



T.C.

İSTANBUL AREL ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

**MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME VE GABOR
DÖNÜŞÜMÜ İLE TÜMÖR VE ÖDEM SINIRININ
BELİRLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

AZİZ İLYAS ÖZTÜRK

156301105

Danışman :Yrd.Doç. Dr. Yaşar Nuri SEVGİN

İstanbul, 2018



T.C.

İSTANBUL AREL ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

**MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME VE
GABOR DÖNÜŞÜMÜ İLE TÜMÖR VE ÖDEM
SINIRININ BELİRLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Aziz İlyas ÖZTÜRK

YEMİN METNİ

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “Magnetik Rezonans Görüntüleme ve Gabor Dönüşümü ile Tümör ve Ödem Sınırının Belirlenmesi” başlıklı bu çalışmanın, bilimsel ahlak ve geleneklere uygun şekilde tarafımdan yazıldığını, yararlandığım eserlerin tamamının kaynaklarda gösterildiğini ve çalışmanın içinde kullanıldıkları her yerde bunlara atıf yapıldığını belirtir ve bunu onurumla doğrularım.

02.02.2018

AZİZ İLYAS ÖZTÜRK

ONAY

Tezimin/ kağıt ve elektronik kopyalarının İstanbul Arel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü arşivlerinde aşağıda belirttiğim koşullarda saklanmasına izin verdiğimi onaylarım:

- Tezimin/Raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir.
- Tezim/Raporum sadece İstanbul Arel yerleşkelerinden erişime açılabilir.
- Tezimin/Raporumun 6 yıl erişime açılmasını istemiyorum. Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin tamamı her yerden erişime açılabilir.

02.02.2018

Aziz İlyas ÖZTÜRK

ÖZET

MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME VE GABOR DÖNÜŞÜMÜ İLE TÜMÖR VE ÖDEM SINIRININ BELİRLENMESİ

Aziz İlyas ÖZTÜRK

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği

Danışman: Yrd.Doç.Dr.Yaşar Nuri SEVGİN

Şubat, 2018- 84 Sayfa

Manyetik Rezonans Görüntüleme, düzgün manyetik alan içerisinde radyo frekans darbeleri ile uyarılan dokuların tepkesinin alınarak görüntüye dönüştürülmesi işlemidir.

Çoğu tarihtede olduğu gibi Manyetik Rezonans Görüntülemenin başlangıcı kesin olarak bilinmemekle birlikte, Matematikçi Jean Baptiste Joseph Fourier'in Fourier Dönüşümü'nü geliştirmesinin, kendisini Manyetik Rezonans Görüntüleme'nin mutlak öncülerinden biri haline getirdiğini kabul edebiliriz.

Felix Bloch ve Edward Purcell Nükleer Manyetik Rezonans'ın mucitleri olup 1920'li yıllardan sonra manyetik rezonans görüntülemenin geliştirilmesi açısından Wolfgang Pauli, George Eugene Uhlenbeck, Samuel A. Goudsmit'in çalışmaları büyük öneme sahiptir. .

MR fiziğinin temel prensibi olan düşük ve yüksek proton enerji seviyelerinin deneysel ispatı ise 1933 yılında Ottostern ve Walther Gerlach tarafından yapılmıştır.

Kanserli bir farenin ilgili bölgedeki dokusunu inceleyerek normal dokudan daha fazla hidrojen içerdiğini keşfeden Raymond Damadian MR cihazını tıp dünyası ile ilk tanıştıran kişi olmuştur.

1973 yılında Paul Lauterbour radon dönüşümünü kullanarak ilk olarak MR görüntüsünü elde etmiştir.

1974 yılında ise Jim Hutchison ve Bill Edelstein'ında içinde yer aldığı bir bilim grubu tarafından University of Aberdeen İngiltere'de ilk MR cihazı geliştirilmiştir.

Manyetik Rezonans Görüntülemenin çalışma ilkesi en basit şekilde tanımlanacak olursa, düzgün bir manyetik alan içerisinde dokuya uygulanan radyo frekansındaki kısa süreli darbelerin etkisiyle dokudaki atomların hareketindeki değişimlerin alınarak sinyale dönüştürülmesi ve bu sinyalden yararlanılarak görüntünün elde edilmesidir.

Manyetik Rezonans Görüntüleme'de dokudan alınan sinyalin proton yoğunluğu, o dokuya ilişkin görüntü sinyalinin Fourier Dönüşümü'ne denk gelmektedir. Bu da gradient alanlarının değişimi ile örneklenebilir.

Zamanla değişen manyetik alanlar, gradiyet olarak tanımlanır. (dB/dt, tesla/sn olarak ölçülür) Gradientlerin ana statik manyetik alanla karşılaştırıldığında, çok zayıf olmasına rağmen, tekrarlayıcı ve hızlı ve sürekli bir on-off özelliği gösterir. Gradientlerin neden olduğu hızla değişen manyetik alanlar, iletken cihazlarda elektrik akımına ve bazen de periferik sinirlerin uyarılmasına neden olabilir.

Bu tezde Manyetik Rezonans cihazını oluşturan bölümler, manyetik alan oluşumu, k-uzayı verisinin meydana gelişi ve k-uzayı verilerinden görüntünün nasıl oluştuğu ve difüzyon görüntüleme anlatılmış ayrıca beyin görüntülerindeki tümör ve ödem sınırları Gabor Dönüşümüyle tespit edilmiştir. Tümör ve ödemde bulunan hasar görmemiş beyin dokuları da Gabor Dönüşümü ile tespit edilmiştir..

Anahtar Kelimeler: Magnetik Rezonans, K-uzayı, Difüzyon, Gabor Dönüşümü, RF



ABSTRACT

DETECTING OF BORDER OF TUMOR AND OEDEMA WITH GABOR TRANSFORM AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING

Aziz İlyas ÖZTÜRK

Master Thesis, Department of Electric-Electronic Engineering

Supervisor: Asist.Prof. Dr. Yaşar Nuri SEVGEN

February, 2018- 84 Pages

Magnetic Resonance Imaging is the procedure of transforming tissue reaction into the image by the help of electronic frequency in static magnetic field.

Even though the exact time of MRI's beginning hasn't been known, we can easily accept Jean Baptiste Joseph Fourier, Mathematician as the precursor of MRI by improving Fourier Transformation.

Felix Bloch and Edward Purcell are the inventors of Nuclear MR; after 1920's, Wolfgang Pauli, George Eugene Uchlenbeck, Samuel A. Goodsmi't's studies are also very important for improving MRI.

The experimental proof of low and high proton energy levels, that is also the basic principle of MR physics, was done by Ottostern and Walther Gerlach in 1933.

Raymond Damadian was the first scientist who explored more hydrogen in a cancerous tissue of mouse. So, he was the one who introduced MR to medical community.

Paul Lauterbour was the first scientist who had MRI by using radon transformation in 1973.

The first MR device was developed by a group of scientist, whom Jim Hutzison and Bill Edenstein took part in, in University of Aberden, England in 1974.

If we have to explain the working principle of MR Imaging; in a simple way, short term impact tissue analysis applied RF in a smooth magnetic area; doing tissue analysis by the help of manner of action of the atoms in the tissue, change it to signals and transformed, into the image.

Time-varying magnetic field is called gradient. (It's measured as dB/dt, tesla/sn). Compared to basic static magnetic field to gradient; although it's very weak, it has also a repeater and fast and continuous on-off characteristic. Magnetic fields which change rapidly because of gradients result in electric current in conductor devices, sometimes cause simulated peripheral nerves.

In the thesis, MRI device's constituent parts, formation of magnetic field, occurrence of k-space data and transformation of the imaging from the k-space data, also diffusion imaging are explained briefly. On the other hand, tumor and oedema borders are located by Gabor Method. And also not damaged brain tissue in the tumor and oedema are located by Gabor Method.

Key Words: Magnetic Resonance, K-space, Diffusion, Gabor Transformation, RF

ÖNSÖZ

Öncelikle tez konusunu seçerken bana yardımcı olan ve çalışmamın her aşamasında bana destek olan, bilgi ve deneyimleri ile yol gösteren danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Yaşar Nuri SEVGEN' e, ayrıca lisans ve lisansüstü öğrenim süresince bilgi ve tecrübelerini paylaşan diğer hocalarıma çok teşekkür ederim.

Öğrenim hayatım boyunca beni maddi ve manevi olarak beni hep destekleyen ve hep yanımda olan aileme, eşim Yrd. Doç. Dr. Özlem Aydın ÖZTÜRK'e ve oğlum Can ÖZTÜRK 'e yürekten teşekkür ederim.

İstanbul, 2018

Aziz İlyas ÖZTÜRK

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	V
ABSTRACT.....	VII
ÖNSÖZ.....	X
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	XV
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	XVII

BİRİNCİ BÖLÜM

GİRİŞ

1.1. Problemin Tespiti.....	2
1.2. Çalışmanın Amacı.....	2
1.3. Araştırmanın Metodolojisi.....	2
1.4. Ünitelerin Planı.....	2

İKİNCİ BÖLÜM

MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME

2.1. Magnetik Rezonans.....	3
2.2. Relaksasyon Etkisi.....	5
2.3. Sinyal Yerinin Bulunması ve Gradientlerin Uygulanması.....	8

ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

K-UZAYI

3.1. K-uzayı.....	10
3.2. K-uzayı'nda Görüntü Ulaşımı.....	11
3.3.Frekans Bölgesi K-uzayı.....	13

DÖRDÜNCÜ BÖLÜM

GÖRÜNTÜ SEKANSI

4.1.Görüntü Sekansı.....	15
4.2.Görüntü Oluşumu.....	16
4.2.1.Kesit Seçme Gradienti.....	16
4.2.2.Frekans Kodlama.....	20
4.2.3.Faz Kodlama.....	24

BEŞİNCİ BÖLÜM

KONTRAST

5.1.Kontrast Nedir?.....	29
5.2.Proton Yoğunluklu Görüntüleme.....	29
5.3.T2 Ağırlıklı Görüntüleme.....	30
5.4.T1 Ağırlıklı Görüntüleme.....	30

ALTINCI BÖLÜM
MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME
SEKANSLARI

6.1.Eko Planar Görüntüleme	32
6.2.Fast Spin Eko	32

YEDİNCİ BÖLÜM
MAGNETİK REZONANS CİHAZI

7.1.MR Cihazının Donanımı	34
7.2.Gantri.....	34
7.3.Magnet.....	36
7.4.Gradient Bobinler.....	38
7.5.RF İletimi ve Alımı	41

SEKİZİNCİ BÖLÜM
MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMEDE
ARTİFAKTLAR

8.1.Magnetik Rezonans Görüntüleme Artifaktlar	45
8.2.Beyaz Piksel	45
8.3.Elektrik Alan Etkisi.....	46
8.4.Manyetik Alan Etkisi	46
8.5.Fourier Artifaktları ve Harici RF Girişimi	47

DOKUZUNCU BÖLÜM
PARALEL MAGNETİK REZONANS
GÖRÜNTÜLEME

9.1.Paralel MRG.....	48
9.2.Duyarlılık Kodlaması	49
9.3.Duyarlılık Kodlaması ile K-uzayı'nın Kartezyen Kodlaması.....	49

ONUNCU BÖLÜM

DİFÜZYON GÖRÜNTÜLEME

10.1.Difüzyon.....	52
10.2.Difüzyonun Matematiksel İfadesi	52
10.3.İzotropik ve Anizotropik Difüzyon	52
10.4.ADC, ADC Haritası ve B-değeri İlişkisi.....	52

ONBİRİNCİ BÖLÜM

GABOR DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ

11.1.Difüzyon.....	56
SONUÇ VE DEĞERLENDİRME	58
KAYNAKLAR	62
ÖZGEÇMİŞ	64

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Larmour Frekansı.....	5
Şekil 2.2: Uzunlamasına Relaksasyon Zamanı (Sol) Spin-Spin Relaksasyon Zamanı (Sağ).....	5
Şekil 3.1: Genel Bir Flash Dizisinin Zamanlama Diyagramı	12
Şekil 3.2: 2D Gradient Eko Darbesi ve K-Uzayı Yörüngesi	14
Şekil 4.1: Blok Dizisi için Bir Zamanlama Diyagramı ve K-Uzayını Geçmek için Ortaya Çıkan Yörünge	16
Şekil 4.2: Kesit Seçme Gradienti	19
Şekil 4.3: Frekans Kodlama	21
Şekil 4.4: Bir Sinüs Dalgası Örneklemesi	23
Şekil 4.5: Faz Kodlama	25
Şekil 4.6: 2D-FT ile Görüntü Oluşumunun Şematik Gösterimi	27
Şekil 7.1: Gantri	34
Şekil 7.2: Bilgisayar Ünitesi	34
Şekil 7.3: Magnet	35
Şekil 7.4: Gradient Sargı	35
Şekil 7.5: RF Sargı	35
Şekil 7.6: Soğutma Ünitesi.....	35
Şekil 7.7: Maxwell Bobinleri	38
Şekil 7.8: Golay Bobini.....	39

Şekil 7.9: Bobine Seri Olarak Eklenen İkinci Kapasite	42
Şekil 7.10: Alçak Geçiren Bir Kuş Kafesi Bobini Diyagramı	43
Şekil 7.11: Bir Çeyrek Dalga Boylu Kablo Kullanarak Alıcı İzolasyonu İçin Devre Şeması	44
Şekil 10.1: 94 Yaşındaki Bir Kadındaki Akut Enfarktüs	55
Şekil 10.2: 72 Yaşındaki Bir Kadındaki Primer Beyin Tümörü	55
Şekil 12.1: Beyin T1 Tümör Görüntüsü.....	59
Şekil 12.2: Beyin T2 Tümör Görüntüsü.....	59
Şekil 12.3: Gabor Filtresi T1 Görüntüsü $\pi=45$ Değeri için Elde Edilen Görüntü	60
Şekil 12.4: Gabor Filtresi T1 Görüntüsü $\pi=90$ Değeri için Elde Edilen Görüntü	60
Şekil 12.5: Gabor Filtresi T1 Görüntüsü $\pi=180$ Değeri için Elde Edilen Görüntü	60
Şekil 12.6: Gabor Filtresi T2 Görüntüsü $\pi=45$ Değeri için Elde Edilen Görüntü	61
Şekil 12.7: Gabor Filtresi T2 Görüntüsü $\pi=90$ Değeri için Elde Edilen Görüntü	61
Şekil 12.8: Gabor Filtresi T1 Görüntüsü $\pi=180$ Değeri için Elde Edilen Görüntü	61

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

MRG	: Manyetik rezonans görüntüleme
H	: Hidrojen
F	: Flor
P	: Fosfor
H₂O	: Su
ω	: Manyetik Alana Konulan Protonun Mhz Olarak Dönüş Hızı
λ	: Jiromanyetik oran
B	: Dış Magnetik Alan Birimi
B₀	: Statik Magnetik Alan
RF	: Radyo Frekansı
M_z	: z Yönündeki Manyetizasyon
M₀	: Denge Durumundaki Manyetizasyon
T	: Tesla
k(t)	: K-uzayı Konumu
p(x)	: Proton Yoğunluğu
\hat{c}	: Sabit Sayı
FT	: Fourier Dönüşümü
FFT	: Hızlı Fourier Dönüşümü
k_{pc}	: K-uzayının Faz Eksenini
k_{ro}	: K-uzayının Okuma Eksenini
S(k)	: Sinyalin Kompakt Değeri
FOV	: Görüntü Alanı
Δk	: K-uzayında Örnekleme Mesafesi
δ	: Uzaysal Çözünürlük
Δf	: RF Bant Genişliği
F_s	: Merkez Frekansı

F₀	: Uygulama Frekansı
BW	: Alıcı Bant Genişliği
MHz	: Megahertz
kHz	: Kiloherz
N_f	: Karmaşık Noktaların Sayısı
GE	: General Electric
τ	: Karekod Faz Tespiti
FID	: Serbest İndüksiyon Kayboluşu (Free Inductiun Decay)
T₁	: Boylamsal Gevşeme Zamanı
T₂	: Spin Gevşeme Zamanı
TE	: Eko Zamanı (Time To Echo)
TR	: Bitişik Spin Kazanımları Arasındaki Zaman (Time To Repeat)
FOV_f	: f Frekansında Görüntü Alanı
N_p	: Faz Kodlama Sayısı
T_p	: Faz Kodlama Gradient Darbesi Süresi
FOV_p	: Faz Kodlama Boyutunda Görüntü Alanı
N (H)	: Proton Yoğunluğu
msn	: Milisaniye
EPI	: Eko Planar Görüntüleme
A	: Uzay Çizgisi
E	: Eko Başına Çizgi Taraması
K	: Kelvin
He	: Helyum
T	: Tesla
t	: Zaman
NbTi	: Niobium-titanium
ppm	: En Yüksek Frekans ile En Küçük Frekans Arasındaki Fark

B_z	: z eksenindeki Magnetik Alan
r	: Yarıçap
SNR	: İşaret Gürültü Oranı
G_x	: x Gradient Alanı
G_y	: y Gradient Alanı
G_z	: z Gradient Alanı
L	: İndüktans
C	: Kapasitans
W	: Watt
AM	: Genlik Modülasyonu
DC	: Doğru Akım
AC	: Alternatif Akım
EKG	: Elektrokardiografi
R	: Redüksiyon Faktörü
pMRG	: Paralel MRG
I	: Seçilen Bobindeki Kompleks Bobin Değeri
N_c	: Seçilen Bobindeki Kompleks Bobin Değerinin Uzunluğu
p	: Vektör Listesi
g	: Geometri Faktörü
T_p	: Faz Kodlama Gradient Darbesinin Süresi
N_p	: Faz Kodlamaları sayısı
Δr²	: Δt Zaman Aralığında Üç Boyutta Yapılmasına İzin Verilen Bir Parçacık veya Parçacık Topluluğu
Δt	: Zaman Aralığı
D	: Sıcaklık ve Ortam Viskositesi Özelliklerini İçeren Difüzyon Katsayısı
ADC	: Görünür Difüzyon Katsayısı
b-değeri	: Difüzyon Duyarlılık Değeri

Δ	: İki Darbe Arasındaki Süre
G	: İki Difüzyon Gradient Darbesinin Genliği
S_0	: Difüzyon Ağırlıksız Sinyal Yoğunluğu
S	: Difüzyon Ağırlıklı Sinyal Yoğunluğu
GDD	: Gabor Dalgacık Dönüşümü
θ	: Gauss Dalgasının Matematiksel Pozitif Yönde Dönüşü
β	: Küçük Eksen Boyunca Dalgaya Dik Gauss'un Sivrililiği
α	: Dalganın Büyük Eksene Paralel Netliği
γ, η	: Frekans ile Netlik Arasındaki Oranı Tutan İfade

BİRİNCİ BÖLÜM

GİRİŞ

Manyetik Rezonans Görüntüleme, insan vücudunu girişimsel (Kapalı olan damarları özellikle kalp damarlarını açmak, sten takmak vb. tedavilerde iğne ile yapılan işlem biçimi) olmayan bir şekilde görüntüler. 1970'lerde ortaya çıkmış ve yaklaşık son yirmi yılda çok büyük gelişmeler kaydetmiştir. Günümüzde elde edilen görüntüler kimi zaman bir fotoğraftan bile daha iyi kalitededir. Çok iyi bir yumuşak doku kontrastı sunabildiğinden günümüzde birçok hastalığın, özellikle kanserin ve felcin tanınmasında yaygın kullanılır.

