



T.C.
İSTANBUL AREL ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
Elektrik Elektronik Mühendisliği Yüksek Lisans Programı

**MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLERİNDE
TÜMÖR BÖLGELERİNİN OTOMATİK TESPİTİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tezi Hazırlayan: **Hüsamettin Mert TEZCAN**







ÖZET

MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLERİNDE TÜMÖR BÖLGELERİNİN OTOMATİK TESPİTİ

Hüsamettin Mert TEZCAN

**Yüksek Lisans Tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Yüksek Lisans
Programı**

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Gökalp TULUM

Şubat, 2020 - 91 sayfa

Bu çalışmada, yaygın olarak kullanılan tıbbi görüntüleme yöntemlerinden biri olan manyetik rezonans görüntüleme cihazının yapısı, donanımsal bileşenleri ve görüntü kalitesini etkileyen faktörler detaylı şekilde incelenmiştir. Cihazın çalışma prensibi ve kullanım alanları açıklanmış, donanımsal yapısını oluşturan alt sistemler gösterilmiştir. Bilgisayar tabanlı program kullanılarak görüntü işleme yapılmış, işlenen görüntüler üzerinden tümör aday bölgesi tespiti yapılarak öznelik değerleri bulunmuştur. Daha sonra Yapay Sinir Ağı geliştirilerek öznelik değerlerinden manyetik rezonans görüntülerinde beyin tümör bölgelerinin otomatik tespit işlemi gerçekleştirilmiştir.

MRI cihazlarında kullanılan ferromanyetik mıknatıslar, güçlü manyetik alanların oluşmasını sağlar. Bu harici elektromanyetik alanlar, elektrik iletkenliği bulunan vücut içi implantlar ve biyomalzemeler üzerinde bozucu etki yapar. Manyetik alanın yanı sıra, gradyent manyetik alan ve elektromanyetik atımlar etki alanlarının içindeki biyomalzemeler ile etkileşime girer. Bunların sonucu olarak, MRI cihazı içerisine giren hastalarda doku ısınması ya da gömülü tıbbi cihazların çalışmaması gibi sorunlarla karşılaşılabilir. Bu istenmeyen enterferansların önüne geçilebilmesi için elektromanyetik uyumluluk ve sinyal girişim testlerinin yapılarak MRI cihazlarının bu gereksinimlere uygun şekilde tasarlanması ve üretilmesi gerekir.

MRI cihazları donanımsal özelliklerinin yanı sıra; görüntüleme alanı, matris değeri, averaj sayısı ve kontrast gürültü oranı gibi farklı parametrelerin en

uygun biçimde seçilmesiyle, sinyal gürültü oranı yüksek görüntüler elde edilir. Görüntü kalitesinin yüksek olması hastalıkların doğru teşhisine olanak sağlayan inceleme olanakları sunar. Bu seçimlerin doğru yapılması ve en uygun MRI cihaz yapısının oluşturulması önemli bir mühendislik uygulama alanıdır.

Anahtar Kelimeler:MRG, sinyal gürültü oranı, gantri, mikrodalga, gradyent, rezonans, yapay sinir ağı



ABSTRACT

AUTOMATIC DETECTION OF TUMOR ZONES IN MAGNETIC RESONANCE IMAGES

Hüsamettin Mert TEZCAN

Master's Thesis, Master Thesis In Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Dr. Öğr. Üyesi Gökalg TULUM

February, 2020 – 91 pages

In this study, the structure, hardware components and factors affecting image quality of the magnetic resonance imaging device, which is one of the commonly used medical imaging methods, have been examined in detail. The operating principle and application areas of the device are explained and the sub-systems that make up the hardware structure are shown. Image processing was done using a computer-based program, tumor candidate region was determined over the processed images and attribute values were found. Later on, Artificial Neural Network was developed and automatic detection of brain tumor regions was performed in magnetic resonance images from the attribute values.

Ferromagnetic magnets used in MRI devices create strong magnetic fields. These external electromagnetic fields have a detrimental effect on the body's electrical implants and biomaterials. In addition to the magnetic field, the gradient magnetic field and electromagnetic pulses interact with the biomaterials within their domains. As a result, patients entering the MRI may experience problems such as tissue warming or the failure of embedded medical devices. In order to avoid these unwanted interferences, MRI devices must be designed and manufactured in accordance with these requirements by performing electromagnetic compatibility and signal interference tests.

In addition to the hardware features of MRI devices; by selecting various parameters such as field of view, matrix value, NEX and contrast to noise ratio, images with high signal to noise ratio are obtained. The high image quality offers the possibility of examination for accurate diagnosis of diseases. Making

these choices correctly and creating the most suitable MRI device structure is an important engineering application field.

Keyword:MRI, signal to noise ratio, gantry, microwave, gradient, resonance, artificial neural network



ÖZET	i
ABSTRACT	iii
KISALTMALAR LİSTESİ	vi
TABLolar LİSTESİ	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix

1. BÖLÜM

GİRİŞ	1
--------------	----------

2. BÖLÜM

MRI YÖNTEMİNİN TANIMI VE CİHAZININ ÇALIŞMA	5
---	----------

PRENSİPLERİ

2.1. Tıbbi Görüntüleme Yöntemleri	5
2.2. MRI Yönteminin Tanımı	8
2.3. MRI Cihazının Çalışma Prensibi	15

3. BÖLÜM

MRI CİHAZININ DONANIMSAL YAPISI	27
--	-----------

3.1. Gantri	29
3.1.1. Magnet	29
3.1.2. Bobinler (Sargılar)	33
3.2. Bilgisayar ve Görüntüleme Ünitesi	37
3.3. RF Alt Sistemler	38
3.4. Kontrol ve Haberleşme Ünitesi	40

4. BÖLÜM

MRI GÖRÜNTÜSÜNÜN OLUŞTURULMASI	43
---------------------------------------	-----------

4.1. Kesit Belirleme	45
4.2. Frekans Kodlama Gradyenti	46
4.3. Faz Kodlama Gradyenti	47
4.4. MRI Uygulamalarında Fourier Dönüşümü	48
4.5. MRI Parametreleri	53

5. BÖLÜM

MRI GÖRÜNTÜ KALİTESİ VE PERFORMANS ANALİZLERİ		58
5.1.	Sinyal Gürültü Oranı (SNR)	58
5.2.	Görüntüleme Alanı (FOV)	61
5.3.	Matriks	63
5.4.	Uyarım Sayısı – Averaj (NEX)	64
5.5.	Kontrast Gürültü Oranı (CNR)	64
5.6.	MRI Parametreleri Arasında Ödünleşimler	65
5.7.	Kimyasal Kayma (Chemical Shift)	69
6. BÖLÜM		
MATERYAL VE YÖNTEM		73
6.1.	Çalışmada Kullanılan MR Beyin Görüntü Veri Seti.....	73
6.2.	Yöntem.....	74
6.2.1.	Görüntü İşleme.....	74
6.2.2.	Yapay Sinir Ağı.....	77
7. BÖLÜM		81
SONUÇ VE DEĞERLENDİRMELER		
	Kaynakça.....	88

KISALTMALAR LİSTESİ

AKÜ	: Ana Kontrol Ünitesi
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CCU	: Control and Communcation Unit
CNR	: Contrast Noise Ratio
DAS	: Data AcqusitionSystem
DFT	: Discrete Fourier Transform
DRFSU	: Digital RF SignalUnit
EM	: Elektro Manyetik
FFT	: Fast Fourier Transform
FID	: Free İnduction Decay
FOV	: Field of View
GE	: Gradient Echo
IOC	: Input/Output Controller
KGO	: Kontrast Gürültü Oranı
MCU	: Main Control Unit
MRG	:Magnetik Rezonans Görüntüleme
MRI	: Magnetic Resonance Imaging
NEX	: Number of Excitation
RF	: Radyo Frekansı
RFAS	: RF Application System
RFCC	: RF Coil Control
RFPA	: RF PowerAmplifier
SCU	: Sequence Control Unit
SE	: Spin Echo
SGO	: Sinyal Gürültü Oranı
SKÜ	: Sekans Kontrol Ünitesi
SNR	: Signal to Noise Ratio
TE	: Time to Echo
TR	: Time of Repetition
US	: Ultra Sonografi

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2.1.	Tıbbi Görüntüleme Tekniklerinin Sınıflandırılması	6
Tablo 2.2.	Tıbbi Görüntülemelerde Çözünürlüklerin Karşılaştırılması	7
Tablo 2.3.	Spin Özelliğine Göre İzotopların Jromanyetik Oran ve MRI Sinyal Seviyeleri.....	15
Tablo 3.1.	Farklı Magnet Türlerinin Karşılaştırılması	33
Tablo 5.1.	MRI Cihazının Performans Parametrelerin Değişimi	66
Tablo 6.1.	Bir MR Kesitine Ait DICOM Dosya Bilgileri.....	74
Tablo 6.2.	Görüntü İşlenmesi İle Elde Edilen Öznitelikler.....	77
Tablo 7.1.	Sistemde Denenen Farklı Katman Ve O Katmanlarda Bulunan Nöron Sayıları	83
Tablo 7.2.	ROC Eğrisinde Kıvrımın Altında Kalan Alanların Denenen Nöron Ve Katman Durumlarına Göre Hesaplanan Değerleri	84
Tablo 7.3.	Verilerin Hesaplanmasında Kullanılan Değerlerin Sunuş Matris Açıklaması	86
Tablo 7.4.	0.2 Eşik Değerleri İçin Test Ve Eğitimde Özgüllük İle Duyarlılık Ortalama Yüzdeleri.....	87
Tablo 7.5.	0.4 Eşik Değerleri İçin Test Ve Eğitimde Özgüllük İle Duyarlılık Ortalama Yüzdeleri.....	87

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	Elektromanyetik Spektrumda Medikal Görüntüleme Uygulamaları.....	7
Şekil 2.2.	Protonların Dönme Hareketi ve Oluşan Manyetik Alan Çizgileri.....	15
Şekil 2.3.	Protonların Kendi Etrafında ve Oluşan Manyetik Alan Çevresinde Salınım Hareketi Yapması	17
Şekil 2.4.	Protonların Manyetik Alan İçerisindeki Yalpalama Salınım Hareketi...	17
Şekil 2.5.	Protonların Manyetik Alan İçerisindeki Fazı Dışı Konumlandırılması...	18
Şekil 2.6.	Manyetik Alan İçerisindeki Dokuya RF Dalga Gönderilmesi	19
Şekil 2.7.	RF Dalga Etkisindeki Protonların Manyetik Alan Vektörü ile Oluşturdukları Açık	20
Şekil 2.8.	Manyetizasyon Vektörü ile Proton Spinleri Arasındaki İlişki	21
Şekil 2.9.	MRI Cihazından Uygulanan RF Dalganın Manyetizasyon Vektörüne Etkisi	22
Şekil 2.10.	Manyetik Alandaki Değişimlerin MRI Sinyaline Etkisi	23
Şekil 2.11.	RF Dalga Sebebiyle Oluşan Faz Bozunum Etkilerinin Ortadan Kaldırılması	24
Şekil 2.12.	RF Dalga Sebebiyle Oluşan T1 Zaman Sabiti	25
Şekil 3.1.	MRI Sistemi Blok Şeması	28
Şekil 3.2.	Süperiletken Magnet Yapısı ve MRI Cihazı	31
Şekil 3.3.	Sabit Güçlü Magnetlerde Manyetik Alan Yapısı	32
Şekil 3.4.	Elektromagnet Yapısı	33
Şekil 3.5.	MRI Magnetinin İç Kısımındaki Bobinler	34
Şekil 3.6.	MRI Cihazlarında Gradient Magnet Yapısı	35
Şekil 3.7.	Uygulama Alanlarına Göre Farklı Sargılar	37
Şekil 3.8.	MRI Cihazında RF Sistemler	39
Şekil 3.9.	Kontrol ve Haberleşme Ünitesinin Diğer Alt-sistemler ile Arayüzü	42
Şekil 4.1.	MRI Görüntülerinde Voksel ve Piksel Hücreleri	43
Şekil 4.2.	Kesit Belirleme Gradyentinin Uygulanması	45
Şekil 4.3.	Frekans Kodlama Gradyenti	46
Şekil 4.4.	Faz Kodlama Gradyenti	47
Şekil 4.5.	MRI Görüntüsünün Elde Edilmesi	48
Şekil 4.6.	Z-gradyent Manyetik Alanın Kitle Ayırımında Kullanımı	50
Şekil 4.7.	Tek Kitle Bölgesinden Görüntü Alınması	51
Şekil 4.8.	MRI Sinyalini Örneklenmesi	52
Şekil 4.9.	MRI Sinyallerinde Örneklemenin Etkisi	53
Şekil 4.10.	T1 Ağırlıklı Görüntü Oluşturulan Puls Sekansı	55
Şekil 4.11.	T2 Ağırlıklı Görüntü Oluşturulan Puls Sekansı	55
Şekil 4.12.	Proton Ağırlıklı Görüntü Oluşturulan Puls Sekansı	56
Şekil 4.13.	T1, T2 ve Proton Ağırlıklı MR Görüntüleri	56
Şekil 5.1.	Sinyal Gürültü Oranı Değiştiren Parametreler	59
Şekil 5.2.	Sinyal Gürültü Oranı Bant Genişliği İlişkisi	60
Şekil 5.3.	Görüntüleme Alanının Görüntü Kalitesine Etkisi	62
Şekil 5.4.	Uyarım Sayısının Sinyal Gürültü Oranına Etkisi	64
Şekil 5.5.	Sinyal Gürültü Oranının Eko Süresi İle Değişimi	66
Şekil 5.6.	Relaksasyon Kontrastının Eko Süresi ile Değişimi	66
Şekil 5.7.	Sinyal gürültü oranının RF atım tekrarlama süresi ile değişimi	67
Şekil 5.8.	Relaksasyon Kontrastının RF atım tekrarlama süresi ile değişimi.....	67
Şekil 5.9.	Kesit Aralıklarının Görüntü Sinyalleri Üzerindeki Etkisi	68
Şekil 5.10.	Kesit Aralıklarının Sinyal Gürültü Oranı Üzerindeki Etkisi	68
Şekil 5.11.	Kesit Aralıklarının Görüntü Kalitesi Üzerindeki Etkisi	69
Şekil 5.12.	Bant Genişliğinin Kimyasal Kayma Üzerine Etkisi	72
Şekil 6.1.	Aday Tümör Bölgesinin Tespiti.....	75
Şekil 6.2.	Orijinal Beyin MR Görüntüsü(a), Medyan Filtre Uygulanmış Beyin	

	MR Görüntüsü(b).....	75
Şekil 6.3.	Fuzzy C-Means Algoritma Sonuçları.....	76
Şekil 6.4.	İç Bölgeleri Doldurulmuş ‘İlgi Alanı’(a), Gerçek Tümör Aday Bölgesi(b)	77
Şekil 6.5.	Yapay Sinir Ağı Tasarımı.....	78
Şekil 6.6.	Öznitelik-Ağırlık Durumu Grafiği.....	79
Şekil 6.7.	Sistemin Karakutu Modeli.....	79
Şekil 6.8.	Yapay Sinir Ağı Katman Ve Nöron Yapısı	80
Şekil 7.1.	9 Farklı Yapay Sinir Ağı İçin ROC Eğrisi Grafiği	83
Şekil 7.2.	5 Farklı Eğitim Sonucunda Elde Edilen ROC Eğrisi Grafiği	85
Şekil 7.3.	5 Farklı Test Sonucunda Elde Edilen ROC Eğrisi Grafiği	86



1. BÖLÜM

GİRİŞ

Magnetik Rezonans Görüntüleme (MRG) insan vücudunun iç yapısının yüksek çözünürlükte görüntülenmesi için kullanılan bir tıbbi görüntüleme yöntemidir. MRG'nin insan üzerinde uygulanması ilk olarak 1973 yılında Paul Lauterbur tarafından yapılmıştır. Ülkemizde ise ilk defa 1989 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı tarafından MRG cihazı kullanılmaya başlanmıştır.

MRG röntgen cihazının aksine insan vücudu için tehlikeli olabilecek X-ışını vb. radyo dalgalarını kullanmadan, güçlü bir magnet tarafından üretilen mikrodalga seviyesindeki dalgaları ile vücudun iç organ ve sistemlerinin daha detaylı incelenebilmesine olanak veren, insan sağlığı için güvenli, yüksek tanı başarısına sahip bir uygulamadır.

İnsan vücudunun yaklaşık %63'ünde yer alan hidrojen atom çekirdekleri MRG sinyalinin kaynağını oluşturmaktadır. MRG, özellikle merkezi sinir sistemi, kas-iskelet sistemi, baş-boyun, batin ve pelvis olmak üzere insan vücudunun hemen her yerinde görüntüleme ve patolojik durumların teşhisi için yaygın olarak kullanılmaktadır (Oyar, 2008:1).

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI - Magnetic Resonance Imaging), hastalıkların teşhisi amacıyla kullanılan farklı pek çok biyomedikal görüntüleme ve teşhis tekniklerinden biridir. Temelde bir elektromanyetik yayın ve ölçüm kaynağı, bu kaynaktan yayılan dalgalar halindeki ışınımın hedef cisim veya hasta ile etkileşimi, bu etkileşim sonrası hedeften geri yansıyan dalgaların ölçüm kaynağı tarafından alınması ve elde edilen dalga yapılarından teşhislerde kullanılacak görüntülerin oluşturulması adımları incelenerek MRG çalışmaları açıklanabilir.

İnsan vücudunun yapısı temelde yağ ve su hücrelerinden oluşmaktadır. Su hücreleri bilindiği gibi H₂O molekül yapısındadır. Vücudumuzda bulunan farklı yağ hücrelerinin ortalama yağlılık asidi formülü C_{17.4}H_{33.1}O₂ olarak formüle edilmiştir (Hirsch, 1960:499).

Yağ ve su hücreleri ağırlıklı olarak hidrojen atomlarından oluşmaktadır. MRG vücut yapımızın %63'ünde bulunan bu hidrojen atomlarının, oluşturulan güçlü bir manyetik alan içerisinde titreşime uğrayarak sinyal üretmesi sonucu radyolojik görüntüleme sağlamaktadır. Hidrojen atomlarının titreşime uğramasını sağlayacak radyo frekans (RF) dalgaları MRG tarayıcısı içerisinde bulunan magnet tarafından üretilmektedir. RF dalgaların hidrojen atomlarına çarpması sonucu oluşan sinyaller görüntü haline dönüştürülerek, doku kontrast çözünürlüğü en iyi tıbbi görüntüleme yöntemi oluşturulmuştur (Yeşildağ ve Oyar, 2003:281).

MRG tarayıcısı, hücre çekirdeğindeki spin titreşim teoremine dayalı olarak geliştirilmiştir. İnsan vücudunda uygulanmasının akabinde 1975'de fourier dönüşümlerinin MRG tekniği üzerinde kullanılması ile birlikte tüm vücut görüntülenmesine olanak sağlanmıştır. 1980'de MRG'lerde çok düzlemsellik özelliği oluşturularak, organ ve dokularda hastalıklardan kaynaklı değişimler tespit edilmeye başlanmıştır.

Çok düzlemsel yapı, koronal, sagittal ve transverse düzlemlerde insan vücudunun görüntülenebilmesine imkân sağlamaktadır. Hasta MRG cihazı içerisinde hareket ettirilmeden örneğin beyin tomografisi transverse düzlemde, akciğer grafisi koronal düzlemde çekilebilmektedir. Teknolojik gelişimlere paralel olarak sürekli değişim ve gelişim halinde olan MRG cihazları, 1986'da hızlı görüntüleme sekanslarının geliştirilmesi ile tetkik sürelerinde önemli azalmalar sağlamıştır. Daha sonraki yıllardan günümüze yaşanan gelişmelerle birlikte MRG cihazları anatomik olarak insan vücudunu görüntülemekten daha öte fonksiyonel olarak inceleme yapar hale gelmiştir (Frahm vd., 1992:165).

MRG cihazları, özellikle insan vücudunda bulunan yumuşak dokuların, kontrast çözünürlüğünü en yüksek oranda yakalayabilmektedir. İnsan vücudunun büyük bölümü bu dokulardan oluşmaktadır. Tıbbi görüntüleme sırasında yüksek çözünürlük altında bu dokuların birbirinden ayrılabilmesi büyük önem taşır. MRG cihazları sayesinde hasta konumu değişmeden çoklu düzlemlerden görüntü elde edilebilir.

Cihazın radyo frekanslarını kullanması sebebiyle, X-ışımında karşılaşılan iyonize radyasyon riski oluşmaz. Böylelikle hamile ve çocuklar başta olmak üzere daha güvenli şekilde, tekrarlanan kullanımlar sağlanabilir. MRG cihazları %60-80 oranında beyin, beyin sapı, beyincik, omurga-omurilik-disk hastalıkları vb. merkezi sinir sistemi hastalıklarının teşhisinde kullanılmaktadır. Diğer kullanım alanları diz, kalça, omuz, el-ayak bileği, dirsek gibi kas-iskelet sistemi ve karaciğer, pelvik, bas-boyun vektoraks incelemelerinden oluşmaktadır (Edelman ve Wielopolski, 1996:302).

MRG cihazları donanımsal olarak magnet ve kabinetlerden oluşurken, donanım fonksiyonlarının kontrolü ve analizi, görüntü işleme ve operatör yazılımları üzerinden olmaktadır. Kullanılan MRG cihazlarının türüne göre değişebilen magnet parçalarının amacı temelde, güçlü ve sabit bir elektromanyetik alan oluşturarak, yüksek kontrast çözünürlüğünde görüntü alabilmektir.

Magnetler en basit anlamda insan vücudu içerisindeki atomları titreştirebilecek elektromanyetik (EM) alanı üretebilen mıknatıslar olarak tanımlanabilir. Oluşturulan manyetik alan içerisine alınan hastaya RF dalgaları gönderilir ve böylece dokular arasında istenen ayrımı yapabilecek şekilde görüntüleme elde edilir.

MRG cihazlarının diğer donanımı kabinetlerdir. Magnetin operasyonel fonksiyonlarını destekleyen sistem ve cihazları bu bölümde bulunur. Kabinetlerde, magnette kullanılan helyum pompasının kontrol kartları, MR cihazına güç sağlayan kaynaklar ve kontrol kartları ile RF sistem ve güç kaynakları bulunmaktadır.

MRG cihazlarının son bileşenleri de görüntü işleme ve operasyon yazılımlarıdır. MRG içerisinde RF dalgalar kullanılarak yapılan taramalar sonucu elde edilen veriler bu yazılımlar üzerinden işlenerek, doktorlar için işlenebilir bir görüntü haline getirilir.

MRG cihazlarının donanımları zaman içerisinde sabit kalsa da, görüntü işleme yazılımlarındaki iyileştirmeler artarak devam etmektedir. Geliştirilen yeni görüntü işleme teknikleri, artan işlemci kabiliyetleri ile birleştiğinde, MRG cihazlarının donanımlarının değişmediği durumlarda bile, yüksek çözünürlüklü görüntüleme performansı artmaktadır.

Bu tez çalışmasında, MRG cihazları ve yapıları incelenecektir. Cihazı oluşturan, RF sargısı, gradient eğim sargıları, mıknatıs, tarayıcı gibi donanımlar ve güncel görüntü işleme yazılımları performans metriklerine göre tartışılacaktır. MRG teknolojisinin temelini oluşturan fizik ve elektromanyetik yasaları araştırılacaktır.



2. BÖLÜM

MRI YÖNTEMİNİN TANIMI VE CİHAZININ ÇALIŞMA PRENSİPLERİ

2.1. Tıbbi Görüntüleme Yöntemleri

Röntgen tarafından X-ışınlarının tıbbi görüntüleme amacıyla kullanılmasından sonra, gelişen teknolojiye paralel olarak görüntüleme teknikleri ve cihazları da yaygın olarak uygulama alanı bulmuştur. Görüntüleme teknikleri temelde üç ana prensip üzerine kurgulanmıştır.

1. Yayılım (Emisyon)
2. İletim (Transmisyon)
3. Yansıma (Refleksiyon)

Yayılım türü görüntüleme tekniklerinde, sinyalin kaynağı insan vücudunda bulunmaktadır. Tıbbi görüntüyü oluşturabilmek için alınan sinyalin toplanması ve işlenmesi gerekir. Bunun sağlanabilmesi amacıyla radyonüklid maddelerin doku ve organlara yayılımı gerçekleştirilir. Akabinde MRI yöntemleri ile RF dalgaları kullanılarak o dokuların titreştirilmesi ve uyarılması sağlanır. Dokuların uyarılması sonucu sağlanan rezonans ile oluşan sinyal toplanarak tıbbi görüntüleme sağlanmış olunur.

İletim türü görüntüleme tekniklerinde sinyalin vücudun dışından gönderilmesi, içinden geçerek tekrar vücudun dışında toplanması sağlanır. Röntgen ve bilgisayarlı tomografi (BT) yöntemler iletim tipi görüntülemenin en yaygın uygulamalarıdır. Bu tekniklerde sinyal üretici ve alıcısı farklı noktalardadır. Verici ve alıcı arasında görüntüleme yapılması istenen insan vücudu bulunur. Böylece sinyal vericisinden çıkan enerji, insan vücudunda istenen bölgeyi aydınlatarak alıcıya ulaşır. Toplanan sinyal aydınlanan bölgenin iz düşümünü oluşturmuş olur.

Yansıma türü tıbbi görüntüleme tekniklerinde, sinyal kaynağı ve yansıyan sinyalin toplandığı alıcı aynı taraftadır. En bilinen uygulama alanı olarak ultrasonografi (US) sayılabilir. Anne karnında bulunan bebekleri takip etmede

kullanılan US uygulamasında, prob hedef bölge üzerinde gezdirilerek, gönderilen sinyalin yansımaları aynı prob tarafından toplanarak, görüntü oluşturulur.

Tıbbi görüntüleme yöntemleri sınıflandırılırken,

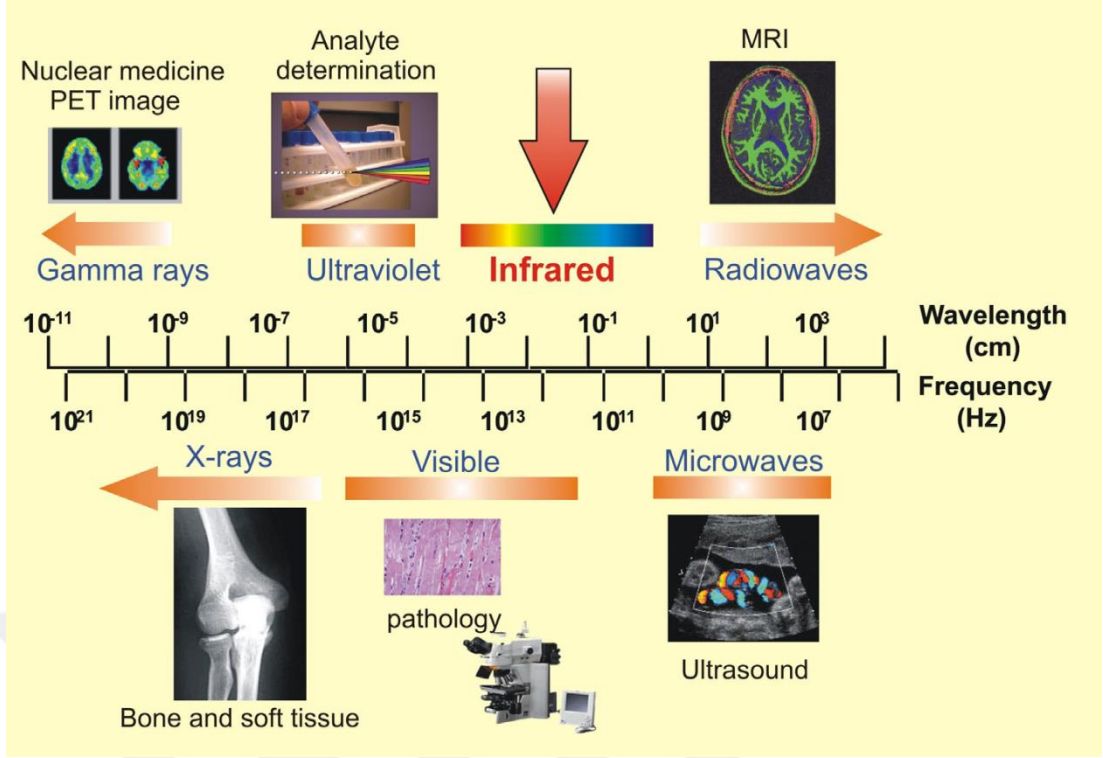
1. Kullanılan sinyalin frekans bandı,
2. Çalışma prensibi,
3. Görüntü uzayının boyut,
4. Oluşturduğu tıbbi riskler,
5. Kullanılan kontrast madde,
6. Sinyal toplayıcı aparatlar üzerinden değerlendirme yapılabilir.

Yaygın olarak kullanılan tıbbi görüntüleme yöntemleri, Tablo 2.1.'de sınıflandırılmıştır.

Tablo 2.3. Tıbbi Görüntüleme Tekniklerinin Sınıflandırılması (Kaya vd., 1996)

Yöntem	Röntgen	Bilgisayarlı Tomografi	MRI	Ultrasonografi	Radyonüklid Görüntüleme
Frekans Bandı	X- ışını	X- ışını	Radyo Frekansı	Ultra ses	Gamma ışını
Çalışma Prensibi	Transmisyon	Transmisyon	Emisyon	Refleksiyon	Emisyon
Görüntü Uzayı	İki boyutlu	Kesitsel	Kesitsel	Kesitsel	İki boyutlu
Sağlık Riskleri	İyonzan radyasyon	İyonzan radyasyon	-	-	İyonzan radyasyon
Kontrast Madde	İyot, baryum, hava	İyot, hava	Gadolinium	Galaktoz	-
Sinyal Alıcı	Film, ekran	Dedektör	Anten	Seramik Transducer	Kristal

Medikal görüntüleme teknikleri temelde kullandıkları frekans bandının özelliklerine göre şekillenmektedirler. Tekniğin çalışma prensibi, sinyal alıcı ve verici cihazların tasarımı, görüntünün oluşturduğu düzlemsel uzay ve sağlık riskleri uygulama frekansına göre değişir. Şekil 2.1.'deki frekans skalasında, farklı frekans (frequency) ve dalga boylarında (wavelength) yapılan medikal görüntüleme uygulamaları sunulmuştur.



Şekil 2.1. Elektromanyetik Spektrumda Medikal Görüntüleme Uygulamaları

Bu görüntüleme tekniklerinin uzaysal (spatial) ve kontrast çözünürlüklerinin karşılaştırılması Tablo 2.2.'de sunulmuştur.

Tablo 2.4. Tıbbi Görüntülemede Çözünürlüklerin Karşılaştırılması

Yöntem	Röntgen	Bilgisayarlı Tomografi	MRI	Ultrasonografi	Radyonüklid Görüntüleme
Uzaysal Çözünürlük(mm)	0.1	0.5	0.5	2	5
Kontrast Çözünürlük(mm)	10	4	2	10	20

Tablo 2.2.'de verilen çözünürlükler karşılaştırıldığında en iyi kontrast çözünürlüğün MRI ile elde edilebildiği görülmektedir. Kendisine en yakın kontrast çözünürlüğü veren BT'den iki kat daha iyi değerlere sahiptir. Bu değer düşük olması patolojik dokuların daha iyi yakalanabildiğini ve görüntüleme tekniğinin duyarlılığının daha yüksek olduğunu göstermektedir.

Uzaysal çözünürlük ise görüntüleme tekniğinin özgüllük (specifite) özelliğini göstermektedir. Röntgen ışınlarının, benzer özellikteki patolojik dokuların birbirinden ayrılarak daha kolay tanı konabilmesine olanak sağladığı anlaşılmaktadır.

2.2. MRI Yönteminin Tanımı

Manyetik rezonans görüntüleme, mıknatıslar kullanılarak oluşturulan güçlü manyetik alan içerisinde, radyo frekans dalgaları yardımıyla insan vücudunun hastalıklı yumuşak dokular gibi belirli anatomik yapılarını, diğer sağlıklı dokulardan açıkça ayırmayı sağlayan tıbbi görüntüleme yöntemidir.

Radyo frekansları üzerinden teşhis teknikleri arasında bulunan görüntüleme yöntemlerinin karşılaştırılmasında çözünürlük (resolüsyon), duyarlılık (sensitivite), özgüllük (spesifite) önemlidir. Tanıların duyarlılığı, gerçekte hasta olanların içinden ne kadarına doğru teşhis konabildiğini tanımlamaktadır. Diğer taraftan özgüllük, gerçekte sağlıklı olanların içinden ne kadarının saptanabildiğini göstermektedir.

MRI tekniği, yumuşak doku kontrast çözümlemede başarısı en yüksek radyolojik teşhis yaklaşımıdır. Özellikle MRI'nin yüksek çözünürlüğü bilgisayarlı tomografi (BT) cihazındakinden çok farklı değildir. MRI'de 64x64 düşük matriks değeriyle başlayan cihazlar kullanılır. Günümüzdeki MRI cihazlarında ise rutin taramalarda 256x256 ve 512x512 gibi matriks değerler kullanılarak yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilir.

MRI cihazları yüksek uzaysal çözünürlükleri ile sağlıklı ve hastalıklı patolojik dokular arasındaki farkı kolayca tespit edebilir. MRI yüksek duyarlılık özelliğinin yanı sıra düşük özgüllük özelliği ile bazı patolojik dokuların sinyal özelliklerini ayıramaz ve tanı koymak da zorlanır.

MRI tekniği, hasta pozisyonunun değiştirilmesine gerek duyulmadan farklı düzlemlerde kesitler alabilmektedir. Bu özellik çoklu uzay düzlemlerini görüntüleme olarak isimlendirilir. Bu özellik insan vücudundaki lezyonların üç boyutlu olarak tespit edilebilmesine olanak sağlamaktadır. MRI metodu ile hastanın hedef bölgesindeki vücut dokusunun özellikleri, boyutu ve lokalizasyonu hakkında detaylı veri ve görüntüleme oluşturulur. Bu bilgiler, hızlı ve doğru tanı konabilmesi için doktorlara yardımcı unsur olarak sunulur.

MRI görüntülemede incelenen kesitsel anatomik görüntüler, vasküler yapılardaki akım dinamikleri hakkında bilgi verir. Bununla birlikte, kontrast madde

kullanılmadan vasküler yapılar MR anjiyografi yapılarak görüntülenebilir. Günümüzde MR anjiyografi, vasküler yapıların incelemesinde tarama testi olarak kullanılmaktadır. Bu özelliğinden dolayı, gelecekte konvansiyonel anjiyografinin yerini alma olasılığı yüksektir. MRI uygulamalarında önemli bir başka teknik ise spektroskopidir. Bu teknik ile dokulardaki değişikliklerin izlenmesi ve biyokimyasal analizlerin yapılması mümkündür.

