

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**MRG İLE MULTİPLE SKLEROZ (MS) TANISINDA KULLANILAN UYGUN
PULS SERİSİ VE PARAMETRELERİN SEÇİMİNİN ARAŞTIRILMASI**

AYDA NASİB

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

ANKARA

2017

Her hakkı saklıdır.

TEZ ONAYI

Ayda NASIB tarafından hazırlanan “MRG İLE MULTİPLE SKLEROZ (MS) TANISINDA KULLANILAN UYGUN PULS SERİSİ VE PARAMETRELERİN SEÇİMİNİN ARAŞTIRILMASI” 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

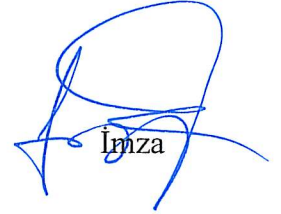


İmza

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

İmza

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



İmza

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

İmza
İlhanerden

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



İmza

Yukarıdaki sonucu onaylarım

Prof. Dr. Niyazi MERİÇ
Enstitü MüdürüP

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

MRG İLE MULTİPLE SKLEROZ (MS) TANISINDA KULLANILAN UYGUN PULS SERİSİ VE PARAMETRELERİN SEÇİMİNİN ARAŞTIRILMASI

AYDA NASİB

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 farkedilmesi bakımından son derece önem arz etmektedir. T1 ve T2 durulma zamanları MR görüntüleme her bir doku için dokuya özgü olan karakteristik zamanlardır ve MRG 'de kontrast oluşturmak için kullanılırlar. Görüntü oluşması için uygulanan RF pulsları ve manyetik alan gradyentlerinden oluşan seriye puls serisi denir. Diğer görüntüleme sistemlerinin aksine uygulanan puls serisine göre her bir doku MR görüntüsünde koyu veya parlak olabilir. Puls serilerindeki değişken zaman parametreleri TR, TE ve TI görüntü ve kontrast oluşumunda önemlidir. Bu çalışmada ise ters çevirme geri kazanma puls serisi (FLAIR) kullanılmaktadır. Ters çevirme geri kazanma puls serisinde başlangıçta 180° RF pulsu uygulanır, TI zamanı beklendikten sonra bir 90° RF pulsunun uygulanmasıyla ters çevirilen net mıknatıslanma tekrar denge durumuna gelir. Daha sonra bu işlem TI zamanı değiştirilerek bir tekrarlama zamanı (TR) ile tekrarlanır. FLAIR puls serisi, uzun TI zamanına sahip bir ters çevirme geri kazanma puls serisidir ve sıvı CSF sinyalini bastırarak T1 ağırlıklı görüntüler oluşturur. Sıvı baskılama ters çevirme geri kazanma puls serisi genel olarak nörolojik görüntülemelerde beyin ventriküllerine yakın hasarları incelemek için kullanılır. Bu çalışmada beyinde bulunan diğer sıvılar ile MS lezyonlarını ayırt etmek için sıvı baskılama işleminin uygulanması amaçlanmıştır. MS

hastalığının teşhisi için uygun puls serisinin seçilmesiyle bu hastalığın erken fark edilmesi için çok önemlidir. Bu çalışmada şüpheli olan MS olgularında üç farklı TI zamanı seçilmiş ve T1 ağırlıklı MR görüntüleri alınmıştır. T2 ağırlıklı görüntülerde CSF parlak olduğu için MS lezyonları CSF' den kolay ayırılmıyor. Bu nedenle sıvı baskılama tekniği FLAIR ile CSF' den gelen sinyal bastırılır ve CSF koyu gözüktüğü için MS lezyonları daha iyi seçilebilirler. Normal protokolda kullanılan TI zamanı orta değer olarak kabul edilmiştir. MS şüpheli hastalarda normal protokolden daha kısa ve daha uzun TI zamanları kullanarak MR görüntüleri alındığında özellikle normal protokole ek olarak uzun TI değeri ile alınan T1 ağırlıklı MR görüntüsünün MS oluşumunu teşhis etmek bakımında yararlı olacağı görülmüştür.

2017, 100 sayfa

Anahtar Kelimeler: Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), Ters Fourier Dönüşümü (IFT), Tekrarlama Zamanı (TR), Yankı Zamanı (TE), Ters Çevirme Zamanı (TI), Puls Serileri, Ters Çevirme Gri Kazanma, T1, T2, Multiple Skleroz (MS).

ABSTRACT

Master Thesis

INVESTIGATION OF THE SELECTION OF APPROPRIATE PARAMETERS ON
INVERSION RECOVERY (IR) IMAGING TECHNIQUES USED FOR DIAGNOSIS
OF MULTIPLE SCLEROSIS (MS) WITH MRI

AYDA NASIB

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 techniques is Magnetic Resonance Imaging which is very important in point of selecting the appropriate parameters, image contrast and recognizing changes in normal tissue. T1 and T2 relaxation times are characteristic times that are tissue specific for each tissue in MR imaging and are used to generate contrast in MRI. The Series including RF pulses and magnetic field gradients which are used for imaging are called Pulse Series. Unlike other imaging systems, each tissue may be dark or bright in the MR image, depending on the applied pulse series. The variable time parameters TR, TE, and TI in the pulse sequence are important in image and contrast formation. In this study, an inverted recovery pulse series (FLAIR) is used. An initial 180° RF pulse is applied during the inversion recovery pulse series, after the TI time is waited, the inverted net magnetization comes back to equilibrium state by the application of a 90° RF pulse. Then, this process is repeated with a repetition time (TR) by changing the TI time. The FLAIR pulse series is an inverse recovery pulse series with a long TI time and suppresses the liquid CSF signal to generate T1 weighted images. The liquid suppression inversion recovery pulse series is typically used to investigate near-brain damage in neurological imaging. In this

study, it was aimed to apply liquid suppression to distinguish MS lesions from other fluids present in the brain. Choosing the appropriate pulse series for the diagnosis of MS disease is crucial for early recognition of this disease. In this study, three different TI times were selected and T1 weighted MR images were taken in MS cases that were suspicious. Because CSF is bright on T2-weighted images, MS lesions are not easily distinguished from CSF. For this reason, the fluid suppression technique, FLAIR, suppresses the signal called CSF and MS lesions can be better selected because the CSF appears dark. The TI time used in the normal protocol is considered as the mean value. In MS suspected cases, MR images taken using shorter and longer TI times than the normal protocol, T1-weighted MR images taken with long TI values, in addition to the normal protocol in particular, were found to be useful in diagnosing MS formation.

2017, 100 pages

Key Words: Magnetic Resonance Imaging (MRI), Inverse Fourier Transform (IFT), Repetition Time (TR), Echo Time (TE), Inversion Time (TI), Pulse Sequences, Inversion Recovery, T1, T2, Multiple Sclerosis (MS).

TEŐEKKÖR

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, Eő Danışman hocam Prof. Dr. Niyazi MERİÇ'e, Deneysel çalıőmalarım sırasında verdiği destekten dolayı Prof. Dr. İlhan ERDEN'e, Doç. Dr. Elif PEKER'e, tezin yazımı sürecinde verdiği desteklerinden dolayı Dr. Farnoud NASİRİ'ye, sevgili arkadaşım Yalda ZEKİRİ ve Hacer DAŐGIN'a emek ve desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Tüm hayatım boyunca her zaman yanımda olan, maddi ve manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan aileme minnet ve teőekkürlerimi sunarım.

AYDA NASİRİ

Ankara, 2017

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	xiv
1. GİRİŞ	1
2. KURUMSAL TEMELLER	2
2.1 Nükleer Manyetik Rezonans (NMR)	2
2.1.1 Açısal momentum	2
2.1.2 Larmor frekansı	5
2.1.3 Spinlerin manyetik alanda davranışları	7
2.2 MRG Sisteminin Bileşenleri.....	8
2.2.1 Magnet.....	8
2.2.2 Gradyent bobinleri.....	9
2.2.3 RF bobinleri.....	11
2.3 T1, T2 ve T ₂ * Durulma Zamanları.....	15
2.3.1 T1 Durulma zamanı	15
2.3.2 T2 ve T ₂ * durulması	18
2.3.3 Bloch denklemleri	20
2.4 Sinyal Oluşumu	21
2.5 Görüntü Oluşumu	23
2.5.1 Sayısal ve analog sinyaller	23
2.5.2 Dilim seçimi ve dilim kalınlığı.....	25
2.5.3 Frekans kodlaması	30
2.5.4 Faz kodlaması	33
2.6. Fourier Dönüşümü ve K Uzayı	34
2.7 Görüş Alanı (FIELD OF VIEW, FOV).....	42
2.8 MRG De Kullanılan En Yaygın Puls Serileri	50
2.8.1 Spin yankı (Spin Echo, SE) puls serisi	50
2.8.2 Gradyent yankı (Gradient Echo, GE) puls serisi	60
2.8.3 Ters çevirme geri kazanma (Inversion Recovery, IR) puls serisi.....	63
2.8.4 Yağ baskılama tekniği (Short Tau Inversion Recovery, STIR).....	69
2.8.5 Sıvı baskılama tekniği (Fluid Attenuation Inversion Recovery, FLAIR)	70
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	73
3.1 Materyal.....	73
3.2 Yöntem	73
4. BULGULAR ve TARTIŞMA.....	78
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	92
KAYNAKLAR	95
EK-1.....	97
GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	99
ÖZGEÇMİŞ.....	100

SİMGELER ve KISALTMALAR

A	Yüzey Alan
B	Manyetik Alan Bileşeni
B ₀	Dış Manyetik Alan
B ₁	RF Pulsunun Ürettiği Manyetik alan
c	Işık hızı
C ₁₃	Karbon
CSF	Beyin Omurilik Sıvısı
e	Elektron Yükü
E	Enerji
E	Elektrik Alan Bileşeni
F ₁₉	Demir
f _N	Nyquist Frekansı
f _s	Örnekleme Frekansı
F(t)	Dilim Seçici RF Pulsu
G	Gradyent
h	Planck Sabiti
H ₁	Hidrojen
i	Akım
J	Açısal Momentum
k	Boltzmannn sabiti
m	Kütle
M	Net Mıknatıslanma
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MR	Manyetik Rezonans
MS	Multiple Skleroz
μ	Manyetik Dipol Moment
M _{xy}	Enine Mıknatıslanma Bileşeni
M _z	Boyuna Mıknatıslanma Bileşeni
N	Çekirdek Sayısı
Na ₂₃	Sodyum
NMR	Nükleer Manyetik Rezonans

ν	Frekans
O_{17}	Oksijen
ω	Açısal Hız
ω_0	Larmor Frekansı
ω_1	RF pulsunun Frekansı
r	Dairenin yarıçapı
RF	Radyo Frekans
ρ	Proton yoğunluğu
S	Sinyal
s	Spinin Kuantum Numarası
t	Zaman
T	Periyot
T	Sıcaklık
T1	Boyuna Mıknatıslanmanın Durulma Zamanı
T2	Enine Mıknatıslanmanın Durulma Zamanı
θ	Açı
τ	Tork
V	Hacim
v	Çizgesel Hız
γ	Jiromanyetik Oranı
Δz	Seçilen Dilim aralığı
$\Delta\omega$	Bant Genişliği

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Hidrojen çekirdek spininin dış manyetik alan içindeki iki farklı yönelimi.....	2
Şekil 2.2. Dış manyetik alanın (B_0) yokluğunda mikroskobik mıknatıslanmanın şematik gösterimi	2
Şekil 2.3. Spinlerin dış manyetik alanın olduğunda yönelimi	2
Şekil 2.4. Açısal momentum bir kütle için dairesel hareketi ile ilgilidir	2
Şekil 2.5. Dış manyetik alanında bir proton, mıknatıs çubuğu gibi davranır ve presesyon hareketi yapar	6
Şekil 2.6. Sabit bir manyetik alana yerleşen protonun iki enerji seviyesi vardır	7
Şekil 2.7. Magnet	9
Şekil 2.8. Dış manyetik alan ve mıknatıslanmanın yönü	9
Şekil 2.9. Gradyent bobini	10
Şekil 2.10. Üç farklı tasarımda gradyent bobinleri	10
Şekil 2.11. x yönünde gidildiğinde z yönündeki manyetik alan artıyor	10
Şekil 2.12. y yönünde gidildiğinde z yönündeki manyetik alan artıyor	11
Şekil 2.13. z yönünde gidildiğinde z yönündeki manyetik alan artıyor	11
Şekil 2.14. RF bobininin farklı tasarımları.....	12
Şekil 2.15. MRG de bir radyo frekans dalgası ya da radyo frekans RF pulsusu hastaya iletilir ve bir sinyal alınır.....	12
Şekil 2.16. Bir elektromanyetik dalga şekli	13
Şekil 2.17. RF pulsunun uygulanma yönü	13
Şekil 2.18. (a) RF pulsunun frekansı ω_1 protonların presesyon frekansı ω_0 ile eşit olduğu zaman rezonans oluşur (b) Rezonansın olmadığı durum	14
Şekil 2.19. Lab sisteminden rezonansa bakılırsa mıknatıslanma vektörü bir spiral çizerek x-y düzlemine doğru hareket eder	14
Şekil 2.20. 90° RF pulsunun uygulanmasıyla net mıknatıslanma vektörü z ekseninden x-y düzlemine aktarılır	15
Şekil 2.21. RF pulsusu uygulandıktan sonra boyuna mıknatıslanma vektörü x-y düzlemine aktarılır	15
Şekil 2.22. Sinyalin elde edilmesi için M_0 'ın x-y düzlemine aktarılması gerekir	16
Şekil 2.23. Serbest indüksiyon bozunumu (FID) sinyali	16
Şekil 2.24. (a) kuş kafesi şeklinde bir RF bobini (b) kuş kafesi şeklindeki bobinler RF pulsunu göndermek veya algılamak için kullanılırlar	16
Şekil 2.25. Boyuna mıknatıslanmanın zamanla gelişimi	16
Şekil 2.26. RF pulsusu kesildikten sonra M_z z eksenini boyunca yavaşça artar ve M_{xy} ise hızla azalır	18
Şekil 2.27. Zamana karşı çizilen enine mıknatıslanmanın eğrisi	18
Şekil 2.28. Boyuna ve enine mıknatıslanma birbirinden bağımsız iki süreçtir.....	19
Şekil 2.29. T_2^* ve T_2 durulma eğrileri	20
Şekil 2.30. (a) RF pulsundan önce boyuna mıknatıslanma (b) Hemen 90° RF pulsusu uygulandıktan sonra net mıknatıslanma vektörü x-y düzlemine geçer (c) Belli bir süre geçtikten sonra boyuna mıknatıslanma M_z artar ve enine mıknatıslanma M_{xy} azalır	22
Şekil 2.31. Alınan sinyal (FID) üstel olarak sinüsel biçiminde azalır	22
Şekil 2.32. Bir mıknatıs içine yerleşilen insan vücudu	23

Şekil 2.33. (a) Alıcı bobin ile elde edilmiş analog MR sinyali (b) Bu sinyalin analog-sayısal dönüştürücü (analog-to-digital (ADC)) ile sayısal hale dönüştürüldüğünde örnekleme aralarında boşluklar kalacaktır (c) Sayısal hale dönüştürülmüş MR sinyali	24
Şekil 2.34. MRG görüntüsünü oluşturan pikseller	25
Şekil 2.35. Manyetik alan gradyentinin uygulanması ile manyetik alanın noktadan noktaya değişmesi	26
Şekil 2.36. z yönünde uygulanan G_z gradyenti ile Δz diliminin seçimi.....	27
Şekil 2.37. $z=0$ merkezli ve Δz kalınlığına sahip bir dilimin seçilmesi	27
Şekil 2.38. Dilim seçici sinc RF pulsu	28
Şekil 2.39. (a) Genel sinc fonksiyonu ve (b) frekans bölgesi karşılığı	28
Şekil 2.40. Dilim kalınlığını azaltmanın bir yolu dar bir bant genişliği seçmektir.....	29
Şekil 2.41. Frekans bant genişliği değiştirilmeden sadece gradyent eğimi artırılarak dar bir dilim de seçilebilir	29
Şekil 2.42. G_x gradyentinin uygulanması ile x yönünde frekans kodlaması.....	30
Şekil 2.43. x yönünde uygulanan gradyent ile frekans kodlaması.....	31
Şekil 2.44. G_x gradyenti ile frekans kodlaması.....	32
Şekil 2.45. G_y gradyenti ile faz kodlaması (a) Faz kodlama öncesi (b) Faz kodlama sonrası (burada spinlerin saat yönünde presesyon hareketi yaptığı kabul edilmiştir)....	33
Şekil 2.46. $g(t)$ fonksiyonunun Fourier dönüşümü $G(\omega)$ ile gösterilir.....	34
Şekil 2.47. $\cos(\omega_0 t)$ fonksiyonunun Fourier dönüşümü ve pikler kosinüs fonksiyonunun frekans ve genliğini gösterir.....	34
Şekil 2.48. Bir sinüs fonksiyonu ve onun Fourier dönüşümü.....	34
Şekil 2.49. (a) Kosinüs fonksiyonunun Fourier dönüşümü, (b) Sinüs fonksiyonunun Fourier dönüşümü ve (c) Kosinüs ve sinüs fonksiyonlarının toplamı	34
Şekil 2.50. (a) Bir kare veya dikdörtgen fonksiyonu sonlu sayıda (N) sinüs ve kosinüs fonksiyonları ile yaklaşık olarak oluşturulabilir (b) N=1 (c) N= 3 (D) N=7 (e) N=20, Sinyal (e) de daha çok dikdörtgen şekline yakındır	36
Şekil 2.51. Sinc fonksiyonunun Fourier dönüşümü	36
Şekil 2.52. (a) K uzayı ham verilerin toplandığı alandır (b) K uzayından elde edilen son görüntü	37
Şekil 2.53. K uzayının analog versiyonunun veri alanı	39
Şekil 2.54. K uzayının orta satırı kapalı faz kodlama gradyent ile kaydedilen MR sinyalinden oluşur ve bu satırın Fourier dönüşümü alındığında MR görüntüsünün bir izdüşümü oluşacaktır	
Şekil 2.55. K uzayında sayısal frekans kodlaması	41
Şekil 2.56. K uzayında Sinyal ve çözünürlük bilgileri, (a) Sadece k uzayının ortasındaki veriler ile sinyal-gürültü ve kontrast hakkında tüm bilgiler kabaca elde edilir, (b) Görüntü çok bulanıktır, (c) Eğer sadece k uzayının ortasındaki veriler silinip diğer kısım yeniden yapılandırılırsa çözünürlük artar ve doku sınırları gözükabilir, (d) Ancak bu durumda sinyal-gürültü oranı çok düşük ve kontrast hakkında hiç bir bilgi yoktur	42
Şekil 2.57. x eksenini boyunca FOV seçimi. Bu görüntüde frekans kodlama gradyenti nedeniyle manyetik alan görüş alanının ortasında B_0 ve görüş alanının sağ ve sol tarafında sırasıyla B_0 dan büyük ve B_0 dan küçük olur	43
Şekil 2.58. Görüş alanının her iki ucunda frekans (ω_{mak}) (bu frekans gradyent (G_x) ile orantılıdır) maksimum olur	43

Şekil 2.59. (a) Örnekleme süresi (ΔT_s), MR sinyali üzerinde sayısallaştırılmış örnek noktaları arasındaki zamandır. Eğer T_s çok büyük olursa bilgiler kaybolabilirler, (b) Örnekleme frekansından f_s , daha düşük frekansın sayısallaştırılması, (c) Bir sinyalin Nyquist frekansında (f_N) sayısallaştırılması, (d) f_N den daha yüksek frekanslarda sinyaller yanlış tanımlanmış ve sayısal frekans düşük olarak ortaya çıkmıştır	46
Şekil 2.60. K uzayının ters Fourier dönüşümünden görüntü elde edilir	47
Şekil 2.61. (a) Noktalar arasındaki mesafenin (Δk) az olması tam FOV ve yüksek çözünürlüğe sebep olur, (b) k^{mak} 'ın azalımı düşük çözünürlüğe sebep olur, (c) Δk 'nın artması düşük FOV ve yanlış tanımlanmaya sebep olur	50
Şekil 2.62. Üç farklı manyetik ortamdaki üç farklı mıknatıslanma vektörü, (a) Başlangıçta her üç vektör birbiriyle aynı fazdadır ve onların toplamı (net vektör) her bir vektörün üç katıdır, (b) Vektörler fazdışı olurlar, (c) 1.vektör ile 3.vektör birbirini iptal ederler ve sadece 2.vektör kalır.....	52
Şekil 2.63. (a) τ zamanında 180° ters çevrilir, (b) böylece 2τ zamanında tekrar aynı faza gelirler	53
Şekil 2.64. Spin yankı puls serisi ve TE (yankı zamanının) ve TR (tkrarlama zamanının) gösterimi	54
Şekil 2.65. Bir spin yankı serisi diyagramı RF pulsları, dilim seçme gradyenti (G_z), faz kodlama gradyenti (G_y) ve frekans kodlama gradyentinden (G_x) oluşur.....	54
Şekil 2.66. Pozitif ve negatif dilim seçme gradyentleri ($+G_z$, $-G_z$)	55
Şekil 2.67. 180° RF pulsu uygulandığında kırıcı gradyentler dilim seçici gradyentinin her bir tarafında uygulanırlar	55
Şekil 2.68. Sinyalin okunması durumunda sadece sabit bir G_x gradyenti uygulanırsa spinlerin tüm faz dışı olma durumları ortadan kaldırılır	56
Şekil 2.69. Okuma gradyenti uygulanmadan önce bir negatif gradyent uygulanır ki sonuçta üç loblu bir gradyent oluşur. Negatif lob spinlerin fazdışı olmalarına sebep olur. Sonra spinler yeniden TE zamanının ortasında aynı fazda olurlar.....	56
Şekil 2.70. TE 'nin uzun olması T2 ağırlıklı görüntü oluşturur	58
Şekil 2.71. Kısa TR ve T1 ağırlıklı görüntü	58
Şekil 2.72. Spin yankı puls serisinde kontrast oluşumu	58
Şekil 2.73. Beyaz madde, gri madde ve CSF için bozulma ve geri kazanma eğrileri ...	60
Şekil 2.74. CSF, beyaz madde, gri madde ve bir patolojik lezyon için geri kazanma ve bozulma eğrileri	60
Şekil 2.75. Bir gradyent yankı puls serisi	62
Şekil 2.76. Gradyent yankı puls serisi	62
Şekil 2.77. Gradyent yankı puls serisi ile alınan T_2^* ağırlıklı görüntü.....	63
Şekil 2.78. Ters çevirme geri kazanma puls serisi ve bu puls serisinde 180° puls ile ve 90° pulsun arasında geçen zamana TI zamanı denir.....	63
Şekil 2.79. Ters çevirme geri kazanma puls serisinde geri kazanma eğrileri. 180° RF pulsundan sonra boyuna mıknatıslanma vektörü ters çevrilir ve zamanla geri kazanılır	63
Şekil 2.80. Ters çevirme geri kazanma eğrisi	65
Şekil 2.81. 180° RF pulsundan sonra geri kazanma eğrisi ve 90° RF pulsundan sonra geri kazanma eğrisi	66
Şekil 2.82. Ödem ve beyaz cevher için geri kazanma eğrileri	68
Şekil 2.83. Ödem ve beyaz cevher için geri kazanma ve bozunma eğrileri.....	69

Şekil 2.84. STIR yağ baskılama tekniğinde TI zamanı öyle seçilir ki yağ için T1 geri kazanma eğrisi sıfır noktasından geçsin ve sinyale hiç katkısı olmasın	
Şekil 2.85. Sıvı baskılama ters çevirme geri kazanma (FLAIR) sinyali	71
Şekil 2.86. FLAIR ters çevirme geri kazanma puls serisinde bir T1 ağırlıklı görüntü kontrastı	72
Şekil 3.1. Yağ, su ve katı doku için T2 bozunum eğrileri	74
Şekil 3.2. Su, katı doku ve yağlı dokular için T1 geri kazanma eğrisi	74
Şekil 3.3. Beyaz madde, gri madde ve CSF için T1 geri kazanma eğrileri	76
Şekil 3.4. MS hastasından alınan iki farklı MR görüntüsü (a) T2 ağırlıklı bir görüntü ve (b) Sıvı baskılama tekniği (FLAIR) yapıldıktan sonra alınan T1 ağırlıklı bir görüntü	77
Şekil 4.1. FLAIR puls serisi kullanıldığında CSF, beyaz madde ve yağ için ters çevirme geri kazanma eğrileri	79
Şekil 4.2. T1 ağırlıklı FLAIR ile farklı TI zamanlarında alınan aksiyal MR görüntüleri (a) TI=1900 ms ve (b) TI= 2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntü diğer görüntülere göre daha iyi kontrast sağlıyor	81
Şekil 4.3. Yağ, gri madde ve CSF için FLAIR ve STIR puls serileri kullanıldığında elde edilen geri kazanma eğrileri	80
Şekil 4.4. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan sagittal MR görüntüleri (a) TI=1900 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) TI= 2200 ms olan görüntüde kontrast diğerlerine göre daha iyidir	82
Şekil 4.5. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri. (a) TI=1900 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntüde MS lezyonları daha çok parlıyorlar	
Şekil 4.6. Üç farklı TI zamanında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1900 ms ve (b) TI= 2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntüde MS lezyonları daha çok parlıyorlar	83
Şekil 4.7. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1900 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntüde MS lezyonları daha parlak gözüküyorlar	84
Şekil 4.8. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1900 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) TI= 2200 ms olan görüntü lezyonların parlaklığı ve sayısı açısından diğer görüntülere göre daha iyidir	84
Şeki 4.9. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1900 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) MS lezyonları TI=2200 ms olan görüntüde daha iyi görünmektedir	85
Şekil 4.10. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1900 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntü parlaklık açısından iyidir ama bu görüntüde ufak lezyonlar kayıp olmuştur	86
Şekil 4.11. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=2200 ms ve (b) TI=2500 ms görüntüleri. (c) TI=2800 ms olan görüntüde CSF' den gelen sinyal iyi bastırıldığı için MS lezyonları daha iyi gözükmektedirler	87
Şekil 4.12. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=2000 ms olan görüntü. (b) TI= 2100 ms olan görüntüde MS lezyonları daha parlak gözüküyorlar	87

Şekil 4.13. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1800 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntü kontrastı açısından daha iyidir. Burada 9 adet disk seçilebilirken diğerlerinde bu sayı azalmaktadır	88
Şekil 4.14. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=2000 ms olan görüntü. (b) TI=2800 ms olan görüntüde kontrast TI'nın artması ile daha iyidir.....	89
Şekil 4.15. İki farklı TI zamanında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=2000 ms olan görüntü. (b) TI=2200 ms olan görüntüde kontrast daha iyidir	90
Şekil 4.16. İki farklı TI zamanında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=2000 ms olan görüntü. (b) TI= 2200 ms olan görüntüde büyük diskin sınırları daha iyi belirlenmiştir	91
Şekil 4.17. Üç farklı TI zamanında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1900 ms ve (b) TI= 2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntüde diskler daha belirgin biçimdedir	91



ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge 2.1 Farklı çekirdekler için jromanyetik oranı γ	5
Çizelge 3.1 Farklı dokular için T1 ve T2 zamanları	76
Çizelge 4.1 MR görüntüleri incelenen MS hastaları	78



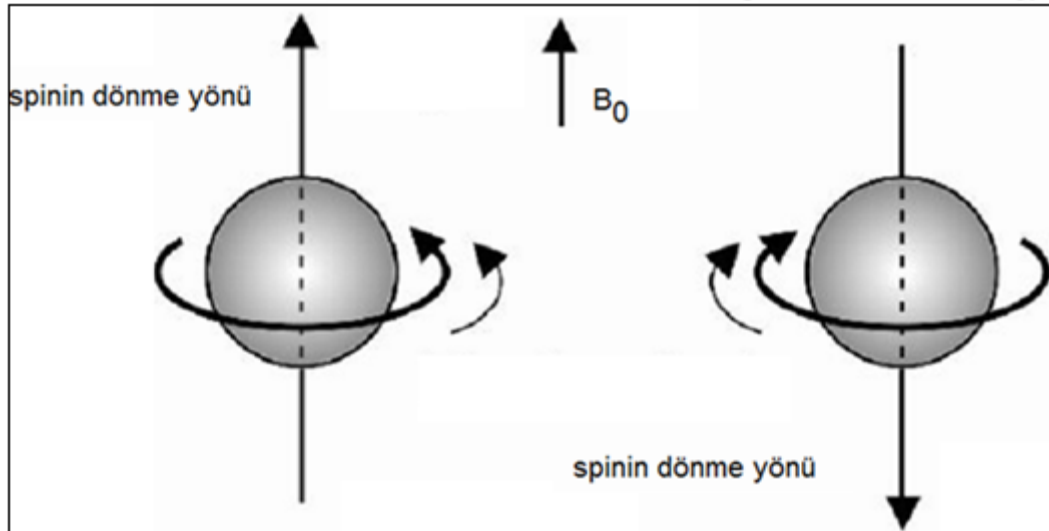
1. GİRİŞ

Radyoloji, 1895 yılında Roentgen tarafından X- ışınlarının keşfedilmesiyle başladı. Daha sonra, 1959 yılının başlarında California üniversitesinde J. R. Singer tarafından nükleer manyetik rezonans (NMR) kan akışının ölçülmesi için kullanılmıştır. 1971 yılında ise Raymond Damadian bazı fare tümörlerini yüksek durulma zamanları ile gösterdi ve normal dokularla karşılaştırdı. İlk kez 1973 yılında Paul Lauterbur tarafından manyetik rezonans görüntüleme (MRG) tekniği açığa çıktı. Manyetik rezonans görüntüleme yüksek kontrast çözünürlükte insan vücudunun görüntülenmesi için bir tekniktir. Bu çalışmada MRG tekniği ile uygun puls serileri ve parametreler seçerek multiple skleroz (MS) hastalığının teşhisi amaçlanmıştır (Nishimura 1996).

2. KURAMSAL TEMELLER

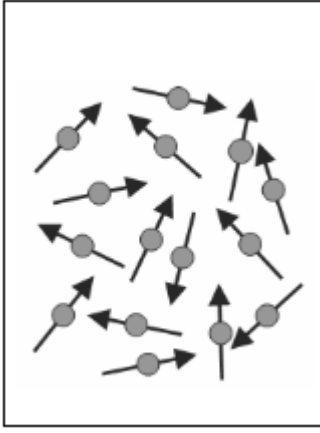
2.1 Nükleer Manyetik Rezonans (NMR)

İnsan vücudunun yaklaşık % 70'i su moleküllerinden oluşur. Bundan dolayı spini $\frac{1}{2}$ olan hidrojen atomunun çekirdeği (proton) MRG' de sıklıkla kullanılır. Protonlar klasik olarak kendi eksenini etrafında dönerler ve bir mıknatıs çubuğunun oluşturduğu manyetik alana benzer manyetik alan oluştururlar. İnsan vücudu MRG sistemine yerleştirildiğinde su moleküllerindeki hidrojen atomları manyetik alan etkisi ile iki farklı enerji seviyesine sahip olurlar (Zeeman etkisi). Böylece Şekil 2.1'de gösterildiği gibi hidrojen protonları ya alana paralel ya da zıt yönelirler. Dış alan içerisinde bulunan protonlar Boltzmann dağılımına göre net bir mıknatıslanma oluştururlar.



Şekil 2.1. Hidrojen çekirdek spininin dış manyetik alan içindeki iki farklı yönelimi

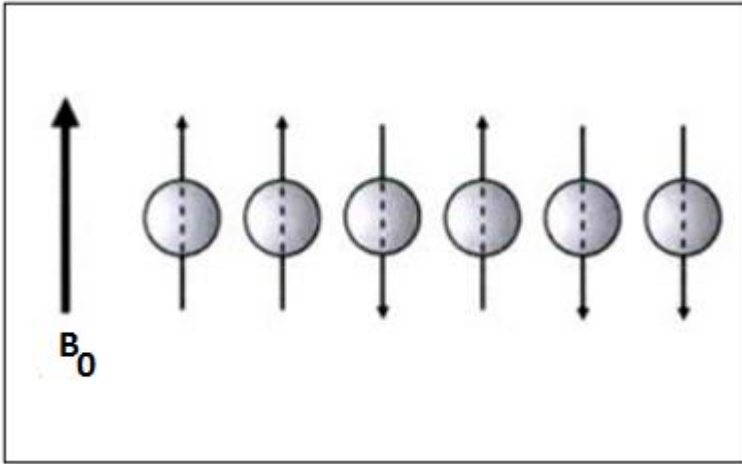
MRG 'de çoğunlukla hidrojen çekirdeğinin protonları söz konusudur. Bu protonlar kendi eksenlerinin etrafında dönerken, her biri bir manyetik dipolün oluşturduğu alana benzer küçük bir manyetik alan oluşturur. Bundan dolayı her bir proton bir manyetik dipol momenti (veya spin) olarak tanımlanabilir ve μ ile gösterilir. Bu manyetik dipol momentler dış manyetik alanın yokluğunda Şekil 2.2'de gösterildiği gibi gelişigüzel yönelirler. Net mıknatıslanma Şekil 2.2'de gösterildiği gibi sıfır olur ve böylece dış manyetik alanın yokluğunda spinlerin hareketi rastgele olur.



Şekil 2.2. Dış manyetik alanın (B_0) yokluğunda mikroskobik mıknatıslanmanın şematik gösterimi

Dış manyetik alan olduğu zaman Şekil 2.3'te gösterildiği gibi manyetik dipol momentlerin her biri bir mıknatıs çubuğu gibi davranır. Manyetik dipol momentler alana paralel veya anti paralel yönelirler. Paralel olanlar nispeten fazla olduğundan net mıknatıslanma (M) dış manyetik alanla aynı yönde olur. Bir V hacimindeki toplam mıknatıslanma ise manyetik dipol momentlerinin vektörel toplamı olur.

$$M = \sum_{i=1}^N \mu_i \quad (2.1)$$

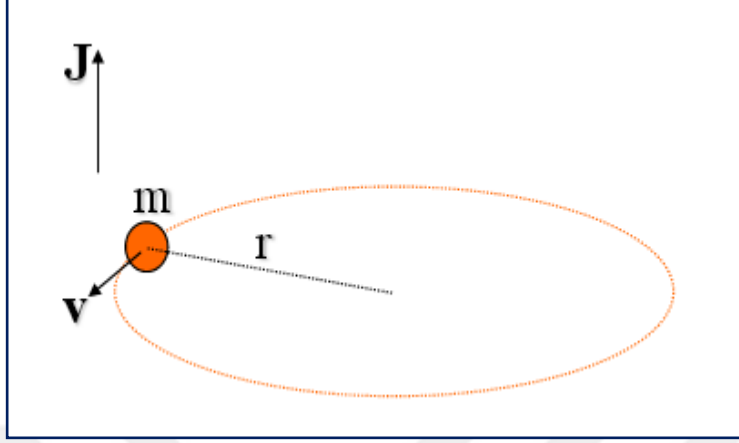


Şekil 2.3. Spinlerin dış manyetik alanının olduğunda yönelimi

2.1.1 Açısal momentum

Spin atom altı parçacıkların temel bir özelliğidir ve klasik eşdeğeri yoktur, sadece kuantum özelliği vardır. Spine en yakın klasik özellik açısal momentumdur. Sabit bir

eksen etrafında dönen proton Şekil 2.4'te gösterildiği gibi bir açısal momentuma ve bir de bu açısal momentuma eşlik eden bir manyetik momente sahiptir.



Şekil 2.4. Açısal momentum bir kütle için dairesel hareketi ile ilgilidir

Protonun dairesel hareket yaptığından dolayı oluşan açısal momentum kütle (m), açısal hız (ω), çizgisel hız (v), dairenin yarıçapı (r) ve periyot (T) cinsinden

$$J = m\omega r = mvr = m \left(\frac{2\pi r^2}{T} \right) \quad (2.2)$$

olur.

Manyetik moment bir jromanyetik oranı (γ) ile açısal momentumla orantılı olur ve

$$\mu = \gamma J \quad (2.3)$$

dir. Yüzey alanı A olan dairesel bir çemberden bir i akımı geçtiğinde, çemberin yüzey alanına dik doğrultuda vektörel bir büyüklükte olan manyetik moment oluşur. Oluşan manyetik moment

$$\mu = iA \quad (2.4)$$

dir. Yüzey alanı A olan ve r yarıçaplı bir çemberden geçen e yüklü bir elektron göz önüne alınırsa bu çemberden geçen akım

$$i = \frac{e}{T} \quad (2.5)$$

olur ve burada çemberin yüzey alanı ise

$$A = \pi r^2 \quad (2.6)$$

dir. Şimdi $\mu = i A$ eşitliğinden manyetik moment

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

olur. Böylece Denk 2.2 ve Denk 2.7'nin Denk 2.3'te yerleşmesiyle jromanyetik oran γ ise

$$\gamma = \frac{e}{2m} \quad (2.8)$$

olur. Jromanyetik oranı γ bir orantı sabitidir ve Çizelge 2.1'de gösterildiği gibi kütle değiştiğinden dolayı çekirdekten çekirdeğe değişir. Jromanyetik oranı γ hidrojen protonları için yaklaşık 42,57 MHz/T 'dir (Degraaf 2007).

Çizelge 2.1 Farklı çekirdekler için jromanyetik oranı γ

Atom	Spinin kuantum numarası(S)	Jromanyetik oranı(MHz/T)
H ₁	½	42,6
F ₁₉	½	40,0
Na ₂₃	3/2	11,3
C ₁₃	½	10,7
O ₁₇	5/2	5,8

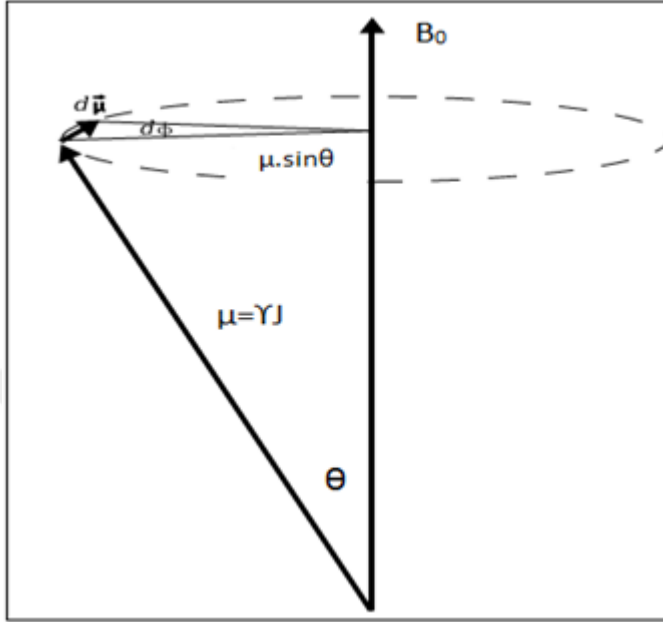
2.1.2 Larmor frekansı

Akım halkası ile bir mıknatıs çubuğunun oluşturduğu manyetik alan aynıdır. Eğer bu mıknatıs çubuğu Şekil 2.5'te gösterildiği gibi sabit bir manyetik alan içine yerleştirilirse üzerine etkiyen torktan dolayı θ açısı ile manyetik alan etrafında döner. Oluşan tork ise dış manyetik alan B_0 ve manyetik dipol moment μ cinsinden

$$\tau = \mu \times B_0 \quad (2.9)$$

dir.

Sabit bir manyetik alanın içerisinde yerleştirilen numunenin protonları bir mıknatıs çubuğu gibi davranır ve presesyon hareketi yaparlar. Bu presesyon hareketi Şekil 2.5 ile gösterilir.



