

**T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME VE  
GÖRÜNTÜ NETLEŞTİRME**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Elektrik-Elektronik Müh. Volkan KARAHASANOĞLU**

**Enstitü Anabilim Dalı : ELK-ELEKTR. MÜH.**

**Enstitü Bilim Dalı : ELEKTRONİK**

**Tez Danışmanı : Prof. Dr. Etem KÖKLÜKAYA**

**Şubat 2007**

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

# MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME VE GÖRÜNTÜ NETLEŞTİRME

## YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elek-Elektronik Müh. Volkan KARAHASANOĞLU

Enstitü Anabilim Dalı : ELK-ELEKTR. MÜH.

Enstitü Bilim Dalı : ELEKTRONİK

Bu tez 09/02/2007 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Etem KÖKLÜKAYA

Jüri Başkanı

Yrd. Doç. Dr. Ahmet Y.  
TEŞNELİ

Üye

Yrd. Doç Dr. Halil İbrahim  
ESKİKURT

Üye

## **TEŞEKKÜR**

Yüksek lisans eğitimimde danışmanım olmayı kabul eden ve bu bitirmeyi hazırlarken ilgilerini, yardımlarını ve bilgilerini hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocam sayın Prof. Dr. Etem KÖKLÜKAYA hocama içten teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca bu bitirme çalışmasının yapımında yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen sevgili arkadaşım Araş. Gör. Önder AYDEMİR'e ve Dođan KURTULDU'ya yardımlarından dolayı teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER .....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	v
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ÖZET.....	ix
SUMMARY.....	x
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2.	
MR GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİ.....	10
2.1. NMR'in Klasik Tanımı.....	10
2.2. Denge Konumuna Geçme ve Sinyal Kaydı.....	13
2.2.1. Denge konumu.....	15
2.2.2. Enine denge durumu.....	15
2.2.3. FID sinyal (alıcı sargıdaki elektrik akımı) süresi.....	15
2.2.4. T2*, spin-eko ve T2 .....	16
2.2.5. T1 gevşeme zamanı.....	18
2.2.6. T1 ağırlıklı, T2 ağırlıklı ve proton dansite görüntüler .....	18
2.3. Donanım.....	19
2.3.1. T- 60A NMR sistemi.....	23
2.3.1.1. RF ve modülasyon devreleri .....	26
2.3.1.2. Dedektör-ses devreleri.....	30



BÖLÜM 3.	
MRG'DE GÖRÜNTÜNÜN OLUŞTURULMASI .....	33
3.1. Kesit – Belirleme.....	35
3.1.1. Kesit kalınlığını belirleyen unsurlar.....	36
3.2. Frekans–Kodlama.....	37
3.3. Faz Kodlama .....	39
3.4. 2D Fourier Dönüşümü.....	40
BÖLÜM 4.	
GÖRÜNTÜ KALİTESİ.....	44
4.1. SNR (Sinyal – gürültü oranı).....	45
4.2. SNR Tabloları.....	47
BÖLÜM 5.	
MRG'DE GÖRÜNTÜ NETLEŞTİRME UYGULAMALARI.....	52
BÖLÜM 6.	
SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	57
KAYNAKLAR.....	59
EKLER.....	61
ÖZGEÇMİŞ.....	65

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

AGC	: Otomatik Kazanç Kontrolü
$B_0$	: Dış magnetik alan şiddeti
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
dB	: Desibel
DC	: Doğru Akım
e	: Euler Sabiti
FA	: Sapma Açısı
FID	: Sebest İndikasyon Kayboluşu
FOV	: Ekranaya yansıyan görüntüye uyan dokunun büyüklüğü
LPF	: Alçak Frekans Filtresi
mm	: Milimetre
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
msn	: Milisaniye
NEX	: İşlem Sayısı
NMR	: Nükleer Manyetik Rezonans
NSBO	: Nükleer Yanband Osilatör
RF	: Radyo Frekans
SNR	: İşaret Gürültü Oranı
T	: Zaman
$T2^*$	: Transver Zamanı
$\omega_0$	: Salınım Frekansı
$\gamma$	: Gramagnetik Oran

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1.	Protonların dağılım ve dizilişleri.....	4
Şekil 1.2.	Bo vektörün x, y,z eksenleri ile ilişkisi.....	5
Şekil 1.3.	NMR görüntüleme cihazı.....	5
Şekil 1.4.	Radyo frekans dalgasının uyarısı ile topaç tarzında salınım yapan protonun açısı ve vektörel kuvvetlerin yönü görülmektedir	6
Şekil 1.5.	RF uyarısı ile M vektörü B1 yönüne dönmektedir.....	7
Şekil 1.6.	Radyo dalgası.....	7
Şekil 2.1.	Z eksenini boyunca uygulanan statik manyetik alanda manyetizasyon vektörünün eksen sapması.....	11
Şekil 2.2.	Manyetizasyonun eksenden sapması .....	13
Şekil 2.3.	Alıcı sargı.....	14
Şekil 2.4.	Serbest İndüksiyon Kayboluşu (FID).....	14
Şekil 2.5.	Sinyallerin genlik değişimi.....	17
Şekil 2.6.	T1 ve T2 denge durum eğrileri .....	18
Şekil 2.7.	T1, PD, T2 görüntüleri.....	19
Şekil 2.8.	MR sisteminin yapısı .....	20
Şekil 2.9.	X ve Y eğim sargılarının göreceli oryantasyonu.....	22
Şekil 2.10.	Yüzey sargı vücudun belli bir bölgesinden sinyal kaydı yaptığından daha yüksek SNR değerleri elde edilmektedir.....	23
Şekil 2.11.	T-60A Blok diyagramı.....	25
Şekil 2.12.	Verici.....	26
Şekil 2.13.	Alıcı.....	27
Şekil 2.14.	Alan Modülatörü .....	28
Şekil 2.15.	5kHz Oscillator .....	28
Şekil 2.16.	Nükleer yanband osilatörü.....	29
Şekil 2.17.	Faz Kaydırıcı ve Modülasyon Seviye Ayarı.....	30

Şekil 2.18.	Spektrum Genliği .....	30
Şekil 2.19.	Faz Dedektör Devresi.....	31
Şekil 2.20.	DC Yükselteç ve integratör.....	32
Şekil 2.21.	İntegrator filtre devresi .....	32
Şekil 3.1.	a ve b Görüntüdeki kolon ve sıra sayıları.....	33
Şekil 3.2.	Örnek Toplama süresi ve Örnek toplama aralığı ilişkisi.....	34
Şekil 3.3.	Magnet gücünün bir tarafa doğru artarken, diğer tarafa doğru azaldığı.....	36
Şekil 3.4.	Frekans kodlama gradiyenti çalıştırıldığında kolonlar farklı manyetik alanlara maruz kaldıklarından, her kolon için farklı salınım frekansları oluşmaktadır.....	37
Şekil 3.5.	Zamana karşı belli genlikteki bir dalgayı, frekansa karşı genlik olarak göstermektir.....	38
Şekil 3.6.	Faz Kodlama, Frekans Kodlama, Kesit ilişkisi.....	39
Şekil 3.7.	Faz-kodlama.....	40
Şekil 3.8.	K-Space.....	41
Şekil 3.9.	Dokudan elde ettiğimiz çok sayıda sinyaller ile, voksellerimizi birbirinden ayırabilmekte ve sinyalin geldiği lokalizasyona bağlı olmak üzere bunları piksellere parlaklık olarak yerleştirmekteyiz	42
Şekil 3.10.	Kalitesi çok düşük iken, faz-kodlama adım sayısı artırıldıkça görüntü netliği artmaktadır.....	42
Şekil 4.1.	SNR.....	45
Şekil 4.2.	Düşük band genişliği tekniğinin SNR`a etkisi.....	46
Şekil 5.1.	Orijinal MR Görüntüsü (0.008-0.992).....	52
Şekil 5.2.	Program ile değiştirilen görüntü (0.08-0.8).....	54
Şekil 5.3.	Programla değiştirilen görüntü (0.6-0.992).....	55
Şekil 5.4.	Programla değiştirilen görüntü (1.0-0.9).....	55
Şekil 5.5.	Programla değiştirilen görüntü (1.0-0.000001) .....	56
Şekil 6.1.	Görüntülerin karşılaştırılması .....	57

## TABLULAR LİSTESİ

Tablo 1.1.	Radyolojide Kullanılan inceleme yöntemlerinde çözümlemenin karşılaştırılması.....	8
Tablo 1.2.	Elektromagnetik Spektrum.....	10
Tablo 4.1.	3mm Kesit Kalınlığında.....	47
Tablo 4.2.	4mm Kesit Kalınlığında.....	48
Tablo 4.3.	5mmKesit Kalınlığında.....	49
Tablo 4.4.	7 mm Kesit Kalınlığında.....	50
Tablo 4.5.	10 mm Kesit Kalınlığında.....	51
Tablo 5.1.	Program akış diyagramı.....	53

## ÖZET

Anahtar kelimeler: Manyetik Rezonans Görüntüleme , görüntü netleştirme

Tıpta hastalıklı dokuların ve patolojik kitlelerin teşhisinde kullanılan radyolojik cihazların (Radyodiyagnostik) amacı, özellikle manyetik rezonans görüntüleme cihazlarının fiziksel ve/veya izafi anlamda inceleyerek yazılımsal olarak daha fonksiyonel, gelişmiş ve hatasız bir teşhis amacına yönelik bir MRG sistemi incelenin geliştirilmesidir.

Bu çalışmada radyolojik teşhiste kullanılan cihazlardan MR (Manyetik Rezonans Görüntüleme)'in tanıtımı açıklanmaya çalışılmış ve MR görüntüleme sistemleri, MR görüntü işleme ve görüntü kalitesi hakkında bilgiler verilerek MRG de görüntü netleştirme uygulamaları yazılımsal olarak desteklenmiştir. Çekilen bir MR görüntüsü program ile zıtlık ayarını otomatik olarak yapılmış görüntüde görülmesi istenilen noktanın durumuna göre görüntü netliği sıfır ile bir arasında istenilen noktaya getirilmektedir.Böylece sayede kabul edilebilir oranda bir görüntü netliği sağlanabilmektedir ve elde edilen görüntüler klinik teşhiste daha doğru sonuçların alınmasına yardımcı olacaktır.

# **MAGNETIC RESONANCE IMAGING AND IMAGING MAKE IT CLEARER**

## **SUMMARY**

Key Words: Magnetic Resonance Imaging, imaging make it clearer

We have examined an MRG system for a more technological and error-free diagnostic methods as software by performing the detailed examinations of the target of the radio-diagnostic devices used for the diagnostic of infected tissues and pathological blocks, particularly the magnetic resonance imaging devices and by analyzing these devices physically and/or relatively.

In this study, while defining the radiological terms, introduction of MR (Magnetic Resonance Imaging) among the devices used for radiological diagnostic has been made. Information on the MR imaging systems, MR image processing and image quality has been given and it was supported by software by giving information about the applications for image developing in MRG. When we want to make the contrast settings of an MR image automatically by using a program, we can set the image resolution between zero and one according to the status of the point we like to see. In this way, we can maintain an acceptable image resolution. By means of the images obtained in this way, more clear results can be achieved for clinical diagnostics.

## BÖLÜM 1. GİRİŞ

Manyetizmanın ortaya çıktığı Magnesia(Manisa)'da doğal manyetik demir oksit bol miktarda bulunmuştur ve ilk defa burada elementin davranış özelliği gözlenmiştir. Elektrik ve manyetizma konusunda bilimsel çalışmalar ise 18. yüzyılın sonlarına doğru başlamıştır. Bu alanda çalışma yapan önemli ilk isimler: Ampere, Bohr, Coulomb, Curie, Faraday, Gauss, Hertz, Oersted, Tesla ve Weber'dir. Daha sonrasında bu alandaki değişimler hızlı bir seyir gösterdi. İlk defa 1939 yılında Dr. Isador Rabi ve arkadaşları NMR(Nükleer Manyetik Rezonans) prosesini gözlemişlerdir. 1949 yılında ise Harvard Üniversitesi'nden Edward M. Purcell ve Stanford Üniversitesi'nden Felix Bloch, birbirinden bağımsız olarak parafin, mum ve suyu NMR özellikleri ile ilgili yaptıkları deneysel çalışmalarla 1952 yılında Nobel Ödülü'nü kazandılar. Daha sonra Kayseri'den ABD'ye göçmen olarak giden Ermeni asıllı Raymond Damadian 1971 yılında ve Paul Lauterbur 1973 yılında NMR ile insan vücudunun görüntülenebileceğini göstermişlerdir. 1980 yılında Aberdeen grubu tarafından görüntü elde edilmesinde iki boyutlu Fourier Dönüşümü tekniğinin kullanılabilmesi ortaya konmuştur.

1984 yılında ilk defa kontrast madde kullanılmaya başlanmış. 1986 yılında ise hızlı görüntüleme yöntemleri kullanılmaya başlanmıştır.

Radyolojik görüntüleme yöntemlerinin çok hızla gelişmekte olduğu bu yıllarda MRG tüm dünyada üzerinde en çok çalışma ve araştırmaların yapıldığı, çok hızlı bir biçimde gelişmelerin elde edildiği ve rutin radyolojik incelemeler arasında en çok ilgi çeken yöntemdir. Neden MRG(Manyetik Rezonans Görüntüleme) sorusuna yanıt, bugün için kabaca birkaç başlık altında verilebilir. Bunlar MRG'nin neden kısa zamanda bu derece hızla yaygınlaştığını ve ilgi gördüğünü açıklar. Bununla birlikte görünen odur ki, hızla geliştirilmekte olan yeni teknik ve olanaklar ile kısa bir süre



sonra MRG'nin tıptaki önemi daha da artacak ve yaygınlaşacaktır.

Radyolojik teşhiste (Radiodiagnostikte) kullanılan görüntüleme yöntemlerinin karşılaştırılmasında üç temel özellik önemli yer tutar;

- a-) Çözünürlük (Rezolüsyon)
- b-) Duyarlılık (Sensitive)
- c-) Belirlilik (Spesifisite)

Tablo 1.1 : Radyolojide Kullanılan inceleme yöntemlerinde çözümlemenin karşılaştırılması

	Radioisotop	US	X-ray	BT	MRG
Uzaysal Çözünürlük(mm)	5	2	0.1	0.5	0.5
Kontrast Çözünürlük(mm)	20	10	10	4	2

MRG, yumuşak doku kontrastı en yüksek görüntüleme yöntemidir. Tablo 1.1'de görüldüğü gibi, MRG'nin uzaysal çözümlemedeki başarısı diğer tekniklerden (özellikle BT'den) çok farklı değildir. Aslında MRG'nin kullanılmaya başlandığı ilk yıllarda 64x64 gibi düşük matris değerleri kullanıldığından, yöntemin uzaysal çözünürlük BT(Bilgisayarlı Tomografi)'den daha yüksek değildi. Ancak, daha sonradan rutin MRG incelemelerinde 256x256, hatta 512x512 gibi yüksek matris değerlerinin kullanılmaya başlanması ile uzaysal çözünürlük belirgin derecede artırılmıştır. Buna karşın, tablo 1.1'e dikkatle bakacak olursak yöntemin doku kontrast özelliği diğer tekniklerden belirgin olarak daha iyidir. Bunun basit anlamı; bu teknik kullanılarak patolojik dokular çok kolaylıkla saptanabilir, yani yöntemin duyarlılığı çok yüksektir. Tekniğin bu yüksek duyarlılığı yanında, belirliliği bu derece yüksek değildir. Bazı durumlarda bir çok patolojik dokunun sinyal özellikleri birbirlerine benzeyebilir; dolayısıyla dokudaki bir patolojinin kolaylıkla görülebilmemesine rağmen tanı koymada aynı yüksek başarı elde edilemez.

1. Görüntüleme yöntemi olarak kullanılan diğer tekniklerden farklı olarak, hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesit planı değiştirilebilmektedir; buna "multiplanar görüntüleme" denir. Yöntemin bu özelliği, görüntünün elde edilme tekniğinin diğer

inceleme yöntemlerine göre farklı olmasından kaynaklanır

2. 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.
3. MRG bize kesitsel anatomik görüntülerde damarlı(vasküler) yapılardaki akım dinamikleri hakkında bilgi vermesi yanında, kontrast madde kullanılmaksızın, sadece damarlı(vasküler) yapıları görüntüleyebilme olanağı da vermektedir.
4. Yöntemin bir diğer önemli özelliği, bugün rutin klinik kullanıma girmemiş olsa da, gelecekte çok yararlı olabilecek; ve belki de görüntüleme özelliğinin önüne geçebilecek olan görüntünün renklendirilmesidir (spektroskopidir). Bu yöntem ile dokulardaki metabolik prosesleri izleyebilmek ve biyokimyasal analizlerini yapmak olanaklıdır.
5. Yöntemin kendine özgü bir takım bozucu etkiler (artefaktları) olmakla beraber, diğer görüntüleme yöntemlerinde bulunan (BT'deki kemik / hava artefaktı gibi) bazı bozucu etkiler bu yöntemde görülmez. Bu nedenle diğer teknikler ile iyi görüntülenemeyen pek çok anatomik bölge ve yapının değerlendirilmesi mümkündür.

Tüm cisimlerde olduğu gibi insan vücudunda da protonlar, dış bir etkiye maruz kalmadıkları sürece eksenleri çevresinde kendine özgü yörüngelerinde dönerler. Pozitif yüklü olması nedeniyle de elektrik akımına neden olurlar. Elektrik akımının doğal sonucu olarak protonların magnetik alanı vardır. Bu nedenle her bir proton küçük bir mıknatıs olarak kabul edilmektedir. Vücutta en fazla bulunan proton ise, vücudun su içeriğinin fazla olması nedeniyle hidrojenidir. Günümüzde, magnetik rezonans görüntüleme sistemlerinde hidrojen protonunun bu magnetik özellikleri kullanılarak görüntü elde edilmektedir.

Dış bir manyetik alan içerisindeki protonlar belirli frekansta radyo dalgaları ile uyarıldığında enerji emilir (absorbe ederler). Radyo dalgalarının kesilmesi sonucunda, emilen (absorbe edilen) bu enerji radyo sinyalleri şeklinde ortama yayılır. İşte , radyo dalgası kullandığımızda, salınım hareketi yapmakta olan bazı protonların radyo dalgasından enerjiyi emip konum değiştirmeleri ve bir süre sonra

yine aynı protonların emdikleri enerjiyi ortama vererek eski konumlarına geri dönmelerine rezonans denmektedir. Ortama yayılan radyo dalgaları hastanın çevresindeki antenler yolu ile algılanarak, bilgisayar aracılığıyla görüntüye dönüştürülür.

Kendilerine özgü yörüngelerinde salınan protonlar, harici bir magnetik alan içine girdiklerinde, (+) ve (-) kutupların etkileşmesi sonucunda eksenleri birbirine zıt yönde olmak üzere ancak iki değişik dizilim gösterirler(paralel ve anti-paralel yön).

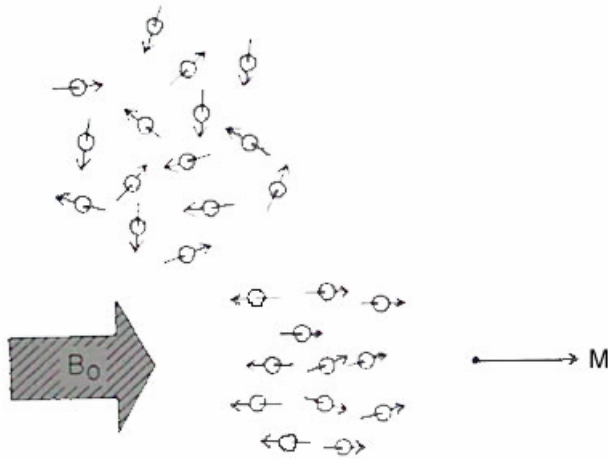
Normal Konumda kendi yörüngesinde dönen protonların, aynı zamanda bir salınım hareketleri de vardır. Topaç tarzında gerçekleşen bu salınım hızı, içinde buldukları magnetik alanın şiddetine bağlıdır. Lorman Eşitliği ile belirlenen bu salınım frekansı;

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \quad , \text{ olarak ifade edilmektedir.}$$

$\omega_0$  = Salınım Frekansı (Hertz),

$B_0$  = Dış magnetin alan şiddeti (Tesla),

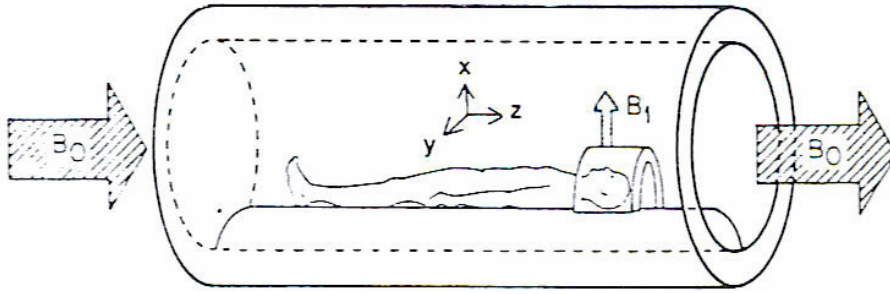
$\gamma$  = Gromagnetik oran (proton için 42.5 MHz/Tesla)'dır.



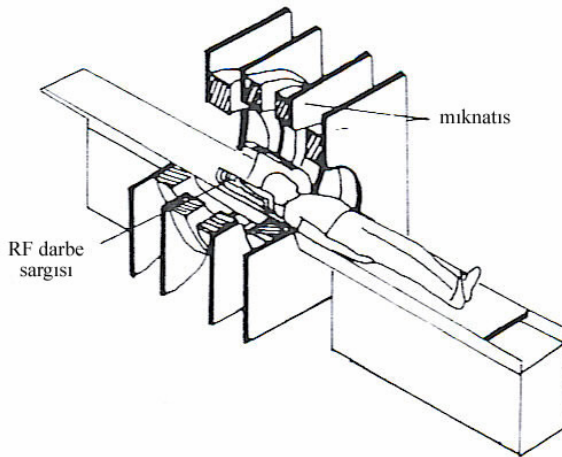
Şekil 1.1. Protonların dağılım ve dizilişleri: A- Dış bir magnetik alanın uygulanmadığı durumda kendilerine özgü yörüngelerinde dağınık olarak bulunmaktadır. B- Dış bir magnetik alanın uygulanması ile ( $B_0$ ), protonlar bu alana paralel ve anti-paralel yönde dizilirler. Paralel yönde dizilenler daha fazla olduğundan toplam vektörel kuvvet  $M$  ile belirlenmiştir.