MRI yönteminde, görüntüleme sırasında anlamlandırılmayan yapay değişikliklerle, artefaktlarla karşılaşılabilir. Ancak bu artefaktlar yazılımsal özellikler kullanılarak tespit edilebilir ve ortadan kaldırılabilir. Ayrıca diğer görüntüleme yöntemlerinde karşılaşılan örneğin BT' deki kemik/hava artefaktı vb. değişiklikler bu teknikte görülmez. Diğer metodlarda başarılı şekilde görüntülenemeyen anatomik bölge ve dokuların MRI ile incelenmesi daha hassas görüntüleme yapılmasını sağlayacaktır. Vücutta kullanıldığı bölgeler göz önüne alındığında, MRI beyindeki yapısal bozulmaları tetkik edebilme fırsatı ile nörolojik hastalıklarının tanısını kolaylaştırır.

Görüntüleme teknikleri kullanılırken göz önünde bulundurulması gereken maliyet/gereklilik analizi önemli bir kıstastır. MRI görüntüleme yöntemi, BT ve ultrasonografi tekniğine oranla çok daha pahalı bir metod olması sebebiyle röntgen, BT ya da US ile yapılabilecek bir tetkiğin, MRI ile yapılması maliyetleri arttıracaktır. Bu sebeple patolojik bulgulara uygun görüntüleme tetkiklerinin yapılması maliyet ekonomisi açısından uygundur.

MRI ortalama bir görüntüleme tekniğinden ziyade, klinik problemlere farklı alternatifler sunabilen bir tanı metodudur. BT tekniğinin uygulanması hastalara genel kalıplarıyla standartlaşmış bir görüntüleme tekniği uygularken, MRI hasta gereksinimlerine özel uygulamalar sunabilmektedir. Bu sebeplerden dolayı, uygun görüntüleme yöntemlerinin tespiti sırasında hastaya ait tüm klinik ve laboratuvar verileri incelenmelidir.

Diğer görüntüleme teknikleriyle karşılaştırıldığında, MRI'ın kuvvetli ve zayıf yönleri aşağıda sıralanmıştır.

Kuvvetli yönleri;

1. İyonizan ışın kullanılmaması,
2. Hasta lokasyonu değiştirilmeden istenen her düzlemde görüntü alınması,
3. Yumuşak doku ayırt etme gücünün yüksek olması,
4. Kemiklere komşu kafa tabanı, beyin sapı, spinal kord, eklemler vb. yapıların çok iyi görüntülenebilmesi,
5. Kan akımının kontrast olmaksızın incelenebilmesi,
6. Kontrast maddesi gadolinyumun, iyot ve baryum kontrast maddelerine göre daha düşük risk içermesi olarak sayılabilir.

Zayıf yönleri;

1. Kalsiyumun ve akut dönemdeki subaraknoid kanamanın, rutin incelemelerde başarılı şekilde tespit edilememesi,
2. Akciğer parankim hastalıklarının görüntülenememesi,
3. Görüntüleme sırasında harekete duyarlı olması,
4. İletişim kurulamayan ya da farklı tıbbi aygıtlara bağlı hastaların aygıtının MRI tüneline girememesi sebebiyle MRI cihazını kullanamaması,
5. Hasta güçlü elektromanyetik alan içerisine girdiğinden kardiyak cihazlar ya da manyetik materyallerden yapılmış protez ve klip taşıyan hastalara görüntüleme işlemi yapılamaması,
6. Klostrofobili olguların (%2-5 oranında) kapalı MRI cihazı ile görüntülenememesi,
7. İşletme ve cihaz maliyetlerinin diğer görüntüleme sistemlerine göre yüksekliği olarak sayılabilir.

İyonizan radyasyon yaymaması ve vücuttaki yumuşak dokuları en detaylı şekilde görüntüleyen teknik olması sebebiyle MRI birçok klinik alanda temel tanı tekniğidir. MRI cihazının klinik uygulamadaki yeri merkezi sinir sistemi, kas-iskelet sistemi, solunum sistemi vb. alanlar üzerinden incelenebilir.

MRI cihazı santral sinir sistemlerinde ana tanı yöntemidir. Kalsifikasyon ve akut subaraknoid kanama dışındaki tüm santral sinir sistemi hastalıklarının teşhisinde

öncelikli olarak kullanılmaktadır. Omurilik lezyonlarında en çok kullanılan görüntüleme tekniği MRI'dır.

Kas-iskelet sisteminde, kemiklerle bağlantılı ve eklem içi ile çevresindeki tendon, bağ, kıkırdak, menüsküs vb. tüm yumuşak dokuların detaylı şekilde incelenebilmesi MRI ile mümkündür. MRI tekniği, kemik iliğini değerlendirmede, yumuşak doku kitlelerinin görüntülenmesinde ve kemik tümörlerinin yaygınlığının tespitinde en başarılı yöntemdir.

Solunum sistemi içerisinde, akciğerler hava ile dolu olduğu için MRI görüntülemesi mümkün değildir. Ancak kalp zarı, büyük damarlar, göğüs duvarı, diyafragma vb. akciğerdeki kitle lezyonlarının çevreye yayılımı MRI ile BT'den daha başarılı şekilde gösterilebilir. Ayrıca mediastendeki büyük damarlar kontrast madde verilmeden detaylı şekilde görüntülenebilir. Arka mediastendeki nörojenik tümörlerin medüller kanalla ilişkisini en iyi gösteren yine MRI cihazıdır.

Rahimdeki endometrium ve miyometrium tabakalarının detaylı incelenmesinde farklılıkları en iyi gösteren görüntüleme cihazı MRI'dır. Bu sebepten dolayı, rahim kanserlerinin evrelerinin incelenmesinde MRI cihazı sıklıkla kullanılmaktadır. Karaciğer kanserinin yayılım vakalarının incelenmesinde en hassas tanı yöntemi benzer şekilde MRI cihazıdır.

Fibrozis olarak adlandırılan eski yara dokularında MRI sürekli olarak daha düşük yoğunlukta görüntüleme yapabilmektedir. Böylece ışın tedavisi gerektiren olgularda lezyonun bulunduğu alanlarda görülen bir kitlenin fibrozis veya lezyon olup olmadığı ayırımı MRI cihazı kullanılarak kolaylıkla yapılabilir. Lezyon T2 ağırlıklı görüntülerde hiperintens görünürken, MRI görüntülemesi sırasında incelenen kitle, T1 ve T2 ağırlıklı kesitlerde hipointens görülüyorsa fibrozis kabul edilir, böylece hastaya ihtiyaç olmadığı halde biyopsi yapılmasının önüne geçilmiş olunur.

2.3. MRI Cihazının Çalışma Prensibi

Atom çekirdeğinin yapısında, (+) pozitif yüklü proton ve yüksüz nötron olarak isimlendirilen nükleonlar bulunmaktadır. Bu çekirdeğin çevresinde ise (-) negatif yüklü elektronlar hareket halindedir. Atom çekirdeğinde nükleonu oluşturan

proton ve nötronların hareketleri ile ortaya çıkan manyetik harekete, nükleer manyetizma adı verilir. Nötronlar temelde yüksüz parçacıklar olmalarına rağmen, daha küçük elektrik yüklü parçacıklar içermeleri sebebiyle nükleer manyetizmayı oluştururlar.

MRI cihazı işte bu nükleon temelli manyetizma kullanılarak tıbbi görüntüler çekilmesini sağlamaktadır. Nükleer manyetizmanın oluşabilmesi için kütle numarası tek sayıda olan proton ve nötronları olan atomlarının yan yana bulunması gerekmektedir. Proton ve nötronları çift sayıda bulunan bu atom çekirdekleri karşılıklı olarak birbirlerini sönlendirir ve nükleer manyetizma momentini sıfıra eşitler. Bu atom çekirdekleri NMR aktif olarak adlandırılır.

Çekirdek içerisindeki parçacıkların oluşturduğu bu zayıf manyetizma kullanılarak çok büyük sayıda atomun bir arada rezonansa uğratılması ile görüntüleme işlemi gerçekleştirilebilir. Hidrojen atomu H1, çekirdeğinde sadece bir proton olması ve hiç nötron olmaması sebebiyle MRI uygulamaları için en elverişli atomdur. Hidrojen izotopu en yüksek manyetik rezonans duyarlılığına sahip atomdur. İnsan vücudunun büyük kısmını oluşturan su ve yağ dokuları hidrojen atomu bakımından çok zengindir. MRI görüntülemenin daha iyi sonuç verebilmesi için işlem öncesi hastaya bol su içirilmesi vücutta bulunan hidrojen atomlarının sayısının artırılması amacıyla yapılır.

Atom içerisinde bulunan negatif yüklü elektronlar çekirdeğin çevresinde dönerken, çekirdek içerisindeki protonlar ve pozitif yükler dekendi eksenleri etrafında dönerler. Bu dönüş, spin hareketi olarak adlandırılmaktadır. Pozitif elektrik yükünün bu hareketi elektrik akımı oluşturur ve elektromanyetik alanını yaratır.

Michael Faraday tarafından 1831 yılında deneysel olarak ispatlanan ve Faraday kanunu olarak bilinen çalışmada, manyetik akının değişiminin iletken bir sargıda bu değişimin birim zamandaki miktarına bağlı olarak bir akım oluşturduğu gösterildi. Günümüzde kullanılan elektrikmotorları, transformatörler, indüktörler vb. cihazların çalışma prensibi bu kanuna dayanmaktadır.

Faraday indüksiyon yasasına göre, iletken dairesel sargıdan geçirilen elektrik akımı, akımın geçtiği düzleme dik düzlemde bir manyetik alan oluşturmaktadır.

Benzer olarak, bir iletken sargının içerisinde bulunduğu manyetik alan değişirse, bu değişimin yönü ve kuvvetiyle ilişkili olarak sargı üzerinde elektrik akımı gözlemlenir. Maxwell tarafından düzenlenen Maxwell Faraday denklemlerinin diferansiyel ve integral formları sırasıyla aşağıda verilmiştir.

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

$$\oint_C \vec{E} \cdot d\vec{l} = -\frac{\partial}{\partial t} \int_S \vec{H} \cdot d\vec{S} \quad (2)$$

Burada; H, manyetik alan vektörünü; E, elektrik alan vektörünü göstermektedir.

İlk olarak 1826'da Andre-Marie Ampere tarafından ortaya konan Ampere kanunu, kapalı bir eğri üzerinden integrali alınan manyetik alan ile o eğri üzerindeki elektrik akımı arasındaki ilişkiyi ortaya koymaktadır. Orijinal Ampere yasasında elektrik akımının manyetik alana sebebiyet verdiği gösterilmiştir. Akabinde 1861 yılında James Clerk Maxwell günümüz elektromanyetik teorisinin temellerini bir araya getiren 'Fizikte Kuvvet Çizgileri Üzerine' makalesini yayımlayarak Ampere yasasına eklemelerde bulunmuş ve açıklanamayan noktaları aydınlatmıştır. Yasanın diferansiyel ve integral formları sırasıyla aşağıda verilmiştir.

$$\nabla \times \vec{H} = J + \frac{\partial D}{\partial t} \quad (3)$$

$$\oint_C \vec{H} \cdot d\vec{l} = \int_S J \cdot d\vec{A} + \frac{\partial}{\partial t} \int_S D \cdot d\vec{A} \quad (4)$$

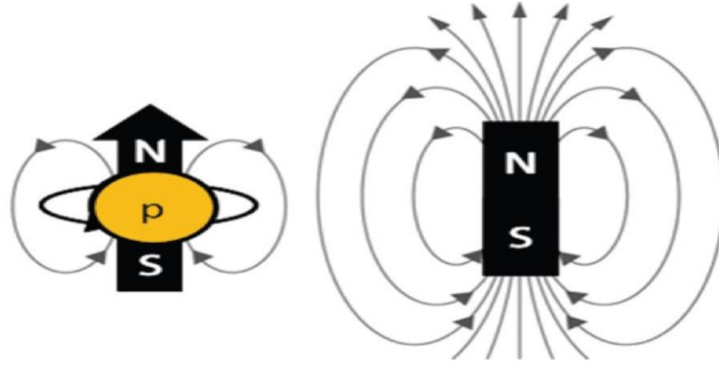
Burada; H, manyetik alan vektörünü; D, elektriksel yer değiştirme (deplasman) alanını; J, serbest akım yoğunluğunu; A, elektrik alan akısını göstermektedir.

Maxwell tarafından yukarıdaki denklemlerin sağ tarafındaki ikinci terimler eklenerek, Ampere Kanunu'na son hali verilmiştir. Böylece kapalı bir düğüm boyunca manyetik alanın çizgi integralinin serbest akım yoğunluğu ve elektrik alan akısının değişimine bağlı olduğu gösterilmiştir. Böylece elektrik alanda zamanla oluşan değişimin manyetik alan yarattığı ispatlanmıştır.

Maxwell'in Faraday ve Ampere denklemleri bir bütün olarak düşünülduğünde, zamanla değişen elektrik alanın manyetik alan yaratması gibi, zamanla değişen manyetik alanın da elektrik alanı oluşturduğu görülür. Böylece elektrik ve manyetik alanların birbirlerini oluşturarak elektromanyetik dalgaların boşlukta yayılımının sağlandığı kanıtlanmıştır. Bu alanların birbirine dik ve aynı doğrultuda ışık hızı ile hareket etmesi, enerji ve momentumu bir bölgeden diğerine farklı yayılım ortamlarında taşımaları günümüzün elektromanyetik alanlar prensibi üzerine çalışan teknolojilerinin geliştirilmesinin yolu açılmıştır.

Faraday kanununda belirtildiği üzere bir iletken sargının içerisinde bulunduğu manyetik alan değişirse, bu değişimin yönü ve kuvvetiyle bağlantılı olarak sargı üzerinde elektrik akımı indüklenir. MRI cihazlarının çalışmasındaki temel prensip bu manyetik alan tarafından oluşturulan indüklenen MR akımının görüntü sinyalinin üretilmesinde kullanılmasıdır. Oluşan manyetizasyon vektörü, üç boyutlu düzlemde uzanımsal (longitudinal) ve düzlemsel (transvers) bileşenler üzerinden incelenir. Uygulanan RF dalga etkisiyle doğrultusu değişen bir manyetizasyon vektörünün uzanımsal ve transvers düzlemde bir manyetik akı değişimine sebep olduğu gözlemlenir. Bu manyetizasyon değişimini sinyal haline getirmek için iletken bir kablodan yapılan dairesel sargı kullanılır.

Transvers düzleme yerleştirilecek bir sargı üzerinde, bu düzlemdeki manyetik alan değişimine bağlı olarak bir akım oluşur ve bu akım elektronik devreler yardımıyla yükseltilecek ölçüm yapılabilir. Akımın üzerinde olduğu sargılara alıcısargı, RF uyarım dalgalarını gönderen sargılar ise verici sargı olarak adlandırılır. Aynı sargı hem alıcı hem de verici olarak kullanılabilir. MRI uygulamalarında kullanılan sargılar Larmour frekansında çalışmak üzere tasarlanan RF sargılardır. MRI için kullanılan atom çekirdeğinde iki nükleon bulunması durumunda birbirlerinin dönme hareketlerini sönmümlendireceklerinden, doğal manyetizma elde edilemez. Bu nedenle sadece tek sayıda nükleonu bulunan atom çekirdeklerin manyetik dipol etkisi bulunmaktadır. Hidrojen atomunun yanı sıra, karbon (^{13}C), flor (^{19}F), sodyum (^{23}Na), fosfor (^{31}P) ve potasyum (^{39}K) gibi izotoplar da spin özellikleri sebebiyle nadiren de olsa MRI uygulamalarında kullanılmaktadırlar (Algın vd., 2015:3). Şekil 2.2.'de protonların spin hareketleri ve mıknatıslanma ile oluşturdukları manyetik alan çizgileri gösterilmektedir.



Şekil 2.2. Protonların Dönme Hareketi ve Oluşan Manyetik Alan Çizgileri (Algın vd., 2015)

Protonların spin hareketinin frekansıMRI cihazlarının tasarlanması ve görüntüleme frekansı açısından büyük önem taşımaktadır. Bu frekans protona etki eden statik manyetik alanın büyüklüğüne bağlı olarak değişim gösterir. Spinlerin dönme frekansı ve manyetik alan kuvveti arasındaki ilişki jiromanyetik oran (gyromagnetic ratio) olarak ifade edilir. Tablo 2.3.'de gösterildiği üzere MRI uygulamasında kullanılan farklı izotoplar için jiromanyetik oran değerleri farklılık göstermektedir.

Tablo 2.5. Spin Özelliğine Göre İzotopların Jiromanyetik Oran ve MRI Sinyal Seviyeleri (Algın vd., 2015)

İzotop	Jiromanyetik Oran (MHz/T)	MRI Sinyal Seviyesi (%)
¹ H	42,58	100
¹³ C	10,71	1,59
²³ Na	11,26	9,25
³¹ P	17,23	6,63
³⁹ K	1,99	0,05
¹⁹ F	40,05	83,30
¹⁴ N	3,08	-
¹⁷ O	5,77	2,9
² H	6,53	9,6

MRI uygulamasında kullanılan bir atomun belirli bir durağan manyetik kuvvet etkisiyle spin atma frekansı (Larmour frekansı) aşağıda verilen Larmour eşitliği kullanılarak bulunur.

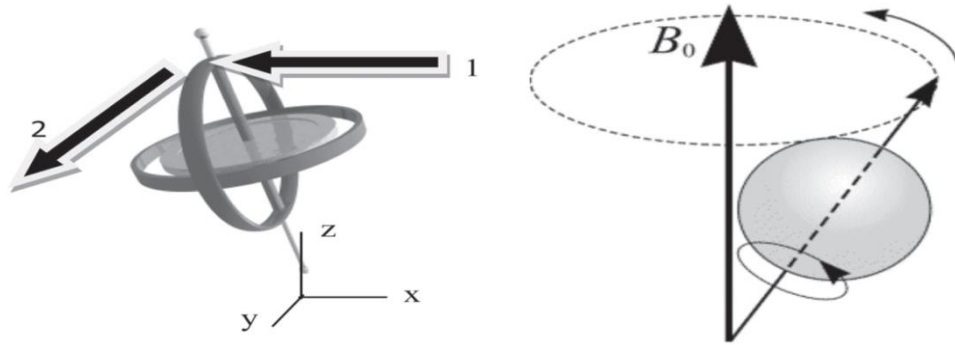
$$[\text{Larmour frekansı, } W_0] = [\text{Jiromanyetik Oran, } \gamma] \times [\text{Manyetik Alan Kuvveti, } B_0]$$

Örneğin hidrojen atomu izotopunun (^1H) 3 Tesla durağan manyetik alan etkisindeki Larmour frekansı, $3 [\text{Tesla}] \times 42.58 [\text{Megahertz / Tesla}] = 127,74 \text{ MHz}$ olarak hesaplanabilmektedir (Algın vd., 2015). Larmour frekansı aynı zamanda spinlerin oluşturduğu manyetik alanın karakteristiğini belirlemektedir. Oluşturulan bu manyetik alanı etkilemek için aynı frekansta dışarıdan başka bir dalga uygulanması gerekmektedir.

Rezonans (tınlaşım) olarak adlandırılan bu hareket MRI uygulama prensibinin de temelini oluşturur. Örnekte ^1H izotopu için Larmour frekansı 127,74 MHz olarak hesaplanmıştı. Bu izotopu kullanarak görüntüleme işlemi yapan bir MRI cihazında da spin eksenini 127,74 MHz'lik elektromanyetik RF dalgası uygulanarak değiştirilebilir.

MRI görüntülemesi için kullanılan protonlar RF dalgalardan elde ettikleri enerjiyi ortama aktararak RF sinyalini meydana getirirler. Bu sinyal, Larmour frekansında çalışan alıcı sargılarla toplanır ve alternatif akıma çevrilerek kontrol bilgisayarında MRI görüntüsü elde edilmiş olunur.

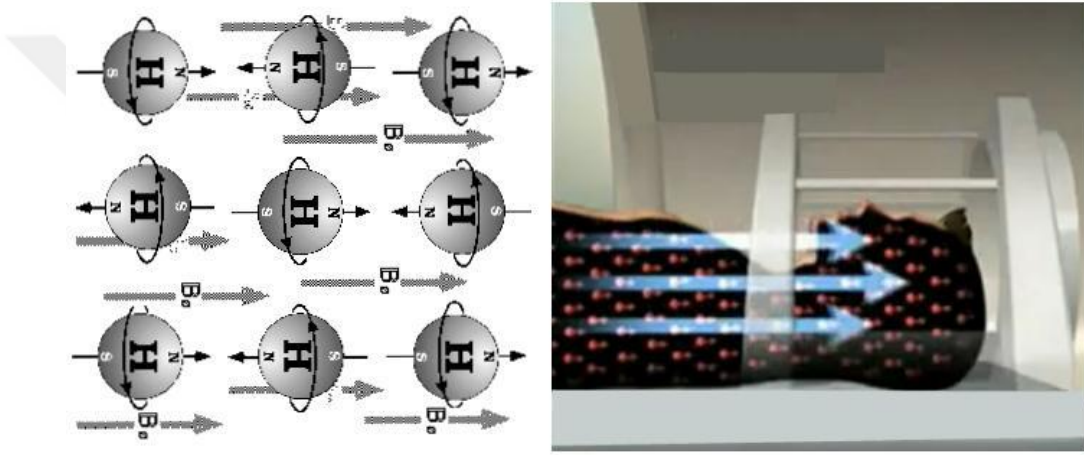
Pozitif yüklü protonlar dışarıdan gelen elektromanyetik alana paralel veya antiparalel olarak konumlanır ve hareket etmeye başlarlar. Şekil 2.3.'de gösterildiği üzere oluşan manyetik alanın içinde kendileri etrafındaki dönüşleri sırasında belirli bir eğimle birlikte, external elektromanyetik alan ekseninde salınım hareketi yapmaya başlarlar.



Şekil 2.3. Protonların Kendi Etrafında ve Oluşan Manyetik Alan Çevresinde Salınım Hareketi Yapması (Algın vd., 2015)

Bu salınım hareketi, devinim/yalpalama (precession) olarak adlandırılır. Yalpalama frekansı, pozitif yüklü protonların maruz kaldığı elektromanyetik alanın kuvvetine bağlı olarak değişmektedir. Manyetik alanın gücü arttıkça, yalpalama frekansı MRI cihazında kullanılan izotopların jromanyetik oranına bağlı olarak artar.

MRI cihazlarında kullanılan her bir izotopun molar konsantrasyonu, jromanyetik oranı ve MRI duyarlılık sabiti birbirinden farklıdır. Buna bağlı olarak aynı elektromanyetik alan altında farklı salınım frekansları oluşturacaklardır. Şekil 2.4.'de hidrojen atomlarının MRI tarafından oluşturulan manyetik alan içerisinde yaptıkları yalpalama salınım hareketleri gösterilmiştir.

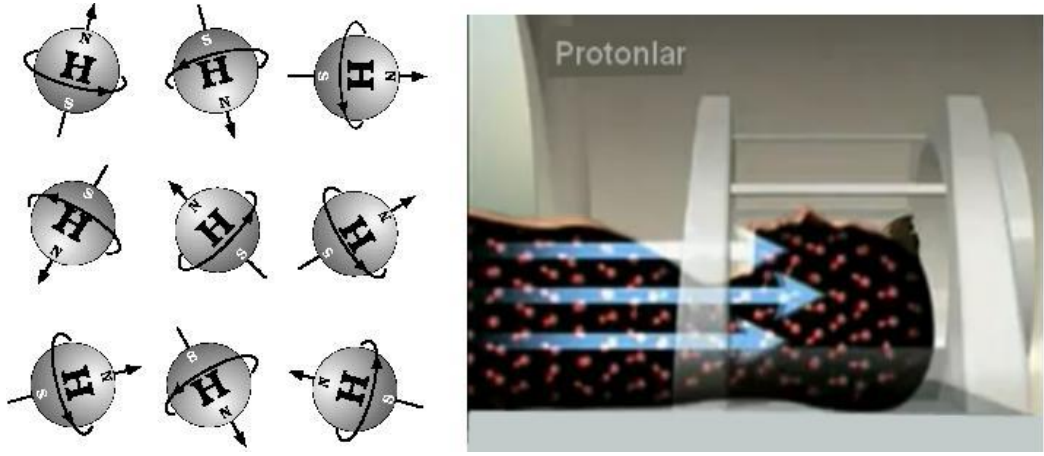


Şekil 2.4. Protonların Manyetik Alan İçerisindeki Yalpalama Salınım Hareketi

MRI cihazı tarafından oluşturulan elektromanyetik alan içerisine giren dokudaki pozitif yüklü protonlar, ana manyetik alana paralel olarak bir mıknatıslanmaya sahip olurlar. Radyo frekansında bir manyetik alan uygulandığında bu dizilen protonlar yön değiştirir ve ana manyetik alan dik olan düzlemde bileşenler oluşturur. Bu dik bileşenler uzunlamasına/longitudial manyetizasyon olarak adlandırılır.

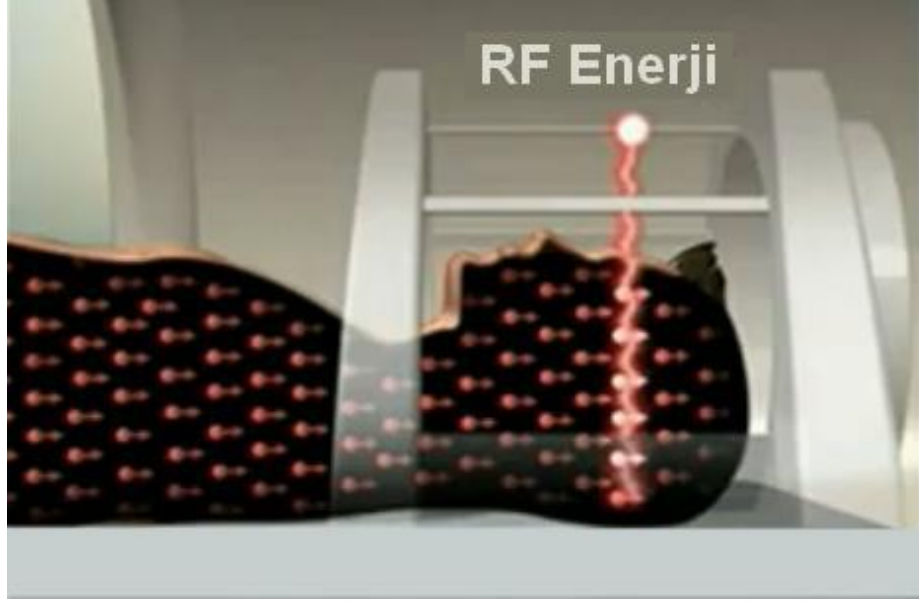
Pozitif yüklü protonların uygulanan manyetik alan etkisiyle yaptıkları salınım hareketleri belli bir senkronizasyon içerisinde devam etmez. Protonların salınım frekanslarının uyum göstermediği duruma, faz dışı(out-of-phase) konum denir. Longitudinal manyetizasyonun oluşması, protonların faz dışı konumda bulunması ile

bağlantılıdır. Şekil 2.5.'de MRI cihazı içerisinde faz dışı konumunda bulunan protonların konumlandırılması gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Protonların Manyetik Alan İçerisindeki Fazı Dışı Konumlandırılması

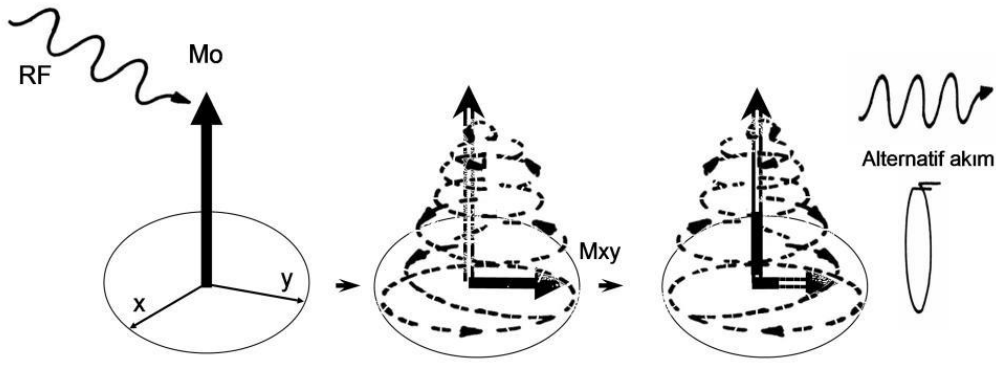
EM alan içerisine giren vücutta net manyetik vektör, dışarıdan uygulanan manyetik alan gücüne paralel olarak oluşur. Şekil 2.6.'da gösterildiği üzere bu paralel manyetik alana dışarıdan RF enerjisi taşıyan dalga uygulanır. Manyetik vektörü kullanarak dokudan sinyal oluşturmak için uygulanan RF dalgası, salınım hareketi yapan düşük enerjili protonlar tarafından emilir ve enerjisi artan protonlar hareketlenerek konum değişir. Emilen bu enerji ortama geri verilmek suretiyle, protonlar eski konumlarına dönerler. Enerji seviyesinin önce artması, akabinde eski haline gelmesi sebebiyle oluşan hareket titreşim ya da rezonans olarak adlandırılır.



Şekil 2.6. Manyetik Alan İçerisindeki Dokuya RF Dalga Gönderilmesi

RF dalgalarının etkisi altında kalan düşük enerji seviyesine sahip pozitif yüklü proton parçacıkları, yüksek enerji seviyesine çıkarlar. Böylece bu protonların manyetik alana paralel durumdan, dik duruma yer değiştirmeleri gerçekleşir. Aynı frekans içerisinde düzensiz olarak faz dışı hareket yapan protonlar faz içi (in-phase) olarak hareket etmeye başlarlar.

Manyetik alan içerisine alınan protonların vektör uçlarının aynı anda salınım çemberinin aynı noktasında olması faz içi durumu göstermektedir. Dokunun net manyetik vektörü dışarıdan uygulanan elektromanyetik alan vektörüne paralel iken 90° yön değişimine uğrar. Oluşan yeni vektör, transfer manyetizasyon vektörü olarak adlandırılır. Faz içi durumundaki protonlar salınım hareketine devam ederek, dokuda oluşan yeni transvers manyetizasyon vektörü Şekil 2.7.'de gösterildiği üzere (x,y) düzleminde döner. Dokunun bu net manyetik vektörünün yön değiştirme açısı, sapma açısı (flip angle) olarak adlandırılır. Bu sapma açısı RF dalganın uygulama süresine ve genliğine bağlı olarak değişmektedir.



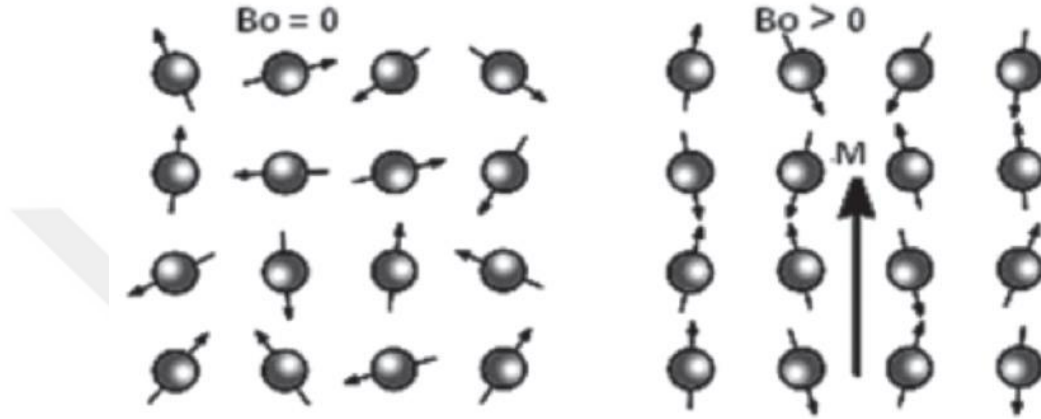
Şekil 2.7. RF Dalga Etkisindeki Protonların Manyetik Alan Vektörü ile Oluşturdukları Açı

MRI cihazlarında kullanılan mikrodalga sargıların çalışma yöntemleri günümüzde sıklıkla karşılaştığımız radyo antenleriyle birebir aynıdır. Kullanılan sargılar, anlama kolaylığı açısından dairesel antenler olarak tanımlanabilir. Radyo antenleri birbirinden konum olarak uzak alıcı ve verici çiftleri arasında RF dalgalar üzerinden haberleşme yapılmasına imkân sağlarken, MRI cihazında kullanılan sargılar yakın EM alan içerisinde kalan dokuları uyarıp, yakın alan içerisinde EM alan değişimlerini ölçebilmek için üretilmiştir.

Radyo antenlerinde kullanıldığı gibi MRI sargıları da uygulama alanının gerektirdiği sekansın tipine ve görüntülemenin amacına göre zamanlaması, süresi, yönü, kuvveti, genliği ve frekansı belirlenmiş RF dalgaları gönderir. Gönderilen RF dalgalar, spinleri uyararak manyetizasyon vektörünün transvers düzleme doğru kaymasına neden olur. RF dalgaları ile uyarılmış protonlar, RF dalgası bittiğinde tekrar eski enerji seviyelerine, yani durağan manyetik alanın uzanımsal yönüne geri gelir. Bunun sebebi kuvvetli bir durağan manyetik alanın manyetizasyon vektörünü kendisiyle aynı doğrultuda hareket etmeye zorlamasıdır.

Manyetizasyon vektörünün RF dalgası tarafından etkilenmesi sonucu vektörel büyüklüğü artan transvers bileşenin zaman içerisinde yok olması, yatay düzlemde manyetik alanın değişmesine sebebiyet verir. Böylece yatay düzlemde yerleştirilen bir alıcı sargı üzerinde hesaplanabilir derecede indüksiyon akımı oluşur. Bu manyetik alan değişiminin oluşturduğu sinyale ait frekans değerleri, protonların dönme frekansı olan Larmour frekansına eşittir. Dolayısıyla bu sinyal, RF dalgası olarak alıcı sargı yardımıyla spinlerden gelen görüntüleme bilgisini taşır.

MRI sinyal seviyesi, manyetizasyon vektörünün büyüklüğüyle aynı yönde sıralanan proton spin sayısı ile doğru orantılı olarak Şekil 2.8.'de gösterildiği üzere değişmektedir. Bu sebepten dolayı durağan manyetik alan kuvveti yükseldikçe, MRI sinyal seviyesi de o oranda yükselmektedir. Genelseviyede bir proton spin grubunun oluşturduğu toplam manyetik momentin büyüklüğü beklendiği üzere manyetik alan şiddetiyle doğru orantılı olarak değişmektedir.