Şekil 2.5. Dış manyetik alanında bir proton, mıknatıs çubuğu gibi davranır ve presesyon hareketi yapar

Açısal momentumun zamana göre türeviden tork

$$\tau = \frac{dJ}{dt} \quad (2.10)$$

elde edilir. Açısal momentum ve torkun miktarı Denk 2.10'da yerleştirildiğinde

$$\frac{d\mu}{dt} = \gamma(\mu \times \mathbf{B}_0) = \gamma\mu\mathbf{B}_0\sin(\theta) \quad (2.11)$$

olur. Şekil 2.5'ten

$$d\mu = \mu \sin(\theta) d\phi \quad (2.12)$$

olduğundan Denk 2.11 ve Denk 2.12'ye göre

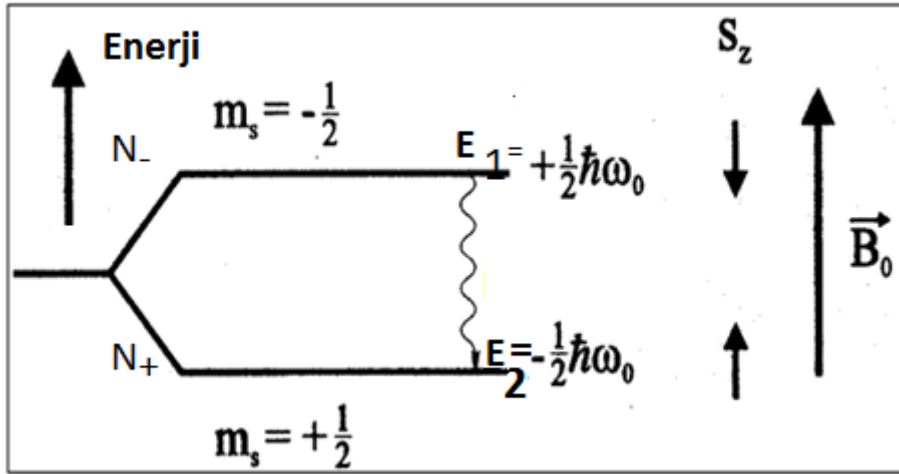
$$\frac{d\phi}{dt} = \gamma\mathbf{B}_0 \quad (2.13)$$

$$\omega_0 = \gamma\mathbf{B}_0 \quad (2.14)$$

Larmor denklemi elde edilir. Larmor denkleminde (Denk 2.14) ω_0 , protonun B_0 alanı etrafındaki dönme açısal frekansdır ve γ , ise jromanyetik oranıdır ve çekirdekten çekirdeğe değişir. Burada B_0 ise dış manyetik alanın büyüklüğüdür. Açısal frekansın birimi radyan /saniye dir. Genelde γ yerine birimi MHz/T olan $\gamma/2\pi$ kullanılır. Dış manyetik alanın büyüklüğü arttıkça protonlarının presesyon frekansı da artar (Hahn 1953).

2.1.3 Spinlerin manyetik alanda davranışları

Bir atom sabit bir manyetik alan içine yerleştiği zaman, atomun manyetik dipol momentinin manyetik alan ile etkileşmesi sonucu atomun enerji seviyelerinde yarılmalar meydana gelir. Manyetik alan ile atomun çekirdek spin manyetik dipol momentinin etkileşmesine Zeeman yarılması denir. Bu enerji yarılmasından dolayı dış manyetik alana yerleşen protonunun Şekil 2.6 da gösterildiği gibi iki enerji seviyesi oluşur.



Şekil 2.6. Sabit bir manyetik alana yerleşen protonun iki enerji seviyesi vardır

Bu iki seviye arasındaki enerji farkı

$$\Delta E = \hbar\gamma B_0 = \hbar\omega_0 = h\nu \quad (2.15)$$

$$\Delta E = 2\mu_z B_0 \quad (2.16)$$

dir. Burada $\hbar = \frac{h}{2\pi}$ ve h ise Planck sabitidir ve değeri $6,63 \times 10^{-34}$ Js dir. Denk 2.15 ve 2.16'dan Larmor frekans

$$\nu = \frac{\gamma}{2\pi} B_0 \quad (2.17)$$

olur ve burada her proton için $\gamma/2\pi = 42,57 \text{ MHz / Tesla}$ dır.

Bu iki enerji seviyesindeki çekirdek nüfuslarının oranı Boltzmann dağılımı ile verilir ve

$$\frac{N_-}{N_+} = e^{\frac{-\Delta E}{kT}} \quad (2.18)$$

dir. Burada N_- , E_1 seviyesinde olan protonların ve N_+ ise E_2 seviyesinde olan protonların sayısıdır, k Boltzmann sabiti ve T sıcaklıktır. Oda sıcaklığında iki durumun nüfusu her birim Tesla başına 1000000 ile 1000006 dır. Boltzmann dağılımına göre

$$M_0 = \frac{N(\gamma\hbar)^2 B_0}{4kT} \quad (2.19)$$

daha fazla Tesla ile daha büyük M oluşur ve yüksek sıcaklıkta da daha küçük mıknatıslanma oluşur (Cardons vd. 1990).

2.2 MRG Sisteminin Bileşenleri

2.2.1 Magnet

Magnetler ürettikleri manyetik alana göre süper iletken tel veya normal iletken tellerden oluşan bobinlerdir. Bir süper iletken magnet Şekil 2.7'de gösterilmektedir. Magnetler manyetik alan büyüklüğüne göre sınıflandırılırlar:

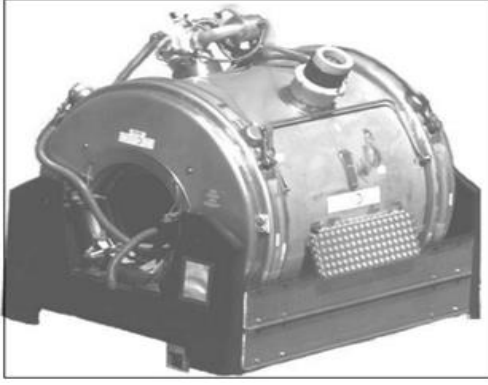
Süper güçlü alanlar (4 - 7 Tesla), genelde araştırma çalışmaları için kullanılır.

Yüksek alanlar (1,5 – 3,0 Tesla).

Orta alanlar (0,5 – 1,4 Tesla).

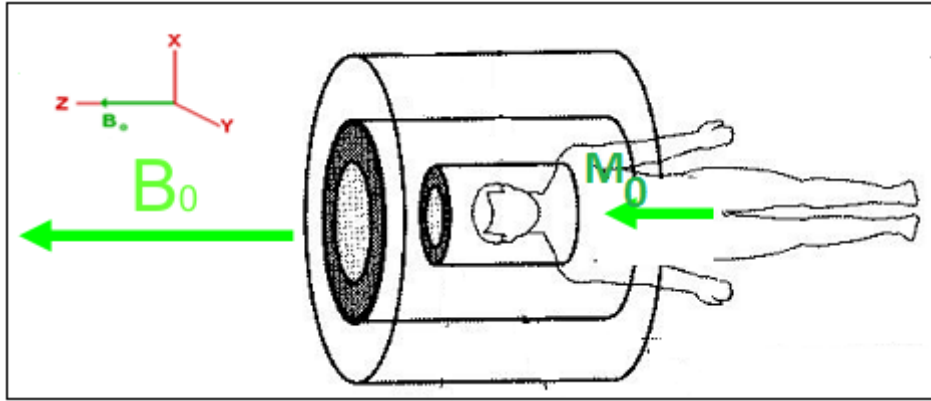
Zayıf alanlar(0,2 – 0,4 Tesla).

Ultra düşük alanlar (0,2 Tesla dan küçük alanlar).



Şekil 2.7. Magnet

MRG'de dış manyetik alan (ana manyetik alan) B_0 ile gösterilir ve kartezyen koordinat sisteminde (xyz) her zaman z ekseninin yönünde seçilir. Net mıknatıslanma vektörü M_0 ise Şekil 2.8'de gösterildiği gibi z eksenini yönünde olur. Bir manyetik alanın içine yerleşen numunenin tüm spinleri, RF pulsusu olmadan önce dış manyetik alanın etrafında ω_0 frekansı ile presesyon hareketi yaparlar ve dış manyetik alanla paralel olacak şekilde aynı yönde veya zıt yönde yönelirler. Spinlerin dönme frekansı Denk 2.14'te söz edilen (ω_0) Larmor frekansıdır.



Şekil 2.8. Dış manyetik alan ve mıknatıslanmanın yönü

2.2.2 Gradyent bobinleri

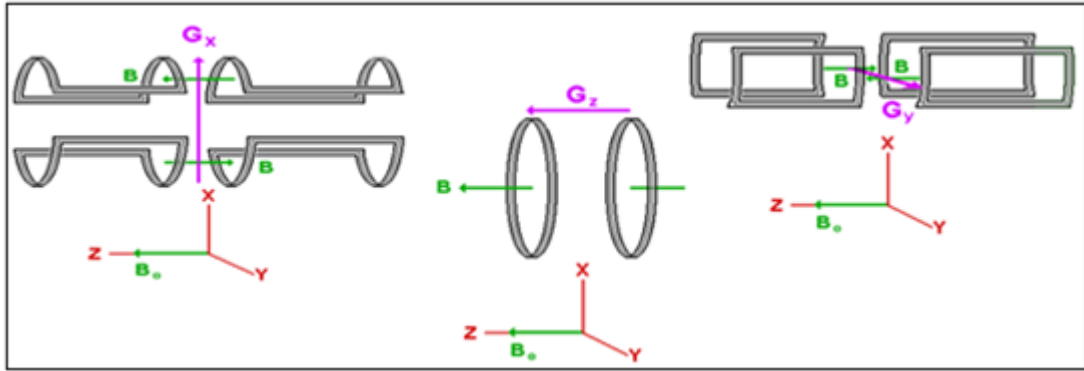
Bir gradyent bobini Şekil 2.9'da gösterilmektedir. Gradyent bobinleri manyetik alanın herhangi bir doğrultuda çizgisel değişimine sebep olurlar. Özellikle tasarlanmış gradyent bobinleri Şekil 2.10'da gösterildiği gibi dış manyetik alanının belirli yönde artmasına veya azalmasına sebep olurlar. Gradyent bobinleri x, y veya z eksenleri

boyunca manyetik alan gradyenti oluşturulacak şekilde yerleştirilirler. Gradyent bobinleri aşağıdaki amaçlar için kullanılabilirler:

1. G_z gradyenti dilim seçimi için kullanılır.
2. G_y gradyenti faz kodlaması için kullanılır.
3. G_x gradyenti frekans kodlaması için kullanılır.

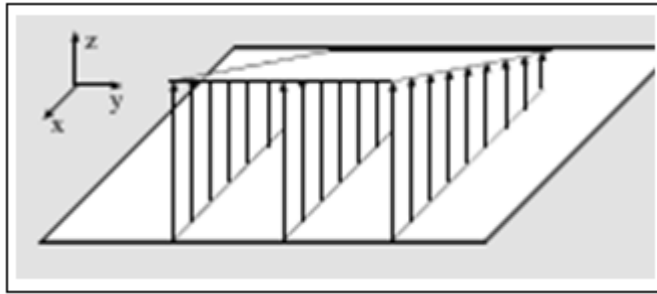


Şekil 2.9. Gradyent bobini

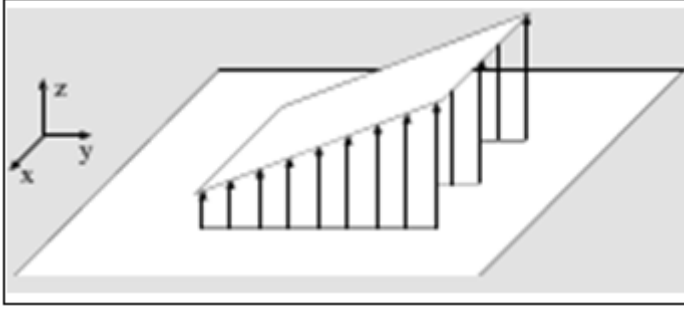


Şekil 2.10. Üç farklı tasarımda gradyent bobinleri

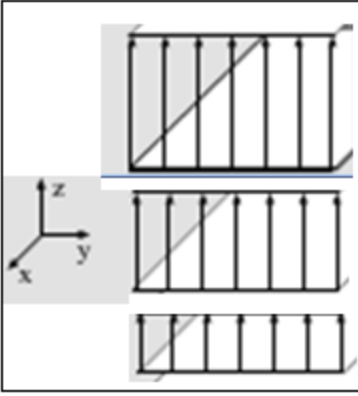
Manyetik alanın üç boyutta uzayda doğrusal değişimi sırasıyla Şekil 2.11, 2.12 ve 2.13'te G_x, G_y, G_z gradyentleri ile gösterilmektedir.



Şekil 2.11. x yönünde gidildiğinde z yönündeki manyetik alan artıyor



Şekil 2.12. y yönünde gidildiğinde z yönündeki manyetik alan artıyor



Şekil 2.13. z yönünde gidildiğinde z yönündeki manyetik alan artıyor

Gradyentler üç farklı yönde (x,y,z) manyetik alanın değişimine sebep olurlar:

$$G_x = \left(\frac{\partial B_z}{\partial x} \right) k \quad (2.20)$$

$$G_y = \left(\frac{\partial B_z}{\partial y} \right) k \quad (2.21)$$

$$G_z = \left(\frac{\partial B_z}{\partial z} \right) k \quad (2.22)$$

ve toplam manyetik alan

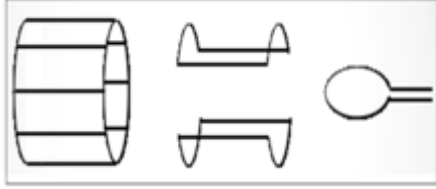
$$B(z) = B_0 + G_x \cdot x + G_y \cdot y + G_z \cdot z \quad (2.23)$$

olur (Schmitt 2013).

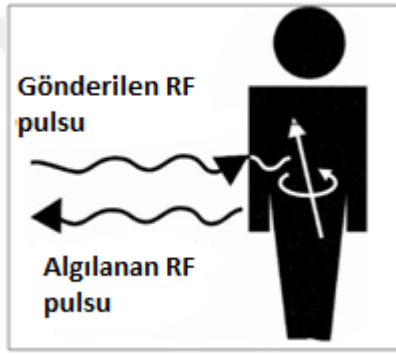
2.2.3 RF bobinleri

Farklı tasarımda olan RF bobinleri Şekil 2.14'te gösterilmektedir. MR görüntülemesinde doku protonlarını uyarmak için RF bobinleri Şekil 2.15'te gösterildiği gibi dokuya RF

pulsu gönderiyorlar ve dokunun uyarılmış protonlarından gelen sinyali algılıyorlar. Aslında RF bobinleri hem sinyal alıcı ve hem sinyal verici bobinlerdir. Verici RF bobinlerinin hem sinyal gönderme ve hem sinyal algılama yeteneği vardır ama alıcı RF bobinleri sinyal gönderme yeteneğine sahip değildir.

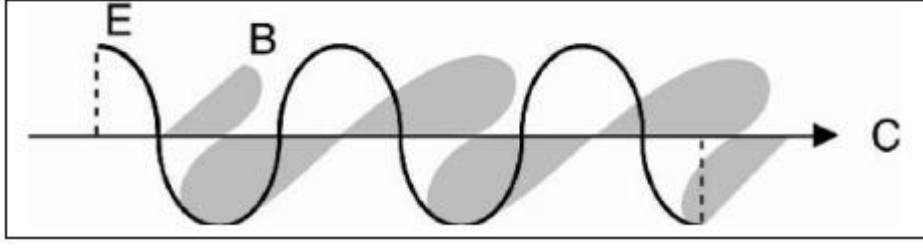


Şekil 2.14. RF bobininin farklı tasarımları



Şekil 2.15. MRG'de bir radyo frekans dalgası ya da radyo frekans RF pulsu hastaya iletilir ve bir sinyal alınır

MRG'de sinyal almak için kullanılan elektromanyetik dalgaya, radyo dalgalarının frekans aralığında olduğu için RF dalgası denir. RF pulsu bir elektromanyetik dalgadır ve tüm elektromanyetik dalgalar gibi 3×10^8 m/s hızıyla (ışık hızı) vakumda yayılır. Maxwell dalga teorisine göre RF dalgaları birbirine dik iki elektrik ve manyetik bileşenlerden oluşurlar, birbirine dik olan bu iki bileşen aynı zamanda Şekil 2.16'da gösterildiği gibi ışık hızının yayılma yönüne (C) de dik olurlar. Elektrik alan bileşeni (E) bir sinüs dalgasıdır ve manyetik alan bileşeniyle (B) aynı frekanstadır ama bu iki bileşenin Şekil 2.16'da gösterildiği gibi 90° faz farkı var.



Şekil 2.16. Bir elektromanyetik dalga şekli

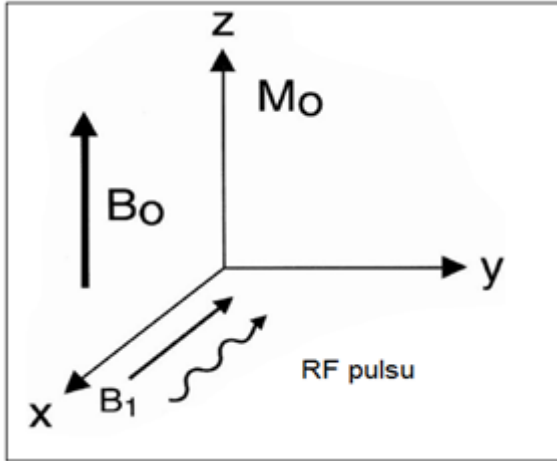
RF pulsu her zaman x veya y eksenini yönünde ve z eksenine dik olarak uygulanır ve uygulanan eksen yönünde B_1 manyetik alanı üretir. RF pulsu uygulandıktan sonra Şekil 2.17 de gösterildiği gibi dış manyetik alanın etrafında ω_0 frekansı ile prezesyon hareketi yapan protonlar x eksenini etrafında da dönme hareketi yaparlar. Rezonans durumunda

$$\omega_1 = \omega_0 \quad (2.34)$$

net mıknatıslanma sadece RF pulsunun uygulandığı yönde ω_1 frekansı ile prezesyon hareketi yapar. RF pulsunun frekansı ise

$$\omega_1 = \gamma B_1 \quad (2.35)$$

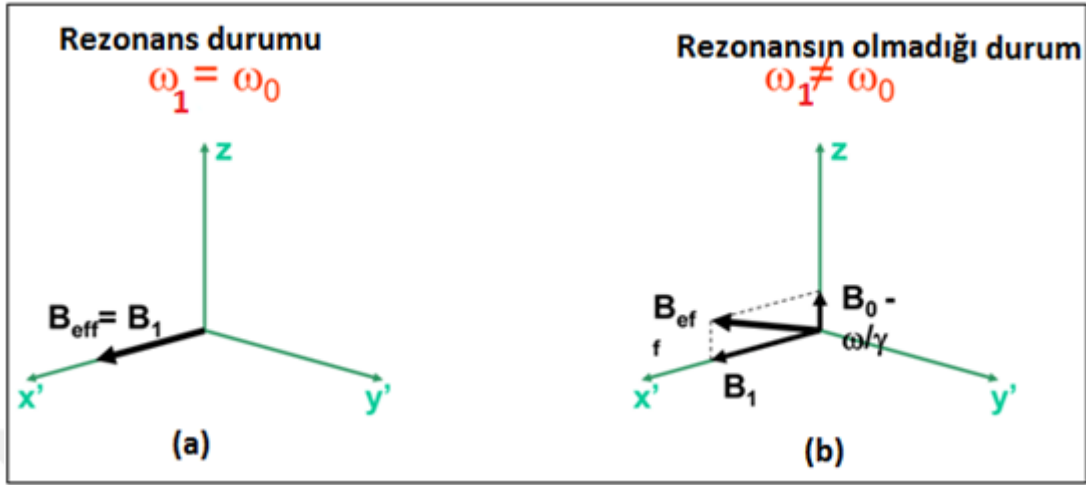
olur.



Şekil 2.17. RF pulsunun uygulanma yönü

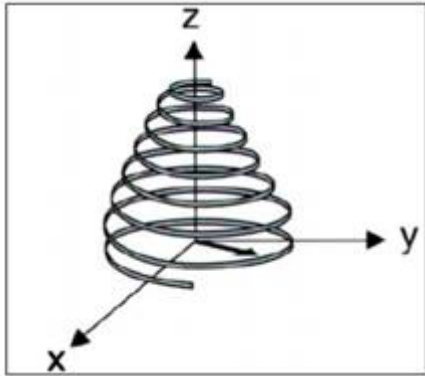
RF pulsunun ürettiği manyetik alan dış manyetik alana göre çok daha küçüktür. Eğer uygulanan RF pulsunun frekansı ω_1 , protonların prezesyon frekansı ω_0 ile eşit olursa,

Şekil 2.18. a da gösterildiği gibi RF pulsu enerjisini protonlara aktarır ve sonuçta rezonans oluşur.



Şekil 2.18. (a) RF pulsunun frekansı ω_1 protonların presesyon frekansı ω_0 ile eşit olduğu zaman rezonans oluşur (b) Rezonansın olmadığı durum

Lab sisteminden bakılırsa protonlar ω_0 frekansı ile z eksenini etrafında presesyon hareketi yaparken aynı zamanda ω_1 frekansı ile x ekseninin etrafında dönerler ve böylece z ekseninden x-y düzlemine aktarılarak Şekil 2.19'daki gibi bir spiral hareketi oluştururlar.

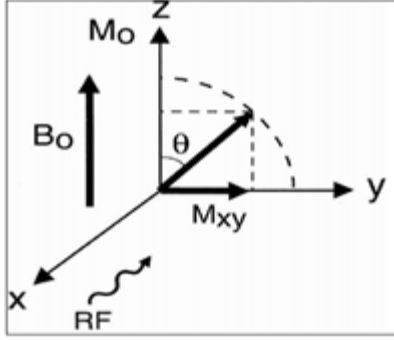


Şekil 2.19. Lab sisteminden rezonansa bakılırsa mıknatıslanma vektörü bir spiral çizerek x-y düzlemine doğru hareket eder

90° RF pulsunun uygulanması ile net mıknatıslanma vektörü M_0 Şekil 2.20'de gösterildiği gibi z ekseninden x-y düzlemine aktarılır ve M_{xy} vektörü olarak adlandırılır. Dönme açısı (θ) ile ω_1 frekansı arasındaki ilişki

$$\theta = \omega_1 \tau \quad (2.36)$$

dir.



Şekil 2.20. 90° RF pulsunun uygulanmasıyla net mıknatıslanma vektörü z ekseninden x-y düzlemine aktarılır

180° RF pulsunun uygulanma süresi, 90° RF pulsunun uygulanma süresinin iki katıdır ve boyuna mıknatıslanma vektörünün ters çevrilmesine sebep olur (-M₀). 90° den küçük açılarda da x-y düzleminde olan mıknatıslanma bileşeni

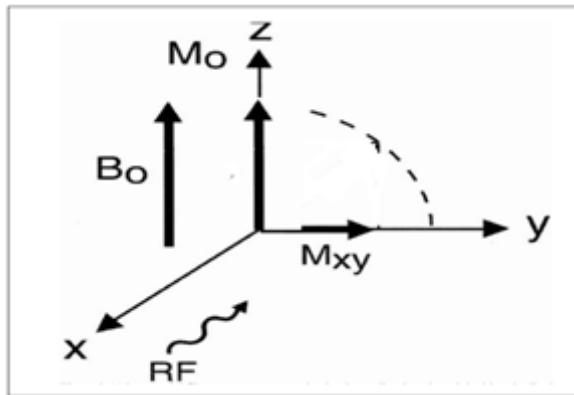
$$M_{xy} = M_0 \sin \theta \quad (2.37)$$

başlangıçtaki mıknatıslanma vektöründen küçük olur (Huettel vd. 2009).

2.3 T₁, T₂ ve T₂* Durulma Zamanları

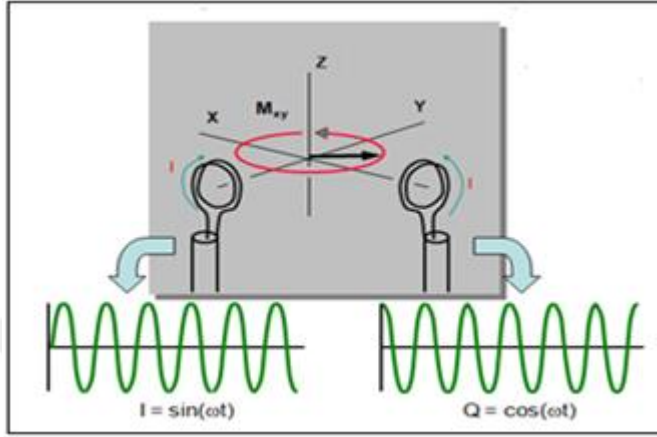
2.3.1 T₁ Durulma zamanı

Dış manyetik alan etkisinde olan protonların oluşturduğu net mıknatıslanma Şekil 2.21 de gösterilmektedir.



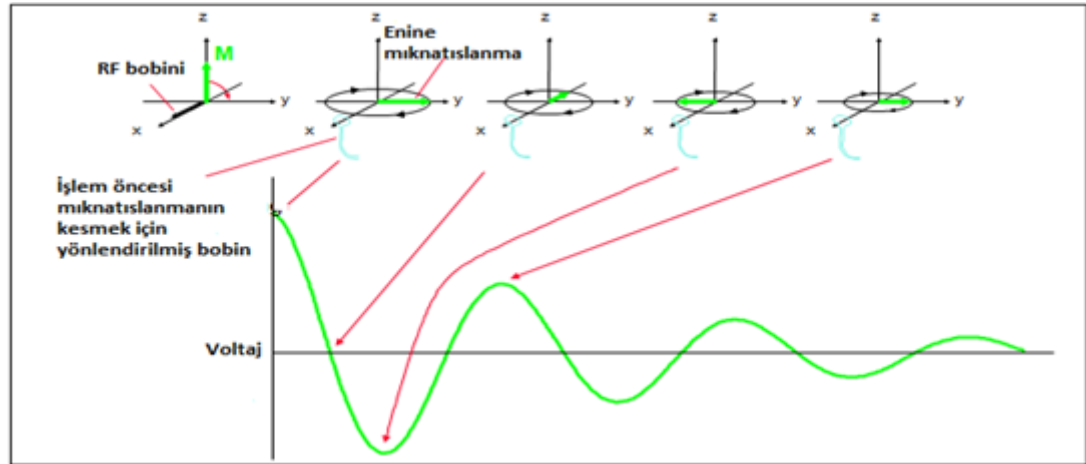
Şekil 2.21. RF pulsu uygulandıktan sonra boyuna mıknatıslanma vektörü x-y düzlemine aktarılır

Ama sadece dış manyetik alan etkisinde olan protonların bu dönme hareketi sinyal elde etmek için yeterli değildir. Bir sinyal elde etmek için M_0 'ın Şekil 2.22'de görüldüğü gibi x-y düzlemine aktarılması gerekir. Çünkü alıcı ve verici bobinler mıknatıslanmanın x-y düzlemindeki dönmesini algılayacak biçimde x ve y eksenlerine yerleştirilirler.

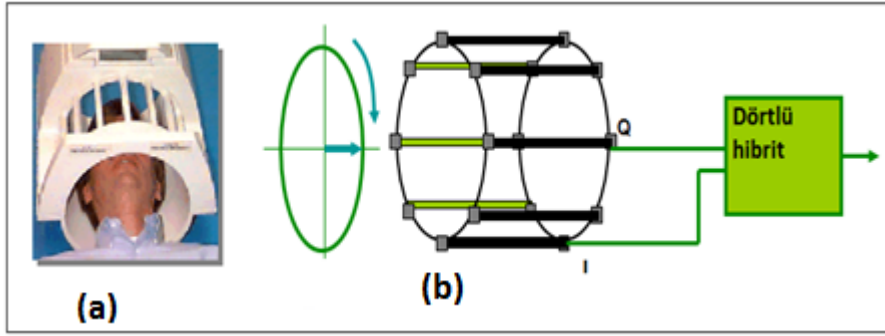


Şekil 2.22. Sinyalin elde edilmesi için M_0 'ın x-y düzlemine aktarılması gerekir

Protonlara Larmor frekansını ω_0 içeren RF pulsları gönderildiğinde protonlar bu enerjiyi soğurur (rezonans durumu) ve net mıknatıslanma yatay düzleme çevrilir. Böylece boyuna mıknatıslanma Şekil 2.23'te gösterildiği gibi z ekseninden x-y düzlemine aktarılır. MR'da sıkça kullanılan kuş kafesi olarak adlandırılan bir RF bobini Şekil 2.24'te gösterilmektedir.



Şekil 2.23. Serbest indüksiyon bozunumu (FID) sinyali

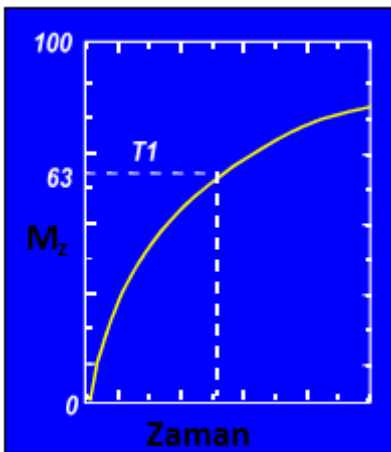


Şekil 2.24. (a) kuş kafesi şeklinde bir RF bobini (b) kuş kafes şeklindeki bobinler RF pulsunu göndermek veya algılamak için kullanılırlar

RF pulsu kesildikten sonra protonlar aldıkları tüm fazla enerjiyi çevreye aktarıp tekrar dış manyetik alan doğrultusuna dönerler (denge durumu). Bir uyarma sonrasında mıknatıslanmanın denge durumuna dönmesine boyuna durulma denir. T1 zamanının bir kaç katı süre geçtikten sonra protonlar yeniden z eksenine doğrultusunda olurlar. 90° RF pulsundan hemen sonra T1 zamanı, boyuna mıknatıslanmanın 0.63 M₀ değerine ulaşması için geçen karakteristik süredir. 90° RF pulsundan hemen sonra, mıknatıslanmanın tümü x-y düzleminde olur ve sonra M_z bileşeni Şekil 2.25'te gösterildiği gibi T1 zaman sabiti ile

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

büyümeye başlar (Sartor 1992).



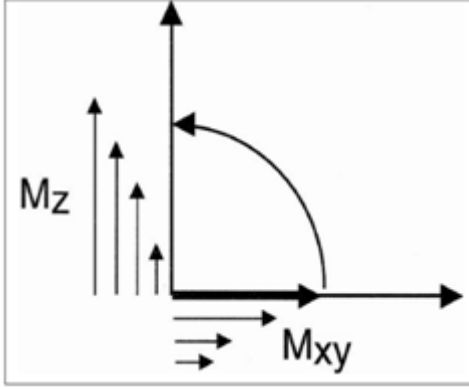
Şekil 2.25. Boyuna mıknatıslanmanın zamanla gelişimi

2.3.2 T2 ve T2* durulması

RF pulsu kesildikten sonra Şekil 2.26'da gösterildiği gibi mıknatıslanma vektörünün:

M_{xy} bileşeni hızla azalır.

M_z bileşeni ise z eksenini boyunca yavaşça artmaya başlar.

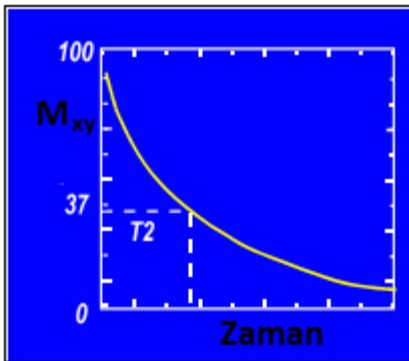


Şekil 2.26. RF pulsu kesildikten sonra M_z z eksenini boyunca yavaşça artar ve M_{xy} ise hızla azalır

RF pulsu hemen kesildikten sonra Şekil 2.27'de gösterildiği gibi enine mıknatıslanma vektörü M_{xy} dönen koordinat sisteminde T2 zaman sabiti ile

$$M_{xy}(t) = M_0(e^{-\frac{t}{T_2}}) \quad (2.39)$$

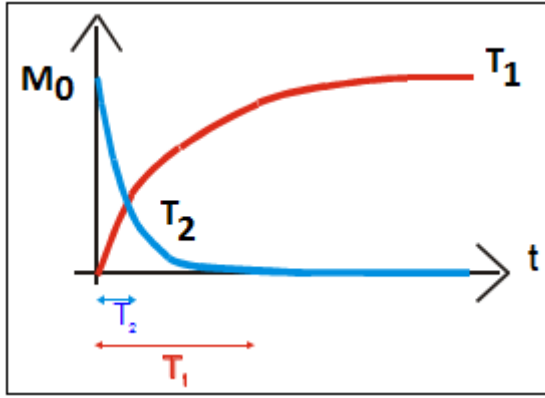
azalmaya başlar.



Şekil 2.27. Zamana karşı çizilen enine mıknatıslanmanın eğrisi

Boyuna mıknatıslanmanın artması ve enine mıknatıslanmanın azalması birbirinden bağımsız iki süreçtir ve her biri iki farklı zaman sabiti ile gerçekleşir. Şekil 2.28'de

görüldüğü gibi enine mıknatıslanmanın azalım oranı (T2), boyuna mıknatıslanmanın artma oranından (T1) daha hızlıdır.



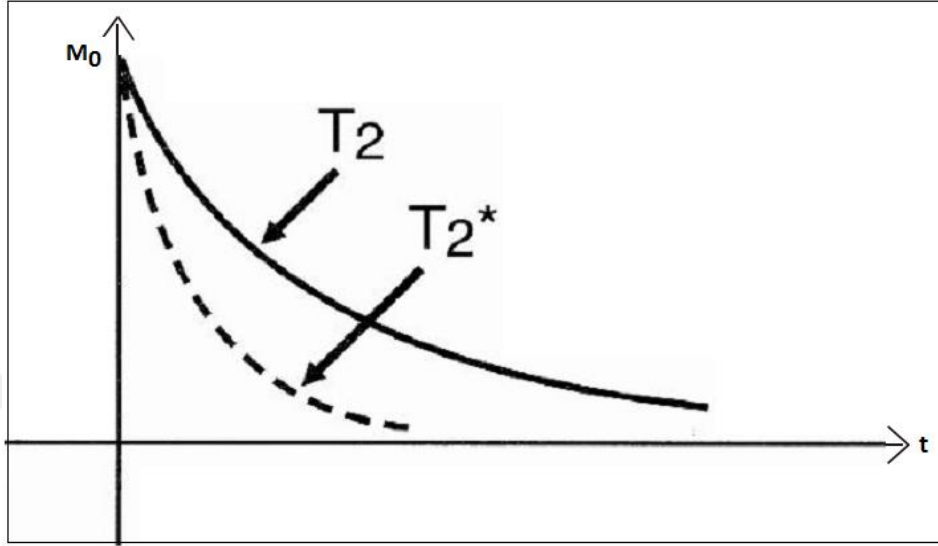
Şekil 2.28. Boyuna ve enine mıknatıslanma birbirinden bağımsız iki süreçtir

Fazdışı olmanın iki nedeni vardır. Birincisi, spinlerin arasındaki etkileşme ve ikincisi ise dış manyetik alanın homojensizliğidir. İki proton birbirinin yanında olduğu zaman bir protonun manyetik alanı diğer protonu etkiler. RF pulsu kesildiğinde tüm spinler ω_0 frekansı ile birbiri ile aynı fazdadır ancak komşu spinler birbirlerini etkileyerek faz dışı olmaya neden olur. Mesela eğer bir proton dış manyetik alanla paralel yönde ve diğer proton dış manyetik alanla ters yönde olursa dış manyetik alanla paralel yönde olan proton, diğer protonun etrafında dış manyetik alanın ΔB kadar artmasına sebep olur ve sonuçta protonun presesyon hareketinin frekansı biraz artmış olur. Diğer taraftan dış manyetik alanla ters yönde olan proton zayıf bir manyetik alan etkisinde olur ve bu protonun presesyon hareketinin frekansı ΔB kadar azalır. Proton-proton etkileşmesinde olan manyetik alan farkı çok az olabilir ama protonların yerleştiği manyetik alanda homojensizliğe neden olur. Böylece faz dışı olmasının ilk nedeni her dokunun doğasına bağlıdır ve süreç T_2 durulması olarak bilinir.

T_2 durulmasına ek olarak dış manyetik alanın homojensizliği protonların faz dışı olmasının ikinci nedenidir. Bu homojensizlik protonların farklı frekanslarla presesyon hareketi yapmalarına neden olur ve aralarında faz farkı oluşur. Bu süreç ise T_2^* bozunumudur. Eğer dış manyetik alanın homojensizliği varsa enine mıknatıslanma Şekil 2.29'da gösterildiği gibi T_2 yerine T_2^* ile daha çabuk bozunur.

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2} \quad (2.40)$$

Burada T_2 komşu spinlerin etkileşmesinden ve T_2' ise dış manyetik alan homojensizliğinden kaynaklanıyor. 180° RF pulsları ile spin yankı oluşturulup homojensizlik etkisi kaldırılır (Plewes vd. 2012).



Şekil 2.29. T_2^* ve T_2 durulma eğrileri

2.3.3 Bloch denklemleri

Bir dış manyetik alan içinde bulunan net mıknatıslanmanın hareket denklemi

$$\frac{d\mathbf{M}}{dt} = \gamma(\mathbf{M} \times \mathbf{B}) \quad (2.41)$$

olarak elde edilmiştir. Bu denklemin üç bileşeni

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma(M_y B_z - M_z B_y) \quad (2.42)$$

$$\frac{dM_y}{dt} = \gamma(M_z B_x - M_x B_z) \quad (2.43)$$

$$\frac{dM_z}{dt} = \gamma(M_x B_y - M_y B_x) \quad (2.44)$$

dir. Bloch bu denklemleri durulma etkilerini dikkata alarak aşağıdaki denklemlerle ifade etmiştir:

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma(M_y B_z - M_z B_y) - \frac{M_x}{T_2} \quad (2.45)$$

$$\frac{dM_y}{dt} = \gamma(M_z B_x - M_x B_z) - \frac{M_y}{T_2} \quad (2.46)$$

$$\frac{dM_z}{dt} = \gamma(M_x B_y - M_y B_x) - \frac{M_z - M_0}{T_1} \quad (2.47)$$

RF pulsu kesildiğinde ($B_x=B_y=0$) ve dönen koordinat sistemine geçildiğinde ($B_z=0$) yukarıdaki denklemler:

$$\frac{dM_x}{dt} = -\frac{M_x}{T_2} \quad (2.48)$$

$$\frac{dM_y}{dt} = -\frac{M_y}{T_2} \quad (2.49)$$

$$\frac{dM_z}{dt} = -\frac{M_z - M_0}{T_1} \quad (2.50)$$

elde edilir. Bu denklemlerin çözülmesiyle enine mıknatıslanma $M_{xy}(t)$ ve boyuna mıknatıslanma $M_z(t)$ böyle

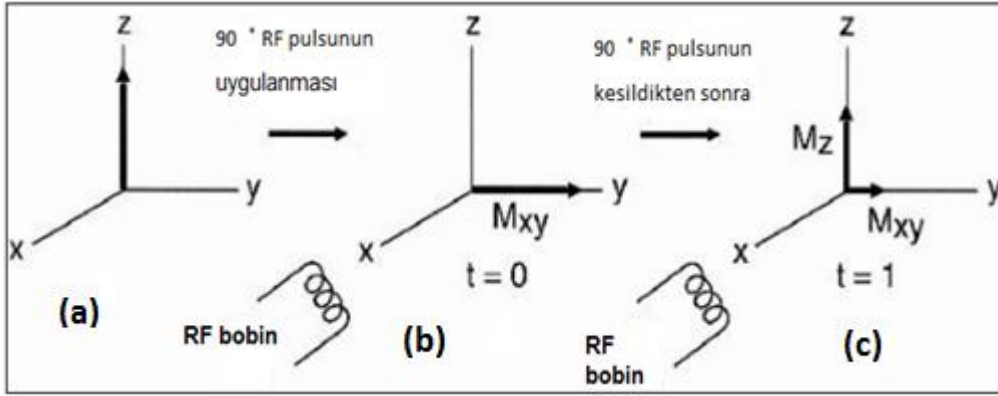
$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (2.51)$$

$$M_z(t) = M_0 (1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (2.52)$$

elde edilir (Aygün vd. 1986).

