

MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME

FATMA ZEYNEP ASYALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FİZİK Anabilim Dalı

Haziran 2006

MAGNETIC RESONANCE IMAGING

FATMA ZEYNEP ASYALI

MASTER OF SCIENCE THESIS

Department of PHYSICS

June 2006

MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME

FATMA ZEYNEP ASYALI

Osmangazi Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Lisansüstü Yönetmeliği Uyarınca
FİZİK Anabilim Dalı
GENEL FİZİK Bilim Dalında
YÜKSEK LİSANS TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır

Danışman: Yrd. Doç. Dr. İSMAİL ÖZKAN

Haziran 2006

FATMA ZEYNEP ASYALI' nın YÜKSEK LİSANS tezi olarak hazırladığı
“MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME” başlıklı bu çalışma, jürimizce
lisansüstü yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca değerlendirilerek kabul edilmiştir.

Üye : Yrd. Doç. Dr. İsmail Özkan

Üye : Prof. Dr. İrfan Değirmenci

Üye : Yrd. Doç. Dr. Derya Peker

Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 14.06.2006 tarih ve 23 sayılı
kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Abdurrahman
KARAMANCIOĞLU

Enstitü Müdürü

ÖZET

Magnetik rezonans görüntüleme, 1939 yılından beri kullanılan bir yöntemdir. Radyolojide emisyon tekniğiyle görüntü veren teknikler arasında yer alır. MRG' nin bulunmasıyla, özellikle tıp alanında büyük ilerlemeler olmuştur. Bugün MRG' nin insan sağlığına bir zararı bulunamamıştır. MRG' nin yararlı oluşu onu gelişmeye zorlamış ve ilerleyen zamanlarda Nükleer Magnetik Rezonans, Elektron Paramagnetik Rezonans, Nükleer Elektron Çift Rezonansı, Dinamik Çekirdek Kutuplanması, Çekirdek Dörtüçay Rezonans gibi alt dalları oluşturmuştur.

MRG, dışarıdan uygulanan magnetik alan ile protonlar arasındaki etkileşime dayanır. Radyofrekans dalgalarının doku protonlarını uyarması ve bu uyarının protonlara yaptırdığı titreşimlerin alıcılar yoluyla bilgisayara aktarılması ile görüntü elde edilir. Bu yüzden magnetik rezonans spektrometreleri genel olarak, radyofrekans dalgalarını üreten birim, alıcı ve bilgisayar ünitesinden oluşur. Ayrıca spektrometrelerin çalışma prensiplerine dayanarak, atmalı spektrometreler ve sürekli dalga spektrometreleri olarak çeşitleri mevcuttur.

ABSTRACT

Magnetic Resonance Imaging is a method that has used since 1939. It takes a part in radiology, which are give a view with emission. A big development has been in medicine which is found of MRI. A damage of MRI for healt of people can not found today. Useful formation of MRI is strained itself to developing and in progressive times, MRI' s under branches have been formed which are Nuclear Magnetic Resonance, Electron Paramagnetic Resonance, Nuclear Electron Couple Resonance, Diynamic Nucleus Polarisation, Nucleus Dortucay Resonance.

MRI is resist to interaction of nucleus with magnetic flux. Radio frequency signals give warning to protons of texture; vibratons that this warning have protons made are transferred to computers by recipient and the view is occur. Therfore in general, MR spectrometers are consist of RF generator, recipient and computer unit. Otherwise, to resist of working methods, specktrometers have classes as pulsation and continual signal spectrometers.

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım sırasında benden her türlü bilgi, tecrübe ve desteğini esirgemeyen Danışman Hocam Sayın İsmail Özkan' a, araştırmalarımın yardımlarından dolayı üniversitemizin Tıp Fakültesi hocalarından Sayın Baki Adapınar' a ve çok yoğun olmasına rağmen bana destek olan sevgili Hocam Derya Peker' e teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca maddi ve manevi her konuda yanımda olmakla kalmayıp, bana sevgi ve yardımlarını sunmakta sebatkar kalan canım aileme teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	IV
SUMMARY	V
TEŞEKKÜR	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ	VII
TABLOLAR DİZİNİ	X
RESİMLER DİZİNİ	XI
DİYAGRAMLAR DİZİNİ	XII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XIII

1. GİRİŞ VE AMAÇ	IV
------------------------	----

2.GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİNİN ANA PRENSİPLERİ VE SINIFLANDIRILMASI.....	2
---	---

2.1. Ana Prensipleri	2
2.1.1. Emisyon	3
2.1.2. Transmisyon.....	3
2.1.3. Refleksiyon	3
2.2. Sınıflandırılması	3

3.MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMENİN GELİŞİMİ VE KULLANIM ALANLARI	5
--	---

4. MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME ALETİ BÖLÜMLERİ	9
--	---

4.1. Gantri.....	10
4.1.1. Magnet	10

4.1.2 Bobinler (Sargılar)	12
4.2. Bilgisayar Ve Görüntüleme Ünitesi	13
5.MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME FİZİĞİ.....	14
5.1. Fiziksel Hatırlatmalar	14
5.1.1. Nükleonun spini	14
5.1.2. Nükleonun yörünge açısal momentumu	14
5.1.3. Çekirdeğin toplam açısal momentumu	15
5.1.4. Çekirdek magnetik momenti.....	15
5.2. Magnetizasyon	17
5.3. Doku Magnetizasyonu.....	23
5.4. Relaksasyon Zamanı	25
5.4.1. T_2 relaksasyon zamanı (Spin-spin durulma zamanı).....	25
5.4.2. T_1 relaksasyon zamanı (Spin-örgü durulma zamanı).....	27
5.5. Görüntü Parametreleri	29
5.5.1. T_1 ağırlıklı görüntü elde etme prensipleri	29
5.5.2. Proton ağırlıklı görüntü elde etme prensipleri	31
5.5.3. T_2 ağırlıklı görüntü elde etme prensipleri.....	31
5.6. Kesit Ve Görüntü Matriksi Oluşturma	32
5.6.1. Kesit belirleme gradienti.....	32
5.6.2. Frekans kodlama gradienti	33
5.6.3. Faz kodlama gradienti.....	33
5.6.4. Görüntü oluşturma	34
6. MRG' DE ARTEFAKTLAR	37
6.1. Hastaya Ait Nedenlerle Oluşan Artefaktlar	37
6.2. Sistemden Kaynaklanan Artefaktlar.....	38
7. MR SİSTEMİNİN ETKİLERİ	39
7.1. Statik Magnetik Alan Etkileri	40

7.2. Gradient Alan Etkileri	41
7.3. RF Pulsu Etkileri	41
7.4. Akustik Gürültü.....	42
7.5. Kriyojenlerden Korunma.....	42
7.6. Genetik Etkiler	43
7.7. Klostrofobi Ve Panik Reaksiyonları	43
7.8. Kontrast Kullanımı	43
8. MR İNCELEMELERİNDE HASTA GÜVENLİĞİ PROTOKOLÜ	45
8.1. Yüksek Magnetik Alana Girmesinde Mutlak Sakınca Bulunanlar :	45
8.2. Yüksek Magnetik Alana Girmesinde Göreceli Sakınca Bulunanlar :	46
8.3. Yüksek Magnetik Alana Girmesinde Sakınca Bulunmayanlar :	47
8.4. MR İnceleme Odalarına Sokulması Kesinlikle Yasak Olan Malzemeler	47
9. MRG' NİN AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI	48
9.1. Avantajları	48
9.2. Dezavantajları.....	49
10. KLİNİK UYGULAMALARDA MRG	51
10.1. Merkezi Sinir Sistemi Ve Omurilik Görüntülemesi.....	51
10.2. Göğüs Kafesi Ve Akciğer Görüntülemesi.....	51
10.3. Karın Görüntülemesi	51
10.4. Böbrek Ve Pelvis Görüntülemesi.....	52
11. MRG' DE KULLANILAN SEKANSLAR.....	53
11.1. Spin Eko (SE).....	53
11.2. Inversion Recovery (IR)	57
11.3. Gradient Eko (GRE).....	58
11. 4. Hızlı Spin Eko (HSE).....	59
11.5. Eko Planar Görüntüleme (EPG).....	60

12. MR' DA GÖRÜNTÜLEME SÜRESİ	61
13. MRG' DE KULLANILAN YÖNTEMLER.....	62
13.1. Nükleer Magnetik Rezonans Spektroskopisi (NMR).....	62
13.1.1. Sıvılarda NMR	63
13.1.1.a. Kimyasal kayma	63
13.1.1.b. Eşleşme sabitleri.....	66
13.1.1.c. Sürekli dalga (SD) spektrumları	68
13.1.2. Katıların spektrumları	70
13.1.3. Fourier Transform spektrumu (FT).....	71
13.1.4. NMR spektrometresi	72
13.1.4.a. Magnet	72
13.1.4.b. Radyofrekans birimi	73
13.1.4.c. Örnek ve örnek yerleştirilecek kısım (prob).....	73
13.1.4.d. Sinyal optimizasyonu	74
13.1.4.e. Aksesuarlar	75
13.1.5. Yaygın nükleuslar (çekirdekler).....	75
13.1.6. Relaksasyon	76
13.1.7. Dinamik etkiler	78
13.1.8. NMR uygulaması örneği.....	78
13.1.9. NMR görüntüleme yöntemleri.....	79
13.1.9.a. Duyarlı nokta, duyarlı çizgi yöntemi.....	81
13.1.9.b. Seçici uyarma, seçici doyma yöntemi	84
13.1.9.c. Doku ayırıcı olarak T_1 ve T_2	87
13.2. Elektron Spin Rezonans (ESR)	89
13.2.1. g-çarpanı.....	91
13.2.2. Aşırı ince yapı yarılması	92
13.3. Çift Rezonans	93
13.3.1. Dinamik Çekirdek Kutuplanması.....	94
13.4. Çekirdek Dörtüçay Rezonans Spektroskopisi (NQR).....	97

14. MR' DA DENEYSEL TEKNİKLER	101
14.1. Sürekli Dalga MR Spektrometresi	101
14.1.1. Sürekli dalga NMR spektrometresi.....	101
14.1.1.a. Rollin NMR düzeneği.....	102
14.1.1.b. NMR' da köprü düzeneği.....	103
14.1.1.c. NMR' da çift makara düzeneği	104
14.1.2. Sürekli dalga ESR spektrometresi.....	104
14.1.3. Sürekli dalga NQR spektrometresi	107
14.2. Atmalı MR Spektrometresi	108
14.2.1. Serbest indüksiyon bozunması (SIB).....	109
14.2.2. Spin-yankı yöntemi	111
15. SONUÇ VE TARTIŞMA.....	114
16. KAYNAKLAR DİZİNİ	116

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. Görüntüleme yöntemlerinin ana prensipleri	2
4.1. MRG aletinin bölümleri	9
5.1. Spin hareketi yapan yüklü bir parçacık	17
5.2. Dış magnetik alanın artmasına bağlı olarak protonların magnetik yönlenmeleri farkından doğan enerji farkının artışı	19
5.3. Dış magnetik alanla zıt ve aynı yönlü yönlenmiş magnetik elemanların enerji seviyeleri arasındaki geçişlerde absorblanan elektromagnetik radyasyonun kartezyen koordinat sisteminde gösterilişi	20
5.4. (a) Tek bir proton ve çevresindeki yörüngelerde dönen elektronlar (b) Spin hareketi yapan protonların oluşturduğu düzensiz magnetik vektörler	20
5.5. Protonların magnetik alandaki davranışı	21
5.6. Magnetik alan içinde dönme ve salınım hareketi yapan proton	21
5.7. Faz ayrışımı durumu	23
5.8. Boyutsal magnetizasyon	23
5.9. Transvers magnetizasyon	24
5.10. 90° RF pulsu ile transvers düzleme geçmiş net magnetik alan vektörü	24
5.11. T_2 relaksasyonu	26
5.12. T_2 relaksasyon eğrisi	26
5.13. T_1 relaksasyon eğrisi	28
5.14. K uzayı matriksi ve görüntü matriksi arasındaki ilişki.....	35
11.1. Spin eko sekansı	54
11.2. Spin-eko sekansının şematik gösterimi TE: 90° RF pulsu ile eko sinyal arasındaki süre TR: 90° RF pulsları arasındaki süre	55
11.3. IR sekansında T_1 süreleri farklı iki ayrı dokunun davranışı	58
11.4. GRE sekansı ile ötelenen vektörün transvers ve boyutsal bileşeni	58
13.1. Metil asetatın, proton ve karbon-13 spektrumları	65
13.2. Pascal üçgeni	67

ŞEKİLLER DİZİNİ (Devam)

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
13.3. Çözügensiz 3-hidroksibütirik asidin 22,6 MHz' de karbon-13' lerle eşleşmesi önlenmiş spektrum (solda), Bütün proton frekanslarının karbon-13' lerle eşleşmesi önlenmiş spektrum (sağda)	68
13.4. (a) Zaman ekseninin Fourier Transform formülünün uygulanması ile frekans eksenine çevrilmesi (b) Asetonun ^1H -spektrumlarının SIB' leri.....	71
13.5. NMR spektrometresinin genel görünüşü	75
13.6. Metanolun; 60 MHz' de alınmış proton spektrumları	78
13.7. NMR görüntüleme teknikleri (a) Ard-Arda Nokta (b) Ard Arda Çizgi (c) Ard Arda Düzlem (d) Aynı Anda Hacim	80
13.8. Duyarlı nokta yönteminde organ içinde seçilen ekran takımı	81
13.9. Sıfır alan düzlemleri (a) yz düzlemine paralel (b) xz düzlemine paralel (c) xy düzlemine paralel	82
13.10. Duyarlı nokta	83
13.11. Duyarlı çizgi seçimi	84
13.12. Seçici uyarma yöntemi ve mıknatıslanma bileşenlerinin davranışı	86
13.13. Uzun ve kısa T_2 durulma zamanına göre elde edilen yankı sinyalinin şiddeti	87
13.14. Yankı-sinyal şiddetinin τ zamanına bağlılığı	88
13.15. X-ışınları ile uyarılmış insan dişi ESR spektrumu	93
13.16. Elektrik dörtüçay momenti: (a) Elektrik alanı içinde, (b) Elektrik alan gradienti içinde	98
13.17. (a) Dörtüçay çekirdeği EFG' nin z temel eksenine etrafında yalpalamaları (b) Yalpalama ile aynı fazda uygulanan, dönen bir RF alanının çekirdeği yeniden yöneltmesi	98

ŞEKİLLER DİZİNİ (Devam)

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
14.1. NMR Rollin düzeneği	102
14.2. NMR' da BBP düzeneği	103
14.3. NMR çift makara düzeneği	104
14.4. Basit bir ESR spektroskopisi, K: Klystron, O: Oyuk Ö: Örnek, MA: Akım ölçer	106
14.5. Süperrigeneratif osilatörünün titreşim dalga şekli	107
14.6. Bir atmalı spektrometrede ana bileşenler	108
14.7. Bir atmanın belirgin özellikleri	109
14.8. Bir serbest indüksiyon bozunması sinyali	110
14.9. Hahn spin-yankı sinyalinin oluşum evreleri	112
14.10. Hahn spin-yankı deneyinde oluşan yankı sinyalleri	113

TABLOLAR DİZİNİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. Görüntüleme yöntemlerinin özellikleri	4
5.1. Bazı atomların farklı magnetik alan güçlerinde Larmor frekansları	22
7.1. MR sistemini etkileyen aletler	39
7.2. MR sistemini etkileyen aletler	39
11.1. TR ve TE sürelerine bağlı olarak görüntülemelerde T_1 , T_2 ya da proton ağırlıkları	55
11.2. Spin eko sekansında görüntü ağırlığına göre elde edilen kontrast tablosu .	56
13.1. Normal ve menenjitli beyin-omurilik sıvılarının T_1 değerleri	79

RESİMLER DİZİNİ

<u>Resim</u>	<u>Sayfa</u>
4.1. MRG aleti....	9
4.2. Bilgisayar ve görüntüleme ünitesi	13
5.1. T_1 ağırlıklı MR incelemesi	30
5.2. Proton ağırlıklı MR incelemesi	31
5.3. T_2 ağırlıklı MR incelemesi	32
6.1. Proton ağırlıklı bir görüntüde hastanın hareketine bağlı olarak oluşan artefakt	37
13.1. NMR spektrometresi	72
13.2. ESR spektrometresi	90

DİYAGRAMLAR DİZİNİ

<u>Diyagram</u>	<u>Sayfa</u>
13.1 Hidrojen, karbon-13 ve azotun enerji seviyeleri arasındaki fark	64
13.2 X protonunun A' nın spin durumuna bağlı olarak spin durumu	67
13.3 İki-spin sisteminin enerji düzeyleri	96
13.4 $I = 1, 3/2$ ve $5/2$ için elektriksel dörtüçay enerji düzeyleri	99

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
A	Büyüme faktörü
a	Aşırı ince yapı sabiti
B	Magnetik akı yoğunluğu
^{79}Br	Bor-79 elementi
^{35}Cl	Klor-35 elementi
E	Enerji
e	Elektron yükü
e^2qQ	Dörtüçay etkileşim katsayısı (QCC)
f	Kaçak çarpanı
$f(\nu)$	Hareketli çekirdeklerden kaynaklanan düzeltme çarpanı
G_x, G_y, G_z	x, y ve z doğrultularındaki değişken alan gradientleri
g_e	Serbest elektron için Lande çarpanı (=g)
g_l	Yörünge Lande çarpanı
g_s	Spin Lande çarpanı
h	Planck sabiti
^1H	Hidrojen atomu
^2H	Hidrojen molekülü
$\vec{H}_0$	Dış magnetik alan vektörü
H_0	Dış magnetik alanın büyüklüğü
$\vec{H}_1$	H_0 ' dan sonra uygulanan birinci dış magnetik alan vektörü
H_1	H_0 ' dan sonra uygulanan birinci dış magnetik alan vektörünün büyüklüğü
$\vec{H}_2$	H_0 ' dan sonra uygulanan ikinci dış magnetik alan vektörü
H_2	H_0 ' dan sonra uygulanan ikinci dış magnetik alan vektörünün büyüklüğü

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (Devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
$\vec{H}_{yerel}$	Nükleusun hissettiği magnetik alan vektörü
H_{yerel}	Nükleusun hissettiği magnetik alan
H_r	Rezonans magnetik alanı
H_y	Çekirdeğin oluşturduğu magnetik alan
$\hat{H}$	Hamiltoniyen
$\vec{H}_{et}$	Çiftlenimsiz elektronun etkisinde kaldığı toplam magnetik alan
$\hat{H}_{SI}(t)$	Zamana bağlı, S ve I tipindeki spinler arasındaki çiftlenimlere karşılık gelen Hamiltoniyen
$\hat{H}_{SI}^D(t)$	Zamana istatistik olarak bağlı, elektron spin tarafından indüklenmiş çekirdek durulmasını ve dinamik çekirdek kutuplanması olgusunu tanımlayan terim
I	Çekirdek spini kuantum sayısı
$\hat{I}$	Çekirdek spini kuantum sayısı operatörü
$\mathbf{i}, I_0$	Akım
I_z, I_+, I_-	Çekirdek spin işlemcileri
J	Çekirdeğin toplam açısal momentumu
j	Eşleşme sabiti
k	Boltzman sabiti
l	Yörünge açısal kuantum sayısı
L	Yörünge açısal momentumu
${}^6Li$	Lityum-6 elementi
L_0	Öz indüksiyon katsayısı
m	Magnetik kuantum sayısı
m_l	Yörünge magnetik kuantum sayısı

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (Devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
m_s	Spin magnetik kuantum sayısı
m_I	Toplam magnetik kuantum sayısı
$\vec{M}_0$	Dokunun net magnetik alan vektörü
M_0	Dokunun net magnetik alanı
$\vec{M}_D$	ω frekansı ile dönen mıknatıslanma vektörünün xy düzleminde oluşturduğu mıknatıslanma vektörü
$\vec{M}$	Mıknatıslanma vektörü
$\vec{M}_x$	x yönündeki magnetik alan
$\vec{M}_y$	y yönündeki magnetik alan
$\vec{M}_z$	z yönündeki magnetik alan
$\vec{M}_{x'}$	x' yönündeki magnetik alan
$\vec{M}_{y'}$	y' yönündeki magnetik alan
$\vec{M}_{z'}$	z' yönündeki magnetik alanı
n_+	$I = +1/2$ durumundaki nükleuslar
n_-	$I = -1/2$ durumundaki nükleuslar
q	Yük
Q_0	Nitelik çarpanı
r	Yarıçap
R_0	Direnç
S	Spin açısal momentumu

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (Devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
s	Spin açısal kuantum sayısı
Sg	Spin yankı yönteminde sinyal genliği
$\hat{S}$	Toplam spin açısal momentumu operatörü
S_z	S spin operatörünün z kuantumlanma doğrultusundaki bileşeni
t	Zaman
T	Mutlak sıcaklık
T_1	Spin örgü durulma zamanı
T_2	Spin spin durulma zamanı (Sadece mikroskopik magnetik çevreye bağlı olarak meydana gelen transvers relaksasyon zamanı)
T_2^*	Magnet inhomojeniteleriyle, mikroskopik magnetik çevre farklılıklarının neden olduğu transvers relaksasyon zamanı
^{235}U	Uranyum-235 elementi
V	Potansiyel enerji
ω	Açısal frekans
ω_m	Modülasyon frekansı
ϖ_0^D	Dipolar geçiş frekansı
ω_1^D	Dipolar geçiş frekansı
ω_2^D	Dipolar geçiş frekansı
ω_0^{sk}	Dipolar geçişleri olasılık frekansı
$x'y'z'$	xyz labaratuvar koordinat sistemine göre ϖ_0 frekansı ile saatin tersi yönünde dönen koordinat sistemi
x_0	Uzaklık
y_0	Uzaklık
z_0	Uzaklık

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (Devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
$\hbar$	Planck sabiti/ 2π
ν	Dolanım frekansı
ν_0	Rezonans frekansı
ν_L	Larmor frekansı
ν_+	Geçiş frekansı
ν_-	Geçiş frekansı
μ	Magnetik moment
μ_β	Bohr magnetonu $\mu_\beta = \frac{e\hbar}{2m_e} = 927,400949 \times 10^{-26} J / T$
γ	Jiromagnetik oran
γ_e	Elektron spini jiromagnetik oranı
γ_n	Çekirdek spini jiromagnetik oranı
τ	İki atma arasındaki süre
τ_a	Atmanın uygulama süresi
ρ'	Yük yoğunluğu
ρ''	Çiftlenme çarpanı
η'	Simetrisizlik katsayısı
π	Pi Sayısı
σ	Perdeleme sabiti
Ω_x	y doğrultusundaki uygulanan değişken alan gradienti frekansı
Ω_y	y doğrultusundaki uygulanan değişken alan gradienti frekansı
Ω_z	z doğrultusundaki uygulanan değişken alan gradienti frekansı

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (Devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
φ	Faz farkı
ΔE	Enerji farkı
ΔH	Dış magnetik alandaki homojensizliğin bir ölçüsü
$\Delta H_{1/2}$	Yarı çizgi genişliğinin oluşması için uygulanan magnetik alan değeri
Δm_s	Spin magnetik kuantum sayısı değer aralığı
Δm_l	Yörünge magnetik kuantum sayısı değer aralığı
Δm_J	Toplam magnetik kuantum sayısı değer aralığı
$\Delta \varpi_{1/2}$	Rollin devresinin çıkış sinyalinin yarı çizgi genişliği
$\Delta x, \Delta y, \Delta z$	Kalınlık

<u>Kısaltmalar</u>	<u>Açıklama</u>
BPP	Bloembergen, Purcell ve Pound'un oluşturduğu bir araştırmacı grubu tarafından ileri sürülen düzenek
cm	Santimetre ($=10^{-2}$ Metre)
$^{\circ}C$	Santigrat derece
dB	Ses şiddeti birimi (decibell)
DNP	Dinamik çekirdek kutuplanması
EDA	Evre Duyarlı Algıç
EPG	Eko planar görüntüleme
ESR	Elektron Spin Rezonans (=EPR)
EFG	Elektrik alan gradienti
EKG	Kalbin elektriksel aktivitesinin kaydı
EPR	Elektron paramagnetik rezonans (=ESR)
EPG	Ekoplanar görüntüleme
eV	Elektronvolt

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (Devam)

<u>Kısaltmalar</u>	<u>Açıklama</u>
FOV	Ekrandaki görüntü alanı
FT	Fourier transform spektrumu
G	Gauss
GHz	GegaHertz ($=10^9$ Hertz)
GRE	Gradient eko sekansı
HSE	Hızlı spin eko sekansı
Hz	Hertz
IR	Inversion recovery sekansı
kHz	Kilohertz ($=10^3$ Hertz)
MD	Mikrodalga
mg	Miligram ($=10^{-3}$ gram)
MHz	MegaHertz ($=10^6$ Hertz)
mm	Milimetre
mmol/kg	milimol/kilogram
MR	Magnetik rezonans
MRG	Magnetik rezonans görüntüleme (=MRI)
msn	Mili saniye
MSS	Merkezi sinir sistemi
NEX	Eksitasyon sayısı (Her bir faz kodlama basamağı için tekrarlama sayısı)
NMR	Nükleer magnetik rezonans
NQR	Çekirdek dörtücaz rezonans
PET	Positron Emission Tomography = Pozitron Emisyon Tomografisi
ppm	Kimyasal kaymaların değişimleri referans seçilen 0,0 noktasına göre belirlenerek milyonda bir kısım (<i>ppm</i>) olarak ifade edilmiştir.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (Devam)

<u>Kısaltmalar</u>	<u>Açıklama</u>
RF	Radyofrekansı
RG	Radyonüklid görüntüleme
SD	Sürekli dalga
SE	Spin eko sekansı
SIB	Serbest indüksiyon bozunması
SNR	Signal/gürültü oranı
SPECT	Single Photo Emission Tomography = Tek Foto Emisyonlu Komputerize Tomografi
STIR	Short Tau Inversion Recovery = Kısa IR zamanı
TMS	Tetrametilsilan
TE	Echo time (Spin eko sekansında 90° atma ile sinyal oluşumu arasında geçen süre)
TR	Time repeat (Spin eko sekansında 90° atmalar arasındaki süre)
US	Ultrasonografi
vb.	Ve benzeri

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Başlangıçta, basit yapıdaki maddelerin magnetik, elektronik ve yapısal özelliklerinin araştırılması amacıyla, özellikle Fizik ve Kimya dalında araştırma alanı içine girmiş olan magnetik rezonans; daha sonraları, bu alanda gösterdiği etkinliği nedeni ile, daha karmaşık kimyasal bileşiklerle daha büyük moleküler yapıya sahip biyolojik sistemlerin incelenmesinde vazgeçilemeyen bir spektroskopik yöntem olmuştur. Kısa sürede hem teknik ve hem de uygulama yönünden büyük bir aşama göstermiştir. Fizik, kimya, biyoloji, biyokimya, biyofizik, saflık fiziği, anatomi, fizyoloji, sayısal elektronik, bilgisayar kontrol, veri toplama ve görüntüleme alanlarında kullanılmıştır. Magnetik rezonans görüntüleme, 1939 yılından bu yana kullanılan bir yöntemdir.

Vücuda giren bir virüsün, dokuların geçirgenliklerini değiştirmesi ve bu değişimin magnetik rezonansla görüntülenebilmesi ile virüsün çeşidi keşfedilebilmektedir. Tedavinin ne şekilde yapılacağına bu aşamadan sonra karar verildiğinden, magnetik rezonans görüntülemenin insan sağlığı açısından ne kadar önemli olduğunu anlaşılabılır.

Ayrıca maddelerin iç yapısının magnetik rezonans görüntüleme yöntemi ile ayrıntılı olarak görülmesi sayesinde, o maddenin kimyasal ve fiziksel olarak genel özellikleri keşfedilip, kullanım alanlarına karar verilmektedir.

Bu çalışmamızda, günümüzün teknolojik gelişmelerinin önemli sonuçlarından olan “Magnetik Rezonans Görüntüleme” yöntemini ve bu yöntemin özelliklerini inceledik. Moleküllerin irdelenmesi ve bilinmeyen yapıların çözülmesi için kullanılan bu yöntem, günümüzde tıp biliminin gelişmesine ışık tutmaktadır. Anne karnındaki bebeğin görüntüsünden, kanserli bölgenin tetkikine kadar kullanılan bu yöntemin bilinen hiçbir yan etkisi olmamakla birlikte; hızlı ve güvenilir olması da önemli özelliklerindendir. Bu noktada araştırmamızın amacı da, yöntemin kullanım alanlarını, nasıl kullanıldığını ve elde edilen sonuçların neler olduğunu görmektir.

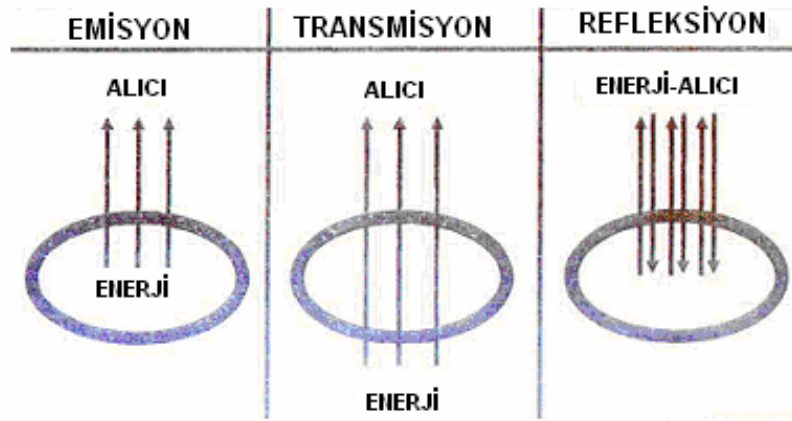
2. GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİNİN ANA PRENSİPLERİ VE SINIFLANDIRILMASI

W.C. Röntgen' in X-ışınlarını buluşundan sonra, görüntüleme yöntemleri hızla geliştirilmiş ve yüz yıllık bir süre içerisinde, Röntgen' in bilimsel atılımı, günümüz teknolojisiyle birleşmiş, yeni görüntüleme yöntemleri ve akıllara durgunluk verecek teknikler geliştirilmiştir. Bu teknikler çalışma prensiplerine göre sınıflandırılırlar.

2.1. Ana Prensipleri

Görüntüleme yöntemlerinde, başlıca üç ana prensip kullanılmaktadır (Şekil 2.1.):

1. Emisyon (yayma)
2. Transmisyon (geçme)
3. Refleksiyon (yansıma)



Şekil 2.1.: Görüntüleme yöntemlerinin ana prensipleri

2.1.1. Emisyon

Enerji kaynağı vücuttadır. Görüntüyü oluşturmak için vücuttan salınan enerjinin alınması ve işlenmesi gerekmektedir. Vücutta sinyal veren enerjiyi oluşturabilmek için ya radyonüklid görüntüleme (RG) olduğu gibi, radyonüklid maddelerin değişik yollarla doku ve organlara ulaştırılması ya da magnetik rezonans görüntüleme olduğu gibi, radyofrekansla dokuların uyarılması gerekmektedir.

2.1.2. Transmisyon

Bu prensiple geliştirilmiş görüntüleme yöntemlerinde kullanılan enerji, vücudu geçer ve öbür taraftaki alıcıya ulaştırılır. Enerji kaynağı ve alıcı farklıdır. Burada kullanılan enerjinin vücudu geçebilecek kadar güçlü olması gerekir. Röntgen ve bilgisayarlı tomografi yöntemlerinde transmisyon söz konusudur.

2.1.3. Refleksiyon

Enerji kaynağı ve alıcı, hastanın aynı tarafında bulunur. Üretilen enerji vücuda gönderildikten sonra, vücuttan yansıyan enerji alınarak görüntüleme sağlanır. Ultrasonografi (US) yöntemi, refleksiyon prensibiyle geliştirilmiştir. (tr.wikipedia.org/wiki/G%C3%B6r%C3%BCnt%C3%BCleme_Y%C3%B6ntemleri_ve_Ana_Prensipier)

2.2. Sınıflandırılması

Görüntüleme yöntemleri; röntgen, bilgisayarlı tomografi, magnetik rezonans görüntüleme, ultrasonografi ve radyonüklid görüntüleme olmak üzere beş ana grupta toplanabilir. Röntgenin, günümüzde bilgisayar teknolojisinin geliştirilmesiyle, artık dijital röntgen gibi hızla gelişen bir alt grubu vardır.

Bu yöntemlerin her biri farklı fiziksel prensibe dayanmaktadır. Görüntü elde etmek için kullanılan enerji ve görüntü alıcı sistemleri farklıdır. Kullanılan enerjiye bağlı bazı yöntemlerin riskleri vardır. Elde edilen görüntü, iki boyutlu ya da üç boyutlu (kesitsel) olmak üzere yöntemden yönteme değişiklik göstermektedir. Röntgen, yaygın

kullanılan şekliyle, üç boyutlu objenin iki boyutlu bir izdüşümünün elde edilmesidir. Bununla birlikte, röntgenin bir alt dalı olan konvansiyonel tomografide kesitsel görüntü elde edilir; radyonüklid görüntüleme de SPECT (Single Photo Emission Tomography = Tek Foto Emisyonlu Komputerize Tomografi) ve PET (Positron Emission Tomography = Pozitron Emisyon Tomografisi) teknikleri kesitsel görüntüleme sağlamaktadır.

Yöntemlerin farklı fiziksel prensiplere dayanması nedeniyle görüntü zenginleştirmede kullanılan kontrast maddelerin türleri de farklıdır.

Görüntüleme yöntemlerinin özellikleri Tablo 2.1.' de verilmiştir.

Tablo 2.1.: Görüntüleme yöntemlerinin özellikleri

YÖNTEM	ENERJİ	ANA PRENSİBİ	GÖRÜNTÜ ŞEKLİ	RİSK	KONTRAST MADDE	GÖRÜNTÜ ALICI
Röntgen	X- ışını	Transmisyon	İki boyutlu (*)	İyonizan radyasyon	İyot, baryum, hava	Film, ekran (***)
Bilgisayarlı tomografi	X- ışını	Transmisyon	Kesitsel	İyonizan radyasyon	İyot, hava	Dedektör
Magnetik rezonans görüntüleme	Radyofrekans	Emisyon	Kesitsel	Bilinen bir riski yok	Gadolinyum	Anten
Ultrasonografi	Ultrases	Refleksiyon	Kesitsel	Bilinen bir riski yok	Galaktoz	Transducer (seramik)
Radyonüklid görüntüleme	Gamma ışını	Emisyon	İki boyutlu (**)	İyonizan radyasyon	-	Kristal (Nal)

(*) Konvansiyonel tomografi dışında

(**) SPECT ve PET tekniklerinde görüntüler kesitseldir

(***) Dijital röntgende görüntü plağı ya da dedektör kullanılır.

(Doç. Dr. Kaya, T. ve Y. Doç. Dr. Adapınar, B. ve Doç. Dr. Özkan, R., 1996)

3. MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMENİN GELİŞİMİ VE KULLANIM ALANLARI

Magnetik Rezonans, tıbbi görüntüleme alanında bu yüzyılda gerçekleştirilen en önemli ilerlemelerden birisidir. MRG (magnetik rezonans görüntüleme) yönteminin kontrast rezolüsyonunun yüksek olması, multiplanar görüntüleme imkanı, iyonizan radyasyon içermemesi, MR (magnetik rezonans) anjiyografi ve spektroskopi gibi özelliklerinin yanında hızla geliştirilen yeni teknolojik imkanlarla tıptaki önemi her geçen gün artmaktadır. (Vural, M., 1997)

Nükleer spinlerin varlığı ilk kez 1939 yılında Dr. Isador Rabi ve arkadaşları tarafından gözlemlendi. İlk çalışmalar kurbağa kaslarından alınan hücrelerde proton NMR (nükleer magnetik rezonans) incelemesi biçiminde başlamıştır. Daha sonraları, canlı tavşan ve canlı insan kolları örnek olarak seçilmiş ve proton NMR çalışmaları yapılmıştır. Damadian tarafından yapılan bu ve daha sonraki çalışmalarda, hem canlı organlarda T_1 spin-örgü durulma zamanı ölçümlerinin yapılabileceği hem de incelenen örnekte belli bir yerleşik nokta dışında, magnetik alanın değeri düşürülerek o noktadaki proton yoğunluğu ve durulma süreçlerinin incelenebileceği gösterilmiştir.

