

**T.C.
MİLLÎ EĞİTİM BAKANLIĞI**

RADYOLOJİ

**MANYETİK REZONANS CİHAZLARI
725TTT084**

Ankara, 2011

- Bu modül, mesleki ve teknik eğitim okul/kurumlarında uygulanan Çerçeve Öğretim Programlarında yer alan yeterlikleri kazandırmaya yönelik olarak öğrencilere rehberlik etmek amacıyla hazırlanmış bireysel öğrenme materyalidir.
- Millî Eğitim Bakanlığınca ücretsiz olarak verilmiştir.
- **PARA İLE SATILMAZ.**

İÇİNDEKİLER

AÇIKLAMALAR	iii
GİRİŞ	1
ÖĞRENME FAALİYETİ-1	3
1. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME CİHAZI	3
1.1. MRG ile İlgili Radyolojik Terimler	4
1.2. MRG Yönteminin Tanımı ve Önemi	7
1.3. MR Yönteminin Tarihsel Gelişimi	9
1.4. MR Cihazının Çalışma Prensipleri.....	10
1.4.1. MR Cihazının Ana Ünite ve Elemanları.....	16
UYGULAMA FAALİYETİ	24
ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME	25
ÖĞRENME FAALİYETİ-2	26
2. MANYETİK ALAN ETKİLERİNE KARŞI GÜVENLİĞİ SAĞLAMAK	26
2.1. MR Sisteminde Emniyet	26
2.1.1 Statik Magnetik Alan Etkileri	27
2.1.2. Gradient Alan Etkileri.....	28
2.1.3. RF Pulsu Etkileri	29
2.2. MR SİSTEMİNİN DİĞER ETKİLERİ.....	29
2.2.1. Akustik Gürültü	29
2.2.2. Kriyojen.....	30
2.2.3. Genetik Etkileri.....	30
UYGULAMA FAALİYETİ	31
ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME	32
ÖĞRENME FAALİYETİ-3	33
3. MR'DA GÖRÜNTÜ OLUŞTURMAK	33
3.1. Görüntü Parametreleri.....	36
3.1.1. T1 Ağırlıklı Görüntü Elde Etme Prensipleri.....	37
3.1.2. Proton Ağırlıklı Görüntü Elde Etme Prensipleri.....	38
3.1.3. T2 Ağırlıklı Görüntü Elde Etme Prensipleri.....	38
3.1.4. Görüntü Üzerinde Akım Fenomeni Özellikleri	39
3.2. Kesit Ve Görüntü Matriksi Oluşturma	39
3.2.1. Kesit Belirleme Gradienti	40
3.2.2. Frekans Kodlama (Frequency Encoding) Gradienti	40
3.2.3. Faz Kodlama (Phase Ecoding) Gradienti.....	41
3.2.4. Matriks ve Görüntü Oluşturma	41
3.2.5. Üç boyutlu Görüntüleme	41
3.3. Puls Sekansları	42
3.3.1. Spin Eko (SE)	42
3.3.2. Fast Spin Eko (FSE) Sekansları.....	43
3.3.3. STIR/TRIM (Short Tau Recovery) Sekansı	43
3.3.4. FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery) Sekansı	44
3.3.5. SSFSE (Single Shot Fast Spin Eko) Sekansı	45
3.3.6. TOF (Time-of-Flight) Sekansı.....	45
3.3.7. İnterion Recovery (IR).....	45

3.3.8. Gradient Eko (GRE)	46
3.3.9. Eko Planlar Görüntüleme	47
3.4. Görüntüleme Süresi.....	47
3.5. Görüntü Özellikleri	48
3.5.1. Sinyal Görüntü Oranı.....	48
3.5.2. Kontrast Görüntü Oranı	48
3.5.3. Boyutsal Rezolüsyon	49
3.6. Artefaktlar	49
3.6.1. Hastaya Ait Artefaktlar.....	49
3.6.2. Sistemden Kaynaklanan Artefaktlar	50
3.6.3. Kimyasal Şift (chemical shift) Artefaktı.....	50
UYGULAMA FAALİYETİ	51
ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME	53
MODÜL DEĞERLENDİRME	54
CEVAP ANAHTARLARI.....	57
KAYNAKÇA.....	59

AÇIKLAMALAR

KOD	725TTT084
ALAN	Radyoloji
DAL/MESLEK	Radyoloji Teknisyenliği
MODÜLÜN ADI	Manyetik Rezonans Cihazları
MODÜLÜN TANIMI	Manyetik rezonans cihazının çalışma prensibi ile ilgili bilgilerin verildiği öğrenme materyalidir.
SÜRE	40/16
ÖNKOŞUL	
YETERLİK	Manyetik Rezonans Cihazı Kullanmak
MODÜLÜN AMACI	Genel Amaç Öğrenci, radyoloji laboratuvarında radyasyon güvenlik önlemlerinin alındığı uygun ortamda manyetik rezonans cihazını kullanabilecektir. Amaçlar 1. Manyetik rezonans cihazını kullanabileceksiniz. 2. Manyetik rezonans görüntüsü üzerindeki işlemleri ayırt edebileceksiniz.
EĞİTİM ÖĞRETİM ORTAMLARI VE DONANIMLARI	Donanım: Manyetik rezonans cihazı, projeksiyon cihazı, VCD, konu ile ilgili afişler vb. Ortam: Radyoloji laboratuvarı
ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME	Modül içinde yer alan her öğrenme faaliyetinden sonra verilen ölçme araçları ile kendinizi değerlendireceksiniz. Öğretmen, modül sonunda ölçme aracı (çoktan seçmeli test, doğru-yanlış testi, boşluk doldurma, eşleştirme vb.) kullanarak modül uygulamaları ile kazandığınız bilgi ve becerileri ölçerek sizi değerlendirecektir.

GİRİŞ

Sevgili Öğrenci,

Çağımızda radyolojik görüntüleme yöntemleri hızlı bir şekilde ilerlemektedir. Gelişmekte olan yeni teknoloji ile MR görüntülemenin tıpdaki önemi daha da artarak yaygınlaştığından MR alanındaki bu gelişmeler sizleri yakından ilgilendirmektedir.

Bu modülde MR cihazı hakkında bilgi verilmiştir. Modül başarılığında, manyetik rezonans görüntülemenin yöntemi, önemi, cihazın çalışma prensibi, manyetik alan etkilerine karşı güvenliği sağlama ve MR’ da görüntü oluşturma ile ilgili bilgi ve becerileri kazanacaksınız ve MR görüntüleme işlemini gerçekleştireceksiniz.

ÖĞRENME FAALİYETİ-1

AMAÇ

Bu öğrenme faaliyeti sonunda edineceğiniz bilgi ve becerilerle manyetik rezonans görüntüleme cihazının çalışma prensibini kavrayarak ünite ve elemanlarını ayırt edebileceksiniz.

ARAŞTIRMA

- MRG cihazının gelişim aşamaları hakkında araştırma yapınız.
- MRG cihazının çalışma prensibi, yöntem ve önemi hakkında bilgi toplayınız.
- MRG cihazının ana bölümlerini araştırınız.

1. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME CİHAZI

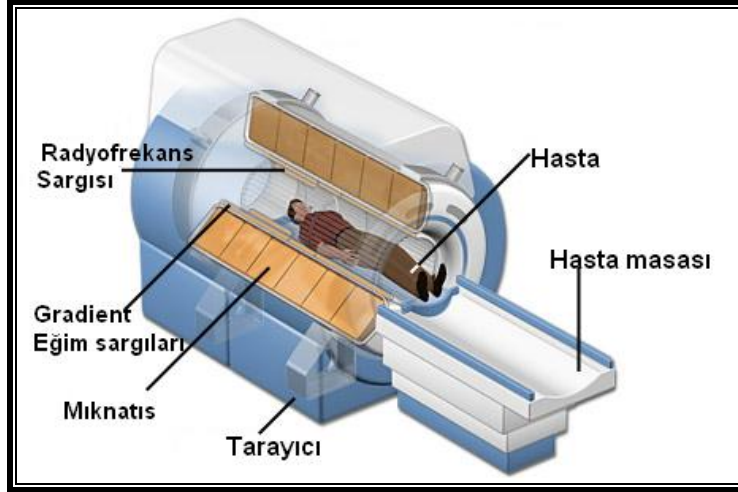
Manyetik rezonans (MR) görüntüleme cihazının çalışma prensibi, manyetizmaya dayanır. Cihazın manyetik alanı altında atomlar, manyetik alan yönüne yönelir ve belirli bir frekansta salınım yapar. Üzerlerine radyo dalgaları uygulanan bu atomlar belirli bir frekansta aldıkları radyo dalgalarını geri yansıtır. Yansıyan dalgaları alan MR cihazı, görüntüyü oluşturur.

MR cihazında bulunan güçlü mıknatıslar, insan hücresinde bulunan atom çekirdeklerinin titreşim yapmasını sağlayacak alanlar yaratır. Titreşen atomlar üzerine gönderilen radyo dalgaları onların salınım yapmalarını sağlar. Salınımların sonucunda bu atomlar bir radyo dalgası yayılımı yapmaya başlar. Yayılan dalgalar bir bilgisayar yardımıyla hareketsiz veya hareketli 3 boyutlu görüntüler oluşturur.

MR cihazının etkili olduğu kullanım alanı, vücuttaki yumuşak dokulardır. MR, yumuşak dokularda maksimum kontrastlama ve görüntüleme yeteneğine sahiptir. Bu sayede MR ile yumuşak dokulardaki lezyon ve patolojik dokular kolayca incelenir.



Resim 1.1: MRG cihazı



Şekil 1.1: MRG cihazı

1.1. MRG ile İlgili Radyolojik Terimler

MRG cihazı ile ilgili bazı terimlerin açıklanması aşağıda verilmiştir.

Akım Fenomeni (Flow-void phenomenon): MR görüntülemesinde kandan sinyal toplanamaması.

Artefakt: Film üzerinde görüntüyü bozan istenmeyen görünüm ve lekeler.

B₀: Statik manyetik alan.

B₁: Radyo frekans manyetik alan.

C: Kontrast.

dB: Desibel.

Düşük manyetik alan (low-field MR): 0.5 Tesla gücünden daha küçük sabit manyetik alan

E: Enerji

Eko (Eco): Yankı, yansıma

Emici bant (Saturation band): MR’de görüntü elde etme sırasında görüntü kalitesinin artırılması ve görüntü alanına girmesi, istenmeyen yapıların görüntülenmesinin önlenmesi gerekir. Bunun için uyarılmış protonlardan 3 boyutlu düzlemde seçilen bir bölge ve doğrultudan sinyal algılanmasının engellenerek görüntülenmesi sağlanır.

EPI: Echo Planar Imaging.

ESR: Elektron Spin Rezonans.

FOV (Field Of View): Görüntü alanı

Fonksiyonel MRG (Fuctional MRI): Hücresel işlevleri görüntülemeye yönelik özel MR uygulamaları.

Gantri (Gantry): MR’ de incelenecek vücut bölümünün yerleştiği, tarayıcı mekanizma kısmı.

Gf: Gradient kodlama frekansı.

G ϕ : Faz kodlama gradiyenti.

Hacim sargılar (Volume Coil): Vücudun geniş bölümlerinin MR incelemesinde, radyofrekans dalgalarını gönderen ve oluşan sinyalleri toplayan sargılar.

Hareketli MRG (Kinematik MRI): Bir görüntüleme serisinin seçilen (kısa) aralıklarla tekrarlanarak bir organın değişik hareketlerinin (örn: diz ekleminin fleksiyondan ekstansiyona hareketinin) peşpeşe görüntüye alınarak eylemin görüntülenmesi.

Hipoointes: Karşılaştırılan dokuya göre sinyali daha az, yani siyaha yakın

Hiperintens: Sinyali daha yoğun, yani daha beyaz

İntesite (Intensity): Yeğnlik, sinyal yoğunluğu; siyah-beyaz aralığında gri noktalar olarak görülür.

İzointens: Aynı sinyalde.

Koil (Coil): Sarmal, sargı.

Kontrast madde (Contrast medium): MR görüntülemesinde sinyal şiddetinde artma veya azalmaya yol açan maddeler.

Kontrastlanma (Contrast Enhancement): Görüntülemesinde kontrast madde denen yüksek yoğunluklu maddelerin kullanılmasıyla bazı doku ve organların kontrastlığının (yoğunluk farklılığının) artırılması.

Manyetik alan (Magnetik field): MR cihazındaki güçlü mıknatıs etki alanı.

Manyetik Rezonans (Magnetic Resonance): Manyetik bir momente sahip olan atom çekirdeği veya elektronlarının güçlü bir manyetik alanla etkileşerek karakteristik frekansta sinyal üretme durumu.

Manyetik Rezonans Görüntüleme (Magnetic Resonance İmaging [MRG]): Güçlü bir mıknatıs alanında, radyofrekans dalgalarıyla düzeni bozulan hidrojen protonlarının, uyarı kesildikten sonra yeniden düzenlenmesi sırasında ortaya çıkan radyofrekans sinyallerinin kaydedilmesine dayanan görüntüleme yöntemi.

MRA: Manyetik rezonans anjiyografi.

MRS: Manyetik rezonans spektroskopisi.

Matrix: Dijital görüntüde yatay ve düşey sıradaki toplam piksel sayısı.

NEX: Sayı uyarımları (ortalama sayısı)

Sine MRG (Cine MRG): Bir görüntüleme süresi boyunca hareketli bir organın değişik safhalarının görüntülenmesi. (örn: Kalbin sistol ve diyastol fazlarının peş peşe görüntülenerek kalp kasının kasılma ritminin izlenmesi.)

Orta Manyetik Alanlı MR Cihazı (Mid-Field MR): 0,5 Tesla gücünde sabit manyetik alan gücüne sahip MR cihazı.

Piksel (Pixel): Kesitsel görüntüleme, iki boyutlu resimde, seçilen matrisle bağıntılı en küçük görüntü birimi.

Proton yoğunluk ağırlıklı görüntü (Proton Density [PD] Weighted İmage): MR sinyallerinde, proton (spin) yoğunluğunun baskın olduğu MR görüntüsü.

Radyofrekans (Radiofrequency-RF): 0.3 kHz ile 300 GHz arasında frekansa sahip elektromanyetik radyasyon. (Manyetik rezonans görüntüleme 1-100 mHz radyofrekans dalgaları kullanılır.)

Radyofrekans sargısı (Radiofrequency Coil): Manyetik rezonans görüntüleme radyofrekans dalgası gönderen ve MR sinyallerini alan tel sargısı şeklinde elektriksel elemandır.

Rezistif manyet (Resistive Magnet): Yapay mıknatıs.

Rozölüsyon: Fark edilebilen en küçük değişimin ölçüsü.

Seri (Sequence): MRG'de değişik özellikli görüntülerde elde etmek amacıyla kullanılan yazılım programlarının her birine verilen ad.

Sinyal- gürültü oranı (Signal-To-Noise Ratio [SNR]): Görüntüleme işlemi sırasında görüntüyü oluşturacak olan, istenen sinyallerin, görüntü kalitesini bozan istenmeyen sinyallere oranı.

Süper iletken mıknatıs (Superconductive Magnet): Elektrik akımını dirençsiz olarak geçiren (superiletken) tellerden akım geçirilerek oluşturulan yapay mıknatıs.

T1-ağırlıklı görüntü (T1-Weighted İmage): Protonların T1 gevşeme zamanlarına göre oluşturulan manyetik rezonans görüntüsü.

T1-gevşeme zamanı (T1-Relaxation Time): Protonların radyo dalgası ile uyarılması takiben 3 boyutlu düzlemde longitudinal doğrultuda, önceki hallerine dönmeleri için gereken süre.

T2-ağırlıklı görüntü (T2-Weighted İmage): Protonların T2- gevşeme zamanlarına göre oluşturulan manyetik rezonans görüntüsü.

T2-gevşeme zamanı (T2-Relaxation Time): Protonların radyo dalgası ile uyarılmasını takiben, 3 boyutlu düzlemde transvers doğrultuda, uyarılmadan önceki hallerine geçmeleri için gereken süre.