Paralel dizilim gösteren proton sayısının anti-paralel dizilim gösterenlerden daha fazla olması nedeniyle Z eksenindeki vektörel kuvvet toplamı paralel yönde oluşmaktadır[13].

Böylece , harici bir magnetik alana maruz kalan hasta, magnetik alanın tek bir yöne yönelmiş olması nedeniyle mıknatıs etkisi göstermektedir. Oluşan bu magnetizasyon, uygulanan harici magnetik alan doğrultusunda olduğundan Boyuna Magnetizasyon olarak adlandırılmaktadır. Bu magnetizasyonun ölçülebilmesi önem taşımaktadır. Ancak, uygulanan harici magnetik alanla aynı olması nedeniyle bu ölçüm mümkün değildir. Ölçüm yapılabilmesi için bu magnetik kuvvetin, içinde bulunulan alana dik hale getirilmesi gerekmektedir.



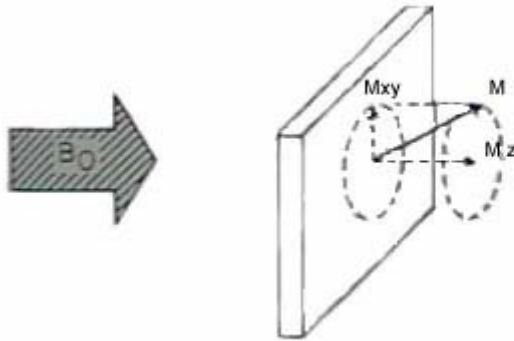
Şekil 1.2. Hasta dış magnetik alan içerisine yerleştirildiğinde  $B_0$  vektörün x, y,z eksenleri ile ilişkisi görülmektedir. Radyo frekans dalgalarının uyarısı ile protonların  $B_1$  yönüne dönmektedir.



Şekil 1.3. NMR görüntüleme cihazı

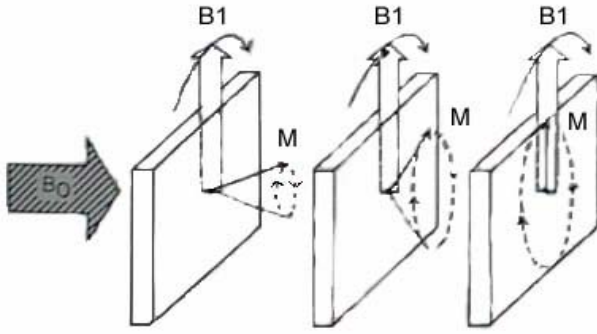
Protonların yörüngesinde değişiklik oluşturabilmek amacıyla radyo frekansında (RF) dalgalar kullanılmaktadır. Bu dalgalar nedeniyle, protonların enerji düzeylerinde değişiklik olmakta ve düşük enerji konumundan daha yüksek enerji konumuna geçmektedirler. Ancak bu etkileşim her kuvvetteki radyo dalgası ile gerçekleşmemektedir. Bu etkileşimin olabilmesi için, protonlarda rezonans oluşturabilecek doğru kuvvette radyo dalgası kullanılmaktadır. İşte bu nedenle, magnetik alan kullanılarak görüntü oluşturulan bu yönteme Magnetik Rezonans Görüntüleme adı verilmektedir.

Protonlar harici magnetik alanın etkisiyle paralel ve anti-paralel yönde dizilmiş iken dış kaynak aracılığıyla salınan radyo frekans dalgaları, z ekseninde dizilen protonların bu eksenden uzaklaşarak, topaç hareketi yapmasına neden olur. Bu salınımlarının konik bir senkron hareketi izlemesi nedeniyle, koninin yüksekliği z eksenini, çapı ise xy eksenini olarak adlandırılmaktadır. Protonun elektromagnetik alanının bu eksenlere olan izdüşümleri ise z ve xy vektörleri olarak ifade edilmektedir (şekil 1.4). Bunun sonucunda z eksenini ve birbirine dik olan xy eksenleri üzerinde vektörel kuvvetler oluşur.



Şekil 1.4. Radyo frekans dalgasının uyarısı ile topaç tarzında salınım yapan protonun açısı ve vektörel kuvvetlerin yönü görülmektedir.

Uygulanan radyo frekans dalga uyarısının kesilmesi ile protonlar içinde buldukları magnetik alana uygun diziliş şekline tekrar geri dönerler (paralel ve anti-paralel). Uyarılmayı takiben denge haline geçen bu çekirdekler, radyo frekans dalgası şeklinde enerji yayarlar[15].

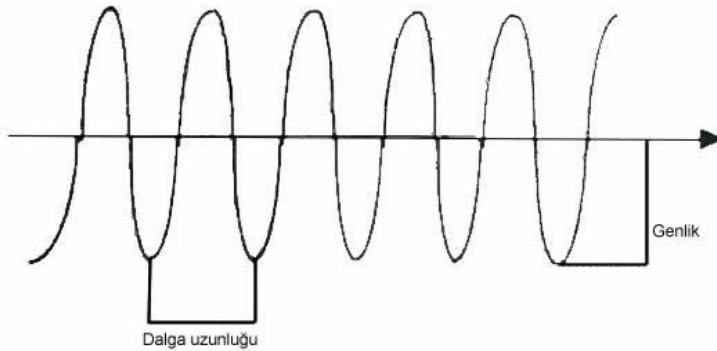


Şekil 1.5. RF uyarısı ile M vektörü B1 yönüne dönmektedir. RF uygulanan süre ne denli uzun olursa M vektörü de o denli B1 yönüne dönecektir

Dokudan salınan bu enerji hastanın çevresindeki antenlerle alınarak bilgisayar yardımıyla görüntüye dönüştürülür. Farklı elementlerin ve hatta aynı elementin farklı izotoplarının çekirdeklerinin rezonans frekansları farklıdır.

#### Radyo dalgasının özellikleri

Radyo dalgası genliği ve frekansı olan elektromanyetik bir dalgadır (Şekil 1.6)



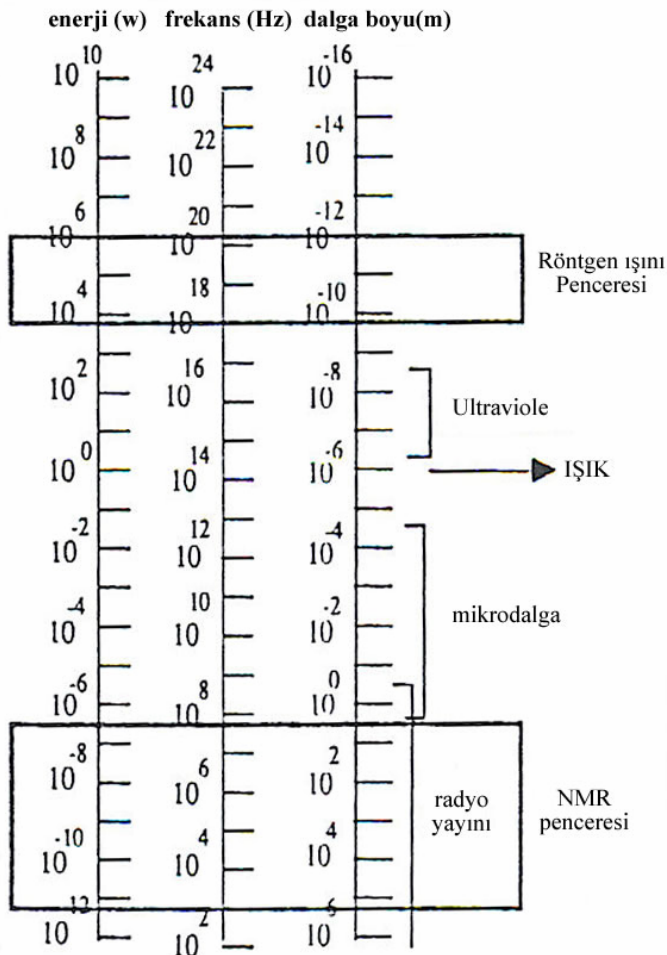
Şekil 1.6. Radyo dalgası

Elektromanyetik dalgada frekans artırılırsa dalga uzunluğu azalır, buna karşın enerjisi artar, dolayısıyla elektromanyetik dalganın enerjisini frekansını değiştirerek artırabilir veya azaltabiliriz. Radyo dalgası elektromanyetik dalgalar içinde düşük enerjilidir.

Elektromanyetik spektrum tablosunda belirtildiği gibi, insan vücudundan geçebilen çeşitli pencereler vardır Röntgen ışını penceresi, NMR penceresi gibi (Elektromagnetic spectrum window); bunlar haricinde elektromanyetik dalgalar için ise insan vücudu opaktır. İşte, MRG’de biz NMR penceresinden faydalanarak radyo dalgası ile protonlar etkileniyor (normal radyo yayınları da bu pencere içinde kalır).

MRG’de radyo dalgası uygulaması devamlı olmayıp, belli sürede ve belli güçte demetler halinde uygulanmaktadır; bu nedenle uygulamaya RF darbesi (RF pulse) denmektedir.

Tablo 1.2. Elektromagnetik Spektrum



Sapma Açısı: Uygulanan RF darbe, dokunun magnetik vektörünü  $90^\circ$  çevirir. İnceleme tekniğimize bağlı olarak bu açı  $0$  ile  $180^\circ$  derece arasında

ayarlanabilmektedir. Bu açı dokunun net manyetik vektöründeki sapma açısındaki olup ‐sapma açısı‐ (Flip angle) olarak bilinir ve RF darbesinin uygulama süresine ve genliğine bağlı olarak değişir. Yani bu parametreleri değiştirdiğimiz zaman farklı açılar elde edebilmekteyiz. Bundan sonra RF darbesi ile oluşturulan sapma açısı RF darbe ile belirtilecektir ( $90^\circ\text{RF}$  darbe,  $180^\circ\text{RF}$  darbe gibi).



## BÖLÜM 2. MR GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİ

### 2.1. NMR'in Klasik Tanımı

N; Toplam devir sayısıdır. Klasik tanımın avantajı, NMR mantığının daha basit ortaya koyulabilmesidir.

Devir manyetizasyon vektörü  $M$ , manyetik alan  $B$  içerisine konulursa, tork kuvvetine maruz kalacaktır.  $M$ 'nin hareket denklemi ise şu şekilde tanımlanır:

$$\frac{dM}{dt} = M \times B$$

Eğer  $B$ ; z eksenini boyunca  $B=B_0 \cdot k$  için zaman bağımsız (statik) alansa; eşitliği;

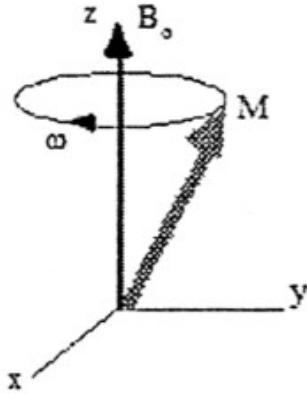
$$\begin{aligned}\frac{dM_x}{dt} &= \gamma M_y B_0 \\ \frac{dM_y}{dt} &= -\gamma M_x B_0 \\ \frac{dM_z}{dt} &= 0\end{aligned}$$

Şeklinde yazabiliriz. Bu eşitliklerin çözümleri yapıldığı takdirde aşağıdaki denklemlere ulaşılabacaktır.

$$\begin{aligned}M_x(t) &= M_x(0) \cos \omega_0 t + M_y(0) \sin \omega_0 t \\ M_y(t) &= -M_x(0) \sin \omega_0 t + M_y(0) \cos \omega_0 t \\ M_z(t) &= M_z(0)\end{aligned}$$

Formülde  $\omega = \gamma \cdot B_0$  olacaktır. Tüm bu eşitlikler Şekil 2.1 'de görüleceği üzere z

ekseni boyunca manyetizasyon vektörünün eksen sapmasını tanımlar. Eksen sapmasının açısal frekansı, klasik ve kuantum mekaniksel tanımların nasıl örtüştüğünü gösteren, yukarıda kuantum mekanik tanımdan çıkardığımız Larmor frekansını ifade etmektedir.



Şekil 2.1. Z eksenine boyunca uygulanan statik manyetik alanda manyetizasyon vektörünün eksen sapması

Z eksenine boyunca uygulanan  $B_0$  statik alanını dikkate alarak,  $\omega_0$  frekansıyla dalgalanan ve  $B_0$  alanına dik olarak uygulanan zaman değişimli alan  $B_1$  'i ele alalım. Eğer  $B_1$  'in dairesel olarak polarize olmuş bileşenini ele alacak olursak[12];

$$B_1(t) = B_1 \cos \omega_0 t i - B_1 \sin \omega_0 t j$$

Eşitliğini denkleminde yerine yazacak olursak;

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma [M_y B_0 + M_z B_1 \sin \omega_0 t]$$

$$\frac{dM_y}{dt} = \gamma [M_z B_1 \cos \omega_0 t - M_x B_0]$$

$$\frac{dM_z}{dt} = \gamma [-M_x B_1 \sin \omega_0 t - M_y B_1 \cos \omega_0 t]$$

eşitlikleri elde edilmiş olacaktır. Başlangıç durumunda  $M(0) = M_0 k$  olarak tanımlanırsa,  $M$ 'nin çözümleri denklem 'deki gibi olacaktır:

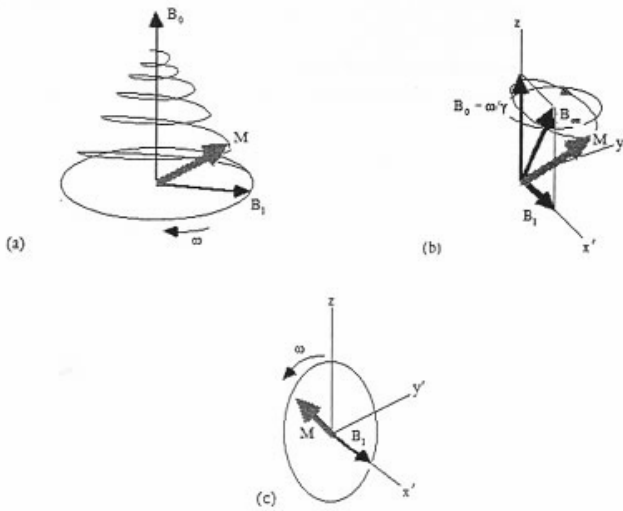
$$\begin{aligned}
M_x(t) &= M_0 \sin \omega_1 t \cdot \sin \omega_0 t \\
M_y(t) &= M_0 \sin \omega_1 t \cdot \cos \omega_0 t \\
M_z(t) &= M_0 \cos \omega_1 t
\end{aligned}$$

Yukarıda da görüldüğü üzere denklemde  $\omega_1 = \gamma \cdot B_1$  'dir. Bu, frekansı  $\omega_0$  olan dalgalanan manyetik alanın uygulanmasıyla, şekil 2.2a'de gösterildiği gibi manyetizasyonun eş zamanlı olarak  $\omega_0$  frekanslı  $B_0$  da ve  $\omega_1$  frekanslı  $B_1$  de eksenden saptığını göstermektedir. Bu kısımda z eksenini etrafında  $\omega_0$  frekansıyla dönen manyetizasyon vektörünün gelişiminin oluşumu üzerine durulacaktır. Dönen düzlemde ( $x'$ ,  $y'$ ,  $z$ ) eksen sistemi tanımlandığı takdirde denklemi şu şekilde

$$\begin{aligned}
\frac{dM}{dt} &= \gamma M \times B_{ett} \\
B_{ett} &= \left( B_0 - \frac{\omega}{\gamma} \right) k + B_1 i'
\end{aligned}$$

yazılabilir hale gelecektir[14].

$(i', j', k)$ ,  $(x', y', z)$  düzleminde birim vektördür. Bu iki eşitliğin çözümünün sonucu Şekil 2.2b'de verildiği üzere  $B_{ett}$  boylamınca magnetizasyon vektörünün eksenden sapmasıdır. Eğer  $B_0 = \omega / \gamma$  eşitliğini sağlıyorsa  $B_{ett} = B_1 i'$  'dir ve M şekil 2.2c de gösterildiği üzere  $x'$  eksenini yönünde sapma yapar.



Şekil 2.2. Manyetizasyonun eksenden sapması : (a) Laboratuvar ortamında boylamsal alan  $B_1$ 'in etkisi altında ; (b)  $B_0 = -\omega/\gamma$  nin etkisinde dönen düzlemde; (c)  $B_0 = -\omega/\gamma$  iken dönen düzlemde

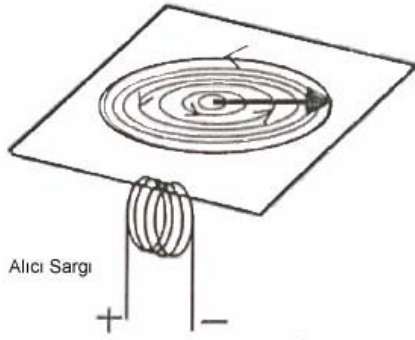
NMR işleminin uygulamasında en yaygın yol kısa süreli bir rezonans RF alanı uygulamaktır. Bu RF işaretinin uygulama süresi  $t$  ise manyetizasyon  $\theta = \gamma \cdot B_1 \cdot t$  açısı kadar dönecektir. Eğer bu açı 90 dereceyse bu RF işareti  $90^\circ$  olarak adlandırılır;  $x$  alt indisi ise  $x'$  eksenini boyunca eksenden saptırmayı işaret etmektedir. Tipik bir NMR çalışmada, boylamsal düzlemde ( $B_0$  'a paralel olarak), enine düzlemde ( $B_0$  'a dik olarak) manyetizasyon vektörüne uç yaptıran  $90^\circ$  işaretinin uygulamasıyla gerçekleşir. Enine düzlemde,  $z$  eksenini boyunca eksenden sapan manyetizasyon saptırılabilir[11].

## 2.2. Denge Konumuna Geçme ve Sinyal Kaydı

Fizik kuralı olarak şunu biliyoruz ki; nasıl pozitif yüklü protonlar hareket halindeyken devir hareketi (spin hareketi) manyetik güç oluşturuyorsa; hareket halindeki manyetik güç de, elektrik akımı oluşturmaktadır (Süperkondüktif ve Rezistiv magnetlerde elektrik akımı kullanılarak güçlü manyetik alan oluşturulması da aynı esasa dayanmaktadır).

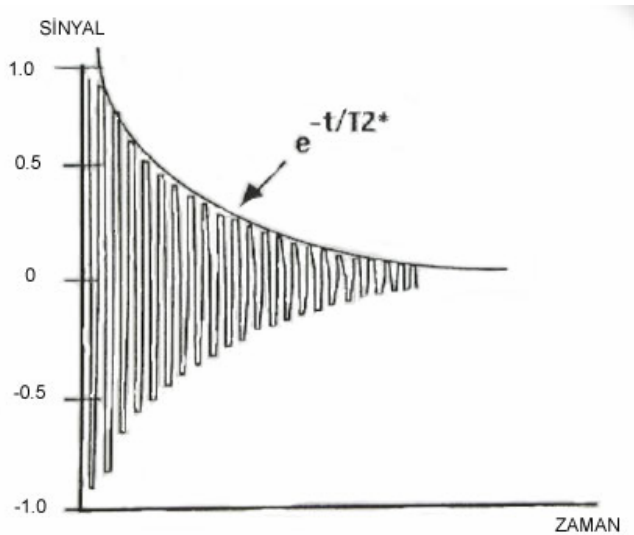
Güçlü magnet içindeki, net manyetik vektörü magnetin manyetik vektörü ile paralel olan dokuya  $90^\circ$  RF darbesi uygulandığında, dokunun net manyetik vektörü  $Z$

ekseninden 90 derece saparak X-Y düzleminde dönmeye başlamaktadır. Bu anda sisteme “Alıcı sargı” (receiver coil) ekleyecek olursak (Şekil 2.3) belirli frekansta devamlı dönmekte olan bu manyetik vektör, alıcı sargıda elektrik akımına (sinyal) neden olmaktadır [8].



Şekil 2.3. Alıcı Sargı

Ancak elde ettiğimiz bu sinyalin genliği çok hızlı biçimde azalmaktadır; bunu zamana karşı grafiklersek (Şekil 2.4) deki gibi, manyetik vektör frekansı ile uyumlu genliği gittikçe hızlı biçimde azalan bir grafik elde ederiz ve bu olaya “serbest indüksiyon kayboluşu” (Free induction decay) denmektedir.



Şekil 2.4. Serbest İndüksiyon Kayboluşu (FID)

### 2.2.1. Denge konumu

Denge Konumu'nun (Relaksasyon) anlamı RF darbesi ile konum değiştiren protonların eski konumlarına (yani, "out-of-phase" konumuna; az bir fazlalıkla  $B_0$ 'a paralel dizilen protonların fazla olduğu paralel ve anti-paralel konuma veya dokunun net manyetik vektörünün  $B_0$  ile paralel olduğu konuma) ulaşmalarıdır. Bunun için X-Y düzleminde dönmekte olan manyetik vektörün Enine manyetizasyon (Transvers manyetizasyon) ortadan kaybolması ve  $B_0$  ile paralel eski manyetik vektörün Boyuna manyetizasyon (Longitudinal manyetizasyon) tekrar oluşması gerekmektedir ve bu iki bölümde incelenir[10]:

a – Enine Denge Durumu (Transvers Relaksasyon)

b – Boyuna Denge Durumu (Longitudinal Relaksasyon)

### 2.2.2. Enine denge durumu

Enine Denge Durumu ile X-Y düzleminde dönmekte olan manyetik vektörün (Enine manyetizasyon) zaman ile azalması ve ortadan kaybolması ifade edilir. řu ana kadar öğrendiklerimizi hatırlarsak; Enine manyetizasyonu oluşturan esas etken, RF darbesi etkisi ile protonların "in-phase" konumuna ulaşmalarıdır ("in-phase" protonların vektör uçlarının aynı anda salınım çemberlerinin aynı noktasında olmasıdır).