Böylece NMR spektroskopisinin, canlı organlarda hem proton yoğunluğu ve hem de öteki görüntüleme yöntemlerinde olmayan durulma zamanları ölçümü yaparak bir görüntüleme yöntemi olacağı, ortaya atıldı. Burada, bir magnetik sistemdeki protonların uzaysal dağılımını sergilemek için sistem üzerine uygulanan homojen ve oldukça şiddetli magnetik alanına ek olarak, çizgisel alan gradientinin uygulanması olgusundan hareket edilmiştir.

1952 yılında Purcell ve Bloch, NMR özellikleriyle ilgili yaptıkları deneysel çalışmalarla Nobel ödülünü kazandılar. 1970' lerde normal ve hastalıklı tavşan dokuları üzerinde yapılan çalışmalar, proton NMR özelliklerinin birbirinden farklı olduğunu ortaya koymuştur. Bu dönemden itibaren gittikçe geliştirilen MR cihazları,

kimya ve biyokimya alanında kullanılmaya başlandı. 1984 yılında ilk defa kontrast madde kullanıldı ve 1986 yılında ise hızlı görüntüleme yöntemleri bulundu.

MR ile, görüntüleme süresini değiştirerek, canlı dokulardaki akışkan hızının ölçülmesi yapılabilir. Ayrıca, yüksek hızlı görüntüleme ile hareketli resimlerin elde edilmeleri olanaklıdır. Bu özellikleri ile canlı dokuların anatomik yapısı yanında fizyolojik fonksiyonlarını da inceleyecek güçte görünmektedir.

MR görüntülemenin bir uygulama alanı da gıda teknolojisidir. Bu teknolojiye en önemli işlerden biri gıda içindeki su miktarının tayinidir. Her ne kadar bu işlem başka yöntemlerle yapılabilmekte ise de gıdayı bozmadan ve her hangi bir zarar vermeden su miktarını ölçmek MR görüntüleme ile olası bir işlemdir.

Bir yerdeki magnetik alanın düzgün uzaysal dağılımının o yerde bulunan ferromagnetik ya da zayıf paramagnetik maddeler nedeniyle bozulduğu, bugün temel fizik çerçevesi içinde bilinen bir gerçektir. NMR görüntüleme magnetik alanın uzaysal dağılımındaki homojensizliğine çok duyarlı olduğu için, bu tür NMR algıçları, yerin birkaç metre derinliğindeki eski eserlerin algılanışında kullanılabilir. (Prof. Dr. Apaydın, F., 1991)

Magnetik rezonans teknikleri; molekül hareketleri ve moleküller arası etkileşimleri incelemek için kullanılmaktadır. Özellikle sıvılarda ve çözeltilerde, çekirdek durulma zamanlarının ölçülmesi hareket ve yapı hakkında bilgi verir. (A. Yalçiner, Ankara Üniversitesi Fizik Bölümü-Dinamik Çekirdek Kutuplanması)

MR görüntüleme, bugün tıp sektöründe sağlanan gelişmelere büyük etki sağlamaktadır. Bu gelişmeler sayesinde, yaşamsal önem taşıyan erken tanı konusunda sevindirici adımlar atılmaktadır.

Bu alanda kullanılan MR cihazlarının hızlı olması, onu sadece beyin, sinir sistemi ve eklem çalışmaları yapan bir cihaz olmaktan kurtarıp, abdominal çalışmalarda da başarılı bir tanı yöntemi haline getirmektedir. (www.acibademhastanesi.com)

İnsan vücudundaki dokuların değişik fiziksel özellikleri (yoğunluk, proton yoğunluğu, elastisite, elektriksel iletkenlik vb. (ve benzeri)) vardır. Bu özellikler

dokudan dokuya değişir. Bu özelliklerin vücut içindeki dağılımı görüntülenebilirse, dokular birbirinden ayırt edilebilir. Bu fiziksel özellikler dokunun sağlıklı olma derecesine göre değişir. Örneğin; bayanlarda göğüs kanserinin erken teşhisi dokudaki iletkenlik değişiminden anlaşılabilir. Dolayısıyla elde edilen üç boyutlu görüntüler ile tanısal duyarlılıkla kalmayıp tedavi planlaması da yapılabilmektedir. (www.biltek.ieee.metu.edu.tr)

Beslenme bozuklukları nedeniyle olabilecek damar tıkanıkları ve bunun yol açabileceği kasılma kaybı, kalp kası, kapakçık hareket ve fonksiyonlarının değerlendirilmesinde Kardiak MR başarıyla kullanılmaktadır.

Bunun dışında, damarların üç boyutlu görüntülendiği anjiyografi, anne karnındaki bebeğin görüntüleri, kadınsal genital organlarının anomalileri, tümörler, erkeklerde prostat kanseri ve santral sinir sistemi araştırmaları, solunumla hareket eden organların incelemeleri yapılabilmektedir. (www.acıbademhastanesi.com)

MR cihazlarının ölçüm sonuçlarının, elektron yükü, Planck sabiti ve ışık hızı gibi temel sabitler cinsinden, kesin ve aracısız olarak elde edilebilmesi onu güvenilir kılmaktadır. Örneğin, tanıdık bir yüz görüldüğünde beyinde oluşan metabolik aktivite ile tanınmayan obje karşısındaki beyinde oluşan metabolik aktivite arasındaki enerji farkı 10-32 joule mertebesinde. Böylesine küçük değişimler canlıya zarar vermeden MR tetkiki ile tespit edilmektedir. (www.iyitem.com)

MR, dokunma gerektirmeyen bir tanı yöntemidir. Protonlar bir radyofrekansı nedeniyle yaklaşık 10^{-7} eV (elektronvolt) enerji kazanırlar. Molekül bağ enerjisi (1 eV mertebesinde) bu enerjiden çok büyük olduğundan, RF (radyofrekansı), çok az hücre tahribine neden olurlar. X ve Gama ışınları ile karşılaştırılınca, bu radyasyonların enerji bölgesi $10^4 - 10^6$ eV arasında olduğundan, hücre hasarına neden olma potansiyelleri vardır. Magnetik rezonansın tıbbi tanı alanında, diğer inceleme yöntemlerine göre avantajlı olmasının ana sebebi de budur. (Serway, Raymond A., Çeviri Editörü: Çolakoğlu, K., 1996)

Bu denli önemli olan, önemli olduğu için de hızlı bir gelişme sürecine giren, magnetik rezonansın ülkemizde duyulması, 1960' lı yılların başlarına rastlar. Magnetik rezonans deneysel bir yöntem olarak oldukça pahalı yatırımlar isteyen bir spektroskopi yöntemidir. Bu nedenle, üniversitelerimizin bir çoğunda daha az araştırılan konuların yanında yer alabilmiştir. (Prof. Dr. Apaydın, F., 1991)

Günümüzde teknolojik gelişime ve cihazlarının yaygınlaşmasına bağlı olarak, magnetik rezonans görüntülemenin klinik önemi artmakta ve her geçen gün yeni bir kullanım alanı ortaya çıkmaktadır. Gelecekte özellikle görüntü matriksinin artırılması ve inceleme süresinin kısaltılması yönündeki gelişmelerle, MR incelemesinin değerinin daha da artacağı tahmin edilmektedir. (Vural, M., 1997)

Magnetik Rezonans uygulamalarının ülkemizde gelişmesi ve mesleki sorunların çözümüne yönelik çalışmalar düzenlenmek için, 29 Aralık 1994 tarihinde İzmir'de, Türk Magnetik Rezonans Derneği, Dr. Tuğrul Pınar, Dr. Şefik Güney, Dr. Aytekin Besim, Dr. Ercan Tuncel, Dr. İlhami Kovanlıkaya, Dr. Nilgün Yünter, Dr. Rıfat Nuri Şener, Dr. Hüdaver Alper, Dr. Engin Aytan ve Dr. Fadıl Erçin tarafından kurulmuştur. Derneğin kuruluş yılından beri üç ayda bir düzenli olarak Tanısal ve Girişimsel Radyoloji dergisi yayınlanmaktadır. (www.mrder.org.tr)

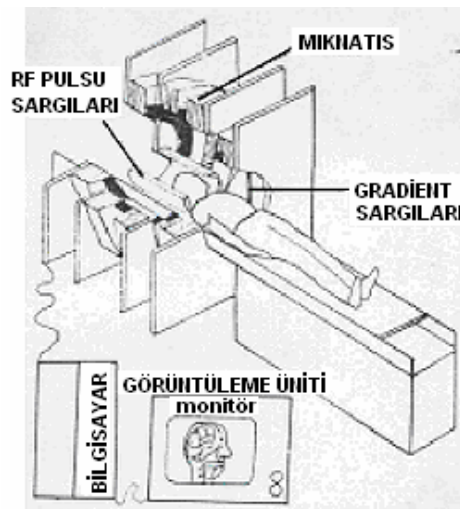
4. MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME ALETİ BÖLÜMLERİ

MRG aleti, Resim 4.1.' de görülmektedir.

Resim 4.1.: MRG aleti



MRG aleti, birbirleriyle uyum içerisinde çalışan üç temel alt birimden oluşur. Bunlardan ilki, kesit görüntülerine temel olan bilgilerin elde edildiği gantri; diğerleri, bilgisayar ve görüntüleme alt birimleridir (Şekil 4.1.).



Şekil 4.1.: MRG aletinin bölümleri

4.1. Gantri

MRG aletinde kullanılan gantri, hasta vücudunu hemen hemen tümüyle içerisine alan, uzun bir tünel şeklindedir. Son yıllarda kısmen açıklığı olan ve daha kısa tünel şeklinde olan modeller de üretilmiştir.

Hasta, inceleme öncesinde masaya alınıp, gantri içerisine yerleştirilir. İnceleme süresince, hasta ve hasta masası sabittir ve kesit alma işlemleri sırasında hareket ettirilmezler.

Gantri ünitesi temel olarak iki alt birimden oluşur: Magnet ve bobinler.

4.1.1. Magnet

MRG aletindeki gantri ünitesinin en önemli elemanı mıknatısdır. Kısaca magnet diyeceğimiz bu elemanın işlevi, gantrinin içerisine yerleştirilen organizmada görüntüleme için gereken magnetizasyonu yaratabilecek, düzenli ve güçlü bir magnetik alan oluşturmaktır. Magnetizma farklı teknolojik yöntemlerle oluşturulabildiğinden, MR aletlerinde, farklı özellikte magnetler kullanılabilir. Elde edilecek magnetik güç, kullanılan magnetin cinsine göre, önemli farklılıklar gösterir. MR aletinde magnetik alanı farklı yöntemlerle elde eden, süperkondüktiv (süperiletken), rezistiv, permanent ve elektromagnetler ile birden fazla yöntemi kombine eden hybrid magnetler kullanılabilir.

Magnetik alan gücü, Gauss (G) birimi ile ifade edilir ve 10000 Gauss bir Teslaya eşittir. Günümüzde klinik kullanım amacıyla, 2 Teslaya ulaşan magnetik güçte MR aletleri üretilmekle birlikte, deneysel amaçlı aletlerde daha yüksek magnetik alan güçleri sağlanabilmektedir. (Doç. Dr. Kaya, T. ve Y. Doç. Dr. Adapınar, B. ve Doç. Dr. Özkan, R., 1996)

Süperiletken magnetler en yaygın olarak kullanılan magnet tipidir ve en yüksek magnetik alan gücünün elde edilebildiği magnet tipidir. Bu magnetler gantrinin çevresini saran, bobin şeklinde iletken tellerden oluşur. Elektrik telleri, sıvı helyum ve nitrojen ile mutlak sıfır derecesine kadar soğutulduklarında süperiletken özellik kazanırlar.

Sisteme başlangıçta verilen akım, sonsuza kadar veya ısı değişene kadar gücünü kaybetmeden devam edebilir. Süperiletken magnetlerin işletme maliyetleri yüksek olsa bile bugün için 1 Tesla' nın üzerinde magnetik alan oluşturabilen tek magnet tipidir. (Vural, M., 1997)

Bir bobinden elektrik akımı geçirildiğinde, çevresinde magnetik bir alan oluşmaktadır. Magnetik rezonansda güçlü bir magnetik alan oluşturabilmek için çok fazla elektrik akımı gerekir. Diğer yönden, elektrik akımına karşı gösterdikleri direnç nedeniyle iletkenler giderek ısınırlar. İletken ısısının yükselmesi direncinin daha çok yükselmesine, dolayısıyla ısının çok daha fazla artmasına neden olur. Bu kısır döngü nedeniyle, tellerden yeterince elektrik akımı geçirmek mümkün olmaz. Süperkondüktiv magnetlerde iletkenler, elektrik akımına sıfır direnç gösterdikleri (süperiletkenlik hali) çok düşük sıcaklık derecelerinde bulundurulurlar. Bu amaçla -269°C (santigrat derece)' de sıvı halde bulunan helyumdan yararlanılır. Kriyostat adı verilen ve içerisinde sıvı helyum bulunan üniteler, bobin tellerinin süperiletken olabildikleri düşük sıcaklık seviyelerini sağlar. Böylece iletkenlerden çok fazla elektrik akımı geçirilerek, yüksek magnetik alan güçleri sağlanabilmektedir. Magnetlerin cinsine göre, gantri içerisinde oluşan magnetik alan yönü değişir. Bu tipteki magnetlerde magnetik alan yönü hastaya paraleldir. (Doç. Dr. Kaya, T. ve Y. Doç. Dr. Adapınar, B. ve Doç. Dr. Özkan, R., 1996)

Rezistiv magnetlerde, süperkondüktif magnet prensibi kullanılmakla birlikte, kriyostat sistemi yoktur. Bu nedenle ısınma çok büyük problem oluşturur ve yüksek alan güçleri sağlanamaz. Elektrik tellerinden geçen akımla orantılı olarak oluşturulan magnetik alan kullanılır. Elektrik akımı ve soğutma sistemi gereksinimi sebebiyle enerji tüketimi yüksektir. Bu sistemlerde, 0,2 Teslayı geçemeyen ana magnetik alanın yönü hastaya paraleldir. (Vural, M., 1997)

Permanent magnetler diğer bir magnet cinsidir. Permanent magnetler, manyetize edilmiş ferromagnetik materyelden yapılmıştır. Elektriksel bir magnetik alan oluşturulmasına ihtiyaç göstermeden, doğal ve sürekli magnetik alan gücü sağlarlar. Ana magnetik alan hastaya dik olduğundan özel sargı ve gradient sistemleri gereklidir. Permanent magnetlerde yüksek alan güçlerine ulaşmak mümkün değildir.

Fiyatı ve işletme maliyeti düşük olmasına rağmen, bugün için maksimum magnetik alan gücü 0,3 Teslayı geçmez. Magnetik alan gücü magnetin ağırlığı ile orantılı olarak artar. Eski sistemlerde 0,3 Tesla gücündeki magnetlerde bu ağırlık 100 ton kadardır. Günümüzde geliştirilen yeni alaşımlardan dolayı, daha düşük ağırlıklı permanent magnetler yapılabilmektedir.

Elektromagnetler, merkezinde demir bir çekirdek, çevresinde bobin sistemleri bulunan magnetlerdir. Elektromagnetlerde, bobinlerden elektrik akım geçirildiğinde mıknatıslık özelliği gösteren, akımın kesilmesiyle bu özelliğini yitiren, yumuşak bir demir çekirdek bulunur. Bu tip magnetlerde, yaklaşık 0,4 Teslaya ulaşan magnetik alan güçleri elde edilebilmektedir. Permanent ve elektromagnetlerde elde edilen magnetik alan yönü hastaya diktir.

4.1.2 Bobinler (Sargılar)

MR' da, gradient ve RF sargıları olarak iki sargı tipi kullanılır.

Magnetik alan homojesizliğini en aza indirmek için “gradient sargıları” ile ilave magnetik alan oluşturulur. Yani gradient sargıları, magnetik alanın daha düzenli olmasını sağlamak için kullanılan sargılardır. Ana magnetin oluşturduğu magnetik alanda düzensiz ve homojen olmayan alanlar, bu sargılarla dengelenir.

Ana magnet tipi önemli olsa da, görüntüleme performansının sınırlarını büyük ölçüde gradient sisteminin hızı belirlemektedir. Gradient magnetik alanın gücü “miliTesla/metre” ile ölçülür.

Gradient sargıları, özellikle kesit oluşturma sırasında, dış magnetik alanda değişiklik yapmak üzere kullanılırlar. Gradient sisteminin üç ayrı düzlemde de etki gösterebilmesi amacıyla, üç farklı sargı vardır ve her birisi x, y, z koordinatlarından sadece birini kontrol eder. Gradient sargılar, bilgisayar kontrolü altında bir veya birkaçı birden çalıştırılarak, ana magnetik alanda çok kısa süreli değişiklikler oluşturur

RF sargıları ise, görüntülenecek dokuları uyarmak ve sinyal kaydı almak amacıyla kullanılır. Bu amaçla iki farklı tipte RF sargısı kullanılabilmektedir. Birinci

tipteki sargılar, hem inceleme alanındaki dokuları uyuracak sinyalleri gönderen, hem de sinyal toplayıcı olarak kullanılabilen özellikte; ikinci tiptekiler ise, incelenecek vücut yüzeyine yerleştirilen ve sadece dokudan gelen sinyalleri toplayan antenler şeklindedir. Çalışma prensibi radyo antenine benzemektedir.

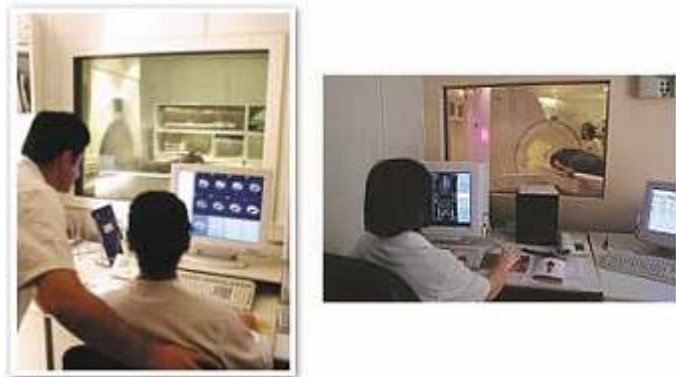
Farklı vücut bölgelerini incelemek için farklı RF sargıları kullanılabilir. RF sargısı incelenen vücut bölgesine ne kadar yakınsa, sinyal-gürültü oranı o kadar yüksektir. Yüzey sargısı adı da verilen bu sargılar ile yüksek çözünürlümlü görüntüler elde edilebilir.

4.2. Bilgisayar Ve Görüntüleme Ünitesi

MR aletindeki bilgisayar, RF sargılarında saptanan sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi için gereken matematiksel işlemlerin yapıldığı birimdir. Matematiksel işlemler sonucu elde edilen bilgiler, daha sonra görüntüleme ünitesinde ekran ya da film üzerinde izlenebilecek şekilde resimlere dönüştürülür. (Doç. Dr. Kaya, T. ve Y. Doç. Dr. Adapınar, B. ve Doç. Dr. Özkan, R., 1996)

Bilgisayar ve görüntüleme ünitesi, Resim 4.2.' de görülmektedir.

Resim 4.2.: Bilgisayar ve görüntüleme ünitesi



(www.sonomed.com.tr/Section.asp?IID=4).

5.MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME FİZİĞİ

Her görüntüleme yönteminin ayrı fiziksel ilkeleri vardır. Magnetik rezonans görüntüleme de, bir çok alanda kullanılan önemli bir fiziksel gelişmedir. Bu başlık altında bu önemli gelişmenin fiziksel ilkelerini inceleyeceğiz.

5.1. Fiziksel Hatırlatmalar

Magnetik rezonansın fizikler ilkelerine geçmeden önce, konu içerisinde kullanacağımız bazı fizikler tanımlamalara göz atalım.

5.1.1. Nükleonun spini

Çekirdek fiziğindeki bazı deney sonuçlarını yorumlayabilmek için, atomlarda da elektronlarda olduğu gibi, çekirdeğin yapı taşları nötron ve proton için de $s=+1/2$ veya $s=-1/2$ değerinde bir spin açısai kuantum sayısından veya spinin varlığından söz etmek gerekir. Spinden dolayı oluşan spin açısai momentumunun büyüklüğü ise,

$$|S| = \sqrt{s(s+1)}\hbar = (\sqrt{3}/2)\hbar \quad (5.1)$$

ile verilir. Spin vektörünün, belirli bir doğrultudaki bileşeni $m_s\hbar$ ancak, $-(1/2)\hbar$ ve $+(1/2)\hbar$ değerlerini alabilir. Spini sıfır olmayan bir taneciğin dalga fonksiyonu yalnız uzay koordinatlarına bağlı olmayıp, spine de bağlıdır.

5.1.2. Nükleonun yörünge açısai momentumu

Çekirdek yapı taşlarının, nükleonların spin açısai momentumları yanında çekirdek içerisindeki hareketlerine bağlı olarak bir de yörünge açısai momentumu vardır. Yörünge açısai momentumu “ L ” ile gösterilir ve büyüklüğü,

$$|L| = \sqrt{l(l+1)}\hbar \quad (5.2)$$

olarak verilir. Bir eksen üzerindeki bileşeni ise $m_l\hbar$ ile verilir. m_l 'nin alabileceği değerler kesikli olup, $-l$ ile $+l$ arasındaki tam sayılı değerleri alabilir. Böylece alabileceği değer sayısı $(2l+1)$ tanedir. Burada l , yörünge kuantum sayısıdır.

5.1.3. Çekirdeğin toplam açısal momentumu

Çekirdeğin toplam spin açısal momentumu, tüm nükleonların spin açısal momentum vektörlerinin (S) toplamıdır. Toplam yörünge açısal momentumu ise, yine nükleonların yörünge açısal momentum vektörlerinin (L) toplamıdır. S ile L 'nin bileşkesi olan " J " ise, çekirdeğin toplam açısal momentumudur. " I " ile gösterilen büyüklüğe de kısalığı nedeniyle çekirdek spini denir ve çekirdek spin vektörünün büyüklüğü,

$$|I| = \sqrt{I(I+1)}\hbar \quad (5.3)$$

ile verilir ve uzayda belirli bir doğrultudaki bileşeni kuantumlu olup $m_I\hbar$ ile gösterilir. m_I , $-I$ ile $+I$ arasındaki tam sayı değerlerini alabilir ve alabileceği toplam değer sayısı $(2I+1)$ tanedir. Çekirdek tepkimelerinde, çekirdek spini kuantum sayısı, enerji, momentum gibi korunur ve çekirdeğin enerji düzeyleri hakkında bilgi verir.

5.1.4. Çekirdek magnetik momenti

Çekirdek içerisinde bulunan proton bir açısal momentumuna sahip olduğundan, buna eşlik eden bir magnetik momenti olacaktır. Yüğü e , dolanım frekansı ν olan proton, dolanım yarıçapı r ise, $i = e\nu/2r$ büyüklüğünde bir akım doğuracaktır. i akımı taşıyan r yarıçaplı bir halkanın dipol momenti,

$$\mu = \frac{e\nu}{2} r \quad (5.4)$$

ile verilir. Bunu yörünge açısal momentumuna bağlarsak,

$$L = \sqrt{l(l+1)}\hbar = mvr \quad (5.5)$$

denkleminde ulaşırız.

$$v = \frac{\sqrt{l(l+1)}\hbar}{m} \quad (5.6)$$

denkleminde, (5.4) ile verilen magnetik moment ifadesinde yerine konulursa ,

$$\mu = g_l \frac{e\hbar}{2m} \sqrt{l(l+1)} \quad (5.7)$$

bağıntısını elde ederiz. Burada g_l , yörünge Lande çarpanıdır ve değeri 1' dir. Bu durumda yörünge magnetik moment,

$$\mu = \frac{e\hbar}{2m} L \quad (5.8)$$

olarak bulunur. Böylece verilen bir yörüngedeki magnetik momenti elde etmiş olduk.

Bir çekirdeğin yörünge hareketinden başka bir de spin hareketinden kaynaklanan magnetik momenti vardır. Çekirdeğin spin magnetik momentini de,

$$\mu = g_s \frac{e\hbar}{2m} I \quad (5.9)$$

şeklinde yazmak mümkündür. Burada da g_s , spin Lande çarpanıdır ve değeri 2' dir. Toplam magnetik moment yörünge ve spin magnetik momentlerin toplamıyla bulunur.

Magnetik moment vektörü μ olan bir çekirdek, sabit bir H_0 büyüklüğünde bir magnetik alanı içerisindeyken, çekirdeğin magnetik potansiyel enerjisi şöyledir:

$$V = \mu H_0 \quad (5.10)$$

Alt düzeyler arasındaki enerji,

$$\Delta E = 2\mu H_0 \quad (5.11)$$

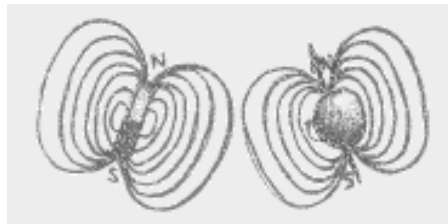
denklemleri ile verilir. Üst enerji seviyesinde bulunan bir proton, alt enerji seviyesine düşmek üzere spinini ters çevirdiğinde, bu enerjiye sahip bir foton yayınlayacaktır. Aşağı durumdaki bir proton da yukarıdaki duruma, bu enerjiye sahip bir foton soğurarak çıkabilir. ΔE ye karşılık gelen ν_L foton frekansı,

$$\nu_L = \frac{\Delta E}{h} = \frac{2\mu H_0}{h} \quad (5.12)$$

ile verilir. Bu, bir magnetik dipolün, magnetik alan içerisindeki presesyon frekansına eşit olup, ν_L klasik fizikte bir magnetik alan içinde dairesel yörüngedeki bir elektron için hesaplayan Joseph Larmor' un adıyla anılır. (homepage.uludag.edu.tr/~alig/LINKLER/Cekirdekspini.htm; mhtaskan68.sitemynet.com/Desktop/k1.pdf)

5.2. Magnetizasyon

Atom çekirdeği protonlardan ve nötronlardan oluşmaktadır. Atomik parçacıkları incelediğimizde proton ve nötronların kendi çevrelerinde bir dönüş hareketi yaptığını görürüz (spin hareketi). Elektriksel yük taşıyan partiküllerin spin hareketleri, çevrelerinde magnetik bir alan oluşturur ve her biri küçük birer mıknatıs gibi davranırlar. Yüklü partiküllerin dönüş hareketinin yönü, üretilen magnetik alanın yönünü belirler ve çevrelerinde dipol özelliği taşıyan (N ve S kutupları olan) magnetik vektörler oluşturur (Şekil 5.1.).



Şekil 5.1.: Spin hareketi yapan yüklü bir parçacık

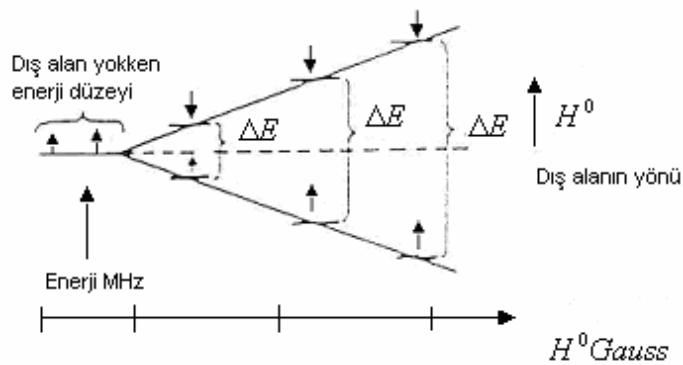
Artı yükler nedeniyle, protonların kendi çevrelerindeki dönüş hareketi de magnetik bir alan oluşturur. Atom çekirdeğinde bulunan ve spin hareketi yapmakla birlikte, elektriksel yükü olmayan nötronların, çevrelerinde magnetik alan oluşturamayacakları düşünülebilir. Ancak nötronlar, kendilerini oluşturan atomaltı parçacıkların taşıdıkları yüklerden dolayı, zayıf olmakla birlikte çevresel bir magnetik alan üretirler. Proton ve nötronların dönüş yönleri rasgele ve dağınık olup, belirli bir düzen göstermez. Farklı yönlerde dönüş yapmaları nedeniyle, oluşturdukları magnetik alanlar da farklı yönlerde olur. Her bir protonun oluşturduğu magnetik alanın etkisi, diğer bir protonun oluşturduğu etkiyi nötralize eder. Bu durum nötronlar için de geçerlidir. Bu nedenle, çekirdeklerinde çift sayıda proton ve nötron taşıyan atomlarda net bir magnetik güç oluşmaz. Bunun dışındaki kombinasyonlarda (tek sayıda protonla birlikte tek veya çift sayıda nötron; tek sayıda nötronla birlikte tek veya çift sayıda proton bulunduran), atom seviyesinde net magnetik güçler oluşur. Hidrojen, çekirdeğinde tek bir proton bulunan, nötron içermeyen ve kütesine oranla en yüksek elektriksel yüke sahip elementtir. Bu nedenle, kütesine oranla en güçlü magnetik alanı oluşturan element hidrojendir. Hidrojen dışında, sodyum (12 proton-11 nötron), fosfor (16 proton-15 nötron) gibi bir çok elementin çevresinde de magnetik alan oluşur. Ancak; hidrojenin vücutta çok miktarda bulunması ve yüksek magnetik momentinin olması nedeniyle, MR' da hidrojen atomunun özelliklerinden yararlanılır. (Doç. Dr. Kaya, T. ve Y. Doç. Dr. Adapınar, B. ve Doç. Dr. Özkan, R., 1996)

İncelenecek madde, bir dış magnetik alanın içine konulursa, dış magnetik alanın etkisiyle ortaya çıkan enerji yarılmaları, moleküle radyofrekansı bölgesindeki elektromagnetik radyasyonu absorblayabilme özelliği kazandırır. Proton tarafından emilen frekans, uygulanan magnetik alanın yönüne bağlıdır. Moleküldeki farklı protonların çevreleri ve farklı uzaysal konumları, değişik perdeleme etkileri ile aynı şiddetteki dış magnetik alanın farklı şiddette görülmesine neden olur. Aynı magnetik alandaki molekülde bulunan, çevre ve uzaysal konumu nedeniyle farklı protonlar, farklı frekansları absorblamaları ile karakterize edilirler. Perdeleme etkisi arttıkça protonlar daha yüksek alanda absorbsiyon yaparlar. Bu etkileşimin olabilmesi için, protonlarda rezonans oluşturabilecek doğru kuvvette RF dalgaları kullanılmalıdır. RF dalgaları, 60 ile 100 MHz (MegaHertz) frekans aralığında kalan ve insan vücudunu penetre edebilme

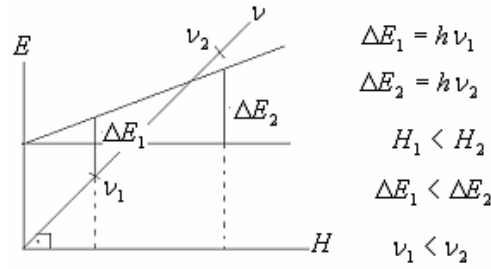
özelliğinde, elektromagnetik bir ışıınım türüdür. Bu dalgalar elektrikle çalışan birçok alette de üretilir. Hareketli magnetik özellikte araçlarla (asansör, otomobil vb.) birlikte, dış kaynaklı RF dalgaları magnetin homojenitesini bozarlar ve dokudan salınan sinyalleri etkileyerek sağlıklı görüntüler elde edilmesini engellerler. Bu nedenle, MR gantri odası dış magnetik etkilere ve RF dalgalarına karşı izole edilir.

Bir MR aletinde incelenecek madde, elektromıknatısların ve iki bobinin arasına yerleştirilir. Bobinlerden biri radyo dalgası yayarken, diğeri alıcı görevi görür. Örneğin, dalga yayıcı bobinin 100 MHz dalga boyunda ışıma yaptığını düşünelim. Maddemiz bu radyo dalgalarını emiyorsa, protonlar düşük enerji seviyesinden yüksek enerji seviyesine geçtiklerinde, tekrar eski hallerine dönme, dolayısıyla 100 MHz dalga boylu ışıma yapma eğiliminde olurlar. Ama yayılan ışıın sinyalini sadece alıcı bobinler okur. Genelde madde, seçilen frekansta emilim yapmayacaktır. Fakat frekansı değiştirerek, örnek maddemizi rezonans yapar hale getirebiliriz. (www.biltek.tubitak.gov.tr/merak_ettikleriniz/index.php?kategori_id=6&soru_id=297)

Uygulanan dış magnetik alanın şiddeti arttırılırsa, $\Delta E = h\nu$ formülü uyarınca ΔE farkı büyür, dış alanla aynı yönde yönlenmiş protonların zıt yönde yönlenecek hale geçerken absorbladıkları elektromagnetik radyasyonun frekansı artar. Aşağıda verilen Şekil 5.2. ve Şekil 5.3., bu bilgileri grafik olarak özetlemektedir.

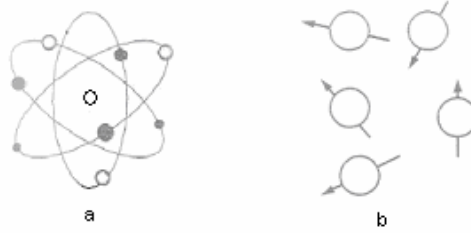


Şekil.5.2.:Dış magnetik alanın artmasına bağlı olarak protonların magnetik yönlenmeleri farkından doğan enerji farkının artışı (Parlatan, Haluk K., 1997).



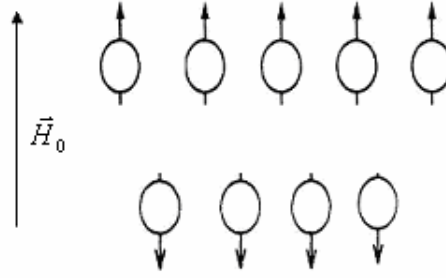
Şekil.5.3.: Dış magnetik alanla zıt ve aynı yönlü yönlenmiş magnetik elemanların enerji seviyeleri arasındaki geçişlerde absorblanan elektromagnetik radyasyonun kartezyen koordinatlarda gösterilişi (Parlatan, Haluk K., 1997).

Protonların dönme hareketinden kaynaklanan magnetik vektör, rotasyon eksenine paralel olarak oluşur ve normalde protonların dönme hareketinden kaynaklanan bu vektörlerin yönleri belirli bir düzen göstermeyip dağınık halde bulunmaktadır (Şekil 5.4.).



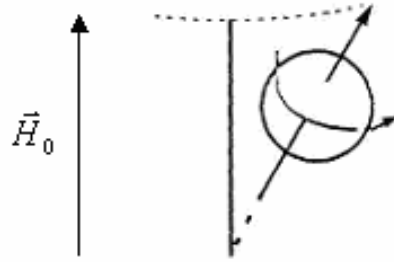
Şekil 5.4.: (a) Tek bir proton ve çevresindeki yörüngelerde dönen elektronlar
(b) Spin hareketi yapan protonların oluşturduğu düzensiz magnetik vektörler

Protonlar, magnetik alana girdiklerinde düzensiz dizilimlerini kaybederler ve düşük veya yüksek enerji seviyelerine ulaşırlar. Magnet vektörüne paralel dizilim gösteren protonlar düşük enerji seviyesinde olup, antiparalel dizilim gösteren protonlar ise yüksek enerji seviyesinde bulunmaktadır. Magnetik alanın gücüne bağlı olarak değişmek üzere, paralel dizilen protonların sayısı antiparalel dizilen protonların sayısından fazladır (Şekil 5.5.). Bu fark, güçlü magnetlerde fazla olacağından, elde edilen net magnetik vektörün gücü de fazla olur.



