her bir 2 mm derinlik (z-ekseninde) için uzunluğa karşılık değişen SAR değerleri değişimi verilmiştir. Ag/AgCl Pin ve Ag/AgCl sintere edilmiş elektrotlar sırasıyla -35 mm ve 35 mm noktalarına yerleştirilmiştir. SAR değerleri pin elektrot etrafında sintere edilmiş elektrota oranla daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bu etkilerin yüzeyin 14 mm altında kaybolduğu gözlenmiştir. Pin elektrot için SAR değerleri 37.864 mm derinlikte 0.31687 W/kg ve 35.923 mm’de 0.3302 W/kg olarak hesaplanmıştır. Benzer olarak sintere edilmiş elektrotlar için SAR değerleri 37.864 mm derinlik için 0.3804 W/kg ve 35.923 mm’de 0.34814 W/kg olarak hesaplanmıştır (bkz. Şekil 4.6).

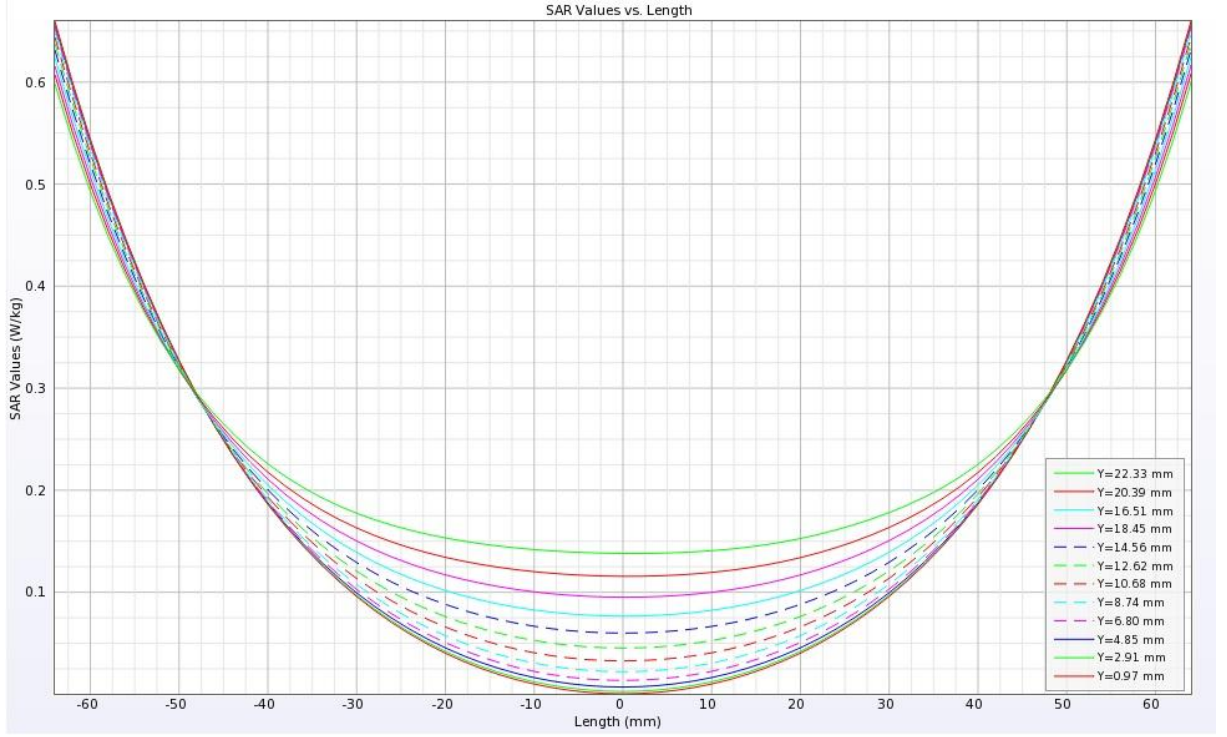




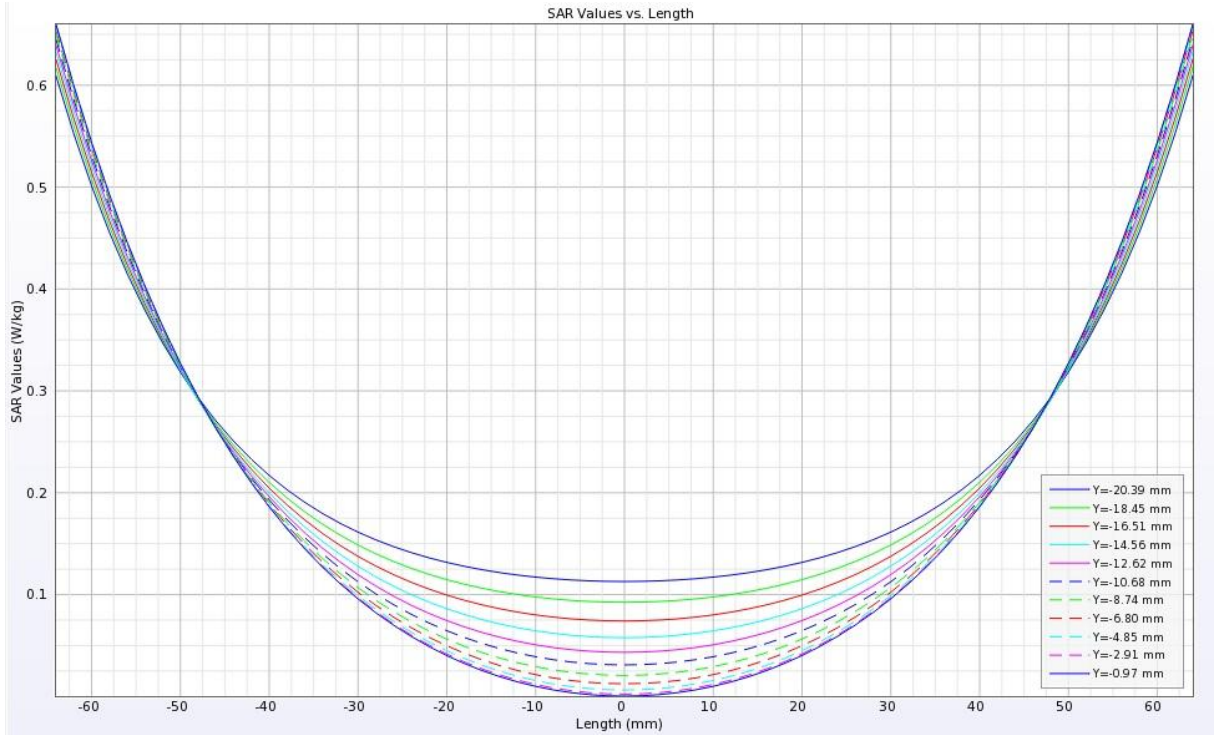
Şekil 4.1 SAR simülasyon sonuçları merkez kesit (sagittal) görünümü (y-ekseni)