### 2.2.3. FID sinyal (alıcı sargıdaki elektrik akımı) süresi

Bu sinyal milisaniyeler içinde kaybolmaktadır. Magnet inhomojeniteleri ve mikroskobik manyetik çevre farklılıklarının neden olduğu bu Enine (transvers) denge durumu zamanına  $T_2^*$  denmektedir. Aşağıdaki denklem bize, belli bir andaki (t) transvers manyetizasyon miktarını vermektedir:

$$M_{\text{transvers}} = M_0_{\text{transvers}} \times e^{-(t / T_2^*)}$$

$M_{\text{transvers}}$ : herhangi bir zamandaki (t) enine manyetizasyon;

t: RF darbesi kesildikten sonraki zaman;

Mo transvers: ilk anda oluşan enine manyetizasyon miktarı;

e: Euler Sabiti (2,7 ..)

Eğer  $T2^* = t$  ise;

$$M(T2^*) = Mo \text{ transvers} \times 1/2.7 = 0,37 \text{ Mo transvers}$$

Bunun anlamı;  $T2^*$  kadar zaman geçtiğinde ilk enine manyetizasyonun % 63 kadarı kaybolur, % 37 kadarı kalır; ve her  $T2^*$  zamanında enine manyetizasyon bu hızla kaybolmaya devam eder.

#### 2.2.4. $T2^*$ , Spin-eko ve $T2$

Eğer magnetimizin neden olduğu inhomojenite minimuma indirilebilirse, enine manyetizasyonu oluşturan protonlar arasındaki “in-phase”in bozulması (de-phase), sadece mikroskobik manyetik çevre inhomojenitesine bağlı olarak meydana gelecektir. Magnetin inhomojenitesine bağlı olmayıp, sadece mikroskobik manyetik çevre inhomojenitesine bağlı olarak meydana gelen bu enine denge konumu ise  $T2$  ile tanımlanmaktadır (veya Spin-ekodenge durumu),  $T2^*$  hem magnet ( $B_0$ ) inhomojenitesi, hem de mikroskobik manyetik çevreye bağlı olmakla birlikte,  $T2$  sadece mikroskobik manyetik çevreye bağlı olarak oluşmaktadır[1].

Tam olarak homojen bir magnete sahip olamayacağımıza göre, magnetin neden olduğu bu inhomojenite nasıl ortadan kaldırmak amacıyla  $180^\circ$  RF darbe kullanılmaktadır (ve  $90^\circ$  RF darbe sonrası  $180^\circ$  RF pulsun kullanıldığı bu yöntem veya sekansa “Spin-eko sekansı” denilmektedir). Örneğin  $90^\circ$  RF darbe öncesi  $180^\circ$  RF darbe uygulanır ise ortamda mevcut boyuna(longitudinal) manyetizasyon  $180^\circ$  dönmektedir. Ancak bu  $180^\circ$  RF darbe  $90^\circ$  RF darbe sonrası uygulanırsa  $180^\circ$  RF darbe etkisi ile protonlar arasındaki “de-phase”, sistemin tam ters dönmesi ile yavaş salınım göstermekte olan protonlar hızlı salınım gösteren protonların önüne geçeceğinden protonlar arasındaki “in-phase” tekrar elde edilir. Bunun bizim için anlamı tekrar sinyal elde edilmesidir ve bu tekrar elde edilen sinyale “Spin-eko” denir. Burada dikkat edilmesi gereken nokta,  $90^\circ$  RF darbe ile  $180^\circ$  RF darbe uygulaması arasındaki zaman ile  $180^\circ$  RF darbe ile sinyal elde edildiği an arasındaki

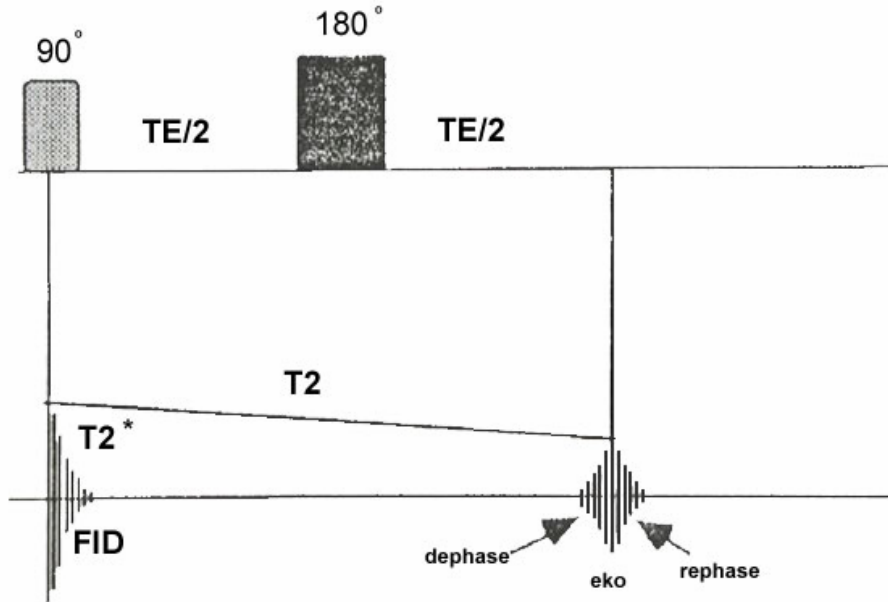
zamanın aynı olduğudur. Çünkü  $180^\circ$  RF darbe ile sistemi bir anda ters çevirdiğimize göre,  $90^\circ$  RF darbe ile  $180^\circ$  RF darbe arasında ne kadar süre geçtiyse, protonlar yine aynı sürede in-phase konumuna ulaşacaklardır. İşte, bu sürenin toplamına “Tekrarlama Zamanı”(Echo time (TE))denmektedir.

$$(90^\circ \text{ RF darbesi}) - (180^\circ \text{ RF darbesi}) = (180^\circ \text{ RF darbesi}) - (\text{eko sinyal})$$

$$\text{TE} / 2 \qquad \qquad \qquad \text{TE} / 2$$

$180^\circ$  RF darbe sonrası yeni elde ettiğimiz bu sinyalin (eko-sinyal) genliği ilk elde ettiğimiz sinyale göre daha düşük olmaktadır (Şekil 2.5).

$180^\circ$  RF darbe sonrası yeni  $180^\circ$  RF darbeler uyguladığımızda gittikçe azalan genliklerde yeni eko sinyaller elde edilebilmektedir. İşte zaman içerisinde sadece mikroskopik manyetik çevre farklılıklarına bağlı olarak eko-sinyal genliğinin azalması ile T2 eğrisi ortaya çıkmaktadır. T2 eğrisinin veya elde edilen bu sinyal genlikleri her doku için farklı olacaktır[2].



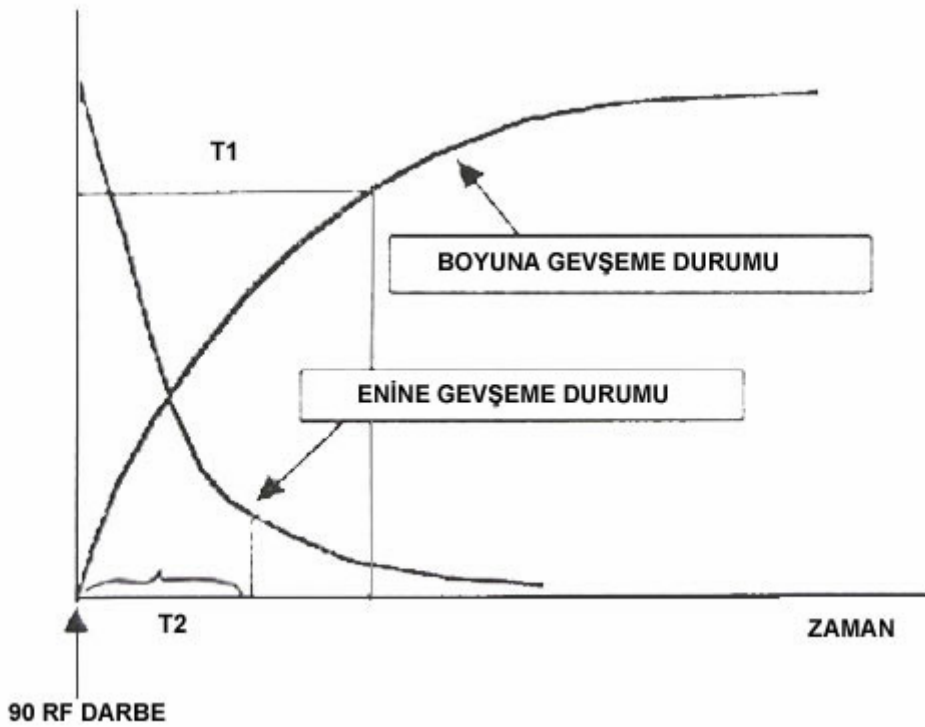
Şekil 2.5. Sinyallerin genlik değişimi



### 2.2.5. T1 gevşeme zamanı

Radyo frekans uyarısı ile, başlangıçtaki denge konumundan sapan vektörün tekrar eski konumuna dönmesi için gereken süredir. T1 gevşeme(relaksiyon) zamanına spilattice zamanı adı da verilmektedir.

Protonların tam istirahat dönemine geçiş sürelerinin saptanması güç olduğundan, boyuna(longtudinal) gevşemenin(relaksiyon) %63'ünün tamamlandığı süre T1, enine(transfer) gevşemenin %37'sinin tamamlandığı süre ise T2 zamanı olarak kabul edilmektedir. T2, daima T1 den daha kısadır.



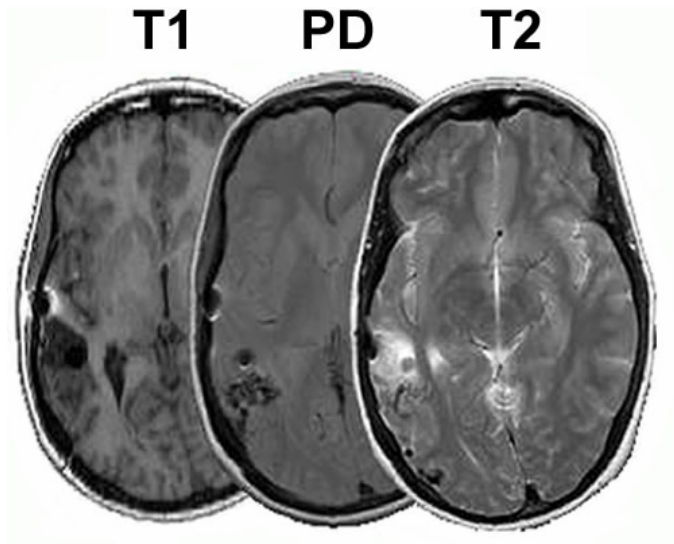
Şekil 2.6. T1 ve T2 denge durum eğrileri - Her iki denge durumunun aynı zamanda başladığına; bunun ile birlikte enine denge durumu daha kısa surede tamamlanır

### 2.2.6. T1 ağırlıklı, T2 ağırlıklı ve proton dansite görüntüler

MRG'de görüntüler 3 farklı karakter taşımaktadır; başka bir deyişle MRG'de görüntü oluşturmak için dokuların 3 farklı özelliğinden faydalanabiliriz:

- a- Proton miktarlarındaki farklılıktan
- b- Dokuların T2 sürelerinin farklılığından
- c- Dokuların T1 sürelerinin farklılığından

MRG'de hangi özellikten faydalanarak görüntüdeki dokuları birbirinden ayırmayı ve patolojik dokuyu saptamayı amaçlıyorsak, bu amaca yönelik görüntüler elde etmekteyiz. Ancak, bazı durumlarda görüntü proton dansite ile birlikte T2 ağırlıklı, bazı durumlarda T1 ağırlıklı görüntü ile bir miktar T2 ağırlıklı, bazı durumlarda ise proton dansite ile birlikte T1 ağırlıklı olabilmektedir.



Şekil 2.7. T1, PD, T2 görüntüleri

### 2.3. Donanım

Günümüzde kullanılmakta olan 4 mıknatıs (magnet) tipi vardır:

1. Süperiletken Mıknatıs (Superconductive Magnet)
2. Sabit güçlü Mıknatıs (Permanent Magnet)
3. Resistive Mıknatıs (Rezistiv Magnet)
4. Hibrid Mıknatıs (Hibrit Magnet) (hem resistiv, hem de sabit güçlü Mıknatıs özelliklerini taşır)

Bunlar arasında belli bazı farklılıklar olmakla birlikte (temelde manyetik alan oluşturma mekanizmaları farklıdır), tüm MRG sistemleri benzer parçalardan oluşmaktadır (Şekil 2.8).

- a- Ana Mıknatıs (Magnet)
- b- Shim sargıları (Shim coil)
- c- Gradyent sargıları (Gradient coil)
- d- RF sargıları (RF coil)
- e- Görüntü işleme (Image processor)



Şekil 2.8. MR sisteminin yapısı

Genellikle resistiv Mıknatıslar 0,15 ile 0,2 Tesla arasında, Sabit güçlü Mıknatıslar 0,08 ile 0,4 Tesla arasında ve Süperiletken Mıknatıslar 0,15 ile 2 Tesla arasında çalışmaktadır. Sabit güçlü Mıknatıslarda manyetik güç sabit olup (bildiğimiz mıknatıs gibi), manyetik güç oluşturmak için herhangi bir enerjiye gereksinim göstermezler. Buna karşın dezavantaj olarak çok ağırdırlar (0,3 Tesla sistem 80-100 ton gibi) ve yüksek Tesla değerlerine ulaşamazlar. Rezistiv ve Süperiletken Mıknatıslarda ise, manyetik güç oluşturmak için elektrik enerjisinden faydalanılır.

Oluşturulan manyetik gücü, mıknatısı oluşturan sarılı tellerin sayısı (bu mıknatıs manyetik gücü oluşturan, mıknatısı çepeçevre saran tellerden geçen elektrik akımıdır ve oluşan güçlü manyetik alanın vektörü akıma diktir) ve bu tellerden geçen elektrik

akım miktarı belirler. Örneğin, 0,5 Tesla cihazda akım yaklaşık 100 amper iken, akım 300 ampere çıkarılırsa cihaz 1,5 Tesla gücüne ulaşmaktadır ; bununla birlikte mıknatıs gücünü etkileyen başka faktörler de mevcuttur[7].

Süperiletken mıknatıslar bugün için dünyada en yaygın olarak kullanılan mıknatıslardır. Çünkü, süperiletken mıknatıslar ile diğer mıknatıs tiplerinden daha güçlü manyetik alan elde edilebilmektedir. Ancak, bu mıknatısların da bazı önemli problemleri vardır; süperiletken mıknatısların özelliği ancak sıvı helyum derecelerinde çalışabilmesidir (-473 derece F.). Ancak bu derecelerde süperiletken tellerde rezistans gelişmez (bu sayede tellerden yüksek elektrik akımları geçirilerek yüksek Tesla değerleri elde edilir). Sistemde mıknatıs, herkesin bildiği termos benzeri “Cryostat” çok sayıda yapının iç içe geçmesi ile oluşmuş ve içinde helyum ve nitrojen gibi kriyojenleri barındıran yapı içinde bulunmaktadır.

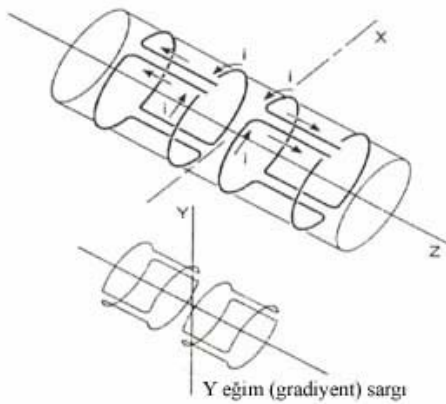
Magnet Tipi	AVANTAJLARI	DEZAVANTAJLARI
<b>Sabit güçlü Mıknatıs (Permanent Magnet)</b>	Elektrik enerjisi gerekmez, Sistem ucuz, inceleme maliyeti ucuz	Tesla değeri sınırlı, Düşük SNR, Spektroskopi yapılmaz, Isı değişimlerine duyarlı
<b>Rezistiv Mıknatıs (Resistive Magnet)</b>	Sistem ucuz, Emniyetli, Soğutulmasına gerek yok, Sistem kolaylıkla açılıp kapatılabilir, Sistemin kurulması kolay	Tesla değeri sınırlı, Düşük SNR, Spektroskopi yapılmaz, Elektrik harcama fazla
<b>Süperiletken Mıknatıs (Superconductive Magnet)</b>	Yüksek tesla değerleri, Manyetik alanda homojenite, Yüksek SNR, Spektroskopi, Yüksek homojenite ve SNR ile hızlı görüntüleme	Sistem pahalı, inceleme maliyeti yüksek, Sistemin kurulması zor ve pahalı, Klastrofobi, Sistem kolaylıkla açılıp kapanmaz

Shim sargıları süperiletken, rezistiv veya hibrid Mıknatıslarda, ana mıknatısın iç kısmında bulunmaktadır. Bu sargılar ana mıknatısın tam olmayan homojenitesini düzeltmek ve hastaya uygulanacak son manyetik kuvveti kompanse etmek amacıyla kullanılırlar. Eğer hastaya uyguladığımız güçlü manyetik alan homojen olmaz ise

kesitte uzaysal sınırlamada (lokalizasyonlarda) hatalar olacaktır.

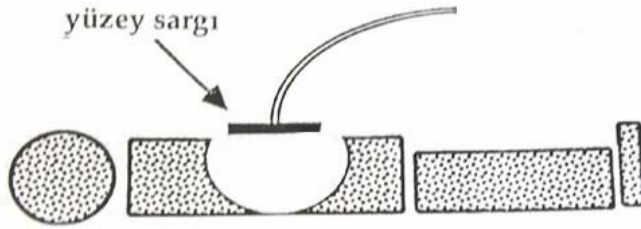
Eğim sargılar kesit-belirleme, faz-kodlama ve frekans-kodlama eğimlerinden oluşur. Bunların görüntü oluşturulurken çok hızlı biçimde defalarca açılıp kapatılması gerekmektedir (inceleme sırasında duyulan ses bu eğim sistemin açılıp kapatılması nedeniyledir). Eğim sargı çalıştırıldığında, eğimin bir ucu ile diğer ucu arasında değişen değerlerde manyetik kuvvet farklılıkları olacaktır, buna bağlı olarak eğim aksisi boyunca protonlar birbirlerinden çok az da olsa farklı salınım frekansları göstereceklerdir ve bu sayede elde edilen sinyalin sınırlaması (lokalizasyonu) yapılabilmektedir. Bu sistem ile, hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesitler vücudun uzun eksenine paralel(aksiyal), vücudun bir taraftan diğer tarafa kesilmesiyle oluşturulan planlar (koronal), sagittal veya eğim sistem uygun biçimde düzenlenmiş ise zorunlu(oblik) olarak elde edilebilmektedir (şekil2.9).

RF sistemlerinin ilk amacı, dokudaki mevcut boyuna (longitudinal) manyetizasyon vektörlerini istediğimiz açıda (flip angle) saptırmak için hastaya uygun RF darbesi göndermektir (RF Transmitter). Kitabın ilk bölümlerinde belirtildiği gibi, istediğimiz kesit görüntüsü için RF darbe frekansı uygun biçimde ayarlanmalıdır (sadece RF darbe frekansı ile protonların salınım frekansları aynı olduğu zaman enerji transferi gerçekleşebilmektedir); bu amaçla RF darbesi'nin frekans bandını ve gücünü düzenleyen "RF modulator" kullanılmaktadır. RF sisteminin ikinci amacı ise, hastadan gelen sinyali saptamak ve kaydetmektir.



Şekil 2.9. X ve Y eğim sargılarının göreceli oryantasyonu

RF sargılarının duyarlılığı (sensitivitesi) “Q” veya “kalite faktörü” (quality factor) ile değerlendirilir; yüksek Q olarak değerlendirilen sargılar mükemmel verici (transmitter) ve alıcı (receiver) olarak çalışırlar. RF darbe uygulaması sırasında kullanılan enerji, hastanın hacmine ve inceleme tipine göre değişmektedir (bu genellikle cihazlarda otomatik olarak ayarlanmaktadır). Yüzey (surface) sargıları incelemek istediğimiz (yüzeğe yakın) bölgeye direkt olarak yerleştirilen, değişik şekil ve yapılar da olabilen alıcı RF sargılarıdır (transmitter görevi görmezler). Bu yüzey sargılarının en büyük avantajı, sadece belli bir bölgeden sinyal topladığı için elde edilen sinyalde gürültünün düşük, buna bağlı olarak da SNR’ın yüksek olmasıdır (Şekil 2.10). Yüzey sargıların haricindeki, vücudun daha büyük bölümlerini incelemek için kullanılan, hem alıcı hem de verici olarak görev yapan RF sargılarına ise volüm sargıları denmektedir.



Şekil 2.10. Yüzey sargı vücutun belli bir bölgesinden sinyal kaydı yaptığından, daha yüksek SNR değerleri elde edilmektedir

### 2.3.1. T- 60A NMR sistemi

Bu bölümde Varian T-60A NMR sisteminin çalışma prensibine ilişkin veriler, sistemin blok yapısı, elektronik açıdan önemli görülen blokların devre şemaları incelenecektir.