Şekil 5.5.: Protonların magnetik alandaki davranışı

Güçlü magnetik alanın protonlar üzerindeki ikinci etkisi, protonlara topaç hareketi olarak da isimlendirdiğimiz, presesyon (precession) hareketi yaptırmasıdır. Proton, kendi etrafında dönmesinin yanında, dış magnetik alan vektörü $\vec{H}_0$ çevresinde de belli bir yörüngede salınım hareketi yapmaktadır (Şekil 5.6.).



Şekil 5.6.: Magnetik alan içinde dönme ve salınım hareketi yapan proton

Protonların $\vec{H}_0$ çevresindeki bu salınım hareketinin hızı (5.12) denklemiyle verdiğimiz Larmor denklemiyle belirlenmektedir:

$$\nu_L = \frac{\Delta E}{h} = \frac{2\mu H_0}{h}$$

(Vural, M., 1997)

Larmor frekansı, farklı atomların farklı jiromagnetik sabitelerinden dolayı, farklı değerler alır. Örneğin 1 ve 1,5 Tesla değerindeki magnetik alan içinde Fosfor 31 atomu için bu değerler sırası ile, 17.200.000 Hz (Hertz) ve 25.800.000 Hz olacaktır. Larmor

frekansı, özel bir frekans olmasının yanı sıra magnetik rezonans olayının gerçekleşmesini sağlayan enerji aktarımlarında çok önemli bir yere sahiptir.

Presesyon hareketi yapmakta olan atomları özel bir RF pulsu ile uyarmak ve enerji aktarımı yapmak mümkündür. Uyarıcı RF pulsunun frekansı, presesyon frekansına (Larmor frekansı) eşit olduğunda atomla etkileşerek enerji transferini gerçekleştirebilmektedir. Farklı atomların presesyon frekanslarının da farklı olması nedeniyle, RF pulsunun frekansını ayarlayarak, magnetik alan içerisinde istediğimiz atomları uyarabiliriz (hidrojen, fosfor atomları gibi).

Tablo 5.1.' de sırasıyla, hidrojen, karbon, azot, sodyum, flor ve fosforun değişik magnetik alanlardaki Larmor frekansları verilmiştir.

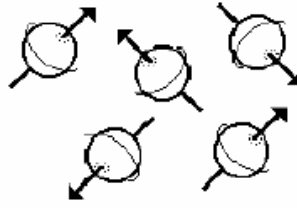
Tablo 5.1: Bazı atomların farklı magnetik alan güçlerinde Larmor frekansları

		0,3 Tesla	0,5 Tesla	1 Tesla	1,5 Tesla	2 Tesla
H	1	12,7	21,28	42,56	63,84	85,12
C	12	3,21	5,35	10,7	16,05	21,4
N	14	0,93	1,55	3,1	4,65	6,2
Na	23	3,38	5,63	11,26	16,89	22,52
F	19	12,03	20,5	40,1	60,15	80,2
P	31	5,16	8,6	17,2	25,8	34,4

RF pulsu ile uyarılan atomlar daha yüksek bir enerji düzeyine geçerler. RF pulsu kesildikten bir süre sonra, aldıkları enerjiyi çevrelerindeki diğer atomlara geri vererek, magnetik alan içerisindeki eski konumlarını almaya çalışırlar. Protonlar, sahip oldukları enerji fazlasını ortama aktarırlarken bir RF sinyali oluşur. Alıcı sargılarda saptanabilen bu RF sinyali yine Larmor frekansındadır. İşte bu süreç, yani protonların RF pulsu ile uyarılarak dönüş yönlerinin değiştirilmesi ve ardından ortama enerjilerini aktararak, eski dönüş konumlarına dönmeleri rezonans; rezonans olayı magnetik alan etkisiyle olduğu için bu rezonans da magnetik rezonans olarak adlandırılır. Magnetik rezonans olayı ile yapılan görüntülemeye de “**magnetik rezonans görüntüleme**” denir. (Doç. Dr. Kaya, T. ve Y. Doç. Dr. Adapınar, B. ve Doç. Dr. Özkan, R., 1996)

5.3. Doku Magnetizasyonu

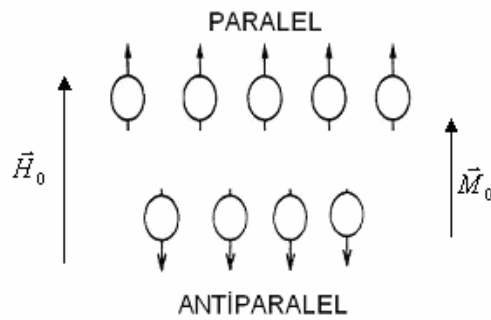
Dokuyu oluşturan protonların magnetik alan uygulaması öncesinde yaptıkları birbirleriyle uyumsuz, düzensiz salınım konuma faz ayrışımı denir (Şekil 5.7.). $\vec{M}_0$, dokunun net magnetik vektörü olup, faz ayrışımının bir sonucudur.



Şekil 5.7.: Faz ayrışımı durumu

Magnetik alana giren protonların birleşerek aynı noktada salınım hareketi yapmaya başlamaları durumu ise, faz birlikteliği (in faz) konumu olarak adlandırılır.

Protonların magnetik alana girdiklerinde, faz ayrışımı durumundan çıkıp, düzensiz dizilimlerini kaybettikleri ve $\vec{M}_0$ ' ın uygulanan dış magnetik alan $\vec{H}_0$ ' a paralel hale geçtiği duruma boyutsal (longitudinal) magnetizasyon denir (Şekil 5.8.).

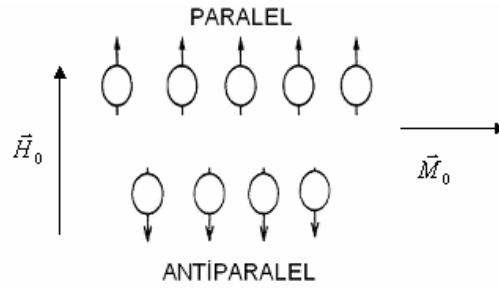


Şekil 5.8.: Boyutsal magnetizasyon

Net magnetik vektöre sahip dokuya protonların dönme hızıyla aynı frekansta bir radyofrekans pulsu uygulandığında, salınım hareketi yapan protonlardan bazıları

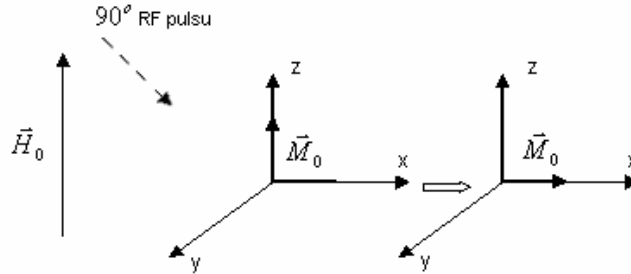
enerjiyi absorbe ederek antiparalel konuma geçer ve RF pulsu kesildikten bir süre sonra aldığı enerjiyi ortama tekrar geri verir.

Protonların faz birlikteliği konumunda iken, dokunun net magnetik vektörünün, uygulanan dış magnetik alana dik hale geçmesiyle oluşan duruma transvers magnetizasyon adı verilmektedir (Şekil 5.9.). Alıcı RF sargıları magnetik vektörün sadece transvers bileşenini saptayabildiğinden transvers magnetizasyon olayı çok önemlidir.



Şekil 5.9.: Transvers magnetizasyon durumu

90° RF pulsu uygulamasından önce, $\vec{M}_0$, yani net magnetizasyon, boyutsal ekseninde olup transvers yönde magnetizasyon bulunmaz. Bu durumda alıcı sargılara ulaşan sinyal yoktur. RF pulsu uygulaması ile, $\vec{M}_0$ vektörü transvers eksene dönmektedir (Şekil 5.10.).



Şekil 5.10.: 90° RF pulsu ile transvers düzleme geçmiş net magnetik alan vektörü

Genellikle $\vec{M}_0$ vektörünü 90° yatıracak miktarda RF pulsu uygulanır. Artık hareket halindeki magnetik güç, alıcı RF sargılarında görüntü oluşumunu sağlayacak elektrik akımı oluşturabilmektedir.

5.4. Relaksasyon Zamanı

Relaksasyon, RF pulsu ile açıları değişen protonların eski konumlarına dönmeleri veya başka bir deyişle dokunun net magnetik vektörünün $\vec{H}_0$ ile paralel olduğu konuma geri dönmesidir. Relaksasyon zamanı ise, relaksasyonun gerçekleşmesi için geçen süredir. Relaksasyonun olması için, transvers magnetizasyonun kaybolması, boyutsal magnetizasyonun tekrar oluşması gerekmektedir.

5.4.1. T_2 relaksasyon zamanı (Spin-spin durulma zamanı)

Transvers relaksasyon, protonların farklı hızlarda salınım yapmaları nedeniyle faz birlikteliği durumunun kaybolmasıyla başlar. Bu olaya “serbest indüksiyon bozunması” (Free Induction Decay) adı verilmekte olup, başlıca iki sebebi vardır:

Birinci faktör, ana magnetik alanın homojensizliği nedeniyle, vücutta homojen olarak dağılmamasıdır.

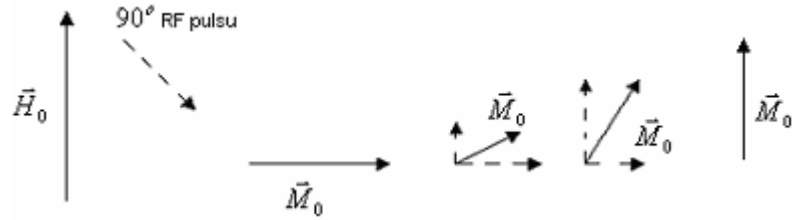
İkinci faktör ise, doku içindeki magnetik alanın bölgesel homojensizlikler göstermesidir.

Eğer bu faktörler olmazsa transvers magnetizasyon bozulmaz ve $\vec{M}_0$ vektörü hep transvers düzlemde kalır.

Yukarıda bahsedilen iki faktör nedeniyle, başlangıçtaki transvers magnetizasyonun kaybolarak hızla sıfır değerine doğru yaklaşmasına T_2 relaksasyonu (spin-spin relaksasyonu) adı verilmektedir.

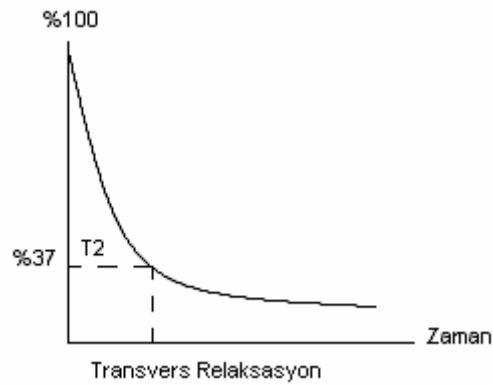
Kısacası, 90° RF pulsu ile boyutsal magnetizasyon tamamen ortadan kaybolur ve bununla aynı genlikte transvers magnetizasyon oluşur. Bu andan itibaren hem transvers,

hem de boyutsal relaksasyon başlar. Daha sonra, transvers magnetizasyon giderek azalırken, boyutsal magnetizasyon artar (Şekil 5.11.).



Şekil 5.11.: T_2 relaksasyonu

T_2 relaksasyon, her dokunun kendine ait bir özelliği olan ve T_2 relaksasyon zamanı adı verilen zaman sabitinin değerine göre, dokudan dokuya değişik hızlarda oluşmaktadır. Bu özellik MR' da dokular arasında sinyal farkı oluşmasına ve böylece farklı dokular arasında ayırım yapılabilmesine imkan tanır. T_2 relaksasyon zamanı adı verilen değer, aslında herhangi bir dokuya ait spesifik protonların başlangıçta var olan transvers magnetizasyonlarının %37' sine eşit bir değere düşmeleri için geçen süreyi ifade etmektedir (Şekil 5.12.).



Şekil 5.12.: T_2 relaksasyon eğrisi

90° RF pulsu sonrası 180° RF pulsu uygulanırsa, protonların salınım yönünün tam ters dönmesi ile yavaş salınım göstermekte olan protonlar, hızlı salınım gösteren protonların önüne geçeceğinden protonlar arasındaki faz birlikteliği tekrar

oluşmaktadır. Faz birlikteliğinin tekrar sağlanması, alıcı sargılarda tekrar bir elektrik sinyali oluşması anlamına gelir. Bu yöntemle magnetin neden olduğu homojensizliğin etkisi ortadan kalkacağından, transvers magnetizasyonu oluşturan protonlar arasındaki faz birlikteliğinin bozulması sadece, mikroskopik magnetik çevre homojensizliğine bağlı olarak meydana gelecektir. Yani T_2 , transvers relaksasyonun büyük oranda mikroskopik magnetik çevre inhomojenitesine bağlı olan kısmını ifade eder. (T_2^* ise, magnet inhomojeniteleriyle, mikroskopik magnetik çevre farklılıklarının neden olduğu transvers relaksasyon zamanını ifade eder.)

180° RF pulsu sonrası protonlar arasında faz birlikteliği sağlanacağından tekrar bir sinyal elde edilir demiştik. Her seferinde elde edilen yeni sinyal, mikroskopik magnetik çevre homojensizliklerine bağlı olarak bir önceki eko sinyal genliğinden daha küçüktür. Bu azalma her dokuya göre mikroskopik magnetik çevrenin farklı olması nedeniyle değişiklik gösterir ve dokuların birbirinden ayrılmasını sağlar. 90° RF pulsu ile sinyal oluşumu arasında geçen süreye “Echo time (TE)” adı verilir.

5.4.2. T_1 relaksasyon zamanı (Spin-örgü durulma zamanı)

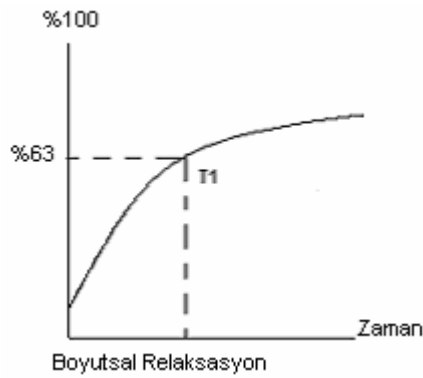
Transvers magnetizasyon oluşturmak amacıyla uygulanan 90° RF pulsu ile boyutsal magnetizasyon tamamen ortadan kalkar. RF pulsu kesildikten sonra $\vec{M}_0$ vektörünün, tekrar ana magnetik alan vektörüne paralel hale gelme eğilimine “ T_1 relaksasyonu” (spin örgü relaksasyonu) adı verilir. Bu sırada protonlar yüksek enerji seviyesinden düşük enerji seviyesine geçerler, ortama enerji verirler.

90° RF pulsu ile oluşan protonların faz birlikteliği kısa sürede bozulmakta, transvers magnetizasyon ortadan kalkmaktadır. Ancak boyutsal magnetizasyonu tekrar oluşturacak olan bazı protonların eski konumlarına dönmeleri daha uzun zamanda gerçekleşir. Yani T_1 relaksasyonu, T_2 relaksasyonundan daha uzundur.

T_1 relaksasyonu direkt bir sinyal kaydına yol açmaz. Ancak başlangıç $\vec{M}_0$ vektörünün ne kadarının z ekseninde yeniden oluşacağını belirleyerek, bir sonraki sinyal için RF pulsunun, başlangıç magnetizasyonunun x-y eksenine döndüreceği miktarını

belirler. Relaksasyon ne kadar tama yakınsa bir sonraki pulsun sinyali de o kadar fazla olacaktır. $\vec{M}_0$ vektörünün z eksenindeki bu yeniden oluşumu, T_1 zaman sabitine göre meydana gelir.

“ T_1 ” relaksasyon zamanı, boyutsal relaksasyon zamanının tümünü kapsamaz. 0 noktasından boyutsal magnetizasyonun %63’ ünün oluştuğu an arasındaki süreyi göstermektedir (Şekil 5.13.).



Şekil 5.13.: T_1 relaksasyon eğrisi

Bir dokunun su miktarı fazla ise mikroskopik magnetik çevre farklılıklarının etkisi azalır ve transvers magnetizasyon daha uzun sürede oluşur. Sudaki protonlar çok hızlı hareket ettiklerinden T_2 relaksasyon zamanı uzun olmaktadır. Boyutsal magnetizasyon ise bazı protonların eski konumlarına geri dönmeleri, yani ortama enerji vermeleri ile sağlanabilir. Suyun fazla olduğu dokularda bu enerji değişimi protonların hızlı hareket etmeleri nedeniyle kolay olmaz ve T_1 relaksasyon zamanı da uzun olur. Ancak dokuda su az, makromoleküller fazla ise protonlar hızlı hareket edemeyeceğinden, mikroskopik magnetik çevre farklılıkları belirginleşir. Fakat bu durumda enerji transferi daha kolay gerçekleşmektedir. Sonuçta, makromoleküllerin fazla olduğu dokularda (yağ dokusu gibi) T_1 relaksasyon zamanı kısadır.

Özet olarak; dokuda su oranı fazlaysa T_1 ve T_2 uzun, su oranı az ise T_1 ve T_2 kısadır.

Öte yandan katılarda moleküller birbirlerine sıvılardakine göre çok daha kuvvetli bağlarla bağlanmışlardır. Dolayısı ile aralarındaki etkileşme çok daha zayıftır. O halde katılarda T_1 relaksasyon zamanı, sıvılardakine göre çok daha uzundur :

$$T_1(\text{sıvı}) < T_1(\text{katı})$$

Sıvılarda moleküller arası etkileşmenin hızlı olması nedeni ile yerel magnetik alandaki dalgalanma ortalama olarak sıfırdır. O halde spin-spin durulmasını sağlayan magnetik alandaki homojensizliğe yerel alanların bir katkısı olmayacak ve dolayısı ile T_2 relaksasyon zamanı uzun olacaktır. Katılarda ise yerel magnetik alandaki dalgalanma ortalama olarak sıfıra gitmeyeceği için T_2 kısadır:

$$T_2(\text{sıvı}) > T_2(\text{katı})$$

(Vural, M., 1997).

5.5. Görüntü Parametreleri

Magnetik rezonans ile dokuların karakterize edilmesinde, dokudaki proton miktarı ile T_1 ve T_2 relaksasyon sürelerindeki farklılıktan faydalanılır. Dokulardaki proton miktarlarının farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere, “proton ağırlıklı”, T_1 sürelerinin farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere “ T_1 ağırlıklı” ve T_2 sürelerinin farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere de “ T_2 ağırlıklı” görüntüler adı verilmektedir.

5.5.1. T_1 ağırlıklı görüntü elde etme prensipleri

90° ’ lik bir RF pulsunu dokuya gönderdiğimizde, sinyalin sonlandığı andan hemen sonra dokuda boyutsal vektör oluşmaya başlayacaktır. Yeterli bir süre bekledikten sonra (T_1 süresi tamamlanmadan) aynı karakterde diğer bir puls gönderirsek boyutsal vektör henüz tam büyüklüğüne erişmeden yeniden x, y düzlemine yatırılacak ve RF pulsunun kesilmesinden sonra tekrar oluşmaya başlayacaktır. Biliyoruz ki her

dokuda, protonların çevre moleküllere enerji transferi farklılıklarından dolayı, T_1 relaksasyon süresi farklıdır. 90° ' lik pulstan hemen sonra, T_1 süresi kısa dokularda, protonlar çevreye daha çok enerji transfer edecek ve boyutsal vektör hızla büyüyecektir. T_1 süresi kısa ve uzun dokuların boyutsal vektörleri arasında önemli bir fark oluşmuşken, 90° ' lik bir puls ile bu vektörlerin tekrar yatırılması halinde, kısa T_1 süresine sahip dokularda, x (ya da y) eksenli daha büyük bir vektör elde edilecektir. Bu 90° ' lik pulsların tekrarlanmasıyla dokuları defalarca uyarmak mümkündür. Bu süreç içerisinde, henüz T_1 süresi tamamlanmadan gönderilecek her bir puls, dokular arasındaki T_1 süresi farklılıklarını daha belirginleştirecek ve T_1 süresi kısa dokularda, uzun T_1 süresine sahip dokulara oranla x, y düzlemine yatırılacak daha büyük vektörler bulacağız (vektörün mutlak büyüklüğü azalmakla birlikte T_1 kısıdoku/ T_1 uzundoku oranı artacaktır). Eğer gönderdiğimiz pulslar arasında, dokudan gelen sinyalleri dinleyecek olursak; boyutsal vektörünün hızlı toparlandığı dokulardan, yani T_1 süresi kısa dokulardan, daha güçlü sinyal aldığımızı görürüz. Görüntü üzerinde, çok sinyal gelen dokular daha beyaz göründüğünden, kısa T_1 ' e sahip dokular, T_1 ağırlıklı görüntü üzerinde beyaz görüleceklerdir. Uzun T_1 ' i olan dokular ise, T_1 ağırlıklı görüntü üzerinde koyu renkte kodlanacaklardır (Resim 5.1).

Resim 5.1: T_1 ağırlıklı MR incelemesi



5.5.2. Proton ağırlıklı görüntü elde etme prensipleri

T_1 ağırlıklı görüntüde tanımlanan uygulamadakinden farklı olarak, 90° lik pulslar arasında yeterince bekleyerek, boyutsal vektörün yeterince oluşmasına izin verilirse, vektörler arasındaki büyüklük farklılıkları kaybolur. Her pulsla birlikte, tüm dokularda eşit büyüklükte bir vektörün transvers plana yatırılması söz konusu olacaktır. Yine pulslar arasında dokudan gelen sinyalleri dinleyecek olursak, anten sargılarımızda saptanan sinyal, o dokunun proton (hidrojen atomu) içeriği ile doğru orantılı olacaktır. Yani doku ne kadar çok proton içeriyorsa, o oranda çok sinyal verecek ve elde edeceğimiz görüntüde beyaz görünecektir. Bu yöntemle elde edilen görüntüler, dokunun proton içeriği ile yakından ilişkili olduğundan, proton ağırlıklı görüntü olarak adlandırılır (Resim 5.2.).

Resim 5.2: Proton ağırlıklı MR incelemesi



5.5.3. T_2 ağırlıklı görüntü elde etme prensipleri

90° lik bir RF pulsundan sonra T_1 ile aynı anda başlayan T_2 relaksasyonuna dönelim. Transvers vektörü T_2 ' si kısa dokularda, uzun olanlara oranla daha hızlı kaybolacaktır. Transvers vektörünün hızlı kaybı nedeniyle, kısa T_2 ' li dokulardan gelen sinyal zayıf kalırken, T_2 ' si uzun olan dokularda vektörün sıfıra inme zamanı uzayacağından, daha çok sinyal kaydı yapılabilecektir. Bu durumda T_2 ağırlıklı MR görüntüsünde, uzun T_2 zamanına sahip doku beyaz görülürken, kısa T_2 ' si olan siyah izleneceklerdir (Resim 5.3.).

Resim 5.3.: T_2 ağırlıklı MR incelemesi



5.6. Kesit Ve Görüntü Matriksi Oluşturma

RF pulsu ile uyarılan protonlar dönüş yönlerini değiştiriyor ve eski konumlarına dönerken, bir RF dalgası oluşturuyorlardı. Alıcı sargılarda elektrik sinyaline dönüşen RF dalgalarının, bu haliyle görüntü oluşturmada kullanılabilmesi mümkün değildir. Çünkü gönderdiğimiz RF sinyali ile uyarılan bütün protonlar, eski konumlarına dönerken sinyal yayınlacaklarından, sinyalin hangi kesitten, hatta bu kesitin hangi noktasından geldiğini saptamak mümkün olmayacaktır. Oysa bir görüntünün elde edilebilmesi için saptanan sinyallerin, organizmanın neresinden geldiği bilinmeli ya da bilinebilir olmalıdır. Ancak daha sonraki aşamalarda, sinyaller işlenebilir ve görüntü haline getirilebilir. Bu yüzden görüntü oluştururken, kesit belirleme, frekans ve faz kodlama gradienti denilen yöntemlerden yararlanılır.

5.6.1. Kesit belirleme gradienti

Bu gradient ile, gelen sinyallerin organizmanın hangi kesitinden geldiği belirlenir. Gradient sargılar çalıştırılarak, istediğimiz eksen boyunca magnetik alanda, dolayısıyla protonların presesyon frekanslarında, kademeli bir değişme meydana getirebiliriz. Böylece incelenen objelerde hiç bir pozisyon değişikliği ve harekete gerek kalmaksızın, dokuları kesit planları (aksiyel, koronal, sagittal, hatta oblik düzlemlerde) halinde düzenleyebiliriz. Daha sonra istediğimiz kesitlerdeki protonların Larmor frekanslarına eşit RF pulsuları kullanarak, sadece bu kesit içerisinde kalan protonları

uyarabiliriz. Sinyal elde etme aşamasında, dokudan elde edeceğimiz sinyaller sadece uyardığımız o kesite ait olacaktır. İstedığımız eksen boyunca uygulanabilecek bu gradiente de kesit belirleme gradienti adı verilir.

5.6.2. Frekans kodlama gradienti

Kesitimizi ve kesit kalınlığını belirledikten sonra elde edilen sinyallerin, kesitin hangi noktalarından geldiğini belirlememiz gerekmektedir. Bu amaçla başka bir gradientin uygulanması gerekir. RF pulsunu gönderip istediğimiz kesiti uyardıktan sonra, kesit gradientine artık ihtiyacımız kalmaz ve bu gradient ortadan kaldırılır. Bu aşamada, kesit belirleme gradientine dik bir eksen de okuma ya da frekans kodlamalı gradient adı verilen başka bir gradient uygulanır.

Okuma gradientinin uygulanmasına, sinyal kaydından hemen önce başlanır ve sinyal kaydı süresince gradient açık kalır. Uygulanan yeni gradient, kesit boyunca protonların presesyon frekanslarını değiştirir. Kesitin ortasından geçen hattan kenarlara doğru uzaklaştıkça magnetik alandaki değişimin etkisiyle, presesyon frekanslarında azalma ya da artma yönünde sapmalar olacaktır. Gradientin, sinyal kaydı sırasında uygulanması nedeniyle, kesit içerisindeki her proton presesyon frekansına uygun frekansta sinyal yayınlayacak, dolayısı ile saptanan sinyaller de farklı frekanslarda olacaktır. Böylece frekanslarındaki sapmaya göre sinyallerin kesit içerisinde yerleşimi kısmen yapılabilir.

5.6.3. Faz kodlama gradienti

Frekans kodlama gradienti görüntü matriksimizin bir boyutunu oluşturmaktadır. Matriksimizin diğer boyutunu da belirleyebilmek amacıyla, okuma ve kesit belirleme gradientlerine dik olacak şekilde, başka bir gradient uygulanır. Bu gradient faz kodlama gradienti olarak adlandırılır ve çok kısa bir süre için uygulanıp hemen kaldırılır. Bu işlem sırasında elde edilen sinyal, tüm kesiti temsil eden bir sinyaldir ve frekans kodlama gradientince belirlenen genişlikte bir frekans spektrumuna sahiptir. Bir kez uygulanan faz kodlama gradienti, sinyalleri, görüntü için lazım olan şekle değiştirmiş olmakla birlikte, tüm kesiti eşit oranda etkilediği için henüz voksel bilgisi oluşturulması

mümkün değildir. Voksel bilgisine ulaşabilmek için yukarıda sıraladığımız işlemlerin her bir matriks sırası için (256x256 seçilen bir matriks için 256 kez), tek tek yeniden uygulanması gerekir.

Faz kodlama gradient basamak sayısı artırıldıkça, görüntü üzerindeki piksel sayısı artacak ve dolayısıyla boyutsal rezolüsyon artacaktır. Diğer taraftan tek bir kesit için gereken süre ve dolayısıyla toplam inceleme süresi önemli ölçüde artar. Bu nedenle faz kodlamada, matriks sayısının düşük seçilmesi görüntü alma süresini önemli ölçüde kısaltırken, görüntü kalitesini de negatif yönde etkiler. (Doç. Dr. Kaya, T. ve Y. Doç. Dr. Adapınar, B. ve Doç. Dr. Özkan, R., 1996)

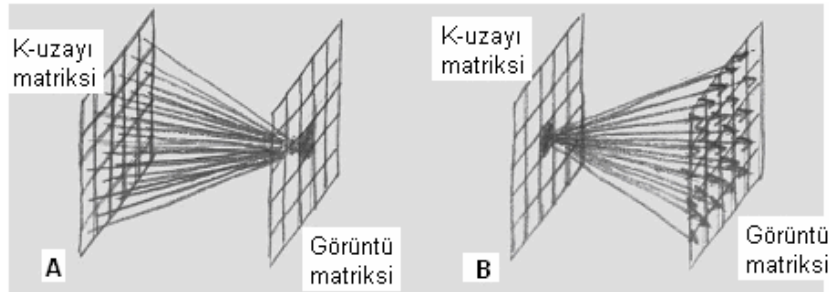
5.6.4. Görüntü oluşturma

Görüntü elde edilmesini maddeler halinde yazarsak:

- Hasta gantri içine konulduğunda, dokunun bazı protonları uygulanan dış magnetik alanla paralel bazıları antiparalel dizilir. Protonlar magnetik alanın büyüklüğüyle orantılı Larmor dönü hareketi yaparlar.
- Alanla paralel yönelen protonların çok az fazlalık göstermesiyle dokunun net mıknatıslanma vektörü, dış magnetik alana paralel olarak oluşur.
- Kesit belirleme gradienti çalıştırılır ve istenilen kesite uygun frekansta RF atması uygulanır. Eğer 90^0 atması uygulanmış ise, kesitimizde transvers magnetizasyon oluşur.
- Kesit belirleme gradienti kapatıldıktan sonra, dokuda hem boyutsal hem de transvers magnetizasyon oluşur.
- Kısa bir süre, faz kodlama gradienti çalıştırılıp kapatılır. Böylece voksellerin net mıknatıslanma vektörleri arasında faz farkı oluşur.
- Sinyal alındığı anda frekans kodlama gradienti çalıştırılır ve vokseller arasında frekans farkı oluşturulur. Düzlemdeki her voksel, frekans ve fazına göre kodlanır.

- Elde edilen sinyaller, sırayla K uzayına yerleştirilir ve bu alanı oluşturan her sıra ve kolon “Fourier Transformasyon” işleminden geçirilir. Sonuçta dokudan elde edilen sinyaller ile görüntüyü oluşturan vokseller birbirinden ayırt edilmekte ve tüm pikseller değişik parlaklıkta izlenebilmektedir. (www.medinfo.hacettepe.edu.tr/tebad/umut_docs/TEZ.pdf)

Faz kodlama gradienti, matriks sayısına göre 192 veya 256 defa tekrarlanır. K uzayı içerisinde, her bir faz kodlama gradienti basamağında elde edilen sinyaller, sıraları; bir öbek içerisindeki frekans dağılımı da, kolonları oluşturur. Böyle bir ortamı x, y koordinatları olan ve her bir koordinatında sinyallerin yerleştirilmiş olduğu bir ortam olarak düşünebiliriz. Bu ortamdaki her bir nokta, görüntünün her noktasına (pikseline) veri gönderirken; görüntünün tek bir noktası da K uzayının bütün koordinatlarından veri almaktadır. K uzayı, Fourier Transformasyon adı verilen matematiksel işlemlerden geçirilir ve her bir pikselin parlaklık değerleri tek tek hesaplanır. Bu değerler renk kodu ile boyandıktan sonra aygıtın görüntü birimlerinde değerlendirilerek görüntüye çevrilir (Şekil 5.14.).



Şekil 5.14: K uzayı matriksi ve görüntü matriksi arasındaki ilişki

MR görüntüleme; SNR (signal/gürültü oranı), Matriks, FOV (görüntü alanı) ve NEX (eksitasyon sayısı) görüntü kalitesini etkileyen başlıca faktörlerdir.

SNR yüksek olursa görüntü kalitesi yüksek, düşük olursa görüntü kalitesi zayıf olur. Gürültü (noise), ağırlıklı olarak, inceleme düzlemine girmeyen dokulardan kaynaklanmaktadır. MR görüntüsünün kaliteli olabilmesi için gürültünün azaltılması gerekir.

$$SNR = \frac{FOV \times Kesitkalinligi}{Matriks} \times \sqrt{NEX} \quad (5.13)$$

SNR, voksel volümü artırılarak (kesit kalınlığı ve FOV artırılır, matriks azaltılır) veya NEX sayısı artırılarak yükseltilir. Voksel volümü yükseltildiğinde, sinyal elde edilen proton sayısı fazlalaşacağından SNR değeri artar. SNR' yi artıran bir diğer faktör de, alıcı sargıların incelenecek vücut bölgesine uygun dizayn edilmesidir.

FOV, ekrandaki görüntünün elde edildiği bölgenin büyüklüğüdür. FOV azaltıldığında SNR düşer.

Matriks, görüntüdeki piksel sayısını belirleyen bir parametre olup faz kodlama ve frekans kodlama değerleri ile belirlenir. Görüntüyü oluşturan karelerin küçük olması uzaysal rezolüsyonu artırırken, SNR' yi düşürmektedir.

NEX, görüntüyü oluşturmak için faz kodlama basamaklarının kaç kere tekrarlandığını gösterir. NEX artırıldığında inceleme süresi artarken, sinyal ile birlikte gürültü miktarı da fazlalaşacağından, SNR ancak NEX değerinin karekökü oranında artmaktadır. (Vural, M., 1997)

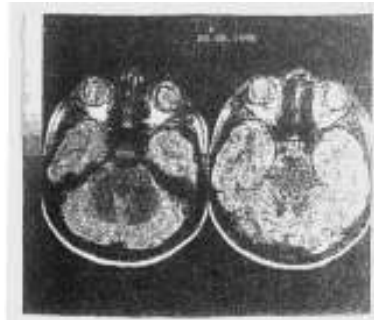
6. MRG' DE ARTEFAKTLAR

Diğer radyolojik yöntemlerde olduğu gibi MR incelemelerinde de artefaktlarla karşılaşılabilir. Artefaktlar hastaya ait nedenlerle oluşabileceği gibi MR görüntülemenin doğasından ve sisteminden de kaynaklanabilmektedir.

6.1. Hastaya Ait Nedenlerle Oluşan Artefaktlar

Bu artefaktların en önemlileri hareket artefaktlarıdır (Resim 6.1.).

Resim 6.1.: Proton ağırlıklı bir görüntüde hastanın hareketine bağlı olarak oluşan artefakt



MR incelemesinin oldukça uzun süren bir tetkik olması nedeniyle, hastaların gerek istemli gerekse istemsiz hareketleri olabilmektedir. Diğer bir dezavantajımız da, kesitlerin hepsinin aynı süre içerisinde elde edilmeleridir. Bu nedenle, inceleme sırasındaki bir hareket tüm kesitlere yansıyan artefaktlar oluşturur. İnceleme süresince, özellikle istemli hareketlerin önlenmesi şarttır. İstemsiz hareketlerden (kalp atımı, solunum vb.) kaynaklanan artefaktlar, hareket siklusunun belli dönemlerinde görüntüleme yapmak gibi bazı tekniklerle belli bir dereceye kadar önlenabilmektedir.

Diğer bir artefakt nedeni, hastaların üzerindeki metalik objelerdir (saç tokası, anahtarlık vb.). Bunun dışında, ortopedik protez gibi metalik implant taşıyan hastalarda da artefaktların oluşması kaçınılmazdır. Hastanın taşıdığı metalik objelerin

ferromagnetik-paramagnetik etkileri nedeniyle magnetik alanda oluşan düzensizlikler, protonların presesyon frekanslarını etkileyerek görüntüyü bozar.

6.2. Sistemden Kaynaklanan Artefaktlar

Kimyasal kayma, Aliasing, Truncation, Eddy currents, Crosstalk gibi artefaktlardır.

Kimyasal kayma artefaktı, MR görüntülemenin doğasından kaynaklanan bir artefaktır. Temel nedeni, elektronların proton davranışlarında değişiklik oluşturmasıdır. Bu nedenle hidrojenin, farklı dokularda, farklı kimyasal bağlarından dolayı, presesyon frekanslarında farklılıklar oluşur. Kimyasal kayma artefaktı, özellikle yağ ve sıvı komşuluk yüzeylerinde görülür.