Bilgisayarlı Tomografi veya diğer görüntüleme tekniklerinden Pozitron Emisyon Teknolojisi (Positron Emission Teknolojisi adı verilen ve damar yolu ile enjekte edilen metabolik radyoaktif ajanların biriktiği normal veya patolojik dokuları görüntüleyen nükleer tıp görüntülemenin adıdır. Genel anlamda metabolik veya fonksiyonel görüntüleme için kullanılır.) ile karşılaştırıldığında, MR, iyonize radyasyon veya radyoaktif materyal kullanmaz. Diğer X ışını görüntülemelerindeki gibi sadece bir fiziksel özelliği gözlemler. Proton yoğunluğu, difüzyon, doku perfüzyonu gibi çeşitli parametreleri gözlemleyebilir.

Manyetik rezonans tekniğinde, manyetik alan pilin akımını etkilediğinden ve metal implantlar da hem artifakta hem de hasta güvenliği için tehlike oluşturduğundan, kalp pili ve metal implant kullanan hastalar için uygun değildir. Ayrıca hastanın çekim esnasında, görüntüde istenmeyen hareket etkisinin ortaya çıkmaması için hareketsiz kalması gerekmektedir.

1.1 Problemin Tespiti

MRG cihazı tanı amaçlı kullanılan en yaygın cihazlardandır.Yapılan çekimlerde tümör ve ödem olan bölgelerde bu alanların sınırlarının belirlendiği görüntüler bulunmamaktadır. Bu çalışmayla tümör ve ödem olan bölgelerde, bu bölgelerin kontrast farklılıklarıyla sınırlarının çizimi araştırılmıştır.

1.2 Çalışmanın Amacı

Bu tez çalışmasının amacı, MRG cihazıyla yapılan çekimlerde elde edilen tümör ve ödemli görüntülerin Gabor Dönüşümü ile sınırlarının çizilmesi araştırılmıştır.

1.3 Araştırmanın Metodolojisi

Tümör ve ödemli görüntülerin Gabor Dönüşümü ile sınırlarının çizilmesini araştırmak amacıyla;

- Literatur araştırılması
- Görüntüleme merkezlerinde kullanılan MRG görüntülerinin araştırılması
- Gabor Dönüşümü'nün araştırılması
- Gabor Dönüşümü'nün görüntülere etkisi araştırılmıştır

1.4 Ünitelerin Planı

Tezin birinci bölümünde problemin tespiti, amacı, araştırma metodolojisi, ikinci bölümünde Magnetik Rezonans'ın oluşumu, etkileri ve sinyal yerinin bulunması yer almaktadır. Tezin üçüncü bölümünde K-Uzayı'nın ne olduğuna ve K-uzayı'nda Görüntü oluşumu, ve dördüncü bölümünde Görüntü Sekansı ele alınmıştır. Tezin beşinci bölümünde Kontrast, Proton Yoğunluklu, T1 Ağırlıklı ve T2 Ağırlıklı Görüntüleme, altıncı bölümünde MRG Sekansları incelenmiştir. Tezin yedinci bölümünde MRG Cihazları'nın Donanımı anlatılmış, sekizinci bölümünde MRG Artifaktları'na yer verilmiştir. Tezin dokuzuncu bölümünde Paralel MRG, onuncu bölümünde Difüzyon Görüntüleme yer almaktadır. Tezin onbirinci bölümünde Gabor Dalgacık Dönüşümü ve uygulamaları bulunmaktadır. Tezin onikinci bölümünde Sonuç ve Değerlendirme sunulmuştur.

İKİNCİ BÖLÜM

MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME

2.1 Manyetik Rezonans

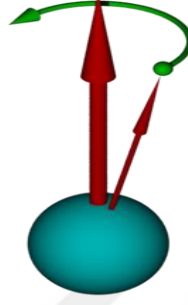
Şekil 2.1 'de gösterilen durum için MR etkisi sadece H, C, F ve P gibi spin kuantum sayısı sıfır olmayan çekirdekler için gözlenebilir. Manyetik alan içinde tutulan bir çekirdeğin elektromanyetik ışınmayı önemli ölçüde soğurulması için, örnek içerisindeki spin kuantum sayısı sıfır olmayan çekirdeklerin bolluğu çok olmalı ve büyük bir manyetik moment değerine sahip olmalıdır. Bu iki özelliği bir arada taşıyan çekirdekler ^1H , ^{19}F , ^{31}P 'dur. Bu parçacıkların manyetik momenti, dönen manyetik alan momentumu ile çekirdeğe bağımlı bir özellikte bulunur. Protonların kendi eksenleri etrafında dönme hareketine, **spin hareketi** adı verilir. Doğal olarak protonun pozitif elektrik yükü de birlikte spin yapar. Protonların spinleri vardır ve elektrik yüklü parçacıklardır. Bu nedenle yüklü parçacığın kendi etrafında dönmesi kendi manyetik alanını yaratır. Çekirdekte iki nükleon varsa bunlar birbirlerinin spin hareketlerini yok eder ve buna bağlı olarak doğal manyetizasyon olmaz. Bu nedenle sadece tek sayıda nükleonu bulunan çekirdeklerin doğal manyetizasyon ya da manyetik dipol hareketi bulunur. Manyetik rezonansın oluşturulmasının altında yatan temel kavram budur. Manyetik moment, manyetik alanın gücünü ve yönünü gösteren vektörel sistem ile tanımlanır.

Proton, tek protona sahip olan hidrojen (1H) atomudur. Dönme özelliği hidrojene özgü olmayıp, proton veya nötron sayısı tek sayı olan diğer atomlarda da bulunan özelliktir.

Hidrojen atomunun, üzerinde durulmasının sebebi canlı doku %60-80'inin su (H₂O) olmasıdır. Dolayısıyla MRG için hidrojen önemli bir sinyal kaynağıdır.

(MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME FİZİĞİ ; Dr. Oktay Algin, Dr. Ali Çağlar Özen, Dr. Ergin Atalar. Kısım 21 Sayfa 3)

Bir atomun belirli bir statik manyetik alan kuvveti etkisindeki dönme frekansı (Larmour frekansı) Larmour eşitliği kullanılarak hesaplanır:



Şekil 2.1 Larmour frekansı

$$\omega = \lambda B$$

[2.1]

Şekil 2.1'deki Larmour denklemi dönüş frekansının matematiksel denklemdir. Manyetik alana maruz kalan protonlar kendi etraflarında dönmeye başlarlar. Dönüş hareketinin frekansı maruz kaldıkları dış manyetik alan ile orantılıdır. Bu dönüş hareketine manyetik rezonans denir.

λ , jromanyetik orandır ve Hidrojen atomu için değeri 42,57 Mhz/T'dir.

B, Uygulanan dış manyetik alan şiddetidir. Birimi Tesladır.

ω , Manyetik alana konulan protonun Mhz olarak dönüş hızıdır. 1,5T için 63.8 Mhz'dir.

Manyetik rezonansı ölçmek için, görüntülenmek istenen doku, z-yönünde ve B_0 manyetik alan yoğunluğuna sahip statik alan içerisine yerleştirilir. Kısa süreli bir alternatif elektromanyetik alan statik alana dik olarak dokuya uygulanır. Bu kısa süreli değişken elektromanyetik alan Larmour Frekansına eşleşen bir açısal frekansa sahip osilatör tarafından üretilerek, dokuyu çevreleyen bir bobinden geçiriliyor.

$B_0=2,89T$ manyetik alandaki protonlar için mevcut çekimin yapıldığı Larmor frekansı 123,2 Mhzdir. (Block, 2008)

RF darbesinin uygulanmasıyla protonların manyetik momenti tarafından gerilim indüklenir. İndüklenen bu gerilimin etkisiyle indüksiyon bobininden bir akım akar. Akan bu akımın bobin üzerinde oluşturduğu gerilim, bobin uçlarından alınarak değerlendirilir. Alınan bu sinyal Larmor Frekansı ile salınımına sahip ve sönümlüdür.

2.2 Relaksasyon Etkisi

Relaksasyon, RF darbesi uygulandıktan sonra enerjilenen dokunun enerjisini bırakarak eski durumuna geçme süreci olarak tanımlanabilir.

T1 Uzunlamasına Relaksasyon (Longitudinal Relaksasyon):

Manyetik alan içerisinde yerleşen protonlara salınım frekanslarına uygun radyo dalgaları ile enerji aktarılır. Protonlar paralel durumlarından saparak 90 derece açı yapacak konuma gelirler. Radyo frekans dalgaları sonlandırıldığında protonlar sönümlü bir hareketle yeniden başlangıç konumlarına gelirler. Bu süreç uzunlamasına relaksasyon ya da T1 relaksasyon olarak adlandırılır. Bu sürece ilişkin büyüklükler dışarıdan algılabilmekte ve dönüş süresi de ölçülebilmektedir (T1 süresi). Dokuların başlangıçtaki uzunlamasına kuvvetlerinin %63 nü kazanmaları için geçen süreye o dokunun T1 relaksasyon süresi denir. Örnek olarak yağ dokusu kısa T1 süresine sahiptir.

T2 Relaksasyon (transvers relaksasyon):

Radyo frekans dalgaları sonlandırıldığında transvers manyetizasyon kaybolması ile transvers relaksasyon oluşur. Oluştugu süreye T2 relaksasyon zamanı denir. Dokuların transvers manyetizasyonunun %63 nün kaybolduğu süre o dokunun T2 relaksasyon süresi'dir.

MR'da algılanan sinyal RF etkisinden sonra azalır. İki farklı relaksasyon mekanizması vardır. Birincisi spin kafes veya uzunlamasına relaksasyon olarak isimlendirilir ve önceki uyarılmadan sonra uzunlama manyetizasyon M_z üstel geri kazanımdır. Protonlar ve çevresi arasındaki enerji alışverişinde oluşan etki uyarılan sistemi termal denge haline dönüştürür.

$$M_z = M_0(1 - e^{-TR/T_1}) \quad [2.2]$$

İkincisi spin-spin veya tranvers relaksasyondur. Statik manyetik alan haricinde zamana göre manyetik alan değişimi meydana getiren insan kanı, metal parçalar gibi yapılar da vardır. Bu değişimlerin kaynağı spinlerin arasında artefaktlar nedeniyle oluşan manyetik etkileşimlerdir. Bu etkileşim MR sinyalinde zaman sabiti T2 ile gösterilen zaman olarak bir azalmaya sebebiyet verir.

Hidrojen atomu manyetik alana yerleştirildiğinde, işlem öncesi mıknatıslanması (M), z eksenini boyunca yönlendirilmiş uygulanan manyetik alan B_0 'a paraleldir. Denge durumunda M_z , M_0 'a eşittir. M_x , M_y ve M_z 'nin M 'in üç bileşeni olduğunu kabul edelim. M_x ve M_y çapraz mıknatıslanma durumunda iken M_z uzunlamasına mıknatıslanma halindedir. Hareket halindeki mıknatıslanmadan gelen MR sinyali Bloch denklemi ile açıklanır.

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \vec{M} \times \gamma \vec{B} - \frac{M_x}{T_2} \vec{x} - \frac{M_y}{T_2} \vec{y} + \frac{M_0 - M_z}{T_1} \vec{z} \quad [2.3]$$

Hesaplama sonrası çapraz ürünün üç bileşeni, sabit dış manyetik alan için ;

$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{M_0}{T_1} M_z, \quad \frac{dM_x}{dt} = \omega_0 M_y - \frac{1}{T_2} M_x \quad \text{ve} \quad \frac{dM_y}{dt} = -\omega_0 M_x - \frac{1}{T_2} M_y \quad [2.4]$$

Spin – kafes bozulması olarak ta adlandırılan T_1 relaksasyon zamanı, dokuların manyetik alanla etkileşime girmesi ile ölçülür. Öyle ki, boylamasına mıknatıslanma vektörü M_z 'nin denge konumu M_0 'a dönüşü sırasında ölçülen zamandır. M_z 'nin denge mıknatıslanmasının % 63' üne ulaşması zaman alır ve manyetik alan kuvvetinin artmasıyla artar. M_z 'nin denge konumuna geri dönmesi, tekrarlama süresi TR ile de ilişkili olup, (TR kullanıcı tarafından seçilen parametredir) fonksiyon olarak;

$$M_z = M_0(1 - e^{-TR/T_1}) \quad [2.5]$$

Bu biçimde verilir.

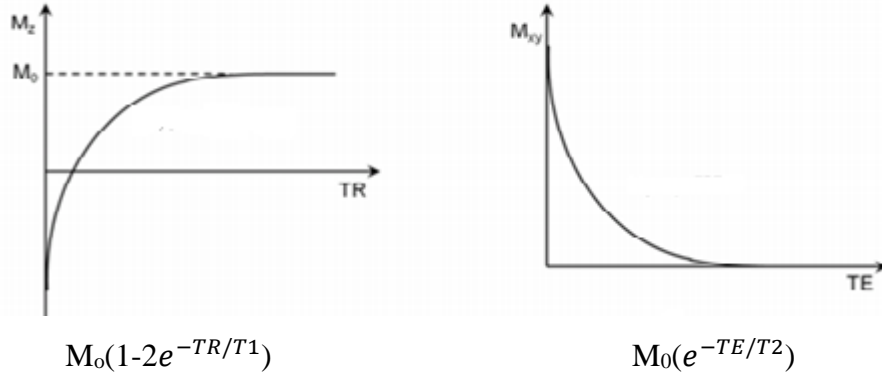
Denklem 2.5, 90^0 RF darbesi uygulandıktan sonraki özel durumu ifade eder. Pozitif z ekseninde net manyetizasyon yavaş yavaş negatif eksenden denge durumuna geri dönerse denklem 2.6 aşağıdaki gibi yazılır.

$$M_z = M_0(1 - 2e^{-TR/T_1}) \quad [2.6]$$

Uzunlama manyetizmanın geri kazanım oranı T1 relaksasyon zamanı ile verilirken transversal relaksasyon T2 ile karakterize edilmektedir. T2 transversal relaksasyon zamanı, T1 relaksasyon zamanından daha kısadır. Sinyal T2 toplam ikievreli sinyalin %37sine ulaşıldığı süredir. Transverse manyetizasyon M_{xy} 'nin denge konumuna dönüş süresi olan T_2 , eko süresi olan TE' nin bir işlevi olarak,

$$M_{xy} = M_0 \cdot e^{-TE/T_2} \quad [2.7]$$

biçiminde verilir.



Şekil 2.2 Uzunlamasına relaksasyon zamanı (sol) spin-spin relaksasyon zamanı (sağ)

Manyetik rezonans görüntüleme sırasında hidrojen atomları ana manyetik alan yönünde bir mıknatıslanmaya sahip olur. Radyo frekansında bir manyetik alan uygulandığında bu vektörler yön değiştirir ve ana manyetik alana dik olan düzlemde (x-y düzlemi) bileşenleri oluşur. "Uzunlamasına Manyetizasyon", mıknatıslanma vektörünün x-y düzlemine dik bileşenidir

Özet olarak

Aşağıdaki dört madde MR görüntülemeyi doğru şekilde açıklayabilir.

- (i) Protonların mıknatıslanması doku manyetik alana girdiğinde Z yönünde hizalanır.
- (ii) Larmor frekansında ω_0 , bir bobin dikey RF darbesi ile xy düzlemine eğilebilir.
- (iii) RF darbesinin uygulanmasıyla indüksiyon bobinde küçük bir voltaj tespit edilir.
- (iv) Enlemesine olan bileşen T₂ relaksasyon zamanı ile azalır; diğer yandan uzunlamasına olan bileşen ise T₁ relaksasyon zamanı ile gevşer.

2.3 Sinyal Yerinin Belirlenmesi ve Gradientlerin Uygulanması

MR dokudan bir sinyal almaya imkan sağlamasına rağmen mekansal olarak rezonans yapan protonları belirlemek için imkansızdır. İlave gradient alanlar kullanarak mekansal bilgi elde edilir. Bu gradient alanlar x, y ve z yönlerinde birbirinden ayrı olarak anahtarlanabilir.

Burada x, (x, y,z) magnetin isocenter'ına göre bir konumdur ve G (x) ise gradient alanının x yönündeki eğimidir. Gradient alanlarının yönlendirilmesi her zaman statik alana paraleldir. Bu nedenle gradientler yalnız x yönündeki alan şiddetine değiştirir. Larmor frekansı alan kuvvetine orantılıdır ve gradient devreye girdiği zaman konuma bağlı hale gelmektedir.

MRG tarayıcısında kalıcı olarak üretilen homojen manyetik alan olan B₀, tipik olarak 1,5 T veya yerin manyetik alan gücünün yaklaşık 30.000 katıdır. B₀ alanı, baş-ayak yönüne doğru polarize edilir.

Dokunun belirli bir kesitini z yönünde incelemek için, uyarılacak kesiti tam olarak seçebilmeliyiz. Dilim seçimi, z yönünde B₀'a bir gradient alan G_z uygulanarak yapılır. Proton, G_z'nin G/cm cinsinden verildiği konumlarına bağlı olarak doğrusal olarak farklı frekanslarda spin yapar.

$$\omega(z) = \gamma(B_0 + G_z z) \quad [2.8]$$

RF darbesi uygulandığında sadece rezonans frekansları RF darbesine uyan dönüşler etkilenir. Bu alan yönüne dik dar bir alanın uyarımını mümkün kılar.