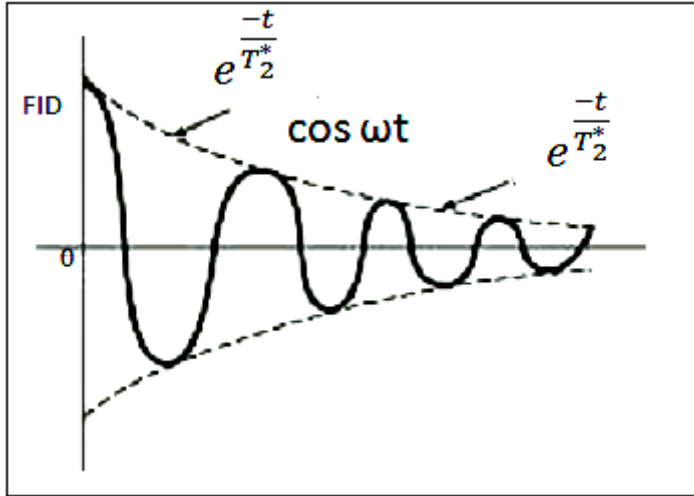
2.4 . Sinyal Oluşumu

MR sinyali bir RF frekansına dayanır. Bir numune büyük bir manyetik alana yerleştirildikten sonra Şekil 2.30'da gösterildiği gibi 90° RF pulsunun uygulanmasıyla mıknatıslanma vektörü x-y düzlemine aktarılır. 90° RF pulsundan sonra mıknatıslanma vektörü z yönünde artmaya ve x-y düzleminde azalmaya başlar.



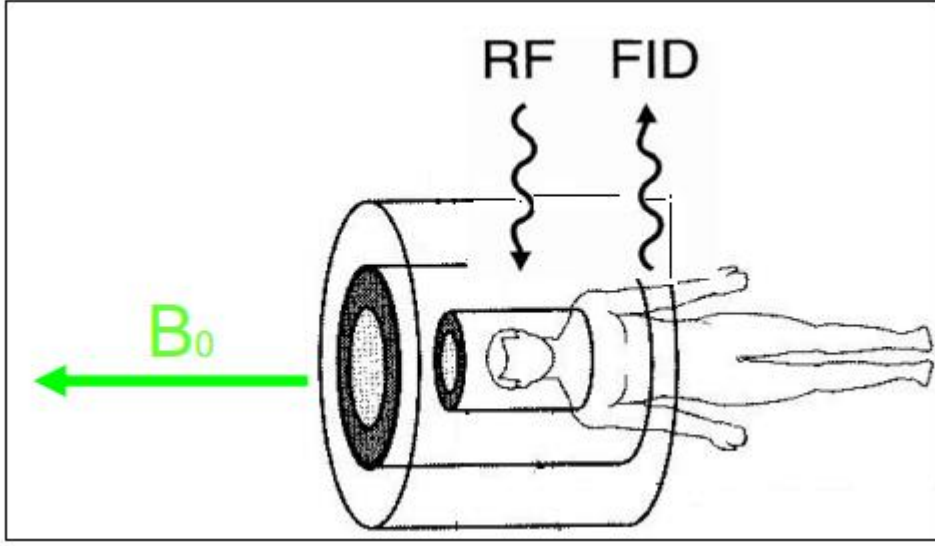
Şekil 2.30. (a) RF pulsundan önce boyuna mıknatıslanma (b) Hemen 90° RF pulsu uygulandıktan sonra net mıknatıslanma vektörü x-y düzlemine geçer (c) Belli bir süre geçtikten sonra boyuna mıknatıslanma M_z artar ve enine mıknatıslanma M_{xy} azalır

Alınan sinyal sadece RF (verici/alıcı) bobin doğrultusu boyunca tespit edilir. Sinyalin $t=0$ zamanında bir maksimumu var. Şekil 2.31'de gösterildiği gibi zaman geçtikçe fazdışı olması nedeniyle, sinyal üstel olarak sinüsel biçimde giderek zayıflar. Sinyal bozunma eğrisi $\cos(\omega t) e^{-\frac{t}{T_2^*}}$ ile orantılıdır.



Şekil2.31. Alınan sinyal (FID) üstel olarak sinüsel biçiminde azalır

İnsan vücudu Şekil 2.32'de gösterildiği gibi bir manyetik alan içine yerleştirildiğinde, geçici olarak mıknatıslanmış olur ve vücudun protonları ya dış manyetik alanla paralel yönde ya da zıt yönde Larmor frekansıyla presesyon hareketi yaparlar. Net mıknatıslanma +z eksenine yönündedir. Sonra Larmor frekansında bir RF pulsu vücuda gönderilir ve hemen bir serbest indüksiyon bozunum (FID) sinyali algılanır.



Şekil 2.32. Bir mıknatıs içine yerleşilen insan vücudu

S sinyali aşağıda görüldüğü gibi proton yoğunluğu ρ ve (T_1, T_2^*) zamanları ile

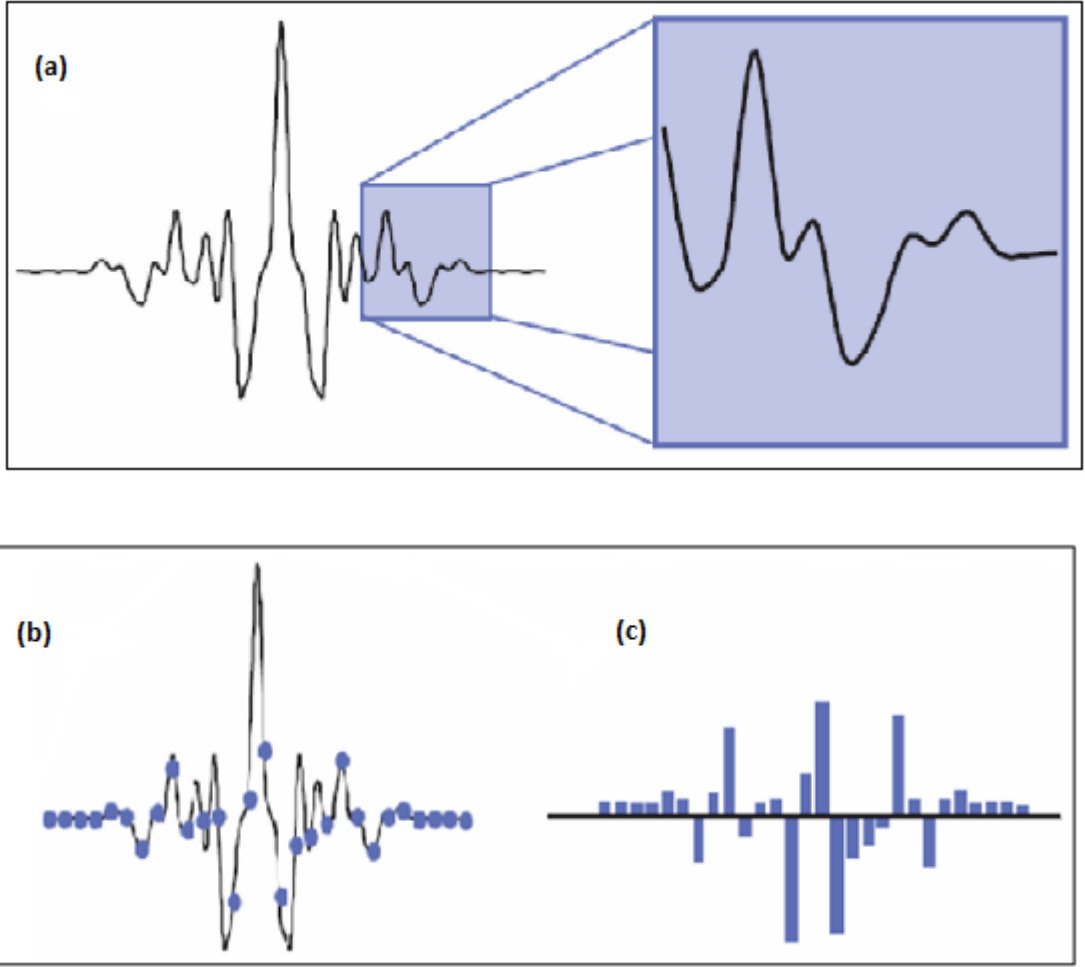
$$S \propto \rho \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right) \left(e^{-\frac{t}{T_2^*}} \right) \quad (2.53)$$

orantılıdır (Hornak 1996).

2.5. Görüntü Oluşumu

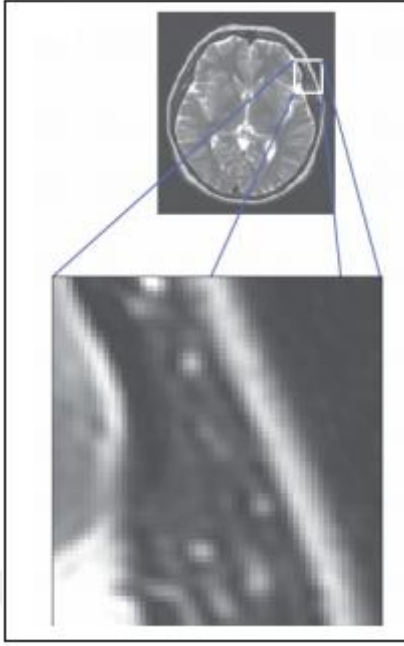
2.5.1 Sayısal ve analog sinyaller

Analog MR sinyali sürekli bir sinyal olarak tarif edilir ve bu sinyalin analog bir değere sahip olduğu anlamına gelir (bir elektrik gerilimi gibi, zaman içinde herhangi bir noktada bir değere sahiptir). Bir analog sinyalin sayısal (dijital) hale dönüştürülmesi Şekil 2.33'te gösterilmiştir.



Şekil 2.33. (a) Alıcı bobin ile elde edilmiş analog MR sinyali (b) Bu sinyalin analog-sayısal dönüştürücü (analog-to-digital (ADC)) ile sayısal hale dönüştürüldüğünde örnekleme aralarında boşluklar kalacaktır (c) Sayısal hale dönüştürülmüş MR sinyali

MRG tekniğinde insan vücudundan alınan görüntü Şekil 2.34'te görüldüğü gibi binlerce küçük iki boyutlu karelerden (piksel) oluşur. Üçüncü boyut katıldığında pikselin yerini küp (voksel) alır.



Şekil 2.34. MRG görüntüsünü oluşturan pikseller

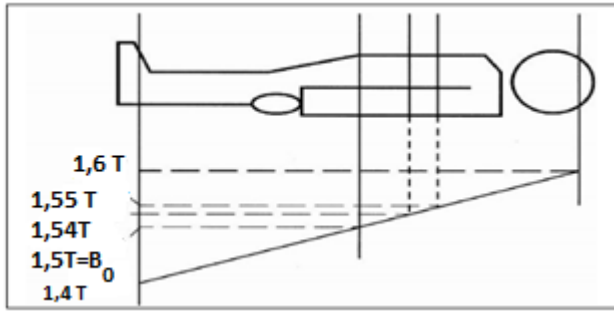
İnsan vücudundan alınan analog sinyalinin görüntü oluşturması için sayısal hale getirilmesi gerekir ve daha sonra tüm bu görüntüleme işlemi, sayısal olarak bir bilgisayar üzerinde gerçekleştirilir. Analog sinyal sayısal olduğunda değişen voltaj bir dizi sayı olarak ifade edilir. Görüntüler genellikle 256×256 veya 512×512 gibi matrislerden oluşur. Tüm bu bilgiler bilgisayarda ikili şekilde sıfır ve birler olarak kayıt edilir. Bilgisayar 8 bit kullanarak (ikili rakam) 256^2 'ya kadar veya 9 bit kullanarak 512^2 'ye kadar sayabilir. Aslında bilgisayarın performansı 2^n sayısal modele dayalıdır. Sayısal sinyal genelde 12 bit olarak 0'dan 4095'e kadar bir dizi sayı olarak ya da daha fazla yararlı olarak -2048 ile +2047 arasında kayıt edilir. Bu nedenle MR sinyalinin en büyük pozitif ve negatif değerleri sırasıyla -2048'e ve +2047'ye dönüştürülür. Tüm ara değerler bu aralıkta ölçülür. Ama bilgisayar sadece tam sayıları kayıt edebilir ve böylece sinyal Şekil 2.33.c de görüldüğü gibi sürekli verilerden kesikli verilere çevirilmiş olur (McRobbie vd. 2006).

2.5.2 Dilim seçimi ve dilim kalınlığı

RF bobini ile algılanan sinyaller vücudun tüm görüntülenmiş bölümü hakkında bilgi sağlar. Eğer bir gradyent kullanılmamış ise bu algılanan sinyallerde herhangi bir uzaysal bilgi yoktur. Yani sinyalin her bir bileşeninin belirli başlangıç noktasının tespit edilmesi

mümkün değildir. Algılanan sinyalin uzaysal bilgilerini belirlemek için manyetik alan gradyenti kullanılır. Üç boyutlu uzaysal bilgileri elde etmek için x, y ve z yönünde gradyentler uygulanır. Dilim seçiminde z yönündeki gradyent (G_z) kullanılır. x yönündeki gradyent (G_x) frekans kodlamasında ve y yönündeki gradyent (G_y) ise faz kodlamasında kullanılır. Gradyent ile manyetik alan çizgisel olarak noktadan noktaya değişir ve böylece uzaysal bilgilerin elde edilmesi sağlanır.

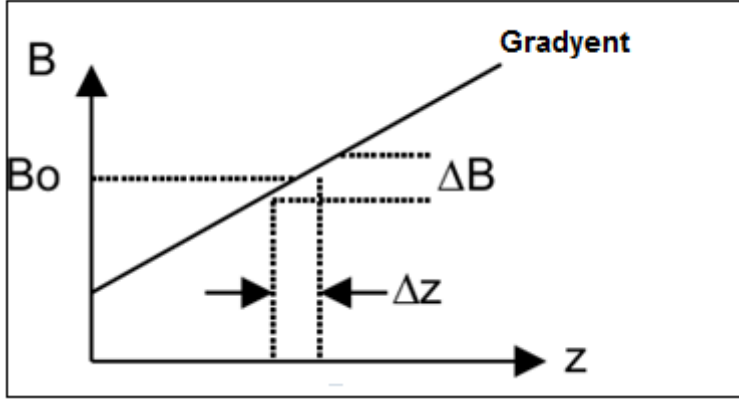
Görüntülenecek kişi dış manyetik alan içine yerleştirilir. Daha sonra RF pulsu gönderilir ve alıcı bobin ile FID şeklinde bir sinyal algılanır. Bu algılanan sinyalin vücudun neresinden geldiği belli değildir. Eğer manyetik alanda noktadan noktaya değişiklik olursa örneğin Şekil 2.35'te gösterildiği gibi kişinin ayak kısmından kafa kısmına doğru giderek manyetik alanın büyüklüğü artar ve her bir nokta kendi rezonans frekansına sahip olur. Bu işlem Bölüm 2.2.2'de söz edildiği gradyent bobinleri ile yapılır.



Şekil 2.35. Manyetik alan gradyentinin uygulanması ile manyetik alanın noktadan noktaya değişmesi

Bu durumda manyetik alanın büyüklüğü vücudun ortasında 1,5 T, kafa kısmında 1,6 T ve ayak kısmında ise 1,4 T'dir. Görüldüğü gibi hastanın ayak kısmında manyetik alanın büyüklüğü kafasına göre daha küçüktür. Gradyent her hangi bir yönde (x, y veya z) uygulanırsa ana manyetik alanın (B_0) değişimi çizgisel olarak gradyentin uygulandığı yönde değişir.

Dilim seçim süreci gradyent ile ve aynı anda spinlere dilim seçici RF pulsu uygulanarak elde edilir. G_z gradyenti uygulanarak bir Δz diliminin seçilmesi şematik olarak Şekil 2.36'da gösterilmiştir. Sinyal ise sadece bu seçilen dilimden kayıt edilir.



Şekil 2.36. z yönünde uygulanan G_z gradyenti ile Δz diliminin seçimi

z yönünde uygulanan manyetik alan gradyenti

$$G_z = \frac{\partial B_z}{\partial z} \quad (2.54)$$

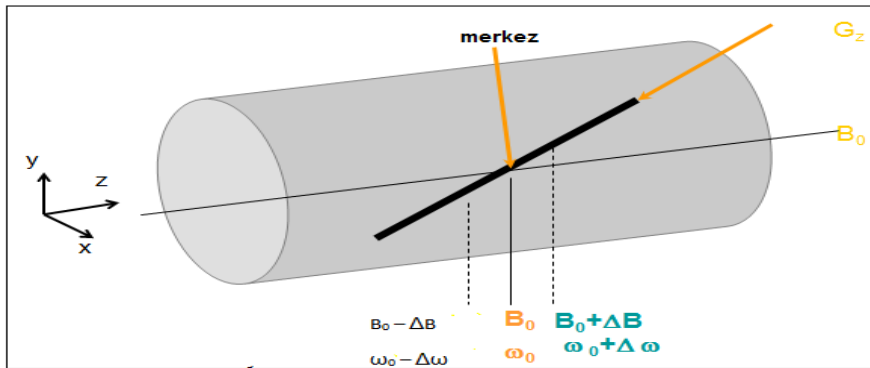
ile verilir. Böylece z eksenini boyunca rezonans frekansı

$$\omega(z) = \gamma(\mathbf{B}_0 + G_z \cdot z) \quad (2.55)$$

olur. Burada z 'nin sıfır değeri ile Denk. 2.14'deki gibi Larmor frekansı

$$\omega(0) = \gamma \mathbf{B}_0 = \omega_0 \quad (2.56)$$

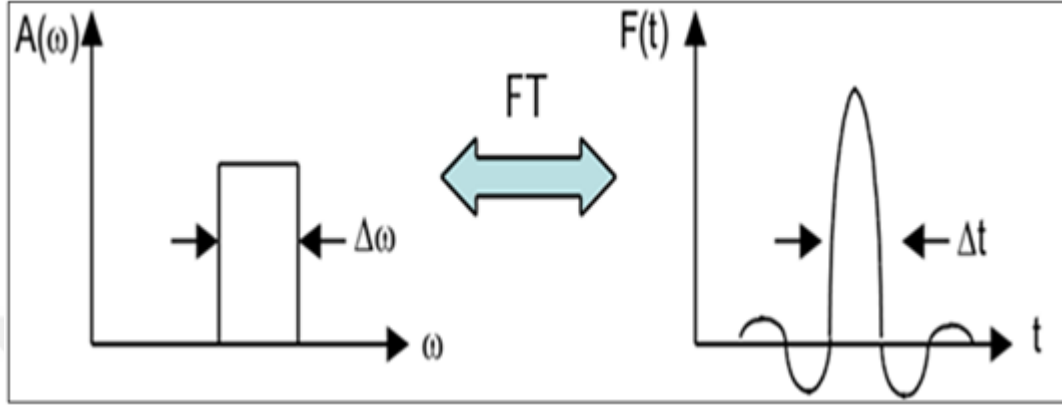
elde edilir. Dilimin kalınlığı Şekil 2.37'de gösterildiği gibi gradyent eğimi ile belirlenir. Dilimin konumu ise RF pulsunun frekansı ile belirlenir.



Şekil 2.37. $Z=0$ merkezli ve Δz kalınlığına sahip bir dilimin seçilmesi

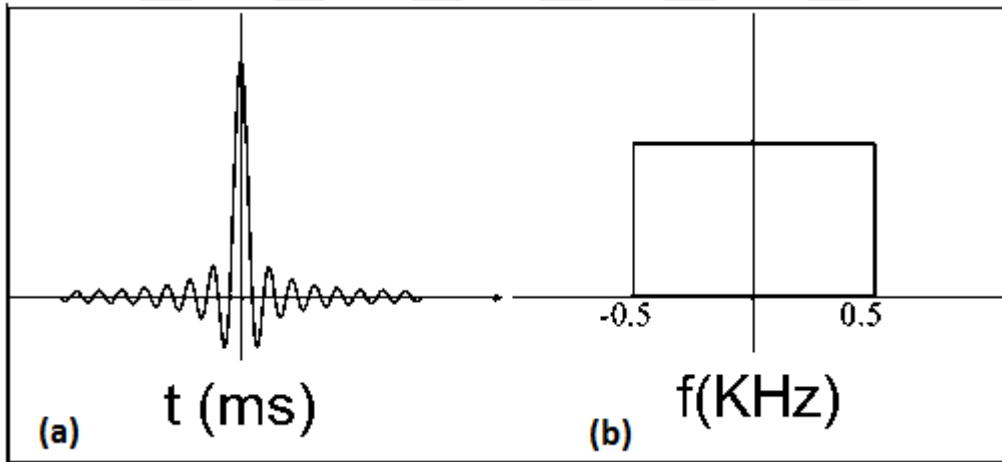
Dilim seçici RF pulsu Şekil 2.38'de gösterilmektedir. Dilim seçici RF pulsu $F(t)$ zamanla değişen bir sinc fonksiyonudur. Eğer $F(t)$ fonksiyonunun Fourier dönüşümü

alınırsa $A(\omega)$ frekans bağıllığı elde edilir. $F(t)$ fonksiyonunun Fourier dönüşümünde sinyal bir tek frekans yerine bir frekans aralığından oluşur yani RF pulsu bir frekans aralığını ($\Delta\omega$ bant genişliği) kapsar. $\Delta\omega$ bant genişliği sinc fonksiyonunun Δt aralığı ile belirlenir.



Şekil 2.38. Dilim seçici sinc RF pulsu

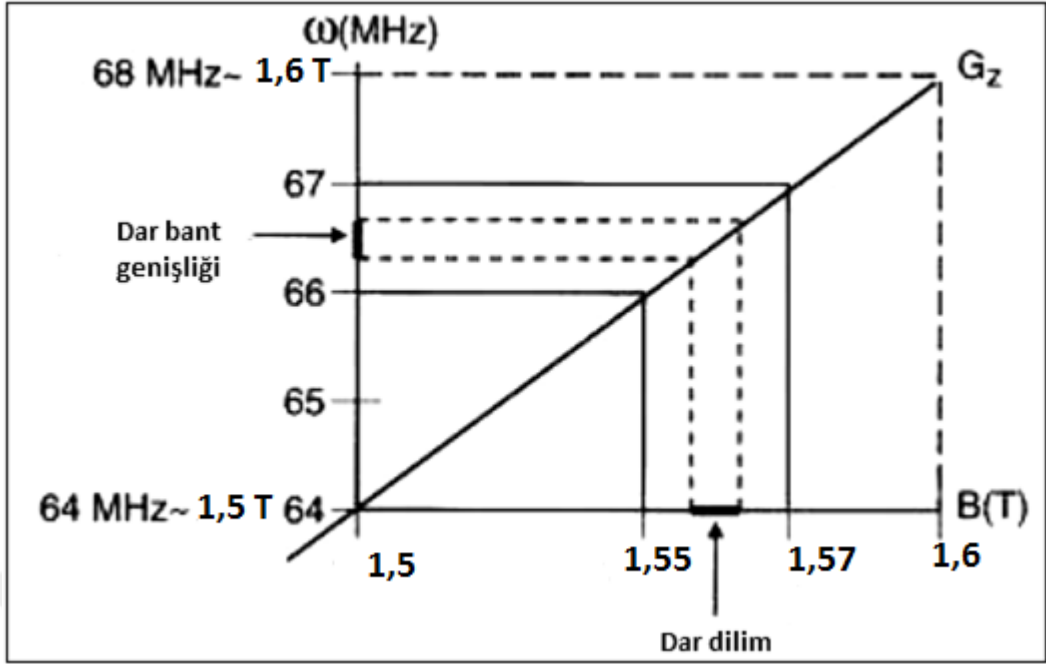
Sinc fonksiyonu Şekil 2.39 da gösterildiği gibi yanyana bir sürü loblardan oluşur.



Şekil 2.39. (a) Genel sinc fonksiyonu ve (b) frekans bölgesi karşılığı

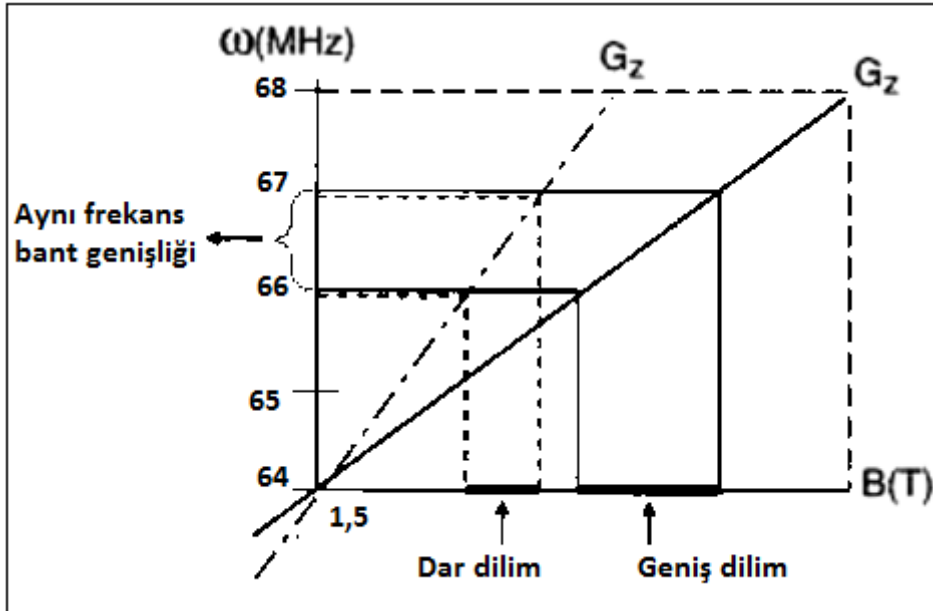
Dilim kalınlığını değiştirmek için iki yöntem vardır:

Birinci yöntem Şekil 2.40 da gösterildiği gibi kalınlığı azaltmak için frekansta dar bant genişliği kullanılır. Dar bir frekans bant genişliği manyetik alan büyüklüğünün bir dar bandındaki protonların uyarımına sebep olur.



Şekil 2.40. Dilim kalınlığını azaltmanın bir yolu dar bir bant genişliği seçmektir

Dilim kalınlığını değiştirmek için ikinci yöntem Şekil 2.41'de gösterildiği gibi gradyent eğimini değiştirmektir.



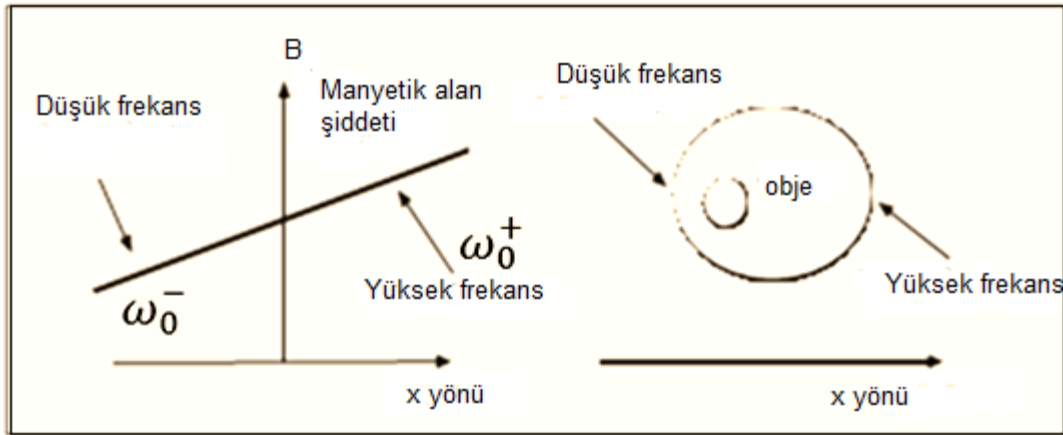
Şekil 2.41. Frekans bant genişliği değiştirilmeden sadece gradyent eğimi artırılarak dar bir dilim de seçilebilir

2.5.3 Frekans kodlaması

Görüntü oluşturmak için bölüm 2.5.2’de söz edildiği gibi birinci adım dilim seçmek ve seçilen dilimin kalınlığını ayarlamaktır. İkinci adım ise seçilen dilimin uzaysal bilgilerini belirlemektir. Bu uzaysal bilgileri elde etmek için faz ve frekans kodlaması yapmak gerekir. Frekans kodlaması x yönündeki gradyent (G_x) ile yapılır ve faz kodlaması da y yönünde olan gradyent (G_y) ile gerçekleşir. Spinlerin frekansının manyetik alan şiddeti ile orantılı olduğu Denk 2.14’teki gibi Larmor frekansından ($\omega_0 = \gamma \mathbf{B}_0$) elde edilir. Eğer bir G_x gradyenti uygulanırsa frekans

$$\omega(x) = \gamma(\mathbf{B}_0 + G_x \cdot x) \quad (2.55)$$

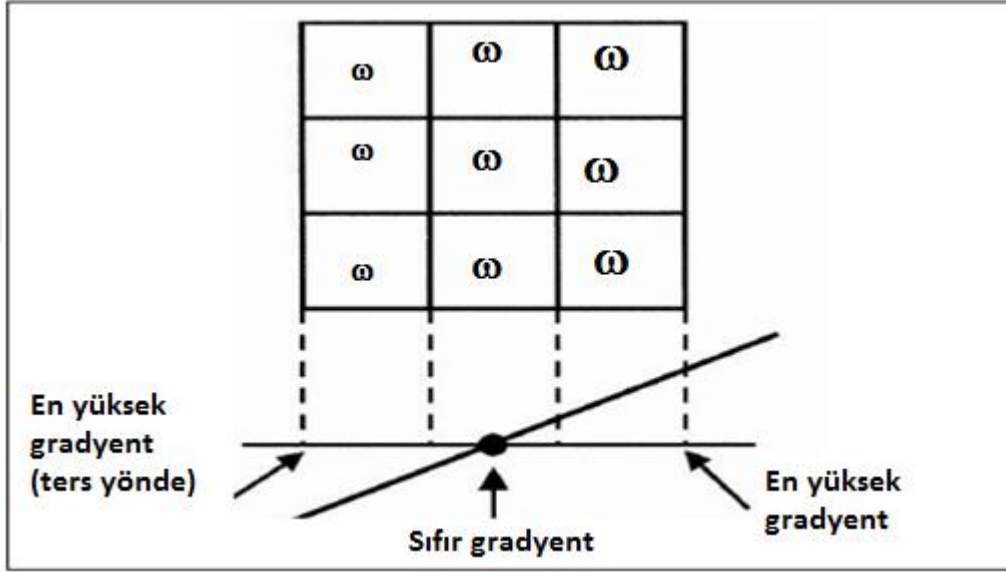
olacak biçimde x değerine bağlı olarak değişir. RF pulsu uygulandıktan sonra, z yönünde gradyent uygulanması ile dilim seçilir. Seçilen dilimin x yönündeki uzaysal bilgilerini elde etmek için x yönünde bir gradyent (G_x) uygulanır ve böylece frekanslar çizgisel bir biçimde değiştirilerek frekans kodlaması yapılmış olur. Şekil 2.42’de gösterildiği gibi x yönündeki gradyent sadece merkezi etkilemiyor ve böylece frekans sadece merkezde değişmiyor (ω_0). Merkezi kısmının sağ tarafında yüksek bir manyetik alan büyüklüğü etkisinden dolayı frekans yüksek (ω_0^+) olur ve merkezin sol tarafında ise manyetik alan azaldığından dolayı frekansta düşük (ω_0^-) olur.



Şekil 2.42. G_x gradyentinin uygulanması ile x yönünde frekans kodlaması

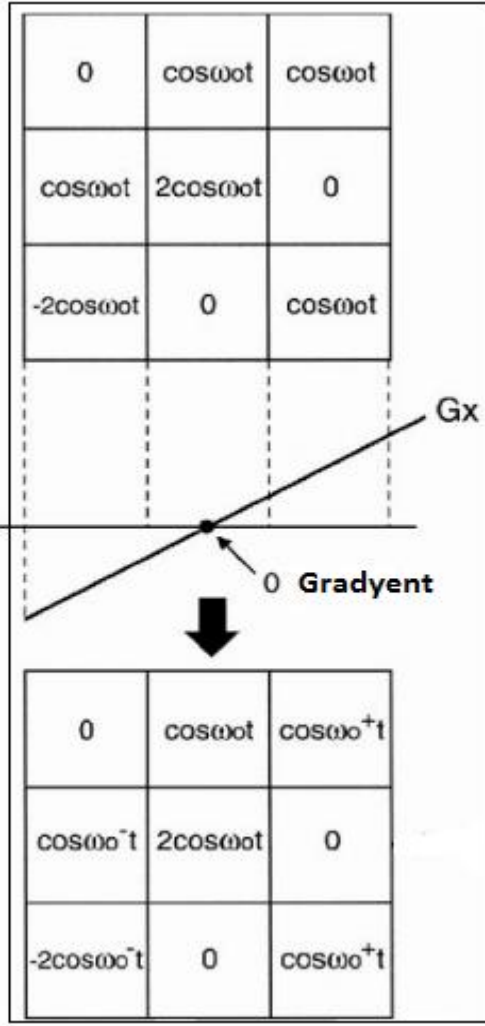
90° RF pulsunun uygulanması ve G_z gradyenti ile dilim seçilir ve sonra G_z gradyenti kesilir. Frekans kodlamasını göstermek için basit olarak MR görüntüsünü 9 pikselden oluşan bir dilim veya 3×3 bir matris olarak düşünelim. Seçilen dilimde konum

bilgilerini x eksenini boyunca elde etmek için G_x gradyenti uygulanır ve bu nedenle G_x gradyentine, frekans kodlama gradyenti veya okuma gradyenti de denilir. G_x gradyentinin x eksenini yönünde uygulanmasıyla Şekil 2.43'te gösterildiği gibi 3×3 matrisin merkezi kısmında gradyent sıfır olduğundan manyetik alanda değişiklik olmazken bu matriste merkezin sağ kısmındaki piksel sütunu yüksek manyetik alana sahiptir. Soldaki piksel sütunu ise daha düşük manyetik alana sahip olur.



Şekil 2.43. x yönünde uygulanan gradyent ile frekans kodlaması

Şekil 2.44'te görüldüğü gibi 3×3 matrisindeki her bir piksel bir sayısal değer ile gösterilebilir. Her piksele karşılık gelen sayılar ve bu sayıların konumu oluşturulacak görüntü ile ilişkilidir. Şekil 2.44'te gösterildiği gibi bir dilimde olan tüm protonlar aynı frekans (ω_0) ile presesyon hareketi yaparlar. G_x gradyenti uygulanmadan önce algılanan sinyal bir kosinüs dalgası olarak düşünülür. Her piksel belirli bir genliğe sahiptir. Aslında G_x gradyenti uygulanmadan önce seçilen dilimin konumsal bilgileri yoktur.

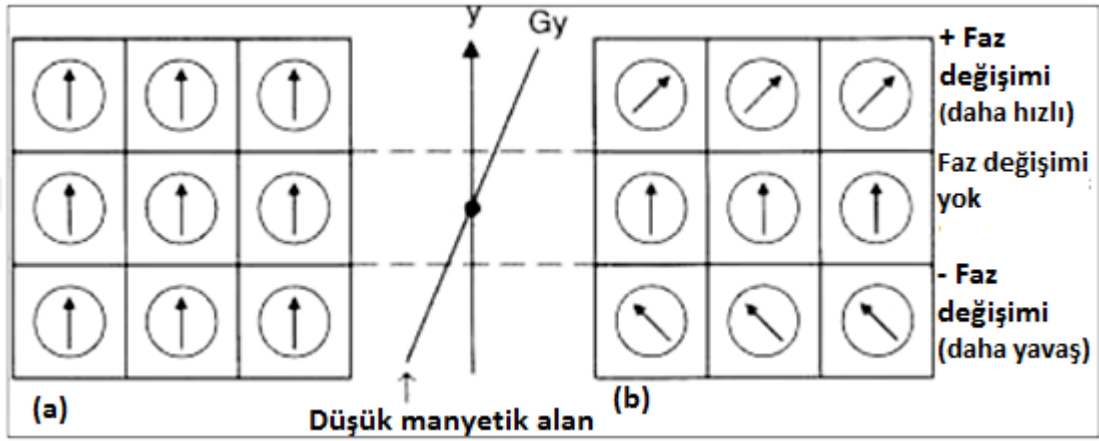


Şekil 2.44. G_x gradyenti ile frekans kodlaması

Matrisin merkezindeki piksel sütunu gradyent etkisinde olmadığı için bu pikselde olan tüm protonlar aynı presesyon frekansı ω_0 ile hareket ederler. Gradyentin uygulanmasıyla pikselin genliğinde bir değişme olmaz, genlik her pikselde ki toplam proton sayısı ile belirlenir. Matrisin merkezinin sağ tarafında olan piksel sütunu biraz daha yüksek frekansa sahiptir ve ω_0^+ olarak adlandırılır. Yüksek bir manyetik alan nedeniyle bu sütunda olan protonlar yüksek frekansla presesyon hareketi yaparlar. Matrisin merkezinin sol tarafında olan piksel sütunu düşük manyetik alan etkisinde olduğu için bu sütunda olan protonlar düşük frekans ile presesyon hareketi yaparlar ve bu düşük frekans ω_0^- ile gösterilir. Frekans kodlaması, frekans ile konum arasında bir ilişkilendirme sağlar. Frekans kodlama gradyenti uygulanırken eş zamanlı olarak sinyal da kayıt edilir bundan dolayı frekans kodlama gradyenti okuma (reading) gradyenti olarak da adlandırılır.

2.5.4 Faz kodlaması

Faz kodlaması Şekil 2.45'te gösterildiği gibi y eksenini boyunca uygulanan G_y gradyenti ile yapılır. Faz kodlama işlemi frekans kodlamasından önce yapılır yani G_y gradyenti, G_x gradyentinden önce uygulanır. Böylece G_y gradyenti RF pulsu ile G_x gradyenti arasında uygulanmalıdır. Şekil 2.45'te her bir ok presesyon hareketi fazının durumunu gösterir.