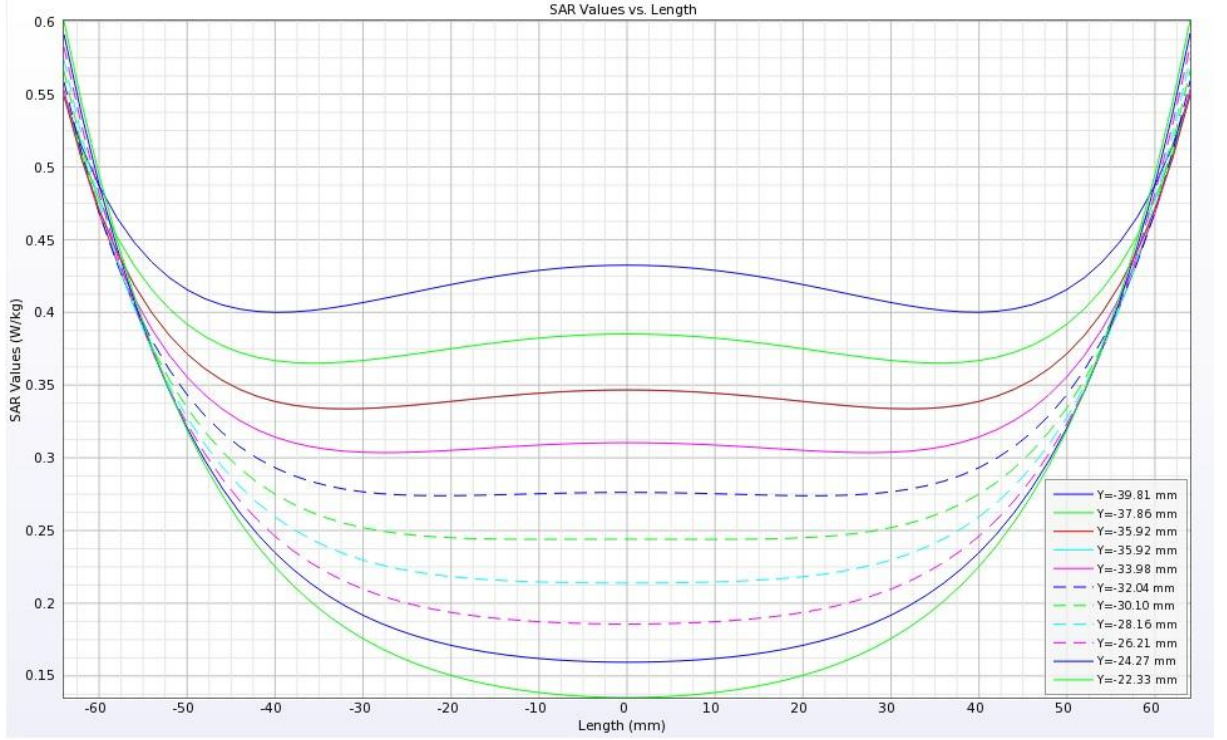
Şekil 4.2 39.81mm'den 24.27mm derinliğe kadar SAR değerleri – Uzunluk grafiği



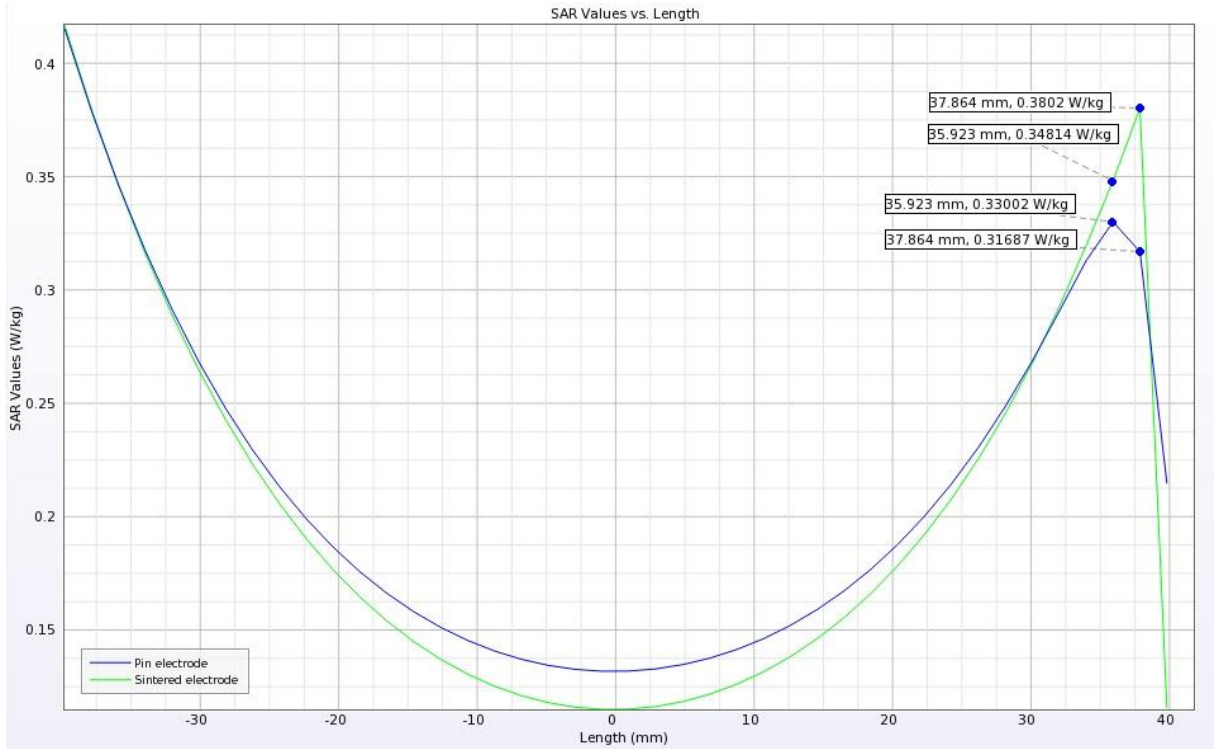
Şekil 4.3 22.33mm'den 0.97mm derinliğe kadar SAR değerleri – Uzunluk grafiği