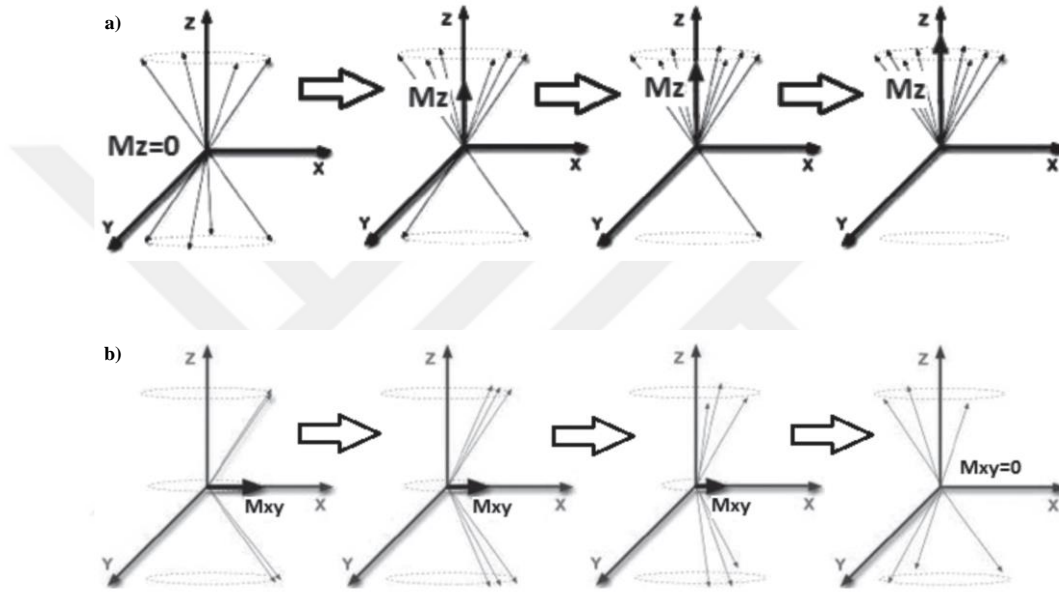
Şekil 2.8. Manyetizasyon Vektörü ile Proton Spinleri Arasındaki İlişki

Proton spinlerinin RF dalga etkisi ile rezonansa girmesi sonucunda manyetizasyon vektörü transvers düzleme doğru RF dalga kuvvetine bağlı olarak sapma açısı oranında eğilir. RF dalgasının kesilmesiyle eğilen proton spinleri tekrar uygulanan manyetik alan ile aynı düzleme çekilir ve paralel şekilde hareket etmeye başlar. Proton spinlerinin manyetizasyon vektörü bileşenlerinin ayrı ayrı incelenmesi durumunda, RF dalga etkisinden sonra proton spinlerinin yatay düzleme sapması sonucu yok olan manyetizasyon vektörünün z-düzlemindeki bileşeni M_z Şekil 2.9.a'da gösterildiği üzere daha önceki şekline dönerken; RF dalga etkisiyle en yüksek değerine çıkan xy-düzlemindeki bileşeni M_{xy} Şekil 2.9.b'de gösterildiği üzere tamamen sönümlenir.

Bu RF dalgası ile uyarım sonrasında manyetizasyon vektöründe ve proton spinlerinde oluşan değişiklik süreçleri relaksasyon (relaxation) olarak adlandırılır. Bu süreç;

1. Birbirine yakın proton spinleri arasındaki manyetik etkileşim,
2. Uygulanan manyetik alanın tüm uzay düzleminde eşit dağılmaması,
3. Proton spinlerine yakın diğer atomlar arasındaki etkileşimlerden büyük oranda etkilenmektedir.

Tüm bu sayılan faktörler, dokular arasındaki kontrast mekanizmalarını oluşturmaktadır. Herbir hedef dokuya ait proton spinler farklı relaksasyon özelliklerine sahiptir.



Şekil 2.9. MRI Cihazından Uygulanan RF Dalganın Manyetizasyon Vektörüne Etkisi

MRI sinyali sayılamayacak kadar çok sayıda proton spininin hareketi sonucu oluşmaktadır. Bu sinyal spinleri manyetizasyon vektörlerinin toplamına bağlı olarak değişmektedir. Vektörel toplama işlemlerinde, vektörler arasında oluşan faz farkı toplam vektör büyüklüğünü de etkilemektedir.

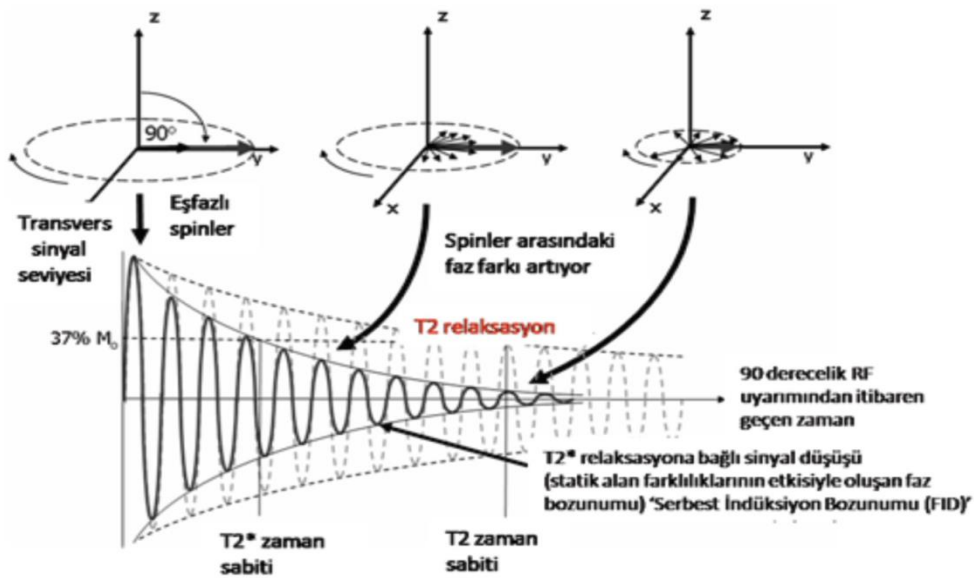
Tüm proton spinlerinin aynı faza sahip olması durumunda toplam manyetizasyon vektörünün büyüklüğü her bir manyetizasyon vektörünün toplamına eşit olur. Diğer taraftan, proton spinleri arasında faz farkı olması durumunda, eşlenik vektör aynı faza sahip vektörlerin toplamıyla kıyaslandığında daha küçük olacaktır.

Proton spinleri arasında, her bir spine etkieden durağan manyetik alanın küçük farklarla birbirlerinden ayrılması sebebiyle, vektörler arasında faz farkları

oluşur. Manyetik alan farklılıkları temelde uygulanan EM alanının homojen olmamasının sonucudur. Bölgesel olarak manyetik alanının değişim göstermesinin sebebi, MRI cihazından ve uygulamaya giren insan dokusundaki manyetik farklılık oluşturabilecek kimyasal yapılardan ileri gelebilir.

İnsan kan dokusundaki demir atomlarının varlığı çok küçük seviyelerde duyarlılık farklılıkları oluşturarak, bölgesel manyetik alan değişikliklerine sebebiyet verebilir. Ayrıca MRI cihazına bağlı inhomojeniteler benzer manyetik alan farklılıklarının istenmeden ortaya çıkmasına neden olabilir. Bu sebepten MRI cihazlarının düzenli olarak ayarlama (shimming) işlemine tabi tutularak manyetik alan farkının en aza indirilmesi gerekmektedir.

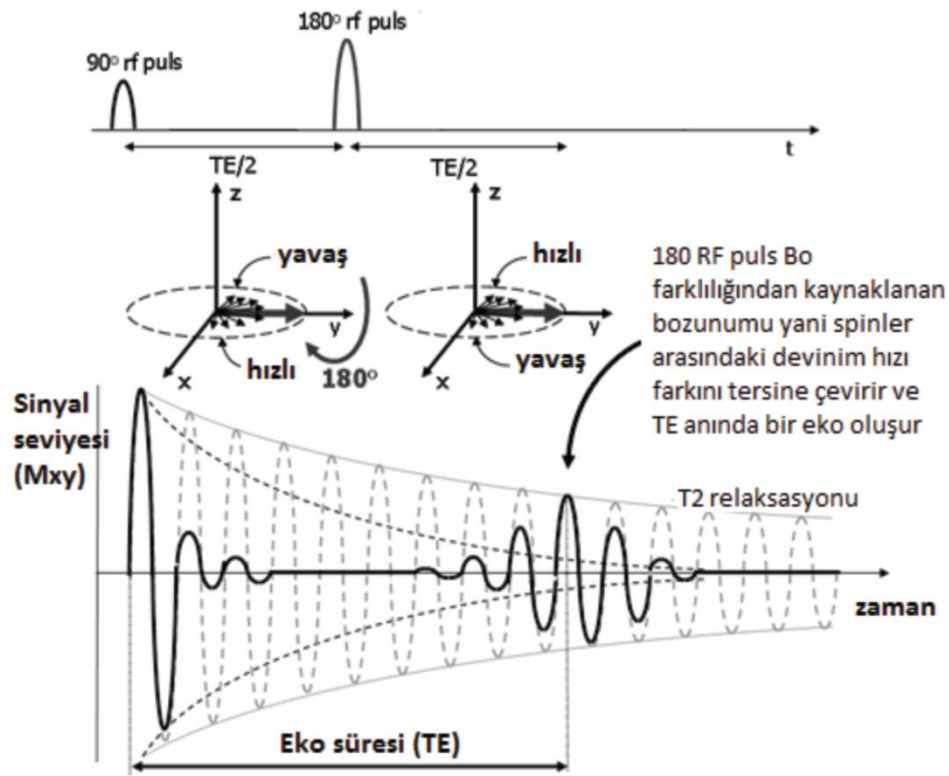
Proton spinleri hareketlerinin başlangıcında tek bir yönde ilerler. Ancak protonlara etki edecek durağan manyetik alandaki, aynı zamanda Larmour frekanslarındaki ufak farklılıklar her bir manyetizasyon vektörünün faz açısının zamanla artırmasına ve proton spinleri arasındaki faz uyumunun bozulmasına sebebiyet verir. Bu sebepten dolayı, manyetizasyon vektörlerinin toplamı da zaman içerisinde azalacak ve fazda oluşan bozulmalar Şekil 2.10'da gösterildiği üzere, MRI sinyalinin azalmasına sebebiyet verecektir. Üssel olarak görülen azalma süreci T2 zaman sabitiyle gösterilmektedir. Sinyal seviyesinin ulaştığı en yüksek seviyenin %37'sine düştüğü zaman süresine T2 süresi denir.



Şekil 2.10. Manyetik Alandaki Değişimlerin MRI Sinyaline Etkisi

Durağan manyetik alanın inhomojenitesi dışında zamana bağlı olarak manyetik alanda değişimler oluşturan etkiler incelendiğinde, değişim nedeni olarak ufak birer mıknatıs etkisinde olan ve manyetik alanları bulunan proton spinlerinin arasındaki mikroskobik yayılmalar sebebiyle oluşan manyetik etkiler görülmektedir. Bu etkileşimler spin-spinrelaksasyonu olarak adlandırılır ve spinler arasında zamana bağlı olarak farklılık gösteren manyetik etkiler sebebiyle oluşur.

Bu etkileşimler sonucu MRI sinyallerinde zaman sabiti T2 kadar azalma gözlemlenir. RF dalga ile hücrelerin uyarılması ve hemen ardından kaydedilen MR sinyalinde durağan ve zamanla değişen manyetik alan varyasyonlarının etkileri birlikte izlenir. Sadece spin-spin relaksasyonunun etkisinin incelenmesi için veya T2 değerinin bulunabilmesi amacıyla durağan alan değişimleri sonucu oluşan faz bozulmaları ortadan kaldırılabilecek ölçümler Şekil 2.11'de gösterildiği üzere uygulanmalıdır.

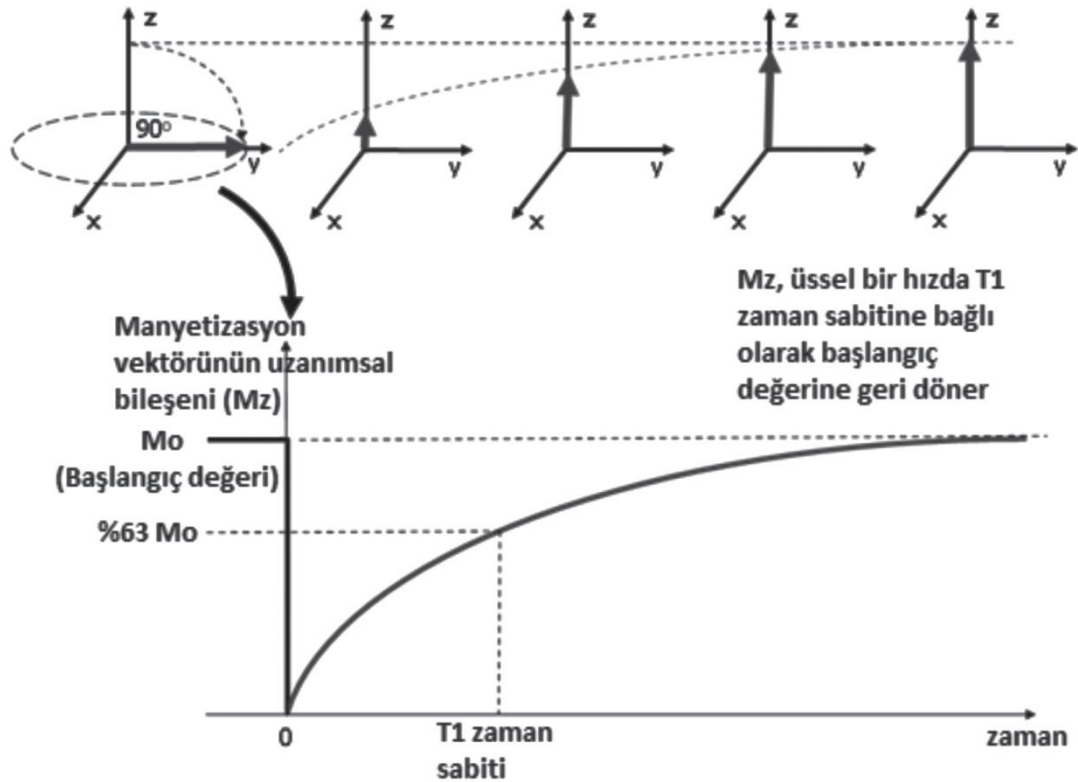


Şekil 2.11. RF Dalga Sebebiyle Oluşan Faz Bozulmaları Ortadan Kaldırılması

Relaksasyon sonucunda, RF dalgası ile proton spinlerine iletilen enerjinin tamamen ortadan kalkması gerekir. Ancak T2 relaksasyon etkilerinin sonucu olarak spinlerde depolanan enerjinin bitmediği ancak ölçülebilen transvers manyetizasyon sinyalinin ortadan kalktığı tespit edilmiştir.

Proton spinlerinin yeniden uygulanacak RF dalgası sonucu sıralanması ve tekrardan denge veya kararlılık konumuna ulaşması için belirli bir süre beklenmelidir. Bu geçen zaman boyunca proton spinlerinde depolanan enerjinin artan spinlerin çevresindeki diğer atomlara iletilerek tamamen yok edilir.

Hidrojen spinlerinin çevresini kuşatan diğer atom ve moleküllerin (kafes) varlığı protonların RF darbe sinyali etkisiyle aldıkları enerjiyi tümünden kaybederek ilk durumlarına geri gelmelerine neden olur. Spin-kafes (Spin-Lattice) relaksasyonu olarak adlandırılan bu durum, T1 zaman sabiti ile tanımlanır. Şekil 2.12'de gösterildiği üzere, T1 süresi manyetizasyon vektörünün ilk büyüklüğünden %37 oranında azalmasına yani başlangıç M_0 değerinin %63'üne düşmesine kadar geçen zamanı göstermektedir.



Şekil 2.12. RF Dalgası Sebebiyle Oluşan T1 Zaman Sabiti

T1 relaksasyonu T2'ye oranla daha uzun sürmektedir. Ayrıca T1 süresi uygulanan manyetik alan şiddeti arttıkça ile yükselirken; T2 süresi, uygulanan manyetik alan şiddetinden bağımsızdır. Relaksasyon süreleri MRI uygulamaları sırasında dokuya zerk edilen bazı kontrast maddeleriyle istenen süreler çekilebilir. MRI uygulamalarında kullanılan Gadolinyum temelli bileşenler içeren kontrast maddeleri T1 veya T2 sürelerini istenen düzeyde ayarlayarak, MRI sinyal seviyesinin daha iyi görüntüleme yapılabilecek oranlara gelmesini sağlar.

MRI uygulamasının yapıldığı dokuda su içeriği ne kadar yüksek olursa, su moleküllerin çok hızlı şekilde hareket etmesi sebebiyle hem T1 hem de T2 süresi uzayacaktır. Ancak kemik, kıkırdak vb. su oranının az olduğu dokularda veya yağ dokularında relaksasyon süreleri kısılacaktır. Manyetik alan değeri yüksek MRI cihazlarında protonların salınım frekansları yükselecektir. Böylece longitudinal relaksasyon zamanı, T1, uzayacaktır. Diğer taraftan tesla değeri küçük MRI cihazlarının salınım frekansı da düşük olacaktır. Enerji transferinin nispeten daha kolay olduğu bu durumlarda, T1 relaksasyon süresi azalacaktır.

3. BÖLÜM

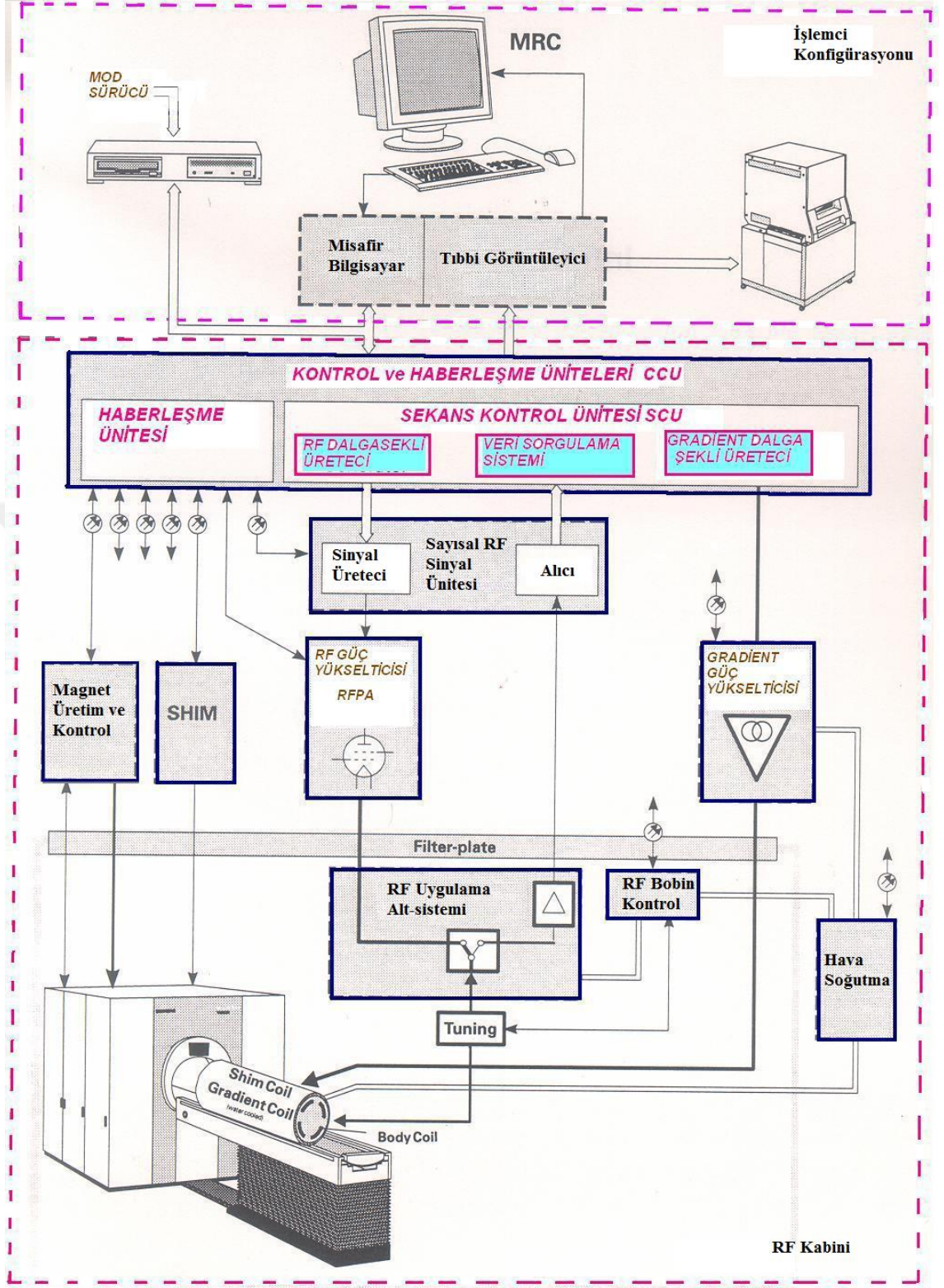
MRI CİHAZININDONANIMSAL YAPISI

MRI cihazı birbirleriyle koordineli olarak çalışan donanım ve yazılımlardan oluşmaktadır. Sistemin donanımsal yapısı iki temel bileşenden oluşmaktadır. Bu temel birimlerden gantri, kesit görüntüleme için kullanılan bilgilerin toplandığı ve hastaların görüntüleme işlemi boyunca içerisinde kaldığı oyuk biçimindeki tüneldir. Gantri içerisinde magnet ve RF sargılar bulunmaktadır. Bu bileşenler üzerinden mikrodalga görüntüleme için gerekli elektromanyetik alan oluşturularak hastanın taranması gerçekleştirilir. Gantri oyuk biçiminde yapısı ile hastayı istenen yön ve açılardan görüntülemeyebilme kapasitesine sahiptir. Bu özelliği MRI sistemlerini diğer tıbbi görüntüleme tekniklerine karşı üstün kılmaktadır.

Bunun dışında kalan diğer MRI bileşenleribilgisayar ve görüntüleme üniteleridir. Bu üniteler gantri üzerinden elde edilen ham verilerin işlenmesi ve MRI cihazının kontrol edilmesi amacıyla geliştirilen yazılımların çalıştığı donanımlardır.

MRI cihazları buldukları ortamdan çok iyi biçimde izole edilerek çalıştırılmaktadır. Bu sebepten dolayı cihazın bulunduğu oda Faraday kafesi ile çevrelenmiştir. Faraday kafesi, elektriksel iletken metalle kaplanmış ya da iletken ağ ile örülmüş içteki hacmi dışarıdaki elektrik alanlardan koruyan bir yapıdır. Faraday kafesi ile elektrik alanının içeri girmesi ve dışarı çıkması engellenerek, MRI çalışma ortamı ile dış dünya arasında tam olarak elektriksel yalıtım sağlanmış olunur.

MRI cihazları yüksek manyetik alanın sağlanabilmesi amacıyla sıvı Helyum – Nitrojen gazı ile soğutulur. Bu gazların çalışma ortamında güvenli şekilde saklanabilmesi için sızıntılara karşı oda içerisinde oksijen oranının azalmasına duyarlı detektörler bulundurulur. MRI cihazlarının mümkün olan en verimli şekilde çalıştırılabilmesi amacıyla ortam ısısı 18⁰ ile 20⁰ C arasında iklimlendirilmektedir. Miknatis ve sargılardan oluşan MRI sisteminin yapısı Şekil 3.1.'de verilmiştir.



Şekil 3.1. MRI Sistemi Blok Şeması (Hornak, 2000)

Manyetik alanın üretilmesinde farklı mekanizmalar kullanılmakla birlikte, MRI sistemleri temelde benzer parçalardan oluşmaktadır (Konez, 1995).

1. Ana Mıknatıs (Magnet)
2. Shim sargıları (Shim coil)
3. Gradyent sargıları (Gradient coil)
4. RF sargıları (RF coil)

3.1. Gantri

MRI cihazına giren insan vücudunun tamamen tarama alanına alındığı tünel biçimindeki gantri, tıbbi görüntüleme amaçlı olarak güçlü manyetik alan oluşturur. Böylece gantrinin oluşturduğu manyetik alanın içine giren canlı dokularda atomik-moleküler düzeyde titreşimler yaratılır. MRI görüntülemesi süresince hasta ve hasta masası sabit tutulur, kesit alma işlemleri sırasında hareket edilmez. Gantri yapısı, magnet ve bobinler (sargılar) olmak üzere iki alt birimden oluşur.

3.1.1. Magnet

MRI cihazlarının kritik donanımı magnetler ya da mıknatıslardır. Hedef dokunun tünel içerisine yerleştirilmesiyle tıbbi görüntülemeye olanak sağlayacak düzenli ve güçlü manyetik alanı oluşturulur. Günümüzde MRI cihazlarında farklı türden magnetler kullanılmaktadır (Konez, 1995).

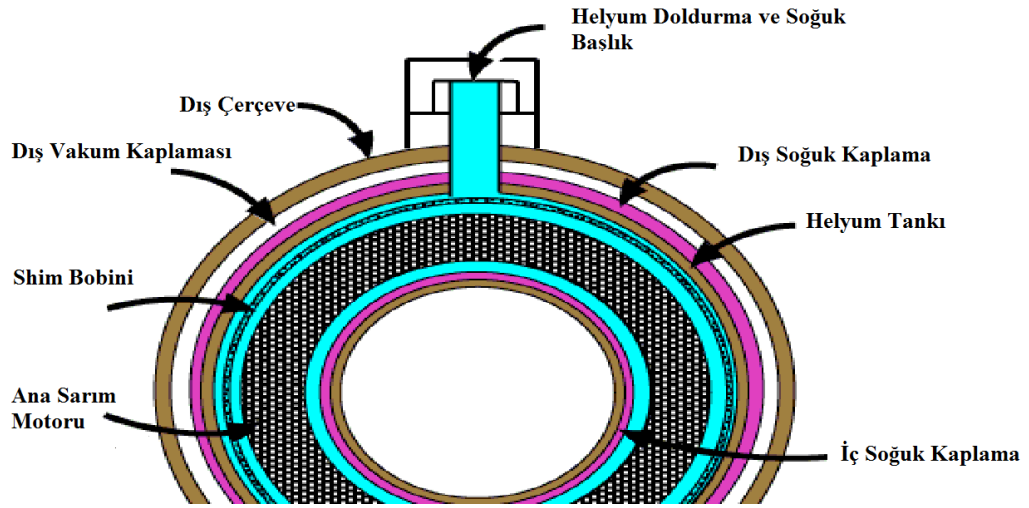
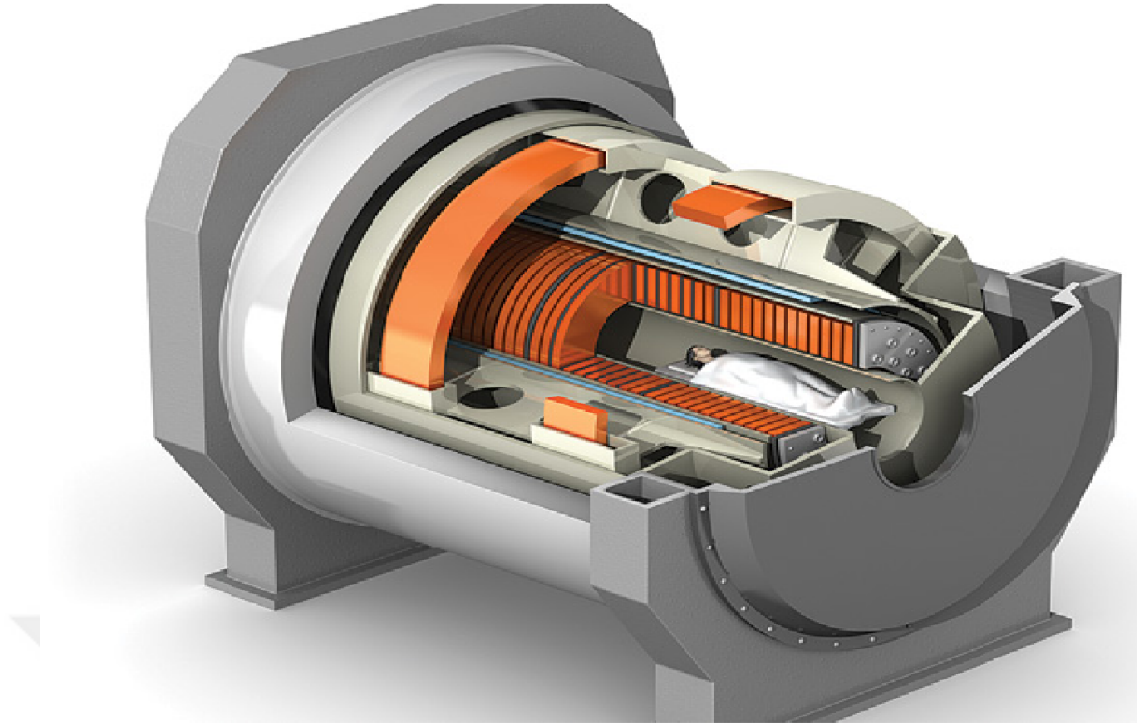
1. Süperiletken (Superconductive) Magnet
2. Sabit Güçlü (Permanent) Magnet
3. Rezistiv (Resistive) Magnet
4. Hibrid (Hybrid: Permanent&Resistive) Magnet
5. Elektro (Electro) Magnet

Sabit güçlümıknatıslarda, manyetik alan sabit kaldığı için dışarıdan enerji uygulanmasına gerek yoktur. Ancak süperiletken ve rezistiv mıknatıslarda manyetik alan oluşumu dışarıdan enerji alınmasıyla oluşur. En yaygın kullanılan mıknatıs tipi kuvvetli manyetik alan oluşturan süperiletken magnetlerdir.

Manyetik alan gücü, Gauss (G) birimi ile ifade edilir. 10000 Gauss bir Tesla'ya eşittir. Günümüzde 2 Teslaya ulaşan manyetik güçte MRI cihazları tıbbi görüntüleme amacıyla kullanılmakla birlikte, deneysel amaçlı lab. cihazlarında daha yüksek manyetik alan değerleri elde edilmektedir (Kaya vd., 1996).

Süperiletken mıknatıslar, güçlü manyetik alan üretme kabiliyetleri ile günümüzde en sık kullanılan magnetlerdir. Bu mıknatıs türlerinde, gantrinin çevresini saran iletken teller bulunur. Süperiletken magnetler, kullanılan tellerinde rezistansın gelişmediği sıvı helyum derecelerinde çalışır. Bu mıknatıs türü, çok sayıda cryostat yapısının iç içe geçmesi ile oluşur. Magnet içinde helyum ve nitrojen gibi kriyojenler soğutma amacıyla kullanılır. Kriyojenler zaman içerisinde azalır ve tamamlanarak sistem çalışır halde tutulur. Sıcaklığın kontrol dışında artması magnet tellerinde süperiletkenliği ortadan kaldırır. Böylece tellerde rezistans gelişerek kriyojenler ısınır ve sistem soğutması yapılamayacağından çalışmaz. Kullanılan magnet türüne göre, gantri içerisindeki manyetik alan yönü hastaya paralel olarak değişir.

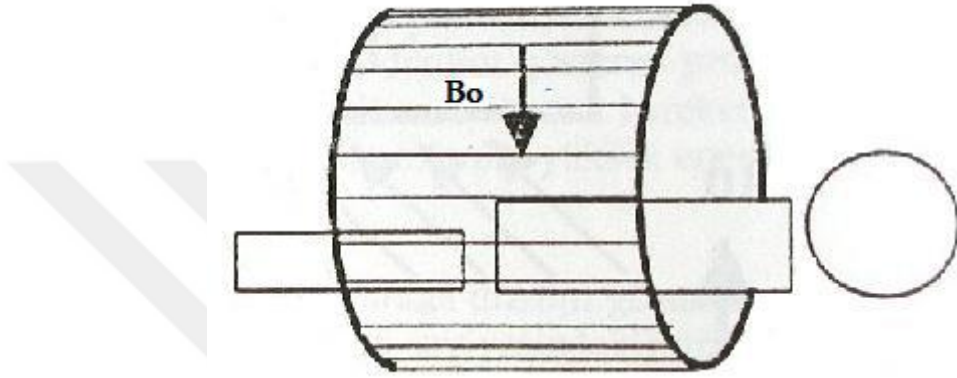
Süperiletken mıknatısların işletme maliyeti yüksek olmasına rağmen 1 Tesla'dan daha fazla manyetik alan oluşturabilen tek magnet tipidir (Vural, 1997). Süperiletken magnetlerde iletkenler, elektrik akımına sıfır direnç gösterdikleri süperiletkenlik halinde ve çok düşük sıcaklıklarda muhafaza edilir. Bu amaçla -269°C ' de sıvı halde bulunan helyum kullanılır. Kriyostatlar içerisinde sıvı helyum bulunan ünitelerdir. Bobin tellerinin süperiletken olabildikleri düşük sıcaklık seviyelerini kriyostat yapıları sağlar. Böylece iletken içerisinden daha çok elektrik akımı geçirilerek, yüksek magnetik alan güçleri elde edilir (Kaya vd., 1996). Süperiletken mıknatıslar kullanan MRI cihazları ve içyapısı Şekil 3.2.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Süperiletken Magnet Yapısı ve MRI Cihazı (IEEE Spectrum, 2013)

Sabit güçlü magnetler, dışarıdan herhangi bir kaynak kullanılmadan doğal ve sürekli elektriksel manyetik alan gücü oluşturur. Bu magnetler, manyetize edilmiş ferromagnetik materyalden yapılmıştır. Ağırlıkları ile orantılı olarak manyetik alan kuvveti yaratabilir. Bu sebepten dolayı yüksek alan gücü ancak fiziksel olarak çok büyük mıknatıslara kullanılabilirerek sağlanır. Ana manyetik alan hastaya dik olduğundan dolayı kalıcı magnetlerde özel sargı ve gradient sistemleri kullanılır.

Fiyatı ve işletme maliyeti düşük olmasına rağmen, oluşturulan en yüksek manyetik alan gücü 0,3 Tesla'yı geçemez. Geleneksel kalıcı magnet tekniklerinde, 0,3 Tesla gücündeki magnetlerde 100'lük mıknatıslar kullanılır. Ancak pratikte kullanışlı olmayan bu yaklaşımı ortadan kaldırabilmek için yeni geliştirilen alaşımlardan yapılan mıknatıslarla düşük ağırlıklı yapılardan nispeten daha yüksek mıknatıslanma elde edilir. Şekil 3.3.'de sabit güçlü magnetlerde manyetik alan oryantasyonu gösterilmiştir.



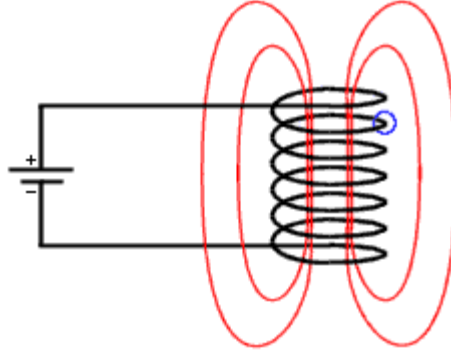
Şekil 3.3. Sabit Güçlü Magnetlerde Manyetik Alan Yapısı (Lauterbur ve Liang, 1999)

Rezistiv magnetler süperiletken mıknatıs yapısında olmasına rağmen kriyostat sistemine dâhil değildir. Bu magnetlerde yüksek alan gücü oluşturulmak istendiğinde, ısınma kriyostat ile düşürülemediğinden başarılı olunmaz. Elektrik akımı ve soğutma sistemi gereksinimi sebebiyle bu magnetlerde enerji tüketimi yüksektir. Bu sebepten dolayı rezistiv magnetlerde istenen alan gücü pratikte elde edilemez. Hâlihazırda 0,2 Teslayı geçemeyen ana manyetik alanın yönü hastaya paraleldir (Vural, 1997).

