

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**MRG İLE BEYİN TÜMÖRLERİ TANISINDA KULLANILAN SPİN YANKI
GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ İÇİN UYGUN PARAMETRELERİN
SEÇİMİNİN ARAŞTIRILMASI**

Yalda ZEKİRİ

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

Ankara

2017

Her hakkı saklıdır.

TEZ ONAYI

Yalda ZEKRİ tarafından hazırlanan “MRG ile Beyin Tümörleri Tanısında Kullanılan Spin Yankı Görüntüleme Teknikleri İçin Uygun Parametrelerin Seçiminin Araştırılması” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Ali YAMAN

Eş Danışman : Prof. Dr. Niyazi MERİÇ

Jüri Üyeleri :

Prof. Dr. Ali YAMAN
Ankara Üniversitesi, Fen Fakültesi Fizik Bölümü

İmza

Prof. Dr. Niyazi MERİÇ
Ankara Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği Bölümü

İmza

Prof. Dr. Ayşe KAŞKAK
Ankara Üniversitesi, Fen Fakültesi Fizik Bölümü

İmza

Prof. Dr. İlhan ERDEN
Ankara Üniversitesi, Tıp Fakültesi Radyoloji Bölümü

İmza

Doç. Dr. Bengül GÜNALP
Sağlık Bakanlığı Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi

İmza

Yukarıdaki sonucu onaylarım

Prof. Dr. Niyazi MERİÇ
Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

MRG İLE BEYİN TÜMÖRLERİ TANISINDA KULLANILAN SPİN YANKI GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ İÇİN UYGUN PARAMETRELERİN SEÇİMİNİN ARAŞTIRILMASI

YALDA ZEKRİ

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Prof. Dr. Ali YAMAN

Günümüzde kullanılan en yaygın görüntüleme tekniklerinden biri olan Manyetik Rezonans Görüntüleme uygun parametrelerin seçilmesi görüntü kontrastı ve normal dokuda olan değişimlerin fark edilmesi bakımından son derece önem arz etmektedir. Beyindeki patolojik süreçlerin çoğunda ve özellikle tümörler söz konusu olduğunda bu bölgede sıvı içeriğinin giderek arttığı bilinmektedir. Sıvılar T2 ağırlıklı görüntülerde yüksek sinyal şiddetine sahip oldukları için T2 ağırlıklı MR görüntülerinde diğer MR görüntülerine göre daha parlaktır ve kolaylıkla tanımlanabilir. T2 ağırlıklı görüntüler için spin yankı ve hızlı spin yankı serileri kullanılmaktadır. Spin yankı puls serisi ile 90 derecelik RF pulsunu takip eden 180 derecelik RF pulsuna bir yankı sinyali oluşturulur. 90 derecelik RF puls ile oluşan yankı arasındaki süreye yankı zamanı (TE) denir. 90 derecelik RF pulsuna bir sonraki 90 derecelik RF pulsuna arasındaki zamana, tekrarlama zamanı (TR) denilir. Hızlı spin yankı serisi, tek bir yankı sinyali ile sınırlı değildir. Başlangıçtaki 90° RF pulstan sonra belli sayıda 180° RF pulsları uygulanır. Spin yankı ve hızlı spin yankı serisinde T2 ağırlıklı görüntüleri elde etmek için uzun TE ve uzun TR zamanları seçilir. Yapmış olduğumuz bu çalışmada 20 tümör şüpheli hastanın farklı üç spin yankı zamanı ile T2 ağırlıklı aksiyal MR görüntüleri alınmıştır. Aynı zamanda spin yankı ve hızlı spin yankı serisinde lezyonların diğer dokulara göre daha belirgin hale gelmesi için T2 ağırlıklı etkisi incelenmiştir. Siemens ve GE ile alınan görüntülerde TE

zamanı 50-140 ms arasında değiştirilmiştir. Üç farklı TE zamanı kullanılarak T2 ağırlıklı MR görüntüleri alınmıştır. MR görüntülerinde normal protokolde kullanılan TE orta değerde iken bundan daha kısa ve uzun TE zamanları kullanılmıştır. Sonuç olarak farklı olgular dikkate alındığında, hazır protokole göre daha büyük TE zamanları ile elde edilen görüntülerin, hazır protokoldeki görüntülere göre daha iyi kontrast oluşturduğu gözlenmiştir. Özellikle tümör şüpheli hastalarda hazır protokole ek olarak uzun TE değeri ile alınan T2 ağırlıklı MR görüntüsünün tümör oluşumunu teşhis etmek bakımından yararlı olacağı görülmüştür.



2017, 120 sayfa

Anahtar Kelimeler: Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), Ters Fourier Dönüşümü (IFT), Tekrarlama Zamanı (TR), Yankı Zamanı (TE), Puls Serileri, Spin Yankı, T1, T2

ABSTRACT

Master Thesis

INVESTIGATION OF THE SELECTION OF APPROPRIATE PARAMETERS ON SPIN ECHO IMAGING TECHNIQUES USED FOR DIAGNOSIS OF BRAIN TUMORS WITH MRI

YALDA ZEKRI

Ankara University Institute of Nuclear Sciences

Department of Medical Physics

Health Physics Master Program

Supervisor: Prof. Dr. Ali YAMAN

Nowdays one of the most common used imaging technics is magnetic resonance imaging wich is very important for choosing the right parameter and understanding changes in normal tissues .In the most of pathologic processes in the brain, especially in the case of tumors fluid content in this region is increasing. The fluid in T2 weighted imaging has high signal intensity, for this reason T2 weighted MR imagings are more bright and definable easily according to other MR imagings. For T2 weighted images, spin echo and fast spin echo sequences are used. An echo signal is generated with a 180-degree RF pulse followed by a 90-degree RF pulse with the spin echo pulse series. The time between the generated echo and 90 degree RF pulse is called the echo time (TE). The time between the 90 degree RF pulse and the next 90 degree RF pulse is called the repetition time (TR). The fast spin echo series is not limited to a single echo signal. After the initial 90 degree RF pulse, a certain number of 180 degrees RF pulses are applied. In spin echo and fast spin echo series to get T2 weighted imaging, long TE and long TR times are selected. In this work that we have done, 20 tumor suspicious patient's MR images taken in three diffrenet spin echo times with T2 waighted axial. At the same time, T2 weighted effect was investigated in order to make the lesions more prominent in the spin echo and fast spin echo series than other tissues. In images which taken with Siemens and GE, the TE time was changed between 50-140 ms. T2 weighted MR images were taken in three different TE times. In the MR images, while the TE was

used in the normal protocol, the shorter and longer TE times were taken. As a result, when different cases are taken into consideration, it is observed that the images obtained with larger TE times have better contrast than the images in the ready protocol. Especially in tumor patients suspected when long TE value in T2 weighted MR imaging is added to ready protocol, it is useful for diagnosing the tumor.



2017, 120 pages

Key Words: Magnetic Resonance Imaging (MRI), Inverse Fourier Transform (IFT), Repetition Time (TR), Echo Time (TE), Pulse Sequences, Spin Echo, T1, T2

TEŞEKKÜR

Tez çalıőmam boyunca bilgi ve tecrübelerini, benden esirgemeyen, önüme çıkan deneysel aksiliklerde daima beni cesaretlendiren, birlikte çalıőmaktan ve öğrencisi olmaktan gurur duyduğum danışman hocam Sayın Prof. Dr. Ali Yaman'a ve Eő Danışman hocam Prof. Dr. Niyazi MERİÇ'e, deneysel çalıőmalarım sırasında verdiği destekten dolayı Prof. Dr. İlhan ERDEN ve Doç. Dr. Elif PEKER'e ve tez sürecinde sunduğu desteklerden dolayı Sn. Navid Yakhdansaz'a ve bu çalıőmalarım sürecinde beni yalnız bırakmayan sevgili arkadaşlarım Ayda Nasib ve Hacer Daőgın'a teşekkürlerimi sunuyorum.

Çok sevgili eőim Amir Shams ve tüm hayatım boyunca her zaman yanımda olan, maddi ve manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan aileme özellikle anneme minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Yalda ZEKİRİ

Ankara, 2017

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	ii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLERİN DİZİNİ	xi
ÇİZELGELERİN DİZİNİ.....	xvii
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	2
2.1 MR Görüntülemeye Giriş.....	2
2.1.1 Boltzmann istatistiği	2
2.1.2 Manyetik dipol momentini.....	4
2.1.3 Manyetik dipol momentine etkiyen tork.....	5
2.1.4 Larmor frekansı	6
2.1.5 Bloch denklemleri	8
2.1.6 T2 ve T1 durulma süreçleri.....	12
2.1.7 T2* durulması	17
2.1.8 Serbest indüksiyon bozunumu (FID)	17
2.2 Manyetik Rezonans Görüntüleme Sistemi ve Bileşenleri.....	19
2.2.1 Magnet.....	19
2.2.2 Gradyent bobinleri.....	21
2.2.3 Radyo frekans sistemi	25
2.3 MR Görüntüsü Oluşturma.....	27
2.3.1 Dilim seçme	27
2.3.2 Faz kodlama.....	33
2.3.3 Frekans kodlama.....	39
2.4 MR Görüntüsü Oluşturma.....	42
2.4.1 MR sinyali	42
2.4.2 Fourier dönüşümü.....	47
2.4.3 K-uzayı	49
2.4.3.1 Görüş alanı (field of view, FOV)ve çözünürlük (resolution).....	54
2.5 MR Görüntülemeye Kullanılan Puls Serileri	57
2.5.1 Gradyent yankı.....	57
2.5.1.1 Çift veya çok yankılı gradyent yankı.....	60
2.5.1.2 Bozma işlemi	63
2.5.2 Spin yankı (Spin Echo, SE)	65
2.5.2.1 Spin yankı serisi ile k-uzayın doldurulması.....	69
2.5.3 Hızlı spin yankı.....	70
2.5.4 Ters çevirme geri kazanma puls serisi	72
2.5.4.1 STIR	74
2.5.4.2 FLAIR	75
2.6 Görüntü Kontrasti	76
2.6.1 T1 kontrastı	77
2.6.2 T2 kontrastı	79
2.6.3 Proton yoğunluğu ağırlıklandırma.....	80
2.7 Beyindeki Dokuların T2 Özellikleri	81
2.7.1 Beyinde bulunan üç farklı dokunun incelenmesi	84

3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	87
3.1 Materyal	87
3.2 Yöntem	87
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	89
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	110
5.1 Literatür Özeti.....	110
5.2 Sonuç	111
KAYNAKLAR	113
EK-1 HASTALARDAN/GÖNÜLLÜLERDEN BİLGİLENDİRİLMİŞ	
GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	117
GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	119
ÖZGEÇMİŞ.....	120



SİMGELER VE KISALTMALAR

MR	Manyetik Rezonans
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
RF	Radyo Frekans
B_0	Durgun Manyetik Alan
M_0	Boyuna Mıknatıslanma Vektörü
K	Boltzmann Statistiği
T	Sıcaklık
J	Açısal Momentum
μ	Manyetik Dipol Momenti
γ	Jiromanyetik Oranı
I	Akım
E	Elektron
A	Alan
T	Tork
ω_0	Larmor frekans
FID	Serbest İndüksiyon Bozunumu
NMR	Nükleer Manyetik Rezonan
M_z	Boyuna Mıknatıslanma
M_{xy}	Enine Mıknatıslanma
NBTI	Niyobyum-Titanyum
S	Sinyal
FEG	Frekans Kodlama Gradyent
PEG	Faz Kodlama Gradyent
EMK	Elektromotor Kuvvet

ρ	Yoğunluk
FT	Fourier Dönüşüm
FOV	Görüş Alanı
N_x	X Yönündeki Piksel Sayısı
N_y	Y Yönündeki Piksel Sayısı
GRE	Gradyent Yankı
CSF	Beyin-omurilik sıvı
α	Flip Açısı
SE	Spin Yankı
SNR	Sinyal Gürültü Oranı
FSE	Hızlı Spin Yankı
ETL	Yankı Tren Uzunluğu
TE_{eff}	Etkin Yankı Zamanı
ESP	Yankı Aralığı
CNR	Kontrast Gürültü Oranı
TI	Ters Zaman
ϕ	Faz Değişim Büyüklüğü
$\Delta\omega$	Bant Genişliği

ŞEKİLLERİN DİZİNİ

Şekil 1.1 Protonların manyetik alanda davranışları	1
Şekil 2.1 (a) RF pulsu uygulamadan önce (b) düşük ve yüksek enerji seviyesindeki protonların sayısını eşitlemek için RF pulsu uygulanması	3
Şekil 2.2 Manyetik alan içindeki spinlerin seviyeleri arasındaki enerji farkı	3
Şekil 2.3 r yarıçaplı bir dairesel yörüngede dolaşan yüklü bir parçacığın açısal momentumu	4
Şekil 2.4 (A) Manyetik dipol momentine manyetik alandan dolayı etkileyen tork	6
Şekil 2.5 Dış manyetik alanda bir Spinin Manyetik momenti	6
Şekil 2.6 Larmor frekansı ile dış manyetik alan etrafında dönen mıknatıslanma vektörü	8
Şekil 2.7 Mıknatıslanma durgun manyetik alan etrafında döner	9
Şekil 2.8 Enine mıknatıslanmanın bozulma eğrisi	11
Şekil 2.9 Boyuna mıknatıslanmanın geri kazanma eğrisi	11
Şekil 2.10 T1 zamanında, boyuna mıknatıslanma (M_z) son değerinin (M_0), %63'üne geri dönmüştür	12
Şekil 2.11 Spinler denge değerine geri dönerken çevrelerindeki dokuya enerji aktarırlar	13
Şekil 2.12 RF puls sonrasında, boyuna mıknatıslanma vektörü x-y düzlemine çevrilmiş oluyor	13
Şekil 2.13 RF kesildiğinde boyuna bileşeni geri kazanılırken, enine mıknatıslanma vektörü bozulmaya başlar	14
Şekil 2.14 T1 zaman sabiti ile boyuna mıknatıslanmanın geri kazanımı	14
Şekil 2.15 Mıknatıslanmanın xy bileşeni (M_{xy}) ve T2 kaybını gösteren diyagram	15
Şekil 2.16 T2 süresi, enine mıknatıslanma başlangıç değerinin %37'ye kadar düşmesi için geçen süredir	15
Şekil 2.17 Boyuna mıknatıslanma geri kazanımı ve enine mıknatıslanma bozunması aynı anda ortaya çıkar ama birbirinden bağımsızdırlar	16
Şekil 2.18 180° RF pulsu uygulandıktan sonra M_z 'nin M_0 'a geri dönüşü	16
Şekil 2.19 T2 ve T2* 'ın değişimi, T2* her zaman T2'den küçüktür	17
Şekil 2.20 RF alanı kapalıyken, larmor frekansında M'nin her bir dönmesi ile bobinde alternatif akım üretilir	18
Şekil 2.21 (a) Mıknatıslanmanın enine bileşenleri Larmor frekansında salınım hareketi yapar ve sinyal T2* olarak tanımlanan işlem ile azalır (b) Gözlenen mr sinyali sabit genlikte bir dalga değildir, zamanla üstel olarak azalır	18
Şekil 2.22 (a) Açık MR (b) kapalı MR	19
Şekil 2.23 süper iletken magnoste bir ısıtıcı devre, R direncinde sonlu direnci geliştirmek için açıktır. Bir kez akım akmaya başlar, ısıtıcı kapatılır ve R direnci sıfıra düşer ve akımın süperiletken döngü içinde sonsuza kadar devam etmesine izin verir ...	20
Şekil 2.24 Tipik dirençli magnetler tarafından üretilen manyetik alan	21
Şekil 2.25 Bazı gradyent bobinleri a) ayrı tellerden oluşan ve b) parmak izi biçimindeki gradyent bobini	22
Şekil 2.26 Değişmeyen manyetik alan + gradyent alan = toplam alan	22
Şekil 2.27 Gradyent bobinler, durgun alana bir ucunda eklenir ve diğer ucunda da azalır	23

Şekil 2.28 Z yönündeki gradyent Maxwell bobin kavramına dayanır ve zıt yönlerde akım taşıyan iki halkadan oluşur. Gradyent alan ortada sıfırdır fakat z eksenini yönünde artar.....	24
Şekil 2.29 Golay bobini, x veya y eksenini boyunca Bz'de çizgisel alan gradyenti üretir	24
Şekil 2.30 RF bobinleri vücut, kafa ve yüzey olmak üzere üç türdür	25
Şekil 2.31 İki dik bobin (kuadratüre bobinleri) 90 derecelik faz kayması ile aynı sinyali algılar	26
Şekil 2.32 Sinyal sadece uyarılan dilimden elde edilir	28
Şekil 2.33 Z yönünde uygulanan Gz gradyenti ile Δz diliminin seçimi.....	28
Şekil 2.34 Bir RF pulsu ve onun Fourier dönüşümü. RF pulsu $\Delta\omega$ genişliğinde bir frekans bandını, ω_0 etrafında uyarır.....	29
Şekil 2.35 Manyetik alan şiddeti merkezde 1.5 T, ayaklarda 1.4 T ve kafada 1.6 T. Hastanın ayaklarındaki manyetik alan şiddeti kafasına göre daha düşüktür.....	29
Şekil 2.36 Belirlenen dilim kalınlığı ve konumunda alan şiddeti ve Larmor frekansı arasındaki ilişki	30
Şekil 2.37 Geniş ve dar dalgaları ve bu dalgaların Fourier dönüşümleri ile karşılaştırılmaları (b) Verilen zaman aralığında dar dalganın Fourier dönüşümü daha geniştir.....	31
Şekil 2.38 z-yönünde uygulanan manyetik alan gradyenti dilimden dilime rezonans frekanslarının birkaç bin Hz farklılaşmasına da neden olmaktadır.....	32
Şekil 2.39 Dilim kalınlığını azaltmak için, ya (a) dar bir bant genişliği veya (b) dik eğim kullanılır	32
Şekil 2.40 Manyetik alan şiddeti veya RF dalgasının frekans bant genişliğinin değişmesi, dilim kalınlığının değiştiğini gösterir.....	33
Şekil 2.41 Faz ve frekans kodlama gradyent uygulamadan önce tüm vokseller aynı faz ve frekansa sahiptirler.	33
Şekil 2.42 Faz kodlama gradyenti uyguladıktan sonra satırlar arasında oluşan faz farkı	34
Şekil 2.23 Y eksenini boyunca faz kodlama gradyenti belirli bir süre uygulanır	34
Şekil 2.44 Uygulanan tek faz kodlama gradyenti	36
Şekil 2.45 0. Basamak ile 1. Basamak arasında oluşan faz farkı	37
Şekil 2.46 (a) 0.basamakta A ve B den gelen toplam sinyal (b) 1.basamakta A ve B den gelen toplam sinyal.....	37
Şekil 2.47 Frekans ve faz kodlama yönü ile belirlenmiş olan beyin görüntüsünün merkezinde 2×3 piksel dizisi	38
Şekil 2.48 Okuma işlemi. Dilim seçiminden sonra, seçilen dilimdeki protonlar aynı frekansta presesyon yapar. Sinyalin kayıt edilmesi sırasında, sinyali üreten protonların frekanslarında bir değişime neden olan bir gradyent (Gx) uygulanır. Denk. 2.58'e göre her protonun dönme frekansı o protonun konumuna (x_i) bağlıdır	39
Şekil 2.49 Yatay (x) eksen boyunca uygulanan bir doğrusal olarak artan frekans kodlama gradyenti. A, B ve C pikselleri aynı ve düşük frekansta. D, E ve F aynı ve yüksek frekanstadır	40
Şekil 2.50 X eksenini boyunca frekans kodlama gradyenti sinyal kayıt edilirken uygulanır.....	41
Şekil 2.51 X-yönünde uygulanan frekans kodlama gradyenti ile her voksel benzersiz bir faz ve frekansa sahip olur	41

Şekil 2.52 (a) RF puls uygulamadan önce boyuna mıknatıslanma durumu (b) RF pulsü sonrasında, mıknatıslanma vektörü x-y düzlemine çevrilmiştir. (c) belirli bir süre sonra, M_z zamanla artar (eski haline döner), M_{xy} faz dışı olması nedeniyle giderek azalır.....	42
Şekil 2.53 Manyetik alan değişimi ile orantılı olarak bobinde bir voltaj oluşur ve indüklenen akım uygulanan alana zıttır	43
Şekil 2.54 MR sinyalinin karesel algılaması.....	43
Şekil 2.55 MR sinyalinin gerçek ve sanal bileşenleri ile temsili	44
Şekil 2.56 İki halkadan ve birden fazla basamaktan oluşan çift kondansatörlü (mavi noktalar) kuş kafesi bobin tasarımı	45
Şekil 2.57 Sadece uyarılan düzlemden sinyal alınır.....	45
Şekil 2.58 a) Lab çerçevesinde elde edilen MR sinyali b) Demodüle edilmiş olan MR sinyali	46
Şekil 2.59 Bir uyarım pulsunun ardından mıknatıslanmanın serbest indüksiyon bozunumu (FID). Enine mıknatıslanma Larmor frekansında döner ve zaman ilerledikçe karakteristik zaman sabiti T_2^* ile azalır	48
Şekil 2.60 Elde edilen her sinyal K-uzayında bir satıra karşılık gelir.....	50
Şekil 2.61 (a) k-uzayında MR sinyalinden doğrudan elde edilen veri noktaları (b) k-uzayında iki boyutlu ters Fourier dönüşümünden oluşan görüntü.....	51
Şekil 2.62 (a) uygulanan tek faz kodlama gradyenti (b) uygulanan birden fazla faz kodlama gradyenti.....	52
Şekil 2.63 MR sinyali elde edilirken uygulanan frekans kodlama gradyenti	53
Şekil 2.64 k-uzayında her bir noktanın görüntüdeki her noktaya katkısı vardır.....	53
Şekil 2.65 k-uzayındaki sinyal ve çözünürlük bilgisi (a) sadece k uzayın ortasından gelen veriler kullanılmış (b) k uzayının kenarından gelen veriler kullanılmış	54
Şekil 2.66 Görüş alanı (FOV) ile Δw piksel genişliği arasındaki ilişki	55
Şekil 2.67 $k_{FOV}=N/FOV=1/\Delta w$ uyarınca tam çözünürlük için her piksel başına bir faz döngüsü gerekir	55
Şekil 2.68 Veri örneklerinin aralığı ve görüntünün görüş alanı arasındaki ters ilişki.....	56
Şekil 2.69 k_{mak} ile çözünürlüğün değişimi	57
Şekil 2.70 Gradyent yankı serisi	58
Şekil 2.71 Eğme açısı	58
Şekil 2.72 Gradyent yankı serisi	59
Şekil 2.73 (a) gradyent yankı serisi ve (b) k-uzay gösterimi	60
Şekil 2.74 Bir çoklu yankı gradyent yankı dizisi. Pozitif ve negatif gradyent lobların ilk yarısı sinyali tekrar aynı faza getirir (Af) ve ikinci yarım loblar ise sinyalin faz dışı olmasına neden olur (Fd). Oluşan her yankı bir önceki yankıdan küçüktür	61
Şekil 2.75 (a) Aynı fazlı olan gradyent yankı görüntüsü, $TE=4.4ms$ (b) faz farkı olan gradyent yankı görüntüsü, $TE=2.2ms$	61
Şekil 2.76 1,5T'da yağ ile su arasındaki faz değişimi	62
Şekil 2.77 Çoklu-yankı MERGE C-omurga görüntüsü	62
Şekil 2.78 (a) Gradyent yankı serisi için basitleştirilmiş puls zamanlama taslağı (b) Gradyent ile bozma ve RF ile bozmanın her ikisi de kullanılarak gösterilmiştir	64
Şekil 2.79 (a) T_1 ağırlıklı bozulmuş gradyent yankı. Kısa TR (<10ms), kısa TE (<5ms), büyük Eğme açısı (30-50°) (b) T_2^* ağırlıklı bozulmuş gradyent yankı. Uzun TR (>300ms), nispeten uzun TE(<20-50ms), küçük Eğme açısı (5° -15°).....	64
Şekil 2.80 Uygun Eğme açısında iki doku arasındaki kontrast.....	65
Şekil 2.81 Spin yankı serisi.....	66
Şekil 2.82 Spin yankı serisinde TR ve TE parametreleri ve k-uzayında doldurulması ..	66

Şekil 2.83 T2 ağırlıklı görüntüler de uzun TR ve uzun TE kullanılır	67
Şekil 2.84 T1 ağırlıklı görüntülerde kısa TR ve kısa TE kullanılır	68
Şekil 2.85 Spin ağırlıklı görüntülerde uzun TR ve kısa TE seçilir	68
Şekil 2.86 Spin yankı serisi ile k-uzayın doldurulması.....	69
Şekil 2.87 Hızlı spin yankı puls serisi.....	70
Şekil 2.88 Hızlı spin yankıda ETL, TE_{eff} , ESP parametrelerin gösterimi.....	71
Şekil 2.89 Ters çevirme geri kazanma puls serisinde kullanılan TI, TE ve TR zamanları	72
Şekil 2.90 Ters çevirme geri kazanma serisinde geri kazanma eğrisi.....	73
Şekil 2.91 180 derece pulsu sonrası farklı dokuların boyuna mıknatıslamalarının yeniden büyümesi.....	74
Şekil 2.92 (a)TE 30 ms ile alınmış STIR görüntüsü, kısa TE'den dolayı T2 kontrastı azalır (b) TE 90 ms ile alınmış STIR görüntüsü, büyük TE ile dokuların T2 kontrastı artar	75
Şekil 2.93 Sıvı baskılama ters çevirme geri kazanma (FLAIR) eğrisi.....	75
Şekil 2.94 (a) T2 FLAIR, CSF siyah ama sıvı parlak gözüktür (b) T1 FLAIR, CSF ve sıvı siyah gözüktür ve sıvı çok iyi ayırt edilemez (c) T1 spin yankıda sıvı görüntüde çok iyi ayırt edilemez (Hajnal et al 1992).....	76
Şekil 2.95 (a) T2 ağırlıklı görüntülerde beyaz cevher orta sinyal verdiği için görüntüde koyu gri renkte gözüktür (b) kemik düşük sinyal verdiği için görüntüde siyah gözüktür (c) CSF yüksek sinyal verdiği için görüntüde parlak gözüktür.....	76
Şekil 2.96 CSF ve yağın B_0 ile aynı hizaya gelirken boyuna mıknatıslanma vektörlerinin arasındaki fark.....	77
Şekil 2.97 T1 ağırlıklı görüntülerde yağ parlak ce CSF koyu renkte gözüktür	78
Şekil 2.98 T1 ağırlıklı görüntüleme için TR ve T1 arasındaki ilişki	79
Şekil 2.99 T2 ağırlıklı görüntülerde CSF parlak ve yağ koyu renkte görünür.....	79
Şekil 2.100 T2 ağırlıklı görüntülerde TE ve T2 arasındaki ilişki	80
Şekil 2.101 Uzun TR ve kısa TE ile Proton yoğunluğu görüntüsü.....	81
Şekil 2.102 Yağ, su ve katı dokunun T2 bozunma eğrileri.....	83
Şekil 2.103 (a) Spin yankı serisi ile çeşitli TE zamanında ve TR=1500 ms de elde edilen beyin görüntüleri (b) Beyin dokuları için sinyal şiddeti TE'ye göre çizilmiştir.....	84
Şekil 2.104 CSF, beyaz cevher ve gri cevherin T2 bozunma eğrileri.....	85
Şekil 2.105 CSF, beyaz cevher, gri cevher ve patolojik lezyonun T2 bozunma eğrileri	86
Şekil 2.106 Sol tarafta çevredeki ödem ile beyin tümörü gösterilmiştir. Hem tümör hem de ödem T2 ağırlıklı görüntülerde yüksek sinyal şiddetine sahiptir. ...	86
Şekil 4.1 64 yaşında tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanında alınan (a) TE=57 ms (b) TE=105 ms ve (c) TE=143 ms aksiyal MR görüntüleri	89
Şekil 4.2 23 yaşında olan tümör şüpheli kadın hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanında alınan (a) TE=80 ms (b) TE=101 ms (c) TE=121 ms, aksiyal MR görüntüleri	90
Şekil 4.3 95 yaşında olan tümör şüpheli kadın hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanında alınan (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms (c) TE=141 ms aksiyal MR görüntüleri	91
Şekil 4.4 72 yaşında olan tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms, aksiyal	

MR görüntüleri.....	92
Şekil 4.5 36 yaşında olan tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms (c) TE=141 ms aksiyal MR görüntüleri	93
Şekil 4.6 42 yaşında olan tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile alınan farklı TE zamanlarında (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms (c) TE=141 ms aksiyal MR görüntüleri	94
Şekil 4.7 34 yaşında olan tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile alınan farklı TE zamanlarında (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms (c) TE=141 ms aksiyal MR görüntüleri	95
Şekil 4.8 57 yaşında olan tümör şüpheli kadın hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms (c) TE=141 ms aksiyal MR görüntüleri	96
Şekil 4.9 59 yaşında olan tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms (c) TE=141 ms aksiyal MR görüntüleri	97
Şekil 4.10 69 yaşında olan tümör şüpheli kadın hastadan, T2 ağırlıklı turbo spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a)TE=76 ms, (b)TE=105 ms (c)TE=134 ms aksiyel MR görüntüleri	98
Şekil 4.11 55 yaşında olan tümör şüpheli kadın hastadan, T2 ağırlıklı turbo spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a)TE=60 ms, (b)TE=101 ms (c)TE=141 ms aksiyel MR görüntüleri	99
Şekil 4.12 61 yaşında olan tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı turbo spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a)TE=57 ms, (b)TE=105 ms (c)TE=143 ms aksiyal MR görüntüleri	100
Şekil 4.13 49 yaşında tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı turbo spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a)TE=67 ms, (b)TE=105 ms (c)TE=143 ms aksiyal MR görüntüleri	101
Şekil 4.14 67 yaşında tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile farklı iki TE zamanında alınan (a) TE=62 ms ve (b) TE=120 ms aksiyal MR görüntüleri	102
Şekil 4.15 29 yaşında tümör şüpheli olan bir kadın hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile iki farklı TE zamanlarında alınan (a)TE=55 ms, (b)TE=120 ms aksiyal MR görüntüleri	103
Şekil 4.16 23 yaşında tümör şüpheli olan bir erkek hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a)TE=62 ms, (b)TE=95 ms (c)TE=129 ms aksiyal MR görüntüleri	104
Şekil 4.17 64 yaşında tümör şüpheli olan bir erkek hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile farklı iki TE zamanında alınan (a)TE=62 ms, (b)TE=120 ms aksiyal MR görüntüleri	105
Şekil 4.18 76 yaşında tümör şüpheli olan bir kadın hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a)TE=50.14 ms, (b)TE=94.72 ms (c)TE=128.15 ms aksiyal MR görüntüleri.....	106
Şekil 4.19 68 yaşında tümör şüpheli olan bir erkek hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a)TE=55 ms (b)TE=95 ms (c)TE=120.15 ms aksiyal MR görüntüleri	107
Şekil 4.20 68 yaşında tümör şüpheli olan bir kadın hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile farklı iki TE zamanında alınan (a)TE=62 ms,	

(b)TE =120 ms aksiyal MR görüntüleri	108
Şekil 4.21 Benzer TE ile spin yankı (SE) ve hızlı spin yankı (FSE) için temsili resimler. (a) spin yankı serisi ile TR=1500 ms, TE=120 ms ve tarama süresi 4 dakika da elde edilen görüntü (b) hızlı spin yankı serisi ile TR=2735 ms, TE=102 ms, ETL=5 ve tarama süresi 1 dakika 46 saniye ile elde edilen görüntü. Yağın görünümünde ve tarama zamanlarında oldukça fark gözükür	109



ÇİZELGELER LİSTESİ

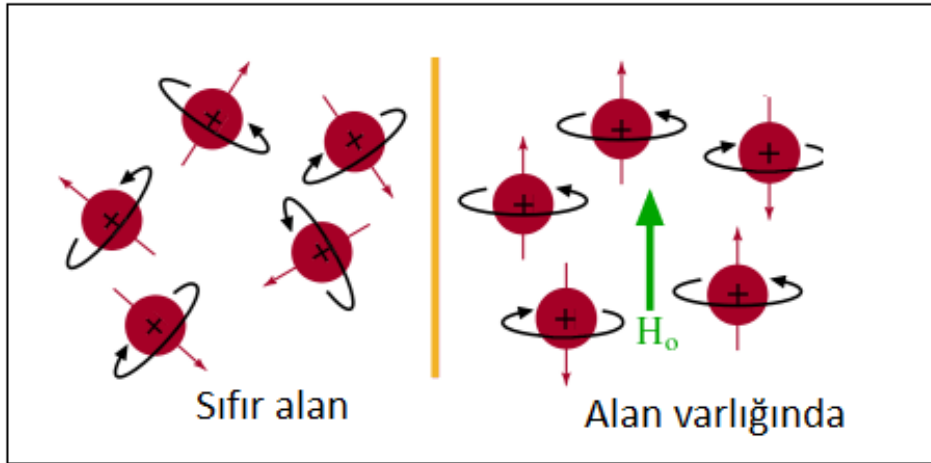
Çizelge 2.1 Gradyent yankı görüntülemenin avantaj ve dezavantajları.....	65
Çizelge 2.2 Spin yankı serisinin avantaj ve dezavantajları	69
Çizelge 2.3 Farklı üreticiler tarafından spin yankı serileri için kullanılan terimler	69
Çizelge 2.4 Farklı üreticiler tarafından hızlı spin yankı serisi için kullanılan terimler...	72
Çizelge 3.1 tümör şüpheli hastaların MR görüntüleri	88



1. GİRİŞ

Bu tez çalışmasının amacı manyetik rezonans görüntülemeye sıklıkla kullanılan spin yankı ve hızlı spin yankı serilerini ile tümörlerde daha iyi kontrast veren T2 ağırlıklı görüntülerde uygun parametrelerin seçimi olarak belirlenmiştir. Manyetik rezonans görüntüleme ile ilgili temel bilgiler aşağıda açıklanmıştır.

Spin kuantum sayısı sıfırdan farklı olan çekirdekler bir manyetik alan içine yerleştirildiğinde manyetik alana ya paralel ya da anti paralel olacak biçimde yönelirler. Şekil 1.1'de gösterildiği gibi paralel biçimde yönelenlerin sayısı nispeten fazla olduğundan net bir manyetik moment oluşur. İnsan vücudunda bol miktarda bulunan hidrojen atomunun çekirdeğini oluşturan protonlar manyetik alan vektörü etrafında dönerler. Bu dönüşe presesyon adı verilir. Protonların presesyonlarının frekansı, manyetik alanın gücü ile doğru orantılıdır. Paralel ve antiparalel yönelen protonların enerjileri arasındaki fark dışarıdan bir RF bobini ile sisteme verilirse manyetik rezonans (MR) olayı oluşur. Aynı RF bobini, uyardıktan sonra sistemin tekrar eski duruma dönmesini sinyal olarak kaydetmek için de kullanılır. Elde edilen sinyalin işlenmesi ile görüntünün oluşturulması işlemine Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) denir (Hans 1990, Friedmann *et al* 1989).



Şekil 1.1 Protonların manyetik alanda davranışları

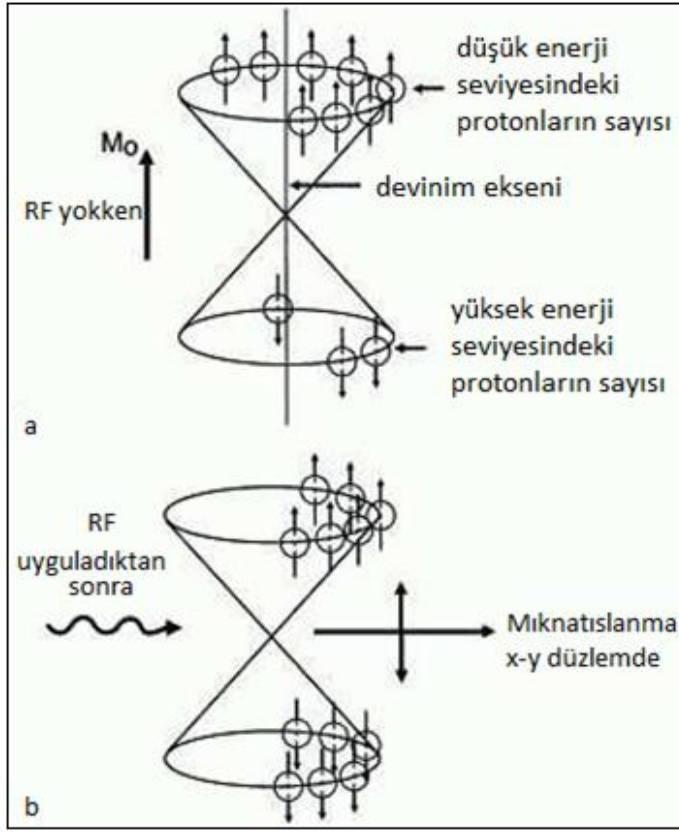
2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 MR Görüntülemeye Giriş

2.1.1 Boltzmann istatistiği

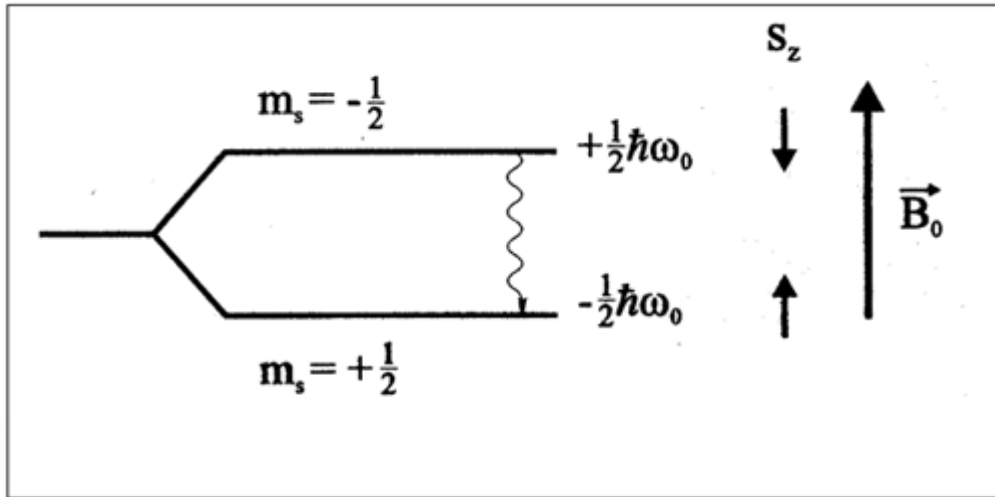
Dış manyetik alan uygulamadan önce rastgele yönelen manyetik momentler herhangi tutarlı bir mıknatıslanma oluşturmazlar. Doku bir manyetik alan içine sokulacak olursa protonlar dönüş yönlerini dış manyetik alan doğrultusunda ya da ona ters yönde yönelecek şekilde değiştirmeye zorlanırlar. Yani dışarıdan uygulanan bu manyetik alana paralel veya antiparalel yönde dizilim gösterirler.

Boltzmann dağılımına göre Şekil 2.1 a'da gösterildiği gibi, protonlar manyetik alan içerisinde yerleştirildikten sonra dış manyetik alanla paralel olan yani düşük enerji seviyesindeki protonların sayısı, dış manyetik alanla ters yönde olan yani yüksek enerji seviyesindeki protonların sayısından fazla olacaktır. RF manyetik alanı ile enerji verilerek, düşük enerji seviyesindeki protonlar, yüksek enerji seviyesine geçebilirler ve böylece her iki seviyedeki protonların sayısı dengelenebilir. Bu durumda ölçülebilir bir boyuna mıknatıslanma vektörü artık yoktur. Buna ek olarak RF pulsu, spinlerin aynı fazda dönmelerine neden olur. Aynı fazda olan her iki seviyedeki protonların vektörel toplamı Şekil 2.1 b'de görüldüğü gibi enine düzlemde uzanır. Bu enine mıknatıslanma Larmor frekansında döner (Horowitz 1989, Kean *et al* 1986).



Şekil 2.1 (a) RF pulsu uygulamadan önce (b) düşük ve yüksek enerji seviyesindeki protonların sayısını eşitlemek için RF pulsu uygulanması

Spini 1/2 olan çekirdek için enerji aralığı Şekil 2.2’de gösterilmiştir.



Şekil 2.2 Manyetik alan içindeki spinlerin seviyeleri arasındaki enerji farkı

Bu iki seviye arasındaki enerji farkı uygulanan dış manyetik alanın şiddeti ile belirlenir:

$$\Delta E = \frac{1}{2}\hbar\omega_0 - \left(-\frac{1}{2}\hbar\omega_0\right) = \hbar\omega_0 = \hbar\gamma\mathbf{B}_0 \quad (2.1)$$

Bu iki enerji seviyesindeki çekirdeklerin sayısı Boltzmann dağılımı ile belirlenir.

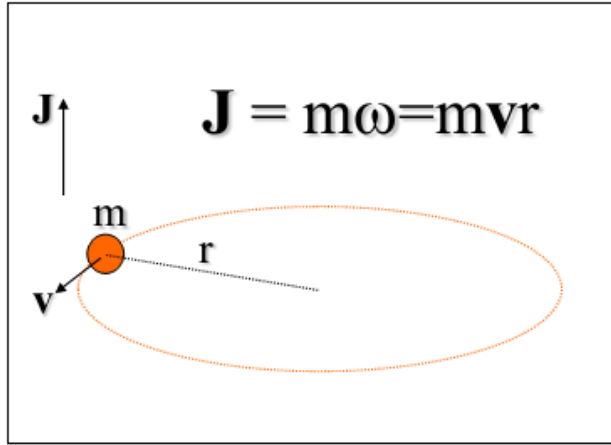
$$\frac{N_+}{N_-} = e^{-\Delta E/kT} \quad (2.2)$$

Burada $k=1.3805 \times 10^{-23}$ J/Kelvin (Boltzmann sabiti), T ise insan vücut sıcaklığıdır ($\cong 300^0\text{K}$).

2.1.2 Manyetik dipol momenti

Klasik olarak q yüklü bir parçacık, v hızıyla ve r yarıçaplı bir çember üzerinde dairesel hareket yapıyorsa açısal momentumu Şekil 2.3'te gösterildiği gibidir ve aşağıdaki denklem ile verilir.

$$\mathbf{J} = m\boldsymbol{\omega} = m\mathbf{v}r = m \frac{2\pi r^2}{T} \quad (2.3)$$



Şekil 2.3 r yarıçaplı bir dairesel yörüngede dolaşan yüklü bir parçacığın açısal momentumu

Bu parçacığın manyetik dipol momenti ise

$$\boldsymbol{\mu} = \gamma\mathbf{J} \quad (2.4)$$

dir. Manyetik dipol momentini akım döngüsüne dik olan bir vektördür. Burada γ jromanyetik oranı olup farklı çekirdekler için değeri farklıdır.

Manyetik moment A alanını çevreleyen bir akım halkası için

$$\boldsymbol{\mu} = \mathbf{i}A \quad (2.5)$$

ile verilir. Örneğin dairesel hareket yapan bir elektron ise i akımı:

$$\mathbf{i} = \frac{e}{t} \quad (2.6)$$

dir. Kesit alanı $A = \pi r^2$ olduğundan manyetik moment:

$$\boldsymbol{\mu} = \frac{e}{T} \pi r^2 \quad (2.7)$$

olarak yazılabilir. $\boldsymbol{\mu} = \gamma \mathbf{j}$ olduğundan denklem 2.3 ile 2.7 karşılaştırıldığında γ_e

$$\gamma_e = e/2m_e \quad (2.8)$$

olarak elde edilir. Hidrojen atomunun çekirdeği olan proton için ise γ_p

$$\gamma_p = e/2m_p = 267,51 \text{ MHz/T} \quad (2.9)$$

$$\gamma_p/2\pi = 42,58 \text{ MHz/T} \quad (2.10)$$

olarak elde edilir (Lufkin 1990, Partain *et al* 1983).

2.1.3 Manyetik dipol momentine etkiyen tork

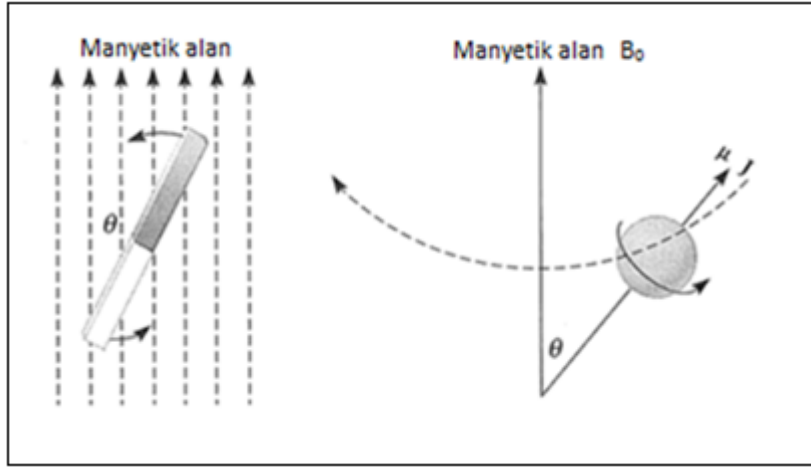
Çekirdeğin açılal momentumundan kaynaklanan bir manyetik moment oluşur, buna çekirdek manyetik dipol momentini denir. Bir dış manyetik alanda, manyetik dipol momentine manyetik alandan dolayı Şekil 2.4'te görüldüğü gibi bir tork etki eder (Runge 1989).