TE: Eko zamanı.

Tekrarlı (dinamik) MRG (Dynamic MRI): Bir görüntüleme serisinin seçilen (kısa) aralıklarla tekrarlanarak dokusal bir değişikliğin (örn: kontrast maddenin damarlardan dokuya geçiş hareketinin) özelliklerinin zamanla ilişkili olarak görüntülenmesi.

Tesla (T): Manyetik güç birimi. (1 tesla = 10000 Gauss)

TI: Inversiyon zamanı.

TR: Tekrarlama zamanı.

Voksel (Voxel): Kesitsel görüntüleme seçilen matris ve kesit kalınlığıyla bağıntılı en küçük hacimsel görüntü birimi.

v: Hertz Rezonans frekansı.

γ : Gyromagnetic oranı.

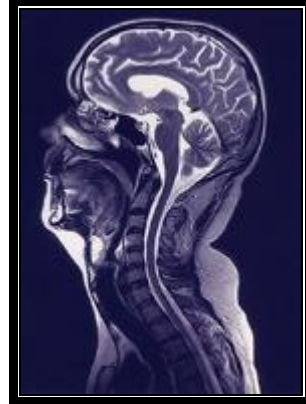
Yüksek manyetik alanlı MR(High-Field MR): 1 Tesla gücünden daha yüksek sabit manyetik alan gücüne sahip MR cihazı.

Yüze sargı (Surface Coil): MRG'de incelenecek olan yüzeyde yakın bölgeye yerleştirilen alıcı radyofrekans sargıları. (Bunlardan sinyal/gürültü oranı yüksektir.)

1.2. MRG Yönteminin Tanımı ve Önemi

Manyetik rezonans görüntüleme, dev mıknatıslarla oluşturulan güçlü manyetik alan içinde radyo frekans dalgaları kullanılarak belirli anatomik yapıları, diğer yapılardan net olarak ayırt etmeyi sağlayan yöntemdir. Sağlıklı ve hastalıklı dokular arasındaki farklılıkları saptamak ve tanımlamak için kullanılır.

Radyodiagnostik alanında kullanılan görüntüleme yöntemlerinin karşılaştırılmasında rezolüsyon, sensitivite, spesifisite önemli yer tutar. MRG, doku kontrast çözümlemede gücü en yüksek olan radyolojik görüntüleme yöntemidir. Özellikle MRG'nin yüksek rezolüsyonu BT cihazındakinden çok farklı değildir. MRG'de 64x64 düşük matriks değeriyle başlayan cihazlar kullanılır. Günümüzdeki MRG cihazlarında ise rutin taramalarda 256x256 ve 512x512 gibi matriks değerler kullanılarak yüksek rezolüsyonlu görüntüler elde edilir. Yani cihazın uzaysal rezolüsyonu yüksektir; bu sayede sağlıklı ve hastalıklı patolojik dokular arasındaki fark kolaylıkla anlaşılır. Yöntemin sensitivitesi çok büyüktür. Sensitivitenin büyük olmasının yanında, bu tekniğin spesifisitesinin düşük oluşu birçok dezavantajı yanında getirir. Bazı patolojik dokuların sinyal özellikleri birbirine benzediğinden dolayı bu şekilde tanı koymak zordur.



Resim 1.2: Manyetik Rezonans (MR) yöntemiyle görüntü oluşumu

MRG yönteminde, hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesitler farklı planlarda alınır. Buna, "**multiplanlar görüntüleme**"denir. MRG yönteminde hastaya hiçbir rahatsızlık verilmeden her planda kolay bir şekilde kesit alınır. Bu özellik sayesinde lezyonun üç boyutlu lokalizasyonu yapılır. Bu da doktorlara modern ve iyi bir destek sağlar. Manyetik görüntüleme tekniği, doktora, incelenen vücut dokusunun; özellikleri, boyutu ve yeri hakkında birçok detaylı bilgiyi verir. Bu bilgi, hızlı ve doğru tanıya varabilmek için önemlidir.

MRG'de incelenen kesitsel anatomik görüntüler, vasküler yapılarıdaki akım dinamikleri hakkında bilgi verir. Bunun yanında, kontrast madde kullanılmadan vasküler yapılar MR anjiyografi yapılarak görüntülenir. Günümüzde MR anjiyografisi, vasküler yapıların incelemesinde tarama testi olarak kullanılır. Bu özelliğinden dolayı, gelecekte konvansiyonel anjiyografinin yerini alma olasılığı yüksektir.

MRG'de bir diğer önemli yöntem ise rutin olarak klinik alanlarda kullanılmasa da gelecekte yararlı olabilecek görüntüleme yöntemi olan **spektroskopidir**. Bu yöntem ile dokulardaki değişikliklerin izlenmesi ve biyokimyasal analizlerin yapılması mümkündür.

MRG yönteminin kendine ait bir takım artefaktları olması ile beraber, diğer görüntüleme tekniklerinde bulunan (BT' deki kemik/hava artefaktı gibi) artefaktlar bu yöntemde görülmez. Bu nedenle diğer yöntemler ile iyi görüntülenmeyen anatomik bölge ve yapının değerlendirilmesi mümkündür. Örneğin, beyindeki posterior fossa bölgesinin görüntülenmesi bu cihazla yapılır. Ayrıca MRG beyindeki yapısal bozuklukları görüntüleme imkanı ile nörolojik hastalıklarının (şizofren gibi) tanısını sağlar.

MR görüntüleme tekniği; BT ve ultrasonografi tekniğine oranla çok daha pahalı bir yöntemdir. Ancak her yöntemin birbirine göre avantaj ve dezavantajları olduğu için patolojik bulgulara uygun tetkiklerin yapılması ekonomik açıdan uygun olur.

MRG cihazlarının dar ve kapalı bir sistem olması ve hastanın uzun süre içeride kalması nedeni ile klostrafobi (kapalı alan korkusu) olan hastalarda (%2-3 oranında) görüntüleme yapmak mümkün değildir. Ayrıca %5-10 oranında hastanın MR çekimleri aynı nedenle ikna ve rahatlatıcı ilaçlar yardımı ile yapılır. Bütün çabalara rağmen tetkiki kabul etmeyen hastalara genel anestezi verilerek inceleme yapılır. Diğer taraftan çocuk hastaların uyanık olarak kapalı MRG sistemine sokulabilmesi mümkün değildir; çünkü çocuklar cihaz içinde yalnız kalmaktan korkarlar. Günümüzün getirmiş olduğu teknolojik yeniliklerle MRG'de bu probleme çözüm getirilmiştir. Açık MR sistemi son derece rahat ve güvenilir olup kapalı alan korkusu olan hastalar, yaşlılar ve çocuklar için konforlu bir sistemdir.



Resim1.3: Açık MRG cihazı



Resim1.4: Açık MRG cihazında hasta pozisyonu

Hastalar açık MR cihazına isterlerse yakınları ile birlikte girebilir. Çocuk hastalar, açık MR sistemine anneleri ve oyuncakları ile birlikte girebilir ve sakin huzurlu bir şekilde inceleme yapılır.



Resim1.5: Çocuk hastalar için açık MR görüntüleme

Açık MR cihazının tıbbi girişimsel işlemlere olanak vermesi nedeni ile MR eşliğinde biyopsi ve diğer girişimsel işlemler de yapılır.

1.3. MR Yönteminin Tarihsel Gelişimi

Elektrik ve manyetizma konusunda bilimsel çalışmalar 18.yüzyılın sonlarına doğru başladı. Bu alanda çalışmalar yapan önemli ilk isimler: Ampere, Bohr, Coulomb, Curie, Faraday, Gauss, Hertz, Oersted, Tesla ve Weber'dir. Daha sonra bu alandaki gelişmeler hızla ilerledi.

İlk defa 1939 yılında Dr. Isador Rabi ve arkadaşları, MRG'yi gözlediler. Manyetik rezonans görüntüleme yönteminin fiziksel temelleriyle ilgili olarak 1946 yılında Harvard Üniversitesinden Amerikalı fizikçi Edward M. Purcell (1912-1997) ve Stanford Üniversitesinden Felix Bloch (1905-1983) birbirlerinden bağımsız olarak çalışarak ilk defa bazı atom çekirdeklerini fizikokimyasal olarak adlandırarak özelliklerini tanımlamışlardır.

Bu buluş ile uzun zamandır kullanılan Nükleer Manyetik Rezonansın (NMR) başlangıcı olmuşlar ve her iki bilim adamına 1952 yılında “Nobel Fizik Ödülü” verilmiştir. 1971 yılında Amerikalı Dr. Raymond Damadian ve 1973’de Paul C. LAUTERBUR, hidrojen içeren dokuların sağlıklı dokulara göre farklı yansıma verdiğini saptamış ve MRG ile insan vücudunun görüntülünebileceğini göstermişlerdir. Ayrıca İngiliz Peter Mansfield, MR yönteminin gelişmesine önemli katkılarda bulunmuş ve bu nedenle Paul C. Lauterbur ve Peter Mansfield’e 2003 yılında “Nobel Tıp Ödülü” verilmiştir.

1980 yılında Aberdeen grubu tarafından görüntü elde edilmesinde iki boyutlu Fourier Transform tekniğinin kullanımı ortaya kondu. 1984 yılında ilk defa MRG’de kontrast madde kullanılmaya ve 1986 yılında hızlı görüntüleme yöntemleri kullanılmaya başlanmıştır.

Türkiye’de ilk defa 1989 yılında İzmir Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalında MRG kullanılmaya başlanmıştır.

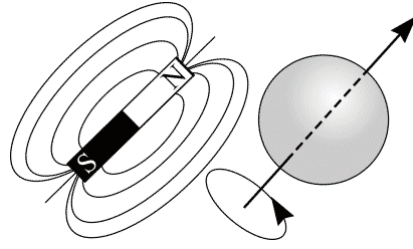
1.4. MR Cihazının Çalışma Prensipleri

MRG’nin temel fizik prensiplerinde öncelikle kullanacağımız temel fizik kavramlarından yararlanılacaktır. Atom çekirdeğinin yapısını, proton (+) ve nötron adı verilen yüksüz nükleonlar oluşturur. Atom çekirdeğindeki proton ve nötronların (nükleon) hareketleri ile ortaya çıkan manyetizmaya, “**nükleer manyetizma**” denir; ancak nötronlar yüksüz olmalarına rağmen manyetizmayı oluşturur; çünkü daha küçük elektrik yüklü partiküller içerir. MRG’de, bu manyetizmadan yararlanarak net görüntü elde edilmektedir. Nükleer manyetizma, kütle numarası tek sayıda olan ve tek sayıda proton ve nötronları olan atomlardan oluşur. Proton ve nötronları çift sayıda olursa karşılıklı olarak birbirlerini nötralize eder ve manyetizma oluşturamaz. Nükleer manyetizma momenti =0 dir. Bu atomlara, “**NMR aktif**” denir.

Nükleusdaki partiküllerin oluşturduğu manyetizma zayıftır ve görüntü oluşması için milyarlarca atoma ihtiyaç vardır. Sadece nükleusunda bir proton olan, fakat nötronu bulunmayan H₁ (hidrojen izotopu) insan vücudunda (özellikle su ve yağ dokusunda) çok miktarlarda olduğu için dolayı MRG’de kullanılan en uygun atomdur. Günümüzde, bu nedenle MRG sistemlerinde görüntüyü oluşturmak için en çok kullanılan atom hidrojen atomu olup MRG için tercih edilmesinin nedeni ise hidrojenin en yüksek MR sensitivitesine sahip olmasıdır.

MRG’nin temel noktası olan nükleer manyetizma haricinde, elektronların neden olduğu manyetizmalar vardır. Bunlar ferromanyetizm, diyamanyetizm, paramanyetizmdir.

Protonların kendi eksenleri etrafında dönme hareketine, “**spin hareketi**” adı verilir. Doğal olarak protonun pozitif elektrik yükü de birlikte spin yapar. Protonların spinleri vardır ve bu yüzden taşıdıkları elektrik yükü, akımdır ve kendi manyetik alanını yaratır. Çekirdekte iki nükleon varsa bunlar birbirlerinin spin hareketlerini yok eder ve buna bağlı olarak doğal manyetizasyon olmaz. Bu nedenle sadece tek sayıda nükleonu bulunan çekirdeklerin doğal manyetizasyon ya da manyetik depol hareketi bulunur. Manyetik rezonansın oluşturulmasının altında yatan temel kavram budur. Manyetik moment, manyetik alanın gücünü ve yönünü gösteren vektörel sistem ile tanımlanır.



Şekil 1.2: Spin hareketi yapan yüklü parçacık

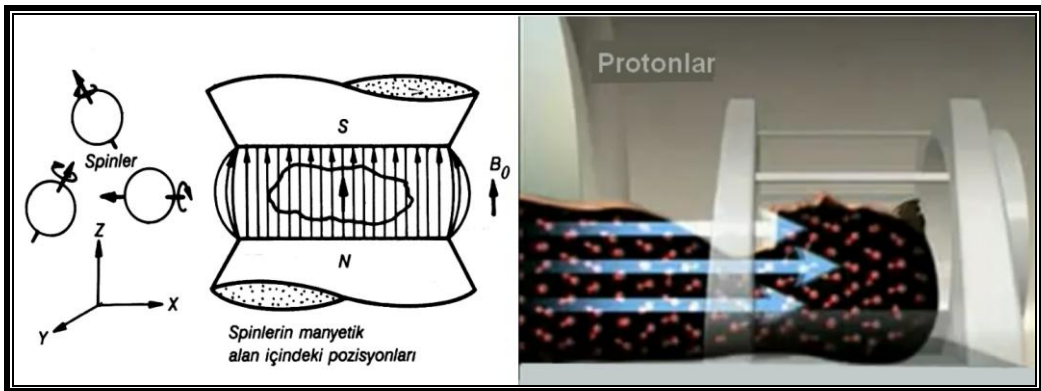
Fizik kurallarından da bildiğimiz gibi pozitif yüklü protonlar hareket halindeyken spin hareketini oluşturuyorsa manyetik güçte hareket halindeyken elektrik akımını oluşturur.

MRG' de görüntü oluşmasında, manyetik alanın meydana geldiği gantri ve radyo dalgaları kullanılır. Bu manyetik alan içerisine yerleştirilen organizmada atomik moleküler düzeyde etkileşim oluşur ve görüntüleme bu etkileşimlerle sağlanır.



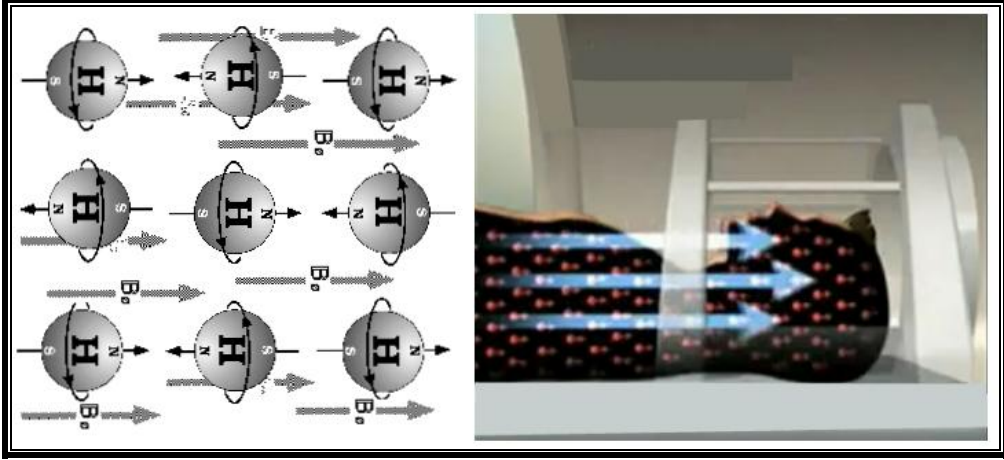
Resim 1.6: Magnet ve hastanın manyetik alan içine yerleştirilmesi

Protonlar RF pulsundan aldıkları enerjiyi ortama aktardıkları zaman RF sinyali oluşur. Bu sinyal, Larmor frekansında bulunan alıcı sargılarla saptanır ve böylece alternatif akıma dönüşerek bilgisayarda görüntü oluşur.