Şekil 2.45. G_y gradyenti ile faz kodlaması (a) faz kodlama öncesi (b) Faz kodlama sonrası (burada spinlerin saat yönünde presesyon hareketi yaptığı kabul edilmiştir)

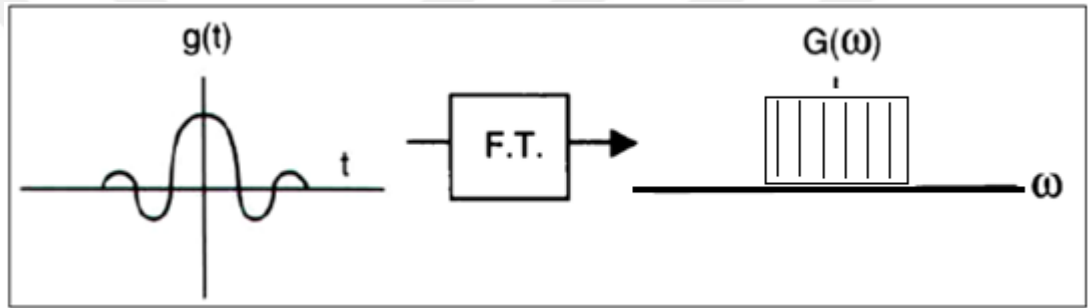
Faz kodlaması yapılmadan önce yani G_y gradyenti uygulanmadan önce her pikselin protonları birbiri ile aynı fazda olur ve aynı frekansla dönerler Şekil 2.45 (a). Gradyentin y eksenini boyunca uygulanmasıyla matrisin üst satırındaki tüm protonlar Şekil 2.45 (b)'de gösterildiği gibi yüksek bir manyetik alanın etkisinde olurlar (faz farkı artışı) ve matrisin orta satırında manyetik alanın büyüklüğünde bir değişiklik olmaz ve matrisin alt satırındaki protonlar düşük manyetik alan etkisinde olurlar (faz farkı azalması). Böylece matrisin üst satırındaki protonlar yüksek manyetik alanın etkisi nedeniyle daha hızlı presesyon hareketi yaparlar bu protonlar birbiri ile aynı fazda olurlar ama matrisin orta satırındaki protonlarla aynı fazda olamazlar. Matrisin alt satırındaki protonlar ise düşük manyetik alanın etkisi nedeniyle daha yavaş presesyon hareketi yaparlar ve bu protonlarda birbiri ile aynı fazda olurlar ama matrisin üst ve orta satırındaki protonlarla aynı fazda olamazlar. Eğer G_y gradyenti kesilirse tüm protonlar tekrar sabit bir manyetik alan etkisinde olurlar ve aynı frekansla dönerler ama her bir satırın fazı diğerinden farklı olur. Böylece y yönünde fazlar değiştirilerek faz kodlaması yapılmış olur. Sonuç olarak faz kodlamasının her bir farklı değeri (farklı faz aşaması)

arkasından frekans kodlaması ile bir sinyal alınmış olur. Eğer 32 farklı faz kodlaması yapılmış ise 32 adet sinyal kaydedilecek demektir (Brown 2014).

2.6. Fourier Dönüşümü ve K Uzayı

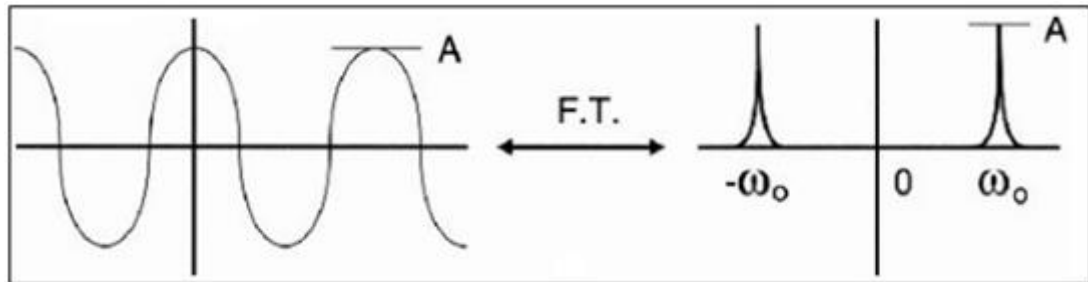
Joseph Fourier Fransız bir matematikçiydi. Fourier'e göre zaman içinde herhangi bir sinyal veya dalga şekli farklı frekanslarda bir dizi Fourier bileşenlerine (basit sinüs veya kosinüs fonksiyonları) ayrılabilir. Şekil 2.46'da gösterildiği gibi Fourier dönüşümü (FT) sinyalini zaman boyutundan frekans boyutuna dönüştürür.

$$G(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} g(t)e^{-i\omega t} dt \quad (2.56)$$



Şekil 2.46. $g(t)$ fonksiyonunun Fourier dönüşümü $G(\omega)$ ile gösterilir

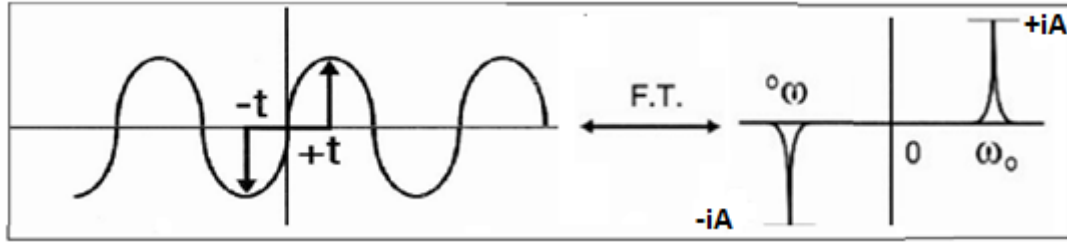
Bir kosinüs fonksiyonunun Fourier dönüşümü Şekil 2.47'de gösterilmektedir. Açıkçası bu sinyal tek frekansa (ω_0) sahiptir. Frekans herhangi bir değerde olabilir. Bu kosinüs fonksiyonunun Fourier dönüşümü frekans uzayında simetrik iki pik şeklinde olur.



Şekil 2.47. $\cos(\omega_0 t)$ fonksiyonunun Fourier dönüşümü ve pikler kosinüs fonksiyonunun frekans ve genliğini gösterir

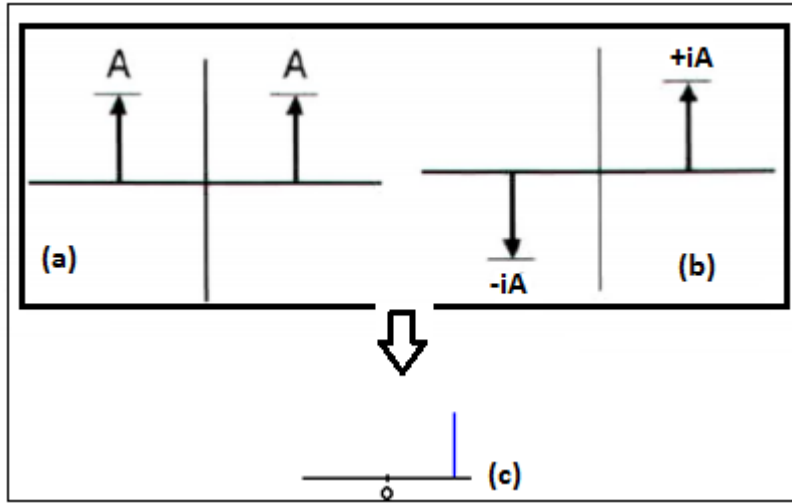
Bir sinüs fonksiyonu Şekil 2.48'de gösterilmektedir. Sinüs fonksiyonunun Fourier dönüşümü simetrik değildir. Bu dönüşümün sonucu sıfırın sağ tarafında bir pozitif pik

ve sol tarafında bir negatif piktir ve bu durumun nedeni de sinüs fonksiyonunun bir tek fonksiyon olmasıdır.



Şekil 2.48. Bir sinüs fonksiyonu ve onun Fourier dönüşümü

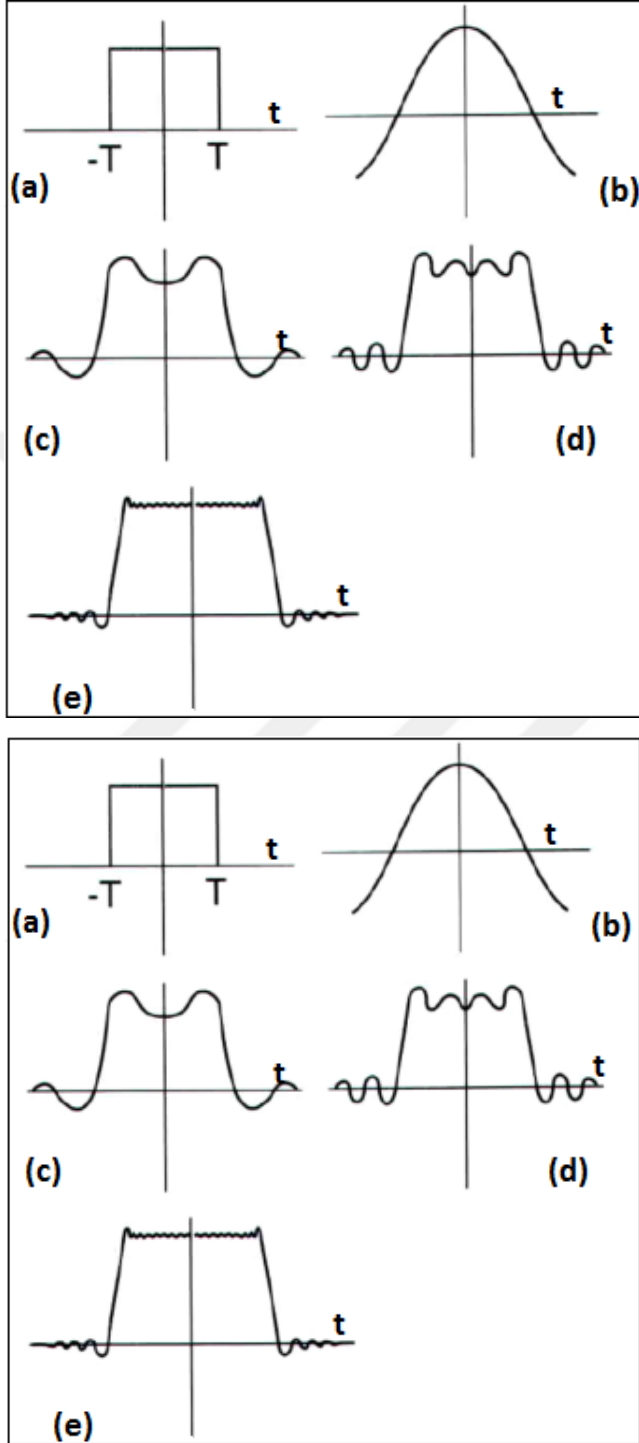
Kosinüs ve sinüs fonksiyonlarının Fourier dönüşümü Şekil 2.49' da gösterilmektedir. Kosinüs fonksiyonunun Fourier dönüşümü sıfırın iki tarafında iki simetrik pike sahiptir. Ama sinüs fonksiyonunun Fourier dönüşümü simetrik değil ve sıfırın sağ tarafında bir pozitif pike ve sol tarafında bir negatif pike sahiptir. Aslında negatif pik sanal bir birime sahiptir.



Şekil 2.49. (a) Kosinüs fonksiyonunun Fourier dönüşümü, (b) Sinüs fonksiyonunun Fourier dönüşümü ve (c) Kosinüs ve sinüs fonksiyonlarının toplamı

Bir dikdörtgen fonksiyonu Şekil 2.50'de gösterilmektedir. Şekil 2.50 (a)'da sonsuz sayıda sinüs ve kosinüs dalgasının bir araya gelmesiyle oluşan kare dalga gösterilmektedir. Şekil 2.50 (b)'de tek bir kosinüs dalgası gösterilmektedir. Şekil 2.50 (c)'de sinüs ve kosinüs dalgalarının eklendiği bir sinyal gösterilmektedir. Şekil 2.50 (d)'de sinüs ve kosinüs dalgalarının eklenmesi devam ediliyor. Şekil 2.50 (e)'de

gösterildiği gibi eğer daha fazla sinüs ve kosinüs eklenirse sinyal kare şeklindeki dalgaya daha çok yaklaşır.



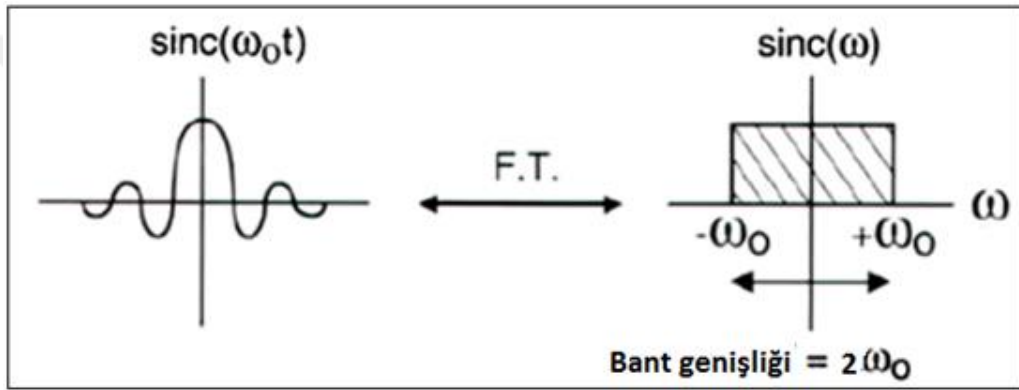
Şekil 2.50. (a) Bir kare veya dikdörtgen fonksiyonu sonlu sayıda (N) sinüs ve kosinüs fonksiyonları ile yaklaşık olarak oluşturulabilir (b) $N=1$ (c) $N= 3$ (D) $N=7$ (e) $N=20$, Sinyal (e)'de daha çok dikdörtgen şekline yakındır

Manyetik rezonans görüntülemeye kullanılan dilim seçici RF pulsları sinc fonksiyonu biçimindedir. Şekil 2.51 ise bir sinc fonksiyonunun Fourier dönüşümünü gösterir. Bu sinc fonksiyonunun Fourier dönüşümü dikdörtgen şeklindedir ve tek bir frekans yerine frekans bant genişliğine $(-\omega_0, +\omega_0)$ sahiptir. Bu durumda bant genişliği

$$\pm\omega_0 = 2\omega_0 \quad (2.57)$$

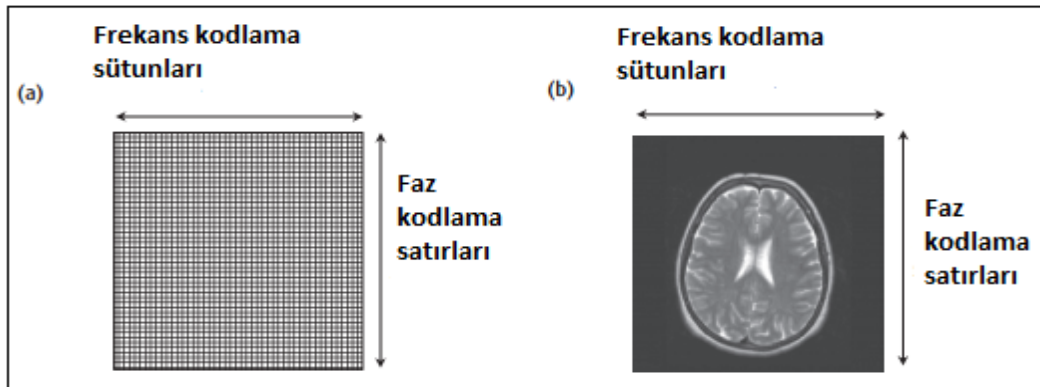
olur.

$$\text{sinc}(\omega_0 t) = \frac{\sin(\omega_0 t)}{\omega_0 t} \quad (2.58)$$



Şekil 2.51. Sinc fonksiyonunun Fourier dönüşümü

Ham verilerin son görüntüyü oluşturmadan önce yeniden inşa edilmeleri gerekir. Faz kodlamasındaki her bir sinyal k uzayındaki karşılık gelen satırı oluşturmak için kullanılır. Şekil 2.52'de gösterildiği gibi k uzayı veri toplama sırasında sayısal MR sinyallerini depolamak için kullanılan ham veri alanıdır.



Şekil 2.52. (a) K uzayı ham verilerin toplandığı alandır (b) K uzayından elde edilen son görüntü

Sinyalin k uzayına taşınması şu şekilde yapılır. Eğer görüntülenecek dilimin (x,y) pikselinden gelen sinyal

$$S(t) = \rho(x, y)e^{i\gamma G_x x t + i\gamma G_y y t} \quad (2.58)$$

ise dilimin tamamı için integral alınıp toplam sinyal

$$S(t) = \iint \rho(x, y)e^{i\gamma G_x x t + i\gamma G_y y t} dx dy \quad (2.59)$$

olarak elde edilir. Eğer $(-\gamma G_x t)$ yerine k_x ve $(-\gamma G_y t)$ yerine k_y dönüşümü yapılırsa sinyal k uzayında

$$S(k_x, k_y) = \iint \rho(x, y)e^{-ik_x x - ik_y y} dx dy \quad (2.60)$$

biçiminde ifade edilebilir. Buradan $\rho(x,y)$ yi elde etmek için ters Fourier dönüşümü yapılırsa

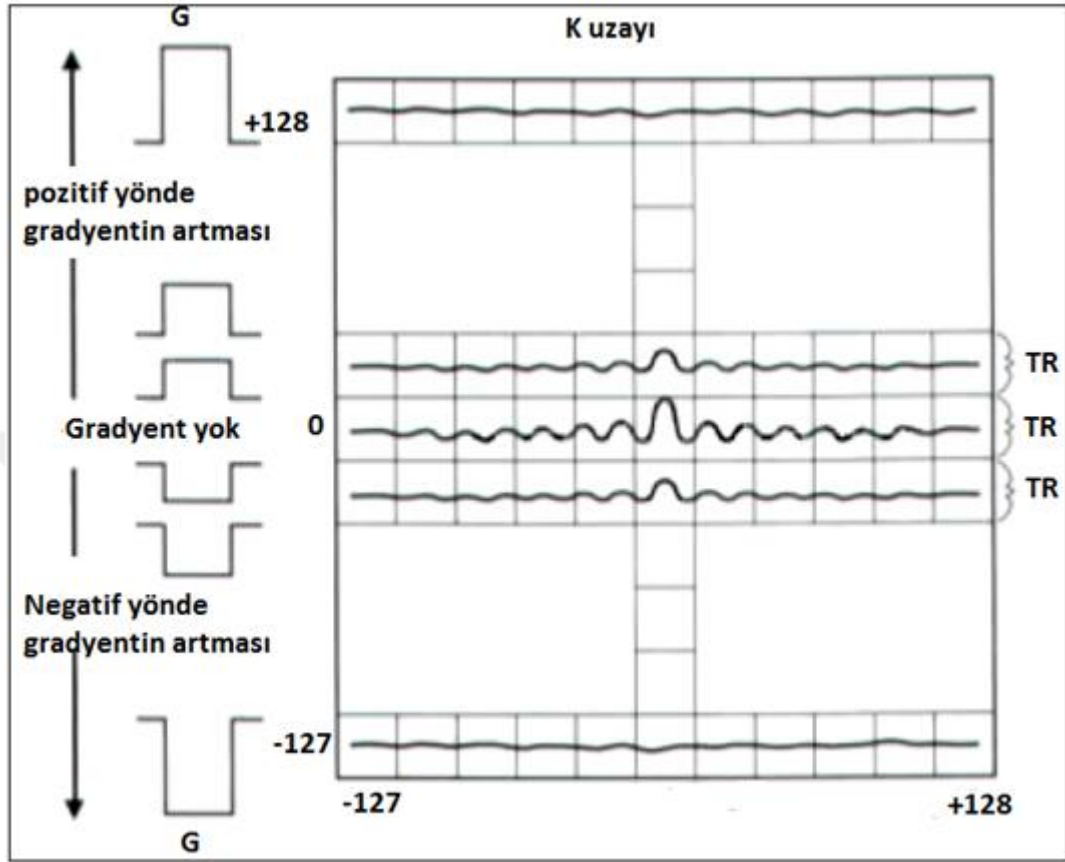
$$\rho(x, y) = \iint S(k_x, k_y)e^{ik_x x + ik_y y} dk_x dk_y = FT^{-1}[S(k_x, k_y)] \quad (2.61)$$

elde edilir. Bu $\rho(x, y)$ bizim MR görüntümüzü oluşturur.

Frekans ve faz kodlama matrisinin boyutu ayarlandığında son görüntünün matris boyutu ve ayrıca k uzayının boyutu da seçilmiş olur. Eğer frekans kodlaması 256 olursa her MR sinyali 256 örnek noktadan oluşur ve bu yüzden k uzayının matrisinde geçici olarak kayıt edilmesi için 256 sütun gerekir. Faz kodlama tekrar sayısı ile k uzayında gereken satır sayısı belirlenir. Böylece her sayısallaştırılmış örnek noktası k uzayında kendine özgü bir konuma sahiptir ve bir matrisin satırları ve sütunları olarak düşünülür.

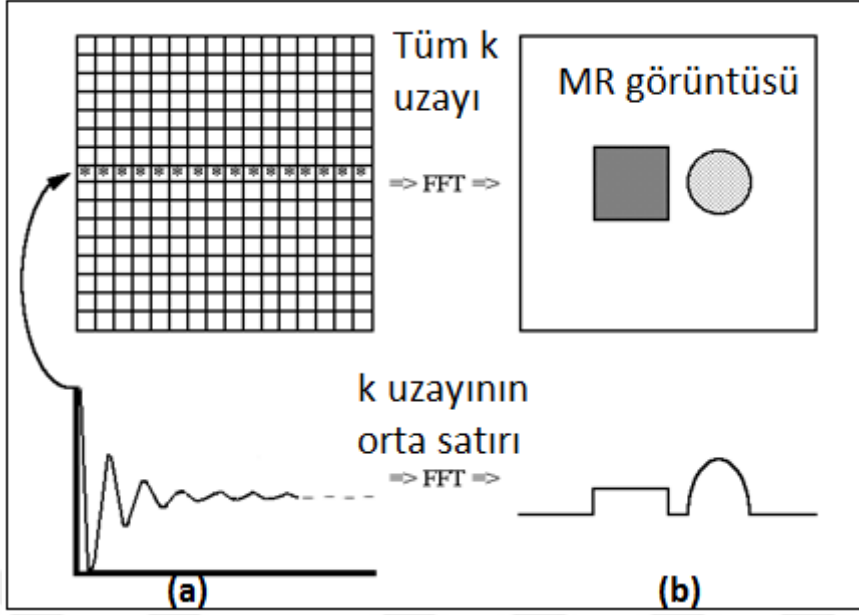
K uzayının analog versiyonu Şekil 2.53' te gösterilmektedir. Aslında gerçek k uzayı Şekil 2.53' te gösterildiği k uzayının sayısal versiyonudur ki uzaysal frekanslarla ifade edilir. Şekil 2.53 256 basamaklı faz kodlamaya sahiptir. Sıfırıncı basamak (faz kodlaması yapılmamış) k uzayının ortasındadır ve böylece k uzayında merkezin üst kısmı +128 basamaklı faz kodlamasından ve merkezin alt kısmı ise -127 basamaklı faz kodlamasından oluşur. Ayrıca Şekil 2.53' te frekans kodlaması için 256 tane farklı frekans kullanılmıştır. K uzayının merkezi satırı kapalı faz kodlama gradyenti ile ölçüldüğü için alınan sinyal daha kuvvetlidir. K uzayının üst satırı güçlü bir pozitif faz

kodlama gradyenti ile ölçülür ve k uzayının alt satırı ise güçlü bir negatif faz kodlama gradyenti ile ölçülür. Her iki durumda da sinyal zayıflamıştır.



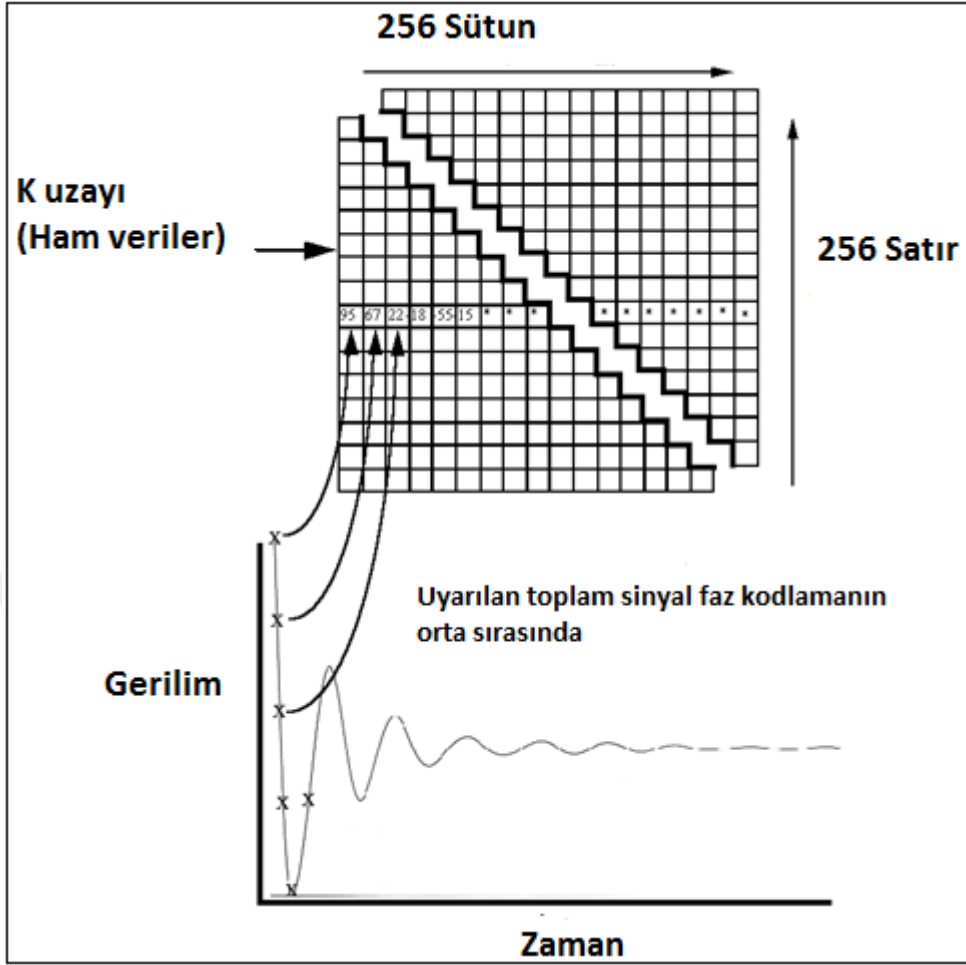
Şekil 2.53. K uzayının analog versiyonunun veri alanı

K uzayında düşey doğrultudaki kodlama Şekil 2.54'te gösterildiği gibi, faz kodlama gradyenti ile yapılır. Orta sıradaki ($G_y=0$) verilerden Fourier dönüşümü alınırsa Şekil 2.54 (b)'deki izdüşüm oluşur.



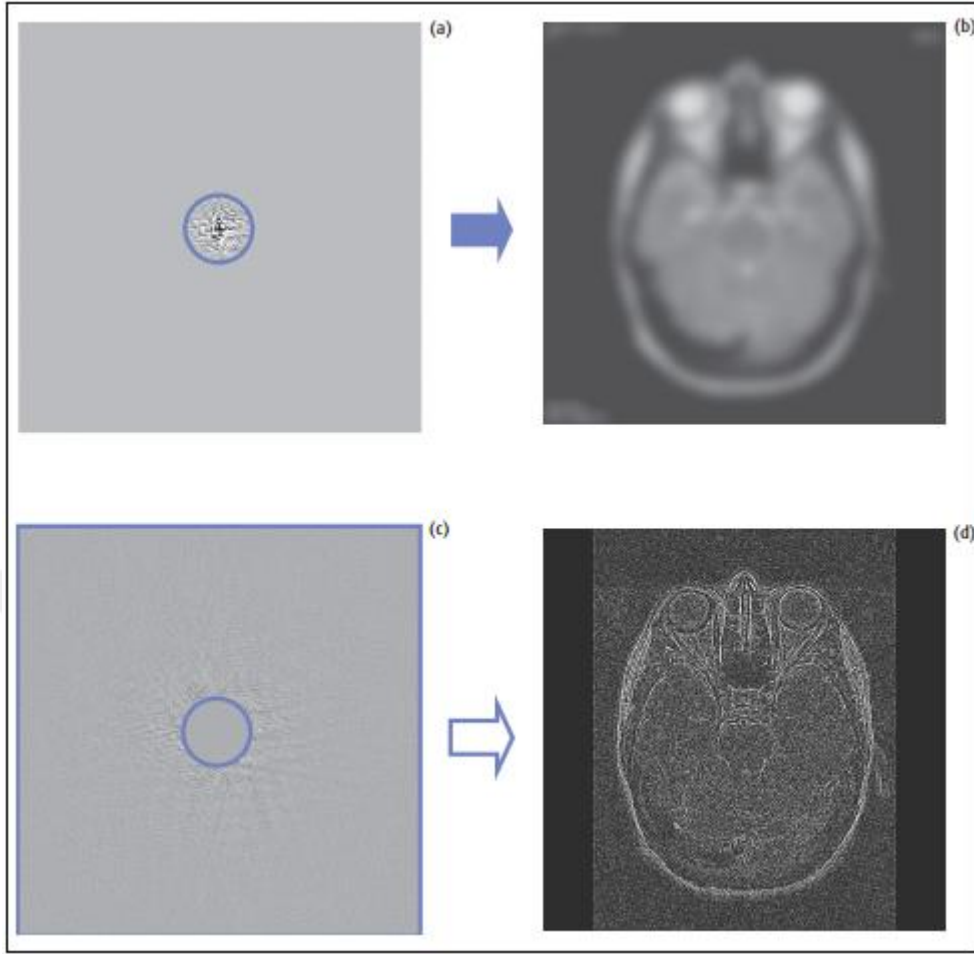
Şekil 2.54. K uzayının orta satırı kapalı faz kodlama gradyent ile kaydedilen MR sinyalinden oluşur ve bu satırın Fourier dönüşümü alındığında MR görüntüsünün bir izdüşümü oluşacaktır

Şekil 2.55'te gösterildiği gibi frekans kodlama gradyenti açıkken 256 örnek alınır. Bu 256 noktanın her biri k uzayının bir satırını doldurur. İlk satır dolduktan sonra ikinci satır daha büyük bir faz farkı ile dolmuş olur ve bu yüzden ikinci satırda olan sinyalin genliği azalmış olur. Veri alanının son satırındaki (+128) sinyal yüksek faz farkı yüzünden neredeyse düz olacak. Aynı şekilde alternatif olarak sıfır hattının altında yer alan sinyallerden (-1,-2,...,-127) belirli simetri sonuçlar elde edilir. Böylece bir 256 x 256 matris ile k uzayının tamamı doldurulmuş olur.



Şekil 2.55. K uzayında sayısal frekans kodlaması

K uzayı ve gerçek uzay aynı matris boyutuna sahip olmasına rağmen pikselleri birbirine doğrudan karşılık gelmez. Yani k uzayında sol alt pikselin bilgileri görüntüde sol alt pikselin ham bilgileri ile aynı olamaz bunun nedeni k uzayından görüntüye geçmek için Fourier dönüşümünün kullanılmasıdır. Şekil 2.56'da gösterildiği gibi k uzayının ortasındaki veriler sinyal-gürültü bilgilerini ve görüntü için kontrast bilgilerini içerir ve k uzayının dış çevresindeki veriler ise görüntü çözünürlüğü hakkında bilgi verir. Açıkça iyi bir MR görüntü elde etmek için k uzayının her iki parçasında ihtiyaç olur (Hashemi vd. 2011, Sarty 2014).



Şekil 2.56. K uzayında Sinyal ve çözünürlük bilgileri, (a) Sadece k uzayının ortasındaki veriler ile sinyal-gürültü ve kontrast hakkında tüm bilgiler kabaca elde edilir, (b) Görüntü çok bulanıktır, (c) Eğer sadece k uzayının ortasındaki veriler silinip diğer kısım yeniden yapılandırılırsa çözünürlük artar ve doku sınırları gözükabilir, (d) Ancak bu durumda sinyal-gürültü oranı çok düşük ve kontrast hakkında hiç bir bilgi yoktur

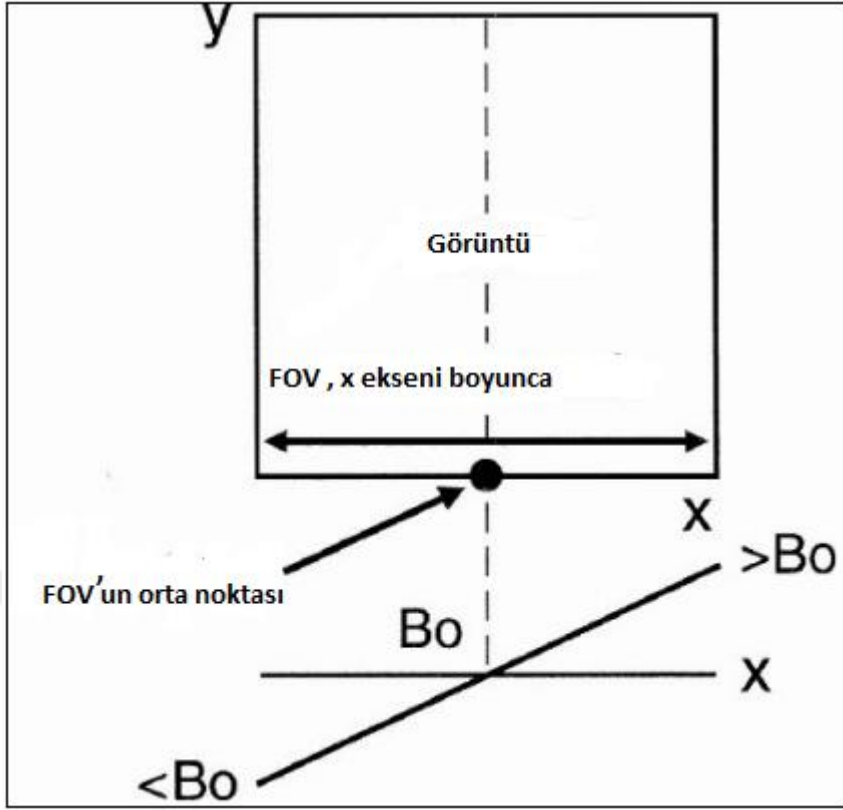
2.7. Görüş Alanı (FIELD OF VIEW, FOV)

MR görüntüsü alınırken vücudun istenilen kısmının boyutlarının belirlenmesi gerekir. Bu işlem görüş alanı ile açıklanır. Şekil 2.57'de bir görüntü ve x eksenini boyunca bir FOV gösterilmektedir. Genelde x eksenini yönünde uygulanan gradyent, x yönünde giderek artar ve bu şu demek ki x eksenini boyunca homojensiz bir manyetik alan oluşur. Sonuç olarak:

Görüş alanının orta noktasında manyetik alan B_0 olur.

Görüş alanının sağ tarafında manyetik alan B_0 'dan büyük olur.

Görüş alanının sol tarafında manyetik alan B_0 'dan küçük olur.



Şekil 2.57. x eksenı boyunca FOV seçımı. Bu görüntüde frekans kodlama gradyenti nedeniyle manyetik alan görüş alanının ortasında B_0 ve görüş alanının sağ ve sol tarafında sırasıyla B_0 dan büyük ve B_0 dan küçük olur

x eksenı boyunca eklenen çizgisel manyetik alan

$$B_x = (G_x) \cdot x \quad (2.62)$$

dir. Denk 2.62'nin her iki tarafı γ manyetik oranı γ ile çarpılırsa frekans

$$\omega_x = \gamma \cdot B_x = \gamma(G_x)x \quad (2.63)$$

olur yani frekans manyetik alanın büyüklüğü ile doğru orantılıdır. Böylece frekans x eksenı boyunca herhangi bir noktada gradyent eğiminin bir konum ile çarpımıyla orantılı olur. Görüş alanının sağ taraftaki ucunda

$$x = \text{FOV}/2 \quad (2.64)$$

dir. Şekil 2.58'de gösterildiği gibi büyük G_x gradyenti ve büyük manyetik alan değeri nedeniyle frekans en büyük değere sahip olur.

Gradyentin karşı ucunda ise frekans

$$\omega_{mak} = \gamma(G_x) \frac{FOV_x}{2} \quad (2.65)$$

$$-\omega_{mak} = \gamma(G_x) \frac{FOV_x}{2} \quad (2.66)$$

en küçük değere sahiptir. Bu ölçümler sıfır frekans etrafında toplanmaktadır. Böylece frekans aralığı $-\omega_{mak}$ 'dan $+\omega_{mak}$ 'a kadar olur. Bu durumda frekans bant genişliği (bandwidth, BW) ise

$$BW = \pm\omega_{mak} = 2\omega_{mak} \quad (2.67)$$

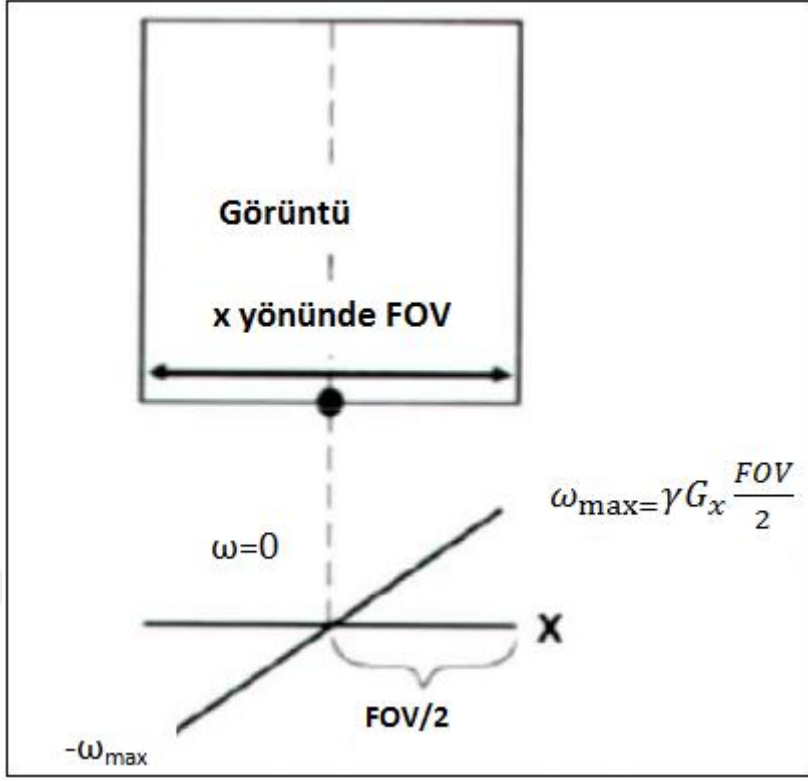
olur ve bu sonuçta

$$BW = \gamma \cdot G_x \cdot FOV_x \quad (2.68)$$

olarak yazılabilir. Buradan

$$FOV_x = \frac{BW}{\gamma G_x} \quad (2.69)$$

elde edilir. Denk 2.69 FOV'un bant genişliği ile doğru orantılı ve gradyent ile de ters orantılı olduğunu gösterir. Böylece görüş alanını azaltmak için yüksek gradyent veya düşük bant aralığı kullanılır.



Şekil 2.58. Görüş alanının her iki ucunda frekans (ω_{\max}) (bu frekans gradyent (G_x) ile orantılıdır) maksimum olur

Frekans kodlama yapıldığında iki örnekleme arasındaki geçen zaman (ΔT_s) ile gösterilir. Örnekleme (sampling) demek sinyalden belli aralıklarla değer almak demektir. MRG'de algılanan sinyal analog olarak algılanır (sayım yok, sadece değişimler algılanır). Sayıların olması için bir sinyalin sayısal değerine bakılır, sonra belli bir aralık geçtiğinde bir daha sinyalin sayısal değerine bakılır. Böylece bütün sinyalin belli aralıklarla sayısal değeri alınır. Bu işe sayısal örnekleme denilir. Bir ADC (Analog to Digital Converter) farklı hızlarda çalışabilir ve onun örnekleme hızı veya örnekleme frekansı f_s olarak tanımlanır. Eğer f_s yüksek olursa sinyal ölçümleri arasında sadece küçük bir zaman boşluğu vardır (örnekleme periyodu, ΔT_s). T_s ve f_s birbiriyle matematiksel olarak ilişkilidir

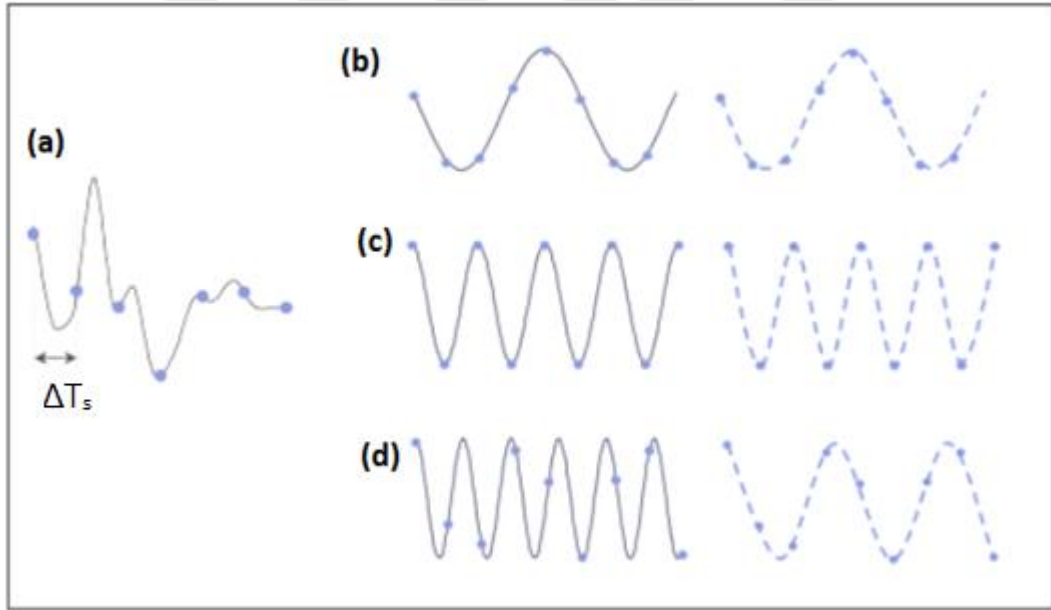
$$\Delta T_s = \frac{1}{f_s} \quad (2.70)$$

Eğer f_s düşük olursa daha büyük bir ΔT_s elde edilir ve böylece Şekil 2.59 (a)'da gösterildiği gibi sayısallaştırılmış sinyal bazı gerçek MR sinyalini kaybedecektir.