Görüntü matriksimizin bir boyutunu, protonların presesyon frekanslarında farklılık meydana getirerek, doku bantları şeklinde oluşturuyorduk. Bu artefaktın görüldüğü ara yüzde, protonların presesyon frekansları farklı farklı olmaktadır. Elde edilen sinyaller içinde, temas yüzeyine denk olan kesimden gelenler, ani bir frekans atlaması gösterir. Bu nedenle temas yüzeyini oluşturan vokseller, aslında olması gereken bölgeden farklı bir yere yerleştirilir. Yani artefakt, bir oluşumun birkaç mm (milimetre) sağa ya da sola yer değiştirmiş görünümü olarak değerlendirilebilir. Kimyasal kayma artefaktı, frekans kodlama gradienti doğrultusunda görülür ve düşük teslalı sistemlerde azken yüksek teslalılarda çok olur.

Aliasing artefaktı, FOV' un küçük seçilmesi durumunda görülür. Seçilen alan dışında kalan vücut kesiminden kaynaklanan sinyallerin FOV alanı içinden geliyormuşçasına kodlanması sonucu ortaya çıkar. Bu artefaktı yok etmek için daha geniş bir FOV seçilir.

Truncation artefaktı, özellikle ani parlaklık değişiminin görüldüğü yüzeylerde ortaya çıkar ve görüntü üzerinde bu yüzeylere paralel siyah çizgilenmeler görülür. Faz kodlama gradienti yönünde ortaya çıkar ve matriks sayısının artırılması ile önlenir. (Doç. Dr. Kaya, T. ve Y. Doç. Dr. Adapınar, B. ve Doç. Dr. Özkan, R., 1996)

7. MR SİSTEMİNİN ETKİLERİ

İnceleme odasındaki magnet, çevreyi belirgin derecede etkilemektedir. 1,5 Tesla değerli magnette, merkezdeki magnetik alan gücü 1,5 Tesla olup bu, dünyanın oluşturduğu magnetik alan gücünden 30000 defa daha güçlüdür. Bu magnetik alanın gücü, merkezden çevreye doğru gittikçe azalmaktadır. Magnet çevresinde olan ve magnetten uzaklaştıkça azalan magnetik güç bizim için iki nedenle önemlidir:

- 1) Magnetin etki alanında bulunan bazı aletler bundan etkilenmektedir (Tablo 7.1.).

Tablo 7.1.: MR sistemi tarafından etkilenen aletler

1 Gauss şiddetindeki magnetik alan	Nükleer kameralar, elektron mikroskopu, televizyon, Bilgisayarlı Tomografi ve Ultrasonografi sistemleri, Nükleer Tomografik kameralar
3 Gauss şiddetindeki magnetik alan	Multiformat kamera, metal dedektör
5 Gauss şiddetindeki magnetik alan	Kardiyak pacemaker, Nörostimülatör, Biostimulator cihazları
10 Gauss şiddetindeki magnetik alan	MR sistem malzemeler, X-ray tüpleri, floppy diskler, kredi kartları, saatler, mekanik oda malzemeleri

- 2) Çevredeki bazı aletler MR sistemini etkileyebilmektedir (Tablo 7.2.).

Tablo 7.2.: MR sistemini etkileyen aletler

3 Gauss şiddetindeki magnetik alan	Asansörler, güç transformatörleri, ana elektrik dağılım transformatörleri, helikopter inişleri
10 Gauss şiddetindeki magnetik alan	Su ve hava soğutucuları, 15 beygir gücünden güçlü motorlar

MR sisteminin etkileri; statik magnetik alan ve gradient alan etkileri, RF pulsu etkileri, akustik gürültü, kriyojenlerin etkisi, genetik etkiler, panik etkisi ve kontrast madde etkisi başlıkları altında incelenebilir.

7.1. Statik Magnetik Alan Etkileri

Faraday' ın elektromagnetik indüksiyon yasalarına göre, magnetik alan içerisinde hareket eden iletkenlerde elektrik akımı oluşur. Kan elektrik akımı için bir iletkendir. Bu nedenle statik magnetik alan içerisindeki kan akımı, elektriksel bir potansiyel oluşturur. Bu elektrik akımı 2,5 Tesladan daha küçük magnetik alanlarda kalbi uyarabilecek seviyelerde olmamakla birlikte, EKG' de (kalbin elektriksel aktivitesinin kaydı) değişiklikler oluşturabilmektedir. Bu değişiklikler magnetik alan etkisinden çıkınca geri dönmektedir. Meydana gelen bu elektrik potansiyeli 2,5 Tesladan daha kuvvetli magnetik alanlarda, kalp kasını uyarabilecek güçtedir.

Santral sinir sistemi hücreleri olan nöronlar, magnetik alan içerisinde elektriksel olarak uyarılabilir. Yapılan çalışmalar 2 Tesla altındaki sistemlerde nöronlarda önemli bir biyoelektriksel değişiklik olmadığını göstermekle birlikte, 3-4 Teslalı sistemlerde baş ağrısı, baş dönmesi, bulantı, ağızda metalik tat ve gözde ışık çakmaları şeklinde yan etkiler oluşabildiği bildirilmiştir.

Statik magnetik alan, biyolojik etkiler dışında, potansiyel olarak zarar verme riski de taşır. Metalik objeler (makas, bisturi vb.), güçlü magnetik etkilerle yerinden fırlayarak inceleme odası içerisindekilere zarar verebilir. Bu tür objelerin oda içerisinde bulunmamasına dikkat etmek gerekir. Acil durumlarda, hastaya resüsitasyon (canlandırma müdahalesi) gerekiyorsa, magnetik olmayan malzemeler kullanılmalı ya da hasta zaman kaybetmeden magnet odasından çıkarılmalıdır. İnceleme odasında ferromagnetik maddelerden yapılmış, sedye, serum askısı gibi tıbbi malzemeler bulunmamalıdır.

7.2. Gradient Alan Etkileri

Gradient sargılar, çok küçük zaman birimlerinde hızla çalıştırılır ve kısa bir süre için (yaklaşık on milisaniye seviyelerinde) ana magnetik alanı kademeli olarak değiştirirler. Faraday yasalarına göre, magnetik alan gücündeki değişme, elektrik akımı oluşturur. Bu akım, sinirlerde biyoelektriksel etkilerde bulunmaktadır. Bu etkiler statik magnetik alanda görülenlerin benzeridir ve yine güçlü (3-4 Teslalı) sistemlerde görülmektedir.

7.3. RF Pulsu Etkileri

MR incelemesinde dokulara gönderilen RF pulsuları, protonlara enerji aktararak onları uyarmaktaydı. Protonlar aldıkları enerjiyi daha sonra, komşu moleküllere aktarırlar ve bu enerji de ısı olarak ortama dağılır. Normal dokularda ısı düzenleme mekanizmaları devreye girerek, bu ısının bir nokta ya da bölgede toplanmasını önler ve hasar oluşturmaktan vücuttan atılmasını (konveksiyon ve terleme yolu ile) sağlarlar. Bu nedenle, bu yolla oluşan ısı organizmaya bir zarar vermez. Ancak sedatize ya da anestezi altındaki hastalarda ısı regülasyon mekanizmalarında değişimler olduğundan, bu hastalarda uzun süren tetkiklerin zararlı olabilmesi mümkündür (Bu konuda henüz yeterli bilgi yoktur).

Göz ve testiste ısı düzenleme mekanizmalarının kapasitesi, diğer dokulara oranla düşüktür. Bu nedenle, özellikle uzun süren çalışmalarda ciddi ısı artışı olabilmektedir.

Dikkat edilmesi gereken diğer bir nokta da, kardiak moniterizasyon yapılan hastalarda, hasta vücuduna iştirilen tellerde oluşan elektrik akımlarının, tellerde ısınmaya yol açarak yanıklar oluşturabilmesidir. Bu nedenle kablo izolasyonu tam olmalı ve teller, hastanın çıplak tenine temas etmemelidir.

7.4. Akustik Gürültü

MR incelemesi için kullanılan sekans ve görüntü parametrelerine bağlı olarak, gradient sargıların değişik şiddette ve sıklıkta çalıştırılması gerekir. Gradient sargılarının oluşturduğu magnetik alan değişimi, sargılarda titreşimler oluşturur. Bu titreşimler oldukça yüksek genliklerde (65-95 dB (decibell) seviyelerinde) olabildiğinden, akustik travma ve geçici duyma kusurları görülebilmektedir. 85 dB ve üzerinde şiddete sahip gürültülerde, bu tür yan etkiler daha da belirginleşir. Sistem, ince kesitlerde, küçük FOV, kısa TR (Time repeat) ve TE zamanlarında ve hızlı sekanslarda daha şiddetli gürültü üretir.

Yapılan araştırmalarda önlem alınmayan hastaların yarısına yakınında duyma şikayetleri saptanmıştır. Bu nedenle, hastalar akustik travmaya karşı, kulak tıkacı ya da kulaklık takılarak korunmalıdır.

7.5. Kriyojenlerden Korunma

Süperiletken magnet kullanan MR aletlerinde, soğutucu gaz olarak helyum bulunur. Helyum, sistemden sürekli olarak buharlaşıp eksilir ve zamanla tamamlanması gerekir. Eski sistemlerde, daha pahalı olan helyum gazı tüketimini azaltmak amacıyla, helyum tankının çevresinde sıvı azot tankı vardır. Bu nedenle eksildikçe azotun da helyumla birlikte tamamlanması gerekir. Kriyojen gazların doldurulması yetkili ve deneyimli personel tarafından yapılmalıdır. Helyum, tatsız, kokusuz bir gazdır. Sistemden sızıntı olması halinde, helyum havadan hafif olduğundan, inceleme odasının üst kesimlerinde birikir. Odanın havalandırma sistemi ile gaz uzaklaştırılır, buna rağmen havalandırma kapasitesi yetersiz kalabileceğinden, gaz tamamen temizlenene kadar ortamdan uzak durulmalıdır.

Azot gazı hava ile eşit ağırlıkta olduğundan, odanın her tarafına hızla yayılır. Kaçak çok fazla ise, oda tümüyle oksijensiz kalabileceğinden, odadaki kişilerde birkaç saniye içerisinde bilinç kaybı gelişir. Bu nedenle inceleme odasının hızla boşaltılması gereklidir.

7.6. Genetik Etkiler

Elektromagnetik dalgaların kanser yapıcı etkileri olabileceğini iddia eden bazı yazarlar olmasına karşın, bugüne kadar bu iddiayı doğrulayan kesin bir bulgu elde edilebilmiş değildir.

Ancak fareler üzerinde yapılan deneylerde, ilk trimesterdeki gebe fareler magnetik alan etkisinde bırakıldıklarında, yavrularda bazı gelişimsel anormallikler saplanmıştır. İkinci trimester içinde yapılan deneylerde ise böyle bir etki gözlenmemiştir. Bu nedenle, insanlarda genetik hasar riski doğrulanmamakla birlikte, ilk trimesterde gebe kadınlara MR incelemesi yapılmamalıdır.

7.7. Klostrofobi Ve Panik Reaksiyonları

Birçok MR incelemesinde hastanın vücudu tümüyle gantri içerisine girer. Gantrinin oldukça dar ve uzun olmasının yanı sıra, gradient sargıların çıkardıkları gürültüler bazı hastalarda rahatsızlık oluşturabilir. Klostrofobi (kapalı yerde kalma korkusu) olan hastalar gantri içerisine giremezler. MR aletinin fiziksel koşullarından kaynaklanan bu tür rahatsızlıklar nedeniyle bazı hastalarda inceleme yapmak olanaksızdır. Bu tip psikolojik-psikiyatrik sorunlar, hastaların %5-10' unda görülebilmektedir. Böyle durumlarda stres azaltıcı ilaçların yararı olabilir.

7.8. Kontrast Kullanımı

MR kontrast rezolüsyonu yüksek bir yöntemdir. Bu nedenle önceleri MR için kontrast madde kullanımının gerekmeceği düşünülmüştür. Ancak günümüzde MR incelemeleri için geliştirilen ve yaygın olarak kullanılan birçok kontrast madde vardır. MR' da kontrast kullanımı birçok durumda lezyonun saptanabilirliğini ve karakterize edilebilmesini sağlamaktadır. MR' da kullanılan kontrast maddeler T_1 ve T_2 sürelerini kısaltarak etki gösterirler. T_1 süresinin kısaltılmasının etkisi görüntülerde, hiperintensite artışı şeklinde görülürken, T_2 süresinin kısaltılması hipointensite artışı yönünde etki eder. Kullanılan kontrast maddelerin bazıları dokularda nonspesifik olarak tutulurlar. Bazı

kontrast maddeler organ veya hücrelere spesifik yönelim gösterebilmektedir. Bu amaçla karaciğer ve retiküloendotelial hücrelerde tutulum gösterebilen kontrast maddeler geliştirilmiştir. Bunların dışında özellikle abdominal çalışmalarda intestinal oluşumların daha iyi ayırt edilebilmelerini sağlamak amacıyla, oral kontrast ajanlar kullanılmaktadır.

Bugün için kliniklerde en çok kullanılan kontrast maddeler nonspesifik ekstrasellüler ajanlardır. Bu tip kontrast maddeler hızla damar dışına çıkarak, hücrelerin dışındaki doku boşluklarında dağılım gösterirler. Bu nedenle en çok damar duvar geçirgenliğinin bozulduğu patolojik ya da damardan zengin dokularda birikirler. Yapılan araştırmalarda en yüksek paramagnetik etkinin gadolinyum atomlarında bulunduğu saptanmıştır. Ancak gadolinyumun çok toksik bir element olması nedeniyle bazı bileşiklere bağlanarak, toksik etkisinin azaltılması sağlanmıştır. Farklı firmalar farklı formüller geliştirerek kullanıma sunmuştur. Bugün için dünya da Gadopentetat dimeglumin, Gadoteridol, Gadoterat meglumin, Gadodiamid bileşikleri olmak üzere dört farklı MR kontrast preperatı bulunmaktadır.

Kontrast maddelerin kullanımı tehlikesiz değildir ve çok nadir olmakla birlikte bazı hastalarda ölüme yol açabilen ciddi reaksiyonlar gelişebilmektedir. Bunun yanı sıra enjeksiyon yerinde kızarıklık, ağrı ile bulantı, kusma gibi minör şikayetler daha sık görülebilmektedir. Ayrıca, MR’ da kullanılan maddeler oldukça pahalıdırlar. Bu nedenle kullanımında endikasyonlar iyi belirlenmeli ve gereksiz kullanımdan kaçınılmalıdır.

MR kontrast maddeleri rutin uygulamalarda 0,1 mmol/kg (milimol/kilogram) dozlarında kullanılırlar. Gadoteriol ve Gadodiamid bazı özel durumlarda 3 mmol/kg’ a dek çıkarılabilmektedir. (Doç. Dr. Kaya, T. ve Y. Doç. Dr. Adapınar, B. ve Doç. Dr. Özkan, R., 1996)

8. MR İNCELEMELERİNDE HASTA GÜVENLİĞİ PROTOKOLÜ

MR incelemesi sırasında hasta birden fazla magnetik etki altında kalır. Bugüne kadar yapılan incelemelerde magnetik alanın önemli bir yan etkisi saptanmış değildir. Ancak; kesinlikle zararsız olduğunu söyleyebilecek bilimsel veri de yoktur.

MR incelemesi yapılan bir kişi, ana magnetin oluşturduğu statik bir magnetik alanın etkisinin yanı sıra, gradient sargıların çalıştırılmaları sonucu değişken magnetik etkilerle de karşılaşır. Kullanılan RF pulsuları da organizma üzerinde etkili olabilmektedir.

Yüksek magnetik alana girecek hasta ve hasta yakınları, vücutlarındaki yabancı cisimlere göre taşıyabilecekleri riskler yönünden üç gruba ayrılır:

1. Yüksek magnetik alana girmesinde mutlak sakınca bulunanlar,
2. Yüksek magnetik alana girmesinde göreceli sakınca bulunanlar,
3. Yüksek magnetik alana girmesinde herhangi bir sakınca bulunmayanlar.

8.1. Yüksek Magnetik Alana Girmesinde Mutlak Sakınca Bulunanlar :

MR inceleme odalarında yüksek magnetik alan bulunduğundan bu gruptaki hastalar ve hasta yakınları inceleme odalarına alınmayacaktır. Daha tetkike başlamadan inceleme odasına girildiği anda, hasta veya hasta yakınının hayatı tehlikeye girer, bazı durumlarda bu hastalar tıbbi müdahale ile bile hayata döndürülemeyebilirler. Bu grupta vücudunda;

- Kalp pili olarak isimlendirilen kardiak pace-maker bulunanlar,
- Kardiak defibrilatör bulunanlar,
- Kulağında işitme cihazı veya koklear implant bulunanlar,
- Nörostimülatör bulunanlar,

- Kemik büyütme stimülatörü bulunanlar,
- İltihap nedeniyle orta kulağına tüp yerleştirilenler,
- Elektronik ilaç pompası bulunanlar,
- MR uyumlu olmayan anevrizma klipi bulunanlar,
- Damarlarında MR uyumlu olmayan stent bulunanlar,
- MR uyumlu olmayan kalp kapağı bulunanlar,
- Geçen zaman ve parçanın bulunduğu yer önemli olmak üzere, vücudunda metalik çapak (özellikle gözünde), metalik şarapnel parçası olanlar veya mermi çekirdeği bulunanlar,
- MR uyumlu olmayan ortopedik protezi bulunanlar (Metalik protezlerin büyük bir kısmı MR uyumludur ve ameliyatından uzun bir süre geçenlerin bir tehlikesi yoktur. Kirsschner teli gibi küçük kemiklere takılan metaller ısınabilir, defleksiyon göstermez.),
- Duraphase ve Omniphase marka penil protezleri bulunanlar,
- Kanseri hastalarında damar içine MR uyumsuz port yerleştirilen hastalar veya hasta yakınları,
- Transdermal nitrogliserin patchler deride yanıklar oluşturabilir ve MR' dan çıktıktan sonra etkisi azalır. Bu nedenle mutlaka tetkik öncesi sorulmalı, varsa mutlaka çıkartılmalıdır.

8.2. Yüksek Magnetik Alana Girmesinde Göreceli Sakınca Bulunanlar :

- Hamileler: Hamilelere, anne hayatı bebek hayatının önüne geçtiğinde veya bebekte hamileliğin sonlandırılmasını düşündüren ağır kongenital anomali bulunduğu MR incelemesi yapılmaktadır (MR' ın klinik kullanıma girdiği tarihten günümüze kadar, fetüs üzerine invivo yan etki tanımlanmamıştır.

Ancak bu konudaki bilgi birikimi yetersizdir ve koruyucu hekimlik ilkesi gereği elektif nedenlerle gebeler MR incelemesine kabul edilmemektedir).

- Vücudunda bir protez bulunup, doktorunun veya ilgili hastanenin verdiği sözel bilgi ile protezin MR uyumlu olduğu bildirilenler (Protezin bulunduğu organ ve taşıdığı risk durumuna göre durum yeniden değerlendirilerek güvenilir bilgilere ulaşılmaya çalışılır. Güvenilir bilgiye ulaşılamadığında ve protezin bulunduğu organa göre hastaya zarar verme olasılığı yüksek ise, bu bilgi hasta ve hastanın doktoru ile paylaşılarak, MR incelemeleri iptal edilebilir).

8.3. Yüksek Magnetik Alana Girmesinde Sakınca Bulunmayanlar :

- Vücutlarında plastik veya MR uyumlu malzemeden yapılmış protez, stent, klip veya benzeri tıbbi malzeme taşıyanlar,
- Her türlü gebeliği önleyici rahim içi araç taşıyanlar.

Yüksek magnetik alana girdiğinde hastaların karşılaşılabileceği riskler yönünden değerlendirmeyi, incelemeyi takip eden hekim yapar. Bu tür hastalar konsültan hekim ile görüştürülmeden inceleme odasına alınmaz.

8.4. MR İnceleme Odalarına Sokulması Kesinlikle Yasak Olan Malzemeler

- Oksijen tüpleri,
- Aspiratör,
- Laringoskop,
- Demir veya paslanmaz çelikten yapılmış her türlü cerrahi alet,
- Cep telefonları, kredi kartları, saat ve elektronik aletler. (www.sonomed.com.tr/Section.asp?IID=4)

9. MRG' NİN AVANTAJ VE DEZAVANTAJLARI

Radiodiagnostikde kullanılan görüntüleme yöntemlerinin karşılaştırılmasında üç temel özellik önemli yer tutar;

1. Rezolüsyon (Çözünürlük)
2. Sensitivite (Hassasiyet)
3. Spesifisite (Özgüllük)

Bu üç özellik ışığında MRG' nin avantaj ve dezavantajlarını inceleyelim.

9.1. Avantajları

- Bu yöntemde iyonizan radyasyon kullanılmaz ve bir takım üst limitlere uyulduğunda, bugüne kadar hiçbir biyolojik zararlı etkisi bulunamamıştır. Bu özelliği nedeniyle, yöntem normal deneklerde, çocukluk yaş grubunda ve aynı hastada defalarca tekrarlanabilme avantajına sahiptir.
- MRG'nin kullanılmaya başlandığı ilk yıllarda 64x64 gibi düşük matriks değerleri kullanıldığından, yöntemin uzaysal rezolüsyonu yüksek değildi. Ancak, daha sonradan rutin MRG incelemelerinde 256x256, hatta 512x512 gibi yüksek matriks değerlerinin kullanılmaya başlanması ile uzaysal rezolüsyonu belirgin derecede artırılmıştır.
- Yöntemin doku kontrast özelliği diğer yöntemlerden belirgin olarak daha iyidir. Bunun basit anlamı; bu yöntem kullanılarak patolojik dokular çok kolaylıkla saptanabilir, yani yöntemin sensitivitesi çok yüksektir.
- Diğer yöntemlerden farklı olarak, hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesit planı değiştirilebilmektedir; buna “multiplanar görüntüleme” denir. Diğer inceleme yöntemlerinde hastanın pozisyonunu değiştirmek zorunda olduğumuzdan dolayı

inceleme sagittal veya oblik gibi planlarda yapılamazken, MRG ile hastanın pozisyonu hiç değiştirilmeden her planda kolaylıkla kesit alınabilmektedir. Bu özellik bize lezyonun üç boyutlu lokalizasyonu açısından değerli bilgiler verir ve hastanın inceleme sırasındaki rahatsızlığını önler.

- Yüksek yumuşak doku kontrastı çözümleme gücüne sahiptir. Bu durum MRG'ye vücuttaki yumuşak doku oluşumlarının görüntülenmesinde tartışılmaz bir üstünlük getirmiştir.
- MRG bize kesitsel anatomik görüntülerde vasküler yapılardaki akım dinamikleri hakkında bilgi vermesi yanında, kontrast madde kullanılmaksızın, sadece vasküler yapıları (MR anjiyografi) görüntüleyebilme olanağı da vermektedir.
- Yöntemin kendine özgü bir takım artefaktları olmakla beraber, diğer görüntüleme yöntemlerinde bulunan (Bilgisayarlı Tomografideki kemik ve hava artefaktı gibi) bazı artefaktlar bu yöntemde görülmez. Bu nedenle diğer yöntemler ile iyi görüntülenemeyen pek çok anatomik bölge ve yapının değerlendirilmesi mümkündür.

9.2. Dezavantajları

- Tekniğin spesifisitesi bu derece yüksek değildir. Bazı durumlarda bir çok patolojik dokunun sinyal özellikleri birbirlerine benzeyebilir; dolayısıyla dokudaki bir patolojinin kolaylıkla görülebilmesine rağmen tanı koymada aynı yüksek başarı elde edilemez. Radyolojik bir görüntünün doğru yorumlanmasında en önemli nokta görüntüdeki gri tonların nasıl oluştuklarının bilinmesidir. Röntgende ve Bilgisayarlı Tomografide bunu bilmek kolaydır. Her iki yöntemde de tonları belirleyen faktör röntgen filmi ve dedektörler üzerine düşen X-ışını miktarıdır; X-ışınının az düştüğü yerler beyaza yakın, fazla düştüğü kesimler siyaha yakın gri tonlarda görülürler. MR görüntülerinin yorumlanmasını güçleştiren neden, görüntülerdeki beyazlık ve siyahlığın bu kadar kolay açıklanamamasıdır. Aynı lezyon bazı kesitlerde koyu görülürken diğerlerinde açık tonda görülür. Bu tonlamalar sadece dokuya ait özelliklere

göre değil, görüntüleme tekniklerine göre de değişir. Dahası dokuya ait özellikler magnetik alan gücü ile de değişiklik gösterirler. Fizik prensiplerinin de diğerlerinkinden çok karmaşık olması MRG' yi anlaşılması en güç radyolojik tanı yöntemi haline getirmiştir. (www.konez.com)

- Tetkik süresi uzundur ve bunun sonucu artefaktlar gelişerek görüntü almayı zorlaştırır.
- İnce kesit elde etmek zordur. (tgr.dergisi.org/text.php3?id=502)
- Vücudunda kalp pili, metalik implant, nörostimülatör ve anevrizma klipleri taşıyan hastalar tetkike alınmazlar. Alındıkları takdirde kalp pilinin durması, nörostimülatörün çalışmaması, metal implantların ve anevrizma kliplerinin yerinden oynaması ve ısınarak termal yanıklar oluşturması mümkündür. ([www.radyoloji.net/cgi-bin/resimler/html/ Oncologic%20imaging.htm](http://www.radyoloji.net/cgi-bin/resimler/html/Oncologic%20imaging.htm))
- Pahalı bir incelemedir (Cihazın maliyeti, harcamalarının fazlalığı ve kontrast ilacının pahalı oluşu tetkik ücretini arttırmaktadır).
- Dar ve kapalı yerde uzun süre kalma gerekliliği nedeniyle klostrofobisi olan hastaların incelenmesi zordur. Rutinde yaklaşık %5-10 oranında karşılaşılan klostrofobik olgular, sedasyon ve anestezi uygulamaları ile incelemeye alınabilirler. ([www.tkd-online.org/link/TKD_UlusalKalpSagligiPolitikasi pdf](http://www.tkd-online.org/link/TKD_UlusalKalpSagligiPolitikasi.pdf))

10. KLİNİK UYGULAMALARDA MRG

Bu bölümde magnetik rezonans görüntülemenin klinik uygulamalardaki yerine kısaca değineceğiz.

10.1. Merkezi Sinir Sistemi Ve Omurilik Görüntülemesi

Merkezi sinir sistemindeki (MSS) hastalıklı dokuların çoğunda T_1 ve T_2 durulma zamanları onları çevreleyen normal dokulara göre daha uzundur. Spin yankı yöntemi ile T_2 ağırlıklı görüntüler çok belirgin olarak anatomik bilgi verirler. T_2 durulma zamanını uzatan tümör, kanama ve omurilik iltihabı gibi bozukluklar, bu görüntüleme için iyi bir kontrast ortam oluşturmaktadır.

MSS ve omurilik MR görüntülemesi, bozuk doku ya da organı, normal olandan ayırt etmekte çok duyarlı olmasına karşın, bozukluğun türünü belirlemede fazlaca duyarlı değildir.

10.2. Göğüs Kafesi Ve Akciğer Görüntülemesi

MR görüntüleme, iki nedenden ötürü, akciğer görüntülemesinde fazlaca iddialı görülmemektedir. Bunlardan ilki, akciğerlerdeki proton yoğunluğu normal yumuşak doku proton yoğunluğundan (%10-35 kadar) daha az olduğu için, akciğer proton MR sinyallerinin oldukça zayıf olmasıdır. İkinci nedense, büyük damarların atma hareketi ile solunum hareketlerinden kaynaklanır.

10.3. Karın Görüntülemesi

Karının MR görüntülemesinde, kan akışının oldukça zayıf MR sinyalleri vermesi nedeni ile karaciğer ve dalaktaki katı kesimler damarlardan ayırt edilebilir. Bu organlardaki tümör ya da metabolik hastalıklardan kaynaklanan bozukluklar T_1 ve T_2 zamanlarının uzamasına neden olduğundan, bazı bölgelerde MR şiddetinin normal

karaciğer ve dalaktakine göre artması, o bölgedeki tümörü normal dokudan ayırt etmeyi sağlar.

MR ile safra kesesi görüntüleri de alınabilmektedir. Görüntülerin şiddeti doğrudan safra yoğunluğu ile orantılıdır.

Pankreas MR görüntülemesi de yapılabilir. Ancak pankreası bağırsaktan ayırt etmek oldukça güçtür.

Bağırsakları içine alan karın boşluğunu görüntülemekse, mide ve bağırsak hareketleri yüzünden iyi sonuç vermez.

10.4. Böbrek Ve Pelvis Görüntülemesi

İnsan vücudunun MR görüntülemesine en uygun bölgesi böbrek ve pelvis kesimidir. Burada MR görüntüleme, yumuşak doku ve yağ düzlemlerini birbirinden ayırt edebilir.

T_2 ağırlıklı MR görüntüleme ile, kaslar, damarlar, lenf düğümleri ve bitişik organlar kolayca ayırt edilebilmektedir. (Prof. Dr. Apaydın, F., 1991)

11. MRG' DE KULLANILAN SEKANSLAR

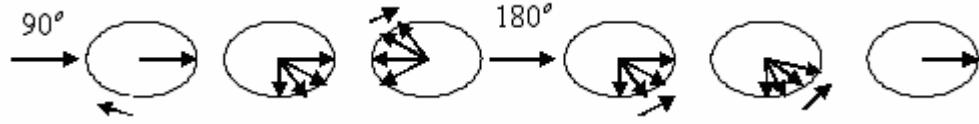
MRG'de puls sekansları, üzerinde yoğun çalışmaların yapıldığı güncel bir konudur. Bugün bu çalışmaların ve edinilmiş sekans tiplerinin çoğu rutin incelemelere uyarlanamamıştır. Bununla birlikte hızlı spin eko sekansı şu anda tüm MRG merkezlerinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Halen geliştirmekte olan yeni sekans tiplerinin esas amacı görüntü kalitesi bozulmadan inceleme zamanının mümkün olduğunca kısaltılmasıdır. Çünkü bugün MRG' de yaşanan en büyük sorunlardan biri inceleme zamanının uzun olmasıdır.

11.1. Spin Eko (SE)

MR görüntüsünün T_1 , T_2 ya da proton ağırlıklı olmasının yanı sıra, kontrastı ve boyutsal rezolüsyonu; SNR oranı ve FOV gibi özelliklerle, dokuya gönderilen RF pulsunun tekrarlanma sıklığı, uygulanan gradientlerin gücü, zamanlaması ve dokudan gelen sinyallerin kayıt zamanları gibi parametrelerin düzenlenmesi ile kontrol edilmektedir. Bu kalıplar puls sekansları olarak adlandırılır. Kalıplar içerisinde yapılan zamanlama değişiklikleri ile de görüntünün hangi özellikte olacağı belirlenebilir (T_1 , T_2 ya da proton ağırlıklı). Genel olarak üç tip puls sekansından bahsedebilmekle birlikte yeniliklerle birlikte yeni puls sekansları geliştirilmekte ya da uygulanabilir olmaktadır.

Spin eko, MR görüntülemeye en çok kullanılan sekanstır. Bu sekansta dokuya önce 90° ' lik bir RF pulsu gönderilerek, boyutsal vektör x, y planına yatırılır. Pulsun kesilmesinden kısa bir süre sonra, protonların dipol yönleri transvers düzlemde dağılacaktır (defaze olacaklardır). Dipollerin bir süre dağılmalarına izin verilip, TE/2 süresi kadar sonra dokuya 180° ' lik bir RF pulsu uygulanırsa, dipol yönleri, yatay düzlemde hareket yönlerinin tersine doğru hareketlenecek ve vektörün ilk yatırıldığı pozisyona doğru toplanmaya başlayacaklardır (refaze olacaklardır). 180° ' lik pulsdan sonra, 90° ve 180° ' lik pulslar arasındaki süre (TE/2) kadar daha beklersek dokudan protonların refaze olmalarından dolayı güçlü bir sinyal kaydı alınır (Şekil 11.1). Buradan anlaşılabileceği gibi, spin eko sekansında kullanılan 90° ' lik puls sonrasında

defaze olan protonlardan öne geçenler (en hızlı defaze olanlar), 180° ' lik puls ile en arkada kalacaklardır.



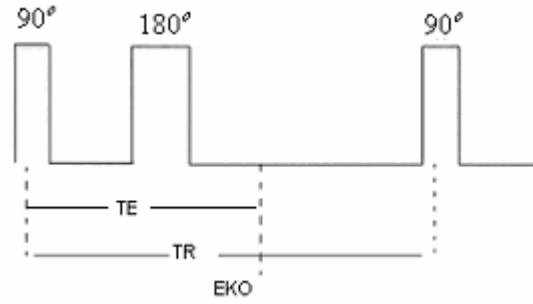
Şekil 11.1.: Spin eko sekansı

Kullanılan 180° ' lik puls, magnetik alan homojensizliklerinden kaynaklanan transvers relaksasyon etkilerini ortadan kaldırır ve sadece mikroçevre etkileri ile oluşan transvers relaksasyon ortaya çıkar (Magnetik alan homojensizliği bütün protonlara her iki yönde de etki eder ve sonuçta ters yöne olan etkiler birbirini nötralize eder ve sadece mikroçevrenin etkileri kalır). (Doç. Dr. Kaya, T. ve Y. Doç. Dr. Adapınar, B. ve Doç. Dr. Özkan, R., 1996)

Özet olarak spin eko sekansı şu basamaklardan oluşmaktadır:

1. 90° RF pulsu ile $\vec{M}_0$ ' ın x-y düzlemine döndürülmesi,
2. 180° RF pulsu ile protonların aynı faz konumuna getirilmesi,
3. T_2 relaksasyonu oluşması için TE süresince bekleme,
4. Sinyalin ölçülmesi,
5. T_1 relaksasyonunun oluşması için bir süre daha beklenmesi (T_2 relaksasyonu ile transvers magnetizasyon kaybolur. $\vec{M}_0$ ' ın belli bir kısmı z ekseninde yeniden oluşur.),
6. İlk dört basamağın görüntüyü oluşturacak tüm bilgi elde edilene kadar tekrarlanması (128x256 matriks değeri için 128 kere, 256x256 matriks değeri için 256 kere tekrar edildikten sonra kesit görüntüsü ortaya çıkar. Faz kodlama basamak sayısı görüntü oluşumu süresini direkt olarak etkilemektedir. Frekans kodlama gradientinin ise süre üzerine etkisi yoktur).

Spin-eko sekansının şematik olarak gösterimi Şekil 11.2.' de verilmiştir.



Şekil 11.2.: Spin-eko sekansının şematik gösterimi

TE: 90° RF pulsu ile eko sinyal arasındaki süre

TR: 90° RF pulsları arasındaki süre

(Vural, M., 1997)

TR ve TE zamanlarında yapılacak değişiklikler ile, görüntünün T_1 , T_2 ya da proton ağırlıklı olması sağlanabilir. TR zamanı kısa tutulduğunda dokular arasında T_1 farklılıkları belirginleşir ve görüntü T_1 ağırlıklı olur. TR zamanının uzun tutulması, görüntüde T_1 ağırlığının azalmasına neden olur. Diğer taraftan TE süresinin kısa tutulması, protonların x, y ekseninde yeterince dağılamamaları nedeniyle T_2 ağırlığının az olmasına yol açar. TE zamanı uzun tutulduğunda görüntünün T_2 ağırlığı artar. Buna göre T_1 ağırlıklı bir görüntü elde etmek için, TR ve TE kısa tutulmalıdır. Proton ağırlıklı görüntülerde, T_1 etkisinden kaçınmak için TR uzun tutulur T_2 ağırlıklı bir görüntü için ise, hem TR hem de TE uzun tutulmalıdır (Tablo 11.1.).

Tablo 11.1.: TR ve TE sürelerine bağlı olarak görüntülemelerde T_1 , T_2 ya da proton ağırlıkları

	Proton Ağırlıklı	T_1 Ağırlıklı	T_2 Ağırlıklı
Parlak dokular	Yüksek proton içerenler	Kısa T_1 e sahip dokular	Kısa T_2 ye sahip dokular
TR	Uzun	Kısa	Uzun
TE	Kısa	Kısa	Uzun

Spin eko sekansında TR, 700 msn (milisaniye)' nin altında kısa, 2000 ms'nin üzerinde uzun; TE ise, 20-30 msn altında kısa, 70-80 msn üzerinde uzun kabul edilir.