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{\mu} \times \mathbf{B}_0 \quad (2.11)$$

$$\boldsymbol{\tau} = \frac{d\mathbf{J}}{dt} \quad (2.12)$$

$\boldsymbol{\mu} = \gamma\mathbf{J}$ olduğundan

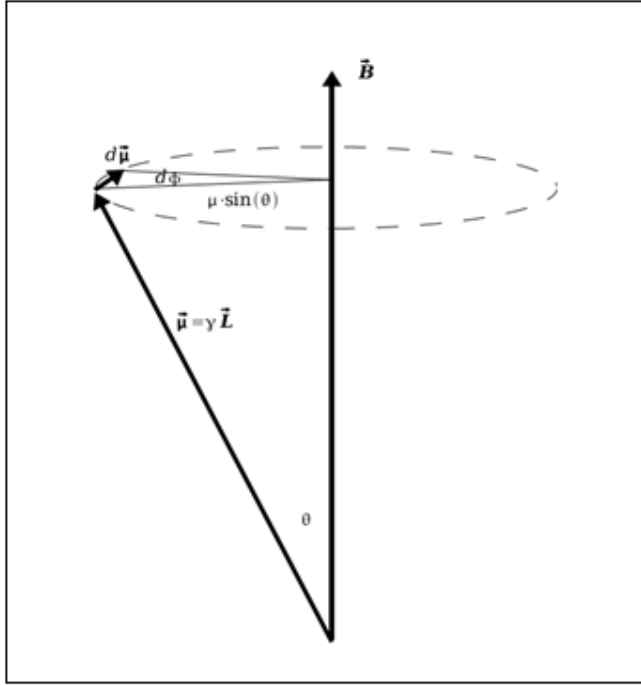
$$\frac{d\boldsymbol{\mu}}{dt} = \gamma(\boldsymbol{\mu} \times \mathbf{B}_0) \quad (2.13)$$



Şekil 2.4 (A) Manyetik dipol momentine manyetik alandan dolayı etkileyen tork

2.1.4 Larmor frekansı

Larmor frekansı Şekil 2.5'te gösterildiği gibi manyetik alan etkisi altında mıknatıslanmanın dönme frekansıdır. Çekirdeğin spin enerjisinin düzeyinde bir değişikliğe neden olacak bir RF sinyalin frekansı Larmor denklemi ile verilir. Bu frekans atomun jromanyetik oranı ve manyetik alan şiddeti ile belirlenir.



Şekil 2.5 Dış manyetik alanda bir Spinin Manyetik momenti

Denk. 1.11 ve 1.12;

$$\tau = \frac{d\mathbf{J}}{dt} = \boldsymbol{\mu} \times \mathbf{B} \text{ ise } d\mathbf{J} = \boldsymbol{\tau} dt = \boldsymbol{\mu} \times \mathbf{B} dt \quad (2.14)$$

dir. Jiromanyetik oranını ($\boldsymbol{\mu} = \boldsymbol{\gamma}\mathbf{J}$) kullanarak

$$d\boldsymbol{\mu} = \boldsymbol{\gamma}(\boldsymbol{\mu} \times \mathbf{B})dt \quad (2.15)$$

elde edilir. Denk. 2.15 matematiksel olarak

$$d\boldsymbol{\mu} = \boldsymbol{\gamma}\boldsymbol{\mu}\mathbf{B}\sin\theta dt \quad (2.16)$$

biçiminde yazılır. Ayrıca $\phi = \boldsymbol{\gamma}\mathbf{B}t$ olduğundan Denk. 2.16

$$d\boldsymbol{\mu} = \boldsymbol{\mu}\sin(\theta) d\phi = \boldsymbol{\gamma}\boldsymbol{\mu}\mathbf{B}\sin(\theta)dt \quad (2.17)$$

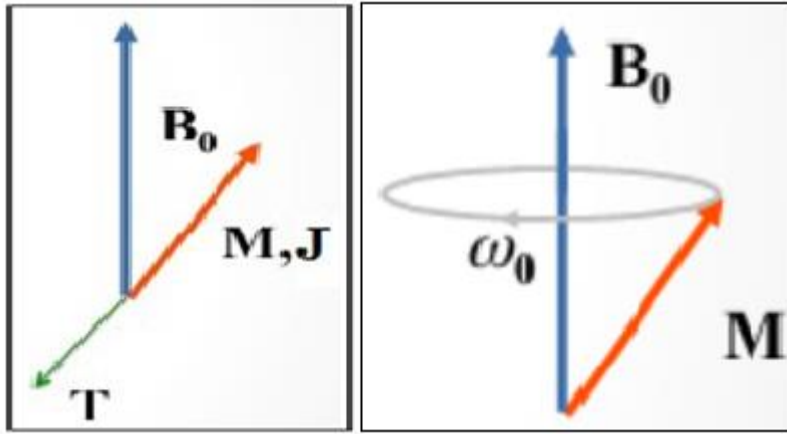
olarak yazılır. Böylece

$$\frac{d\phi}{dt} = \gamma B \quad (2.18)$$

olur. Buradan spinin Larmor frekansı elde edilir.

$$\omega = \frac{d\phi}{dt} = \gamma B \quad (2.19)$$

Toplam manyetik momentin (mıknatıslanma) Şekil 2.6'da gösterildiği gibi Larmor frekansı (ω_0) ile dış manyetik alan etrafında döner (Sigal 1988).



Şekil 2.6 Larmor frekansı ile dış manyetik alan etrafında dönen mıknatıslanma vektörü

2.1.5 Bloch denklemleri

Bir numunenin toplam manyetik momentini;

$$\mathbf{M} = \sum_i \mu_i \quad (2.20)$$

olarak verilir. Manyetik alan ile toplam manyetik momentin etkileşimi sistem üzerinde bir tork oluşturur ve bu tork sistemin açısal momentumundaki değişim olarak ifade edilir.

$$\mathbf{T} = \frac{d\mathbf{J}}{dt} = \mathbf{M} \times \mathbf{B} \quad (2.21)$$

dir.

$\mathbf{M} = \gamma \mathbf{J}$ olduğundan toplam manyetik momentin zamanla değişimi;

$$\frac{d\mathbf{M}}{dt} = \gamma \frac{d\mathbf{J}}{dt} = \gamma \mathbf{M} \times \mathbf{B} \quad (2.22)$$

biçiminde bir vektörel çarpımdır ve bu çarpımının açılımı

$$\mathbf{M} \times \mathbf{B} = \begin{vmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ M_x & M_y & M_z \\ B_x & B_y & B_z \end{vmatrix} \quad (2.23)$$

$$= (M_y B_z - M_z B_y)\mathbf{i} + (M_z B_x - M_x B_z)\mathbf{j} + (M_x B_y - M_y B_x)\mathbf{k}$$

dir. Böylece Denk. 2.22 bileşenleri cinsinden

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma(M_y B_z - M_z B_y) \quad (2.24)$$

$$\frac{dM_y}{dt} = \gamma(M_z B_x - M_x B_z) \quad (2.25)$$

$$\frac{dM_z}{dt} = \gamma(M_x B_y - M_y B_x) \quad (2.26)$$

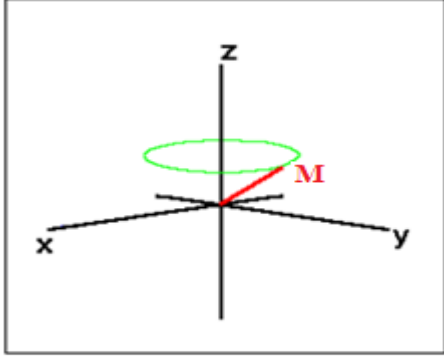
biçiminde ifade edilir. Şekil 2.7’de gösterildiği gibi z-ekseni boyunca bir durgun manyetik alan uygulandığında $B_x = 0$, $B_y = 0$ ve $B_z = B_0$ olur ve mıknatıslanma B_z etrafında döner. Bu durumda yukarıdaki denklemler;

$$\frac{dM_x(t)}{dt} = \gamma M_y(t) B_0 \quad (2.27)$$

$$\frac{dM_y(t)}{dt} = -\gamma M_x(t) B_0 \quad (2.28)$$

$$\frac{dM_z(t)}{dt} = 0 \quad (2.29)$$

olacak şekilde sadeleşir.



Şekil 2.7 Mıknatıslanma durgun manyetik alan etrafında döner

Yukarıdaki denklemlere durulma etkisi eklendiğinde Bloch denklemleri elde edilir. Burada boyuna mıknatıslanma (M_z) ve enine mıknatıslanma (M_x, M_y) farklı zaman oranları ile (T_1 ve T_2) meydana gelir.

T_2 durulması ile enine mıknatıslanma azalarak sıfıra gider ve T_1 durulması ile boyuna mıknatıslanma (M_z), denge değerine (M_0) geri döner. Bu durumda spin çevredeki moleküllere ısı olarak enerji verir. T_1 her zaman T_2 den büyüktür ($T_1 \gg T_2$) ve buda enine mıknatıslanmanın daha hızlı kaybolması anlamına gelir.

Durulma etkisiyle Denk. 2.24 ve 2.25 ve 2.26 aşağıdaki biçimde verilir ve bu denklemler Bloch denklemleri olarak bilinir (Stark *et al* 1988).

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma M_y B_z - \gamma M_z B_y - \frac{M_x}{T_2} \quad (2.30)$$

$$\frac{dM_y}{dt} = \gamma M_z B_x - \gamma M_x B_z - \frac{M_y}{T_2} \quad (2.31)$$

$$\frac{dM_z}{dt} = \gamma M_x B_y - \gamma M_y B_x - \frac{M_z - M_0}{T_1} \quad (2.32)$$

Durgun manyetik alan z-ekseni boyunca uygulandığında ($B_z = B_0, B_x = B_y = 0$) Bloch denklemleri aşağıdaki şekilde yazılır,

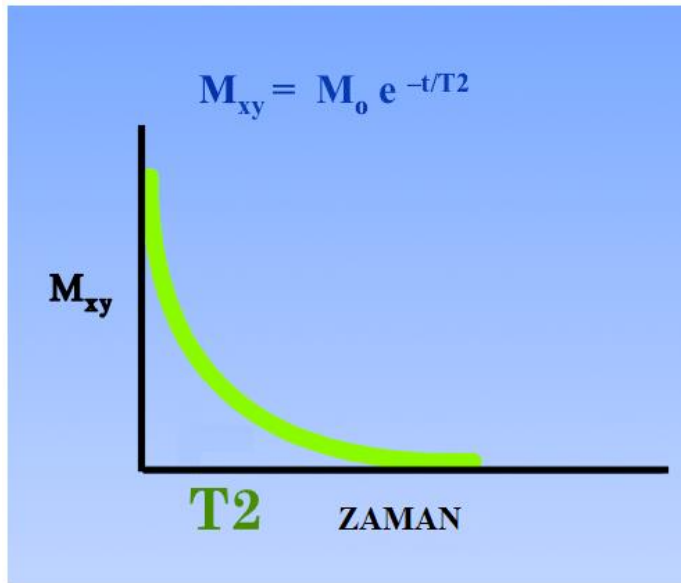
$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma M_y B_0 - \frac{M_x}{T_2} \quad (2.33)$$

$$\frac{dM_y}{dt} = -\gamma M_x B_0 - \frac{M_y}{T_2} \quad (2.34)$$

$$\frac{dM_z}{dt} = -\frac{(M_z - M_0)}{T_1} \quad (2.35)$$

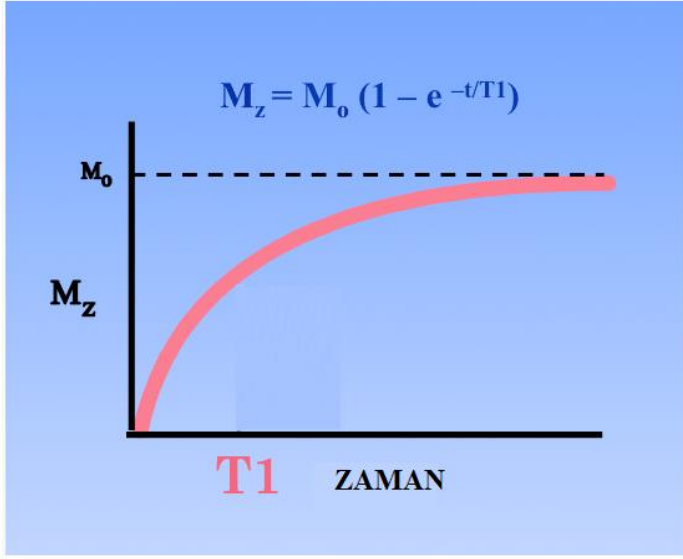
Bu denklemleri çözümlenerek M_{xy} ve M_z elde edilir ve eğrileri Şekil 2.8 ve Şekil 2.9'da gösterilmiştir.

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2} \quad (2.36)$$



Şekil 2.8 Enine mıknatıslanmanın bozulma eğrisi

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (2.37)$$

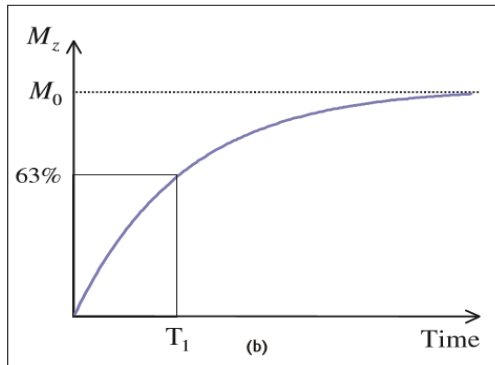


Şekil 2.9 Boyuna mıknatıslanmanın geri kazanma eğrisi

2.1.6 T2 ve T1 durulma süreçleri

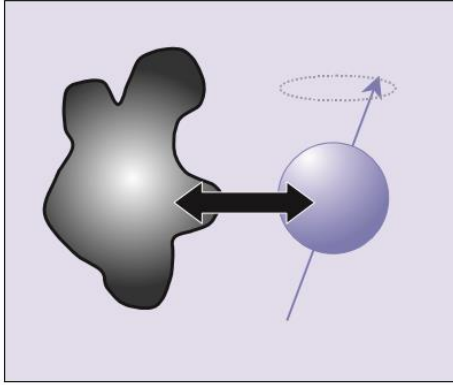
Durulma olayı boyuna ve enine durulma olmak üzere iki şekilde verilir. Boyuna mıknatıslanma (M_z) net mıknatıslanmanın durgun manyetik alan (B_0) yönündeki vektör bileşenidir. RF uyarılarından sonra bu bileşen kendi denge değerine geri döner. Bir uyarı sonrasında, mıknatıslanmanın denge değerine dönmesine boyuna durulma denir. Bu durulmaya özgü süreye T1 durulma zamanı denir.

T1 durulma zamanı boyunca, net mıknatıslanmanın z bileşeni (M_z), B_0 ' a paralel olan başlangıçtaki maksimum değerine (M_0) geri döner. T1, Şekil 2.10'da gösterildiği gibi M_z 'nin denge değerinin %63'üne geri dönmesi için gereken zamanı tanımlar (Young 1984).



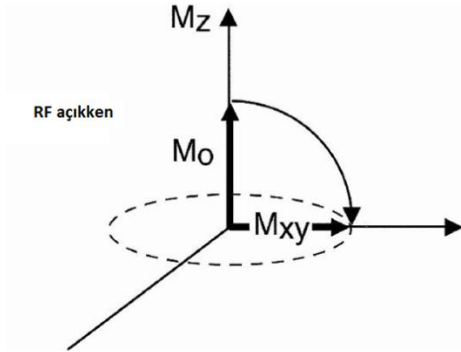
Şekil 2.10 T1 zamanında, boyuna mıknatıslanma (M_z) son değerinin (M_0), %63'üne geri dönmüştür

Bu süre boyunca Şekil 2.11’de gösterildiği gibi spin-örgü (spin-lattice relaxation) durulması meydana gelir ve \vec{M} yeniden B_0 ’a doğru geri döner. \vec{M} ’nin z bileşeninin üstel olarak yeniden büyümesi, örgü olarak bilinen molekülleri çevreleyen doku yapısına bağlıdır. Burada protonlar uyarıldıktan sonra, örgü olarak bilinen çevre dokular ile etkileşerek ısı olarak enerji kaybederler ve eski durumlarına dönerler (Young 1984).



Şekil 2.11 Spinler denge değerine geri dönerken çevrelerindeki dokuya enerji aktarırlar

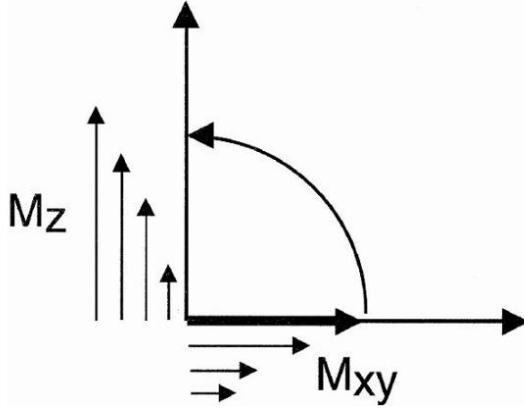
90° RF pulsundan hemen sonra Şekil 2.12’de gösterildiği gibi mıknatıslanma (\vec{M}), x-y düzlemine çevrilir ve artık bütün protonlar z ekseni etrafında aynı fazda dönerler.



Şekil 2.12 RF puls sonrasında, boyuna mıknatıslanma vektörü x-y düzlemine çevrilmiş oluyor

Mıknatıslanma 90° x-y düzlemine döndürüldükten sonra, RF pulsı kapatılır. Şekil 2.13’te gösterildiği gibi RF pulsı kapatıldıktan sonra iki etken ortaya çıkar:

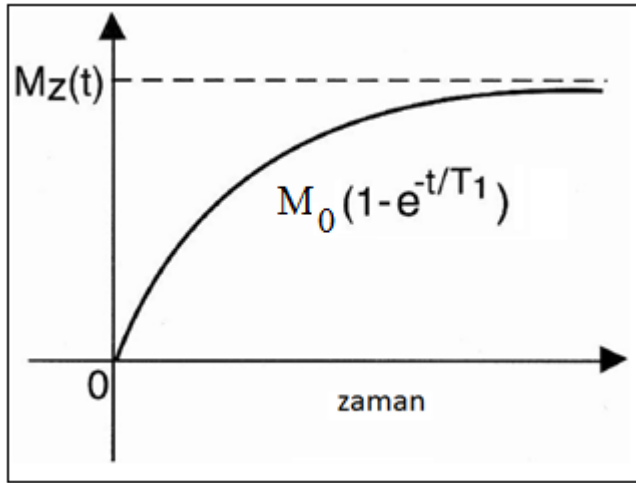
- Spinlerin birbirleri ile faz dışı olmaları nedeniyle mıknatıslanma vektörünün xy bileşeni (M_{xy}) hızla azalır.
- Mıknatıslanma vektörünün z bileşeni (M_z) yavaşça z ekseni boyunca geri kazanılır.



Şekil 2.13 RF kesildiğinde boyuna bileşeni geri kazanılırken, enine mıknatıslanma vektörü bozulmaya başlar

90° RF pulbundan hemen sonra, tüm mıknatıslanma x-y düzlemi içindedir. RF pulsu kapatıldıktan sonra Şekil 2.14'te gösterildiği gibi M_z bileşeni T_1 ile karakterize olan bir oranda Denk. 2.38'de verildiği gibi büyümeye başlar (Young 1984, Stark *et al* 1988).

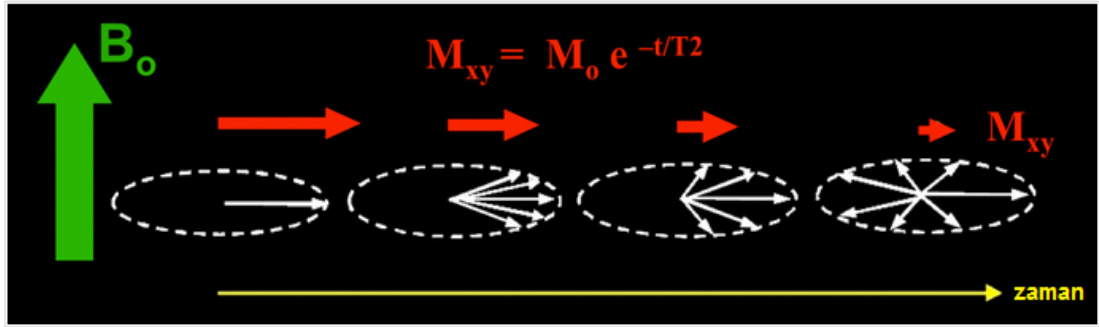
$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (2.38)$$



Şekil 2.14 T_1 zaman sabiti ile boyuna mıknatıslanmanın geri kazanımı

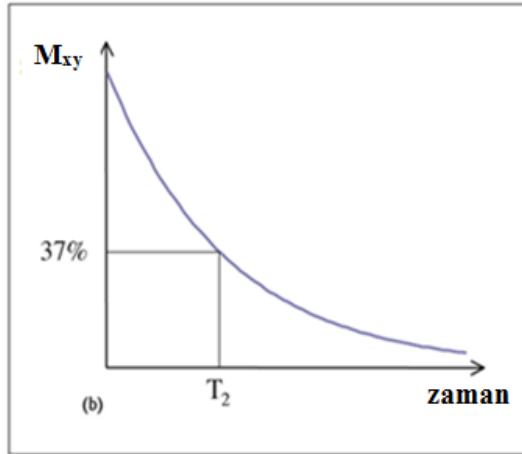
Enine mıknatıslanma (M_{xy}): Enine mıknatıslanma net mıknatıslanma vektörünün dış manyetik alana dik olan, xy bileşenleridir. Z yönünde uygulanan durgun manyetik alan ile net mıknatıslanma (M) oluşur. Enine düzlem boyunca Larmor frekansında uygulanan bir 90° RF pulsu ile M , x-y düzlemine döndürülür. 90° RF pulsu kapatıldıktan sonra Şekil 2.15'te gösterildiği gibi yerel manyetik alanlardaki değişimlerden dolayı mıknatıslanmayı oluşturan spinler faz dışı olmaya başlarlar ve enine mıknatıslanma T_2

zaman sabiti ile üstel azalarak sıfıra gider. Bu olaya serbest indüksiyon bozunumu (Free induction decay, FID) denir. Serbest indüksiyon bozunumu için baskın etken, homojen olmayan manyetik alan ve ikinci etken ise bu spinlerin dokular içinde hareket ederek aralarındaki etkileşmedir. Bu etkileşim spin-spin durulması olarak adlandırılır ve T2 ile karakterize edilir. Başka bir deyişle boyuna mıknatıslanma vektörü geri kazanılırken enine mıknatıslanma vektörü T2 ile karakterize edilen bir oranda azalır (Kak *et al* 1988).



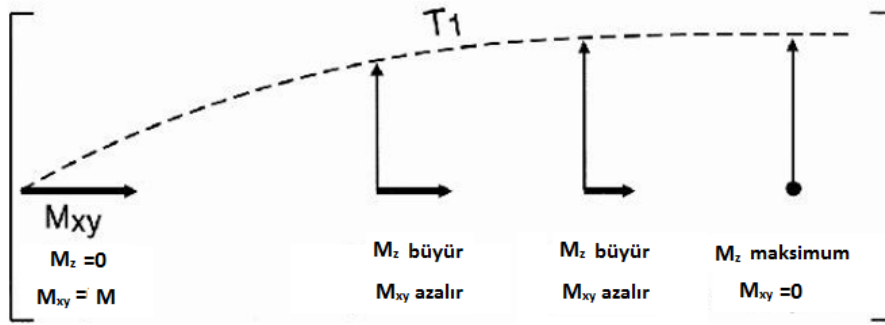
Şekil 2.15 Mıknatıslanmanın xy bileşeni (Mxy) ve T2 kaybını gösteren diyagram

T2 zaman sabiti ile enine mıknatıslanma üstel olarak sıfıra gider ve Şekil 2.16'da gösterildiği gibi başlangıç değerinin %37'ye kadar azalmış olur (Abraham *et al* 1988).



Şekil 2.16 T2 süresi, enine mıknatıslanma başlangıç değerinin %37'ye kadar düşmesi için geçen süredir

Z ekseninde Şekil 2.17'de gösterildiği gibi mıknatıslanmanın geri kazanılması ve x-y düzlemi içinde mıknatıslanmanın azalması iki farklı oranlarda meydana gelen iki bağımsız süreçlerdir (Hnilicová *et al* 2014).

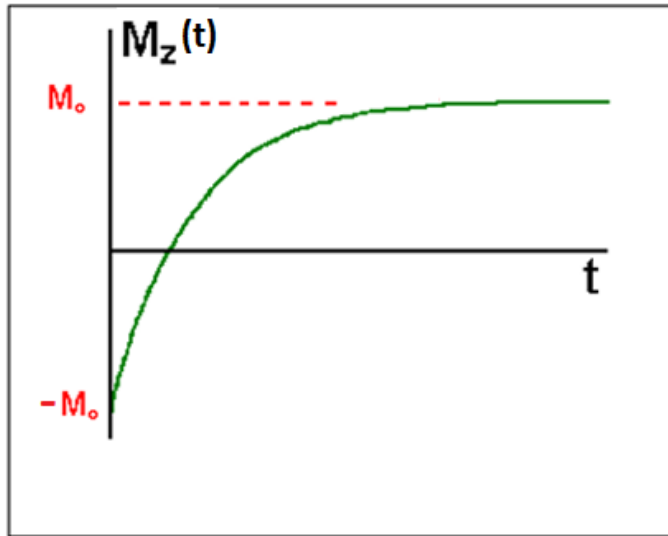


Şekil 2.17 Boyuna mıknatıslanma geri kazanımı ve enine mıknatıslanma bozunması aynı anda ortaya çıkar ama birbirinden bağımsızdırlar

Eğer net mıknatıslanma 180 derece RF pulsu uyguladıktan sonra z eksenini boyunca ters çevrilirse, $M_z(t)$ Bloch denklemlerinin çözümünden

$$M_z = M_0(1 - 2e^{-t/T_1}) \quad (2.39)$$

olur. Bu denklemin grafiği Şekil 2.18’de gösterilmiştir.



Şekil 2.18 180° RF pulsu uygulandıktan sonra M_z 'nin M_0 'a geri dönüşü

Enine mıknatıslanmanın bozunumu, mıknatıslanmanın denge değerine dönmesi ile karşılaştırıldığında nispeten hızlı bir şekilde olur. Yani T_2 her zaman T_1 'den ya küçük ve ya eşittir ($T_2 \leq T_1$) (Hnilicová *et al* 2014).

2.1.7 T2* durulması

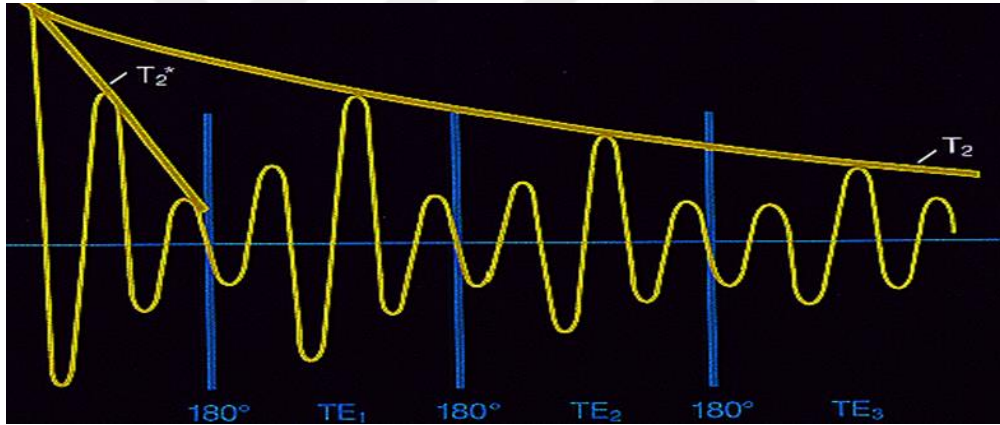
Enine mıknatıslanmanın bozunmasında 2 faktör etkilidir:

- 1) Spinler arasındaki etkileşimler (T_2)
- 2) B_0 değişimi ($T_2' =$ manyetik alandaki homojensizliğin ölçüsü)

Manyetik alandaki homojensizlikten dolayı enine mıknatıslanma T_2 yerine T_2^* zaman sabiti ile bozunur. Bu durumda enine mıknatıslanma manyetik alan homojensizliğinden dolayı daha çabuk bozunur. Şekil 2.19'da gösterildiği gibi 180° RF pulsları ile spin yankı oluşturarak homojensizlik etkisi kaldırılır.

T_2^* ile T_2 arasındaki ilişki aşağıdaki denklemden verilmiştir:

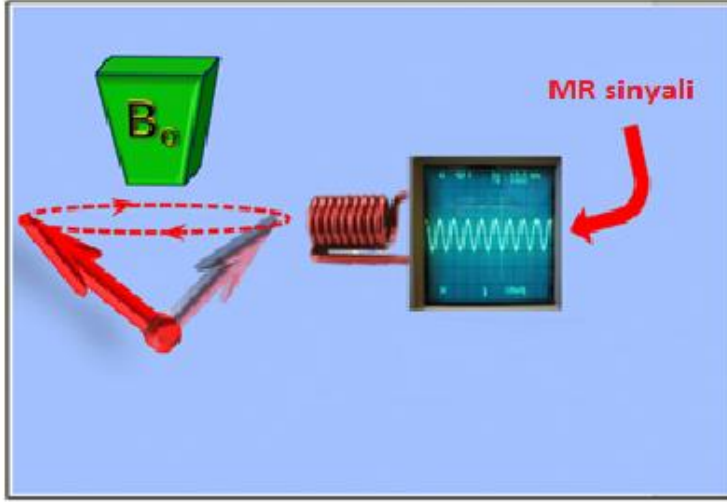
$$1/T_2^* = 1/T_2 + 1/T_2' \quad (2.40)$$



Şekil 2.19 T2 ve T2*'in değişimi, T2* her zaman T2' den küçüktür

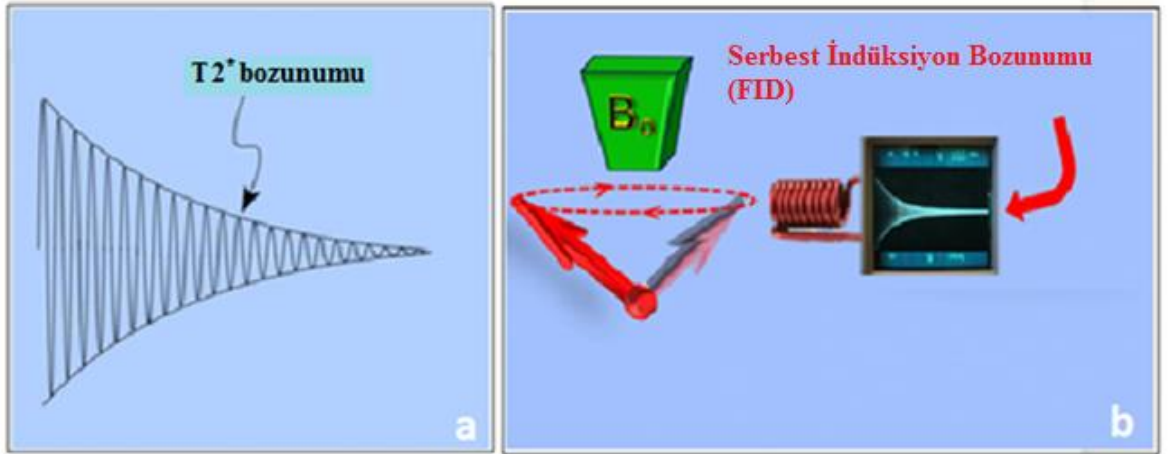
2.1.8 Serbest indüksiyon bozunumu (FID)

Sinyal, Şekil 2.20'de gösterildiği gibi net mıknatıslanma vektörünün (M), z ekseninde (B_0 yönünde) dönmesi ile ortaya çıkar. M 'nin enine bileşenleri elektromanyetizmanın Faraday-Lenz kanununa dayanarak alıcı bobinde bir akım oluşturur. Oluşan sinyal Larmor frekansında (ω_0) harmonik salınım yapan bir dalgadır.



Şekil 2.20 RF alanı kapalıyken, larmor frekansında M 'nin her bir dönmesi ile bobinde alternatif akım üretilir

Ancak NMR sinyali sonsuza kadar devam etmez. RF pulsu kapatıldıktan sonra M 'nin enine bileşenleri manyetik alan homojensizliğinden ve T_2^* bozunum kavramı dahil T_2 mekanizmasından dolayı faz farkına uğrar. Elde edilen sinyal serbest indüksiyon bozunumu olup (yani alınan sinyal, ilk baştaki sinyale göre azalır) ve Şekil 2.21'de görüldüğü gibi sinüzoidal şekilde zayıflar.



Şekil 2.21 (a) Manyetizasyonun enine bileşenleri Larmor frekansında salınım hareketi yapar ve sinyal T_2^* olarak tanımlanan işlem ile azalır (b) Gözlenen MR sinyali sabit genlikte bir dalga değildir, zamanla üstel olarak azalır

Bu bozulan salınım sinyali matematiksel olarak aşağıdaki denklem ile verilir:

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2^*} \cos \omega_0 t \quad (2.41)$$

Burada $\cos \omega_0 t$, ω_0 frekansıyla titreşen dalga ifadesidir ve sinyal bozunması nedeniyle bir üstel fonksiyon çarpanı eklenir. Bu üstel fonksiyonun zaman sabiti T_2^* ile verilmektedir.

2.2 Manyetik Rezonans Görüntüleme Sistemi ve Bileşenleri

2.2.1 Magnet

Aslında MRG cihazı Şekil 2.22'de gösterildiği gibi ana magnetin tipine ve formatına göre kapalı MRG (kapalı tünel tipi MRG) veya açık MRG olarak tasarlanır.



Şekil 2.22 (a) Açık MR (b) kapalı MR

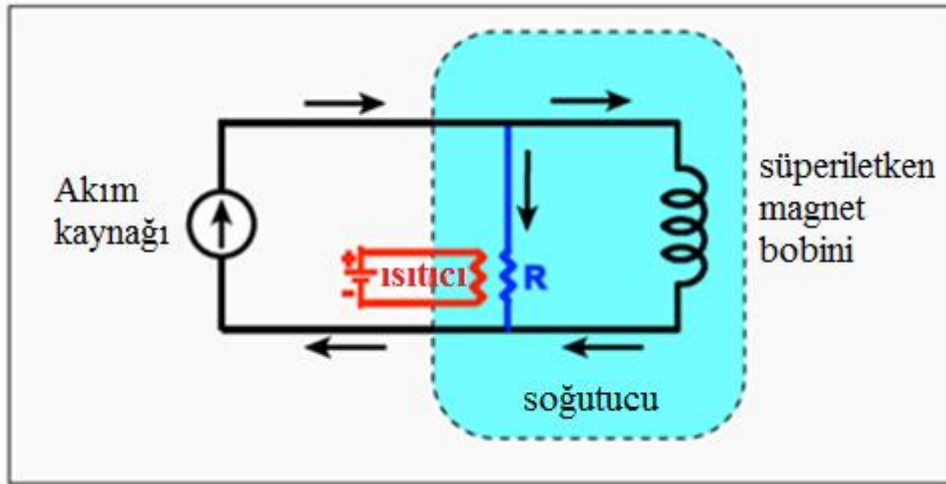
Magnet MR sisteminin en önemli parçasıdır ve çok güçlü bir manyetik alan üreten büyük bir mıknatıs gibidir. Magnetlerin birden fazla farklı tipi vardır (Kanal et al 2007, Shellock et al 2011).

Süperiletken (Superconducting) Magnet

MRG sistemlerin çoğunda süper-iletken magnetler (superconducting magnets) kullanılır. Bunların en önemli avantajı; bir süper-iletken magnet dirençli magnete göre çok daha güçlü ve stabil bir manyetik alan üretir. Bu magnet süper iletken durumda çalışan bir elektromıknatıstır ve süper iletken tel elektrik akımının akışına direnci

olmayan bir elektrik iletkenidir (kablo) ve bundan dolayı aşırı ısınma olmadan çok büyük akım taşıyabilir.

Süperiletkenlik için iki gereksinim vardır. Özel alaşımdan üretilmiş iletken tel olmalı ve bunun çok düşük bir sıcaklığa kadar soğutulması gerekir. Tipik magnet bakır içine gömülmüş olan çok küçük niyobyum-titanyum (NBTI) telleri içerir. Normal çalışma sırasında elektrik akımı herhangi bir enerji harcamadan veya ısı üretmeden süper iletken içinden akar. Eğer iletken sıcaklığı süper iletken sıcaklığın üzerinde yükselecek olursa, akım ısı üretmeye başlar ve hızla azalır ve bu manyetik alanın çöküşü ile sonuçlanır ve bu istenmeyen olay quench (söndürmek) olarak tanımlanır. Süper iletken mıknatıslar sıvı helyum ile soğutulur. Bu mıknatıs teknolojisinin bir dezavantajı, soğutma sıvısı periyodik olarak yeniden doldurulması gerekir. Şekil 2.23'te bir süperiletken magnet gösterilmiştir.

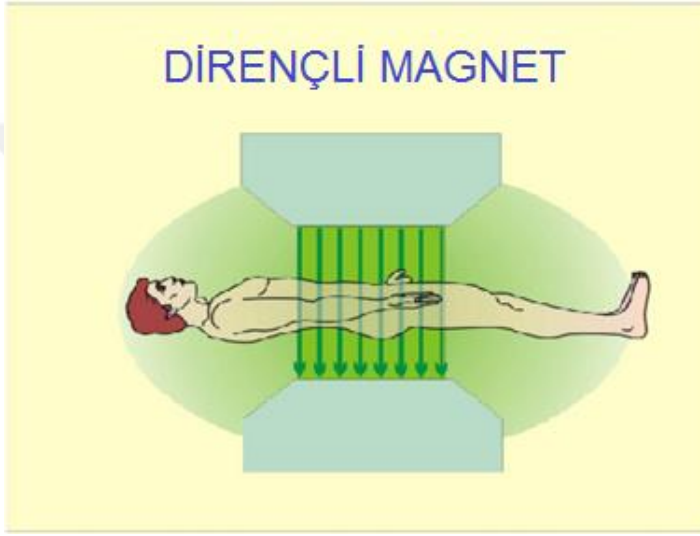


Şekil 2.23 Süper iletken magnette bir ısıtıcı devre, R direncinde sonlu direnci geliştirmek için açıktır. Bir kez akım akmaya başlar, ısıtıcı kapatılır ve R direnci sıfıra düşer ve akımın süperiletken döngü içinde sonsuza kadar devam etmesine izin verir

Süper iletken mıknatısların bir özelliği bunların, iç oyukunda güçlü alanı olan silindirik sargılar formunda olmasıdır. Bir olası sorun, nispeten küçük çaplı ve uzun oyuk bazı hastalarda klostrifobi (kapalı yer korkusu) oluşturur. Günümüzde yeni süperiletken magnet tasarımları ile bu endişeyi azaltmak için açık MR sistemleri geliştirilmektedir (Obasih et al 1996).

Dirençli (Resistive) Magnet

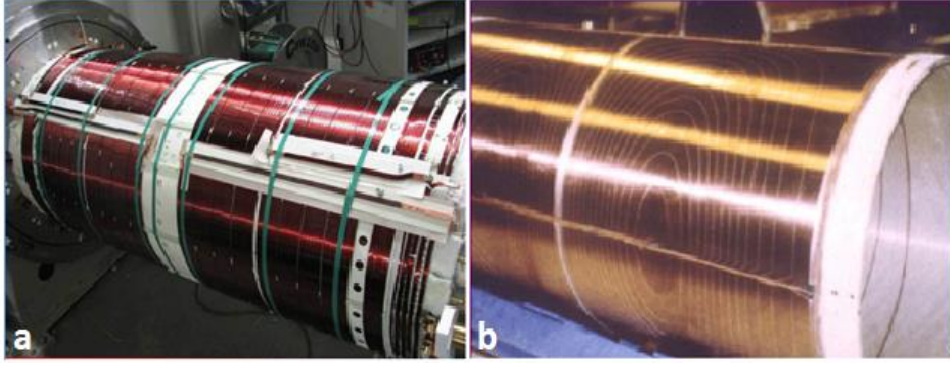
Bir diğer magnet tipidir ve bakır gibi geleneksel bir elektrik iletkenen yapılıır. Bir akım manyetik alan oluşturmak için bir dirençli iletkenen geçirildiğinde, aynı zamanda ısı üretilir. Bu tür magnetler nisbeten düşük alan şiddetleri ile sınırlıdır. Dirençli magnetler genellikle iki manyetik kutup arasında çalışan dikey manyetik alanlar üretmek için tasarlanmıştır. Bu magnetler ile Şekil 2.24'te gösterildiği gibi açık MRG sistemi oluşturulabilir (Hayden et al 2016).



Şekil 2.24 Tipik dirençli magnetler tarafından üretilen manyetik alan

2.2.2 Gradyent bobinleri

Gradyentler Şekil 2.25'te gösterildiği gibi sadece MR tarayıcı deliği içinde yatan bir silindirik kabuk üzerinde tel veya ince iletken tabakalardan oluşan akım sargılarıdır. Akım bu bobinlerin içinden geçirildiğinde dış manyetik alana ek bir manyetik alan oluşur bu gradyent alanın gücü, gradyent bobinlere gönderilen akımla doğrudan ilişkilidir. Bu gradyent alanı, protonların rezonans frekansını konuma bağlı olarak (Durgun z alanını doğrusal olarak artırır) değiştirir (Hayden et al 2016).



Şekil 2.25 Bazı gradyent bobinleri a) ayrıktellerden oluşan ve b) parmak izi biçimindeki gradyent bobini

MR görüntülümde 3 çeşit gradyent bobini kullanılır. Bunlar x, y ve z gradyentleridir. Şekil 2.26’da gösterildiği gibi x gradyenti uygulandığında, alan konumun bir fonksyonu olarak;

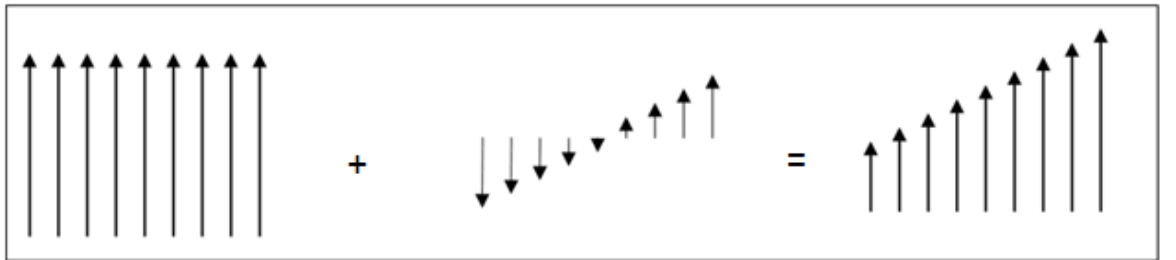
$$B(x, y, z) = (B_0 + G_x x)\vec{k} \quad (2.42)$$

biçiminde değişir.

Burada $G_x = \frac{\partial B_z}{\partial x}$ olarak verilir.

Bu halde frekans bağımlılığı şu şekilde olur,

$$\omega(x, y, z) = \gamma B_0 + \gamma G_x x \quad (2.43)$$



Şekil 2.26 Değişmeyen manyetik alan + gradyent alan = toplam alan

Uygulanan gradyent şiddeti Gauss/cm veya m Tesla/m olarak verilir. Son teknolojiye göre gradyent bobinlerinin şiddeti 40 m T/m’ye kadar ulaşabilir. 1,5 T magnette bu tür gradyent açıkken toplam alan $x = 10\text{cm}$ de 1.504 T olur.

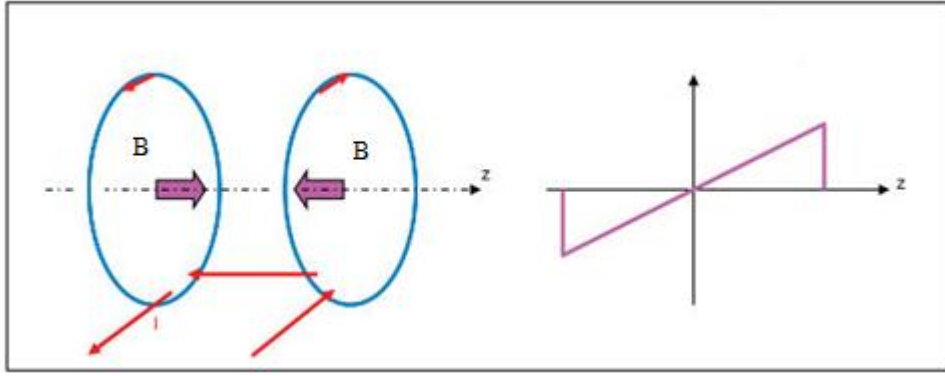
Manyetik alan gradyenti üç yönde olabilir: $\mathbf{G} = (\partial B_z / \partial x, \partial B_z / \partial y, \partial B_z / \partial z)$

Uyarılacak frekans aralığı ve bunların faz ilişkisi aşağıdaki gibi verilir:

$$\Delta\omega = \gamma G(t) \cdot r \quad (2.44)$$

$$\Delta\phi(\tau) = \int_0^\tau \Delta\omega(t) dt = \gamma \int_0^\tau G(t) \cdot r dt \quad (2.45)$$

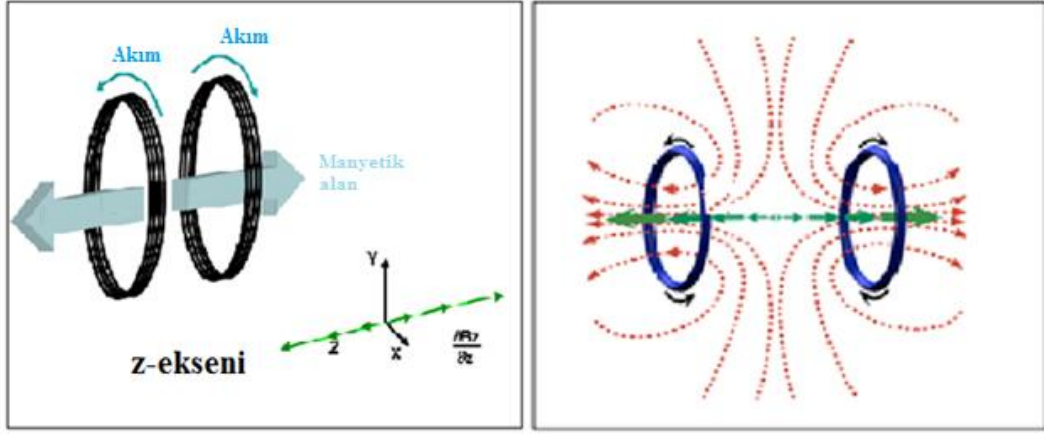
Bir eksen boyunca bir gradyent oluşturmak için, bir çift bobin gereklidir. Şekil 2.27’de gösterildiği gibi her çiftte akımlar ters yönde akar.