Şekil 4.4 -0.97mm'den -20.39mm derinliğe kadar SAR değerleri – Uzunluk grafiği



Şekil 4.5 -22.33mm'den -39.81mm derinliğe kadar SAR değerleri – Uzunluk grafiği

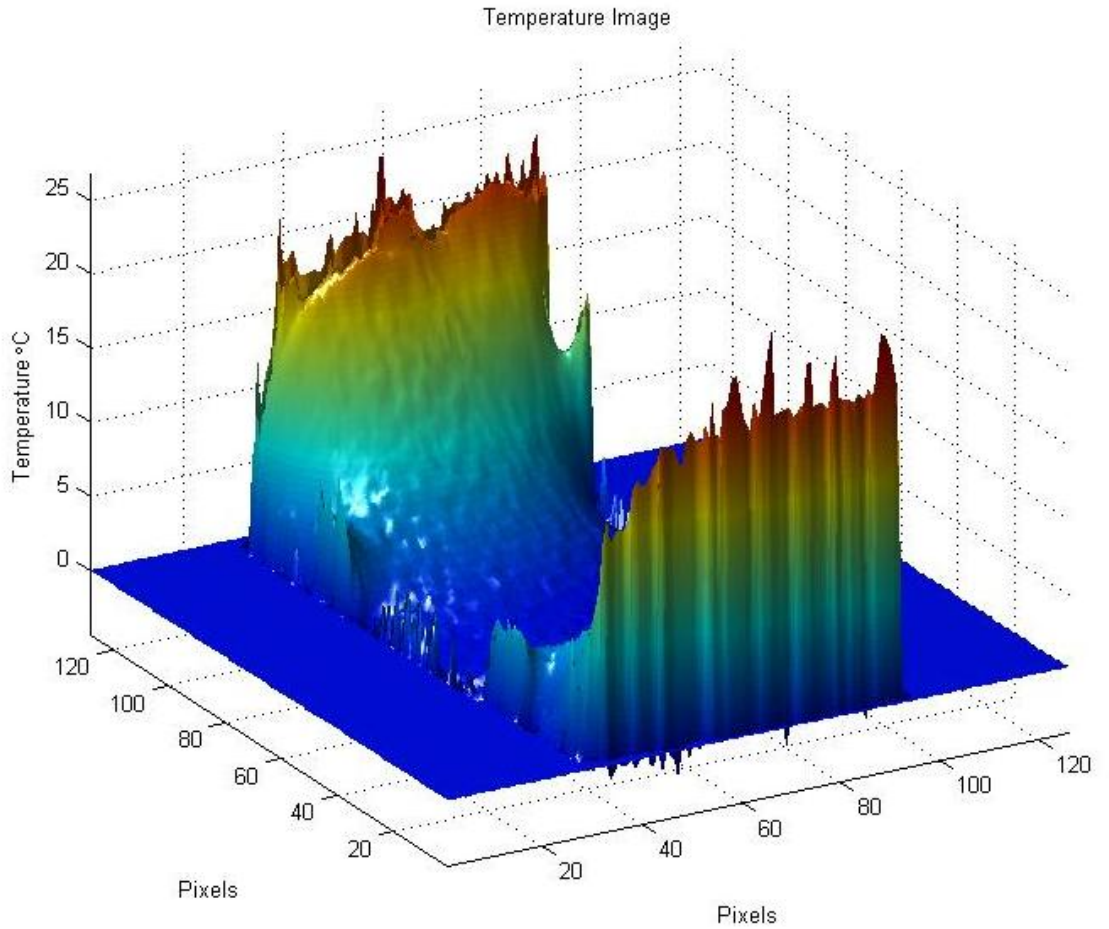


Şekil 4.6 SAR değerleri - Uzunluk (y-ekseni) grafiği

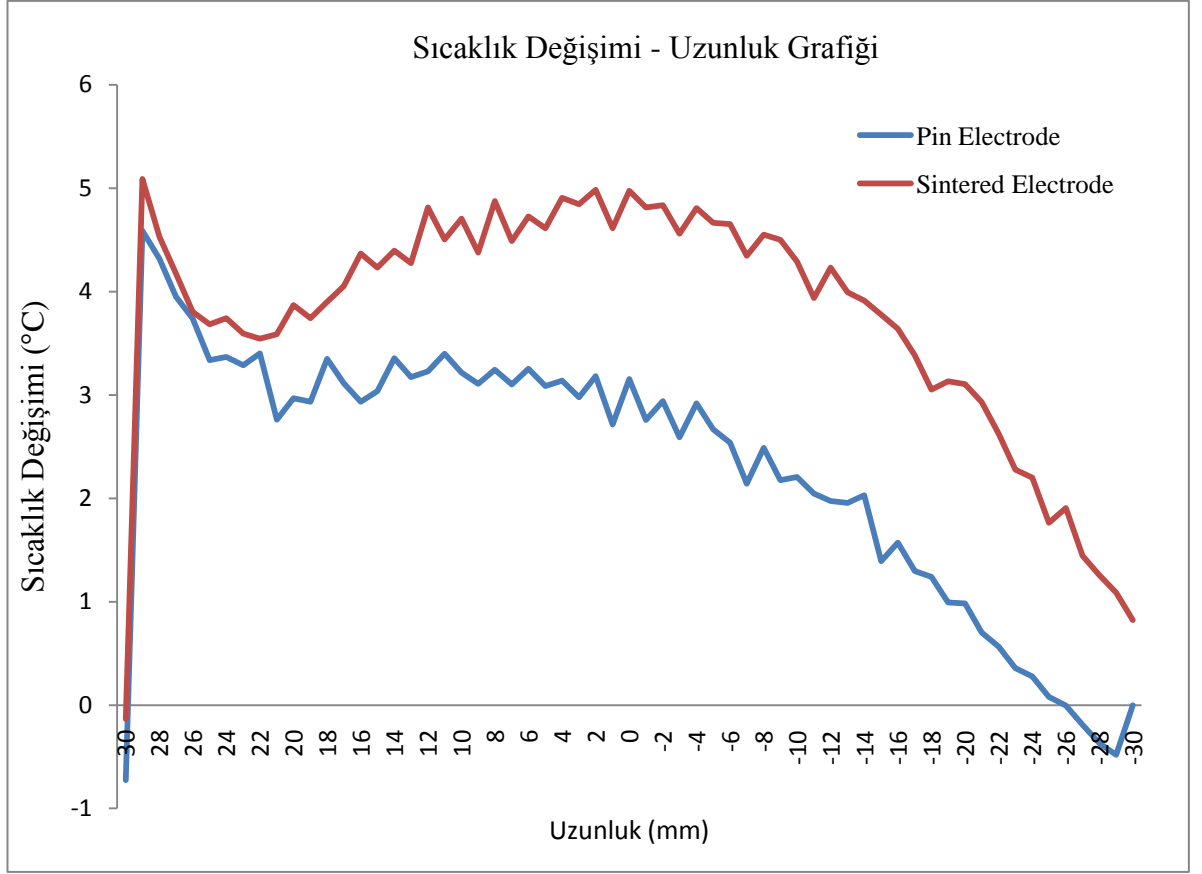
## 4.2 Termografik Sonuçlar

Termografik sonuçlar Bölüm 3.3'te tanımlanan PRF yöntemi ile MATLAB kullanılarak elde edilmiştir. Sıcaklık değişimi Şekil 4.1 de gözlenen SAR değerleri ile benzer bir şablon oluşturacak şekilde fantomun her iki yüzeyinde kendi maksimum noktasına ulaştığı gözlenmiştir (bkz. Şekil 4.7). SAR değerlerinin elektrotların hemen altında yerel olarak minimuma erişmesinin aksine (bkz. Şekil 4.1) aynı noktalar için sıcaklık değişiminin yerel maksimuma eriştiği gözlenmiştir (bkz. Şekil 4.7).

Şekil 4.8'de elektrotların altında lnen sıcaklık değişimi profilleri gösterilmektedir. Sintere edilmiş elektrotun altında pin elektrota oranla daha fazla sıcaklık değişimi llmüştir.



Şekil 4.7 MRI termografi yöntemi ile oluşturulmuş sıcaklık değişimi görüntüsü



Şekil 4.8 Elektrotlar altındaki sıcaklık profilleri