Aynı şekilde x ve y yönlerine gradient alanlarını uygulayabiliriz, böylece (x,y) konumundaki Larmor frekansı $\omega(x, y)$ olur;

$$\omega(x, y) = \gamma B_0 + \gamma G_x x + \gamma G_y y \quad [2.9]$$

Bu şekilde Rf bobinindeki ölçülen sinyalden uzamsal bilgileri çıkarabiliriz. (Holgersson ve Svärd, 2004:Sayfa 5)



ÜÇÜNCÜ BÖLÜM

K-UZAYI

3.1 K-Uzayı

Uzamsal kodlama olarak adlandırılan sinyal lokalizasyonu için bir diğer konsept RF darbesinin ardından ,manyetizasyonun presesyon sırasındaki eğim alanlarının oluşturulmasına dayanır. Protonlar alan kuvvetinde bir değişiklik yaşandığından, magnet içindeki uzaysal pozisyona göre presesyon frekansına kayma yapar. Herhangi bir gradient yoksa ve relaksasyon etkileri gözardı edilirse,

$$M_{\perp}(x,t) = M_0(x) \cdot e^{i\omega_0 t} \quad [3.1]$$

ile kompleks düzlemde tarif edilir. Dokunun mekansal olarak değişen bir proton yoğunluğu vardır ve M_0 büyüklüğü x 'e bağlıdır. Frekans değişikliklerini hesaba katarsak zaman ve konuma bağlı olarak faz süresi gereklidir. Frekans değişikliklerine gradient alanları sebebiyet verir.

$$M_{\perp}(x,t) = M_0(x) e^{i(\omega_0 t + \varphi(x,t))} = M_0(x) e^{i\omega_0 t} e^{i\varphi(x,t)} \quad [3.2]$$

$$G(t) \cdot \mathbf{x} = G_x(t) \cdot x + G_y(t) \cdot y + G_z(t) \cdot z \quad [3.3]$$

Burada $\mathbf{x} = (x, y, z)$ dir.

$$\varphi(x,t) = \int_0^t \Delta\omega(x, \tau) d\tau = \int_0^t \gamma \Delta B(x, \tau) d\tau = \int_0^t \gamma G(\tau) x d\tau \quad [3.4]$$

$$= \gamma \int_0^t G(\tau) \cdot d\tau \cdot x = 2\pi k(t) \cdot x \quad [3.5]$$

Burada $k(t)$ k-uzay konumudur.

$$k(t) = \gamma \int_0^t G(\tau) d\tau \quad [3.6]$$

3.4 ve 3.5 denklemleri kombinasyonu sonucu

$$M_{\perp}(x,t) = M_0(x) e^{i\omega_0 t} \cdot e^{2\pi i k(t) x} \quad [3.7]$$

Tüm uyarılmış protonlar $U(t)$ bobininde indüklenen voltaja katkıda bulunurlar bu da transvers manyetizasyonu ile orantılıdır.

$$U(t) = c \cdot \int M_{\perp}(x,t) dx = c \cdot \int M_0(x) e^{i\omega_0 t} \cdot e^{2\pi i k(t)x} dx \quad [3.8]$$

$$= \hat{c} \cdot e^{i\omega_0 t} \cdot \int p(x) \cdot e^{2\pi i k(t)x} dx \quad [3.9]$$

Proton yoğunluğu $p(x)$, diğer bileşenlerin uzaysal olarak değişmez olduğu ve sabit \hat{c} 'ye dahil edildiği varsayılırken, manyetizasyon büyüklüğü M_0 dan ayrılmıştır. Sinyal şu şekildedir:

$$S(t) = e^{-i\omega_0 t} \cdot U(t) = \hat{c} \int p(x) \cdot e^{2\pi i k(t)x} dx \quad [3.10]$$

Bu denklem ile MRG sinyalinin proton yoğunluğunun Fourier dönüşümüne karşılık geldiği görülür. Dokunun mekansal bilgisi, zamanla değişen gradient alanlarını kullanarak örneklenebilen Fourier dönüşümü olarak kodlanır. Çoğu MR görüntüsü, Fourier dönüşümünün matematiksel özellikleri kullanılarak oluşturulur. Fourier dönüşümünün t zamanında örneklendiği bilgi denklem 3.7'de tanımlanan k -uzayı konumu $k(t)$ ile verilir. Fourier uzayı üç boyuta sahiptir. Mekansal kodlama kesit seçici uyarım ile birleştirildiği zaman Fourier Dönüşümü iki boyutlu bir fonksiyona indirgenir. Çoğu doku için T1 ve T2 relaksasyon zamanı konuma bağlıdır. Bu sebeble relaksasyon terimleri integral içine dahil edilir. Alınan sinyal module edilmiş spin yoğunluğunun Fourier Transformasyonu'dur. (Block, 2008)

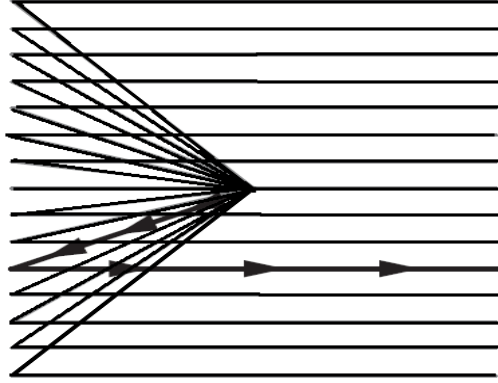
3.2- K-Uzayı'ndan Görüntü Oluşumu

Denklem 3.6'ya göre t zamanındaki Fourier uzayındaki pozisyonun, RF uyartımından sonra devreye giren gradient alanlarına bağlıdır. Gradient alanlarının belirli zaman aralığında denklem 3.7 k -uzayında yörüngeyi hesaplamak için kullanılır. Yapılan çekim esnasında nesnenin Fourier Transformasyonu sürekli örneklenir. Gradient alanları, görüntü oluşumu için yeterli Fourier verisi alınacak şekilde değiştirilmelidir. (Merboldt ve diğerleri, 1986:258–266)

K-uzayı genellikle kartezyen örnekleme denilen satır satır örnekleme olarak anılır. MRG tekniklerinden Flash yöntemine göre RF uyarımından sonra k-uzayı örneklenir ve her tekrar için bir satır meydana gelir. Bu sebeble 64 x 64 piksellik bir görüntü için 64 tekrar gereklidir. Şekil 3.1 Flash dizisinin k-uzayı yörüngesini, gradient alanların gerekli zaman-gidişini gösteren dizi zamanlama diyagramı ile gösterir. Sekans RF uyarımı ile kesit seçilimi ile başlar. Uyarım z yönüyle sınırlıdır. Alınan sinyal, kesitin x-y düzleminde iki boyutlu Fourier Transformasyonudur. Yani alınan sinyal frekans düzleminde dir. RF darbesinden sonra proton spin fazları eşittir. K-uzayının satırının örneklenmesi karşıt genlikli gradienti değiştirerek olur. Sinyal sabit örnekleme hızında kaydedilir.

Satırlar tamamlandığında doku görüntüsü ters Fourier dönüşümü ile oluşturulabilir. Örnek noktaların eşit mesafede bir ızgarada bulunması kartezyen örneklemenin avantajıdır. Bu sebeble ters hızlı Fourier dönüşüm kullanarak basit bir yapı oluşturmak mümkün olabilir. Bu yapı dokunun k-uzayı konumuna göre işlenmemiş veri matrisinde düzenlenip her boyutta matrisin FFT'sinin hesaplanması sonucu elde edilir. İki boyutlu durumda FFT ile her matris satırı ve sütunu için ham veri matrisiyle aynı sayıda girdisi olan dokunun görüntüsü gerçekleştirilir.

	Seçici Uyarılma Dilimi	Mekansal Kodlama	Bozulma
RF	a	Veri Kaydı	
Gx		d	f
Gy		d	f
Gz	b, c		



Şekil 3.1 Genel bir FLASH dizisinin zamanlama diyagramı.

Altta ilgili örnekleme yörüngesi (koyu çizgi, dizinin bir döngüsüne karşılık gelir). K-uzayı yörüngesi de denir.

Üstteki şekil için;

- a) RF darbesi
- b) Kesit seçimi
- c) Geri sarma
- d) Önfazlama
- e) Okuma
- f) Bozulma

3.3- Frekans Bölgesi K-uzayı

İdeal durumda quadrature bobinlerinde elde edilen sinyal şu şekilde tanımlanır;

$$S(t) = \iint p(x,y).e^{t(2\pi i(\gamma.G) zX+\gamma G_y y)t} dx dy \quad [3.11]$$

Burada $p(x,y)$ pozisyonundaki (x,y) proton yoğunluğudur. Ortogonal bobinler sırasıyla sinyalin gerçek ve sanal kısmı olan x ve y yönünde sinyal alır. Her dilimin y yönü şimdi faz kodlama yönü ve x kodlama yönü frekans kodlama yönü (okuma kodlama yönü) olarak tanımlanır. Bu kodlama görüntünün mekansal frekanslarını içeren k -uzay adlı sinyal odasını tanımlar. K -uzayının eksenleri sırasıyla faz ve okuma için k_{PC} ve k_{RO} olarak adlandırılır ve aşağıdaki gibi tanımlanır.

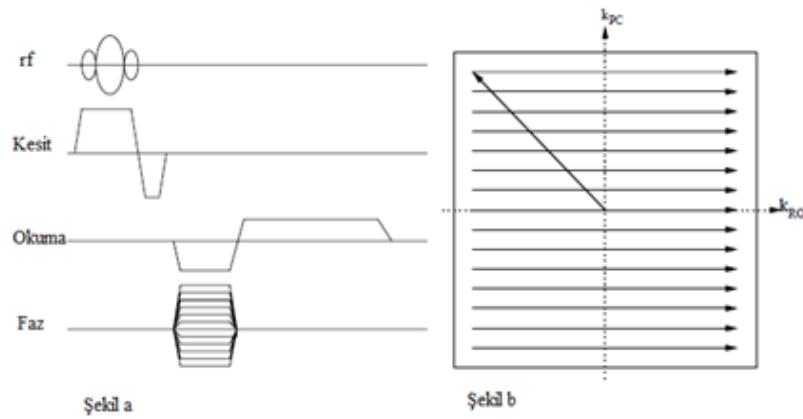
$$k_{PC} = \frac{\gamma}{2\pi} \int G_{PC}(t) dt \quad [3.12]$$

$$k_{RO} = \frac{\gamma}{2\pi} \int G_{RO}(t) dt \quad [3.13]$$

Bu, sinyal denklemini daha kompakt bir şekilde yazacak olursak şu şekilde olur;

$$S(k) = \int_{\pi} P(x) e^{2\pi i(kT_r)} dx \quad [3.14]$$

Burada $k=(k_{PC}, k_{RO})$ bir vektördür.



Şekil 3.2 2D gradient eko darbesi ve k -uzayı yörüngesi (Holgersson ve Svård, 2004:6)

DÖRDÜNCÜ BÖLÜM

GÖRÜNTÜ SEKANSI

4.1 Görüntü Sekansı

Ham MRG verileri, faz kodlu ve frekansla kodlanmış (okuma uyarısı) dizinlenmiş, k-uzayının örneklenmiş bir formudur. Gradient dalga formları oluşturarak k-uzayının hangi kısmının belirli bir numuneyi elde edebileceğini seçmek mümkündür.

Konvansiyonel edinimde, okuma yönündeki her satır, k-uzayının bir yanından diğerine eşit uzaklıkta taranır ve sonuçta k-uzayındaki bir Kartezyen ızgara oluşturulur.(Şekil 4.1b). Bu ızgaranın örnekleme, (şekil 4.1.a) 'da gösterilen 2D gradient eko darbe dizisi kullanılarak yapılır. Burada gradient yankısı, okuma gradientinin polaritesi değiştirilerek üretilir. Dilim seçimi dahil olmak üzere bu sıralama, k-uzayında elde edilecek satır sayısı kadar tekrarlanır. Her seferinde, alanın doğru dolaşımını garanti etmek için faz kodlama gradienti kullanılır.

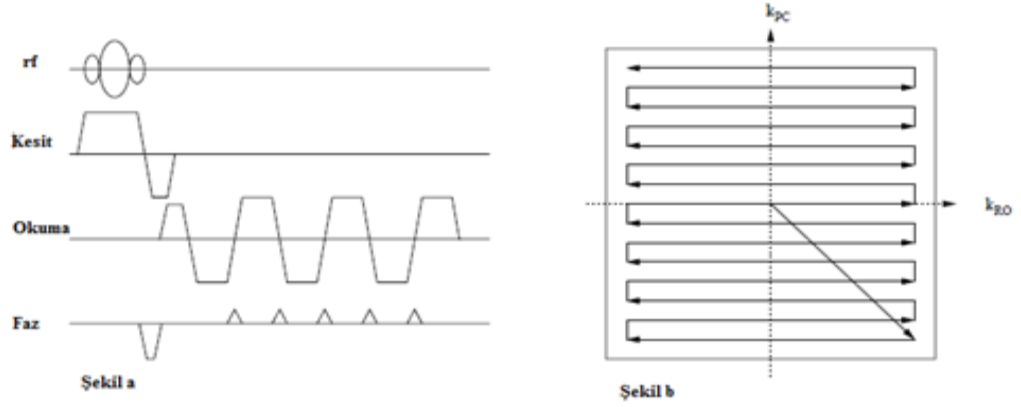
MR'da kullanılan birçok parametre vardır. Burada iki önemli nokta belirtilmiştir. İlk olarak, görüntü alanındaki ve k-uzayında ifade edilebilen görüntü veya görüş alanı FOV (görüntüleme alanı) boyutu vardır.Kartezyen örnekleme kullanılarak, k-uzayında

$$FOV = \frac{1}{\Delta k} \text{ ile belirlenir.} \quad [4.1]$$

Burada Δk , k-uzayında örnekleme aralığıdır. İkinci parametre, iki nokta kaynağının çözümlenebileceği minimum mesafeyi ölçen uzaysal çözünürlük δ 'dır. Eğer k_{max} ve k_{min} maksimum ve minimum frekanslara karşılık sinyalin genlik değerleri ve uzamsal çözünürlük, k-uzayının daha büyük bir kısmı örneklendiği için ideal olarak sıfıra yaklaşacak olan;

$$\delta = \frac{1}{k_{max} - k_{min}} \quad [4.2]$$

ile verilir.



Şekil 4.1 Blok dizisi için bir zamanlama diyagramı ve k-uzayını geçmek için ortaya çıkan yörünge (Holgersson ve Svärd, 2004:7)

4.2 Görüntü Oluşumu

Dokudan alınan sinyaller, görüntülenecek olan bölgenin tüm kısmı hakkında bilgi sağlar. Uzamsal bilgiye sahip değildir. Her sinyal bileşeninin başlangıç noktası belirlenemez. Bunu gradientler sağlar. Mekansal bilgiler için x, y, z yönleri için gradient gerekmektedir. İşlevlerine bağlı olarak bu gradientler ;

- Kesit seçme gradienti
- Frekans kodlayıcı gradient
- Faz kodlayıcı gradientlerdir.

Yön eksenlerine göre G_x , G_y ve G_z oryantasyona göre aksiyel, sagittal ve koronal olarak adlandırılır.

4.2.1 Kesit Seçme Gradienti

Frekans veya Faz gradientlerinden önce görüntü alınacak kesiti seçmek için kesit seçme gradienti kullanılır. Kesit seçme gradienti RF puls ile aynı anda uygulanır. RF puls'ın bandgenişliğine uygulanan gradient değerinin değişimi kesit kalınlığını değiştirir.

Her üç gradient için kesit içinde bulunan protonlar farklı frekanslarda dönmeye başlar. Sargıdan alınan sinyalin frekansı protonların konumuna bağlı olarak değişir ve her sinyalin hangi dokudan geldiğini biliriz. Bu bilgi MR görüntüsü oluşturmak için kullanılır.

2D görüntüleme şemalarında üçüncü uzaysal boyuttaki sinyal tepkisi kısıtlanmalıdır. Bu seçici olarak uyarılan (uzunlamasına mıknatıslanmayı çapraz manyetizasyona dönüştüren) görüntüleme hacmi içindeki iyi tanımlanmış bir dilim dokusunda döndürülerek gerçekleştirilir. Bu, seçilen dilim düzlemine dik bir eksene bir gradient vererek doğrusal bir değişime neden olur. Bu, seçilen dilim düzlemine dik bir eksene, o eksen boyunca rezonans frekanslarının doğrusal bir değişmesine neden olan bir alan yükleyerek gerçekleştirilir. Dar bir frekans aralığında (RF bant genişliği Δf olarak gösterilir) oluşan RF enerjisinin girişi, eğimle belirlenen rezonans frekansları RF'de bulunan frekanslara karşılık gelen dilim seçim ekseni boyunca sadece spinleri uyarır. RF darbesinden sonra, dilim seçim alan kapanır ve seçilen dilimden çıkan sinyaller algılanabilir.

Nicel olarak uyarılmış dilim kalınlığı d_{sl} cm cinsinden gradient genliği G_{sl} ve RF bant genişliği Δf ile ilişkili dir

$$\Delta f = \gamma_H * G_{sl} * d_{sl} \quad [4.3] \text{ (Morris, 1986)}$$

Örneğin herhangi bir gradient olmadan tüm protonlar 64.000 Mhz'de rezonansa ve 64.001 Mhz ila 63.999 aralığını kapsadığını varsayalım. RF bant genişliği (Δf) 0.002 Mhz yani 2000 Hz'dir. 0.5 Gauss/cm gradient genişliği uygulanırsa ve RF darbesi verilirse uyarılan dilimin kalınlığı şudur;

$$\frac{2000 \text{ Hz}}{4257 \frac{\text{Hz}}{\text{Gauss}} * 0.5 \frac{\text{Gauss}}{\text{cm}}} = 0.94 \text{ cm'dir.} \quad [4.4] \text{ (Keller, 1990)}$$

Eğer daha ince bir dilim isteniyorsa, iki seçenek belirginleşiyor.

- a) RF bant genişliği azaltılmalı veya
- b) gradient genliği artırılmalıdır.

Tek bir dilimin uyarımlı olduğu varsayalım. Hangi dilim ve konumda olduğu şu şekilde açıklanabilir: gradient bobinleri, gradient sıfır noktasının mıknatısın manyetik bir merkezi (isocenter) olacak şekilde oluşturulmuştur. Bunun anlamı, üç gradientin herhangi biri için isocenterdaki B_0 'ın belirli bir eksende olduğu anlamına gelir. Bu gradient isocenterın bir tarafında B_0 'ın doğrusal bir artışına ve isocenterın diğer yanından artan mesafeyle B_0 'ın lineer bir azalmasına neden olur.

Şimdi uyarılan dilimin konumu belirlenebilir. RF (F_0) merkez frekansı bir gradient yokluğunda protonların rezonans frekansına eşit olduğundan ve isocenterda bir gradient açıkken B_0 'da bir değişiklik olmadığından yukarıda uyarılan dilim isocenterdan, $\frac{0,94}{2} = 0,47 \text{ cm}$ uzakta bulunduğu anlaşılmaktadır.

Ancak bu başka bir soru daha ortaya çıkarmaktadır. Seçime bağlı olmayan bir dilim nasıl seçilebilir. Yine iki seçenek vardır.

- a) Dilim seçim gradientinin sıfır noktasının izolasyon izgesine göre konumu değiştirilir.
- b) RF merkez frekansı, gradientler olmadan proton rezonans frekansından daha yüksek veya daha düşük bir rezonans frekansına karşılık gelecek şekilde değiştirilir.

Pratik hususlar ikinci seçeneği zorlar. Yukarıda örnekte olduğu gibi aynı dilim kalınlığı gradient ve bant genişliği (Δf) kullanıldığında RF merkez frekansı (Δf_0) için gerekli değişiklik;

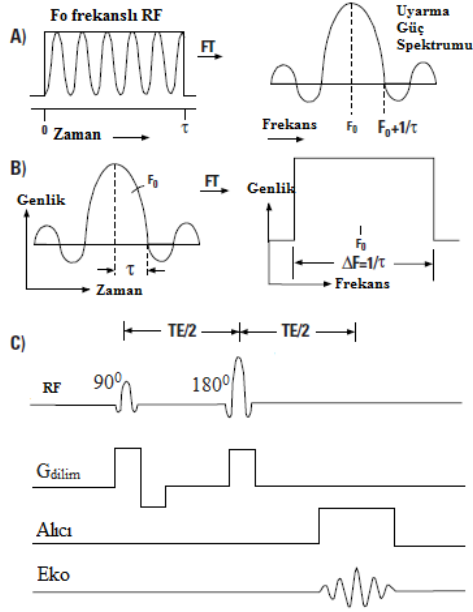
$$\Delta f_0 = \frac{\text{Offset}.f}{\text{dsl}} \text{ olur.} \quad [4.5] \text{ (Keller, 1990:49)}$$

Burada ofset, istenilen dilimin merkezi için isocenter'ten olan uzaklıktır.