Şekil 2.27 Gradyent bobinler, durgun alana bir ucunda eklenir ve diğer ucunda da azalır. Aslında üç çift gradyent bobini, üç ortogonal manyetik alanı oluşturmak için, silindirik MR cihazının etrafına yerleştirilir. Bu nedenle, silindirin hacmi içinde herhangi bir noktada manyetik alan ayarlamak mümkündür.

Z Gradyenti

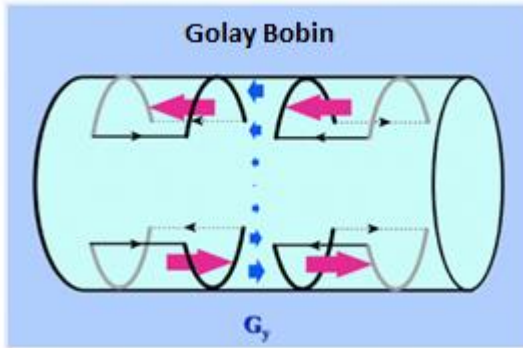
Tüm MR tarayıcıda, z gradyenti Şekil 2.28’de gösterildiği gibi zıt yönlere akım taşıyan iki bobin kullanarak üretilir ve bu Maxwell bobin yapılandırması olarak bilinir. Maxwell bobinler mıknatısın merkezinde sıfır olup bu alan dışı doğru +z yönünde çizgisel olarak artar ve -z yönünde azalır. Bu sabit (B_0) alanına eklendiğinde, sonuç z eksenini boyunca, kademeli olarak artan bir gradyent olur (Oppelt 2006).



Şekil 2.28 Z yönündeki gradyent Maxwell bobin kavramına dayanır ve zıt yönlerde akım taşıyan iki halkadan oluşur. Gradyent alan ortada sıfırdır fakat z eksenini yönünde artar

X ve Y Gradyenti

Diğer iki ekseninde çizgisel gradyent oluşturmak için mıknatısın deliği boyunca uzanan kablolar gerektirir ve bunun en iyi örneği Şekil 2.29'da gösterilen Golay bobini gibi bir eyer bobin (saddle-coil) kullanarak yapılabilir (Oppelt 2006).



Şekil 2.29 Golay bobini, x veya y eksenini boyunca B_z 'de çizgisel alan gradyenti üretir

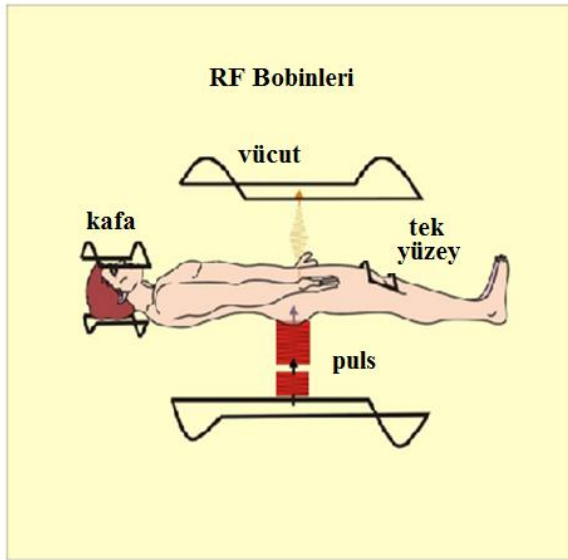
Bu mıknatıs boyunca uzanan dört eyerden (saddle) oluşur ve eksen yönüne bağlı olarak x veya y-eksenini boyunca B_z de doğrusal bir değişim üretir. Bu yapılandırma, merkezi düzlemde çok doğrusal alan üretir, ama bu doğrusallık merkezi düzlemden uzaklaştıkça hızla kaybolur.

2.2.3 Radyo frekans sistemi

MRG işleminde hastanın vücudundan görüntüyü oluşturmak için RF sinyalleri kullanılır. Hastanın vücuduna uygulanan RF pulsu doku tarafından soğurulur ve ısıya dönüştürülür. Bir görüntüyü oluşturmak için kullanılan enerjinin küçük bir miktarı, vücut tarafından sinyal olarak yayılır (Oppelt 2006, Roemer et al 1990).

RF bobinleri:

RF bobinleri magnet içinde bulunur ve hastanın vücuduna nispeten yakındırlar. Bu bobinler sinyal iletmek ve doku sinyallerini almak için bir anten olarak işlev görür. Şekil 2.30'da gösterildiği gibi farklı anatomik bölgeler için farklı bobin tasarımları vardır.



Şekil 2.30 RF bobinleri vücut, kafa ve yüzey olmak üzere üç türdür

Yüzey bobinleri küçük bir anatomik bölgeden sinyalleri alarak, vücut ve kafa bobinlerine göre daha iyi bir görüntü kalitesi üretilmesi için kullanılır. Yüzey bobinleri tek bobin veya bir dizi bobinden oluşabilir, her biri kendi alıcı devresi ile aynı fazda çalıştırılır. Bu yapılandırmada, küçük bobinlerden yüksek görüntü kalitesi elde edilir (Oppelt 2006, Roemer et al 1990).

Verici (Transmitter)

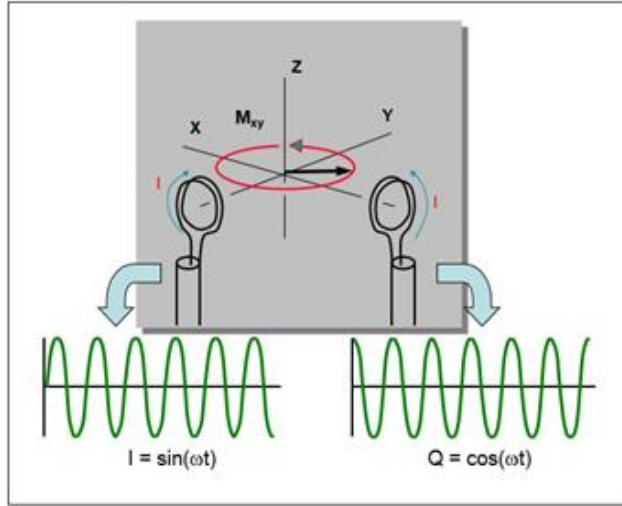
RF vericisi, bobinlere uygulanan ve daha sonra hastanın vücuduna gönderilen RF enerjisini üretir. Enerji kesikli RF pulslarının bir dizisi olarak oluşturulur ve bir görüntünün özellikleri bu RF pulsların belirli dizisi ile belirlenir (Hancock 2010).

Alıcı (Receiver)

RF sinyalleri hastanın vücuduna verildikten kısa bir süre sonra, rezonans dokusu bir RF sinyalini üreterek yanıt verir. Bu sinyaller bobinler tarafından toplanır ve alıcı (receiver) tarafından işlenir, sinyaller dijital forma dönüştürülür ve geçici olarak bilgisayara aktarılır.

RF kutuplanması (RF Polarization)

RF sistemi doğrusal veya dairesel kutuplu modunda çalışabilir. Dairesel kutuplu modunda, kareleme bobinleri (quadrature coils) kullanılır ve bu kareleme bobinleri Şekil 2.31'de gösterildiği gibi 2 bobinden (90° aralık ile) oluşur (Vosegaard 2005, Hancock 2010).



Şekil 2.31 İki dik bobin (quadrature bobinleri) 90° derecelik faz kayması ile aynı sinyali algılar

RF perdeleme (RF Shielding)

RF enerjisinin floresan ışıkları, elektrik motorları, tıbbi malzeme ve radyo iletişim aygıtları gibi birçok kaynağı vardır. Hastanın vücudunun bulunduğu alan ya da oda bu girişime karşı korumalı olmalıdır. Bu alanın onu çevreleyen elektriksel olarak iletken kasası (muhafaza) dış RF sinyallerine karşı korunması gerekir. Metal levha ve bakır elek teli (copper screen wire) bu amaç için oldukça etkilidir.

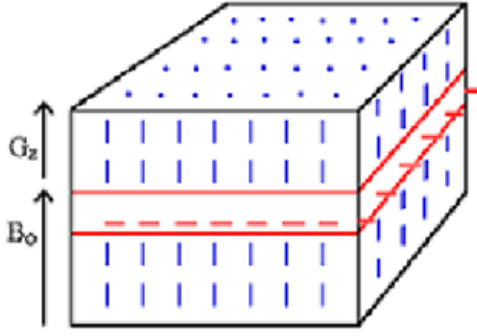
RF perdeleme prensibi, RF sinyallerinin elektriksel olarak iletken çevreye girmemesidir. Koruyucu kalınlığı bir faktör değildir hatta ince folyo iyi bir koruyucu olabilir. Önemli olan oda tamamen koruyucu malzeme ile hiç bir delik olmadan kuşatılmış olmalıdır. Görüntülenen oda içinde kapılar koruyucunun bir parçasıdır ve görüntü alma sırasında kapatılmaları gerekir (Sartor 1992, Vosegaard 2005, Hancock 2010).

2.3 MR Görüntüsü Oluşturma

Bir hastadan alınan sinyaller hastanın tüm vücudu hakkında görüntülü bilgi içermektedir. Bu görüntülerde herhangi bir konumsal bilgi yoktur. Bu nedenle sinyalin her bir bileşeninin belirli noktasını tespit etmek mümkün değildir. Bu işlem gradyentin görevidir. Gradyent her hangi bir eksen (x, y veya z) boyunca manyetik alandaki değişiklik anlamına gelir. Bir gradyent x,y ve z yönünde uzaysal bilgileri elde etmek için gereklidir. Fonksiyonlarına bağlı olarak, bu gradyentlere dilim seçme gradyenti, faz kodlama gradyenti ve frekans kodlama gradyenti denir. Bir MR görüntüsü oluşturmak için gerekli olan dilim seçme, faz kodlama ve frekans kodlama işlemleri sırasıyla uygulanır.

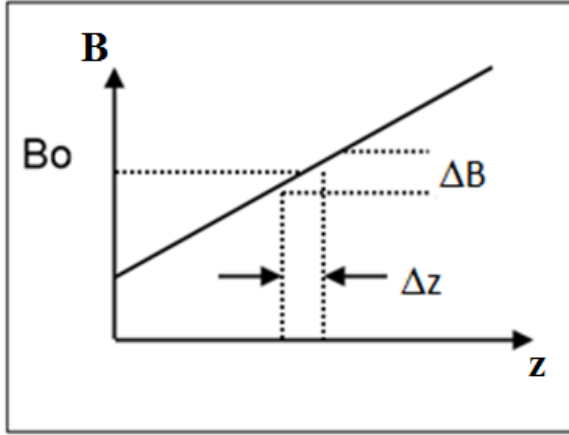
2.3.1 Dilim seçme

Vücuttan iki boyutlu görüntüler elde etmek için spinler sadece iki boyutlu düzlemde uyarılmalıdır. Şekil 2.32'de gösterildiği gibi dilim seçimi ile sinyal sadece bu uyarılan dilimden kaynaklanmaktadır.



Şekil 2.32 Sinyal sadece uyarılan dilimden elde edilir

Görüntü, düzlemde iki yönü kodlayarak oluşturulur. Gradyent ile aynı anda spinlere RF pulsu uygulayarak dilim seçimi yapılır. Z yönünde uygulanan G_z gradyenti ile Δz diliminin seçimi Şekil 2.33'te gösterilmiştir.



Şekil 2.33 Z yönünde uygulanan G_z gradyenti ile Δz diliminin seçimi

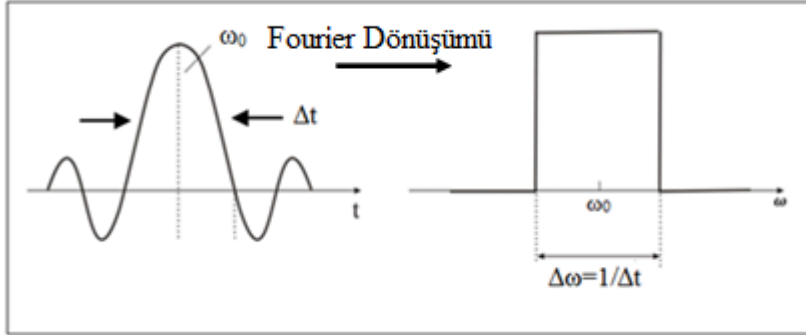
Z gradyent boyunca spinlerin rezonans frekansları

$$\omega(z) = \gamma B_0 + \gamma G_z z = \omega_0 + \omega' \quad (2.46)$$

olarak verilir. Merkezde ($z=0$) frekans $\omega = \gamma B_0 = \omega_0$ olur. Eğer uyarılan RF pulsu frekansı $\omega(z) = \omega_0 + \omega'$ olursa, o zaman z konumundaki uyarılan spinler (ve böylece dilim düzlemi)

$$z = \omega' / \gamma G_z \quad (2.47)$$

olur. RF pulsu, Şekil 2.34'te gösterildiği gibi Fourier dönüşümü özellikleri nedeniyle genellikle bir sinc puls şeklindedir.



Şekil 2.34 Bir RF pulsu ve onun Fourier dönüşümü. RF pulsu $\Delta\omega$ genişliğinde bir frekans bandını, ω_0 etrafında uyarır

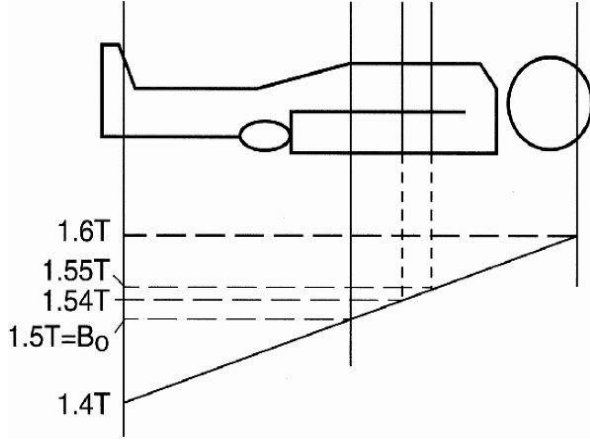
Uyarılan pulsu, belirli bir frekans aralığını ($\Delta\omega$) içeriyorsa dilim yukarıdaki z konumunda ortalananacaktır ancak

$$z \pm \frac{\Delta z}{2} \quad (2.48)$$

diliminde bulunan spinleri de uyaracaktır. Burada

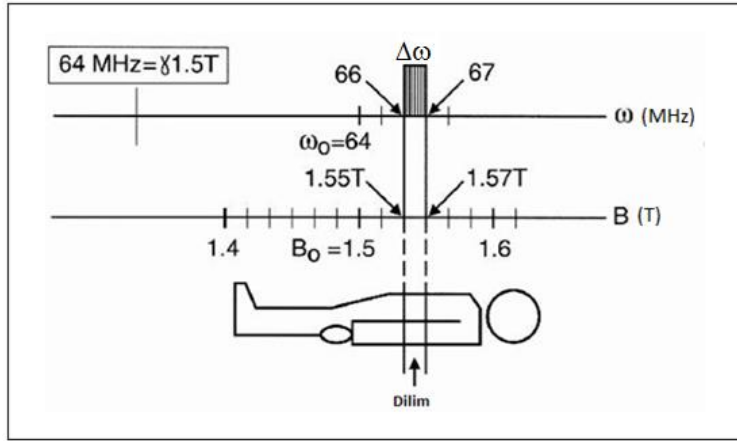
$$\Delta z = \frac{\Delta\omega}{\gamma G_z} \quad (2.49)$$

olur. Merkez frekansın değerini değiştirerek dilim istenilen konumda seçilebilir (Rosen & wald 2006). Gradyent noktadan noktaya değişen manyetik alan olduğu için her pozisyon kendi rezonans frekansına sahiptir. Şekil 2.35'te gösterildiği gibi manyetik alan şiddeti ayaklarda biraz daha zayıf iken kafaya doğru manyetik alan şiddeti artar. Bu etki, gradyent bobini kullanılarak elde edilir.



Şekil 2.35 Manyetik alan şiddeti merkezde 1.5 T, ayaklarda 1.4 T ve kafada 1.6 T. Hastanın ayaklarındaki manyetik alan şiddeti kafasına göre daha düşüktür

Eğer tek bir frekansta olan RF pulsü hastaya verilirse, o frekansa karşılık gelen manyetik alan seviyesinde hastadan bir satıra tekabül eden sinyal alınır. Bu problemi çözmek için frekans aralığı olan RF pulsü (bant genişliği ($\Delta\omega$)) kullanılır. Şekil 2.36'da manyetik alan şiddeti ve ona karşılık gelen Larmor frekans aralığı gösterilmiştir. Örneğin 1.55 T ile 1.57 T arasında uzanan bir dilim (66 ve 67 MHz frekans aralığına karşılık gelir) uyarılır.

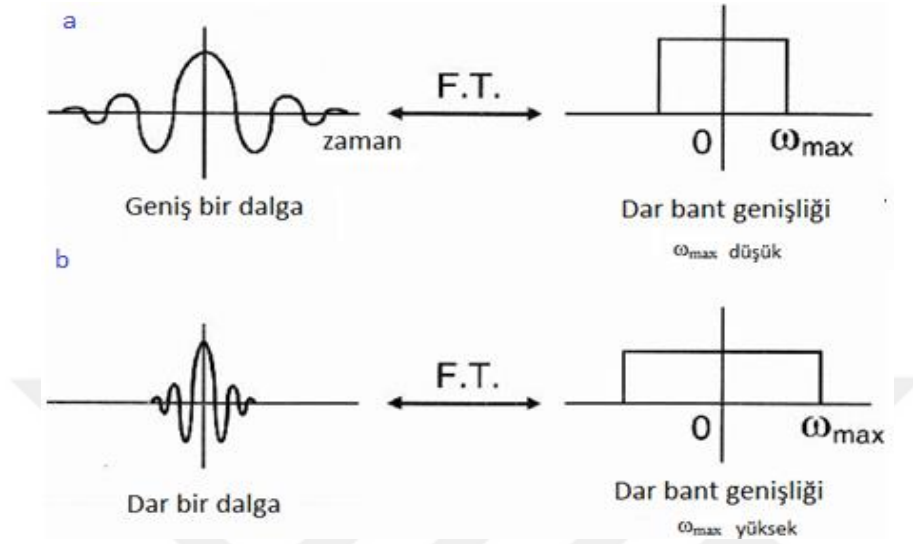


Şekil 2.36 Belirlenen dilim kalınlığı ve konumunda alan şiddeti ve Larmor frekansı arasındaki ilişki

Eğer RF pulsü belli bir manyetik alan şiddeti bölgesine karşılık gelen bir frekans aralığına sahip olursa sadece o aralıktaki frekansa sahip protonları uyarır. Uygulanan RF pulsün frekans aralığı sadece tek bir dilimin Larmor frekansı ile uyumlu olacaktır. Bu frekans aralığı dilim kalınlığını belirler ve bant genişliği olarak alınır.

Bant genişliği = frekans aralığı (dilim kalınlığını belirler)

RF pulsun Fourier dönüşümüne bakarak bant genişliği (frekans aralığı) ölçülebilir. RF pulsu genellikle bir sinc dalgasıdır ve Şekil 2.37’de gösterildiği gibi bu RF pulsun Fourier dönüşümü bir kare şeklindedir (Sarty 2014).

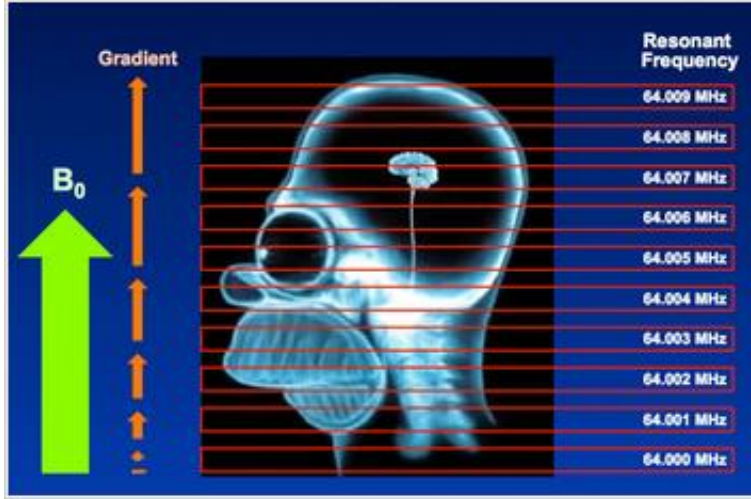


Şekil 2.37 Geniş ve dar dalgaları ve bu dalgaların Fourier dönüşümleri ile karşılaştırılmaları (b) Verilen zaman aralığında dar dalganın Fourier dönüşümü daha geniştir

Verilen zaman aralığında Şekil 2.37b’de gösterildiği gibi dar bir sinyalde daha fazla titreşimler olacaktır. Bu nedenle dar bir sinyal daha geniş bir frekans bant genişliğine karşılık gelir. Öyleki maksimum frekansı daha büyük olur çünkü Fourier dönüşümü sıfırdan maksimuma sonsuz sayıda frekansları gösterir ve bant genişliği büyük maksimum frekansı göstermek için daha geniş olur (Sarty 2014).

Dilim seçimi için frekans kodlama

Frekans kodlama 2 boyutlu görüntülerde tüm dilimlerin pozisyonunu tanımlamak için kullanılabilir. Burada Şekil 2.38’de gösterildiği gibi gradyent dilim seçme yönünde uygulanır. Tüm dilimlerin merkezi rezonans frekansı artık konumunun bir fonksiyonu olarak doğrusal değişecektir. Tek bir dilim, bu dilimdeki frekanslarına uygun bir RF puls (Sinc) uygulayarak uyarılabilir.

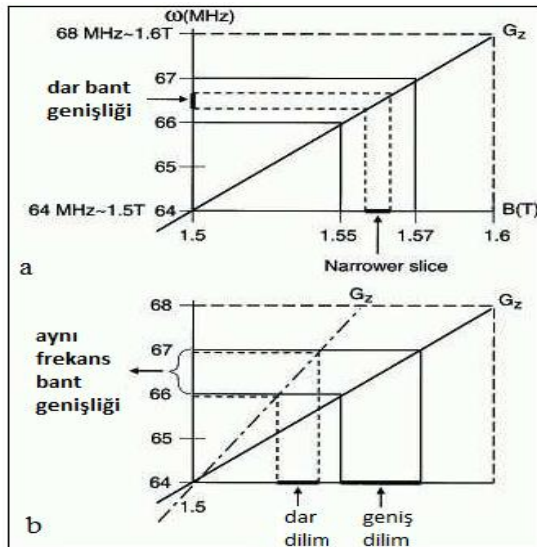


Şekil 2.38 Z-yönünde uygulanan manyetik alan gradyenti dilimden dilime rezonans frekanslarının birkaç bin Hz farklılaşmasına da neden olmaktadır

Dilim kalınlığını değiştirmek için iki yol vardır:

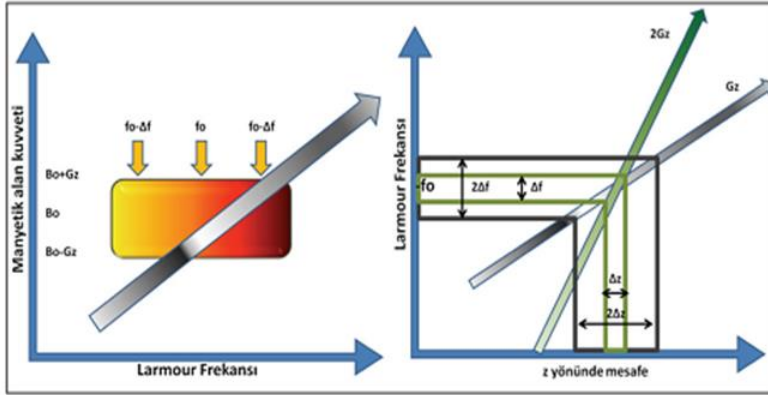
Dilim kalınlığını azaltmak için birinci yolu dar bant genişliği kullanmaktır. Şekil 2.39a'da gösterildiği gibi dar bir frekans bant genişliği, dar bir manyetik alan bant genişliğindeki protonları uyarır.

Dilim kalınlığını azaltmak için Şekil 2.39b'de gösterildiği gibi ikinci yol manyetik alan şiddetini (frekans kodlama gradyent eğimini) arttırarak ve dolayısıyla frekans band genişliğini sabit tutarak elde edilir (Sarty 2014).



Şekil 2.39 Dilim kalınlığını azaltmak için, ya (a) dar bir bant genişliği veya (b) dik eğim kullanılır

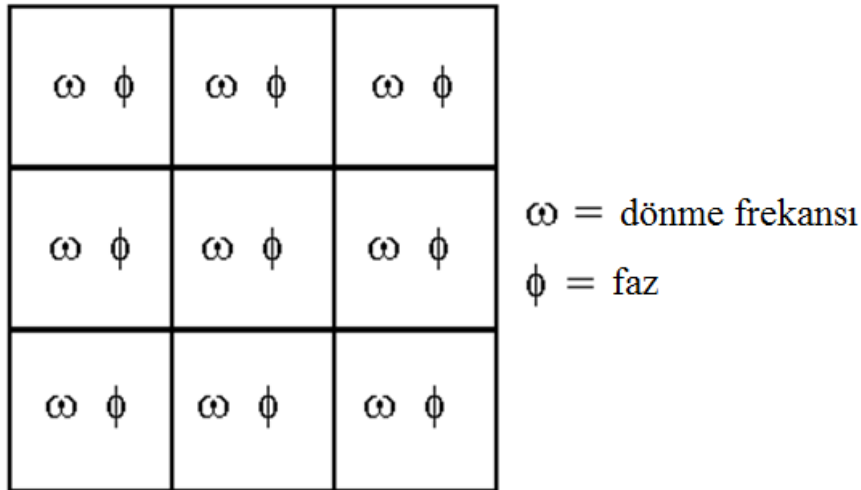
Sonuç olarak Şekil 2.40’ta gösterildiği gibi dilim kalınlığı manyetik alan şiddeti veya RF dalgasının frekans bant genişliği değiştirilerek değişir.



Şekil 2.40 Manyetik alan şiddeti veya RF dalgasının frekans bant genişliğinin değişmesi, dilim kalınlığının değiştiğini gösterir

2.3.2 Faz kodlama

Örneğin 9 vokselde (3x3 matris) oluşan bir MR görüntüsünde tüm vokseller aynı dönme frekansına sahiptirler ve Şekil 2.41’de gösterildiği gibi uygulanan RF pulsü ve dilim seçme gradyentinden sonra hepsi aynı fazdadırlar.



Şekil 2.41 Faz ve frekans kodlama gradyent uygulamadan önce tüm vokseller aynı faz ve frekansa sahiptirler

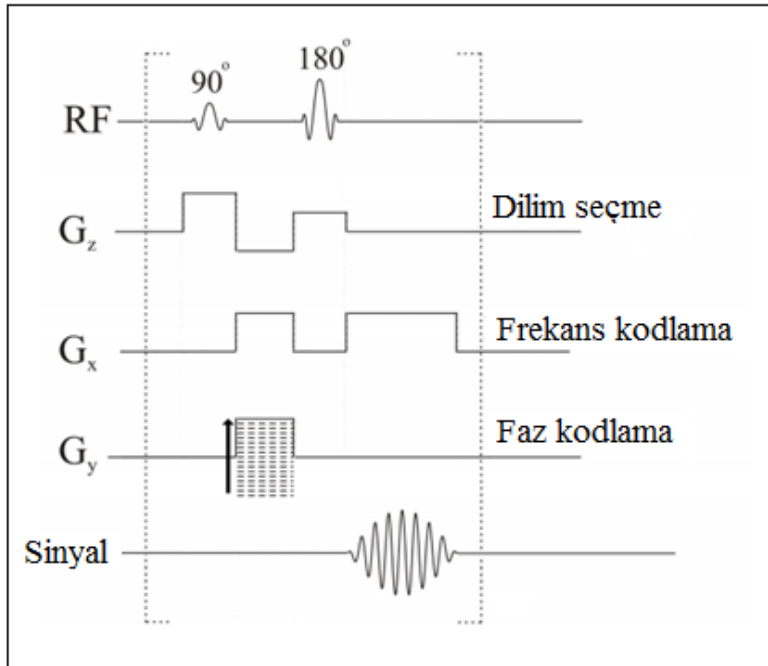
Y eksenini boyunca faz kodlama gradyenti uygulanır. Gradyent, uygulandığında geçici olarak protonların rezonans frekanslarını değiştirir. Gradyent kapatıldığında, Şekil 2.42’de gösterildiği gibi protonlar orijinal dönme frekansına geri dönerler ancak bu protonlar referans durumlarına göre faz dışı olurlar (Deshmane 2012).

$\omega \phi$	$\omega \phi$	$\omega \phi$
$\omega \phi$	$\omega \phi$	$\omega \phi$
$\omega \phi$	$\omega \phi$	$\omega \phi$

Şekil 2.42 Faz kodlama gradyenti uyguladıktan sonra satırlar arasında oluşan faz farkı

Faz kodlama gradyenti (G_y) Şekil 2.43'te gösterildiği gibi belirli bir süre (T_y) açıktır ve daha sonra kapanır. T_y zaman aralığında proton $\omega_y = \gamma G_y y$ frekansı ile döner ve sonuçta Denk. 2.50 da görüldüğü gibi konuma bağlı olarak bir faz kaymasına $\phi_y(G_y, T_y)$ neden olur.

$$\phi_y(G_y, T_y) = \omega_y T_y = \gamma G_y y T_y \quad (2.50)$$



Şekil 2.43 Y ekseninde boyunca faz kodlama gradyenti belirli bir süre uygulanır

Geleneksel olarak, bir MR puls zamanlama diyagramında gradyent şiddeti genellikle dikdörtgen ile belirlenir. Dikdörtgen yüksekliği, gradyent şiddetini ve genişliği,

gradyent uygulama süresini yansıtır. Dikdörtgen altındaki alan faz kayması ile orantılıdır.

Her pikselin faz ve frekansı diğerlerinden farklı olmalıdır. Tek faz kodlama gradyenti uygulanarak uzaysal bilgiler belirlenemez bunun için bir dizi faz kodlama gradyenti Şekil 2.43'te gösterildiği gibi ard arda uygulanmalıdır. Örnek olarak Şekil 2.44'te gösterildiği gibi, bir görüntüdeki aynı frekans sütünü boyunca var olan iki pikseli (A ve B) göz önüne alalım. Tek bir faz gradyenti uygulandığında bu iki pikselde gradyentten kaynaklanan farklı faz kaymaları görülür.

A ve B pikseli her biri, bir MR sinyali üretirler bu sinyaller;

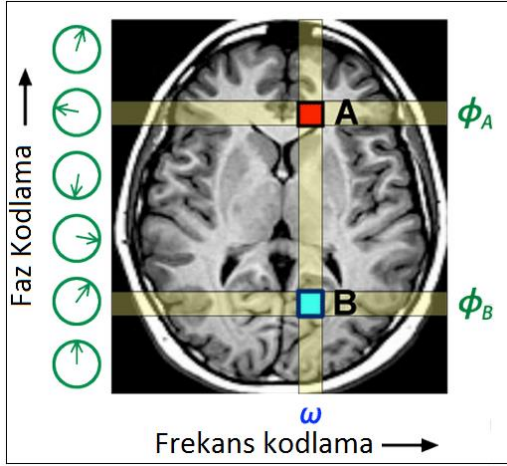
$$A(t)=\sin (\omega t+\phi_A) \quad (2.51)$$

$$B(t)=\sin(\omega t+\phi_B) \quad (2.52)$$

biçimindedir. Bir görüntüleme deneyinde A(t) ve B(t) nin toplamını içeren bir yankı ölçülür.

$$A(t)+B(t)= 2 \sin \left[\omega t+\frac{1}{2}(\phi_A+\phi_B) \right] \cos \left[\frac{1}{2}(\phi_A-\phi_B) \right] \quad (2.53)$$

Bu sinyallerin toplamı sonucunda (A+B) aynı frekansta (ω) ve ortalama $\frac{1}{2}(\phi_A+\phi_B)$ faz farkıyla bir sinüs dalga elde edilir. Tek bir ölçüm ile tek tek A veya B pikselinin faz kaymasında bulunan katkıları belirlenemez. Bu nedenle klinik mr görüntüleme için, birden fazla faz kodlama adımları uzaysal bilgileri ayırmak için, faz kodlama yönünde kullanılmalıdır.



Şekil 2.44 Uygulanan tek faz kodlama gradyenti

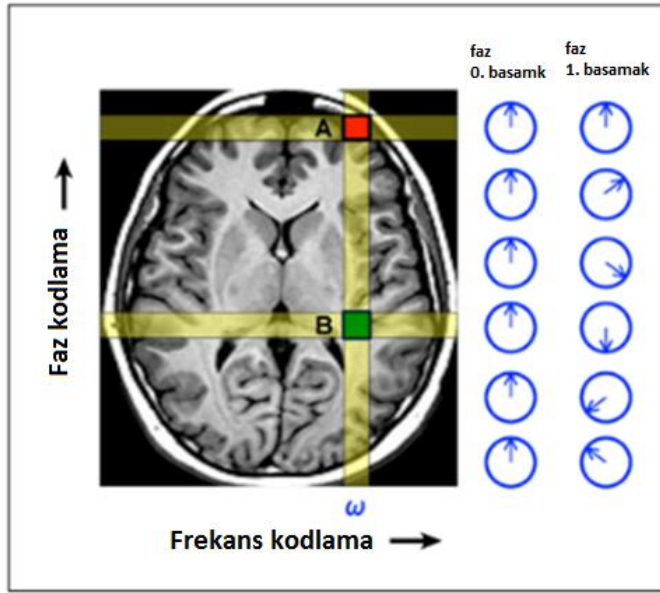
Faz kodlaması için Şekil 2.45'te gösterildiği gibi sıfır basamakta hiç faz kodlama gradyenti uygulanmamış durumda, A ve B den gelen toplam sinyal Şekil 2.46a'da gösterilmiştir ve bu sinyal;

$$S_0(t) = A \sin \omega t + B \sin \omega t = (A+B) \sin \omega t \quad (2.54)$$

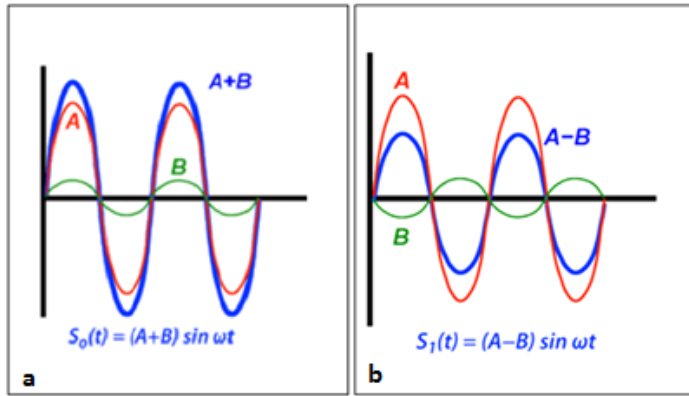
ifadesiyle verilir.

Birinci basamakta ise belli bir faz gradyentin uygulandığı durum olsun. Gradyent kapatıldıktan sonra, AB sütundaki her pikselden gelen sinyaller farklı bir faz kaymasına sahiptir. Eğer A ve B pikseli arasında 180 derece faz farkı olursa A pikselinden yayılan sinyal değişmez ve hala $(A \sin \omega t)$ 'ye eşittir. B pikselinden alınan sinyal artık ters ve $(-B \sin \omega t)$ 'ye eşittir. Elde edilen sinyal Şekil 2.46b'de gösterildiği gibi bu iki sinyalin farkı ile orantılı bir genliğe sahip olur.

$$S_1(t) = A \sin \omega t - B \sin \omega t = (A-B) \sin \omega t \quad (2.55)$$



Şekil 2.45 0. basamak ile 1. basamak arasında oluşan faz farkı



Şekil 2.46 (a) 0. basamakta A ve B den gelen toplam sinyal (b) 1. basamakta A ve B den gelen toplam sinyal

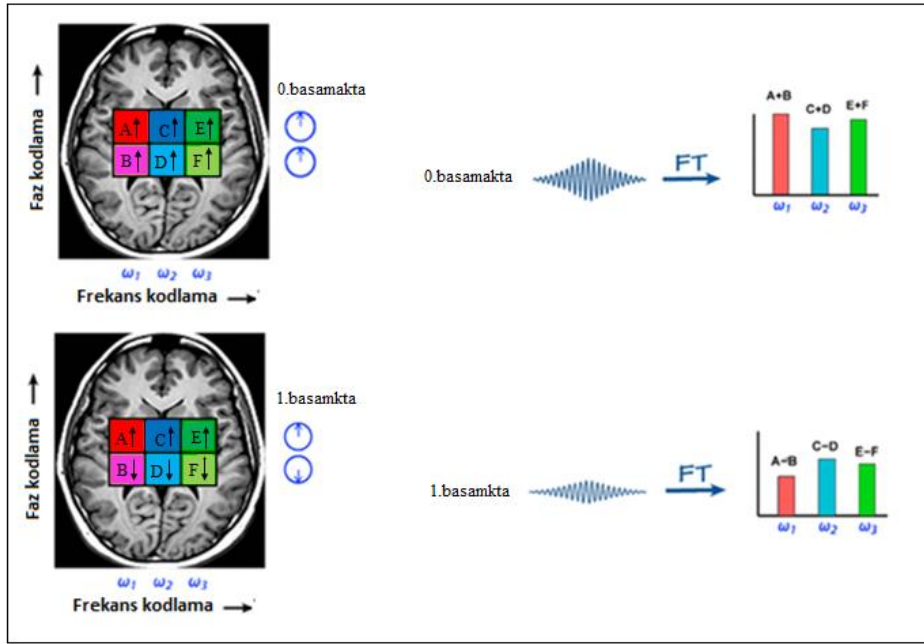
Birinci basamaktan elde edilen sinyal ile hala A ve B genlikleri bulunamaz. Ancak bu iki basamak bilgilerini kullanarak her bir sinyal genliği elde edilebilir. Eğer A ile B'nin olduğu sütunda diğer piksellerin katkısını dikkate almaz isek bu durumda yukarıdaki iki denklemden A ve B;

$$\frac{1}{2} [S_0 + S_1] = \frac{1}{2} [(A+B) + (A-B)] = A \quad (2.56)$$

$$\frac{1}{2} [S_0 - S_1] = \frac{1}{2} [(A+B) - (A-B)] = B \quad (2.57)$$

biçiminde bulunabilir. Faz kodlamasına bir örnek olarak beyin görüntüsünün merkezinde 2×3 piksel dizisi Şekil 2.47'de gösterilmiştir. Sıfırıncı basamakta faz

kodlama gradyenti kapalı ve tüm piksellerden gelen sinyaller aynı fazdadırlar. Birinci basamakta ise, ikinci satırdaki piksellerin hepsi birinci satıra göre 180 derecelik bir faz kaymasını kazanırlar. Her faz kodlama adımlarından sonra bu altı pikselden (her pikselin katkılarını yansıtan) tek bir toplam mr sinyali kaydedilir. Bu nedenle, seçilen dilimden bu örnekte iki faz kodlama adımıyla iki mr sinyali kaydedilir.



Şekil 2.47 Frekans ve faz kodlama yönü ile belirlenmiş olan beyin görüntüsünün merkezinde 2×3 piksel dizisi

Sıfırıncı basamakta frekans kodlaması ile alınan MR sinyalinin Fourier dönüşümü üç frekansta (ω_1 ω_2 ω_3) bir spektrum oluşturur (yada frekanslar üç sütun halinde gösterilir) ki genlikleri her frekansta var olan sütun piksellerin değerlerinin toplamına (A+B), (C+D) ve (E+F) eşittir. Bu aşamada her frekans sütun için piksel değerleri toplamı bilinirken her hangi bir hücre için ayrı ayrı değerleri bilinmiyor.

Birinci basamakta 180^0 faz farkı oluşturduktan sonra kayıt edilen sinyalin Fourier dönüşümü değişecektir. Yinede üç frekans ayırabilinir ama genlikleri faz farkı nedeniyle her frekansta var olan sütun üzerindeki genlik değerlerinin farkı (A-B), (C-D) ve (E-F) olacaktır.

Bu aşamada her bir frekans sütununun genlik değerlerinin farklı oldukları bilinirken hala tek bir piksel genliğinin değeri bilinmez.

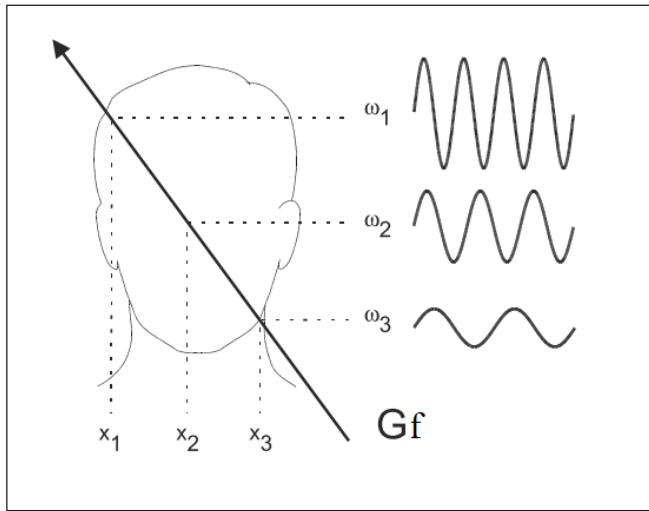
2-piksel örneğinde olduğu gibi, her faz kaymasında elde edilen verileri kullanılarak her frekans sütünü için elde edilen denklemlerin çözümleri her bir A, B, C, D, E, ve F değerlerinin belirlenmesine olanak sağlar (Deshmane 2012, Sarty 2014).

2.3.3 Frekans kodlama

Bir görüntüleme puls serisinde, MR sinyali her zaman, frekans kodlama gradyenti olarak bilinen bir gradyent varlığında kayıt edilir ve bu frekans kodlama gradyenti MR görüntüsünün iki görsel boyutundan birini oluşturur. Frekans kodlama gradyent alanının etkisi altında, protonlar Denk. 2.58'e göre içindeki pozisyonlarına bağlı olarak farklı frekanslarda presesyon yapmaya başlarlar.

$$\omega_i = \gamma(B_0 + G \cdot x_i) \quad (2.58)$$

yankı sinyali, alıcı bobin tarafından algılanır ve daha sonra Fourier dönüşümü için sayısallaştırılır. Şekil 2.48'de gösterildiği gibi Frekans kodlama gradyentin büyüklüğü ve tespit edilen frekans, protona karşılık gelen konumunun belirlenmesini mümkün kılar.



Şekil 2.48 Okuma işlemi. Dilim seçiminden sonra, seçilen dilimdeki protonlar aynı frekansta presesyon yapar. Sinyalin kayıt edilmesi sırasında, sinyali üreten protonların frekanslarında bir değişime neden olan bir gradyent (G_x) uygulanır. Denk. 2.58'e göre her protonun dönme frekansı o protonun konumuna (x_i) bağlıdır

Frekans kodlama, konumu dilim içinde tanımlamak için kullanılır.

Düzlem içinde yerleştirmek için frekans kodlama;

Şekil 2.49 bir dilim içinde konumu belirlemek için frekans kodlama gradyentinin nasıl kullanıldığını gösterir. Burada frekans kodlama gradyenti resmin sol tarafından ($X=0$ konumundan) başlar ve yatay eksen boyunca doğrusal olarak artar.

Ana (durgun) manyetik alan B_0 ise yatay eksen boyunca herhangi bir noktada (x), $B(x)$

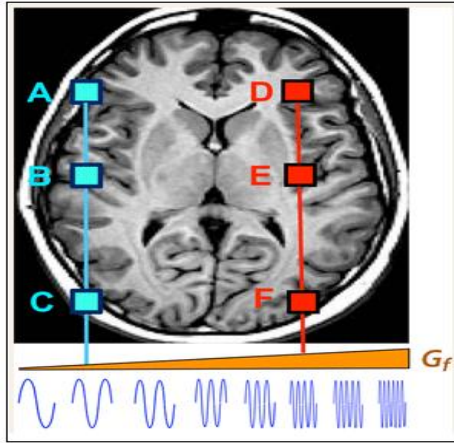
$$B(x)=B_0+xG_x \quad (2.59)$$

ifade edilir. Larmor denklemi ile ($\omega=\gamma B$), rezonans frekansının $\omega(x)$, frekans kodlama eksenini boyunca konum ile (x) doğrusal olarak değiştiği

$$\omega=\gamma B(x)=\gamma B_0+\gamma x.G_x=\omega_0+\omega(x) \quad (2.60)$$

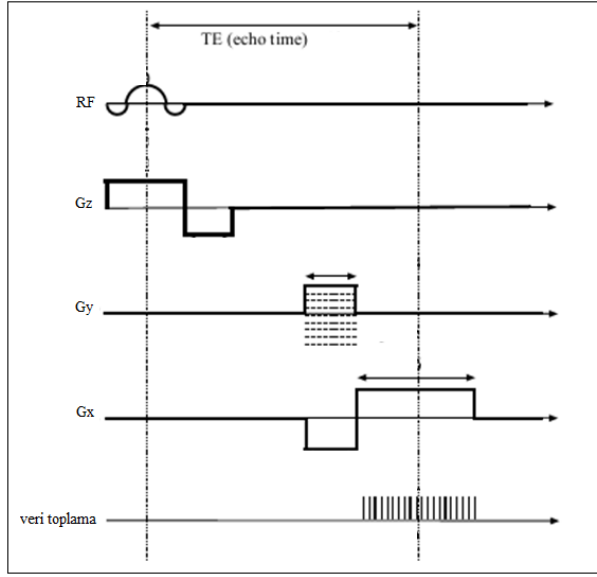
gösterilebilir. Burada ω_0 ana alanın Larmor frekansı ve $\omega(x)$, gradyent boyunca konuma göre ofset frekansıdır.