T_1 ağırlıklı görüntülerde, sıvı ve benzen oluşumlar koyu gri tonlarda, yağ dokusu ise parlak beyaz görülürken; T_2 ağırlıklı görüntülerde, sıvı parlak, yağ dokusu ise orta gri tonlarda görülür. T_1 ağırlıklı kesitlerde anatomik detay daha iyi görülürken, T_2 ağırlıklı görüntülerde lezyon demonstrasyonu daha iyidir. (Doç. Dr. Kaya, T. ve Y. Doç. Dr. Adapınar, B. ve Doç. Dr. Özkan, R., 1996)

MR tekniği ile elde edilen kesit görüntüler üzerindeki dokuları simgeleyen renk tonları, alınan sinyalle orantılı olarak parlak (beyaz) görülürken sinyalsiz alanlar, sessiz (siyah) görünüm vermektedir. MR görüntülerindeki yüksek sinyalli alanlar hiperintens (beyaz), düşük sinyalli alanlar hipointens (siyah) olarak adlandırılır. Ara yoğunlukta yapılarda ve lezyon, içinde bulunduğu yapı ya da referans doku ile aynı yoğunlukta ise; izointens terimi kullanılır. (www.medinfo.hacettepe.edu.tr/tebad/umut_docs/TEZ.pdf)

Tablo 11.2., bazı dokuların spin eko sekansında oluşan görüntü kontrastlarını göstermektedir.

Tablo 11.2.: Spin eko sekansında görüntü ağırlığına göre elde edilen kontrast tablosu

DOKU	T_1 AĞIRLIKLI GÖRÜNTÜ	T_2 AĞIRLIKLI GÖRÜNTÜ
<u>Kist</u> Basit Proteinöz	Hipointens Ara-hiperintens	Çok hipointens Çok hipointens
<u>Beyin</u> Beyaz cevher Gri cevher BOS	Hiperintens Hafif hipointens Hipointens	Hafif hipointens Hafif hipointens Çok hipointens
<u>Kemik iliği</u> Sarı ilik Kırmızı ilik	Çok hiperintens Ara intensite	Ara-hipointens Hipointens
Akciğer	Çok hipointens	Çok hipointens
Karaciğer	Hafif hiperintens	Hafif hipointens
Dalak	Hipointens	Hipointens
Pankreas	Hafif hiperintens	Hipointens

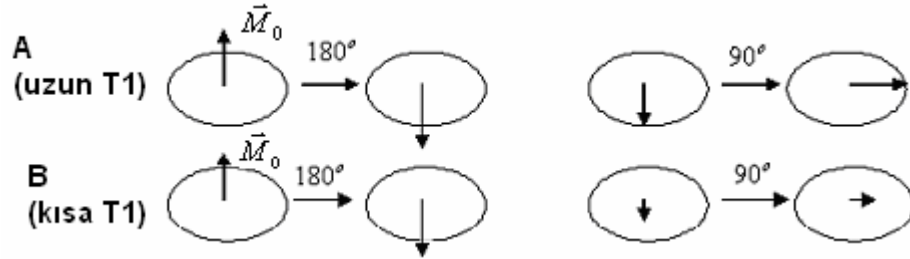
11.2. Inversion Recovery (IR)

IR, ters dönüşün düzelmesi anlamını taşımaktadır. Spin eko sekansına benzemekle birlikte, sekansın başlangıcında kullanılan 180° ' lik puls ile ondan ayrılır. Bu sekansda kullanılan 180° ' lik puls, durgun haldeki boyutsal vektörü magnetik alan yönünün tam tersini gösterecek şekilde ters yüz eder (-z eksenini yönüne çevirir). "Inversion Time", yani; geri dönüş süresi denen bir süre kadar beklenir ve bu süre içerisinde kazanılan vektör, 90° ' lik bir puls ile x, y düzlemine yatırılır. Daha sonra spin eko sekansında olduğu gibi 180° ' lik puls kullanılır.

IR sekansında T_1 ağırlığı daha belirginleşmiş olmakla birlikte, proton ve T_2 ağırlıklı kesitler de elde edilebilmektedir. Bu sekansta TR ve TE süreleri yanı sıra, T_1 zamanı da bir parametre olarak karşımıza çıkar. IR ve TR zamanları görüntünün T_1 ağırlığı üzerinde etkili iken, TE zamanı T_2 ağırlık üzerine etkilidir.

IR sekansında çok önemli diğer bir nokta, IR zamanının iyi seçilmesiyle bazı dokulardan gelen sinyallerin silinebilmesidir. 180° ' lik pulsun kesilmesi ile birlikte, 180° ters dönen boyutsal vektör $-M_0$ büyüklüğünde iken, önce sıfıra eşitlenip, sonra da durgun hale doğru $(+M_0)$ büyümeye başlar. Bu süreç T_1 süresi kısa dokularda kısa sürede gerçekleşirken, uzun dokularda daha çok zaman alacaktır. Bu nedenle her dokuda boyutsal vektörün sıfıra eşitlenme süresi farklı olacaktır. T_1 zamanı sonunda dokuya gönderdiğimiz 90° ' lik puls tüm dokulardaki boyutsal vektörü x, y düzlemine yatıracaktır. Sinyali silmek istediğimiz dokunun boyutsal vektörünün sıfır olduğu anda, 90° ' lik puls gönderirsek, dokuda yatırılacak vektör olmadığı için x, y düzleminde vektör oluşamayacak ve sekansın sonraki kısımlarında o dokudan sinyal elde edilemeyecektir. Bu özellik daha çok yağ dokusunun baskılanmasında kullanılan bir tekniktir ve STIR (Short Tau Inversion Recovery = Kısa IR zamanı) tekniği olarak bilinir. Şekil 11.3.' de de görüldüğü gibi, 180° ' lik bir puls sonrasında $-z$ eksenine ötelenen boyutsal vektör, 90° ' lik puls ile transvers düzlemine yatırılır. T_1 zamanı kısa

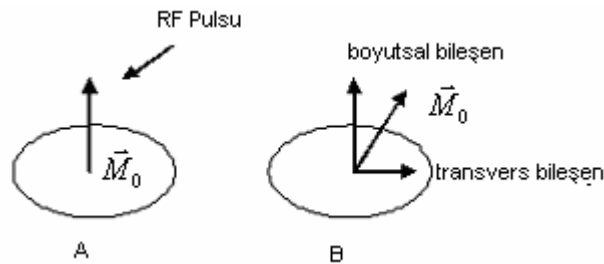
seçildiğinde, kısa T_1 süresine sahip dokularda transvers düzleme yatırılacak çok küçük bir vektör olacaktır veya hiç olmayacaktır.



Şekil 11.3.: IR sekansında T_1 süreleri farklı iki dokunun davranışı

11.3. Gradient Eko (GRE)

Gradient eko aslında tek bir sekans olmayıp bir çok sekansın ortak adıdır. Spin eko ve IR sekanslarında, inceleme zamanı oldukça uzundur ve bu nedenle hareket artefaktları sıkça görülmektedir. Gradient eko sekansları, inceleme süresini kısaltmış ve kardiyak incelemeler, MR anjiyografi, üç boyutlu görüntüleme gibi bazı özel çalışma olanakları sağlamıştır. Bununla birlikte, klasik sekanslardaki görüntü kontrastlarına GRE sekansları ile ulaşılammaktadır. GRE sekanslarında, boyutsal vektör, kısa RF pulsu kullanılarak 90° ' den küçük açılarda eğilir ve bu açığa sapma açısı (flip angle) adı verilir. Yani boyutsal vektör x, y düzlemine tam itelenmez ve RF pulsu gönderildikten sonra oluşan yeni vektörün, hem boyutsal hem de transvers bileşeni bulunur (Şekil 11.4.).



Şekil 11.4.: GRE sekansı ile ötelenen vektörün transvers ve boyutsal bileşeni

GRE sekansları kullanıldığında boyutsal vektörün geri kazanılması için gereken süre çok azalmaktadır. Bu nedenle çok uzun süreler beklemeye gerek kalmadan, uyarıcı RF pulsuları daha sık tekrarlanabilmektedir. Dolayısı ile TR süresi kısalmakta, bu da inceleme süresini kısaltmaktadır. GRE sekanslarında vektörün transvers bileşenini faze edecek 180° ' lik RF pulsuları kullanılamaz (Çünkü 180° ' lik puls, daha önce eğilen vektörü, tam ters yönü gösterecek şekilde -z kadranına itecektir). Bu nedenle sadece transvers bileşen üzerine etki gösterebilecek bir gradient uygulayarak, SE sekanslarında olduğu gibi protonları refaze etmek mümkün olabilir. GRE sekanslarda görüntü kontrastını TR, TE ve sapma açısı kontrol eder. Sapma açısının büyük olması genellikle T_1 ağırlıklı kontrast sağlarken, küçük olması proton ağırlıklı kontrast oluşturmaktadır.

11. 4. Hızlı Spin Eko (HSE)

Gradient eko sekansları, inceleme süresinin kısaltılmasına yönelik ihtiyaçları karşılamak üzere geliştirilen tekniklerdir. Fakat gradient eko sekanslarında, sekansın kendine özgü kontrast özellikleri ortaya çıkmakta ve dokular arası kontrast, spin eko kalitesine ulaşamamaktadır. Bu nedenle kontrast kalitesini düşürmeden hızlı görüntüleme yapabilen sekanslar araştırılmıştır. HSE bu ihtiyaca yanıt vermek üzere geliştirilmiştir. HSE' de özellikle T_2 ve proton ağırlıklı görüntüler elde edilir.

HSE' de de, SE' de olduğu gibi önce 90° ' lik puls ile dokular uyarılır. Ancak daha sonra 90° ' lik puls takiben, birden fazla sayıda 180° ' lik puls gönderilir. Her 180° ' lik puls atımından bir süre sonra sinyal kaydı yapılır. 90° ' lik pulstan sonra kullanılan 180° ' lik puls sayısı 4-16 arasında değişir ve kullanılan 180° ' lik puls sayısı eko katar uzunluğu olarak tanımlanır. SE' ye oranla, HSE' de inceleme süresi (eko katar uzunluğu ile doğru orantılı olarak) önemli ölçüde düşürülmektedir. Ancak HSE' de kazanılan zamanın bir kısmı, görüntünün T_2 kontrastını ve boyutsal rezolüsyonunu artırmaya harcanır (Çok uzun TR zamanları ve yüksek matriksle çalışılır). Bununla birlikte, konvansiyonel SE sekansına oranla görüntü kalitesinde hafif bir kayıp vardır. Bu kayıpları önlemek için de STIR, CHEMSAT (fat saturated) ve 3D görüntüleme gibi özel teknikler kullanılır.

11.5. Eko Planar Görüntüleme (EPG)

Bilinen en hızlı MR inceleme sekansdır, ancak çok güçlü ve hızlı gradient sargılar, çok homojen bir magnet ve çok hızlı bilgisayar sistemleri gerektirmektedir. Eko planar görüntüleme için gerekli donanım son dönemlerde geliştirilebilmiştir. Bu nedenle, klinik pratiğe çok yeni girmiş bir sekansdır. EPG' yi bildiğimiz klasik sekanslara adapte etmek ve çok kısa sürede görüntüler elde edebilmek mümkündür. Spin eko adaptasyonu diyebilebileceğimiz uygulamada, tek uyarmalık 90° ' lik puls ve ardından 180° ' lik puls gönderilir. Daha sonra gradientlerin çok hızlı açılıp kapatılması ile tek bir kesit için gerekli sinyaller elde edilebilmektedir. Önce 180° ' lik RF pulsu ardından 90° ve 180° ' lik pulslar gönderilecek olursa; IR, EPG kombinasyonu yapılabilecektir. Bunun dışında GRE sekans kombinasyonlarıyla da uygulanabilmektedir

EPG uygulamalarında görüntü kalitesi, klasik sekanslarda elde edilenlerin altındadır. Bununla birlikte çok hızlı inceleme yapılabilmesi çok önemli bir avantajdır (İki saniye içerisinde serebral bir çalışma tamamlanabilmektedir).

12. MR' DA GÖRÜNTÜLEME SÜRESİ

MR' da görüntüleme süresi, kullanılan sekansa göre değişmektedir.

Spin eko sekansında, süreyi üç parametre belirler. Bu parametreler; TR süresi, kullanılan faz kodlama basamak sayısı (matriks) ve puls sekansının her bir faz kodlama basamağı için tekrarlama sayısıdır (NEX). Formülize edecek olursak,

$$\text{Görüntüleme süresi} = \text{TR} \times \text{Matriks} \times \text{NEX} \quad (12.1)$$

Bu süre, bir tek kesitin alınması için gereken süredir. Ancak MR' da kullanılan çok kesitli görüntüleme tekniği ile, bir kesit için gereken sürede birden çok kesit elde edilebilmektedir. Bu, ilk kesitin uyarılması ve ardından gelen sinyalin kayıt edilmesinden sonra, o kesitin relaksasyonu beklenirken, ardışık kesitlerin sırayla uyarılmaları ile gerçekleştirilir. En son kesit için yapılan uyarı ve sinyal kayıt işlemleri bitirildikten sonra, yeniden ilk keside dönülerek, farklı bir faz kodlama basamağı için işlemleri baştan tekrarlanır. İlk kesitin iki uyarısı arasında, TR ile belirlenen süre aşılamaz. Bu nedenle alınabilecek kesit sayısı, TR ve TE zamanlarının seçimiyle yakından ilişkilidir ve

$$\text{Kesit sayısı} = (\text{TR}/\text{TE}) + \text{sabit} \quad (12.2)$$

formülü ile hesaplanabilir.

IR sekansında, T_1 süresi alınabilecek kesit sayısını spin eko sekansına oranla azaltır. İnceleme süresi yukarıdaki formülle hesaplanabilir.

GRE sekanslarında çok kısa TR süreleri seçilmesi nedeniyle spin eko sekansında olduğu gibi kesitlerin ardışık olarak uyarılmaları mümkün değildir. Bu nedenle kesit sayısı bir çarpan olarak formüle girmektedir. Ancak; TR süresinin çok kısa olması nedeniyle GRE sekanslarıyla yapılan incelemeler çok kısa sürede tamamlanır. (Doç. Dr. Kaya, T. ve Y. Doç. Dr. Adapınar, B. ve Doç. Dr. Özkan, R., 1996)

13. MRG' DE KULLANILAN YÖNTEMLER

MRG' de kullanılan yöntemleri, Nükleer Magnetik Rezonans, Elektron Spin Rezonans, Çift Rezonans ve Çekirdek Dörtüçay Rezonans başlıkları altında inceleyeceğiz.

13.1. Nükleer Magnetik Rezonans Spektroskopisi (NMR)

NMR spektroskopisi, çekirdek spin kuantum sayısı sıfırdan farklı olan magnetik sistemlerdeki çekirdek rezonansını inceler. Bazı nükleusların magnetik özelliklerini kullanarak (örneğin hidrojen-1 veya karbon-13), moleküldeki bütün atomların yerleri, cinsleri ve konformasyonları kesin olarak tanımlanır. NMR analizi ile,

- Bileşiğin niteliği,
- Yapı şekli ve bağlanması,
- Karışım bileşenlerinin bileşimi,
- Atomik bileşim,
- Molekül ağırlığı,
- Molekül formülü,
- Polimer bileşimi,
- Polimer düzen,
- Moleküler hareket,
- Moleküller arası değişim işlemi,
- Molekül içi değişim işlemi,
- Düşük ve yüksek sıcaklık etkileri

incelenebilir. (www.centallab.metu.edu.tr/rd/trk/anasayfa/cihazlar/s/nmr.php)

13.1.1. Sıvılarda NMR

NMR yöntemi günümüzde daha çok sıvılarda kullanılmaktadır. Sıvılarda molekül arası bağların katılardakinden daha az sıkı olması onlara NMR yöntemiyle incelenme olanağı kazandırır.

13.1.1.a. Kimyasal kayma

NMR deneylerini gerçekleştiren, değişik nükleusların magnetik özellikleridir. Genel olarak, hareket eden yüklü parçacıklar bir magnetik alan yaratırlar ve bir magnetik momente (μ) sahiptirler. Magnetik alana konmayan nükleuslar gelişi güzel yönlendirler. Magnetik aktif olan nükleuslar, magnetik alana konulduklarında belirli ve kesin tanımlanmış magnetik kuantum sayılarına sahip olurlar (kuantize olmuş değerler).

Spin kuantum sayıları $I=1/2$ olan nükleuslar magnetik alanda iki türlü yönlenebilirler; ya magnetik alan yönünde ya da alana karşı yönde (enerji seviyeleri sayısı= $2I+1$). Aynı yöne yönlendirilmiş olanlar $I_z=+1/2$, ters yönde yönlendirilmiş olan nükleuslar $I_z=-1/2$ spin kuantum sayısına sahiptirler. O halde, verilen bir H_0 değerinde tanımlanmış iki enerji düzeyi vardır: $E_1: I_z=-1/2$ az kararlı, $E_2: I_z=+1/2$ daha kararlı enerji seviyeleridir.

İki enerji seviyesi arasındaki fark,

$$\Delta E = E_2 - E_1 = \left(\frac{h}{2\pi} \right) \gamma H_0 \quad (13.1)$$

şeklinde verilir. Burada, $\left(\frac{h}{2\pi} \right)$, Planck sabiti ve γ , jiromagnetik oran denilen nükleusun birçok özelliklerini içeren bir sabittir.

Bu basit ilgi NMR' ın temel denklemidir. ^1H ' den ^{235}U ' a kadar bütün elementler değişik γ değerine sahiptirler ve NMR aleti ölçülen elementin oranına göre ayarlanmalıdır.

H_1 değerinde ikinci bir magnetik alan uygulanarak iki farklı (+ ve -) spin durumunun varlığı tespit edilir. $\vec{H}_1$ alanı, elektromagnetik spektrumun bir parçasıdır ve karakteristik frekansa sahiptir. Bu frekansın enerji değeri ($E = h\nu_0$), iki enerji seviyesini yaratan $((h/2\pi)\gamma H_0)$ enerji değerine ulaşmaya kadar ν_0 değiştirilerek ayarlanabilir. Bu değerde enerji soğurulması meydana gelir ve düşük enerji seviyesinde bulunan nükleuslar gerekli enerjiyi alıp bir üst seviyeye atlarlar. Bu olaya rezonans denir ve bu değer elektronik olarak tespit edilir. Yani;

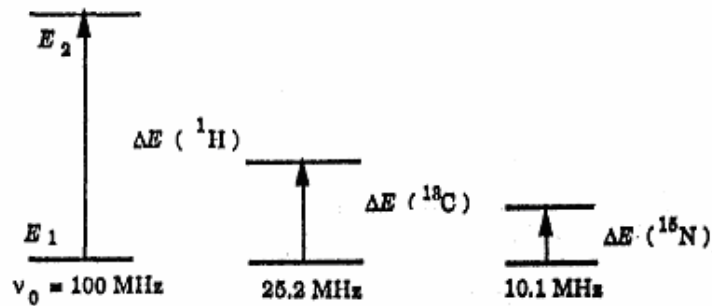
$$h\nu_0 = \left(\frac{h}{2\pi} \right) \gamma H_0 \quad (13.2)$$

olur ve rezonans frekansı;

$$\nu_0 = \frac{\gamma H_0}{2\pi} \quad (13.3)$$

denklemleri ile verilir. H_0 değerleri 1,4' den 14 Teslaya kadar olabilir. $\vec{H}_1$ için, alan frekans değerleri, proton için radyofrekans alanındadır. Örneğin; 600 MHz' de $H_0=14$ Tesladır. Diğer nükleuslar farklı değerlerde rezonansa geçebilirler. Örneğin 2,35 Teslada bu değerler; karbon-13 için 25,2 MHz, azot için 10,1 MHz' dir. Bu sayılar aynı magnetik alanda protonun enerji seviyeleri arasındaki farkın karbon-13 ve azotunkinden daha fazla olacağını göstermektedir. Diyagram 13.1.' de bu durum temsili olarak görülmektedir.

Diyagram 13.1.: Hidrojen, karbon-13 ve azotun enerji seviyeleri arasındaki fark

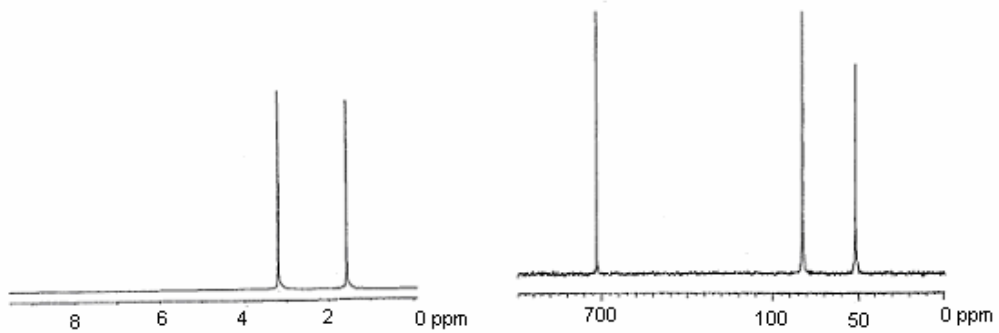


ΔE arttıkça, E_2 ' nin göreceli enerji seviyesi yükselir ve o seviyede bulunan nükleusun sayısında da artış olur. Farklılığın artması daha fazla enerji soğurulmasına neden olduğundan NMR sinyalleri daha iyi ve kolay gözlenir.

Bir molekül içerisinde değişik çevreye (komşuya) sahip olan protonlara baktığımızda bunların çevrelerindeki elektron bulutlarının aynı olmadığı görülür. Dolayısı ile nükleusun gerçekten hissettiği magnetik alan $\vec{H}_{yrel}$, elektron bulutlarının uygulanan magnetik alan ile girişimi sonucu artırılabilir veya azaltılabilir. Perdeleme değişiminin değeri (σ) elektronların $\vec{H}_0$ ' ı değiştirme kabiliyetlerinin bir ölçüsüdür.

$$H_{yrel} = H_0(1 - \sigma) \quad (13.4)$$

Şekil 13.1.' de metil asetatın proton ve karbon-13 spektrumları verilmektedir. $\vec{H}_1$ sabit bir hızla değiştirilerek proton ve karbon-13' ün rezonans frekansları tespit edilmeye çalışılır. Bu değerlerde grafikte görüldüğü gibi pikler (doruklar) meydana gelir.



Şekil 13.1.: Metil asetatın, proton ve karbon-13 spektrumları

Perdeleme bileşikden bileşiğe, hatta aynı bileşiğin içerisinde bile değişiklikler gösterir. Bundan dolayı rezonans frekansı, $\vec{H}_0$ ve γ ' ya bağlı olduğu gibi, elektronik çevreye de bağlıdır.

$$\nu_0 = \gamma H_0(1 - \sigma) / 2\pi \quad (13.5)$$

Elektronik çevre etkisi ile rezonans frekansının değişmesine kimyasal kayma denir. (13.5) denkleminde görüldüğü gibi σ 'nın işareti negatif olduğu için, sabit H_0 değerlerinde perdeleme, düşük ν_0 değerlerinin meydana gelmesinden olur. Diğer bir deyişle perdeleme azaldıkça rezonans frekansı artar. Örneğin; hidrojen civarına elektronegatif (elektron çeken) bir grup konulduğunda, proton etrafındaki elektron bulutlarını bu grup çekeceğinden, proton etrafında daha az perdeleme olacak ve neticede rezonans frekansı artacaktır.

13.1.1.b. Eşleşme sabitleri

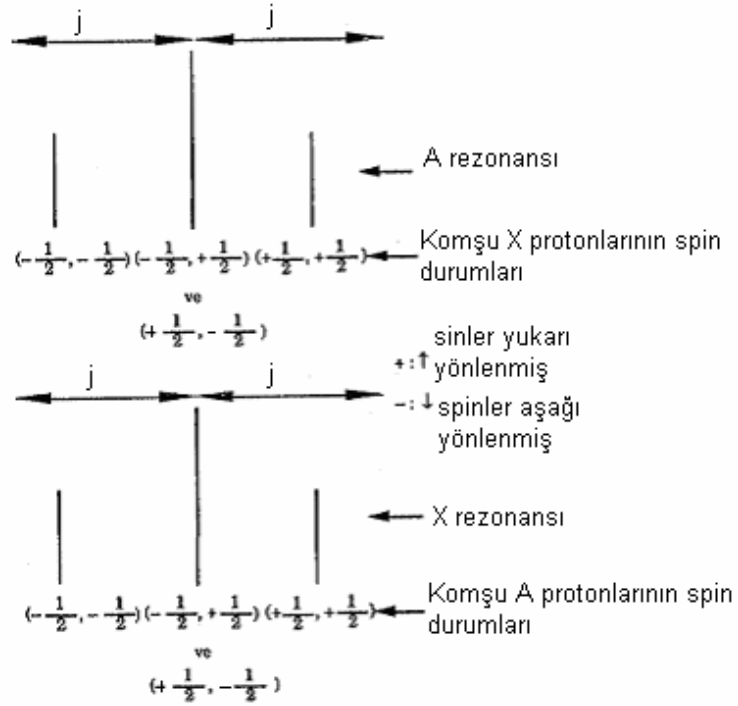
Eğer izlenen rezonansa yakın diğer magnetik nükleuslar varsa rezonans formunun şekli değişir. Yani normal çıkması gereken frekansta bir pik yerine, pik frekansından biraz fazla ve biraz az olarak iki pik verecektir. Komşu spinlerin, gözlenen pikleri daha çok piklere yarmasına spin-spin eşleşmesi denir. Bu iki pikin arasındaki uzaklık ise, bunların birbirini ne kadar etkilediklerinin bir ölçüsüdür ve bu uzaklık bir sabitle verilir. Bu sabit sayıya da eşleşme sabiti denir. Eşleşme sabiti, “j” ile gösterilir ve birimi Hz’ dir.

Nasıl olur da bir nükleus komşusunun spin durumunu bilir? Komşu nükleuslar, kendilerini çevreleyen elektronların spinlerini polarlaştırır. Yani; $\vec{H}_0$ alanına göre elektron spinlerini biraz daha doğrulturlar. Bu spin polarlaşması diğer bağın elektronlarının arasından geçer ve sonuçta rezonansa geçen nükleusa ulaşır. Böylece j, bağlar yoluyla girişimde bulunur. Bu da genellikle molekülün stereokimyası ve bağların pozisyonu ile ilgili önemli bilgileri verir.

Diyagram 13.2.’ de komşu nükleusların spin durumu görülmektedir. Burada iki A protonun spinleri beraberce düşünülmelidir. Her iki spin de pozitif (+1/2, +1/2) veya her ikisi de negatif (-1/2, -1/2) ya da biri pozitif diğeri ise negatif olabilir (+1/2, -1/2 veya -1/2, +1/2). (-, +) ve (+, -) durumları arasında fark yoktur. Böylece X protonu, A protonunun spin durumuna bağlı olmak koşulu ile, üç değişik çevreye sahiptir. Bu çevreleri, (+ +), (- +)=(+ -), (- -) olarak yazabiliriz. Bundan dolayı X protonunun 1: 2: 1

oranında üçlü bir piki oluşur. A protonu da aynı mantıkla spektrumda üçe yarılmış olarak görünür.

Diyagram 13. 2.: X protonunun A' nın spin durumuna bağlı olarak spin durumu



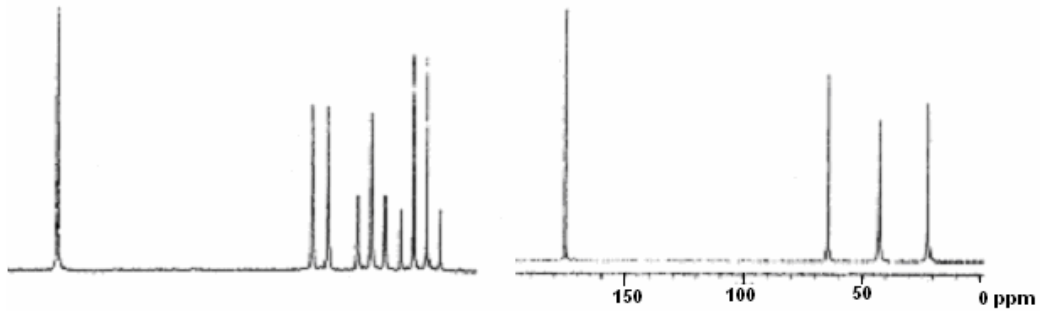
Genel kural olarak, eğer bir nükleus, n tane nükleus ile eşleşmişse ve bu etkileşim ikinci dereceden bir etkileşim değilse, $(n+1)$ tane yarımla gözlenir. Piklerin yükseklikleri de binom açılımının katsayılarına karşılık gelir. Bu da pascal üçgeninden elde edilir (Şekil 13.2.).

1
1 1
1 2 1
1 3 3 1
1 4 6 4 1
1 5 10 10 5 1
1 6 15 20 15 6 1
1 7 21 35 35 21 7 1
1 8 28 56 70 56 28 8 1
1 9 36 84 126 126 84 36 9 1
1 10 45 120 210 252 210 120 45 10 1

Şekil 13.2.: Pascal üçgeni

Bazı durumlarda spektrumları sadeleştirmek için, spin-spin yarılmaları, eşleşmeyi yok etme ve ayırıştırma denilen bir teknikle spektrumdan uzaklaştırılırlar. Bu da, komşu nükleusa üçüncü bir magnetik alanın ($\vec{H}_2$) uygulanması ile olur. Bu uygulanan alan değişik spin durumlarını denge durumuna getirir.

Şekil 13.3.' de; $\vec{H}_1$ alanının frekansı ile karbon-13 taranırken, $\vec{H}_2$ alanının frekansı ile diğer bütün protonların eşleşmesinin önleniği spektrum görülmektedir. Bunun sonucu olarak, bütün karbon-13 frekansları tek pik olarak çıkarlar. Bu metot, bir organik molekülün iskeletini verdiği için son derece faydalıdır.



Şekil 13.3.: Çözgensiz 3-hidroksibütirik asidin 22,6 MHz’ de karbon-13’ lerle eşleşmesi önlenmiş spektrum (solda),
Bütün proton frekanslarının karbon-13’ lerle eşleşmesi önlenmiş spektrum (sağda)

13.1.1.c. Sürekli dalga (SD) spektrumları

Spektrumların elde edilmesi, proton nükleuslarının frekanslarını yakalamayı gerektirir. Bu işlemi yürütmek için birkaç metot geliştirilmiştir. En basit olanı, $\vec{H}_0$ alanını sabit tutup $\vec{H}_1$ alanının frekansını değiştirmektir. $\vec{H}_0$ sabit ise, frekansın artması perdelenmenin azalması demektir. Bu metoda “sürekli dalga ve frekans taraması” denir. Çünkü frekans, bir aşırı uçtan öbür aşırı uca kadar, devamlı taranır.

Eski NMR aletlerinde ise $\vec{H}_1$ alanının frekansı sabit tutulup, devamlı alan $\vec{H}_0$ taraması yapılır. Bu şekilde, $\vec{H}_0$ ’ ın uygun olarak değiştirilmesi ile $\vec{H}_1$ ’ deki ν_0 ’ lar

tespit edilir. Bu metoda ise “sürekli dalga ve alan taraması” denir. Bu teknik daha kolaydır ve bugün 60 ve 90 MHz proton NMR aletlerinde hala kullanılır.

Spektrum üzerinde frekans taraması veya alan taraması arasında görsel olarak herhangi bir fark yoktur.

Genel olarak kullanılan terimler, bir spektrumun sol tarafına “düşük alan”, sağ tarafına da “yüksek alan” denilmesidir.

NMR spektrumunda, bir birim sistemi olarak mutlaka frekans kullanılmalıdır. Örneğin, H_0 , 1,41 Tesla değerinde sabit tutulursa; proton frekansı ν_0 , 60 MHz olur. Çevresi farklı olan bir proton için 60,007238 MHz denilmesi çok sıkıcı olacağından, alan tarama metodunda kullanılmak üzere daha kolay kullanılabilen kimyasal kayma ölçeği getirilmiştir. Burada referans bir madde seçilerek bunun değerine 0,0 denilmiştir. Kimyasal kaymaların değişimleri bu noktaya göre belirlenerek milyonda bir kısım (ppm) olarak ifade edilmiştir. ppm birimi hem alan hem de frekans tarama metotları için kullanılabilir.

Hem karbon-13 hem de ^1H rezonanslarında, tetrametilsilan (TMS) çok yüksek alanda (düşük frekans) gözleendiğinden (bu da silanın elektron vererek, perdelenmeyi artırmasından dolayıdır) referans olarak seçilmiştir. TMS’ dan ppm olarak ölçülen uzaklık kimyasal kaymayı verir. Hz olarak ölçülen mesafe, (13.6) denklemiyle verilen formül ile ppm birimine çevrilir. Gelenek olarak TMS’ in sol tarafı pozitif, sağ tarafı ise negatif işaretlidir.

$$\delta(ppm) = \frac{TMS' \text{ den uzaklık}(Hz)}{H_1(MHz)} \quad (13.6)$$

Bir yarılanmanın, kimyasal kayma mı yoksa eşleşme mi olduğu spektrumun iki değişik alanda alınması ile ortaya çıkar. Kimyasal kayma Hz cinsinden alana göre değiştiği halde, eşleşme sabiti sabit kalır. 60 MHz (0.1 ppm)’ deki 6,0 Hz’ lik eşleşme sabiti j , 300 MHz (0,02 ppm)’ de hala 6,0 Hz’ dir.

13.1.2. Katıların spektrumları

Katı maddelerin NMR spektrumlarından çok az bilgi elde edilebilir. Katılarda nükleer dipoller sabit olduklarından, yerlerinden oynayamaz. Burada baskın olan D eşleşmesidir. Bunun şiddeti, bir kaç yüz veya bir kaç bin Hertz derecesinde olabilir. Bu tip yarılmalara, kimyasal kaymayı önleyerek, J-eşleşmesini; şekilsiz, sadece bir pik şeklinde spektrumlar olarak verirler. J-eşleşmesinin ortadan kaldırıldığı gibi iki üç defa daha magnetik kuvvet uygulayarak D-eşleşmesi de ortadan kaldırılabilir.

Kimyasal perdelemenin anizotropisi denilen diğer bir faktör de katıların çizgi kalınlıklarının artmasına neden olur. Çözeltilerde dönmenin bir sonucu olarak, bütün uzayda yönelen bir nükleusun çevresindeki perdelemenin ortalamasında kimyasal kayma izlenir.

Perdeleme anizotropileri bir kaç yüzle bir kaç bin Hertz arasındadır. Dolayısı ile bütün yönelmeleri ortalamak için dönme hızının buna göre ayarlanması gerekir. Tipik değerler 2,4 kHz (KiloHertz)' dir. En iyi neticenin elde edilebilmesi için dönmenin, magnetik alana göre özel bir açıda yapılması gerekir (En iyi açı $\vec{H}_0$ ile örnek eksenini arasında $54^{\circ}44'$ (54 derece 44 dakika) olmalıdır). Bundan dolayı bu metoda sihirli açıda döndürme tekniği denilir.

Eşleşmeler, kuvvetli ışınlama ile ortadan kaldırılarak, kimyasal perdeleme ise sihirli açı ile döndürülüp giderilerek katıların da sıvılar gibi spektrumları alınır.