Nyquist teorisine göre doğru örnekleme için örneklenecek sinyalin frekansı (f_N), en fazla örnekleme frekansının yarısına eşit olmalıdır. Buna Nyquist frekans koşulu da denir.

$$f_N \leq \frac{1}{2} \cdot f_s \quad (2.71)$$

Daha düşük frekansa (f_N 'den düşük) sahip bir sinyal Şekil 2.59 (b)'de gösterildiği gibi doğru sayısallaştırılmıştır ve birleştirilmiş noktalar tarafından yapılan sayısal sinyal orijinaliyle aynı frekansa sahiptir. Şekil 2.59 (c)'de Nyquist frekansına sahip bir sinyal gösterilmektedir. Şekil 2.59 (d)'de gösterildiği gibi sayısal örnekler her tepe ve çukurda meydana gelir ve yine sayısal sinyal doğru frekansı temsil ediyor. Eğer sinyal frekansı Nyquist frekansından (f_N) daha yüksek olursa sayısal örnekleme bazı tepe ve çukurları kayıp edebilir. Sayısal örnekler birbirine bağlandığında yüksek frekans yerine düşük frekans görülmektedir ve bu olay yanlış tanımlama (aliasing) olarak adlandırılır. Her f_s için Nyquist frekansından (f_N) yüksek tüm frekanslar düşük frekans olarak yanlış tanımlanmış (aliased) olurlar.



Şekil 2.59. (a) Örneklemeye süresi (ΔT_s), MR sinyali üzerinde sayısallaştırılmış örnek noktaları arasındaki zamandır. Eğer T_s çok büyük olursa bilgiler kaybolabilirler, (b) Örneklemeye frekansından f_s , daha düşük frekansın sayısallaştırılması, (c) Bir sinyalin Nyquist frekansında (f_N) sayısallaştırılması, (d) f_N den daha yüksek frekanslarda sinyaller yanlış tanımlanmış ve sayısal frekans düşük olarak ortaya çıkmıştır

Bant genişliği ve örnekleme aralığı arasındaki ilişki

$$BW = \frac{1}{\Delta T_s} \quad (2.72)$$

dir ve böylece görüş alanı

$$FOV = \frac{BW}{\gamma \cdot G} = \frac{1}{\gamma \cdot G \cdot \Delta T_s} \quad (2.73)$$

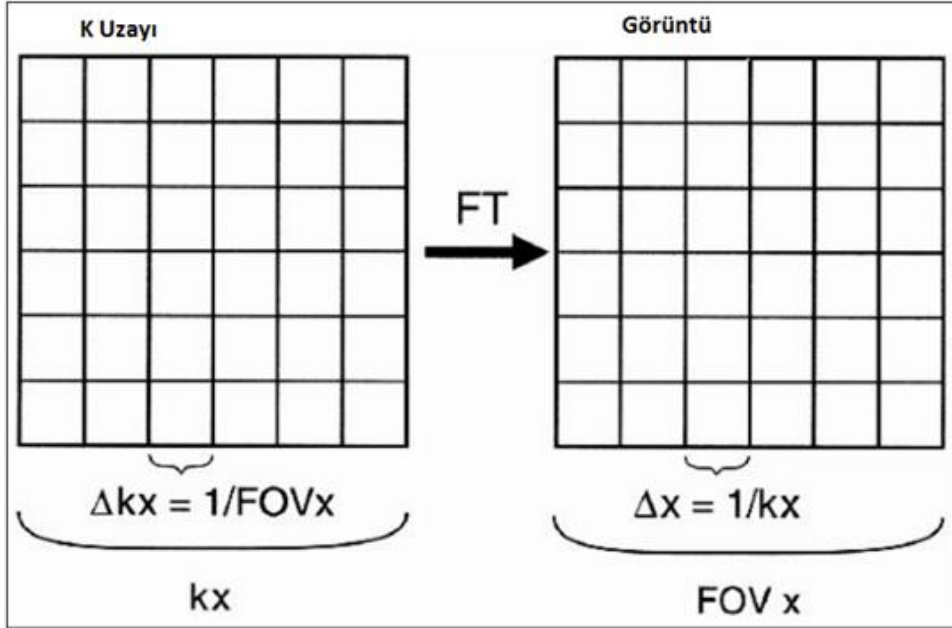
elde edilir.

Hesaplamaların mesafe ve zaman açısından olması için Denk 2.73'ün her iki tarafının tersi alınırsa x doğrultusunda

$$\frac{1}{FOV_x} = \gamma \cdot G_x \cdot \Delta T_x = \Delta k_x \quad (2.74)$$

olur.

K uzayının aralıkları Şekil 2.60'ta gösterildiği gibi x yönünde görüş alanının tersine eşittir. K uzayındaki eksen ile görüntü arasında bir ilişki vardır. K uzayından ters Fourier dönüşümü alınırsa görüntü elde edilir.



Şekil 2.60. K uzayının ters Fourier dönüşümünden görüntü elde edilir

Eğer piksel toplamı k uzayında k_x olursa, görüntüdeki piksel boyutu Δx için

$$\Delta x = \frac{1}{k_x} \quad (2.72)$$

olur ve piksellerin sayısı x doğrultusunda

$$N_x = \frac{FOV_x}{\Delta x} \quad (2.73)$$

dir. Böylece Denk 2.72 ve Denk 2.73' e göre

$$N_x = \frac{k_x}{\Delta k_x} \quad (2.74)$$

olur. Eğer k_x ve T_x sırasıyla

$$k_x = N_x \cdot \Delta k_x \quad (2.75)$$

$$T_x = \Delta T_x \cdot N_x \quad (2.76)$$

olursa o zaman x yönünde uzaysal frekans k_x

$$k_x = \gamma \cdot G_x \cdot T_x \quad (2.77)$$

dir.

K uzayının birimi devir/mesafedir. Devir /mesafe ölçümüne uzaysal frekans denir.

Şimdi y yönünde faz kodlaması ile k_y değerlerinin elde edilmesine bakalım. x doğrultusunda yapılan açıklamaya benzer olarak FOV_y için

$$\Delta k_y = \frac{1}{FOV_y} \quad (2.78)$$

olur. Zaman ve mesafe açısından y doğrultusunda

$$\frac{1}{FOV_y} = \gamma \cdot G_y \cdot \Delta T_y = \Delta k_y \quad (2.79)$$

olur. Piksellerin sayısı y doğrultusunda

$$N_y = \frac{FOV_y}{\Delta y} = \frac{K_y}{\Delta k_y} \quad (2.80)$$

dir. Böylece eğer k_y ve T_y sırasıyla

$$k_y = \Delta k_y \cdot N_y \quad (2.81)$$

$$T_y = \Delta T_y \cdot N_y \quad (2.82)$$

olursa y yönünde uzaysal frekans

$$k_y = \Delta k_y \cdot N_y = \gamma \cdot G_y \cdot T_y \quad (2.83)$$

olur.

K uzayında x ve y yönünde uzaysal frekanslar sırasıyla k_x ve k_y ile gösterilir. K_x , x yönündeki gradyent ve k_y ise y yönündeki gradyent ile ilgilidir.

Faz açısını gradyente bağlı elde etmek istersek

$$\theta_y = \omega_y T_y = \gamma \cdot B_y \cdot T_y = \gamma \cdot G_y \cdot y \cdot T_y \quad (2.84)$$

Veya

$$\theta_y = (\gamma G_y T_y) \cdot y \quad (2.85)$$

olur.

Denk 2.79, 2.81 ve 2.82 göz önüne alınırsa

$$k_y = \Delta k_y \cdot N_y = \gamma G_y \Delta T_y \cdot N_y \quad (2.86)$$

böylece

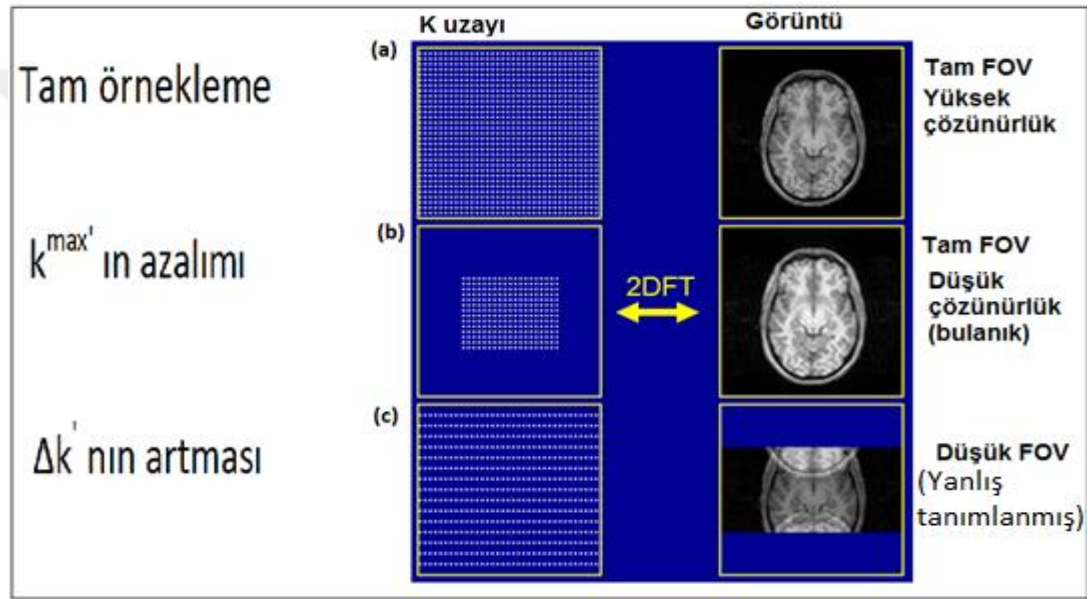
$$\theta_y = (k_y) \cdot (y) \quad (2.87)$$

dir. Dolayısıyla, y yönünde faz ile konum arasında basit bir ilişki

$$\theta_y = (k_y) \cdot (y) = (\gamma G_y)(T_y)(y) \quad (2.88)$$

olur.

Noktalar arasındaki mesafenin azalması (Δk 'nin azalması) Şekil 2.61 (a)'da gösterildiği gibi görüş alanının artmasına sebep olur ve bu nedenle çözünürlükte artar ve iyi bir görüntü elde edilir. Şekil 2.61 (b)'de ise k^{\max} 'in azalması Δx 'in büyümesine ve düşük çözünürlüğe (bulanıklık) neden olur. k^{\max} 'in artması Δx 'in küçülmesine ve çözünürlüğün artmasına neden olur. Şekil 2.61 (c)'de gösterildiği gibi Δk 'nin artması görüş alanının azalmasına sebep olur ve sonuçta yanlış tanımlanmış (aliasing) bir görüntü oluşur (Pruessmann vd. 1999).



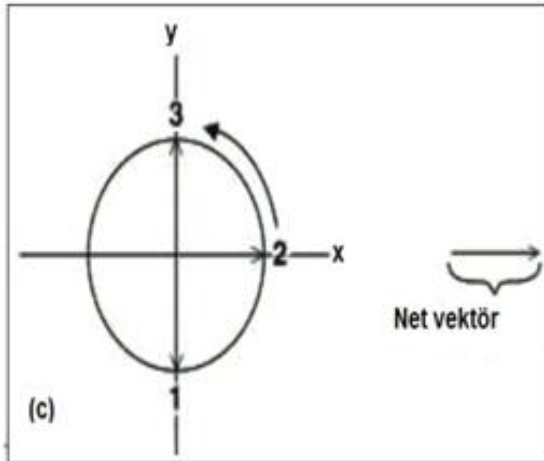
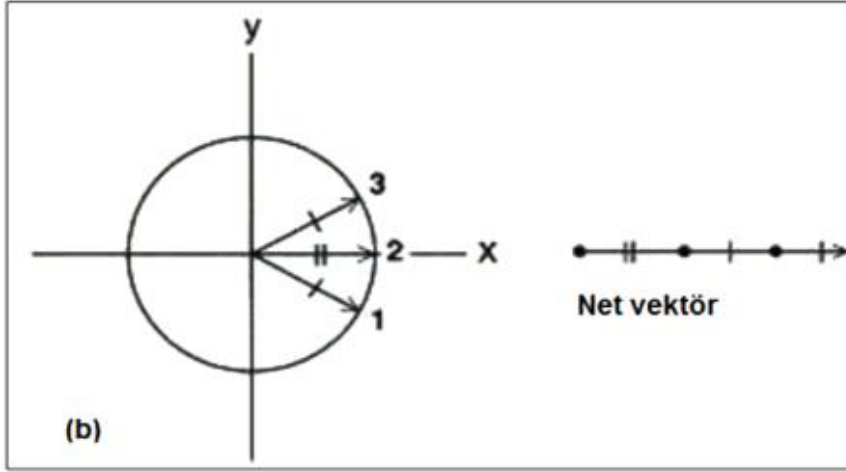
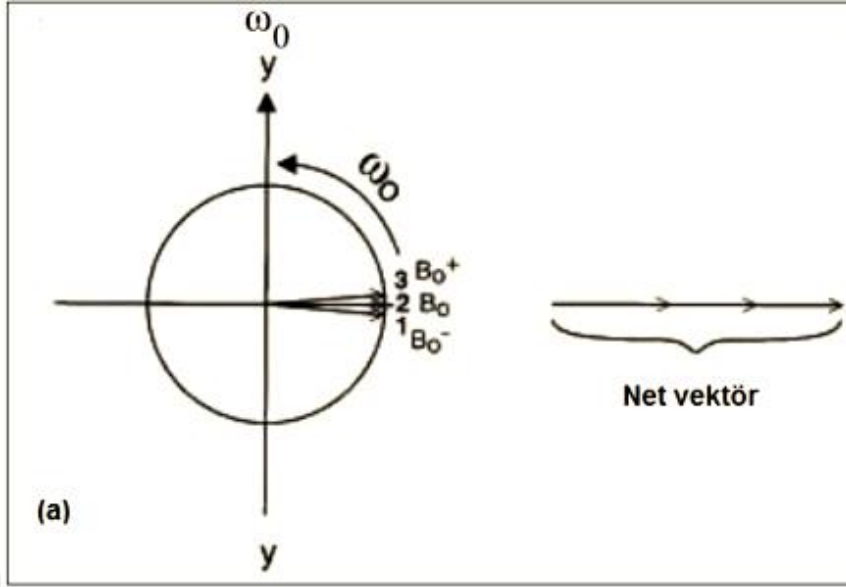
Şekil 2.61. (a) Noktalar arasındaki mesafenin (Δk) az olması tam FOV ve yüksek çözünürlüğe sebep olur, (b) k^{\max} 'in azalması düşük çözünürlüğe sebep olur, (c) Δk 'nin artması düşük FOV ve yanlış tanımlanmaya sebep olur

2.8. MRG' De Kullanılan En Yaygın Puls Serileri

2.8.1 Spin yankı (Spin Echo, SE) puls serisi

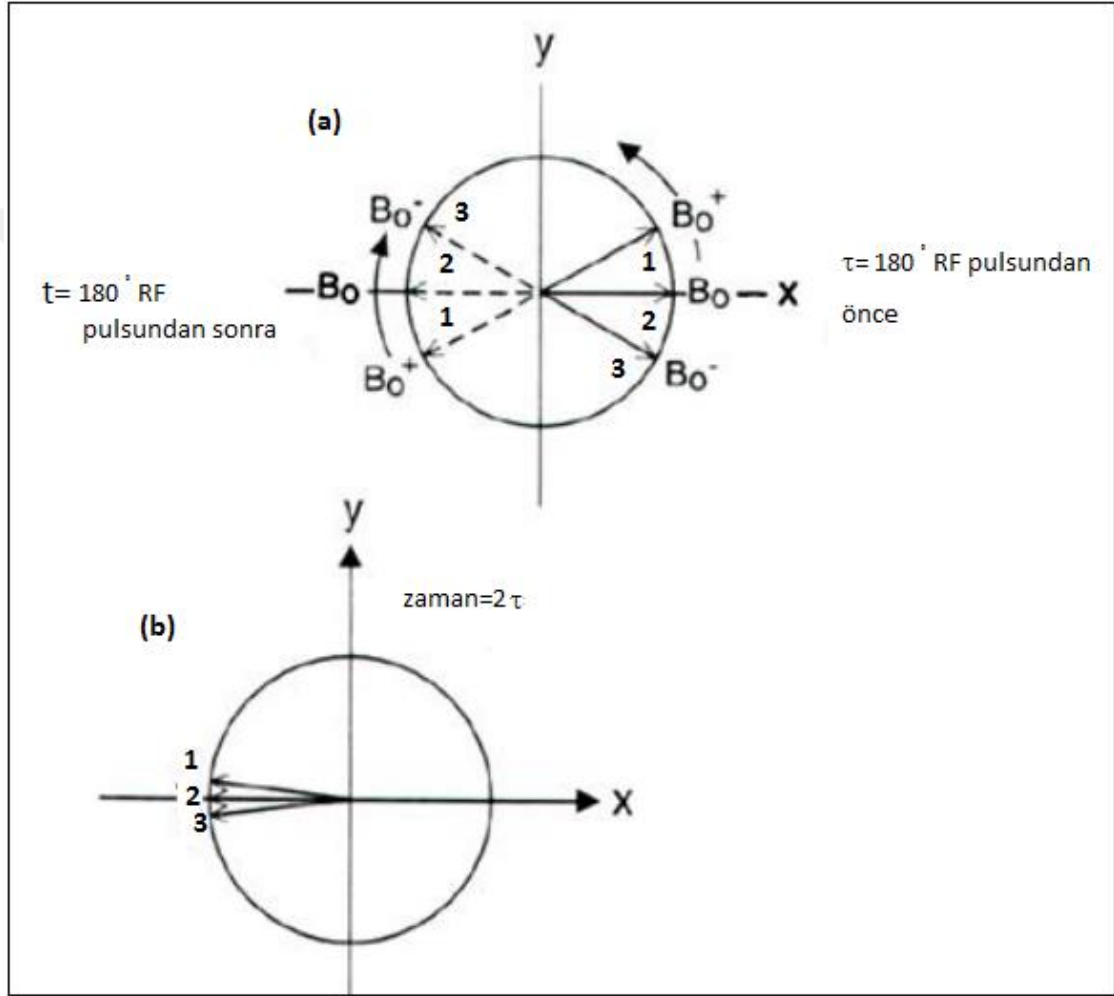
Bir puls serisi diyagramı MR görüntülemeye kullanılan RF pulsarı ve gradyentlerin uygulanma sıralarını biçimsel olarak göstermektedir. Bölüm 2.3.2'de faz dışı olmak kavramından söz edildi. Önceden söz edildiği gibi faz dışı olmanın nedeni, birincisi dış manyetik alanın homojensizliği ve ikincisi de komşu spinlerin birbirini etkilemesidir. Spin yankı puls serilerinde dış manyetik alanın homojensizliği 180° RF pulsunun uygulanmasıyla ortadan kaldırılır ama komşu spinlerin birbirini etkilemesi ortadan

kaldırılmaz. Miknatıslanma vektörü M_z , 90° RF pulsu uygulandıktan sonra x-y düzlemine çevirilmiş olur. Enine düzlemdeki üç farklı miknatıslanma vektörünün her biri biraz daha farklı bir manyetik ortamda olduğunu göz önüne alalım. Başlangıçta, tüm bu vektörler aynı fazdadır. Her biri ayrı bir gurubu temsil eden üç adet miknatıslanma vektörünün enine düzlemde presesyon hareketi Şekil 2.62'de gösterilmektedir. Şekil 2.62(a)'da gösterildiği gibi bir grup spin (2 numaralı grup) B_0 dış manyetik alanın etkisindedir ve ω_0 frekansı ile presesyon hareketi yaparlar. Diğer bir spin grubu (3 numaralı olan grup) ise daha yüksek bir dış manyetik alan (B_0^+) etkisindedir ve daha yüksek frekansla (ω_0^+) presesyon hareketi yaparlar. Diğer bir grup spin (1 numaralı olan grup) ise daha düşük bir dış manyetik alanın (B_0^-) etkisinde olurlar ve daha düşük frekansla (ω_0^-) presesyon hareketi yaparlar. Şekil 2.62 (b)'de gösterildiği gibi 90° RF pulsu uygulandıktan sonra bu üç spin grubu fazdışı olmaya başlarlar ve Şekil 2.62 (c)'de görüldüğü gibi bir süre geçtikten sonra hızlı olan vektör ile yavaş olan vektör arasında 180° faz farkı olur ve birbirini iptal ederler.



Şekil 2.62. Üç farklı manyetik ortamdaki üç farklı mıknatıslanma vektörü, (a) Başlangıçta her üç vektör birbiriyle aynı fazdadır ve onların toplamı (net vektör) her bir vektörün üç katıdır, (b) Vektörler fazdışı olurlar, (c) 1.vektör ile 3.vektör birbirini iptal ederler ve sadece 2.vektör kalır

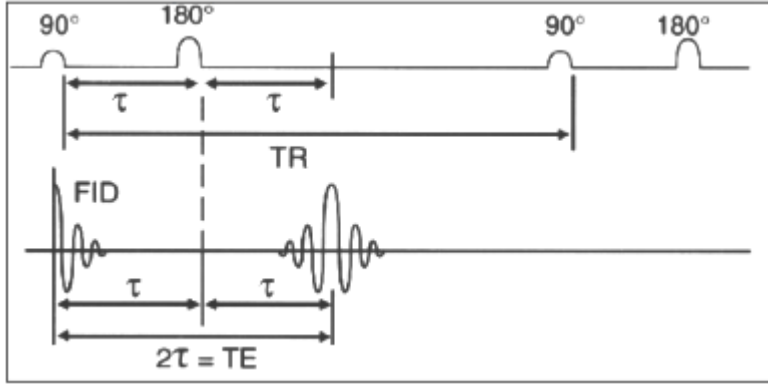
Bu şekilde, 90° RF pulsunun uygulanmasıyla spinler birbiriyle fazdışı olurlar ve belirli bir zaman (τ) geçtikten sonra 180° RF puls uygulanır. Bu 180° RF pulsunun uygulanmasıyla tüm spinler x-y düzleminde 180° ters çevirilirler ve bu sefer zıt yönde presesyon yapmaya devam ederler. Şekil 8.1'deki vektörler Şekil 2.63'te gösterildiği gibi eğer τ zamanında 180° ters çevirilseler o zaman 2τ zamanı geçtikten sonra tekrar aynı faza gelirler.



Şekil 2.63. (a) τ zamanında 180° ters çevrilir, (b) böylece 2τ zamanında tekrar aynı faza gelirler

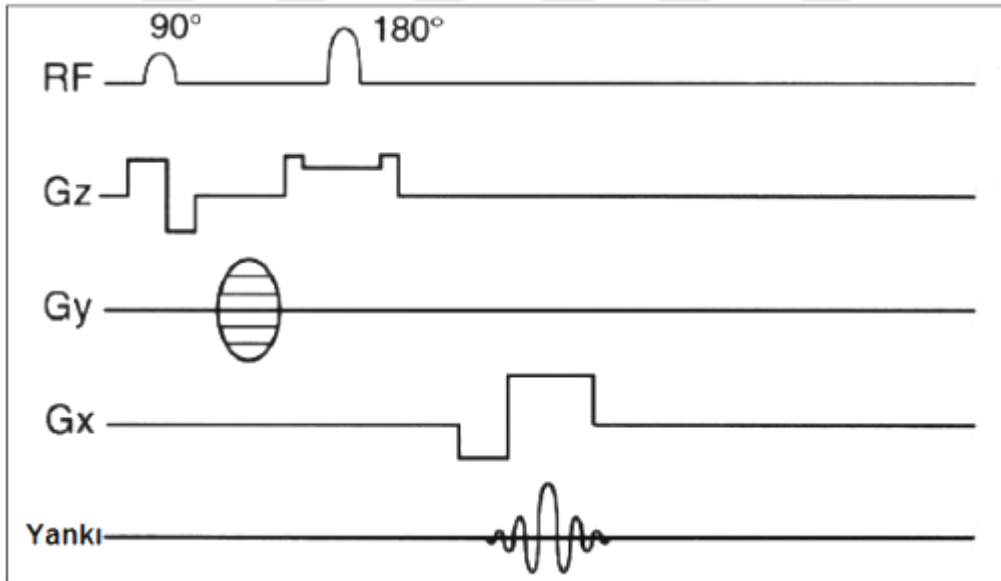
Bir spin yankı puls seri diyagramı Şekil 2.64'te gösterilmektedir. İlk başta 90° RF pulsunun uygulanmasıyla, spinler x-y düzlemine geçerler ve $TE/2$ zamanı kadar beklenir. 90° RF puls ve 180° RF pulsunun arasında geçen zaman yankı zamanının yarısına eşittir. Bu süre geçtikten sonra bir 180° RF puls uygulanır ve daha sonra uzun bir süre yani TR zamanı kadar beklenir ve aynı işlemler yeniden tekrarlanır ve her bir

tekrarda, k uzayının bir satırı farklı bir faz kodlama ile doldurulur. 90° RF pulsu uygulandıktan sonra serbest indüksiyon bozunum (FID) sinyali oluşur.



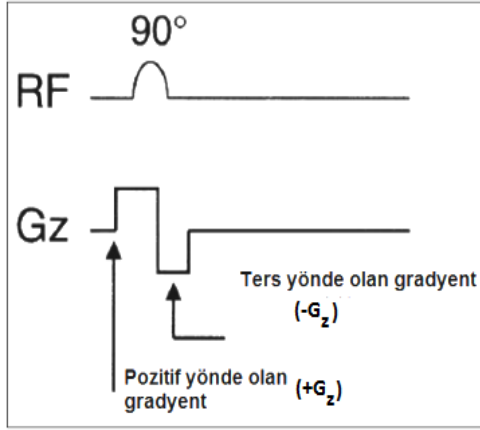
Şekil 2.64. Spin yankı puls serisi ve TE (yankı zamanının) ve TR (tkrarlama zamanının) gösterimi

Aslında bir puls serisi diyagramı uygulanan RF pulslarını, gradyentler ve yankıları gösterir. Şekil 2.65'te bir spin yankı puls serisinin diyagramı gösterilmektedir. İlk bir dilim seçme gradyenti G_z uygulanır ve uygulanmasıyla da spinler faz dışı olurlar.



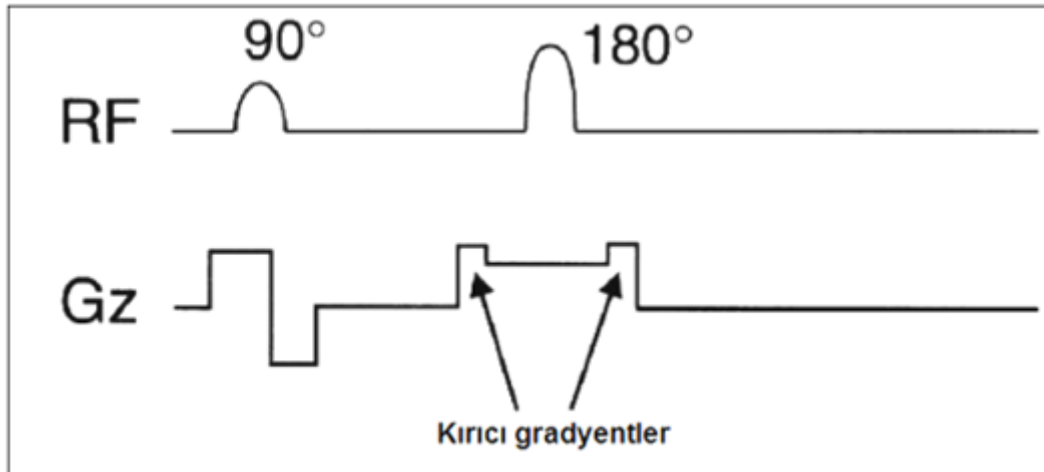
Şekil 2.65. Bir spin yankı serisi diyagramı RF pulsları, dilim seçme gradyenti (G_z), faz kodlama gradyenti (G_y) ve frekans kodlama gradyentinden (G_x) oluşur

Spinlerin aynı fazda olmaları için Şekil 2.66' da gösterildiği gibi bir daha ters yönde bir dilim seçme gradyenti $-G_z$ uygulanır.



Şekil 2.66. Pozitif ve negatif dilim seçme gradyentleri (+ G_z , - G_z)

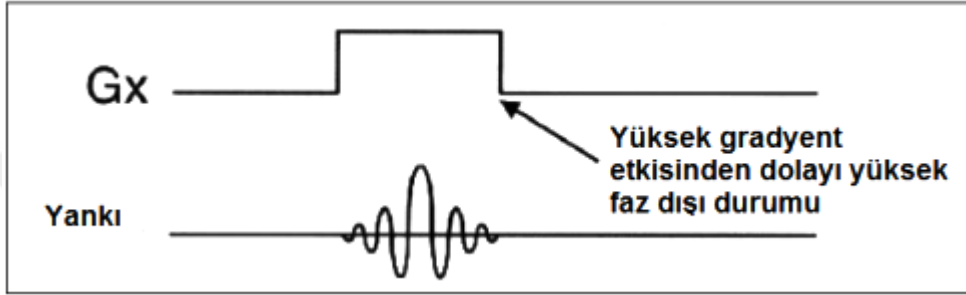
180° RF pulsu uygulandıktan sonra, bir dilim seçme gradyenti (G_z) uygulanır veya uygulanmayabilir. Şekil 2.67'de gösterildiği gibi eğer 180° RF pulsundan önce veya sonra bir kırıcı gradyent uygulanırsa, böylece 180° RF pulsu üç loblu bir şekile sahip olur. Bir 180° RF pulsunda tam olarak 180° olmayan unsurlar olabilir ki istenmeyen ek enine manyetizasyona sebep olur ve sonuçta yankının TE zamanında odaklanamamasına neden olabilir. Bu problemi çözmek için kırıcı gradyentler uygulanırlar. (ilk lob üçüncü lobu dengelemek için kullanılır, ikinci lob dilim seçme için kullanılır ve üçüncü lob ise istenmeyen enine mıknatıslanmadan oluşan serbest indüksiyon bozunum (FID) sinyalini azaltmak için kullanılır.)



Şekil 2.67. 180° RF pulsu uygulandığında kırıcı gradyentler dilim seçici gradyentinin her bir tarafında uygulanırlar

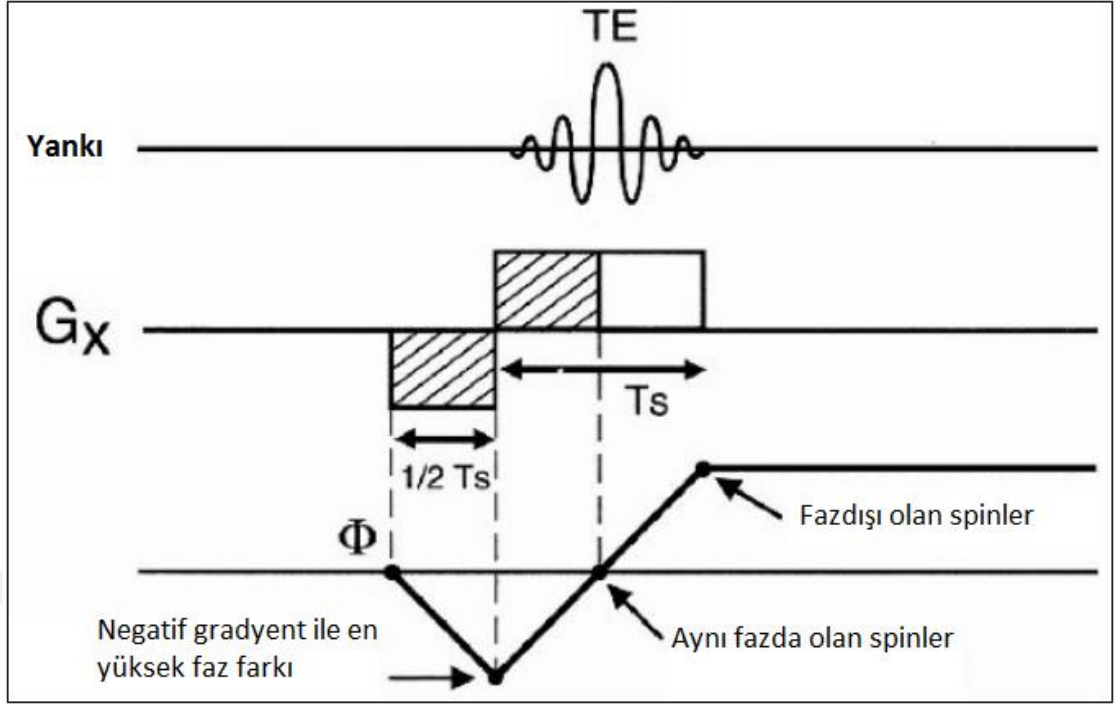
Eğer dilim seçme gradyenti (G_z) uygulanmazsa tüm spinler aynı frekansta olurlar, o zaman ayaktan gelen sinyal ile kafadan gelen sinyal ayrı edilmez. Dilim seçme aşaması

yapıldıktan sonra y yönünde bir gradyent (G_y) uygulanır ve faz kodlama işlemi yapılır. G_y gradyentinin şiddeti arttıkça k uzayında bir üst çizgi taranmış olur. x yönünde gradyent (G_x) uygulanmasıyla frekans kodlama yapılır. Şekil 2.68’de gösterildiği gibi bir yankı okunurken sadece bir gradyentin uygulanmasıyla tüm faz dışı olmaklar sona erir. Sinyalin ortasında gradyentlerden oluşan faz dışı etkisinden dolayı sinyalin şiddeti azalmaya başlar ve sinyalin sonunda en yüksek faz dışı etkisinden dolayı sinyalin şiddeti daha çok azalır ve okumak için hiç bir sinyal kalmaz.



Şekil 2.68. Sinyalin okunması durumunda sadece sabit bir G_x gradyenti uygulanırsa spinlerin tüm faz dışı olma durumları ortadan kaldırılır

Dolayısıyla, Şekil 2.69’ da gösterildiği gibi negatif yönde bir gradyent uygulanır ki okuma gradyentinin yarısına eşit bir alana sahiptir. Okuma gradyentinin uzunluğu örnekleme süresidir (T_s). Sabit spinlere gradyent uygulandığında bu spinlerin hızlı dönmelerine sebep olur ve bu hızlı dönme etkisinde olan spinler birbiriyle aynı fazda olurlar. Negatif gradyentin uygulanmasının sonunda sabit spinler maksimum bir faz farkına sahip olurlar. Gradyent tersine çevirildiğinde ve pozitif yönde bir gradyent uygulanırsa, spinler bir kez daha aynı fazda olurlar. Bu işlem okumanın orta noktasında, yani TE zamanında gerçekleşir. Daha sonra spinler yine fazdışı olurlar. Şekil 8.8’ de görüldüğü gibi TE zamanında spinler yeniden aynı fazda olurlar.



Şekil 2.69. okuma gradyenti uygulanmadan önce bir negatif gradyent uygulanır ki sonuçta üç loblu bir gradyent oluşur. Negatif lob spinlerin fazdışı olmalarına sebep olur. Sonra spinler yeniden TE zamanının ortasında aynı fazda olurlar.

Spin yankı puls serisinde oluşan sinyal durulma zamanları (T_1 ve T_2) ve proton yoğunluğuna (ρ) bağlıdır. Spin yankı puls serisinde oluşan sinyal TE ve TR cinsinden aşağıdaki gibi ifade edilir:

$$S_{SE} = \rho \left[1 - \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right) \right] \exp\left[-\frac{TE}{T_2}\right] \quad (2.87)$$

Bu denklemde

$\rho \rightarrow$ proton yoğunluğu

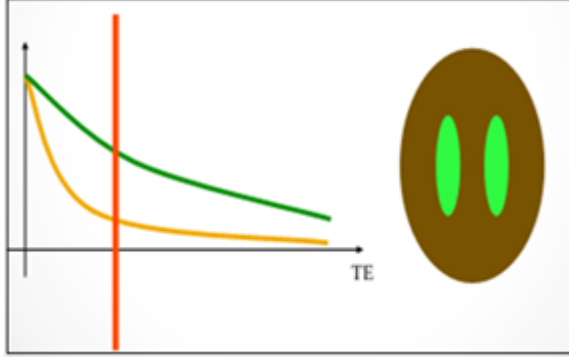
$\left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) \rightarrow T_1$ ifadesi

$\left(e^{-\frac{TE}{T_2}}\right) \rightarrow T_2$ ifadesi

dir.

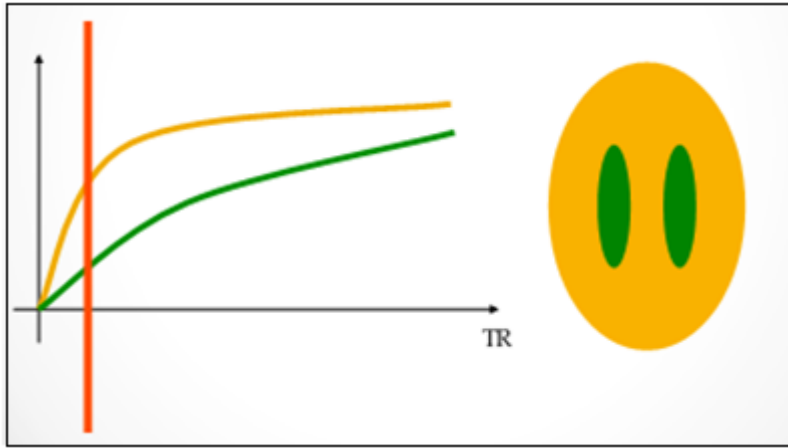
Spin yankı puls serisinde bir T_2 ağırlıklı görüntü elde etmek için Denk 2.87' de T_1 ifadesi yaklaşık 1 olması gerekir ve bunun için uzun TR ve uzun TE seçilir. TE'nin

uzun olması Şekil 2.70' te gösterildiği gibi T2 ağırlıklı görüntünün oluşmasına sebep olur. Dokular arasındaki sinyal farkı ne kadar büyük olursa kontrast o kadar iyi olur.