Her piksel sonlu bir genişliğe sahip olduğu için frekanslardan küçük bir dizi içerir. Bununla birlikte her hangi bir sütundaki (ABC sütun gibi) sinyal aynı frekanstadır ve başka bir sütunun (örneğin DEF sütunu) frekansından farklı olduğu için alınan sinyale katkısı farklı olur.

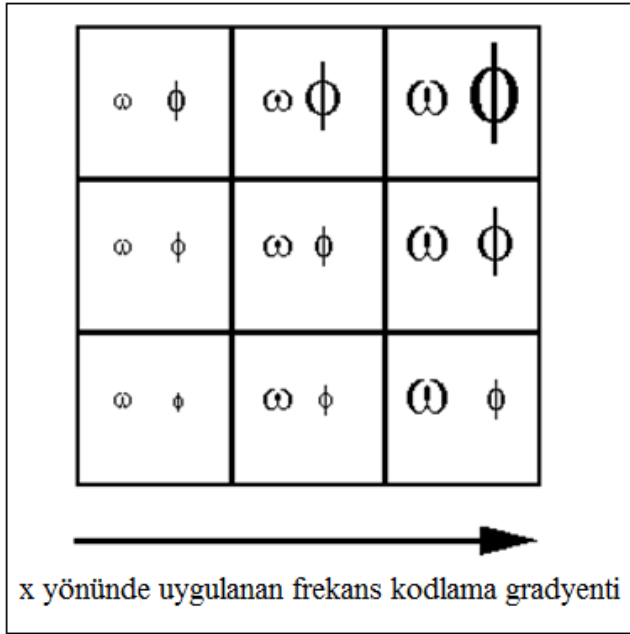


Şekil 2.49 Yatay (x) eksen boyunca uygulanan bir doğrusal olarak artan frekans kodlama gradyenti. A, B ve C pikselleri aynı ve düşük frekansta. D, E ve F aynı ve yüksek frekanstadır

Frekans kodlama gradyenti Şekil 2.50'de gösterildiği gibi, faz kodlama yönüne dik olacak şekilde x eksenini boyunca uygulanır (Erasmus et al 2004, Sarty 2014).



Şekil 2.50 X eksenı boyunca frekans kodlama gradyenti sinyal kayıt edilirken uygulanır
 Frekans kodlama gradyenti açıkken, Şekil 2.51’de gösterildiği gibi her vöksel benzersiz bir faz ve frekans kombinasyonuna sahip olur.

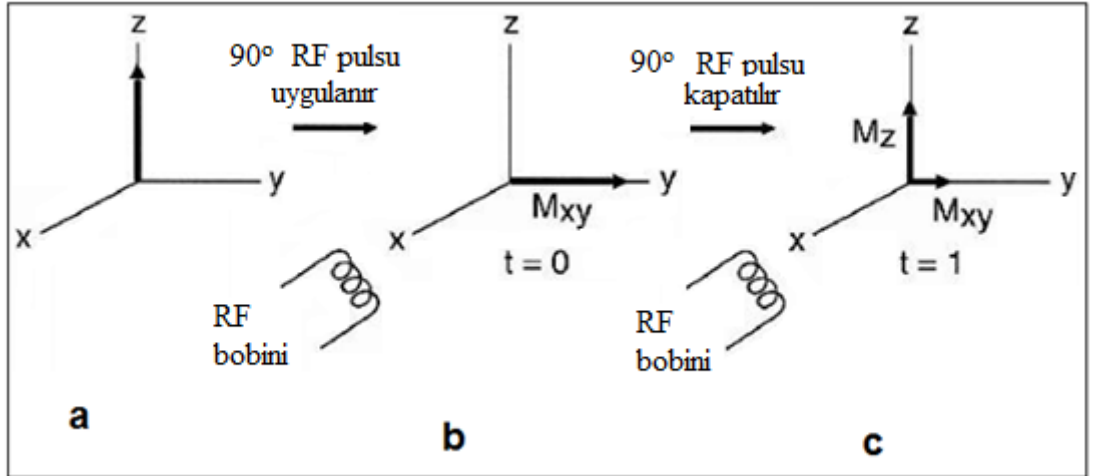


Şekil 2.51 X-yönünde uygulanan frekans kodlama gradyenti ile her vöksel benzersiz bir faz ve frekansa sahip olur

2.4 MR Görüntüsü Oluşturma

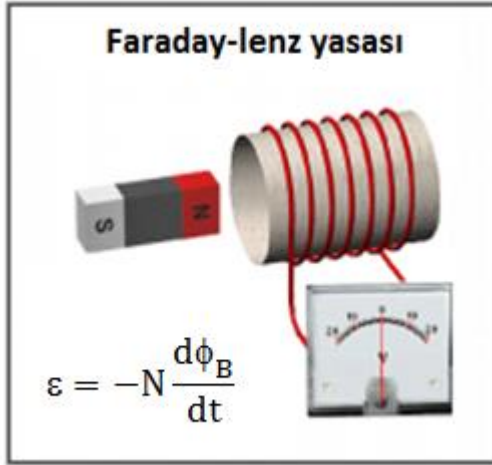
2.4.1 MR sinyali

Hasta büyük bir manyetik alan içinde olduğu zaman (Şekil 2.52a), 90° RF puls uygulayarak mıknatıslanma vektörü x-y düzlemine çevrilir (Şekil 2.52b). Sonra 90° RF puls kesildiğinde mıknatıslanma vektörü x-y düzleminde zayıflayarak z yönünde artar (Şekil 2.52c). RF bobini (örneğin, baş ya da vücut bobini) genellikle hem alıcı ve hem de verici bobin olarak kullanılır. RF verici/alıcı bobini her hangi bir doğrultuda (x,y eksenleri boyunca) yerleştirilebilir mesela Şekil 2.52’de x yönünde yerleştirilmiştir. Dolayısıyla RF puls x yönünde uygulanması nedeniyle alınan sinyal sadece x eksenini boyunca yani RF verici/alıcı bobin doğrultusu boyunca tespit edilir (Hashemi 2011).



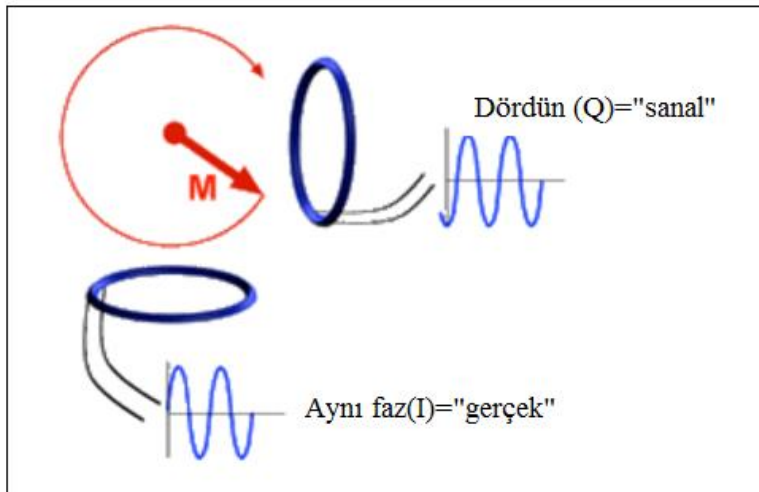
Şekil 2.52 (a) RF puls uygulamadan önce boyuna mıknatıslanma durumu (b) RF puls sonrasında, mıknatıslanma vektörü x-y düzlemine çevrilmiştir. (c) belirli bir süre sonra, M_z zamanla artar (eski haline döner), M_{xy} faz dışı olması nedeniyle giderek azalır

Mıknatıslanma vektörü Şekil 2.53’te gösterildiği gibi x-y düzlemi içinde dönmesi ile M ’nin enine bileşenleri elektromanyetizmanın Faraday-Lenz kanununa dayanarak alıcı bobinde bir akım oluşturur yani RF bobininde bir sinyale neden olur (Hashemi 2011).



Şekil 2.53 Manyetik alan değişimi ile orantılı olarak bobinde bir voltaj oluşur ve indüklenen akım uygulanan alana zıttır

Bu sinyal, Şekil 2.54'te gösterildiği gibi iki dikey doğrultuda bulunan ve manyetik akıya duyarlı olan alıcı bobinler (çıkış kanalları) kullanarak genelde dördün (karesel) olarak algılanır. Çıkış kanalları, I ve Q (sırasıyla aynı faz = gerçek ve dördün = sanal) ile belirlenir. Bu çıkış kanalları sayısallaştırma ve yükseltici yollar boyunca kendi sinyallerini gönderir. Bu sinyaller son olarak toplanır, işlenir ve nihai MR görüntüsü oluşturmak için yeniden birleştirilir. I ve Q kanallarındaki sinyaller, aralarında 90° faz farkı dışında teorik olarak aynı olmalıdır. Dolayısıyla, I ve Q kanallarından gelen sinyaller birbirinin tam kopyalarıdır. Bu nedenle dördün algılama, tek bir doğrusal alıcı bobinlerine göre sinyal-gürültüde $\sqrt{2} = 1.41$ oranında bir artış sağlar (Hashemi 2011).



Şekil 2.54 MR sinyalinin karesel algılaması

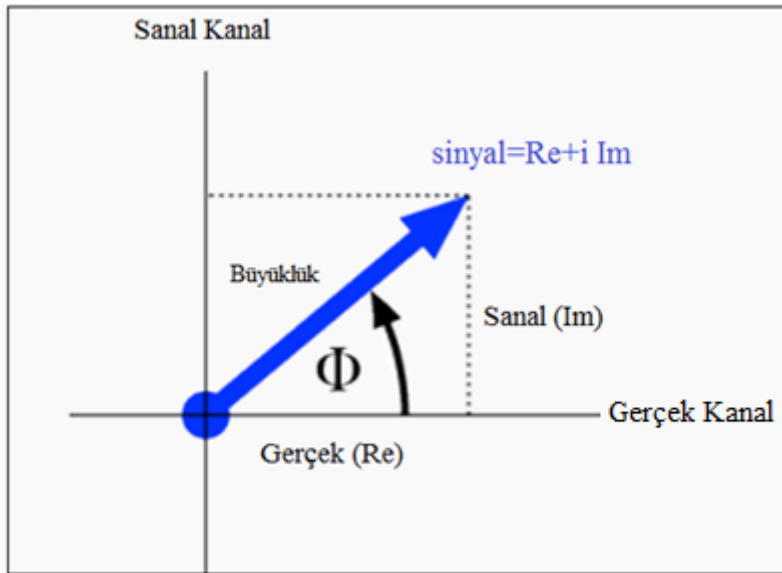
MR sinyali Şekil 2.55'te gösterildiği gibi I ve Q kanallarından kaydedilen gerçek (Re) ve sanal (Im) bileşenleri olan bir vektör olarak temsil edilebilir. Sinyalin eşdeğer gösterimi, bir karmaşık sayıdır.

$$\text{Sinyal} = (\text{Re}, \text{Im}) = \text{Re} + i \text{Im}$$

Burada i , $i^2 = -1$ olan sanal birimdir. Sinyal büyüklüğü ve fazı basit trigonometri ile hesaplanabilir.

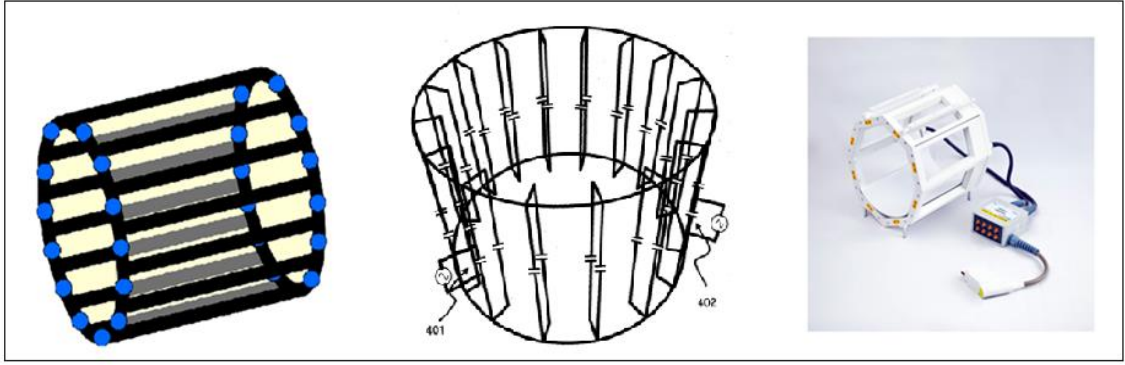
$$\text{Sinyal büyüklüğü} = \sqrt{\text{Re}^2 + \text{Im}^2} \quad (2.61)$$

$$\varphi = \tan^{-1}[\text{Im}/\text{Re}] \quad (2.62)$$



Şekil 2.55 MR sinyalinin gerçek ve sanal bileşenleri ile temsili

Manyetik rezonansda kullanılan en yaygın dördün bobini, kuş kafesi (bird cage) RF-iletim cihazıdır. Silindirik süper iletken tarayıcılarda hemen hemen tüm vücut bobinleri bu tasarıma sahiptir. Kuş kafesi bobini Şekil 2.56'da gösterildiği gibi, çift sayıda basamak olarak adlandırılan iletken düz elemanla bağlanan iki dairesel iletken halkadan oluşur.



Şekil 2.56 İki halkadan ve birden fazla basamaktan oluşan çift kondansatörlü (mavi noktalar) kuş kafesi bobin tasarımı

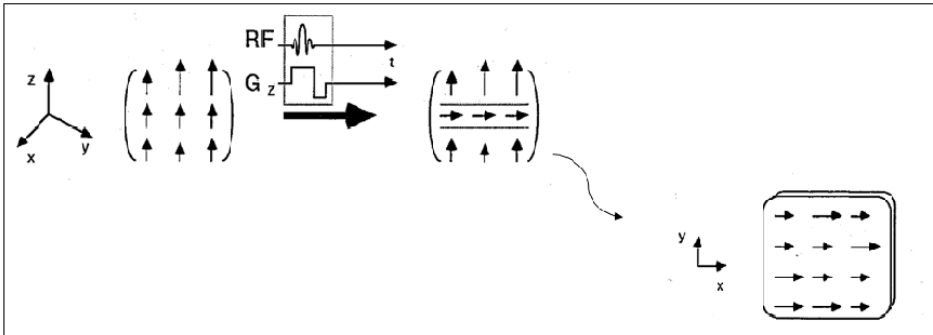
MR görüntüleme sisteminde alıcı bobin, ilgilenilen tüm hacmi kapsar. Ayrıca bu alıcı bobin yatay düzlemde akı değişimini algılamak için tasarlanmıştır. Bu nedenle, zamanla alınan sinyal $S_r(t)$ bütün hacimdeki enine manyetizasyon katkılarıyla türetilmiştir.

$$S_r(t) = \int_{\text{tüm hacim}} M^\circ(\mathbf{r}) e^{-\frac{t}{T_2}} e^{-i\omega_0 t} e^{-i\gamma \int_0^t G(\tau) \cdot \mathbf{r} d\tau} d\mathbf{v} \quad (2.63)$$

olduğundan $S_r(t)$

$$S_r(t) = \iiint M^\circ(x, y, z) e^{-\frac{t}{T_2}} e^{-i\omega_0 t} e^{-i\gamma \left[\int_0^t G_x(\tau) d\tau x - i\gamma \left(\int_0^t G_y(\tau) d\tau y - i\gamma \left(\int_0^t G_z(\tau) d\tau z \right) \right) \right]} dx dy dz \quad (2.64)$$

yazılır. $z = z_0$ merkezli bir düzlemde ve seçilen dilim kalınlığı Δz olursa, o zaman Şekil 2.57'de gösterildiği gibi sadece o düzlemden gelen sinyaller alınır.



Şekil 2.57 Sadece uyarılan düzlemden sinyal alınır

Dilim kalınlığı yeterince ince olduğunda z deki değişim çok az olacaktır. Bu durumda görüntüyü sadece 2 boyutta inceleyerek Denk. 2.64 aşağıdaki şekilde sadeleştirilmiştir:

$$m(x, y) \triangleq \int_{z_0 - \Delta z/2}^{z_0 + \Delta z/2} M^0(x, y, z) dz \quad (2.65)$$

$$S_r(t) = \iint_{xy} m(x, y) e^{-i\omega_0 t} e^{[-i\gamma \left(\int_0^t G_x(\tau) d\tau \right) x - i\gamma \left(\int_0^t G_y(\tau) d\tau \right) y]} dx dy \quad (2.66)$$

T2 yeterince büyükse sinyaldeki zayıflama göz ardı edilebilir. Dilim üzerinde Larmor frekansının değişimi az olduğu için sabit düşünülebilir ve integral dışına çıkarılabilir.

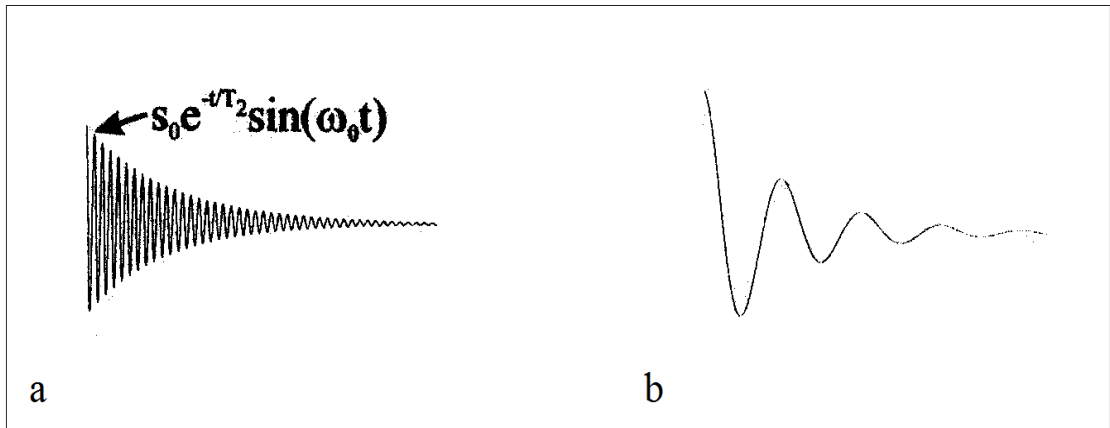
$$S_r(t) = e^{-i\omega_0 t} \iint_{xy} m(x, y) e^{[-i\gamma \left(\int_0^t G_x(\tau) x d\tau \right) - i\gamma \left(\int_0^t G_y(\tau) y d\tau \right)]} dx dy \quad (2.67)$$

Bu sinyalden $e^{-i\omega_0 t}$ çıkarılırsa (sinyal çözümleme, demodülasyon) çözümlenmiş sinyal

$$S(t) = S_r(t) e^{+i\omega_0 t} = \iint m(x, y) e^{[-i\gamma \left(\int_0^t G_x(\tau) x d\tau \right) - i\gamma \left(\int_0^t G_y(\tau) y d\tau \right)]} dx dy \quad (2.68)$$

$$S(t) = \iint m(x, y) e^{[-i\gamma \left(\int_0^t G_x(\tau) x d\tau \right) - i\gamma \left(\int_0^t G_y(\tau) y d\tau \right)]} dx dy \quad (2.69)$$

dir. Şekil 2.58'de gösterildiği gibi demodülasyon MR sinyalindeki gradyent etkisini görmek için FID sinyalinden yüksek frekansın (Larmor frekansı) çıkarılmasıdır (Nishimura 1996).



Şekil 2.58 a) Lab çerçevesinde elde edilen MR sinyali b) Demodüle edilmiş olan MR sinyali

2.4.2 Fourier dönüşümü

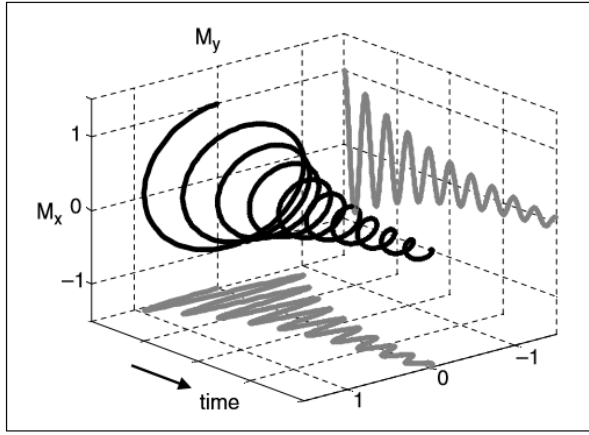
Net mıknatıslanmayı (M_0) 90° açı ile döndüren bir RF pulsu uygulandıktan sonra, mıknatıslanma döner referans çerçevesinin enine düzlemine yerleşir. Mıknatıslanma Larmor frekansıyla B_0 etrafında döner ve enine düzlemde konumlandırılmış bir alıcı bobinde bir elektrik potansiyeli (elektromotor kuvvet, emk) indükler. T_2 durulma zamanından dolayı enine mıknatıslanma ve dolayısıyla emk, zamanın bir fonksiyonu olarak azalacaktır. Ancak, B_0 manyetik alanının makroskopik ve mikroskopik homojensizliği, numune boyunca yerel olarak farklı manyetik alan dağılımı oluşturur ve bu nedenle Larmor frekansında değişime neden olur. Makroskopik bir örnek göz önüne alındığında, bu değişim mıknatıslanmanın T_2 durulma zamanından da hızlı kaybolmasına yol açar. Bu durumda T_2 yerine T_2^* durulma zamanı alınır. Düzgün bir proton yoğunluğu ve T_2 durulma zamanına sahip bir numune için, manyetik alan homojensizliği varlığında M_{xy} 'nin değişimi aşağıda verilmiştir.

$$M_{xy} = M_{xy}(0)e^{-t/T_2} \int e^{+i\gamma\Delta B_0(r)t} dr = M_{xy}(0)e^{-t/T_2^*} \quad (2.70)$$

Bu denklemde ΔB_0 , B_0 alanındaki değişim yani homojensizliği gösterir ve T_2 yerine T_2^* alınarak bu homojensizlik ifade edilmiş olur. M_{xy} kompleks enine mıknatıslanmadır ve

$$(M_{xy} = M_x + iM_y) \quad (2.71)$$

olur. Emk'nın zaman bağımlılığı serbest indüksiyon bozunumu (FID) olarak adlandırılır. Enine mıknatıslanma kompleks bir fonksiyon olarak Şekil 2.59'da gösterildiği gibi temsil edilebilir.



Şekil 2.59 Bir uyarım pulsunun ardından mıknatıslanmanın serbest indüksiyon bozunumu (FID). Enine mıknatıslanma Larmor frekansında döner ve zaman ilerledikçe karakteristik zaman sabiti T_2^* ile azalır

Dördün bobinler bu kompleks x ve y bileşenlerini algılar ve yaygın olarak xy düzlemdeki izdüşümleri aşağıdaki denklemler ile verir (Degraaf 2007).

$$M_x(t) = M_0 \cos[(\omega_0 - \omega)t + \phi] e^{-t/T_2^*} \quad (2.72)$$

$$M_y(t) = M_0 \sin[(\omega_0 - \omega)t + \phi] e^{-t/T_2^*} \quad (2.73)$$

Bu denklemlerde ϕ , $t = 0$ zamanındaki fazdır. $M_x(t)$ ve $M_y(t)$ normalde sırasıyla gerçel ve sanal serbest indüksiyon bozunumu (FID) olarak adlandırılır.

Zamana bağlı sinyal verileri bir Fourier dönüşümü ile frekans verilerine dönüştürülür. Çünkü daha öncede söylendiği gibi protonların konumları zamana bağlı olarak değil frekansa bağlı olarak ifade edilebilir.

$$\omega_i = \gamma(B_0 + G \cdot x_i)$$

Aşağıda görüldüğü gibi zamana bağlı sinyalin $f(t)$, Fourier dönüşümü frekans fonksiyonuna dönüşür:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt \quad \text{veya} \quad F(\nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-i2\pi\nu t} dt \quad (2.74)$$

Fourier dönüşümü çevrilebilir bir işlemdir. Böylece sinyalin frekans fonksiyonunun ters Fourier dönüşümü ile sinyalin zaman fonksiyonu hesaplanabilir.

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{+i\omega t} d\omega \quad \text{veya} \quad f(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} F(\nu) e^{+i2\pi\nu t} d\nu \quad (2.75)$$

Prensip olarak kompleks serbest indüksiyon bozunumun bileşenlerinin biri ile bir FID elde etmek mümkündür [ya $M_x(t)$ veya $M_y(t)$]. Ancak bu durumda $\cos(\theta) = \cos(-\theta)$ olduğundan negatif ve pozitif frekanslar ayırt edilemez. Bu nedenle dördün (quadrature) algılama kullanarak kompleks bir serbest indüksiyon bozunum (FID) sinyali kullanmak avantaj sağlayacaktır (Degraaf 2007).

2.4.3 K-uzayı

Denk. 2.69'dan MR sinyali

$$S(t) = \int_x \int_y M_{xy}(x, y) \exp\left(-i\gamma(x \int_0^t G_x(\tau) d\tau + y \int_0^t G_y(\tau) d\tau)\right) dx dy \quad (2.76)$$

elde edildi. Burada:

$$k_x = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_x(\tau) d\tau \quad (2.77)$$

$$k_y = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_y(\tau) d\tau \quad (2.78)$$

Değişken değiştirmeleri yapıldığında sinyal K-uzayında

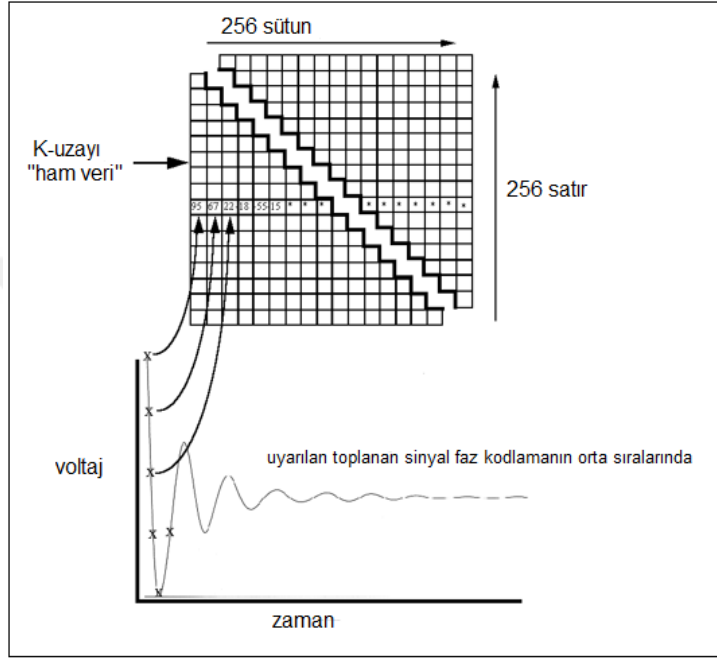
$$S(t) = \int_x \int_y M_{xy}(x, y) e^{-i2\pi(xk_x(t) + yk_y(t))} dx dy \quad (2.79)$$

biçiminde elde edilir. K uzayında verilen bu MR sinyalinin ters Fourier dönüşümü alındığında $M_{xy}(x, y)$ yani MR görüntüsü elde edilir.

$$M(x, y) = FT^{-1}[S(k_x, k_y)] \quad (2.80)$$

$$M(x,y)=\iint s(k_x, k_y)e^{ik_x x+ik_y y} dk_x dk_y \quad (2.81)$$

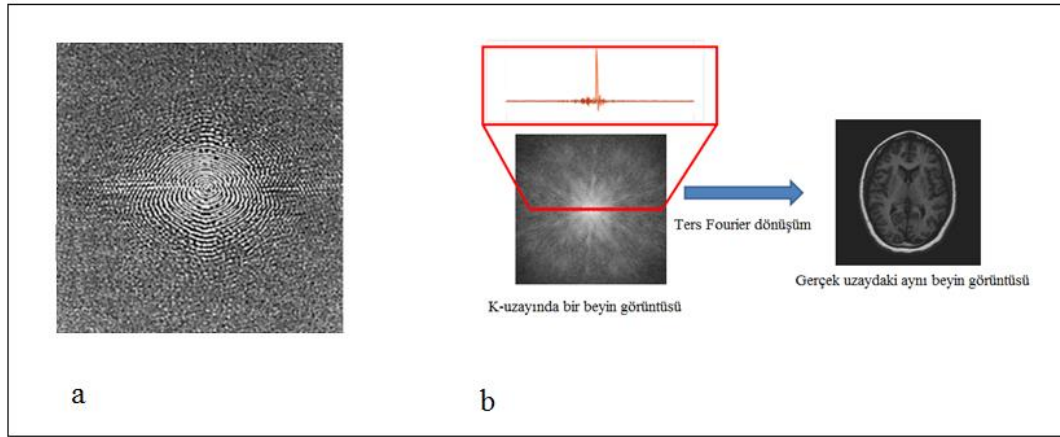
$M_{xy}(x,y)$ aynı zamanda görüntüdeki proton yoğunluğu ile $\rho(x,y)$ orantılıdır. Şekil 2.60'ta gösterildiği gibi k-uzayı MR görüntüsünde konumsal frekansları temsil eden sayılar dizisidir ve elde edilen her sinyal K-uzayında bir satıra karşılık gelir.



Şekil 2.60 Elde edilen her sinyal K-uzayında bir satıra karşılık gelir

k-uzayında her nokta Δt aralıklarla örneklenen MR sinyalinden doğrudan elde edilir. k-uzayında her noktanın parlaklığı, o noktanın benzersiz konumsal frekansının nihai görüntüye olan göreceli katkısını temsil eder.

k-uzayı ve MR görüntüsü oldukça farklı görünse de, ikisi de taranan nesne hakkında aynı bilgileri içerir. Şekil 2.61'de gösterildiği gibi k-uzayının verilerinden bir görüntüyü oluşturmak için iki boyutlu ters Fourier dönüşümü uygulanır (McRobbie 2006).



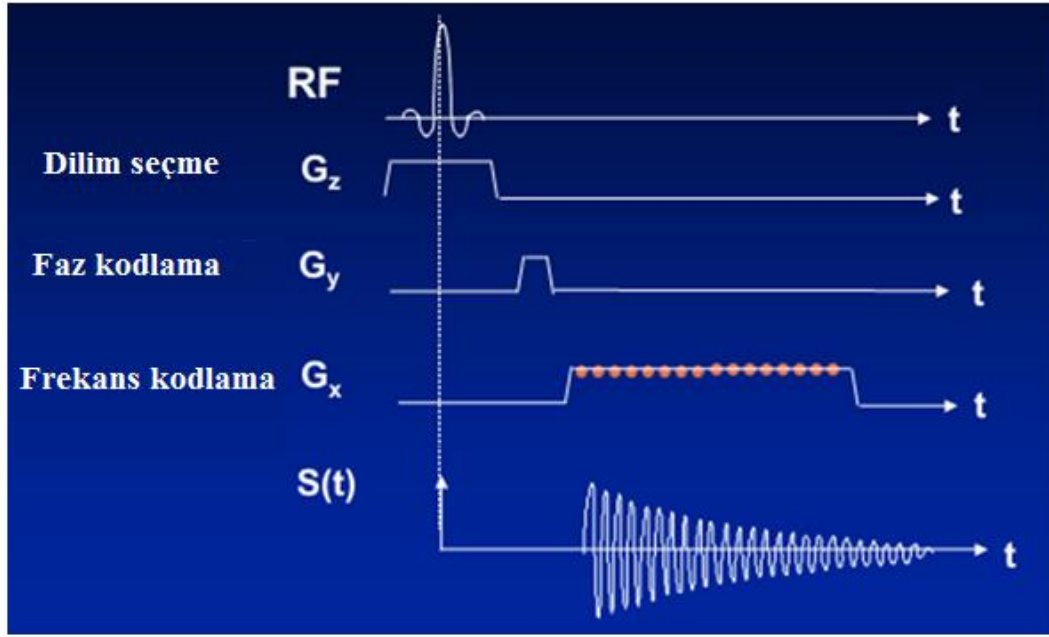
Şekil 2.61 (a) k-uzayında MR sinyalinin doğrudan elde edilen veri noktaları (b) k-uzayında iki boyutlu ters Fourier dönüşümünden oluşan görüntü

Elde edilen görüntü matrisinin her bir voksel değeri, çekirdeklerin MR özelliklerinin göstergesi olan bir gri skala yoğunluğuna karşılık gelir. k-uzayında faz kodlama (k_y) ve frekans kodlama (k_x) eksenleri, görüntünün dikey (Y) ve yatay (X) eksenlerine karşılık gelir.

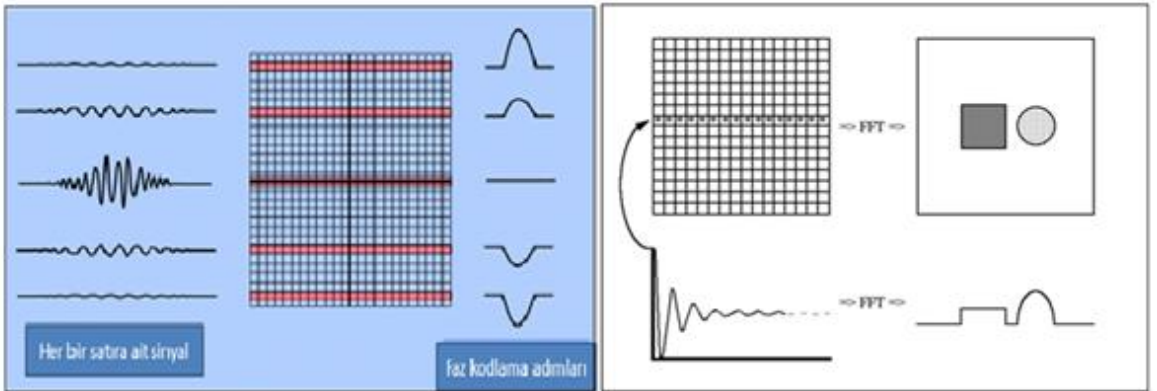
Faz Kodlama

Faz kodlamada Şekil 2.62b’de gösterildiği gibi k-uzayın üst satırı güçlü bir pozitif faz kodlama gradyent varlığında ölçülür bu yüzden elde edilen sinyal genliği çok düşük olmaktadır (çünkü en üst satırda faz farkı yüksek olduğu için spinleri üst üste gelmeleri daha zordur bu yüzden üst satırlarda sinyal genliği düşük oluyor).

Kademli biçimde faz kodlama gradyentinin şiddeti azaltılıp sinyal kayıtları devam etmektedir bu yüzden k-uzayın merkezi satırında kapalı faz kodlama gradyent ile ölçülür ve merkezi sıra verilerinin Fourier dönüşümü nesnenin bir izdüşümünü oluşturur. Orta sırada faz kodlama gradyenti sıfır olduğu için spinler arasında faz farkı oluşmaz ve spinlerin üst üste gelmeleri ile alınan sinyal genliği yüksek olur. k-uzayın alt sırası şiddetli bir negatif faz kodlama gradyenti varlığında ölçülür (burada yine de faz kayması belirgin ve bu yüzden sinyal genliği çok düşük olmaktadır) (McRobbie 2006).



a

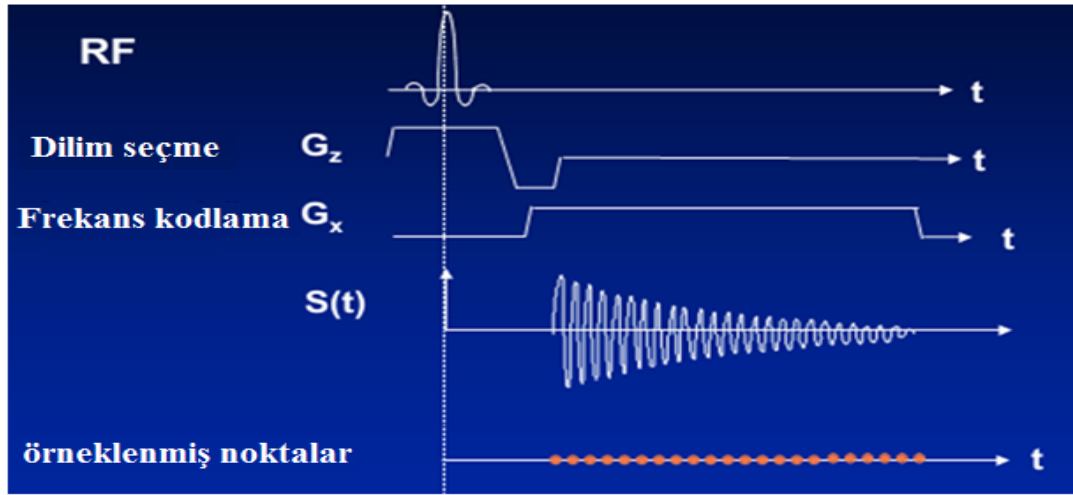


b

Şekil 2.62 (a) uygulanan tek faz kodlama gradyenti (b) uygulanan birden fazla faz kodlama gradyenti

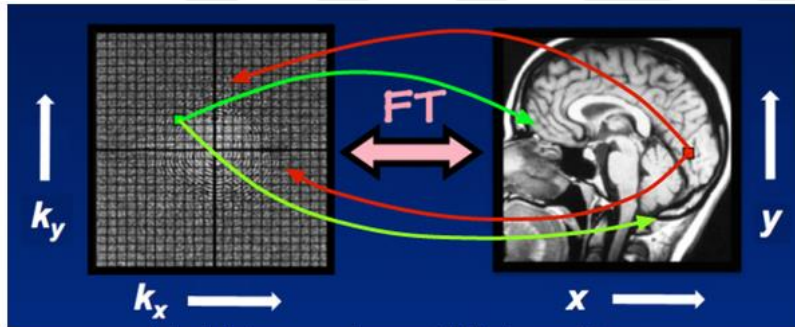
Frekans kodlama

Sabit bir G_x gradyentinin varlığında sinyal Δt aralıklarla örneklenecek frekans kodlaması yapılır. Şekil 2.63'te gösterildiği gibi MR sinyali elde edilirken frekans kodlama gradyenti uygulanırsa, yankıdaki ardışık veri noktaları kademli olarak artan uzaysal frekanslarını yansıtır. Bu noktalar doğrudan k uzayına bir satır olarak aktarılır.



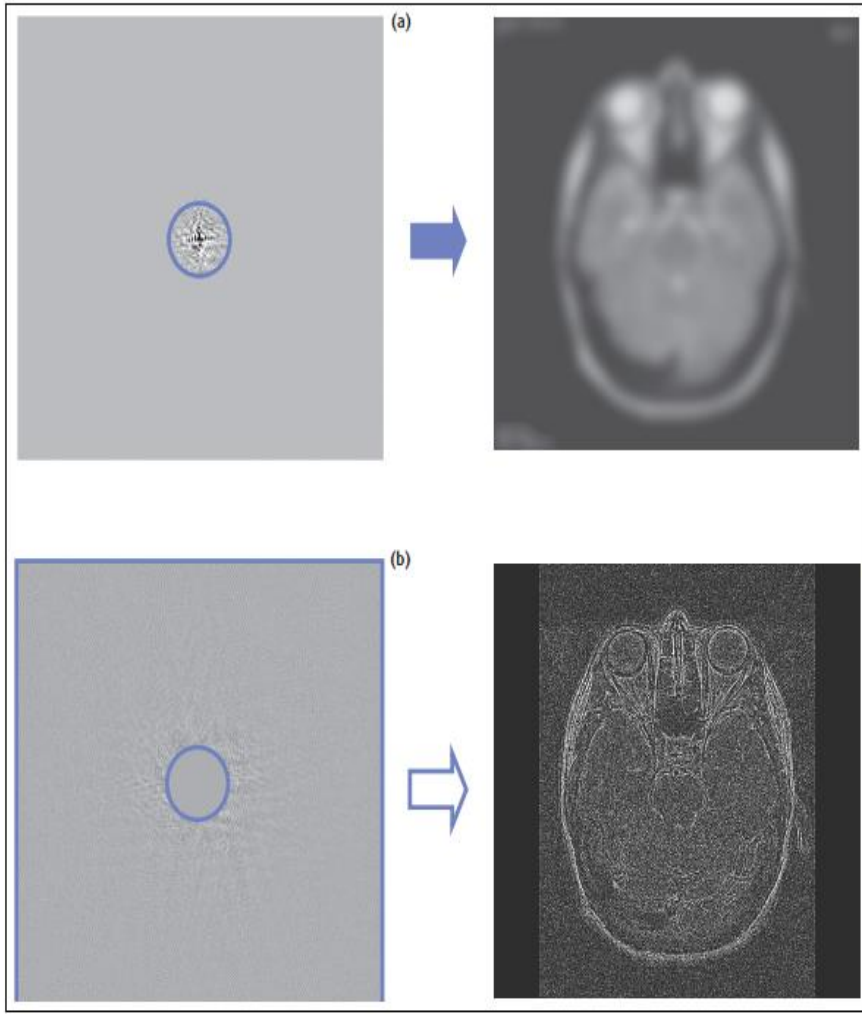
Şekil 2.63 MR sinyali elde edilirken uygulanan frekans kodlama gradyenti

k-uzayında Şekil 2.64'te görüldüğü gibi her nokta, nihai görüntüdeki her piksel ile ilgili konumsal frekans ve faz bilgilerini içerir ve Tersine, görüntüdeki her piksel k-uzaydaki her noktaya karşılık gelir (Plewes et al 2003).



Şekil 2.64 k-uzayında her bir noktanın görüntüdeki her noktaya katkısı vardır

Frekans gradyentinin şiddeti arttırıldığında, k-uzayında frekansların daha büyük bir açılımı meydana gelir. Buda daha fazla uzaysal frekansın k-uzayının çevresinde yerleştirilmesine neden olur. k-uzayın ortasındaki veriler tüm sinyal-gürültü ve kontrast bilgilerini, kenardaki veriler ise görüntü çözünürlüğü hakkındaki bilgileri içerir. Şekil 2.65'te gösterildiği gibi eğer k-uzayın ortasından gelen veriler kullanılırsa, tüm sinyal ve kontrast bilgileri elde edilir ancak görüntü çok bulanık olur, eğer k-uzayın ortasını silip sadece kenarındaki veriler kullanılırsa, doku sınırlarının nerde olduğu gözükür ancak sinyal-gürültü oranı çok az olur ve kontrast bilgisi en aza düşer. Bu yüzden iyi bir MR görüntüsü elde etmek için k-uzayının her iki bölümüne de ihtiyaç vardır (Plewes et al 2003, McRobbie 2006).



Şekil 2.65 k-uzayındaki sinyal ve çözünürlük bilgisi (a) sadece k uzayın ortasından gelen veriler kullanılmış (b) k uzayının kenarından gelen veriler kullanılmış

2.4.3.1 Görüş alanı (field of view, FOV)ve çözünürlük (resolution):

Görüş alanı (FOV) görüntüdeki iki veya üç boyutlu bir konumsal kodlama alanının boyutu olarak tanımlanır ve elde edilen MR görüntüsü üzerinde mesafeyi (cm veya mm olarak) ifade eder. Görüş alanı tipik olarak yüzlerce resim elemanına (piksel) ayrılmıştır, bu piksellerin her biri yaklaşık bir kaç mm² dir.

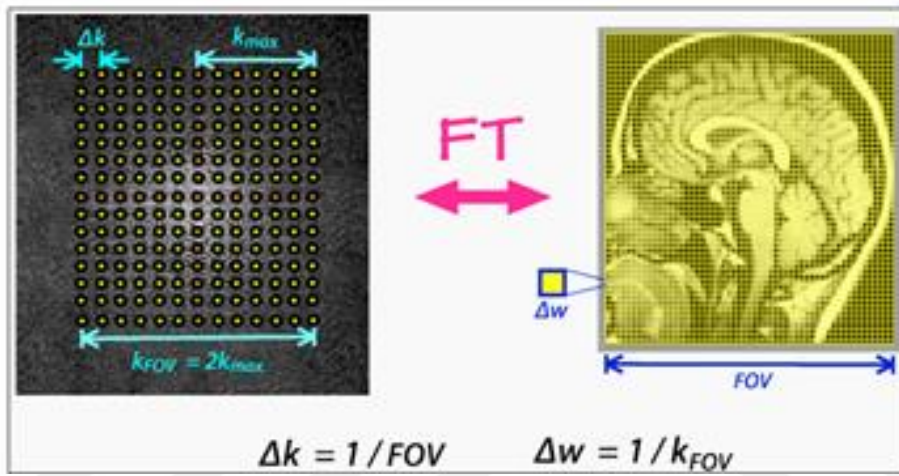
Görüş alanı ve her bir piksel genişliği (Δw), sinyalin k-uzayında sayısal örneklerin sayısı ile belirlenebilir. Bu parametreler istenen çözünürlükte bir görüntüyü yeniden oluşturmak için gereklidir. Şekil 2.66'da gösterildiği gibi görüş alanı k-uzayında örneklemler arasındaki aralık (Δk) ile ters orantılıdır.

$$FOV = \frac{1}{\Delta k} \quad (2.82)$$

Ayrıca piksel genişliği (Δw), k-uzayındaki en büyük pozitif frekans $+k_{\max}$ ve en düşük negatif frekans $-k_{\max}$ aralığıyla ters orantılıdır.