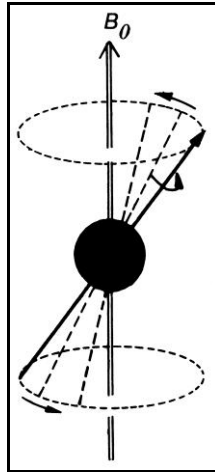
Şekil 1.3: Protonların manyetik alan içindeki pozisyonları

Protonlar eksternal manyetik alana paralel veya antiparalel konum aldıktan sonra buldukları yerde durmaz; manyetik alanın içerisinde kendi çizgileri etrafındaki dönüşlerinden bir miktar eğimle birlikte, dış manyetik alan ekseninde salınım hareketi yapar. Bu harekete, “**precession**” adı verilir. Presesyon frekansı her durum için sabit değildir. Protonların içerisine yerleştirildikleri manyetik alanın gücüne bağlı olarak değişir. Manyetik alan kuvvetlendikçe presesyon frekansı artar.



Şekil 1.4: Presesyonların manyetik alan içinde salınım hareketleri

Protonların spin ve salınım hareketleri bir topacın dönüşü gibidir. Manyetik alan içerisinde presesyon hareketinin frekansı, manyetik alanın gücü ile doğru orantılıdır. Presesyon frekansı “**Larmor formülü**” adı verilen eşitlik kullanarak hesaplanır.



Şekil 1.5: Protonun kendi etrafında dönmesiyle birlikte B_0 çevresinde salınım hareketi yapması

$$\text{Larmor formülü} \rightarrow \omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

ω_0 : salınım frekansı

B_0 : Dış manyetik alanın gücü

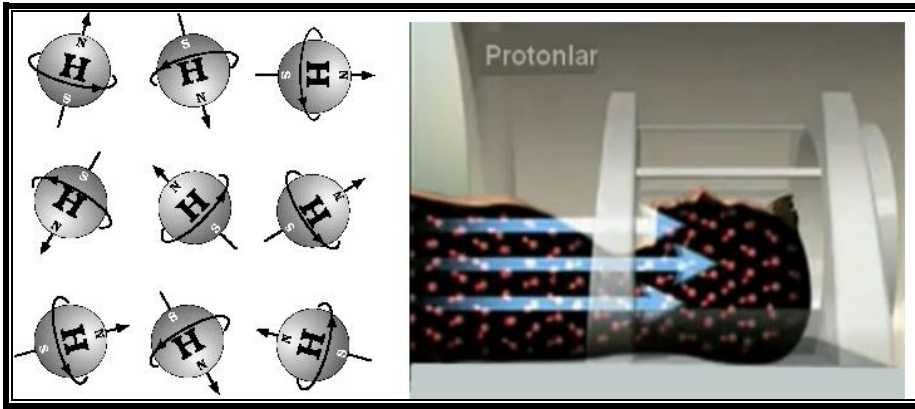
γ : Gyro- manyetik sabit

Izotop	Molar Konsantrasyon	Gromanyetik Sabite	MR Sensitivite
H1	99,0	42,58	1
N14	1,6	3,08	-
P31	0,35	17,24	0,066
C13	0,10	10,71	0,016
Na23	0,078	11,26	0,093
K39	0,045	1,99	0,0005
O17	0,031	5,77	0,029
H2	0,015	6,53	0,0096
F19	0,0066	40,05	0,830

Tablo1.1: Bazı atomların gromanyetik değerleri

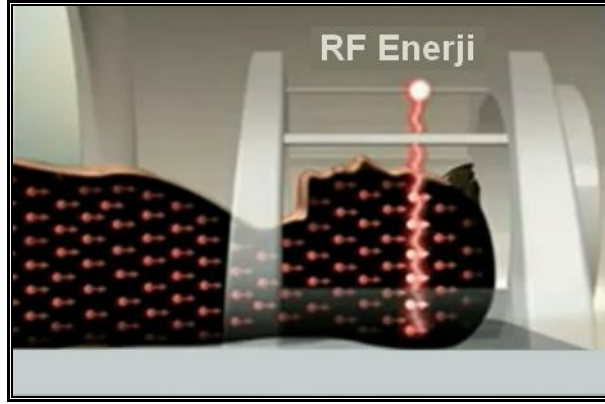
Larmor formülünde γ (Gyro- manyetik sabit) farklı atomlar için farklı değerleri ifade ettiğinden dolayı, insan vücudunda bulunan atom çeşitleri arasında farklılıklar gösterir. Hidrojen atomun gyro- manyetik sabit değeri 4257 Hz/gauss' dur. Manyetik alan güç birimi, “Tesla” dır. (T)

Manyetik alan içine konan dokudaki protonlar, manyetik alanın etkisi ile paralel ve anti-paralel olarak dizilime geçer. Gösterdikleri bu paralel ve anti- paralel dizilimleri protonlara göre çok az da olsa fazlalık göstermekte ve fazlalık gösteren bu dokunun net manyetik vektörünü oluşturmaktadır. Bu net manyetik vektöre, “**longitudinal manyetizasyon**” denir. Protonların manyetik alan etkisiyle yaptıkları salınım hareketleri belli bir düzen göstermez. Protonların salınım frekanslarının uyum göstermediği konuma, “**out-of-phase**” denir. Longitudinal manyetizasyonun oluşması, protonların out-of- phase konumu ile ilişkilidir.

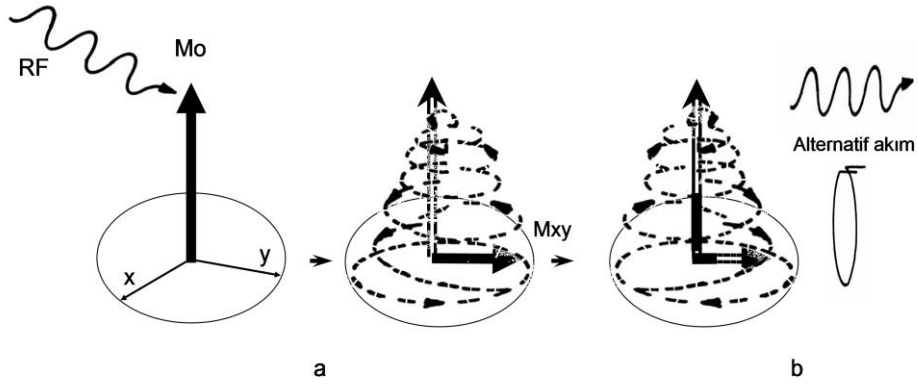


Şekil 1.6: Out-Of-Phase konumundaki protonlar

Manyetik alan içine yerleştirilen dokuda net manyetik vektör, dış manyetik alan gücüne (B_0) paraleldir. Manyetik vektörden yararlanarak dokudan sinyali sağlamak için “ **radyo dalgası**” kullanılması gerekir. Radyo dalgası uygulandığı zaman, salınım hareketi yapmakta olan düşük enerji seviyesindeki protonlar radyo dalgasından enerjiyi absorbe ederek konumlarını değiştirir. Bir süre sonra absorbe ettikleri bu enerjiyi ortama vererek eski konumlarına geri döner; buna, “**Rezonans**” denir.

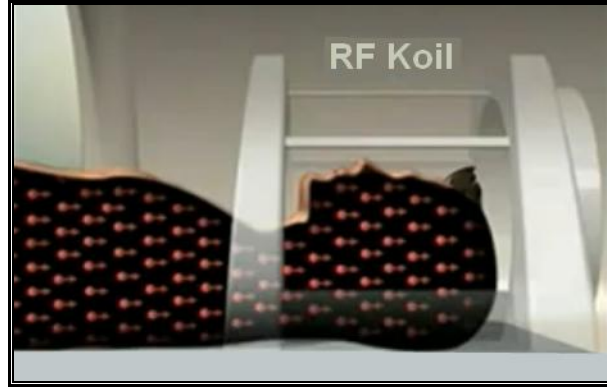


Resim 1.6: Manyetik alan içine yerleştirilen dokuya radyo frekans dalga uygulanması

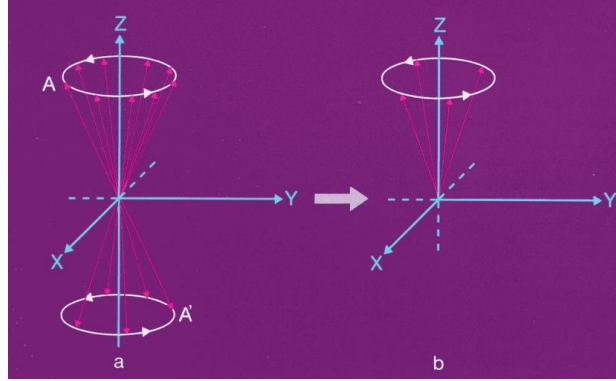


Şekil 1.7: Radyo dalgası ile uyarılan protonların manyetik alan vektörüne paralel konumlarından saparak vektörle açı yapmaları.

Düşük enerji seviyesindeki protonlar yüksek enerji seviyesine ulaşır. Yani bazı protonlar paralel konumdan anti-paralel konuma yer değiştirir. Ancak aynı frekansta düzensiz biçimde out-of-phase yapan protonlar **“in-phase”** konumunu oluşturur; protonların vektör uçlarının aynı anda salınım çemberinin aynı noktasında olmasını ifade eder. Dokunun net manyetik vektörü dış manyetik alan vektörüne paralel iken 90° yön değiştirir. Oluşan bu vektöre, **“transfer manyetizasyon”** denir. İn-phase konumundan protonlar salınım hareketine devam eder ve transvers manyetizasyon (dokuda yeni oluşmuş manyetik vektör) vektörü X,Y düzleminde döner. Dokunun bu net manyetik vektörü yön değiştirme açısına, **“flip angle-sapma açısı”** denir. Bu sapma açısı RF pulsunun uygulama süresine ve amplitütüne bağlı olarak değişir ve bu parametreler değiştiği zaman farklı açılar da elde edilir.



Resim 1.7: İn-Phase konumundaki protonlar



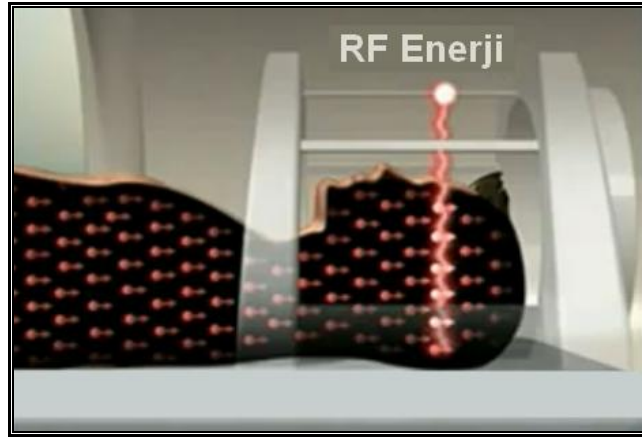
Şekil 1.8: Hastaya RF puls gönderildiğinde, RF puls etkisi ile önceden magnet vektörüne paralel dizilim gösteren bazı protonların anti-paralel şekle geçmeleri

Protonların radyo dalgasından enerjiyi absorbe edip konumlarını anti- paralel konuma değiştirmeleri ve absorbe ettikleri bu enerjiyi ortama vererek eski konumlarına geri dönmeleri sırasında, protonun salınım frekansı ile radyo dalgasının frekansı eşit olmalıdır. Bu durumda RF pulsü ile protonlar arasında enerji transferi gerçekleşmez. RF pulsundan farklı frekanslarda farklı atomlar etkilenirken sadece hidrojen atomları uyarılır.

MR'da görüntüyü elde etmek için bilgisayarın **voksel-piksel (voxel-pixel)** özelliklerinden yararlanılır. Sinyalin alındığı asıl volüm, vokseldir. Ekranı yansıyan iki boyutlu alan ise pikseldir. Böylece vokselden kaynaklanan sinyal, ekranda (görüntüde) piksele düşen alanda intensite (parlaklık) olarak yansır. MR görüntüsündeki kolon ve sıra sayıları görüntü matrisini (**image matrix**) belirtir.

RF puls ile konum değiştiren protonların eski konumlarına (out-of phase konumuna) dönmelerine "**relaksasyon**" denir. X-Y ekseninde dönmekte olan transvers manyetizasyonun ortadan kaybolması ve manyetik alanın gücü ile paralel eski manyetik vektör (Longitudinal manyetizasyon) tekrar oluşur ve ikiye ayrılır. Bunlar; transver relaksasyon ve longitudinal relaksasyondur.

Transvers manyetizasyonun kaybolmasına kadar geçen zamana, “**transver relaksasyon**” zamanı (T_2 zamanı) denir. Longitudinal manyetizasyonun yeniden oluşmasına kadar geçen sürece de “**longitudinal relaksasyon**” (T_1 zamanı) denir. Longitudinal relaksasyon her zaman transvers relaksasyon zamanından daha uzundur. RF pulsunda 90° oluşan protonların “in-phase”(protonların vektör uçlarının aynı anda salınım çemberlerinin aynı noktada olması) konumu kısa zamanda bozulur ve buna bağlı olarak transvers manyetizasyon kısa zamanda kaybolur. Dokuda su içeriği ne kadar fazla olursa hem T_1 zamanı hem de T_2 zamanı uzun olur. Kemik gibi su oranının düşük olduğu dokularda veya yağ dokularda T_1 ve T_2 relaksasyon zamanı kısadır. Bunun nedeni ise sudaki moleküllerin çok hızlı biçimde hareket halinde olmasıdır.



Resim1.8: Protonların RF puls ile konum değiştirip out-of phase konumuna dönmeleri

Tesla değeri yüksek MRG cihazlarında ise protonların salınım frekansları yüksektir. Buna bağlı olarak longitudinal relaksasyon zamanı uzun sürer. Ancak düşük tesla değerindeki MR cihazlarında salınım frekansı düşük, enerji transferi kolay olmaktadır. T_1 relaksasyon zamanı kısa olur.

1.4.1. MR Cihazının Ana Ünite ve Elemanları

MRG cihazı üç temel alt birimden oluşur. Bu temel birimlerin ilki kesit görüntülemelere temel olan bilgilerin elde edildiği gantri, diğer ikisi de bilgisayar ve görüntüleme üniteleridir. BT’de kullanılan bilgisayar ve görüntüleme ünitelerinin benzeri MR aygıtında vardır. MR bilgisayarında görüntü oluşturmak için kullanılan programlar (software) ve algoritmalar, BT cihazında kullanılanlardan farklıdır. MR’nın yapısal olarak BT’den en önemli ayırt edici özelliği, gantridir.

➤ Gantri

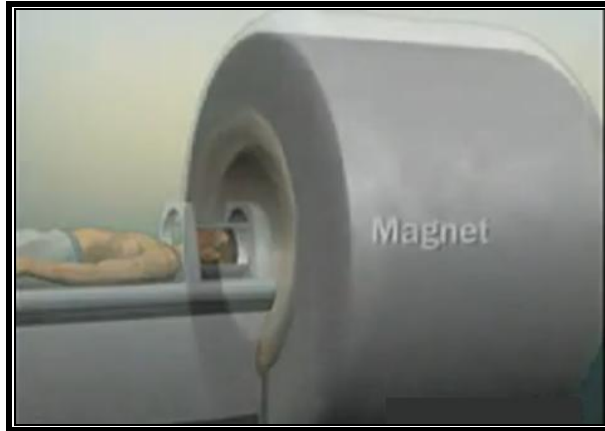
MR cihazında kullanılan gantri, insan vücudunun tümünü içerisine alan, uzun bir tünel şeklindedir. Gelişen teknolojiyle beraber günümüzde, kısmen açıklığı olan ve kısa tünel şeklinde yeni modeller yapılmıştır.