### 4.3 İstatistiksel Sonuçlar

Bu b3l3mde her iki tip elektrot için 3l3len sıcaklıklar ve SAR değerleri için elde edilen bazı istatistiksel sonuçlar sunulmuştur. Bu amaçla SPSS17.0 istatistiksel paket programı kullanılmıştır. Analizlerden 3nce her bir veri istatistiksel hataları en aza indirmek amacıyla normalize edilmiştir. Elde edilen istatistiksel sonuçlar aştığıdaki şekilde yorumlanmıştır.

#### 1) Elektrotlar için SAR değerlerinin karşılaştırılması

Bu kısımda, Ag/AgCl Pin ve Ag/AgCl sintere edilmişt elektrotlar için 3l3len SAR değerleri Mann-Whitney U testi kullanılarak karşılaştırılmıştır; 3nk3 normal dağılıma sahip olmayan bu değerler sırasal (ordinal) 3lek kategorisinde değerlendirilmiştir. Bu nedenle, parametrik olmayan Mann-Whitney U testi seçilmiştir. Bu testte, sıfır hipotezine g3re 3l3len SAR değerleri arasında farklılık bulunmamaktadır. Alternatif hipoteze g3re bu iki elektrot, 3l3len SAR değerlerine g3re farklılık g3stermektedir. Testin sonuçları Tablo 4.1’de verilmiştir.

Test sonucuna g3re, asimptotik anlamlılık seviyesi 0.069 olarak 3l3lm3şt3r. 3l3len bu seviye ( $p=0.069$ ) 0.05’ten b3y3k olduğu için sıfır hipotezi reddedilemez. Bir başka ifadeyle, Ag/AgCl Pin ve Ag/AgCl sintere edilmişt elektrotlar 3l3len SAR değerlerine g3re farklılık g3stermediği sonucuna ulaşılabılır.