Genel Blok Diyagram;

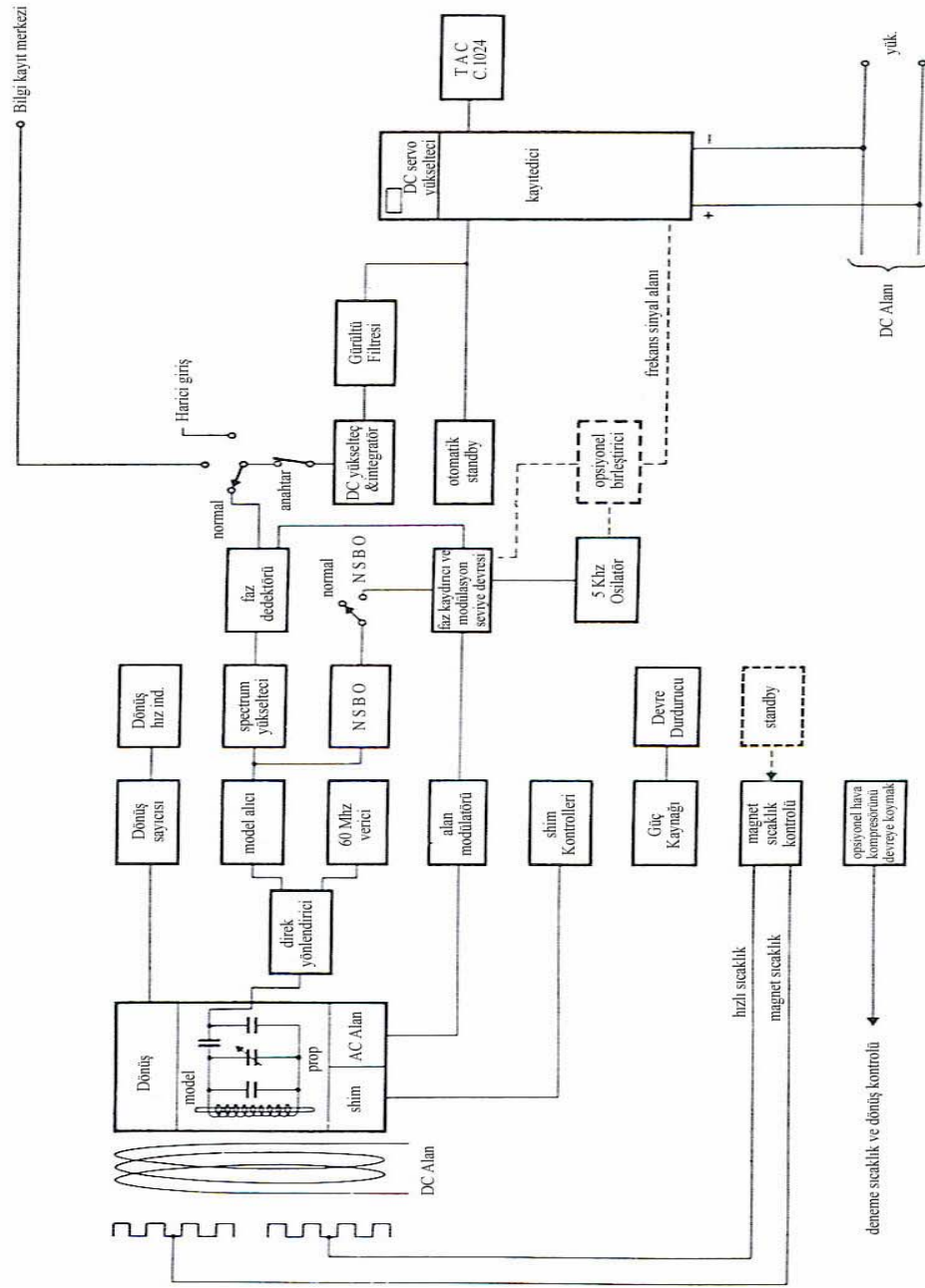
Sabit-kristal 60 MHz’lik verici (transmitter) proba bağlanmış ve örnek alıcı (sample receiver) üzerinden yönlü kuplöre (directional coupler) ulaşır; 5 kHz osilatörden

alınan sinüzoidal işaret alan modülatörüne (field modulator) uygulanarak AC tarama bobinlerine verilir ve  $B_0$  alanı 5 kHz'de modüle edilmiş olur. Örnek alıcı sargılardaki sinyalin frekansı 60.005 MHz olur, bu işaretin genliği ile faz modülasyonlu nükleer rezonans işaretinin genliği izlenmeye başlanır. Alıcıdaki dedeksiyondan sonra 60MHz'lik işaret kaldırılıp sinyal spektrum yükseltecinde (spektrum amplifier) yükseltilir. Ardından 5 kHz'lik osilatörden alınan işaret ile faz dedektörü yardımıyla karşılaştırılır. Oluşan faz kaymasının seviyesi NMR ekranına verilmektedir. Kaydırıcı içinde sürekli değişen referans işaret ekranda belirlenmiş ana hat üzerinde gözlenebilir. Elde edilen fazı düzeltilmiş sinyal ise DC yükseltece uygulanır, gürültü filtresinden (noise filter) geçirildikten sonra gözlenmek istenen işaret spektrum ekranına verilmek üzere verilmek üzere kaydediciye (recorder) veya integrali alınacaksa, integratör üzerinden kaydediciye verilir.

Potansiyometre ile kontrol edilen DC tarama sargısı (dc sweep coil) akımı grafik kaydedicinin çizici (plotterina) mekanik olarak bağlıdır. Alınan örneklerdeki magnetik alan artarak (bu artış doğrusaldır) rezonans şartına ulaştığında çizici (plotter) soldan sağa sabit bir hızla hareket eder ve magnetik alanın bundan sonraki değişimlerini çizer. Tarama genişliği (sweep width), operatör tarafından seçilebilir (1000 Hz downfield – 2000 Hz upfield).

Otomatik standby anahtarı, kaydedici motorunu ve kapalı vakum fırını 20 dakikadan uzun süre konum değiştirmede kapatabilmektedir[6].

Hava türbini örnek çevirici (air- turbone sample spinner) oluşabilecek inhomojenite etkilerini normale çekmek amacıyla (uçaklarda da var olan) dikey tüp



Şekil 2.11. T-60A Blok diyagramı

ekseninde sistem kararlılığını (rezolüsyonunu) düzeltmektedir. Dönüş hızı takometresi (spinner speed tachometer) çevirici hızını örnekle olarak izler ve ön paneldeki bir göstergeye verir. Alan homojenitesinin kontrolü örnek probunun yanlarına monte edilmiş sargıların ayarları yardımıyla yapılır. Sargıların geometrik dizilişi değişmektedir. Tasarımı Sabit güçlü Mıknatıs açıklığındaki istenmeyen gradientleri bastırmak için yapılmıştır. Analitik örnek bölgesinde sabit magnetik



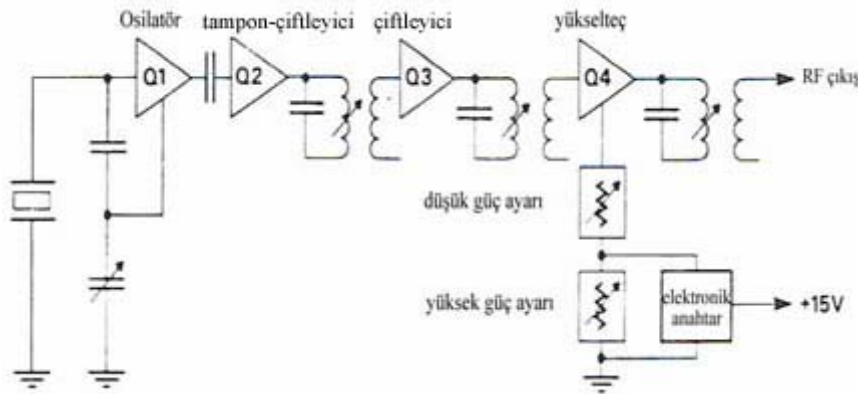
alana sahip yapıdadırlar. Akımın miktarını ve yönünü ayarlamakta kullanılırlar.

### 2.3.1.1. RF ve modülasyon devreleri

Verici :

Verici devresi modüle edilmemiş 60 Mhz`lik sinyal üretir ve yönlü kuplör üzerinden alıcının probuna verilir. Osilatör; Q1 transistörü, 15 Mhz`lik kristal osilatör, direnç ve kondansatörlerden ibarettir.

Kristal, 15 Mhz`lik kararlı frekans üretir. Transistör Q2 bir tampon-çiftleyicidir (buffer-doubler) ve değişken endüktans yardımıyla frekansı ikiye katlar (30 Mhz, ikinci harmonik). Transistör Q3 de aynı şekilde tampon-çiftleyici olarak çalışır ve kollektöründeki endüktans yardımıyla 60 Mhz`lik çıkış verir. Transistör Q4 bir tampon – yükselteçtir. Q6 ise çıkıştaki RF seviyesini bir anahtar (switch) yardımıyla ayarlar.

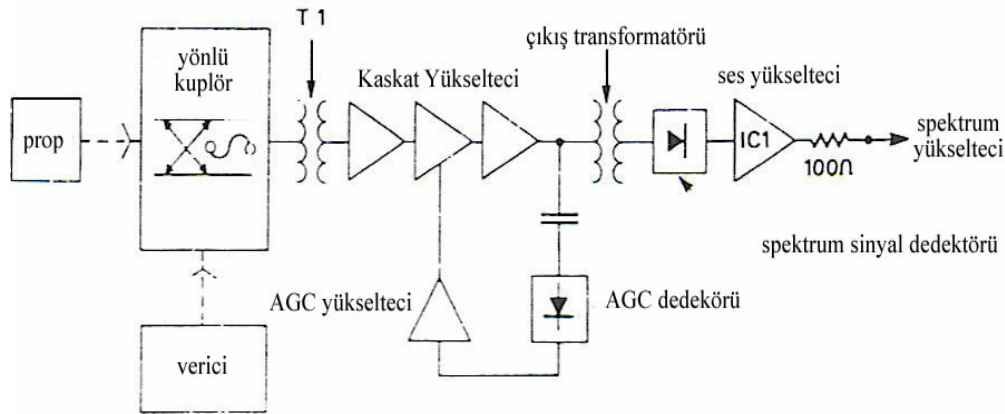


Şekil 2.12. Verici

Alıcı devresi :

Alıcının fonksiyonu yükseltilmiş ve modüle edilmiş 60 Mhz`lik sinyal spektrum bilgisini dedekte etmektir. Analitik sinyal mıknaıtıs açıklığındaki probdan yakalanır ve yönlü kuplör üzerinden T1 transformatörüne uygulanır. Yönlü kuplör proba uygulanan yüksek seviyeli verici sinyalini geçirir (alıcıya zarar vermeden). T1 yönlü

kuplör ile birinci kaskat seviye arasındaki empedans uyumunu sağlamaktadır ( $82\Omega \rightarrow 1000\Omega$ ). Altı adet 2N 4416 transistör, üç düşük gürültülü kaskat yükselteç oluşturmakta olup, yakalanan analitik sinyalin bozulmadan yükseltilmesini sağlar. Üçüncü katın çıkışında AGC (Otomatik Kazanç Kontrolü- Automatic Gain Control) diyodu ve spektrum dedektörleri bulunur. AGC diodunun gerilimi Q7 transistörü (2N 1711) ile yükseltilmekte ve ikinci RF katına verilmektedir. AGC diodunun bias gerilimine ulaşması sinyal seviyesi artana kadar geciktirilir. Bu geciktirilmiş AGC zayıf sinyallerde maksimum kazanç sağlar. Güçlü sinyalleri ise ters-sürme (over-driving) yaparak sınırlar. Spektrum sinyal dedektörü çıkışı IC1 pre-amplifikatör entegresi tarafından 40 dB yükseltilip spektrum yükselteci ve nükleer yanband osilatörüne (Nuclear SideBand Osc. NSBO) spektrumu izlemek ve homojenite ayarlamalarını yapabilmek için verilir. IC1'in çıkış ucuna seri bağlanan  $100\Omega$ 'luk direnç entegreyi koruma amaçlıdır.



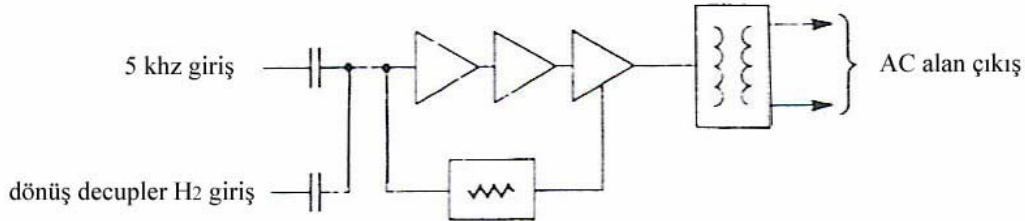
Şekil 2.13. Alıcı

Bias: transistor'ün çalışması için emitör baz ve kolektörde uygun gerilimler bulunmalıdır. Normalde bias terimi çalışma noktasının yükseltme eğrisinin doğrusal kısımda bulunması için baza uygulanması gereken gerilimi ifade eder. Germanyum transistor'lerde bu değer emitöre göre 0.3 V, silikon transistor'lerde ise en az 0.6 V'tur.

Alan modülatörü :

5kHz'lik sinyalleri faz kaydırıcı ve modülasyon seviye anahtarından (Phase Shifter and Modulation Level Switch) alan basit bir ses yükseltecidir. Homojenite ayar anahtarı operate konumuna alındığında alan modülatörü osilatörden 5 kHz'lik

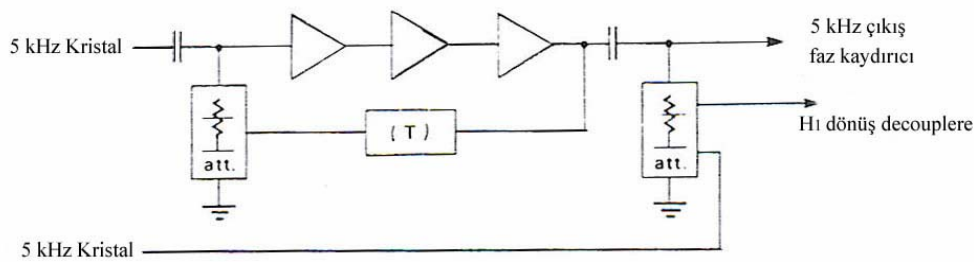
sinyalleri alır. Anahtar adjust konumunda iken ise nominal 5kHz'lik işaret bu kez nükleer yan band osilatör çıkışından alınır. Alınan işaret yükseltip probdaki AC tarama sargılarına B1 alanına modüle edilmek üzere verilir.



Şekil 2.14. Alan Modülatörü

5 kHz osilatör :

Osilatör kristal veya Wien Köprülü tasarımlanmış olabilir, yükselteç borbu üzerindeki harici geribesleme devresidir. Üç çıkışı vardır, yüksek empedanslı yükler için, biri Wien köprüyü sürmekte, biri de kristali sürmekte kullanılmaktadır. Çıkış seviyesi 5-6 V arasında, termistörlü ikincil bir geribesleme devresi ile dengelenmiştir. OSC'nin tasarımı 10 Hz ile 100 kHz arasında kullanılabilmesine imkan vermektedir.

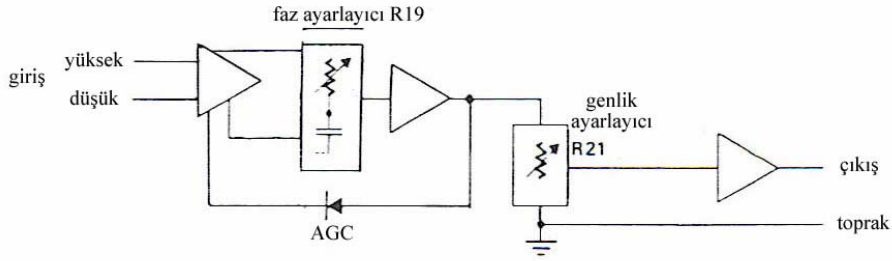


Şekil 2.15. 5kHz Oscillator

Nükleer yanband osilatörü :

NSBO, orta güçlü bir yükseltecidir. AGC sınırı 50 dB'dir (3mV – 1V aralığında girişe sahip 500Ω' luk yüke 5 V sağlar). Yaklaşık 2.5 kΩ giriş empedansına ve iki-merkezli (two – terminal) bir girişe sahiptir (High-Low). Bu girişler ve dahili faz

kaydırıcı (Phase – Shifter) sayesinde istenen faz girişi arasında yakalanabilir. Çalışma frekansı -AGC karakteristiklerine bağlı olarak- değiştirilebilir (1-30 kHz).



Şekil 2.16. Nükleer yanband osilatörü

Faz kaydırıcı ve modülasyon seviye ayarı :

Faz kaydırıcı ve modülasyon seviye kartı, aşağıdaki fonksiyonları yerine getirir:

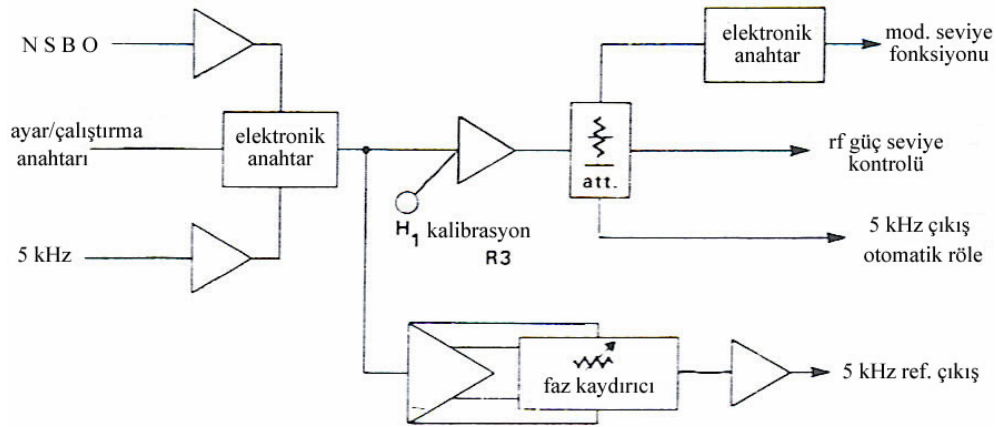
1. Bir işaret alındığında (5 kHz'lik osilatörden veya nükleer yanband osilatöründen) DC voltaj seviyesi ayar/çalıştırma fonksiyon anahtarı ile belirlenir.

2. 5 kHz'lik çıkış yanband genliğini kontrol eder ( RF Power level Control). Sinyal giriş ile aynı fazdadır ve fazı R3 ile kalibre edilir.

3. Gelen sinyalin yaklaşık %9.1'i kadar çıkış sağlanır. Kaydedici kontrol panelindeki autoposition seçildiğinde sinyal faz dedektörüne uygulanarak fazı dedekte edilir.

4. Modülasyon seviye potansiyometresi ile çıkışta 20 dB'lik kazanç sağlanır. 5kHz'lik çıkış 1 k $\Omega$ 'luk yük ile toprağa bağlanmış olmalıdır. Çıkış sinyali spin dekuple işleminde kullanılır.

5. Sağlanan çıkış, giriş değişken bir faza sahiptir. Bir potansiyometre, şemada gösterildiği gibi bağlanmalıdır. Yükseltici faz dedektörü için gereken referans sinyali sağlar.



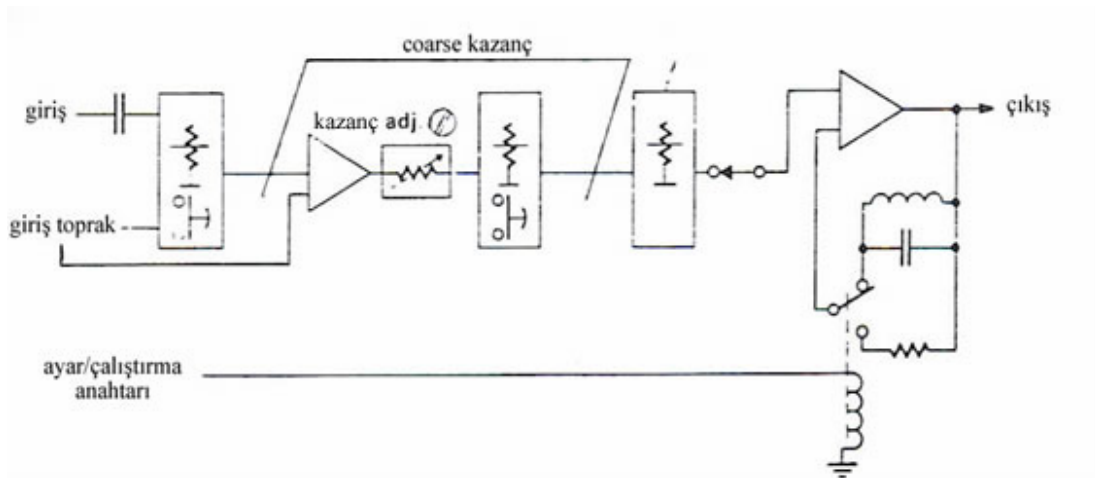
Şekil 2.17. Faz Kaydırıcı ve Modülasyon Seviye Ayarı

### 2.3.1.2. Dedektör-Ses devreleri

Spektrum genliği :

Spektrum genliği devresi, değişken ses frekans (AF) kazanç seviyelerine sahiptir (-32 -66 dB). Spektrometre kontrol modülüne bu aralıkta kazanç adımları sağlar.

Frekans bölgesi, harici homo ayar/çalıştırma anahtarının pozisyonuna bağlıdır. Çalıştırma modunda merkez frekansı 5 kHz olan 200 Hz band genişliğine sahip bir dar band geçiren filtre kullanılır. Ayar modunda ise filtre kaldırılır ve devre geniş band'da (50 kHz band genişliğinde) çalışır (şekil 2.18).



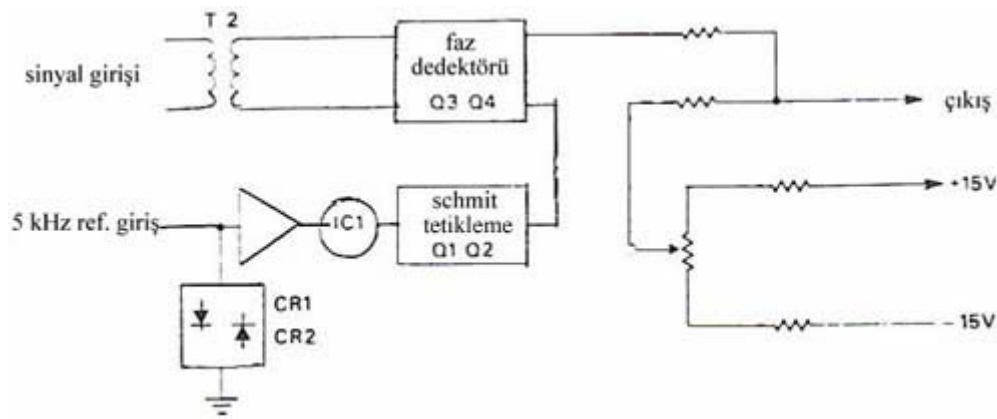
Şekil 2.18. Spektrum Genliği

Faz dedektör devresi :

Spektrum yükseltecinden gelen 5 kHz'lik sinyal faz dedektörüne uygulanır. Burada 5 kHz'lik osilatör veya faz kaydırıcıdan gelen referans işaret ile karşılaştırılır. Sonuçta oluşan faz farkı DC gerilime dönüştürülerek yükseltilir ve bir gürültü filtresinden geçirilip kaydediciye verilir.