Şekil 2.70. TE'nin uzun olması T2 ağırlıklı görüntü oluşturur

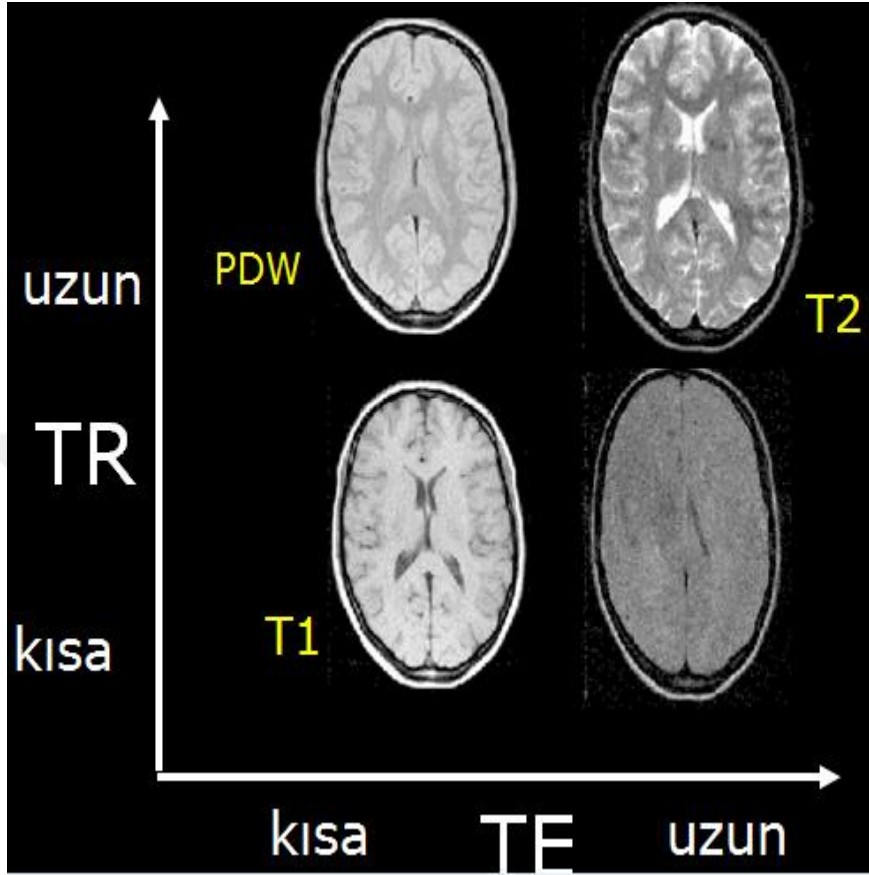
Spin yankı puls serisinde T1 ağırlıklı görüntü kontrastının elde edilmesi için Denk 2.87' de T2 ifadesinin yaklaşık 1 olması gerekir ve bunun için de kısa TR ve kısa TE seçilir. Bir T1 ağırlıklı görüntünün oluşması için Şekil 2.71' de gösterildiği gibi TR'nin kısa olması gerekir.



Şekil 2.71. Kısa TR ve T1 ağırlıklı görüntü

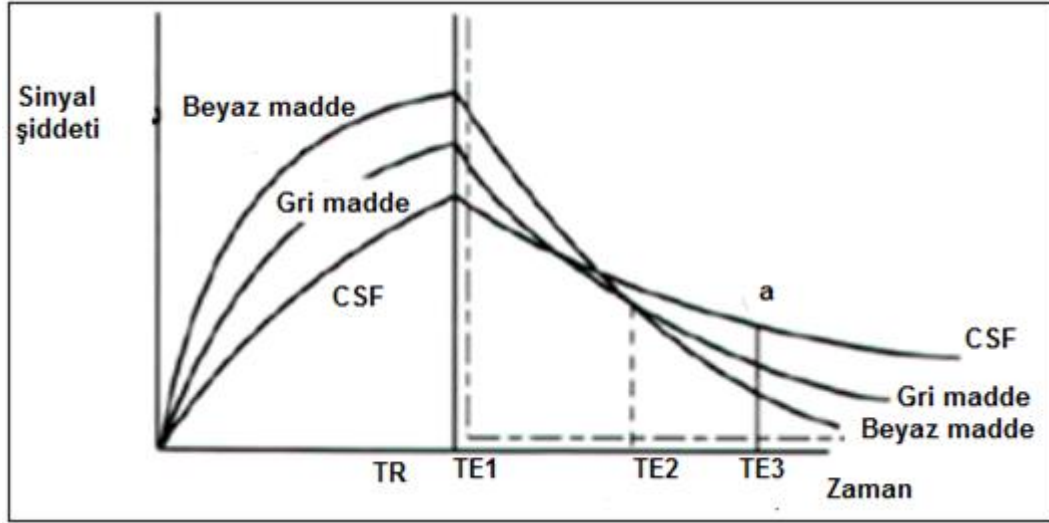
Spin yankı puls serisinde proton yoğunluğuna bağlı bir görüntü kontrastının elde edilmesi için Denk 2.87' de T1 ve T2 ifadelerinin yaklaşık 1 olması gerekir. Bunun için de TE zamanı kısa ve TR zamanı uzun olmalıdır. TR ve TE parametreleri değiştirilerek T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler elde edilebilir. Şekil 2.72' de gösterildiği gibi eğer TR ve TE zamanı kısa olursa T1 ağırlıklı görüntü elde edilir, eğer TR ve TE zamanı uzun

olursa T2 ağırlıklı görüntü elde edilir. TR zamanı uzun ve TE zamanı kısa olursa proton yoğunluğuna bağlı bir görüntü elde edilir.



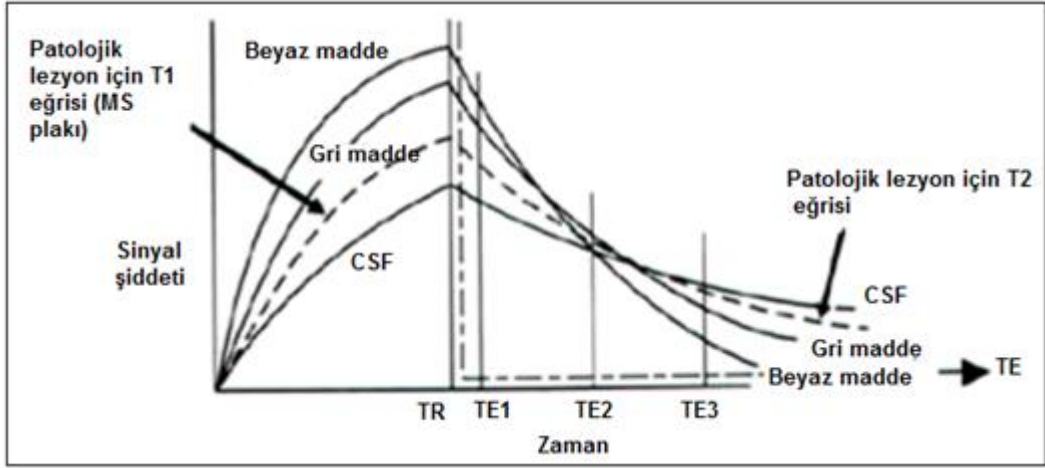
Şekil 2.72. Spin yankı puls serisinde kontrast oluşumu

T2 bozunma eğrisi ve T1 geri kazanma eğrisi beyaz madde, gri madde ve beyin omurilik sıvısı (CSF) için birlikte Şekil 2.73'te gösterilmektedir. Beyin omurilik sıvısında (CSF) su gibi fazdışı olma olayı daha yavaş gerçekleşir ve sonuçta T2 zamanı daha uzun olur ve bu nedenle de beyin omurilik sıvısı (CSF) görüntüde daha parlak gözüktür (a noktası, Şekil 2.73) Beyaz madde de T2 zamanı gri maddeye göre daha kısadır ve bunun için beyaz madde görüntüde daha koyu gözüktür. Gri madde ise görüntüde gri gözüktür.



Şekil 2.73. Beyaz madde, gri madde ve CSF için bozulma ve geri kazanma eğrileri

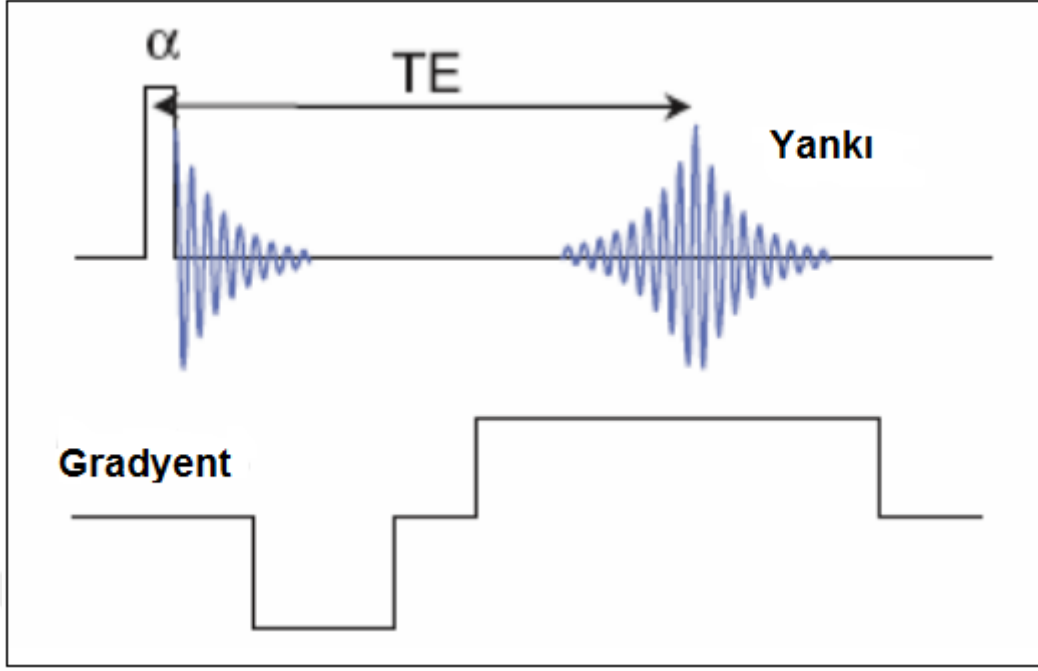
Şekil 2.74'te CSF, beyaz madde, gri madde ve bir lezyon için geri kazanma ve bozulma eğrileri gösterilmektedir. Eğer Şekil 2.74'te TE zamanı kısa seçilirse (TE2), beyaz madde ve CSF aynı şiddette olurlar. Bu yöntem proton yoğunluğuna bağlı görüntülerde kullanılır. Bu yöntemin kullanılması tümörler ve demiyelinizan plakların T1 geri kazanma eğrisi ve T2 bozulma eğrisi dikkate alındığında avantajlıdır. Patolojik lezyonların çoğu vazojenik ödem (su) içerdiği için daha yavaş T1 geri kazanma eğrisine sahiptir. Ama bu patolojik lezyonların T1 geri kazanma eğrisi saf suyun T1 geri kazanma eğrisi kadar yavaş değildir. Patolojik lezyonların çoğu (tümörler, ödem ve MS plakları gibi) uzun bir T2 zamanına sahiptir ama beyin omurilik sıvısının (CSF) T2 zamanı kadar uzun olamaz. Şekil 2.74'te gösterildiği gibi uzun TE'de yani TE₃ te beyin omurilik sıvısı (CSF) ve MS plakasından gelen sinyaller birbirinden ayırt edilemiyor ve bu nedenle görüntüde MS plakası ve beyin omurilik sıvısı (CSF) her ikisinde parkak gözükür. Şekil 2.74'te gösterildiği gibi TE kısa olduğunda yani TE₁'de beyaz madde ve beyin omurilik sıvısı ve MS plakasından gelen sinyaller birbirinden daha iyi ayırt ediliyor ve sonuçta patolojik lezyonu (MS plak) beyin omurilik sıvısı (CSF) ve beyaz maddeye göre daha parlak gözükebilir ve kolayca ortaya çıkar (Hahn 1950, Oldendorf 2012, Jung vd. 2013).



Şekil 2.74. CSF, beyaz madde, gri madde ve bir patolojik lezyon için geri kazanma ve bozulma eğrileri

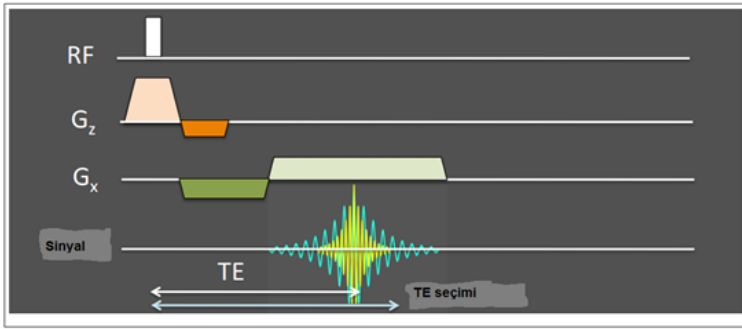
2.8.2 Gradyent yankı (Gradient Echo, GE) puls serisi

Bir gradyent yankı puls serisi Şekil 2.75'te gösterilmektedir. Bu puls serisinde 90° den küçük RF pulsu uygulanır. Uyarma pulsundan hemen sonra negatif bir gradyent lobu uygulanır. Bu enine mıknatıslanmanın normal serbest indüksiyon bozunumundan (FID) daha hızlı faz dışı olmasına sebep olur. Bu negatif lobdan sonra bir pozitif gradyent uygulanır ve bu manyetik alan gradyentini ters çevirir. Konumlarından dolayı düşük frekansta presesyon yapan spinler artık daha yüksek bir frekansta presesyon yaparlar çünkü gradyent ana alana eklenir ve bunun tersi de geçerli olur. Daha önce faz dışı olan spinler aynı faza geçmeye başlar ve belli bir zaman sonrasında y eksenini boyunca bir gradyent yankı oluşur. Bununla birlikte, pozitif gradyent sadece negatif gradyent lobun neden olduğu faz bozunmasını telafi eder, ana manyetik alan homojensizliği veya spin-spin durulması nedeniyle faz dışı olmayı yeniden odaklayamaz. Hızlı taramalarda gradyent yankı puls serisi kullanılır, çünkü bu puls serisinde 90° den küçük RF pulsları uygulanır ve 180° RF pulsunun uygulanmasına gerek yoktur bundan dolayı zaman kazanılmış olur.



Şekil 2.75. Bir gradyent yankı puls serisi

Şekil 2.76'da görüldüğü gibi uyarım RF pulsundan sonra serbest induksiyon bozunum (FID) sinyali oluşur. Bir dilim içinde olan spinlerin TE zamanında aynı fazda olmaları bir yankı oluşumuna neden olur.

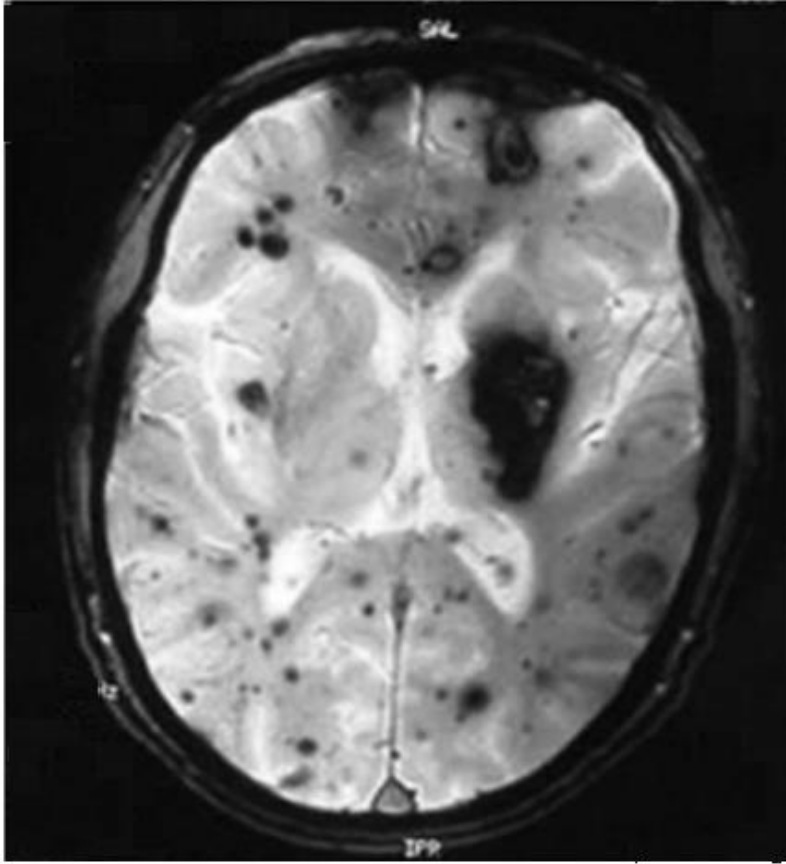


Şekil 2.76. Gradyent yankı puls serisi

Sinyal gradyent yankı puls serisinde

$$S(t) = \rho(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}})(e^{-\frac{TE}{T_2^*}}) \quad (2.88)$$

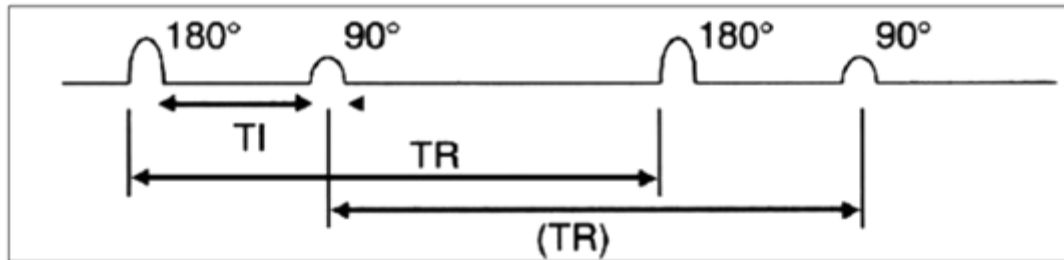
dir. Gradyent yankı puls serisi ile Şekil 2.77'de gösterildiği gibi T_2^* ağırlıklı görüntü elde edilir. Bunun için yankı zamanı uzun ve açılma (flip) açısı küçük seçilir. TE zamanının en yüksek değerde seçilmesi ile sinyal en büyük değerine ulaşır.



Şekil 2.77. Gradyent yankı puls serisi ile alınan T_2^* ağırlıklı görüntü

2.8.3 Ters çevirme geri kazanma (Inversion Recovery, IR) puls serisi

Ters çevirme geri kazanma puls serisi Şekil 2.78'de gösterilmektedir. Başlangıçta 180° RF pulsü uygulanır ve bir değişken ters çevirme süresi (TI zamanı) geçtikten sonra 90° RF pulsü uygulanır ve mıknatıslanma sinyal elde etmek için yatay düzleme çevrilir. İki 180° RF pulsü arasında geçen süreye tekrarlama süresi (Repitaion Time, TR) denir. Böylece aynı puls serisi farklı TI zamanları için tekrarlanır.

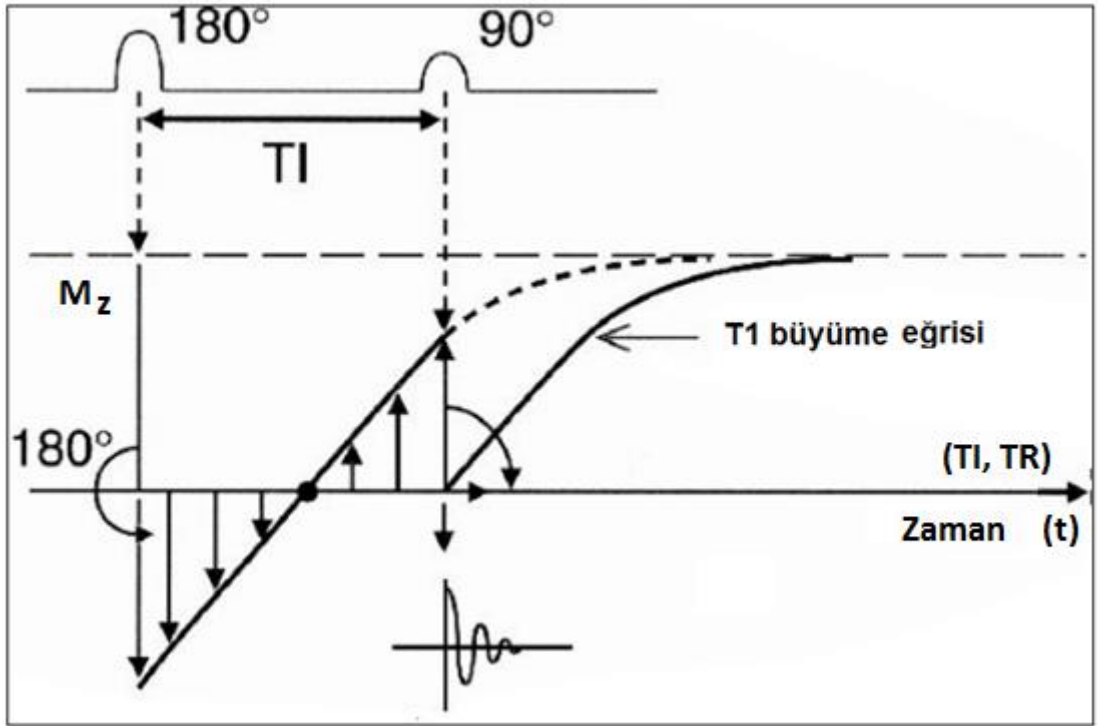


Şekil 2.78. Ters çevirme geri kazanma puls serisi ve bu puls serisinde 180° puls ile ve 90° pulsün arasında geçen zamana TI zamanı denir

180° RF pulsunun uygulanmasından önce Şekil 2.79'da gösterildiği gibi mıknatıslanma vektörü z ekseninin pozitif yönündedir. Hemen 180° RF pulsunun uygulanmasıyla mıknatıslanma vektörü 180° döner ve z ekseninin negatif yönüne geçer. Sonra mıknatıslanma vektörü bir T1 eğrisi boyunca geri kazanılır ve bu vektörün geri kazanılmasıyla eksi z yönünde olan bileşeni giderek azalır ve sıfır noktasından geçtikten sonra artı z yönünde çoğalmaya başlar ve sonunda ilk boyuna gelir yani mıknatıslanma vektörü geri kazanılmış olur. T1 zamanı geçtikten sonra, bir 90° RF pulsusu uygulanır ve boyuna mıknatıslanma vektörü x-y düzlemine aktarılır. x-y düzleminde aktarılan boyuna mıknatıslanma miktarı, T1 zamanında ilk 180° RF pulsundan sonraki geri kazanılan boyuna mıknatıslanmanın miktarına bağlıdır. Aslında bu aktarılan mıknatıslanma ölçülür. Dolayısıyla, bu noktada oluşan serbest indüksiyon bozunum (FID) sinyali x-y düzlemine aktarılan boyuna mıknatıslanma ile orantılı olur. Ayrıca bu noktada boyuna mıknatıslanma Şekil 8.16'da gösterildiği gibi T1 zaman sabiti ile

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (2.89)$$

büyümeye başlar.

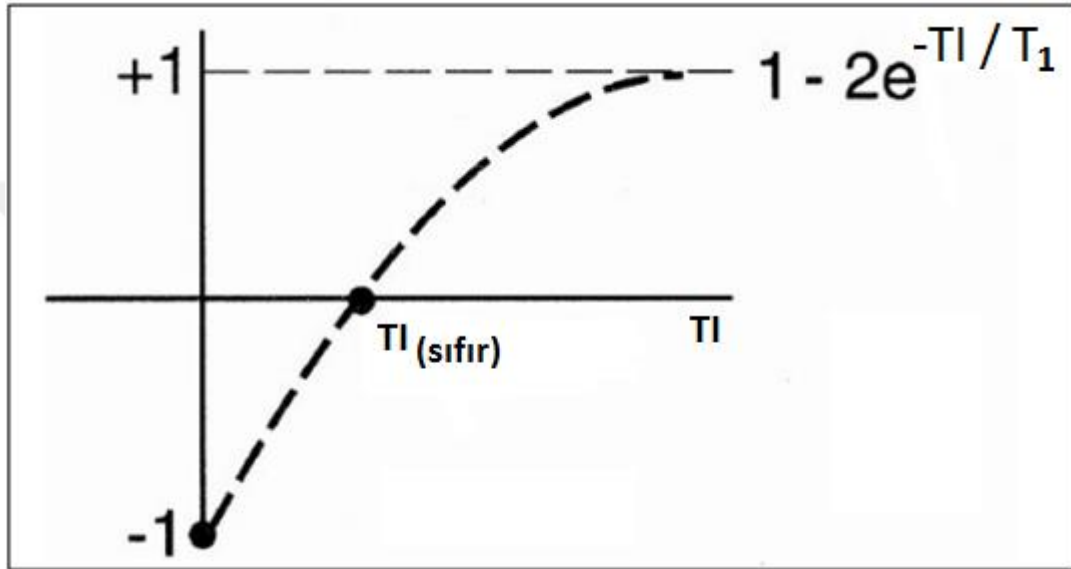


Şekil 2.79. Ters çevirme geri kazanma puls serisinde geri kazanma eğrileri. 180° RF pulsundan sonra boyuna mıknatıslanma vektörü ters çevrilir ve zamanla geri kazanılır

Şekil 2.80'de gösterildiği gibi mıknatıslanma sıfır noktası yerine $-M_0$ 'dan geri kazanılmaya başladığında zamanla gelişimi Bloch denklemlerine göre

$$M_z(t) = M_0(1 - 2e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (2.90)$$

olur. Sinyalin sıfır noktasından geçtiği noktaya sıfır noktası denir ve bu noktada zaman $T1_{(sıfır)}$ ile gösterilir. Sinyalin şiddeti bu noktada sıfırdır.

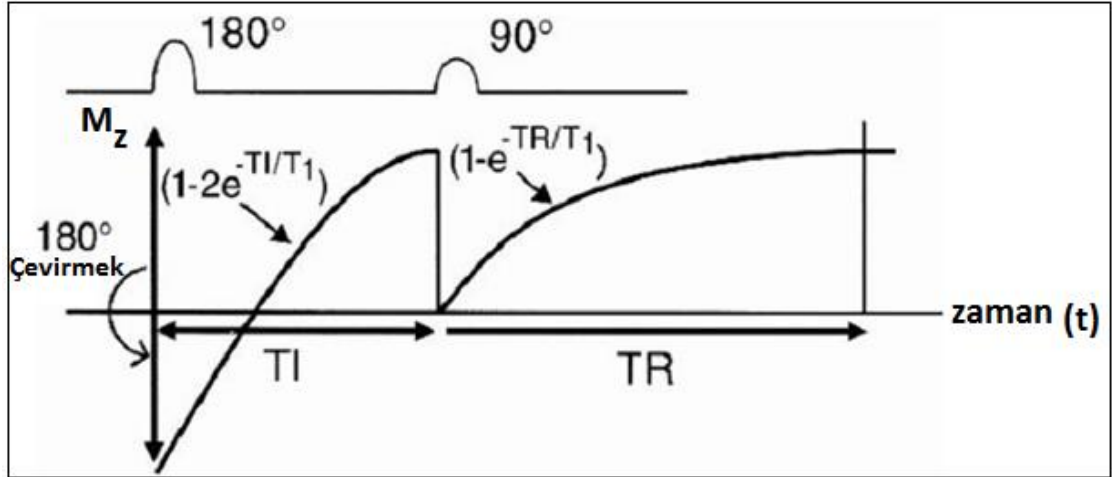


Şekil 2.80. Ters çevirme geri kazanma eğrisi

Eğer Denk 2.90'da sinyal şiddeti sıfır olursa, $sinyal\ şiddeti = 0 = 1 - 2e^{-\frac{T1}{T_1}}$ o zaman $T1_{(sıfır)}$ ise $T1_{(sıfır)} = (\ln 2)T1 \approx 0.693 T1$ ve $T1_{(sıfır)} = (\ln 2)T1 \approx 0.693 T1$

olur ve bu değer $T1$ 'e bağlı olduğu için dokuya özgü bir değerdir. İki farklı doku göz önüne alındığında birinin sıfır noktasından geçmesi durumunda diğerinin sinyali sıfırdan farklı olur. Bu daha sonra anlatılacak yağ baskılama işlemine de temel oluşturur.

Ters çevirme geri kazanma puls serisindeki iki çeşit geri kazanma eğrisi Şekil 2.81'de gösterilmektedir.



Şekil 2.81. 180° RF pulsundan sonra geri kazanma eğrisi ve 90° RF pulsundan sonra geri kazanma eğrisi

180° RF pulsundan sonra T1 geri kazanma eğrisi, $-M_0$ değerinden artmaya başlar. Burada zaman değişkeni TI olduğu göz önünde bulundurulursa Denk 2.90 aşağıdaki gibi yazılabilir:

$$M_z(t) = M_0(1 - 2e^{-\frac{T1}{T1}}) \quad (2.91)$$

90° RF pulsunun uygulanmasıyla T1 geri kazanma eğrisi boyuna mıknatıslanmanın x-y düzlemine aktarılmasından sonra sıfır noktasından artmaya başlar. Burada zaman değişkeni TR olduğu göz önünde alındığında

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-\frac{TR}{T1}}) \quad (2.92)$$

olur.

Sinyalde her iki geri kazanımın da olduğu düşünülürse her iki denklem (2.91 ve 2.92) birleştirildiğinde sinyal şiddeti

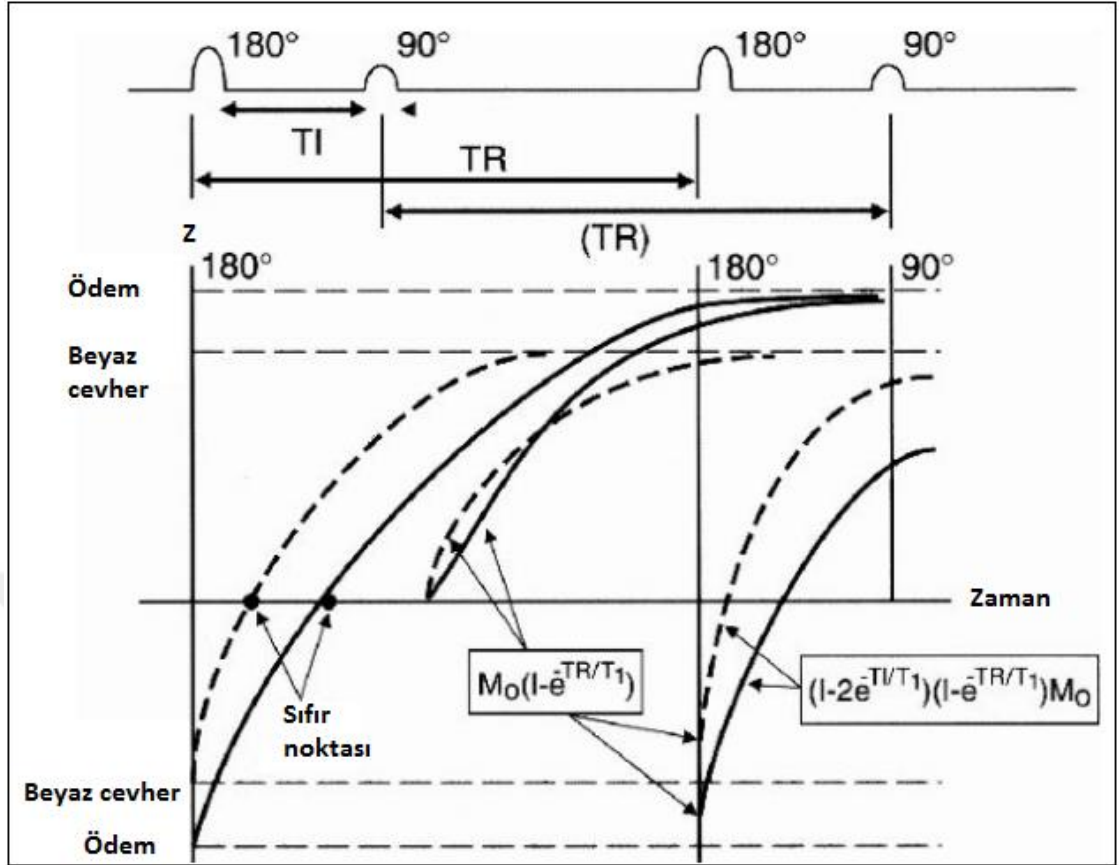
$$S(t) \propto M_0(1 - 2e^{-\frac{T1}{T1}})(1 - e^{-\frac{TR}{T1}}) \quad (2.93)$$

olur. Eğer $T1 \ll TR$ olursa o zaman Denk 2.93'te parantez içindeki terimler

$$S(t) \propto M_0 \left(1 - 2e^{-\frac{T1}{T1}}\right) + \left(e^{-\frac{TR}{T1}}\right) \quad (2.94)$$

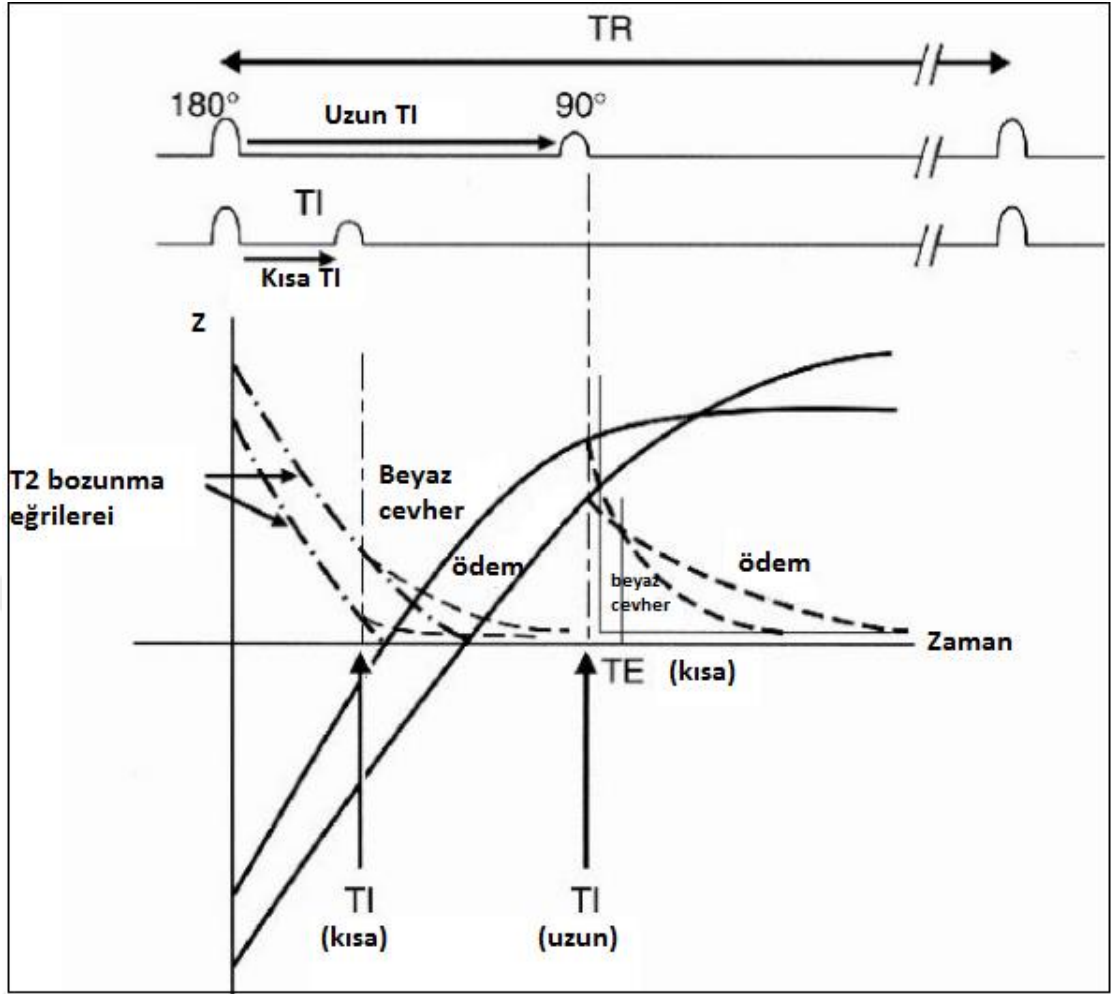
olur.

Ters çevirme geri kazanma puls serilerinde başlangıçta 180° RF pulsı uygulanır ve T1 zamanı kadar beklendikten sonra bir 90° RF pulsı uygulanır. Daha sonra, belirli bir zaman aralığı (TR) geçince bir daha 180° RF pulsı uygulanır. Şekil 2.82'de ödem ve beyaz cevher için ters çevirme geri kazanma eğrileri gösterilmektedir. Ters çevirme geri kazanma puls serilerinde boyuna mıknatıslanma vektörü 180° RF pulsunun uygulanmasıyla ters çevrilir ve $-z$ yönünde olur. Daha sonra ödem ve beyaz cevherin boyuna mıknatıslanma vektörleri T1 zaman sabiti ile büyümeye başlar. Proton yoğunluğu ödemde beyaz cevherden daha fazladır. Bu nedenle z eksenini boyunca maksimum mıknatıslanması beyaz cevherden daha büyüktür. Aynı şekilde, 180° ters çevirildikten sonra ödemde T1 geri kazanma eğrisi daha düşük olur, yani z eksenini boyunca beyaz cevherden daha negatiftir. Z eksenini boyunca bu başlangıç konumundan ödemin boyuna mıknatıslanması T1 geri kazanma eğrisi ile maksimumuna ulaşana kadar büyümeye başlar. Bu vektör $-z$ yönünde azalmaya başlar ve sıfır noktasına geldikten sonra $+z$ eksenini yönünde maksimuma ulaşana kadar büyümeye başlar. T1 geri kazanma eğrisi beyaz cevherde az proton yoğunluğu nedeniyle $-z$ yönünde ve sıfıra yakın bir noktadan başlar ve T1 zamanının daha kısa olması nedeniyle beyaz cevher daha hızlı maksimuma ulaşır.



Şekil 2.82. Ödem ve beyaz cevher için geri kazanma eğrileri

Ters çevirme geri kazanma puls serisinde TR zamanı uzundur. Uzun TR seçerek sabit bir duruma gelir ki her doku için 90° RF pulsundan sonra T1 geri kazanma eğrisinin maksimum değeridir. Şekil 2.83' de geri kazanma ve bozunma eğrileri ödem ve beyaz cevher için gösterilmektedir. Ödem T2 zamanı beyaz cevhere göre uzundur ve bu nedenle TE zamanının uzun seçilmesiyle ödem ve beyaz cevher arasında kontrast farkı artar.