#### 2) Elektrotlarda 3l3len sıcaklık değerlerinin karşılaştırılması

Bu kısımda, Ag/AgCl Pin ve Ag/AgCl sintere edilmişt elektrotlarda 3l3len sıcaklık değerleri Mann-Whitney U testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Bu testte, sıfır hipotezine g3re 3l3len sıcaklık değerleri arasında farklılık bulunmamaktadır. Alternatif hipoteze g3re bu iki elektrot 3l3len sıcaklık değerlerine g3re farklılık g3stermektedir. Testin sonuçları Tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.1 SAR değerleri için istatistiksel sonuçlar

<b>Test İstatistikleri</b>	
	<b>SAR</b>
<b>Mann-Whitney U</b>	644.500
<b>Wilcoxon W</b>	1505.500
<b>Z</b>	-1.818
<b>Anlamlılık Sev. (2-yönlü)</b>	0.069
<b>p</b>	

Tablo 4.2 MR termografik sonuçlar için istatistiksel sonuçlar

<b>Test İstatistikleri</b>	
	<b>Sıcaklık</b>
<b>Mann-Whitney U</b>	772.500
<b>Wilcoxon W</b>	2663.500
<b>Z</b>	-5.571
<b>Anlamlılık Sev. (2-yönlü)</b>	0.000

Test sonucuna göre, asimptotik anlamlılık seviyesi 0.000 olarak ölçülmüştür. Ölçülen bu seviye ( $p=0.000$ ) 0.05'ten küçük olduğu için sıfır hipotezi reddedilir ve alternatif hipotez kabul edilir. Bir başka ifadeyle, Ag/AgCl Pin ve Ag/AgCl sintere edilmiş elektrotlar, ölçülen sıcaklık değerlerine göre farklılık gösterdiği sonucuna ulaşılabilir. Bu farklılık Ag/AgCl Pin elektrotu için pozitif yönlüdür; çünkü sıcaklık değişiminin düşük olması beklenmektedir.

### 3) Elektrot türünün ve simülasyon/deney ortamının sıcaklığa etkisi

Bir önceki analizde elektrotların sıcaklığa etkisinin var olduğu belirlenmiştir. Kullanılan elektrot türünün ve/veya simülasyon/deney ortamının sıcaklık üzerine etkilerini belirlemek için, tek değişkenli varyans analizi ANOVA yapılmıştır. Bu test için ölçülen sıcaklık bağımlı değişken olarak ve diğer değişkenler bağımsız değişken olarak seçilmiştir. ANOVA test sonuçları bir sonraki tabloda verilmiştir.

Tablo 4.3 ANOVA sonuçları

<b>Konular Arası Etkileşim Testi</b>					
<b>Bağımlı Değişken: Sıcaklık</b>					
<b>Kaynak</b>	<b>III.Tip Kareler Toplamı</b>	<b>Serbestlik Derecesi</b>	<b>Ortalama Kare</b>	<b>F</b>	<b>Anl. Sev. (p)</b>
<b>Düzeltilmiş Model</b>	2.848 <sup>a</sup>	3	0.949	16.097	0.000
<b>Kesişim</b>	59.179	1	59.179	1053.975	0.000
<b>Durum</b>	0.991	1	0.991	17.645	0.000
<b>Elektrot</b>	0.463	1	0.463	8.241	0.005
<b>Durum * Elektrot</b>	1.050	1	1.050	18.696	0.000
<b>Hata</b>	11.230	200	0.056		
<b>Toplam</b>	78.785	204			
<b>Düzeltilmiş Toplam</b>	14.078	203			
<b>a. R Kare = 0.202 (Düzeltilmiş R Kare = 0.190)</b>					

Yukarıdaki tabloda, durum için ( $p=0.000$ ), elektrot için ( $p=0.000$ ) ve durum\*elektrot için ( $p=0.005$ ) hesaplanan anlamlılık seviyeleri 0.05 seviyesinin altındadır. Böylece test sonuçlarına göre tüm bağımsız değişkenlerin sıcaklığı etkilediği görülmüştür.

#### 4) Elektrot tiplerinin sıcaklık etkilerine göre karşılaştırılması

Bu kısımda, Ag/AgCl Pin ve Ag/AgCl sintere edilmiş elektrotların ölçülen sıcaklık değerleri üzerine etkilerini deney ve simülasyon ortamlarına göre Mann-Whitney U testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Bu testte, sıfır hipotezine göre elektrotların ölçülen sıcaklık değerleri üzerine etkileri arasında farklılık bulunmamaktadır. Alternatif hipoteze göre bu iki elektrot ölçülen sıcaklık değerlerini farklı biçimde etkilemektedir. Testin sonuçları Tablo 4.5.'te verilmiştir.

Tablo 4.4 Elektrotlara göre sıcaklık değerleri

	<b>Elektrot</b>	<b>N</b>	<b>Sıra Ort.</b>	<b>Sıra Toplamı</b>
<b>Sıcaklık</b>	Sintere	102	116.53	11886.00
	Pin	102	88.47	8024.00
	<b>Toplam</b>	<b>204</b>		



Tablo 4.5 Elektrot tiplerinin sıcaklık etkilerine göre karşılaştırılmasının istatistiksel sonuçları

<b>Test İstatistikleri</b>	
	<b>Sıcaklık</b>
<b>Mann-Whitney U</b>	3771.000
<b>Wilcoxon W</b>	9024.000
<b>Z</b>	-3.394
<b>Anamlılık Sev. (2-yönlü)</b>	0.001

Test sonucuna göre anlamlılık seviyesi değeri 0.001 olarak hesaplanmıştır. Ölçülen bu seviye ( $p=0.001$ ) 0.05'ten küçük olduğu için sıfır hipotezi reddedilir ve alternatif hipotez kabul edilir. Bir başka ifadeyle, Ag/AgCl Pin ve Ag/AgCl sintere edilmiş elektrotların sıcaklık üzerine etkilerinin birbirinden farklı olduğu sonucuna ulaşılabilir. Her iki elektrot için sıra toplamı değerleri Tablo 4.4'te verilmiştir. Pin elektrotu için sıra ortalaması sintere edilmiş elektrotun değerinden küçük olması dolayısıyla, Ag/AgCl Pin elektrotunda sıcaklık değişimi daha küçük seviyede kaldığı saptanmıştır. Böylece sıcaklık artışını düşürmek için Ag/AgCl Pin elektrotunun kullanılmasının daha iyi olduğu sonucuna ulaşılabilir.