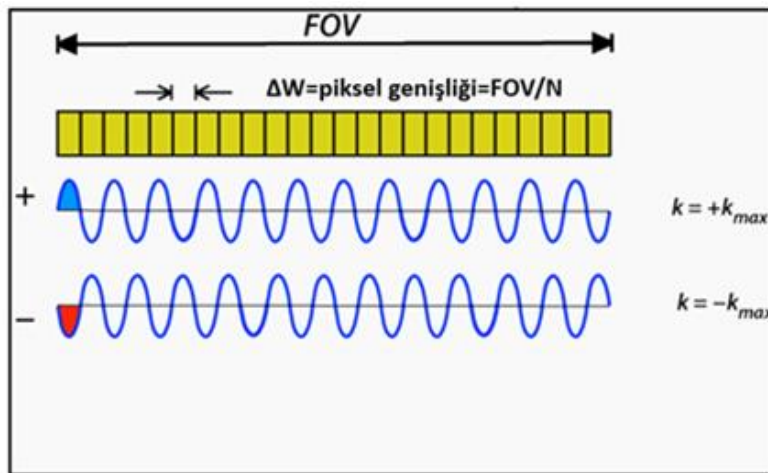
$$(+k_{\max}) - (-k_{\max}) = 2k_{\max} = k_{FOV} \quad (2.83)$$

$$\Delta w = \frac{1}{k_{FOV}} \quad (2.84)$$



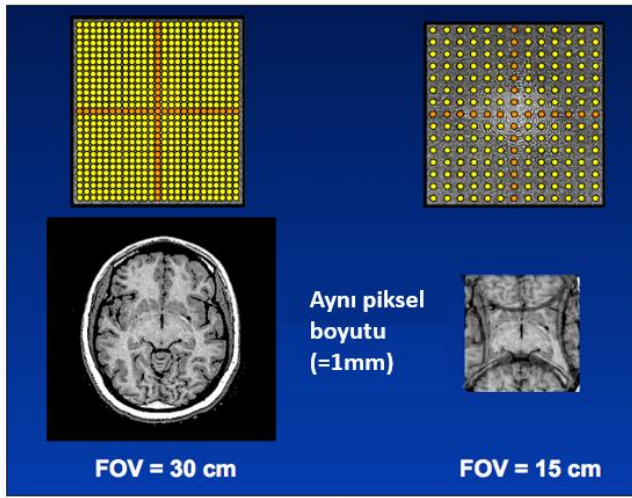
Şekil 2.66 Görüş alanı (FOV) ile Δw piksel genişliği arasındaki ilişki

Eğer $FOV = N \times \Delta w$ olduğu göz önüne alınırsa o zaman Şekil 2.67’de gösterildiği gibi N faz döngüsüne ihtiyaç olduğu anlaşılır (Pruessmann 1999).



Şekil 2.67 $k_{FOV} = N/FOV = 1/\Delta w$ uyarınca tam çözünürlük için her piksel başına bir faz döngüsü gerekir

Veri aralığı (Δk) ve görüntünün görüş alanı (FOV) arasındaki ters ilişki Şekil 2.68’de gösterilmiştir. Sol tarafta, k-uzayı verilerin örnekleme hızı, 30 cm’lik görüş alanlı bir görüntü oluşturmuştur. Sağ tarafta, veri noktaları arasındaki mesafe, ikiye katlanmış ve sonuçta aynı piksel boyutunda ama görüş alanı yarıya (15cm) düşmüş bir görüntü elde edilmiştir. Burada N yerine N/2 örnekleme noktası alınmış olduğundan piksel genişliği değişmez. Görüş alanının küçülmesi dışında beynin kenarları resmin kenarları üzerine örtülmüş "wrapped" oluyor. Bu fenomen aliasing olarak tanımlanır (Pruessmann 1999).



Şekil 2.68 Veri örneklerinin aralığı ve görüntünün görüş alanı arasındaki ters ilişki

Görüş alanı kavramı, piksel boyutu ve çözünürlük ile yakından ilişkilidir. Bir görüntüde x ve y eksenini boyunca piksel sayısı:

$$N_x = \frac{FOV_x}{\Delta x} \quad (2.85)$$

$$N_y = \frac{FOV_y}{\Delta y} \quad (2.86)$$

Burada Δx ve Δy , x ve y yönündeki piksel boyutlarıdır. Eğer

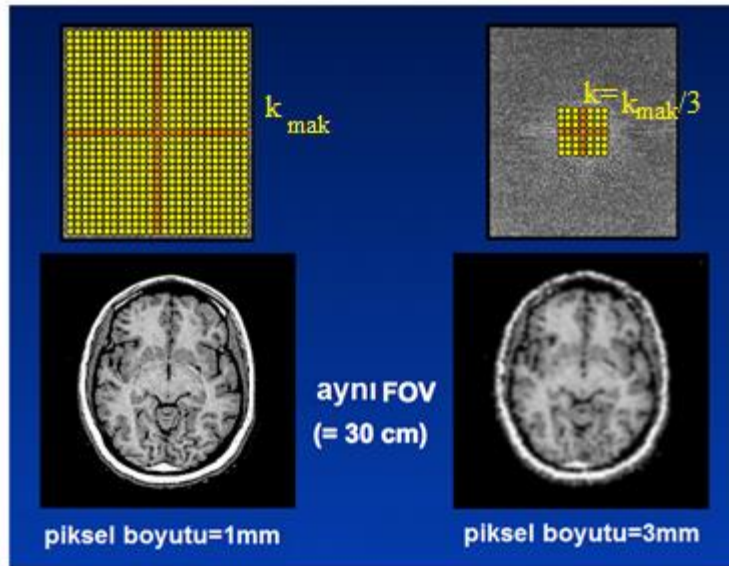
$$\Delta x = \frac{1}{k_{FOV,x}} \quad \text{ve} \quad FOV_x = \frac{1}{\Delta k_x} \quad (2.87)$$

olursa o zaman

$$N_x = \frac{FOV_x}{\Delta x} = \frac{k_{FOV,x}}{\Delta k_x} \quad (2.88)$$

dir. Görüntünün çözünürlüğü k_{mak} değerine bağlıdır.

Şekil 2.69'da gösterildiği gibi eğer verilerin örnekleme hızı ve aralıkları (Δk) aynı kalması sağlanırsa ancak k-uzayının sadece $k_{mak}/3$ luk kısmı örneklenirse (Yani k_{FOV} üçte biri kadar azaltılmış) bu durumda FOV değişmeden kalır, ancak piksel genişliği 1 mm den 3 mm'ye çıkar (üç kat artar). Büyük piksel boyutu, uzaysal çözünürlüğün azalması anlamına gelir ve bu da k-uzayın merkezi düşük frekans bölümleri örneklenmiş olmasından dolayı beklenen bir sonuçtur (Pruessmann 1999).

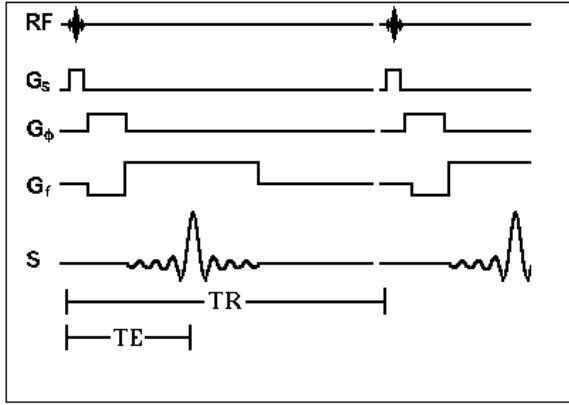


Şekil 2.69 k_{mak} ile çözünürlüğün değişimi

2.5 MR Görüntülemeye Kullanılan Puls Serileri

2.5.1 Gradyent yankı

Bir gradyent yankı (GRE) tek bir RF sinyali ile üretilir. Çevirme açısı genellikle 90° den çok daha küçüktür. Bu serinin spin yankıdan ayrılan en önemli yanı 180° RF pulsunun kullanılmamasıdır. Gradyent yankıda, Şekil 2.70'te gösterildiği gibi yankı zamanı (TE) başlangıçtaki RF puls ile maksimum sinyal arasındaki zamanı ifade eder. Bu seri her TR zaman aralığında tekrarlanır.

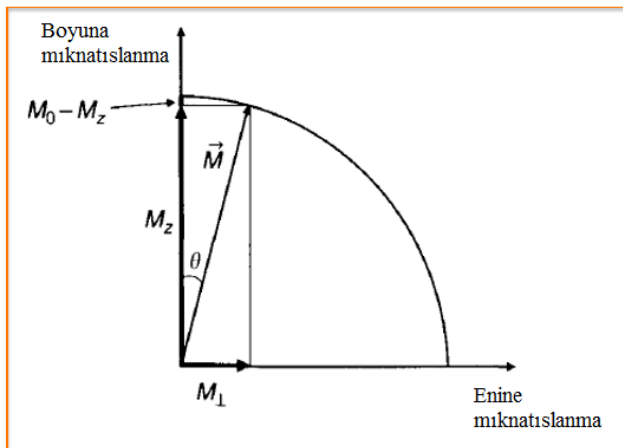


Şekil 2.70 Gradyent yankı serisi

Gradyent yankıdan alınan sinyal denklemi

$$S(t) = \rho \left(1 - \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right) \right) \exp\left(-\frac{TE}{T_2^*}\right) \quad (2.89)$$

biçimde ifade edilir (Hornak 1996). Gradyent yankı ile görüntüleme, yeniden odaklama gradyent kullanımı nedeniyle manyetik alan homojensizliğine daha duyarlıdır. Eğme açısı enine düzlemde ve boyuna mıknatıslanma ekseninde mıknatıslanma miktarını belirler. Şekil 2.71’de gösterildiği gibi gradyent yankıda Eğme açısı 90° den küçük olduğundan dolayı enine düzlemde mıknatıslanma miktarı azalır ve düşük çevirme açısı sonucu kalan boyuna mıknatıslanma daha büyük olup ve daha hızlı tamamlanır ve TR zamanının kısılmasına yol açar.

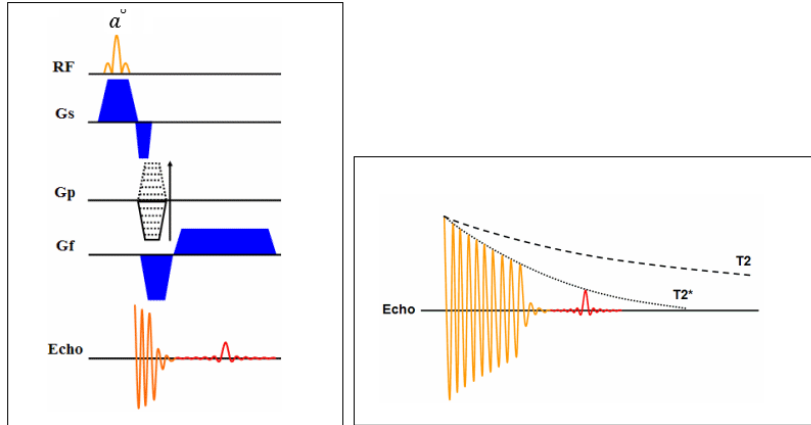


Şekil 2.71 Eğme açısı

Ayrıca gradyent yankıda sadece tek RF puls kullanılır ve hiç 180° RF puls uygulanmaz bu nedenle yankı daha hızlı bir şekilde kaydedilebilir ve buda yankı süresinin (TE) azalmasına neden olacaktır ve bunların sonucunda gradyent yankıda tarama süresi azalır ve hızlı görüntüleme teknikleri içinde tercih edilebilir. Gradyent yankıda sinyal kaybı T_2^* etkilerinden kaynaklanmaktadır ($1/T_2^* = 1/T_2 + 1/T_2'$; $T_2 +$ manyetik alan homojensizliği nedeniyle)

Gradyent yankın zamanlama taslağı Şekil 2.72’de gösterilmiştir.

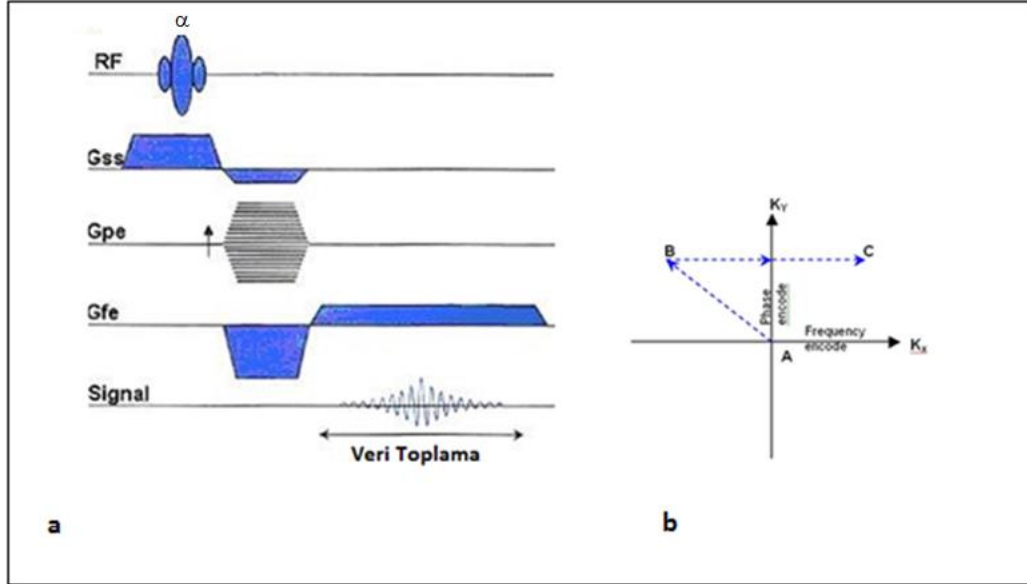
- Bu seride RF puls nesneye uygulanır. Bu RF puls 0° ile 90° arasında bir dönme açısı üretir.
- Dilim seçme gradyenti RF puls ile birlikte uygulanır.
- Daha sonra bir faz kodlama gradyenti uygulanır.
- Bir faz farkına neden olan (dephasing) frekans kodlama gradyenti, faz kodlama gradyenti ile aynı anda uygulanır ve böylece spinlerin, elde edilen sinyalin merkezinde aynı fazda olmaları sağlanır. Faz farkına neden olan gradyent, sinyalin elde edilmesi sırasında açıktır ve frekans kodlama gradyenti de başlangıçta negatif yönde uygulanır. Frekans kodlama gradyenti açık iken bir yankı oluşur çünkü bu gradyent, faz farkına neden olan gradyent ile faz farkına uğramış spinleri aynı faza getirir (Hornak 1996).



Şekil 2.72 Gradyent yankı serisi

Şekil 2.73’te gösterildiği gibi eş zamanlı uygulanan faz kodlama gradyenti ve frekans kodlama gradyenti sonucunda k-uzayında A noktasından B noktasına geçilir. B noktasından C noktasına frekans kodlama gradyenti ile takip edilir. Her veri

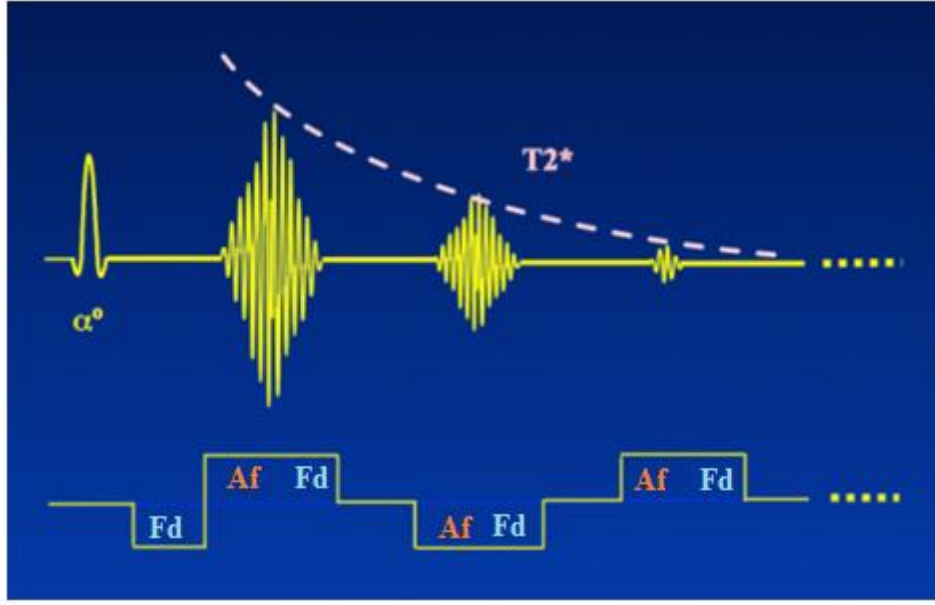
çizgisinden, sinyalin frekans bilgilerini elde etmek için ters Fourier dönüşümü alınır ve bu işlem faz kodlama gradyentin farklı şiddetleri için tekrarlanır (Hornak 1996).



Şekil 2.73 (a) gradyent yankı serisi ve (b) k-uzay gösterimi

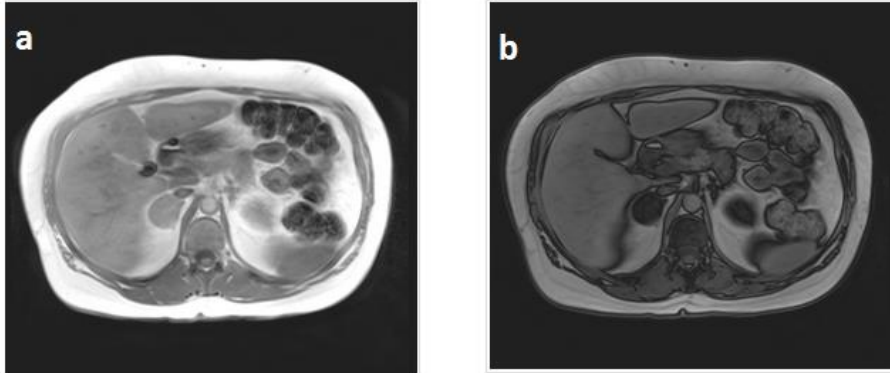
2.5.1.1 Çift veya çok yankılı gradyent yankı

Tek bir RF pulsdan sonra tek bir gradyent yankı oluşturmak için kullanılan ters gradyent, iki veya daha fazla ek gradyent yankı üretmek için tekrar edilebilir ve bu işlem çift veya çoklu gradyent yankı (dual or multi echo GRE) olarak tanımlanır. Şekil 2.74'te gösterildiği gibi ilk yukarı gradyent lobun ikinci yarısı sinyalin faz dışı olmasına neden olur. İkinci aşağı lobun ilk yarısı bu spinleri yeniden aynı faza getirir ve ikinci yankı oluşturur. Çoklu yankının kullanımını T_2^* bozunumu nedeniyle sınırlıdır (en fazla 3-4 yankı). Her yankı için yankı süreleri TE1, TE2 ... ile gösterilir (Hargreaves 2004, Hancock 2010).



Şekil 2.74 Bir çoklu yankı gradyent yankı dizisi. Pozitif ve negatif gradyent lobların ilk yarısı sinyali tekrar aynı faza getirir (Af) ve ikinci yarım loblar ise sinyalin faz dışı olmasına neden olur (Fd). Oluşan her yankı bir önceki yankıdan küçüktür

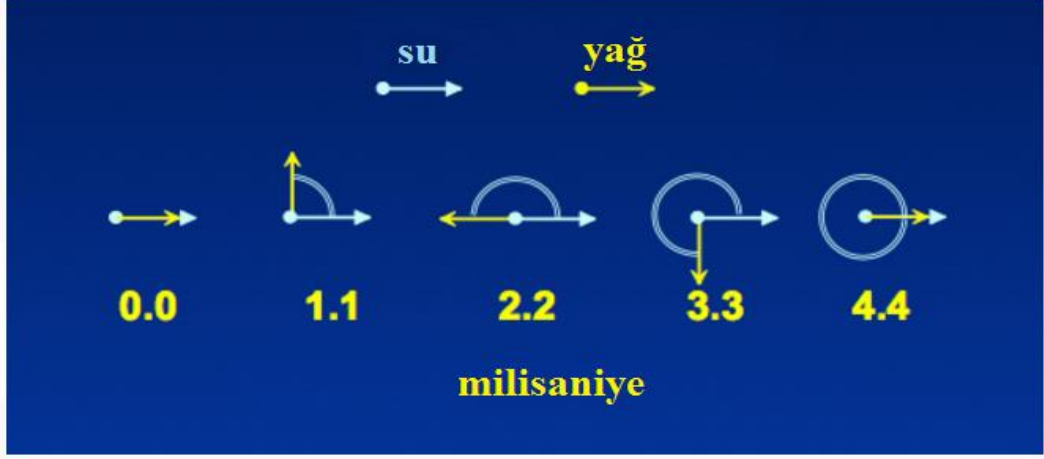
Çok yankılı gradyent yankının yaygın bir uygulaması Şekil 2.75’te gösterilmiştir. Burada yağ ve suyu “aynı faz” görüntüde ve “farklı faz” görüntüde elde etmek için iki farklı TE kullanılır (Hargreaves 2004).



Şekil 2.75 (a) Aynı fazlı olan gradyent yankı görüntüsü, TE=4.4ms (b) faz farkı olan gradyent yankı görüntüsü, TE=2.2ms

Çünkü su ve yağ protonları farklı rezonans frekanslarına sahiptir bu nedenle spinler zamanın bir fonksiyonu olarak birbirleriyle faz dışı olur. Şekil 4.76’da gösterildiği gibi aynı fazlı ve faz dışı koşulları, enine düzlemde her bir yarım dönme de sırasıyla oluşur. (1,5 T görüntüleme sisteminde faz dışı ve aynı fazlı olma, yaklaşık her 2,2 milisaniyede bir oluşur). 1.5T’da TE=2.2, 6.6, 11.0 ms’de elde edilen GRE görüntülerine faz-dışı

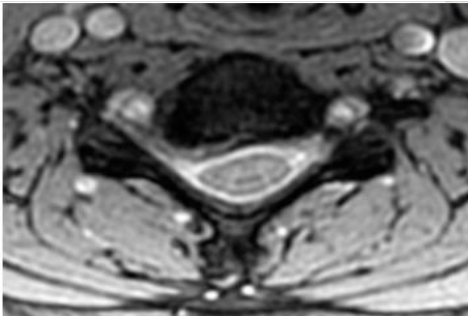
denir ve TE = 4.4, 8.8, vb.'de elde edilen GRE görüntülerine, aynı fazlı denir (Hancock 2010).



Şekil 2.76 1.5T'da yağ ile su arasındaki faz değişimi

Bu teknik yağlı karaciğerler ve diğer lezyonları tespit etmek için vücut MR da ortak bir tekniktir.

Çoklu-yankı GRE için ikinci bir önemli uygulama omurga görüntülerde MERGE (GE), Medic (siemens) veya M-FFE (Philips) olarak tanımlanan nispeten yeni teknikler kullanılır. Örneğin Şekil 2.77'de bu tekniklerle elde edilmiş bir görüntü gösterilmiştir. Bu tekniklerde, her RF puls sonrası üç veya daha fazla yankı elde edilir. Yankıları tek tek incelemek yerine bu yankılardan gelen veriler, tek bir görüntü oluşturmak için kombine edilir ki bu görüntüde sıvı (CSF) bastırılır (sıfırlanır) ve omurilik iç yapısını daha iyi gösterilir (Hargreaves 2004, Hancock2010).



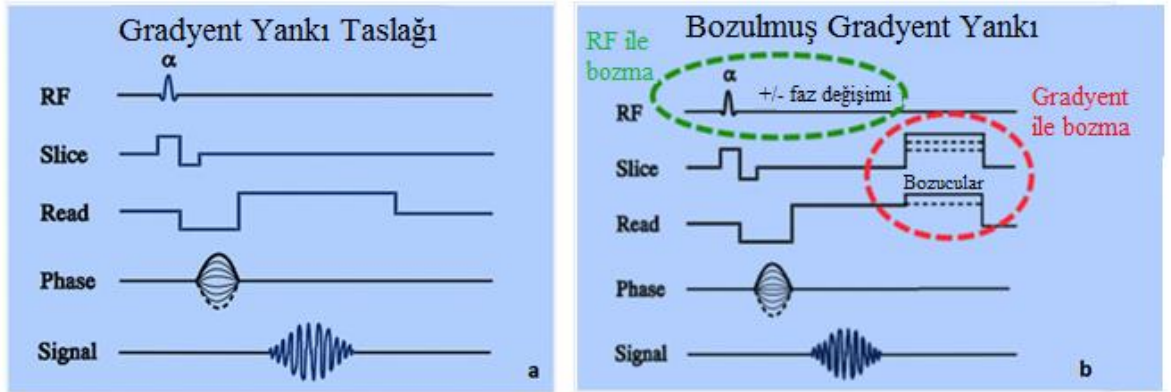
Şekil 2.77 Çoklu-yankı MERGE C-omurga görüntüsü

2.5.1.2 Bozma işlemi

Gradyent yankıda, TR'nin azalması, T2 nedeniyle kalıcı enine mıknatıslanmaya neden olabilir bu durumda enine mıknatıslanma, bir sonraki RF pulsu uyguladığında (veya bir sonraki tekrarlamanın başlangıcında) tamamen kaybolmayacaktır ve bir sonraki RF pulsu uyguladığında bu kalan enine mıknatıslanma eğme açısına maruz kalabilir.

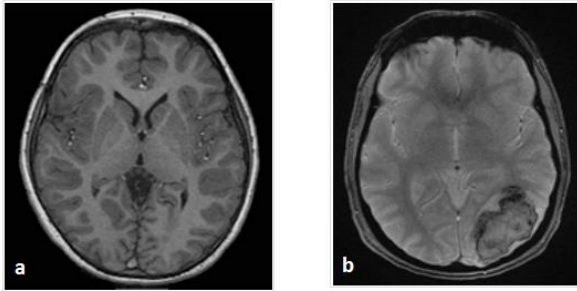
Bozma işlemi her RF pulsu öncesi kararlı durumdaki mıknatıslanmanın hiç bir enine bileşeni olmamasını sağlar (faz dışı durum oluşturulur). Boyuna mıknatıslanma (M_z) z yönünde kararlı duruma ulaşıyor ama enine mıknatıslanma (M_{xy}) her döngünün sonunda kararlı duruma ulaşamaz bu durum gradyent bozma işlemi ile sağlanır. Enine mıknatıslanmayı bozmak için Şekil 2.78'de görüldüğü gibi üç yöntem, tek başına ya da kombinasyon halinde kullanılabilir.

1. Uzun TR ile bozma: eğer $TR \gg T_2^*$ olursa enine mıknatıslanma doğal olarak döngünün sonunda (bir TR zaman aralığında) sifira gider. Böylece herhangi bir gradyent yankı serisinde “doğal bozulma” olacak birkaç yüz milisaniye veya daha uzun TR değerleri kullanılır.
2. Gradyent ilebozma: bu yöntemde bozma, bir sonraki RF pulsdan önce her dönme sonunda değişen genlikte dilim seçme gradyenti ve bazen frekans kodlama gradyenti uygulayarak gerçekleşir. Bu yöntem tek başına yeterli değildir. Bozma işlemi konumsal olarak homojen olmayacaktır. Çünkü gradyentler konumsal olarak değişen alanlar üretirler. Bu üçüncü ve en iyi yöntemeye yol açar.
3. RF ile bozma: RF bozulmasında, her uyarma pulsu rastgele bir faz açısı ile uygulanır. Bu durumda her RF pulsu, dikey (faz) bir kaymaya neden olur ve eğer düzgün bir şekilde rastgele seçilirse, enine mıknatıslanma hiç bir zaman yapıcı bir şekilde toplanmaz. Bunun etkisi, spinlerin doğal faz dışı olmalarını arttırmaktır. Böylece önceki uyarılmalardan geri kalan enine mıknatıslanma için T2'de belirgin bir azalma oluyor. RF bozulması kullanıldığında, faz kodlama gradyenti yeniden uygulanır, aksi takdirde sinyaldeki istenmeyen konumsal homojensizlikler ortaya çıkabilir (McRobbie 2006).



Şekil 2.78 (a) Gradyent yankı serisi için basitleştirilmiş puls zamanlama taslağı (b) Gradyent ile bozma ve RF ile bozmanın her ikisi de kullanılarak gösterilmiştir

Bozulmuş-gradyent yankı enine mıknatıslanmayı bozmak için tasarlanmıştır ve T1 ağırlıklı görüntülerde Şekil 2.79’da görüldüğü gibi büyük yararı görülmektedir. Ayrıca uygun parametreler seçimi ile spin yoğunluğu ve T₂* ağırlıklandırma da elde edilebilir.



Şekil 2.79 (a) T1 ağırlıklı bozulmuş gradyent yankı. Kısa TR (<10ms), kısa TE (<5ms), büyük Eğme açısı (30-50°) (b) T₂* ağırlıklı bozulmuş gradyent yankı. Uzun TR (>300ms), nispeten uzun TE (<20-50ms), küçük Eğme açısı (5°-15°)

Boyuna mıknatıslanma kararlı duruma ulaştığını ve mükemmel bozulma işlemi olduğunu varsayarsak bozulmuş-gradyent yankı sinyali

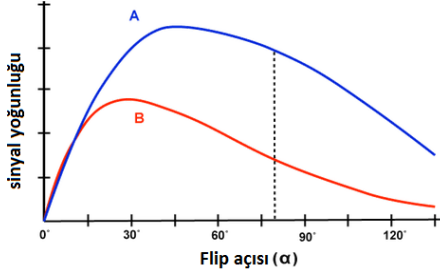
$$s = \rho \frac{\sin \alpha (1 - e^{-TR/T_1})}{(1 - (\cos \alpha) e^{-TR/T_1})} e^{-TE/T_2^*} \quad (2.90)$$

Bişimde ifade edilir (McRobbie 2006).

Ernst açısı: bozulmuş-gradyent’te dokudan gelen sinyali maksimum değere ulaştıran Eğme açısına Ernst açısı denir ($\alpha = \alpha_E$). Ernst açısı aşağıdaki denklemden hesaplanabilir.

$$\alpha = \arccos(e^{-TR/T_1}) \quad (2.91)$$

- Ernst açısı tek bir doku için bir bozulmuş-gradyent yankı serisinde maksimum sinyal yoğunluğunu sağlasa da, iki farklı doku arasındaki kontrastı en üst düzeye çıkartmak için yeterli değildir. Şekil 2.80’de görüldüğü gibi A ve B dokular arasındaki maksimum kontrast uygun bir Eğme açısıyla elde edilebilir (McRobbie 2006).



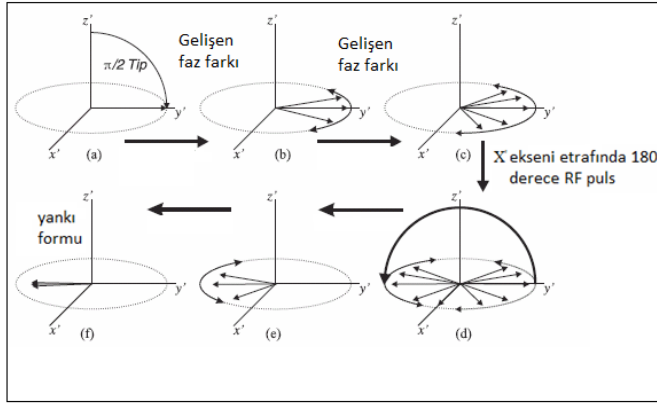
Şekil 2.80 Uygun Eğme açısında iki doku arasındaki kontrast

Çizelge 2.1 Gradyent yankı görüntülemenin avantaj ve dezavantajları

Avantajları	Dezavantajları
Hızlı görüntüleme	İyi bir T2 kontrast üretmek daha zor
Düşük Eğme açısı	Homojen olmayan manyetik alana (B_0) duyarlı
Düşük RF şiddeti	Duyarlılık etkilerine duyarlı

2.5.2 Spin yankı (Spin Echo, SE)

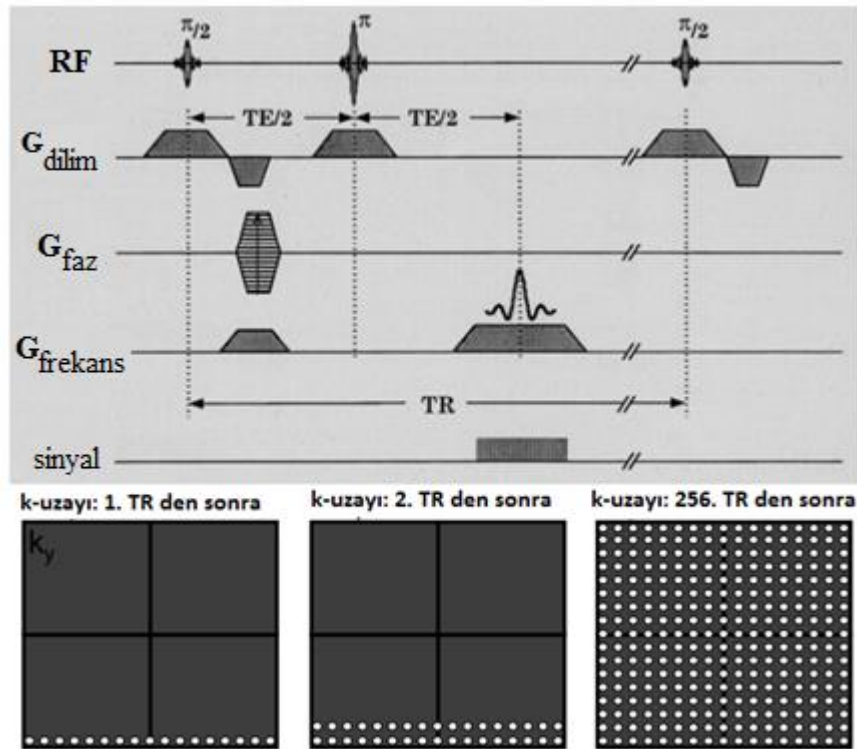
Bir başka ve sık kullanılan puls serisi spin yankı serisidir. Şekil 2.81’de gösterildiği gibi ilk olarak 90° RF puls spin sistemine uygulanır. Bu 90° RF pulsü mıknatıslanma vektörünü (M) aşağıya yani xy düzlemine döndürür. Yerel manyetik alanlardaki değişimlerden dolayı enine mıknatıslanmayı oluşturan spinlerin bazıları diğerlerine göre daha hızlı veya yavaş dönerler ve kısa bir süre sonra enine mıknatıslanma faz dışı olmaya başlar. 90° RF pulsü uyguladıktan belli bir süre sonra ($TE/2$ zaman sonra) spinleri aynı faza getirmek için 180° RF pulsü uygulanır ve $TE/2$ zamanı kadar bekleyince spin yankı oluşur ve bu anda sinyal kaydı yapılmaya başlanır.



Şekil 2.81 Spin yankı serisi

Bir spin yankı serisinde iki temel parametre vardır TE ve TR:

Uyarma pulsu (90° RF pulsu) ve ortaya çıkan yankı arasındaki zaman, yankı zamanı (TE) olarak adlandırılır ve bu dizi, her bir TR zaman aralığında (tekrar zamanı) tekrarlanır ve Şekil 2.82'de gösterildiği gibi her bir tekrarda, k-uzayın bir satırı farklı bir faz kodlama ile doldurulur.



Şekil 2.82 Spin yankı serisinde TR ve TE parametreleri ve k-uzayında doldurulması

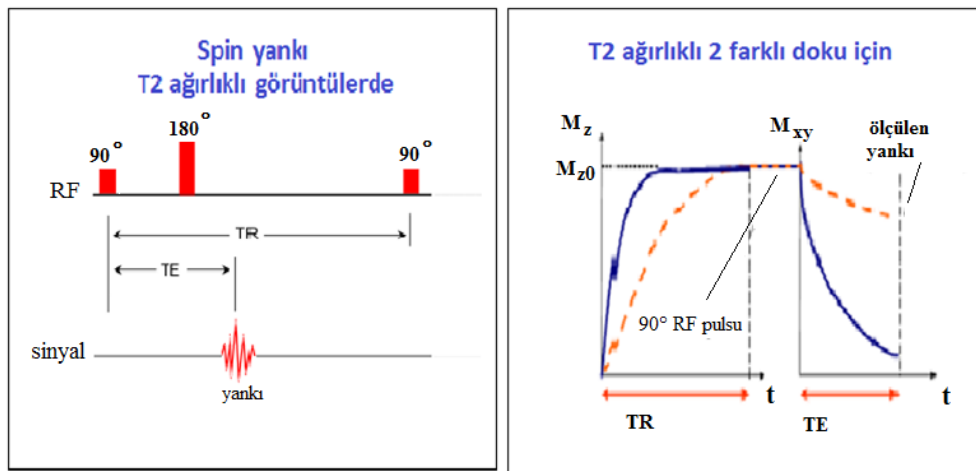
Sinyal TE ve TR cinsinden

$$S = \rho(1 - e^{-TR/T_1})e^{-TE/T_2} \quad (2.92)$$

Biçiminde ifade edilir. Spin yankı görüntülemeye, tekrarlama zamanı ve yankı zamanı, görüntü kontrastını ve ağırlığını kontrol etmek için kullanılır. Bu seri ile hem T1 ağırlıklı, hem T2 ağırlıklı ve hem de proton ağırlıklı (proton-density, PD) görüntüler elde edilebilir (Hornak 2014).

T2 ağırlıklı görüntü:

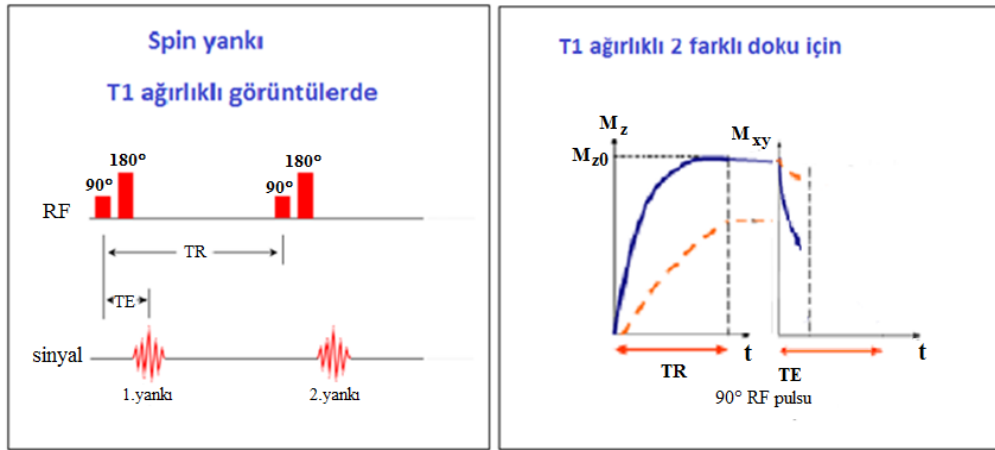
Denk. 2.92'de eğer TE, T2 ile karşılaştırıldığında kısa olursa, TE/T2 oranı sıfıra gider, böylece T2 ağırlıklı terim $e^{-TE/t_2} \rightarrow e^{-0} \rightarrow 1$ olacak, Diğer bir deyişle, T2 etkileri büyük ölçüde ortadan kalkmış olacak. Bunun tersine, TE, T2'ye göre uzun olursa, üstel ağırlıklandırma terimin önemi artar. T2 ağırlıklı görüntüler üzerinde TE etkisini anlamak için başka bir yolu farklı T2 değerlerine sahip iki dokular tarafından üretilen sinyalleri göz önüne almaktır. TE kısa olursa, T2 bozunma süresi kısa iken, yankı meydana gelir ve bundan dolayı dokular ayırt edilemez. TE uzunsa, iki dokular arasındaki sinyal bozunum farklılıkları daha belirgin ve dolayısıyla görüntü daha T2 ağırlıklı olacaktır bu yüzden bu 2 farklı doku daha iyi vurgulanacaktır. TR uzun olduğunda, boyuna mıknatıslanma tamamlanacak ve bir sonraki çevirmede (ikinci 90° RF verdiğimizde) sinyal üzerindeki T1 etkisi azalacaktır yani görüntü dokuların T1 sürelerinin farklı olmasından etkilenmeyecektir. Sonuç olarak T2 ağırlıklı görüntüler için Şekil 2.83'te gösterildiği gibi uzun TR ve uzun TE seçilir.



Şekil 2.83 T2 ağırlıklı görüntüler de uzun TR ve uzun TE kullanılır

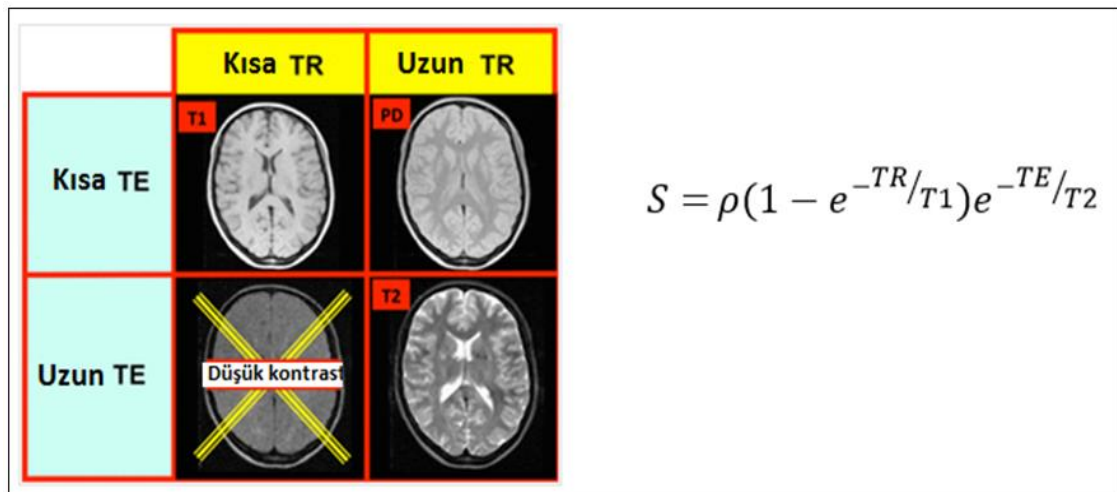
T1 ağırlıklı görüntüler:

Denk. 2.92'de eğer TR, T1'e göre uzun olursa, T1 ağırlıklı terim ($e^{-TR/T1} \rightarrow 0$) sıfıra gider, bu nedenle T1 etkileri kaybolur. Bunun tersine, TR, T1'e göre kısa olursa, üstel ağırlıklandırma terimin önemi artar. Kısa TR'ye sahip 2 dokuda, farklı T1 değerleri ile bazı voksellerde boyuna mıknatıslanma tamamlanmış ve bazılarında hala devam ediyor ve ikinci 90° RF pulsu verdiğimizde farklı sinyaller elde edilir yani kısa TR ile görüntü dokuların T1 sürelerinin farklı olmasından faydalanıp ve sonuçta elde edilen görüntü T1 ağırlıklı olacaktır. T1 ağırlıklı görüntüler için Şekil 2.84'te gösterildiği gibi kısa TR ve kısa TE seçilir (Mazzola 2009).



Şekil 2.84 T1 ağırlıklı görüntülerde kısa TR ve kısa TE kullanılır

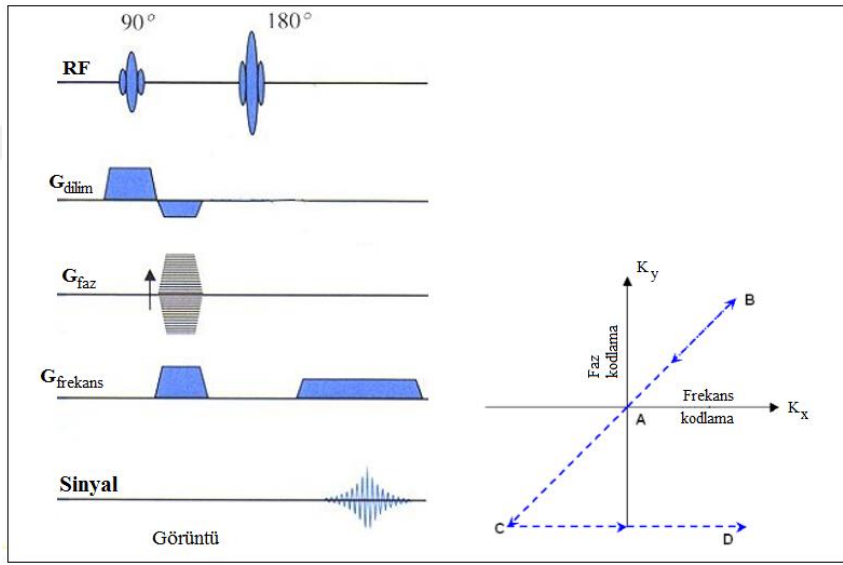
Son olarak şekil 2.85'te görüldüğü gibi TR uzun, TE kısa seçilirse, hem T1 ve hem T2 etkileri en aza indirilir. Geriye kalan tek etki spin-yoğunluğudur (Mazzola 2009).



Şekil 2.85 Spin ağırlıklı görüntülerde uzun TR ve kısa TE seçilir

2.5.2.1 Spin yankı serisi ile k-uzayın doldurulması:

Spin yankı serisi ile k-uzayının doldurulması Şekil 2.86’da gösterilmiştir. Faz kodlama gradyenti ve frekans kodlama gradyenti aynı anda uyguladığında k-uzayın merkezinden yani A konumundan B konumuna hareket edilir ve 180° RF pulsusu ile k-uzayın konumu hem faz hem de frekans yönlerinde ters çevirerek B’den C’ye gidilir ve C’den D’ye frekans kodlaması ile sinyal kaydedilir. Bu işlem farklı faz kodlama gradyentleri ile tekrarlanır ve k-uzayı doldurulmuş olur (Mazzola 2009).