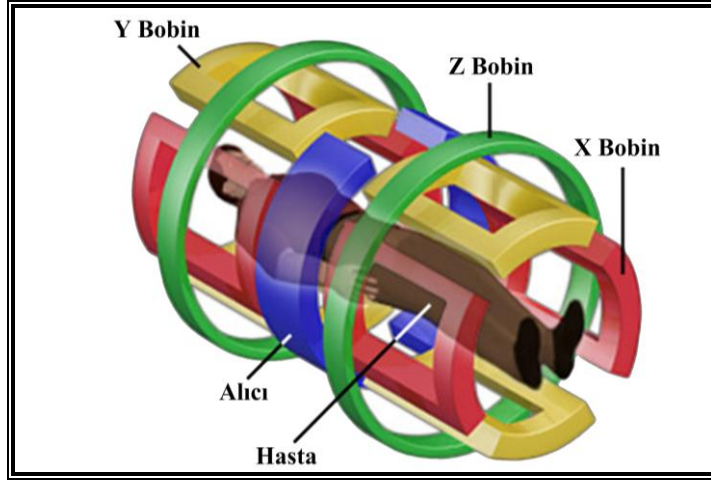
Resim 1.9: MR cihazının ana ünitesi olan Gantry

Kullanılan bu gantry içerisinde güçlü bir manyetik alan oluşmaktadır. Bu manyetik alanın içine yerleştirilen organizmada atomik-moleküler düzeyde bir takım etkileşimler oluşur; böylece oluşan görüntülemenin temeli bu etkileşimlere dayanır. İnceleme süresince hasta ve hasta masası sabit olup kesit alma işlemleri süresince hareket ettirilmez. Gantry, magnet ve bobinler (sargılar) olmak üzere iki alt birimden oluşur.

Magnet: MRG cihazının en önemli ana elemanıdır. İncelemek istediğimiz dokuyu güçlü manyetik alan içine yerleştirdiğimizde görüntülemek için düzenli ve güçlü manyetik alanı oluşturur. Dünyada MR cihazlarında farklı özellikte magnetler kullanılmaktadır.



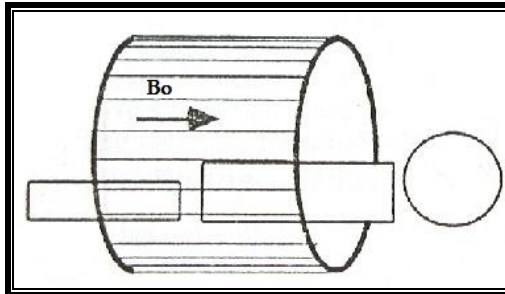
Resim 1.10: MR cihazının ana elemanı Magnet



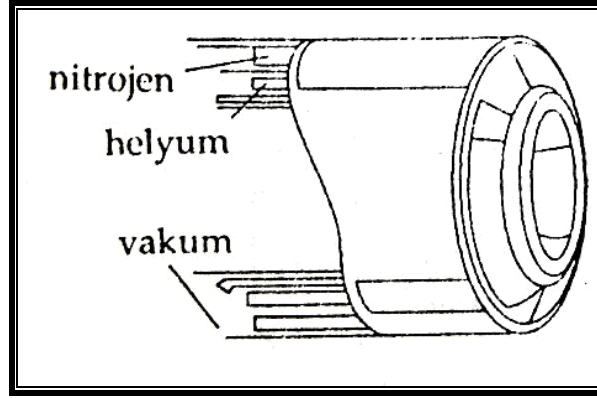
Şekil1.9: Gradient magnet

Magnetlerin yapılarında en çok süperkondüktif (superconductive), permanent(sabit güçlü), rezistiv (resistive) ve hibrid (hem rezistiv, hemde permanent magnet özelliklerini taşır) magnet tipleri kullanılır. Permanent magnetler ise manyetik alan sabit olduğundan manyetik alan için herhangi bir enerjiye gereksinme duymaz. Ancak süperkondüktif ve rezistiv magnetler manyetik alan oluşturmak için elektrik enerjisinden yararlanır. Magnet tiplerinde bugün için en kuvvetli manyetik alan oluşturabilen, süperkondüktif magnetlerdir.

Süperkondüktif magnetler: Dünyada en yaygın olarak kullanılan magnetlerdir. Süperkondüktif magnetler diğer magnet tiplerine göre daha güçlü manyetik alanı oluşturmaktadır. Bu magnetler, gantrinin çevresini saran iletken tellerden oluşur. Süperkondüktif magnetlerin özelliği, sıvı helyum derecelerinde çalışmasıdır. Bu derecelerde süperkondüktif tellerden rezistans gelişmez. Cryostat adı verilen çok sayıda yapının iç içe geçmesi ile oluşan ve içinde helyum ve nitrojen gibi kriyojenler (soğutmak için kullanılan sıvılar) bulunmaktadır. Bu kriyojenler sistemde zamanla eksilir ve bunların devamı için sistemlerin tamamlanması gerekir. Sistemlerdeki sıcaklık artarsa magneti oluşturan tellerde süperkondüktivite yok olur ve buna bağlı tellerde rezistans gelişeceğinden kriyojenlerin çok hızlı bir şekilde ısınması ile sonuçlanır. Magnet çeşitlerine göre, gantri içerisinde oluşan manyetik alan yönü değişmekte olup manyetik alan yönü hastaya paraleldir.

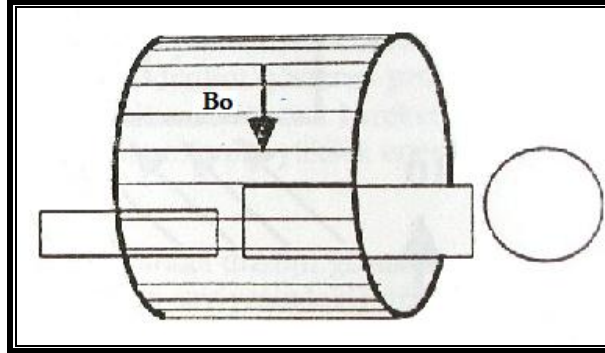


Şekil1.10: Süperkondüktif magnet



Şekil 1.11: Cryostatın çok sayıda yapının içinde helyum ve nitrojen gibi kriyojenleri bulundurması

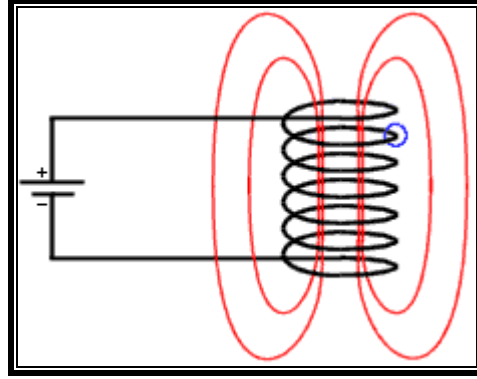
Permanent magnetler: Elektriksel manyetik alan oluşturmadan doğal ve sürekli manyetik alan gücü oluşturur. Bu magnette yüksek alan gücüne ulaşamaz. Oluşturdukları manyetik alan gücü, ağırlıkları ile orantılı olup güçlü manyetik alan gücünü oluşturabilmeleri için daha fazla ağırlık miktarlarına çıkmaları gerekir. Geliştirilen yeni alaşımlardan dolayı, günümüzde daha düşük ağırlıklı permanent magnetler kullanılmaktadır.



Şekil 1.12: Permanent magnet

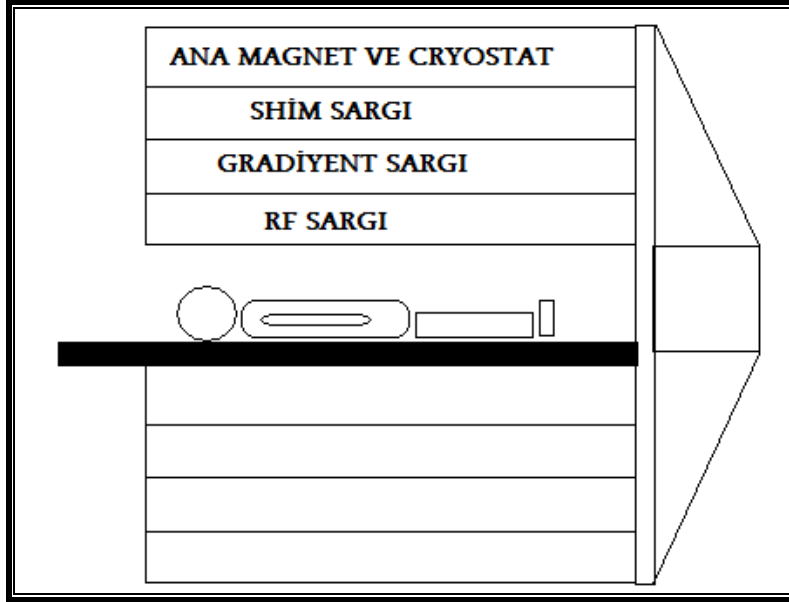
Rezistiv magnetlerde: Kullanılan magnet prensibi süperkondüktif olmasına rağmen kriyostat sistemi yoktur. Bundan dolayı ısınma çok büyük problem oluşturur ve bu magnetlerde yüksek alan güçleri oluşmaz. Rezistiv magnetlerde manyetik alan yönü hastaya paraleldir.

Elektro magnetler: Merkezinde yumuşak bir demir çekirdek ve çevresinde bobin sistemi bulunan magnetlerdir. Bu magnetlerde, elektrik akımı geçirildiği zaman mıknatıslık özelliği gösteren bobin sistemleri oluşmaktadır. Permanent magnetlerde ve elektro magnetlerde oluşturulan manyetik alan yönü hastaya diktir.



Şekil 1.13: Elektromagnetler

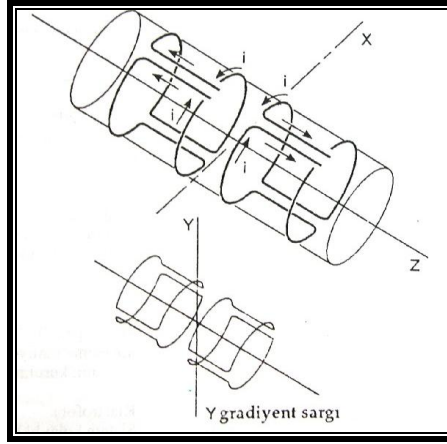
Bobinler: Bobinler, iletken tellerden oluşmuştur. Magnetin iç kısmından gantri boşluğuna doğru shim, gradiyet (gradient coil) ve RF sargılardır.



Şekil 1.14: Magnetin iç kısmındaki bobinler

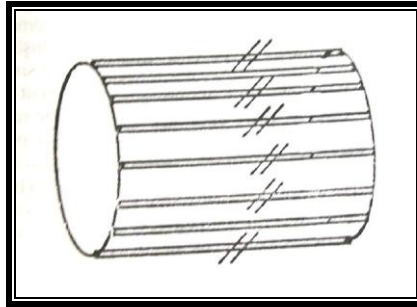
Shim sargıları: Superkondüktif ve rezistiv hibrit magnetlerde, ana magnetin iç kısmında bulunur. Magnetin oluşturduğu manyetik alanın homojenitesini düzeltmek ve hastaya uygulanacak son manyetik kuvveti kompanse etmek amacıyla kullanılırlar. Hastaya uygulanan güçlü manyetik alan homojen olmaz ise kesitte uzaysal lokalizasyonlarda hata oluşturacağından inhomojen alanlar bu sargılarla dengelenir.

Gradient sargılar: MRG’de görüntü oluştururken kesit belirleme, faz-kodlama ve frekans kodlama gradinetlerinden oluşur. Bu görüntüler oluşturulurken hızlı bir şekilde açılıp kapatılması gerekir. İnceleme sırasında duyulan sesler gradinet sistemin açılıp kapatılması nedenindedir. Bu sargı çalıştırıldığı zaman, gradinetin bir ucu diğer ucu arasında değişen değerlerde manyetik kuvvet farklılıkları olur. Bununla birlikte, gradinet aksisi boyunca protonlar birbirlerinden çok az farklı bir salınım frekansları gösterir. Elde edilen sinyalin lokalizasyonu bu sayede oluşturulur. Gradiyet sargılardaki bu sistem ile hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesitleri aksiyal, koronal ve sagittal veya bu sistem uygun bir şekilde düzenlenmiş ise oblik olarak da görüntü oluşturulabilir.



Şekil 1.15: X ve Y gradiyet sargılarının göreceli oryantasyonu

RF Sargıları: RF sisteminin ilk amacı, görüntülenecek dokuları uyarmak ve dokudaki mevcut longitudinal manyetizasyon vektörlerini istediğimiz açıyla hastaya uygun sinyalleri göndermektir. Bu bağlamda RF pulsunun frekans bandını ve gücünü düzenleyen “**RF modölatörü**” kullanılır. İkinci tipteki RF sisteminin amacı ise incelenecek vücut yüzeyinden gelen sinyali saptamak ve kaydetmektir. (**alıcı sargı**) Bu sinyal, buradan modölatör-demotölatöre giderek bazı işlemlerden geçtikten sonra ekrana görüntü olarak döner. Bu sargıların yapısında, yapılan incelemelere göre bir takım farklılıklar vardır. (head, body, ekstremiteler gibi) Sargı içine giren dokuların RF pulsdan homojen olarak etkilensin, görüntünün kalitesi açısından önem taşır.



Şekil 1.16: Sargı içine giren dokuların RF pulsdan homojen olarak etkilennemeleri.

RF sargılarının kalitesi “Q” veya “**quality fact**” (kalite faktörü) ile değerlendirilir. Bu uygulama sırasında kullanılan enerji, hastanın hacmine ve inceleme yapısına göre değiştiğinden cihazlar da otomatik olarak ayarlanmaktadır. Surface (yüzey) sargılar farklı şekil ve yapılarda olan alıcı RF sargıları olmakla beraber, transmitter görevi görmez. Hem alıcı hemde transmitter olarak görev yapan RF sargılarına, “**volüm sargı**” denir.

Volüm sargılar: Bu coiller bütün MR cihazlarında mevcuttur. Bunlar vücudu çepeçevre sarar. Vücut coili, MR cihazının sabit bir parçasıdır. Geniş vücut bölgelerinin görüntülenmesinde bu coil kullanır.

Yüzeysel Sargılar: Bunlar doğrudan doğruya incelenecek vücut bölgesi üzerine konularak kullanılan koillerdir. Bu koiller sadece sinyal kaydedici olarak işlev görür. Bu nedenle bunların kullanıldığı durumlarda RF pulse, vücut koili tarafından gönderilir.



Resim1.11: MRG cihazında kullanılan çeşitli koiller

➤ **Bilgisayar**

MR cihazındaki RF (anten) sargılarıyla elde edilen sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi için birçok matematiksel işlem bilgisayar ünitesinde yapılır. MR cihazının görüntülerini oluşturan bu bilgisayarlar cihazın ana bileşenleri olup MR cihazının oluşturduğu verileri görünür hale getirir.



Resim1.12: MR cihazının görüntüsünü oluşturan bilgisayar

➤ **Görüntüleme Ünitesi**

MR cihazının RF sargularından elde edilen veriler, iletim hatları aracılığıyla görüntü işleme için bilgisayara aktarılır. Bu sinyallerden görüntüleri oluşturarak bağlı bulunan operatör bilgisayarına gönderir. Elde edilen görüntüler üzerinde bilgisayarlardan ayarlamalar yapılır ve bu görüntülerin çıktıları alınır.



Resim1.13: MR cihazında oluşan sinyallerle görüntünün bilgisayara aktarılması

UYGULAMA FAALİYETİ

MRG cihazının ünite ve elemanlarını ayırt ediniz.