Frekansı = F_0 olan RF belirli bir süre boyunca açılıp kapatıldığında, dönme açısı dilimdeki tüm derinliklerde aynı olmayacaktır (Şekil 4.2). Dilim boyunca dönme açısının düzensizliği, RF frekansında farklı derinliklerde farklı enerjiye sahip olmasının bir sonucudur. Bir frekans aralığını kapsayan RF ile ilgili önceki ifadelerin oldukça sıkı bir zımni varsayım aldığını görüyoruz: F'deki tüm frekanslar için eşit miktarda RF güç girişi var ve bu aralığın dışında bir güç yok.

FT bu sorunun çözümüne işaret edebilir. Şekil 4.2 A'da görüldüğü üzere, RF'nin dikdörtgen darbesi, zamanın karşısındaki genliğin bir açıklaması iken, karşılık gelen RF güç dağılımı frekansa karşı genliktir. Dikdörtgen darbe zarfının FT, "sinc" dalga formu olarak adlandırılan $\sin x / x$ işlevi tarafından tanımlanan bu eğridir. Zaman ve frekans alanları arasındaki yukarıda bahsedilen karşılıklılık nedeniyle, önerilen çözüm önerilmektedir (Şekil 4.2 B). Dikdörtgen frekanslı bir alan profili isteniyorsa, bir dikdörtgenin FT'si, yani sinc şekli, RF

darbesinin gereken zaman alanı tanımlamasıdır. Uygulamada, frekansı = F_0 olan RF pulsu, darbeyi mıknatistaki RF sargısına göndermeden önce sinc dalga formuyla çarpılır. Görüntüleme hacmindeki uyarılmanın tek bir dilime nasıl sınırlandırılacağı görülür.



Şekil 4.2 (Keller,1990:51)

- Nedenler sezgisel olarak açıkça görülmesine de, kısa frekansta veya tek frekanslı RF darbesi, RF gücünün sadece bir frekansta biriktirilmesine neden olmaz. Bunun yerine RF gücü F_0 merkezli bir frekans aralığına yayılır. Böyle bir RF darbesi dilim seçimi için kullanılıyorsa, dilim içerisindeki rezonans frekansları boyunca RF kuvvetinin değişimi, dilim boyunca çevirme açısı varyasyon gösterecektir.
- Bu durum, dikdörtgen RF güç spektrumu vermek için bir "sinc" şeklinde RF darbesi kullanılarak önlenir.
- Sinc darbeleri, bir dilim seçici spin eko sekansına dahil edilir. Bir gradient puls yüksekliği, gradientin genlik veya eğimini ve genişliğini süresini temsil eder. Gradient eksenini boyunca pozitif bir yönde hareket

ederken gradientin B_0 değerini arttırıp azaltmamasına neden olup olmadığı yukarı veya aşağı darbe ile gösterilir. G_{dilim} 'in küçük negatif gidiş lobu, dilim seçici 90° darbesi sırasında ortaya çıkan faz düşüşünü açıklar.

4.2.2 Frekans Kodlama

Mesafeye göre değişen gradient uygulanarak sinyal frekans kodlanır. Frekans kodlama gradienti yatay ekseninde bulunan protonların dönüş frekansını herhangi bir değerde düşük ve yüksek oluncaya kadar değiştirir. Yatay ekseninde protonlar kodlanmış olur.

Sinyallerin kesitten geldiği noktaları belirlemek için bir gradient uygulamak gerekir. RF darbesi ile istenilen kesit uyarıldıktan sonra bu gradient ortadan kaldırılır. Bu kesit gradientine dik eksenli başka bir gradient uygulanır. Bu frekans kodlama gradientidir.

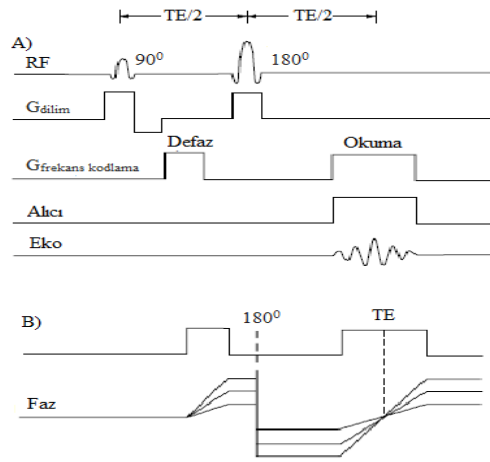
Bu gradient, sinyal kaydından hemen önce başlar ve kayıt süresince aktiftir ve protonların presesyon frekanslarını değiştirir. Sinyal kaydı sırasında aktif olan gradient, kesit içerisinde bulunan protonların frekansına göre sinyal uygular. Bu nedenle elde edilen sinyaller farklı frekanslarda olur. Frekanslardaki sapma sinyallerin kesit içerisinde yerleşimini sağlayabilir.

Aranan resim bilgileri aslında dilimdeki çeşitli konumlardan kaynaklanan MR sinyalinin genliğidir. Frekans kodlaması ve faz kodlaması olarak adlandırılan, iki boyutu kodlamak için iki ayrı işlem kullanılır. nce frekans kodlaması tartişılacaktır.

Görüntü düzleminin bir ekseni boyunca mekansal bilgi edinmeye yönelik genel strateji şematik olarak (şekil 4.3A) gösterilmektedir. Duyarlılık nedeniyle, alıcıyı yalnızca yankı mevcutken açık konuma getirmek ve bu "kazanma penceresinin" ortasında eko biçiminin merkezini oluşturmak arzu edilir. Bu eylem, dilim seçimi ile birlikte, dilim içindeki eğrilerin dağılımı hakkında bilgi sağlamaz, çünkü tüm konumlar aynı frekansta yankılanır. Alıcının açık olduğu süre boyunca düzlemin iki temel ekseninden biri boyunca bir eğimin yerleştirilmesi alınan sinyalin, gradient ekseni boyunca spinlerin çeşitli n aşama frekanslarından kaynaklanmasına neden olur. Bu gradiente bazen "okuma", veya

"frekans kodlama" gradienti denir. Okunan gradient varlığında elde edilen sinyalin FT'si, dilimin okuma gradienti eksenine yansımalarının bir görüntüsüdür.

Bu ekseninde sadece okunan gradient darbesi çalınırsa, ekoların şiddetli defaze olması ve eşlik eden sinyal yoğunluğunun kaybedilmesi beklenebilir. Bunu önlemek için frekans kodlama eksenini boyunca "defaze" olarak adlandırılan başka bir gradient darbesi de uygulanır. Defaze gradient darbesinin alanının, okuma gradientinin yarısıdır. Defaze, çapraz mıknatıslanma fazını, bu eksen boyunca konuma orantılı miktarlarla değiştirir (Şekil 4.3B).



Şekil 4.3 (Keller, 1990:53)

Şekil 4.3 A) Frekans kodlama gradienti, seçilen dilimle iki ana eksenin birinde oynatılır. Okunma derecesi darbesi, spin ekosu içindeki frekansların, frekans kodlama gradyanı eksenini boyunca yanıt veren spinlerin pozisyonlarıyla orantılı olmasına neden olur. Okuma gradientine bağlı olarak yankının aşırı derecede fazlaştırılmasını önlemek için "defazör" kullanılır.

Şekil 4.3 B) Enine düzlemde bir daire içindeki vektör yönüne göre fazları temsil etmek yerine, yararlı bir düzenleme, dairenin + 180° ile -180° arasında bir ekseninde temsil edildiği bir faz çizelgesidir. Defazör, üç konum için gösterildiği gibi konumsal olarak bağımlı bir faz değişimine neden olur. 180° darbesi bu fazları tersine çevirir ve okuma eğiminin ilk yarısı tekrar fazlamaya neden olur; tüm pozisyonlar yankı zamanında fazdadır.

180° darbe, spin eko oluşumunda olduğu gibi bu faz dağılımını tersine çevirir. Gradientin ilk yarısının alım penceresi üzerindeki hareketi şimdi bu eksendeki ilk eğim darbesinin neden olduğu faz kaymasını telafi etmek için etkimektedir. Bu şekilde, tam tekrarlama, TE zamanında, diğer bir deyişle alım penceresinin merkezinde gerçekleşir.

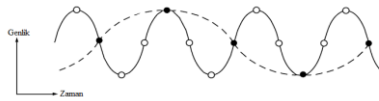
Frekans kodlama prosedürünün ayrıntıları, bu eksen boyunca görüş alanını belirler: (FOV_f)

$$\gamma G_f \cdot \text{FOV}_f = \text{BW} \quad [4.6]$$

Burada G_f frekans kodlayıcı gradient genliği ve BW alıcı bant genişliği. Alıcı bant genişliği, önceki bölümde tartışılan RF bant genişliği ile karıştırılmamalıdır, ancak çeşitli nicelikler arasındaki ilişkiler her iki durumda da benzerdir. (Keller,1990:54)

Alıcı bant genişliğini ve FOV belirlemedeki rolünü anlamak için, MR alıcısının hareketini gözden geçirmek ve sinyal sayısallaştırmanın ayrıntılarını incelemek gereklidir.

Alıcıda gelen RF sinyali, gönderilen RF ile alınan RF arasındaki fark olan daha düşük bir frekansa dönüştürülür. Bu fark sinyali, sinyalin voltajını ayrı aralıklarla örnekleyerek ve daha sonra bilgisayar tarafından kullanılmak üzere bu voltajları dijital sayı olarak temsil ederek sayısallaştırılır (Şekil 4.4). Örnekleme teorisi, bir sinüzoidal dalga formunun frekansının doğru bir dijital gösterimini elde etmek için, dalga formunu döngü başına en az iki kez örnekleme gerekir.



Şekil 4.4 (Keller, 1990:54)

Şekil 4.4 Açık dairelerin zamanlarında bir sinüs dalgası (düz çizgi) "örneklenir" ve o zamanlardaki genlikler bilgisayar depolaması için sayısallaştırılır. Bununla birlikte, sinüs dalgası döngü başına en az iki kez (kapalı

daireler) örneklenmezse, sinüs dalgasının bilgisayar tarafından temsil edilmesi dalgalının frekansında yanlış bir izlenim verir.

Düzgün algılanabilen etkin frekans aralıkları (alıcı bant genişliği) dijital örnekleme hızı ile kontrol edilir ve dijital örnekleme hızı, sayısallaştırılacak sinyaldeki puan sayısı ve alıcının açık olduğu süre gibi uzunluklarla belirlenir. Bu nedenle :

$$BW = N_f / T \quad [4.7]$$

Burada N_f karmaşık noktaların sayısıdır ve T örnekleme zamanıdır. Ölçülen sinyalin karmaşık bir noktası, iki temel eksenin her birindeki vektör bileşenlerini tanımlayan iki sayıdan oluşur. (Henkelmann ve Bronskill, 1987)

Örnek olarak, GE Signa sisteminde uygulanan varsayılan değerleri inceleyelim. Tüm matris boyutları, frekans kodlama boyutunda 256 karmaşık nokta kullanır ve alım penceresi süresi 8 ms'dir. Alıcı bant genişliği:

$$BW = \frac{256/0,008}{2,0,008} = \frac{3200 \pm 16kHz}{2,0,008} \quad [4.8]$$

FOV_f , okuma gradientinin genlik (G_f) varyasyonu ile ayarlanır. $G_f = 0,5$ Gauss / cm ise, o zaman :

$$FOV_f = \pm 1600 \text{ Hz} / 4257 \text{ Hz} / \text{Gauss} * 0,5 \text{ Gauss} / \text{cm} = 7,51 \text{ cm} \quad [4.9]$$

G_f arttıkça, FOV_f azalacaktır.

Bu ekseninde uzamsal çözünürlüğün bu görüntü boyutunda (FOV_f) kapsanan mesafeyle ve bu boyutu tanımlayan veri noktalarının sayısı ile ilişkili olması gerekmektedir. Frekans kodlama eksenini boyunca piksel boyutu (FOV_f/N_f) türetilir, böylece:

$$FOV_f / N_f = 1 / (\gamma G_f T)^2 \quad [4.10]$$

τ burada; karekod faz tespiti, 0 ve 32 kHz arasındaki frekansları örnekleme yerine, yerel osilatör frekansının -16 kHz eksiği ile +16 kHz fazlası aralığında frekansların incelenmesine olanak tanır. (Bushong, 1988)

Piksel boyutunun tanımındaki iki faktörü, FT'den sonraki noktaların yarısının ek faz bilgisini verdiği gerçeğinden kaynaklanmaktadır. Denklem 4.10, çözünürlüğü artırmanın iki yolu olduğunu göstermektedir:

- a) G_f 'yi artırmak, FOV_f 'yi azaltmak veya
- b) FOV_f 'yi sabit tutarak N_f ve T 'yi değiştirerek.

4.2.3 Faz Kodlama

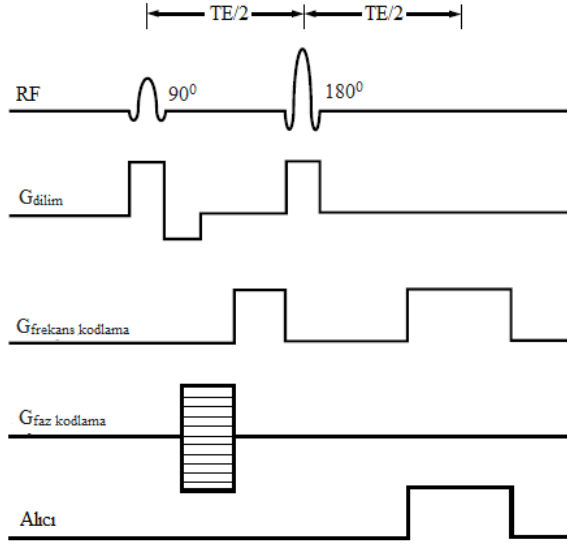
Frekans kodlama ve kesit belirleme gradientlerine dik olarak uygulanan bu gradiente faz kodlama gradienti denir. Kısa süreli uygulanıp kaldırılır. Bu gradientin uygulandığı sırada elde edilen sinyal kesitin hepsini temsil eder. Sinyaller, görüntü için gerekli olacak şekilde değiştirilmiş olmasına rağmen tüm kesiti etkilediğinden voksel bilgisi oluşturulamaz. Bu bilgi için işlemlerin her matris satırı için uygulanması gerekir.

Bu kodlamada işlem sayısı arttıkça piksel sayısı artacağından rezolüsyon artar. Ancak toplam inceleme süresi artar. Matris sayısı düşük seçilirse çekim süresi düşer ve görüntü kalitesi azalır.

Frekans kodlama işlemi, FT'den sonra, görüntü düzleminin okunan eksene yansımalarını verir. Üç bilgi parçası korunmaktadır; frekans, genlik ve faz. Frekanstaki değişiklikler okuma ekseni boyunca konum belirtir. Ve genlikteki değişiklikler, her bir nokta tarafından temsil edilen kolondaki toplam sinyal yoğunluğu hakkında bilgi verir. Bununla birlikte, aşamadaki farklılık şimdiye kadar resim bilgisi sağlamak için kullanılmamıştır. Kesitin iki boyutlu bir görüntüsü üretmek için, faz içi sistematik bir varyasyona neden olabilir ve bu da uzamsal bilgiyi görüntü düzleminin kalan bir ana ekseni boyunca kodlar.

(Şekil 4.5) tam bir 2D-görüntüleme darbe dizisini göstermektedir. Daha önce düşünüldüğüne göre darbe sekansına eklenen tek unsur, üçüncü eğim ekseninde (faz kodlama ekseni) tek bir eğim darbesidir. Bu faz kodlama gradienti alım penceresinde olmadığından, tespit edilen frekansları etkileyemez. Bununla birlikte, daha önce gördüğümüz gibi, bu gradient darbesinden dolayı transvers manyetizasyonun faz değişikliği faz hafızası biçiminde korunacaktır.

İndüktif faz değişimi, gradientin genişliği ve süresi ile o ekseninde dönmelerin pozisyonu ile orantılıdır.



Şekil 4.5 (Keller; 1990:58)

Şekil 4.5 Uzamsal bilginin son boyutu, faz kodlamasıyla elde edilir. Her görüntü, faz şifreleme gradyan lobu için farklı bir amplitüd kullanılarak elde edilir. Bu gradient hareketi, yankı zamanında faz bellek olarak "hatırlanır".

Faz kodlamasının uygulanması aşağıdaki gibi gerçekleştirilir. Tam darbe dizisi birçok defa (tipik olarak 128 veya 256 kez) yürütülür ve elde edilen sinyaller ayrı olarak saklanır. Bir edinimden diğerine yapılan tek varyasyon, değiştirilen faz kodlama gradient genliğidir. Her bir veri kümesinin ("görünümler") ayrı Fourier dönüşümü, okunan eksene sabit bir görüntü verir. Bu görüntüler frekansa göre beklenildiği gibi özdeş olduğu varsayılır.

Bununla birlikte, bu MR görüntülerinden herhangi birinin herhangi bir konumunu seçilip, ardından bu aşamada izleme görünümüne doğru ilerleyen aşama izlenecek olursa, varyasyon kaydedilirdi. Bu varyasyon başka bir girişim kalıbıdır. Görünümden farklı bir noktadan sonra, farklı bir girişim kalıbı ortaya çıkar. Darbe dizisinin görünümden görünüme yapılan tek değişiklik, faz

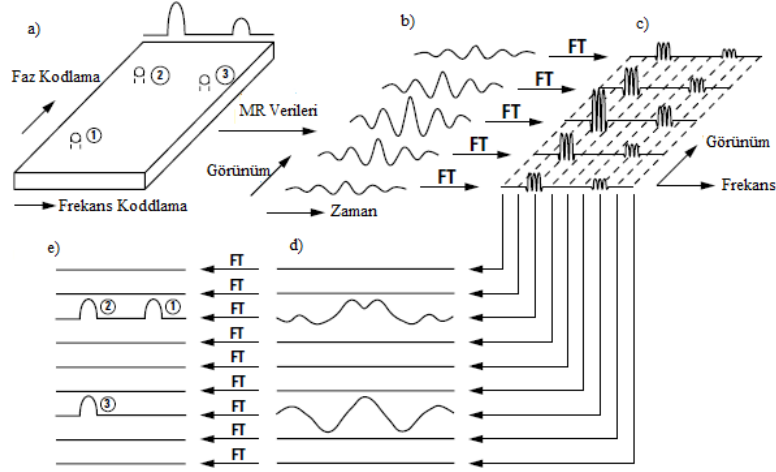
kodlama gradyanının genliği olduğu için, belirtilen girişim şekilleri, faz kodlama eksenini boyunca faz değişikliklerinin toplamını yansıtmaktadır.