Şekil 2.86 Spin yankı serisi ile k-uzayın doldurulması

Çizelge 2.2 Spin yankı serisinin avantaj ve dezavantajları

Avantajlar	Dezavantajlar
Yüksek sinyal gürültü oranı (SNR)	Uzun tarama süresi
Gerçek T2 ağırlıklı	GE serisine göre daha güçlü RF kullanımı
Duyarlılık etkileri en aza indirir	

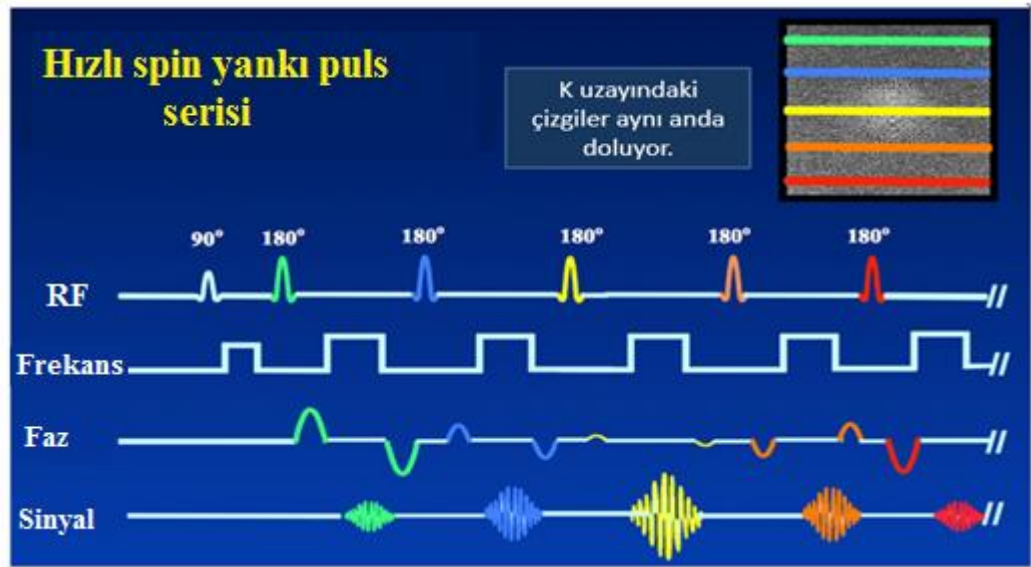
Çizelge 2.3 Farklı üreticiler tarafından spin yankı serileri için kullanılan terimler

Dizi türü	Philips	Siemens	GE	Hitachi	Toshiba
Spin yankı (SE)	SE	SE	SE	SE	SE

2.5.3 Hızlı spin yankı

Hızlı spin yankı (Fast spin echo) görüntüleme ayrıca turbo spin yankı görüntüleme olarak da adlandırılır. Hızlı spin yankı serisinde (FSE) Şekil 2.87’de gösterildiği gibi 90° RF puls sonrası belli sayıda 180° RF pulslar uygulanıp ve her defasında yankı elde edilir. Bu yankıların her biri için faz kodlama gradyenti değiştirilir. Sonuç olarak yankılar arasında faz kodlama gradyentinin değişmesi ile bir tekrarlama zamanı içerisinde (TR), k-uzayında birden fazla satır elde edilir. Her bir TR zaman aralığında birçok faz kodlama satırı, elde edildiği için hızlı spin yankı serisi önemli ölçüde görüntüleme süresini azaltır.

FSE: 90° – 180° –yankı– 180° –yankı– 180° –yankı– 180° –yankı..... 90° – 180° –yankı...



Şekil 2.87 Hızlı spin yankı puls serisi

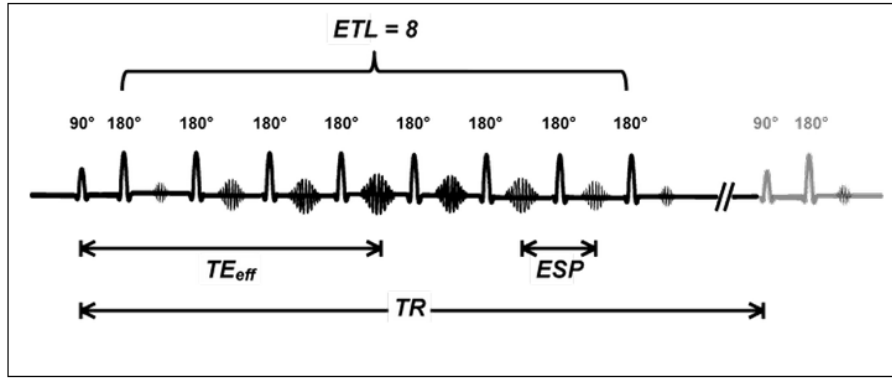
Hızlı spin yankı’da bulunan parametreler;

Etkin yankı zamanı (effective echo time(TE_{eff})): etkin yankı zamanı, k-uzayın merkezine en yakın şekilde alınan yankı zamanı olarak tanımlanır (daha düşük faz kodlama gradyenti ile) ki bu yankılar görüntü kontrastı üzerinde en büyük etkiye sahiptir.

Yankı tren uzunluğu (echo train length(ETL)): Belirli bir TR aralığında elde edilen yankılar sayısı yankı tren uzunluğu (ETL) ya da turbo faktör olarak bilinmektedir. ETL

genellikle rutin görüntülemeler için 4 ile 32 arasında değişir, ama hızlı görüntüleme veya yankı düzlem teknikleri için 200'ü aşabilir.

Yankı aralığı (echo spacing (ESP)):yankılar arasındaki zamanı ifade eder. Bu parametreler Şekil 2.88'de gösterilmiştir (Amaro et al 2006).



Şekil 2.88 Hızlı spin yankıda ETL, TE_{eff} , ESP parametrelerin gösterimi

Hızlı spin yankı görüntüleme serisinde görüntüleme zamanı, ETL ile ters orantılıdır. Yani eğer $ETL=8$ olursa Şekil 2.88'de gösterildiği gibi, hızlı spin yankı serisi SE'ya göre 1/8 kat daha kısa zamanda yapılır. ETL büyüklüğü görüntü kalitesi üzerinde önemli etkileri vardır. Uzun ETL sonucunda (uzun TE ile) daha gecikmiş yankılarda T2 durulmasından dolayı sinyal zayıflar bu da görüntü kalitesini olumsuz etkiler. Uzun ETL'lerde gecikmiş yankılar daha zayıf oldukları için toplam sinyal-gürültü (SNR) ve kontrast-gürültü (CNR) oranının azalmasıyla sonuçlanır (Amaro et al 2006).

Artan yankı aralığı (ESP), uzun TE kullanımına izin verir ve sinyal-gürültü oranı (SNR) ve kontrast-gürültü oranı (CNR) üzerinde olumsuz etkisi olur ve bu durumda hareket, duyarlılık ve kenarla ilgili görüntü bozukluğu (artifakt) artar. Genel olarak, ESP'nin artması ile görüntü kalitesi azalır. Dolayısıyla uygulamalarda çoğunlukla kısa ESP seçilmelidir (Werhli 1991).

Görüntü kontrastı(istenen TE değeri için) düşük şiddette olan faz kodlama gradyent adımlarından elde edilen yankıların toplanmasıyla elde edilir. Çünkü görüntü kontrastı, k uzayın merkezinde düşük şiddetle uygulanan faz kodlama gradyenti ile elde edilen sinyallerden belirlenir (faz kodlama şiddeti arttırıldığında k uzayın kenarına denk gelir ve k uzayın kenarı daha çok görüntü detaylarına katkıda bulunur). Etkin yankı zamanı

(TE_{eff}), düşük faz kodlama şiddeti ile elde edilen yankı zamanı olduğu için görüntü kontrastı etkin yankı zamanından elde edilir ve genelde yankı tren uzunluğunun tam ortasında olacak şekilde seçilir (Fonseca et al 2002, Amaro et al 2006).

Hızlı spin yankı teknikleri ile k-uzayında birden fazla satır bir TR'de taranarak önemli zaman tasarrufu sağlanır (Werhli 1991, Fonseca et al 2002, Amaro et al 2006).

Çizelge 2.4 Farklı üreticiler tarafından hızlı spin yank serileri için kullanılan terimler

Dizi türü	Philips	Siemens	GE	Hitachi	Toshiba
Çok yanklı SE	Multi SE	Multi echo MS	Multi echo		
Fast SE	Turbo SE	Turbo SE	Fast SE	Fast SE	Fast SE

2.5.4 Ters çevirme geri kazanma puls serisi:

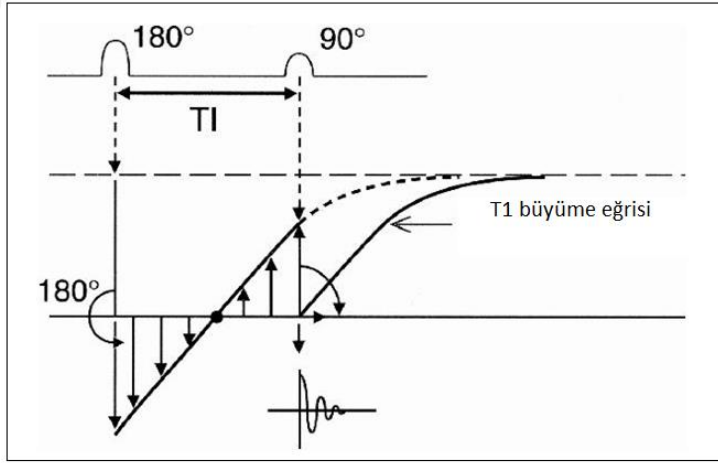
Ters çevirme geri kazanma puls serisi Şekil 2.89'da gösterildiği gibidir. İki boyuna ters çevirme 180° pulsü arasındaki zamana TR zamanı denir. Öncelikle 180° RF pulsü uygulanır ve mıknatıslanma ters çevrilir, bir süre beklendikten sonra (TI zamanı) 90° RF pulsü uygulanıp mıknatıslanma enine düzleme çevrilir. 90° pulsundan sonra bir enine ters çevirme 180° RF pulsü uygulanıp spin yankı oluşturulur ve oluşan yankı sinyali kaydedilir.



Şekil 2.89 Ters çevirme geri kazanma puls serisinde kullanılan TI, TE ve TR zamanları

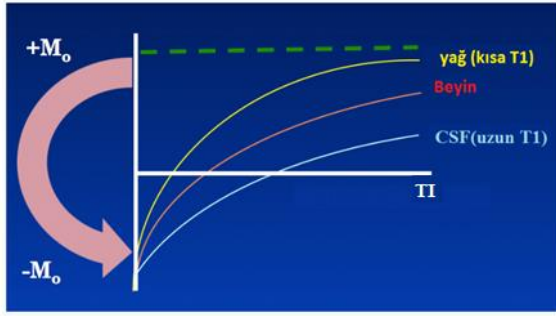
Ters çevirme geri kazanma puls serisinde 180° RF pulsü uygulamadan önce, mıknatıslanma vektörü +z eksen yönündedir. 180° RF pulsü uygulandıktan hemen sonra

Şekil 2.90’da gösterildiği gibi mıknatıslanma vektörü tam ters yöne çevrilir. Daha sonra 180° tersine çevrilmiş olan boyuna mıknatıslanma, bu en büyük değerinden büyümeye başlar ve T1 eğrisi boyunca kararlı duruma geri döner. Kararlı duruma geri dönerken $-z$ yöndeki mıknatıslanma vektörü küçülür ve sıfıra doğru gider ve sonra $+z$ yönünde büyümeye başlar. Sonunda orijinal boyuna mıknatıslanma geri kazanılır. Değişken TI süreleri beklendikten sonra 90° RF pulsları uygulanır. Bu 90° RF pulsları boyuna mıknatıslanmayı x-y düzlemi üzerine çevirir. Enine düzleme (x-y) çevrilen mıknatıslanma miktarı, 180° RF puls sonrası geçen TI zamanına bağlı olarak değişir. Enine düzleme çevrilen mıknatıslanma ile orantılı olarak bir serbest indüksiyon bozunum (FID) sinyali elde edilir (Bernstein et al 2004).



Şekil 2.90 Ters çevirme geri kazanma serisinde geri kazanma eğrisi

180° RF puls ile 90° RF puls arasındaki zamana ters çevirme zamanı (inverse time TI) denir. Mıknatıslanma vektörünün $-z$ ekseninden, enine düzleme ulaştığı nokta sıfırlama noktası (null point) ve geçen zamanda sıfırlama zamanı olarak adlandırılır. Her dokunun Şekil 2.91’de gösterildiği gibi farklı sıfırlama noktası vardır. TI zamanı belli bir dokunun sıfırlama zamanına eşit olacak şekilde seçildiğinde o dokunun sinyale katkısı bastırılır ve görüntüden kaldırılmış olur.



Şekil 2.91 180 derece pulsu sonrası farklı dokuların boyuna mıknatıslamalarının yeniden büyümesi

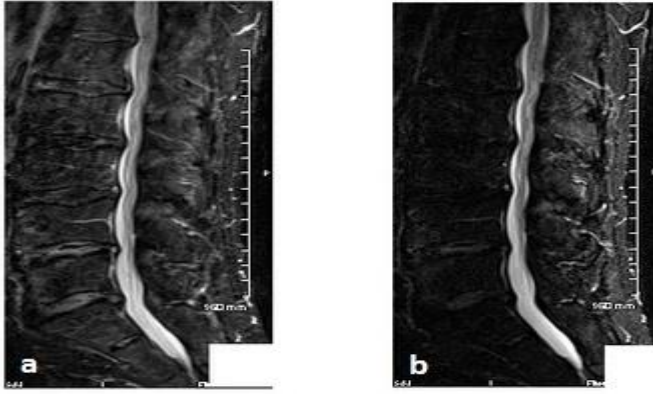
Ters çevirme geri kazanma puls serisinde sinyal yoğunluğu aşağıdaki denklemde verilmiştir:

$$s = [\rho] \cdot \left(1 - 2e^{-\frac{TI}{T1}} + e^{-\frac{TR}{T1}}\right) \cdot e^{-\frac{TE}{T2}} \quad (2.93)$$

Burada ρ spin yoğunluğudur (Bydder et al 1985). TE etkisi $e^{-\frac{TE}{T2}}$ de görülür. TE, T2 ye göre kısa olursa, T2 hassasiyeti en aza düşer ve ters çevirme geri kazanma puls serisi (IR) T1 ağırlıklı olur. Tersine eğer TE, T2 den büyük olursa o zaman bu terim büyük olup ve ters çevirme geri kazanma puls serisi (IR) T2 ağırlıklı oluyor. Ayrıca $(-2e^{-\frac{TI}{T1}})$, T1 içeren ikinci terimdir. Ters çevirme geri kazanma puls serisinde sadece TR değeri T1 ağırlığını kontrol etmez, seçilen TI değeri de T1 ağırlığında önemlidir. Böylece istenilen doku bastırılabilir. Eğer bu işlem yağ dokusunu bastırmak için kullanılıyorsa bu puls serisine STIR (short TI inverse recovery) denir. Beyin-omurilik sıvısı (cerebral spinal fluid (CSF)) bastırılmak istenirse bu puls serisine FLAIR (Fluid Attenuation Inverse Recovery) denir.

2.5.4.1 STIR

STIR ters çevirme geri kazanma puls serisi, kısa TI değerine sahiptir. Bir STIR dizisi yağı bastırır. Yağ dokusunun sıfırlama noktaya ulaşmak için gereken süreyi seçerek, yağ dokusu görüntüden kaldırılacaktır (yağ kısa T1 zamanına sahip olduğu için kısa TI değeri seçerek yağ sinyali bastırılabilir). Bir STIR görüntüsünde, TR değeri bastırılacak dokunun T1 değerinden en az üç kat daha büyük olmalıdır. TE değeri ile görüntü kontrastı kontrol edilir. Şekil 2.92’de görüldüğü gibi büyük TE artan kontrasta neden olmuştur. STIR serisi yağı siyah ve suyu parlak gösterir (Cameron 2003).

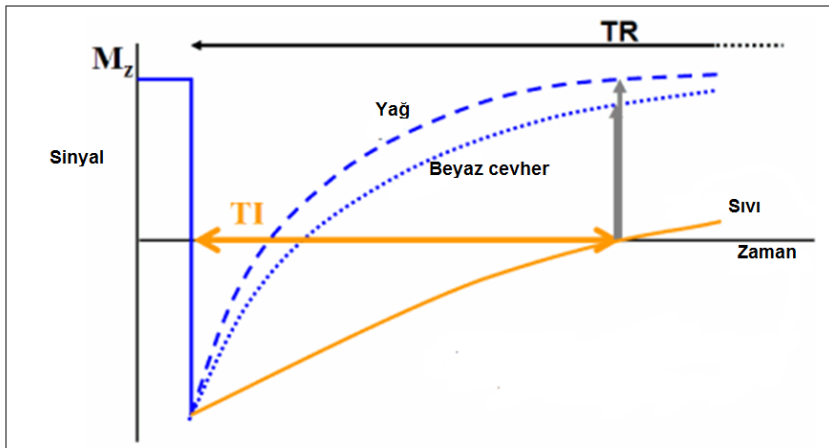


Şekil 2.92 (a) TE 30 ms ile alınmış STIR görüntüsü, kısa TE'den dolayı T2 kontrastı azalır (b) TE 90 ms ile alınmış STIR görüntüsü, büyük TE ile dokuların T2 kontrastı artar

STIR serisinin dezavantajları da vardır. Örneğin tarama süresi uzar. STIR sadece yağı baskılamıyor, T1 değerleri yağ yakınlarında (200-300 ms) olan diğer dokuları da bastırır ve onların görüntüleri de gürültülü olur (Haacke et al 1999, Cameron 2003).

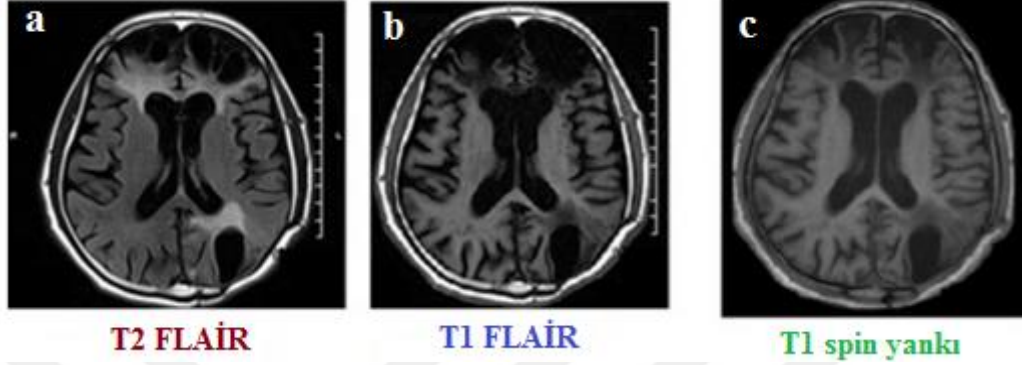
2.5.4.2 FLAIR

FLAIR serisi Şekil 2.93'te gösterildiği gibi farklı TI zamanı dışında STIR ile aynı şekilde çalışır. TI zamanını beyin-omurilik sıvı dokusunun (CSF) sıfırlama zamanına eşit seçilirse sinyali sıfırlanır ve görüntüden kaldırılır. CSF daha uzun T1 durulma zamanına sahip olduğundan bu dokudan gelen sinyali bastırmak için TI değeri STIR'a göre daha uzun seçilmelidir (Hajnal et al 1992).



Şekil 2.93 Sıvı baskılama ters çevirme geri kazanma (FLAIR) eğrisi

FLAIR görüntülerinde Şekil 2.94'te gösterildiği gibi CSF karanlık olarak görülecektir. Görüntü kontrastını kontrol etmek için farklı seçenekler vardır. Kısa TR ve TE değerleri seçilerek T1 ağırlıklı görüntüler (siyah CSF ve siyah sıvı) elde edilir. Uzun TR ve TE kullanarak, T2 ağırlıklı görüntüler (siyah CSF ve parlak sıvı) elde edilebilir.



Şekil 2.94 (a) T2 FLAIR, CSF siyah ama sıvı parlak gözüktür (b) T1 FLAIR, CSF ve sıvı siyah gözüktür ve sıvı çok iyi ayırt edilemez (c) T1 spin yankıda sıvı görüntüde çok iyi ayırt edilemez (Hajnal et al 1992).

2.6 Görüntü Kontrastı

Kontrast, görüntünün açık ve koyu alanları arasındaki parlaklık farkını belirtir. Şekil 5.95'te gösterildiği gibi yüksek sinyal veren alanlar görüntü üzerinde parlaktır ve düşük sinyal veren alanlar ise görüntü üzerinde karanlıktır. Orta sinyal veren alanlar genellikle gri renktedir. Büyük enine mıknatıslanma bileşenine sahip olan dokular, daha yüksek bir sinyal şiddetine sahiptir (parlak). Küçük bir enine mıknatıslanma bileşenine sahip olan dokular ise düşük bir sinyal şiddetine sahiptir (koyu).

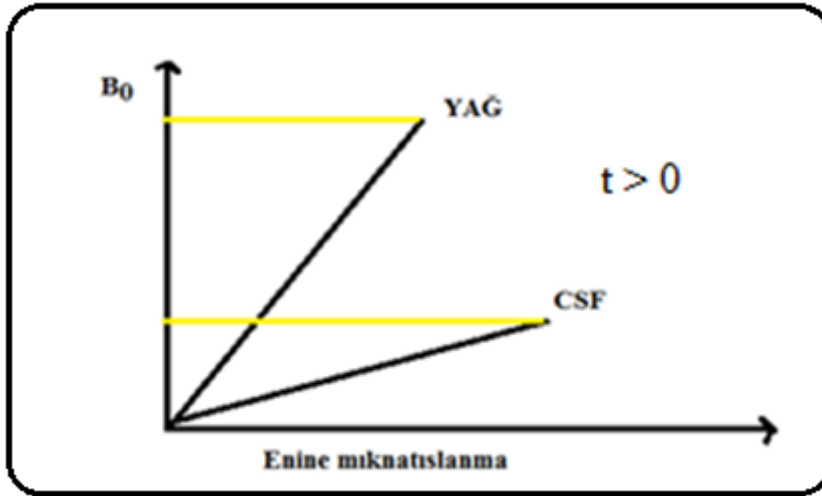


Şekil 5.95 (a) T2 ağırlıklı görüntülerde beyaz cevher orta sinyal verdiği için görüntüde koyu gri renkte gözüktür (b) kemik düşük sinyal verdiği için görüntüde siyah gözüktür (c) CSF yüksek sinyal verdiği için görüntüde parlak gözüktür

MRI'da, görüntüdeki kontrast üç mekanizma, yani T1 geri kazanımı, T2 bozunumu veya proton yoğunluğu ile elde edilir.

2.6.1 T1 kontrastı

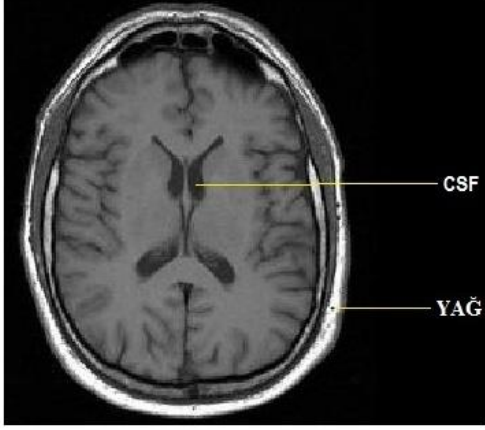
T1, bir uyarma sonrasında mıknatıslanmanın başlangıçtaki en büyük değerine (M_0) geri dönmesini ifade eden karakteristik süredir. Burada kontrast için frekansları birbirinden oldukça farklı olan yağ ve CSF örnekleri göz önüne alınmıştır. $\omega = \gamma B_0(1 - \sigma)$ eşitliğine göre, CSF'deki hidrojen atomları yağdakilere göre daha az perdelendikleri için frekansları yağdaki hidrojen frekanslarına göre daha yüksektir. Ayrıca yağdaki hidrojen atomları CSF'den daha hızlı spin-örgü durulma etkisi gösterir ve buda yağın T1 süresinin CSF'den daha kısa olmasına neden olur. Şekil 2.96'da gösterildiği gibi yağ vektörü CSF vektörüne göre daha hızlı bir şekilde B_0 ile yeniden aynı hizaya gelir. Bu nedenle her hangi bir anda yağın boyuna mıknatıslanma vektörü CSF'den daha büyüktür (Nishimura 1996, Hashemi et al 2011).



Şekil 2.96 CSF ve yağın B_0 ile aynı hizaya gelirken boyuna mıknatıslanma vektörlerinin arasındaki fark

Belirli bir tekrarlama (TR) zamanından sonra, bir sonraki RF pulsu uygulanır ve bu RF pulsu yağın ve CSF'nin mıknatıslanma vektörünü enine düzleme doğru çevirir. RF pulsundan önce yağda mıknatıslanma daha uzun olduğu için yağ spinlerinin mıknatıslanma vektörü CSF ile kıyaslandığında x-y düzlemine çevrildiğinde enine bileşeni daha büyük olur. Bundan dolayı CSF'nin yağa göre genel sinyale olan katkısı çok küçük olacağı anlamına gelir. Bu nedenle Şekil 2.97'de gösterildiği gibi yağın

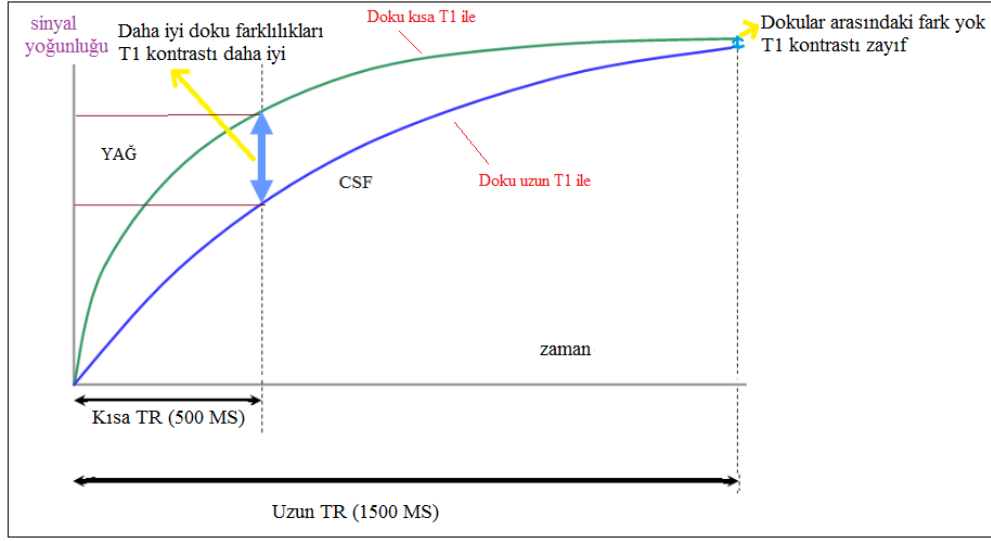
yüksek bir sinyali vardır ve T1 kontrast görüntüsü üzerinde parlak görünür ve düşük sinyali olan CSF karanlık olacaktır. Buna T1 ağırlıklı görüntüleme adı verilir.



Şekil 2.97 T1 ağırlıklı görüntülerde yağ parlak ve CSF koyu renkte gözüktür

Tekrarlama zamanı (TR), iki uyarım pulsu arasındaki zamanı ifade eder ve T1 kontrastı için çok önemlidir. TR, bir sonraki RF pulsu tarafından uyarılana kadar her vektörün ne kadar geri kazanabileceğini kontrol eder. Şekil 2.98'de gösterildiği gibi görüntünün T1 ağırlıklı olması için, TR'nin yeterince kısa olması gerekir, böylece yağ ve CSF, B_0 'a tamamen geri dönmeleri için yeterince zaman kazanamazlar. TR çok uzunsa CSF ve yağın mıknatıslanma vektörünün geri dönmesi için yeterince zaman verilir ve bu durumda, T1 kontrastındaki fark görüntüde gösterilemez.

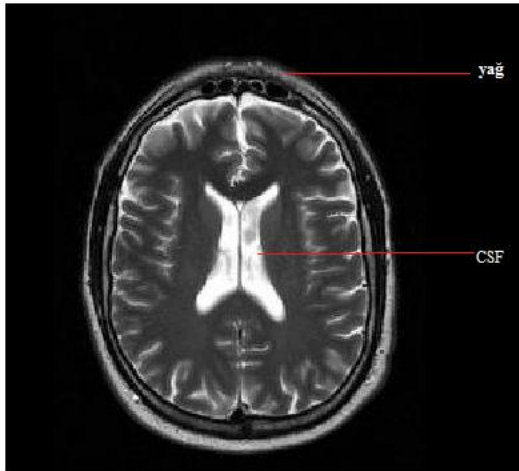
Şekil 2.98'de iki dokunun farklı T1 zamanları ile geri kazanılması gösterilmiştir. Burada kısa T1 zamanına sahip olan doku parlak görünmektedir, çünkü TR aralığı boyunca mıknatıslanma vektörünün çoğunu geri kazanıp ve daha güçlü bir MR sinyali üretir. Uzun bir T1 zamanına sahip olan doku ise koyu renktedir, çünkü TR aralığı boyunca çok fazla mıknatıslanma kazanamayıp ve daha zayıf bir MR sinyali üretir (Hashemi et al 2011).



Şekil 2.98 T1 ağırlıklı görüntüleme için TR ve T1 arasındaki ilişki

2.6.2 T2 kontrastı

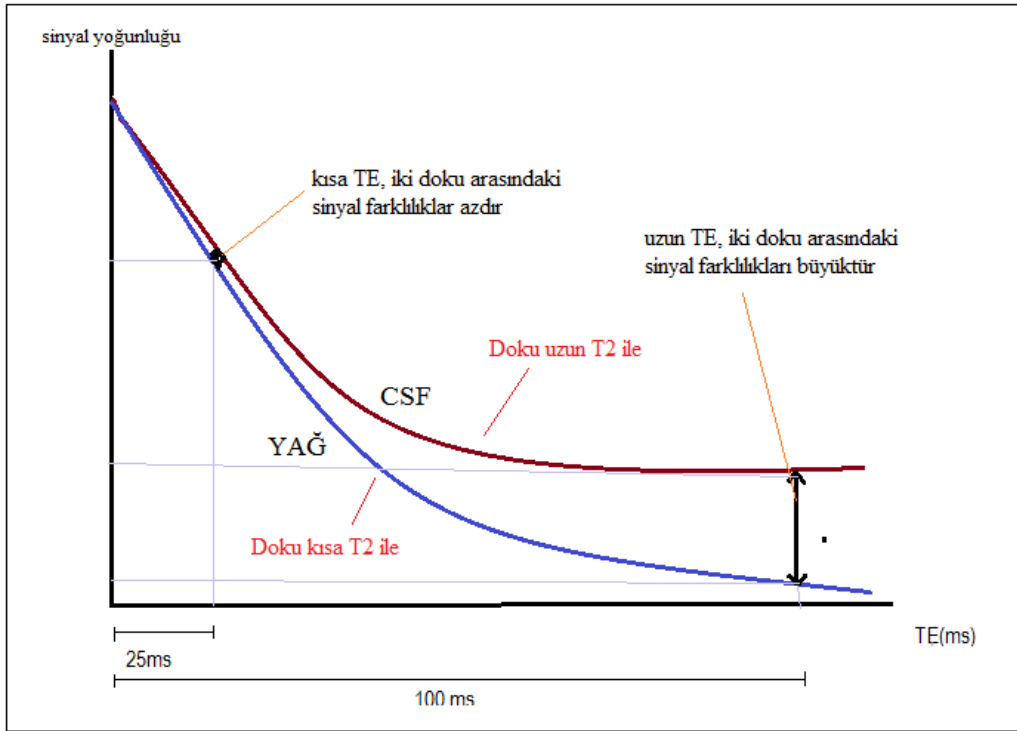
T2 süresi, uyarıldıktan sonra bir MR sinyalinin enine düzlemde bozunmasına ait karakteristik süreyi ifade eder. T2 bozunması, komşu spinler arasındaki etkileşme sonucunda ortaya çıkar. Yağdaki hidrojen atomları arasındaki etkileşme su'ya göre daha fazladır. Sonuç olarak, yağ içindeki hidrojen atomları, enine mıknatıslanmasını CSF'ye göre daha hızlı bir şekilde kaybeder ve yağın T2 zamanı CSF'ye göre daha kısa olur. Spinler enine düzleme döndürüldükten sonra her hangi bir anda CSF'nin genliği yağa göre daha büyüktür. Bu nedenle Şekil 2.99'da gösterildiği gibi T2 ağırlıklı görüntüde CSF, yağ ve beyaz/gri cevher ile karşılaştırıldığında çok daha parlak görünür (Nishimura 1996).



Şekil 2.99 T2 ağırlıklı görüntülerde CSF parlak ve yağ koyu renkte görünür

Yankı zamanı (TE) uygulanan 90° RF pulsu ile spinleri aynı fazlı hale getirmek için uygulanan 180° pulsu arasında geçen sürenin iki katına eşittir. TE zamanı sonunda MR sinyalinde oluşan bozunma telafi edilerek bir yankı oluşturulur. Eğer kısa bir yankı zamanı kullanılırsa, dokular arasındaki sinyal farklılıkları az olur çünkü T2 durulması yeni başlamış ve yankı toplama sırasında sinyalin bozulması için yeterince zaman verilmiyor. Bu durumda ortaya çıkan görüntü düşük T2 ağırlıklıdır. Eğer uzun yankı zamanı kullanılırsa, dokular arasındaki sinyal farklılıkları ve contrast değeri büyük olacaktır.

Şekil 2.100'de farklı iki dokunun T2 bozunumları gösterilmiştir. Belirli bir zamanda kısa T2'ye sahip olan yağ dokusu sinyalinin çoğunu kaybeder ve görüntü üzerinde koyu renkte görünür. CSF uzun T2'ye sahip olduğu için sinyalini diğer dokuya göre daha az kaybeder ve T2 ağırlıklı görüntülerde yağdan daha parlak görünür (Hashemi et al 2011).

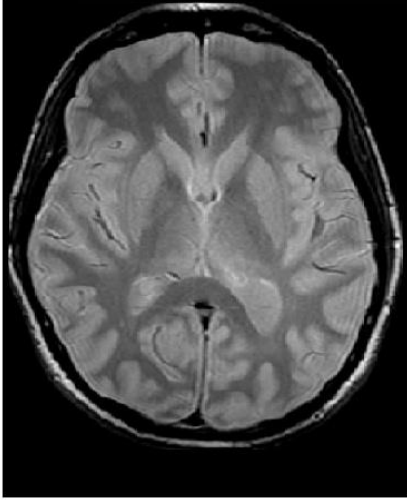


Şekil 2.100 T2 ağırlıklı görüntülerde TE ve T2 arasındaki ilişki

2.6.3 Proton yoğunluğu ağırlıklandırma

Proton yoğunluğu (PD) birim hacim başına uyarılabilir spin sayısıdır. Proton yoğunluğu belirli bir dokudan elde edilebilecek en büyük sinyali belirler. Proton yoğunluğu

görüntülerindeki görüntü kontrastı T1 veya T2 durulmasına bağlı değildir. Alınan sinyal, tamamen dokudaki proton miktarına bağlıdır. Daha az proton, düşük sinyal anlamına gelir ve görüntüde koyu olarak gözükür ve daha fazla proton çok fazla sinyal üretir ve görüntü üzerinde parlak olur. Proton yoğunluğu ağırlıklı görüntüdeki kontrast, T1 ve T2 kontrastının etkisini en aza indirerek artırılabilir. Eğer uzun bir TR zamanı seçilirse hem yağ ve hem CSF'de boyuna mıknatıslanma tamamen kararlı duruma ulaşır ve görüntünün T1 ağırlığı azalır ve eğer kısa bir TE zamanı seçilirse enine mıknatıslanmanın bozulması için yeterince zaman verilmez ve görüntünün T2 ağırlığı azalır. Şekil 2.101'de proton ağırlıklı bir görüntü gösterilmiştir (Nishimura 1996).



Şekil 2.101 Uzun TR ve kısa TE ile Proton yoğunluğu görüntüsü

Proton yoğunluğu serisi, kemik veya bağ dokusu yapıları (bağlar ve tendonlar) gibi düşük sinyal yoğunluklu yapıları değerlendirmede çok yararlıdır. Proton yoğunluğu ağırlıklandırma genellikle yüksek çözünürlüklü görüntüleme için kullanılır. Proton yoğunluğu dizileri esas olarak beyin, omurga ve kas-iskelet sisteminin görüntülenmesi için kullanılır (Nishimura 1996, Hashemi et al 2011).

2.7 Beyindeki Dokuların T2 Özellikleri

Sıvılar en uzun T2 zamanına (700-1200 ms) sahiptirler ve su esaslı dokular ise Yağ esaslı dokulardan daha uzun T2'lere (Sırasıyla 40-200 ms ve 10-100 ms) sahip olur.

Bir dokunun T2 özellikleri spinlerin faz dışı olma hızları ile belirlenir. Eğer bu spinler hızlı bir şekilde faz dışı olurlarsa, kısa T2 zamanına ve yavaş faz dışı olurlarsa daha uzun T2 zamanına sahiptirler.

H₂O

Daha öncede söylendiği gibi T2 bozunması, manyetik alan homojensizliğinden veya moleküller arasında spin-spin etkileşimlerinden kaynaklanır. H₂O'da, hidrojen protonları arasındaki mesafe hem molekül içinde ve hem bitişik moleküller arasında nispeten büyüktür. Bu nedenle H₂O'da spin-spin etkileşimi ve sonuçta faz dışı olması diğer dokulara kıyasla çok daha yavaş bir hızda gerçekleşir. Bu durumda H₂O'nun T2 durulma süresi uzun olur. Bir çözelti içinde esas olarak 'serbest' olan su molekülleri, örneğin CSF, protonlar geniş bir frekans aralığında presesyon hareketi yaparlar. Ancak Larmor frekansında presesyon yapanların sayısı az olduğu için T1 durulması oldukça uzun olur. Benzer şekilde düşük frekansta titreşen çok az sayıda proton olduğundan T2 durulması yeterli değildir yani T2 durulma zamanı da oldukça uzun olur. Şimdi, büyük (makro) moleküllere "bağlı" olan su molekülleri bir hidrasyon tabakası oluşturur, örneğin miyelin, böylece düşük frekansta çok sayıda protonu vardır, çünkü hareketleri bağ tarafından sınırlandırılmıştır. Bu durumda T2 durulma zamanı serbest H₂O moleküllerine göre çok daha kısadır. Aslında T2 durulma süreleri o kadar kısadır ki, bu moleküller klasik MR görüntüleme cihazlarıyla 'görünmez' olur, çünkü uzun yankı zamanlarında yankı topladığımız zaman sinyalleri tamamen bozulmuş olur.

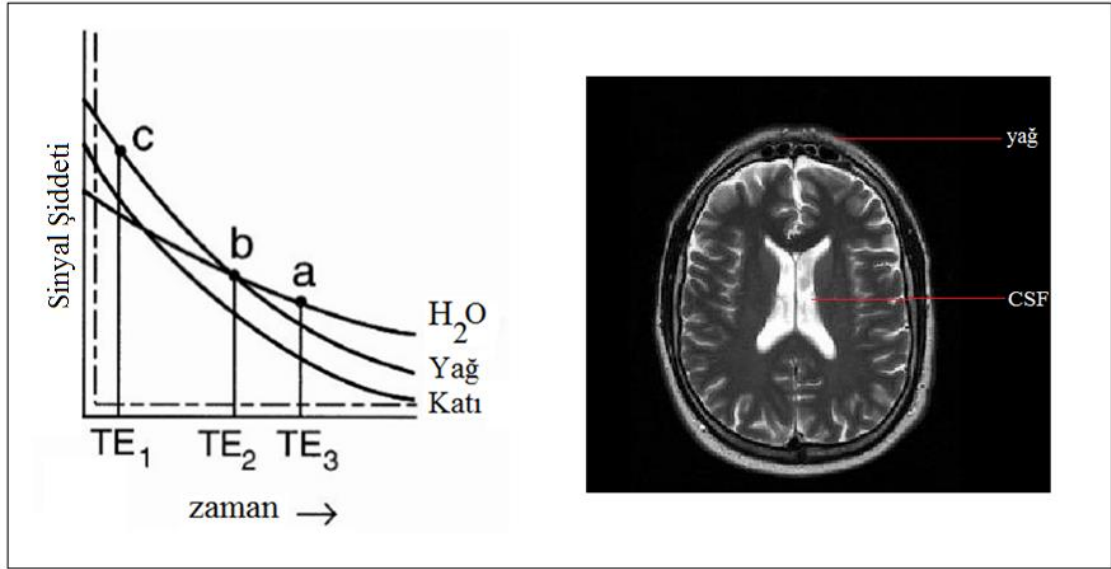
Beyaz cevher ve gri cevher

Sıvıya göre daha yoğun yapıdadırlar ve hidrojen protonları arasında birçok etkileşim vardır. Çok sayıda spin-spin etkileşimi daha hızlı faz dışı olmaya neden olur. Dolayısıyla, katı dokular için T2 değeri kısadır.

Yağ ve Proteinli dokular

Bu bileşikler, suya göre daha hızlı faz dışı olurlar. Proteinli doku veya yağ dokusunun T2 değerleri katılara yakındır. Ancak bu bileşikler beyin dokularında bol miktarda bulduklarından katılara göre daha yüksek bir sinyal şiddetine sahiptirler.

T2 eğrisi su, katı ve yağ dokuları için Şekil 2.102’de gösterilmiştir. H₂O / sıvı çok uzun bir T2’ye sahip olduğundan, yavaş azalan bir T2 bozunma eğrisine sahip olur. Katı doku ve yağ kısa T2’ye sahiptirler ve bu nedenle oldukça hızlı bozunurlar. Proteinli sıvı, protein içeriğine bağlı olarak kısa veya orta T2’ye sahip olabilir.



Şekil 2.102 Yağ, su ve katı dokunun T2 bozunma eğrileri

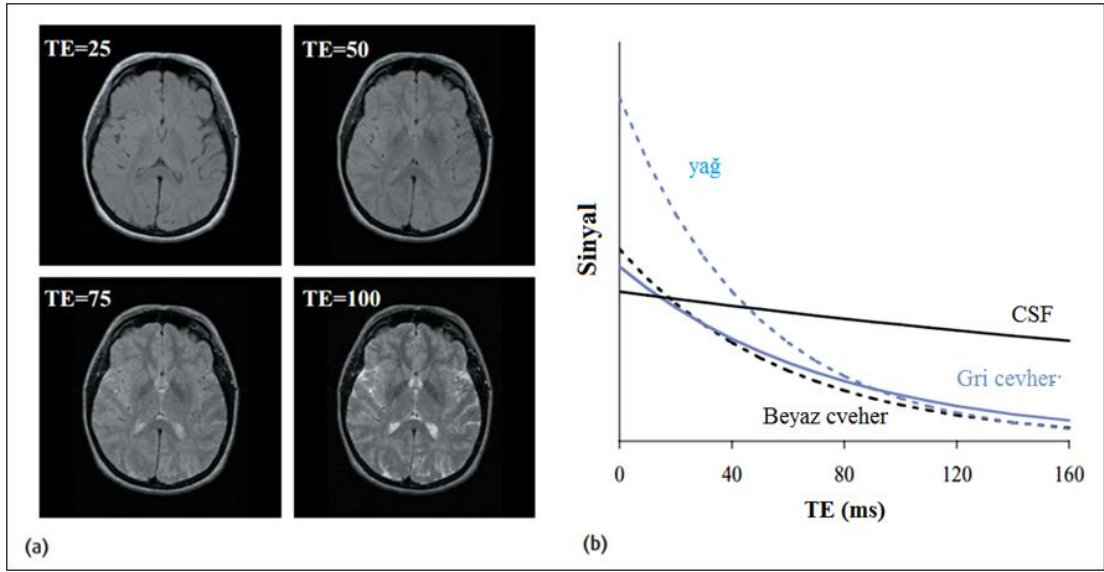
Şekil 2.102’de yeterince uzun bir TE (TE3) seçilirse, her bir dokudan ölçülen sinyaller aşağıdaki gibi değişir:

H₂O en yüksek sinyal şiddetine sahiptir. Katı doku en düşük sinyal şiddetine sahiptir.

Yağın orta seviyede sinyal şiddeti vardır. Proteinli sıvı, protein içeriğine bağlı olarak orta veya düşük sinyal şiddetine sahiptir. Daha kısa bir TE (TE2) alınırsa, yağ ve H₂O aynı sinyal şiddetine sahip olur. TE daha kısa olursa (TE1), sinyalde sadece proton yoğunluğu etkisi elde edilir ki burada yağ en yüksek sinyal şiddetine sahiptir (c noktası). Proteinli sıvı aynı zamanda yağa benzer yüksek yoğunluğa sahiptir. Katı doku orta sinyal şiddetindedir ve H₂O en düşük sinyal şiddetine sahip olur.

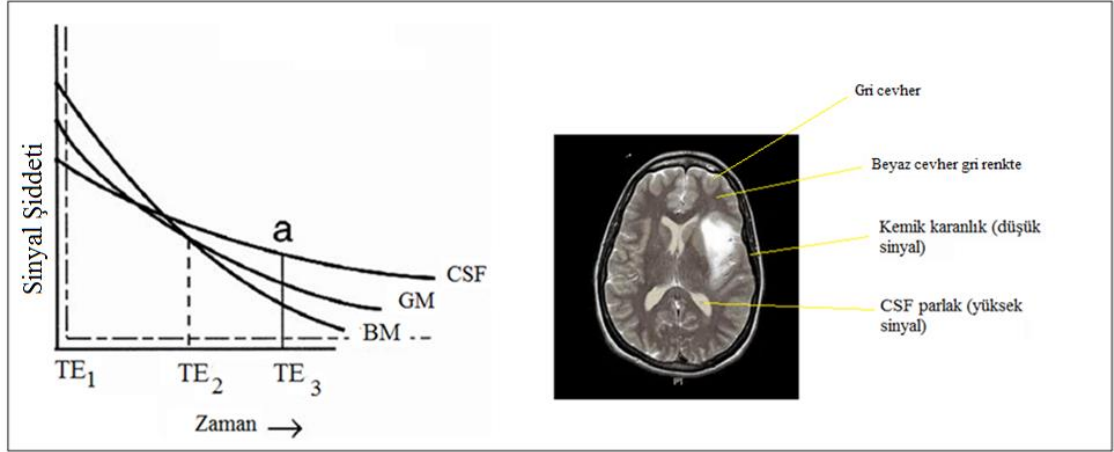
2.7.1 Beyinde bulunan üç farklı dokunun incelenmesi

Beyinde bulunan başlıca dokular gri cevher, beyaz cevher ve beyin omurilik sıvısıdır (CSF). Kısa TE zamanlarında Şekil 2.103b'de gösterildiği gibi beyaz cevher ile gri cevher için sinyal şiddetleri yüksektir ama CSF ile beyaz cevher/gri cevher arasındaki kontrast iyi değildir. TE'nin artması ile CSF ile beyaz cevher/gri cevher arasındaki kontrast arttırılmıştır. Ayrıca beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast küçük TE zamanına göre azda olsa bir miktar artıyor. Çünkü beyaz cevher akson demetlerinden oluşur. Bu aksonlar proteinlerin ve lipidlerin bir karışımı olan miyelin ile kaplanır (bu miyelinli aksonlar uzun boylu ve kısa boylu fiberlerden oluşurlar). Bu nedenle TE'nin artması ile Şekil 2.103 b'de gösterildiği gibi beyaz cevher enine mıknatıslanmasını gri cevhere göre kısa zamanda kaybeder yani küçük T2 zamanına sahiptir ve bu nedenle beyaz cevher, gri cevhere göre biraz daha çok bastırılır ve koyulaşır.