İşlem Basamakları	Öneriler
➤ MRG cihazının özelliklerini ayırt ediniz.	➤ MR cihazının, protonların spin hareketini referans alarak çalışan görüntüleme cihazı olduğunu unutmamalısınız.
➤ MRG cihazı ile ilgili radyolojik terimleri doğru ve yerinde kullanınız.	➤ MRG’de kullanılan terimleri farklı kaynaklardan araştırabilirsiniz.
➤ MRG cihazının tanımını yapınız.	➤ MRG ile diğer görüntüleme yöntemleri karşılaştırabilirsiniz.
➤ MRG cihazının çalışma prensiplerini ayırt ediniz.	➤ MR’ın en çok tercih edilen Radyolojik inceleme yöntemlerinden biri olduğunu unutmamalısınız.
➤ MRG cihazının ana ünite ve elemanlarını ayırt ediniz.	➤ MRG cihazının üç temel alt birimden oluştuğunu unutmamalısınız.
➤ Magnetin özelliklerini ayırt ediniz.	➤ Gelişen teknolojiyle beraber yeni magnet modellerini araştırabilirsiniz.
➤ Matgnetin özelliklerini ayırt ediniz.	➤ MRG cihazının en önemli ana elemanı olduğunu unutmamalısınız.
➤ En çok kullanılan magnet tiplerini tanımlayınız.	➤ Süperkondüktif, permanent, rezistiv magnet ve hibrid tipleri kullanıldığını hatırlayınız.
➤ MR cihazında kullanılan sargıları (coil) ayırt ediniz.	➤ Bunların amaca yönelik çeşitli özelliklerini ve tiplerini inceleyebilirsiniz.
➤ Bilgisayar ünitesindeki işlemleri ayırt ediniz.	➤ MR cihazının görüntülerini oluşturan bilgisayarların, cihazın ana bileşenleri olduğunu unutmamalısınız.
➤ Görüntüleme ünitesindeki işlemleri ayırt ediniz.	➤ Bilgisayara gelen verileri sinyal işleyicisi olarak çalışmakta olup, gelen bu sinyalleri yorumlamakta olduğunu hatırlayınız.

ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME

Aşağıdaki soruları dikkatlice okuyarak doğru seçeneği işaretleyiniz.

1. Aşağıdakilerden hangisi, hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesitlerin farklı planlarda değiştirilmesini tanımlayan görüntüleme yöntemidir?
A) Relaksasyon
B) Multiplanlama
C) Transfer manyetizasyon
D) Precession
E) Spin
2. Aşağıdakilerden hangisi, dokulardaki değişiklikleri izleyebilmek ve biyokimyasal analizleri yapmamıza olanak sağlayan görüntüleme yöntemidir?
A) Spektroskopi
B) Longitudinal Relaksasyon
C) Rezistiv magnet
D) Multiplanlar
E) Precession
3. Aşağıdakilerden hangisi, proton ve nötronların kendi eksenleri etrafında direk olarak dönmesi ile ilişkili olan harekettir?
A) Larmor
B) Rezonans
C) Receivercoil
D) Volüm
E) Spin
4. Protonların RF puls ile konum değiştirip out-of phase konumuna dönmeleri terimi, aşağıdakilerden hangisini ifade etmektedir?
A) Image matriks
B) Piksel
C) Reklaksasyon
D) Precession
E) Receivercoil
5. Manyetik alan vektörüne paralel olarak çıkıp “dokunun net manyetik vektörü” terimi, aşağıdakilerden hangisini ifade etmektedir?
A) Out-Of- Phase
B) Transver relaksasyon
C) Larmor
D) Longitudinal Manyetizasyon
E) Guatity Fact

DEĞERLENDİRME

Cevaplarınızı, cevap anahtarıyla karşılaştırınız. Yanlış cevap verdiğiniz ya da cevap verirken tereddüt ettiğiniz sorularla ilgili konuları faaliyete geri dönerek tekrarlayınız. Cevaplarınızın tümü doğru ise bir sonraki öğrenme faaliyetine geçiniz.

ÖĞRENME FAALİYETİ-2

AMAÇ

Bu faaliyet sonunda edineceğiniz bilgi ve becerilerle manyetik alan etkilerine karşı güvenliğini kavrayarak MR sisteminde emniyeti sağlayabileceksiniz.

ARAŞTIRMA

- MR’ da manyetik alan etkilerine karşı güvenliğin neden sağlandığını araştırınız.
- MR’ da manyetik alan etkileri ile ilişkili riskleri araştırınız.
- MR sisteminin etkilerinden, genetik etkileri hakkında araştırma yapınız.

2. MANYETİK ALAN ETKİLERİNE KARŞI GÜVENLİĞİ SAĞLAMAK

MR’da kullanılan manyetik dalgaların biyomedikal implantları, yardımcı cihazlar ve manyetik özellik taşıyan diğer maddeler ile etkileşimleri istenmeyen durumlara yol açar. Manyetik alan, ferromanyetik (manyetik alan varlığında çekim kuvvetine maruz kalan tüm maddeler için kullanılır) materyalleri hareket ettirir; elektronik donanım ile etkileşime girerek onların çalışmasını bozar; hatta RF dalgaları belli bir noktaya kadar ısınmaya neden olur. Özellikle vücudunda metal protez bulunan hastalarda MR’ın mıknatısı bu protezleri yerinden oynatır. Bu tip hastalara; kalp pili olanlar, beyin ameliyatı ile beyin damarlarına klips takılmış olanlar, metal kalp kapakçıkları olanlar ve iç kulak protezi olanlar örnek verilebilir. Bu tür tehditlerin, MRG öncesinde bilinmesi ve kontrol altına alınması gerekir.

Ayrıca bugün kliniklerde kullanılan tüm yardımcı tıbbi araçlar (oksijen tankları, sedyeler, tekerlekli sandalye, serum askısı gibi) metal olduğunda, bunlara bağlı olarak istenmeyen etkiler oluşabilir. Bunun için magnet odasına alınan tıbbi araçlar bu sistemlere uygun olarak üretilmiş olmalıdır.

2.1. MR Sisteminde Emniyet

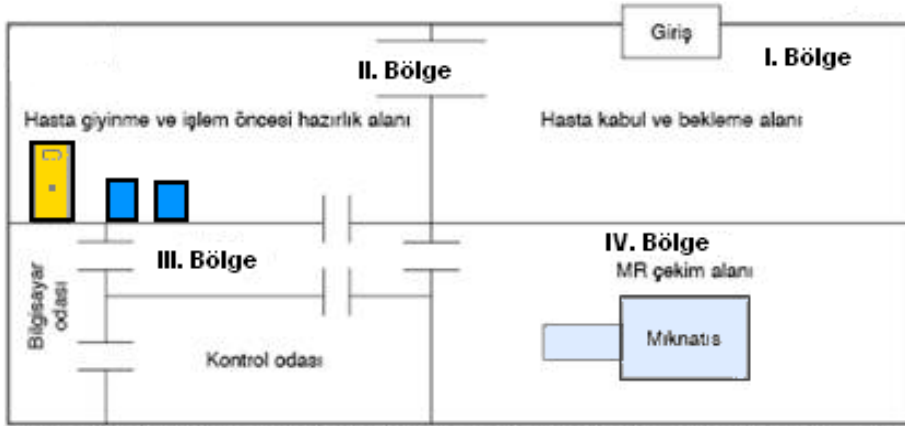
MR görüntüleme sırasında hastalar birden fazla manyetik alanın etkisi altında kalmaktadır. Bugüne kadar yapılan görüntülemelerde magnetik alanın önemli bir yan etkisine rastlanılmamıştır; fakat manyetik alanın zararsız olduğunu açıklayan bilimsel veri de yoktur. Bilimsel araştırmalarda, manyetik alanların canlı organizmalar üzerinde çok az çeşitli yan etkileri olduğu saptanmıştır.

MR incelemesi yapılan bir hastada, magnetin oluşturduğu statik bir manyetik alanın yanı sıra, grandiyet sargıların çalıştırılması sonucu değişken manyetik etkilerle de karşılaşır. Ayrıca RF pulsları da organizma üzerinde etkili olur. MR ile ilişkili riskler genellikle üç temel mekanizma ile açıklanır.

2.1.1 Statik Magnetik Alan Etkileri

Günümüzde kullanılan MRG cihazlarının çoğunluğu, 1,5 ve 3 Tesla cihazlardır ve bu cihazlar dünyadaki manyetik alandan 30 bin ile 60 bin kat daha güçlü bir manyetik alana sahiptir. Ana manyetik alandaki en büyük risk, ferromanyetik nesnelere üzerinde oluşturduğu çekim kuvvetidir. Ferromanyetik elementlerden en çok bilineni, demirdir. Manyetik materyaller demirin kısaltması olan “fero” olarak adlandırılır. Kobalt(Co), disporosyum(Dy), nikel (Ni) ve gadolinyum(Ga) güçlü ferromanyetik elementlerdir. Bazı materyallerde ferromanyetik özellik ya zayıf ya da yoktur. Kardiyovasküler cihazların çoğunun ferromanyetik özelliği zayıftır. Ferromanyetik etkileşimler sonucunda vücutta bulunan implantlar hareket edebilir, kendi etrafında dönebilir, yerinden oynayabilir ve miknatısa doğru yönelebilir. Çelik, demirden üretilmesine rağmen ferromanyetik özelliği güçlü olmayan bir maddedir. Çeşitli biyolojik implantlarda bu yüzden çelik kullanılmaktadır. Fakat makas ve klemp gibi cerrahi aletler paslanmaz çelikten yapılmış olsalar bile manyetik alanda hareket eder. Manyetik rezonans sistemindeki statik manyetik alan arttıkça, zayıf ya da bariz ferromanyetik maddelerin maruz kaldığı ferromanyetik güçler artar. Bu yüzden, MR odasında kullanılacak aletler de ferromanyetik olmayan materyalden yapılmış olmalıdır. Manyetik alan etkilerinden oluşan kazaların önlenmesi için MR güvenlik sahası dört bölgeye ayrılmıştır.

I.Bölge: Bu alan, hastalara açıktır ve MR alanının dışındadır. Sağlık personeli, hastalar ve MRG’de çalışan personelin girdiği yerdir.



Şekil: MR güvenlik şeması

II. Bölge: Bu alan, kontrol edilmeyen I. bölge ile sürekli kontrol edilen III ve IV. Bölgeler arasında açık olan bir ara geçiş bölgesidir.

III. Bölge: Bu alanda ferromanyetik nesnelere ya da teçhizat ciddi kazalara ve hatta ölümlere yol açabilir. Bundan dolayı, hasta ve MR personeli dışındaki personele kısıtlama getirilir.

IV. Bölge: Bu alan MR cihazının bulunduğu alandır. Acil tıbbi müdahale ve resusitasyon gerektiren kalp ve solunum durması durumunda, uygun burada bulunan eğitilmiş sertifikalı MR personeli, hastayı güvenli bir alana çıkartarak kısa zaman içinde temel yaşam desteğini yapabilmelidir.

2.1.2. Gradient Alan Etkiler

Zamanla değişen manyetik alanlar, gradiyent olarak tanımlanır. (dB/dt, tesla/sn olarak ölçülür) Gradiyentler ana statik manyetik alanla karşılaştırıldığında, çok zayıf olmasına rağmen, tekrarlayıcı ve hızlı ve sürekli bir on-off özelliği gösterir. Gradiyentlerin neden olduğu hızla değişen manyetik alanlar, iletken cihazlarda elektrik akımına ve bazende periferik sinirlerin uyarılmasına neden olabilir. Günümüzde kullanılan MRG cihazları kardiyomiyositleri doğrudan uyaracak düzeyde çalışmamalarına rağmen, gradiyentler elektriksel olarak iletken tellerde ve kablolarda akımı indükleyerek çeşitli aritmiler oluşturur.

MRG' nin risk belirlemede, cihazın yerleşiminin çekim yapılacak bölgeye olan uzaklığı önemlidir. Görüntüleme sırasında oluşabilecek risklerin daha iyi anlaşılabilmesi için MRG fiziği konusunda bilgili uzmanlara ihtiyaç vardır. Örneğin, bazı beyin görüntülemeleri teorik olarak torakstaki kalp pili ve kablolar üzerinde oldukça yüksek gradiyent etki oluşturur. Özellikle cihaz ve yerleşimi nedeniyle göreceli olarak kontrendikasyon oluşturan cihazın yerleşiminin çekim bölgesinden farklı olduğu durumlarda MR fiziği ve MR güvenliği konularında tecrübeli uzmanlara danışılması önerilir.

MR cihazının güçlü manyetik alanı, elektriksel olarak iletken kan akımını artırarak düşük voltaj değişiklikleri oluşturur ve bu da ST segment ve T dalga değişikliği gibi EKG anormallikleri ve hatta aritmilere neden olabilir.

İşlem öncesi hastaların taranması: MR öncesinde güvenlik açısından, sağlık personeli tarafından daha önceden hastaya takılmış tüm cihazlar hakkında hasta ve yakınlarından bilgi alınır. Yatan hastalarda ise geçici cihazlar ve kateterlere dikkat edilmelidir. (Gebelik durumlarının olup olmadığı kontrol edilir.) İstenmeyen bir nedenle karşılaşmamak için MR incelemesi öncesi sistematik bir tarama yapılmalıdır. Bu taramanın birinci basamağında, hastaya randevu verilirken ilgili personel, radyolog veya tetkiki isteyen hekim tarafından güvenlik noktaları (kalp pili, elektronik aletler ve gebelik) vurgulanır. İkinci basamakta ise MRG ünitesine gelindiğinde, hasta veya hasta yakınlarından formun doldurulması istenir. Hasta veya hasta yakınları ile iletişim kurulamıyorsa hasta hakkında bilgi sahibi hekim tarafından form doldurulur. Üçüncü basamakta, görüntülemeyi yapacak olan teknisyen, MRG odasına girmeden önce hastayı sorgular; kısa bilgiler aldıktan sonra tarama işlemine başlar.

2.1.3. RF Pulsu Etkileri

İnceleme sırasında RF enerji, MR görüntüsü elde etmek amacıyla vücuda aralıklı olarak uygulanır. Bu enerjinin bir kısmı vücut tarafından emilir ve bir miktar ısı artışı ortaya çıkar. (genellikle 1°C'den az) RF enerjisini karakterize etmek için kullanılan dosimetrik terim SAR (specific absorption rate) wat/kg olarak ölçülür. SAR, alan kuvvetinin karesi ile artar. Bazı metalik cihazlar, bir anten gibi davranıp bu enerjiyi daha fazla çeker. Bu da özellikle uç kısımda lokal ısınmaya neden olur. (pulmoner arter) Termodilüsyon kateterinin ısınması bu etkileşime örnek olarak verilir.

Ayrıca dikkat edilmesi gereken bir noktada, kardiyak moniterizasyon yapılan hastalarda hasta vücuduna iliştirilen tellerde oluşan elektrik akımlarının tellerde ısınmaya neden olarak yanıklar oluşturmasıdır. Bu nedenle kablo izolasyonunun tam olmasına ve tellerin, hastanın tenine temas etmemesine dikkat edilmelidir.

2.2. MR SİSTEMİNİN DİĞER ETKİLERİ

MRG sisteminin diğer etkileri ile ilişkileri genellikle üç temel mekanizma ile açıklanır.

2.2.1. Akustik Gürültü

Manyetik rezonans görüntüleme için kullanılan sekans ve görüntü parametrelerine bağlı olarak grandiyet sistemlerin açılıp kapanması ile belli bir şiddette gürültü oluşur. Bu akımlar, MR sisteminin güçlü statik manyetik alanının varlığında önemli güçler veren gradient bobinler üzerinde hareket eder. Gradient sargılarının oluşturduğu manyetik alan değişimi, sargılarda titreşimleri meydana getirir. Buradaki titreşimler oldukça yüksek amplitüde (65-95 dB seviyelerinde) olduğundan akustik gürültü hastalarda ve sağlık çalışanlarında sıkıntı, sözel iletişim güçlükleri, artan anksiyete, geçici işitme kaybı ve kalıcı işitme bozuklukları oluşturur. Yüksek gürültü daha şiddetli iken Tesla değeri düştükçe bu gürültünün amplitütü düşer. Bu gürültünün neden olduğu rahatsızlık genellikle 1 Teslanın üzerindeki sistemlerde görülür.