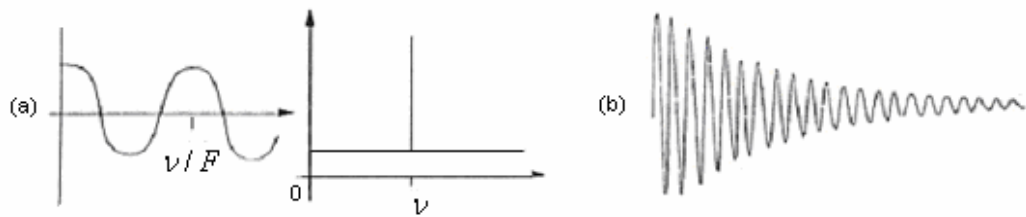
Katıların spektrumlarında relaksasyon zamanı, nükleusun moleküler hareketi kısıtlı olduğundan oldukça uzundur. Bunun için ikinci bir puls uygulanmadan önce molekülün dengeye gelmesi beklenmelidir. Bu da birkaç dakika alabilir. Bu noktada protonun doğal duyarlılığının yüksek olmasının bir üstünlüğü vardır. Şöyle ki; D ve J eşleşmelerini ortadan kaldırmak için uygulanan ışınlama sırasında protonun tercih edilen genliğinin karbon atomlarına aktarılmalıdır. Bu işlem bütün katı karbon-13 spektrumları için standarttır ve buna çapraz polarlaşma denir.

Yüksek ayırım, sihirli açı döndürme duyarlılığı ve çapraz polarlaşma deneyleri NMR alanına yeni bir çağ açmıştır.

13.1.3. Fourier Transform spektrumu (FT)

Zamanın büyük bir kısmı, boş alanı ve bu bölgedeki gürültüleri kayıt etmeye harcandığından 1970' li yıllarda bu çaresizliği ortadan kaldıracak bir yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemde, sürekli alanı veya frekans boyunca alanı taramak yerine bütün rezonans bölgelerini uyaran kuvvetli bir enerji (puls) ile spektrum aralığı ışınlandırılır. Puls, taşıyıcı denilen ve rezonans bant frekansından biraz farklı olan frekansa merkezleştirilerek uygulanır. Puls, nükleer magnetleri normal şekilde yönlendirir ve magnetizasyon, puls kesildiği zaman, zamana göre azalıp ilk haline döner. Taşıyıcı ve rezonans frekansları aynı olmadıklarından magnetizasyon, zamanın bir fonksiyonu olarak grafiklendirilir. Buna magnetizasyonun serbest indüksiyon bozunması (SIB) denir ve aslında NMR spektrumunu içerir. Fakat eksenlerde frekans değerleri yerine zaman değerleri vardır. Sinyal üstel bir şekilde kaybolur. Azalma hızı çizgi kalınlığı ile ilgilidir. Dolayısı ile SIB, hem çizgi kalınlığı hem de frekans bilgilerini verir. Fourier Transformu denilen matematiksel bir işlemle, zaman ekseninde bulunan sinyaller frekans eksenine dönüştürülür. Bu dönüştürme işi de modern aletlerde birkaç saniye içerisinde gerçekleştirilir.

Şekil 13.4.' de Fourier transformu ile zaman ekseninde bulunan sinyallerin frekans eksenine çevrimi görülmektedir.



Şekil 13.4.: (a) Zaman ekseninin Fourier Transform formülünün uygulanması ile frekans eksenine çevrilmesi
(b) Asetonun ^1H -spektrumlarının SIB' leri

FT metodu ile çok az miktarda (miligramdan daha az olabilir) maddelerle çok hassas ölçümler yapılabilir. FT metodunun başka bir avantajı ise hızlı veri alınabilir ve alınan bu verilerin tekrarlanıp, üst üste depolanır olmasıdır. Bu şekilde zayıf sinyaller kuvvetlendirilir, gürültüler ise sadeleştirilir.

13.1.4. NMR spektrometresi

Değişik NMR aletleri olmasına karşın, bazı kısımlar bütün aletler için ortaktır.

1. $\vec{H}_0$ alanını uygulayacak laboratuvar magneti,
 2. $\vec{H}_1$ alanını yayan radyofrekans birimi ve NMR sinyalinin alıcısı,
 3. Örneğin magnet içerisine yerleştirildiği ünite,
 4. $\vec{H}_0$ alanını kararlı yapan düzenek ve sinyal optimizasyonunu sağlayan birim.
- (Yelekçi, K., 1991)

NMR spektrometresi, Resim 13.1.' de görülmektedir.

Resim 13.1.: NMR spektrometresi



(www.centallab.metu.edu.tr/rd/trk/anasayfa/cihazlar/s/esr.php).

13.1.4.a. Magnet

İlk çıkan NMR magnetleri elektromagnetik tiptedir. Bir nesil kimyacılar bunu kullanmışlarsa da, düşük duyarlılık ve kötü kararlılıklarından dolayı bugün fazla

kullanılmazlar. Sabit magnetlerin fiyatı düşük ve bakımı kolaysa da, duyarlılıkları oldukça düşüktür.

Bugün, 60-100 MHz' lik, öncelikle proton çalışmaları için kullanılan 1,4-2,3 Teslada çalışan demir magnetler, rutin çalışmalar için kullanılır. Demir magnetleri at nalı magnetlerine çok benzerler. İncelenecek örnek, kutup yüzeyleri arasına yerleştirilir.

Araştırma ayarındaki çoğu aletlerin süperiletken magnetleri vardır ve 3,5-14 Teslada çalışırlar. Bu magnetler daha kararlı ve duyarlı magnetik alan sağlarlar. Çok yüksek alanda çalışan magnetler, süperiletken magneti ile daha geniş bir spektral alan yaratarak spektrumdaki çakışmaları azaltırlar. Süperiletken magnetler, ortasına bir delik delinmiş içi dolu bir silindire benzerler ve incelenecek örnek bu deliğe yerleştirilir.

13.1.4.b. Radyofrekans birimi

RF ünitesi, alıcı ve sinyal yükseltici birimlerle donatılmıştır. Bunlara ek olarak konsolda sinyali hemen görebilmeyi sağlamak için bir osiloskop, kalıcı kayıt için kağıda kaydedici veya bilgisayarla sinyalleri depolama ve tekrar incelemeyi sağlayan üniteler de bulunur.

13.1.4.c. Örnek ve örnek yerleştirilecek kısım (prob)

Ayarlanabilen bir prob yardımı ile örnek, magnetik alanın en homojen olan kısmına yerleştirilir.

Probda mekanik olarak örneğin pozisyonunu ayarlayabilecek bir kısım, $\vec{H}_1$ ve $\vec{H}_2$ alanlarını örneğe ulaştıracak uçlar ve alan homojenliğini artıracak diğer aletler bulunur.

Sıvı örneklerin NMR spektrumları, başka çözücü ile karıştırılmadan analiz edilebildiği gibi, örnek, bir çözücüde çözülerek de NMR spektrumu alınabilir. Eğer spektrum çok düşük veya çok yüksek sıcaklıklarda alınacaksa, çözücü seçerken çözücünün kaynamaması veya donmaması için dikkat edilmelidir.

13.1.4.d. Sinyal optimizasyonu

$\vec{H}_0$ sabit alanında, proton frekanslarının toplam alanı sadece 15 ppm' dir. Bu dar alana rağmen tam ayrılıp tanımlanmaları için ciddi bir gayret sarfetmek gerekmektedir. Gradient sarımlarının kullanılması ile $\vec{H}_0$ gradientinde ayarlamalar yapılır.

Örnek tüpü içerisinde homojenliği artırmak için, örnek tüpü 20-50 Hz hızında silindir eksenini boyunca döndürülür. Tüp içerisinde belirli bir bölgede bulunan bir molekül dairesel yol üzerinde ortalama magnetik alanı hissedeceğinden, döndürme işlemi ile piklerin ayrımı da artırılmış olacaktır.

Elektromagnette silindir eksenini y yönünde, süperiletken magnette ise z yönündedir. Bu yüzden, elektromagnetlerde y yönünde, süperiletken magnetlerde z yönünde, gradient ayarlaması yapılmalıdır.

Elektromagnetlerde özellikle alan kayması olur. Hatta bu NMR spekturumu alınma zamanı içerisinde de olabilir. Kaymalar, örnek içerisinde bulunan bir maddenin rezonansına, alanı elektronik olarak kilitlemekle mümkün olur. Süperiletken magnetler o kadar çok kararlıdır ki, çoğu zaman bu alan frekans kilitlemesi gerektirmeyebilir. Bazı aletlerde alan, ayrıca başka bir tüp içerisine konan bir standartla proba devamlı yerleştirilmekle yapılır. Bu dış kilitleme, çok özel durumlarda, örneğin sadece ^1H spektrumlarının çekiminde kullanılır.

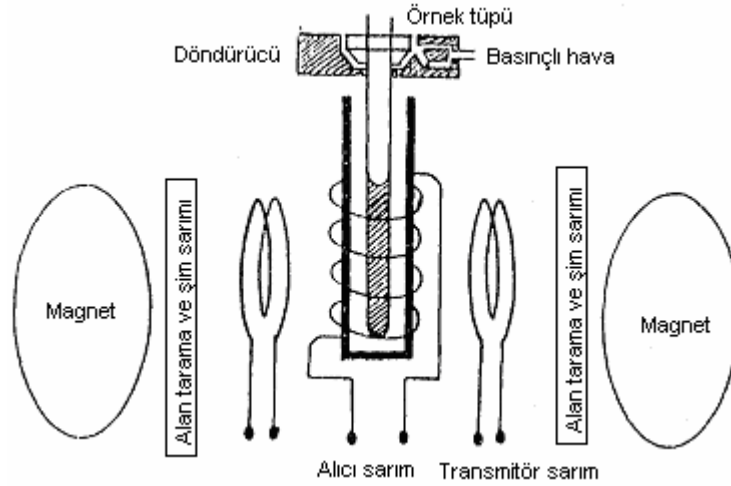
Hassaslık önemli bir problemdir. Hassaslığın artırılması için bazı rutin bilgisayar programları, çoklu tarama veya sinyal avarajlaması gibi teknikler geliştirilmiştir. Bu işlemlerde bütün bir spektrum sayısallaştırılıp bilgisayarın belleğine yerleştirilir. İkinci defa yine spektrum alınıp yine bilgisayarın belleğine yerleştirilir. Böylelikle sinyaller kuvvetlenir, gürültüler azalır. Sonuç olarak n tane tarama yapıp belleğe kaydedilirse, olasılık kuramına göre, sinyalin genliği n ile direkt orantılı olduğu halde gürültüler $\sqrt{n}$ ile orantılıdır. Böylece sinyalin gürültüye oranı $n/\sqrt{n}$ veya $\sqrt{n}$ olur. Yani 100 defa tarama yapıp bilgisayarın belleğine kayıt edilip ortalaması alınırsa, sinyaller yaklaşık olarak, gürültüye göre 10 defa artmış olur.

13.1.4.e. Aksesuarlar

Değişken sıcaklıklarda çalışma, tepkime kinetiğinin incelenmesinde kullanılır. Çok az çözünen bileşikler yüksek sıcaklıkta, kararsız bileşikler ise düşük sıcaklıkta incelenebilir. Bir çok spektrometre problemleri bu tip çalışmalar yapılabilecek şekilde tasarlanmıştır. Çoklu rezonans tekniklerinde, örneğin spin eşleşmesinin önlenmesi, birçok faydalı sonuçları ortaya çıkarmıştır.

Spektrometrenin probu o şekilde ayarlanmıştır ki, $\vec{H}_2$ ek alanı örneğe direk uygulanabilsin.

Şekil 13.5., NMR spektrometresinin genel görünüşünü göstermektedir.



Şekil 13.5.: NMR spektrometresinin genel görünüşü

13.1.5. Yaygın nükleuslar (çekirdekler)

Bir kaç değişik özellik, verilen bir nükleusun NMR için ne zaman ve ne şekilde kullanılabileceğini gösterir.

Spin: Nükleusun spini, onun protonu ile nötronlarının ne şekilde eşleştiğini gösterir. Daha önce de bahsettiğimiz gibi birçok nükleusun spini sıfırdır ve NMR spektrumları alınamaz. Bu tip nükleusların hem kütle sayıları (proton+nötron sayısı) hem de atom

numaraları çifttir. Karbon ve oksijen atomlarının NMR aktivitesi yoktur, aksi takdirde karbon-hidrojen eşleşmesinden dolayı proton spektrumu anlaşılmayacak kadar karmaşık olabilirdi. Kuadripolar nükleuslardan 1/2 spinine sahip olanlar daha tercih edilen NMR spektrumu verirler.

Doğal Bolluk: Doğal bolluğu fazla olan atomlarla NMR çalışmaları daha kolaydır. Mesela, karbon-13 miktarı o kadar azdır ki; iki tane karbon-13 atomunu aynı molekülde bulmak zordur. Böylece iki karbon-13 atomu arasındaki eşleşmeyi izlemek de zordur.

Duyarlılık: Duyarlılık iki spin arasındaki uzaklık (enerji farkı) ile ilgilidir. Enerji farkı arttıkça, düşük enerji seviyesindeki atomların sayılarında da artma olacak, bu da soğurma sırasında fazla enerji alınmasına neden olacaktır. Proton en duyarlı, karbon-13 ve azot-15 az duyarlı atomlardır. NMR deneyi tasarlanmadan duyarlılığının bilinmesinde yarar vardır.

Alınanlık: Bir nükleusun kullanılabilirliği onun doğal bolluğu ve doğal duyarlılığına bağlıdır. Bu iki faktörün çarpılarak birleştirilmesi NMR deneyi için daha sağlıklı bir fikir verir. Çoğu kullanıcılar karbon-13' ü iyi bildiklerinden, bir nükleusun doğal bolluğu ile doğal duyarlılığını karbon-13 ile karşılaştırırlar. Alınanlık ise, verilen bir nükleusun doğal bolluğu ile doğal duyarlılığının çarpımının karbon-13' ünkine bölümüdür.

13.1.6. Relaksasyon

Denge halinde iki değişik konumda bulunan nükleusların sayılarının oranı Boltzman yasasına göre tanımlanır .

$$\frac{n_+}{n_-} = \exp\left(\frac{\Delta E}{kT}\right) \quad (13.8)$$

$n_+ = +1/2$ durumundaki nükleuslar.

$n_- = -1/2$ durumundaki nükleuslar.

ΔE = İki spin seviyesi arasındaki enerji farkı.

k : Boltzmann değışmezi.

T : Mutlak sıcaklık.

ΔE ' nin nükleer magnetik enerji cinsinden değeri (13.8) denkleminde yerine konursa,

$$\frac{n_+}{n_-} = \exp[\gamma \hbar / \pi H_0 (1 - \sigma) / kT] \quad (13.9)$$

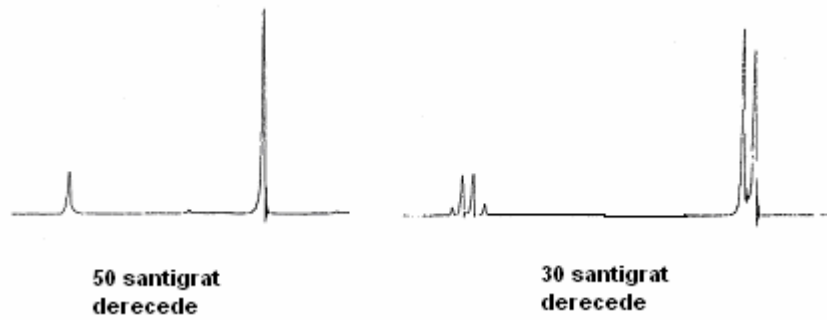
bulunur.

Eğer H_1 alanı, rezonans frekansında uygulanırsa, nükleer atlama her iki yönde de olur. Yani, $+1/2$ spinleri enerji alarak $-1/2$ konumuna geçerken, $-1/2$ spinleri enerji vererek $+1/2$ konumuna geçer. $+1/2$ konumunda bulunan spinlerin sayısı fazla olacağından net etki enerji soğurması olacaktır. Fakat bir süre sonra dağılım farkı eşit olacağından soğurulma, emisyonu (yayılmaya) eşit olacaktır. Bu şartlar altında örnek doymuş olacağından, daha fazla rezonans gözlenmeyecektir. Bununla beraber, eğer uygulanan rezonans enerjisi durdurulursa spinler tekrar denge durumuna erişecektir. Tekrar burada $+1/2$ durumunda bulunan nükleuslarda bir fazlalık olacaktır. Bu işleme relaksasyon (dinlenme) denir. Örnekte yerel osilasyon sonucu oluşan alan frekansının, rezonans frekansına uymasının sonucunda NMR relaksasyonu meydana gelir.

NMR deneyi ile $+1/2$ konumundan $-1/2$ konumuna uyarılan bir nükleus, tekrar relaksasyon yolu ile $(-1/2, +1/2)$ spin enerjisini örgüye aktararak örnek sıcaklığının çok az artmasına neden olur. Etkili bir relaksasyon için, rezonansa geçen nükleusa çok yakın magnetik nükleusların olması şarttır. Eğer çevrede hiç magnetik spin yoksa, relaksasyon işlemi çok uzun olabilir. Sonuç olarak sinyal alamadan doyma durumuna ulaşabiliriz. Eğer çok yüksek $\vec{H}_1$ alanı kullanılırsa, çevrede spin olmasına karşın yine sinyal alamadan doyuma erişilir. Bunun için $\vec{H}_1$ alanı çok iyi seçilmelidir. Düşük seçilen $\vec{H}_1$ değerleri de çok zayıf sinyallerin elde edilmesine neden olur.

13.1.7. Dinamik etkiler

Örnekte bulunan asit veya baz, moleküller arası etkileşimin değişmesine neden olur. Örnek olarak Şekil 13.6.'daki metanolu ele alalım. Yüksek sıcaklıklarda NMR aleti eşleşme sabitlerinin ortalamasını alacak ve Şekil 13.6.'nın sol kısmında görüldüğü gibi yüksek sıcaklıkta sadece iki tekli pik çıkacaktır. Eşleşme sabitlerinin ortalamasının alınması demek, kimyasal kaymaların da ortalamalarının alınması demektir.



Şekil 13.6.: Metanolun; 60 MHz' de alınmış proton spektrumları

Eğer örnekte bulunan asit miktarı yeteri kadar azaltılırsa ve sıcaklık düşürülürse, proton değişme hızı azaltılmış olacaktır. Belirli bir noktadan sonra, alet artık ortalamayı değil, gerçek eşleşmeyi görmeye başlayacaktır ve Şekil 13.6.'nın sağındaki spektrum gözlenecektir. Eşleşmenin gözlenebilmesi için değişim hızının tersinin, eşleşme sabitinin mutlak değerinden biraz daha yavaş olması gerekir.

NMR deneyinde asit katalizlemesi ya da moleküller arası veya molekül içi, tersinir bir değişiklik olursa, bu işlemin hızı spektrumun görünüşünü etkiler. NMR spektrometresinde kinetik etkiler, eşleşme sabiti ve kimyasal kayma değerlerinin ortalamasıyla incelenir. Bu teknik ile çok değişik hız işlemleri incelenmiştir. (Yelekçi, K., 1991)

13.1.8. NMR uygulaması örneği

Beyin-omurilik sıvısı oldukça dar bir aralıkta değişen kimyasal bileşime sahiptir. Bu dar aralıktaki değişme, yaşam için gereklidir. Zıt durumda ölüm meydana gelir.

Sıvıların kimyasal ve biyolojik bileşim bakımından bu sabitliğini, vücudun regülatör mekanizmaları temin eder. Normalde, çok iyi işleyen bu düzenleyici mekanizmalar, hastalık anında iyi işlememekte ve dolayısı ile vücut sıvılarının bileşimi, hastalığın türüne ve etki oranına göre değişmektedir. Bu biyokimyasal değişim T_1 değerlerine de yansımaktadır.

Normal ve menenjitli beyin-omirilik sıvılarının T_1 spin-örgü durulma süreçleri ile, bunların ortalama ve standard sapma değerleri Tablo 13.1.' de görülmektedir. Beyin-omirilik sıvısına yansıyan hastalıklar, menenjitin türlerinden ibaret olduğundan, sonuçlar menenjit tanısı için yararlı olabilir.

Tablo 13.1.: Normal ve menenjitli beyin-omirilik sıvılarının T_1 değerleri

No:	Süperatif menenjitli beyin-omirilik sıvısı için T_1 zamanı (saniye)	Normal beyin-omirilik sıvısı için T_1 zamanı (saniye)
1	2,448	2,707
2	2,448	2,707
3	2,477	2,707
4	2,479	2,707
5	2,506	2,707
6	2,534	2,707
7	2,534	2,736
8	2,592	2,736
Tont	$2,532 \pm 0,017$	$2,723 \pm 0,005$

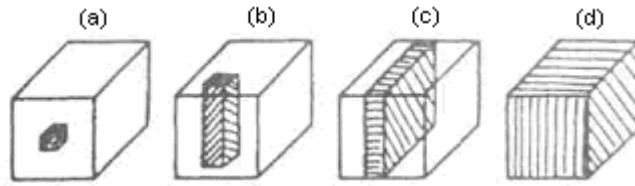
(Yılmaz, A., D.Ü.F.F. Fizik Bölümü)

13.1.9. NMR görüntüleme yöntemleri

NMR görüntüleme yöntemi temelde dört ana grupta toplanır. Bunlar sırasıyla,

1. Ard arda nokta,
2. Ard-arda çizgi,
3. Ard arda düzlem ve
4. Aynı anda hacimdir (Şekil 13.7.).

Elimizdeki örneğin ard arda nokta yönteminde herhangi bir anda elde edilen NMR bilgileri, incelenen örnek içinde seçilen ve çoğu zaman pixel adı verilen çok küçük bir örnek elemanından ileri gelir. Yani elde edilen proton yoğunluğu ya da durulma zamanları, bu pixel içinde kalan protonlardan kaynaklanır ve pixelin dışında kalanların bu bilgilere hiç bir katkısı yoktur. Seçilen bu pixel, örnek içinde adım adım taranarak tüm örneğe ait bilgiler toplanır. Bu bilgiler birleştirilerek örneğin NMR görüntüsü elde edilir.



Şekil 13.7.: NMR görüntüleme teknikleri

(a) Ard-Arda Nokta (b) Ard Arda Çizgi
(c) Ard Arda Düzlem (d) Aynı Anda Hacim

Ard-arda çizgi taramasında ise, belli bir anda elde edilen NMR bilgileri, örnek içinde seçilen n tane pixelin oluşturduğu bir çizgi içinde kalan spinlerden kaynaklanır ve bu çizgi dışında kalan protonların, elde edilen NMR bilgilerine katkısı olmaz.

Ard-arda düzlem taramasında da, elde edilen NMR bilgileri, n^2 tane pixelin oluşturduğu bir düzlem içinde kalan protonlardan kaynaklanır.

Bugüne değin,

- Görüntüleme zamanı,
- Çözünürlük,
- SNR oranı,
- İncelenen canlı organın yapısı,
- Uygulanan RF atmasının biçimi ve şiddeti,
- Uygulanan alan gradientinin durgun ya da değişken olması,

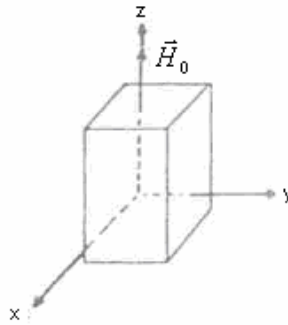
- Aynı anda birden fazla alan gradienti uygulanması,
- Durulma zamanlarının doku ayracı olarak kullanılması,

gibi etkenler göz önüne alınarak çok sayıda NMR görüntüleme yöntemi oluşturulmuştur. Görüntülemeye akla gelebilecek en ilginç soru, insan vücudundaki bir organda bir nokta, bir çizgi ya da bir düzlemin nasıl seçileceği sorusudur. Bu soruya, NMR görüntülemeye bugün için en yaygın uygulama alanı bulan yöntemlerden bir kaçına değinerek yanıt vermeye çalışacağız.

13.1.9.a. Duyarlı nokta, duyarlı çizgi yöntemi

İlk kez Hinshaw tarafından ileri sürülen ve bugün oldukça yaygın bir biçimde uygulanan bu yöntem spin taraması adını da alır.

İncelenecek organ içinde x,y,z dik koordinat sistemi seçilir ve $\vec{H}_0$ magnetik alanı z doğrultusunda uygulanır (Şekil 13.8.). Burada, incelemeyi kolaylaştırmak için organı belli bir geometrik biçimde seçtik. Oysa gerçek insan organları belli bir geometrik biçim göstermezler. Ancak bu inceleme, onlar için de geçerlidir.



Şekil 13.8.: Duyarlı nokta yönteminde organ içinde seçilen ekran takımı

Organ üzerine değişken alan gradientleri uygulanarak x eksenı boyunca Ω_x frekansında uygulanan,

$$G_x = \frac{\partial H_z}{\partial x} \quad (13.16)$$

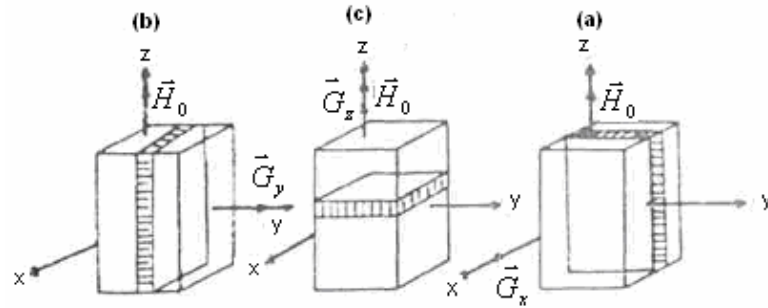
alan gradienti etkisiyle organ içinde yz düzlemine paralel ve kalınlığı $2\Omega_x/\gamma G_x$ olan bir sıfır alan düzlemi oluşturulur (Şekil 13.9a.). Benzer biçimde organa y doğrultusunda Ω_y frekansında uygulanan,

$$G_y = \frac{\partial H_z}{\partial y} \quad (13.17)$$

alan gradienti etkisiyle, xz düzlemine paralel ve kalınlığı $2\Omega_y/\gamma G_y$ olan bir sıfır alan düzlemi oluşturulur (Şekil 13.9b.). Son olarak da z doğrultusunda Ω_z frekansında,

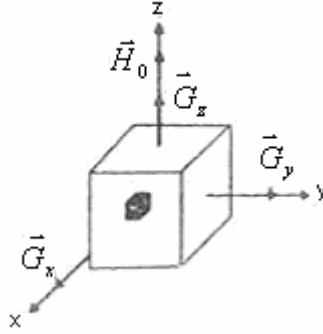
$$G_z = \frac{\partial H_z}{\partial z} \quad (13.18)$$

büyükliğünde bir değişken alan gradienti uygulanarak xy düzlemine paralel ve kalınlığı $2\Omega_z/\gamma G_z$ olan bir sıfır alan düzlemi daha oluşturulur.



Şekil 13.9.: Sıfır alan düzlemleri
 (a) yz düzlemine paralel
 (b) xz düzlemine paralel
 (c) xy düzlemine paralel

Böylece organ içinde yalnızca, bu üç düzlemin ara kesiti olan ve kenar uzunlukları $2\Omega_x/\gamma G_x$, $2\Omega_y/\gamma G_y$, $2\Omega_z/\gamma G_z$ olan küçük bir hacim elemanı içinde kalan spinler, zamandan bağımsız magnetik alan görürler. Elde edilen NMR sinyali dar-band süzgeçlerinden geçirilerek, yalnızca bu küçük hacim elemanına ait olan sinyal gözlenir. İşte buna duyarlı nokta denir (Şekil 13.10.).

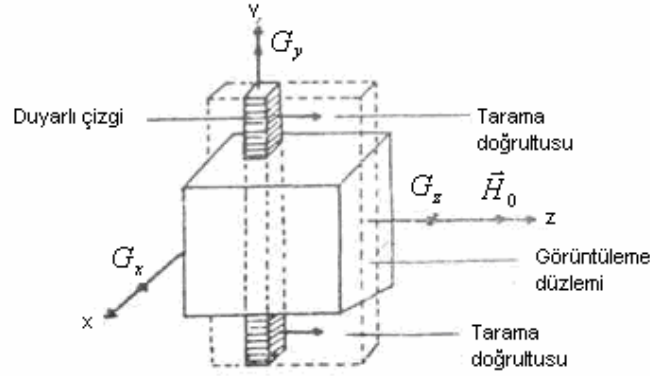


Şekil 13.10.: Duyarlı nokta

Değişken alan gradientlerini oluşturan sarımlardan geçen akımlar değiştirilerek duyarlı nokta, organ içinde başka noktalara kaydırılarak organın nokta-nokta görüntüsü elde edilir ve herhangi bir hesaplama yapmadan doğrudan bir osiloskop üzerine gönderilir.

Duyarlı nokta yöntemi denilen bu yöntemin basitliği ve herhangi bir hesaplama işlemi yapmadan doğrudan görüntü vermesi gibi üstünlüğünün yanında, nokta-nokta görüntüleme işlemi içerdiği için oldukça uzun zaman gerektiren bir yöntemdir. Örneğin; çapı 1 cm (santimetre) olan bir cismin, 0,3 mm kalınlığında bir sıfır alan düzlemi seçerek elde edilen görüntülemesi, 2 saat gibi bir zaman almaktadır.

Duyarlı nokta yöntemi; alan gradientlerden birini, durgun alan gradienti biçiminde uygulayarak, hızlandırılabilir. Diyelim ki organa, y doğrultusunda durgun alan gradienti uygulandı. x ve z doğrultularında uygulanan G_x ve G_z değişken alan gradientleri, organ içinde yz ve xz sıfır alan düzlemlerinin ara kesitine karşılık gelen ve y doğrultusunda uzanan $2\Omega_x/\gamma G_x$, $2\Omega_z/\gamma G_z$ kalınlığında bir çizgi oluşturur. Duyarlı Çizgi (ya da çoklu nokta) adı verilen bu çizgi boyunca durgun y-alan gradienti uygulandığı zaman, yalnızca bu doğrultudaki görüntü noktaları gözlenir. Eğer duyarlı çizgi Şekil 13.11.' de görüldüğü gibi z yönünde adım adım kaydırılırsa, görüntüleme düzlemi denen bir düzlem içindeki görüntüler adım adım elde edilmiş olur.



Şekil 13.11.: Duyarlı çizgi seçimi

Bu yöntemde bir görüntü çizgisi üzerinde, duyarlı nokta yöntemindeki n tane görüntü aynı anda elde edilir. O halde bu yöntem, duyarlı nokta yöntemine göre daha hızlıdır.

Elde edilen NMR sinyalleri, proton yoğunluğunun duyarlı çizgi üzerindeki bir boyutlu izdüşümleridir. Bu tip spektrumlar, organa uygulanan RF atması kesildikten sonra elde edilen serbest indüksiyon bozunmasının Fourier dönüşümüdür. Bu nedenle, önce n tane elemandan oluşan duyarlı çizgiden gelen NMR sinyali gözlenir ve hemen arkasından, z doğrultusundaki alan gradientini oluşturan akım değiştirilerek başka bir duyarlı çizgi seçilir. Bu çizgi için NMR sinyali alınırken, önceki sinyalin Fourier dönüşümü alınır ve gözlenir. O halde, duyarlı çizgi görüntüleme düzlemi içinde adım- adım ilerlerken, görüntü de adım-adım oluşturulmuş olur.

13.1.9.b. Seçici uyarma, seçici doyma yöntemi

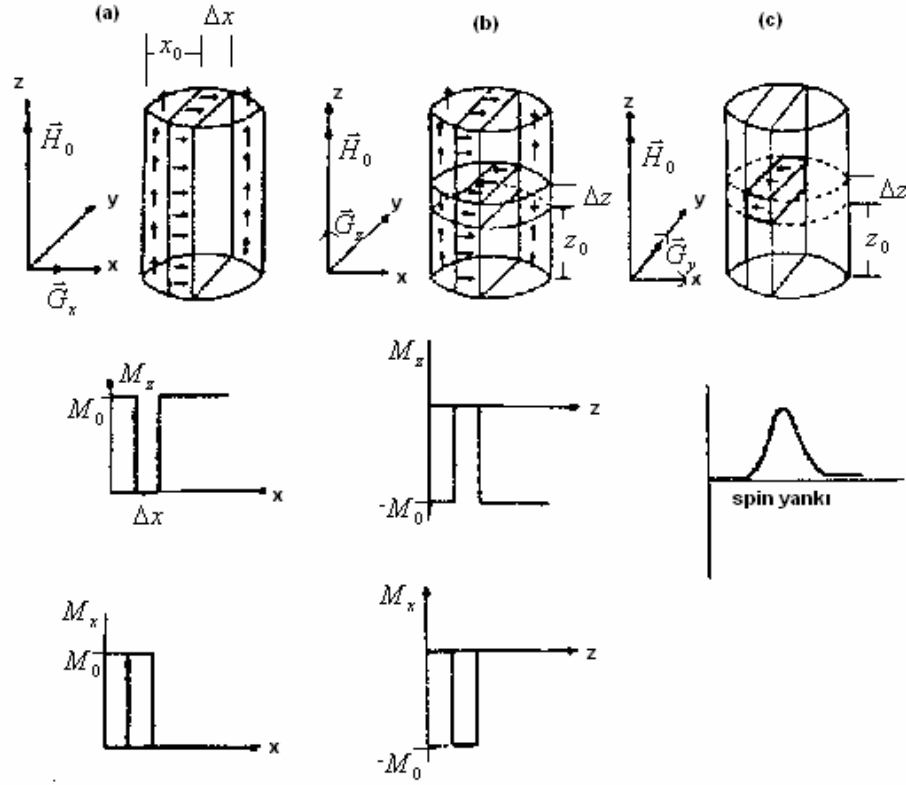
Bu yöntemde temel amaç, organ içinde uygun bir çizgi ya da düzlem seçerek, yeniden görüntü elde etme işlemlerinden kurtulmaktır. İlk kez Mansfield grubu tarafından uygulanan bu yöntem, organ içinde istenilen bir hacim elemanındaki spinlerin RF alanından etkilenmesi, ya da etkilenmemesi ilkesine dayanır. Yani bu yöntemde deneysel olarak iki ayrı yol izlenir. Bunlardan birisinde, organ içinde öyle bir bölge seçilir ki; bu bölge içinde kalan spinlerin mıknatıslanması $\vec{H}_0$ alanına paralel denge durumundaki değerinde kalmasına karşın, bu bölgenin dışında kalan tüm

spinlerin mıknatıslanması bozulur. İkincisinde, organ içinde öyle bir bölge seçilir ki, bu bölge içinde kalan spinlere karşılık gelen mıknatıslanma tümüyle ya da kısmen xy düzlemine döndürülür ve bu bölgenin dışında kalan spinlerin oluşturduğu mıknatısları bozulmaz, ilk denge durumunu korur.

Seçici uyarma ya da seçici doyma denilen bu yöntemin çok değişik uygulama biçimleri vardır. Biz burada, çok yaygın bir uygulama alanı olan ve spin-yankı sinyali oluşturan türünü incelemeye çalışacağız.

İncelemeyi kolaylaştırmak için belli bir geometrik yapı içinde olan spin sistemini ele alalım. Sistem üzerine $G_x = \frac{\partial H_z}{\partial x}$ büyüklüğünde durgun x-alan gradienti ile birlikte, uygun şiddette ve biçimde 90° atması uygulanır. Öyle ki; bu atmadan yalnızca, x_0 uzaklığında ve $\Delta x = \pi/\gamma G_x$ kalınlığında yz düzlemine paralel bir düzlem içinde kalan spinler etkilenirler. Δx kalınlığındaki düzlem içinde kalan spinler 90° dönerek xy düzlemi içinde örneğin x eksenini boyunca yönelirler (Şekil 13.12a.). Bu düzlem dışında kalan bölgedeki spinler 90° atmasından etkilenmezler. Yani, seçilen düzlem dışında kalan bölgedeki spinlerin gördüğü toplam alan, rezonans koşulu sağlanamayacak biçimde, ya çok büyük ya da çok küçüktür. Böylece 90° atmasından hemen sonra mıknatıslanmanın $\vec{H}_0$ doğrultusundaki $\vec{M}_z$ bileşeni Δx kalınlığındaki düzlem dışında kalan bölgede, başlangıçtaki ısı denge durumu değerini korurken, bu düzlem içinde tümüyle sıfıra gider. Buna bağlı olarak, Δx kalınlığındaki düzlem içinde mıknatıslanmanın x doğrultusundaki bileşeni sıfırdan belli bir M_0 değerine ulaşır. Bu durum Şekil 13.12a.'nın hemen altında görülmektedir. O halde, uygun bir 90° atması ve bir x-alan gradienti yardımı ile spin sistemi içinde Δx kalınlığında bir düzlem seçilmiş olur. Şimdi, x-alan gradientini keselim ve sisteme büyüklüğü $G_z = \frac{\partial H_z}{\partial z}$ olan z-alan gradienti uygulayalım. Bir τ süresi sonra sisteme 90° atması yerine 180° atması uygulayalım. Bu atmadan, kalınlığı $\Delta z = \pi/\gamma G_z$ olan z_0 uzaklığında ve xy düzlemine paralel bir düzlem içinde kalan spinler etkilenmiş olsunlar. O halde bu yeni

düzlem içindeki spinler 180° dönerken, düzlem dışındakiler 180° atmasından önceki davranışlarını sürdürürler.