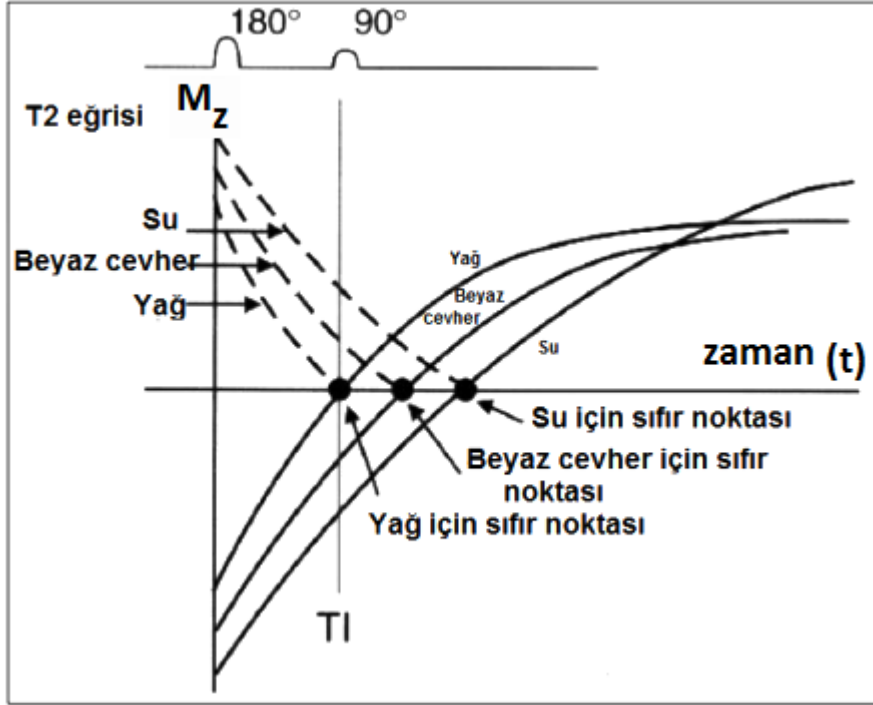


Şekil 2.83. Ödem ve beyaz cevher için geri kazanma ve bozunma eğrileri

2.8.4 Yağ baskılama tekniği (Short Tau Inversion Recovery, STIR)

Bu teknikte ters çevirme zamanı TI nisbeten kısa seçilir. Şekil 2.84'te T1 geri kazanma eğrisi yağ ve su dokuları için 180° RF pulsundan sonra gösterilmektedir. Bu durumda TI zamanı yağ dokusunun sıfır noktasından geçtiği yerde seçilir (Yağ için sıfır noktası $\ln 2$ (veya 0,693) ve yağ dokusunun T1'nin çarpımına eşittir). Bu sıfır noktasında yağ için T2 azalım eğrileri çizilirse, yağ sıfırdan başlar ve sıfırda kalır. Böylece yağ için x-y düzleminde enine mıknatıslanma olmaz ve su ise normal T2 azalım eğrisine sahiptir. Aslında yağ sinyali bastırılmış olur. Bu nedenle, 180° ters çevirilmiş RF pulsundan sonra, $TI=0.693T1(\text{yağ})$ zamanı kadar beklenir ve sonra 90° RF pulsusu uygulanır. Tüm diğer dokular boyuna mıknatıslanma ile x-y düzlemine aktarılırlar ve T2 azalım eğrisine göre bir sinyal oluşur. Ama sıfır noktasında yağın boyuna mıknatıslanması olmadığı

için x-y düzlemine aktarılmaz ve sonuçta bu noktada yağ tarafından hiç bir sinyal oluşmaz.



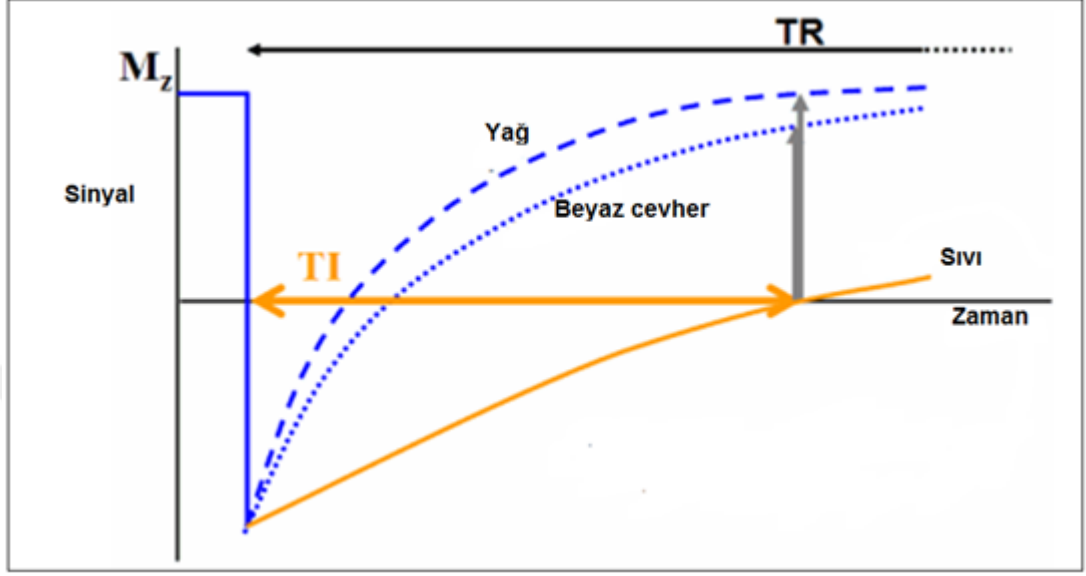
Şekil 2.84. STIR yağ baskılama tekniğinde T1 zamanı öyle seçilir ki yağ için T1 geri kazanma eğrisi sıfır noktasından geçsin ve sinyale hiç katkısı olmasın

Yağ dokusunun T1 zamanının çok kısa olması nedeniyle, STIR terimi kısa T1 ters çevirme geri kazanma (IR) olarak adlandırılır. Çünkü yağ için T1 zamanı çok kısa olduğundan T1 değerinde kısa seçilmesi gerekir. 1,5 T MRG sistemi için T1 zamanı 140 milisaniye ve düşük şiddetli manyetik alan 0,5 T için T1 zamanı 100 milisaniyedir. Şekil 2.84' te gösterildiği gibi yağ, beyaz cevher ve sudan önce sıfır noktasından geçer.

2.8.5. Sıvı baskılama tekniği (Fluid Attenuation Inversion Recovery, FLAIR)

Sıvı baskılama, uzun T1 zamanına sahip bir ters çevirme geri kazanma puls serisidir ve CSF sinyalini bastırarak T1 ağırlıklı görüntüler oluşturur. Sıvı baskılama ters çevirme geri kazanma puls serisi genel olarak nörolojik görüntülemelerde beyin ventriküllerine yakın hasarları incelemek için kullanılır. Sıvı baskılama ters çevirme geri kazanma puls serisi MS hastalığının teşhisinde de kullanılır. Sıvı baskılama ters çevirme geri kazanma puls serisinin prensipleri yağ baskılama ters çevirme geri kazanma puls serisi (STIR) ile aynıdır ama bu sefer CSF ' den gelen sinyallerin (çok daha uzun T1 durulma zamanına

sahip olanlar) kaldırılması gerekiyor. Şekil 2.85' te gösterildiği gibi sıvı baskılama ters çevirme geri kazanma puls serisinde TI zamanı (90° RF pulsunun uygulanması için geçen süre) uygun biçimde uzun seçilerek sıvı baskılaması yapılır.



Şekil 2.85. Sıvı baskılama ters çevirme geri kazanma (FLAIR) sinyali

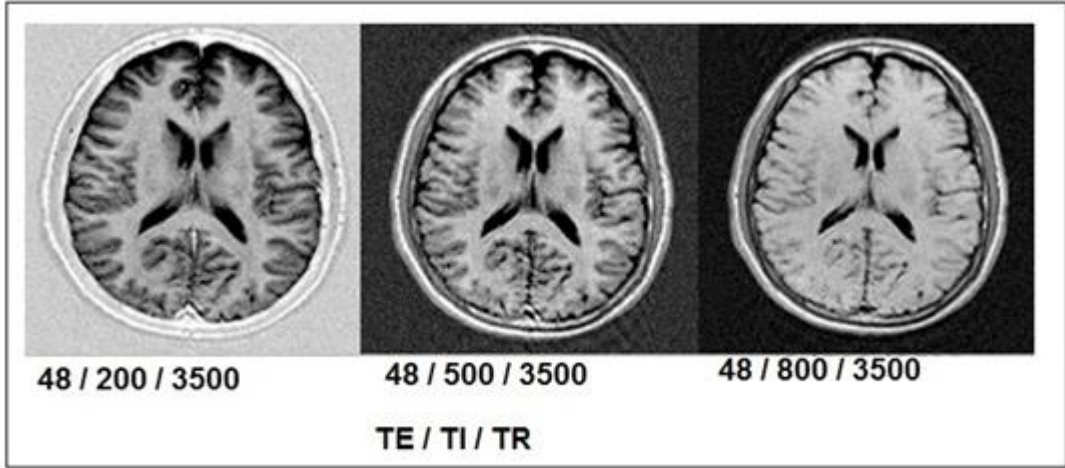
Ters çevirme geri kazanma puls serisinde oluşan sinyalin denklemi

$$S \propto \rho \left(1 - 2e^{-\frac{TI}{T_1}} + e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}} \quad (2.95)$$

olur. Bu denklemde TI, ters çevirme zamanıdır (sinyalin sıfırdan geçtiği noktadır).

$$TI = \ln(2) * T1 \quad (2.96)$$

Ters çevirme geri kazanma puls serisinde bir T1 ağırlıklı görüntü kontrastı Şekil 2.86' da gösterilmektedir. Bu puls serisinde T1 ağırlıklı görüntünün elde edilmesi için T2 etkisi küçük olmalı ya da hiç olmamalıdır. T1 etkisi ise proton yoğunluğu (ρ) etkisinden büyük olmalıdır. Bu seride yağ baskılamak için TI küçük ve sıvı baskılama için ise TI uzun seçilmelidir. Ayrıca TR zamanlarının uzun seçilmesi gerekiyor (McRobbie vd. 2006, Hashemi vd. 2011).



Şekil 2.86. FLAIR ters çevirme geri kazanma puls serisinde bir T1 ağırlıklı görüntü kontrastı

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyal

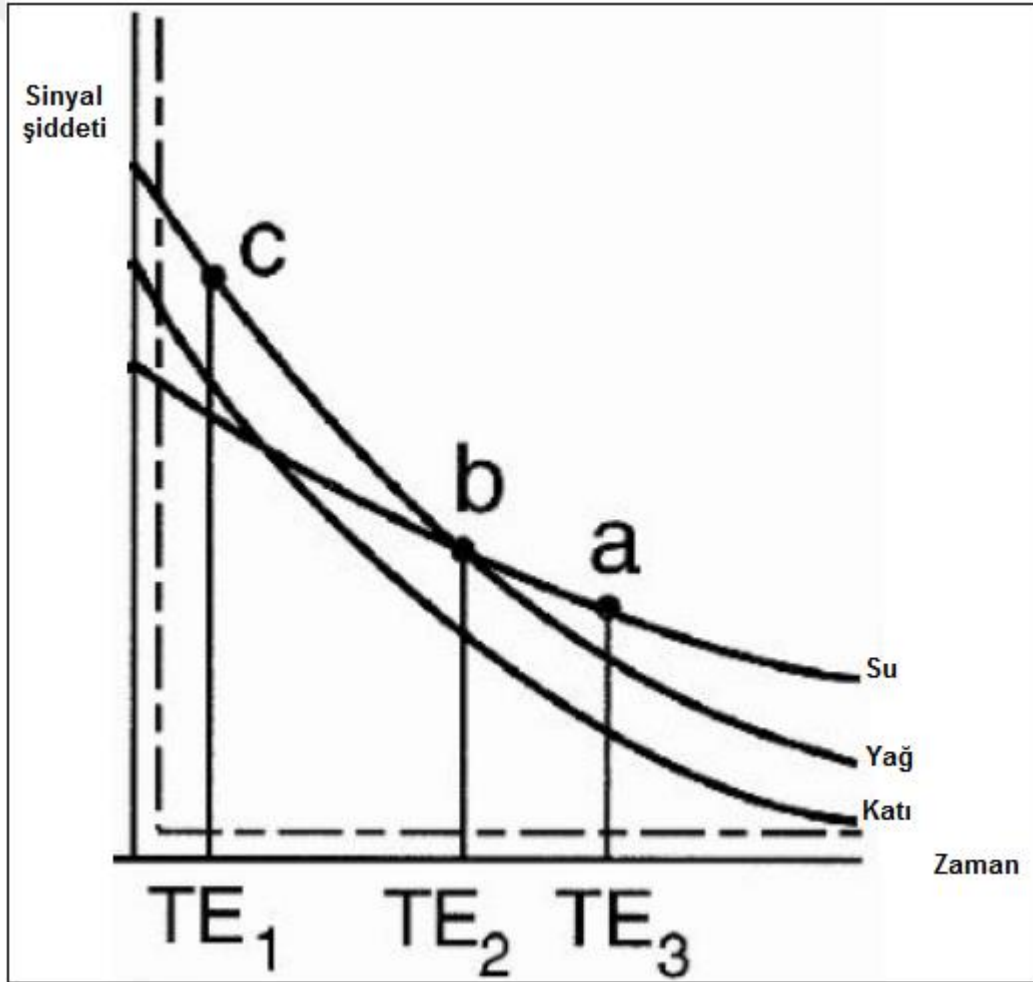
Bu çalışmada multiple skleroz (MS) hastalığının tanısında kullanılan MR görüntüleri Ankara Üniversitesi İbni Sina Hastanesi Radyoloji Bölümünde bulunan 1,5 T GE Signa ve 3 T Siemens Magnetom MRG sistemleri ile alınmıştır.

3.2 Yöntem

Bu çalışmada MS plakalarının görüntülemesi için T1 ağırlıklı FLAIR ters çevirme geri kazanma puls serisi kullanılmıştır. Bundan dolayı, bu puls serisindeki TI zaman parametresi görüntüde kontrast oluşumunu etkiler. MS hastalığı beyin ve omuriliğin bir çok yerinde normal dokuya göre sertleşmiş disk şeklinde dokular oluşturur. Ancak bu dokular zamanla kayıp olup tekrar belirginleşecek biçimdedir. Bu durum merkezi sinir sisteminin düzgün bir şekilde çalışmasını engeller. Bu hastalığın tanı konulmasında uygun puls serisi ve parametrelerin seçilmesi hastalığın erken fark edilmesi için çok önemlidir.

Bölüm 2.3 ' te söz edildiği gibi T1 ve T2 zamanları her bir doku için dokuya özgü olan parametrelerdir ve böylelikle bunlar MRG ' de görüntü kontrastı oluşturmak için kullanılırlar. Bir dokunun protonlarının fazdışı olma hızı, o dokunun T2 zamanını belirler. Dokuların protonlarının hızla fazdışı olması kısa T2 zamanına sebep olur ve daha yavaş fazdışı olmaları ise uzun bir T2 zamanına sebep olur. Su molekülünün (H-O-H) yapısı nedeniyle, moleküller arasındaki mesafe daha uzundur ve hidrojen protonlarının arasındaki spin-spin etkileşimi minimumdur. Bu nedenle, fazdışı olayı su da diğer dokulara göre daha yavaş bir hızla gerçekleşir ve bu da su da T2 zamanının uzun olmasına sebep olur. Fazdışı olmanın bir nedeni de dış manyetik alanın homojensizliğidir. Su molekülünde (H₂O), bir hidrojen protonunun diğer hidrojen protonunu üzerine etkisi nispeten küçüktür. Su da komşu moleküller arasındaki mesafe ve hem de hidrojen protonlarının arasındaki mesafe nispeten büyük olduğu için spin-spin etkileşimleri çok az olur ve sonuçta fazdışı olayı daha yavaş gerçekleşir. Katı dokuların moleküler yapısı, suyun tersidir. Katı dokular çok yoğun bir yapıya sahip oldukları için hidrojen protonlarının arasında daha kuvvetli etkileşimler olur. Spin-spin

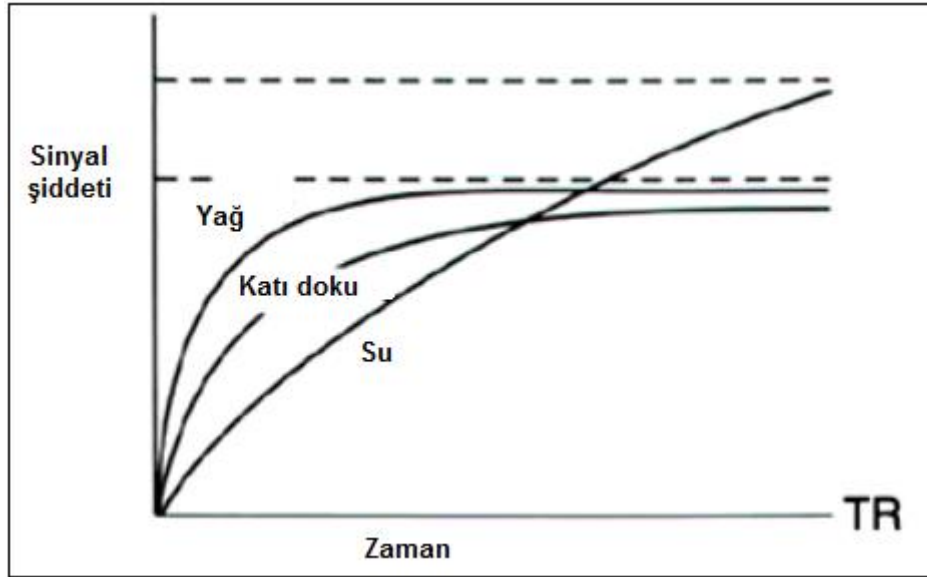
etkileşmeleri daha çok olduğu için fazdışı olma olayı daha hızlı gerçekleşir ve sonuçta T2 zamanı katı dokular için kısa olur. Yağlı ve proteinli dokuların yapılarında fazdışı olma olayı katı dokulardan yavaş ama sudan daha hızlı gerçekleşir. Bu nedenle, T2 zamanı yağlı ve proteinli dokular için ara bir değer olur. Şekil 3.1' de T2 bozunma eğrisi su, yağlı doku ve katı doku için gösterilmektedir. Suyun T2 zamanı uzun olduğu için ilerleyen zamanda su en yüksek sinyal şiddetine sahip olur (Şekil3.1, a noktası). Katı dokuların T2 zamanı kısadır ve bu nedenle de T2 eğrisi oldukça hızlı bozunur ve katı dokular ise ilerleyen zamanda en düşük sinyal şiddetine sahip olur. Yağlı dokular için T2 zamanı ara bir değere sahiptir. Proteinli sıvıların T2 zamanı protein içeriğine bağlıdır ve kısa ya da orta bir değer olabilir.



Şekil 3.1. Yağ, su ve katı doku için T2 bozunum eğrileri

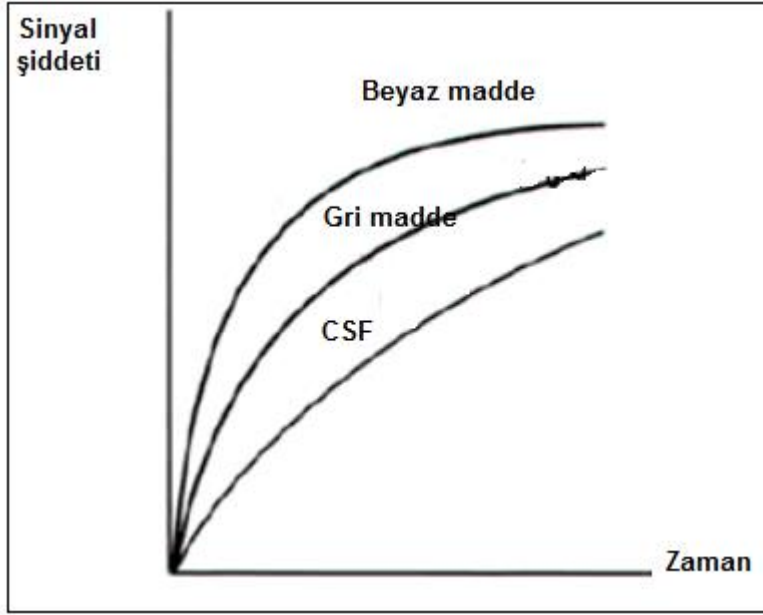
Bir doku için T1 zamanı, protonların kendi çevrelerine enerji aktarma veya örgü tarafından enerjinin soğurulması olayı ile ilgilidir. Bölüm 2.1.2’ de söz edildiği gibi bir hidrojen protonunun presesyon frekansı 1-Teslalık manyetik alanında 42,6 MHz olur. Ancak, hidrojen protonlarının rezonans frekansı dokunun fiziksel durumuna bağlıdır.

Hidrojen protonlarının rezonans frekansı su molekülünde katı dokulara göre daha yüksektir. Su da katı dokulardaki kadar enerji aktarımı etkili olmadığı için T1 zamanı daha uzun olur. Şekil 3.2’ de gösterildiği gibi yağlı dokuların T1 zamanı kısa olduğu için daha hızlı T1 geri kazanma eğrisine sahip olurlar. Proteinli sıvılar da nisbeten kısa T1 zamanına sahiptirler. Suyun T1 zamanı daha uzun olduğu için T1 geri kazanma eğrisi daha yavaş olur. Katı dokuların T1 zamanı ise ara bir değer olur.



Şekil 3.2. Su, katı doku ve yağlı dokular için T1 geri kazanma eğrisi

Şekil 3.3’ te beyinde olan üç farklı dokunun: 1) gri madde, 2) beyaz madde, 3) beyin omurilik sıvısının (CSF) T1 geri kazanma eğrileri gösterilmektedir. Bu durumda beyaz madde daha büyük sinyal değerinden dolayı parlak gözüktür. Beyaz maddedeki miyelin kılıfı yağ gibi davranır ve daha verimli enerji alışverişi olduğu için gri maddeye göre T1 zamanı kısa olur. T1 zamanı gri madde için ara bir değerdedir. Gri madde de miyelin olmadığı için katı doku gibi davranır ve gri gözüktür. Beyin omurilik sıvısı (CSF) koyu gözüktür, çünkü su gibi yetersiz enerji alışverişine sahiptir ve sonuçta T1 zamamını uzun olur.



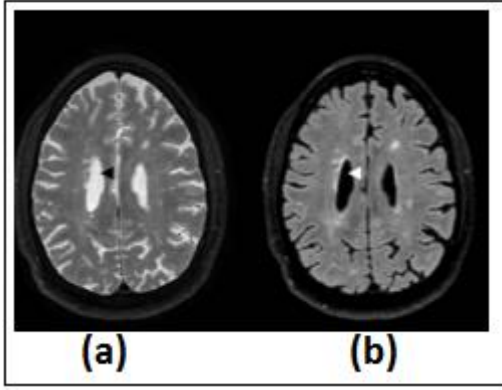
Şekil 3.3. Beyaz madde, gri madde ve CSF için T1 geri kazanma eğrileri

Su, yağ, beyin omurilik sıvısı (CSF) ve gri madde için karakteristik T1 ve T2 zamanları çizelge 3.1’ de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1 Farklı dokular için T1 ve T2 zamanları

Doku	T1 (ms)	T2 (ms)
Su	2500	2500
Yağ	200	100
Beyin omurilik sıvısı (CSF)	2000	300
Gri madde	500	100

Şekil 3.4’ te MS hastalığına sahip olan T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler gösterilmektedir. T2 ağırlıklı görüntülerde beyin omurilik sıvısından (CSF) gelen sinyal daha yüksek olduğu için beyin omurilik sıvısı daha parlak gözükür ve beyin omurilik sıvısı ve MS lezyonları birbirinden iyi ayrıt edilemez (Şekil 3.4 (a)). Bu nedenle sıvı baskılama tekniği (FLAIR) ile CSF’ den gelen sinyallerin bastırıldığı T1 ağırlıklı görüntüler MS lezyonlarının daha iyi ayrıt edilmesini sağlar. Böylece CSF’ nin MS lezyonuna göre daha koyu olduğu görüntüler elde edilir. Şekil 3.4 (b)’ de görüleceği gibi CSF’ nin daha koyu olması MS lezyonlarının daha parlak gözükmesini sağlar (Gabr vd. 2016).



Şekil 3.4. MS hastasından alınan iki farklı MR görüntüsü (a) T2 ağırlıklı bir görüntü ve (b) Sıvı baskılama tekniği (FLAIR) yapıldıktan sonra alınan T1 ağırlıklı bir görüntü

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmada Multiple Skleroz (MS) olgularında hastalığın teşhisinde sıvı zayıflatmalı ters çevirme geri kazanma puls serisi (FLAIR) ile T1 ağırlıklı görüntüler farklı TI zamanları için elde edilmiş ve görüntü kontrastı için karşılaştırılmıştır. Rutinde hastanede bu işlem için 1,5 T GE Signa cihazında sadece TI=2000 ms ve 3T Siemens cihazında ise sadece TI= 2500 ms olan görüntüler alınır. MS lezyonlarının parlaklığı ve görülebilirliği açısından rutinden bir miktar farklı TI zamanları kullanmak daha avantajlı olabilir. Bu çalışmada TI zamanını belli bir miktar artırıp, azaltarak elde edilen görüntülerin rutinde alınan görüntü ile aralarındaki kontrast farkı incelenmiştir. MS şüpheli hastaların MR görüntüleri ile ilgili ayrıntılı bilgiler Çizelge 4.1’ de gösterilmektedir.

Çizelge 4.1 MR görüntüleri incelenen MS hastaları

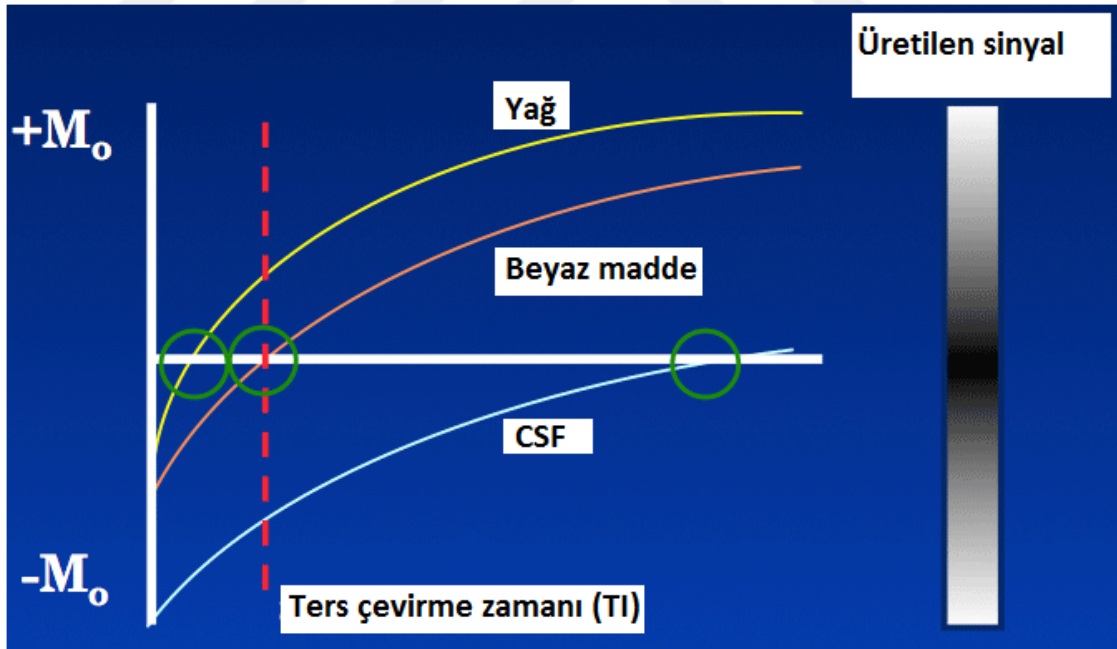
Hasta	Yaş/Cinsiyet	Kullanılan MR cihazı	Uygulanan puls serisi	Seçilen farklı TI zamanları (ms)
1	32/ Erkek	1,5 T GE Signa	FLAIR	1900-2000-2200
2	42/ Kadın	1,5 T GE Signa	FLAIR	1900-2000-2200
3	43/ Kadın	1,5 T GE Signa	FLAIR	1900-2000-2200
4	41/ Kadın	1,5 T GE Signa	FLAIR	1900-2000-2200
5	32/ Kadın	1,5 T GE Signa	FLAIR	1900-2000-2200
6	40/ Kadın	1,5 T GE Signa	FLAIR	1900-2000-2200
7	43/ Kadın	1,5 T GE Signa	FLAIR	1900-2000-2200
8	42/ Kadın	1,5 T GE Signa	FLAIR	1900-2000-2200
9	44/ Kadın	3 T Siemens	FLAIR	2200-2500-2800
10	32/ Kadın	1,5 T GE Signa	FLAIR	1800-2000-2100
11	19/ Erkek	1,5 T GE Signa	FLAIR	1800-2000-2200
12	58/ Kadın	3 T Siemens	FLAIR	2000-2800
13	49/ Kadın	1,5 T GE Signa	FLAIR	2000-2200
14	19/ Erkek	1,5 T GE Signa	FLAIR	2000-2200
15	37/ Erkek	1,5 T GE Signa	FLAIR	1900-2000-2200

Hasta bazında bilgiler aşağıda ayrıntılı olarak verilmiştir:

1.Hasta

Ters çevirme geri kazanma puls serisinde başlangıçta 180° RF pulsü uygulanır, T1 zamanı beklendikten sonra bir 90° RF pulsünün uygulanmasıyla tüm ters çevirilen mıknatıslanmalar denge durumuna gelir. Daha sonra belirli bir zaman aralığı (TR) geçince bir daha 180° RF pulsü uygulanır. Şekil 4.1’de ters çevirme geri kazanma puls serisi CSF, beyaz madde ve yağ için gösterilmektedir. Şekil 4.1’de görüldüğü gibi CSF’den gelen sinyal, beyaz madde ve yağ dan gelen sinyale göre daha geç sıfır noktasına ulaşır. Çünkü CSF su gibi davranır ve moleküller arasındaki mesafe çok olduğu için çevreye enerji aktarımı daha yavaş olur ve uzun bir T1 zamanına sahip olduğu için daha geç denge durumuna gelir ve görüntülerde koyu gözüktür.

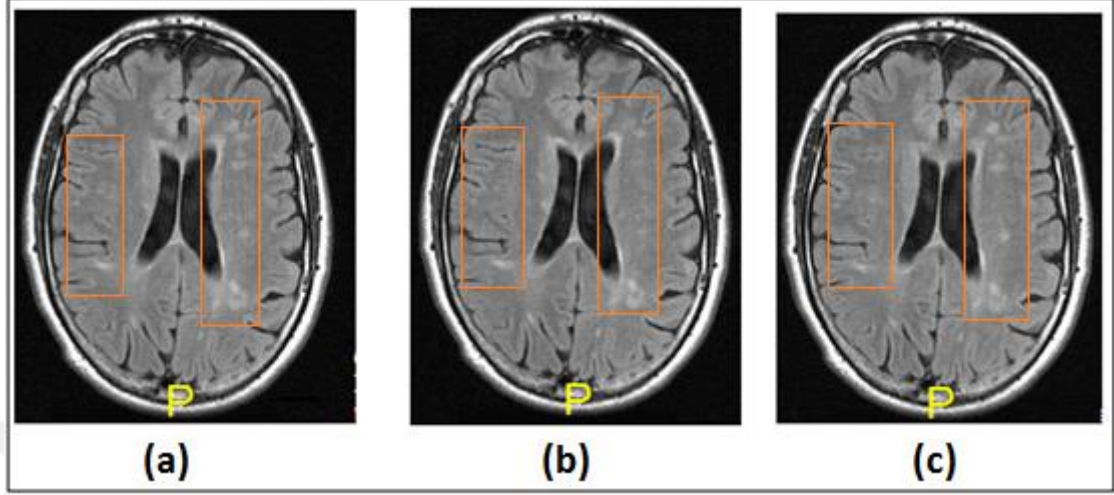
Şekil 3.4’te görüldüğü gibi T2 ağırlıklı görüntülerde, özellikle periventriküler bölgelerde parlak CSF yakınında sıvı benzeri kontrast veren patolojilerin görülebilmesi güçleşir. Bu sıvı benzeri patolojiyi ayırt edebilmek için MR görüntülerinde CSF’den gelen sinyali bastıran ve T1 ağırlıklı MR görüntüsü oluşturan FLAIR puls serisi kullanılır.



Şekil 4.1. FLAIR puls serisi kullanıldığında CSF, beyaz madde ve yağ için ters çevirme geri kazanma eğrileri

Ters çevirme geri kazanma puls serisinde sinyal şiddeti

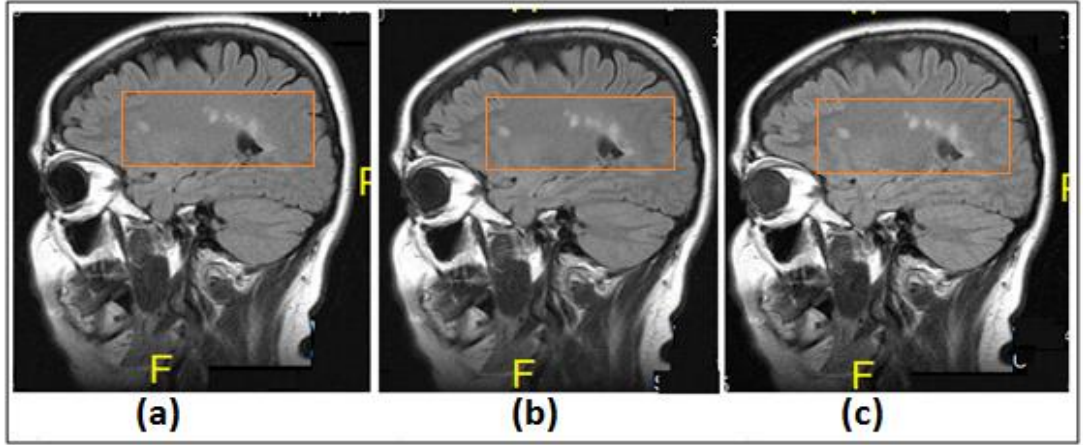
artmasına sebep olur ve bu hastaların cihaz içinde beklemeleri açısından bir dezavantaj olabilir.



Şekil 4.2. T1 ağırlıklı FLAIR ile farklı TI zamanlarında alınan aksiyal MR görüntüleri (a) TI=1900 ms ve (b) TI= 2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntü diğer görüntülere göre daha iyi kontrast sağlıyor

2. hasta

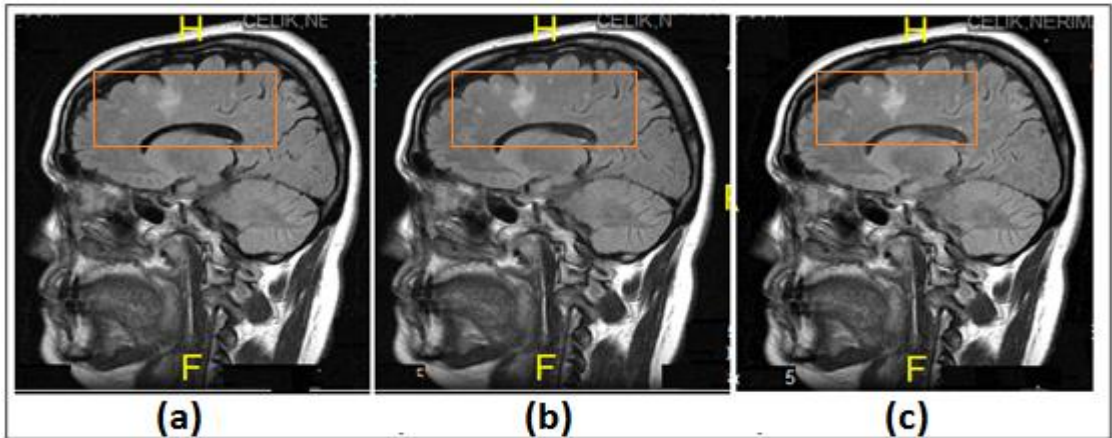
Şekil 4.4'te MS hastası olan 42 yaşında bir kadının aynı kesitten üç farklı TI zamanı ile alınan sagittal T1 ağırlıklı FLAIR MR görüntüleri gösterilmektedir. Bu görüntüler 1,5 T GE Signa MR cihazı ile alınmıştır. Rutinde hastanede alınan görüntü Şekil 4.4 (b) de TI=2000 ms olan görüntüdür. TI=1900 ms ve TI=2200 ms olan görüntüler ise bu çalışma için alınan görüntülerdir. Şekil 4.4'te gösterildiği gibi işaretli kutular içinde disk biçiminde gözükken MS lezyonları TI= 2200 ms olan görüntüde daha parlak gözükürler. Çünkü TI=2200 ms'de CSF'den gelen sinyal bastırılmıştır.



Şekil 4.4. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan sagittal MR görüntüleri (a) TI=1900 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) TI= 2200 ms olan görüntüde kontrast diğerlerine göre daha iyidir

3. hasta

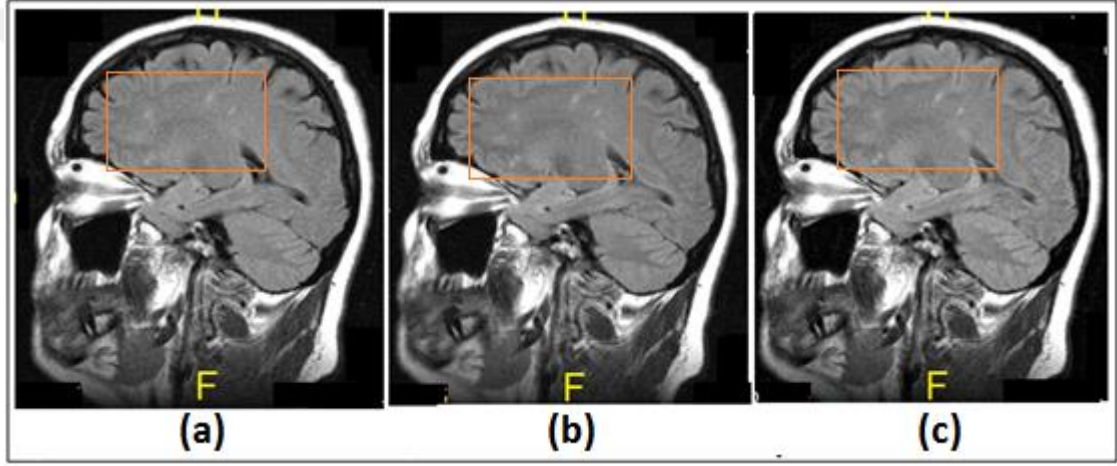
Şekil 4.5' te MS hastası olan 42 yaşında bir kadının aynı kesitten üç farklı sagittal T1 ağırlıklı FLAIR MR görüntüleri gösterilmektedir. Bu görüntüler 1,5 T GE Signa MR cihazı ile alınmıştır. Rutinde hastanede alınan görüntü TI=2000 ms' dir. TI=1900 ms ve TI=2200 ms olan görüntüler bu çalışma için alınan görüntülerdir. Şekil 4.5' te gösterildiği gibi TI zamanı arttıkça görüntü kontrastı artıyor ve TI=2200 ms' de işaretli kutu içinde disk biçiminde gözükten MS lezyonları iki diğer görüntülere göre daha parlak gözüküyorlar. TI=1900 ms' de seçilmiş dikdörtgen içerisinde küçük benekler şeklinde olan MS lezyonları neredeyse kayıp olmuştur.



Şekil 4.5. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri. (a) TI=1900 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntüde MS lezyonları daha çok parlıyorlar

4.hasta

Şekil 4.6' da MS hastası olan 41 yaşında bir kadının aynı kesitten üç farklı sagittal T1 ağırlıklı FLAIR MR görüntüleri gösterilmektedir. Bu görüntüler 1,5 T GE Signa MR cihazı ile alınmıştır. Hastanede rutin olarak alınan görüntü TI=2000 ms' dir. TI=1900 ms ve TI= 2200 ms olan görüntüler bu çalışma için alınan görüntülerdir. Şekil 4.6' da gösterildiği gibi işaretli kutular içinde olan nokta nokta gözükten MS lezyonları TI=2200 ms' de diğer iki görüntüye göre daha parlak gözükmemektedir. Şekil 4.6' da gösterildiği gibi TI=1900 ms' de işaretli kutu içinde nokta nokta gözükten MS lezyonları diğer iki görüntüye göre daha koyudur ve bazı noktalar ise gözükmemektedir.