Akustik gürültü, belirli hasta grupları için belli bir sorun geliştirebilir. Örneğin, psikiyatri bozukluğu olan hastalarda yüksek sese maruz kalmanın sonucunda artan kaygı gelişebilir. Sedasyon hastalarda yüksek gürültü seviyeleri ile birlikte rahatsızlıklar görülebilir.

Gürültü kararlı halde, aralıklı, dürtüsel veya patlayıcı olabilir. Hastanın yüksek sese maruz kalması geçici işitme kaybına neden olabilir. Kulak koruması olmayan hastalar üzerinde yapılan araştırmalarda işitme şikâyetlerinin olduğu gözlenmiştir. Bu nedenle bugün en çok kullanılan yöntem, hastanın gürültüden rahatsız olmasını büyük oranda azaltan kulak tıkacı ya da kulaklık takılmasıdır. MRG sistemlerindeki bu gürültünün, hastayı rahatsız etmesini ve buna bağlı olarak inceleme kalitesini bozmasını engellemek için magnet odalarında kullanılabilen müzik sistemleri uygulanmaya başlanmıştır.

2.2.2. Kriyojen

Magnet kullanılan MR aygıtlarında kullanılan kriyojenler (helyum, nitrojen) magnetin çalışmasında, sistemi belli bir ısının altında tutmak gereklidir. Helyum gazı pahalı olmasından dolayı, azaltmak için bu gazın çevresinde sıvı azot tankı bulunur. Bundan dolayı eksildikçe azotun helyumla beraber tamamlanması gerekir. Kriyojen gazların doldurulması, deneyimli ve yetkili personel tarafından yapılmalıdır; çünkü sızıntı tehlikesi ve gazla direk temas halinde oluşan soğuk yanıklara (frosbite) neden olabilir. Bu sistemde karşımıza çıkacak diğer bir sorun ise kriyojenlerin bulunduğu tanklardan sızıntı olmasıdır. Gaz halinde bulunan kriyojen ortamdaki oksijen ile yer değiştirilir ve görüntüleme odasındaki hasta oksijensiz kalabilir bu yüzden inceleme odasının devamlı olarak detektörlerle kontrol edilmesi gerekir. Ayrıca MR laboratuvarı boş zamanlarda havalandırılmalıdır.

2.2.3. Genetik Etkileri

MRG'de güçlü manyetik alanın neden olduğu belirgin bir biyolojik etkiye şu ana kadar rastlanmamıştır; bununla birlikte, düşük Tesla değerli sistemlerde belirgin olmasa da sistemin Tesla değeri arttıkça belirginleşen makromoleküllerin uyumunda, kimyasal ilişkilerde veya membran geçirgenliklerinde (permeabilitelerinde) bozulmalar veya sinir iletimlerinde azalmalar olabilir. Yüksek Tesla değerli sistemlerde yapılan hayvan deneylerinde EKG değişiklikleri saptanmıştır; fakat bu biyolojik etkiler 2 Tesla'nın altındaki sistemlerde görülmez. Bu nedenle klinikte kullanılacak maksimum Tesla sınırlaması mevcuttur. Bu sınırlama ABD için 2 Tesladır; İngiltere ise bunun için 2,5 Tesla'yı tavsiye etmektedir. Ülkemizde ise böyle bir sınırlama henüz mevcut değildir; şu an ülkemizde kullandığımız en yüksek değer 1,5 Tesla'dır.

MRG incelemelerinde gebe kadınlar hala şüphe konusudur. Bugüne kadar belirgin bir yan etki saptanmamış olmasına rağmen, gebelerin özellikle ilk gebelik başlangıcından itibaren (trimestirinde) rutin MRG incelemeleri tavsiye edilmez; ancak çok gerekli olduğunda bu inceleme yapılmaktadır. Yine bunun gibi, MRG'de çalışan gebe personelin durumu belirsizdir.

UYGULAMA FAALİYETİ

Manyetik alan etkilerine karşı güvenliği sağlayınız.

İşlem Basamakları	Öneriler
➤ Manyetik alan etkilerine karşı güvenliği sağlayınız.	➤ MR alanın ferromanyetik implatlar ile etkileşimlerinin istenmeyen durumlara yol açtığını unutmayınız.
➤ MR sisteminde emniyetin önemini açıklayınız.	➤ Grandiyet sargıların çalıştırılmaları sonucu değişken manyetik etkilerle karşılaşabileceğinizi unutmayınız.
➤ Statik magnetik alan etkilerini ayırt ediniz.	➤ Ana manyetik alandaki en büyük risk, ferromanyetik nesnelere üzerinde oluşturduğu çekim kuvveti olduğunu hatırlayınız.
➤ Gradient alan etkilerini ayırt ediniz.	➤ Değişken manyetik alanın etkilerini araştırabilirsiniz.
➤ İşlem öncesi hastaların taramasının önemini açıklayınız.	
➤ Radyo frekans pulsun önemini ayırt ediniz.	➤ Elektrik akımının ısı etkisini araştırabilirsiniz.
➤ MR sisteminin akustik gürültüsünü ayırt ediniz.	➤ Gürültünün etkilerini araştırabilirsiniz.
➤ MR sisteminde kriyojeni ayırt ediniz.	➤ MR soğutma sistemi hakkında araştırma yapabilirsiniz.
➤ MR sisteminde genetik etkiyi ayırt ediniz.	➤ MRG için kabul edilen maksimum SAR 0,4 W/kg'dır. Unutmayınız.

ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME

Aşağıdaki soruları dikkatlice okuyarak doğru seçeneği işaretleyiniz.

1. Aşağıdakilerden hangisi, ferromanyetik elementlerden değildir?
A) Disporosyum
B) Kobalt
C) Sodyum
D) Nikel
E) Gadolinyum
2. Aşağıdakilerden hangisi, MRG için kabul edilen maksimum değerdir?
A) SAR 0,7 W/kg
B) SAR 0,1 W/kg
C) SAR 0,5W/kg
D) SAR 0,0W/kg
E) SAR 0,4 W/ kg
3. Aşağıdakilerden hangisi, ülkemizde kullanıldığımız en yüksek Tesla değeridir?
A) 1,5
B) 3,5
C) 3,0
D) 5,1
E) 4,0
4. Akustik gürültüye karşı önlem alınmazsa hastalarda ve sağlık çalışanlarında oluşturduğu etki, aşağıdakilerden hangisi değildir?
A) Sözel iletişim güçlükleri
B) Dış kulak yolunda harabiyet
C) Geçici işitme kaybı
D) Anksiyete
E) Kalıcı işitme bozuklukları
5. Kazaların önlenmesi için MR güvenlik sahası kaç bölgeye ayrılmıştır?
A) 2
B) 5
C) 7
D) 4
E) 8

DEĞERLENDİRME

Cevaplarınızı cevap anahtarıyla karşılaştırınız. Yanlış cevap verdiğiniz ya da cevap verirken tereddüt ettiğiniz sorularla ilgili konuları faaliyete geri dönerek tekrarlayınız. Cevaplarınızın tümü doğru ise bir sonraki öğrenme faaliyetine geçiniz.

ÖĞRENME FAALİYETİ-3

AMAÇ

Aşağıdaki işlem basamaklarını tamamladığınızda, MRG cihazında görüntü oluşturabileceksiniz.

ARAŞTIRMA

- MR' da görüntü parametreleri hakkında araştırma yapınız.
- MR'da T1 ağırlıklı görüntü, T2 ağırlıklı görüntü ve proton ağırlıklı görüntü oluşturma prensipleri hakkında araştırma yapınız.
- MR'da kesit ve görüntü matrisi oluşturma ile ilgili yapılan işlemleri araştırınız.
- MR'da puls zamanlama diyagramlarını araştırınız.
- MR'da görüntüleme sürelerini ve özellikleri ile ilgili konuları araştırınız.
- MR'da artefaktların görüntüdeki şekillerini inceleyiniz.
- MR görüntüsünde oluşan artefaktların oluşmaması için ne tür önlemlerin alınması gerektiğini araştırınız.

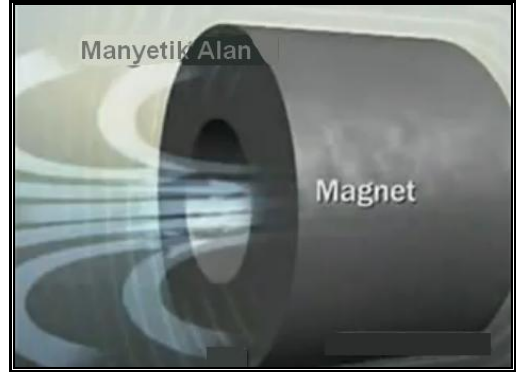
3. MR'DA GÖRÜNTÜ OLUŞTURMAK

MRG'de aşağıdaki aşamaların gerçekleşmesiyle görüntü oluşur.

- Hastanın güvenliği sağlanır.
- Hasta, MR cihazı masasına, incelenecek bölgeye göre uygun pozisyon verilerek yatırılır.
- Koil yerleştirilir.
- Hasta, incelenecek bölgesi merkeze gelecek şekilde gantriye yerleştirilir.



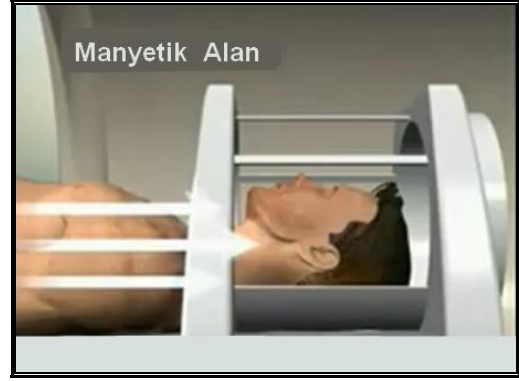
Resim1.1: Hastaya pozisyon verilmesi



Resim1.2: MRI tarayıcıda magnet



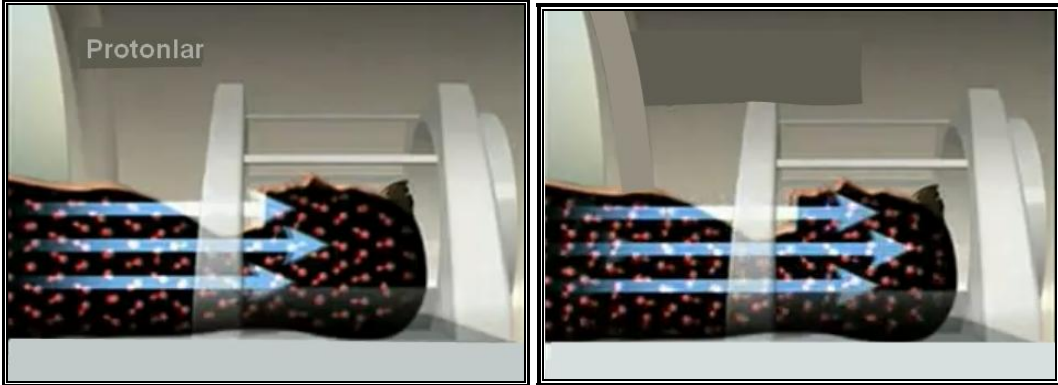
Resim1.3: İncelenecek dokunun magnete yönlendirilmesi



Resim1.4: MR'da hastanın manyetik alana geçişi

Protonlar, manyetik alanda paralel ve antiparalel şekilde dizilirken bir yandan da kendi etraflarındaki spin hareketini sürdürür. Bir taraftan da içine yerleştirildikleri manyetik alanın gücü ile orantılı olarak değişen salınım hareketi gösterir. Bu hareket, bir topacın hem kendi eksenini etrafında hem de vektöriyel aks etrafında dönüş hareketi gibidir.

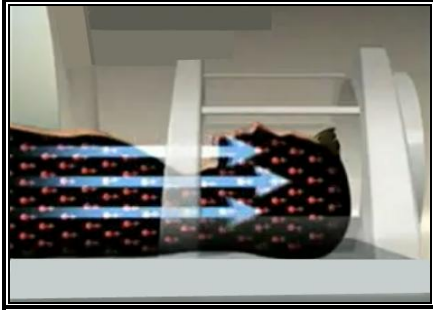
Yani protonların salınım frekanslarının uyum göstermediği “Out-Of-Phase” konumdadırlar.



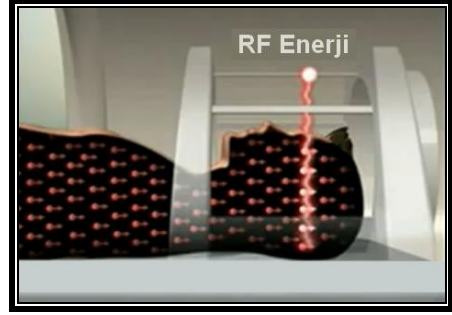
Resim1.5: Protonların manyetik alan içindeki hareketleri

Manyetik alanda vücuttaki protonlar, mıknatısın oluşturduğu manyetik alana paralel hale gelir.

Daha sonra verilen radyo dalgasının enerjisi ile bu hidrojen atomları, manyetik alan ile belirli bir açı oluşturur. Radyo dalgası kesildikten sonra hidrojen atomları tekrar manyetik alanın etkisi ile eski konumlarına döner. Düşük enerji seviyesindeki protonlar yüksek enerji seviyesine ulaşır. Yani bazı protonlar paralel konumdan anti-paralel konuma yer değiştirir. Ancak aynı frekansta düzensiz biçimde out-of-phase yapan protonlar “**in-phase**” konumunu alır.

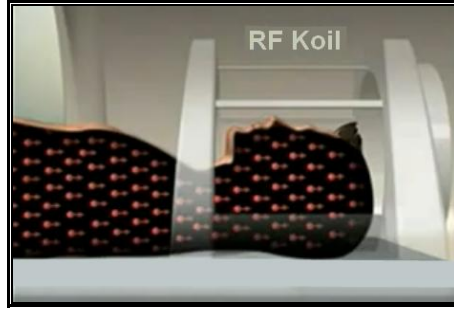


Resim1.6: Protonların paralel hale gelmesi



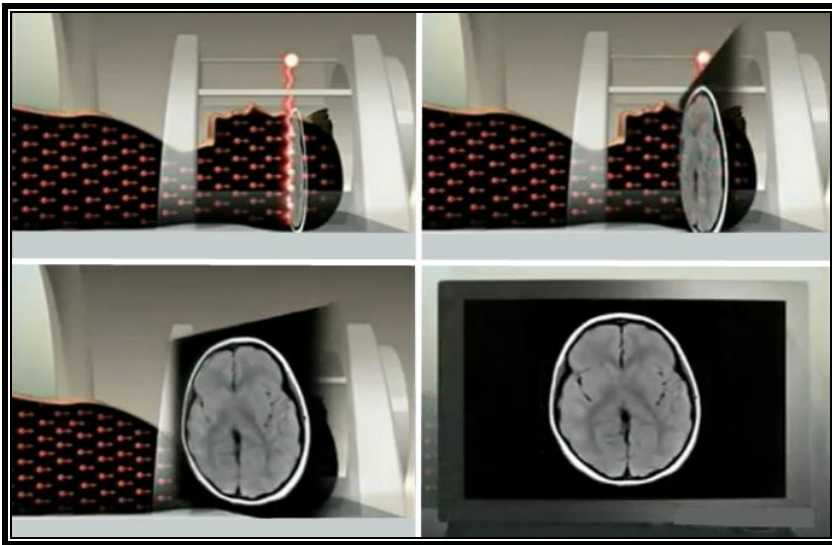
Resim1.7: Dokulara gönderilen radyo dalgası

Bu süreçte yaptıkları presesyon sonucu alternatif akım şeklinde saptanabilen bir sinyal yayar. MR görüntülemeye dokuda uyarılan protonlardan gelen sinyaller, RF koili ile kaydedilir.