Spektrum yükseltecinden gelen işaret faz dedektöründeki T2 transformatörü üzerinden Q3 ve Q4 transistörlerine verilir. Referans sinyal CR1 ve CR2 diodları tarafından kırılıp (clipping), IC1 tarafından yükseltilerek kareselleştirilir ve Schmitt Tetikleme'ye uygulanır. Tetikleme çıkışı faz dedektörüne (Q3 ve Q4) referans sinyal olarak verilir.

Ön paneldeki ZERO kontrolü, faz dedektör çıkışında saptanan sinyali + ve - yönde hareket ettirerek integrasyon veya spektrum analizi süresince ekrandaki (displaydeki) hat üzerindeki pozisyonunu belirler (şekil 2.19).

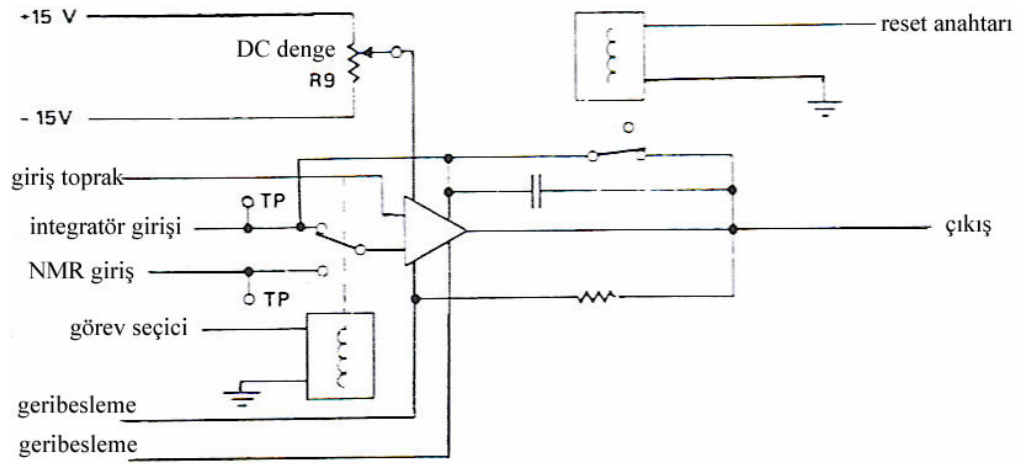


Şekil 2.19. Faz dedektör devresi

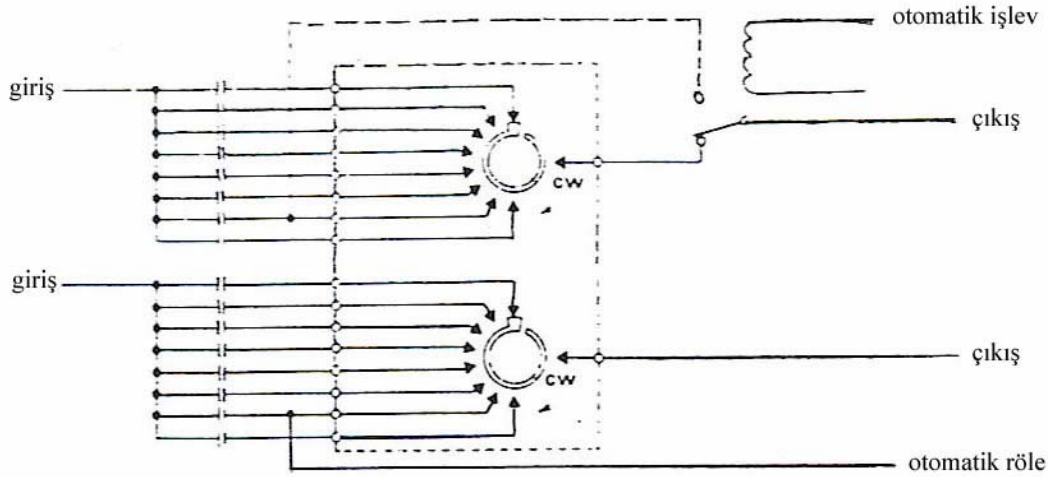
DC yükselteci ve integratör :

DC yükselteci ve integratör, 34 dB'lik DC voltaj kazancı veya giriş sinyalinin kararlı integrasyonunu sağlar. Giriş devresindeki anahtarlar yardımıyla çalışma modlarından biri seçilir. Devrenin dc yükselteci (amplifier) portunda uygun seçilmiş harici

kapasitelerle birlikte kullanıldığında, RC alçak geçiren filtre (LPF) karakteristikleri ile kararlı yükseltme yapılır. İntegratör filtre asseblı kullanıldığında ise (şekil 2.20), band genişliği harici bir anahtar yardımıyla 0.2 Hz ile 4.0 Hz arasında (8 adım) değiştirilebilir.



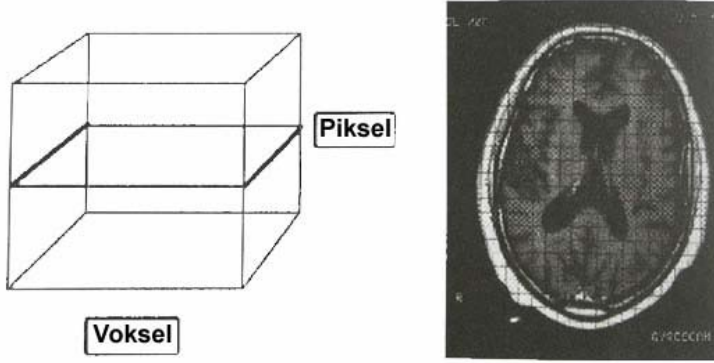
Şekil 2.20. DC Yükselteç ve integratör



Şekil 2.21. İntegratör filtre devresi

### BÖLÜM 3. MRG'DE GÖRÜNTÜNÜN OLUŞTURULMASI

Görüntünün oluşmasını belirleyen bir piksel küpü (voksel-pikseller) MR görüntüsünün uzaysal çözünürlüğünü belirgin derecede etkilemektedir. Bir piksellik küp (voksel) sinyalin alındığı esas doku volümüdür; piksel ise ekrana yansıyan iki boyutlu alandır. Bir piksellik görüntüden (vokselden) kaynaklanan sinyal, ekranda (görüntüde) piksele düşen alanda parlaklık (intensite) olarak yansır (Şekil 3.1a ve b).



Şekil 3.1. a ve b Görüntüdeki kolon ve sıra sayıları görüntü matrisini belirler (image matrix). Günümüzdeki çoğu MRG sistemlerinde, matris genellikle 128 x 256, 192 x 256 veya 256 x 256'dır. Görüntü oluşturmak için kullanılan piksel sayısı arttıkça, görüntüdeki detay (uzaysal çözümleme) artmaktadır

Sinyal kaydı nasıl yapılmaktadır?

Dokudan elde edilen sinyalin bilgisayarda kaydı, belli zaman aralıkları ile genlik ölçümü şeklinde yapılmaktadır; bu ölçüm yapılan noktalara "örnekleme noktaları" (sample points), bu işlemin yapıldığı sürece ise "örnek toplama süresi" (sampling time) denmektedir.

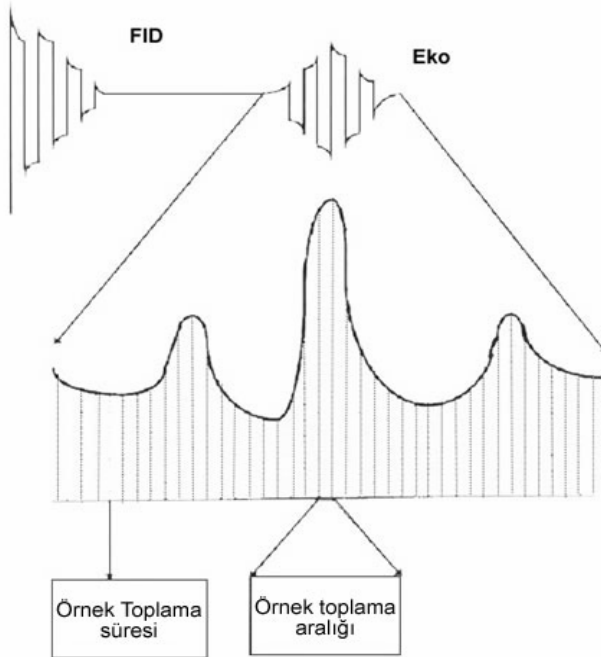
Dalgayı doğru olarak tanımlamak için Bir eko – sinyal süresi boyunca yapılan örnek nokta sayısı, her dalgaya en az iki ölçüm noktası şeklinde düzenlenmelidir (bir tepe, bir dip nokta). Bu işlem kural olarak zamana karşı eşit aralıklarla yapılır (Şekil 3.2).



Birbirini takip eden örnekleme noktaları arası “örnek toplama arası” (sampling interval) olarak bilinir ve bu 5 msn gibi kısa olabileceği gibi, 100 msn’den daha uzun olabilir. Genellikle örnekleme nokta (sample points) sayısı 512’dir (bu 128 ile 1024 arasında değişmektedir).

Toplam süre 1 msn kadar kısa olabileceği gibi, 30 msn kadar uzun da olabilir; bu süre arasına(intervaline) ve örnek sayısına bağlıdır. Eğer ara(interval) 20 mikrosn ve 256 örnekleme yapıldıysa örnekleme 5,12 msn olacaktır.

Örnekleme süresine bağlı olarak elde edeceğimiz görüntünün kalitesi belirgin bir şekilde değişmektedir. Bu elde edilecek SNR (sinyal - gürültü oranı ,signal-to-noise ratio) değeri ile ilgilidir. Örneklemenin uzun olması SNR’ı artırırken, kısa olması düşürür; bu da elde edeceğimiz görüntü kalitesini belirgin derecede etkilemektedir. NEX (işlem sayısı, number-of-excitation)’in artırılması ile SNR’daki artış bu sürenin artışı ile olur.



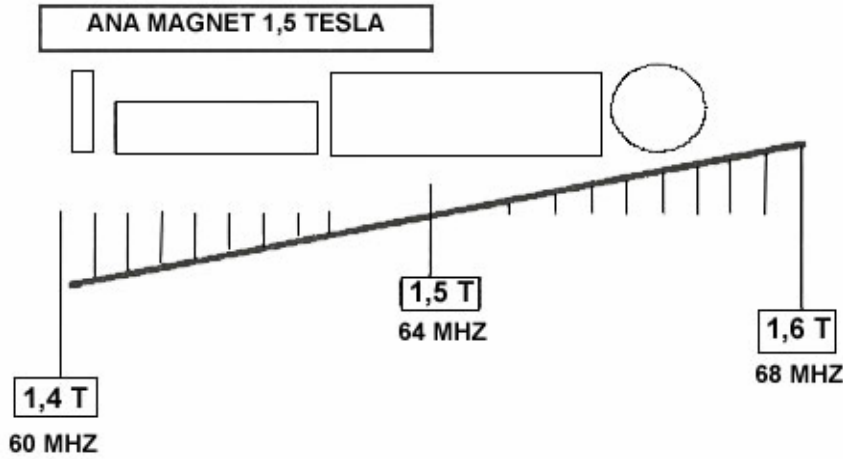
Şekil 3.2. Örnek Toplama süresi ve Örnek toplama aralığı ilişkisi

MRG’de görüntü oluşturmak için, elde ettiğimiz bu sinyalin nereden geldiğini; yani magnet içine koyduğumuz vücudun hangi noktasından geldiğini anlamak için magnet

içine konulan, ana magnet'e göre çok daha düşük güçte Eğim (gradiyent) sargılar kullanılmaktadır. Bunların temel çalışma prensipleri, magnet içindeki manyetik alanı kademeli biçimde düşürmek ve artırmaktır. Ana magnetin oluşturduğu manyetik alan gücüne eklenen ilave bir manyetik alan oluşturur; ana magnetin oluşturduğu manyetik alanı kademeli olarak azaltır veya artırır. Buna bağlı olarak (Larmor denkleminde göre) protonlar farklı manyetik alanlara maruz kalacaklarından, farklı salınım frekansları göstereceklerdir. İşte bu eğim sargılar sayesinde, mıknatıs içinde bir piksel küpü (voksel) birimini bir diğerinden ayırabilmekteyiz. Bunu yaratmak için ilk önce kullanılması gereken kesit-belirleme eğimidir (Slice – selection gradient)[7].

### 3.1. Kesit – Belirleme

Eğim sargı, uygulandığı eksen boyunca magnetin gücünü kademeli bir şekilde bir yöne doğru artırırken, diğer tarafa doğru da düşürmektedir. Ancak bu ana magnet gücü ile karşılaştırılırsa %0,01 kadar küçük değerlerdedir (1,5 Tesla magnet için 1 gauss/cm kadar). Eğim sargıların yapıları magnet tipine göre (superkondüktiv, permanent, rezistiv, hibrid) değişiklikler göstermekle birlikte çalışma sistemi hepsi için aynıdır. Z ekseni boyunca eğim sargı uygulayacak olursak ; (superkondüktiv magnet için düşünürsek) aksenal olarak vücut alanları değişik oranlarda magnet etkisinde kalacağından, aksenal kesitler halinde protonlar farklı frekanslarda salınım gösterirler. Kesitin nerde olduğunu anlamak için, eğimin merkezi (0) eğim, merkezden bir yöne doğru (-) eğim ve (bu yönde güçlü manyetik alanın gücü kademeli biçimde azalmaktadır), diğer yöne doğru ise (+) eğim (bu yönde magnetin gücü kademeli biçimde artmaktadır) olarak ayarlanır (Şekil 3.3)[4].



Şekil 3.3. Magnet gücünün bir tarafa doğru artarken, diğer tarafa doğru azaldığı, magnet merkezinde eğim sargısının manyetik alanı değiştirmedeği görülmektedir

RF darbenin, salınım yapan protonları etkilemesi için salınım frekansı ile aynı frekansta olması gerektiğini biliyoruz. Dolayısıyla Z ekseninde eğim çalışıyor iken, RF darbe gönderdiğimizde sadece bir aksiyel kesit içine giren protonlar etkilenecek, bu kesit dışındaki protonlar ise bu RF darbesinden etkilenmeyecektir. RF darbe frekansını değiştirdiğimizde bu sefer farklı bir kesit içindeki protonlar etkilenecektir. Artık bu sayede magnet içine yapılandırdığımız dokudan sinyal aldığımızda, bu sinyalin hangi aksiyel kesitten geldiği biliniyor.

### 3.1.1. Kesit kalınlığını belirleyen unsurlar

Kesit kalınlığı iki şekilde değiştirilebilir:

1. Kullandığımız RF darbesinin band genişliği değiştirilebilir (64 – 65 MHz yerine daha spesifik olan 64 – 64,5 MHz gibi) .
2. Kullandığımız eğim sargısının (gradient coil) kuvveti değiştirilebilir (1 gauss/cm yerine 2 gauss/cm gibi)[8].

Kesit kalınlığı=RF bant genişliği / gyromanyetik sabite x eğim genliği (gradyent amplitütü)

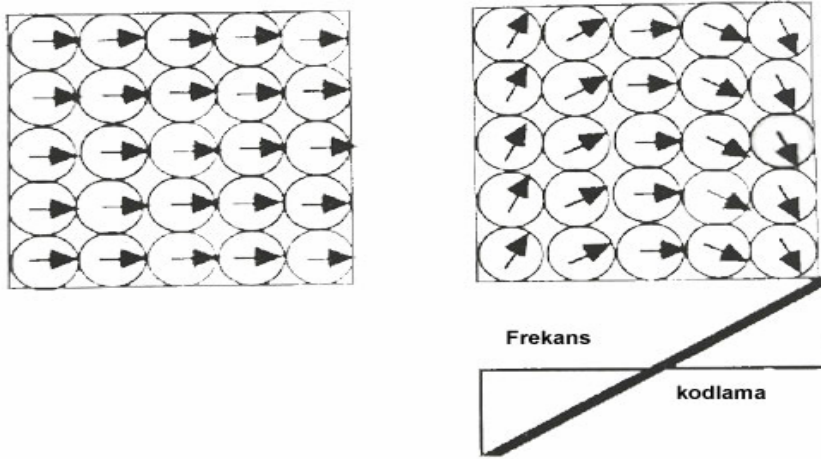
Örneğin RF bandı 64,001 ile 63,999 MHz arasında (band genişliği = 0,002 MHz = 2000 Hz), eğim genliği 0,5 Gauss/cm ise;

Kesit kalınlığımız =  $2000 / 4257 \times 0,5 = 0,94$  cm olacaktır. Eğer kesit kalınlığı azaltılmak isteniyorsa, RF bant genişliği azaltılabilir veya eğim genliği artırılabilir.

Eğim sargı sayesinde kesitimizi belirledikten sonra, RF darbe uygulamaları ile elde olunan sinyaller ile bu kesit görüntüsü oluşturulacaktır. Ancak elde edilen sargının hangi piksel küpünden (vokselden) geldiği veya elde edilen sinyale hangi pikselin ne oranda katıldığı hala bilinmemektedir. Bu amaçla kesit - belirleme eğimine dik planda (kesite paralel) çalışan bir diğer eğim sistemine ihtiyaç vardır, ve bu eğime Frekans-kodlama eğimi denmektedir (Frequency-encoding).

### 3.2. Frekans-Kodlama

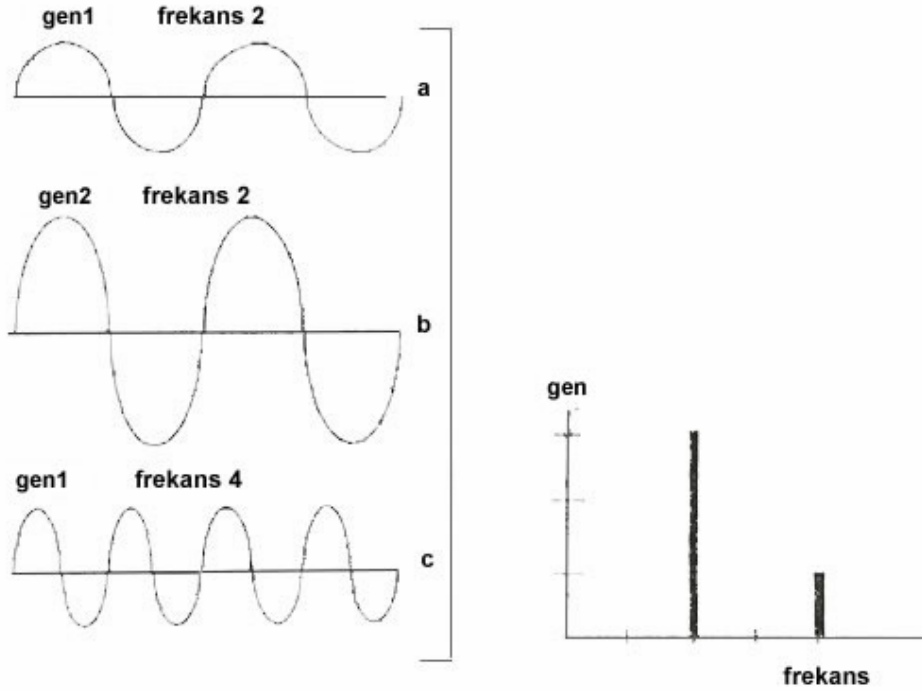
Bu eğim, sinyalin alındığı anda çalıştırılır ve aynı kesit-belirlemede olduğu gibi, çalıştığı aksiste güçlü manyetik alanın gücünü eğim gücü ile orantılı olarak negatif ve pozitif olarak kademeli biçimde değiştirmektedir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Frekans kodlama eğimi çalıştırıldığında kolonlar farklı manyetik alanlara maruz kaldıklarından, her kolon için farklı salınım frekansları oluşmaktadır. Bu eğim sinyal kaydının yapıldığı surece çalıştırılmaktadır

Sinyal kaydının yapıldığı sırada kolonlar arasında frekans farklılıkları sağlanır. Bu durumda elde edilen sinyal tek bir sinyal olmakla birlikte, farklı frekansları içeren

kompleks bir yapı gösterir. Bu kompleks sinyali çözümlmek, yani sinyalde hangi frekansların hangi genlikte olduğunu anlamak mümkündür ve bu işlem Fourier dönüşümü olarak bilinir (Şekil 3.5)[5].



Şekil 3.5. İlk bölümde (a,b ve c) genlik ve frekansları farklı 3 sinyal ayrı ayrı kolonları temsil ettiklerinde, bizim dokudan elde edeceğimiz sinyal kompleks bir şekilde olacaktır. Bundan sonraki işlem ise, zamana karşı belli genlikteki bir dalgayı, frekansa karşı genlik(e) olarak göstermektir ( 1D Fourier Dönüşümü)

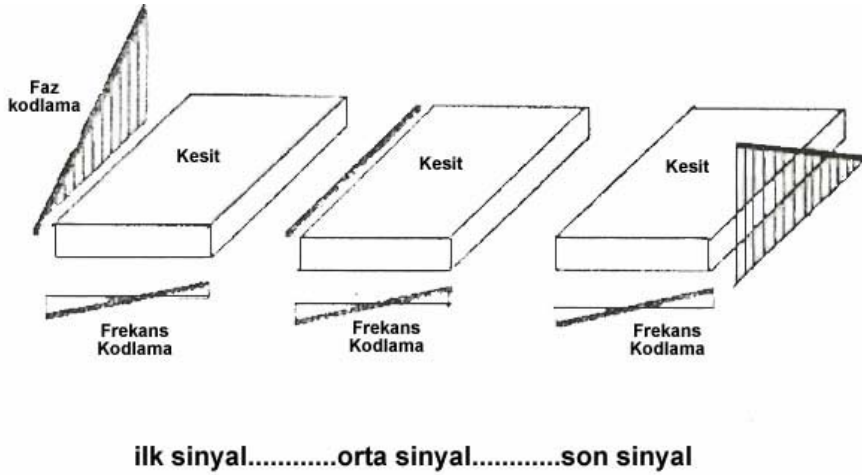
Elde ettiğimiz sinyalde hangi frekansların ve bunların ne oranda olduklarını bu sayede anlayabildiğimize göre (veya hangi kolonun hangi şiddette güçlü manyetik alana maruz kaldığını bildiğimize göre), sinyale hangi kolonun ne oranda katıldığını anlayabiliriz.