Her görüntünün ilk noktasından oluşan bir veri seti oluşturulur ve FT'ye tabi tutulur (Şekil 4.6). Başka bir veri seti, her görüntüde ikinci noktadan toplanır, Fourier transforme edilir ve ayrı olarak saklanır. Daha sonra, üçüncü noktaların hepsi kullanılır. Sonuç, frekans ve faz kodlama eksenini üzerindeki konuma karşı sinyal genliğinin 3-boyutlu bir grafiğidir. Genlikler gri ölçeğe dönüştürülürse, sonuç dilimin görüntüsüdür.

Son olarak, faz şifrelemesini kantitatif olarak düşünelim. Aynı veri noktasını her bir görünüm grubundan alarak oluşturulan bir veri seti, bir girişim modelinin ayrık bir dijital örneklemesini temsil eder. Bu nedenle, frekans şifreleme boyutunda uygulanan aynı örnekleme teorisi ilkelerinin faz kodlaması için de düşünülmesi gerekir. Spesifik olarak, döngü başına en az iki kez numune alma gereksinimi karşılanmalıdır. Bir çevrimin faz kodlaması için her 180^0 faz değişikliği için en az bir örnek gerektiren 360^0 faz değişikliği gerekir. Bu, gradient genliğindeki artımlı her değişiklik 180^0 'lik bir faz değişimine neden olduğunda, faz kodlama boyutundaki FOV'nin iki kenarının faz kodlama gradient eksenini boyunca bu konumlara karşılık geldiği anlamına gelir. Bu iki nokta arasındaki pozisyonlarda, faz, görüş başına 180^0 'den daha az değişir. Denklem 2.25'e benzer olarak şunu yazabiliriz:

$$\gamma G_p * FOV_p * T_p = N_p * \pi \quad [4.11] \text{ (Bottemly ve diğerleri)}$$

Burada, N_p , faz kodlamaları (görüntüler) sayısını, T_p , faz kodlama gradient darbesinin süresini, FOV_p , faz kodlama boyutundaki FOV ve G_p , faz kodlama gradientinin maksimum genliğini ifade etmektedir.



Şekil 4.6 2D-FT ile görüntü oluşumunun şematik gösterimi. (Keller, 1990:60)

- Bu, 3 şişe su ihtiva eden bir nesne (1, 2 ve 3 ile etiketlenmiş) boyunca bir kesiti temsil eder. Frekans kodlama eksenine yansıtma, dilimin arkasında gösterilir.
- Dilimdeki MR verilerinin toplanması bir dizi spin ekosu verir (görünümler). Her eko tüm dilimden üretilir.
- Tüm görünümlerin Fourier dönüşümü, dilimin frekans kodlama eksenine üzerine bir dizi görüntüyü üretir. Her çıkıntının zarf altındaki salınımlar, faz bilgisinin yarısını temsil eder.
- C'deki sütunlardan yeni bir veri kümesi toplandı (eklenen görünümler dolduruldu). Yeni veri kümesinin bazı satırları sinyal içermiyor çünkü bu satırlar su bulunmayan frekans kodlama eksenine boyunca konumlara karşılık geliyor. Gösterilen satırlardan ikisi sinyal içerir. Bu iki sıranın alt kısmı tek bir frekansı içeren bir sinyaldir, üst sıra ise iki sinüzoidal girişim modelidir.
- D'deki tüm satırların FT görüntüsünü üretir. Görüntü, A'da gösterilen dilime karşılık gelmek üzere döndürülmeli ve çevrilmelidir. Su şişeleri her bir pikselden büyükse, veriler daha karmaşık bir görünüme sahip

olacaktır. Bir şişenin bir bölümünden gelen rezonanslar, diğer bölümlerden kaynaklanan rezonansa müdahale eder.

Uzaysal çözünürlük, faz kodlama yönünde, FOV_p / N_p oranına eşit olan piksel boyutu olarak ifade edilebilir.

$$FOV_p / N_p = \pi / (\gamma G_p T) \quad [4.12] \text{ (Wehrli ve diğerleri, 1984)}$$

Dolayısıyla, faz kodlama gradyanının genliğini arttırarak (görüntünün okunur doğrultusunda piksel boyutunu kontrol eden frekans kodlama gradientine benzer şekilde) piksel boyutunu düşürebiliriz. Bununla birlikte, alternatif olarak, faz kodlama gradient süresini arttırabiliriz.



BEŞİNCİ BÖLÜM

KONTRAST

5.1 Kontrast Nedir?

Kaydedilmiş olan sinyal seviyelerindeki fark MRG'de kontrastı verir. Dokudan alınan sinyal seviyesi yüksek ise doku görüntüsü parlak olur. Sinyal seviyesinin düşüklüğü karanlık görüntüye sebebiyet verir. Görüntü sinyal seviyelerindeki duruma göre grinin farklı tonlarında olur. Önceki bölümlerde bahsettiğimiz relaksasyon zamanları proton yoğunluğu, T1 relaksasyon zamanı ve T2 relaksasyon zamanı sinyalin seviyesine etki eden faktörlerdir. Tümör dokularındaki T1 ve T2 değerlerinin normal dokulara göre farklı olduğunu Damadian keşfetmiştir.

Bir MR görüntüsündeki belirli bir konumdaki yoğunluk veya parlaklık, o bölgede hareketli proton konsantrasyonu (proton yoğunluğu, kısaltması N(H)) ile orantılıdır. Görüntü oldukça "düz" bir görünüme sahiptir, yani yoğunluk yapıdan yapısına pek değişmez. Bu görünümün nedeni N(H) 'nin farklı dokularda büyük oranda değişmemesidir. Bu nedenle, dokudan dokuya daha fazla değişen diğer kontrast kaynaklar aramak istenir; T1 ve T2 gevşeme süreleri kontrast kaynakları için iyi bir adaydır.

Eşit hareketli proton yoğunluğuna sahip ancak farklı gevşeme özelliklerine sahip iki bitişik doku olduğunu varsayalım. Her iki doku, görüntü veri toplama işleminde olduğu gibi uzun bir spin-eko dizisine tabi tutulur. İlgili iki önemli operatör kontrollü edinim parametresi TR ve TE'dir.

5.2 Proton Yoğunluklu Görüntüleme

Manyetizmanın büyüklüğü proton yoğunluğu ile orantılıdır. Proton sayısı az olan bölgeler düşük sinyal seviyesi oluştururken proton sayısı fazla olan bölgeler güçlü sinyal oluşturur. Saf bir proton yoğunluğu kontrastı elde etmek için verilerin ek sinyal modülasyonunun relaksasyon ve saturasyon mekanizmalarından kaçınılmaktadır. Uzunlamasına manyetizasyon homojen geri kazanımı için uzun bir tekrar gecikmesi süregelirken RF uyarımı ile veri okuma arasındaki sürenin olabildiğince aza indirilmesi gerekir. Okuma

gecikmesi RF darbe ortası ve k-uzay merkezinin örnekleme arasındaki zaman mesafesi olarak tanımlanan TE yankı süresidir. TR ise iki RF uyarma darbeleri arasındaki zamandır. Bir proton yoğunluğu için TE ulaşılabilir minimum zamanda olmalı ve TR değeri büyük olmalıdır. Proton yoğunluklu bir görüntü elde etmek için T₁ ve T₂ etkilerinin bastırılması gerekir. Proton yoğunluğu ancak yaklaşık bir görüntü ile yaklaşık olarak belirlenebilir.

5.3 T₂ Ağırlıklı Görüntüleme

T₂ ağırlıklı kontrast eksitasyon ve sinyal algılama arasında geçikme oluşması için ekoo süresinin artırılması sonucu oluşur. Kayıp sinyal gücü T₂ relaksasyon gücüne bağlı olduğu spin-spin relaksasyon değerine bağlı olarak bozulur. T₂ değeri küçük olan yerlerde sinyal azalırken büyük olan yerlerde bu durumun tam tersi olur.

Spin eko tekniğinde RF darbesinden sonra TE/2 periyodunda 180 ° döndürme açısına sahip RF darbesi uygulanır. Bu manyetik momentlerin dönme yönünün teersine çevrilmesine neden olur. İlk TE/2 periyodunda meydana gelen istenmeyen faz dağılımı geri alınır ve yeni darbeden sonraki TE/2 periyodunda manyetik momentler aynı fazdadır. Dolayısıyla uyarılma dabetesinden sonraki TE periyodunda sinyalin genliği proton yoğunluğuna ve T₂ relaksasyon süresine bağlıdır. K-uzay merkez örnekleme bu zaman noktasıyla senkronize sonucu gerçek T₂ değerli görüntü kontrastı meydana gelir. T₂ ağırlıklı görüntü kontrastı genellikle kanserli dokuları görüntüleme kullanılır.

5.4 T₁ Ağırlıklı Görüntü Kontrastı

Spin-spin relaksasyonu spin kafes relaksasyonundan hızlı olduğundan MRG sinyali T₂ relaksasyon sinyali ile bozulur. Bu durum T₁ relaksasyon süresi hakkında bilgi vermez. Sinyal genliğinin T₁ relaksasyonuna bağlı hale gelmesi uzunlamasına manyetizasyonun eksik olarak geri kazanım yapıldığı tekrarlayan uyarımlar sayesinde olur. Dokunun bir bölgesinde T₁ relaksasyon süresi uzunsa çekimin sonunda bir miktar uzunlamasına manyetizma geri kazanılır ve bir sonraki uyarma için kullanılır. T₁ kontrastsızlık süresi ile görüntü kontrastının modülasyonu bir TE ve TR kullanılarak elde edilir.

Dokuların T_1 değerine bağlı görüntüleri için MR sinyalinin T2 kontrastına bağlı verilerden ayrıştırılması gerekir. Bunun için TE değeri görüntülenecek olan dokunun TR değerinden büyük seçilir. TR değeri ise T_1 değerine yakın değer seçilir. Görüntüler hepsi T_1 ve T2 ağırlıklı olduğundan TE ve TR değerleri, değiştirilerek bu kontrast ağırlıklı görüntülerin biri daha belirgin hale getirilir.



ALTINCI BÖLÜM
MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME
SEKANSLARI

6.1 Echo Planar Imaging

1987 yılında kardiyak görüntüleme için kullanıldı. Bu sekans TR'yi kısaltmayı amaçlamaktadır. 1987 yılında 4mm'lik çözünürlükle 40 msn'ye düşürülen görüntü tarama süresi 116 msn tarama süresi için 2,6 msn'ye kadar geliştirildi. EPI pratik olarak sınırlıdır. Donanım hızı ve gradient geçiş hızı ile sınırlıdır. Dezavantajları ; hızlı geçiş için gradient yükseltme süresi elde etmek zordur.

Gradient geçişleri sistemde eddy akımları oluşturur. Bu da sistemde parlak noktalar şeklinde artifaktlara sebebiyet verir.

İki farklı kimyasal ortamdaki protonun rezonans frekansında kayma olur. Buda su ve yağ baskılama gibi çekimlerde daha yüksek güçlü manyetik alanlarda yüksek inhomajenite farklılıklarına sebep olur.

6.2 Fast Spin Eko

Hızlı görüntülemeyi kolaylaştırmak için kullanılır. Bu sekans her RF uyarımı için bir satır toplanan uygulamadan farklı olarak uyarım başına daha fazla satır toplamaktadır. Toplanacak olan A k-uzay çizgilerinden biri eko başına E çizgi taraması yaparsa toplam edinim süresi A/E oranında azalır. FSE'nin dezavantajları ;

- Fazla RF gücü ki birden fazla hat elde etmek birden fazla 180^0 RF darbesi uygulanmalıdır. Bu da doku üzerinde biriken RF enerjisine sebep olmaktadır. Manyetizma doyuma ulaşır ve sinyal gücü azalır.
- E çizgileri farklı zamanlarda elde edilir ve her satır , farklı bir TE'de elde edilen görüntüdeki satıra karşılık gelir. Yeniden oluşturulan görüntü yaklaşık TE'ye karşılık gelir ve bulanıklığa neden olur.

- E hatlarının herbirinin toplanması için uygulanan faz kodlama gradienti önemli bir zaman aralığından sonra, T2 bozunma etkisi belirginleşerek bulanıklaşma meydana gelir.



YEDİNCİ BÖLÜM

MAGNETİK REZONANS CİHAZI

7.1 MR Cihazının Donanımı

MR cihazı gantri, bilgisayar ünitesi ve soğutma grubundan oluşur. Gantri ünitesinin bölümleri mıknatıslanmayı oluşturan magnet, kesit seçimi, frekans ve faz kodlamayı oluşturan gradient sargı, RF darbesi göndererek dokuda protonların yönünü değiştiren RF sargıdan oluşmaktadır.



Şekil 7.1 Gantri



Şekil 7.2 Bilgisayar Ünitesi

7.2 Gantri

Hasta masaya yatırılarak gantrinin içerisine doğru gönderilir. Çekim yapılacak bölge hasta üzerinde lazer ile işaretlenerek gantrinin merkezine gönderilir. Çekim süresince hastanın hareket etmemesi gerekmektedir. Hastanın çekim esnasında yapacağı hareket görüntülerin artifaklı gelmesine sebebiyet verecektir.

Gantriyi oluşturan bölümler; magnet, gradient bobini ve RF bobinidir.



Şekil 7.3 Magnet



Şekil7.4 Gradient Sargı



Şekil 7.5 RF Sargı

Soğutma grubu; kapalı magnetlerde bulunan sıvı He sarfiyatını en aza indirmek için coldhead denilen parçanın ısısını 4 K'de sabitlemek amaçlı kullanılır. Coldhead'i ise kompresör denilen cihaz ile soğutulur. Soğutma işlemi gaz He'un sürekli bir şekilde coldhead ve kompresör arasında bulunan hortumlar içinde döndürülmesi ile sağlanır.



Şekil 7.6 Soğutma ünitesi

7.3 Magnet

MRG en önemli parçasıdır. Magnet organizmada görüntülemenin yapılabilmesi için manyetizasyonu sağlar.

Mıknatıs bütün tarayıcının en pahalı kısmı. En eski sistemler su soğutmalı dirençli mıknatıslara dayanıyordu ve belirli uygulamalar için daimi mıknatıslar kullanmak mümkündür, ancak modern tarayıcıların çoğu süper iletken mıknatıslar kullanıyordu. Bunun nedeni artık MR için arzu edilen yüksek alanlardır. Bütün vücut dirençli ve daimi mıknatıslar, ağırlıkları aşırı derecede büyük olmadan önce 0.3 T alan kuvveti ile sınırlıdır. Süper iletken mıknatıslar çok daha büyük alanlar oluşturabiliyor ve şu an var olan bir dizi 4.0 T tüm vücut tarayıcıları mevcut. Bu mıknatıslar, NbTi alaşımı gibi, yaklaşık 9 K kritik sıcaklığının altında direncini kaybeden malzemelerden yapılmıştır. Bir kez başlatıldığında, akım, sıvı helyum ile soğutularak sıcaklığın kritik sıcaklığın altında tutulması koşuluyla, bobinler içerisinde sınırsız akacaktır. Bu mıknatıslardan alanlar zamanla çok karardır ve bu da bir MRG sistemi için gereklidir.

MR için en önemli gerekliliklerden biri tabii ki alanın, ilgi hacmine oranla 1 ppm kadar düşük toleranslarla homojen olmasıdır. Bu amaçla, kurulum üzerine alan, deliğin içine yerleştirilen ferromanyetik blokları kullanarak mümkün olduğunca eşit şekilde dışarı alınmıştır. Bunun yanı sıra, mıknatısın deliğinde, bobinler olarak bilinen bir dizi dirençli bobinler yer alır. Bunlar belirli bir konum fonksiyonuyla değişen alanlar üretir. Bunları kombinasyon halinde kullanmak sadece mıknatısın homojenliğini arttırmakla kalmayıp aynı zamanda taranan nesnedeki duyarlılık farklılıklarına bağlı olarak alan etkilerini de azaltmak mümkündür.

MR cihazında kullanılan magnetler Süperkondiktiv,permanent,rezistiv magnetlerdir.

- **Rezistif Magnet**

Elektromagnet prensipleri kullanılarak manyetik alan oluşturulur..Büyük ve sürekli akım değerine ihtiyaç olup güç

kaynağı gereklidir. Maksimum 0.6T manyetik alan oluşturulabilir.

- **Permanent Magnet**

Mıknatısın iki kutbu arasında manyetik alan oluşturularak ferromanyetik materyallerden oluşturulan magnetlerdir. Maksimum 0.4 T'lık manyetik alan oluşturulabilmektedir. Aşırı ağırlığı ,değişken manyetik alan ve maliyeti dezavantajlarıdır.

- **Süperiletken Magnet**

Günümüzde en yaygın olarak kullanılan magnet türüdür. Ayrıca en yüksek manyetik alanın da elde edildiği magnet tipidir. Süperiletkenlik sıvı He ile sağlanır (4 K) ve sıvı He kaybını önlemek için soğutma grubu bulunmaktadır. Soğutma grubu coldhead , kompresor ve chillerden oluşmaktadır. Coldhead magnet üzerinde olup sıvı He geri dönüşümü için kullanılır. Kompresor coldhead'i soğutmak için Chillerde kompresoru soğutmak için kullanılır. Chiller fanlar ile ayrıca kendini hava ile soğutmaktadır.

Bir niobiyum-titanyum veya niobiyum-kalay alaşımı sıvı helyum ile 4 K'ye soğutulduğunda, bir süper iletken haline gelir ve elektrik akımı direncini kaybeder. Süper iletkenlerle inşa edilmiş bir elektromıknatıs çok yüksek istikrarla son derece yüksek alan kuvvetlerine sahip olabilir. Bu gibi mıknatısların yapımı son derece pahalıdır ve kriyogenik helyum pahalı ve ele alınması güçtür. Bununla birlikte, maliyetlerine rağmen, helyum soğutmalı süper-iletken mıknatıslar, günümüzde MRG tarayıcılarında bulunan en yaygın tiplerdir.

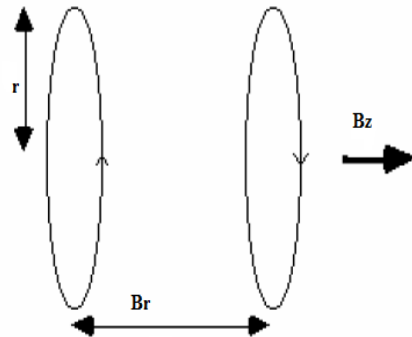
Çoğu süper iletken mıknatısın, süperiletken tel bobinleri, bir kriyostat adı verilen bir kaptta sıvı helyuma daldırılmıştır. Termal izolasyona rağmen bazen sıvı azot içeren ikinci bir kriyostat dahil, ortam sıcaklığı helyumun yavaşça kaynamasıyla sonuçlanır. Bu tür mıknatıslar, bu nedenle, sıvı helyum ile düzenli doldurulmasını gerektirir. Genellikle bir soğuk kafalı olarak bilinen bir kriyo soğutucu, bazı helyum buharlarını sıvı helyum banyosuna tekrar koymak için kullanılır. Birçok üretici şimdi sıvı

helyum içine batırılmak yerine mıknatıs telinin doğrudan kriyo soğutucu tarafından soğutulduğu 'kriyojeniz' tarayıcılar sunuyor. Manyetik alan şiddeti görüntü kalitesini belirlemede önemli bir faktördür. Daha yüksek manyetik alanlar, sinyal / gürültü oranını artırarak daha yüksek çözünürlük veya daha hızlı tarama sağlar. Bununla birlikte, daha yüksek alan kuvvetleri, daha yüksek bakım masraflarına sahip daha pahalı mıknatıslar gerektirir ve artan güvenlik endişelerine sahiptir. 1.0-1.5 T'lik bir alan kuvveti, genel tıbbi kullanım için maliyet ve performans arasındaki iyi bir uzlaşmadır. Bununla birlikte, bazı uzman kullanıcılar (örneğin beyin görüntüleme) için, bazı hastanelerde şu an 3.0 T tarayıcı kullanan daha yüksek alan kuvvetleri arzu edilir.