Hibrid yapıdaki mıknatıslar kalıcı ve rezistiv magnetlerin özelliklerini barındırır. Böylece pratikte daha yüksek alan gücüne sahip mıknatıslanma elde edilebilir. Hibrid yapı kullanılarak rezistiv magnet yapılarında karşılaşılan soğutma problemlerinin önüne geçilebilir.

Elektro magnetler merkezinde yumuşak demir çekirdek ve bu çekirdeğin çevresine Şekil 3.4.'de görüldüğü üzere bobin sistemi sarılmış mıknatıslardır. Bu

mıknatıs türlerinde, bobinlerden elektrik akımı geçirildiğinde manyetizma özelliği ortaya çıkar. Ortalama 0,4 Tesla'lık ulaşan manyetik alan güçleri elde edilebilir. Kalıcı ve elektro magnet türlerinde manyetik alan yönü hastaya diktir.



Şekil 3.4. Elektro Magnet Yapısı (Lauterbur ve Liang, 1999)

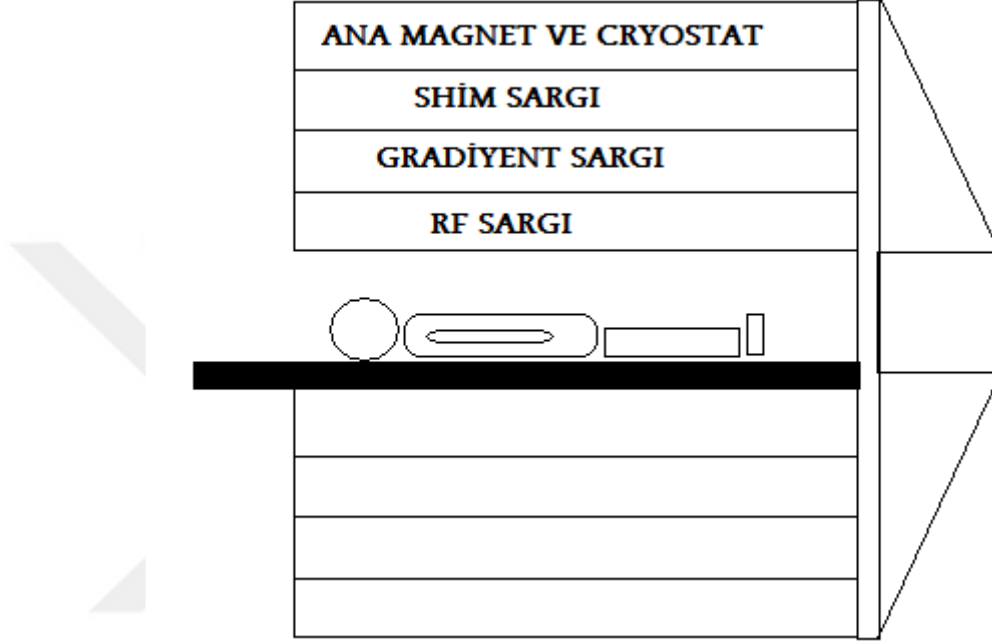
Tablo 3.1.'de MRI cihazlarında kullanılan mıknatıslara ait genel değerlendirmeler, avantajları ve dezavantajları yönünden sunulmuştur. Özellikle 1980'ler sonrası tıbbi görüntüleme alanında sıklıkla kullanılmaya başlayan süperiletken magnetler, görüntüleme performansı açısından başarılı olmasına rağmen yüksek üretim, kurulum ve işletme maliyetlerine sahiptirler.

Tablo 3. 1. Farklı Magnet Türlerinin Karşılaştırılması

Magnet Türü	Avantaj	Dezavantaj
Sabit güçlü Mıknatıs	Dışarıdan elektrik enerjisi uygulanmaz, üretim ve işletme maliyetleri düşüktür.	Manyetik alan gücü ve SGO düşük, Spektroskopi yapılamaz ve ortamdaki ısı değişimlerine duyarlı.
Süperiletken Mıknatıs	Manyetik alan gücü yüksek, homojen manyetik alan üretimi, Yüksek SGO, Spektroskopi yapılabilir, Hızlı görüntüleme.	Sistemin üretimi, kurulması ve işletilmesi yüksek maliyetler barındırır, MRI cihazı kolayaçılıp kapanmaz.
Rezistiv Mıknatıs	Güvenilir ve kolayca açılıp kapanır sistem, soğutma ihtiyacı yok, kurulum ve işletme maliyetleri düşük.	Manyetik alan gücü ve SGO düşük, Spektroskopi yapılamaz ve elektrik tüketimi yüksektir.

3.1.2. Bobinler (Sargılar)

Manyetik görüntüleme sistemlerinde kullanılan sargılar, iletken tellerden oluşur. Mıknatısın iç kısmından gantri boşluğuna doğru yukarıdan aşağıya doğru Şekil 3.5.'de gösterildiği üzere shim, gradiyent (gradient coil) ve RF sargılar bulunur.



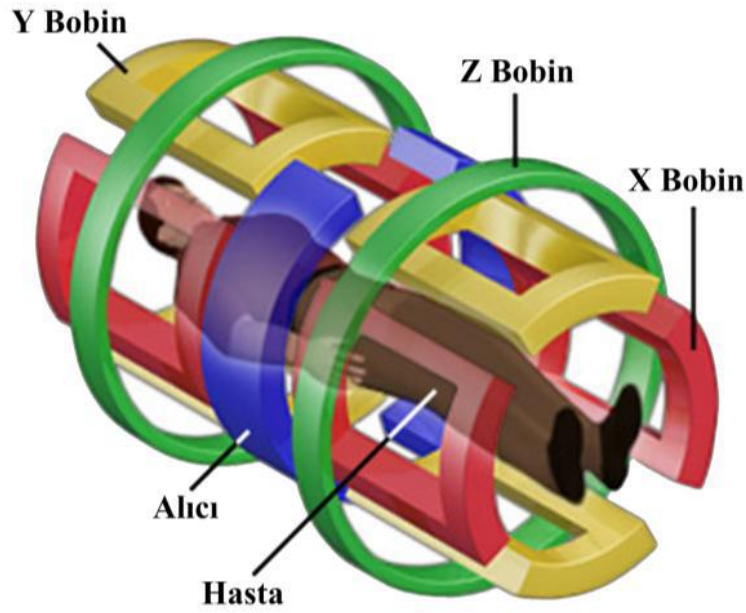
Şekil 3.5. MRI Magnetinin İç Kısımındaki Bobinler

Shim sargıları, süperiletken ve rezistiv hibrid mıknatıslarda, ana magnetin hemen alt bölümüne yerleştirilir. Magnet tarafından üretilen manyetik alanın her yere eşit olarak dağıtılabilmesi ve hastaya uygulanan manyetik kuvvetin dengelenmesi amacıyla kullanılır. MRI cihazlarında üretilen manyetik alan her yere eşit dağılmaz ise alınan kesitte uzaysal noktalarda görüntüleme hataları oluşur. Shim sargısı temelde bu manyetik alan dağılımındaki homojeniteyi düzenleyerek olası görüntüleme hatalarının önüne geçer.

Gradient (Eğim) sargılar, MRI cihazlarında görüntü elde edilirken kesit belirleme, faz-kodlama ve frekans-kodlama eğimlerinin yapılması için kullanılır. Kullanılan ana mıknatısın türü görüntüleme performansını belirleyici özellikte olsa da, performans başarısını büyük ölçüde gradient sisteminin açılıp kapanma hızı belirler. Görüntü alınırken çok hızlı biçimde defalarca açılıp kapanan eğim sargıları,

MRI çekilmesi esnasında duyulan seslerinin kaynağıdır. Gradient sargı uygulandığında, eğimin uçları arasında değişen miktarlarda manyetik alan farklılıkları oluşur. Böylece eğim akışı boyunca protonlar birbirlerinden az da olsa farklı tınlaşım frekansları gösterir. Bunun sonucu olarak elde edilen sinyal sınırlanır.

Şekil 3.6.'da gösterilen gradient sargıları, kesit elde etme esnasında, dış manyetik alanda değişiklik yapar. Gradient sistemi kullanılarak, hastanın MRI cihazı içerisinde yatış şekli değiştirilmeden paralel (aksiyal), planar (koronal) ve sagittal kesitler alınması mümkündür. Gradient sargıların üç ayrı düzlemde çalışabilmesi için üç farklı sargı kullanılır. Bu sargılardan her birisi x, y, z koordinatlarından sadece tekini kontrol eder. Gradient sisteminin uygun biçimde düzenlenmesi ile oblik (zorunlu) kesitler de elde edilebilir. Gradient sargıların bilgisayar kontrolü ile aynı anda bir ya da birkaçı çalıştırılır ve ana manyetik alan üzerinde kısa zamanlı değişiklikler elde edilir.



Şekil 3.6. MRI Cihazlarında Gradient Magnet Yapısı

RF Sargılar, tıbbi görüntüleme yapılacak dokuları uyarmak ve bu dokularda RF sinyalin oluşturduğu etkiyi geri toplayıp görüntü sinyal kaydını yapmak amacıyla kullanılır. Gantri içerisine yatay olarak yerleştirilen hastanın hemen üzerinde magnet içerisinde konumsal olarak öncelikle RF sargılar bulunmaktadır.

Bu sargılar, görüntülenecek dokuları uyarmak için dokudaki boyuna manyetizasyon vektörlerini istenen açı ile (flip angle) hastaya uygun RF sinyalleri gönderir. Kullanılan RF sinyaller analog darbeler (pulse) şeklindedir. MRI sistemlerinde görüntüleme için kullanılan RF frekans bandı ve bu frekans bandında yapılan ışımanın gücü, RF modülator devreleri üzerinden düzenlenir. MRI sistemlerinde RF sargılar sinyal verici özelliğinin yanı sıra sinyal alıcı/toplayıcı olarak da kullanılır. Hedef doku yüzeyinden geri gelen RF sinyali tespit eder ve toplar. Alınan sinyal RF demodulator üzerinden taban sinyale (Base signal) dönüştürülerek, bilgisayar ekranından izlenebilir. Sargı tarafından üretilen RF darbe sinyali, etki alanı içerisindeki dokulara homojen olarak ışıyarak görüntü kalitesini artırır. Farklı vücut bölgelerini incelemek için değişik RF sargıları kullanılır. RF bobinleri, incelenen vücut bölgesine ne kadar yakınsa, sinyal-gürültü oranı, SGO, (SNR-Signal to Noise Ratio) gürültünün bastırılması sebebiyle yükselir.

MRI tıbbi görüntüleme sistemlerinde kullanılan RF sargılar, genel anlamda RF alıcı ve vericilerdir (RF transmitter and receiver). RF sargının, duyarlılığı (sensitivity) “Q” ile gösterilen “kalite faktörü” (quality factor) ile ölçülür. Yüksek Q sahibi sargılar mükemmel verici (transmitter) ve alıcı (receiver) olarak çalışır. Mühendislik uygulamalarında kalite faktörü boyutsuz bir parametre olarak osilatör veya resanator gibi alıcı ve vericilerin frekansını ayarlayan ekipmanların eksik sönümlü olma durumunu gösterir. Kısaca aşağıdaki eşitliklerde gösterildiği üzere, RF sistemlerde rezonans döngülerinin kalite faktörü bant genişliklerinin, merkezi çalışma frekansları olarak tanımlanabilir (Chunli vd., 2009).

$$Q = \frac{\omega_0 L}{R_s} = \frac{1}{\omega_0 C R_s} \quad (5)$$

$$Q = \frac{\omega_0}{\Delta\omega_0} \quad (6)$$

Burada ω_0 ve $\Delta\omega_0$ sırasıyla rezonans merkez frekansını ve bant genişliğini,

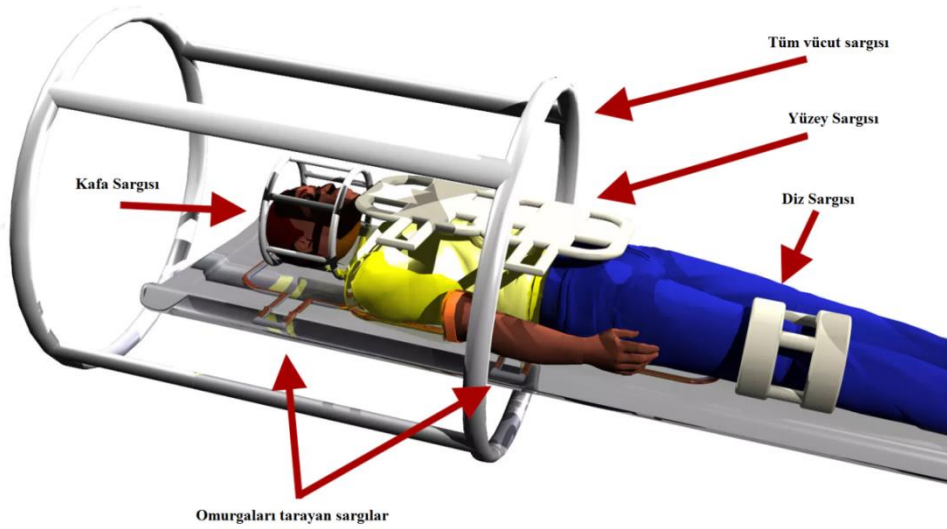
L ve C sırasıyla rezonans endüktansını ve kapasitansını,

R_s , eşdeğer seri rezistansı göstermektedir.

RF görüntüleme sırasında kullanılan analog darbe (pulse) sinyali ve RF enerji, hastanın yağ/kilo durumuna, hacmine ve yapılan tıbbi incelemenin türüne

göre değişir. RF sinyalin insan vücutu içerisine penastrayonu ve vücut içerisinde ilerlemesi hedef kişinin vücut hacmine ve yağ dokusuna bağlıdır. RF sinyal insan vücutu içerisinde kas hücrelerinde daha iyi ilerleyebilirken, yağ dokuları içerisinde bozulmaya uğrar.

RF sargılar, bu yüzey ve hacim işlemlerini istenen performansla yapabilmek için tasarlanmıştır. Yüzey (surface) sargıları, yüzeye yakın hedef doku bölgesine doğrudan yerleştirilen, farklı şekil ve yapılar da tasarlanan alıcı RF sargılarıdır. Bu sargılar magnet içerisindeki RF vericiden gönderilen sinyalin vücuttan geri dönüşünü toplar ve sadece alıcı görevi görür. Yüzey sargıları, belli bir hedef bölgeden sinyal geri dönüşü aldığından gürültü oranını düşürür. Böylece yüksek SGO'na sahip sistemlerin tasarlanmasını sağlar. şekil 3.7.'de uygulama alanlarına göre özelleşmiş sargılar gösterilmektedir.



şekil 3.7. Uygulama Alanlarına Göre Farklı Sargılar (Imaios, 2019)

Hacim (volume) sargıları, vücudun daha geniş alanlarını görüntülemek için kullanılan, alıcı ve verici işlevini aynı anda gören RF sargılarıdır. Tüm MRI sistemlerinde kullanılan ve vücudu çepeçevre saran bu bobinler hedef doku bölgesinin genişliğine göre ayarlanabilir özelliktedir.

3.2. Bilgisayar ve Görüntüleme Ünitesi

MRI cihazlarında RF alıcı ve vericiler tarafından üretilen sinyallerin kontrol edildiği, sinyal işleme algoritmalarının çalıştırıldığı ve tıbbi görüntüleme operasyonlarının yürütüldüğü donanımlar bilgisayarlardır. Tıbbi görüntüleme kalitesinin başarısı ve hızı, kullanılan MRI donanımları yanı sıra bilgisayarın kabiliyetlerine ve bilgisayar üzerinde koşturulan yazılım algoritmalarına bağlıdır.

MRI üzerindeki RF sistemlerden elde edilen veriler, kablo hatları aracılığıyla görüntü işleme amacıyla bilgisayara iletilir. Alınan temel frekanstaki sinyallerden tıbbi görüntüler oluşturulur ve operatör ekranına gönderir. Bu görüntüler üzerinde düzeltmeler ve gerekli ayarlamalar yapılır, çıktılar alınır ve uzman doktora görüntü yönlendirilir.

3.3. RF Alt Sistemler

MRI cihazının kullanıldığı oda diğer tüm RF sinyallerden temizlenir. Bunun sağlanabilmesi amacıyla, başka RF sinyallerinin bozucu etki yapmaması için oda faraday kafesi olarak tasarlanır. Dolayısıyla oda çift yönlü olarak RF sinyal geçişine kapatılmış, yalıtımlı oda haline gelmiş olur. Odanın içerisinde MRI cihazında üretilen RF sinyaller de oda dışına yayın yapmaz. MRI cihazında üretilen RF sinyaller filterplate tarafından filtrelenerek kullanılır. Tüm bu RF çalışma prensipleri göz önüne alındığında, MRI cihazının tıbbi görüntüleme için özelleşmiş belirli bir frekansta (60,68MHz) RF yayını gönderen ve yansıyan RF sinyalleri toplayan uygulamaya özel bir radyo sistemi olduğu söylenebilir.

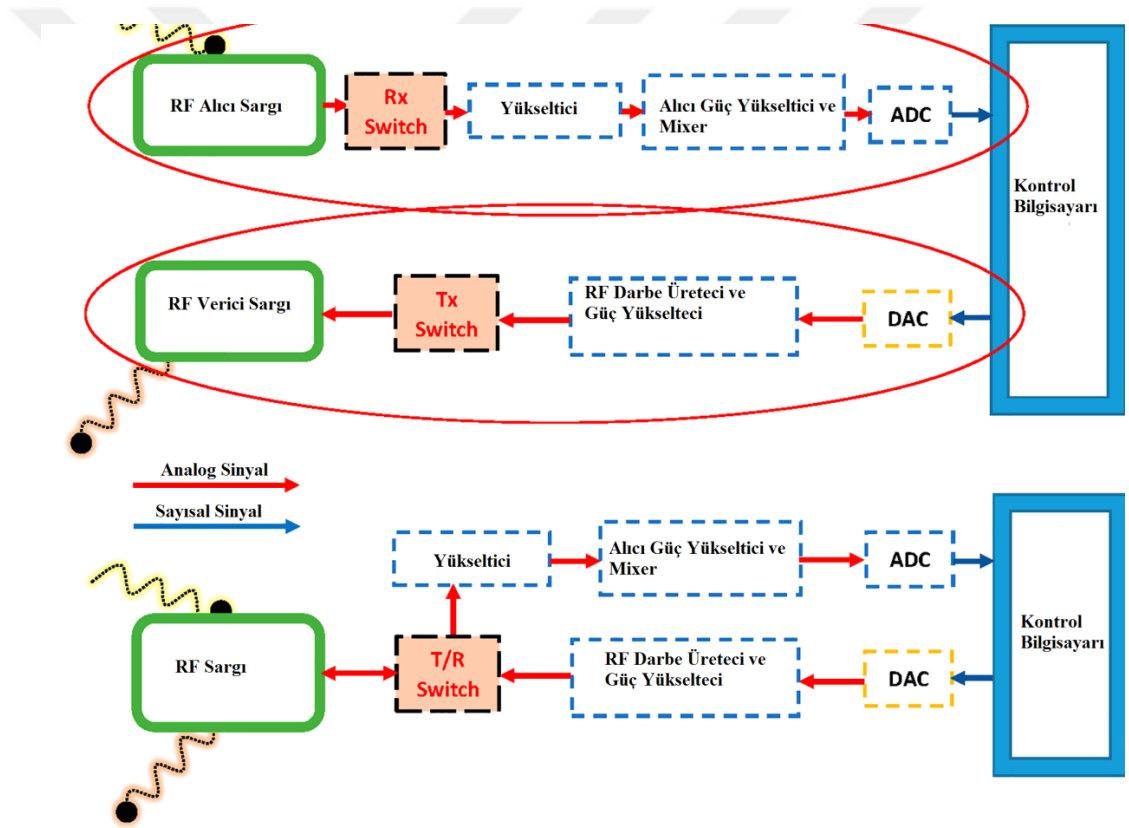
Bu RF sistemi donanımsal olarak donanım olarak beş temel üniteye;

1. Dijital RF Sinyal Ünitesi (Digital RF Signal Unit-DRFSU),
2. RF güç kuvvetlendiricisi (RF Power Amplifier-RFPA),
3. RF uygulama sistemi (RF Application System- RFAS),
4. RF sargı kontrolü (RF Coil Control-RFCC),
5. RF anten sistemleri (Antenna Systems) olarak incelenebilir.

Dijital RF sinyal ünitesi, geniş bantlı bilgisayar kontrollü RF sinyal işleme birimidir. Bu alt sistem içerisinde dokulara gönderilen RF uyarım pulsu üreten ve

alınan görüntüleme sinyalini işleyen donanım bulunur. Temelde RF sinyal üreticinin alıcı kısmı, demodülatör, alçak geçiren filtre ve analog sayısal dönüştürücüden oluşur. Verici kısmında ise ilk sinyalin üretilmesinde kullanılan modülatör, RF filtre ve sayısal-analog dönüştürücü bulunur. Alçak geçiren filtre, modülatör ve demodülatörün çalışma frekansında sinyal üretmesine yardımcı olan mixer (synthesizer) ve yüksek gelen RF sinyali kırpan ekipmanlar bu alt-sistemde bulunur.

Şekil 3.8.'de gösterildiği üzere RF sistemler alıcı ve verici olarak ayrılarak iki farklı kanaldan sinyal akışı sağlanabildiği gibi tek bir RF sargı bloğu kullanılarak alıcı ve verici sistemleri birleştirilebilir. MRI verilerinin işlenmesi sayısal sistemler üzerinden yapılırken, RF sistemler analog yapıda çalışmaktadır.



Şekil 3.8. MRI Cihazında RF Sistemler (Gruber, 2018)

RF güç kuvvetlendirici modülatörde üretilen RF sinyalini dokuların uyarımı için gerekli olan güç seviyesine çıkarır. MRI cihazının yapısı ve çalışma frekansları göz önüne alındığında, düşük RF frekans bantları ve hedef dokuya yakın anten konumlandırılması sebebiyle RF MRI sinyali serbest yayılımda düşük oranda

zayıflamaktadır. Sinyal üzerindeki esas zayıflama insan vücudundaki penetrasyon sırasında olmaktadır. RF yükselteç bu zayıflamayı dengeleyici özellikte olmalıdır.

Diğer taraftan üretilen RF sinyalin insan sağlığına zarar verici seviyede olmaması gerekir. Vücut sargısı kullanıldığı durumda ortalama 80 kiloluk bir hastanın manyetizasyon vektörünü 180^0 döndürebilmek için 280 ile 350 V arasında bir gerilim üretilmelidir.

RF uygulama sistemi, üretilen pulsu hedef doku bölgesine gönderir ve burada oluşan görüntüleme sinyalini geri alır. Bu birim, MRI cihazı üzerinde bulunan farklı sargıları destekleyebilir fonksiyonel bileşenleri içerir. Bu alt-sistemde temel olarak kuvvetlendirme, verici/alıcı anahtarlama ve tuning işlemleri gerçekleştirilir.

Hedef dokudan geri yansıyan tıbbi görüntüleme sinyali oldukça küçüktür. Bu sinyalin belirli bir eşik seviyesinin üzerinde ise tespit edilip alıcı tarafından toplanır. Akabinde işlenebilir olması için kuvvetlendirme yapılır. Sinyal yükseltilirken aynı zamanda sinyalin içerisinde gömülü olan gürültü de kuvvetlendirilir. Bu sebepten dolayı SGO'nun en uygun değerde tutulması gerekir. Uygulanan yükseltme yöntemi ve kuvvetlendirici tipi alıcı alt-sistemin performans başarımında belirleyicidir.

Alıcı/Verici anahtarlama (Tx / Rx switch) alt-sistemi, MRI cihazlarında RF sinyalin hedef dokuya gönderilmesi ve geri alınması için ortak anten kullanıldığında bulunur. İletilen ve geri alınan sinyalin yalıtılması için kullanılır. Anahtar, RF sinyal ışıması süresince verici tarafına, geri dönen sinyallerin toplanması esnasında alıcı tarafına dönüktür.

Tuning, anten empedansını iletim hattının empedansına eşitlenmesidir. Vakumlu kapasiteler veya varikap diyotlar kullanılarak anten ile iletim hattı arasındaki empedans uyumunu sağlanır. Böylece antende toplanan sinyalin iletim hattına geçişi sırasında yansıma katsayısı sıfır olduğundan dolayı antene geri yansıyan sinyal olmaz. Maksimum güç transferi sağlanmış olunur. Bu iletim hattının tam tersi de doğrudur. Işıma amacıyla iletim hattından antene gönderilen sinyal empedans uyumunun olduğu durumda yansımaya uğramaz. Güç iletimi en üst seviyeye çıktığı gibi iletim hattı üzerinde hareket eden dalgaların oluşması engellenmiş olunur.

3.4. Kontrol ve Haberleşme Ünitesi

MRI cihazlarında ölçüm sisteminin en önemli birimi Kontrol ve Haberleşme Ünitesidir (Control and Communcation Unit, CCU). Bütün ölçme sistemine ait bileşenlerin kontrolünü yapan mikroişlemci tabanlı kontrol ve sinyal işleme kartları bu birimde bulunur. Haberleşme ve sekans kontrol bileşenleri olmak üzere iki temel sınıfta fonksiyonları vardır.

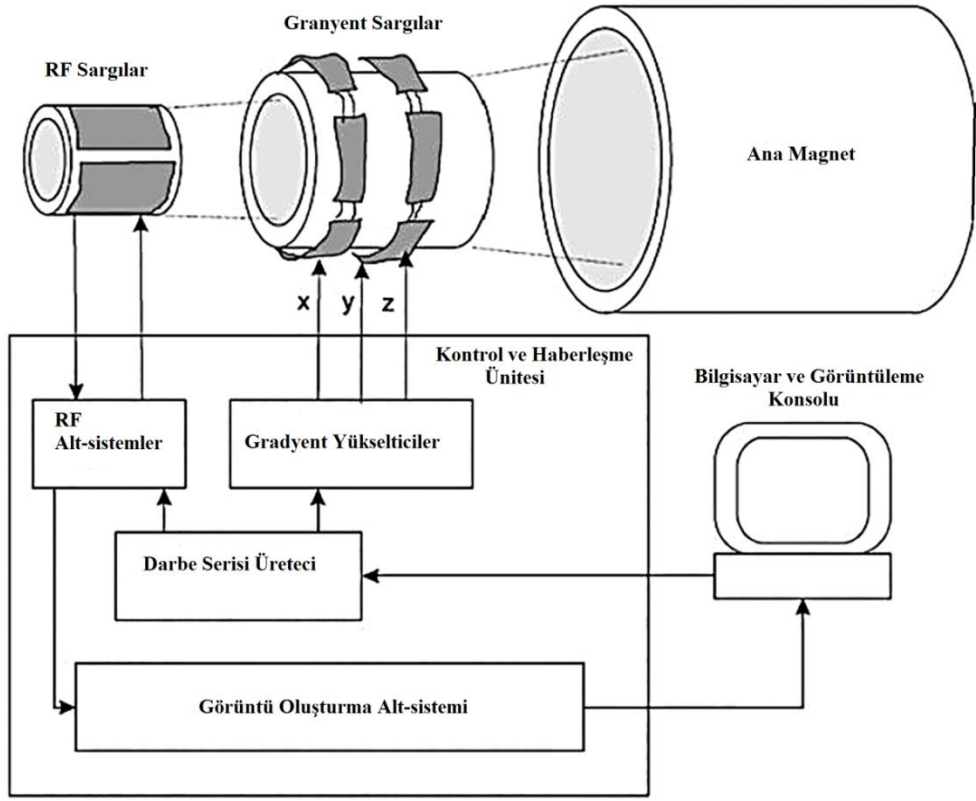
Haberleşme birimi temel olarak giriş çıkış kontrol birimi (Input/Output Controller- IOC) ve ana kontrol ünitesi (Main Control Unit - MCU)'den oluşur. Giriş çıkış kontrol birimi, ana kontrol ünitesinin dışı haberleşme bağlantılarıyla konuk bilgisayara ve MR ölçüm sisteminin bileşenlerine bağlanmasını sağlar.

Sekans kontrol ünitesi, (SCU-Sequence Control Unit) ölçüm sisteminin bileşenlerini yönetir. Bu ünite, RF ve gradyent sinyal dalga şekillerini oluşturarak, farklı pulse türlerinin (RF, gradyent ve veri sorgulama tetikleme darbeleri) senkronizasyonunu sağlayan zamanlama sinyallerini üretir. Ayrıca, RF sargıların tuning, frekans ve verici ayarları sekans kontrol ünitesi üzerinden yapılır.

Sekans kontrol ünitesini temel blokları,

1. RF dalga şekli üretici (RF Waveform Generator),
2. Veri sorgulama sistemi (Data Acquisition System-DAS),
3. Gradyent dalga şekli üreticisi (Gradient Waveform Generator) olarak sınıflandırılabilir.

Şekil 3.9.'da kontrol ve haberleşme ünitesinin ana blokları ve bu ünitenin diğer MRI birimleriyle olan ara yüzleri gösterilmiştir. Özellikle gradyent kontrol mekanizmaları üzerinden hastaların istenen doku bölgelerine yönelik görüntüleme açıları ayarlanmaktadır. Diğer taraftan RF alt-sistemler ve RF sargılar arasındaki kontrolde yine kontrol ve haberleşme ünitesi üzerinden yapılmaktadır.

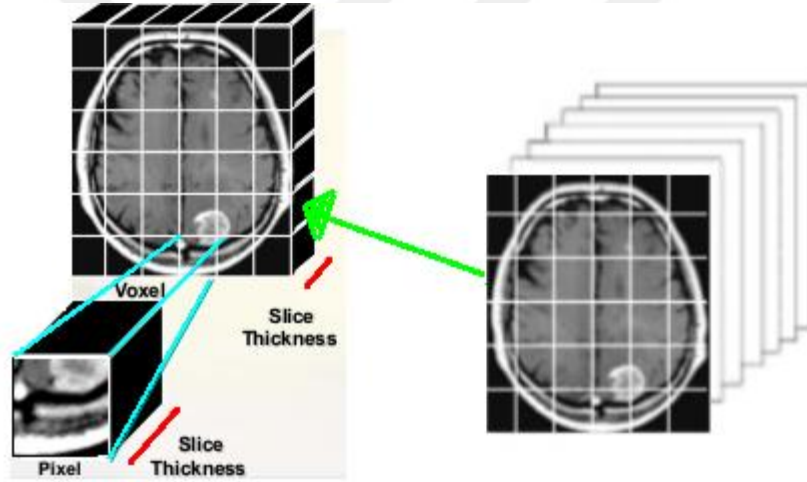


Şekil 3.9. Kontrol ve Haberleşme Ünitesinin Diğer AltSistemler ile Ara Yüzü (Gruber, 2018)

4. BÖLÜM

MRI GÖRÜNTÜSÜNÜN OLUŞTURULMASI

MRI sistemleri, üç boyutlu dokuların, iki boyutlu yüzey resimleri şeklinde görüntülenmesi üzerine kurulmuştur. Bunun yapılabilmesi amacıyla öncelikle taranması istenen hedef doku bölgesi voksel-piksel (Voxel-Pixel) olarak adlandırılan küçük küplere bölünür. Vokseller, tıbbi görüntünün alındığı dokunun hacmini göstermektedir. Bu hacim üzerinden alınan piksel kesiti ile geri dönen sinyal yüzey incelemesine uygun hale getirilir. Şekil 4.1'de gösterildiği üzere voxel küplerinden alınan pixel kesitleri iki boyutlu görüntülere karşılık gelen noktalara yerleştirilir. Burada dikkat edilmesi gereken husus alınan voxelden elde edilen pikselin MRI görüntüsü üzerinde yine bu voksele karşılık gelen doğru lokasyona yerleştirilmesidir.



Şekil 4.1. MRI Görüntülerinde Voksel ve Piksel Hücreleri (Lopez ve Bloch, 2014)

Görüntü matrisi (image matrix) taranan görüntü üzerindeki sütun ve sıra sayıları üzerinden hesaplanır. MRI sistemlerinde çoğunlukla, 128 x 256, 192 x 256 veya 256 x256'lık matris yapıları kullanılmaktadır. Kullanılan piksel sayısı arttıkça, görüntünün uzaysal rezolüsyonu artar ve daha çok detay ortaya çıkar. Bu görüntü üzerinden yapılan teşhis başarısının artmasında önemli rol oynamaktadır. Diğer taraftan piksel sayısı arttıkça, işlem yükünün de artacağı unutulmamalıdır.

Hedef doku bölgesinden tarama sonucu elde edilen RF sinyali toplanırken, belirli zaman aralıklarında genlik ölçümleri yapılır. Bu ölçümlerin yapıldığı noktalar örnekleme noktaları (sample points) olarak adlandırılır. Örnekleme noktalarından

örnek toplama süresince (sampling time) veriler toplanır. Örnekleme süresi kısaltılıp, frekans arttırıldığında görüntüleme performansı da yükselecektir. Ancak bu beraberinde artan işlem yükünü de getirir. Geri dönen RF sinyalini doğru olarak analiz edebilmek için, her dalgadan tepe ve dip noktalarda olmak üzere en az iki ölçüm alınmalıdır. Ölçüm sayısı arttıkça kuşkusuz dalganın modellenmesi gerçeğe daha yakın olacaktır. Ancak işlem maliyetinin düşürülmesi için az sayıda noktada örnekleme yapıp, arada kalan noktalarda interpolasyon ile sinyal tamamlanabilir (Konez, 1995).

Her bir örnekleme noktası arasında geçen zaman örnekleme aralığı (sampling interval) olarak tanımlanır. 5 mili saniye ile 100 mili saniye arasında örnekleme aralıkları seçilebilir. Örnekleme noktaları 128 ile 1024 arasında değişmekle birlikte MRI sistemlerinde genelde 512 örnekleme noktası alınmaktadır. Örnek toplama süresi 1 msn ile 30 msn arasında değişmektedir. Örnek toplama süresi, örnekleme aralığına ve alınan örnek sayısına göre değişir.