Şekil 2.103 (a) Spin yankı serisi ile çeşitli TE zamanında ve TR=1500 ms de elde edilen beyin görüntüleri (b) Beyin dokuları için sinyal şiddeti TE'ye göre çizilmiştir

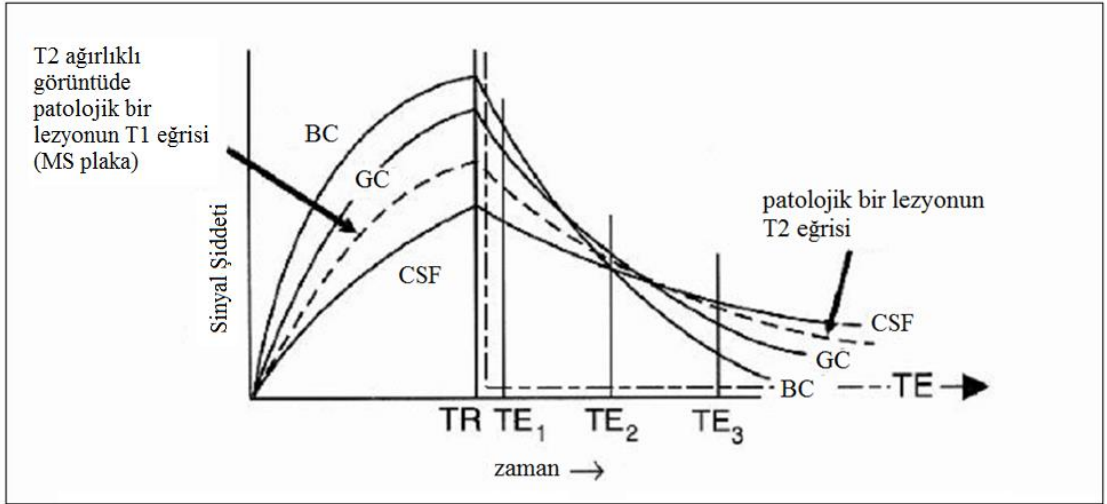
Beyaz cevher, gri cevher ve CSF için TE zamanına bağlı T2 bozunum eğrileri Şekil 2.104'te gösterilmiştir. Beyaz cevher de miyelin kılıfı yağ gibi davranıyor. Daha verimli bir enerji değişimi nedeniyle, gri cevherden daha kısa T2 bozunma zamanına sahiptir. Bu nedenle T2 ağırlıklı MR görüntülerinde beyaz cevher daha koyudur. CSF, H₂O gibi daha yavaş faz dışı olur ve böylece en uzun T2 zamanına sahiptir.



Şekil 2.104 CSF, beyaz cevher ve gri cevherin T2 bozunma eğrileri

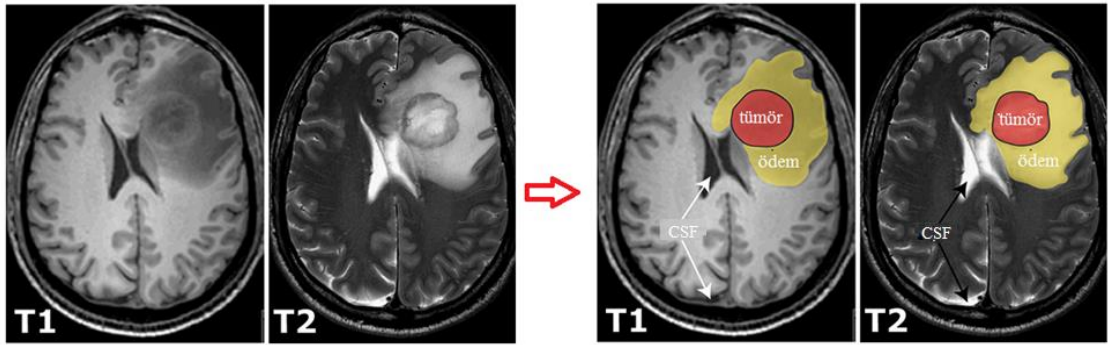
T2 ağırlıklı görüntülerde TE zamanı uzun seçilmelidir. Burada TE₃ zamanında CSF parlak, Gri cevher orta şiddette ve beyaz cevher koyu olarak gözükecektir. TE₂ zamanında beyaz cevher ve gri cevher aynı sinyal şiddetine sahiptirler yani görüntüde ayırt etmek zor olacaktır.

Patolojik lezyonların çoğunda, vazojenik ödem (H₂O içeren) nedeniyle yavaş bir T1 durulma eğrisi vardır. Ancak T1 durulma eğrisi saf su kadar yavaş değildir ve böylece T2 ağırlıklı görüntülerde TR uzun seçildiğinden bir kontrast farkı oluşur. Benzer olarak patolojik lezyonların çoğu (örneğin Tümör, ödem, multipl skleroz [MS] plak) aynı zamanda uzun bir T2'ye sahiptir, ancak CSF kadar uzun değildir ve böylece TE zamanlarının uzun olarak seçildiği, T2 ağırlıklı görüntülerde bir kontrast farkı oluşur. Yani patolojik lezyonların belirlenmesinde, T2 ağırlıklı görüntüler avantaj sağlar. T2 ağırlıklı görüntüleme için patolojik lezyon ve diğer dokuları içeren T1/T2 bozunma eğrileri Şekil 2.105'te gösterilmiştir.



Şekil 2.105 CSF, beyaz cevher, gri cevher ve patolojik lezyonun T2 bozunma eğrileri

TE₂'de beyaz cevher ve CSF'nin geçiş noktasına bakılırsa, CSF ve beyaz cevher TE₂ de birleşmiştir ve patolojik lezyon CSF ve beyaz cevherden daha parlak olacaktır bu nedenle daha kolay tespit edilebilecektir. T2 ağırlıklı görüntülerde su yüksek sinyal şiddetine sahiptir ve Şekil 2.106'da gösterildiği gibi patoloji sıklıkla ödem/sıvı ile ilişkilidir ve bu nedenle T2 ağırlıklı görüntüleme patolojiyi saptamak için çok uygundur.



Şekil 2.106 Sol tarafta çevredeki ödem ile beyin tümörü gösterilmiştir. Hem tümör hem de ödem T2 ağırlıklı görüntülerde yüksek sinyal şiddetine sahiptir

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyal

Bu çalışmada sunulan MR görüntüleri Ankara Üniversitesi İbni Sina Hastanesi Radyoloji Bölümünde bulunan 1,5 T GE Signa ve 3 T Siemens Magnetom MR görüntüleme sistemlerinden alınmıştır. Bu araştırma için mevcut cihazlarda kullanılan hazır görüntüleme protokollerine ek olarak kontrast ile ilgili teorik bilgiler göz önünde bulundurularak farklı yankı zamanları kullanılmış ve bunların görüntü kontrastına etkileri incelenmiştir. Farklı olgular dikkate alındığında değişik yankı zamanları ile elde edilen görüntülerin bazılarının hazır protokoldekinden daha iyi kontrast oluşturduğu gözlenmiştir. Bu çalışmada beyinde tümör tanısı için spin yankı serilerinin kullanılması incelenmiştir. Burada T2 ağırlıklı görüntülerde uygun parametrelerin seçilmesi ve bunların kontrasta etkileri üzerinde durulmuştur. İki sistem için hızlı yankı serileri farklı şekilde adlandırılmasına rağmen yapılan işlem benzerlik oluşturmaktadır.

3.2 Yöntem

Bu tez çalışmasında kullanılan spin yankı tekniği ile alınan T2 ağırlıklı görüntülerde uyarma pulsu (90° RF pulsu) ve ortaya çıkan yankı arasındaki zaman, yankı zamanı (TE) olarak adlandırılır ve bu dizi, her bir TR zaman aralığında (tekrar zamanı) tekrarlanır böylece her bir tekrarda, k-uzayın bir satırı farklı bir faz kodlama ile doldurulur. Yine benzer olarak bu çalışmada kullanılan hızlı spin yankı ile alınan T2 ağırlıklı görüntülerde ise yankılar arasında faz kodlama gradyentinin birden çok kez değiştirilmesi ile bir tekrarlama zamanı içerisinde (TR), k-uzayında birden fazla satır elde edilir. Her bir TR zaman aralığında birçok faz kodlama satırı, elde edildiği için hızlı spin yankı serisi önemli ölçüde görüntüleme süresini azaltır. Bu çalışmada 20 tümör şüpheli hastanın spin yankı T2 ağırlıklı aksiyal MR görüntüleri alınmıştır. MR görüntüleri incelenen hasta bilgileri ve görüntüleme için seçilen TE parametreleri Çizelge 3.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1 Tümör şüpheli hastaların MR görüntüleri

Hastalar	Yaş/cinsiyet	Kullanılan MR sistemi	Uygulanan puls serisi	Seçilen TE zamanları (ms)
1	64/erkek	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı spin yankı	57-105-143
2	23/kadın	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı spin yankı	80-101-121
3	95/kadın	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı spin yankı	60-101-141
4	72/kadın	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı spin yankı	60-101
5	36/erkek	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı spin yankı	60-101-141
6	42/erkek	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı spin yankı	60-101-141
7	34/erkek	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı spin yankı	60-101-141
8	57/kadın	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı spin yankı	60-101-141
9	59/erkek	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı spin yankı	60-101-141
10	69/kadın	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı turbo spin yankı	76-105-134
11	55/kadın	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı turbo spin yankı	60-101-141
12	61/erkek	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı turbo spin yankı	57-105-143
13	49/erkek	A.U.siemens BEYIN	T2 ağırlıklı turbo spin yankı	67-105-143
14	67/erkek	GE	T2 ağırlıklı hızlı spin yankı	62-120
15	29/kadın	GE	T2 ağırlıklı hızlı spin yankı	55-120
16	23/erkek	GE	T2 ağırlıklı hızlı spin yankı	62-95-129
17	64/erkek	GE	T2 ağırlıklı hızlı spin yankı	62-120
18	76/kadın	GE	T2 ağırlıklı hızlı spin yankı	50.14-94.72-128.15
19	68/erkek	GE	T2 ağırlıklı hızlı spin yankı	55-95-120.15
20	68/kadın	GE	T2 ağırlıklı hızlı spin yankı	62-120

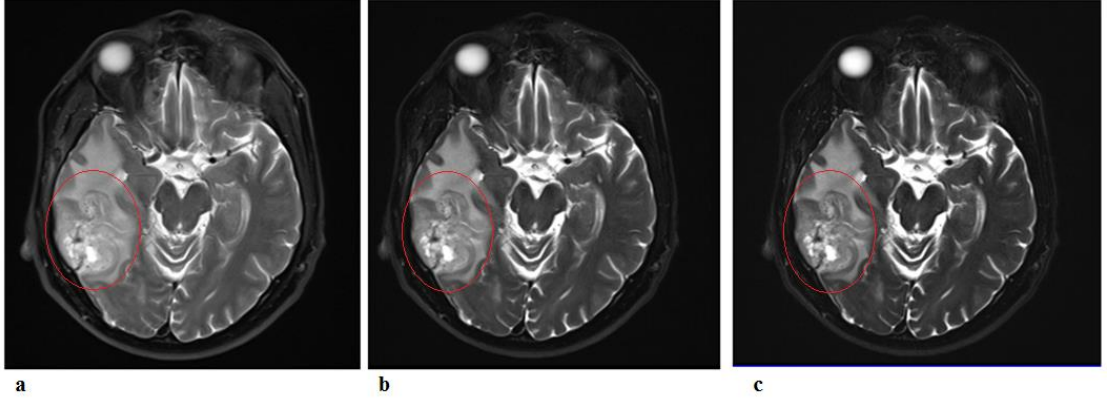
4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Hasta 1 (64 y, Erkek)

Görüntülenen çalışma : A.U. Siemens, BEYİN

Toplam dilim sayısı : 22

9.dilim



Şekil 4.1 64 yaşında tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanında alınan (a) TE=57 ms (b) TE=105 ms ve (c) TE=143 ms aksiyal MR görüntüleri

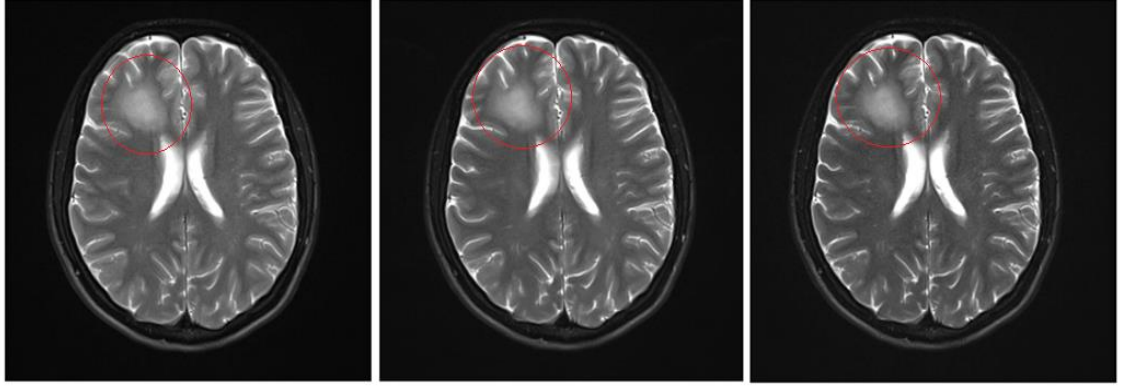
Siemens (3T) ile üç farklı TE zamanında (TE=57 ms , TE=105 ms ve TE=143 ms) üç MR görüntüsü alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=105 ms olan görüntü elde edilir. Ancak bazı durumlarda tümör kontrastı açısından rutinden bir miktar farklı TE zamanı kullanmak avantajlı olabilir. Bu çalışmada TE zamanı bir miktar artırılıp, azaltılarak normal görüntü ile arasındaki kontrast farkı incelenmiştir. Her üç görüntü birlikte incelendiğinde Şekil 4.1’de gösterildiği gibi kenarı sıvı ile kaplanmış tümör ile normal dokular arasındaki kontrast söz konusu olduğunda TE=143 ms olan (c) görüntüsü, TE=57 ms ve rutin TE=105 ms için alınan MR görüntülere göre daha iyidir. Bu çalışmada gösterildiği gibi tümör söz konusu olduğunda aynı dilim için farklı TE zamanlarında görüntüler alıp bunları birlikte değerlendirerek karşılaşılabilecek yapının daha iyi aydınlatılması açısından son derece önemlidir. TE değeri arttırıldıkça sıvı ile katı dokudan gelen sinyal şiddetleri arasındaki fark daha büyüyecek yani daha iyi bir kontrast oluşacaktır.

Hasta 2 (23 y, Kadın)

Görüntülenen çalışma : A.U. Siemens, BEYIN

Toplam dilim sayısı : 20

13. dilim



Şekil 4.2 23 yaşında olan tümör şüpheli kadın hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanında alınan (a) TE=80 ms (b) TE=101 ms (c) TE=121 ms, aksiyal MR görüntüleri

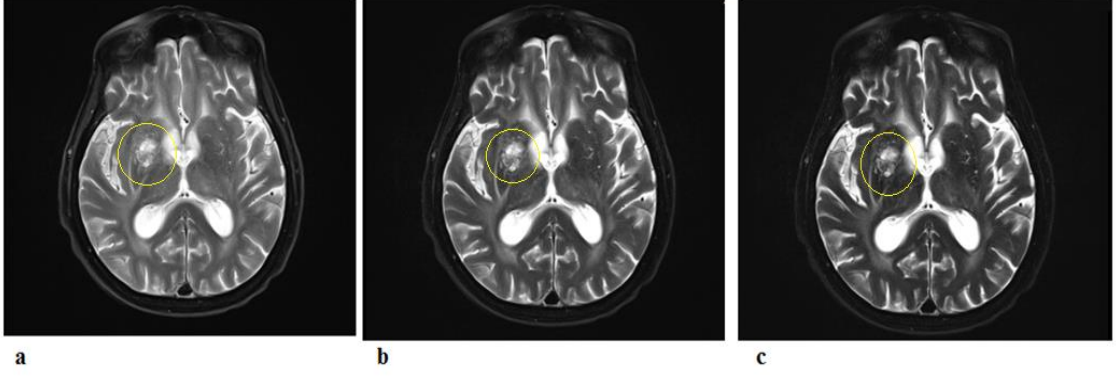
Siemens (3T) ile üç farklı TE zamanında (TE=80 ms, TE=101 ms ve TE=121 ms) üç MR görüntüsü alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=101 ms olan görüntü elde edilir. Her üç görüntü birlikte incelendiğinde çok büyük fark olmamakla birlikte TE=121 ms olan (c) görüntüsünde sağdaki tümör şüpheli bölgenin kontrastı TE=80 ms ve rutin TE=101 ms için alınan MR görüntülerine göre biraz daha iyidir. Ancak Hasta 1 durumunda olduğu kadar katı-sıvı kontrastı oluşmamıştır. Bu durum tümör şüpheli ve ya tümörün başlangıç evresinde olması ile ilgili değerlendirilebilir.

Hasta 3 (95 y, Kadın)

Görüntülenen çalışma : A.U. Siemens, BEYİN

Toplam dilim sayısı : 20

11. dilim



Şekil 4.3 95 yaşında olan tümör şüpheli kadın hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanında alınan (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms (c) TE=141 ms aksiyal MR görüntüleri

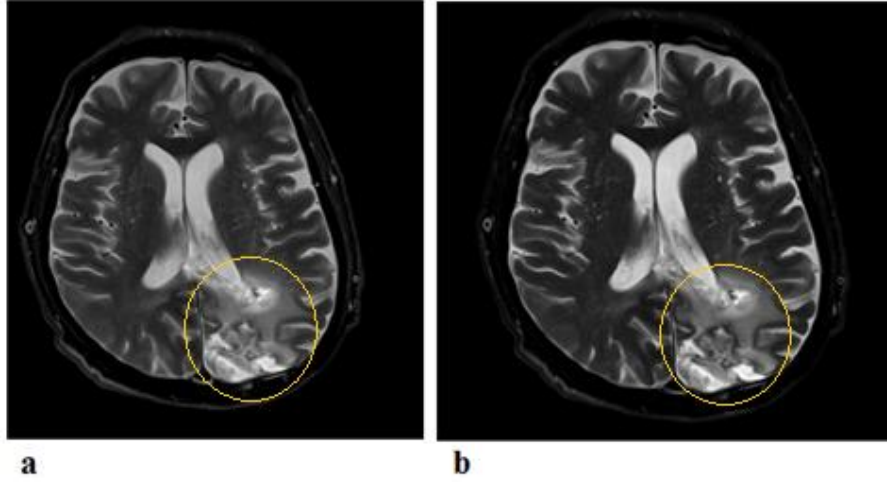
Siemens ile üç farklı TE (TE=60 ms, TE=101 ms ve TE=141 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Bu görüntülerde TE zamanının artırılması ile kontrast arttırılmıştır. 11. dilimde TE=141 ms olan (c) görüntüsünde beyaz cevher ve gri cevher arasındaki kontrast ve kitle ile diğer dokular arasındaki katı-sıvı kontrastı daha belirgindir.

Hasta 4 (72 y, Kadın)

Görüntülenen çalışma : A.U. Siemens, BEYİN

Toplam dilim sayısı : 20

14. dilim



Şekil 4.4 72 yaşında olan tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms, aksiyal MR görüntüleri

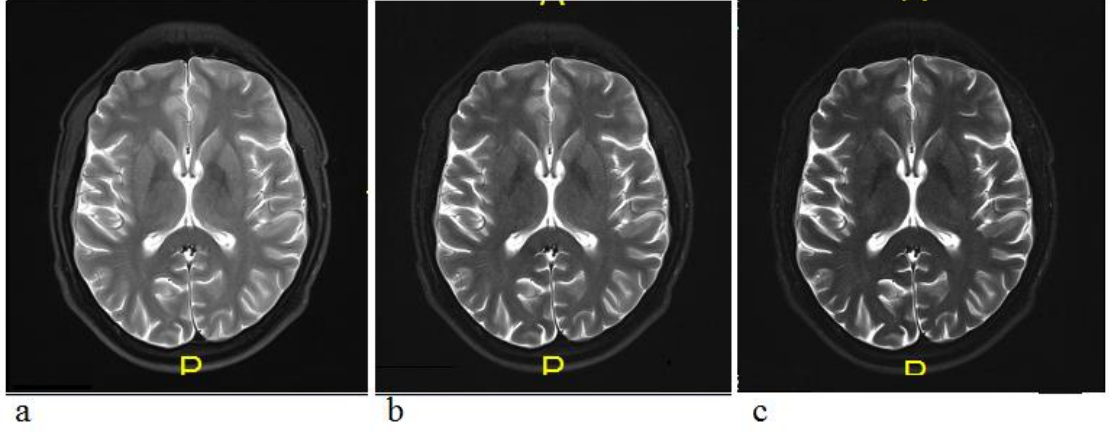
Siemens ile iki farklı TE (TE=60 ms, TE=101 ms) zamanlarında alınan iki MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Bu görüntülerde büyük TE de kontrast daha büyüktür. TE=101 ms olan (b) görüntüsünde beyaz cevher ve gri cevher arasındaki kontrast ve kitle ile diğer dokular arasındaki katı-sıvı kontrastı daha belirgindir.

Hasta 5 (36 y, Erkek)

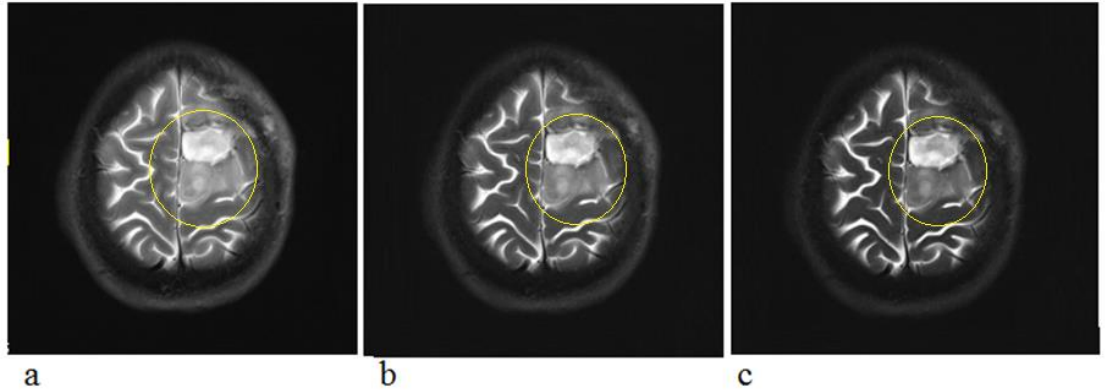
Görüntülenen çalışma :A.U. Siemens, BEYIN

Toplam dilim sayısı : 20

11. dilim



18. dilim



Şekil 4.5 36 yaşında olan tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms (c) TE=141 ms aksiyal MR görüntüleri

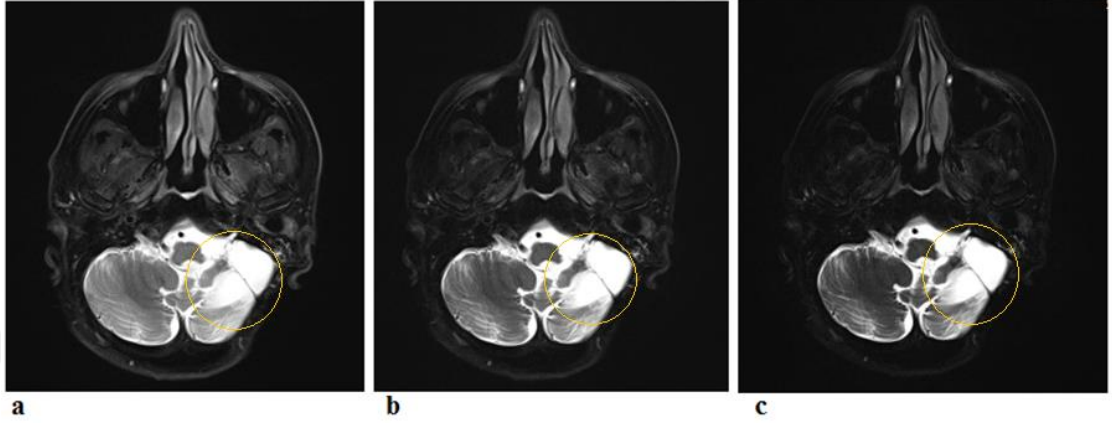
Siemens ile üç farklı TE (TE=60 ms, TE=101 ms ve TE=141 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=101 ms olan (b) görüntü elde edilir. Her üç görüntü birlikte incelendiğinde 11 ve 18.dilimlerde TE=141 ms olan (c) görüntüsünde soldaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı ve beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast diğerlerine göre biraz daha iyidir.

Hasta 6 (42 y, Erkek)

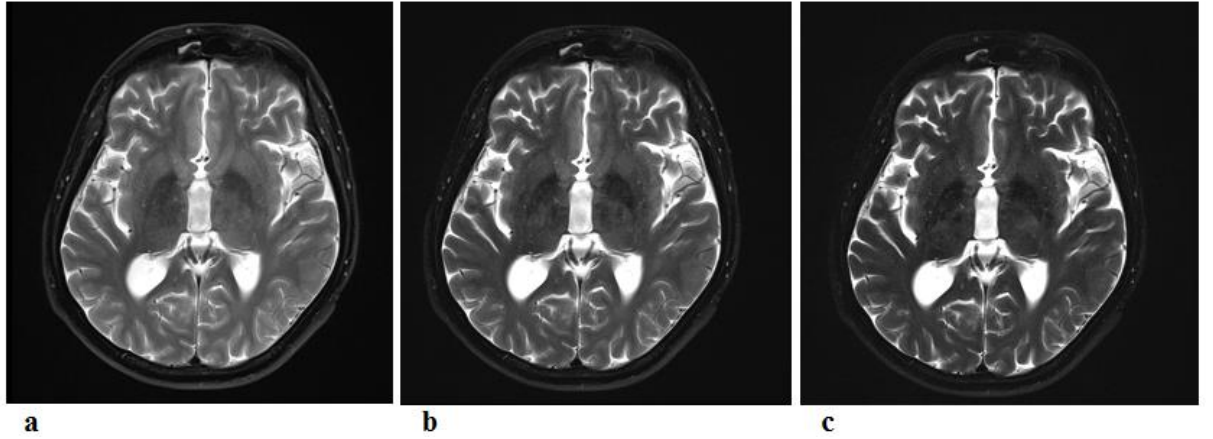
Görüntülenen çalışma : A.U. siemen, BEYIN

Toplam dilim sayısı : 20

4. dilim



11. dilim



Şekil 4.6 42 yaşında olan tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile alınan farklı TE zamanlarında (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms (c) TE=141 ms aksiyal MR görüntüleri

Siemens ile üç farklı TE (TE=60 ms, TE=101 ms ve TE=141 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=101 ms olan (b) görüntü elde edilir. Her üç görüntü birlikte incelendiğinde 4.dilimde TE=141 ms olan (c) görüntüsünde soldaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı diğerlerine göre biraz daha iyidir. 11. dilimde TE=60 ms olan (a) görüntüsünde beyaz cevher ile gri cevher için sinyal şiddetleri yüksektir ama

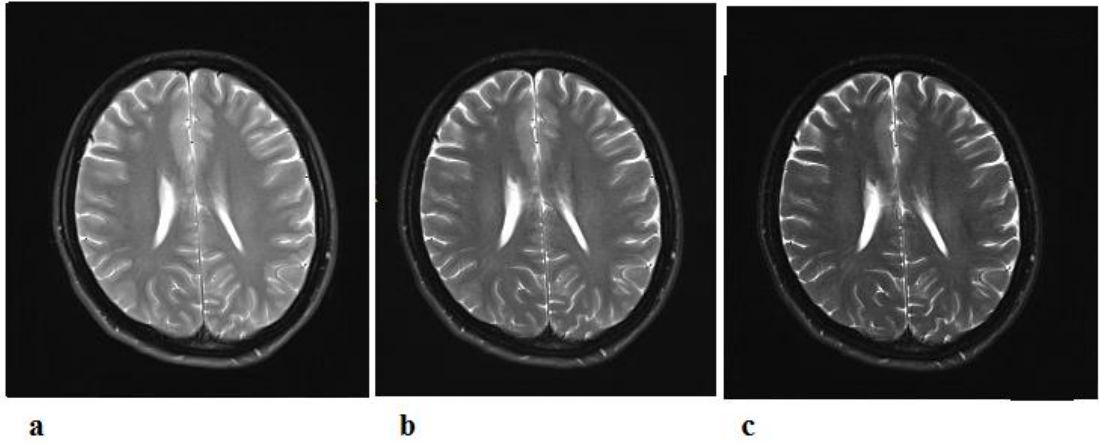
kayı-sıvı arasındaki kontrast iyi değildir ve TE'nin artması ile beyaz cevher ve gri cevher arasındaki kontrast artıyor.

Hasta 7 (34 y, Erkek)

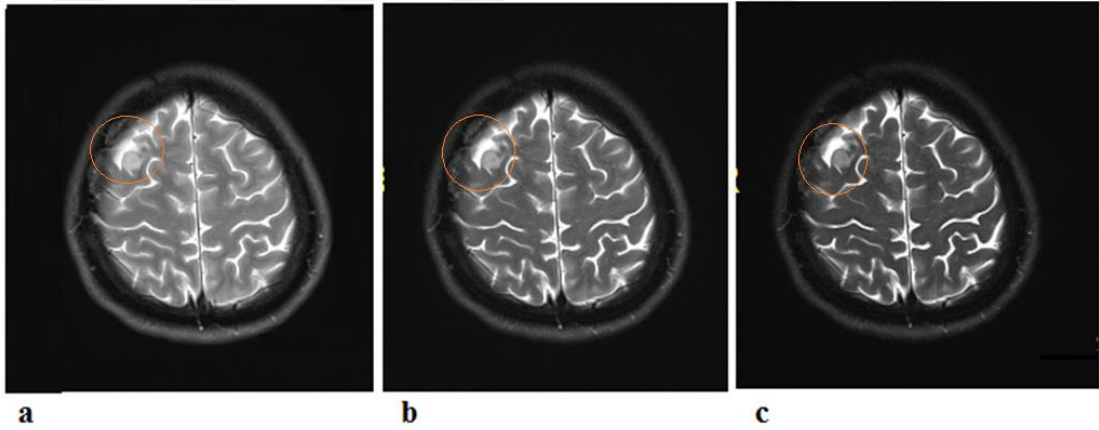
Görüntülenen çalışma : A.U. Siemens Beyin

Toplam dilim sayısı : 20

13. dilim



17. dilim



Şekil 4.7 34 yaşında olan tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile alınan farklı TE zamanlarında (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms (c) TE=141 ms aksiyal MR görüntüleri

Siemens ile üç farklı TE (TE=60 ms, TE=101 ms ve TE=141 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=101 ms olan (b) görüntüsü ile elde edilir. Her üç görüntü birlikte incelendiğinde 17.dilimde TE=141 ms olan (c) görüntüsünde sağdaki tümör şüpheli

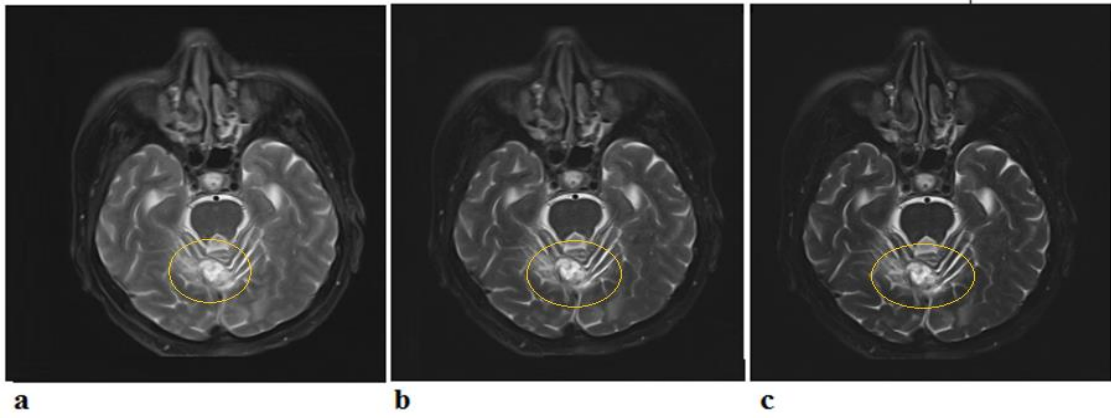
bölgenin katı-sıvı kontrastı diğerlerine göre daha iyidir. Bu çalışmada 13.dilimde'de TE=60 ms olan (a) görüntüsünde beyaz cevher ile gri cevher için sinyal şiddetleri yüksektir ama katı-sıvı arasındaki kontrast iyi değildir ve TE'nin artması ile beyaz cevher ve gri cevher arasındaki kontrast artıyor.

Hasta 8 (57 y, kadın)

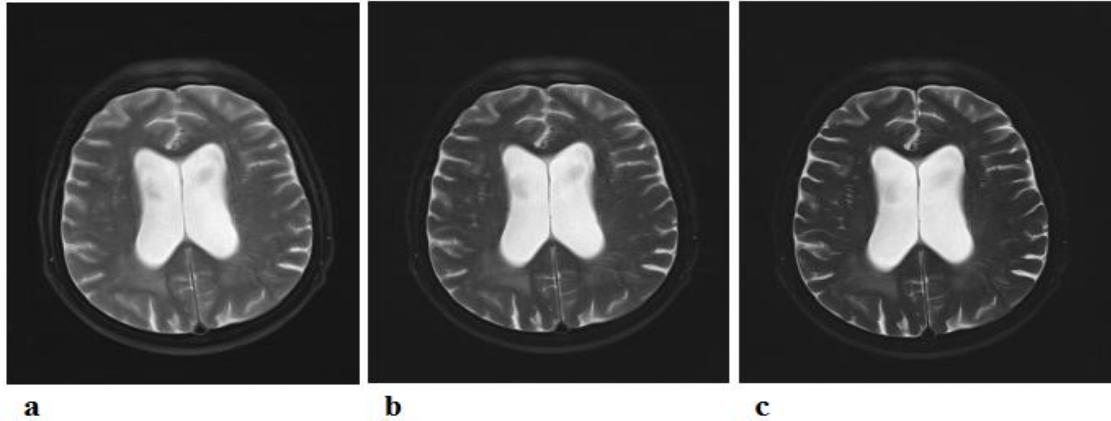
Görüntülenen çalışma : A.U. Siemens Beyin

Toplam dilim sayısı : 20

11. dilim



18. dilim



Şekil 4.8 57 yaşında olan tümör şüpheli kadın hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms (c) TE=141 ms aksiyal MR görüntüleri

Siemens ile üç farklı TE (TE=60 ms, TE=101 ms ve TE=141 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=101 ms olan (b) görüntü elde edilir. Her üç görüntü birlikte

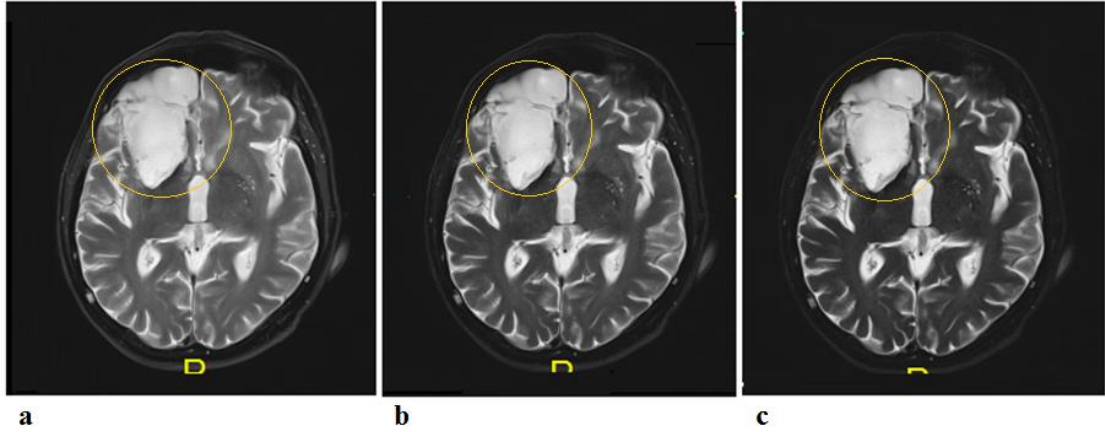
incelendiğinde 11.dilimde TE=141 ms olan (c) görüntüsünde sağda ve ortaya yakın tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı diğerlerine göre biraz daha iyidir. Bu çalışmada 18. dilimde TE=60 ms olan (a) görüntüsünde beyaz cevher ile gri cevher için sinyal şiddetleri yüksektir ama katı-sıvı arasındaki kontrast iyi değildir ve TE'nin artması ile beyaz cevher ve gri cevher arasındaki kontrast artıyor.

Hasta 9 (59 y, Erkek)

Görüntülenen çalışma : A.U. Siemens Beyin

Toplam dilim sayısı : 20

10. dilim



Şekil 4.9 59 yaşında olan tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=60 ms (b) TE=101 ms (c) TE=141 ms aksiyal MR görüntüleri

Siemens ile üç farklı TE (TE=60 ms, TE=101 ms ve TE=141 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=101 ms olan (b) görüntü elde edilir. Her üç görüntü birlikte incelendiğinde 10.dilimde TE=141 ms olan (c) görüntüsünde sağdaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı diğerlerine göre biraz daha iyidir. Burada tümör şüpheli bölge parlak kaldığı için sıvı ağırlıklı olmalıdır. Ancak TE=60 ms olan (a) görüntüsünde beyaz cevher ile gri cevher için sinyal şiddetleri yüksektir ama katı-sıvı arasındaki kontrast iyi değildir ve TE'nin artması ile beyaz cevher ve gri cevher arasındaki kontrast artıyor.

Hızlı Spin Yankı T2 Ağırlıklı Aksiyal MR Görüntülerinin İncelenmesi

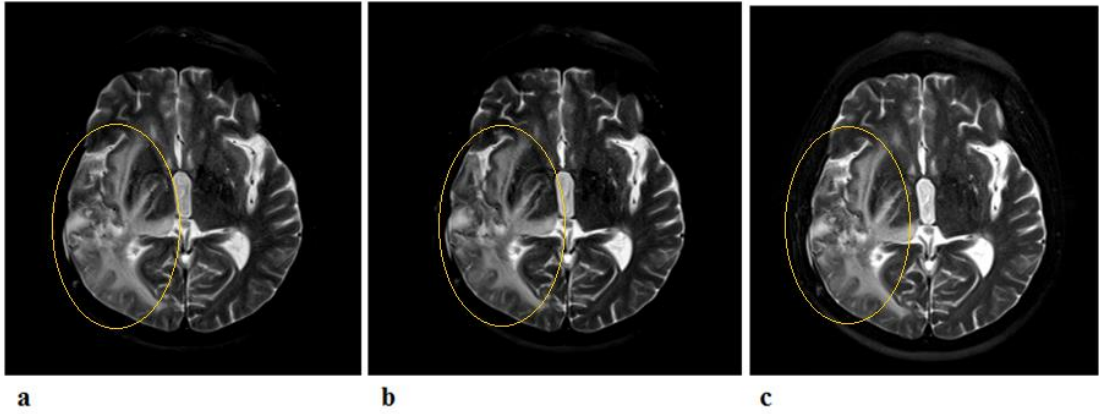
T2 ağırlıklı hızlı spin yankı (FSE) serisi kısa sürede elde edilmesi nedeniyle beyin ve omurga görüntüleme için konvansiyonel T2 ağırlıklı spin yankı (SE) serisi ile büyük oranda yer değiştirmiştir. Kafa hareketini telafi eden ve hareket etkisi içermeyen hızlı spin yankı serileri, huzursuz hastalar için uygundur. T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serileri daha düşük CSF titreşim artifaktlarına sahiptir ve yağ sinyal şiddeti nispeten parlak görünür.

Hasta 10 (69 y, Kadın)

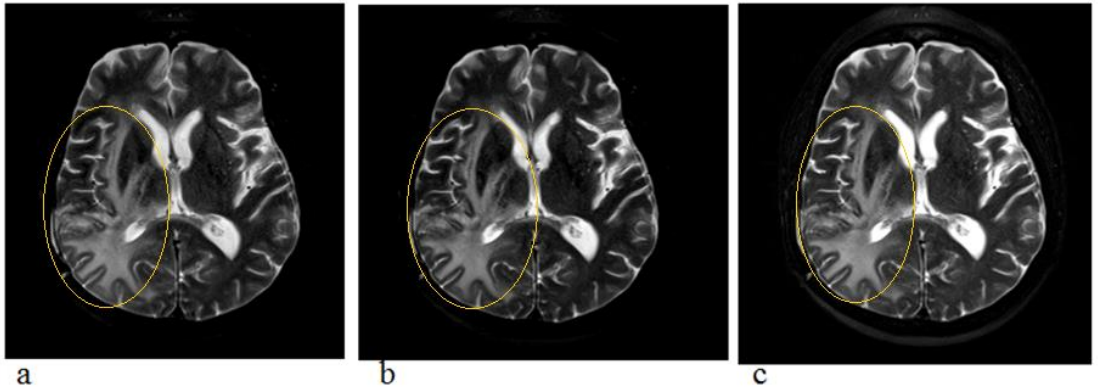
Görüntülenen çalışma : A.U. Siemens, BEYİN

Toplam dilim sayısı : 20

11. dilim



12. dilim



Şekil 4.10 69 yaşında olan tümör şüpheli kadın hastadan, T2 ağırlıklı turbo spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a)TE=76 ms, (b)TE=105 ms (c)TE=134 ms aksiyel MR görüntüleri

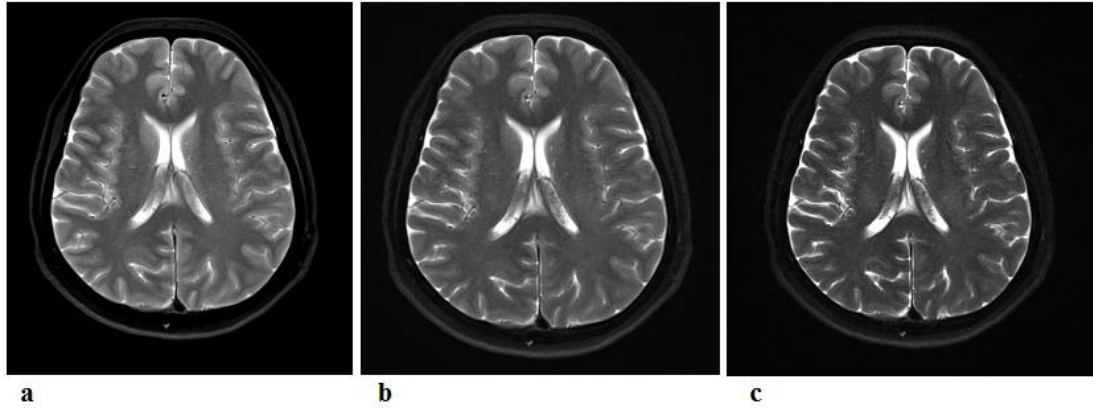
Siemens ile üç farklı TE (TE=76 ms, TE=105 ms ve TE=134 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=105 ms olan (b) görüntü elde edilir. Her üç görüntü birlikte incelendiğinde 11.dilimde TE=134 ms olan (c) görüntüsünde sağdaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı diğerlerine göre biraz daha iyidir ancak 11 ve 12.dilimde TE=76 ms olan (a) görüntüsünde beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast daha büyüktür.

Hasta 11 (55 y, Kadın)

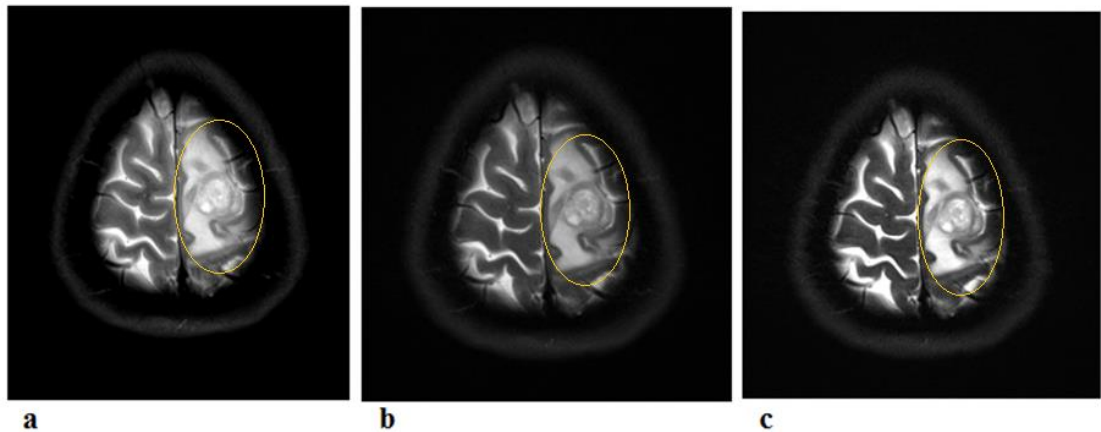
Görüntülenen çalışma : A.U. Siemens, BEYİN

Toplam dilim sayısı : 20

13. dilim



19. dilim



Şekil 4.11 55 yaşında olan tümör şüpheli kadın hastadan, T2 ağırlıklı turbo spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a)TE=60 ms, (b)TE=101 ms (c)TE=141 ms aksiyel MR görüntüleri

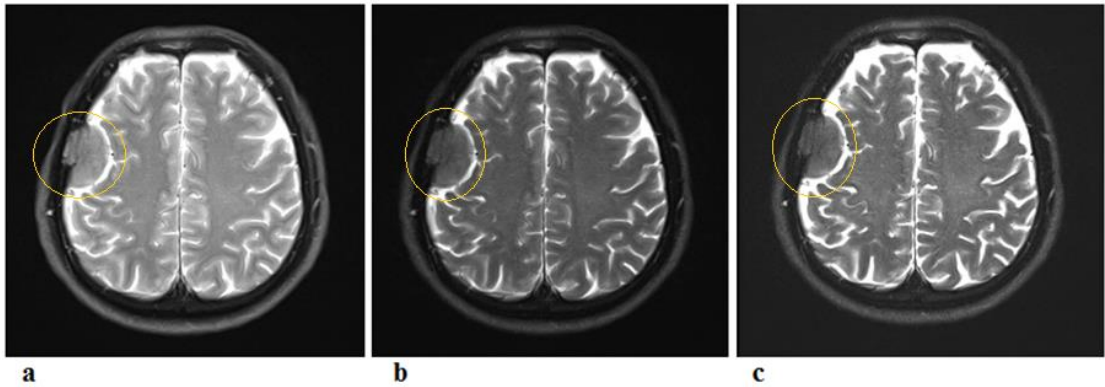
Siemens ile üç farklı TE (TE=60 ms, TE=101 ms ve TE=141 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=101 ms olan (b) görüntü elde edilir. Bu çalışmada üç görüntü birlikte incelendiğinde TE'nin arttırılmasıyla kontrastın arttırılması görünür. 19. dilimde TE=141 ms olan (c) görüntüsünde soldaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı daha iyidir ve 13.dilimde ise (TE=141 ms de) beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast diğerlerine göre daha iyidir.