7.4 Gradient Bobinler

Gradient bobinlerinin gereksinimi iki türdür. İlk olarak, bir yönde alan üzerinde doğrusal bir varyasyon üretmek ve ikinci olarak, mevcut gereklilikleri ve ısı birikimini en aza indirmek için yüksek verimlilik, düşük endüktans ve düşük direnç sahip olmak gereklidir.

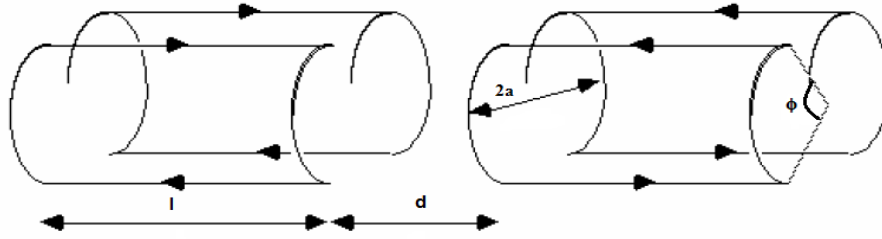
Alanın yönü boyunca alanın doğrusal değişimi (geleneksel olarak z eksenini olarak adlandırılır) genellikle bir Maxwell bobini tarafından üretilir. Bu, Şekil 7.7'de gösterildiği gibi yarıçaplarının 1.73 katı ayrılmış bir çift bobinden oluşur. Akım, iki bobinde ters yönde akar ve çok doğrusal bir gradient oluşturur.



Şekil 7.7 Maxwell bobinleri

Maxwell bobinleri Z eksenini boyunca B_z 'de lineer bir alan eğimi üretmek için kullanılır. (Clare,1997)

Diğer iki ekseninde doğrusal bir eğim üretmek için mıknatısın deliğinden geçen kablolar gerekir. Bu, en iyi Şekil 7.8'de gösterilen Golay bobini gibi bir eyer bobini kullanılarak yapılır. Bu, mıknatısın deliği boyunca uzanan ve aksenal yönde bağlı olarak x veya y eksenini boyunca Bz'de doğrusal bir varyasyon oluşturan dört eyere sahiptir. Bu konfigürasyon, merkezi düzlemde çok doğrusal bir alan oluşturur, ancak bu doğrusallık bu noktadan uzakta kaybolur. Bunu iyileştirmek için, farklı aksenal ayrımlara sahip birkaç çift kullanılabilir. X, y veya z boyunca olmayan bir ekseninde bir degrade gerekli ise, bu, Gx, Gy ve Gz bobinlerine uygun oranlarda akım göndererek başarılabilir. Örneğin, x-eksenine q açısında bir enine gradient G'ye ihtiyaç duyulursa, x yönünde bir $G \cos q$ eğrisi, y doğrultusunda $G \sin q$ uygulanmalıdır.



Şekil 7.8 Golay bobini

X veya y eksenleri boyunca Bz'de doğrusal alan eğimlerini üretmek için Golay bobini. $L = 3.5a$, $d = 0.775a$ ve $f = 120$ derece. (Clare,1997)

Gerekli akımların büyüklükleri ve uygun dalga biçimleri dijital olarak üretilir ve analog voltajlara dönüştürülür. Bunlar, uygun gradyanların üretilmesi için gerekli 10 amper üreten güç amplifikatörlerine beslenirler. EPI gibi bir teknikte, okuma gradyan pozitiften negatife, 5kHz'e kadar herhangi bir oranda değiştirilir. Bu, degrade bobinlerin rezonant sürüşü kullanılarak kolaylaştırılabilir. Bunu yapmak için, kendisi bir indüktör olan bobine seri olarak büyük bir kapasitör yerleştirilir. Böyle bir devre, $\pi \sqrt{LC}$ frekansında bir rezonansa sahiptir, burada L, bobinin indüktansdır ve C, seri kondansatörün kapasitansdır. Bobini bu frekansta çalıştırırken kapasitör ve endüktör arasında enerji aktarılır, böylece güç amplifikatöründeki yük azaltılır.

Gradient bobinler, manyetik alanı görüntüleme hacmi boyunca lineer olarak değiştirerek protonların konumlarını mekansal olarak kodlamak için kullanılır. Larmor frekansı, x, y ve z eksenlerindeki konumun bir fonksiyonu olarak değişecektir.

Gradient bobinler genellikle alan kuvvetine ve yönüne hızlı ve hassas ayarlamalar yapmaya imkân tanıyan gelişmiş amplifikatörler ile çalışan dirençli elektromıknatıslardır. Tipik gradyan sistemleri, 20-100 mT / m'den (yani 1.5 T'lik bir mıknatıs içinde) maksimum z-ekseni eğimi uygulandığında gradyan üretebilirler, alan şiddeti 1 m'lik uzunluğundaki bir deliğin bir ucunda 1.45 T olabilir (ve diğerinde 1.55 T). Ortogonal eğimlerin serbestçe birleştirilebilmesi, görüntüleme için herhangi bir düzlemin seçilebilmesi, görüntüleme düzlemini belirleyen manyetik eğimdir.

Tarama hızı, gradient sistemin performansına bağlıdır. Daha güçlü gradientler daha hızlı görüntüleme veya daha yüksek çözünürlük sağlar; Benzer şekilde, daha hızlı geçiş yapabilen gradient sistemleri de daha hızlı taramaya izin verebilir. Bununla birlikte, gradient performansı, sinir uyarımı üzerindeki güvenlik endişeleri ile sınırlıdır.

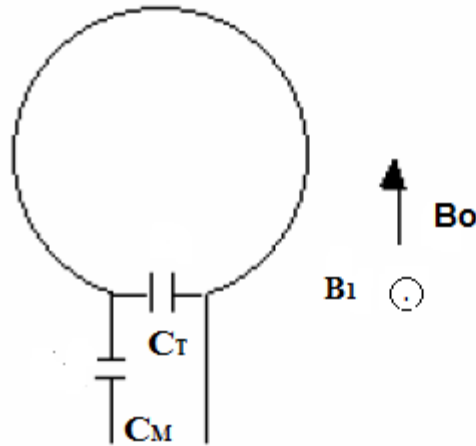
Gradient yükselticilerinin ve gradient bobinlerinin bazı önemli özellikleri, dönme hızı ve eğim şiddetidir. Daha önce de belirtildiği gibi, bir gradient bobini, ana manyetik alana eklenen veya çıkarılan ek olarak doğrusal olarak değişen bir manyetik alan yaratacaktır. Bu ilave manyetik alan, 3 yönde de bileşenleri olacaktır. X, y ve z; Bununla birlikte, manyetik alan boyunca sadece bileşen (genellikle z eksenini olarak adlandırılır, dolayısıyla G_z olarak gösterilir) görüntüleme için yararlıdır. Herhangi bir ekseninde, gradient, sıfır konumun bir tarafındaki manyetik alana katkıda bulunacak ve diğer taraftan bu manyetik alana çıkartılacaktır. İlave alan bir degrade olduğu için, santimetre veya militesla / metre (mT / m) başına gauss birimleri vardır. MR'da kullanılan yüksek performans gradient sargılar tipik olarak 1.5 T MRG için yaklaşık 30 mT / m veya daha yüksek bir gradient manyetik alan üretebilir. Gradient sisteminin dönüş hızı, degradelerin ne kadar hızlı açılıp kapatılacağına ölçüsüdür. Tipik yüksek performans gradyanlarında 100-200 T · m⁻¹ · s⁻¹'e kadar bir dönüş hızı vardır. Döndürme hızı hem eğim bobinine (küçük bir bobinden büyük bir bobin

yukarı veya aşağı doğru rampa için daha fazla zaman alır) ve gradient yükselticinin performansına bağlıdır (bobinin indüktansının üstesinden gelmek için çok fazla voltaj gerekir) ve görüntü kalitesi üzerinde önemli etkiye sahiptir.

7.5 RF İletimi ve Alımı

Bir MR tarayıcının üçüncü ana bileşeni RF bobin. Bobinlerin birçok farklı tasarımı vardır, ancak iki ana kategoriye girmektedir; Yüzey bobinleri ve hacim bobinleri.

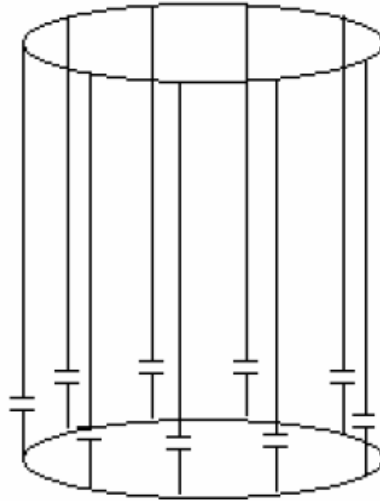
Bir yüzey bobini, görüntülenecek nesnenin yüzeyine dayanır. En basit biçiminde paralel bir kapasitörlü bir tel bobini vardır. Bobinin indüktansı ve kapasitans, görüntülenecek olan dönüşler ile aynı rezonant frekansa sahip olacak şekilde ayarlanmış bir rezonant devre oluşturur. Uygulamada, bobin 50W'lık bir çıkış empedansına sahip bir güç amplifikatörüne bağlandığından ve bobinin kilo ohm'luk bir giriş empedansı olacak ve bu durumda iletim sırasında çok fazla güç geri yansıtılacaktır. Bunun üstesinden gelmek için, bobin empedansını 50W ile eşleştirmek için, Şekil 7.9'da gösterildiği gibi, ikinci bir kondansatör bobine seri olarak eklenir.



Şekil 7.9 Bobine seri olarak eklenen ikinci kapasite. (Clare, 1997)

Bunun gibi basit bir yüzey bobini tarafından üretilen homojen alan, bobinin boyutuna bağlı olarak nüfuz derinliğiyle küçüktür. Bununla birlikte, yüzeyin yakınında bulunan görüntüleme alanları için bir yüzey bobini kullanmanın ana avantajı, ilgi alanının dışından gürültü sinyalini doğal olarak hariç tutarak iyi bir sinyal-gürültü oranı elde edilmesidir. Özel amaçlar için yüzey bobini ve diğer lokalize bobinler birçok tasarımı vardır. Ancak tüm vücut görüntüleri gerekiyorsa veya ilgi bölgeleri yüzeyden uzakta ise hacim bobini kullanılmalıdır.

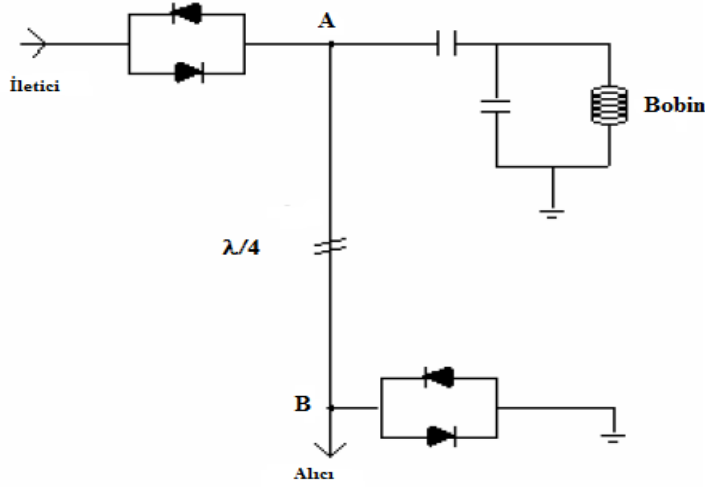
Hacim bobinleri, tüm vücudu veya baş veya bacak gibi belirli bir bölgeye uyacak kadar büyüktür ve geniş bir alana yayılmış homojen bir bölgeye sahiptir. En sık kullanılan tasarım, Şekil 7.10'de gösterildiği gibi bir kuş kafesi bobinidir. Bu, bobinin çevresine bir kosinüs akımı değişikliği vermek üzere düzenlenmiş, z-doğrultusunda ilerleyen bir dizi kablo içerir.



Şekil 7.10 Geniş bir ilgi bölgesi üzerinde homojen bir alan oluşturan alçak geçiren bir kuş kafesi bobininin diyagramı. (Hayes ve diğerleri)

Frekans kaynağı dalga formu üretici tarafından kontrol edilen çift dengeli bir karıştırıcı ile şekillendirilmiş bir darbe oluşturmak üzere modüle edilen bir osilatör ile üretilir. Bu sinyal 1000 watt'a yükseltilmelidir. Bu, katı hal elektronikleri, valfleri veya ikisinin bir kombinasyonunu kullanarak yapılabilir.

İletmek ve almak için aynı bobin kullanmak veya iki ayrı bobin kullanmak mümkündür. Her iki durumda da elektroniğin alıcı tarafını geçmek gerekiyor. Bu, milyon voltluk sinyalleri algılamak üzere tasarlanmış alıcı elektroniklerinde doymuş ya da kırıcı olan, kilovolts düzenindeki uyarılma darbesini önlemek içindir. Bu tekrar çeşitli şekillerde yapılabilir, ancak böyle bir devre Şekil 7.11’de gösterilmiştir.



Şekil 7.11 Bir çeyrek dalga boylu kablo kullanarak alıcı izolasyonu için devre şeması. (Clare, 1997)

İletim darbe sırasında her iki set diyot da iletir ve alıcı etkin şekilde kısa devre yapar. B noktasındaki kısa devre A noktasında açık devreye benziyor ve bu nedenle tüm güç bobine iletiliyor. Numuneden indüklenen sinyal diyotları önlemek için çok küçük ve bu nedenle alıcı devresi tarafından algılanıyor.

Radyo frekansı (RF) iletim sistemi bir RF sentezleyiciden, güç amplifikatöründen ve verici bobinden oluşur. Bu bobin genellikle tarayıcının gövdesine yerleştirilmiştir. Vericinin gücü değişkendir, ancak yüksek tüm vücut tarayıcıları 35 kW'a kadar bir tepe çıkışı gücüne sahip olabilir ve ortalama gücü 1 kW sürdürülebilir. Bu elektromanyetik alanlar genellikle amatör radyo tarafından kullanılan en yüksek güçleri aşan güçlerde onlarca megahertz (çoğunlukla elektromanyetik spektrumun kısa dalga radyo bölümünde) RF aralığında olmasına rağmen, MRG makinesinin ürettiği RF girişim çok azdır. "İletim bobini" nde üretilen RF frekansı elektromanyetik alanı, çok az ilişkili

değişen elektrik alan bileşeni olan (tüm geleneksel radyo dalgası iletimlerinde olduğu gibi) bir manyetik yakın-alandır. Bu nedenle, manyetik alan, RF frekansında fazla elektromanyetik radyasyon üretmez ve güç, bobin alanıyla sınırlanır ve "radyo dalgaları" olarak yayılmaz. Böylece, yayın bobini bir Radyo frekansında iyi AM alan vericisi, ancak radyo frekansında zayıf bir AM radyasyon vericisi.

Alıcı bobin, ön amplifikatör ve sinyal işleme sisteminden oluşur. Nesnenin içinde nükleer gevşemenin ürettiği RF elektromanyetik radyasyon gerçek AM radyasyonudur (radyo dalgaları) ve bunlar RF radyasyonudur ancak aynı zamanda düşük bir güçtedirler. Yakındaki radyo tarayıcıları (ayrıca, MRG tarayıcıları genellikle Faraday kafesleri gibi davranan metal örgü kaplı odalardır.)

MR teknolojisi yeni bir gelişme paralel çoklu veri kanalları elde edebilen sofistike çok elemanlı faz dizi bobinlerin geliştirilmesi olmuştur. Bu 'paralel görüntüleme' tekniği, manyetik eğimlerin kaynaklı uzamsal kodlamanın bir kısmını farklı sargı elemanlarının mekansal duyarlılığı ile değiştirerek hızlandırılmış görüntülemeye olanak tanıyan benzersiz edinim şemaları kullanır. Bununla birlikte, artan ivme aynı zamanda sinyal-gürültü oranını düşürür ve görüntü yeniden yapılandırmada kalıcı artefaktlar oluşturabilir. SENSE ve GRAPPA olarak iki sıkça kullanılan paralel alım ve yeniden yapılandırma şemaları bilinmektedir.

SEKİZİNCİ BÖLÜM

MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMEDE

ARTİFAKTLAR

8.1 Magnetik Rezonans Görüntüleme Artifaktlar

Artifaktlar, doku hacminde görünen, dokuyu temsil etmeyen ve dokuyla ilişkili olmayan istenmeyen görüntülerdir. Yapılan çekimde cihazın bu istenmeyen görüntüleri ortadan kaldırması veya en aza indirmesi klinik sonuçlar için önemlidir.

Sistemle ilgili olan artifaktlar; birincil statik manyetik alan, gradient manyetik alan inhomojenitesi, RF sargı inhomojenitesi ve gradient sargı anahtarlama zamanı etki eden faktörlerdir.

Hasta ile alakalı artifaktlar; hasta üzerinde olan ferromanyetik malzemeler, hasta hareketinden kaynaklanan etkilerdir.

Bu bölümde beyaz piksel olarak tanımlanan ve görüntüleme önemli sorun teşkil eden artifaktan bahsedilecektir.

8.2 Beyaz Piksel

Korduroy artifakt klinisyenlerin genellikle MR görüntüsü ve arka planı boyunca görülen değişen yoğunluk, genişlik ve frekansın diyagonal çizgileri olarak tanımlanan ve bu görüntüyü tanımlamak için kullandıkları terimdir. MR mühendisleri bu artifaktı normal görüntü sinyali ve arka plandaki gürültüye kıyasla yüksek kıvrımlı k-uzayı taramasında görülen beyaz veya rastgele piksel olarak beyaz olarak görürlür.

Beyaz piksel veya BP bir hasta veya hayali bir görüntüden kaynaklanmayan çekim anında elde edilen basit geçici gürültü enerjisidir. Bu bir MRG sinyali değildir. Olayın süresi, yoğunluğu ve zamanlaması doğrudan MR görüntüsü haline gelen yeniden yapılandırılmış verilerin görüntü kalitesini etkiler. Olay k-uzayı taramasının veya ham veri merkezi ile çakıştığında, görüntü bozulması indirgenmiş sinyal gürültüsü ve artan çizgi gölgeleme veya görüntü üzerinden bantlama olarak daha belirgin hale gelir.