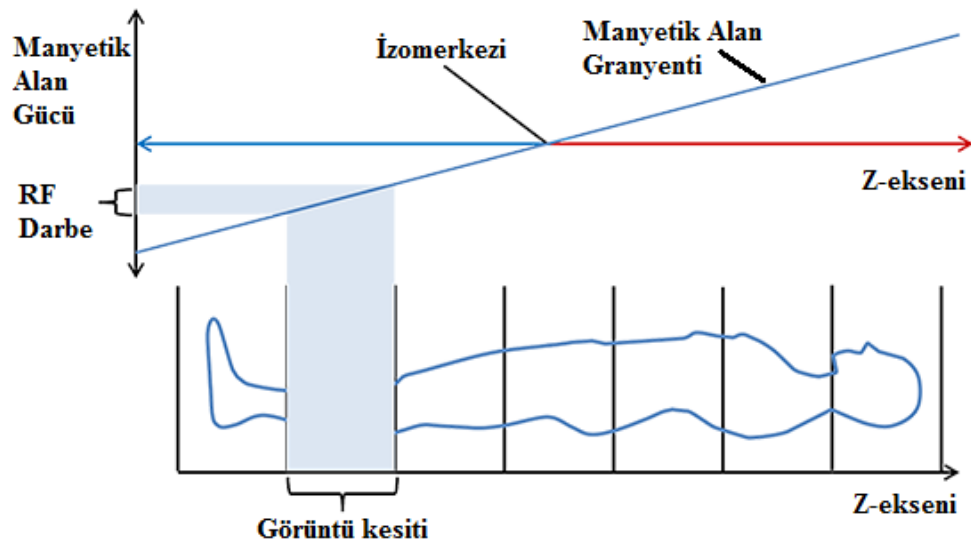
MRI uygulamalarında kullanılan örnekleme süresine göre oluşturulan görüntünün kalitesi değişir. SGO örnekleme süresinin uzatılması ile yükseltilebilir. Bu işlem de görüntüleme kalitesini yukarı çekecektir. Diğer taraftan görüntüleme işlem sayısının (NEX - Number of Excitation) artırılması sonucu da istenen görüntüleme performansına ulaşılabilir (Konez, 1995).

MRI görüntüsünün başarılı şekilde oluşturulması için geri dönen sinyalin vücudun hangi bölgesinden geldiğinin doğru olarak belirlenmesi gerekmektedir. Bunun sağlanabilmesi için MRI cihazının içindeki ana magnete çok daha küçük güçte gradiyent sargılar (gradient coil) yerleştirilir. Gradiyent sargılar magnet içindeki manyetik alanı kademeli olarak değiştirir. Böylece ana magnet tarafından üretilen manyetik alan gücüne ilave ancak daha küçük manyetik alan elde edilir. Benzer şekilde ana magnet tarafından üretilen manyetik alan azaltılır veya arttırılır. Böylece protonlar farklı manyetik alanlara maruz kalır ve farklı salınım frekansları ortaya çıkar. Bunun sonucu olarak gradiyent sargılar kullanılarak magnet içerisinde voksel küpleri arasında ayırım yapılabilir. Bu işlem kesit-belirleme gradiyenti (Slice – selection gradient) üzerinden yapılmaktadır.

4.1. Kesit Belirleme

Gradyent sargılar kullanılarak istenen eksen üzerinde magnetin gücü kademeli bir olarak bir yöne doğru artırılır, diğer yöne doğru azaltılır. Bu işlem mıknatısların manyetizma özelliklerinin değiştirilmesiyle yapılabilmektedir. Bu manyetik güç değişimleri ana magnet gücü ile kıyaslandığında çok küçük değerlere karşılık gelmektedir. Örneğin 1,5 Teslalık manyetik alan gücüne sahip bir magnet için gradyent sargıların yapacağı değişim yaklaşık 1 gauss/cm olacaktır (Konez, 1995).

Gradyent sargılar kullanılan mıknatıs türüne göre farklı yapıdadırlar. Ancak tüm mıknatıs türlerinde aynı çalışma prensibine göre uygulanırlar. Şekil 4.2.'de görüldüğü üzere Z-ekseni boyunca uygulanan gradyent sargısı, paralel olarak farklı vücut dokularında farklı oranlarda manyetik alan oluşturur. Bunun sonucu olarak protonlar farklı frekanslarda salınım gerçekleştirir. Salınım frekansı doğrudan magnet gücü ile orantılıdır. Kesitin tam konumunu belirlemek için, gradyent merkezi orijin olarak alınır ve gradyent merkezden Z-eksenine göre pozitif ve negatif yönde değiştirilir. Negatif yönde manyetik alanın gücü azaltılırken, pozitif yönde magnetin gücü artırılır. Böylece Larmour denkleminin etkisiyle magnet merkezindeki protonlar pozitif yönde ana magnetin etkisinde, negatif yönde gradyent ve ana magnet etkisinde salınım gösterir.



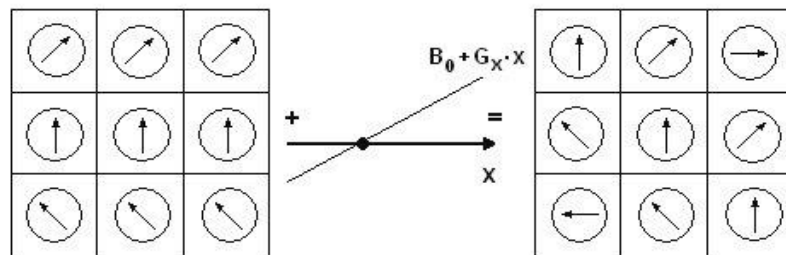
Şekil 4.2. Kesit Belirleme Gradyentinin Uygulanması

MRI sistemlerinde kesit kalınlığı, RF darbenin bant genişliği ve gradiyent sargının kuvveti üzerinden değiştirilebilir. Alınan kesit kalınlığı azaltılmak istendiğinde, RF bant genişliği azaltır ya da gradiyent genliği düşürülür. MRI sistemleri hasta pozisyonunu değiştirmeden farklı boyutlarda ve eksenlerde görüntüleme kabiliyetine sahiptir. Bunu aksiyal keside ilave olarak, koronal ve sagittal kesitlerde de görüntü alabilmesi ile sağlar. Üç farklı eksendeki gradiyent sargılar arasında geçiş yapılarak, istenen eksende kesit görüntüsü oluşturulur. Kesit belirleme gradiyenti kullanılarak sinyalin belirli bir kesitten alındığı tespit edilir. Diğer taraftan bunun hangi vokselde geldiği ya da toplanan sinyale piksellerin hangi oranda katkı sağladığı bilinmemektedir. Bu eksikliğin giderilebilmesi amacıyla, kesit belirleme gradiyentine dik olarak frekans-kodlama gradiyenti (frequency-encoding gradient) tanımlanmıştır (Konez, 1995).

4.2. Frekans Kodlama Gradiyenti

Frekans kodlama gradiyenti, RF sinyali alındığında çalıştırılır. Kesit belirleme gradiyentine benzer şekilde, çalıştığı ekseninde manyetik alanın gücünü gradiyent gücü ile orantılı negatif ve pozitif yönde kademeli olarak değiştirir. Buna bağlı olarak, kesit üzerinde farklı rezonans frekansları gösteren sütunlar oluşur.

Şekil 4.3.'de gösterildiği üzere sütunlar arasındaki rezonans frekansları değiştikçe, aralarındaki eş fazlı yapı bozulur. Bundan kaynaklı ölçüm hatalarının önüne geçmek amacıyla, sinyal kaydı sırasında anda sütunlar arasında eş fazlı yapı ile birlikte, frekans farklılıkları sağlanır. Böylece toplanan görüntüleme sinyali, tek bir sinyal olmasına rağmen farklı frekansları içeren karmaşık bir yapıda olur. Bu sinyalin çözülmesi amacıyla frekanslara karşılık gelen genliklerin ortaya konması için Fourier dönüşümü uygulanır.



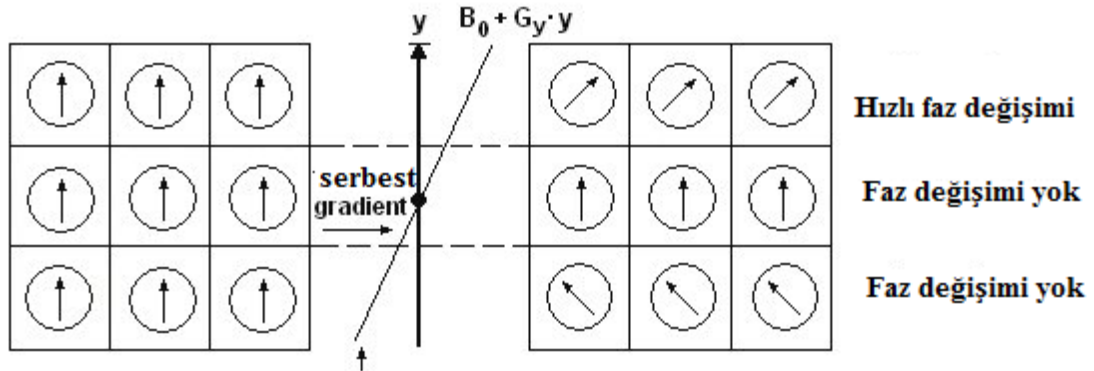
Şekil 4.3. Frekans Kodlama Gradiyenti (Stingaciu, 2010)

4.3. Faz Kodlama Gradyenti

Frekans kodlama gradyenti, görüntü matrisinin tek bir boyutunu oluşturur. Matrisin diğer boyutu, okuma ve kesit belirleme gradiyentlerine dik olan faz kodlama gradiyenti kullanılarak elde edilir. Bu gradiyentin uygulanmasında, üretilen sinyal, tüm kesiti temsil eder. Faz kodlama gradiyenti ile voksel bilgisine ulaşmak amacıyla, her bir matriks sırası için (Örneğin 256x256 seçilen bir matriks için 256 kez), tekrardan uygulanmalıdır.

Şekil 4.4.'de gösterildiği üzere, faz kodlama gradiyentinde basamak sayısı arttıkça, elde edilen görüntü üzerindeki pikselsayısı artacak ve sonuçta boyutsal çözünürlük iyileşecektir. Ancak bu uygulama tek bir kesitiğin gereken süreyi ve toplam görüntüleme süresiniciddi oranda yükseltecektir. Buna paralel olarak MRI kontrol sistemi üzerindeki işlem yükünden artış olacaktır (Konez, 1995).

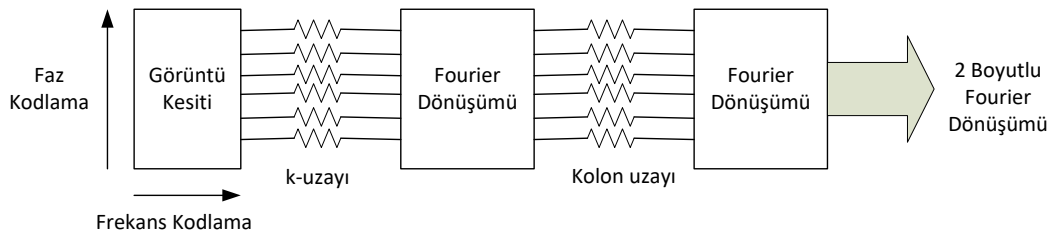
Bu sebeplerden dolayı, faz kodlamada matris sayısının daha az seçilmesi görüntü alma süresini kısaltıracak görüntü kalitesini deolumsuz etkiler. Artan işlemci gücü ve geliştirilen görüntüleme algoritmalarında temel amaç, en iyi görüntüleme kalitesini en hızlı şekilde elde edebilmektir.



Şekil 4.4. Faz Kodlama Gradyenti (Stingaciu, 2010)

MRI sistemlerinde son görüntünün elde edilmesi için Şekil 4.5.'de gösterildiği üzere aşağıdaki algoritma üzerinden işlemler uygulanır(Konez, 1995).

1. Hasta magnet içerisinde yerleştirildiğinde bazı protonları manyetik alana paralel, bazıları paralel olmayacak şekilde dizilir ve magnet gücü ile doğru orantılı şekilde rezonansa başlar.
2. Paralel dizilen protonların çok az fazlalık göstermesi dokunun manyetik vektörü, ana magnetin manyetik alanına paralel oluşmasını sağlar.
3. Kesit-belirleme gradiyenti üzerinden istenen kesite uygun frekansta RF darbe sinyali gönderilir. Böylece sadece hedef kesite uyan dokularda transvers manyetizasyon elde edilir. Transvers manyetizasyonlar protonların salınım frekansı ile ana magnet manyetik alanı çevresinde döner.
4. Kesit-belirleme gradiyenti kapatılır. Hedef dokudaki tüm protonlar aynı frekanstadır. Ancak kesitte transvers manyetizasyon olduğu halde diğer bölgelerde longitudinal manyetizasyon vardır.
5. Faz-kodlama gradiyenti kısa bir süre için belirli güçte çalıştırılır ve kapatılır. Böylece faz kayması oluşur.
6. Son olarak sinyal alındığında frekans-kodlama gradiyenti çalıştırılır ve sütunlar arasında frekans farkları oluşturulur.
7. Faz kodlama gradiyentinin gücü, matristeki sıra sayısı kadar tekrarlanarak değiştirilir. Hesaplanan sinyaller sırasıyla veri matrisine konular ve 2D Fourier dönüşümü ile hangi vokselin ne oranda sinyale katıldığını anlaşılır.



Şekil 4.5. MRI Görüntüsünün Elde Edilmesi (Konez, 1995)

4.4. MRI Uygulamalarında Fourier Dönüşümü

Fourier dönüşümü sayısal görüntü işleme uygulamalarında önemli araçtır. Geçmişte daha çok bilgisayarlı tomografi, yeniden yapılanma algoritmaları ya da modülasyon transfer fonksiyonu gibi karmaşık görüntü özelliklerinin çıkarılmasında kullanılan Fourier dönüşümü, MRI cihazlarının gelişmesi ve uygulama alanlarını artmasıyla bu alanda yaygın şekilde kullanılmaya başlandı.

Fourier dönüşümü temelinde, manyetik rezonans sinyallerinin değiştirilmesinde kullanılan matematiksel bir yöntemdir. Bu yöntem sayesinde serbest indüksiyon zayıflaması (free induction decay, FID) , dönme yansıması (spin echo, SE) ve gradyent yansıması (gradient echo, GE) gibi kimyasal özellikteki sinyaller hastalıkların teşhisinde kullanılan nükleer manyetik rezonans (nuclear magnetic resonance, NMR) spektrumu görüntülerine dönüştürülür. Bunlara ek olarak, Fourier dönüşümü manyetik rezonans görüntülerinde ortaya çıkan artefaktların incelenebilmesi amacıyla da kullanılan tekniktir.

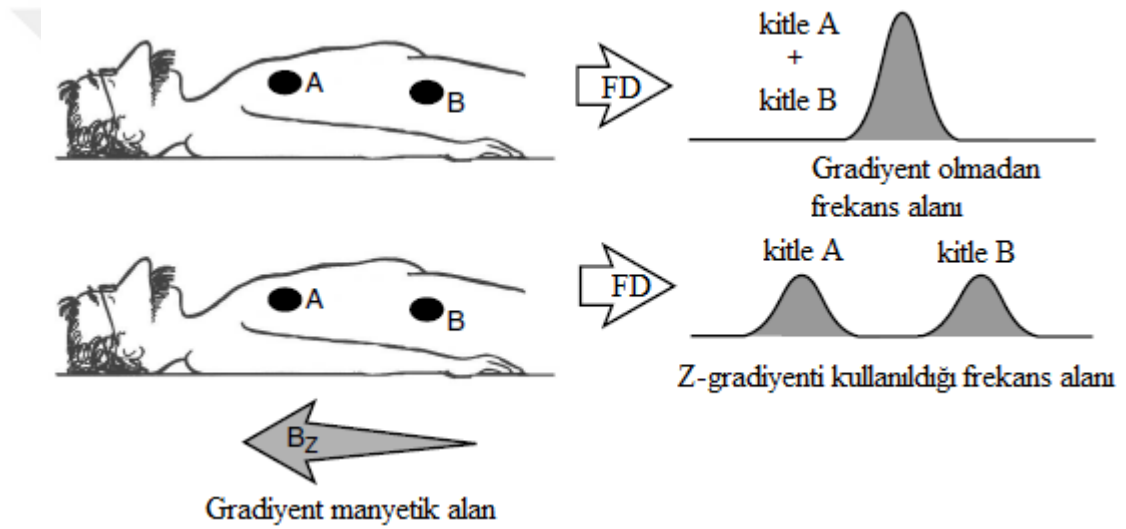
Her bir frekans noktasına karşılık gelen yoğunluk değerlerinin ölçülmesiyle frekans spektrumları oluşturulur. Fourier dönüşümü kullanılarak, zamana karşılık gelen yoğunluk noktaları görüntüsünün, frekanslara karşılık gelen yoğunluk görüntüsüne çevrilmesi işlemi yapılır. MR sinyalleri temelinde görüntüsü alınan gerçek alanın zamana göre değişimi tanımlamak için kullanılırken, Fourier dönüşümü ile birlikte gerçek alan kesitinin frekansa göre değişimi incelenebilir hale gelmektedir.

MR görüntülerinin doğru şekilde oluşturulabilmesi için öncelikle sinyallerin her bir parçasında orijin noktalarının belirlenmiş olması gerekmektedir. Aynı anda, hastadan sadece tek bir sinyal alınabilmesi sebebiyle uzamsal verilerinde her bir sinyal üzerine kodlanmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

Dışarıdan tek tip bir manyetik alan uygulandığında tüm hücre çekirdeği rezonans frekans olarak adlandırılan aynı frekansta titreşim gösterecektir. Ancak bu ana manyetik alana, Z ekseninde eşit olarak dağılmış bir gradyent manyetik alan eklenmesi durumunda $-Z$ eksenindeki dönüşler daha düşük manyetik alan, $+Z$ eksenindeki dönüşler daha yüksek manyetik alan etkisinde olacaktır. Bu sebepten dolayı çekirdekler daha düşük frekanslarda titreşim göstermeye başlayacaklardır. Rezonans frekansında meydana gelen bu değişim Z-ekseni üzerindeki dönme noktalarını ve gradyent manyetik alanın genliğini doğrudan etkileyecek biçimde etki gösterir.

Şekil 4.6.'da gösterilen örnek uygulamada, MR görüntülemesi yapılan hastanın vücudunda Z-ekseni üzerindeki iki farklı noktada yağ kitleleri bulunmaktadır. Z-ekseni üzerinde gradyent manyetik alan uygulanmaması durumunda Fourier dönüşümü sonrasında elde edilen görüntülemelerde tek bir frekans

üzerinde tepe oluşumu görüntülenmiştir. Ancak gradyent manyetik alanın uygulanması ile birlikte her bir kitleye ait ayrı ayrı tepelerin farklı frekans noktalarında gözlemlenebilmesi mümkündür. Frekans noktaları arasındaki fark, yağ kitleleri arasındaki mesafe ile doğru orantılıdır. Gradyent manyetik alanın şiddeti arttırıldıkça frekans tepeleri birbirinden daha da ayrılmakta ve yüksek uzamsal çözünürlükte görüntüleme sağlanabilmektedir. Uzamsal çözünürlüğün yüksek oranda elde edilebilmesi ve teşhislerdeki doğruluk oranlarının yükseltilebilmesi MR görüntüleme tekniklerinde frekans dönüşümlerinin uygulanabilmesi ile mümkündür. MR sinyalinin zamanla değişen yoğunluk şeklindeki yapısı, Fourier dönüşümleri üzerinden uzamsal çözünürlüğün elde edildiği frekans dağılımlarına dönüştürülür.



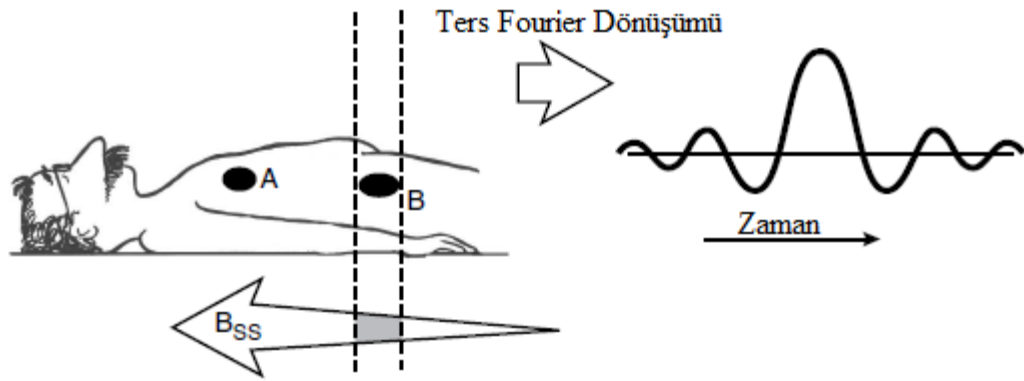
Şekil 4.6. Z-gradyent Manyetik Alanın Kitle Ayırımında Kullanımı (Bushong, 2003)

Gradyent manyetik alan kullanılması sonucu yağ kitlelerinin farklı frekanslarda sinyal oluşturmaları sağlanmıştır. Ancak farklı bir uygulama yöntemi kullanılmasıyla, vücut ve kitleler parça parça RF ışıma tabi tutulur ve manuel olarak çözünürlük oluşturulması sağlanabilir. RF dalga sinyalinin hedef dönme noktasını ışıma altına almasıyla Şekil 4.7.'de gösterildiği üzere sadece o noktadan sinyal alınacaktır. Diğer noktadaki kitle herhangi bir ışıma maruz kalmadığından sinyal oluşturmayacak ve böylece tekil tepelerin gözlemlenmesi sağlanacaktır.

Hücre çekirdeği tarafından enerjinin tamamen absorbe edilebilmesi için RF dalga frekansının dönme frekansıyla tam olarak uyumlu olması gerekir. Kitlelerin

gradyent manyetik alan içerisinde farklı frekanslara sahip olması dönme titreşim frekanslarının da farklılaşmasına sebebiyet vermektedir. Bu sebepten dolayı her bir kitlenin görüntülenmesinde dönme rezonans frekansına eşdeğer RF dalga frekansının kullanılması gerekir.

Fourier dönüşümün zaman ve frekans bölgelerinde birbirleri arasında iki yönlü dönüşüme olanak sağlaması, frekans bölgesinde görüntülenen bir şekli oluşturacak zaman bölgesindeki RF dalganın da otomatik olarak ters Fourier dönüşümü kullanılarak elde edilmesine imkân tanır. Elde edilen bu RF dalganın hastaya uygulanması sadece o frekans ile uyumlu kitlenin görüntülenmesini ve diğer bölgelerin tamamen görüntüleme dışı kalmasını sağlar. Sadece Z-ekseninde uzamsal çözünürlüğün sağlandığı bu teknik diğer eksenlere de uygulanarak üç eksenin hepsinde uzamsal çözünürlüğün elde edilmesi mümkündür.



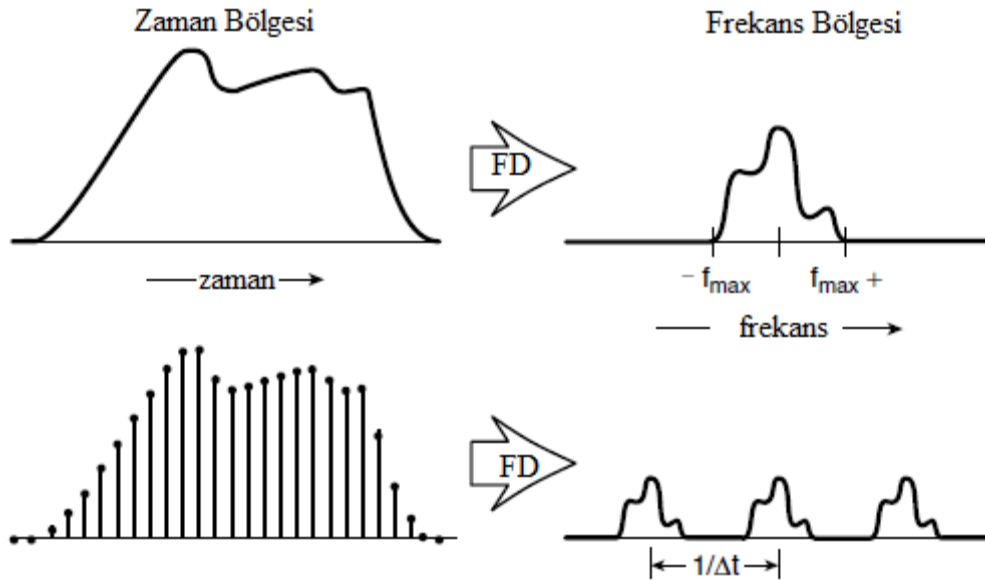
Şekil 4.7. Tek Kitle Bölgesinden Görüntü Alınması (Bushong, 2003)

MRI cihazları Fourier dönüşümlerini sistemle bütünleşik olarak çalışan bilgisayarlar üzerinden gerçekleştirir. Bu sebepten dolayı RF ölçümlerin ayrık sayılara çevrilerek sayısal hale dönüştürülmesi gerekmektedir. Örnekleme işlemi ile sayısal forma dönüştürülen MRI sinyalleri, orijinal sürekli sinyalin tanımlamasını yapabilecek özellikteki veri noktalarından oluşmaktadır. Ayrık sayı noktalarının oluşturulması işlemi ayrık Fourier dönüşümü (Discrete Fourier Transform, DFT) olarak adlandırılır. DFT tekniğinin özelleşmiş hali olan hızlı fourier dönüşümü (Fast Fourier Transform, FFT) algoritması üzerinden MRI görüntüleme işlemlerine uygulanır. FFT ile örnekleme noktalarının seçilmesi, alınan noktaların birbirine daha

yakın olmasına ve buna bağlı olarak daha doğru sinyal gösterimi ortaya çıkarılmasına sebebiyet verir.

Örnekleme olarak alınan verilerin çoğalması ve hızlı örnekleme işlemi yapılması gereği aynı zamanda MR görüntüleme için kullanılacak donanımların kabiliyetlerinin de yüksek olmasını gerektirir. Hızlı biçimde çok sayıda örneğin alınması daha fazla saklama alanına ve daha hızlı işlemcilerle olan ihtiyacı ortaya koymuştur. Diğer taraftan az sayıda veri noktası üzerinden örnekleme yapılması, sinyal üzerindeki pek çok önemli ayrıntının gözden kaçırılmasına ve sayısal formata dönüştürülememesine sebebiyet verecektir.

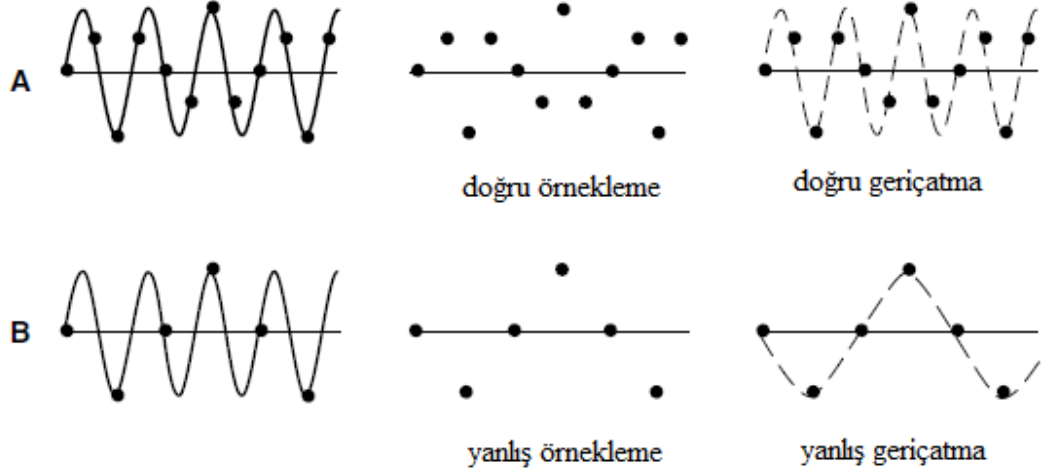
Her iki problem de göz önüne alınarak optimum örnekleme frekansının seçilmesi gerekmektedir. Bu frekansta hem elektronik donanım yeterli işlem kapasitesi sağlayacak hem de sinyal karakteristiği doğru olarak modellenebilecektir. Şekil 4.8.'de gösterildiği üzere örnekleme frekansı en yüksek sinyal frekansının 2 katı olarak seçilir. Böylece sistem üzerinde daha büyük frekanslı sinyal oluşmaması garanti altına alınır.



Şekil 4.8. MRI Sinyalini Örneklenmesi (Bushong, 2003)

Nyquist teoremi olarak da bilinen bu uygulama ile sinyal üzerindeki en büyük frekans bileşenin en az iki katı ya da bir başka deyişle sinyalin en küçük dalga boyu

üzerinde bir periyod üzerinde en az iki noktada örnekleme yapılmalıdır. Örnekleme frekansının doğru ayarlanmamış olması sonucu Şekil 4.9'da gösterilen şekilde hatalı sinyal formlarının oluşturulmasına sebebiyet verir.



Şekil 4.9. MRI Sinyallerinde Örneklemenin Etkisi (Bushong, 2003)

4.5. MRI Parametreleri

MRI görüntüleme sistemleri incelenirken, sistem performansı ve görüntü kalitesi üç temel parametre üzerinden incelenir. Bunlar proton yoğunluğu (proton density, PD), T2 sinyalinin süresi ve T1 protonların eski haline dönüş süresidir. Bu üç parametre de birbirinden bağımsız ve farklıdır.

MR görüntüleri bu parametrelere tekil olarak bağlı değildir. Bu parametreler tarafından ağırlıklandırılan görüntüler RF dalga treninin karakteristiğini belirleyen tekrarlama süresi (repetition time, TR) ve sinyal dinleme süresine (time-to-echo, TE) bağlı olarak değişir.

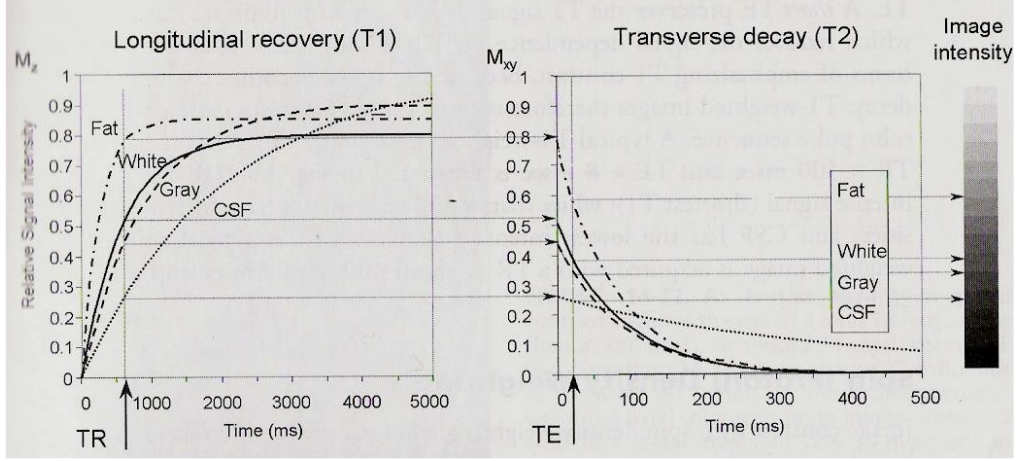
Su ve yağ molekülleri içerisinde yoğun olarak bulunan hidrojen çekirdeği protonlar, RF sinyaller vasıtasıyla uyarılarak, salınımına sokulur. Böylece protonlardan titreşime giren sinyaller geldikleri lokasyonla birlikte tespit edilebilir. Spin hareketi sebebiyle manyetik alan etkisine duyarlı olan bu protonlar, güçlü bir manyetik alan içerisinde Z-ekseni boyunca sıralanır. Bu eksen etrafında presesyon hareketi ile dönen protonlar dışarıdan RF dalga ile uyarıldıklarında, enerjiyi absorbe ederler ve uyarılır. RF sinyali ile presesyon frekansının eş değer olması rezonans oluşmasının

şartıdır. Standart SE sekansında emilen enerji, protonların Z-eksenine dik x-y düzlemine çıkabilecek 90^0 'lık açı yapmasına imkân verir.

Belirtilen x-y düzlemine çıkarılan bir voksel bünyesindeki protonlar RF darbesi durdurulunca tekrar presesyon hareketi uygulayarak eski konumlarını alırlar. Presesyon hareketine aynı zamanda başlamasına rağmen zamanla çevresel etmenlere bağlı şekilde protonların fazları farklılaşır. Tüm protonlar farklı faz değerlerine geldiğinde sinyal biter ve bu bitiş süresi T2 olarak adlandırılır. Protonlar presesyon hareketi gittikçe daha küçük daireler halinde devam eder ve Z-eksenine paralel eski konumlarını alırlar. Bu dönüş için geçen süre T1 olarak adlandırılır.

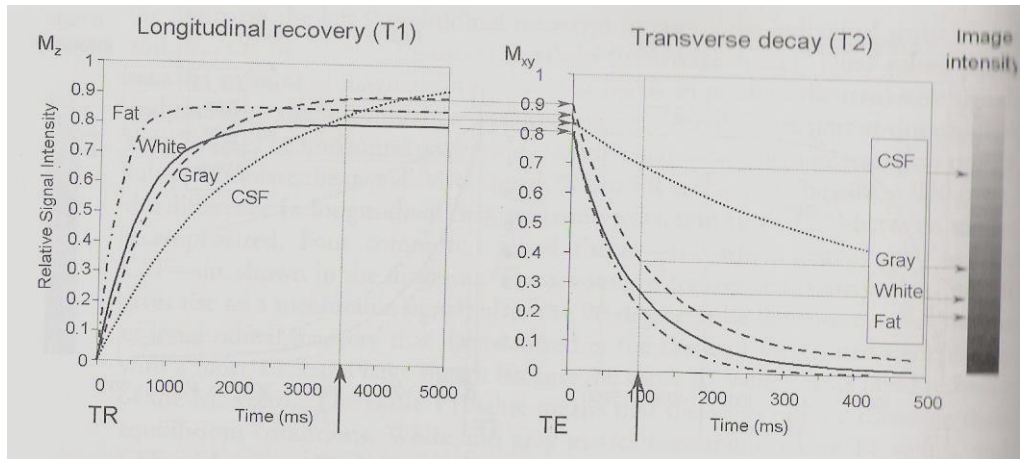
RF darbe trenleri arasındaki ardışık atım süresi TR, dokular arasındaki geriye dönüş süresinde oluşan farklılıkları kontrol etmek amacıyla kullanılır. Benzer şekilde dinlenme süresi TE, dokular arasındaki sinyal bitiş süresindeki farklılıkları kontrol etmek amacıyla kullanılır. Pulssekansları mikrodalga sinyalinin karakteristiğini belirleyen TR ve TE sürelerini ayarlayarak elde edilen görüntü oluşturma protokolüdür.

Şekil 4.10.'da gösterilen puls sekansında, suyun T1 ve T2 değerleri beyindokusunun relaksasyon sürelerine kıyasla daha uzundur. TR ve TE sürelerinin kısa olması durumunda T1 süresinin uzun olduğu suprotonları bu relaksasyon süresinde geri dönemezler ve ardışık RF dalgası gönderildiğinde x-y düzlemine çıkacak proton bulunmaz. Böylece görüntüleme sinyali oluşturulamaz ve su siyah olarak görülür. Beyin dokusundaki protonları ise bu süre zarfında ilk konumlarına döndükleri için her RF atımında x-y düzlemine yatırılabilir ve sinyal üretir. T1 ağırlıklı görüntülerde, TE süresi kısa olduğundan dolayı sinyal bitiş süreleri arasında farklılık yoktur ve görüntükontrastı tamamen T1 farklılıkları ile oluşturulur.