Hasta 12 (61 y, Erkek)

Görüntülenen çalışma : A.U. Siemens, BEYIN

Toplam dilim sayısı : 20

15. dilim



Şekil 4.12 61 yaşında olan tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı turbo spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=57 ms, (b) TE=105 ms (c) TE=143 ms aksiyal MR görüntüleri

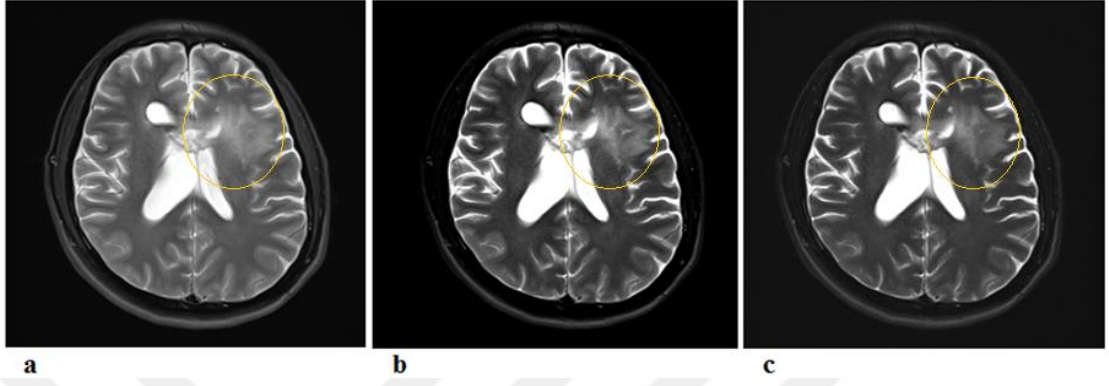
Siemens ile üç farklı TE (TE=57 ms, TE=105 ms ve TE=143 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=105 ms olan (b) görüntü elde edilir. Burada yine de üç görüntü birlikte incelendiğinde TE'nin arttırılmasıyla kontrastın arttırılması görünür. 15. dilimde TE=143 ms olan (c) görüntüsünde sağdaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı ve beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast diğerlerine göre daha iyidir.

Hasta 13 (49 y, erkek)

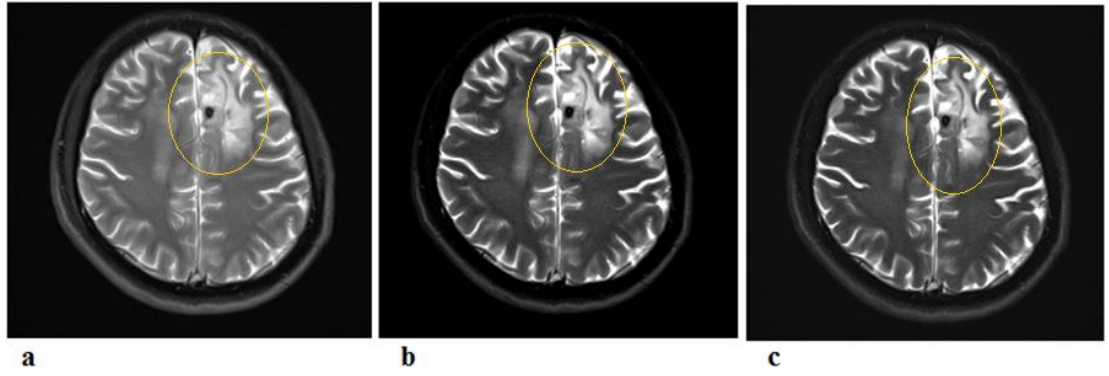
Görüntülenen çalışma : A.U. Siemenes. BEYİN

Toplam dilim sayısı : 20

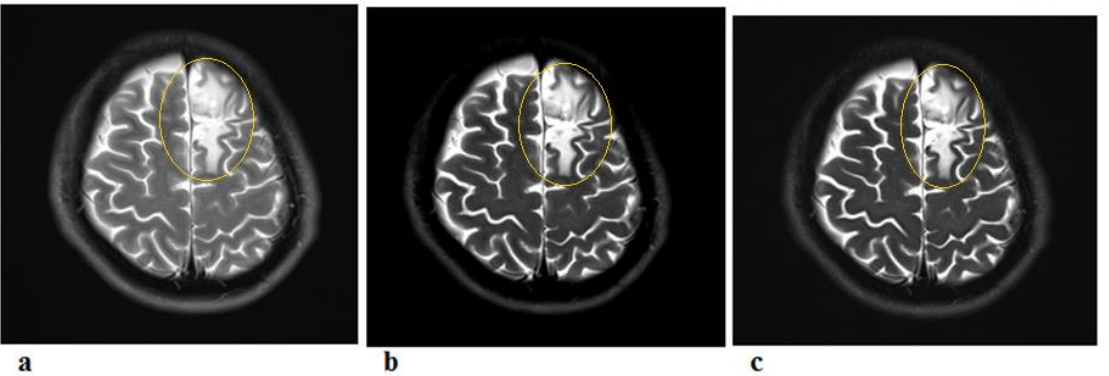
13. dilim



16. dilim



18. dilim



Şekil 4.13 49 yaşında tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı turbo spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=67 ms, (b) TE=105 ms (c) TE=143 ms aksiyal MR görüntüleri

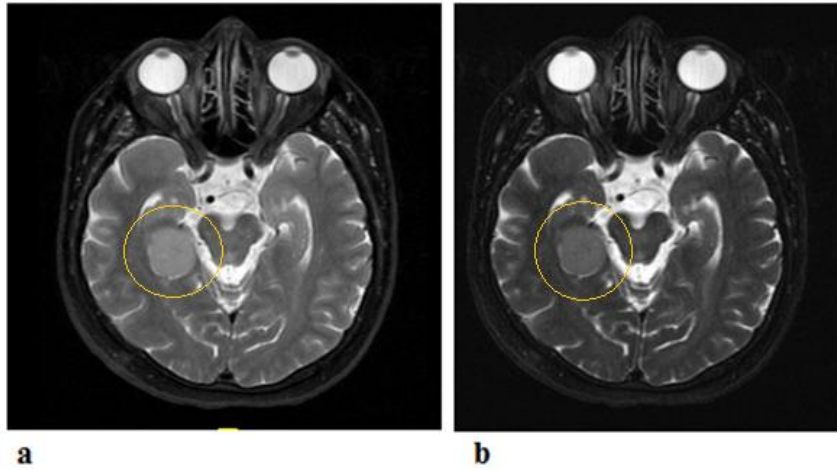
Siemens ile üç farklı TE (TE=67 ms, TE=105 ms ve TE=143 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=105 ms olan (b) görüntü elde edilir. Burada yine de üç görüntü birlikte incelendiğinde TE'nin arttırılmasıyla kontrastın arttırılması görünür. 13, 16 ve 18.dilimlerde TE=143 ms olan (c) görüntüsünde soldaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı ve beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast diğerlerine göre daha iyidir.

Hasta 14 (67 y, erkek)

Görüntülenen çalışma : MR, Beyin

Toplam dilim sayısı : 20

13. dilim



Şekil 4.14 67 yaşında tümör şüpheli erkek hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile farklı iki TE zamanında alınan (a) TE=62 ms ve (b) TE=120 ms aksiyal MR görüntüleri

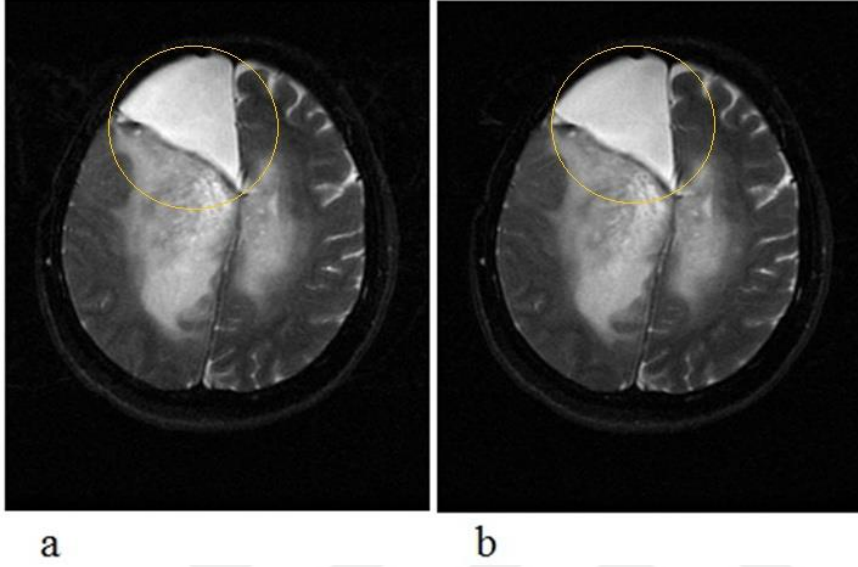
GE (1.5 T) ile iki farklı TE (TE=62 ms, TE=120 ms) zamanlarında alınan iki MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Burada iki görüntü birlikte incelendiğinde büyük TE'de kontrast daha büyüktür. 13.dilimde TE=120 ms olan (b) görüntüsünde sağdaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı ve beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast diğer görüntüye göre daha iyidir.

Hasta 15 (29 y, Kadın)

Görüntülenen çalışma : BEYİN

Toplam dilim sayısı : 20

15. dilim



Şekil 4.15 29 yaşında tümör şüpheli olan bir kadın hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile iki farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=55 ms, (b) TE=120 ms aksiyal MR görüntüleri

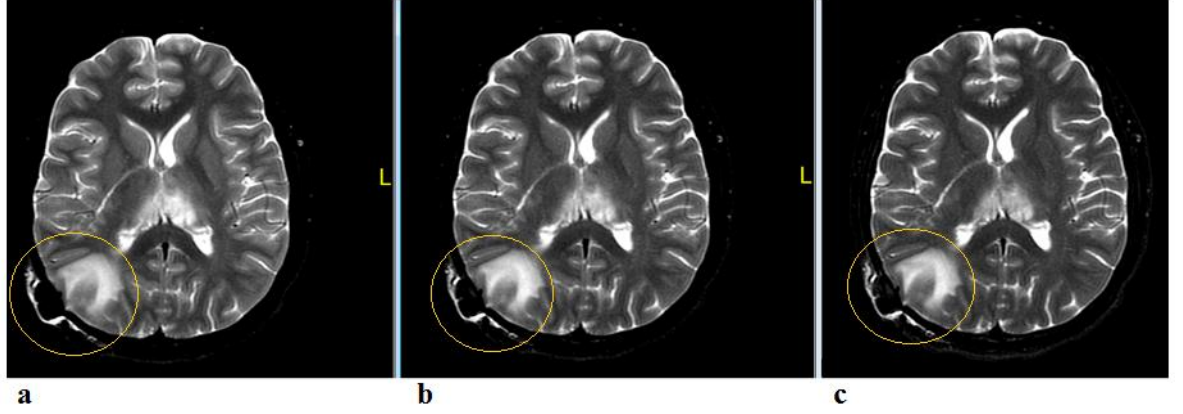
GE (1.5 T) ile iki farklı TE (TE=55 ms, TE=120 ms) zamanlarında alınan iki MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Burada iki görüntü birlikte incelendiğinde aralarında çok az fark görünür ancak 15.dilimde TE=120 ms olan (b) görüntüsü sağdaki tümör şüpheli bölgenin (ödem) katı-sıvı kontrastı ve beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast diğer görüntüye göre biraz daha iyidir.

Hasta 16 (23 y, Erkek)

Görüntülenen çalışma : MR, Beyin

Toplam dilim sayısı : 20

13. dilim



Şekil 4.16 23 yaşında tümör şüpheli olan bir erkek hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=62 ms, (b) TE=95 ms (c) TE=129 ms aksiyal MR görüntüleri

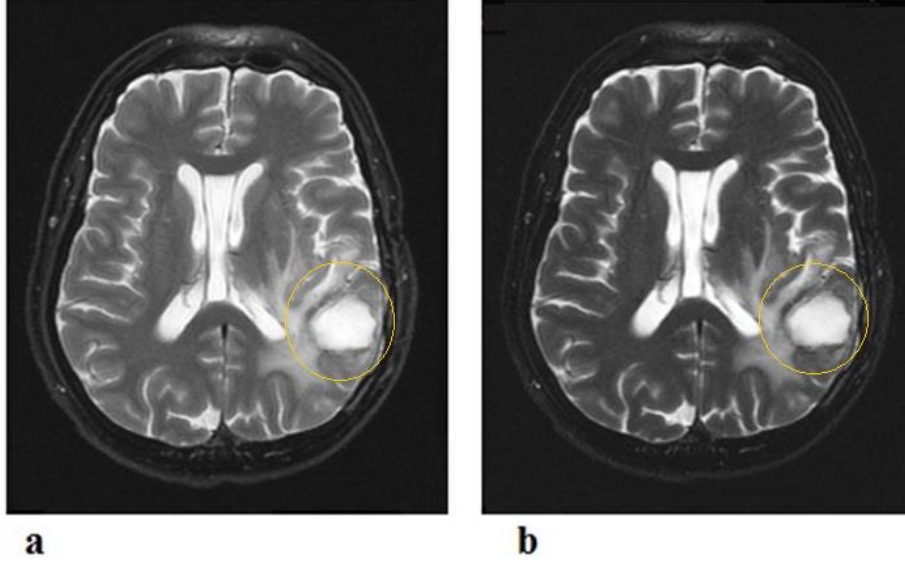
GE (1.5 T) ile üç farklı TE (TE=62 ms, TE=95 ms ve TE=129 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=95 ms olan (b) görüntü elde edilir. Bu çalışmada yine de üç görüntü birlikte incelendiğinde TE'nin arttırılmasıyla kontrastın arttırılması görünür. 13. dilimde TE=129 ms olan (c) görüntüsünde sağdaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı ve beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast diğerlerine göre daha iyidir.

Hasta 17 (64 y, Erkek)

Görüntülenen çalışma : MR, Beyin

Toplam dilim sayısı : 20

13. dilim



Şekil 4.17 64 yaşında tümör şüpheli olan bir erkek hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile farklı iki TE zamanında alınan (a) TE=62 ms, (b) TE=120 ms aksiyal MR görüntüleri

GE (1.5 T) ile iki farklı TE (TE=62 ms, TE=120 ms) zamanlarında alınan iki MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Burada iki görüntü birlikte incelendiğinde büyük TE'de kontrast daha büyüktür. 13. dilimde TE=120 ms olan (b) görüntüsünde soldaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı ve beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast diğer görüntüye göre daha iyidir.

Hasta 18 (76 y, Kadın)

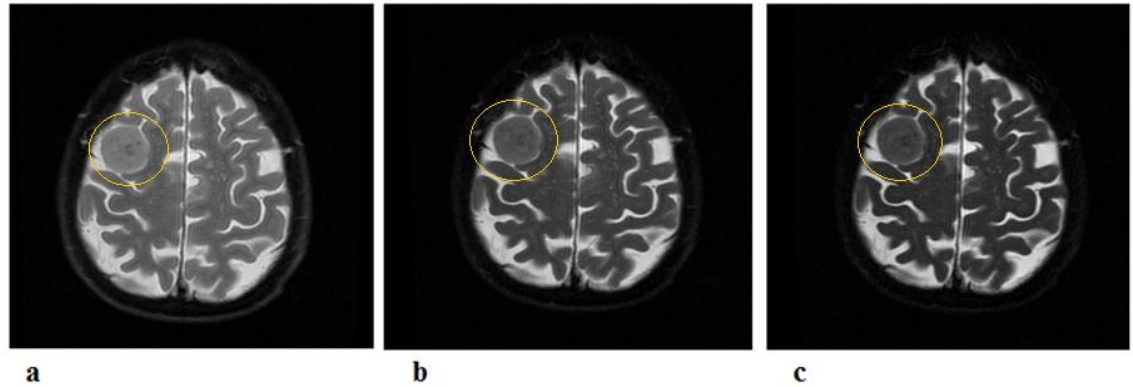
Görüntülenen çalışma : MR, Beyin

Toplam dilim sayısı : 20

14. dilim



18. dilim



Şekil 4.18 76 yaşında tümör şüpheli olan bir kadın hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=50.14 ms, (b)TE=94.72 ms (c) TE=128.15 ms aksiyal MR görüntüleri

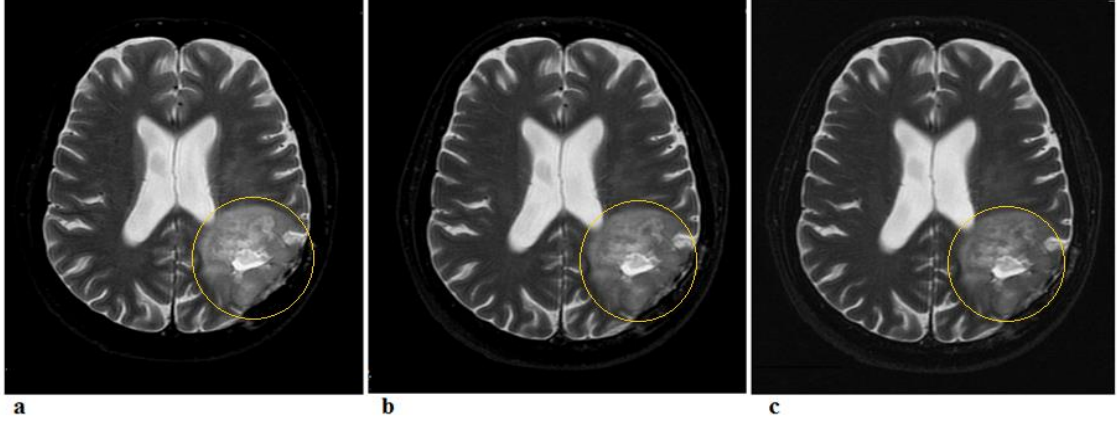
GE (1.5 T) ile üç farklı TE (TE=50.14 ms, TE=94.72 ms ve TE=128.15 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=94.72 ms olan (b) görüntü elde edilir. Bu çalışmada yine de üç görüntü birlikte incelendiğinde TE'nin artırılmasıyla kontrastın artırılması görünür. 14 ve 18.dilimlerde TE=128.15 ms olan (c) görüntüsünde sağdaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı ve beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast diğerlerine göre daha iyidir.

Hasta 19 (68 y, Erkek)

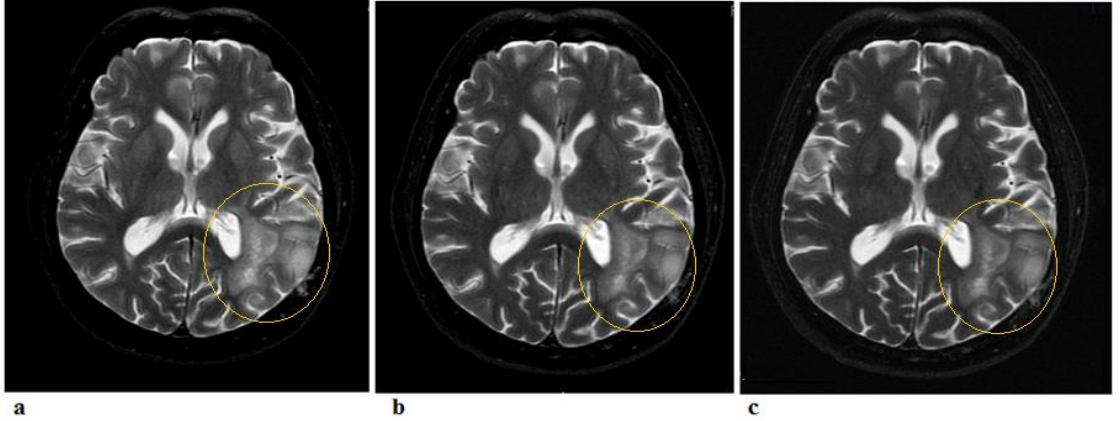
Görüntülenen çalışma : MR, Beyin

Toplam dilim sayısı : 20

14. dilim



12. dilim



Şekil 4.19 68 yaşında tümör şüpheli olan bir erkek hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile farklı TE zamanlarında alınan (a) TE=55 ms (b) TE=95 ms (c) TE=120.15 ms aksiyal MR görüntüleri

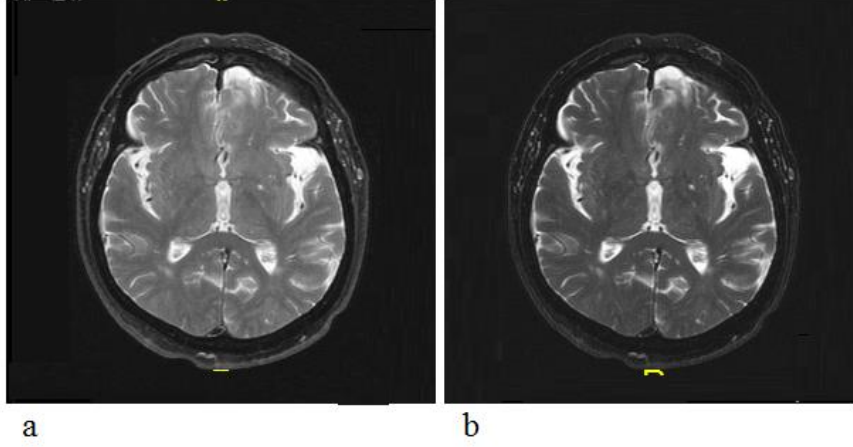
GE (1.5 T) ile üç farklı TE (TE=55 ms, TE=95 ms ve TE=120.15 ms) zamanlarında alınan üç MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Normal protokolde (rutin çekimlerde) bu işlem için yalnızca TE=95 ms olan (b) görüntü elde edilir. Burada yine de üç görüntü birlikte incelendiğinde TE'nin artırılmasıyla kontrastın arttığı görülür. 12 ve 14.dilimlerde TE=120.15 ms olan (c) görüntüsünde soldaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı ve beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast diğerlerine göre biraz daha iyidir.

Hasta 20 (68 y, Kadın)

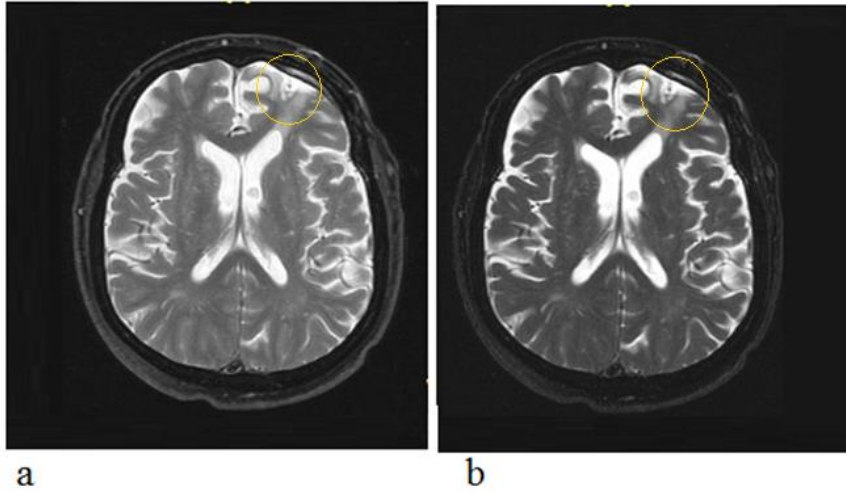
Görüntülenen çalışma : MR, Beyin

Toplam dilim sayısı : 20

12. dilim



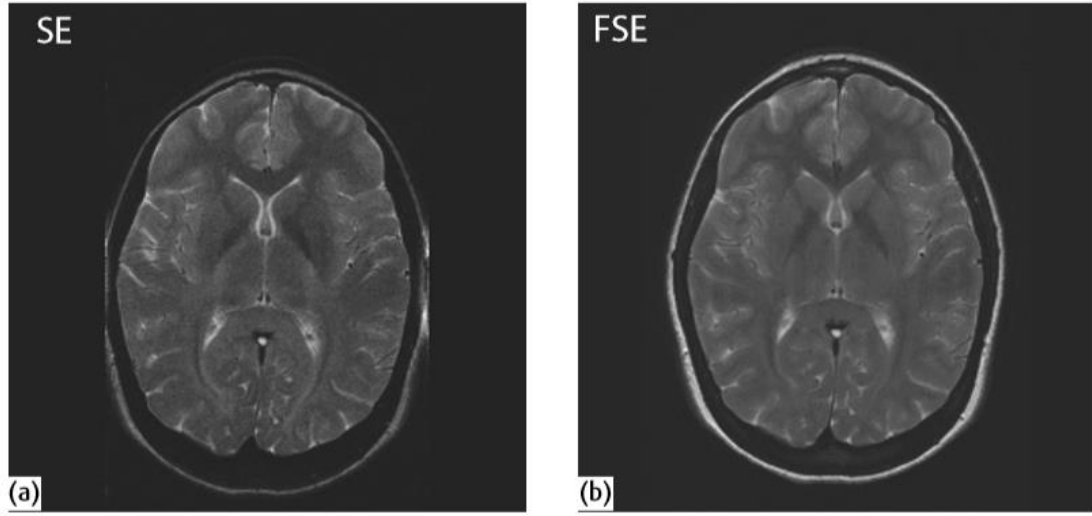
14. dilim



Şekil 4.20 68 yaşında tümör şüpheli olan bir kadın hastadan, T2 ağırlıklı hızlı spin yankı serisi ile farklı iki TE zamanında alınan (a) TE=62 ms, (b) TE=120 ms aksiyal MR görüntüleri

GE (1.5 T) ile iki farklı TE (TE=62 ms, TE=120 ms) zamanlarında alınan iki MR görüntüsü göz önüne alınmıştır. Burada iki görüntü birlikte incelendiğinde büyük TE'de kontrast daha büyüktür. 12 ve 14.dilimlerde TE=120 ms olan (b) görüntüsünde soldaki tümör şüpheli bölgenin katı-sıvı kontrastı ve beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrast diğer görüntüye göre daha iyidir.

T2 ağırlıklı hızlı spin yankı (FSE) görüntüleri T2 ağırlıklı konvansiyonel spin yankı (SE) görüntülerle karşılaştırılarak Şekil 4.21’de gösterildiği gibi J-coupled¹ (J çiftlenmiş) ve J-decoupled (J-ayrılmış) sinyaller arasındaki fark görülebilir. Hızlı spin yankı görüntülerinde, yağ sinyalleri olduğundan daha parlaktır, çünkü protonlar çiftlenimi ayrılır (J-decoupled) ve T2’leri biraz uzatılır. Geleneksel spin yankı görüntülerinde, lipidlerdeki J çiftlenmesi (J-coupled) T2 değerlerini düşürür ve daha koyu bir görünüme sahip olur.



Şekil 4.21 Benzer TE ile spin yankı (SE) ve hızlı spin yankı (FSE) için temsili resimler. (a) spin yankı serisi ile TR=1500 ms, TE=120 ms ve tarama süresi 4 dakika da elde edilen görüntü (b) hızlı spin yankı serisi ile TR=2735 ms, TE=102 ms, ETL=5 ve tarama süresi 1 dakika 46 saniye ile elde edilen görüntü. Yağın görünümünde ve tarama zamanlarında oldukça fark gözükür

¹J-coupled J çiftlenmesi komşu atomlar üzerindeki hidrojen çekirdeği arasındaki bir etkileşimdir ve rezonans pikinin bölünmesine neden olur.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Çalışmamızın bu bölümünde literatürde T2 ağırlıklı spin yankı görüntü kontrastına yönelik yapılan araştırmalarla tez kapsamında yapılan ölçüm sonuçlarının literatürle kıyaslanmasına ve sonuçlara yer verilmiştir.

5.1 Literatür Özeti

1986 yılında Steven E. Harms ve arkadaşlarının 10 kişi üzerinde yapmış oldukları araştırma sonucunda, her 10 örnek için dört farklı yankı zamanında T2 ağırlıklı görüntüler alınmış ve incelenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda tümör ile ödem arasındaki en belirgin kontrast TE = 240 ms de olmak üzere, sırasıyla TE = 150 ms, TE=90 ms ve TE=30 ms'den elde edilmiştir. Bu çalışmadan alınan sonuçlar da bizim yaptığımız çalışmayla uyum içerisindedir (Harms et al 1986).

1994 yılında Peter A. Bandettini ve arkadaşları, spin yankı Bold (Blood Oxygenational Level Dependent) kontrastı kullanarak, 1.5 T'da yapmış oldukları karşılaştırmalı araştırmada, farklı TE'lerde (TE=0-20 ms) almış oldukları görüntüleri göz önünde bulundurmuşlar ve TE zamanı ile görüntü kontrastının doğru orantılı olduğunu gözlemlemişlerdir. Bizim çalışmamızla paralel olarak daha uzun TE zamanlarında elde edilen görüntülerde daha iyi görüntü kontrastı elde etmişlerdir (Bandettini et al 1994).

2004 yılında, Richard. Jones ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada spin-yankı parametrelerini optimize etmişler ve bu optimizasyon sonucu SNR ve MRI kontrastının artması saptanmıştır. Bu araştırmada optimize edilmiş T2 ağırlıklı serilerde TE'nin artması ile SNR'ın göreceli olarak düşmesi ancak buna karşın beyaz cevher ile gri cevher arasındaki kontrastın (CNR) dört kat artışı gözlemlenmiştir. Bu çalışmadaki bulgularda bizim elde ettiğimiz sonuçlarla uyum göstermektedir (Jones 2004).

2013 yılında Bernd Andre Jung ve Matthias Weigel in yapmış oldukları araştırma sonucunda, spin-yankı serisinde, iki farklı yankı zamanı karşılaştırılmıştır (TE: 10 ms ve TE=100 ms, TR~2500 ms). Bu çalışmada TE=100 ms de CSF daha parlak ve beyaz cevher ile gri cevher arasında daha iyi bir kontrast sağlanmıştır. Bu sonucun bizim çalışmamızla uyumlu olduğu gözlenmiştir (Jung, AB et al 2013).

2016 da Hao Li ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada T1 ağırlıklı ve T2 ağırlıklı görüntüleri karşılaştırarak beyin tümörünün, T1 ağırlıklı görüntülerde düşük şiddette olduğunu (hypointensity) ve T2 ağırlıklı görüntülerde yüksek şiddette olduğunu (hyperintensity) gözlemişlerdir (Li et al 2016).

5.2 Sonuç

MRG de en temel inceleme, aksiyal T2 ağırlıklı, aksiyal proton yoğunluğu ve sagittal T1 ağırlıklı görüntülerden oluşur. Aksiyal T2 ağırlıklı görüntüler, odaksal neoplastik lezyonları daha iyi saptayabilir. T2 ağırlıklı görüntülerde, uzun T2 zamanına sahip sıvılar diğer dokulara göre daha parlak bir görünüme sahip olur. Bu durum beyindeki tümörlerin teşhis edilmesinde etrafını saran ödem sıvısının belirlenmesi için önemlidir.

Manyetik rezonans görüntüleme, spin yankı ve gradyent yankı olarak adlandırılan iki temel puls serisi vardır. Spin yankı puls serisinde, gradyent yankıya göre gerçek T2 ağırlıklı görüntüler elde edilir.

Spin yankıda, temel parametreler TR ve TE dir. Uyarma pulsu (90° RF pulsu) ve ortaya çıkan yankı arasındaki zaman, yankı zamanı (TE) olarak adlandırılır ve bu dizi, her bir TR zaman aralığında (tekrar zamanı) tekrarlanır. Spin yankıda TR ve TE seçimine bağlı olarak T1, T2 veya PD ağırlıklı görüntüler üretilebilir. Spin yankı serisi ile T2 ağırlıklı görüntüleri elde etmek için, doku kontrastı üzerindeki T1 etkisini azaltmak için uzun TR ve dokular arasındaki sinyal farklılıkları daha belirgin olması için uzun TE gerektirir (ancak TE çok uzun olursa, sinyal kaybolmuş olacaktır). Tarama süresi doğrudan TR'ye bağlı olduğu için bu seride tarama süresi uzundur. TR yeterince uzun olursa (tam T1 durulmasına izin vermek için) farklı TE'lerde çeşitli dokuların sinyal şiddeti ölçüldüğünde, TE'nin artması ile bu dokuların sinyal şiddetlerinin azaldığı görünür ancak dokularda sinyal şiddeti düşerken sıvılarda sinyal kaybı az olur ve daha uzun süre parlak kalır ve kontrast artar.

Kısa TE'de gri cevher, beyaz cevher ve CSF arasında çok az bir kontrast bulunurken, daha uzun TE'ler görüntülerin T2 ağırlıklandırmasını geliştirir.

Beyin dokularının T2 değerleri hücrelerdeki su, hücre dışı su ve miyelin tabakaları arasındaki su gibi farklı doku-su ortamlarında farklılık gösterir. Ancak T2 değerleri, demir konsantrasyonundan da etkilenebilir.

T2 ağırlıklı görüntüler genellikle 'patoloji' taramaları olarak düşünülür, çünkü anormal sıvı birikimleri, normal dokuya göre daha parlaktır.

Beyindeki lezyonların diğer dokulara göre daha belirgin hale gelmesi için T2 ağırlıklı Spin yankı ve hızlı spin yankı serilerinin kullanılması gerekmektedir. Bu çalışmada Siemens ve GE MRG sistemleri kullanılmıştır. T2 ağırlıklı spin yankı serisi ile alınan görüntülerde TE zamanı 50-140 ms arasında değiştirilmiştir. Birçok görüntü için üç farklı TE zamanı alınmıştır. Normal protokol orta değerde iken daha kısa ve uzun TE zamanları kullanılmıştır. Farklı olgular dikkate alındığında, hazır protokole göre TE zamanı yaklaşık 40-50 ms uzun seçildiğinde daha iyi kontrast elde edildiği gözlenmiştir.

KAYNAKLAR

- Abraham, R. Fisher, R. Loftus, P. 1988. Introduction to NMR Spectroscopy. John Wiley & Sons, Chichester, U.K.
- Amaro, Jr. Barker, GJ. 2006. Study design in MRI: basic principles. Brain and Cogn, 60(3); 220-232.
- Bandettini, PA. Wong, EC. Scott, JR. Hyde, JS. 1994. Spin-Echo and Gradient-Echo EPI of Human Brain Activation using BOLD Contrast: a Comparative Study at 1.5 T. NMR in Biomedicine, (17;12-20).
- Bernstein, M.A. King, K.F. Zhou, X.J. 2004. Handbook of MRI Pulse Sequences, Elsevier Academic Press, 961.
- Bydder GM, Young IR. 1985. MR imaging: clinical use of the inversion recovery sequence. J Comput Assist Tomogr, (9:659-675).
- Cameron, I. 2003. Techniques of Fat Suppression. J Comput Assist Tomogr.
- Degraaf, R. 2007. In Vivo NMR Spectroscopy. John Wiley & Sons, Ltd, 563. USA.
- Deshmane, A. Gulani, V. Griswold, M. Seiberlich, N. 2012. Parallel MR Imaging. HHS Author Manuscripts.
- Erasmus, LJ. Hurter, D. Naudé, M. Kritzinger, G. 2004. A short overview of MRI artefacts. SA Journal Of Radiology.
- Fonseca MG, Mathias MRC, Yamashita S, Morceli J, Barraviera B. 2002. Local edema and hemorrhage caused by *Crotalus durissus terrificus* envenoming evaluated by magnetic resonance imaging (MRI). Journal of Venomous Animals and Toxins (8;49- 59).
- Friedmann, B. R., Jones, J.P., Chavez Munoz, G., Salmon, A. P., Merritt, C.R. 1989. Principles of MRI . McGraw-Hill, New York St. Louis - San Francisco.
- Haacke, E.M. Brown, R.W. Thompson, M.R. Venkatesan, R. 1999. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design, John Wiley & Sons, Inc, 422. New York.
- Hargreaves, B. 2004. Fast Gradient Echo Sequences Including Balanced SSFP. HHS Author Manuscripts.
- Hajnal, JV. Bryant, DJ. Kasuboski, L. Pattany, PM. Coene, BD. Lewis, PD. Pennock, JM. Oatridge, A. Young, IR. Bydder, GM. 1992. Use of Fluid Attenuated Inversion Recovery (FLAIR) Pulse Sequences in MRI of The Brain. Journal of Computer Assisted Tomography. (16;841-844).

- Hancock, J. 2010. MRI study guide. Australian Institute of Radiography, 60, Australia.
- Hans, H. 1990. MRI made easy. Schering AG, 105, Berlin.
- Harms, SE. Siemers, PT. Hildenbrand, P. Plum, G. 1986. Multiple Spin Echo Magnetic Resonance Imaging of The Brain. The Radiological Society of North America. Washington, D.C.
- Hashemi, R. Bradley. William, G. Lisanti. Christopher, J. 2011. MRI: The Basics. American Journal of Roentgenology, 400. Florida Jacksonville.
- Hayden, M. Jean Nacher, P. 2016. History and physical principles of MR. Luca SABA. Magnetic Resonance Imaging Handbook, 978, France.
- Hnilicová, P. Bittšanský, M. Dobrota, D. 2014. Optimization of Brain T2 Mapping using Standard CPMG Sequence in a Clinical Scanner. Measurement Science, 14.
- Hornak, JP. 1996. The Basics Of MRI. New York.
- Horowitz, A. L. 1989. MR I Physics for Physicians. Springer Verlag, Berlin - Heidelberg - New York.
- Jones, RJ. Palasis, S. Grattan-Smith, JD. 2004. MRI of the Neonatal Brain: Optimization of Spin-Echo Parameters. American Roentgen Ray Society.
- Jung, AB. Weigel, M. 2013. Spin Echo Magnetic Resonance Imaging. Journal of Magnetic Resonance Imaging.
- Kak, A. Slaney, M. 1988. Principles of Computerized Tomographic Imaging. IEEE Press, New York.
- Kanal E, Barkovich AJ, Bell C, et al. 2007. ACR guidance document for safe MR practices. Am J Roentgenol, (188;1-27).
- Kean, D., Smith, M. 1986. Magnetic Resonance Imaging. Williams & Wilkins, Baltimore.
- Li, H. Zhao, M. Jiao, Y. Ge, P. Li, Z. Ma, J. Wang, S. Cao, Y. Zhao, J. 2016. Prediction of High-Grade Pediatric Meningiomas: Magnetic Resonance Imaging Features Based on T1-Weighted, T2-Weighted, and Contrast-Enhanced T1-Weighted Images. Elsevier Inc.
- Lufkin, R.B. 1990. The MRI Manual. Year Book Medical Publishers. Chicago - London.
- Mazzola AA. 2009. Magnetic resonance: principles of image formation and application in functional imaging. Revista Brasileira de Física Médica (3;117-118).

- McRobbie, D. Moore, E. Graves and, M. Prince, M. 2006. MRI From Picture to Proton. Cambridge University Press, 381. New York.
- Nishimura, D. 1996. Principles Of Magnetic Resonance Imaging, 238. USA.
- Obasih, K. M.; Mruzek, M. T. 1996. Thermal design and analysis of a cryogenless superconducting magnet for interventional MRI therapy. In Timmerhaus, Plenum Press.(305–312).
- Oppelt, A. 2006. Imaging Systems for Medical Diagnostics: Fundamentals, Technical Solutions and Applications for Systems Applying Ionizing Radiation, Nuclear Magnetic Resonance and Ultrasound. Wiley-VCH, 996.
- Partain, C.L., James, A.E., Rollo, F.D., Price, R.R. 1983. Nuclear Magnetic Resonance Imaging. W. B. Saunders Company, Philadelphia - London Toronto.
- Plewes, D.B. Kucharczyk, W. 2003. The Physics of MRI- Basic Spin Gymnastics. Proc. Intl. Soc. Mag. Reson.
- Pruessmann, KB. Weiger, M. Scheidegger, MB. Boesiger, P. 1999. SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI. Magnetic Resonance in Medicine.
- Roemer PB; Edelstein WA; Hayes CE; Souza SP; Mueller OM. 1990. The NMR phased array. Magnetic Resonance in Medicine. 192–225.
- Runge, V. M. 1989. Enhanced Magnetic Resonance Imaging. C.V. Mosby Company, St. Louis Washington – Toronto.
- Sartor, K. 1992. MR imaging of the skull and brain. Springer - Verlag, 791, Berlin.
- Sarty, G. 2014. MRI Physics for Biomedical Researchers, 185, Saskatoon, Saskatchewan.
- Sigal, R. 1988. Magnetic Resonance Imaging. Springer Verlag, Berlin - Heidelberg - New York.
- Stark, D.D., Bradley, W. G. 1988. Magnetic Resonance Imaging. C. V. Mosby Company.
- Schmitt, F. 2013. The Gradient System. Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med, (13;5-11).
- Shellock FG, Kanal E, Gilk TB. 2011. Regarding the value reported for the term “spatial gradient magnetic field” and how this information is applied to labeling of medical implants and devices. Am J Roentgenol, (196;1-4).
- Vosegaard, T. 2005. Magnetic Resonance Imaging. Biomolecular NMR, 62, Danimarka.
- Young, S.W. 1984. Nuclear Magnetic Resonance Imaging. Raven Press, New York.

Werhli F. 1991. Fast scan magnetic resonance – principles and applications. Raven Press. New York.



EK-1

HASTALARDAN/GÖNÜLLÜLERDEN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırmanın Adı: Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Beyin Tümörleri Tanısında Kullanılan Spin Yankı Görüntüleme Teknikleri İçin Uygun Parametrelerin Seçiminin Araştırılması.

Sorumlu Araştırmacı: Prof. Dr. Ali Yaman

Araştırmanın Yürütüleceği Yer: Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü

SAYIN GÖNÜLLÜ: Sizi bir araştırmaya davet etmek istiyoruz.

Çalışmanın amacı: MR Görüntüleme için yapılan standart işlemlerdeki bazı parametrelerin değiştirilmesi ile hastalıklı dokunun daha iyi kontrastla görüntülenmesine yönelik bir araştırmadır. MR görüntüsü oluşturulurken standart protokoller kullanılmakta ve bunun üzerinden görüntü oluşturulmaktadır. MR görüntüsü oluştururken rutin olarak kullanılan TR, TE ve TI gibi zaman parametreleri uygulanan radyo frekansı pulsları arasındaki zamanları anlatmaktadır. Bu zamanlamada yapılacak değişikliklerle daha iyi görüntü kontrastı ve hastalık tanısı yapılabilmektedir. Bu çalışmada standart puls serisi protokolü uygulanacak ve buna ilaveten örneğin TE zamanı değiştirilmek suretiyle yeni bir görüntü daha alınacak ve bu iki görüntü karşılaştırılacaktır. Bu esnada size uygulanan işlem 3-5 dakika uzayabilir bunun dışında zararlı bir durum söz konusu değildir. Böylece varsa hastalıklı bölgenin daha kesin bir tanısı yapılabileceği umulmaktadır. Bu çalışmada 18 - 65 Yaş aralığında beyin tümörü MR incelemesi istenilen ve cinsiyet sınırlı olmadan 20 gönüllünün bu çalışmaya katılarak bize yardımcı olması planlanmaktadır.

Sayın gönüllü, sizinle ilgili olarak alınan bilgi yalnızca bilimsel amaçlı olarak kullanılacak ve isimleriniz gizli tutulacaktır. Bu çalışmaya katılım kendi isteğinize

bağlıdır. Araştırmaya katılmayı kabul edebilirsiniz. Eğer istemezseniz bu çalışmaya katılmayabilirsiniz, kabul ettikten sonra da istediğiniz herhangi bir anda mazeret göstermeksizin çalışmadan çıkabilirsiniz. Araştırmacı da size araştırmaya uyum sağlayamamanız veya benzeri nedenlerle sizi araştırma dışı bırakılabilir. Araştırma ile ilgili bir sorunuz olduğunda yardımcı araştırmacı Yalda ZEKİRİ'dir. Araştırma hakkında ek bilgi almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun için 0312 212 67 20 no.lu telefondan Prof. Dr. Ali YAMAN'a başvurabilirsiniz. Araştırma rutin işlem içinde değerlendirilecektir. Araştırmanın size ve bağlı bulunduğunuz Sosyal Güvenlik Kurumuna herhangi bir ek maliyeti yoktur.



GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Ben.....;

“Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Beyin Tümörleri Tanısında Kullanılan Spin Yankı Görüntüleme Teknikleri İçin Uygun Parametrelerin Seçiminin Araştırılması” konulu çalışma bana sözlü olarak açıklandı. Çalışma ile ilgili tüm sorularıma tatmin edici yanıtlar aldım. Bu çalışmaya katılmayı kendi rızamla gönüllü olarak katılmayı kabul ediyorum.

Oluru Alan araştırmacı

Yalda ZEKİRİ

Gönüllünün;

Adı-Soyadı :

Tarih :

İmza :

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Yalda ZEKRİ

Doğum Yeri : IRAN / Orumieh

Doğum Tarihi : 3.12.1985

Medeni Hali : Evli

Yabancı Dili : Türkçe

Eğitim Durumu :

Lise : Matin Lisesi (2000-2004)

Lisans : İslamic Azad University of Urmia (2006-2010)

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü (2013-2017)