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada 3T MRI tarayıcıda EEG/fMRI yönteminde kullanılan iki tür EEG elektrotun (ilki 1,5mm-sıkıştırılabilir güvenlik soketi ve 150cm uzun ömürlü kablolu B10-S-150 Ag/AgCl sintere edilmiş halka elektrot ve ikincisi, 100cm light-duty leadwire ve 1,5mm-touchproof güvenlik soketi ve sensöre yakın noktada 5 kOhm değerinde direnç bulunan B12-LS-100 Ag/AgCl sintere edilmiş FE-elektrot) çevresine ve üzerine yerleştirildiği fantom üzerindeki RF alanı kaynaklı ısınma etkilerinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

SAR simülasyon sonuçlarına göre pin elektrotu etrafında ölçülen SAR değerlerinin daha yüksek olduğu, yüzeyin 14mm altında bu etkilerin kaybolduğu ve önceki çalışmalarda görülen (Oh S. 2010) homojen SAR dağılımına benzer bir örüntünün saptandığı belirlenmiştir.

SAR ile sıcaklık değişimi arasındaki ilişki eşitlik 2.50'de şu şekilde verilmiştir

$$SAR = C \cdot \frac{\Delta T}{\Delta t}$$

Burada  $C$  ve  $\Delta t$  sabitlerdir. Eşitlikten SAR ile sıcaklık değişiminin doğru orantılı olduğu sonucuna varabiliriz.

MR termografik yöntemde üç farklı faz açma yöntemi ele alınmış ve katlanmış faz bilgisini düzeltmek için Goldstein yöntemi temelli değiştirilmiş bir faz açma algoritması kullanılmıştır. Sıcaklık değişimi elektrotların hemen altında kendi yerel maksimum değerleri gözlenirken aynı noktalarda SAR değerleri için tersine yerel minimum değerleri gözlenmiştir. Şekil 4.1 ile 4.7 ve Şekil 4.6 ile 4.8 sonuçları arasındaki farklılıklar elektrotların hemen altında azalan elektrik alanından kaynaklanmıştır.

Fantomdaki SAR ile sıcaklık değişimi arasındaki farklılığın bir diğer sebebi ise MRI taraması sırasında, elektrotlar ile fantom yūzeyi arasında oluşan RF kaynaklı yerel sıcaklık artışıdır.

İstatistiksel analizlerden aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Elektrotlar için SAR değerleri karşılaştırılması sonucunda; SAR değerlerinde Ag/AgCl Pin ve Ag/AgCl sintere edilmiş elektrotlar için bir fark gōzlenmemiřtir.
2. Elektrotlarda ۆlülen sıcaklık farklarının ۆlülmesi sonucunda; ۆlülen sıcaklık farkları cinsinden Ag/AgCl Pin ve Ag/AgCl sintere edilmiş elektrotlar arasında farklılık gōzlenmiřtir. Bu farkın Ag/AgCl Pin elektrot lehine olduğu ۆlülen sıcaklık değişiminin daha az olmasından kaynaklanmaktadır.
3. Elektrot tūrünün ve simūlasyon/deney ortamının sıcaklıęa etkisi testi sonucunda; tūm baęımsız deęiřkenlerin sıcaklıęı etkiledięini gōstermiřtir.
4. Elektrot tiplerinin sıcaklık etkilerine gōre karřılařtırılması sonucunda; Ag/AgCl Pin ve Ag/AgCl sintere edilmiř elektrot tipine gōre sıcaklıęa olan etkilerinin farklılık arz ettięi saptanmıřtır. Tablo 4.4'te her iki elektrot için ortalama sırası verilmiřtir. Tablo 4.4'ten de gōrūleceęi ūzere pin elektrot için ortalama sırası sintere edilmiř elektrota gōre az olduęu için Ag/AgCl Pin elektrot için gōzlenen sıcaklık deęiřimi daha dūřūktūr.

Sonuçların gōsterdięi ūzere Ag/AgCl Pin elektrot tipinin kullanılmasının denekte sıcaklık artışını azaltmasından ۆtūrū EEG/fMRI de bu tip elektrot kullanılmasının daha iyi olacağı sonucuna varılmıştır.