Şu ana kadar kesitimizi ve kesitimiz içindeki kolonları birbirlerinden ayırdık (kesit-belirleme ve frekans-kodlama eğimleri ile). Ancak, matriksimiz voksellerden oluşmaktadır ve sinyalin hangi sıradan kaynaklandığını hala bilmiyoruz. Bu amaçla MRG'nin ilk yıllarında frekans-kodlama eğimi hasta çevresinde dönerek çalıştırılıp 3. boyut elde edilmişti.Ancak daha sonra bu teknik terk edildi ve 2D Fourier

dönüşümü olarak bilinen teknik geliştirildi. Bu teknikde 3.boyut için üçüncü bir eğim sistemi kullanılmakta olup (üçüncü boyutta), buna Faz-kodlama eğimi (Phase-encoding) denir.

### 3.3. Faz Kodlama

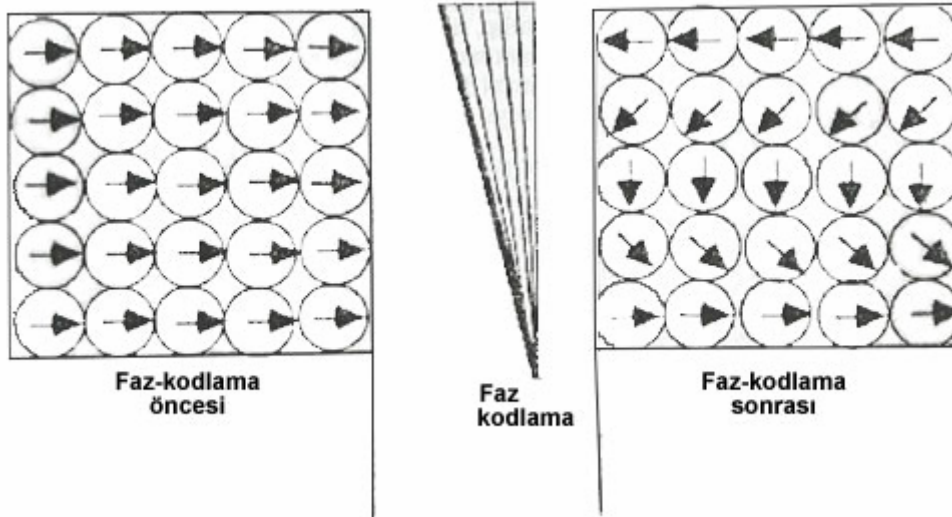
Üçüncü boyutta (kesit-belirleme ve frekans-kodlama eğimlerine dik olarak) çalışan faz-kodlama eğiminin çalışma prensibi diğer eğim sistemlerinden farklı görünse de, temel prensip her eğim sistem için aynıdır. Bu eğimin gücü her sinyal kaydı ile kademeli biçimde değiştirilmektedir. İlk sinyal kaydında (+) yönde maksimum güçte çalıştırılırken, son sinyal kaydında (-) yönde maksimum güçte çalıştırılır (MRG’de bir kesit görüntüsü elde etmek için, şu ana kadar bahsettiğimiz RF darbeleri ile elde edilen sinyal kaydının defalarca yapılması gerekmektedir). Frekans-kodlama eğiminin veya kesit-belirleme eğiminin santralinde eğim gücünün (0) olması gibi, faz-kodlama eğiminin bu kademeli uygulamasının da ortasında, yani, ortada elde edilen sinyal kaydında eğimin gücü (0) dır (bir kesit görüntüsü için çok sayıda sinyal kaydının yapılması gerekmektedir; bunu 256 olarak kabul edersek, ilk sinyalde eğimin gücü +256, 129.sinyalde (0), son sinyalde ise -256 dır) (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Faz Kodlama, Frekans Kodlama, Kesit ilişkisi

Faz-kodlama eğiminin esas amacı, kesit içindeki sıralar arasında faz kaydırıcı (phase-shift) oluşturmaktır. Eğim uygulamadan önce “in-phase” konumunda olan ve ana

magnet gücünün nispeten homojen manyetik etkisi ile aynı frekansta salınım yapan protonlar, faz-kodlama eğiminin kısa bir süre çalıştırılıp kapatıldığında, yine ana magnet etkisiyle aynı frekanslarda salınım gösterecekler; ancak uygulanan faz-kodlama eğiminin gücüne bağlı olarak sıralar arasında faz kaymaları olacaktır (Şekil 3.7) [9].



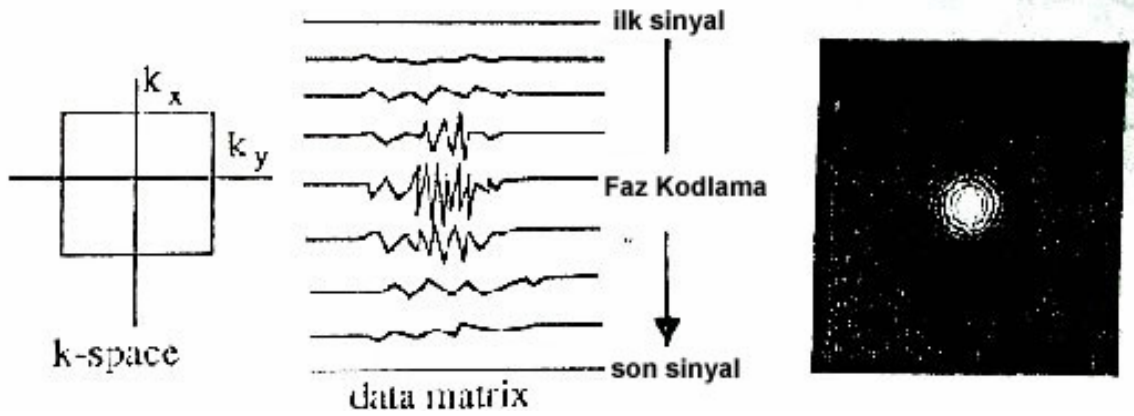
Şekil 3.7. Faz-kodlama eğimi sinyali elde edilmeden önce, çok kısa bir süre çalıştırılır. Çalıştığı anda her sıradaki protonlar farklı manyetik alan etkisinde kalacağından, farklı salınım frekansları göstermeye başlarlar. Eğim kapatıldığında ise, salınım frekansları yine her sıra için aynı olur; ancak daha önce çalıştırılan faz-kodlama nedeni ile artık sıralar arasında faz kayması vardır

Faz kaymasının belirgin olması ile elde edeceğimiz sinyalin genliği düşer. İlk ve son sinyalde kayma maksimum, buna bağlı olarak elde edilen sinyalin genliği minimumdur. Buna karşın kaymanın olmadığı veya az olduğu durumlarda (orta ekoya yaklaştıkça) ise sinyal genliği yüksek olur.

### 3.4. 2D Fourier Dönüşümü

“K-space (data matrix)” sinyali kaydı yapıldıktan sonraki ilk işlemdir. Bu matris  $K_x$  ve  $K_y$  koordinatlarından oluşmakta olup, her sinyal kaydı bir sıraya yerleştirilir (en üstten başlamak üzere alta doğru veya başka bir deyişle, en üstte ilk sinyal kaydı, en alttaki sıraya ise en son sinyal kaydı yerleştirilir). Daha önce söylediğimiz gibi, ilk sinyal sırasında faz-kodlama eğimi (+) yönde maksimum güçte çalıştırılmakta; buna

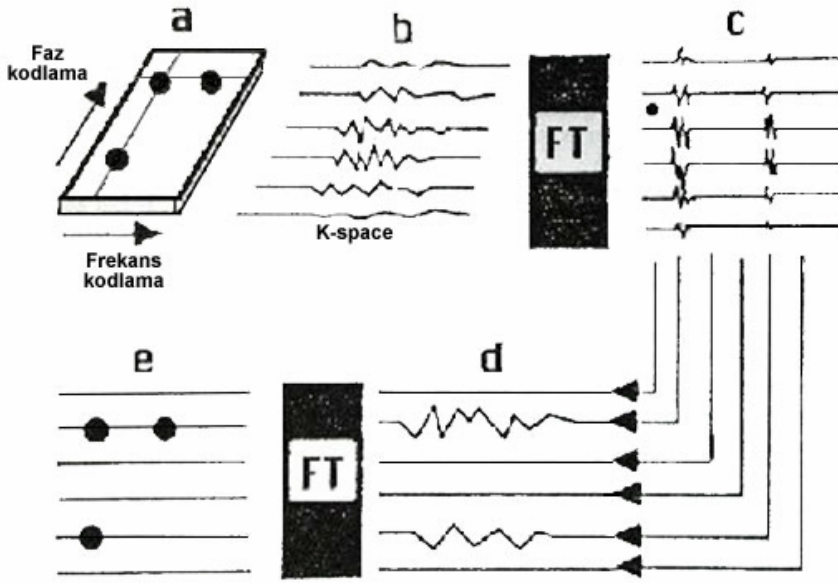
bağlı olarak elde edilen sinyal genliği çok düşük olmaktadır. Kademeli biçimde, eğimin (Faz-kodlama gücü azaltılıp, sinyal kayıtları devam etmektedir. Ortadaki sinyal kaydında faz-kodlama eğiminin gücü (0) olduğundan dolayı elde edilen sinyalin genliği maksimum; son sinyal kaydında ise eğimin gücü (-) yönde maksimum güçte çalıştırıldığından dolayı yine faz çifti belirgin ve sinyal genliği çok düşük olmaktadır (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. K-Space

Bu data matrix elde edildikten sonra, ilk önce her sıra Fourier dönüşümü işleminden geçirilir (Fourier dönüşümü ile sinyalde hangi frekansın ne oranda olduğunu anlamaktayız). Bu işlemden sonra her kolon Fourier dönüşümünden geçirilir. Sonuçta, artık dokudan elde ettiğimiz çok sayıda sinyaller ile, piksel küplerimizi (voksellerimizi) birbirinden ayırabilmekte ve sinyalin geldiği lokalizasyona bağlı olmak üzere bunları piksellere parlaklık (intensite) olarak yerleştirebilmekteyiz (Şekil 3.9)[14].





Şekil 3.9. a) Kesitimizde birbirleri ile eşdeğerli 3 sinyal odağı görülmektedir. b) Faz-Kodlama adım sayısı kadar sinyal kaydı ile k-space yukarıdan aşağı doğru doldurulur. Data matriks'in ortasında sinyal maksimumdur. c) Her sıra 1D Fourier dönüşümüne gider. d)Kolonlardan oluşturulan space. e) Her kolonun Fourier dönüşümü alınarak görüntünün oluşturulması (2D Fourier dönüşümü)

Faz-kodlama eğiminin gücünün değiştirilmesiyle çok sayıda sinyal kaydı yapılarak görüntü kalitesine arttırılabilir. Eğer faz-kodlama eğimi 2 adım olarak uygulanır ise görüntü kalitesi çok düşük iken, faz-kodlama adım sayısı artırıldıkça görüntü netliği artmaktadır (Şekil 3.10)[3].



Şekil 3.10. İlk görüntüde Faz-kodlama step sayısı 2, orta görüntüde 12, son görüntüde ise 48'dir. Görüntünün giderek daha netleştiğine dikkat ediniz. MRG incelememizde matriks değerimiz 256 x 256 ise, faz-kodlama adım sayımız 256'dir

Şimdi bu eğim sistemlerin nasıl çalıştığını topluca değerlendirelim:

a- Hastayı magnet içine koyduğumuzda, hastanın bazı protonları  $B_0$ 'a paralel, bazı protonları ise anti-paralel olarak dizilirler. Magnet gücü ile direk orantılı olarak salınım hareketine başlarlar.

b- Paralel dizilen protonların çok az fazlalık göstermesi ile dokunun manyetik vektörü  $B_0$ 'a paralel olarak oluşur.

c- Kesit-belirleme eğimi (slice-selection) çalıştırılır ve istediğimiz kesite uygun frekansda RF darbesi gönderilir. Dolayısıyla sadece ilgilendiğimiz kesite uyan dokularda enine manyetizasyonlar oluşur. Bu enine manyetizasyonlar protonların salınım frekansı ile  $B_0$  çevresinde dönmektedir.

d- Kesit-belirleme eğimi kapatıldıktan sonra yine dokudaki tüm protonlar aynı frekansdadırlar; ancak kesitimizde enine manyetizasyon olduğu halde diğer bölgelerde boyuna manyetizasyon vardır.

e- Kısa bir süre belli güçte faz-kodlama eğimi (phase-encoding) çalıştırılır ve kapatılır; bunun ile sıralar arasında faz kaydırıcı (phase shift) oluşur.

f- En son olarak sinyal alındığı anda frekans-kodlama eğimi (Frequency-encoding) çalıştırılır ve kolonlar arasında frekans farkları oluşturulur. Sonuç olarak sinyal kaydı yapıldığı anda kesitimizdeki kolonlara uyan protonlar farklı salınım frekansında, sıralara uyan protonlar ise farklı fazdadır.

g- Faz kodlama eğiminin gücü her seferinde değiştirilerek, matriksimizdeki sıra sayısı kadar bu işlemi tekrarladığımızda, elde edilen sinyaller sırasıyla data matrikse yerleştirildikten sonra, 2D Fourier dönüşüm tekniği ile hangi vokselin ne oranda sinyale katıldığını anlayabiliyor ve piksellere parlaklık (intensite) olarak yerleştirebiliyoruz (bu işlem "Fourier Transformation" olarak bilinir).

## **BÖLÜM 4. GÖRÜNTÜ KALİTESİ**

**SNR** : Bu değer sinyal gürültü oranıdır. Yüksek olursa görüntünün kalitesi yüksek, düşük olursa görüntü granüllü ve kalitesi anatomik detaydan yoksun olur. Burada bahsettiğimiz tüm parametreler ile SNR arasında kompleks ilişkiler mevcuttur ve SNR değeri düşük olan görüntülerin kalitesi kötü, buna karşın SNR değeri yüksek olan görüntülerin kalitesi yüksek olmaktadır.

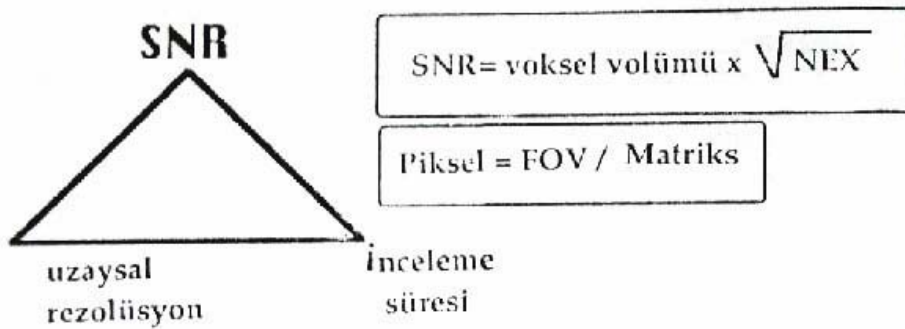
**Matriks** : Ekrandaki piksel volümünü belirleyen faz-kodlama ve frekans-kodlama değerleri tarafından belirlenen bir parametredir (256 x 256 veya 192 x 256 gibi) matriks değerinin büyük olması görüntüyü oluşturan karelerin daha küçük boyutlarda olması veya ekranın daha küçük piksellere ayrılması demektir; buna bağlı olarak görüntü kalitesi artar.

**FOV** : Ekranı yansıyan görüntüye uyan dokunun büyüklüğüdür. (FOV değerimiz 20 ise dokudaki 20 cm karelik bir alan ekrana gelir). Eğer ilgilendiğimiz doku hacmi büyük ise FOV büyük, ilgilendiğimiz doku hacmi küçük ise FOV küçük olarak belirlenmeye çalışılır. FOV değeri ile uzaysal çözünürlük ve SNR doğrudan etkilenmektedir.

**NEX** : Buna bazı sistemlerde “ortalama”( average) da denmektedir. Görüntü oluşturmak için faz-kodlama steplerinin kaç kere kullanıldığını tanımlar. NEX :1, NEX : 2 veya daha fazla değerlerde olabilmektedir. Bunun ile uzaysal çözümüleme değişmez; ancak SNR değeri NEX sayısı ile değiştiğinden görüntü kalitesi belirgin derecede etkilenmektedir.

#### 4.1. SNR (İşaret – gürültü oranı)

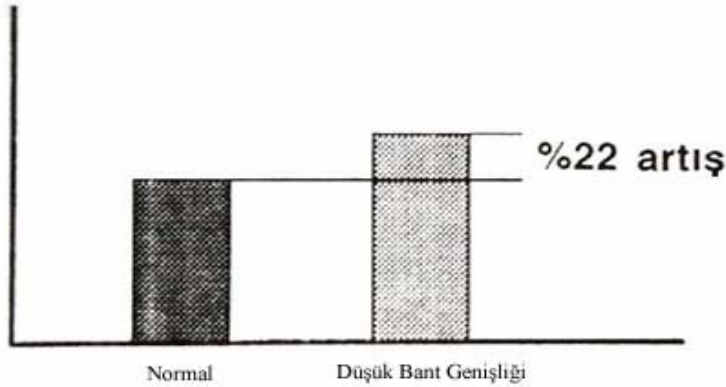
MRG’de görüntünün oluşturulmasında SNR çok önemli ve sayısal bir parametredir. Sayısal değeri elde edeceğimiz görüntünün kalitesi ve anatomik çözünürlük ile belirgin korelasyon gösterir (matriks değeri uzaysal çözünürlük ile ilişkili iken, elde edeceğimiz SNR değeri görüntünün anatomik çözünürlüğünü belirgin derecede etkilemektedir, yani yüksek SNR, daha iyi anatomik çözünürlük demektir). Başka bir deyişle, SNR değeri düşük olan görüntüler granüllü olup, kaliteli anatomik detaydan yoksundur. Gürültü (noise) kaynağı magnet içine koyduğumuz, ancak inceleme planımıza girmeyen dokulardan kaynaklanan sinyaldir; yani inceleme alanımıza girmeyen bir çok proton da sinyale neden olmakta (noise) ve görüntü kalitemizi bozmaktadır. MRG’de gürültü hemen her zaman için mevcuttur ve elde edeceğimiz sinyal yüksek olsa bile, gürültü yüksek ise elde edilecek görüntünün kalitesi düşük olacaktır (SNR değeri düşecektir). Bu nedenle MRG’de elde edeceğimiz görüntünün kalitesinin yüksek olması için gürültünün azaltılması gerekmektedir. BT’de, kullanılan radyasyon artırılarak (mA) SNR artırılabilir; ancak MRG’de sinyali direk olarak artırabilecek bir dış kaynak yoktur MRG’deki tek kaynağımız protonlardan elde edeceğimiz sinyaldir. İncelememizde elde edeceğimiz SNR değeri, inceleme süresi ve uzaysal çözünürlük ile belirgin şekilde ilişkilidir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. SNR

Formülden de anlaşıldığı gibi (Şekil 4.1), SNR piksel küpü (voksel) volümü artırılarak (kesit kalınlığını artırmak, matriks değerini azaltmak veya FOV’u artırmak piksel küpü volümünü artırır) veya NEX sayısı artırılarak yükseltilebilmektedir. Aslında NEX sayısının artması ile SNR’daki artış tüm örnekleme süresinin

(sampling time) artması sonucudur, daha uzun “örnekleme süresinin”(sampling time) daha yüksek SNR demektir. NEX’in artırılması ile birlikte, SNR’ı artırmak için sinyal kaydında daha uzun “örnekleme süresinin”(sampling time) imkanı veren düşük bant genişliği (low bandwidth) tekniği geliştirilmiştir. Bu teknikte yüksek frekanslar hariç tutularak daha düşük gürültü (noise) ve yüksek SNR elde edilmektedir (şekil 4.2)[7].



Şekil 4.2. Düşük band genişliği tekniğinin SNR'a etkisi

Günümüzde kullanılmakta olan düşük Tesla değerli sistemlerde, dokudan düşük genlikte sinyal, buna bağlı olarak da düşük SNR değerleri elde edilmektedir; ve bu düşük Tesla değerli cihazlarda neden NEX sayısının ve kesit kalınlığının yüksek, matriks değerinin düşük tutulması gerektiğini açıklar. SNR'ı piksel küpü(voksel) volümünü birebir etkilerken (piksel küpü (voksel) volümünü belirleyen unsurlar biraz önce bahsedildiği gibi; kesit kalınlığı, matriks değeri ve FOV'dur), NEX kare kökü oranında etkilemektedir. Yani incelememizde kesit kalınlığını artırarak, matriks değerini azaltarak veya FOV'u artırarak voksele düşen proton sayısı artırılabilir; buna bağlı olarak da elde edeceğimiz SNR değerini artırabiliriz. Bunun anlamı, görüntü kalitesinin artmasıdır (anatomik çözünürlüğünü artmasıdır); bununla birlikte, SNR değerini artırmak için yapılan tüm bu işlemler uzaysal çözünürlüğünün kaybı ile sonuçlanır (çünkü, uzaysal çözünürlüğünü belirleyen faktörler; kesit kalınlığı, matriks değeri ve FOV'dur). Bu nedenle en uygun olan seçim (kaliteli görüntü elde etmek için) birbirleri ile kompleks ilişkiler halindeki bu parametreleri (kesit kalınlığı, matriks ve FOV) uyum içinde kullanmaktır. Örneğin 256 x 256 matriks, 128 x 256 matriks'den daha yüksek uzaysal çözünürlüğü sağlar; bununla birlikte elde edilecek

görüntü, 256 x 256 matris ile elde edilecek görüntüden daha kaliteli olabilmektedir.