- Beyaz Piksel, alınan MR ham verilerinde oluşan geçici gürültü olayları için kullandığımız terimdir. Bunlar çok kısa süreli genişbant gürültüdür.
- Tek beyaz piksel görüntüde artifakta sebep olacaktır. Genlik ne kadar büyük olursa süresi de o kadar yüksek olur ve k-uzayındaki artifakt yoğun olur.
- Çok sayıda beyaz piksel görüntünün gürültülü görünmesine neden olur.
- Genellikle artifaktların görünümü, imajdan görüntüye çizgilerin yoğunluğuna ve doğrultusuna göre değişir.
- MRG'nin başlangıcından beri varolmuştur.

8.3 Elektrik Alan Etkisi

Potansiyel veya voltaj kaynaklı arklar beyaz pikselin farklı bir kaynağıdır. Genellikle bir bileşen veya montaj içindeki ark (DC, AC veya RF kaynaklı) oluşturan bazı aktif anahtarlamalı devreleri ile ilişkili sistemin içindeki bileşenlerle ilgili olabilir. Koaksiyel kablo bağlantıları, RF yükselteçleri ve RF bobin bileşenleri potansiyel indüklenmiş ark örneklerindedir.

Harici potansiyel kaynaklar sistemin çalışmasından etkilenebilir veya rastgele hareket edebilir. Bunlar izole edilmek ve ortadan kaldırmak için en zor kaynaklar olarak nitelenebilir. Kıvrık filamentlere sahip DC aydınlatma ampulleri, topraklanmamış sistem zemini ve aynı zemin referansında tesadüfen esneyen gevşek güç iletkenleri dış potansiyel kaynaklarına örnek verilebilir.

8.4 Manyetik Alan Etkisi

Difüzyon EPI da dahil olmak üzere EPI taramaları genellikle tarama dizisinin artan zaman oranı nedeniyle BP artifaktlarına daha duyarlıdır. Bu durumda girdap akım etkileri bu uyarıya karşı koymak üzere etkilenebilecek herhangi bir iletken gradienti manyetize ederek maksimize edebilir. Etkilenen iletkenler bir RF kaynağı veya giga-hertz'e uzanan frekans bileşenleri ile geniş bant spektrum gürültüsü olarak ölçülebilen bir sinyal veya ark ile tepki verirler.

Manyetik kaynaklı arkların nedeni pasif veya aktif biçimde iletken olabilen herhangi bir devre elemanı olabilir. Pasif örnekler; gevşek bağlantı

elemanları, gantri muhafaza kapakları, magnet sıvı he dolun kapak yerleri olabilir. Aktif örnekler arasında gradient sinyal kabloları, DC ile polarize edilmiş koaksiyel kablolar olabilir.

8.5 Fourier Artifaktları ve Harici RF Girişimi

Görüntüyü oluşturmak için bir Fourier dönüşümü kullanıldığında ortaya çıkan iki eser var. Birincisi, kullanılan sonlu sayıdaki örnekleme noktalarına bağlı olan kesme eseri. Görüntüyü keskin bir yoğunluk değişikliği varsa fark edilir. Görüntünün keskin kenarı yerine, o kenara paralel açık veya koyu çizgiler vardır. Bunun üstesinden gelmenin tek yolu, daha fazla örnek puan kullanmaktır.

Bir başka etki merkezi nokta eseridir. Bunun nedeni, FID dönüşümünde merkezi parlak nokta haline gelen FID'nin sabit DC ofsetinden kaynaklanmaktadır. Bu, k-uzayının uçlarının fazla sinyal içermeyeceğini varsayarak, DC bileşenini FID'den çıkarmaya çalışarak azaltılabilir. İlk veya son birkaç satır birlikte ortalaması alınır ve bu ortalama tüm verilerden çıkarılır. Alternatif olarak, nokta çevreleyen piksellerin ortalaması ile değiştirilerek kozmetik olarak çıkarılabilir.

Sözü edilen diğer artefakt, harici RF etkileşimidir. Alıcının frekansında herhangi bir RF ışınımı varsa, bu sinyal alınır ve görüntüye parlak bir nokta olarak görünür. Bunu kaldırmanın en iyi yolu, tarayıcıdan ekranlı bir odaya yerleştirerek olası tüm parazitleri gidermektir. Tekli frekans, alternatif hatlardaki yankı alımının tersine çevrilmesi ve dörtlü algılamanın sinyalin hem pozitif hem de negatif bileşenlerini tanımlamış olması nedeniyle, dört bölgede görülür. Noktaların çubuklara yayılması, sinüsal numunenin kullanılması nedeniyle oluşur.

DOKUZUNCU BÖLÜM

PARALEL MAGNETİK REZONANS

GÖRÜNTÜLEME

9.1 Paralel MRG

Paralel MRG’de görüntü verileri hızlı alınır, muayene süreleri kısalmır, spesifik emilim hızlarının azaltılması ile bazı çekimlerde kaliteli görüntü elde etmeyi sağlar. Hızlı görüntü elde etmek için, çekim alanında k-uzayında alt örneklemesine imkan vererek az faz kodlama yapılır. Zamandan kazanç ise elde edilen faz kodlama satırlarının fraksiyonunun tersi olarak verilen bir hızlandırma faktörü ile karakterize edilen ihmal edilmiş faz kodlamaları sayısı ile doğru orantılıdır. Muayene zamanı önemli ise görüntü çözünürlüğü normal bir çekim ile aynı oranda artırmak için daha fazla edinim zamanı kullanılır. İhmal edilen faz kodlamaları klasik görüntüleme de artifaktlara neden olan k-uzayında dağıtılır. Paralel MRG’de örneklendirilmemiş k-uzayından gelen bilgi kaybı, alıcı kanallarıyla paralel okunan çoklu bobinlerin dizaynından kaynaklanan mekansal duyarlılıktaki değişime bırakılır. Görüntünün yeniden yapılandırılmasında bu değişimi kullanmak için bobinlerin mekansal duyarlılığını haritalamak için fazladan bilgi gereklidir.

Veri işleme alanıyla farklılaşan ve bobinlerden elde edilen verilerin son görüntüleri oluşturmak için iki veri alanı vardır. Ham veri alanı ve görüntü veri alanı. Görüntü birleştirilmeden önce her bobinden görüntüleri oluşturmak için görüntü temelli paralel MRG teknikleri uygulanırken k-uzaya dayalı paralel MRG teknikleri bir bütün görüntüye dönüştürülebilen k-uzayı oluşturmak için öğelerin hepsinden kısmen doldurulmuş k-uzayını kullanır.

9.2 Duyarlılık Kodlaması

En yaygın olarak kullanılan paralel MRG tekniği SENSE'dir. General Electric (ASSET), Siemens (mSENSE), Philips (SENSE) olarak adlandırılmaktadır. Rutinde en çok kullanılan tekniktir.

Örnek olarak kardiyak çekimlerde SENSE'e bağlı olarak çekim süresindeki azalma nefes tutma çalışmaları için zorunlulukları azaltır. İstenirse çekim süresindeki kazanç çözünürlüğü artırmak için kullanılabilir. Çekim süresindeki kazanç nedeniyle EKG tetiklemesi veya nefes tutma özelliği olmadan gerçek zamanlı kardiyak çekimler yapılabilmektedir. Paralel görüntüleme ile sağlanan görüntüleme hızının faydası kafa MR çekimlerinde görülür.

Paralel MRG uygulaması T2 relaksasyonuna bağlı bulanıklığı azaltmak için ve bu sekansların görüntü kalitesinin iyileştirilmesinde kullanılabilir. Akut inmeli hastaların muayenesinde tek atımlı EPI çekimleri, fonksiyonel MRG, difüzyon tensör çekimleri klinik standart çekimler haline gelmiştir. Tek atışlı EPI ile SENSE' in birleşimi EPI sekanslarının dezavantajlarını azalttığı görülmüştür.

Göğüs kanseri ile ilgili bilgiler veren ve sıklıkla kullanılan standart haline gelen güçlü bir tanı aracıdır. Dinamik kontrastlı göğüs MR incelemesi SENSE ile belirli bir çekim süresinde yüksek çözünürlükten faydalanmaktadır. Bu da yüksek anatomik detay sağlamaktadır.

9.3 Duyarlılık Kodlaması ile K-uzayının Kartezyen Örneklenmesi

Bir alıcı dizi vasıtasıyla k-uzayı duyarlılığını kodlayan ortak kartezyen örnekleme ile iki boyutlu 2D Fourier görüntülemesinde, Fourier kodlama adımlarının sayısının azaltılmasına izin verir. Bu, maksimum k-değerlerini koruyarak k-uzayındaki örnekleme konumlarının mesafesini artırarak elde edilir. Böylece taranmış zaman mekansal çözünürlükte azaltılır. K-uzayı numunelerinin sayısının azaltılmasına etki eden faktöre redüksiyon faktörü, R denir. Kartezyen durumunda SENSE rekonstrüksiyonu, öncelikle, her bir dizi ögesi için Ayrık Fourier dönüşümü kullanılarak böyle bir takma görüntü oluşturularak etkili bir şekilde gerçekleştirilir.

İkinci adım, ara görüntüler kümesinden tam FOV görüntüsü oluşturmaktır. Bunu başarmak için katlama efektinin altında yatan sinyal üst üste binmeyi geri getirmelidir. Yani indirgenmiş FOV'daki her piksel için, tam FOV'daki bir dizi konumdan gelen sinyal paylarının ayrılması gerekir.

Bir pMRG hızlandırılmış alım, her bileşen bobin görüntüsünde azaltılmış bir FOV ile sonuçlanır. Tek tek indirgenmiş FOV bobin görüntüsündeki her piksel, arzu edilen tam FOV görüntüsünde eşit uzaklıkta dağılmış piksellerden oluşan çoklu R' den gelen bilgi içerecektir. Ayrıca bu pikseller tam FOV'daki karşılık gelen konumdaki bobin duyarlılığı C ile ağırlandırılacaktır. Böylece k 'inci bileşen bobin görüntüsü I_k ' da alınan belirli bir konumdaki (x, y) bir pikseldeki sinyal 9.1' deki gibi yazılır.

$$I_k(x, y) = C_k(x, y_1)p(x, y_1) + \dots + C_k(x, y_R)p(x, y_R) \quad [9.1]$$

İndeks k 1'den N_c ' ye ve indeks l 1'den R'ye sayarak, ilgili piksellerin sayma konumlarını belirterek, denklem 1 tekrar yazılabilir.

$$I_k = \sum_{l=1}^{N_c} c_{kl} \cdot P_l \quad [9.2]$$

Tüm N_c bobinleri kapsıyacak şekilde, R bilinmeyenleri olan bir dizi N_c doğrusal denklem matris gösteriminde oluşturulabilir ve dönüştürülebilir.

$$\vec{I} = \hat{C} \cdot \vec{p} \quad [9.3]$$

Vektör I seçilen pikseldeki kompleks bobin görüntü değerlerini temsil eder ve uzunluğu N_c ' dir. C matrisi, R bindirilmiş konumlardaki her bobin için duyarlılık gösterir ve bu nedenle $N_c \times R$ boyutuna sahiptir. Vektör p listesi tam FOV görüntüdeki R pikselleridir.

Karşılık gelen konumlardaki kompleks duyarlılıkların doğru bilgisini kullanarak, bu hassasiyet matrisinin C genelleştirilmiş tersini kullanarak başarılabılır.

$$\vec{p} = (\hat{C}^H \hat{C})^{-1} \hat{C}^H \vec{I} \quad [9.4] \text{ (Pruesmann ve diğerleri)}$$

Denklem 9.4'deki süreç matris tersine çevrilebildiği sürece mümkündür. Bu sebeple, ayrılması gereken piksel sayısı, alıcı dizideki N_c bobin sayısını aşmamalıdır. Azaltılmış FOV görüntüsündeki her piksel konumu için SENSE

algoritması tekrarlanarak tam FOV görüntüsünün yeniden oluşturulması gerekir. SENSE, bobin dizisinin altında yatan geometrisine bağlı olarak bazı ilave SNR kaybı pahasına pMRG' ye keyfi bobin yapılandırma sağlar. Belirli bir bobin konfigürasyonu ile FOV' daki herhangi bir konumdaki kodlama verimliliği, denklem 9.4'deki matris tersinin ne kadar kolaylıkla uygulanabileceğinin bir ölçütü olan geometri faktörü (g faktörü) olarak adlandırılır. Böylece, son SENSE görüntüsündeki SNR, g faktörü ile ek olarak azaltılır.

$$\text{SNR}_{\text{SENSE}} = \text{SNR}_{\text{full}} / \sqrt{R \cdot G} \quad [9.5] \text{ (Mohammed, 2010)}$$



ONUNCU BÖLÜM

DİFÜZYON GÖRÜNTÜLEME

10.1 Difüzyon

Sıvı moleküllerin rastgele hareketine difüzyon denir. Moleküllerin kinetik enerji harcaması sonucu termal enerji açığa çıkar ve termal enerji ile hareket elde edilir. Bir damla mürekkebin bir bardak suda yayılması gibi insan dokusunda, geleneksel difüzyon fizik kuralları MR görüntülemeye kullanılabilir. (Bassar, 1995)

Çözeltide olan farklılık, moleküllerin yoğun ortamdan, az yoğun ortama geçmesine neden olacaktır.

10.2 Difüzyonun Matematiksel İfadesi

Matematiksel olarak Einstein eşitliği ile ifade edilen denklemde;

$$\Delta r^2 = 6D \cdot \Delta t \quad [10.1] \text{ (Pierpaoli ve diğerleri, 1996)}$$

Δr^2 ; Δt zaman aralığında üç boyutta yapılmasına izin verilen bir parçacık veya parçacık topluluğudur.

D ; sıcaklık ve ortam viskozitesi özelliklerini içeren difüzyon katsayısıdır.

10.3 İzotropik ve Anizotropik Difüzyon

Difüzyon, izotropik ve anizotropik olmak üzere iki türdür. Moleküllerin hareketi izotropik difüzyonda her yönedir. Rastgele dizilen mikro yapıları vardır ve moleküllerin hareketi engel oluşturmayan ortamlarda meydana gelir.

Anizotropik difüzyonda ise dokuların mikro yapıları belli bir düzendedir. Difüzyon bir ortamda diğer ortama göre daha fazladır.

10.4 ADC, ADC Haritası ve B-değeri İlişkisi

Homojen izotropik bir ortamda Einstein eşitliğinde D katsayısı yer değiştirimin tahmini değeridir. İnceleme için gereken zamanı verir. Difüzyon inceleme, herhangi merkezli yer değiştirme hareketine karşı hassastır. Bu

nedenle ADC “Apperent Difusion Coefficient” (Görünür Difüzyon Katsayısı) difüzyon sabiti analoğu olarak isimlendirilir. (Pierpaoli ve diğerleri, 1996)

Dokulardaki zar ve büyük moleküller su protonlarının serbest hareketini kısıtlar. Görünür difüzyon katsayısı ADC, dokulardaki bu hareketi tanımlar.

Bu katsayı için b-değeri olarak adlandırılan difüzyon sensitivite değeri kullanılır. b-değeri difüzyon gradientlerinin gücünü ve süresini belirler.

Darbe gradientlerinin genliğinin karesi kullanılarak b-değeri hesaplanır.

$$b = \lambda^2 \cdot \delta^2 \cdot G^2 \left(\Delta - \delta/3 \right) \quad [10.2] \text{ (Stejskal ve Tanner, 1965)}$$

λ ; Jiromanyetik oran

δ ; Darbe süresi

Δ ; İki darbe arasındaki süre

G; İki difüzyon gradient darbesinin genliği

En az iki farklı b-değeri ile sistem ADC’yi piksel piksel hesaplar. ADC piksel değerlerinin hepsi, ADC haritasını meydana getirir. Difüzyon ağırlıklı sinyalin difüzyon ağırlıksız sinyale oranı ADC değerini verir.

$$(S/S_0) = e^{-b \cdot D} \quad [10.3]$$

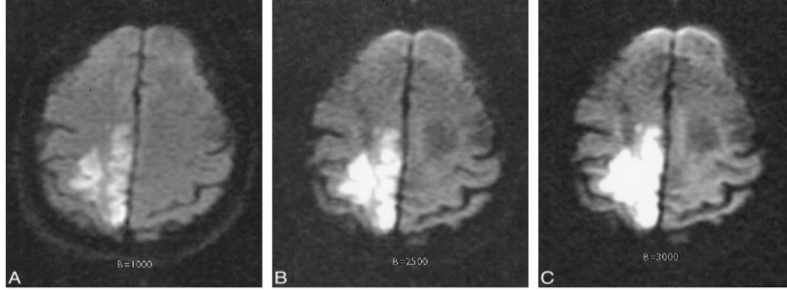
S_0 ; Difüzyon ağırlıksız sinyal yoğunluğu; $b = 0$

S ; Difüzyon ağırlıklı sinyal yoğunluğu; $b = 500, 1000$ gibi

Farklı b-değeri için ADC’de meydana gelen sinyal yoğunluğu ve b-değerine göre hesaplanan logaritma arasındaki ilişki eğimi hesaplanarak elde edilen görüntü ADC haritasını oluşturur. Bu durum her voksel için hesaplanır. ADC birimi mm^2 / sn dir.

Difüzyon miktarını lokal çevre ile birlikte bu çevrenin anatomik ve fizyolojik yapısından etkilenir. Difüzyon miktarı ve dokunun hücresel yoğunluğu ters orantılıdır. Hücre yoğunluğunun fazla olduğu dokularda difüzyon engellenir. ADC’de yüksek sinyal elde edilirken hücresel yoğunluğun düşük olduğu ortamlardadifüzyon artar ve ADC’de düşük sinyal oluşur. (Kul;2014)

ADC sinyalinde T2 etkisi bulunmaktadır. B-değeri arttığı zaman T2 etkisi azalır, genel doku kontrastı azalır. Difüzyon etkisi ile kanserli doku normal dokudan ayırt edilebilir.

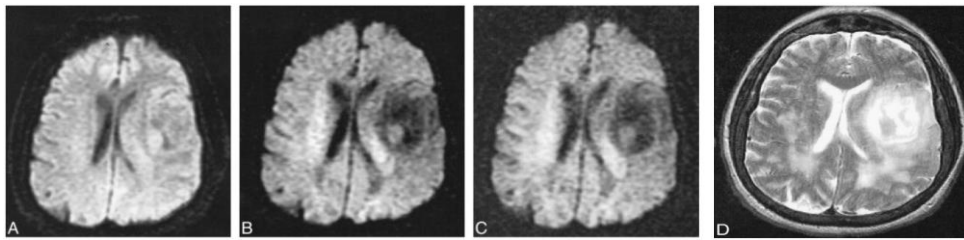


Şekil 10.1 94 yaşındaki bir kadındaki akut enfarktüs (Beyin kanaması)

A, B = 1000 s / mm²'lik difüzyon ağırlıklı görüntü sağ parietal lobda akut enfarktla uyumlu yüksek sinyal alanını gösterir.