## KAYNAKLAR

- Anonim, (1998).** ICNIRP. Guidelines limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300GHz). *Health Physics* 74: 494 – 522.
- Anonim, (2009).** IEC 60601-2-33, “Medical electrical equipment - Part 2-33: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis”, [www.iec.org](http://www.iec.org).
- Anonim, (2003T).** The Innovations of Software Version syngo MR 2003T [http://www.medical.siemens.com/siemens/en\\_US/gg\\_mr\\_FBAs/files/brochures/Trio\\_Brochures/The\\_Innovations\\_of\\_syngo\\_MR\\_2003T.pdf](http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_mr_FBAs/files/brochures/Trio_Brochures/The_Innovations_of_syngo_MR_2003T.pdf) (Erişim tarihi: 10.10.2011).
- Anonim,** <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/22504-2d-phase-unwrapping-algorithms/content/GoldsteinUnwrap2D.m> (Erişim tarihi: 10.10.2011).
- Angelone, L. M., Potthast, A., Segonne, F., Iwaki, S., Belliveau, J., and Bonmassar, G. (2004).** Metallic electrodes and leads in simultaneous EEG-MRI: Specific absorption rate (SAR) simulation studies. *Bioelectromagnetics*, 25:285.295.
- Angelone, L.M., Vasios, C., Purdon, A., Wiggins, G., Purdon, P., and Bonmassar, G. (2005).** On the use of resistances on the EEG leads: SAR and temperature study. Presented at the ISMRM Thirteenth Scientific Meeting, 7-13 May, Miami, USA.
- Bennett, D., (2010).** Materials Science and Engineering C, *doi:10.1016/j.msec.2010.08.018*.
- Bloch, F., (1946).** Nuclear induction. *Physical Review*, 70:460–474.
- Callaghan, P., (1991).** Principles of Nuclear Magnetic Resonance Microscopy, Oxford University Press.
- Chin, C.L. ve ark. (2002).** BirdcageBuilder: Design of specified-geometry birdcage coils with desired current pattern and resonance frequency. *Concepts in Magnetic Resonance*, 15(2), 156-163.
- Christoph, M., Louis, Lemieux., (2010).** EEG–fMRI Physiological Basis, Technique and Applications, Springer-Verlag Berlin Heidelberg ISBN: 978-3-540-87918-3.
- Costantini, M., (1998).** A novel phase unwrapping method based on network programming. *IEEE Trans. Geosci. Remote Sensing*, 36(3):813–821.

- Costantini, M., (1997).** Validation of a Novel Phase Unwrap Algorithm Using True and Simulated ERS Tandem SAR Interferometric Data, <http://earth.esa.int/workshops/ers97/papers/costantini/> (Erişim tarihi: 10.10.2011).
- Chung, A.H., Hynynen, K., Colucci V., ve ark., (1996).** Optimization of spoiled gradient-echo phase imaging for in vivo localization of a focused ultrasound beam. *Magn. Reson. Med.*, 36:745–752.
- De Deene, Yves, (2010).** Magnetic Resonance Imaging: From basic principles to advanced techniques - A Biomedical Engineering Perspective., Ghent, Belgium, First edition.
- De Poorter, J., De Wagter, C., De Deene, Y., Thomsen, C., Stahlberg, F., and Achten, E., (1994).** The proton resonance frequency-shift method compared with molecular diffusion for quantitative measurement of two dimensional time dependent temperature distribution in a phantom. *J. Magn. Reson.*, 103 234–41.
- De Poorter, J., (1995).** Noninvasive MRI thermometry with the proton resonance frequency method: study of susceptibility effects. *Magn. Reson. Med.*, 34:359–367.
- De Poorter J, De Wagter C, De Deene Y, ve ark., (1995).** Noninvasive MRI thermometry with the proton resonance frequency (PRF) method: in vivo results in human muscle. *Magn. Reson. Med.*, 33:74–81.
- Fried, D.L., (1997).** Least-squares fitting a wave-front distortion estimate to an array of phase-difference measurements. *J. Opt. Soc. Amer. A.*, 67(3):370–375.
- Glover, G.H., Schneider N., (1991).** Three-point dixon technique for true water/fat decomposition with inhomogeneity correction. *Magn. Reson. Med.*, 18:371–383.
- Goldman, R.I., Stern, J.M., Engel, J.Jr., Cohen, M., (2002).** Simultaneous EEG and fMRI of the alpha rhythm. *Neuro. Report.*, 13(18):2487–92.
- Goldstein, R.M., Zebker, H.A., Werner, C.L., (1988).** Satellite radar interferometry: two-dimensional phase unwrapping. *Radio Sci.*, 23:713–720.
- Gonçalves, S.I., de Munck, J.C., Pouwels, P.J., Schoonhoven, R., Kuijter, J.P., Maurits N.M., Hoogduin, J.M., Van Someren, E.J., Heethaar, R.M., Lopes da Silva, F.H., (2006).** Correlating the alpha rhythm to BOLD using simultaneous EEG/fMRI: inter-subject variability. *Neuroimage.*, 30(1):203–13.
- Hayes, C.E., Edelstein, W.A., Schenck, J.F., Mueller, O.M., Eash, M., (1985).** An Efficient, Highly Homogeneous Radiofrequency Coil for Whole-Body NMR Imaging at 1.5-T. *Journal of Magnetic Resonance*, 63(3) 622-628.

- Hindman, J.C., (1966).** Proton resonance shift of water in the gas and liquid states. *J. Chem. Phys.* 44 4582–92.
- Huettel, S.A., Song, A.W., McCarthy, G., (2004).** Functional Magnetic Resonance Imaging. Sinauer Associates, Inc., First edition.
- Holgersson, R., Svärd, M., (2004).** Reconstruction of echo planar images used in functional MRI. Technical Report LiU-IMT-EX-359, Department of Biomedical Engineering, Linköping University.
- Ishihara, Y., Calderon, A., Watanabe, H., ve ark., (1992).** A precise and fast temperature mapping method using water proton chemical shift. In: Proceedings of the SMRM Annual Meeting, p 4803. Berlin, Germany.
- Ishihara, Y., Calderon, A., Watanabe, H., Okamoto, K., Suzuki, Yo., Kuroda, K., Suzuki, Yu., (1995).** A precise and fast temperature mapping using water proton chemical shift. *Magn. Reson. Med.* 34 814–23.
- Itoh, K., (1982).** Analysis of the phase unwrapping problem. *Appl. Opt.* 21(14):2470.
- Jakowatz, Jr.C.V., Wahl, D.E., Eichel, P.H., Ghiglia, D.C., Thompson, P.A., (1996).** Spotlight Mode Synthetic Aperture Radar: A Signal Processing Approach. Boston: Kluwer Academic Publishers.
- Jezzard, P., Matthews, P., Smith, S. (2001).** Functional MRI: an introduction to methods, Oxford university press.
- Jin, J., (1999).** "Electromagnetic Analysis and Design in Magnetic Resonance Imaging", New York: CRC press.
- Kunz, K.S., Luebbers, R.J., (1993).** The finite difference time domain method for electromagnetic, Boca Raton: CRC Press. p 448.
- Krakov, K., Allen, P.J., Symms, M.R., Lemieux, L., Josephs, O., Fish, D.R., (2000).** EEG recording during fMRI experiments: image quality, *Hum Brain Mapp.* 10:10–15.
- Laufs, H., Kleinschmidt, A., Beyerle, A., Eger, E., Salek-Haddadi, A., Preibisch, C., Krakow, K., (2003).** EEG-correlated fMRI of human alpha activity. *Neuroimage* 19:1463–76.
- Lazeyras, F., Zimine, I., Blanke, O., Perrig, S.H., and Seeck, M., (2001).** Functional MRI with simultaneous EEG recording: Feasibility and application to motor and visual activation, *J. Magn. Reson. Imaging*, 13:943.948.