## 4.2. SNR Tabloları

Bu bölümde sunulacak tablolar, kesit kalınlığının, matris değerinin, FOV'un ve NEX'in değişik kombinasyonlardaki göreceli SNR değerini vermektedir. Genellikle kaliteli görüntüler için, pratikte kullanılan SNR değeri öngörülen SNR değerinden biraz yüksek (%20-50) tutulmalıdır.

Tablo 4.1. 3 mm Kesit Kalınlığında

Matriks Frek.	Faz	FOV (cm)	SNR					Frek. (mm)	Faz. (mm)	(mm*mm)
			NEX							
			0.5	0.75	1	2	4			
256 x 128		16	0.11	0.13	0.15	0.21	0.30	0.63	1.25	0.78
256 x 128		8	0.11	0.13	0.15	0.21	0.30	0.31	0.63	0.20
256 x 128		10	0.17	0.20	0.23	0.33	0.47	0.39	0.78	0.31
256 x 128		12	0.24	0.29	0.34	0.48	0.68	0.47	0.94	0.44
256 x 128		14	0.32	0.40	0.46	0.65	0.92	0.55	1.09	0.60
256 x 128		16	0.42	0.52	0.60	0.85	1.20	0.63	1.25	0.78
256 x 128		18	0.54	0.66	0.76	1.07	1.52	0.70	1.41	0.99
256 x 128		20	0.66	0.81	0.94	1.33	1.88	0.78	1.56	1.22
256 x 128		22	0.80	0.98	1.13	1.60	2.27	0.86	1.72	1.48
256 x 128		24	0.95	1.17	1.35	1.91	2.70	0.94	1.88	1.76
256 x 128		28	1.30	1.59	1.84	2.60	3.68	1.09	2.19	2.39
256 x 128		32	1.70	2.08	2.40	3.39	4.80	1.25	2.50	3.13
256 x 128		36	2.15	2.63	3.04	4.30	6.08	1.41	2.81	3.56
256 x 128		40	2.65	3.25	3.75	5.30	7.50	1.56	3.13	4.88
256 x 128		48	3.82	4.68	5.40	7.64	10.80	1.88	3.75	7.03
256 x 192		8	0.09	0.11	0.12	0.17	0.24	0.31	0.42	0.13
256 x 192		10	0.14	0.17	0.19	0.27	0.38	0.39	0.52	0.20
256 x 192		12	0.19	0.24	0.28	0.39	0.55	0.47	0.63	0.29
256 x 192		14	0.27	0.32	0.38	0.53	0.75	0.55	0.73	0.40
256 x 192		16	0.35	0.42	0.49	0.69	0.98	0.63	0.83	0.52
256 x 192		18	0.44	0.54	0.62	0.88	1.24	0.70	0.94	0.66
256 x 192		20	0.54	0.66	0.77	1.08	1.53	0.78	1.04	0.81
256 x 192		22	0.65	0.80	0.93	1.31	1.85	0.86	1.15	0.98
256 x 192		24	0.78	0.95	1.10	1.56	2.20	0.94	1.25	1.17
256 x 192		28	1.05	1.30	1.50	2.12	3.00	1.09	1.46	1.60
256 x 192		32	1.39	1.70	1.96	2.77	3.92	1.25	1.67	2.08
256 x 192		36	1.75	2.15	2.48	3.51	4.96	1.41	1.88	2.64
256 x 192		40	2.17	2.65	3.06	4.33	6.12	1.56	2.08	3.26
256 x 192		48	3.12	3.82	4.41	6.24	8.82	1.88	2.50	4.69
256 x 256		8	0.08	0.09	0.11	0.15	0.21	0.31	0.31	0.10
256 x 256		10	0.12	0.14	0.17	0.23	0.33	0.39	0.39	0.15
256 x 256		12	0.17	0.21	0.24	0.34	0.48	0.47	0.47	0.22
256 x 256		14	0.23	0.28	0.32	0.46	0.65	0.55	0.55	0.30
256 x 256		16	0.30	0.37	0.42	0.60	0.85	0.63	0.63	0.39
256 x 256		18	0.38	0.47	0.54	0.76	1.07	0.70	0.70	0.49
256 x 256		20	0.47	0.57	0.66	0.94	1.33	0.78	0.78	0.61
256 x 256		22	0.57	0.69	0.80	1.13	1.60	0.86	0.86	0.74
256 x 256		24	0.68	0.83	0.95	1.35	1.91	0.94	0.94	0.88
256 x 256		28	0.92	1.13	1.30	1.84	2.60	1.09	1.09	1.20
256 x 256		32	1.20	1.47	1.70	2.40	3.39	1.25	1.25	1.56
256 x 256		36	1.52	1.86	2.15	3.04	4.30	1.41	1.41	1.98
256 x 256		40	1.88	2.30	2.65	3.75	5.30	1.56	1.56	2.44
256 x 256		48	2.70	3.31	3.82	5.40	7.64	1.88	1.88	3.52



Tablo 4.2. 4 mm Kesit Kalınlığında

Matriks	Frek.	Faz	FOV (cm)	SNR					Frek. (mm)	Faz. (mm)	(mm*mm)
				NEX							
				0.5	0.75	1	2	4			
	256 x 128		16	1		1		0.63	1.25	0.78	
	256 x 128		8	0.14	0.17	0.20	0.28	0.40	0.31	0.63	0.20
	256 x 128		10	0.22	0.27	0.31	0.44	0.63	0.39	0.78	0.31
	256 x 128		12	0.32	0.39	0.45	0.64	0.90	0.47	0.94	0.44
	256 x 128		14	0.43	0.53	0.61	0.87	1.23	0.55	1.09	0.60
	256 x 128		16	0.57	0.69	0.80	1.13	1.60	0.63	1.25	0.78
	256 x 128		18	0.72	0.88	1.01	1.43	2.03	0.70	1.41	0.99
	256 x 128		20	0.88	1.08	1.25	1.77	2.50	0.78	1.56	1.22
	256 x 128		22	1.07	1.31	1.51	2.14	3.03	0.86	1.72	1.48
	256 x 128		24	1.27	1.56	1.80	2.55	3.60	0.94	1.88	1.76
	256 x 128		28	1.73	2.12	2.45	3.46	4.90	1.09	2.19	2.39
	256 x 128		32	2.26	2.77	3.20	4.53	6.40	1.25	2.50	3.13
	256 x 128		36	2.86	3.51	4.05	5.73	8.10	1.41	2.81	3.96
	256 x 128		40	3.54	4.33	5.00	7.07	10.00	1.56	3.13	4.88
	256 x 128		48	5.09	6.24	7.20	10.18	14.40	1.88	3.75	7.03
	256 x 192		8	0.12	0.14	0.16	0.23	0.33	0.31	0.42	0.13
	256 x 192		10	0.18	0.22	0.26	0.36	0.51	0.39	0.52	0.20
	256 x 192		12	0.26	0.32	0.37	0.52	0.73	0.47	0.63	0.29
	256 x 192		14	0.35	0.43	0.50	0.71	1.00	0.55	0.73	0.40
	256 x 192		16	0.46	0.57	0.65	0.92	1.31	0.63	0.83	0.52
	256 x 192		18	0.58	0.72	0.83	1.17	1.65	0.70	0.94	0.66
	256 x 192		20	0.72	0.88	1.02	1.44	2.04	0.78	1.04	0.81
	256 x 192		22	0.87	1.07	1.23	1.75	2.47	0.86	1.15	0.98
	256 x 192		24	1.04	1.27	1.47	2.08	2.94	0.94	1.25	1.17
	256 x 192		28	1.41	1.73	2.00	2.83	4.00	1.09	1.46	1.60
	256 x 192		32	1.85	2.26	2.61	3.70	5.23	1.25	1.67	2.08
	256 x 192		36	2.34	2.86	3.31	4.68	6.61	1.41	1.88	2.64
	256 x 192		40	2.89	3.54	4.08	5.77	8.16	1.56	2.08	3.26
	256 x 192		48	4.16	5.09	5.88	8.31	11.76	1.88	2.50	4.69
	256 x 256		8	0.10	0.12	0.14	0.20	0.28	0.31	0.31	0.10
	256 x 256		10	0.16	0.19	0.22	0.31	0.44	0.39	0.39	0.15
	256 x 256		12	0.23	0.28	0.32	0.45	0.64	0.47	0.47	0.22
	256 x 256		14	0.31	0.38	0.43	0.61	0.87	0.55	0.55	0.30
	256 x 256		16	0.40	0.49	0.57	0.80	1.13	0.63	0.63	0.39
	256 x 256		18	0.51	0.62	0.72	1.01	1.43	0.70	0.70	0.49
	256 x 256		20	0.63	0.77	0.88	1.25	1.77	0.78	0.78	0.61
	256 x 256		22	0.76	0.93	1.07	1.51	2.14	0.86	0.86	0.74
	256 x 256		24	0.90	1.10	1.27	1.80	2.55	0.94	0.94	0.88
	256 x 256		28	1.23	1.50	1.73	2.45	3.46	1.09	1.09	1.20
	256 x 256		32	1.60	1.96	2.26	3.20	4.53	1.25	1.25	1.56
	256 x 256		36	2.03	2.48	2.86	4.05	5.73	1.41	1.41	1.98
	256 x 256		40	2.50	3.06	3.54	5.00	7.07	1.56	1.56	2.44
	256 x 256		48	3.60	4.41	5.09	7.20	10.18	1.88	1.88	3.52

Tablo 4.3. 5 mm Kesit Kalınlığında

Matriks Frek.	Faz	FOV (cm)	SNR					Frek. (mm)	Faz. (mm)	(mm*mm)
			NEX							
			0.5	0.75	1	2	4			
256 x 128		16			1		0.63	1.25	0.78	
256 x 128		8	0.18	0.22	0.25	0.35	0.50	0.31	0.63	0.20
256 x 128		10	0.28	0.34	0.39	0.55	0.78	0.39	0.78	0.31
256 x 128		12	0.40	0.49	0.56	0.80	1.13	0.47	0.94	0.44
256 x 128		14	0.54	0.66	0.77	1.08	1.53	0.55	1.09	0.60
256 x 128		16	0.71	0.87	1.00	1.41	2.00	0.63	1.25	0.78
256 x 128		18	0.89	1.10	1.27	1.79	2.53	0.70	1.41	0.99
256 x 128		20	1.10	1.35	1.56	2.21	3.13	0.78	1.56	1.22
256 x 128		22	1.34	1.64	1.89	2.67	3.78	0.86	1.72	1.48
256 x 128		24	1.59	1.95	2.25	3.18	4.50	0.94	1.88	1.76
256 x 128		28	2.17	2.65	3.06	4.33	6.13	1.09	2.19	2.39
256 x 128		32	2.83	3.46	4.00	5.66	8.00	1.25	2.50	3.13
256 x 128		36	3.58	4.38	5.06	7.16	10.13	1.41	2.81	3.96
256 x 128		40	4.42	5.41	6.25	8.84	12.50	1.56	3.13	4.88
256 x 128		48	6.36	7.79	9.00	12.73	18.00	1.88	3.75	7.03
256 x 192		8	0.14	0.18	0.20	0.29	0.41	0.31	0.42	0.13
256 x 192		10	0.23	0.28	0.32	0.45	0.64	0.39	0.52	0.20
256 x 192		12	0.32	0.40	0.46	0.65	0.92	0.47	0.63	0.29
256 x 192		14	0.44	0.54	0.63	0.88	1.25	0.55	0.73	0.40
256 x 192		16	0.58	0.71	0.82	1.15	1.63	0.55	0.83	0.52
256 x 192		18	0.73	0.89	1.03	1.46	2.07	0.70	0.94	0.66
256 x 192		20	0.90	1.10	1.28	1.80	2.55	0.78	1.04	0.81
256 x 192		22	1.09	1.34	1.54	2.18	3.09	0.86	1.15	0.98
256 x 192		24	1.30	1.59	1.84	2.60	3.67	0.94	1.25	1.17
256 x 192		28	1.77	2.17	2.50	3.54	5.00	1.09	1.46	1.60
256 x 192		32	2.31	2.83	3.27	4.62	6.53	1.25	1.67	2.08
256 x 192		36	2.92	3.58	4.13	5.85	8.27	1.41	1.88	2.64
256 x 192		40	3.61	4.42	5.10	7.22	10.21	1.56	2.08	3.26
256 x 192		48	5.20	6.36	7.35	10.39	14.70	1.88	2.50	4.69
256 x 256		8	0.13	0.15	0.18	0.25	0.35	0.31	0.31	0.10
256 x 256		10	0.20	0.24	0.28	0.39	0.55	0.39	0.39	0.15
256 x 256		12	0.28	0.34	0.40	0.56	0.80	0.47	0.47	0.22
256 x 256		14	0.38	0.47	0.54	0.77	1.08	0.55	0.55	0.30
256 x 256		16	0.50	0.61	0.71	1.00	1.41	0.63	0.63	0.39
256 x 256		18	0.63	0.78	0.89	1.27	1.79	0.70	0.70	0.49
256 x 256		20	0.78	0.96	1.10	1.56	2.21	0.78	0.78	0.61
256 x 256		22	0.95	1.16	1.34	1.89	2.67	0.86	0.86	0.74
256 x 256		24	1.13	1.38	1.59	2.25	3.18	0.94	0.94	0.88
256 x 256		28	1.53	1.88	2.17	3.06	4.33	1.09	1.09	1.20
256 x 256		32	2.00	2.45	2.83	4.00	5.66	1.25	1.25	1.56
256 x 256		36	2.53	3.10	3.58	5.06	7.16	1.41	1.41	1.98
256 x 256		40	3.13	3.83	4.42	6.25	8.84	1.56	1.56	2.44
256 x 256		48	4.50	5.51	6.36	9.00	12.73	1.88	1.88	3.52



Tablo 4.4. 7 mm Kesit Kalınlığında

Matriks	Frek.	Faz	FOV (cm)	SNR					Frek. (mm)	Faz. (mm)	(mm <sup>2</sup> mm)
				NEX							
				0.5	0.75	1	2	4			
	256 x 128		16	0		1		0.63	1.25	0.78	
	256 x 128		8	0.25	0.30	0.35	0.49	0.70	0.31	0.63	0.20
	256 x 128		10	0.39	0.47	0.55	0.77	1.09	0.39	0.78	0.31
	256 x 128		12	0.56	0.68	0.79	1.11	1.58	0.47	0.94	0.44
	256 x 128		14	0.76	0.93	1.07	1.52	2.14	0.55	1.09	0.60
	256 x 128		16	0.99	1.21	1.40	1.98	2.80	0.63	1.25	0.78
	256 x 128		18	1.25	1.53	1.77	2.51	3.54	0.70	1.41	0.99
	256 x 128		20	1.55	1.89	2.19	3.09	4.38	0.78	1.56	1.22
	256 x 128		22	1.87	2.29	2.65	3.74	5.29	0.86	1.72	1.48
	256 x 128		24	2.23	2.73	3.15	4.45	6.30	0.94	1.88	1.76
	256 x 128		28	3.03	3.71	4.29	6.06	8.58	1.09	2.19	2.39
	256 x 128		32	3.96	4.85	5.60	7.92	11.20	1.25	2.50	3.13
	256 x 128		36	5.01	6.14	7.09	10.02	14.18	1.41	2.81	3.96
	256 x 128		40	6.19	7.58	8.75	12.37	17.50	1.56	3.13	4.88
	256 x 128		48	8.91	10.91	12.60	17.82	25.20	1.88	3.75	7.03
	256 x 192		8	0.20	0.25	0.29	0.40	0.57	0.31	0.42	0.13
	256 x 192		10	0.32	0.39	0.45	0.63	0.89	0.39	0.52	0.20
	256 x 192		12	0.45	0.56	0.64	0.91	1.29	0.47	0.63	0.29
	256 x 192		14	0.62	0.76	0.88	1.24	1.75	0.55	0.73	0.40
	256 x 192		16	0.81	0.99	1.14	1.62	2.29	0.63	0.83	0.52
	256 x 192		18	1.02	1.25	1.45	2.05	2.89	0.70	0.94	0.66
	256 x 192		20	1.26	1.55	1.79	2.53	3.57	0.78	1.04	0.81
	256 x 192		22	1.53	1.87	2.16	3.06	4.32	0.86	1.15	0.98
	256 x 192		24	1.82	2.23	2.57	3.64	5.14	0.94	1.25	1.17
	256 x 192		28	2.48	3.03	3.50	4.95	7.00	1.09	1.46	1.60
	256 x 192		32	3.23	3.96	4.57	6.47	9.14	1.25	1.67	2.08
	256 x 192		36	4.09	5.01	5.79	8.18	11.57	1.41	1.88	2.64
	256 x 192		40	5.05	6.19	7.14	10.10	14.29	1.56	2.08	3.26
	256 x 192		48	7.27	8.91	10.29	14.55	20.58	1.88	2.50	4.69
	256 x 256		8	0.18	0.21	0.25	0.35	0.49	0.31	0.31	0.10
	256 x 256		10	0.27	0.33	0.39	0.55	0.77	0.39	0.39	0.15
	256 x 256		12	0.39	0.48	0.56	0.79	1.11	0.47	0.47	0.22
	256 x 256		14	0.54	0.66	0.76	1.07	1.52	0.55	0.55	0.30
	256 x 256		16	0.70	0.86	0.99	1.40	1.98	0.63	0.63	0.39
	256 x 256		18	0.89	1.09	1.25	1.77	2.51	0.70	0.70	0.49
	256 x 256		20	1.09	1.34	1.55	2.19	3.09	0.78	0.78	0.61
	256 x 256		22	1.32	1.62	1.87	2.65	3.74	0.86	0.86	0.74
	256 x 256		24	1.58	1.93	2.23	3.15	4.45	0.94	0.94	0.88
	256 x 256		28	2.14	2.63	3.03	4.29	6.06	1.09	1.09	1.20
	256 x 256		32	2.80	3.43	3.96	5.60	7.92	1.25	1.25	1.56
	256 x 256		36	3.54	4.34	5.01	7.09	10.02	1.41	1.41	1.98
	256 x 256		40	4.38	5.36	6.19	8.75	12.37	1.56	1.56	2.44
	256 x 256		48	6.30	7.72	8.91	12.60	17.82	1.88	1.88	3.52

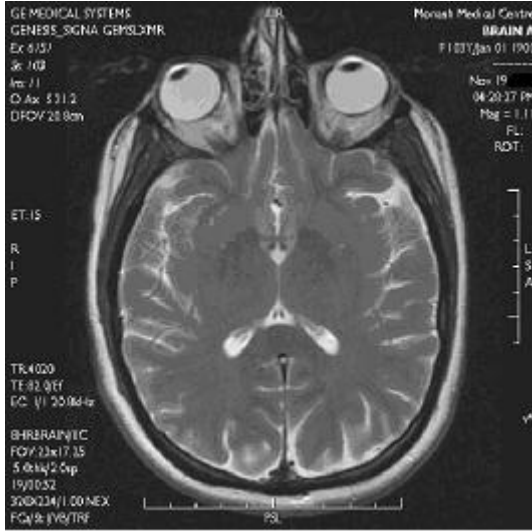
Tablo 4.5. 10 mm Kesit Kalınlığında

Matriks	Frek.	Faz	FOV (cm)	SNR					Frek. (mm)	Faz. (mm)	(mm*mm)
				NEX							
				0.5	0.75	1	2	4			
256 x 128			16			1			0.63	1.25	0.78
256 x 128			8	0.35	0.43	0.50	0.71	1.00	0.31	0.63	0.20
256 x 128			10	0.55	0.68	0.78	1.10	1.56	0.39	0.78	0.31
256 x 128			12	0.80	0.97	1.13	1.59	2.25	0.47	0.94	0.44
256 x 128			14	1.08	1.33	1.53	2.17	3.06	0.55	1.09	0.60
256 x 128			16	1.41	1.73	2.00	2.83	4.00	0.63	1.25	0.78
256 x 128			18	1.79	2.19	2.53	3.58	5.06	0.70	1.41	0.99
256 x 128			20	2.21	2.71	3.13	4.42	6.25	0.78	1.56	1.22
256 x 128			22	2.67	3.27	3.78	5.35	7.56	0.86	1.72	1.48
256 x 128			24	3.18	3.90	4.50	6.36	9.00	0.94	1.88	1.76
256 x 128			28	4.33	5.30	6.13	8.66	12.25	1.09	2.19	2.39
256 x 128			32	5.66	6.93	8.00	11.31	16.00	1.25	2.50	3.13
256 x 128			36	7.16	8.77	10.13	14.32	20.25	1.41	2.81	3.96
256 x 128			40	8.84	10.83	12.50	17.68	25.00	1.56	3.13	4.88
256 x 128			48	12.73	15.59	18.00	25.46	36.00	1.88	3.75	7.03
256 x 192			8	0.29	0.35	0.41	0.58	0.82	0.31	0.42	0.13
256 x 192			10	0.45	0.55	0.64	0.90	1.28	0.39	0.52	0.20
256 x 192			12	0.65	0.80	0.92	1.30	1.84	0.47	0.63	0.29
256 x 192			14	0.88	1.08	1.25	1.77	2.50	0.55	0.73	0.40
256 x 192			16	1.15	1.41	1.63	2.31	3.27	0.63	0.83	0.52
256 x 192			18	1.46	1.79	2.07	2.92	4.13	0.70	0.94	0.66
256 x 192			20	1.80	2.21	2.55	3.61	5.10	0.78	1.04	0.81
256 x 192			22	2.18	2.57	3.09	4.37	6.17	0.86	1.15	0.98
256 x 192			24	2.60	3.18	3.67	5.20	7.35	0.94	1.25	1.17
256 x 192			28	3.54	4.33	5.00	7.07	10.00	1.09	1.46	1.60
256 x 192			32	4.62	5.66	6.53	9.24	13.06	1.25	1.67	2.08
256 x 192			36	5.85	7.16	8.27	11.69	16.53	1.41	1.88	2.64
256 x 192			40	7.22	8.84	10.21	14.43	20.41	1.56	2.08	3.26
256 x 192			48	10.39	12.73	14.70	20.78	29.39	1.88	2.50	4.69
256 x 256			8	0.25	0.31	0.35	0.50	0.71	0.31	0.31	0.10
256 x 256			10	0.39	0.48	0.55	0.78	1.10	0.39	0.39	0.15
256 x 256			12	0.56	0.69	0.80	1.13	1.59	0.47	0.47	0.22
256 x 256			14	0.77	0.94	1.08	1.53	2.17	0.55	0.55	0.30
256 x 256			16	1.00	1.22	1.41	2.00	2.83	0.63	0.63	0.39
256 x 256			18	1.27	1.55	1.79	2.53	3.58	0.70	0.70	0.49
256 x 256			20	1.56	1.91	2.21	3.13	4.42	0.78	0.78	0.61
256 x 256			22	1.89	2.32	2.67	3.78	5.35	0.86	0.86	0.74
256 x 256			24	2.25	2.76	3.18	4.50	6.36	0.94	0.94	0.88
256 x 256			28	3.06	3.75	4.33	6.13	8.66	1.09	1.09	1.20
256 x 256			32	4.00	4.90	5.66	8.00	11.31	1.25	1.25	1.56
256 x 256			36	5.06	6.20	7.16	10.13	14.32	1.41	1.41	1.98
256 x 256			40	6.25	7.65	8.84	12.50	17.68	1.56	1.56	2.44
256 x 256			48	9.00	11.02	12.73	18.00	25.46	1.88	1.88	3.52

## BÖLÜM 5. MRG'DE GÖRÜNTÜ NETLEŞTİRME UYGULAMALARI

Yazılımsal olarak MR cihazının görüntüleri alınarak interpolasyon vb. Yöntemlerle iyileştirilebilir. Bu sayede elde edilen görüntüler vasıtasıyla klinik teşhis kabiliyetlerinin arttırılabileceği var sayılmaktadır. Bunun yanı sıra bozuk gelen herhangi bir cihazın görüntüsünü, yazılımsal işleme vasıtasıyla iyileştirilerek daha iyi görüntülerin eldesi mümkün olabilir. Bu durum hastaların; çok yorucu ve çok yüksek maliyetli olan sekanslara bir daha girmelerine gerek kalmadan; mükemmel olamasa bile kabul edilebilir görüntüler elde edilebilmesini sağlayacaktır.