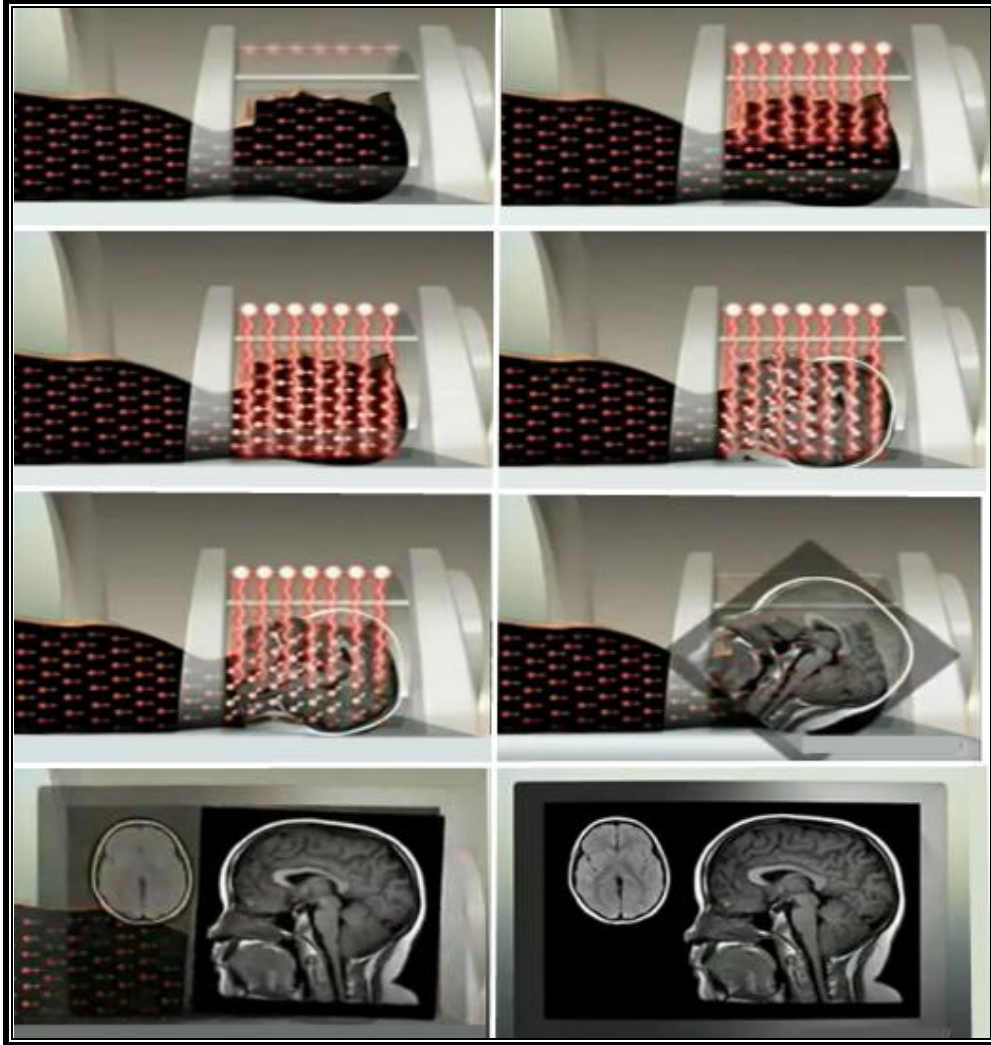


Resim 1.8: Vücuttan gelen sinyallerin RF coil ile kaydedilmesi

RF koille kaydedilen sinyallerden, incelenecek bölgenin grafiksel planlamasına göre aksiyal, sagittal ve koronal planlarda bilgisayar üzerinde matematiksel işlemlerden geçerek görüntü elde edilir.



Resim1.9: Vücuttan gelen sinyallerle aksiyal planda görüntünün oluşumu



Resim1.10: Vücuttan gelen sinyallerle sagittal planda görüntünün oluşumu

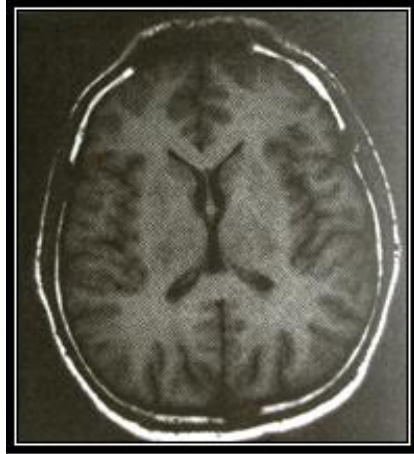
3.1. Görüntü Parametreleri

MR görüntüleri, dokulardaki protonların miktarı ile birlikte T1 ve T2 değerlerindeki farklılıklardan oluşturulur. Dokuların ve lezyonların, su içerikleri (proton yoğunluğu) ve protonlarının T1 ve T2 süreleri farklıdır. Görüntü oluşturulurken bu üç parametre de kullanılır. Bu üç parametre ile elde edilen tek bir görüntü de yeterli değildir. Genellikle incelenen bölgenin bu parametrelerden her birinin ağırlıklı olarak kullanıldığı üç ayrı görüntü elde edilir. Bu görüntülere; T1 ağırlıklı, T2 ağırlıklı ve proton ağırlıklı görüntüler adı verilir. T1 ağırlıklı görüntüler anatomiye, T2 ağırlıklı görüntüler patolojiyi çok iyi gösterir. Proton ağırlıklı görüntüler, T2 ağırlıklı görüntülerin yan ürünüdür; oluşturmak için ayrı bir zamana gereksinim yoktur. Dokulardaki proton miktarlarının farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere **“Proton dansite”** görüntüler denir. Anatomiye çok iyi görüntüleyen proton ağırlıklı görüntülerin, tanıya katkıları azdır. Asıl olan T1 ve T2 ağırlıklı görüntülerdir.

3.1.1. T1 Ağırlıklı Görüntü Elde Etme Prensipleri

Dokuya gönderdiğimiz 90° lik bir RF pulsu, sinyalin sonlandığı andan hemen sonra dokuda longitudinal vektör oluşmaya başlar. Belli bir süre bekledikten sonra (T1 süresi tamamlanmadan) aynı yapıda başka bir puls gönderilirse longitudinal vektör henüz tam büyüklüğüne ulaşmadan yeniden x,y düzlemine yatırılır ve RF pulsunun kesilmesinden sonra tekrar oluşur. Bilindiği gibi dokularda protonların çevre moleküllere enerji transferlerinin farklı olmasından dolayı, T1 relaksasyon süreleri farklıdır. 90° lik RF pulstan sonra, T1 relaksasyon süresi kısa dokularda, longitudinal vektör hızla büyür; yani protonlar çevreye daha çok enerji gönderir. T1 süreleri kısa ve uzun dokularda, longitudinal vektörler arasında önemli bir fark oluşmuşken 90° lik bir RF puls ile bu vektörlerin tekrar yatırılması halinde, kısa T1 süresine sahip dokularda, x ya da y ekseninde, daha büyük vektör elde edilir. 90° lik bu pulslarla tekrar edilmesi ile dokuların sürekli uyarılması mümkün olacaktır. Bu süre içinde henüz tamamlanmayan T1 süresi gönderilerek her bir puls, dokular arasında T1 süresinin farklılıklarını daha belirginleştirip T1 süresi kısa dokularda, uzun T1'e sahip dokulara oranla x,y düzlemine yatırabilecek daha büyük vektörler bulunacaktır.

Bu gönderdiğimiz pulslar arasında dokudan gelen sinyallerin, longitudinal vektörün hızla toparlandığı, yani T1 süresi, kısa dokulardan daha güçlü sinyal alınacağını gösterir. Görüntü üzerinden fazla sinyal geldiğinde, dokular daha beyaz görünür. Böylece kısa T1'e sahip dokular, T1 ağırlıklı görüntü üzerinde beyaz görülürken uzun T1'e sahip olan dokular da T1 ağırlıklı görüntü üzerinde koyu renkte görülecektir.



Resim1.11: T1 ağırlıklı beyin MR görüntüsü

3.1.2. Proton Ağırlıklı Görüntü Elde Etme Prensipleri

T1 ağırlıklı görüntü elde etme prensiplerinde, uygulanandan farklı olarak 90°lik pulslar arasında belli bir süre bekleyerek longitudinal vektörün yeterince oluşmasına izin verilirse bu vektörler arasında oluşan büyük farklılıklar yok olur. Bütün pulslarla beraber, tüm dokularda eşit büyüklükte bir vektörün transvers plana yatırılmasına gerek duyulur, ancak doku kontrastı proton sayısı ile doğru orantılı olmasından dolayı, uzun TR süresi seçilirse dokular arasındaki proton yoğunluğu farkı sinyal oranını etkiler. Doku ne kadar çok proton içeriyorsa o oranda sinyal verdiği için elde edilen görüntüde beyazdır. Proton yoğunluğundaki farklılıktan dolayı elde edilen görüntüye, “**proton desinty görüntü**” adı verilir.

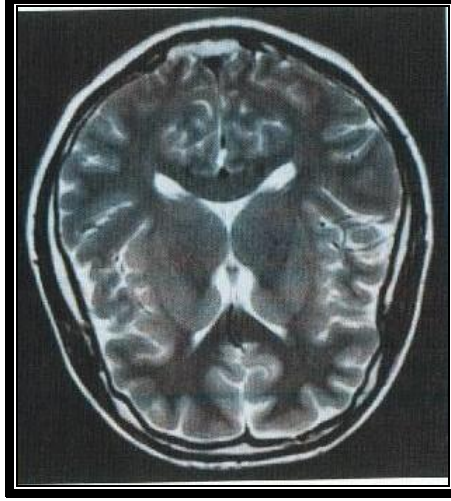


Resim1.12: PD ağırlıklı beyin MR görüntüsü

3.1.3. T2 Ağırlıklı Görüntü Elde Etme Prensipleri

Gantry içerisindeki hastaya 90°lik pulsu gönderdiğimizde, önceki konularımızda da açıkladığımız gibi, protonlar eski konumlarından yerlerini henüz almamışken 180° RF pulsu gönderilirse protonlar aksi yönde salınım hareketi yapmaya başlar, bu da protonların yeni baştan in-phase konumuna geçmeleri demettir. 90°lik RF pulsu uygulamasıyla elde ettiğimiz transvers manyetizasyonda kaydedilen MR sinyali “spin-eco” elde edilir. Protonların eski konumlarına dönmelerine izin verilmezse in-phase konuma geldikleri için oluşturulan transvers manyetizasyon sürekli küçüldüğünden olup buna bağlı olarak da elde edilen spin-eco sinyali sürekli azalır. Böylece elde edilen MR sinyalindeki sürekli bu azalış, “**T2 ağırlıklı**” görüntüyü oluşturur.

Bununla birlikte 90° RF pulsu uygulamasıyla başlayıp 180° RF pulsu uygulamasıyla oluşturulan etki sonucu sinyal elde edilmesine kadar geçen süreye, “**TE zamanı**” denir. TE zamanı cihazı kullanan kişi tarafından seçilir. TE zamanı belli bir uzunlukta seçilirse dokular arasında sinyal sürelerindeki farklılığı yüksek; ancak dokulardan alınan sinyal ise düşük olur. Bu şekilde TE uzun tutulursa görüntünün T2 ağırlığı artar ve elde edilen bu görüntülere “**T2 ağırlıklı görüntü**” denir.



Resim1.13: T2 ağırlıklı beyin MR görüntüsü

3.1.4. Görüntü Üzerinde Akım Fenomeni Özellikleri

MR incelemelerinde, dokunun uyarılması ile birlikte sinyallerin elde edilme zamanı arasında dokuda hiçbir şekilde hareket olmaması gerekir. İnceleme sırasında dokuya gönderilen RF puls ile kan içerisinde yer alan protonlar da uyarılır; ancak uyarılan protonlar kan akımı nedeniyle kısa bir zaman içerisinde görüntüleme alanını terk ederek farklı bir anatomik bölgeye doğru yer değiştirir. Bu sırada kesit içerisine daha önce uyarılmamış yeni protonlar, akan kan ile beraber girer. Spin-eko gibi yavaş sekanslarda, hızlı kan akımlarında, uyarılmakta olan protonlar hızlı bir şekilde kesit alanını terk ettiklerinden dolayı, hiçbir kayıt yapılamaz; ancak görüntüde vasküler yapılar siyah izlenir. Yavaş akan kandan bir miktar sinyal alınması ve damar içerisinde hafif-orta intensitede izlenmesi mümkündür.

Hızlı sekanslarda, (GRE) akıma bağlı zenginleşme adı verilen bir fenomen nedeniyle kandan çok yüksek sinyaller alınır; böylece hızlı GRE sekanslarda damarlar görüntü üzerinde parlak izlenir.

3.2. Kesit Ve Görüntü Matriksi Oluşturma

MR’da görüntü oluştururken gradiyet sargılar sayesinde, magnet içinde bir voksel birimini bir diğerinden ayırabilmekteyiz. Bu ayrımı yaratmak için ilk önce kullanmamız gereken, kesit belirleme gradientidir.

3.2.1. Kesit Belirleme Gradienti

MR görüntülemeye gradiente sargı, dış alan magnetin gücünü kademeli olarak değiştiren bir şekilde çalıştırıldığında, gücünü bir yöne doğru artırırken diğer tarafa doğru da düşürür. Kullanılan bu gradiente sargılar, magnetin gücünü değiştirir. Gradient sargıların yapıları; superkondüktif, permanent, rezistif, hibrid magnet tipine göre değişiklikler göstermekle birlikte hepsinin de çalışma sistemi aynıdır. Gantri (z aksisi) boyunca gradient sargı uygulanacak olursa aksiyel olarak vücut alanları değişik oranlarda güçlü manyetik alan etkisinde kalacağından aksiyel, koronal, sagittal kesitler halinde protonlar farklı frekanslarda salınım gösterir. Kesitin nerde olduğunu anlamak için gradientin merkezi (0) gradient, merkezden bir yöne doğru (-) olunca güçlü manyetik alanın gücü kademeli biçimde azalmakta olup diğer yöne doğru ise (+) olunca magnetin gücü kademeli biçimde artacak şekilde ayarlanır. Böylece magnet merkezindeki protonlar, ana magnetin etkisi ile merkezden bir yöne doğru gittiklerinde, protonlar (+) gradient ve ana magnet etkisi ile merkezden diğer yöne doğru gittiklerinde ise protonlar (-) gradient ve ana magnet etkisi ile salınım gösterir. Sinyal elde etme aşamasında, dokudan elde ettiğimiz sinyaller sadece uyardığımız o keside ait olacaktır. İsteddiğimiz eksen boyunca uygulanabilecek bu gradient, “**kesit belirleme gradienti**” denir.

3.2.2. Frekans Kodlama (Frequency Encoding) Gradienti

Kesit belirleme gradienti ile kesit ve kesit kalınlığını belirledikten sonra elde edilen sinyallerin hangi vokselde geldiğini belirlemek gerekir. RF pulsunu gönderip istenen kesiti uyardıktan sonra, kesit gradient ortadan kaldırılır. Kesit belirleme gradientine dik planda (kesite paralel) alışan başka bir gradient sisteme, “**frekans- kodlama gradienti**” denir.

Manyetik alanda oluşturulan kesit belirleme gradientine dik, aksis boyunca frekans-kodlama gradienti çalışır. Gradientler sinyalin alındığı zaman hemen çalıştırılır ve kesit belirlemede olduğu gibi, çalıştığı aksiste güçlü manyetik alanın gücünü, gradient gücü ile orantılı olarak (-) ve (+) olarak kademeli şekilde değiştirir.

Gradient sisteme bağlı olarak kesitte ayrı salınım frekansları gösteren kolonlar oluşur. Bu kolonlar arasındaki salınım frekansları değiştirildiğinde, kolonlar arasında “in-phase”inde bozulmaya neden olur. Bunu önlemek için bu uygulamadan önce “dephaser” olarak adlandırılan uygulama yapılır. Bu sayede sinyal kaydının yapıldığı anda kolonlar arasında “in-phase” ile beraber, kolonlar arasında frekans farklılıkları sağlanarak bu durumda elde edilen sinyal tek bir sinyal olmakla beraber, farklı frekansları içeren kompleks bir yapı gösterir. Sinyalde hangi frekansların hangi amplitütlerde olduğunu anlamak mümkündür ve bu işlem, “**fourier transformasyon**” olarak bilinmektedir.