Şekil 13.12.: Seçici uyarma yöntemi ve mıknatıslanma bileşenlerinin davranışı

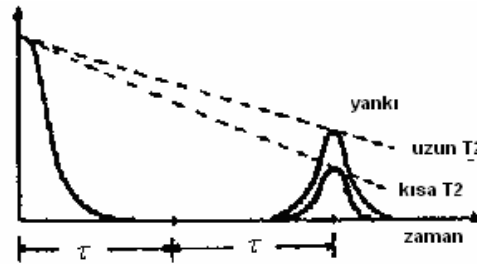
Şekil 13.12b.' den de görüldüğü gibi bu durumda, iki düzlemin ara kesiti olan $\Delta x \Delta z$ kalınlığında ve y doğrultusunda uzanmış bir hacim elemanı içinde kalan spinler x eksenine yönelirlerken, Δz düzlemi içinde kalan öteki spinler ise z yönüne yönelirler. Böylece sistem içinde, y eksenine boyunda uzanmış $\Delta x \Delta z$ kalınlığında bir hacim elemanı ya da bir çizgi seçilmiş olur. İşte bu çizgi, uygulanan yöntemin cinsine göre ya uyarma ya da doyma yöntemi (burada uyarma yöntemi kullanılmıştır) ile seçilen ve üzerinde işlem yapılan çizgidir. Mıknatıslanma vektörü bileşenlerinin bu durumdaki davranışı Şekil 13.12b.' nin hemen altında görülmektedir.

Son olarak z-alan gradientini kestikten sonra sisteme, büyüklüğü $G_y = \frac{\partial H_z}{\partial y}$

olan y-alan gradienti uygulanırsa, bir spin-yankı sinyali oluşur (Bkz. Şekil 13.12c.). Bu sinyalin Fourier Dönüşümü $\Delta x \Delta z$ hacim elemanındaki spin yoğunluğunun y doğrultusundaki izdüşümünü verir. O halde, z_0 ' ın adım adım kaydırılması ile elde edilen yeni çizgilerin NMR izdüşümleri elde edilir. Bu yöntemde, uygulanan RF atmalarının şiddeti ve biçimi, alan gradientlerinin açılıp kapanması, seçilen çizginin görüntüleme düzlemi boyunca kaydırılması gibi işlemlerin kontrol edilmesi ve her çizgi için elde edilen sinyallerin Fourier Dönüşümlerinin hesaplanması bir bilgisayar yardımı ile yapılır.

13.1.9.c. Doku ayırıcı olarak T_1 ve T_2

İleriki konularda anlatacağımız Spin-Yankı yönteminde elde edilen yankı sinyallerinin şiddeti, T_1 ve T_2 durulma zamanlarına bağlıdır. Örneğin uzun ve kısa T_2 durulma zamanına göre elde edilmesi beklenen yankı sinyalinin şiddeti Şekil 13.13.' de görülmektedir. T_2 zamanı kısaltıldıkça, yankı sinyalinin şiddeti de azalmaktadır. Bu durum spin-yankı yönteminde olduğu gibi, NMR görüntülemeye de sık sık kullanılır.



Şekil 13.13.: Uzun ve kısa T_2 durulma zamanına göre elde edilen yankı sinyalinin şiddeti

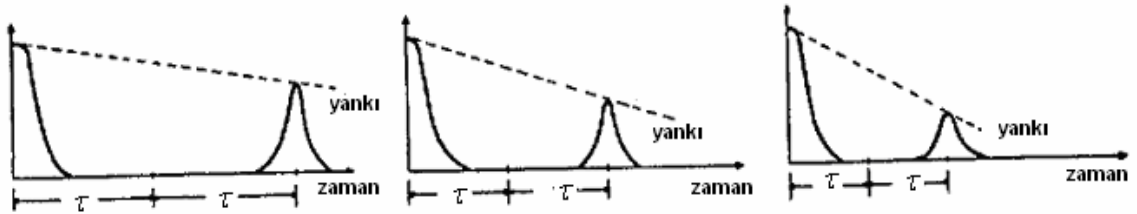
O halde bir organ için elde edilen NMR görüntüsünün kontrastı, o organdaki dokuların, durulma zamanlarındaki farklı davranışına bağlı olacaktır. Başka bir deyişle, durulma zamanları, NMR görüntüleri için iyi bir kontrast ortamı olabilirler.

Yaygın bir biçimde kullanılan spin-yankı yönteminde sinyal genliği,

$$Sg = \rho' f(\nu) (1 - e^{-t/T_1}) e^{-2\tau/T_2} \quad (13.19)$$

ile verilir. Burada; ρ' , seçilen dilimdeki proton yoğunluğu; $f(\nu)$, hareketli çekirdeklerden kaynaklanan düzeltme çarpanı; 2τ , ilk 90° atması ile ilk yankı sinyali arasında geçen süre ve t de, spin-yankı sinyallerinin tekrarlama süresidir. Buna göre T_1 'deki azalma ve T_2 'deki artmaya karşılık NMR sinyalinin şiddeti artacaktır. Örneğin, organlardaki yağ dokularının T_1 durulma zamanı, başka yumuşak dokulara göre daha kısa olmasına karşın T_2 durulma zamanı daha uzundur. O halde, canlı organlardan elde edilen proton görüntülerinde yağ dokuları daha kuvvetli NMR sinyali oluşturur.

Spin-yankı yönteminde elde edilen yankı sinyallerinin şiddeti, 90° atması ile elde edilen ilk yankı sinyali arasındaki süreye, yani 2τ ya da bağlıdır (Şekil 13.14.). 2τ süresi kısaldıkça, elde edilen yankı sinyalinin şiddeti azalırken; 2τ süresi uzadıkça yankı sinyalinin şiddeti de artacaktır. O halde normal bir dokunun sinyal şiddeti, t ve τ zamanlarının seçimine bağlı olarak değişecektir.



Şekil 13.14.: Yankı-sinyal şiddetinin τ zamanına bağlılığı

Genelde, T_1 ve T_2 durulma zamanlarının ölçülmesinde, kan akışı, hastanın istek dışı hareketi, RF alanındaki homojensizlik, RF atma serilerindeki t ve τ zamanları gibi etkenler nedeni ile göz ardı edilemeyecek kadar yanlgıların olacağı unutulmamalıdır. Bu etkenlerin en düşük düzeye indirildiği ortamda, insan vücudundaki bir kısım normal organın T_2 ağırlıklı NMR sinyallerinin şiddeti, büyükten küçüğe doğru şöyle sıralanabilir:

- Yağ,

- İlik,
- Beyin-omurilik,
- Karaciğer, pankreas, dalak,
- Kas, böbrek,
- Eklemler, sinirler,
- Kan damarları (hızlı akışlı),
- Kemikler,
- Gaz, hava ve boşluklar.

Böylece normal dokulara göre daha uzun T_1 ve T_2 durulma zamanlarına sahip olan tümörlü ve apseli dokularda, durulma zamanlarındaki bu farklılık bir kontrast ortamı olarak ele alındığında, daha belirgin NMR görüntüleri elde edilir.

Ayrıca bir doku içindeki durulma süreçleri, o dokuya dışarıdan, mangan gibi paramagnetik iyon sokularak, değiştirilebilir. Böylece NMR görüntüleme için iyi bir kontrast ortamı yaratılmış olur. Paramagnetik iyonların oluşturduğu yerel alan çevredeki protonların durulma hızını, paramagnetik iyon yoğunluğu ile paramagnetik iyonların protonlara olan uzaklığına bağlı olarak artırır. Örneğin, bir organ içinde tümörlü ya da hastalıklı doku bölgelerinde toplanan paramagnetik iyon o bölgede T_1 durulma zamanını kısaltır. Böylece NMR görüntüleme için daha iyi kontrastlı bir bölge oluşur. (Prof. Dr. Apaydın, F., 1991)

13.2. Elektron Spin Rezonans (ESR)

Elektron spin rezonans, çiftlenimsiz elektronu bulunan magnetik sistemlerdeki elektron rezonansını inceler. Elektron paramagnetik rezonans (EPR) olarak da anılır. ESR, uzun yıllardır serbest organik radikallerin özellikleri ve yapısıyla, paramagnetik metal iyonlarını içeren molekülleri incelemede uygulanmıştır. Biyolojik atomların

genellikle diamagnetik olmaları nedeniyle, biyolojik ve biyofiziksel araştırmalarda uygulanışı sınırlı kalmıştır. Son zamanlarda bu ortamlara paramagnetik bir maddenin sokulmasıyla ESR yöntemiyle kolayca incelenebilmeleri sağlanmıştır.

Biyolojik sistemlerdeki çiftlenimsiz elektronlar veya paramagnetik türler iki ana guruba ayrılırlar. Birinci grup serbest radikallerdir. Bir atomun serbest olması demek, atomun içinde bulunduğu molekül sel ya da kristal yapı tarafından oluşturulan dış alanlardan etkilenmemesi demektir. İkinci gruptakiler ise; demir, kobalt, bakır gibi paramagnetik elementlerdir. ESR ile yapılan tüm çalışmalar, dokuda her iki paramagnetik türün varlığını ve önemini ortaya koymuştur. (Turan, B., Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi)

ESR spektrometresi, Resim 13.2.' de görülmektedir.

Resim 13.2.: ESR spektrometresi



(www.centallab.metu.edu.tr/rd/trk/anasayfa/cihazlar/s/esr.php).

Paramagnetik maddeler doğal olarak bulunabilecekleri gibi iyonlaştırıcı radyasyonla ışınlama, fiziksel veya kimyasal yolla yapay olarak da elde edilebilir. ESR ile incelenecek sistemler çiftlenmemiş elektrona sahip sistemler olup; bunlar serbest radikaller, anyon radikalleri, katyon radikalleri, triplet molekülleri, geçiş molekülleri veya nadir toprak iyonlarıdır. İncelenen örnekteki paramagnetik merkezlerin oluşumu,

sınıflandırılması, yapısı ve reaktivitesi ESR spektrumlarının çeşitli parametrelerinin yorumlanması ile belirlenir. Bu nedenle ESR; fizik, kimya, malzeme bilimi, biyoloji, tıp ve iyonlaştırıcı radyasyon alanlarında geniş bir uygulama alanı bulur.

13.2.1. g-çarpanı

Bir atomda elektronlar bağlı oldukları çekirdek etrafında dolanırken kendi eksenleri ve kendi eksenlerine zıt yönde elektron çiftleri halinde dönerler. Yani spin hareketi yaparlar. Bu elektronlardan birisi koparılsa çiftlenmemiş elektron dairesel akım ürettiği için mıknatıslık özelliği kazanır. Bu özelliğe sahip atomlardan oluşan madde paramagnetik hale gelir. Böyle bir maddenin elektronları gelişigüzel dağılmışlardır ve aynı enerjiye sahiptirler. Madde magnetik alana konduğunda bu elektronlar magnetik alan yönünde ve buna zıt yönde yönelirler. Böylece magnetik alanla aynı yönde ve zıt yönde yönelen iki grup elektronun enerjileri farklıdır. Bir elektromagnetik dalga bu paramagnetik maddeye gönderilirse düşük enerjiye sahip elektronlar bu enerjiyi alıp yüksek enerjili elektron grubuna dönüşürler. Yani magnetik alan yönünde yönelmiş elektronlar, elektromagnetik enerjiyi alınca, uygulanan magnetik alanın zıt yönünde yönelirler. Bu olaya elektron spin rezonans denir. (pano.taek.gov.tr/egitim/hizmeticiegitim/uzmanlik/anaem/ders_notlari/mab/esr_lab_not_u_mab.doc+ENDOR+y%C3%B6ntemi&hl=tr&ct=clnk&cd=6&lr=lang_tr)

Mikrodalga (MD) enerji değeri rezonans koşulunu sağlayacak şekilde seçilirse,

$$\hbar \nu_0 = g_e \mu_B H_0 \quad (13.20)$$

olmak üzere $\vec{H}_0$ magnetik alanının değerinde bir enerji soğurulması olur, yani ESR spektrumu gözlenir. Burada μ_B , Bohr magnetonu; g_e de, serbest elektron için Lande çarpanı, yani serbest elektronun spektroskopik yarıлма çarpanıdır ve değeri 2,0023' dür. Rezonans koşulu magnetik alan ile dış etkenin frekansını birbirine bağlayan çizgisel bir bağıntıdır. Bu özellik nedeni ile pratikte magnetik alan değişmez alınarak, frekans rezonans koşulunu sağlayacak şekilde değiştirilir; ya da frekans değişmez alınarak, magnetik alan frekans koşulunu sağlayacak şekilde değiştirilir. Pratikte magnetik alanı

değiştirmek daha kolaydır. Örneğin, frekans $\nu_0 = 9 \times 10^9$ Hz alınır; rezonans alan değeri, $H_r = 0,330$ Tesla bulunur. 3,2 cm dalga boyuna rastlayan bu tip spektrometreye X-Band ESR spektrometresi denir. Değişik amaçlar için farklı bandlarda ESR spektrometreleri kullanılmaktadır.

13.2.2. Aşırı ince yapı yarılmaları

Elektron spin rezonansına neden olan bir paramagnetik iyon ya da serbest kökçe, bir molekül yapı ya da kristal örgü içinde bulunur. Bu nedenle bir çiftlenimsiz elektron bu molekül yapı ya da kristal örgü içinde bir çekirdeğe eşlik eder.

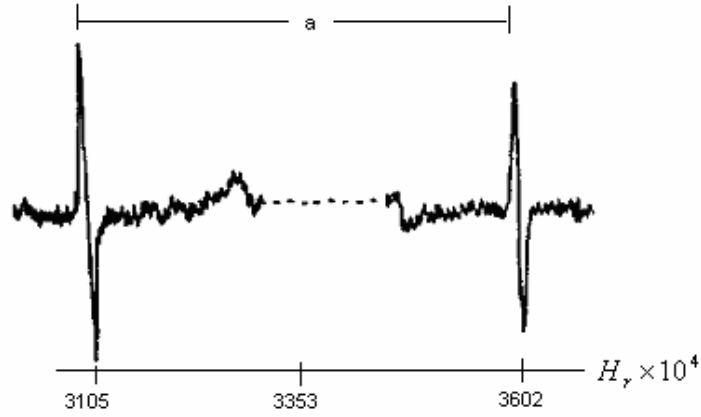
Eğer çiftlenimsiz elektronun eşlik ettiği çekirdeğin kuantum sayısı sıfırdan farklı ise, çiftlenimsiz elektron ile çekirdek arasında bir etkileşim doğar. Bu etkileşmeden ötürü, enerji düzeylerinde yarılmalar görülür. Bu yarılmalara aşırı ince yapı yarılmaları denir.

Çiftlenimsiz bir elektron ile bir çekirdek arasındaki etkileşmeyi, elektronun magnetik momentinin çekirdeğin oluşturduğu magnetik alanın etkisinde kalması şeklinde tanımlayabiliriz. Çekirdeğin oluşturduğu bu magnetik alana $\vec{H}_y$ diyelim. O halde çiftlenimsiz elektronun etkisi altında kaldığı toplam magnetik alan,

$$\vec{H}_{et} = \vec{H}_0 + \vec{H}_y \quad (13.21)$$

olacaktır. Çekirdeğin m_I magnetik kuantum sayısı toplam $(2I+1)$ tane değer aldığı için yerel magnetik alan da $(2I+1)$ tane değer alır. Böylece $\hbar \nu_0 = g\mu_B H_0$ bağıntısıyla verilen rezonans koşuluna göre, dış magnetik alanın bir tek H_0 değeri için elde edilen rezonans, bu kez dış magnetik alanın $(2I+1)$ değerinde elde edilecektir. Bunun sonucu olarak ESR spektrumu $(2I+1)$ çizgiye yarılır. Bu çizgilerin her birine aşırı ince yapı çizgisi denir.

Aşırı ince yapı gösteren basit bir sistem hidrojen atomudur (bir proton ve bir çiftlenimsiz elektron). Çoklu kristal şeklindeki insan dişinin X-ışınları ile ışınlaması sonucu elde edilen ESR spektrumu Şekil 13.15.' de görülmektedir.



Şekil 13.15.: X-ışınları ile uyarılmış insan dişi ESR spektrumu

Eğer spektruma proton katkısı olmasaydı, bir serbest elektron için $g=2,0023$ alınır ve $\nu_r = 9,385 \times 10^9 \text{ Hz}$ seçildiğinde alan taramalı spektrometrede, $H_r = \frac{\hbar \nu_r}{g \mu_B} = 0,3353$ Tesla değerinde bir spektrum gözlenirdi. Oysa Şekil 13.15’ de görüldüğü gibi spektrum, magnetik alanın 0,3105 ve 0,3602 Tesla değerinde ortaya çıkan iki çizgili bir spektrumdur.

13.3. Çift Rezonans

Temel ilkeleri aynı olmasına karşın, NMR spektroskopisi yalnızca çekirdek kuantum sayısı sıfırdan farklı olan magnetik sistemlerdeki çekirdek rezonansını ve ESR spektroskopisi de çiftlenimsiz elektronu bulunan magnetik sistemlerdeki elektron rezonansını inceler. Başka bir deyişle, hem çiftlenimsiz elektronu hem de sıfırdan farklı çekirdek spini olan çekirdekten oluşan bir magnetik sistemde yalnızca radyo tekniği kullanıldığı zaman çekirdek rezonans, yalnızca mikrodalga tekniği kullanıldığı zaman da elektron rezonansı gözlenecektir. Yani aynı örnekte birinci durumda yalnızca NMR ve ikinci durumda da yalnızca ESR oluşur.

Bir magnetik sisteme NMR ve ESR ayrı ayrı uygulanacağı yerde, aynı anda ikisi birden uygulanırsa ne olur? Bu sorunun yanıtı, magnetik rezonansa çift rezonans

olarak bilinir. Yani bir magnetik sisteme aynı anda hem RF hem de MD enerjisi uygulayarak yapılan spektroskopik incelemeye çift rezonans denir.

Çift rezonans, bir magnetik sistemde her hangi bir şekilde birbiri ile etkileşmekte olan A ve B gibi farklı iki spin grubundan birinin durulma süreçlerinin, ötekini durulma süreçlerini etkilemesi olgusuna dayanır.

Magnetik rezonansta çift rezonans tekniğini gerçekleştirmenin bir çok yolu vardır. Bunlardan en yaygın olan bir tanesi, ilk kez 1953 yılında Overhauser tarafından ileri sürülen Overhauser Olayı ya da Dinamik Çekirdek Kutuplanması' dır (DNP). Bir diğeri ise, ilk kez 1956 yılında Feher tarafından ileri sürülen Nükleer Elektron Çift Rezonansı' dır (ENDOR).

Overhauser olayında temel amaç, normal koşullarda gözlenemeyecek kadar zayıf olan NMR sinyallerini ESR rezonansı yardımıyla şiddetlendirerek gözlenebilir duruma getirmektir. ENDOR tekniğinde ise, elektron rezonansında gözlenemeyen aşırı ince yapı yarılımlarının çekirdek rezonansı yardımı ile gözlenebilir duruma getirilmesi amaçlanmıştır. Biz burada dinamik çekirdek kutuplanmasını inceleyeceğiz. (Prof. Dr. Apaydın, F., 1991)

13.3.1. Dinamik Çekirdek Kutuplanması

Dinamik Çekirdek Kutuplanması olgusu, çapraz durulma süreçleriyle çiftlenmiş, etkileşen çekirdek ve elektron spinlerinden oluşan herhangi bir sistemde beklenebilir. Çekirdek spinleri, özellikle kimyasal açıdan ilgilenilen diamagnetik bir çözücüye, elektron spinleri de genellikle çözünendeki serbest kökçe molekülüne aittir.

Çekirdek-elektron çiftleri dikkate alınarak “iki spin modeli” üzerinde işlem yapılır. Çekirdeğin durulma zamanı etkileşme süresinden çok büyük olduğu için, etkileşmenin zamana bağlı olduğu ve serbest kökçe konsantrasyonu 10^{-2} mol olduğu halde, çekirdek-elektron etkileşmesinin sürekli olduğu varsayılabilir.

Bir $H_z = H_0$ magnetik alanında N tane elektron spini ve n çekirdek spini bulunsun. Böyle bir örneğin çekirdek rezonans spektrumu, elektron rezonansı da aynı anda uyarılınca değişir. Sistemin spin Hamiltoniyeni,

$$\hat{H} = -\gamma_e \hbar \hat{S}_z H_0 - \gamma_n \hbar \hat{I}_z H_0 + \hat{H}_{SI}(t) + \hat{H}_{II}(t) + \hat{H}_{SS}(t) \quad (13.22)$$

şeklinde verilir. Burada $\hat{S}_z$ ve $\hat{I}_z$ sırasıyla elektron ve çekirdek spini kuantum sayısına karşılıktır. İlk iki terim, zamandan bağımsız olup, her iki spinin magnetik alandaki öz değerlerini verir (Zeeman terimleri). Zamana bağlı olan son üç terim, farklı ve aynı tipten spinler arasındaki çiftlenmelere karşılık gelen Hamiltoniyenlerdir.

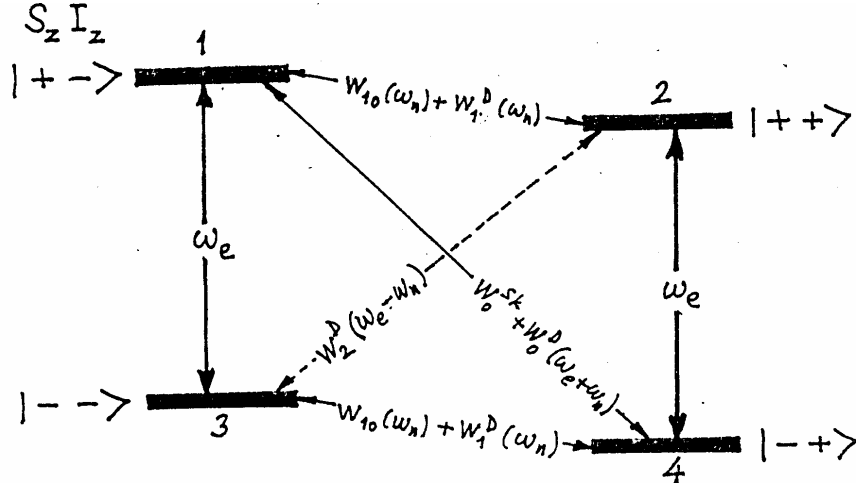
$\hat{H}_{SI}(t)$ terimi zamana istatistiksel olarak bağlı olup, elektron spini tarafından indüklenmiş çekirdek durulmasını ve DNP olgusunu tanımlar. Bu terim, klasik dipolar etkileşme terimi ile skaler Fermi değme teriminden oluşur :

$$\hat{H}_{SI}^D(t) = a \hat{I} \hat{S} \quad (13.23)$$

I ve S spinlerinin bağıl hareketleri nedeniyle, aralarındaki bağıl uzaklığı gösteren r' yer vektörü değişir. Aşırı ince yapı sabiti a 'nın değişmesi de, zamana bağlılığa neden olur. Değme terimi, çekirdeğin bulunduğu noktadaki çiftlenmemiş elektron spini yoğunluğu ile orantılıdır. Dipolar etkileşme r'^{-3} ile orantılı olarak azalmaktadır. Değme etkileşmesi, dipolar etkileşmeden çok daha kısa sürelidir.

DNP olgusu, elektron ve çekirdek spinlerinin birlikte işaret değiştirdikleri ω_0 ve ω_2 geçişlerinden kaynaklanır. Diyagram 13.3.' de dipolar geçişler, $\omega_0^D, \omega_1^D, \omega_2^D$ ile; skaler geçiş de, ω_0^{sk} olasılıkları ile gösterilmiştir. NMR sinyalinin büyüklüğü, $(n_2 + n_4) - (n_1 + n_3)$ ile orantılıdır. ESR'yi ω_e frekansı ile doygun hale getirirsek $n_1 = n_3, n_2 = n_4$ olur.

Diyagram 13.3.: İki-spin sisteminin enerji düzeyleri



Tüm çapraz geçişleri dikkate alarak yapılacak işlemler bize, DNP' nin temel eşitliği olan A büyüme faktörünü verir:

$$A = \frac{\bar{I}_z - I_0}{I_0} = -\rho'' f_S \frac{|\gamma_e|}{\gamma_n} \quad (13.24)$$

Burada çiftlenme çarpanı,

$$\rho'' = \frac{\omega_2^D - \omega_0^D - \omega_0^{SK}}{\omega_2^D + \omega_0^D + \omega_0^{SK} + 2\omega_1^D} \quad (13.25)$$

ile ve kaçak çarpanı f,

$$f = \frac{\omega_0^D + \omega_0^{SK} + 2\omega_1^D + \omega_2^D}{\omega_0^D + \omega_0^{SK} + 2\omega_1^D + \omega_2^D + \omega_{10}} \quad (13.26)$$

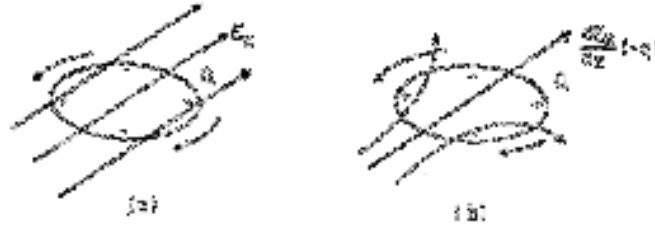
denklemleri ile verilir. f kaçak çarpanı, çekirdek spinlerinin, elektron spinlerinden kaynaklanan durulmasının ne kadar etkin olduğunu gösterir. Değeri 0 (çekirdek-elektron çiftlenmesinden kaynaklanan durulma yok) ile 1 (tam durulma) arasında değişir. (Yalçın, A., Ankara Üniversitesi Fizik Bölümü)

13.4. Çekirdek Dörtüçay Rezonans Spektroskopisi (NQR)

Çekirdek Dörtüçay Rezonans, kristal katılarda dörtüçay (kuadrapol) momenti olan çekirdeklerin çevresindeki yerel elektrik alan değişimini inceleyen bir yöntemdir. Bir tensör olan bu elektrik alan gradienti (EFG), çekirdek çevresindeki yük dağılımından kaynaklanmaktadır. Yük dağılımını oluşturan başlıca etken ise, kimyasal bağları yapan valans elektronlarıdır. İşte NQR, çekirdek kuadrapol momenti ile EFG arasındaki elektriksel etkileşmeyi incelemektedir. Böylece, EFG ve kaynağı olan yük dağılımını yani valans elektron dağılımını bularak incelenen kuadrapol çekirdeğin çevresindeki kimyasal bağların niteliğini doğrudan doğruya öğrenmek mümkün olmaktadır. NQR ölçmeleri, kimyasal bağ çevresindeki bağlı olmayan elektron çiftini içeren toplam elektronsal yük dağılımına duyarlı olduğuna göre; kimyasal fizik ve kuramsal kimyanın çağdaş sorunlarını ilgilendiren sonuçlar elde etmek mümkün olmaktadır.

NQR spektroskopisi temelde, NMR' dan enerji düzeylerinin oluşumu bakımından farklılık gösterir. NMR' da enerji düzeyleri, bir dış mıknatıs alanı ile çekirdeğin çiftüçay (dipol) momentinin mıknatıssal etkileşimi sonucu ortaya çıkmasına karşın; NQR' da etkileşim, çekirdeğin elektrik kuadrapol momenti ile çevresinde oluşan elektrik alan gradienti EFG arasında olmaktadır. Başka bir deyişle, enerji düzeyleri tamamen elektriksel bir etkileşim sonucu ortaya çıkmaktadır. Küresel simetriye sahip olmayan bir yük dağılımı, bir elektrik kuadrapol momenti oluşturur. Atom çekirdeklerinde ise bu, çekirdek spininden kaynaklanmaktadır.

Her ne kadar iyi bir gösterim mümkün değilse de dörtüçaylı çekirdeğe, kabaca, iki karşıt koşutlu elektriksel dipoldan oluşmuş gibi bakabiliriz (Şekil 13.16.). Bu yük dağılımını düzgün bir elektrik alanının içine z ekseninde, $\vec{E}_z$ doğrultusunda yerleştirecek olursak, tıpkı çekirdek mıknatıs dipolünün dış alan doğrultusuna yönelmesi gibi, her elektrik dipol, ikili bir dönme momentinin etkisi altında kalacaktır. Halbuki elektrik alan içindeki dörtüçaylı yük dağılımında, iki dönme momenti tamamen birbirine eşit ve zıt yönlü olduğundan birbirinin etkisini yok edecek ve hiçbir şey gözlenmeyecektir (Bkz. Şekil 13.16a.).

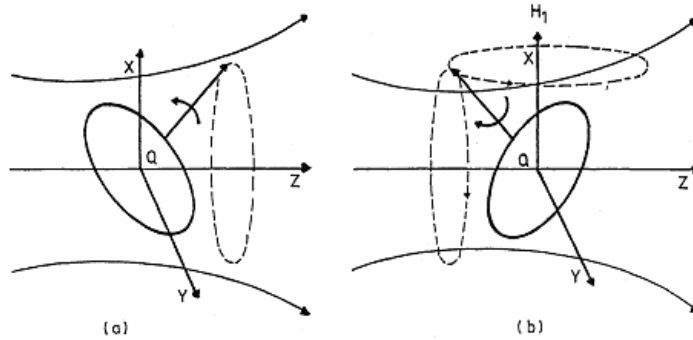


Şekil 13.16.: Elektrik dörtüçay momentini:

(a) Elektrik alanı içinde,

(b) Elektrik alan gradienti içinde

Şekil 13.16b.' de görüldüğü gibi, elektrik alan düzgün değilse, dörtüçayın bir kısmının gördüğü alan diğer kısmından daha farklı olacaktır; dipol ikilisindeki her dipol farklı bir dönme momentini algılayacağından birbirini dengeleyemeyecek ortaya net bir dönme momentini çıkacaktır. Böylece elektrik dörtüçayı elektrik alan gradienti içinde, bir dönme momentini etkisi altında kaldığından, elektrik dörtüçayı, elektrik alan gradientinin en büyük bileşeni etrafında bir yalpalama (bir topacın dönerken yaptığı gibi) yapacaktır (Şekil 13.17.).



Şekil 13.17.: (a) Dörtüçay çekirdeği EFG' nin z temel eksenini etrafında yalpalamaları

(b) Yalpalama ile aynı fazda uygulanan, dönen bir RF alanının çekirdeği yeniden yönelmesi

Bu yalpalama, çekirdeğin mıknatıs momentini de birlikte sürüklediğinden yalpalama ile aynı fazda (deneğin içine yerleştirildiği bir sargı aracılığı ile elde edilen) dönen bir $\vec{H}_1$ alanı, z-eksenine göre yönelmelerini değiştirebilir.

Enerji etkileşmesi, ancak çekirdek spini $I \geq 1$ için mümkündür. Çekirdek spini $I=1$ olan elementler için kuadropol enerji seviyeleri,

$$\begin{aligned} E_0 &= -\frac{1}{2}e^2qQ \\ E_1 &= \frac{1}{4}e^2qQ(I - \eta') \\ E_2 &= \frac{1}{4}e^2qQ(I + \eta') \end{aligned} \quad (13.27)$$

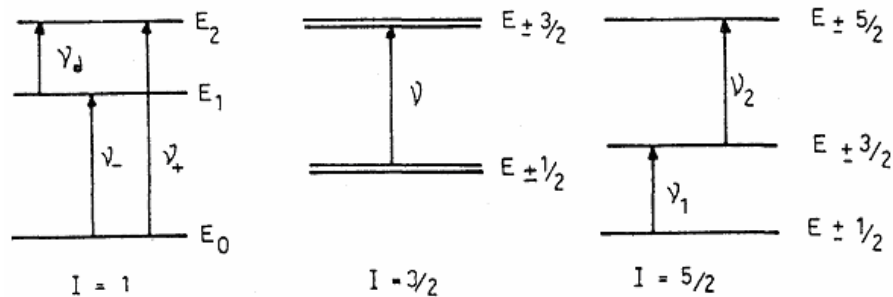
şeklindedir. Burada, e^2qQ , kuadropol etkileşim katsayısı (QCC); I , çekirdek spin kuantum sayısı ve $\eta' = \frac{(V_{yy} - V_{xx})}{V_{zz}}$, $|V_{zz}| > |V_{yy}| > |V_{xx}|$ şeklinde tanımlanan simetrisizlik katsayısıdır. $\Delta m = \pm 1$ geçiş frekansları ise,

$$\begin{aligned} \nu_+ &= \frac{E_2 - E_1}{h} = \frac{e^2qQ}{4h}(3 + \eta') \\ \nu_- &= \frac{E_1 - E_0}{h} = \frac{e^2qQ}{4h}(3 - \eta') \\ \nu &= \frac{E_2 - E_0}{h} = \frac{e^2qQ}{h} \end{aligned} \quad (13.28)$$

şeklindedir

Diyagram 13.4.' de $I=1, 3/2$ ve $5/2$ spin durumlarındaki enerji düzeyleri gösterilmiştir.

Diyagram 13.4.: $I = 1, 3/2$ ve $5/2$ için elektriksel kuadropol enerji düzeyleri



Enerji geçişleri çakışık olduğundan yalnız bir geçiş vardır:

$$\nu = \frac{1}{2h} e^2 q Q (I + \eta'^{2/3})^{1/2} \quad (13.29)$$

Görüldüğü gibi, yalnızca bu geçiş frekansını ölçmekle $e^2 q Q$ ve η' aynı zamanda saptanamaz. Bunun için bir dış mıknatıs alanının (50-200 Gauss) uygulanması yararlı olabilir. Dış magnetik alan uygulanmasının yararlarını şöyle sıralayabiliriz:

1. Durgun ve düzgün bir mıknatıs alanı, herhangi bir spin için EFG tensörünün temel eksenlerini kristal eksenlerine göre saptamaya yarar.
2. Durgun ve düzgün bir mıknatıs alanının uygulanması $I=3/2$ için simetrisizlik katsayısının (η') bulunmasını sağlar.
3. Değişken bir mıknatıs alanı , sık sık rezonans sinyalini kipleyerek algılamakta kullanılır.
4. Bazı karmaşık durumlarda (özellikle $I=1$ için) mıknatıs alanının sinyal şekline etkisini gözleyerek gerçek geçişleri gözlemek mümkün olmaktadır. (Tarımcı, Ç., Ankara Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi, Beşevler Ankara)

14. MR' DA DENEYSEL TEKNİKLER

Elli yılı aşkın bir geçmişi olan magnetik rezonans spektroskopisi, bu süre içinde gerçekleştirilen tüm teknik gelişimlere açık kalmış ve ona paralel olarak evrimini sürdürmüştür. Bunun sonucu olarak, temel ilkeleri aynı olmasına karşın, ayrıntıda farklılık gösteren çok sayıda deneysel teknik oluşmuştur.

Magnetik rezonanstaki deneysel teknik üç temel ilke üzerine kurulur:

1. Sistem üzerine şiddetli bir $\vec{H}_0$ dış magnetik alanı uygulamak,
2. Enerji düzeyleri arasında geçişler oluşturacak şekilde sistem üzerine $\vec{H}_0$ 'a dik doğrultuda daha zayıf RF ya da MD alanı uygulamak,
3. RF ya da MD alanından soğurulan enerjiyi gözlemek.