Bu çalışma görüntülerdeki zıtlık ayarının otomatik olarak yaparak (Autocontrast) daha iyi görüntüler elde edilmesini sağlayan örnek program niteliği taşımaktadır.



Şekil 5.1. Orijinal MR Görüntüsü (0.008-0.992)

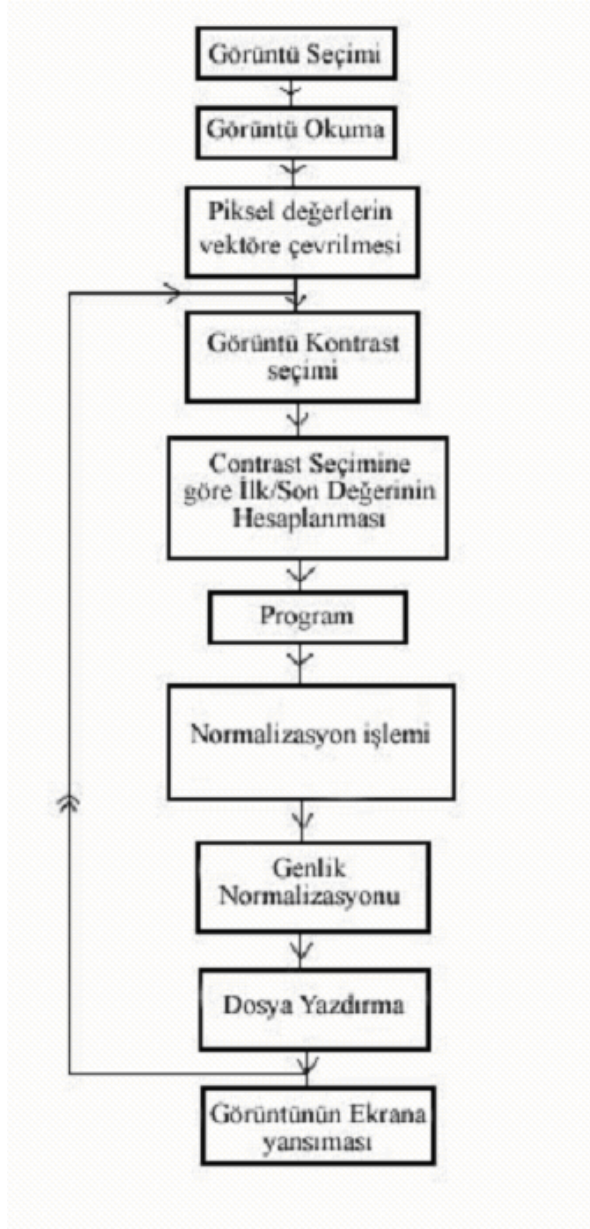
Yukarda vermiş olduğum orijinal MR görüntüsünü akış diyagramında belirttiğim üzere görüntü kontrastı Maksimum 1 e göre hesaplamaktadır. Bu MR cihazı üzerinden dijital olarak ayarlanmakta, görmek istenilen netliği bulmak için ayarlanan

yazılımsa 0 ile 1 arasına göre otomatik olarak değiştirilebilmektedir.

Yukarıda seçilmiş olan görüntünün boyutu;

[ 568 568 3 ] `dir.

Tablo 5.1. Program akış diyagramı



`img=imread(y);`

`[m1 n1 r1]=size(img);`

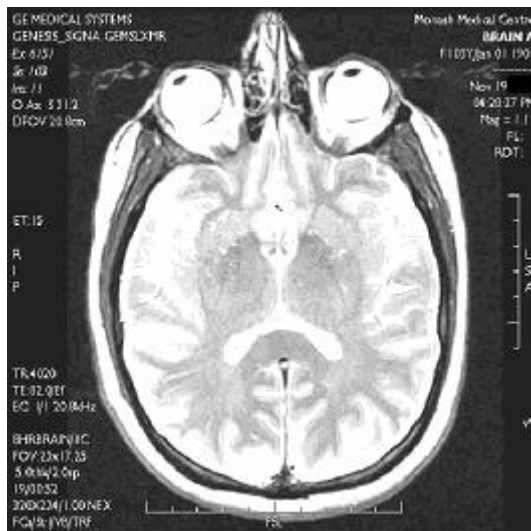
`img2=double(img);` Piksel değerlerinin vektöre çevrilmesi.

```

for(k=1:r1)
*****
vmin(k)=arr(*****(*****m1*n1));
vmax(k)=arr(*****(*****m1*n1)); Program
if(r1==3)
*****
v_max=rgb2ntsc(vmax);
if(r1==1)
v_min=vmin;          Program
v_max=vmax;
*****
img2=uint8(img2);    Genlik normalizasyonu

```

Şekil 5.1 deki orijinal MR görüntüsünde kafatası ve beyin'i ayrıntılı olarak verilmiştir. Görüntünün koyu olması sebebi ile net olmadığı varsayılarak kemiksel yapıda daha net bir görüntü elde edebilmek için görüntüyü açmak istediğimizde dijital olarak ayarlarımızı yaparak şekil 5.2 deki görüntü elde edilmektedir. Kemiksi ve kıkırdaksı yapıların görüntüleri net olarak ekrana yansımaktadır.



Şekil 5.2. Program ile değiştirilen görüntü (0.08-0.8)

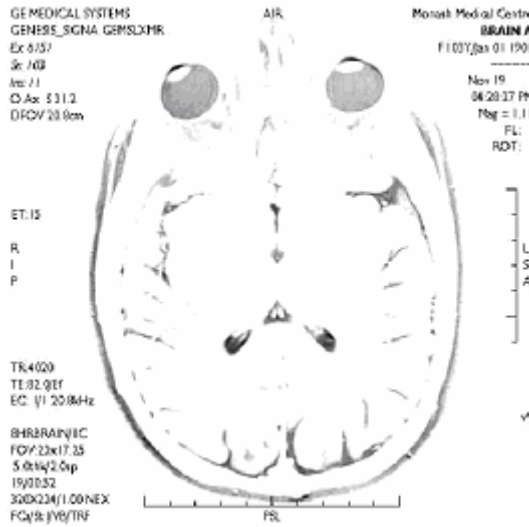
Şekil 5.1 de incelenen MR görüntüsünün açık olduğunu düşünerek farklı bir tedavi



amaçlı olarak koyulaştırmamız gerektiğinde şekil 5.3 teki gibi daha koyu bir görüntü elde edebilmekteyiz.

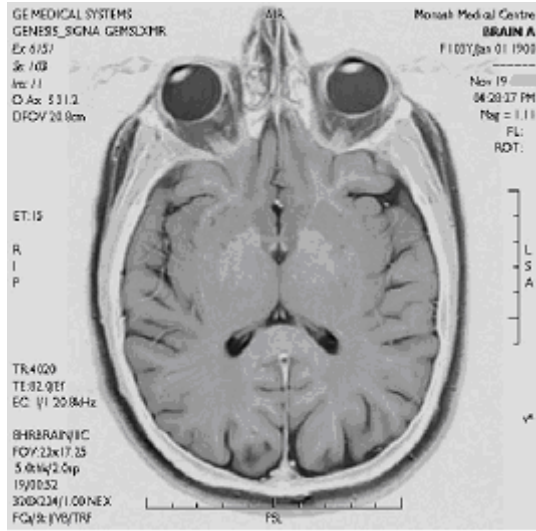


Şekil 5.3. Programla değiştirilen görüntü (0.6-0.992)



Şekil 5.4 Programla değiştirilen görüntü (1.0-0.9)

Şekil 5.1`de verilen görüntüden kaslı ve etli dokuda incelememizi gerçekleştirmek istediğimiz görüntüdeki netlik ayarını değiştirerek şekil 5.5`teki görüntü elde edilmektedir.

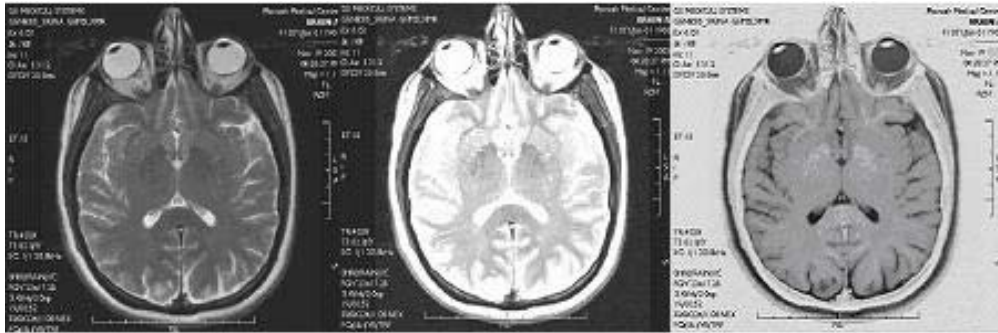


Şekil 5.5 Programla değiştirilen görüntü (1.0-0.000001)

## BÖLÜM 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Radyolojik teşhisteki cihazlar tıp elektroniğinin önemli bir kısmını oluşturmaktadır. Zira önemli teşhis ve tanılar bunlarla yapılmakta ve ARGE'deki en büyük payı bu çalışmalar oluşturmaktadır. Bu önemli cihazların kompleks oluşu, ve her zaman olduğundan daha çok araştırılıp öğrenilmesi gerekliliği bunlara daha çok üzerinde durulmasına neden olmaktadır. Yine bu cihazlar için ülkemizde kurulu bir endüstrinin olmayışı, bu yöndeki çalışmaların ana hedefini oluşturmaktadır.

Tıbbi görüntüleme sistemlerinde görüntü işlemenin yazılımsal olarak çok ileri boyutlara ulaşması artık görüntü elde edilmesi yalnızca donanımsal olarak yapılabilişliğinin önüne geçmiştir. Yazılımsal olarak görüntü işlemenin bir yere kadar geri kazanım sağlayabilecek olmasına rağmen halen gelişmekte ve maliyetinin; donanımsal gelişmeye nazaran daha düşük olması nedeniyle gayet makul ve optimum bir yöntem olmaktadır. Bu çalışmadan yazılımsal olarak gerçekleştirilen program ile donanımdan bağımsız olarak görüntü netleştirilmenin sağlanabileceği gösterilmiştir daha göstermiş olduk.



Şekil 6.1. Görüntülerin karşılaştırılması

Bu çalışmaların gerçekleştirildiği manyetik rezonans görüntüleme cihazında netlik ayarı yazılımsal olarak gösterilerek sağlanmış ve görüntünün netleştirilme



uygulamaları örneklerle gösterilerek başarılmıştır. Bu yazılımsal olarak görüntü netleştirme uygulamalarının yanı sıra aydınlık ayarında otomatik olarak yapılması ve filtreleme programları (görüntü üzerine düşen gürültüleri minimize edilerek) ile birleştirilerek tek bir program olarak kullanılması daha hızlı çalışan ve daha net bir görüntü alınabileceği bir program oluşturulmasına yönelik temel olmaktadır. Böyle bir programın kullanımının gerçekleştirilmesiyle çok yorucu ve çok yüksek maliyetli olan sekanslara hastanın bir daha girmelerine gerek kalmadan daha net görüntülerin elde edilebilmesi sağlanabilir.

## KAYNAKLAR

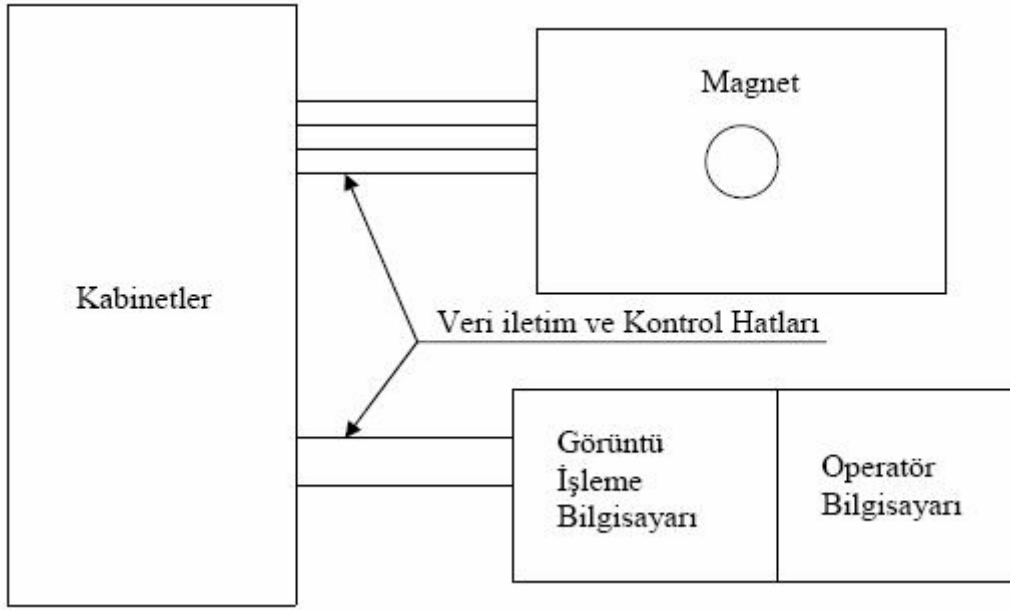
- [1] SUZUKO SUZİKİ , OSAMU SAKAI, HERNAN JERA, Magnetic Resonance Imaging , ‘Combined volumetric T1, T2 and secular-T2 quantitative MRI of age-related global changes (preliminary results)’. 2006; (2006) 877–88.
- [2] RICHARD A. KOMOROSKI., Magnetic Resonance Imaging, ‘Applications of Li NMR in biomedicine’, 1999; (2000) 103–116.
- [3] ANN M. VIANO, SUZANNE A GRONE., Magnetic Resonance Imaging, ‘Improved MR imaging for patients with metallic implants’. 1999; (2000) 287–295.
- [4] J.C. FU, J.W. CHAI, STEPHEN T.C. WONG., Magnetic Resonance Imaging, ‘Wavelet-based enhancement for detection of left ventricular myocardial boundaries in magnetic resonance images’.2000,(2000) 1135–1141.
- [5] Doç. Dr. ERCAN TUNCEL, Diagnostik Radyoloji Ders Kitabı, Uludağ Üniversitesi Basım Evi, 1993
- [6] Varian Instruments, Varian T-60A Nuclear Magnetic Resonance System Catalog
- [7] Dr. ORHAN KONEZ, Magnetik Rezonans Görüntüleme, Nobel Tıp Kitap Evi, 1995.
- [8] DAVID D. STARK, WILLIAM G. BRADLEY, Magnetic Resonance Imaging (Second Edition), Mosby-Year Book ,ISBN: 0801649307 , 1992
- [9] DAVID A. FEINBERG, KOICHI OSHIO, Magnetic Resonance Imaging ‘GRASE (Gradient-and Eko-Spin) MR Imaging: A New Fas Imaging Clinical Imaging Technique’, 1991
- [10] J. LISTERUD, S. EINSTAIN, E. OUTWATER, Magnetic Resonance Quarterly, First Principles of Fast Radiologic Imagiing Techniques.8(4), 199-244 (1992)
- [11] <http://www.biyomedikal.org>

- [12] JOHANNES M. PEETERS , ERNST E.H. VAN FAASSEN , CHRIS J.G. BAKKER Magnetic Resonance Imaging ‘Magnetic resonance imaging of microstructure transition in stainless steel’, 2005 ,(2006) 663–672,
- [13] HIROSHI YOSHIOKA, TAKASHI NAKANO, SUSUMU KANDATSUB, MASAHISA KOGA, YUJI ITAI, HIROHIKO TSUJII, Magnetic Resonance Imaging, ‘MR imaging of radiation osteitis in the sacroiliac joints’, (2000) 125–128, 1999
- [14] MEHMET ERTÜRK, MR Cockpit, 5G Matbacılık, 2004
- [15] Prof. Dr. ERDEM GÖKMEN, Prof. Dr. İLHAN KILIÇÖZLÜ, Temel radyoloji-2, Nobel Tıp Kitapevi 1993

## **EKLER**

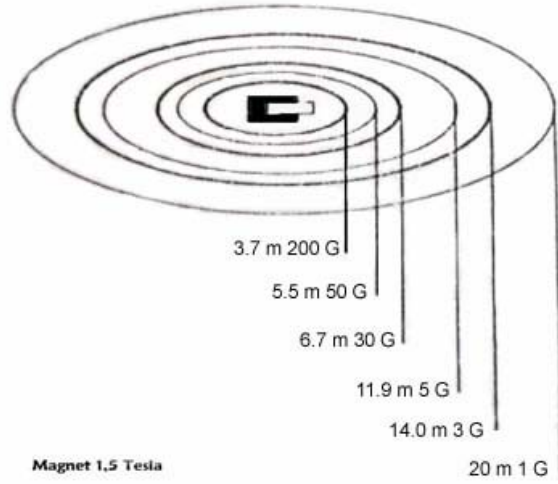
## Magnetin Konulduđu Ve Mr İncelemelerinin Yapıldığı Odanın Özellikleri

Şekilde görülen MRG inceleme odası radyo dalgalarına karşı geçirgen olmayacak şekilde düzenlenmektedir. Yine kontrol paneli önündeki inceleme odasının görünmesini sağlayan cam da radyo dalgalarına karşı dirençlidir. Bu yalıtım bilgisayarlardan, TV-radyo istasyonlarından veya diğer hastane cihazlarından geçebilecek radyo dalga etkileşimini engeller. Buna karşın magnetin oluşturduğu magnetik alan sınırlanamaz.



Şekil MR İnceleme odası

İnceleme odasındaki magnet çevreyi belirgin derecede etkilemektedir; 1,5 Tesla değerli magnette merkezdeki manyetik alan gücü 1,5 Tesla (15.000 Gauss) olup bu dünyanın oluşturduğu manyetik alan gücünden 30.000 defa daha güçlüdür. Bu manyetik alanın gücü merkezden çevreye doğru gittikçe azalmaktadır.



Magnet çevresinde olan ve magnetten uzaklaştıkça azalan manyetik güç bizim için iki nedenle önemlidir.

1-Magnetin etki alanında bulunan pek çok cihaz bundan etkilenmektedir. Örneğin kardiyak pacemaker'lar 5 Gauss'luk bir manyetik güçten etkilenebilmektedir.

2-Çevrede bulunan pek çok cihaz da MR sisteminin çalışmasını etkileyebilmektedir. Örneğin 3 Gauss'luk etki sınırında olan asansör, MR sistemini etkileyebilmektedir.

MR sistemi tarafından etkilenenler

1 Gauss	Nükleer kameralar, elektron mikroskobu, TV, BT, Ultrasonofi sistemleri, nükleer tomografik kameralar
3 Gauss	Multiformat kamera, metal dedektör
5 Gauss	Kardiyak pacemaker, Nörostimülatör,biostimülatör cihazları
10 Gauss	MR sistem malzemeleri (ana bilgisayar, görüntü işleme (image processor), disket sürücüler gibi), X-ray tüpleri, Floppy disketler, kradikartları,saatler,mekanik oda malzemeleri

## MR sistemlerini etkileyenler

3 Gauss	Kamyon trafiği, asansör, güç transformatörleri, ana elektrik dağılım transformatörleri, helikopter inişleri.
10 Gauss	Su sođutucuları, 15 HP'den güçlü motorlar, air-conditioning sođutucu (klima)



## MR kurulumunun yapılacağı oda

## ÖZGEÇMİŞ

Volkan Karahasanoğlu 11.06.1982 de Aksaray, Ortaköy`de doğdu.İlkokul eğitimini Küçükçekmece`de Kanarya İlköğretim Okulunda tamamladı. Ortaokul ve Lise eğitimini Bakırköy`de Basıncık İlköğretim Okulu ve Ataköy Cumhuriyet Lisesinde 1999 yılında tamamladı. 2000 yılında başladığı Karadeniz Teknik Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümünü 2005 yılında bitirdi. 2005 yılında Sakarya Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Elektronik Anabilim Dalında Yüksek Lisans Eğitimine başladı. 2006 yılında Sağlıkta Yönetim Eğitim ve Sağlık Hizmetleri Danışmanlık Tic. A.Ş. de çalışmaya başladı. Bu süre içerisinde şirketin faaliyet göstermiş olduğu Biyomedikal Kalibrasyon hizmeti projelerinde aktif rol almıştır ve şu anda aynı firmada görev yapmaktadır.