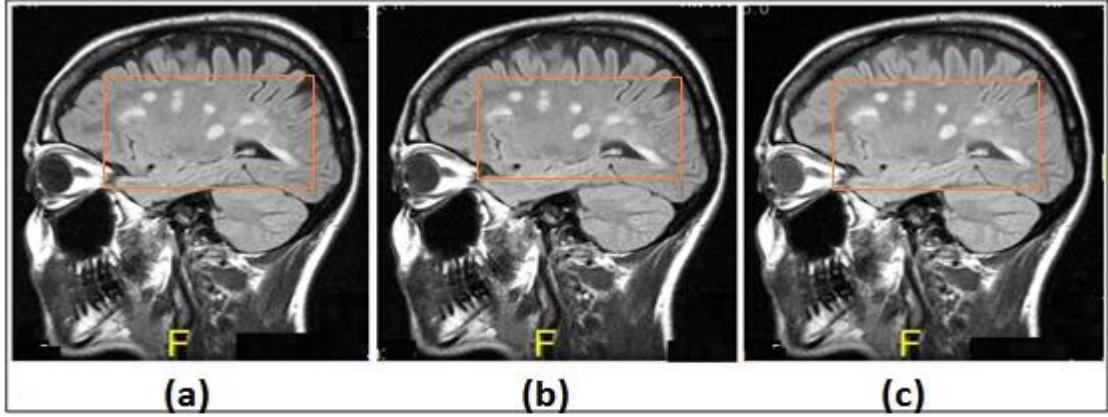


Şekil 4.6. Üç farklı TI zamanında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1900 ms ve (b) TI= 2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntüde MS lezyonları daha çok parlıyorlar

5. hasta

Şekil 4.7' de MS hastası olan 32 yaşında bir kadının aynı kesitten alınan üç farklı sagittal T1 ağırlıklı FLAIR MR görüntüleri gösterilmektedir. Bu görüntüler 1,5 T GE Signa MR cihazı ile alınmıştır. TI=2000 ms olan görüntü hastanede rutin olarak alınan görüntüdür. TI=1900 ms ve TI=2200 ms olan görüntüler bu çalışma için alınan görüntülerdir. Şekil 4.7' de TI=2200 ms' de CSF' den gelen sinyal iyice bastırıldığı için işaretli kutu içinde disk biçiminde olan MS lezyonları daha parlak gözüküyorlar hem de nokta nokta gözükten MS lezyonları birbirinden iyi ayrıt ediliyorlar. TI=1900 ms' de olan görüntüde

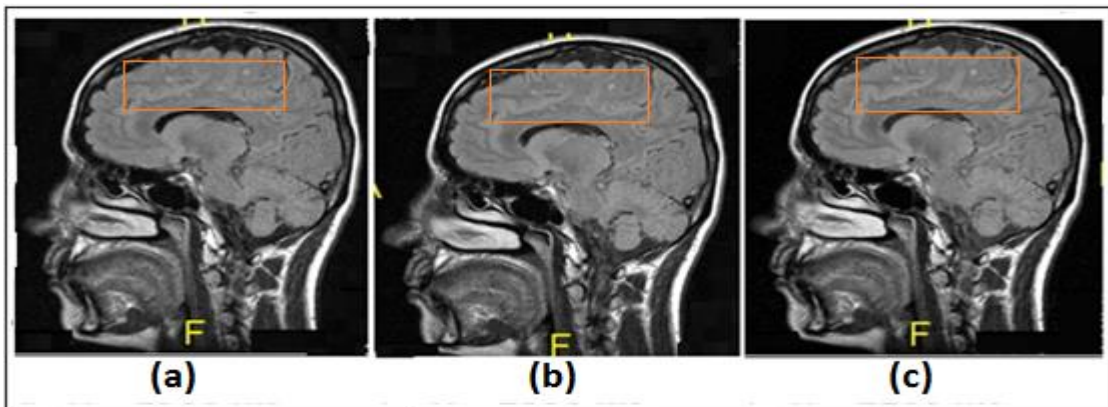
benek benek olan MS lezyonlar diğer iki görüntüye göre birbirine daha yakındılar ve daha iyi ayrıt edilemiyorlar.



Şekil 4.7. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1900 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntüde MS lezyonları daha parlak gözüküyorlar

6. hasta

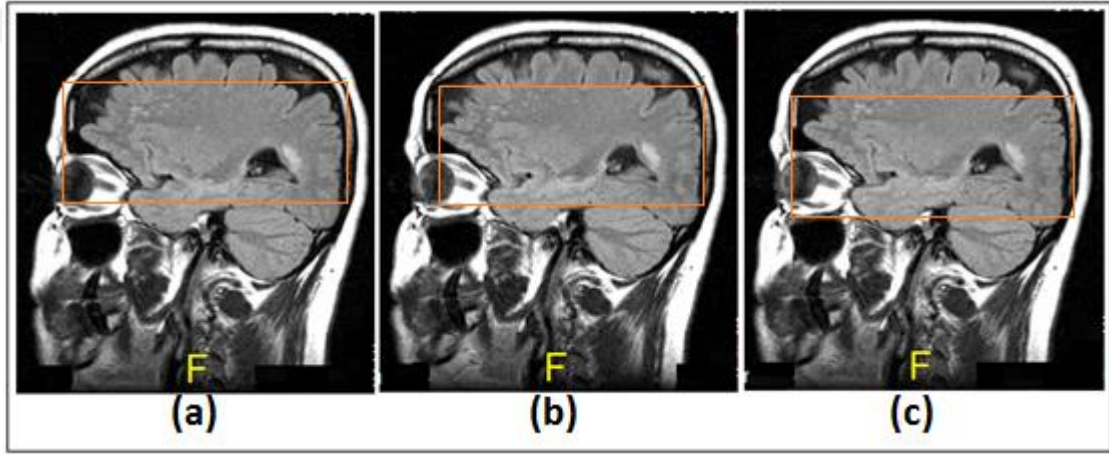
Şekil 4.8'de MS hastası olan 40 yaşında bir kadının aynı kesitten alınan üç farklı sagittal T1 ağırlıklı FLAIR MR görüntüleri gösterilmektedir. Bu görüntüler 1,5 T GE Signa MR cihazı ile alınmıştır. TI=1900 ms ve TI=2200 ms olan görüntüler bu çalışma için alınan görüntülerdir. Şekil 4.8'de gösterildiği gibi TI=2200 ms olan görüntüde CSF'den gelen sinyal iyi bastırıldığı için bu görüntüde işaretli kutu içinde olan MS lezyonları hem sayı ve hem parlaklık açısından daha iyi görünür. Şekil 4.8'de gösterildiği gibi TI=1900 ms'de ufak lezyonlar kayıp olmuştur.



Şekil 4.8. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1900 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) TI= 2200 ms olan görüntü lezyonların parlaklığı ve sayısı açısından diğer görüntülere göre daha iyidir

7. hasta

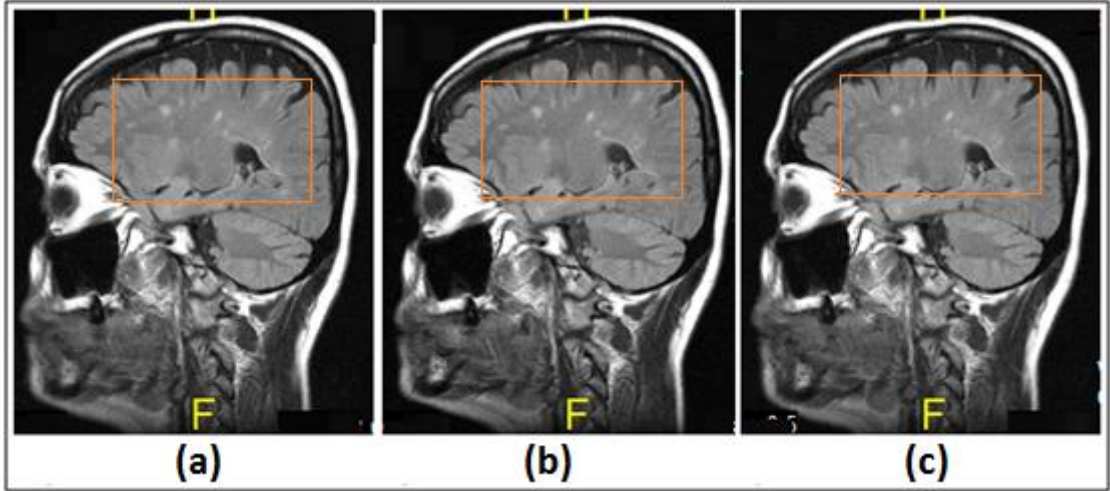
Şekil 4.9' da MS hastası olan 43 yaşında bir kadının aynı kesitten alınan üç farklı sagittal T1 ağırlıklı FLAIR MR görüntüleri gösterilmektedir. TI=1900 ms ve TI=2200 ms olan görüntüler bu çalışma için alınan görüntülerdir. Bu görüntüler 1,5 T GE Signa MR cihazı ile alınmıştır. Şekil 4.9 (c) de gösterildiği gibi TI=2200 ms' de işaretli kutu içinde nokta nokta MS lezyonları daha iyi gözükürler ve noktalar birbirinden daha iyi ayrıt ediliyorlar. TI=1900 ms ve TI=2000 ms olan görüntülerde işaretli kutu içinde benek benek MS lezyonları birbirine daha yakın oldukları için birbirinden daha iyi ayrıt edilemezler.



Şeki 4.9. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1900 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) MS lezyonları TI=2200 ms olan görüntüde daha iyi görünmektedir

8. hasta

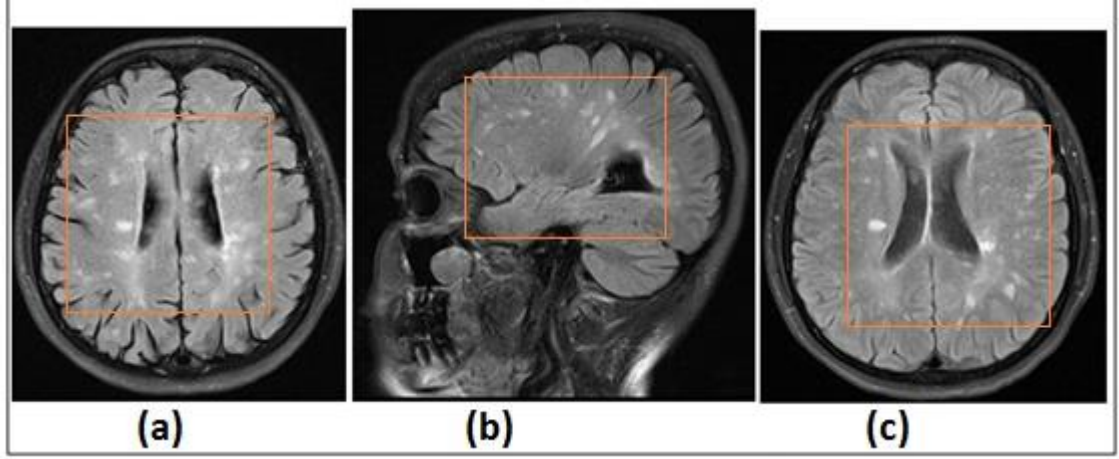
Şekil 4.10' da MS hastası olan 42 yaşında bir kadının aynı kesitten alınan üç farklı TI zamanında sagittal T1 ağırlıklı FLAIR MR görüntüleri gösterilmektedir. Bu görüntüler 1,5 T GE Signa MR cihazı ile alınmıştır. TI= 2000 ms olan görüntü hastanede rutinde alınan görüntüdür. TI=1900 ms ve TI=2200 ms olan görüntüler bu çalışma için alınan görüntülerdir. Şekil 4.10' da gösterildiği gibi TI zamanı arttıkça görüntü kontrastı da artar ve işaretli kutu içinde disk biçiminde olan MS lezyonları daha parlak görünür ama TI=1900 ms' de ufak lezyonlar fark edilmemektedir. Eğer TI, 2200 ms' den daha fazla artırılırsa Şekil 4.3' den görüleceği gibi kontrast tekrar azalacaktır.



Şekil 4.10. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1900 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntü parlaklık açısından iyidir ama bu görüntüde ufak lezyonlar kayıp olmuştur

9.hasta

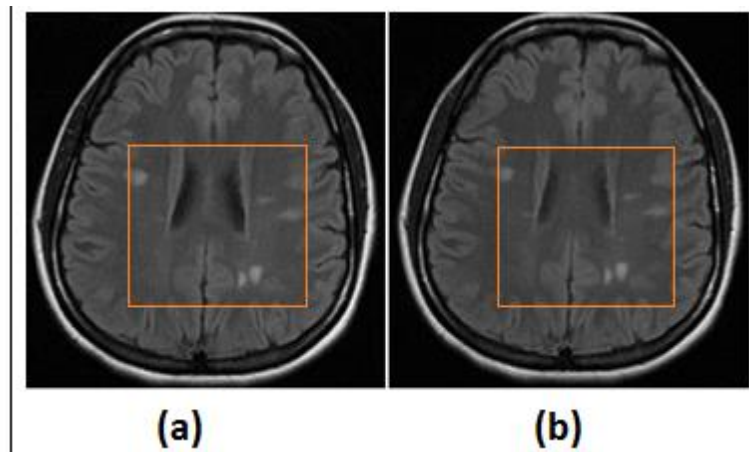
Şekil 4.11'de MS hastası olan 44 yaşında bir kadının üç farklı TI zamanında alınan sagittal T1 ağırlıklı FLAIR MR görüntüleri gösterilmektedir. Bu görüntüler 3 T Siemens MR cihazı ile alınmıştır. Bölüm 2.8.5'te söz edildiği gibi ters çevirme geri kazanma puls serisinde T1 ağırlıklı bir görüntü kontrastı elde etmek için TE kısa ve TR uzun seçilir, burada TR=9000 ms seçilmiştir. Şekil 4.11 (b)'de TI=2500 ms olan sagittal görüntü 3 T için hastanede rutin olarak alınan görüntüdür. TI=2200 ms ve TI=2800 ms olan görüntüler bu çalışma için alınan görüntülerdir. TI=2800 ms olan T1 ağırlıklı FLAIR aksiyal bir görüntü Şekil 4.11 (c)'de gösterilmektedir ki bu görüntüde TI zamanının arttırılmasıyla CSF'den gelen sinyal sıvı baskılama tekniği (FLAIR) ile iyice bastırılmıştır ve MS lezyonları daha parlak gözükürler. Şekil 4.11 'de olan görüntüler 3 Tesla MR cihazı ile alındığı için yüksek çözünürlük nedeniyle 1,5 Tesla MR cihazı ile alınan görüntülere göre daha iyi kontrasta sahiptirler.



Şekil 4.11. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=2200 ms ve (b) TI=2500 ms görüntüleri. (c) TI=2800 ms olan görüntüde CSF' den gelen sinyal iyi bastırıldığı için MS lezyonları daha iyi gözükmediler

10. hasta

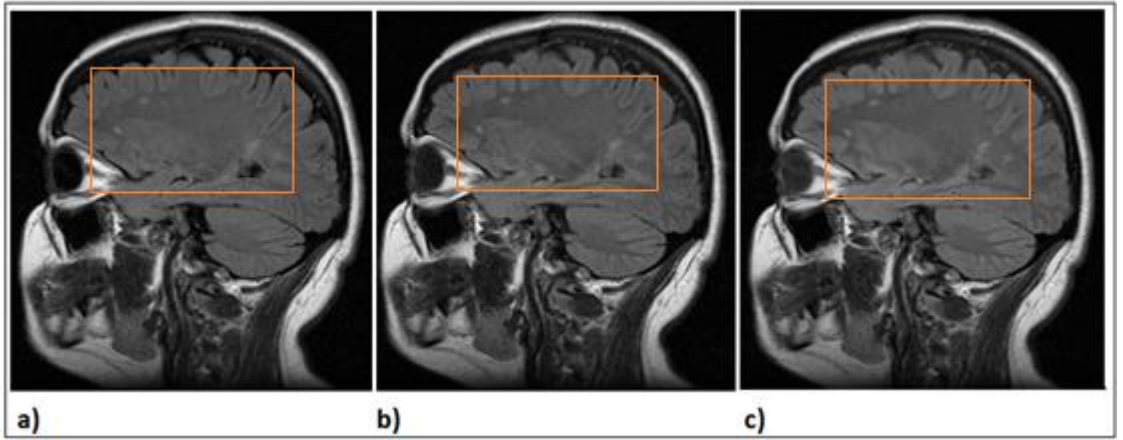
Şekil 4.12 de MS hastası olan 32 yaşında bir kadının aynı kesitten alınan iki farklı MR görüntüleri gösterilmektedir. Bu görüntüler 1,5 T GE Signa MR cihazı ile alınmıştır. TI=2000 ms olan görüntü hastanede rutin olarak alınan görüntüdür. TI=2100 ms olan görüntü ise bu çalışma için alınan görüntüdür. TI zamanının artmasıyla (TI=2100 ms) Şekil 4.12 (b)'de gösterildiği gibi işaretli kutu içinde disk biçiminde olan MS lezyonları CSF' den daha iyi ayrıtılır ve daha parlak görünürler. Şekil 4.12 (a)'da işaretli kutu içinde disk biçiminde olan MS lezyonlarının parlaklığı ve CSF' den gelen sinyalin şiddeti, TI=2100 ms olan görüntüye yakındır.



Şekil 4.12. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=2000 ms olan görüntü. (b) TI= 2100 ms olan görüntüde MS lezyonları daha parlak gözüküyorlar

11.hasta

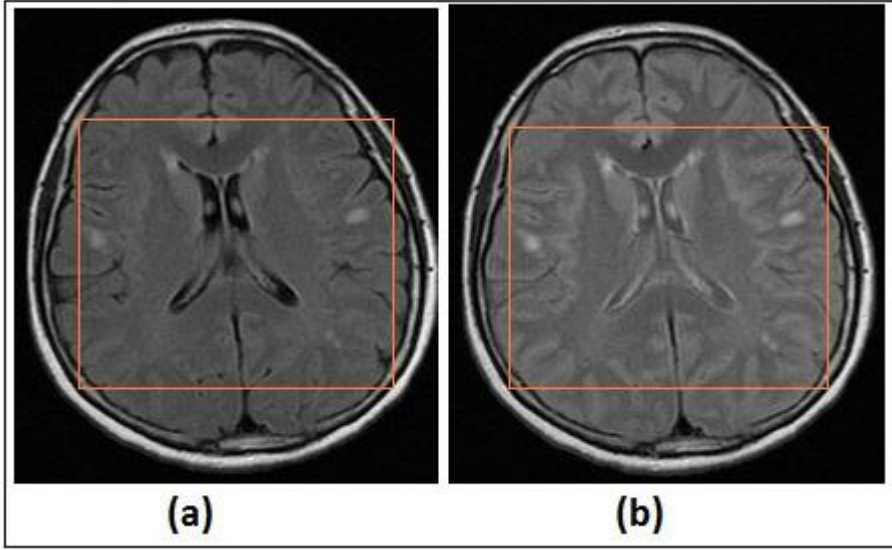
Şekil 4.13'te MS hastası olan 19 yaşında bir erkeğin aynı kesitten alınan üç sagittal T1 ağırlıklı FLAIR MR görüntüleri gösterilmektedir. Bu görüntüler 1,5 T GE Signa MR cihazı ile alınmıştır. Şekil 4.13 (b)'de TI=2000 ms olan görüntü rutinde hastanede alınan görüntüdür. TI=1800 ms ve TI=2200 ms olan görüntüler bu çalışma için alınan görüntülerdir. Şekil 4.13 (c)'de TI zamanının artırılmasıyla (TI=2200 ms) işaretli kutu içinde disk biçiminde olan MS lezyonları parlaklık ve sayı açısından daha iyi görünmektedir.



Şekil 4.13. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1800 ms ve (b) TI=2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntü kontrastı açısından daha iyidir. Burada 9 adet disk seçilebilirken diğerlerinde bu sayı azalmaktadır

12. hasta

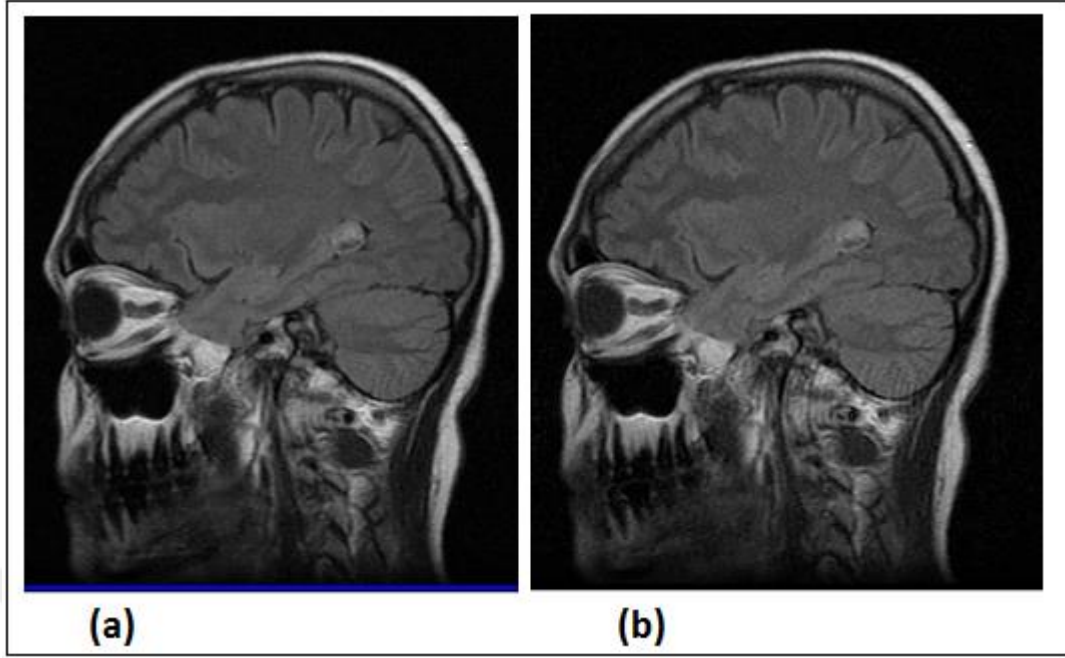
Şekil 4.14'te MS'ten şüpheli olan 58 yaşında bir kadının aynı kesitten alınan T1 ağırlıklı iki adet aksiyal FLAIR MR görüntüsü gösterilmektedir. Bu görüntüler 3 T Siemens MR cihazı ile alınmıştır. Şekil 4.14 (b)'de TI=2800 ms olan görüntüde TI zamanı arttığı için kontrast daha iyidir. İşaretli kutu içinde gözükten noktalar ödem veya başka bir yapı da olabilir.



Şekil 4.14. Farklı TI zamanlarında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=2000 ms olan görüntü. (b) TI=2800 ms olan görüntüde kontrast TI'nın artması ile daha iyidir

13. Hasta

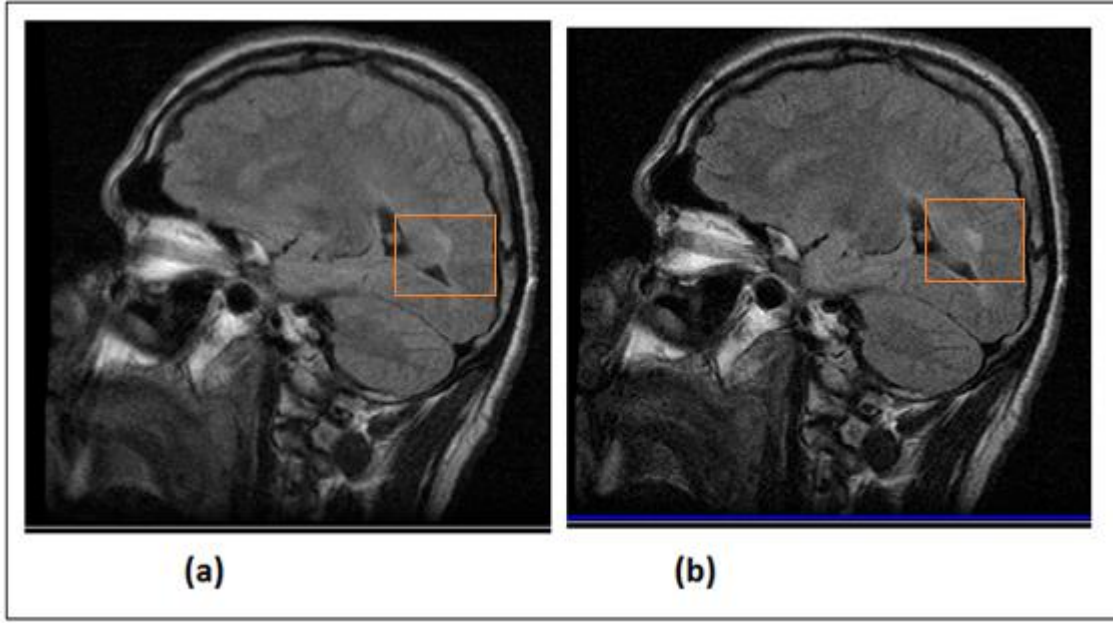
Şekil 4.15'te sistemik skleroz (sert cilt dokusu) beyin tutulumu olan 49 yaşında bir kadının üç aksiyal T1 ağırlıklı FLAIR MR görüntüleri gösterilmektedir. Bu görüntüler 1,5 T GE Signa MR cihazı ile alınmıştır. TI=2000 ms olan görüntü hastanede rutin olarak alınan görüntüdür. TI=2200 ms olan görüntü bu çalışma için alınan görüntüdür. Şekil 4.15 (b)'de TI'nın artması (TI=2200 ms) iyi kontrastlı bir görüntü sağlar.



Şekil 4.15. İki farklı TI zamanında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=2000 ms olan görüntü. (b) TI=2200 ms olan görüntüde kontrast daha iyidir

14. Hasta

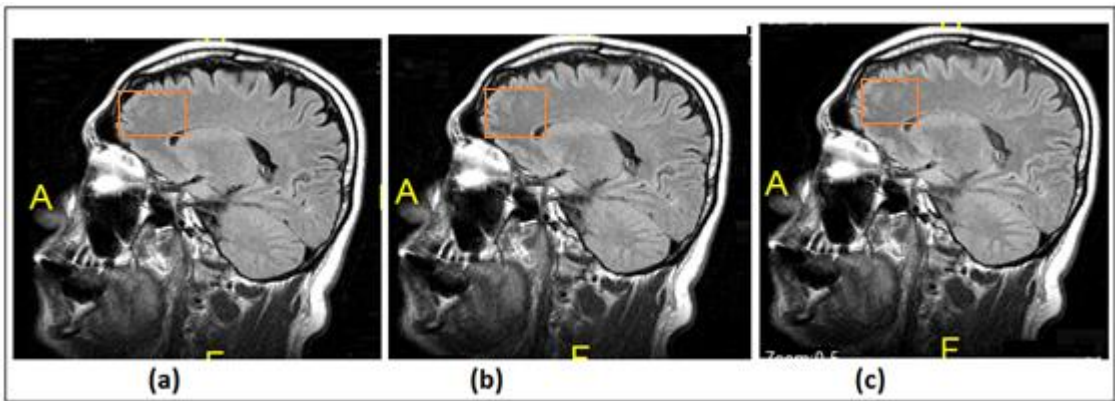
Şekil 4.16' da MS hastası olan 19 yaşında bir erkeğin aynı kesitten alınan iki sagittal T1 ağırlıklı FLAIR MR görüntüleri gösterilmektedir. Bu görüntüler 1,5 T GE Signa MR cihazı ile alınmıştır. Şekil 4.16 (a)' da olan görüntü (TI=2000 ms) hastanede rutin olarak alınan görüntüdür. TI=2200 ms olan görüntü bu çalışma için alınan görüntüdür. Şekil 4.16 (b)' de TI'nın artırılmasıyla (TI=2200 ms) kontrast daha iyidir ve işaretli kutu içinde olan büyük disk şeklindeki MS lezyonu daha iyi görünmektedir.



Şekil 4.16. İki farklı TI zamanında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=2000 ms olan görüntü. (b) TI= 2200 ms olan görüntüde büyük diskin sınırları daha iyi belirlenmiştir

15. Hasta

Şekil 4.17'de MS' ten şüpheli olan 37 yaşında bir erkeğin aynı kesitten alınan üç farklı sagittal T1 ağırlıklı FLAIR MR görüntüleri gösterilmektedir. Bu görüntüler 1,5 T GE Signa MR cihazı ile alınmıştır. Kutu içerisinde görünen iki disk Şekil 4.17 (c)' de daha iyi kontrast vermektedir.



Şekil 4.17. Üç farklı TI zamanında T1 ağırlıklı FLAIR ile alınan MR görüntüleri, (a) TI=1900 ms ve (b) TI= 2000 ms görüntüleri. (c) TI=2200 ms olan görüntüde diskler daha belirgin biçimdedir

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu bölümde, literatürde nükleer manyetik rezonans (NMR), manyetik rezonans görüntüleme (MRG), ters çevirme geri kazanma puls serisi (IR) ve multiple skleroz (MS) hastalığı yönelik yapılan çalışmalara, tez kapsamında yapılan ölçüm sonuçlarının literatürle kıyaslanmasına ve sonuçlara yer verilmiştir.

Satoshi Terae ve diğerleri tarafından 2007 yılında yapılan çalışmada kontrastı artırmak için sıvı zayıflatılmış T1 ağırlıklı ters çevirme geri kazanma puls serisi (FLAIR) ile görüntüler alınmıştır. Sıvı baskılama tekniği (FLAIR) ile alınan görüntüler sıvı baskılama öncesi görüntüler ile karşılaştırılmış ve kontrastın arttığı gözlenmiştir. Bizim sıvı baskılanmış ters çevirme geri kazanma (FLAIR) puls serisi ile aldığımız T1 ağırlıklı görüntülerde de kontrastın sıvı baskılama ile arttığı gözlenmiştir. Sonuç olarak bu işlem bizim yaptığımız tez çalışması ile de uyumludur.

Götz Thomalla ve diğerleri tarafından 2009 yılında yapılan çalışmanın bir kısmı bizim çalışma ile uyumludur. Bu çalışmada da ters çevirme zamanının (TI) artmasıyla görüntü kontrastının artacağı vurgulanmıştır.

E. Mark Haacke ve diğerleri tarafından 2009 yılında Multiple Skleroz (MS) lezyonlarında demir biriktirme karakterizasyonu manyetik alınganlık ağırlıklı görüntüleme ile incelenmiştir. Sıvı baskılaması (FLAIR) yapılmamış T2 ağırlıklı bir görüntüde Multiple Skleroz (MS) lezyonları beyin omurilik sıvısından (CSF) ayırılmıyor ama T1 ağırlıklı sıvı baskılama (FLAIR) tekniği ile alınan görüntüde beyin omurilik sıvısından gelen sinyalin bastırıldığı ve MS lezyonları daha iyi seçildiği belirtilmiştir. Bu sonuç bizim elde ettiğimiz sonuçlarla uyum göstermektedir.

Emma C. Tallantyre ve diğerleri tarafından 2010 yılında yapılan çalışmada multiple sklerozda (MS), kortikal lezyonlarının MR görüntüsü 3 Tesla ve 7 Tesla MR cihazları ile incelenmiştir. Multiple sklerozdaki kortikal lezyonlar yaygın olarak MR görüntülerinde net gözükmemektedir. Bu durumu düzeltmek için çift ters çevirme geri kazanma puls serisi (DIR) bu lezyonların teşhisi için kullanılmıştır. Bu çalışmada 7 Tesla görüntüleme yüksek çözünürlük nedeniyle kortikal lezyonlar multiple sklerozda daha iyi gözükmemektedir. Bizim yaptığımız çalışmada ise benzer biçimde 3 Tesla MR

cihazı ile alınan görüntü yüksek çözünürlük nedeniyle, 1,5 Tesla MR cihazından alınan görüntüye göre daha iyidir.

Khader M. Hasan ve diğerleri tarafından 2012 yılında yapılan çalışmanın bir kısmı bizim yaptığımız çalışma ile uyumludur. Sıvı baskılama tekniği yapılmamış ve T2 ağırlıklı bir görüntü ile T1 ağırlıklı sıvı baskılama tekniği ile alınmış görüntüler karşılaştırılmış ve T1 ağırlıklı görüntülerin daha iyi kontrast verdiği gözlenmiştir.

Refaat E. Gabr ve diğerleri tarafından 2016 yılında yapılan çalışmada FLAIR ve T2 ağırlıklı MR görüntüleri Multiple Sklerozda (MS) lezyon kontrastı için karşılaştırılmıştır. T2 ağırlıklı görüntülerde beyin omurilik sıvısı (CSF) daha yüksek sinyale sahip olduğu için daha parlak gözükmüş ve periventriküler lezyonların görüntülenmesine engel olur. Bu nedenle sıvı bastırılmış ters çevirme geri kazanma FLAIR puls serisi ile beyin omurilik sıvısı (CSF) sinyalinin bastırıldığı ve MS lezyonlarının daha iyi kontrast verdiği gözlenmiştir. Bu çalışma da bizim elde ettiğimiz sonuçlarla uyum göstermektedir.

Diğer görüntüleme tekniklerinin aksine MR görüntüsünde, uygulanan puls serisine bağlı olarak her bir doku koyu veya parlak olarak ortaya çıkabilir. Bu MRG'yi diğer görüntüleme yöntemlerinden ayıran en önemli farklılıktır. MR görüntülerinde benzer kontrast veya gri tonda ortaya çıkan kısımlar aynı hastalığın belirtisi veya birbirinden çok farklı olgulara karşılık gelebilir. Bundan dolayı kullanılan puls serisi ve bu puls serisindeki TR, TE ve TI gibi zaman parametreleri görüntü ve kontrast oluşumunda önemlidir. MS hastalığı giderek yaygınlaşan ve yaşam kalitesini olumsuz etkileyen bir rahatsızlıktır. Doğru tanı ve tedavi ile ilerlemesi durdurulabilmektedir. Bundan dolayı MR görüntülemesinde MS teşhisi için uygun puls serisi ve parametrelerin belirlenmesi büyük önem taşımaktadır.

MS hastalığı beyin ve omuriliğin birçok yerinde sertleşmiş dokular oluşturur. Bu durum merkezi sinir sisteminin düzgün bir şekilde çalışmasını bozar. MS hastalığının tanı konulmasında uygun puls serisi parametrelerinin seçilmesi hastalığın erken fark edilmesi bakımından çok önemlidir. Ancak benzer kontrast verdiklerinden dolayı beyinde bulunan diğer sıvılar ile MS lezyonlarını ayırt etmek için çeşitli baskılama işlemlerinin uygulanması gerekli olabilir.

MR görüntüleri alınırken uygulanan RF pulsları arasında geçen süre ile manyetik alan gradyentlerinin biçimi ve uygulanması ile ilgili zamanlama, görüntü kalitesine etkiyen önemli parametrelerdir. Bu çalışmada MS veya MS'ten şüpheli olan olgularda MS lezyonlarının teşhisi için uygun puls serisi ve parametrelerinin belirlenmesi incelenmiş ve sıvı baskılanmış ters çevirme geri kazanma puls serisi FLAIR kullanılmıştır.

TE ve TR parametrelerinin uzun seçilmesiyle T2 ağırlıklı bir görüntü elde edilir. Bu T2 ağırlıklı görüntülerde beyin omurilik sıvısından (CSF) gelen sinyal daha yüksek olduğu için CSF bu görüntülerde parlak görünür ve MS lezyonlarının teşhisini engeller. Bu nedenle sıvı baskılanmış ters çevirme geri kazanma puls serisi FLAIR uygulanarak sıvıdan gelen sinyal bastırılmalıdır. T1 ağırlıklı FLAIR puls serisi ile MS lezyonları görüntüde daha parlak görünürler. Ters çevirme geri kazanma puls serisinde ters çevirme (TI) zamanının artırılmasıyla görüntü kontrastı daha da geliştirilebilir.

Ayrıca 3 Tesla Siemens MR cihazı ile alınan görüntü yüksek çözünürlük nedeniyle 1,5 Tesla GE Signa MR cihazından alınan görüntüye göre daha iyi kontrasta sahiptir. Bu nedenle 3 Tesla Siemens MR cihazı ile alınan FLAIR görüntülerinde MS lezyonları daha iyi görünürler.

KAYNAKLAR

- AYGÜN, E. ZENGİN, M. 1986. NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE IMAGING IN BIOMEDICINE. Departments of Physics and Engineering Physics Science Faculty of Ankara university, (35; 9-26).
- Brown, RW. Cheng, YC. Haacke, EM. Thompson, MR. Venkatesan, R. 2014. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design. Wiley-Blackwell, 1008, New York.
- Bydder, G. M. Young, I. R. 1985. MR Imaging: Clinical Use of the Inversion Recovery Sequence. Journal of Computer Assisted Tomography, (94; 659-675).
- Cardona, M. Fulde, P. Klitzing, K. Queisser, HJ. 1990. Principles of Magnetic Resonance, Department of Physics University of Illinois at Urbana-Champaign, 662, USA.
- Degraaf, R. 2007. In Vivo NMR Spectroscopy. John Wiley & Sons, Ltd, 563. USA.
- Gabr, RE. Hasan, KM. Haque, ME. Nelson, FM. Wolinsky, JS. Narayana, PA. 2016.
- Hahn, EL. 1950. Spin Echoes. Phys. Rev, (80; 580-594).
- Hahn, EL. 1953. Free Nuclear Induction. Physics Today, (6; 4-9).
- Hashemi, R. Bradley. William, G. Lisanti. Christopher, J. 2011. MRI: The Basics. American Journal of Roentgenology, 400. Florida Jacksonville.
- Hornak, JP. 1996. The Basics Of MRI. New York.
- Huettel, SA. Song, AW. McCarthy, G. 2009. FUNCTIONAL Magnetic Resonance Imaging. Sinauer Associates, Inc . Publishers Sunderland, Massachusetts U.S.A, 560, New York.
- Jung, B.A. Weigel, M. 2013. Spin Echo Magnetic Resonance Imaging. JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING, (37; 805-817).
- 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.
- Oldendorf, W. 2012. Basics of Magnetic Resonance Imaging. KLUWER ACADEMIC PUBLISHERS, 160, USA.
- Optimal Combination of FLAIR and T2-Weighted MRI for Improved Lesion Contrast in Multiple Sclerosis. J. MAGN. RESON. IMAGING, (44;1293–1300).

- Plewes, DB. Kucharczyk, W. 2012. Physics of MRI: A Primer. JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING, (35; 1038-1054).
- Pruessmann, KP. Weiger, M. Scheidegger, MB. Boesiger, P. 1999. SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI. Magnetic Resonance in Medicine, (42; 952-962).
- Sartor, K. 1992. MR imaging of the skull and brain. Springer-Verlag, 791, Berlin.
- Sarty, GE. 2014. MRI Physics for Biomedical Researchers. Department of Psychology, 185, Canada.
- Schmitt, F. 2013. The Gradient System. Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med, (13;5-11).



EK-1

HASTALARDAN/GÖNÜLLÜLERDEN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırmanın Adı: Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Multiple Skleroz Tanısında Kullanılan Ters Çevirme Geri Kazanma 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 TI 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 AYDA NASİB'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 Multiple Skleroz Tanısında Kullanılan Ters Çevirme Geri Kazanma 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

Ayda NASİB

Gönüllünün;

Adı-Soyadı :

Tarih :

İmza :

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Ayda NASİB

Doğum Yeri : IRAN /

Doğum Tarihi : 06.19.1984

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : Türkçe

Eğitim Durumu :

Lise : Numune Lisesi (1998-2001)

Lisans : İslami Azad Üniversitesi MAHABAD birimi (Fizik) (2004-2008)

Yüksek Lisans : İslami Azad Üniversitesi MAHABAD birimi (Atom ve Molekül Fiziği) (2010-2012)

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

ETKİNLİK:

İslami Azad Üniversitesi Genç Araştırmacılar Klubünde 09.03.2012 tarihinde Nanoteknoloji Bölgesel Etkinliğine katılmak ve “ Ultra Yüksek Boşluk Şartlarında Isı Yoluyla Buharlanma Yöntemiyle Nitrat Nikel İnce Katmanlarının Yapımı ” adlı makalesini sunmak.

Makale:

“ Production and Structural Changes of Nickel Nitride Films as a Function of Deposition Angle ” adlı makale Türkiyenin International Journals of Natural and Engineering Sciences ” da 2012 yılında yayınlanması.