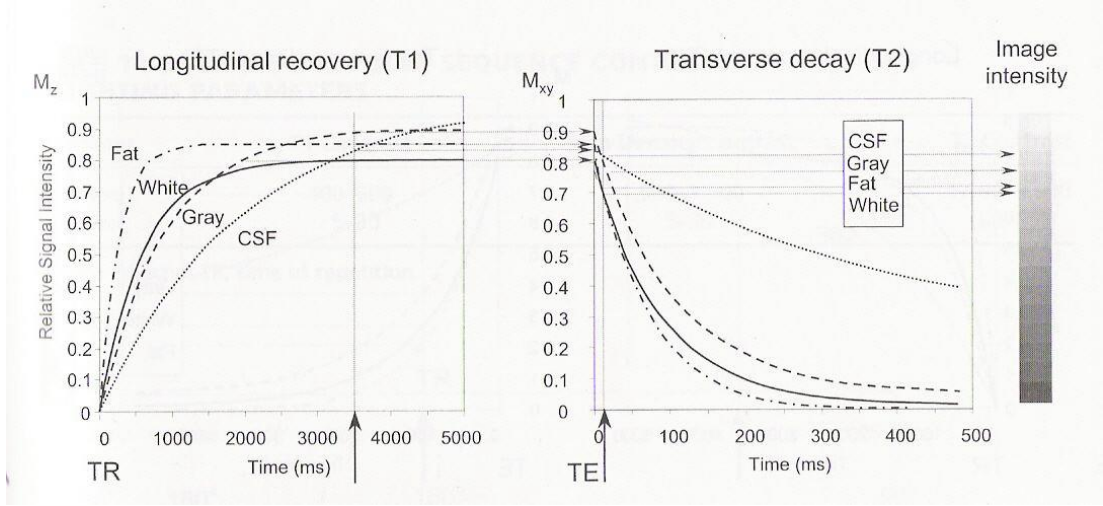
Şekil 4.10. T1 Ağırlıklı Görüntü Oluşturulan Puls Sekansı

Diğer bir pulse sekansında TR ve TE süreleri daha uzun alınır. Böylece görüntülenen beyin dokusu ve su protonları eski konumlarına dönebilmek için yeterli zamana sahip olur. Bundan dolayı dokular arasında T1 süresinin farklı olmasının sinyal üzerinde farklılık oluşturabilecek bir etkisi olmaz. Diğer taraftan TE süresi uzun olduğundan sinyali geç dinlenir ve sinyali erken biten dokulardan sinyal elde edilemez. Buna rağmen T2 değeri uzun olan, yani sinyali geç biten dokular yüksek sinyal oluştururlar ve su parlak görülür. T2 ağırlıklı görüntülerde, puls sekansında kontrastı belirleyen etmen Şekil 4.11.'de görüldüğü üzere T2 farklılığıdır.



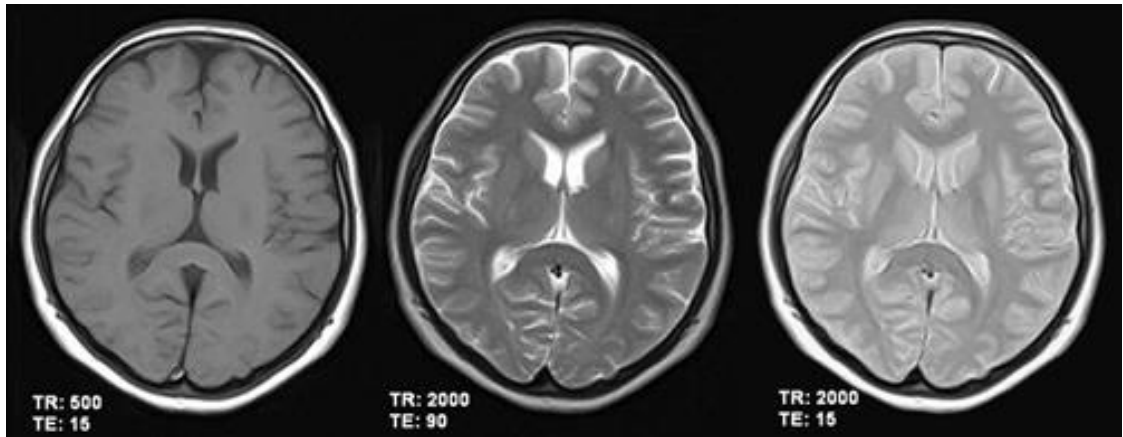
Şekil 4.11. T2 Ağırlıklı Görüntü Oluşturulan Puls Sekansı

Son olarak TR değerinin aynı tutulduğu, TE süresinin kısaltıldığı durumda dokular arasındaki kontrast T1 ve T2 değerlerine bağlı olarak değişmez. Şekil 4.12.'de gösterildiği üzere doğrudan proton yoğunluğuna göre belirlenir.



Şekil 4.12. Proton Ağırlıklı Görüntü Oluşturulan Puls Sekansı

Şekil 4.13.'de gösterildiği üzere T1 ağırlıklı görüntülerde su siyah, T2 ağırlıklı görüntülerde beyaz, protonağırlıklı görüntülerde ise gri tonlarda görülmektedir. Buna paralel olarak T1 ağırlıklı görüntüler anatomi tetkiklerinde, T2 ağırlıklı görüntüler ise patolojik tetkiklerde başarılıdır. Diğer taraftan proton ağırlıklı görüntüler günümüzde çok az kullanım alanına sahip olup, inceleme çalışmalarından çıkarılmıştır.



Şekil 4.13. T1, T2 ve Proton Ağırlıklı MR görüntüleri

5. BÖLÜM

MRI GÖRÜNTÜ KALİTESİ VE PERFORMANS ANALİZLERİ

MRI görüntüleme sistemlerinde, görüntü kalitesini belirleyen ve kendi aralarında ilişkili olan belli başlı değerler bulunmaktadır. Bunlar sinyal gürültü oranı (SNR-Signal to noise ratio), Matriks değeri, görüş alanı (FOV - Field of view) ve uyarım sayısı (NEX - Number of excitation) olarak gruplanabilir.

Sinyal gürültü oranı SNR yükseldikçe görüntü kalitesi artar ancak bu değer düşük olması durumunda görüntü kalitesi, anatomik detayları okumaktan uzaklaşır ve granüllü bir yapı halini alır. MRI sistemi en temel anlamda incelendiğinde RF görüntüleme sistemidir. Haberleşme ve görüntü işleme tekniklerini kullanan her sistemin en basit performans ölçüm metriği sinyal gürültü oranı olarak tanımlanabilir.

MRI sistemlerinde Matriks değeri, görüntüleme ekranındaki piksel hacmini tanımlayan, faz-kodlama ve frekans-kodlama değerleri tarafından belirlenen bir değişkendir. Alınması planlanan görüntünün uygulama alanı ve MRI cihazının özelliklerine göre 256 x 256 veya 192 x 256 gibi matriks değerlerinin oluşması mümkündür. Matriks boyutu büyüdükçe, görüntüyü oluşturan kareler daha küçük boyutlara bölünebilir ve bunun sonucu olarak görüntüleme ekranı üzerinde daha küçük piksel değerlerinin elde edilebilmesi mümkün hale gelecektir. Bu işlem uzaysal çözünürlüğü arttırdığından dolayı görüntü kalitesinin ve SNR değerinin belirgin şekilde artmasına sebebiyet verecektir. Matriks değeri artan, çözünürlüğü iyileşen bir MRI görüntüsü daha hassas detayları yakalayabilecek yapıda sonuçlar üretecektir.

Görüntüleme alanı, FOV, ekrana yansıtılan tarama görüntüsüne uyan dokunun büyüklüğü olarak tanımlanabilir. Örneğin FOV değeri 10 olarak belirlenmiş ise doku üzerinde 10 cm karelik bir alanın görüntüleme ekranına getirilmesi mümkündür. MRI uygulamasında hedef doku hacminin büyük olması durumunda FOV değerinin artırılması, küçük olması durumunda ise FOV'un daha küçük bir değer alması beklenir. Görüntüleme için belirlenen FOV değeri, aynı zamanda uzaysal çözünürlük ve SNR değerlerini doğrudan etkileyebilecek özelliğindedir.

Uyarım sayısı, NEX, MRI sistemlerinde averaj olarak da adlandırılan bir değişkendir. MRI görüntüsünün oluşturulması için faz-kodlama adımlarının kaç kere kullanıldığı NEX değeri üzerinden tanımlanır. NEX değeri 1'den başlamak üzere farklı değerleri alabilmektedir. Bu değere bağlı olarak uzaysal çözünürlük değişmezken, SNR değeri NEX değerine bağlı olarak değişmektedir. Görüntü kalitesinin belirgin şekilde artırılması için uyarım sayısının da artırılması gerekmektedir.

5.1. Sinyal Gürültü Oranı (SNR)

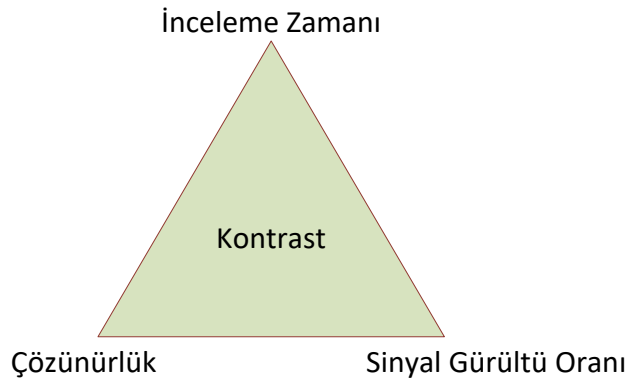
MRI uygulamalarında sinyal gürültü oranı, hedef doku bölgesinin görüntüsünün başarılı şekilde oluşturulması için büyük önem taşımaktadır. Sayısal bir parametre olan sinyal gürültü oranı, sinyal kaybının en az seviyede tutularak ve yüksek kalitede görüntü alınmasına olanak sağlar. Sinyal gürültü oranının artırılması, gürültü seviyesinin aynı kalması durumu için sinyal seviyesinin yukarı çıkarılmasıyla ya da sinyal seviyesinin korunması durumunda sinyalin içinde oluşan gürültünün düşürülmesi ile sağlanabilir.

SNR değeri, görüntü kalitesi ve görüntünün anatomik çözünürlüğü ile bağlantılı bir model ile hesaplanabilir. Görüntüleme işlemi sırasında kullanılan matris değeri uzaysal çözünürlük ile korelasyon halindeyken, sinyal gürültü oranı görüntünün anatomik çözünürlüğünü etkileyen en önemli faktördür. Elde edilen görüntünün sinyal-gürültü oranı arttıkça, daha iyi anatomik çözünürlüğe ulaşılması mümkün hale gelecektir. Granüllü yapıdaki görüntüler, sinyal gürültü oranı düşük olan görüntüler olup yeterli anatomik çözünürlüğe ve buna bağlı olarak hastalıkların teşhisinde uygun kullanım alanlarına sahip değildir.

Haberleşme sistemlerinde gürültü kaynağı elektronik cihazlar içerisinde bulunan elektronların hareketleridir. Tıbbi uygulama alanına özelleştirilmiş bir haberleşme ve görüntüleme sistemi olan MRI cihazlarında sinyal üzerinde oluşan gürültünün kaynağı magnet içerisine yerleştirilen fakat hedef görüntüleme alanı içerisinde olmayan dokulardan elde edilen sinyallerdir. İstenmeyen dokulardaki protonların hareketlenmesiyle alıcı devresine hedef bölgesi dışından sinyaller ulaşmakta ve gürültü oranını yükselterek görüntü kalitesini bozmaktadır.

MRI cihazlarının gürültüden tamamen temizlenebilmesi mümkün değildir. Hedef bölgeden alınan sinyal seviyesi her ne kadar yüksek olsa da, gürültü seviyesi bastırılamazsa tarama sonrası oluşacak görüntü düşük kalitede edilir. Hemen hemen tüm haberleşme sistemleri üretim maliyetlerinin düşürülmesi ve frekans spektrumunun daha verimli şekilde kullanılabilmesi için geniş bant olarak tasarlanır. Tasarım alanının en uç bölgesinde çok dar bant genişliklerinde ya da çok geniş bant aralıklarında sistemin haberleşme gereksinimlerinin tümünü karşılayabilmesi karmaşık donanımları beraberinde getirir. Bu sebepten dolayı MRI görüntüleme sistemleri, aynı zamanda gürültü işlevindeki parazitlerin hedef alandan geri alınan sinyal içerisinden tam olarak temizlenmesini sağlayamamaktadır. Benzer sorunlar karasal radyo ve televizyon yayıncılığında sıklıkla karşılaşılan problemlerdir.

MRI görüntülerinde görüntü kalitesinin artırılabilmesi ancak gürültünün azaltılması ile mümkündür. Başka tıbbi görüntüleme tekniklerinin aksine MRI uygulamalarında sinyal seviyesi protonların hareketlerinden elde edilen enerji ile oluşturulur. Bunun dışında herhangi bir dış kaynak kullanılarak sinyal gürültü oranının artırılabilmesi mümkün değildir. MRI cihazlarından elde edilen sinyal gürültü oranı ve buna bağlı olarak görüntü kalitesi inceleme süresi ve uzaysal çözünürlüğe Şekil 5.1'de gösterilen şekilde bağlı olarak değişir.

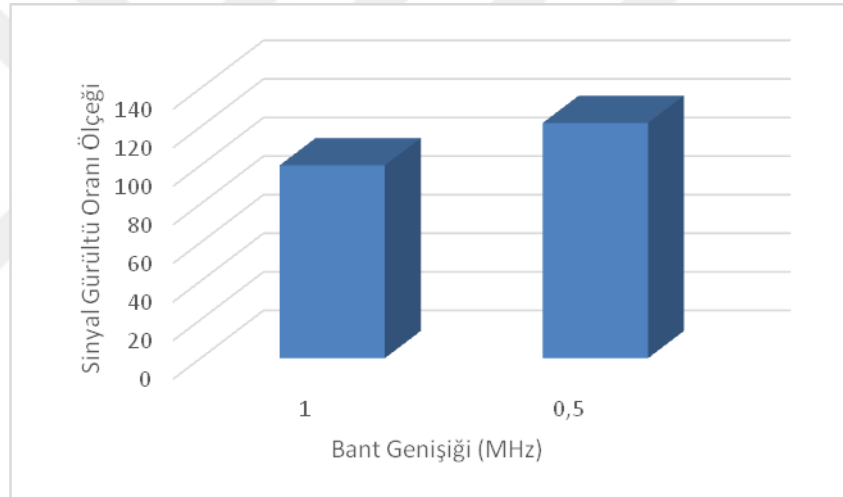


Şekil 5.1. Sinyal Gürültü Oranı Değiştiren Parametreler

$$\text{Sinyal gürültü oranı} = \text{voksel hacmi} \times \sqrt{NEX} \quad (7)$$

$$\text{Piksel} = \frac{\text{Görüntüleme alanı FOV}}{\text{Matriks değeri}} \quad (8)$$

Sinyal gürültü oranının arttırılabilmesi voksel hacminin ya da uyarım sayısının arttırılmasıyla sağlanabilir. MRI görüntüleme sırasında alınan kesit kalınlığının artırılması, matriks değerinin azaltılmasıya da görüntüleme alanının arttırılması voksel hacmini arttırmaktadır. Uyarım sayısının arttırılması sonucutoplam örnekleme süresinin artması ile sinyal gürültü oranının iyileştirilmesi sağlanacaktır. Uyarım sayısının artırılması sonucu, sinyal gürültü oranının iyileştirilmesi için sinyal kaydı için daha uzun örnekleme süresi sunan daha düşük bant genişliğine sahip yöntemler geliştirilmiştir. Böylece daha düşük gürültü ve yüksek SNR değerleri elde edilmektedir. Bunlara ek olarak bu yöntemin uygulanması ile kimyasal kayma (chemical shift) artefaktı artmakta ve limitasyonlar ortaya çıkmaktadır. Sinyal bant genişliğinin dar bantta tutulması ile Şekil 5.2’de görüldüğü üzere sinyal gürültü oranı artmaktadır.



Şekil 5.2. Sinyal Gürültü Oranı Bant Genişliği İlişkisi

Kullanılan modern MRI cihazları insan sağlığına zarar vermemek amacıyla düşük manyetik alan değerleriyle çalışmaktadır. Buna bağlı olarak hedef dokularda düşük genlik değerli görüntüleme sinyalleri oluşturulmakta istenen sinyal gürültü oranı doğrudanelde edilememektedir. Bu eksikliğin ortadan kaldırılabilmesi ve anatomik çözünürlüğü yüksek görüntülerin oluşturulabilmesi amacıyla; düşük manyetik alan ile çalışan cihazlarda averaj sayısı ve kesit kalınlığı yüksek tutulurken, matriks değeri olabildiğince düşürülür. Voksel hacminin arttırılması, kesit kalınlığı ve görüntüleme alanı ile doğru, matriks değeri ile ters orantılı iken, averaj sayısının karekökü ile doğru oranlıdır. Kesit kalınlığı artırılıp, matriks değeri düşürülerek ya

da görüntüleme alanı artırılarak voksele düşen proton sayısının yükseltilebilmesi mümkündür. Tüm bu ödünleşimlerin (trade-off) yapılması sinyal gürültü oranının iyileştirilmesi ve anatomik çözünürlüğün daha yüksek değerlerde yakalanabilmesi amacıyla yapılır. Ancak her ödünleşim yaklaşımında olduğu gibi sistem üzerinde belirli performans değerleri artırılırken başka parametrelerde performans kayıplarının yaşanması doğaldır. Sinyal gürültü oranını arttıran aynı zaman uzaysal çözünürlüğü düşürmektedir. Uzaysal çözünürlük temelde kesit kalınlığı, matriks değeri ve görüntüleme alanına bağlı olarak değişir. Ödünleşimler sonrası en iyi sinyal gürültü oranının elde edilmesi aynı zamanda en uygun uzaysal çözünürlüğün sağlanmasına bağlı olacaktır. Bundan dolayı performans değerlerini belirleyen kesit kalınlığı, matriks değeri ve görüntüleme alanı değişkenleri, en uygun ve dengeli anatomik ve uzaysal çözünürlük değerlerini elde etmek amacıyla ayarlanmalıdır.

Sinyal gürültü oranı, yukarıda belirtilen görüntüleme parametrelerine bağlı olarak değişmekle birlikte aynı zamanda görüntüleme cihazında kullanılan magnet, alıcı sargı, sinyal işleme ünitesi vb. tüm donanımlara da doğrudan bağlıdır. Alıcı sargıların tüm vücudu saracak şekilde kullanılması, hedef bölgeleri dışındaki doku alanlarından da sinyal dönüşleri oluşmasına sebebiyet verecektir. Böylece elde edilen görüntüdeki gürültü oranı artacak ve sinyal gürültü performansını düşürecektir. Ancak bu sorunun ortadan kaldırılması hedef bölgeye özel dokularda kullanılabilen yüzey alıcı sargılar ile aşılabılır. Böylece sadece hedef doku üzerinde sinyal ölçümü yapılacak ve gürültünün kısıtlanması sağlanacaktır.

5.2. Görüntüleme Alanı (FOV)

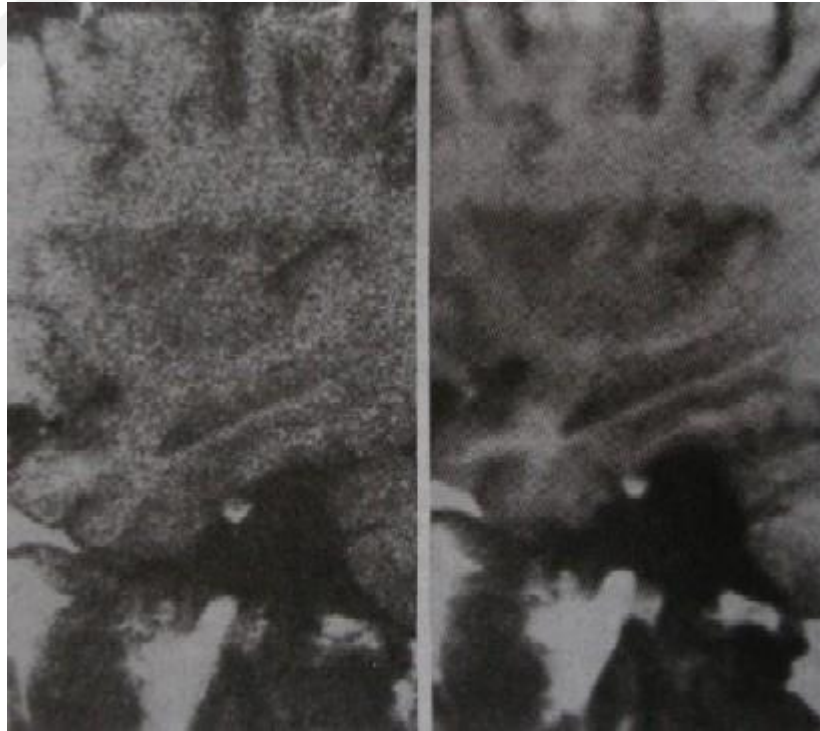
Görüntüleme alanı temel olarak ekrana yansıyan görüntüye uyan dokunun büyüklüğü olarak tanımlanabilir. Görüntüleme alanı 10 olan bir dokuda 10 cm karelik bir alan ekrana yansıtılır. Elde edilen MR görüntülerinin uzaysal çözünürlüğü seçilen matriks değerine göre belirlenir. Matriks değeri sabit tutulup, görüntüleme alanı azaltılırsa çözünürlüğün artırılması sağlanacaktır.

Görüntüleme alanı düşürüldüğünde, çözünürlük artışı yaşanırken diğer taraftan sinyal gürültü oranı piksel içinde kalan proton sayısı azalacağından dolayı önemli biçimde azalır. Yüksek elektromanyetik alan gücüne sahip MRI cihazlarında

oluşturulan sinyalin genliği daha yüksek olacaktır. Böylece bu cihazlar nispeten daha küçük görüntüleme alanı değerleri ile çalışabilir.

Görüntüleme alanı, sinyal gürültü oranı ile lineer değil logaritmik olarak bağlantılıdır. FOV değeri 3 katına çıkarıldığında, sinyal gürültü oranı 9 katına yükselmektedir. Diğer taraftan FOV değeri yarıya düşürüldüğünde sinyal gürültü oranı SNR 4'te 1 değerine inecektir. Bu ödünleşimler sebebiyle en uygun MR görüntüsünün elde edilebilmesi amacıyla görüntüleme alanı geniş tutulmakta ancak oluşturulan tıbbi görüntü büyütülerek görüntü kalitesinin ve çözünürlüğün artırılması yoluna gidilmektedir.

Şekil 5.3'de aynı dokuya ait iki farklı görüntüleme alanı parametresi kullanılarak yapılan görüntü verilmiştir. Soldan sağa sırasıyla 15 cm ve 30 cm görüntüleme alanları kullanılmış. Sağdaki görüntüye ayrıca büyütme işlemi uygulanmıştır. Düşük görüntüleme alanına sahip soldaki görüntü ile kıyaslandığında sağdaki görüntü kalitesinin daha yüksek olduğu görülmektedir.



Şekil 5.3. Görüntüleme Alanının Görüntü Kalitesine Etkisi (Konez, 1995)

5.3. Matriks

MR görüntüleme uygulamalarında kullanılan matriks değeri, elde edilecek görüntüde sinyal gürültü oranı ve görüntü çözünürlüğü ile doğrudan bağlantılıdır. Matriks değeri faz-kodlama adım sayısı ve frekans-kodlama gradiyentinin gücünün çarpımı olarak tanımlanabilir. Günümüzde klinik görüntüleme sistemlerinde 256 x 256 veya 512 x 512 gibi yüksek değerler kullanılmaktadır.

Matriks = 512 x 512 (Faz kodlama adım sayısı X Frekans kodlama gradiyentinin gücü)

MRI cihazlarında kesit görüntüsünü oluşturabilmek için gerekli faz-kodlama adım sayısı kadar eko-sinyal kaydının oluşturulması gerekir. Adım sayısı MRI inceleme süresini doğrudan belirleyen faktörlerden biridir. Matriks değerinin çok büyük seçildiği durumlarda inceleme zamanı artacaktır. Bu sürenin kısaltılabilmesi amacıyla dikdörtgen pikseller yöntemi kullanılır. Bu yöntem ile matriks sayısındaki faz-kodlama adım sayısı daha düşük değerlere çekilir. 512 x 512 matriks değeriyle yapılan görüntüleme işleminde faz kodlama adım sayısı 256'ya düşürüldüğünde inceleme süresi yarı zamana düşecektir. Ancak görüntü çözünürlüğünün bozulması kaçınılmaz olacaktır. Diğer taraftan her bir piksel başına düşen proton sayısı arttığından dolayı sinyal gürültü oranı da yükselecek ve görüntü kalitesi iyileşecektir.

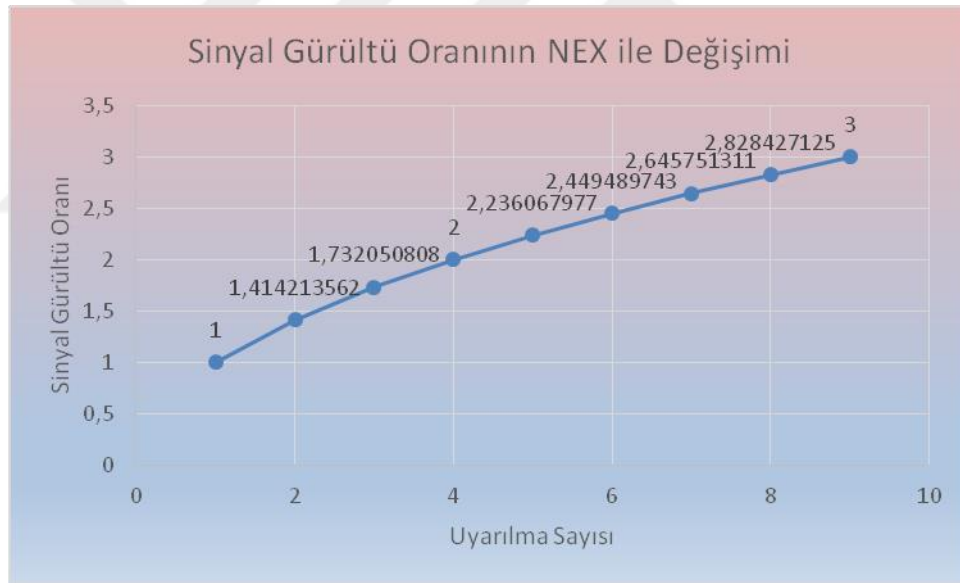
Yarı Fourier görüntüleme yönteminde, hedef doku bölgesinden görüntüleme verileri çekilirken simetri özelliği kullanılır. Böylece inceleme süresinin düşürülmesi sağlanır. Ve elde edilecek görüntünün çözünürlüğünde bozulma yaşanmaz. Diğer taraftan sinyal gürültü oranı bu yaklaşımda azalacaktır.

Dikdörtgen pikseller yönteminde sinyal gürültü oranı ve kontrast gürültü oranı (CNR – Contrast noise ratio) artarken, elde edilen görüntüde çözünürlük düşüşü yaşanmaktadır. Bu yöntemde lezyon saptama kabiliyeti yüksektir. Diğer taraftan yarı Fourier görüntüleme tekniği uygulandığında çözünürlük yüksek kalırken, sinyal ve kontrast gürültü oranları düşmektedir. Böylece lezyon saptama kabiliyeti de düşecektir.

5.4. Uyarım Sayısı – Averaj (NEX)

Uyarım sayısı, faz-kodlama adımlarının görüntüleme işlemi sırasında kullanılma sayısını tanımlar. 256 x 512 matriks değerinde bir görüntüleme işleminde faz-kodlama adım sayısı 256 olarak belirlenmiştir. Bu işlem ile bir kesit görüntüsünün alınması için 256 kere eko-sinyal kaydının alınması gerekir.

MR görüntüsünün oluşturulması için yapılan bu işlem bir defa yapılıyor ise uyarılma sayısı 1, iki kere tekrarlanıyorsa uyarılma sayısı 2 olarak alınır. Uyarılma sayısının artırılması, MR görüntüleme zamanını lineer olarak arttırmaktadır. Diğer taraftan uyarılma sayısının arttırılması, Şekil 5.4.'de görüldüğü üzere sinyal gürültü oranını, uyarım sayısının artım oranının karekökü ile doğru orantılı olarak yukarı çeker. Uyarım sayısının artması aynı zamanda görüntüleme sistemindeki gürültü oranını da yukarı çekmektedir.



Şekil 5.4. Uyarım Sayısının Sinyal Gürültü Oranına Etkisi

5.5. Kontrast Gürültü Oranı (CNR)

Kontrast gürültü oranı, MR görüntülerinin kalitesini ölçmeye yarayan sayısal bir değişkendir. MRI cihazı tarafından oluşturulan görüntüde lezyonların normal doku bölgelerinden ayırt edilebilmesi için kullanılır. Kontrast gürültü oranının pozitif olması, lezyon olan bölgelerin sağlıklı dokulara göre daha parlak (hiperintens)

görünmesine sebebiyet verir. Negatif olması durumunda ise lezyon olan bölgelerin sağlıklı dokulara göre daha koyu (hipointens) olduğu görülür.

MRI cihazları kullanılarak lezyonlu bölgelerin belirlenebilmesi, kontrast gürültü oranının pozitif veya negatif olmasıyla değil, bu oranının sayısal değeri ile doğrudan bağlantılıdır. Kontrast gürültü oranı hesaplanırken, iki farklı dokunun sinyal intensite değerleri arasındaki fark, gürültünün standart deviasyonuna oranlanır.

$$CNR = \frac{S_A - S_B}{\sigma_0} \quad (9)$$

Burada S_A ve S_B sırasıyla iki farklı bölgenin sinyal intensitesini tanımlar.

σ_0 ise görüntüdeki gürültünün standart deviasyonunu tanımlamak için kullanılır.

5.6. MRI Parametreleri Arasında Ödünleşimler

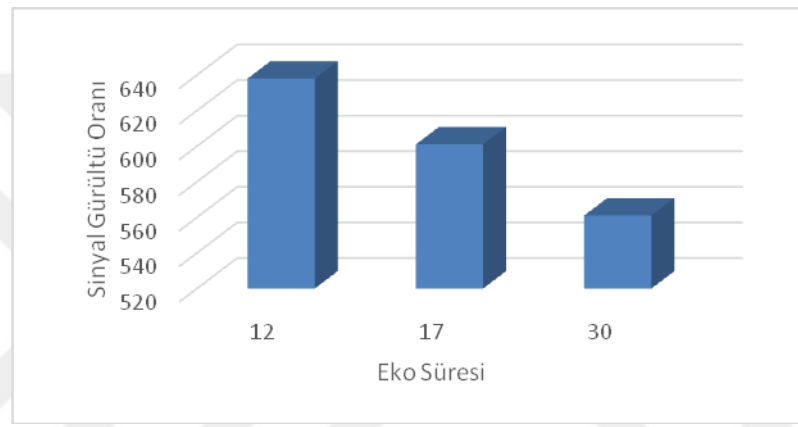
MRI cihazının görüntü performansını etkileyen faktörler incelendiğinde görüntü kalitesinin artırılması ya da sinyal gürültü oranının iyileştirilmesi için tanımlanmış değişkenler üzerinde ödünleşimler (trade-off) uygulanması gerektiği görülür.

Spin-eko (SE) sekansında dokular arasında iyi longitudinal relaksasyon (T1) kontrastı elde edilmek istenirse, iki RF atımı arasında geçen süre (TR) ve sinyal eko süresi (TE) zamanları kısa tutulmalıdır. Sinyal eko süresinin 20 msn'den, iki ardışık RF darbesi arasında geçen sürenin ise 600 msn'den kısa olması eko süresinin azaltılması, sinyal gürültü oranını artırır ve longitudinal relaksasyon süresini uzatır. Böylece T1 kontrastının artması sonucu lezyonların tespit edilme oranı kontrast gürültü oranının artmasına paralel şekilde yükselir. Diğer taraftan iki RF atımı arasındaki süre 600 msn'nin altına düşerse T1 kontrastı artacaktır ancak sinyal gürültü oranının azaldığı görülecektir. RF atımlar arasındaki sürenin azalması aynı zamanda görüntüde alınan kesit sayısının sınırlanmasına sebebiyet vermektedir. Tablo 5.1'de MRI cihazının performans parametrelerinin değişim özellikleri verilmiştir.

Tablo 5.1. MRI Cihazının Performans Parametrelerinin Değişimi

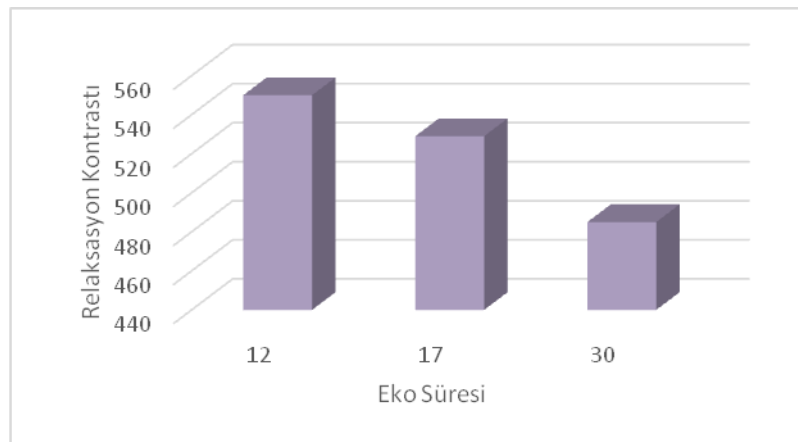
Performans Değerleri	TR süresi artarsa	TR süresi azalır	TE süresi artarsa	TE süresi azalır
Sinyal Gürültü Oranı	Artar	Azalır	Azalır	Artar
T1	Azalır	Artar	-	-
İnceleme Zamanı	Artar	Azalır	-	-
Kesit Sayısı	Artar	Azalır	-	-
T2	-	-	Artar	Azalır

Şekil 5.5.'de iki RF atımı arasındaki sürenin 500 ms'de sabit tutulması durumunda farklı eko süreleri için elde edilecek sinyal gürültü oranları sunulmuştur.