Sistem üzerine uygulanan RF ya da MD enerjisi ya sürekli dalga ya da atma biçiminde olabilir. Buna göre, magnetik rezonans spektrometreleri, sürekli dalga magnetik rezonans spektrometresi ya da atmalı magnetik rezonans spektrometresi olarak isimlendirilirler.

14.1. Sürekli Dalga MR Spektrometresi

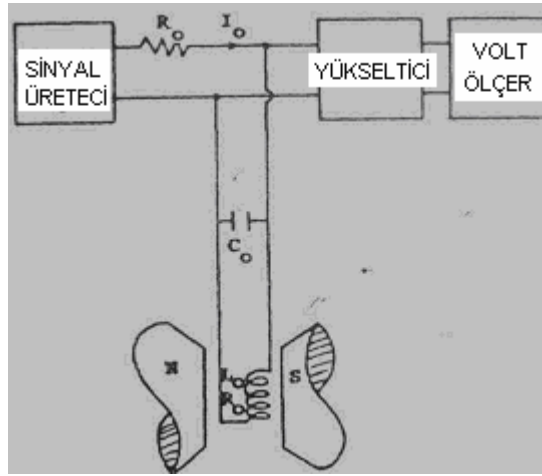
Sürekli dalga tekniği kullanılarak görüntü alınan spektrometrelerdir. Biz burada, sürekli dalga NMR ve sürekli dalga ESR spektrometrelerini inceleyeceğiz.

14.1.1. Sürekli dalga NMR spektrometresi

Sürekli dalga NMR spektrometrelerinde, Rollin NMR düzeneği, NMR köprü düzeneği ve NMR çift makara düzeneği gibi düzenekler kullanılır.

14.1.1.a. Rollin NMR düzeneği

Bu sistemde incelenecek örnek, öz indüksiyon katsayısı L_0 ve iç direnci R_0 olan birkaç sarımlı bir makara içine yerleştirilir. Bu makaraya, sinyal üreticiden bir RF akımı yollanır. R_0 direnci, sinyal üreticini, I_0 değişmez akımlı bir üreteç durumuna sokar.



Şekil 14.1.: NMR Rollin düzeneği

Rezonansın gerçekleştiği sırada magnetik sistem tarafından soğurulan enerji, $L_0 R_0$ paralel devresinin Q_0 nitelik çarpanı ile dalga direncinde bir düşüş oluşturur. Bu düşüş, devrenin çıkışındaki RF voltajında bir düşüşe karşı gelir. Voltajdaki bu düşüş bir yükselteçte yükseltilir ve daha sonra da bir voltaj ölçerde genlik olarak okunur.

Rollin düzeneğinde elde edilen spektrumlarda,

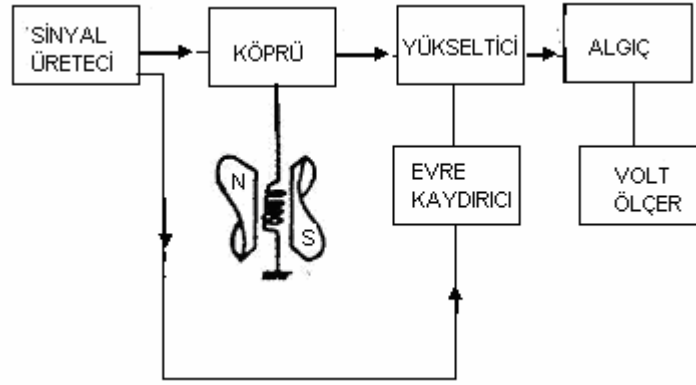
$$T_1 = \frac{\Delta H_{1/2}}{\gamma H_1^2} \quad (14.1)$$

denklemleri yardımıyla T_1 spin-örgü durulma zamanı hesaplanabilir. Burada, $\Delta \varpi_{1/2} = \gamma \Delta H_{1/2}$ yarı çizgi genişliğinin magnetik alan cinsinden değeridir. Denklemden de görüldüğü gibi, Rollin düzeneği ile elde edilen NMR spektrumlarının yarı çizgi

genişliği ile, spektrumların oluşması için uygulanan RF alanının H_1 değeri ölçülerek, incelenen sistemin spin-örgü durulma zamanı hesaplanır.

14.1.1.b. NMR’ da köprü düzeneği

NMR sinyallerinin köprü düzeneği ile gözlenmesi, ilk kez Bloembergen, Purcell ve Pound'un oluşturduğu bir araştırmacı grubu tarafından ileri sürülmüştür. Bu nedenle bu düzenek, BPP düzeneği olarak da adlandırılır. BPP düzeneğinin basit bir biçimi Şekil 14.2.’ de verilmiştir.



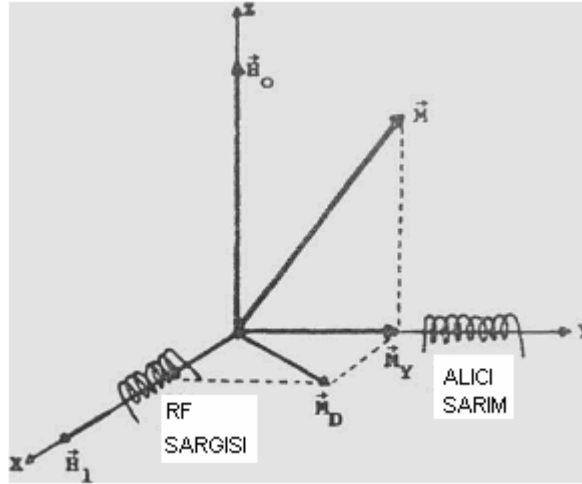
Şekil 14.2.: NMR’ da BPP düzeneği

Düzenekteki köprü, iki paralel LC devresinden oluşmaktadır. İncelenecek olan magnetik sistem bu paralel LC devrelerinden birindeki makara içine konurak incelenir. Köprü düzeneğinde soğurma ve dağılma olarak iki ayrı spektrum gözlenir. Faz farkı $\varphi = 0$ olduğunda soğurma; $\varphi = \pi/2$ olduğunda ise dağılma spektrumu gözlenir.

Çoğu zaman NMR sinyal şiddeti, elektronik devrenin doğal gürültüsü nedeni ile, bir osiloskopta gözlenemeyecek ya da herhangi bir kaydedici ile çizdirilemeyecek kadar küçüktür. Bu durumlarda gürültü oranını düşürmek amacı ile evre duyarlı algıç (EDA) ya da kilitleme devreleri kullanılır.

14.1.1.c. NMR' da çift makara düzeneği

Bu düzende temel amaç, köprü düzeneğinde elektronik olarak yapılan dengeleme işleminin geometrik olarak yapılmasıdır. Bu nedenle Şekil 14.3.' de görüldüğü gibi eksenleri birbirine dik iki makara düzeneği mevcuttur.



Şekil 14.3.: NMR çift makara düzeneği

İncelenecek örnek alıcı makara içine yerleştirilir. Taşıyıcı makara, RF üretici ile beslendiği için bu makara $\vec{H}_1$ alanının oluşmasını sağlar. Eğer x eksenini doğrultusundaki taşıyıcı makaranın oluşturduğu RF alanı, $2H_1 \cos(\omega t)$ şeklinde bir magnetik alan ise $\vec{M}$ mıknatıslanma vektörünün x ve y bileşenleri xy düzlemi içinde ω frekansı ile dönen bir $\vec{M}_D$ mıknatıslanmasını oluşturur. Alıcı makarada oluşan elektromotor kuvveti, makara birbirine tam dik olduğu için, yalnızca dönüş hareketi yapan mıknatıslamadan kaynaklanmaktadır. Böylece elde edilen sinyal, bir yükselticide yükseltildikten sonra bir NMR spektrumu olarak gözlenir. (Prof. Dr. Apaydın, F., 1991)

14.1.2. Sürekli dalga ESR spektrometresi

Sürekli dalga Elektron Paramagnetik Rezonans spektroskopisi, deneysel teknik olarak, son yirmi yıl içinde hızlı bir şekilde gelişim göstererek bugün için çok bilinen

bir teknik durumunu almıştır. Bir ESR spektrometresi aşağıdaki dört temel öğeden oluşmaktadır:

1. Değişmez frekanslı ve değişebilen genlikli bir mikrodalga kaynağı,
2. MD enerjisini incelenecek örneğe uygulamaya yarayan düzenek,
3. Homojen, ancak değişebilen bir dış magnetik alan oluşturan elektromıknatıs,
4. MD alanından soğurulan enerjiyi ölçebilecek bir düzenek. (pano.taek.gov.tr/egitim/hizmeticiegitim/uzmanlik/anaem/ders_notlari/mab/esr_lab_notu_mab.doc)

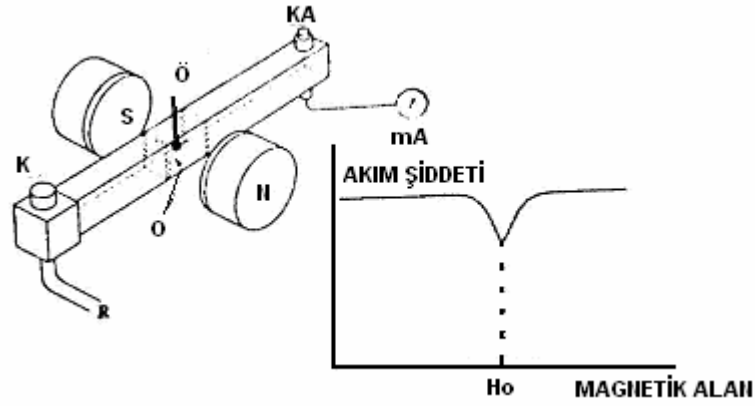
Birçok nedenden ötürü ESR spektrometrelerinde uygulanan MD frekansı genelde 9 GHz' dir. Buna karşılık gelen magnetik alan değeri, spektroskopik yarıлма çarpanı $g=2$ olan örnekler için 0,33 Tesladır. Bu özelliği taşıyan ESR spektrometreleri X-band ESR spektrometresi olarak isimlendirilir.

9 GHz' lik MD kaynağı olarak genelde bir klystron kullanılır. Klystronda üretilen MD enerjisi, bakır ya da pirinçten dikdörtgen biçiminde yapılmış dalga kılavuzu yardımı ile incelenecek örneğe yollanır. MD enerjisinin gücü, evresi ve doğrultusu, ayarlayıcı ve evre kaydırıcı gibi araçlarla kontrol edilir.

Örnek, rezonans oyuğu adı verilen ve genelde dikdörtgen ya da silindir biçiminde olan bir dalga kılavuzu içine konur. Rezonans oyuğunun görevi, dalga kılavuzu boyunca taşınan MD enerjisini incelenecek örnek üzerinde yoğunlaştırmaktır.

Algılama işlemi, MD gücünü doğru akıma dönüştüren kristal algıç yardımı ile yapılır. H_0 ile gösterilen düzgün dış magnetik alan bir elektromıknatıstan elde edilir. Örnek, elektromıknatıs ve dalga kılavuzu o şekilde bir geometriye sahiptir ki; $\vec{H}_0$ dış magnetik alanı, $2H_1(\cos \omega t)$ şeklinde beliren MD alanına dik olur. Bu durumda, dikdörtgen biçimindeki dalga kılavuzunun geniş yüzeyinin, elektromıknatısın kutuplarına paralel olacak şekilde yerleştirilmesi sağlanır.

İncelenen örnek tarafından soğurulan MD enerjisinin gözlenmesi, $\vec{H}_0$ magnetik alanını yavaş yavaş değiştirerek kristal algıcın kristal akımının gözlenmesine dayanır. Yani, magnetik alan rezonans değerine yaklaştıkça, örnek MD enerjisi soğuracağı için rezonans oyuğu aracılığı ile kristal algıç akımı düşecek ve tam rezonans durumunda en düşük değerine ulaşacaktır (Şekil 14.4.).

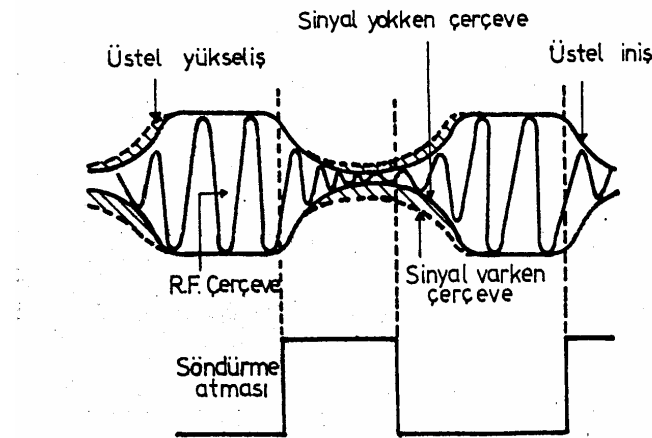


Şekil 14.4.: Basit bir ESR spektroskopisi,
K: Klystron, O: Oyuk, Ö: Örnek,
MA: Akım ölçer, KA: Kristal algıç

Böyle bir ESR spektrometresinin duyarlılığı oldukça düşüktür. Ancak bazı değişikliklerle böyle bir spektrometrenin duyarlılığı arttırılabilir. Örneğin $\vec{H}_0$ dış magnetik alanını, $\vec{H}_0$ ' a göre çok küçük genlikli olan, $H_m \cos(\omega_m t)$ şeklinde bir değişken alanla değiştirerek duyarlılık arttırılabilir. Eğer elektromıknatısın kutuplarına, rezonans oyuğunu çevreleyecek şekilde ikinci bir makara sistemi yerleştirilir ve içinden, örneğin 50 Hz' lik bir değişken akım geçirilirse, $\vec{H}_0$ magnetik alanı peryodik olarak değişir. Buna bağlı olarak kristal akımı da peryodik olarak değişeceği için bir yükselticide yükseltilebilir ve bir osiloskop ekranında görünür duruma getirilebilir ya da bir kaydedici ile kaydedilebilir. (Prof. Dr. Apaydın, F., 1991)

14.1.3. Sürekli dalga NQR spektrometresi

Sürekli dalga NQR spektrometresi olarak, süperrigeneratif osilatörleri inceleyeceğiz. Süperrigeneratif osilatörler, herhangi bir sürekli dalga osilatörünün lamba kontrol kafesine, periyodik negatif atmalar uygulayarak sürekli dalga titreşim genliğinin belirli aralıklarla sıfıra düşmesi sağlanarak çalışır. Genliğin sıfıra düşürülüp tekrar eski seviyesine yükseltilmesine söndürme denilmektedir. Sönüm, kontrol kafes devresindeki RC zaman çarpanını ayarlayarak osilatör devresi içinden sağlanabildiği gibi (kendinden söndürmeli), devre dışından negatif atma uygulayarak da (dışardan söndürmeli) elde edilebilmektedir. Söndürme frekansı genellikle, osilatörün temel frekansının 0,001 katı kadar olmaktadır. Sönüm yapmadan önce titreşim genliğinin sınır değere kadar artmasına izin verildiğinde, kazanç, sinyal geriliminin logaritması ile orantılı olduğundan, devre logaritmik kipte çalışıyor denir. Sönüm süreci yeterince kısa tutulduğundan, bir önceki titreşim çerçevesinin kuyruğu, söndürme gerilimi kalkar kalkmaz, bir sonraki çerçeveyi oluşturan titreşimi başlatır (Şekil 14.5.). Osilatörün çıkışında, lambadan geçen ortalama akım gözlenir; bu akım ise bir çerçevenin sınırladığı alanla orantılıdır.



Şekil 14.5.: Süperrigeneratif osilatörünün titreşim dalga şekli

Süperrigeneratif osilatörlü spektrometreler, 10-300 MHz bölgesinde çalışabilmesi nedeniyle; Cl (Klor), In (İndiyum) ve Br (Brom) gibi elementleri için

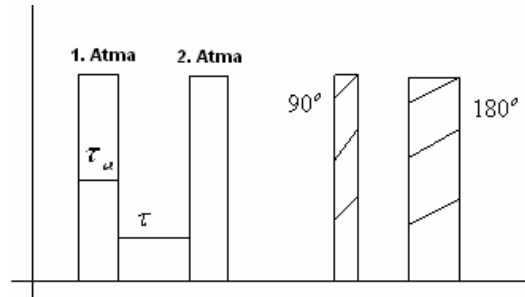
Atmalı spektrometrelerde, serbest indüksiyon bozunması ve spin yankı yöntemi gibi yöntemler kullanılarak görüntü elde edilir.

14.2.1. Serbest indüksiyon bozunması (SIB)

Sinyal üretici; SD, RF ya da MD enerjisi üreten bir üreteçtir. Bunun çıkışında bulunan kapı devresi, programlayıcı devresi ile birlikte, istenilen genişlikte ve istenilen aralıkta atma üretir (Bkz. Şekil 14.6.). Böyle bir atma, genel olarak,

$$\tau_a = 2\pi/\gamma H_1 \quad (14.2)$$

bağıntısı ile tanımlanan atma genişliği, ya da atmanın uygulama süresi ile iki atma arasında geçen τ zamanıyla belirlenir. Buna göre Şekil 14.7.' den de görüldüğü gibi atma genişliği, 180° atmasında, 90° atmasındakinin iki katı olmalıdır.



Şekil 14.7.: Bir atmanın belirgin özellikleri

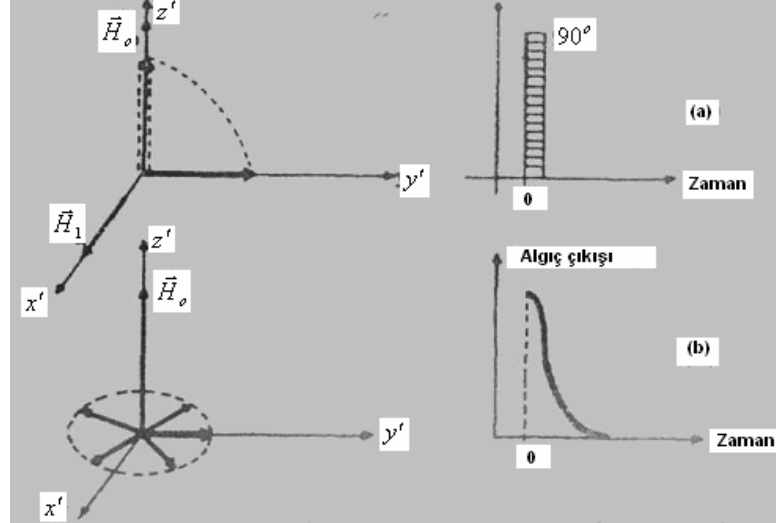
Atmalı bir spektrometrede uygulanan 90° ya da 180° atmalarında aranan ilk özellik,

$$\tau_a \ll T_1, T_2 \quad (14.3)$$

olmasıdır. Böyle bir varsayımla magnetik sistemin serbest olması sağlanır. Yani atmanın magnetik sisteme uygulandığı sürece durulma süreçlerinin etkisi göz ardı edilir. Örneğin, 90° atmasının kesilmesinden sonra xy düzleminde ki mıknatıslanma T_2 ' ye bağlı bir üstel bozunma gösterir. Bu bozunma, mıknatıslanma vektörünün $\vec{M}_x$ ve $\vec{M}_y$

bileşenlerinin bozunmasıyla ölçülür. xy düzleminde dönen mıknatıslanma, bu düzleme bir alıcı makara yerleştirildiğinde, makarada ω frekansında bir sinyal üretir. Böyle bir düzenele bozunma gözlenebilir ve buradan da T_2 durulma zamanı saptanabilir. Algılama işlemi, atma kesildikten sonra yapıldığı için bu yöntem serbest indüksiyon bozunması olarak bilinir.

İncelenen örnek, tek tip spinden oluşmuş ve atma, rezonans frekansında uygulanmışsa, SIB sinyali, saf üstel olarak azalan bir fonksiyondur (Şekil 14.8.). $t=0$ anında spin sistemine 90° atması uygulanır ve mıknatıslanma vektörünün tümü y' doğrultusuna gelince 90° atması kesilir (Bkz. Şekil 14.8a.). Atma kesildikten sonra $\vec{M}_{y'}$ ' nün serbest olarak bozunması, y' eksenine konan bir alıcı makara yardımıyla bir SIB sinyali olarak gözlenir (Bkz. Şekil 14.8b.).



Şekil 14.8.: Bir serbest indüksiyon bozunması sinyali

SIB sinyalinin üstel olarak bozunmasının belirgin özelliği, T_2 durulma zamanı olduğu için bu sinyalden yararlanarak T_2 bulunabilir. Ancak spin sistemine uygulanan dış magnetik alan yeterince homojen değilse SIB sinyalinin bozunma zaman değişmezi,

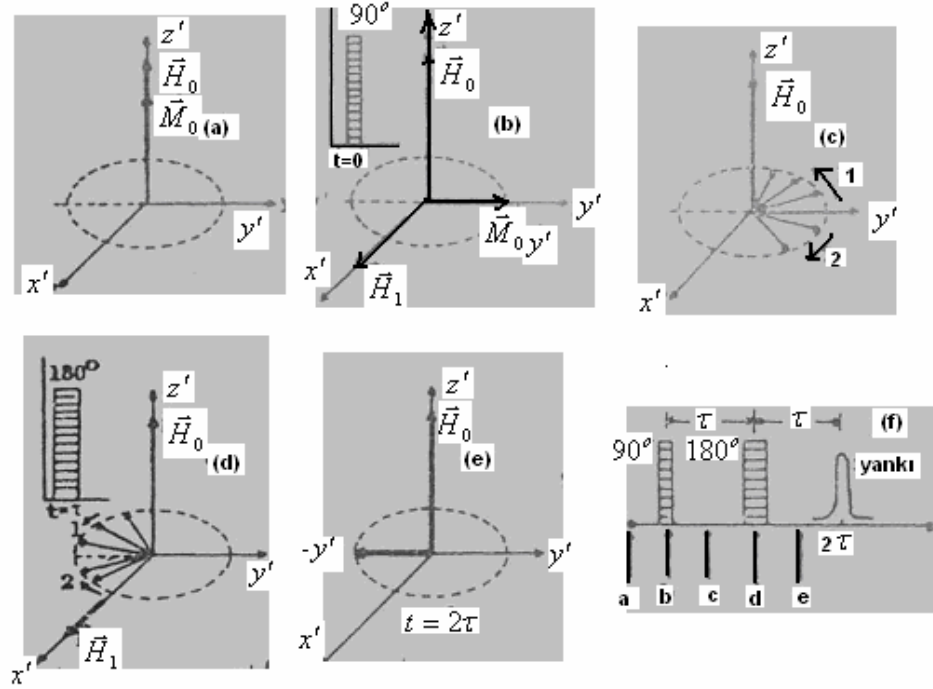
$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{2}\gamma\Delta H \quad (14.4)$$

bağıntısı uyarınca ortaya çıkar. Burada ΔH , dış magnetik alandaki homojensizliğin bir ölçüsüdür.

14.2.2. Spin-yankı yöntemi

Bir atmalı spektrometrede birden fazla atmanın belirli zaman aralıkları ile ardarda uygulanması sonucu ortaya çıkan yöntem magnetik rezonansta spin-yankı yöntemi olarak bilinmektedir. İlk kez, 1950 yılında Hahn tarafından ileri sürülen bu yöntem, özellikle (14.4) bağıntısı ile verilen T_2^* ile T_2 'yi birbirinden ayırt etmesi nedeni ile durulma zamanlarının ölçülmesinde oldukça önemli bir yer tutar. Bir spin yankının nasıl oluştuğunu Şekil 14.9.'u inceleyerek anlatmaya çalışalım.

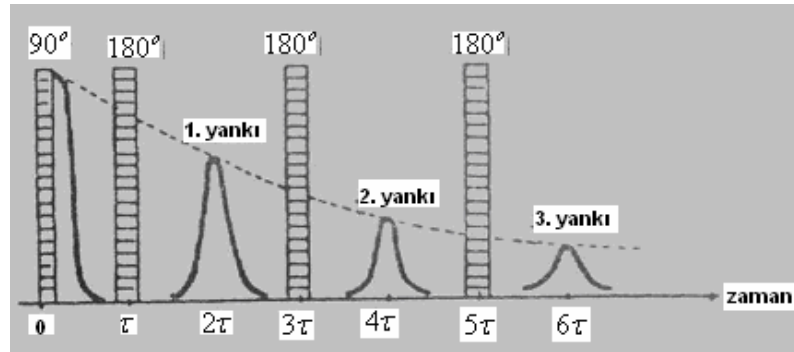
Başlangıçtaki mıknatıslanma vektörü, z' doğrultusunda ve bir M_0 değerinde olsun (Bkz. Şekil 14.9a.). $t=0$ ' da örnek üzerine, ω frekansında bir 90° atması uygulandığı zaman mıknatıslanma vektörü y' doğrultusunu alır (Bkz. Şekil 14.9b.). 90° atmasından hemen sonra dış magnetik alandaki homojensizlik nedeni ile, y' doğrultusundaki toplam mıknatıslanmayı oluşturan dipol momentlerinin bir kesimi, döner koordinat sisteminden daha hızlı ve bir kesimi de daha yavaş olacak şekilde serbest dönüş hareketine başlarlar. Böylece, spinlerin her birinin dipol momentleri, $x'y'$ düzlemi içinde yelpaze gibi açılırlar (Bkz. Şekil 14.9c.). Başka bir deyişle, xyz laboratuvar sistemine göre ω_0 frekansı ile saat ibrelerinin ters yönünde dönen $x'y'z'$ koordinat sisteminin y' ekseninden bakıldığı zaman, dönüş frekansları ω_0 ' dan küçük olan dipol momentlerinin saat ibreleri yönünde ve dönüş frekansları ω_0 ' dan büyük olan dipol momentlerinin de saat ibrelerinin ters yönünde döndükleri görülür. Bu kez, dipol momentleri üzerine yine x' eksenini yönünde 180° atması uygulanır ve dipol momentlerinin x' eksenini etrafında 180° dönmeleri sağlanır (Bkz. Şekil 14.9d.).



Şekil 14.9.: Hahn spin-yankı sinyalinin oluşum evreleri

$x'y'z'$ koordinat sistemine göre, 180° atmasından hemen sonra, hızlı dipol moment vektörleri yine saat ibrelerinin ters yönünde ve yavaş olanlar da saat ibreleri yönünde dönerek $t = 2\tau$ anında yeniden $-y'$ doğrultusunda toplam bir $\vec{M}'$ mıknatıslanma vektörü oluşturacak şekilde toplanırlar (Bkz. Şekil 14.9e.). Böylece y' eksenine yerleştirilmiş bir alıcı makarada $t = 2\tau$ anında bir SIB sinyali gözlenir. Bu SIB sinyali, 90° atmasından hemen sonra, yani $t = \tau$ 'da elde edilen ve Şekil 14.9b.' de görülen birinci SIB sinyaline göre negatiftir (Bkz. Şekil 14.9f.). Bunun nedeni; 180° atmasından sonra dipol moment vektörlerinin aynı evreli duruma, $-y'$ doğrultusunda gelmiş olmalarıdır. Bu nedenle, Hahn tarafından spin-yankı adı verilen bu SIB sinyali ile 90° atmasından hemen sonra elde edilen birinci SIB sinyali arasındaki evre farkı 180° 'dır. Eğer bu gözlem süresince enine durulma süreci göz ardı edilirse, spin-yankının genliği, birinci SIB sinyalinin genliğine eşit olacaktır. Ancak durulma süreçleri göz ardı edilemeyeceği için, spin-yankı sinyalinin genliği, birinci SIB sinyalinin genliğinden daha küçük olacaktır.

Spin-yankı sinyalinin hemen sonra dipol momentleri yeniden $x'y'$ düzlemi içinde serbest dönüş hareketlerini sürdürmeye başlayacaklar ve yelpaze gibi açılacaklardır. Bu nedenle $t = 3\tau$ da, yani birinci 180° atmasından 2τ zaman sonra, dipol momentleri üzerine ikinci bir 180° atması uygulanırsa bu kez dipol momentleri $+y'$ yönünde toplanacaklar ve $t = 4\tau$ anında ikinci spin yankı elde edilecektir. Benzer şekilde sistem üzerine $5\tau, 7\tau, 9\tau$ gibi zamanlarda 180° atması uygulanırsa $6\tau, 8\tau, 10\tau$ gibi zamanlarda, üçüncü, dördüncü ve beşinci spin yankı sinyalleri elde edilir (Şekil 14.10.). Bu şekilde elde edilen spin-yankı sinyallerinin üstel bozunması, T_1 ve T_2 durulma zamanlarını belirler. Eğer başka bir yöntemle T_1 durulma zamanı saptanmışsa, Şekil 14.10.'daki spin-yankı sinyalinin bozunma eğrisinden T_2 bulunur. Ayrıca incelenen spin sisteminde T_1 durulma zamanı T_2 'ye göre çok uzun ise, bozunma eğrisi yalnızca T_2 'ye bağlı olacaktır.



Şekil 14.10.: Hahn spin-yankı deneyinde oluşan yankı sinyalleri

Hahn tarafından ortaya atılan spin yankı yöntemi, önceleri yalnızca NMR'de uygulama alanı bulmuştur. ESR' de ise daha sonraları uygulamaya başlanmıştır.

Spin-yankı yöntemi, T_1 ve T_2 durulma zamanlarının ölçümünün dışında, spinlerin dolaylı olarak yön değiştirmelerinden kaynaklanan yayılmalarını ya da sıvılarda paramagnetik elementlerin göç etmelerini incelemeye de uygulanmaktadır. (Prof. Dr. Apaydın, F., 1991)

15. SONUÇ VE TARTIŞMA

Çalışmamızda magnetik rezonans görüntüleme yönteminin fiziksel ilkelerini, görüntü elde etme yöntemlerini, avantaj ve dezavantajlarını inceledik.

Kullanılmaya başlandığı ilk yıllarda 64x64 gibi düşük matriks değerleri ile kullanılmasına karşın, bugün 512x512 gibi yüksek matriks değerlerinin kullanılmaya başlanması ile MRG' nin uzaysal rezolüsyonu belirgin derecede artırılmıştır. Yöntemin doku kontrast özelliği diğer yöntemlerden belirgin olarak daha iyidir. Bunun basit anlamı; bu yöntem kullanılarak patolojik dokular çok kolaylıkla saptanabilir, yani yöntemin hassasiyeti çok yüksektir. Ancak bunun yanında, tekniğin özgüllüğü bu derece yüksek değildir. Bazı durumlarda bir çok patolojik dokunun sinyal özellikleri birbirlerine benzeyebilir; dolayısıyla dokudaki bir patolojinin kolaylıkla görülebilmesine rağmen tanı koymada aynı yüksek başarı elde edilemez. Fizik prensiplerinin de diğerlerinden çok karmaşık olması Magnetik Rezonans Görüntülemeyi anlaşılması en güç radyolojik tanı yöntemi haline getirmiştir. Buna rağmen, multiplanar görüntüleme özelliği, yumuşak doku kontrastı çözümleme gücü, kontrast madde kullanmadan damarları görüntüleyebilmesi ve en önemlisi de halen bilinen bir zararının olmaması MRG yönteminin önemini artırmaktadır.

MRG yöntemi, RF pulsularıyla uyarılan doku protonlarından elde edilen sinyallerin antenler yardımıyla alınıp bilgisayara kaydedilmesiyle görüntü verir. Protonları uyaracak olan RF pulsuları güçlü mıknatıslarla sağlanır. Bu güçlü mıknatıs ferromagnetik cisimleri etkiler. Bu nedenle ferromagnetik cisimlerin MRG odasına sokulmaması gerekir. Güvenlik kurallarına uyulmaması yaşamsal tehlikeye yol açabileceği için vücutta bulunan anevrizma klibi, kalp pili, elektronik implant veya aygıt, magnetik olarak aktive edilen implant veya aygıt, kohlear veya işitme cihazı, insülin veya infüzyon pompası, herhangi tip protez veya implant, yapay veya prostetik kalça, yapay kalp kapağı, stent gibi metaller konusunda radyoloji doktoru ve teknisyeni bu konuda bilgilendirilmelidir.

MRG aleti ile görüntü alınırken gerekli görülen durumlarda kontrast madde kullanıldığından dolayı, daha önceden herhangi bir nedenden ötürü alerjik reaksiyon geçiren ve astım hastalığı olanlar inceleme öncesi yine radyoloji doktoruna ve teknisyenine bildirmelidirler.

Şu an itibariyle pahalı bir yöntem olması nedeniyle, üniversitelerimizde araştırma konusu olarak seçilmeyen bu yöntemin ileriki yıllarda öneminin daha da artacağını bekliyoruz.

16. KAYNAKLAR DİZİNİ

- Vural, M., 1997, Magnetik rezonans kolanjiopankreatografi: Tanısal değer ve direkt kolanjiografik yöntemlerle karşılaştırma, Uzmanlık tezi, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Ana Bilim Dalı, Ankara, 74 s.
- Doç. Dr. Kaya, T., Y. Doç. Dr. Adapınar, B., Doç. Dr. Özkan, R., 1996, Temel Radyoloji Tekniği, Güneş-Nobel Yayınları, 489 s.
- Parlatan, Haluk K., 1997, Nükleer Magnetik Rezonans Spektroskopisi Yöntemi ile Azatioprin Miktar Tayini ve Bu Yöntemin Klasik Yöntemlerle Karşılaştırılması, Yüksek lisans tezi, Gazi Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Analitik kimya anabilim dalı, Ankara, 45 s.
- Prof. Dr. Apaydın, F., 1991, Magnetik Rezonans Temel İlkeler, Deney düzenekleri, Ölçüm yöntemleri, Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Ders Kitapları No:3, Ankara, 600 s.
- Turan, B., Hematolojik Araştırmalarda Elektron Spin Rezonans, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi.
- Yalçınar, A., Dinamik Çekirdek Kutuplanması, Ankara Üniversitesi Fizik Bölümü.
- Tarımcı, Ç., Çekirdek Dörtüçay Rezonans, Ankara Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi, Beşevler Ankara.
- Budak, H., NMR-NQR Çift Rezonansı ve Uygulamaları, İstanbul Üniversitesi Fizik Bölümü.
- Yelekçi, K., 1991, Modern nükleer magnetik rezonans spektroskopisi ve uygulamaları, Marmara Üniversitesi yayın no: 516, Fen Edebiyat Fakültesi yayın no: 28, İstanbul, 362 s.
- Serway, Raymond A., Çeviri Editörü: Çolakoğlu, K., 1996, For Scientists and Engineers with Modern Physics Third Edition, Palme Yayıncılık, Ankara, 340 p.
- Yılmaz, A., Normal ve Menenjitli Beyin-Omurilik Sıvılarında T_1 Durulma Zamanı Ölçümleri, Dumlupınar Üniversitesi Fen Fakültesi, Fizik Bölümü.
- pano.taek.gov.tr/egitim/hizmeticiegitim/uzmanlik/anaem/ders_notlari/mab/esr_lab_notu_mab.doc+ENDOR+y%C3%B6ntemi&hl=tr&ct=clnk&cd=6&lr=lang_tr

KAYNAKLAR DİZİNİ (Devam)

tr.wikipedia.org/wiki/G%C3%B6r%C3%BCnt%C3%BCleme_Y%C3%B6ntemleri_ve_Ana_Prensipler

mhtaskan68.sitemynet.com/Desktop/k1.pdf

www.biltek.tubitak.gov.tr/merak_ettikleriniz/index.php?kategori_id=6&soru_id=297

homepage.uludag.edu.tr/~alig/LINKLER/Cekirdekspini.htm

tgr.dergisi.org/text.php3?id=502 www.sonomed.com.tr/Section.asp?IID=4

www.radyoloji.net/cgi-bin/resimler/html/Oncologic%20imaging.htm

www.tkd-online.org/link/TKD_UlusalKalpSagligiPolitikasi.pdf

www.centrallab.metu.edu.tr/rd/trk/anasayfa/cihazlar/s/nmr.php

www.centrallab.metu.edu.tr/rd/trk/anasayfa/cihazlar/s/esr.php

www.medinfo.hacettepe.edu.tr/tebad/umut_docs/TEZ.pdf

www.acibademhastanesi.com

www.biltek.ieee.metu.edu.tr

www.iyitem.com

www.konez.com

www.mrder.org.tr