- Lemieux, L., Allen, P.J., Franconi, F., Symms, M.R., Fish, D.R. (1997).** Recording of EEG during fMRI experiments: patient safety, *Magn. Reson. Med.* 38:943–52.
- Liang, Z.P., Lauterbur, P.C., (2000).** Principles of Magnetic Resonance Imaging. IEEE Press.
- Lustig, M., Donoho, D.L., Santos, J.M., Pauly, J.M., (2007).** Compressed sensing MRI, Submitted to *IEEE Signal Processing Magazine*.
- Magill, Arthur W., (2007).** Ultra-high frequency magnetic resonance imaging. PhD thesis, University of Nottingham.
- Mandl, F., (1992).** Quantum Mechanics, Wiley & Sons.
- Meriläinen, V., (2002).** Magnetic resonance imaging with simultaneous electroencephalography recording: safety issues, Master's thesis, Helsinki University of Technology.
- Mirsattari, S.M., Lee, D.H., Jones, D., Bihari, F., Ives, J.R. (2004).** MRI compatible EEG electrode system for routine use in the epilepsy monitoring unit and intensive care unit. *Clin. Neurophysiol.*, 115:2175.2180.
- Moosmann, M., Ritter, P., Krastel, I., Brink, A., Thees, S., Blankenburg, F., Taskin, B., Obrig, H., Villringer, A., (2003).** Correlates of alpha rhythm in functional magnetic resonance imaging and near infrared spectroscopy, *Neuroimage*. 20:145–58.
- de Munck, J.C., Gonçalves, S.I., Huijboom, L., Kuijer, J.P., Pouwels, P.J., Heethaar, R.M., Lopes da Silva, F.H., (2007).** The hemodynamic response of the alpha rhythm: an EEG/fMRI study, *Neuroimage*. 35(3):1142–51.
- Nyenhuis, J.A., Kildishev, A.V., Bourland, J.D., Foster, K.S., Graber, G., (1999).** Heating near implanted medical devices by the MRI RF-magnetic field. *IEEE Trans. Magn.*, 35(5).
- Oh, S., Webb, A.G., Neuberger, T., Park, B., Collins, C.M., (2010).** Experimental and numerical assessment of MRI-induced temperature change and SAR distributions in phantoms and in vivo, *Magn. Reson. Med.*, 63:218–223.
- Schneider, W.G., Bernstein, H.J., Pople, J.A., (1958).** Proton magnetic resonance chemical shift of free (gaseous) and associated (liquid) hydride molecules, *J. Chem. Phys.* 28 601-7.
- Taflove, A., Hagness, S.C., (2000).** Computational electrodynamics: The finite difference time domain method. Vol. xxiii. Boston: Artech House. p 852.

**Tarnanen, Iina., (2005).** Electroencephalography in a 3-T Magnetic Resonance Imaging Scanner, MSc. Thesis, Helsinki University of Technology.

**Ying, L., (2006).** Phase unwrapping, Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, 6 Volume Set, Ed. Metin Akay, Wiley, ISBN: 0-471-24967-X



## ÖZGEÇMİŞ

### Abdullah KEPCEOĞLU

Doğum Yeri - Tarihi İstanbul-1986  
Medeni Hali Bekâr  
Yabancı Dil İngilizce  
Adres Güneşli Mahallesi Yasin Sokak  
No:5 D:1 Bağcılar İSTANBUL  
Telefon 05365846747  
E-Posta [abdullahkepceoglu@gmail.com](mailto:abdullahkepceoglu@gmail.com)

### Eğitim ve Kariyer

Lise (Başlama ve Bitiş Tarihleri)	Kadriye Moroğlu Lisesi, 2001-2003
Lisans (Üniversite, Fakülte, Bölüm, Başlama ve Bitiş Tarihleri)	Uludağ Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Eylül 2003- Ağustos 2009
Yüksek Lisans (Üniversite, Enstitü, Başlama ve Bitiş Tarihi)	Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü 2009-2012
ERASMUS Student Exchange Program	Ghent University - Medical Image and Signal Processing - IBBT - ELIS Aralık 2010-Haziran 2011

### Katıldığımız Kongre ve Konferanslar (Bildirili Ve Bildirisiz)

- **KEPCEOĞLU A.. (2011)** Turkish Physical Society 28th International Physics Congress: “3T MRI Tarayıcıda EEG Elektrotların Isınma Etkileri Üzerine MR Termografi Çalışması”, Muğla, Turkey
- 26.Uluslararası Fizik Kongresi, Muğla, 2009
- 5.Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Detektörleri Yaz Okulu, Muğla, 2009
- Winter School on Climate Change, İstanbul, 2009
- 25.Uluslararası Fizik Kongresi, Muğla, 2008
- 4.Ulusal Parçacık Hızlandırıcıları ve Detektörleri Yaz Okulu, Muğla, 2008