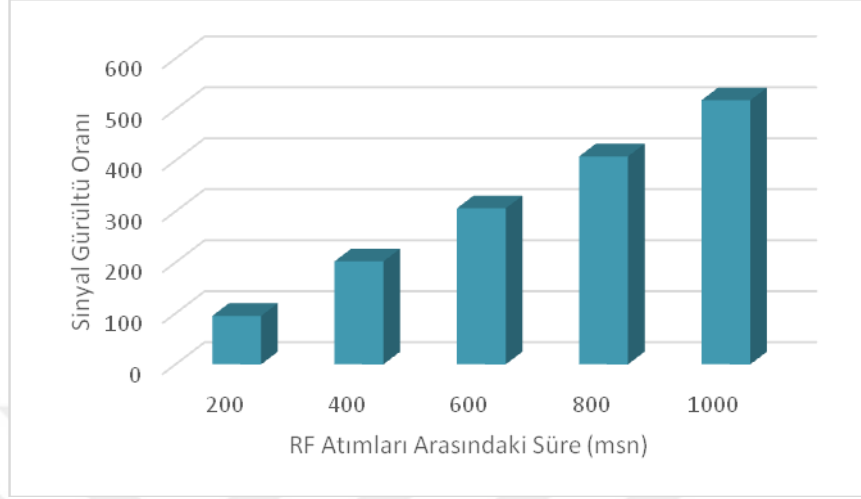
Şekil 5.5. Sinyal Gürültü Oranının Eko Süresi İle Değişimi

Şekil 5.6.'da iki RF atımı arasındaki sürenin 500 ms'de sabit tutulması durumunda farklı eko süreleri için elde edilecek T1 relaksasyon kontrast değerleri verilmiştir.



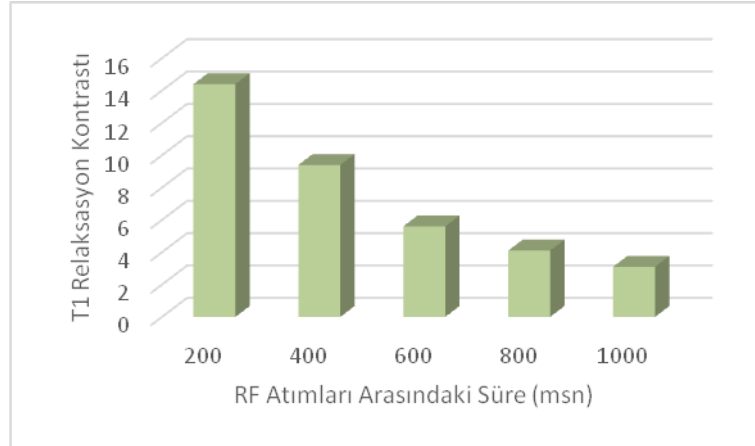
Şekil 5.6. Relaksasyon Kontrastının Eko Süresi ile Değişimi

Şekil 5.7.'de sinyal dinleme eko süresinin 12 msn'de sabit tutulması durumunda farklı RF atım tekrarlama süreleri için elde edilecek sinyal gürültü oranları verilmiştir.



Şekil 5.7. Sinyal Gürültü Oranının RF Atım Tekrarlama Süresi İle Değişimi

Şekil 5.8.'de sinyal dinleme eko süresinin 12 msn'de sabit tutulması durumunda farklı RF atım tekrarlama süreleri için elde edilecek T1 relaksyon kontrast değerleri gösterilmiştir.

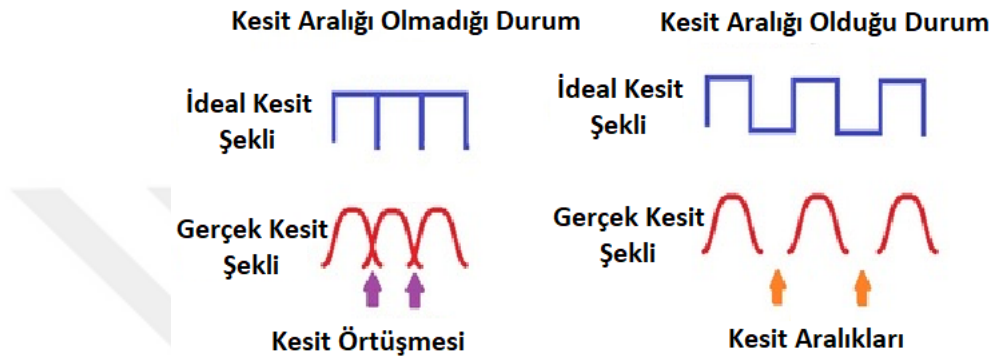


Şekil 5.8 Relaksasyon Kontrastının RF Atım Tekrarlama Süresi İle Değişimi

Şekil 5.9.'daMRI uygulamalarında kullanılan kesitler arasında aralık (gap)bırakılmaması durumunda, kesitten alınan sinyallerin yanında konumlanan kesitler üzerindeki örtüşme etkisi (slice-to-slice interferenceya da cross-talking)

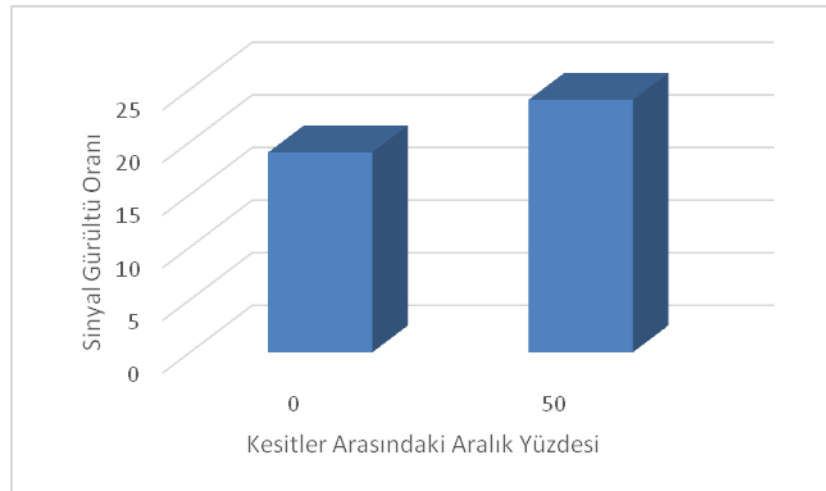
görülmektedir. Sinyal gürültü oranının yükseltilebilmesi amacıyla öncelikle kesitler arasında %20-25 oranında aralık bırakılmaktadır.

2-boyutlu hacim görüntüleme uygulamalarında aralıksız kesit işlemi yapıldığında görüntü kalitesi düşmektedir. Diğer taraftan 3-boyutlu hacim görüntüleme yöntemlerinde ince kesitler oluşturulmakta ve örtüşme etkisi en aza indirilmektedir.



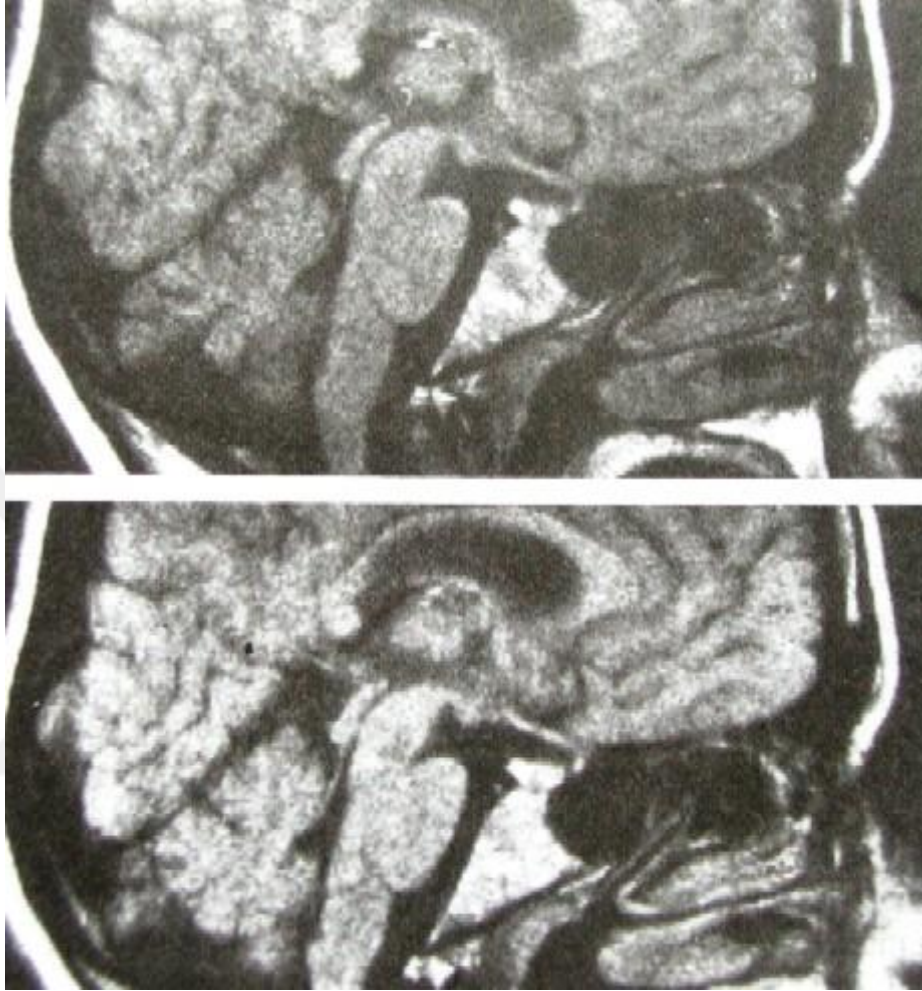
Şekil 5.9 Kesit Aralıklarının Görüntü Sinyalleri Üzerindeki Etkisi

Kesitler arasında belirli oranlarda aralık bırakılması, sinyal gürültü oranını ve buna bağlı olarak görüntü kalitesini arttırmaktadır. Şekil 5.10'da görüldüğü üzere hiç aralık bırakılmadığı durumdan %50 aralık uygulandığı duruma geçildiğinde sinyal gürültü oranı %26 oranında artmaktadır. Böylece sağlıklı dokular arasındaki lezyonların tespit edilebilirliği artacaktır.



Şekil 5.10 Kesit Aralıklarının Sinyal Gürültü Oranı Üzerindeki Etkisi

Şekil 5.11.'de kesitler arasında %50 oranında aralık bırakılması durumunda sinyal gürültü oranının %26 artması ile elde edilen MRI görüntülerinde kalite yükselmekte ve lezyonların tespiti daha kolay hale gelmektedir.



Şekil 5.11 Kesit Aralıklarının Görüntü Kalitesi Üzerindeki Etkisi (Konez, 1995)

5.7. Kimyasal Kayma (Chemical Shift)

MRI uygulamalarında görüntü kalitesini düşüren bir diğer faktör de kimyasal kaymalardan kaynaklı yanıltıcı görüntülerdir. Manyetik rezonans spektroskopisi uygulamalarında (Magnetic resonance spectroscopy - MRS) kullanılan ve özellikle MRI sekanslarında sıklıkla rastlanan bu artefakt yağ ve su moleküllerinin uzaysal olarak yanlış kaydedilmesi sebebiyle frekans kodlama yönünde gerçekleşir. Kimyasal kayma artefaktı, yağ ve suyun rezonans frekansları arasındaki farklılıktan kaynaklanır. Yağ, sudan biraz daha düşük bir frekansta titreşime girdiğinden dolayı,

kimyasal kayma frekans-kodlama gradiyentinin çalışma prensibi sebebiyle bu yönde meydana gelir (Konez, 1995).

MRI sistemlerinde tıbbiinceleme görüntülerinin elde edilmesi işlemi, hücre çekirdeği içerisinde hareket halinde bulunan ve manyetik alan vektörüne sahip olan protonlar kullanılarak yapılır. Hücre çekirdeği etrafında yoğun olarak bulunan negatif parçacıklar yüklü elektronlar hareket eder. Bu elektronların oluşturduğu manyetik alan çekirdekdeki protonlara elektron kaplaması (electron shielding) adı verilen etkiyi gösterir.

MRI görüntülerinin oluşturulması için kullanılan hidrojen atomları, su ve yağ dokularında yaygın şekilde görülür. Su içerisinde oksijen, yağ içerisinde ise karbon atomlarıyla kimyasal bağı bulunan hidrojen atomuna ait protonlar elektron kaplamasının oluşturduğu farklı manyetik alanlar sebebiyle farklı gyromanyetik değerler gösterir ve bu farklılık kimyasal kayma olarak adlandırılır (Querin vd., 2018).

Temel olarak, çekirdeğin çevresindeki elektron bulutları çekirdeği harici statik manyetik alandan (Bo) etkisinden korur. Çekirdeğin titreşime girdiği frekans Larmor frekansı olarak adlandırılır ve çekirdeğin kimyasal bileşimlerine bağlı olarak dokular farklı Larmor frekanslarına sahiptir.

Kimyasal kayma artefaktları aynı zamanda kesit seçim yönüne bağlı olarak da değişmektedir. Kesit yeri spinlerin frekansına bağlı olduğundan, yağ görüntüleri su görüntülerine kıyasla kaymış durumdadır. MRI görüntüleme işlemlerinde, kesit kalınlığının su ve yağ görüntülerindeki kaymadan daha büyük olması rutin görüntü üzerindeki artefaktın tespit edilmesini zorlaştırır.

Kimyasal kayma miktarı ana manyetik alanın milyonda bir parçasına denk gelen birim üzerinden adlandırılır. Kayma değeri ana alan kuvvetinden bağımsız olmakla birlikte, öncül frekans manyetik alan şiddeti ile doğru orantılıdır. Yağ ve su dokuları için kimyasal kayma değeri 3,5 ppm olarak alınır. Örneğin 1,5 Teslalık ana manyetik alan altında, öncül frekans 224 Hz'dir. Bunun sebebi bu manyetik alan altında yağın deviniminin sudan 224 Hz daha az olmasıdır. Ana manyetik alan 1

Tesla'ya indirildiğinde frekans farkı 147 Hz'e düşer ve 0,5 Teslanın altındaki manyetik alanlarda ihmal edilebilir hale gelir (Bloem, 2018).

Kimyasal kaymaların ana kullanım alanı olan MRS uygulamalarında Larmor frekansı farklı kimyasal tepe noktalarının birbirinden ayrılmasına olanak sağlar. Mutlak olarak kimyasal kaymanın ölçülebilmesi mümkün olmadığından dolayı belirli harici manyetik alan referans alınarak tanımlama yapılır.

MRI uygulamalarında spin eko ve gradyent eko sekanslarında kimyasal kayma görülmesi yanlış kayıt (misregistration) ve yanlış haritalama (mismapping) sebebiyle oluşabilir. Yanlış haritalama hatası, yanlış kayıta benzer şekilde frekans kodlama yönünde oluşacak ve yumuşak yağ dokusu ara yüzünün bir ucunun parlak diğer ucunun koyu olmasına sebebiyet verecektir.

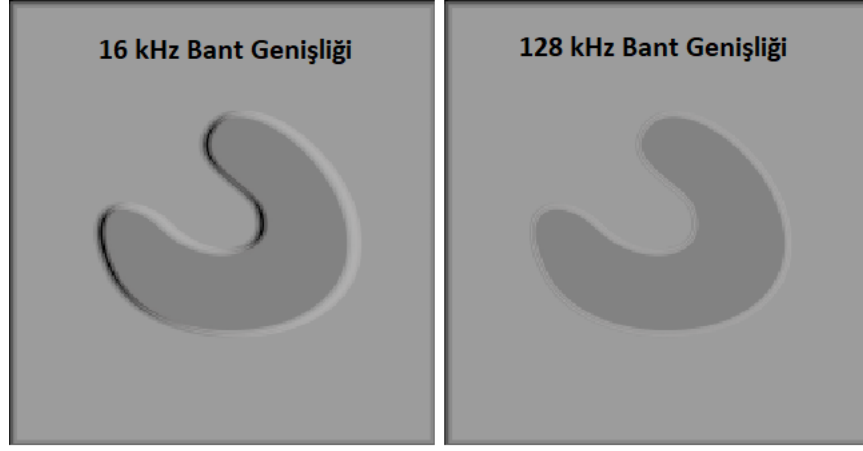
Yanlış haritalamaya ek olarak, gradyent eko sekanslarında ikinci bir tür kimyasal kaymadan bahsedilebilir. Bu artefaktta yağ su ara yüzünün olduğu alanda siyah bir çizgi görülür. Bunun sebebi yağ ve su bileşenlerine ait dönüşlerin 180 derece faz farkı ile meydana gelmesi sonucu frekans farklılıkları ve kimyasal kaymalar sebebiyle birbirlerini yok etmeleridir.

Kimyasal kaymanın aşağıdaki özellikleri kullanılarak lezyon içerisindeki hücre içi yağ bileşenlerinin tespit edilmesi mümkündür (Murphy ve Gaillard, 2019).

- Manyetik alan kuvveti arttıkça kimyasal kayma miktarı artar.
- Gradyent dayanıklılığı azaldıkça kimyasal kayma miktarı artar.
- Kimyasal kayma artefaktı bant genişliği ile ters orantılı olarak değişir.
- Yağ bastırılmış görüntüleme, kimyasal kaymanın yanlış kaydedilmesini ve siyah sınır artefaktını ortadan kaldırmak için kullanılabilir.
- Gradyent eko yerine spin eko sekansının kullanılması, siyah sınır artefaktını ortadan kaldırabilir ancak kimyasal kaymanın yanlış kaydedilmesini sorununu ortadan kaldırmaz.

Şekil 5.12'de gösterildiği üzere bant genişliğinin artması artefaktı ortadan kaldırır. Matriks boyutunun 256, manyetik alan gücü B_0 'ın 1,5 Tesla alındığı durumda, yağ ve su bileşenleri arasındaki frekans farkı 224 Hz'dir. Bant genişliği 16

kHz olduğunda yanlış kayıt olan piksel sayısı 4 olacaktır. Bant genişliği 128 kHz'e çıkarıldığında yanlış kayıt hataları tamamen ortadan kalkmaktadır (Hood, 1999).



şekil 5.12 Bant genişliğinin kimyasal kayma Üzerindeki Etkisi (Hammer, 2014)

6. BÖLÜM

MATERYAL VE YÖNTEM

Bu bölümde tez çalışması kapsamında kullanılan beyin MR veri setlerinin özellikleri hakkında kısaca bilgi verilmektedir. Ardından bu veri setlerindeki tümörlerin tespitinde kullanılan filtreleme, algoritmalar, morfolojik işlemler, öznitelik belirleme ve elde edilen özniteliklerin Yapay Sinir Ağı kullanılarak eğitim ve kullanımı ile alakalı yöntemler açıklanmaktadır.

6.1 Çalışmada Kullanılan MR Beyin Görüntü Veri Seti

Bu tez çalışması kapsamında kullanılan MR beyin görüntülerindeki tümörlerin tespitini gerçekleştirilmesinde, Yapay Sinir Ağı'nın eğitilmesinde ve eğitilmiş Yapay Sinir Ağı'nın uygulamasında REMBRANDT veri seti kullanılmıştır[Scarpace, Lisa, Flanders, Adam E., Jain, Rajan, Mikkelsen, Tom, & Andrews, David W. (2015). Data From REMBRANDT. The Cancer Imaging Archive.]. REMBRANDT veri seti National Cancer Institute tarafından paylaşılan The Cancer Imaging Archive (TCIA) veri tabanına ait bir veri setidir. TCIA medikal görüntüler içeren erişilebilir geniş bir arşiv olarak bulunmaktadır. Tüm görüntüler DICOM dosya formatındadır. Arşivdeki görüntüler hastalık ve görüntüleme yöntemine göre organize edilmiştir. REMBRANDT veri setine ait tüm görüntüler 256 X 256 piksel çözünürlüğünde ve 16 bit gri seviyede dijital hale getirilmiştir. Bu veri setinde 72 adet hastanın MR görüntüleri bulunmaktadır. Her hastaya ait aksiyal düzlemde MR kesit görüntüsü bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında REMBRANDT veri setindeki 63 hastaya ait aksiyal düzlemde 3684 adet beyin kesiti kullanılmıştır.

DICOM dosyaları görüntü verileri hakkında bilgiler yani metadatalar içermektedir. Örneğin dosya boyutu, görüntü boyutları (genişlik, yükseklik), bit derinliği (8 bit, 16 bit) verileri oluşturmak için kullanılan yöntemler ve görüntünün elde edilmesi sürecinde kullanılan donanım ayarları gibi bilgiler yer almaktadır. DICOM dosyaları; NEMA (National Electrical Manufacturers Association) yani Uluslararası Elektrik Üreticileri Birliği tarafından manyetik rezonans görüntüleri, BT taramaları ve ultrasonografi gibi medikal görüntülerin alışverişi ve görüntülenmesi için geliştirilen Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (Digital Imaging and

Communications in Medicine) formatında oluşturulan görüntüdür. Bu tez çalışması içerisinde kullanılan veri setinden alınan Tablo 6.1’de örnek MR kesitine ait bazı bilgiler aşağıda listelenmiştir.

Tablo 6.1. Bir MR Kesitine Ait DICOM Dosya Bilgileri

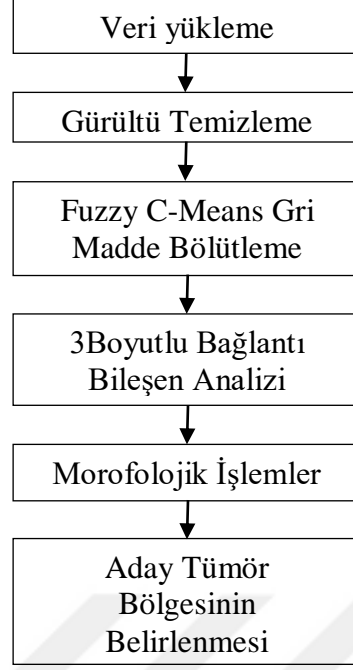
Alan	Değer
Filesize:	7.09MB
Format:	DICOM
Width:	256
Height:	256
BitDepth:	16
Colortype:	Grayscale
StudyDate:	03.12.2019
Modality:	MRI
PatientID:	HF1702
SliceThickness:	5

Tez çalışmasında Görüntü İşleme ve Yapay Sinir Ağı olmak üzere iki ana basamaktan oluşan yöntem ile MR görüntülerinde tümör bölgelerinin sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir.

6.2. Yöntem

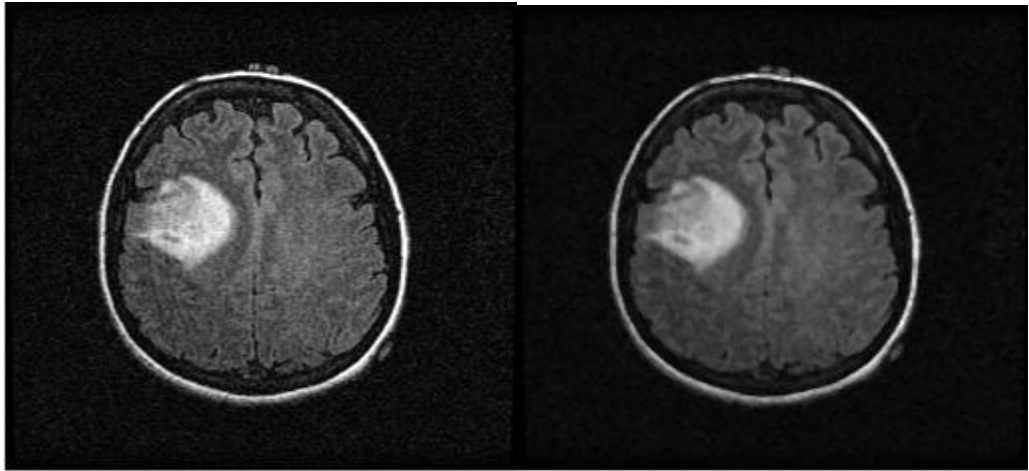
6.2.1. Görüntü İşleme

Tez çalışması için kullanılan beyin MR görüntülerinin işlenmesi ve tümörlerin tespitinde izlenen basamaklar ve kullanılan yöntemler Şekil 6.1’de gösterilmektedir:



Şekil 6.1. Aday Tümör Bölgesinin Tespiti

Görüntülerin işlenmesi ve öznelik çıkartılması sürecinde öncelikle kullanılan veri setinin sisteme girişi gerçekleştirilmiştir. Veri setinde bulunan gürültüleri gidermek için 3x3'lük medyan filtre uygulanması gerçekleştirilmiştir. Şekil 6.2.(a)'da orijinal MR görüntüsü; Şekil 6.2.(b)'de ise medyan filtre çıkışı verilmiştir.

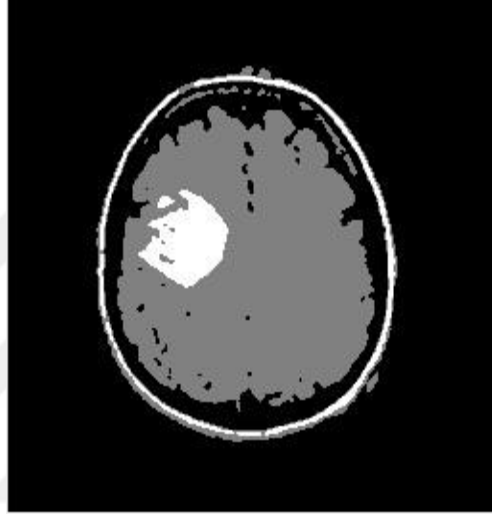


(a)

(b)

Şekil6.2. Orijinal Beyin MR Görüntüsü(a), Medyan Filtre Uygulanmış Beyin MR görüntüsü(b)

Fuzzy C-Means algoritması bulanık c-ortalama kümesi yaparak merkez noktaya olan uzaklıklarına göre verileri sınıflandırmaktadır [Dunn tarafından 1973'te ortaya çıkarıldı ve Bezdek tarafından 1981'de geliştirildi]. Çalışmada Fuzzy C-Means algoritması ile küme merkezleri için 3 merkez nokta seçme işlemi yapılmıştır. Merkez noktalarına olan uzaklıklarına göre verileri 3 adet kümeye ayırmıştır. Bu kümeler beyin (gri madde), boşluk, kemik yapısı ve tümör aday bölgeleri şeklinde sınıflandırılmıştır. Şekil 6.3.'te Fuzzy C-Means algoritma sonuçları verilmiştir.

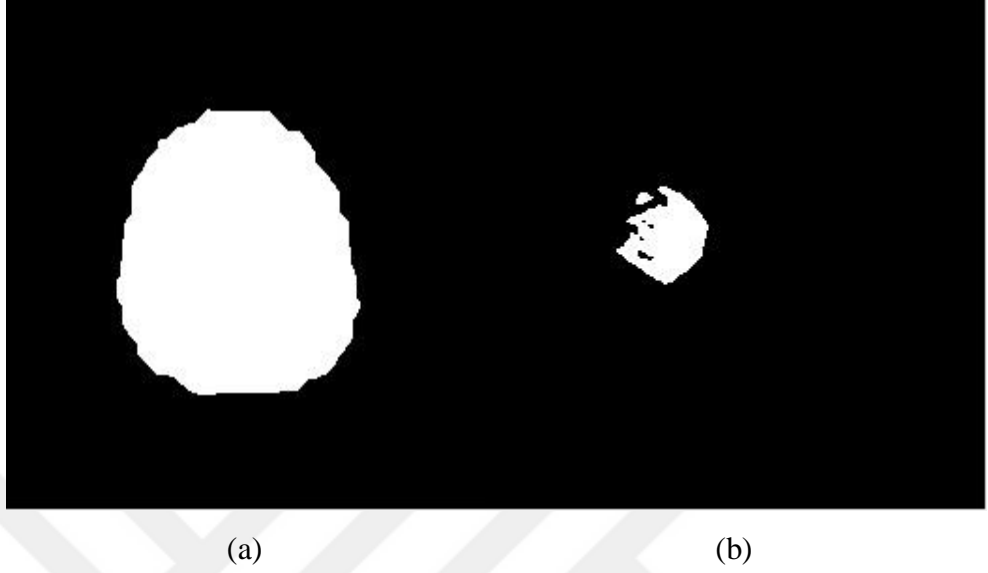


Şekil 6.3. Fuzzy C-Means Algoritma Sonuçları

Fuzzy C-Means algoritması sonucunda elde edilen 'gri madde' matris bölgesine morfolojik işlemlerden biri olan erozyon işlemi uygulanarak gürültüden arındırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Gürültüden arındırılmış görüntü için Bağlantı bileşen analizi 6 komşuluklu olacak şekilde uygulanarak birbirine komşu pikseller aynı etiket ile adlandırılmıştır. Daha sonra en büyük piksel sayısına sahip etiket 'ilgi alanı' olarak seçilmiştir. Seçilen ilgi alanına 50x50 boyutunda morfolojik kapama işlemi uygulanarak ilgi alanı içerisindeki boşluklar doldurulmuştur.

Fuzzy C-Means algoritması sonucunda elde edilen 'kemik yapısı' ve 'tümör aday bölgeleri' matris bölgesine ise öncelikle morfolojik erozyon işlemi uygulanarak gürültü giderimi sağlanmıştır. Bu işlem ile kafatasından ortaya çıkan segmentlerin giderimi gerçekleştirilmiştir. Daha sonra 'kemik yapısı' ve 'tümör aday' bölgelerinden 'ilgi alanı' olarak tanımlanan bölge içerisinde kalanlar gerçek 'tümör

aday' bölgesi olarak belirlenmiş ve öznitelik çıkartma işlemi için uygun örneklerolarak değerlendirilmiştir. Şekil 6.4.'de iç bölgeleri doldurulmuş 'ilgi alanı' ve gerçek 'tümör aday' bölgesi örneği verilmiştir.



Şekil 6.4. İç Bölgeleri Doldurulmuş 'İlgi Alanı'(a), Gerçek Tümör Aday Bölgesi(b)

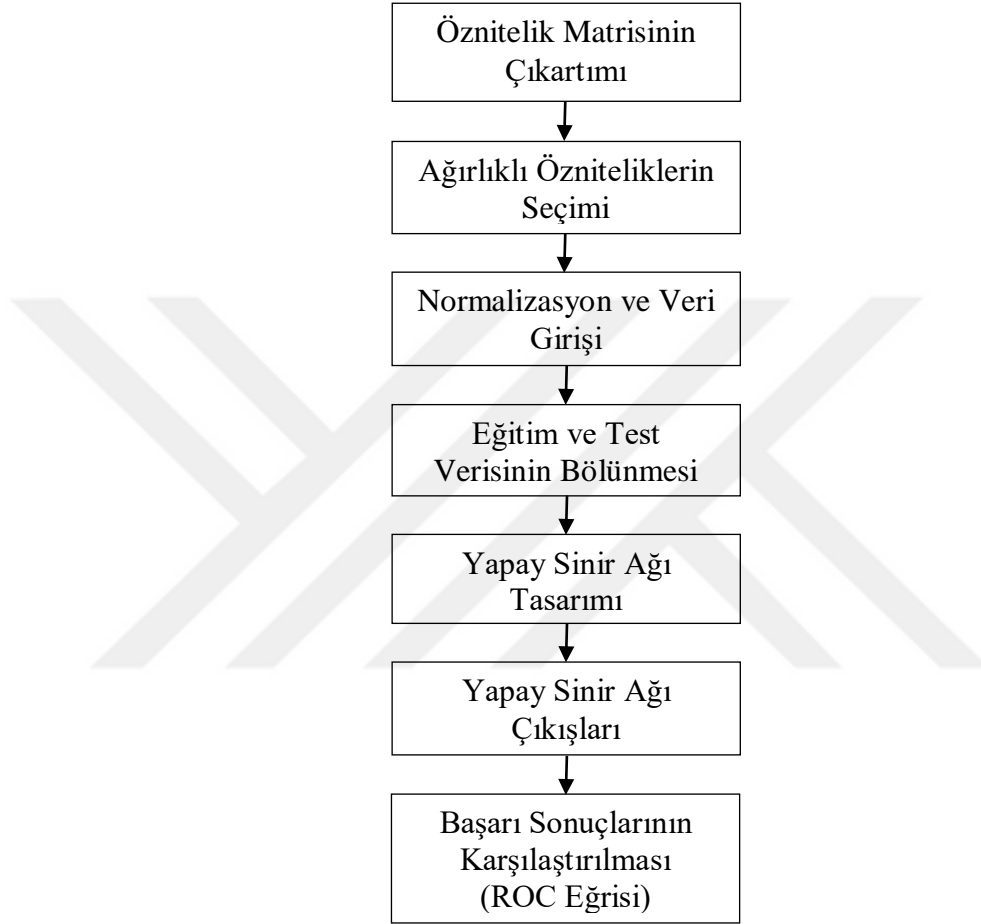
6.2.2. Yapay Sinir Ağı

Gerçek 'tümör aday' bölgesi görüntülerinden öznitelik matrisi elde etme işlemi için görüntünün şekilsel yapısından kaynaklı 17 farklı adet öznitelik çıkartılmıştır. Her görüntü için elde edilen öznitelik isimleri Tablo 6.2.'de verilmiştir.

Tablo 6.2. Görüntü İşlenmesi İle Elde Edilen Öznitelikler

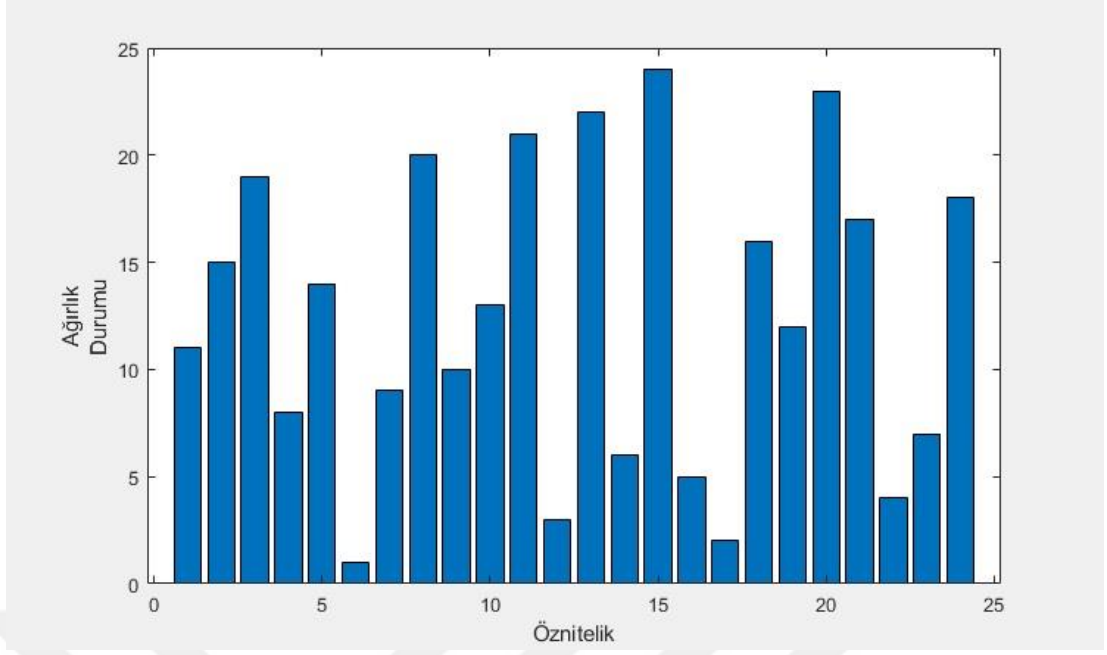
1.Yoğunluk değeri	2.Ağırlık Merkezi	3.Kutu Sınırı	4.Alt Dizi Verileri
5.Görüntü Konveks Değeri	6.Eşdeğer Çap	7.Kapsam	8.Voksel Dizi Listesi
9.Yüzey Alanı	10.Oryantasyon	11.Özdeğer Vektör Uzunluğu	12.En Büyük Öz Değer
13.Konveks Gövde	14.Konveks Görüntü	15.Konveks Yoğunluk	16.Katılık
17.Asıl Eksen Uzunluğu	*(Ağırlık Merkezi, Kutu Sınırı, Alt Dizi Verileri, Asıl Eksen Uzunluğu öznitelikleri birden fazla parametre içermektedir.)		