B, B = 2500 s / mm²'de difüzyon ağırlıklı görüntü yüksek kontrastlı yüksek sinyal lezyonunu gösterir.

C, B = 3000 s / mm²'deki difüzyon ağırlıklı görüntü de bu yüksek sinyal lezyonunu b = 1000'den daha açık bir şekilde gösterir. (<http://www.ajnr.org/content/21/10/1821/tab-figures-data#sec-4> 13.06.2017)



Şekil 10.2 72 yaşındaki bir kadında primer beyin tümörü

A, B = 1000 s / mm² olan difüzyon ağırlıklı görüntü akut enfarktüslerde negatif olmaktadır.

B, B = 2500 s / mm²'de difüzyon ağırlıklı görüntü, soldaki fayans boyunca ve yanal ventriküllerin posterior boynuzlarının arkasındaki beyaz cevherde düşük

bir sinyal lezyonunu gösterir ve $b = 1000$ değerinde görülmeyen difüzyon artışı temsil eder.

$C, B = 3000 \text{ s / mm}^2$ de difüzyon ağırlıklı görüntü de $b = 1000$ 'de görülmeyen bu düşük sinyal lezyonlarını göstermektedir.

D, Hızlı spin-eko T2 ağırlıklı görüntü, $b = 2500$ ve $b = 3000$ 'deki difüzyon ağırlıklı görüntülerde görülen düşük sinyal lezyonlarına karşılık gelen yüksek bir sinyal ortaya koymaktadır. (<http://www.ajnr.org/content/21/10/1821/tab-figures-data#sec-4> 13.06.2017)

Günümüzde MRG'de difüzyon ağırlıklı görüntüleme beyin enfarktüsünün tayini konusunda tıbbi incelemelerde önem arz etmektedir. Geleneksel MR görüntüleri ilk 8 ile 12 saat arasında normal olabilirken, difüzyon ağırlıklı görüntüleme enfarktüsün başlangıcından sonra dakikalar içinde olabilir. Günümüzde difüzyon ağırlıklı çekimler görüntülemenin standardı haline gelmiştir.

Akut enfarktüs bir görüntüde;

$b=1000 \text{ s/mm}^2$, difüzyon ağırlıklı görüntülemede yüksek sinyal alanı gösterir.

$b=2500 \text{ s/mm}^2$, difüzyon ağırlıklı görüntülemede $b=1000 \text{ s/mm}^2$ 'e göre daha yüksek kontrastlı sinyal lezyonu gösterir.

$b=3000 \text{ s/mm}^2$, difüzyon ağırlıklı görüntülemede yüksek sinyal lezyonu $b=1000 \text{ s/mm}^2$ 'e göre daha açık bir şekilde göstermektedir.

Yüksek b değeri difüzyon ağırlıklı görüntülemede akut ve kronik enfarktüsün daha iyi görselleştirilmesi ile iyileştirilmiş doku karakterizasyonu sağlar.

ONBİRİNCİ BÖLÜM

GABOR DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ

11.1 Gabor Dalgacık Dönüşümü (GDD)

Ana dalgacığı Gabor Fonksiyonu olan dalgacık dönüşümüdür. Gabor filtreleme bilgisayar uygulamalarında yaygın olarak kullanılır. Bu uygulamalar yüz izleme, yüz ve nesne tanımlama ve doku analizleridir. Ayrıca Biyolojik vizyonların modellenmesinde de kullanılmaktadır.

$$\Psi_g(x,y) = (f^2 / n\gamma\pi) \exp(\beta^2 y^2 - \alpha^2 x'^2) \exp(2\pi j f x')$$

$$x' = x \cos\phi + y \sin\phi, \quad y' = y \cos\phi - x \sin\phi, \quad [11.1]$$

Bu denklemde f ; sinüsoidal dalganın frekansı; θ , Gauss dalgasının saat yönü tersine dönüşünü; α dalganın büyük eksene paralel netliği ; β küçük eksen boyunca dalgaya dik Gauss'un sivriliğini, $\gamma = f/\alpha$ ve $\eta = f/\beta$ frekans ile netlik arasındaki oranı tutan ifadelerdir. (Shen vd 2007) Yukarıdaki denklemde olan iki boyutlu Gabor dönüşümünün Fourier dönüşümü ;

$$\Psi_g(u,v) = \exp[-\pi^2((v'-f)^2/\alpha^2) + (v'^2/\beta^2)]$$

$$v' = u \cos\phi + v \sin\phi, \quad v = v \cos\phi - u \sin\phi, \quad [11.2]$$

Yönsel seçicilik ,Gabor dalgacıkları için farklı uygulamalar için avantajlı özelliklerinden biridir. Gabor dalgacıkları istenilen bir yönde seçiciliğe sahip olacak şekilde ayarlanabilir. Kayma ve dönmelere karşı değişmeme özelliği başarılı olmasında rol oynamaktadır. Gabor fonksiyonu uzaysal ve frekans ayrışması arasında denge kurar. Uzay frekans analizi yapılması yüz görüntü özelliklerinin eksiksiz olmasını sağlar.

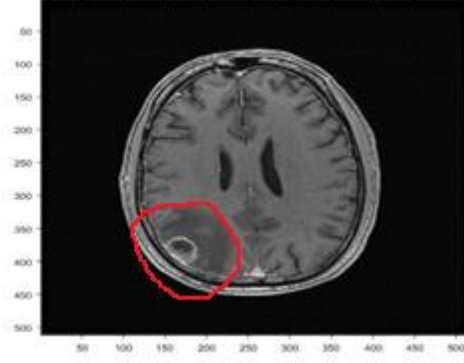
Sinyal işleme metotları, frekans tabanlı metotlar olup görsel sistemi model alırlar ve görüntüleri, çok sayıda bant geçiren filtreli görüntüleri bölmektedirler. Bu filtreli görüntülerin her biri, belli dokusal özelliklere benzeyecek olan bir dizi frekans(boyut) ve yönelimin üzerinde yoğunluk varyasyonları içerirler. Bu çalışmada sinyal işleme metotları arasından Dalgacık Dönüşümleri ve Gabor yöntemi incelenmiş ve çalışılmıştır. Son yıllarda Dalgacık teorisinin gelişimiyle birlikte bu metoda karşı özel bir ilgi oluşmuştur.

Dokulu görüntülerin sınıflandırılmasında ve bölünmesinde Dalgacık dönüşümüne ve gabor filtresine dayanan çok sayıda algoritma önerilmiştir. (Jain, 1989)

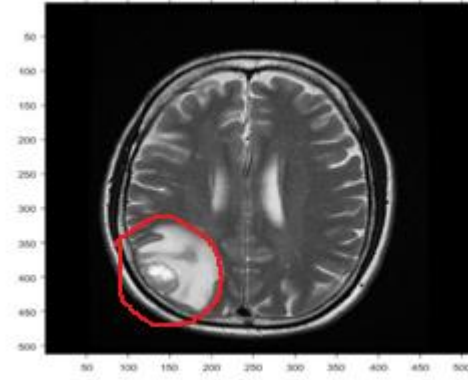


SONUÇ VE DEĞERLENDİRME

Sinyal işleme metodu, sinyalin frekans bileşenleri temelli metottur ve görsel sistemi model alır. Görüntüler, amaca yönelik olarak bant geçiren filtrelerden geçirilir. Bu çalışmada dalgacık dönüşümü incelenmiş ve beyin tümörü içeren beynin T1 ve T2 görüntüleri Gabor filtresinden geçirilmiştir. Gabor filtresi uygulaması için MATLAB yazılımı kullanılmıştır.

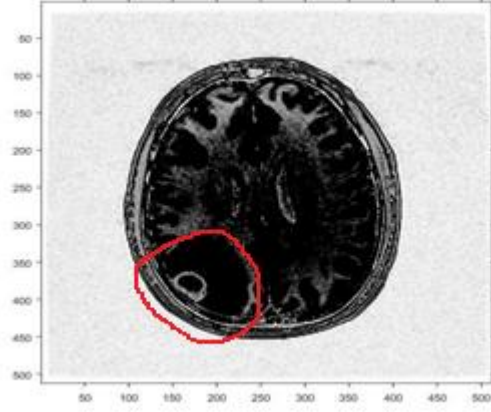


Şekil 12.1 ; Beyin T1 tümör görüntüsü

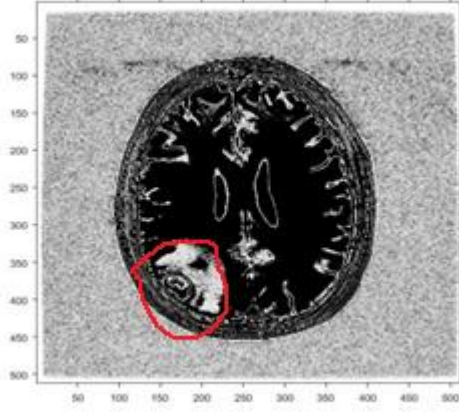


Şekil 12.2 Beyin T2 tümör görüntüsü

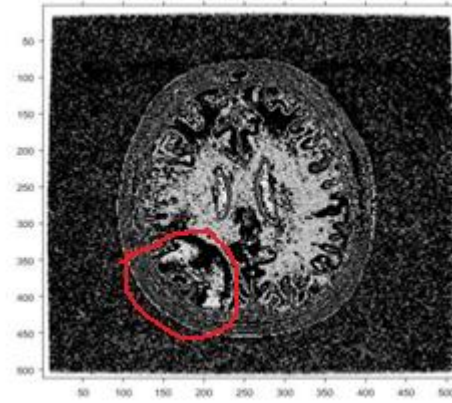
;



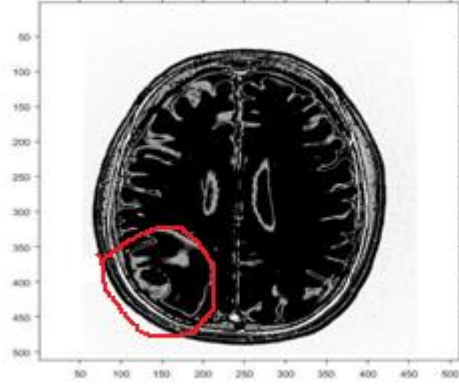
Şekil 12.3: Gabor filtresi T1 görüntüsü 45° değeri için uygulandığında elde edilen görüntü



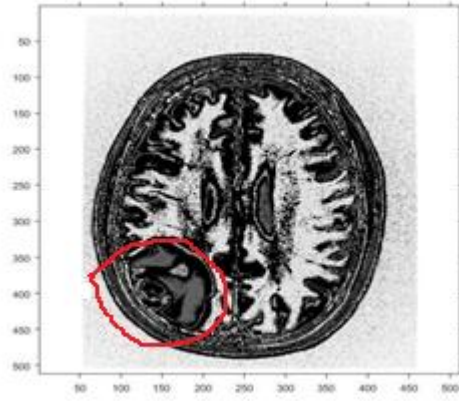
Şekil 12.4: Gabor filtresi T1 görüntüsü 90° değeri için uygulandığında elde edilen görüntü



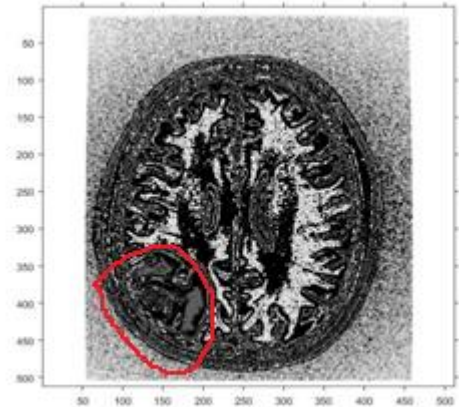
Şekil 12.5: Gabor filtresi T1 görüntüsü 180° değeri için uygulandığında elde edilen görüntü;



Şekil 12.6 : Gabor filtresi T2 görüntüsü 45° değeri için uygulandığında elde edilen görüntü;



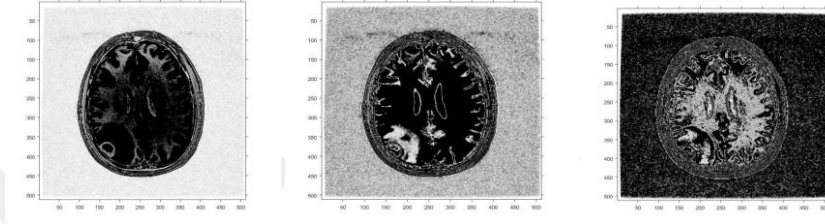
Şekil 12.7: Gabor filtresi T2 görüntüsü 90° değeri için uygulandığında elde edilen görüntü;



Şekil 12.8: Gabor filtresi T2 görüntüsü 180° değeri için uygulandığında elde edilen görüntü;

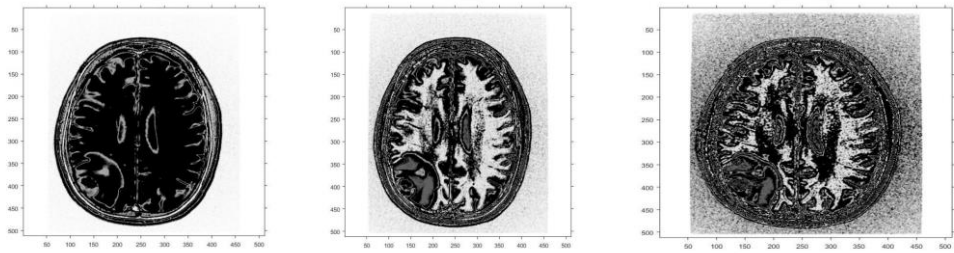
T1 imajının 45° değerinde elde edilen imajda kontrast daha belirgin hale geldi. Ödemli alan koyulaşıp sınırları çizilmiş durumdadır. Kitlenin içindeki kistik alan ortaya çıkmış olup sınırlar belirgin durumdadır.

T1 imajının 90° değerindeki imajda T1 imajının tersi elde edilmiştir. Bu imajda ödemin içindeki hasar görmemiş doku gabor dönüşümü ile çizilmiştir. Ödemli alanın dışındaki hasar görmemiş doku çizilmiştir. Kitlenin içindeki dokunun sınırlar daha keskin kenarlı olarak çizilmiştir.



T1 imajının 180° değerinde sınırlar, T1 imajının 45° ve 90° değerlerindeki sınırlara göre belirgin değildir.

T2 imajının 45° değerinde elde edilen imajda T1 değerinin 90° değerindeki görüntünün tersi bir imaj elde edildi. Elde edilen imaj T1 değerinin 90° değerindeki görüntüde olduğu gibi ödemin içindeki hasar görmemiş doku ve ödemli alanın dışındaki hasar görmemiş doku çizilmiştir. Kitlenin içindeki dokunun sınırları daha belirgin olarak çizilmiştir.



T2 imajının 90° değerinde elde edilen imajda ödemli alanda beyin dokusu elde edilmiştir.

T2 imajının 180° değerinde elde edilen imajda, T1 imajının 180° değerinde elde edilen imaja göre daha düşük yoğunluk elde edilmiştir.

KAYNAKLAR

1. Advanced Methods for Radial Data Sampling in Magnetic Resonance Imaging, Dr. Kai Tobias Block, Sayfa 5
2. Application of center-out k-space trajectories to three-dimensional imaging of structure and blood transport in the human brain, Phd. Manoj Shrestha, Sayfa 14-15
3. Reconstruction of Echo Planar Images used in Functional MRI, Robert Holgersson ve Mikael Svård, Sayfa 5
4. Advanced Methods for Radial Data Sampling in Magnetic Resonance Imaging, Phd. Kai Tobias Block Sayfa 10 – 11
5. A.Haase, J. Frahm, D. Matthaei, W. H^änicke, and K.D. Merboldt. FLASH imaging: Rapid NMR imaging using low flip angle pulses. *Journal of Magnetic Resonance*, 67:258–266
6. Morris, P.G. *Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Medicine and Biology*, Oxford University Press (Clarendon), London, 1986.
7. *Nuclear Magnetic Resonance (NMR) Imaging*, Eds. C.L. Partain, A.E. James, F.D. Rollo and R.R. Price, Saunders Co., Philadelphia, 1983.
8. Henkelman, R.M., and Bronskill, M.J.. “Artifacts in Magnetic Resonance Imaging,” in *Reviews of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 2, No. 1, Pergamon, 1987.
9. Bottomley, P.A., Foster, T.H., Argersinger, R.E. and Pfeifer, L.M. “A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz: Dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age”, *Med. Phys.*, 11, 425, 1984.
10. Wehrli, F.W., MacFall, J.R., Shutts, D., Berger, R. and Herfkens, R.J., “Mechanisms of contrast in NMR imaging,” *J. Comput. Assist. Tomogr.*, 8, 369, 1984.
11. Hayes, C. E., Edelstein, W. A., Schenck, J. F., Mueller, O. M. and Eash M. (1985) An Efficient, Highly Homogeneous Radiofrequency Coil for Whole Body NMR Imaging at 1.5 T. *J. Magn. Reson.* **63**,622-628.

12. K. Pruessmann, M. Weiger, M. Scheidegger and P. Boesiger, "SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI," *Mag. Res. Med*, vol. 42, pp. 952–962, November 1999.
13. Bushong, S.C. *Magnetic Resonance Imaging: Physical and Biological Principles*, C.V. Mosby Co., 1988.
14. Basser PJ: Inferring microstructural features and the physiological state of tissues from diffusion-weighted im. *NMR Biomed* 8:333-344, 1995.
15. Pierpaoli C, Basser PJ: Toward a quantitative assessment of diffusion anisotropy. *Magn Reson Med* 1996; 36:893-906.
16. Stejskal EO, Tanner JE: Spin diffusion measurements: Spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. *Journal of Chemical Physics* 42:288-292, 1965.
17. Meme Manyetik Rezonans Görüntülemeye Yeni Teknolojiler: Difüzyon Görüntüleme ve Spektroskopi :Sibel Kul; 2014 129-139
18. <http://www.ajnr.org/content/21/10/1821/tab-figures-data#sec-4>
13.06.2017
19. <http://www.ajnr.org/content/21/10/1821/tab-figures-data#sec-4>
13.06.2017
20. A. K. Jain, *Fundamentals of Digital Image Processing*. Prentice Hall Inc., 1989.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

ADI VE SOYADI: Aziz İlyas ÖZTÜRK

DOĞUM YERİ VE TARİHİ: Samsun ,1976

MEDENİ HALİ: Evli ve Bir Erkek Çocuk

E- MAİL: azizozt@yahoo.com

ADRES (EV): Yalçın Koreş Caddesi No:14 E:26 Bağcılar/İstanbul

EĞİTİM DURUMU

2016 – :İstanbul Arel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü

1994 - 2001 :Fırat Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü

1990 – 1993: Samsun Namık Kemal Lisesi

YABANCI DİL : İngilizce

İŞ TECRÜBESİ

2003 - 2006 Penta Medikal Ltd. Şti.

2006 - 2012 Link Tıbbi Sistemler

2012 Temmuz-Ağustos 4G Medikal Ltd. Şti.

2012 – GE Healthcare