Çalışmada 63 hastaya ait MR görüntüsü işlenerek 409 farklı aday bölgesi elde edilmiş ve 409 tümör aday bölgesi için toplam 24 adet öznelik çıkartılmıştır. Tez çalışması için kullanılan beyin MR görüntülerinin işlenmesi sonucunda elde edilen özneliklerin Yapay Sinir Ağı'nın sistem eğitimi ve testuygulaması sırasında izlenen basamaklar ve kullanılan yöntemler Şekil 6.5.'de verilmiştir.



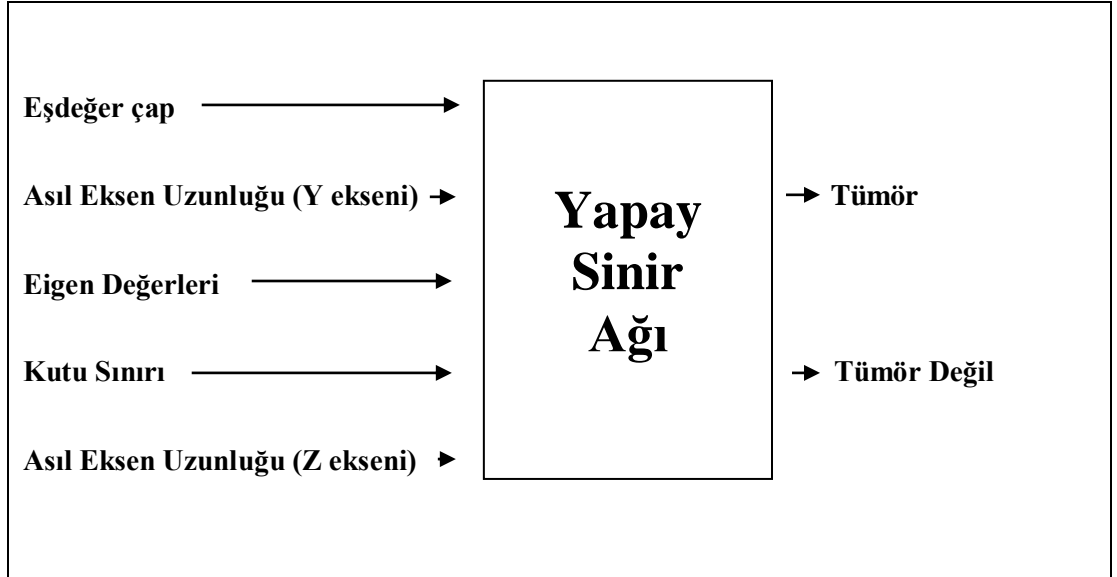
Şekil 6.5. Yapay Sinir Ağı Tasarımı

Yapay Sinir Ağı'nın kurulması, eğitilmesi ve test edilmesi işleminde öncelikle daha önce yapılan görüntü işleme sürecinde elde edilen öznelik değerlerinin düzenlenerek veri girişi işlemi gerçekleştirilmiştir. Özneliklerin ilk 24 grubunu 'öznelik', geriye kalan 1 grubu ise 'Sınıflar' olarak gruplandırılmıştır. Öznelik seçim işlemi için özneliklerin etkinlik ağırlıkları hesaplanarak etkinlik ağırlığı en yüksek olan ilk 5 öznelik yapay sinir ağı girişi için kullanılmıştır. Şekil 6.6.'da Öznelikler için elde edilen etkinlik ağırlıkları verilmiştir.



Şekil 6.6. Öznitelik-Ağırlık Durumu Grafiği

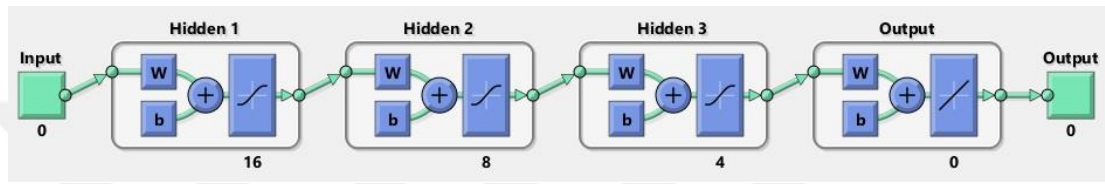
Bu grafik neticesinde Ağırlık Durumu en yüksek olan özniteliklerden sırasıyla 11, 15, 19, 8 ve 14 (eşdeğer çap, asıl eksen uzunluğu (y eksen), En büyük özdeğerleri, kutu sınırı ve asıl eksen uzunluğu (z eksen) numaralı öznitelik değerleri seçilmiştir. Sistemin karakutu modeli Şekil 6.7.'deki gibidir.



Şekil 6.7. Sistemin Karakutu Modeli

Kullanılan öznitelikler rastgele olacak şekilde 1/3 oranında test ile 2/3 oranında eğitim olarak gruplandırılmıştır. Kullanılacak özniteliklerin 2/3 oranı 287 özniteliğe, 1/3 oranı 122 özniteliğe denk etmektedir.

Yapay Sinir Ağı yapısı içinde uygulanacak olan katmanların ve nöronların atanması işlemi kullanıcı tarafından deneysel olarak hazırlanmaktadır. Sistemin denenmesi sırasında 1, 2 ve 3 katmanlı yapay sinir ağı mimarileri kurulmuş ve bu katmanlar içinde 4, 8, 16, 23 ve 64 nöron yapıları denenmiştir. Tez çalışmasında kullanılan yapay sinir ağı modellerinden biri Şekil 6.8.'deki gibidir.



Şekil 6.8. YapaySinir Ağı Katman Ve Nöron Yapısı

Kurulan ağ yapıları içinde yapı parametrelerinin tanımlanmasında öğrenme oranı 0.3, momentum sabiti 0.6 ve eğitilecek maksimum döngü sayısı 100 olmak üzere parametre tanımlaması yapılmıştır. Eğitim yapılırken kullanılan özniteliklerin tümör olarak kabul edilip edilmemesi için iki farklı eşik değeri tanımlanmıştır. Bu eşik değerleri sistem tarafından elde edilen özniteliklerin değerlendirilmesi sonucunda tümör aday bölgelerin tümör olup olmasını belirlemektedir. Belirlenen eşik değerinden küçük olanlar tümör değil, büyük olanlar ise tümör bölgesi olarak etiketlenmektedir.

Ağ eğitimi gerçekleştirilmesi ve gerçekleştirilen eğitim sonrası durumun gözlemlenebilmesi için ROC eğrisi grafiği çizimi işlemi yapılmıştır. ROC eğrisi (Receiver Operator Characteristics Curve) belirli bir tanım aralığında sürekli değerler alan değişkenlerin tanı testi amacıyla kullanımını amaçlayan bir yöntemdir. Sistemin başarı durumu ROC eğrisi altında kalan bölgenin alanı ile değerlendirilir.

7. BÖLÜM

SONUÇ VE DEĞERLENDİRMELER

MR görüntüleme işlemi yaygın kullanımı olan tıbbi görüntüleme uygulamalarındandır. Görüntüleme işleminin yapıldığı MRI cihazları temelde, güçlü mıknatıslar tarafından oluşturulan RF mikrodalga atımlarının hidrojen hücrelerindeki protonları hareketlendirmesi prensibi üzerine çalışır.

MRI cihazları, magnet ve sargılardan oluşan gantri sistemi, bilgisayar ve görüntüleme ünitesi, RF alt sistemler ve kontrol/haberleşme ünitesi gibi donanımsal parçalardan oluşan karmaşık bir yapıdadır. Diğer taraftan uzun yıllardır tıbbi görüntüleme alanında yaygın olarak kullanılması, cihaz yapısının güvenilir şekilde teknolojik gelişmişliğini tamamlamasına olanak sağlamıştır.

MRI uygulamalarında elde edilen görüntülerin kalitesi ve hastalıkların teşhisi amacıyla kullanılabilmesi, sinyal gürültü oranı ve kontrast gürültü oranlarının yüksek olmasına bağlıdır. Görüntüleme işleminin süresi ve alınan kesit sayısı arttıkça sinyal performansı yükselmektedir. Aynı zamanda ardışık RF atımları arasındaki süre uzadıkça ve sinyal dinleme süresi kısaldıkça, daha iyi sinyal gürültü oranı elde edilecek ve görüntü kalitesi yükselecektir.

MR görüntüleme sistemlerinde görüntü kalitesini etkileyen bir diğer faktör görüntüleme alanıdır. Görüntüleme alanı temelde MRI cihazının ekranına yansıyan görüntüye uyan dokunun büyüklüğüne eşittir. MRI uygulamalarında, görüntüleme alanı daraltıldıkça, çözünürlük artışı sağlanmasına rağmen sinyal gürültü oranı piksel içinde kalan proton sayısı düştüğünden dolayı önemli biçimde azalır.

MR görüntülemede kullanılan bir diğer parametre olan matriks değeri, elde edilecek görüntüdeki sinyal gürültü oranı ve görüntü çözünürlüğü ile doğrudan bağlantılıdır. Matriks değeri faz kodlama adım sayısı ve frekans kodlama gradientinin gücünün çarpımı olarak tanımlanabilir. İlk uygulamalarda 64 x 64'lük matriks değerleri kullanılırken günümüzde 256 x 256 ve ya 512 x 512'lik yüksek çözünürlüklü matriks değerleri sıklıkla kullanılmaktadır.

MR görüntüleme performansını etkileyen değişkenlerden biri de uyarım sayısıdır. Bu parametre, faz-kodlama adımlarının görüntüleme işlemi sırasında kullanılma sayısı olarak tanımlanabilir. Sinyal gürültü oranı, uyarım sayısının karekökü ile doğru orantılı olarak artmaktadır. Ancak uyarım sayısının artması aynı zamanda görüntüleme sistemindeki gürültü oranını yükseltmektedir.

MRI sistemlerinde kullanılan güçlü mıknatıslar, etkili manyetik alanların oluşmasına sebebiyet vermektedir. Oluşan bu harici alanlar, elektrik iletkenliği yüksek tıbbi implantlar ve biyomalzemeler ile RF etkileşime girer. Bu statik manyetik alana ek olarak, gradyent manyetik alan ve elektromanyetik atımlar biyomalzemeler üzerinde etkileşim yaratacaktır. Bu sebepten dolayı, MRI uygulamasına giren hastalarda doku ısınması ya da gömülü tıbbi cihazların çalışmaması gibi sorunlarla karşılaşılır. Bunların önüne geçilebilmesi için elektromanyetik uyumluluk ve sinyal girişim testlerinin yapılarak MRI cihazlarının bu gereksinimlere uygun şekilde tasarlanıp, üretilmesi gerekmektedir.

MRI cihazları donanımsal özelliklerinin yanı sıra; görüntüleme alanı, matriks değeri, averaj sayısı ve kontrast gürültü oranı gibi farklı parametrelerin en uygun biçimde seçilmesiyle, yüksek performanslı ve görüntü kalitesi hastalıkların doğru teşhisine olanak sağlayan çıktılar sunacaktır. Bu seçimlerin doğru yapılması ve en uygun MRI cihaz yapısının oluşturulması önemli bir mühendislik uygulama alanıdır.

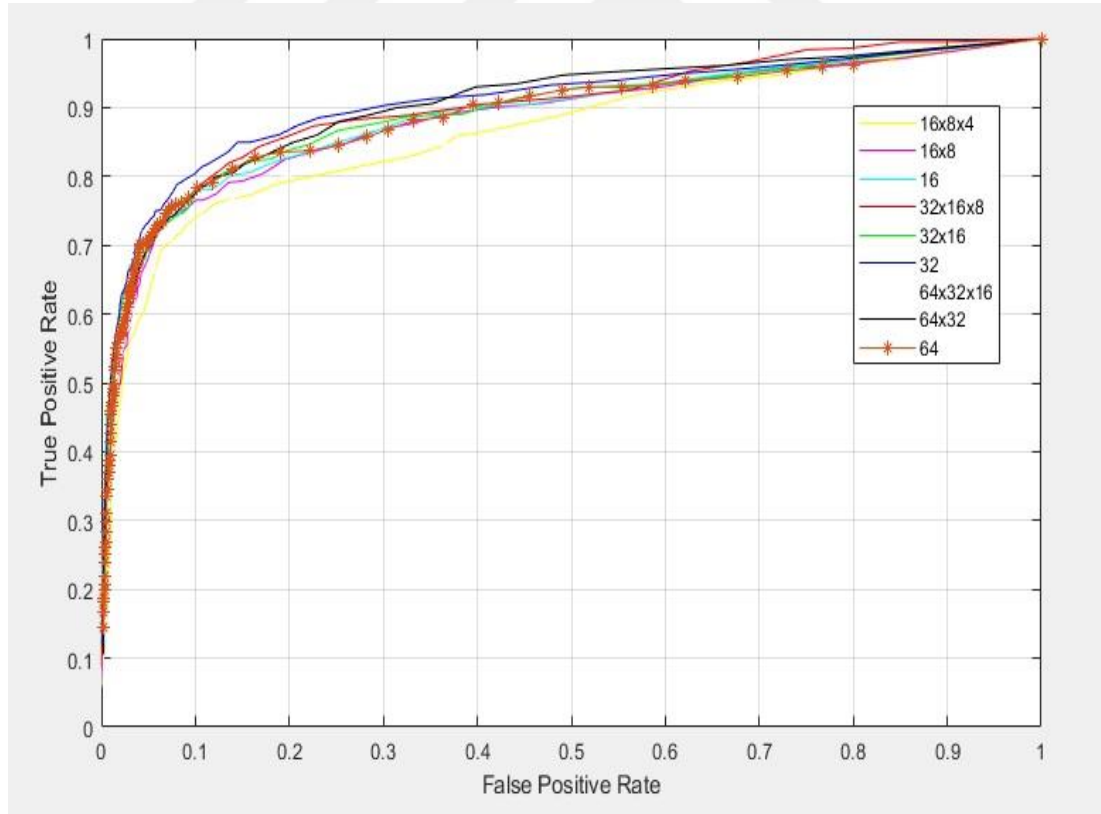
MRI cihazları ile elde edilen görüntülerin bilgisayar tabanlı bir program dâhilinde işlenmesi ile elde edilen öznelik değerleri kullanılarak tümör tespiti yapılan bu tez çalışmasında tümör ile belirlenen bölgelerin Yapay Sinir Ağı ile işlemi gerçekleştirilmiştir. Kurulan Yapay Sinir Ağı modelinde gizli katman sayılarında ve nöron sayılarında farklı denemeler yapılmıştır. Gizli katman sayıları ve nöron sayıları için 9 adet Yapay Sinir Ağı modeli denenmiştir. Sistemde denenilen farklı gizli katman ve o gizli katmanlar içinde bulunan nöron sayıları Tablo 7.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 7.1. Sistemde Denenen Farklı Katman Ve O Katmanlarda Bulunan Nöron Sayıları

	1 Gizli Katmanlı Yapı	2 Gizli Katmanlı Yapı	3 Gizli Katmanlı yapı
Katmanlar İçinde Bulunan Nöron Sayıları	16	16 x 8	16 x 8 x 4
	32	32 x 16	32 x 16 x 8
	64	64 x 32	64 x 32 x 16

Bu farklı kombinasyonlar içinde her bir yapı için sistem 10 defa çalıştırılarak elde edilen veriler ışığında ROC eğrisi grafiği Şekil 7.1.'deki gibidir.

Grafikte True Positive Rate (Gerçek Doğru Yüzdesi) olarak adlandırılan kısım tümör olan kısma sistemin de tümör olarak etiketlediği kısım; False Positive Rate (Yanlış Doğru Yüzdesi) olarak adlandırılan kısım tümör olmayan kısma sistemin tümörsüz olarak etiketlediği kısımdır.



Şekil 7.1. 9 Farklı Yapay Sinir Ağı İçin ROC Eğrisi Grafiği

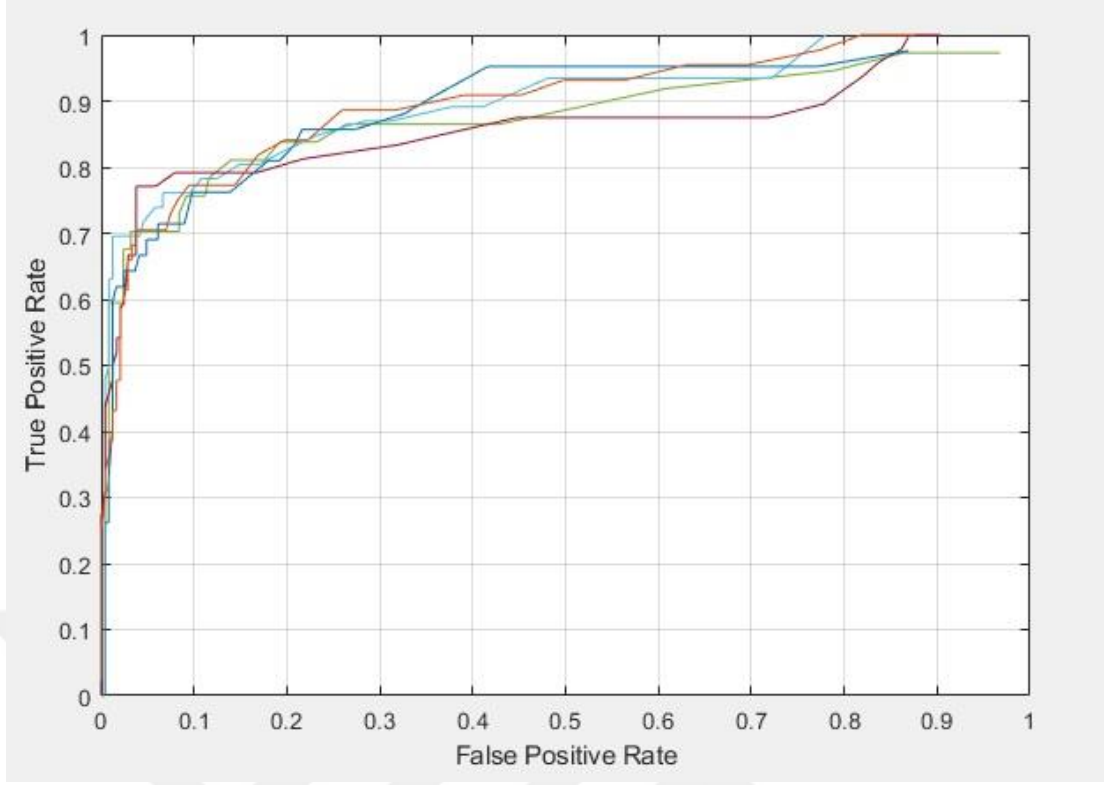
Farklı gizli katman ve farklı nöron sayıları kullanılması sonucu elde edilen ROC eğrilerinin alt alanlarının değeri kullanılan sistemlerin başarısı ile doğru orantılı olmaktadır. Tablo 7.2.'de ROC eğrisinde kıvrımın altında kalan alanların denenen yapılar için değerleri gösterilmiştir.

Tablo 7.2. ROC Eğrisinde Kıvrımın Altında Kalan Alanların (AUC) Denenen Nöron Ve Katman Durumlarına Göre Hesaplanan Değerleri

16x8x4	32x16x8	64x32x16
0.864	0.899	0.859
16x8	32x16	64x32
0.883	0.892	0.904
16	32	64
0.892	0.908	0.889

Tablo 7.2.'de görüldüğü üzere kullanılan sistem kombinasyonlarından en iyi sonucu tek gizli katmanlı ve 32 nöronlu yapı sağlamaktadır.

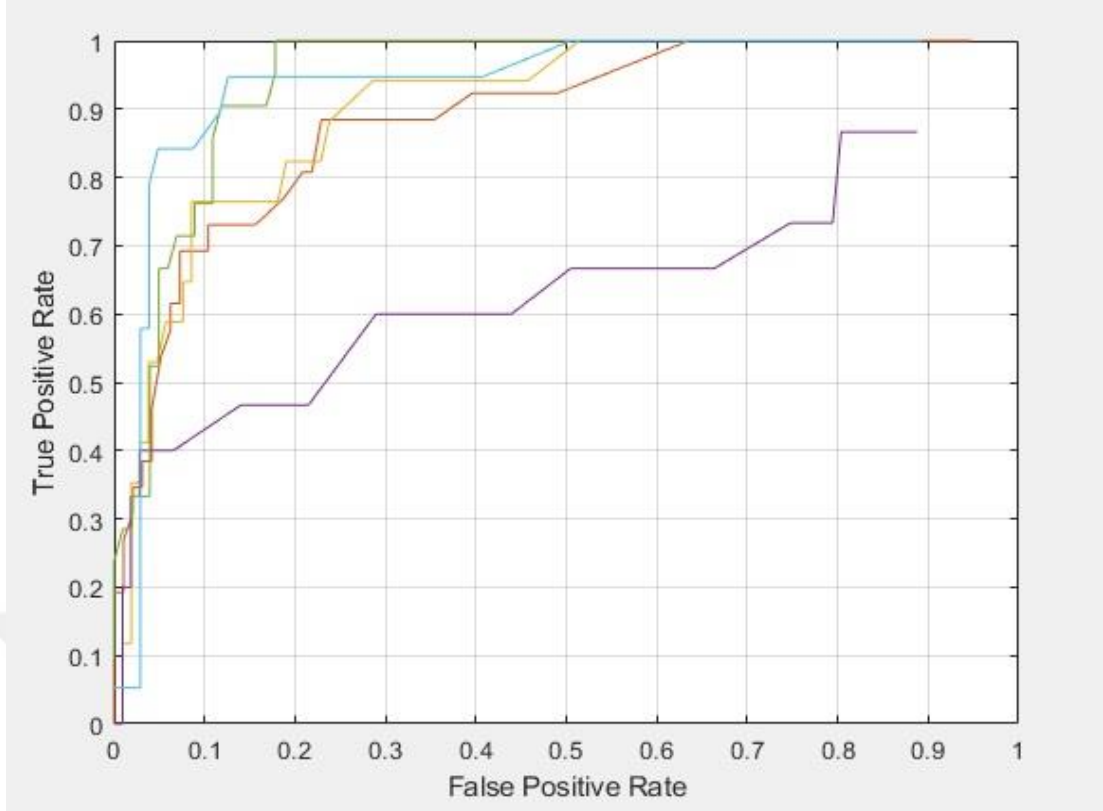
Eğri altında kalan alan değerleri incelendiğinde tek gizli katmanlı, 32 nöronlu oluşan yapay sinir ağı mimarisinin en başarılı sonuç verdiği (0.908) gözlemlenmiştir. Bu nedenle sistemin tek katmanlı ve 32 nöronlu yapı ile çalışması sağlanmış ve kullanılan özniteliklerin 2/3'ü Yapay Sinir Ağı eğitimi için, 1/3'ü ise sistemin test edilmesi için kullanılmıştır. Atanan her bir eşik değeri için tek katmanlı ve 32 nöronlu bulunan Yapay Sinir Ağı yapısı sistemin eğitilmesi için 5 defa çalıştırılmış ve bu eğitimin sonuçları doğrultusunda ROC eğrileri çizdirilmiştir. 5 farklı eğitim sonucunda elde edilen ROC eğrisi grafiği Şekil 7.2.'de verilmiştir.



Şekil 7.2. 5 Farklı Eğitim Sonucunda Elde Edilen ROC Eğrisi Grafiği

Yapay Sinir Ağının her eğitim adımı sonrasında sistemin test aşaması çalıştırılmış ve her eğitim modeli için gerçekleştirilen test sonuçlarının ROC eğrisi grafiği olarak çizdirilmiştir. 5 farklı test sonucunda elde edilen ROC eğrisi grafiği Şekil 7.4.'de görülmektedir.

Sistemin her bir eğitim ve test için çalıştırılması sonucu bir matris elde edilmektedir. Bu matris içindeki değerler sistemin tümör aday bölgelerinin tümör olarak belirlenme (Doğru Pozitif) ya da belirlenememe (Yanlış Negatif) durumu ile tümör olmayan bölgelerin tümör olarak etiketlenmeme (Gerçek Negatif) ya da etiketlenme (Yanlış Pozitif) durumunu göstermektedir.



Şekil 7.3. 5 Farklı Test Sonucunda Elde Edilen ROC Eğrisi Grafiği

Sistemin çalıştırılması sonucunda elde edilen değerler, duyarlılık ve özgüllük değerleri sistemin başarı durumunun gözlemlenebilmesi için hesaplanmıştır. Tabloda pozitif tümörlü, negatif ise tümörsüz olan bölgeleri temsil etmektedir. Yine tabloda bulunan bilgilerin hangi amaç ile bulunduğu dair tanımlar ve hesaplanma yöntemleri Tablo 7.3.'de gösterildiği şekildedir.

Tablo 7.3. Verilerin Hesaplanmasında Kullanılan Değerlerin Sunuş Matris Açıklaması

		Gerçek Durum		
		(+)	(-)	Toplam
Test Sonucu	(+)	a(DP)	b(YP)	a+b
	(-)	c(YN)	d(DN)	c+d
Toplam		a+c	b+d	a+b+c+d

Duyarlılık; tümörün gerçekte olduğu bilinen görüntülerde yüzde kaçında yöntem ile tespit edilebildiğini gösterir.

$$\text{Duyarlılık} = a \div (a + c) \quad (10)$$

Özgüllük; tümöre sahip olmayan görüntülerin yüzde kaçının yöntem ile tanınabildiğini gösterir.

$$\text{Özgüllük} = d \div (b + d) \quad (11)$$

Yapay Sinir ağı sonuçlarında Duyarlılık ve Özgüllük değerlerinin belirlenmesi için iki farklı eşik değeri kullanılmıştır. Sistem için eşik değerleri 0.2 ve 0.4 olarak atanmıştır.

0.2 eşik değerleri için sistemin çalıştırılması sonucunda elde edilen verilerin duyarlılık ve özgüllük hesaplamaları Tablo 7.4.'de, 0.4 eşik değerleri için sistemin çalıştırılması sonucunda elde edilen verilerin duyarlılık ve özgüllük hesaplamaları Tablo 7.5.'de gösterilmiştir.

Tablo 7.4. 0.2 Eşik Değerleri İçin Test Ve Eğitimde Özgüllük İle Duyarlılık Ortalama Yüzdeleri

0.2 Eşik Değeri	Maksimum Duyarlılık	Minimum Duyarlılık	Ortalama Duyarlılık	Maksimum Özgüllük	Minimum Özgüllük	Ortalama Özgüllük
Eğitim	%95.81	%94.56	%95.22	%80.43	%56.25	%66.79
Test	%97.80	%92.03	%94.87	%76.19	%57.14	%64.35

Tablo 7.5. 0.4 Eşik Değerleri İçin Test Ve Eğitimde Özgüllük İle Duyarlılık Ortalama Yüzdeleri

0.4 Eşik Değeri	Maksimum Duyarlılık	Minimum Duyarlılık	Ortalama Duyarlılık	Maksimum Özgüllük	Minimum Özgüllük	Ortalama Özgüllük
Eğitim	%95.65	%93.52	%94.32	%88.88	%76.47	%80.17
Test	%94.48	%64.28	%91.47	%76.47	%64.28	%69.78

Elde edilen veriler ışığında eşik değerinin 0.2 alınması duyarlılığı olumlu yönde etkilemekte ama özgüllüğü olumsuz şekilde etkilemektedir. Öte yandan 0.4 şeklinde bir eşik değeri seçilmesi sonucunda duyarlılıkta 0.2 eşik değeri duyarlılık sonuçlarına yakın değerler elde etmeyi sağlarken, özgüllük anlamında olumlu bir şekilde sonuç elde edilmesini sağlamaktadır.

Elde edilen sonuçlar incelendiğinde, geliştirilen tümör tespit sisteminin 0.2 eşik değeri için hem eğitim, hem de test aşamalarında oldukça iyi sonuçlar verdiği görülmektedir (ortalama duyarlılık değeri eğitim için %95,22; test için %94,87). Fakat bu duyarlılık değerleri için geliştirilen sistem oldukça fazla yanlış pozitif değeri üretmektedir (ortalama özgüllük değeri eğitim için %66,79; test için %64,35). Tümör tespiti için eşik değerinin 0.4 seçilmesi durumunda ise duyarlılık değerlerinde büyük bir değişimin olmadığı (ortalama duyarlılık değeri eğitim için %94,32; test için %91,47) ama yanlış pozitif bulma oranının büyük ölçüde iyileştiği belirtilmelidir (ortalama özgüllük değeri eğitim için %80,17; test için %69,78). Ortalama özgüllük değeri açısından test değerinin eğitim değerine göre yeteri kadar geliştirilememesinin nedeni Şekil 7.3'te mor ile gösterilen test başarısının oldukça kötü olmasıdır.

Gelecek çalışmalarda farklı yapısal ve dokusal özniteliklerin çıkartılması ile önerilen sistemin başarı sonuçları artırılabilir. Ayrıca gelecek çalışmalar için Şekil 6.6. Öznitelik-Ağırlık Durumu Grafiğinde gösterilen sınıflandırma kabiliyeti yüksek özniteliklerin kullanılmasının (eşdeğer çap, asıl eksen uzunluğu (y eksen), En büyük özdeğerleri, kutu sınırı ve asıl eksen uzunluğu (z eksen)) tümör tespit başarısını arttıracığı öngörüsünde bulunulabilir. Elde edilecek öznitelikleri sınıflandırmak için farklı algoritmaların ve mimarilerin kullanılması ile ortaya konulacak hiyerarşik ve komite yapılı sınıflandırıcıların hem duyarlılık hem özgüllük değerlerinde iyileştirme gerçekleştirebileceği öngörülmektedir.

KAYNAKÇA

- Algın O, Özen AÇ, Atalar E., 2015, Temel Radyoloji, Kısım 21: Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği, Güneş Kitap Evi, Ankara.
- Bloem JL, Reijnierse M, Huizinga TWJ, et al, 2018, MR signal intensity: staying on the bright side in MR image interpretation RMD Open;4:e000728. doi: 10.1136/rmdopen-2018-000728.
- Bushong, S.C., (2003), Magnetic Resonance Imaging Physical and Biological Principles, Mosby, Inc.
- Chunli W., Zhiming B., Jingkui X., Jinxing W., 2009, Simulation Analysis on Quality Factor of RF Receiving Coil for an MRI System, 2009 Chinese Control and Decision Conference, Guilin, China.
- DataCitation Scarpace, Lisa, Flanders, Adam E., Jain, Rajan, Mikkelsen, Tom, & Andrews, David W. (2015). Data From REMBRANDT. The Cancer Imaging Archive.
- Edelman RR, Wielopolski PA. Fast MRI. In: Edelman RR, Hesselink JR. eds. Clinical Magnetic Resonance Imaging. Second ed. W.B Saunders Company, Philadelphia 1996: 302.
- Fuzzy C-Means Clustering, A Tutorial on Clustering Algorithms https://home.deib.polimi.it/matteucc/Clustering/tutorial_html/cmeans.html, Erişim Tarihi:05./02./2020.
- Frahm J, Gyngell ML, Hancicke W. Rapid scan techniques. In: Magnetic Resonance Imaging. Stark DD, Bradley WG. eds. Second ed. Mosby year book St. Louis 1992: 165-203.
- Gruber B., Froeling M., Leiner T., Klomp D.W.J., 2018, RF coils: A practical guide for nonphysicists, International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 48 (3), 590-604.
- Hammer, M., (2014). MRI Physics: Chemical Shift Artifact, Xrayphysics.
- Hirsch J, Farquhar JW, Ahrens EH, Jr, Peterson ML, Stoffel W. Studies of adipose tissue in man. A microtechnic for sampling and analysis. Am J Clin Nutr 1960; 8:499-511.
- Hood M.N., Ho V.B., Smirniotopoulos J.G., Szumowski J., (1999), Chemical shift: the artifact and clinical tool revisited. Radiographics,19 (2), 357-371.

- Hornak J.P. 2000, The Basics of MRI, <http://www.cis.rit.edu/htbooks>, Erişim Tarihi: 08.06.2019.
- IEEE Spectrum, 2013, The World's Most Powerful MRI Takes Shape, <https://spectrum.ieee.org/biomedical/imaging/the-worlds-most-powerful-mri-takes-shape>, Erişim Tarihi: 08.06.2019.
- Imaios, Radiofrequency System Components, <https://www.imaios.com/en/e-Courses/e-MRI/MRI-instrumentation-and-MRI-safety/Radiofrequency-system>, Erişim Tarihi: 08.06.2019.
- Kaya, T., Adapınar, B., Özkan, R., 1996, Temel Radyoloji Teknigi, Güneş-Nobel Yayınları, İstanbul.
- Konez O, 1995, Manyetik Rezonans Görüntüleme, Temel Bilgiler, Nobel Tıp Kitapevi, İstanbul.
- Lauterbur P.C., Liang, Z.P., 1999, Principles of Magnetic Resonance Imaging (MRI): A signal processing perspective, IEEE Press, New York.
- Lopez L. I. V. Ve Bloch I., 2014, Segmentation of Magnetic Resonance Images of Newborn Brains: Functionalities Implemented in a Matlab Interface, Internship Report in Paris Descartes Institute.
- Murphy A. ve Gaillard, F.,(2019), Chemical shift artifact, Radiopaedia, <https://radiopaedia.org/articles/chemical-shift-artifact-1>, Erişim Tarihi: 17.07.2019.
- Oyar O, 2008. Manyetik Rezonans Görüntüleme (Mrg)'Nin Klinik Uygulamaları Ve Endikasyonları, Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi 2008;5(2):31-40.
- Querin G, El Mendili M, Bede P, et al, 2018, Multimodal spinal cord MRI offers accurate diagnostic classification in ALS Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, 89:1220-1221.
- Stingaciu L-R., 2010, Characterization of natural porous media by NMR and MRI techniques. High and low magnetic field studies for estimation of hydraulic properties, Schriften des Forschungszentrums Juelich. Reihe Energie und Umwelt/Energy and Environment; v. 75.
- Vural, M., 1997, Manyetik rezonans kolanjiopankreatografi: Tanısal deger ve direkt kolanjiografik yöntemlerle karşılaştırma, Uzmanlık tezi, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Ana Bilim Dalı, Ankara,

- Yesildağ A, Oyar O. 2003, Manyetik rezonans görüntüleme fizigi. Oyar O, Gülsoy UK ed. Tıbbi Görüntüleme Fizigi. Tisamat Basım, Ankara, 281-372.