3.2.3. Faz Kodlama (Phase Ecoding) Gradienti

Diğer gradientlerde yani, kesit-belirleme ve frekans-kodlama gradientlerinde dik olarak çalışan faz-kodlama gradiyentinin çalışma prensibi diğer gradient sistemlerinden farklı görünse de temel prensipler her gradiyent sisteminde aynıdır. Faz gradientin gücü her sinyal kaydı ile kademeli olarak değiştirilir. İlk oluşan sinyal kaydında pozitif yönde maksimum güçte çalıştırılırken son sinyal kaydında negatif yönde maksimum güçte çalıştırılır. Diğer gradientlerdeki yani, Frekans-kodlama gradiyentinin veya kesit-belirleme gradientinin santralinde gradient gücünün (0) olması gibi, faz-kodlama gradientinin bu kademeli uygulamasının da ortasında yani, ortada elde edilen sinyal kaydında gradientin gücü 0° dir. Bir kesit görüntüsü için çok sayıda sinyal kaydının yapılması gerekir. Okuma gradientine bunu 256 birim (objenin iki ucu arasındaki gradient farkı) olarak seçersek faz kodlama basamak sayısını seçmiş oluruz. Bu durumda ilk sinyalde gradientin gücü +256, 129.sinyalde (0), son sinyalde ise -256 dir.

Faz-kodlama gradiyentinin en önemli amacı, kesit içindeki sıralar arasında phase-shift (faz shift) oluşturmaktır. Bu gradient uygulamadan önce “in-phase” konumundadır. Ana magnet gücünün nispeten homojen manyetik etkisi ile protonlar aynı frekansda salınım yapar. Faz-kodlama gradienti, kısa bir süre çalıştırılıp kapatılır. Yine ana magnet etkisiyle aynı frekanslarda salınım gösterir. Ancak uygulanan faz-kodlama gradientinin gücüne bağlı olmak üzere sıralar arasında phase shift oluşur. Bu, gradiyent ile sıralar arasında oluşturulan phase shift transvers manyetizasyonlarının “in-phase” konumlarını bozar. Yani her voksele düşen transvers manyetizasyon vektör amplitütleri eşitse birbirlerini etkisizleştirecek ve sinyalin kaybolmasına neden olacaktır. Ancak pratikte, her voksele düşen proton miktarları veya transvers manyetizasyon amplitütleri aynı olmadığından sinyalin tamamen ortadan kalkması görülmez. Faz-kodlama ile sıralar arasında bu faz shift pozitif veya negatif yönde olursa faz-kodlama en güçlü şekilde çalıştırıldığı anda maksimum olur. Gradientin çalıştırılmadığı orta sinyalde ise bu shift görülmez. Faz kodlama shiftinin belirgin olursa elde edilen sinyalin amplitütü düşer. Buna karşın, shiftin olmadığı veya daha az olduğu durumlarda (orta ekoya yaklaştıkça) ise sinyal amplitütü yüksek olur.

3.2.4. Matriks ve Görüntü Oluşturma

MR görüntülemeye ekrandaki piksel yoğunluğunu (voksel) belirleyen faz-kodlama ve frekans-kodlama değerleri tarafından belirlenen bir parametredir. Matriks sayısı 256 x 256 veya 192 x 256 gibi belirlenebilir. Matriks değerinin büyük olması, görüntü üzerindeki karelerin daha küçük boyutlarda olması veya ekranın daha küçük piksellere ayrılması ile birlikte görüntü kalitesi artar. Bu da uzaysal rezolüsyon üzerinde olumlu etkide bulunur.

3.2.5. Üç boyutlu Görüntüleme

Üç boyutlu görüntülemelerde (3D) sinyaller, iki boyutlu görüntülemelere göre daha farklı teknikler uygulanıp elde edilir. Kesit belirleme tekniği yerine bu yöntemde kalın bir doku kalıbını uyaracak gradient ve geniş frekans spektrumlu RF puls kombinasyonu kullanılır. Peşinden faz kodlama yönünde (x yada y), z aksı boyunca faz kodlama gradienti uygulanır. 3D görüntülemeye, Z aksında uygulanan gradient, kalıp belirleme gradientin hemen arkasından aynı gradient sargılarının çalıştırılması ile yapılır. Belli bir süre sonra frekans kodlama gradienti çalıştırırken, eşzamanlı olarak da sinyal kaydı yapılabilir.

3D görüntüleme, teorik olarak tüm sekanslarda uygulanır. Fakat seçilen doku hacminin, her iki yöndeki yani z ve x yada y aksında faz kodlama gradinet sayılarının çarpımına eşit sayıda uyarılması gerekir, böylece inceleme süresi de artmış olur. 3D görüntüleme, bu nedenden dolayı TR süresi kısa olan GRE (hızlı görüntüleme sekansları) sekansları ile yapılır.

3.3. Puls Sekansları

Görüntü oluşturmak için birbirine dik pozisyonlarda çalışan kesit-belirleme, faz-kodlama, frekans-kodlama gradiyent sargı sistemleri gerekir. Puls sekanslarını tanımlamak için günümüzde “**puls zamanlama diyagramları**” kullanılmaktadır. Bu diyagramlar bize, RF pulsların ve gradient sarguların ne zaman ve nasıl çalıştıklarını anlamamızı kolaylaştırmıştır.

Puls sekanslar, grafik şeklinde puls diyagramlarında gösterilir. Puls diyagramlardaki TR, (repetition time) tekrarlama zamanı anlamındadır. Yani puls sekansının başlangıcından, sonraki puls sekansının başlangıcına kadar olan zamanı ifade eder. Eco time (TE) dinlenme zamanı (yankı zamanı) anlamındadır. 90°'lik puls ile dokudan gelen eko sinyalinin süresini tanımlar.

3.3.1. Spin Eko (SE)

Spin Eko puls sekansı, 90° ve 180° RF pulsundan oluşur. İstenilen kesit'i seçmemiz için 90°'lik RF pulsı ile Gz, ss gradiyenti (kesit seçme gradiyenti) aktif hale getirilir. Gradiyentin değeri seçilen kesit kalınlığına uygun şekilde MR cihazı otomatik olarak hesaplar. Frekans ve faz kodlama gradiyentleri ham datayı (k-space) toplamak için seçilerek TE zamanında eko oluştuğunda, sinyal toplaması Ts zamanı boyunca yapılır.

➤ **Avantajları**

- Görüntü kalitesi iyidir.
- Optimum Sinyal-Gürültü oranı (SNR) ve Kontrast-Gürültü Oranı (CNR) verir.
- T1, T2 ve PD kontrastı üretilir.
- Eski ve bilinen sekanstır.
- Susceptibilite (MR duyarlılık) artefaktlarına az duyarlıdır.

➤ **Dezavantajları**

- Görüntü alma süresi uzundur. (T2 ve PD için 10-15 dakika arası, T1 için 4-7 dakika arası)
- Gradiyent eko sekanslarına göre vücuda daha fazla RF enerjisi gönderir.

3.3.2. Fast Spin Eko (FSE) Sekansları

MR cihazında günümüzde en çok kullanılan sekans, genelde Fast Spin Eko veya Turbo Spin Eko olarak adlandırılır. Fast Spin Eko puls sekansı, Spin Eko sekansına benzer. Ancak kullanıcı tarafından seçilen sayıda 180° RF pulsuna sahip olup 180° lik RF puls sayısı Eko Train Lenght (ETL) parametre ile seçilir. Kullanılan bu sekansların en büyük avantajı, kısa sürelerde yüksek kalitede T1, T2 ve PD ağırlıklı görüntüleri üretmesidir. Burada seçilen ETL'nin değerine bağlı olarak kullanılan k-space'in (k-uzayının) daha hızlı dolurulmasıdır.

Düz Spin Eko sekansı ile karşılaştırıldığında, sabit bir TR değeri için Eko Train Lenght 16 seçildiğinde, Spin Eko sekansından 16 kat daha hızlı görüntü toplanır. Fakat aynı TR kullanılırsa FSE ile alınabilecek kesit sayısı azalacağından pratikte daha uzun TR değerlerini seçerek buradaki hız kazancımız 4 ile 7 arasında olur ve bu da rutin uygulamalarda oldukça önemli bir kazanç olur. Genelde FSE ile T1 ağırlıklı görüntülerde ETL 2 veya 3 seçildiği için önemli bir süre kazancı olmaz. Bu nedenle SE sekansları halen T1 ağırlıklı görüntülerde kullanılır. Ancak T2 veya PD ağırlıklı görüntülerde SE sekansları FSE sekansları ile tamamen değiştirilir. FSE sekanslarının avantajları ve dezavantajları aşağıdaki şekilde sıralanır.

➤ Avantajları

- Süresi kısa ve görüntü kalitesi iyidir.
- Optimum Sinyal- Gürültü oranı (SNR) ve Kontrast- Gürültü Oranı (CNR) verir.
- T1, T2 ve PD kontrastını hızlı bir şekilde üretilmesi mümkündür.
- Eski ve bilinen sekanslardan üretilmiştir.
- Susceptibilite artefaklarına Grandiyent Eko sekanslarından çok daha az ve SE sekanslarından az duyarlıdır.
- Yüksek rozülüsyon ile tarama yapılıır.

➤ Dezavantajları

- Görüntü SE sekansına göre yumuşak gelir.
- Grandiyent eko sekanslarına göre vücuda daha fazla RF enerjisini gönderir.
- Yağ sinyali T2 ağırlıklı sekanslarda sönük olması gerekirken J-coupling olarak adlandırılan etki nedeniyle parlak gelir.

3.3.3. STIR/TRIM (Short Tau Recovery) Sekansı

STIR sekansı, FSE sekansına çok benzer ancak 90° RF pulsdan önce 180° inversion puls uygulanır. Inversion puls MR magnetizasyonunu XY düzlemi yerine -Z eksenine döndürür. MR'ın ilk zamanlarından beri yağ sinyalini ve BOS sinyalini MR görüntüsünde baskılamak için kullanılır.

STIR sekansı, daha çok yağ baskılamalı inversion sekansını işaret eder ve genellikle düşük manyetik alana sahip MR sistemlerinde rutin kullanılır. Seçilen T1 zamanı 1,5 T için 140 ile 160 ms arasında olup T1 zamanı düşük seçilerek yada yüksek seçilerek yağ baskılama derecesi ayarlanır. STIR sekanslarının avantajları ve dezavantajları aşağıdaki şekilde sıralanır.

➤ **Avantajları**

- Görüntü kalitesi iyidir.
- T1 ve T2 ağırlıklı görüntü oluşturur.
- Homojen yağ baskılama verir.
- Tüm manyetik alanda kullanılır.
- T1 zamanı değiştirilerek yağ baskılama oranı değiştirilir.

➤ **Dezavantajları**

- Genel olarak uzun zaman alır.
- Rezolüsyonu, süre sınırlaması nedeni ile genelde düşük olur.
- Post-kontrast çekimlerde kullanılması tavsiye edilmez.

3.3.4. FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery) Sekansı

Genel olarak Inversion Recovery (IR) sekansına dahil olarak FLAIR sekansları çok bilinen T2 FLAIR ya da az bilinen T1 FLAIR sekansları olarak iki kısma ayrılır.

T2 FLAIR sekansında amaç, uygun bir TI (1,5 T için 2100 ile 2300 ms arası) ve yaklaşık olarak dört katı kadar bir TR (8400 ve 9200 ms arası) seçilerek beyindeki BOS sinyalini baskılamaktır. BOS sinyalini baskılayınca, beyin içindeki BOS'a bitişik dokularda sinyal farklılıkları çok daha iyi görülür. T2 FLAIR sekansı, günümüzde en çok kullanılan rutin beyin sekansıdır.

T1 FLAIR sekansındaki amaç ise MR görüntülerinde T1 ağırlığını artırmak ve düşük olan BOS sinyalini daha da azaltmaktır. T1 sekansı ile T1 FLAIR sekansı karşılaştırıldığında, genellikle 3T'da beyinde ya da servikal'de T1 kontrastının arttığı görülür. T1 FLAIR'de TI zamanı özellikle 500 ile 900 ms arası seçilir ve TE zamanı (25 ms gibi) kısa tutulur.

➤ **Avantajları**

- BOS'u baskılayıp görülmesi zor olan alanlar daha iyi görülür.
- Kontrast artırımında iyi sonuçlar verir.
- BOS baskılandığında, akım artefaktları daha az olur.

➤ **Dezavantajları**

- Daha uzun zaman alır
- Post-kontrast çekimlerde kullanılmasında endişe vardır.

3.3.5. SSFSE (Single Shot Fast Spin Eko) Sekansı

Çok hızlı sekanslardan biri olan SSFSE ve HASTE sekansları bütün MR sinyallerini, tek bir 90°'lik RF sinyali seri bir şekilde gönderilen 180°'lik RF pulsları ile toplar. SSFSE sekansında her bir kesit süresi için toplam süre saniyeden kısa olduğu için T2 ağırlıklı görüntüler seri bir şekilde alınır. SSFSE sekansı T2 olarak alınır ve ancak, özel durumlarda inversion puls kullanılarak T1 kontrastı elde edilir.

3.3.6. TOF (Time-of-Flight) Sekansı

MR'da TOF sekansı, flow kompensasyonu(kan akışından dolayı oluşan sinyal kayıplarını azaltır.) kullanan ve kan akımına (flow) bağlı olarak hareket eden protonları durağan protonlardan ayırt etmek için kullanılan gradiyent eko puls sekansıdır.

TOF sekanslarında kullanılan TR değeri, dokulardaki T1 değerinden düşüktür ve düşük flip angle kullanılır. Aksiyel bir kesitte çok kısa bir TR sebebi ile durağan protonlar, görüntü alımı sırasında kısa aralıklarla sürekli RF pulsa maruz kalır. Her bir pulstan sonra kendilerine gelmeden tekrar RF puls uygulandığından durağan protonların sinyali düşer. Bu kesitte bulunan damarlarda sürekli hareket halinde olan kan devamlı olarak yeni ve taze protonları kesitteki damarlara taşıdığı için elde edilen görüntüde kan, sinyali parlak olur. Bu görüntüdeki damarların parlaklığı damar içindeki kan akımının hızı ile orantılı olacağından büyük damarlar kolay görülür.

TOF tekniğinin avantajı; arterleri, venleri veya her ikisinde görüntülenmesidir.

Bu görüntülemenin yapılması için uygun bir bölgeye konulmuş saturasyon bandı yeterlidir. Örneğin, beyinde Willis poligonunu görüntülemek istersek aksiyel olarak koyduğumuz 3D sekansına superior yönde saturasyon bandı koyulur.

TOF sekasında kullanılan parametrelerin görüntüye etkisi aşağıdaki şekilde sıralanır.

- **Kısa TR:** Durağan dokudan gelen sinyal baskılanır, kan ile doku arasında kontrast artmakta iken SNR düşer.
- **Kısa TE:** Flow ve susceptibilite artefaklarını azaltır.
- **İnce Kesitler:** Flow artefaklarını azaltır; kan ile doku arasındaki kontrast artar fakat SNR düşer.
- **Yüksek Flip Angle:** Durağan dokudan gelen sinyal daha fazla bakılanır.(Genellikle karotis MRA görüntülemelerinde kullanılır.)
- **Flow Compensation Opsiyonu:** Kan akışından dolayı oluşan sinyal kayıplarını azaltır.

3.3.7. Inversion Recovery (IR)

Inversion Recovery (IR) nin anlamı ters dönüşüm düzelmesidir. Spin- eko sekansından farklı olarak bu sekansda önce 90° RF pulsunun önce 180° RF pulsu uygulanır. Bu sekansa uygulanan pulsla birlikte z eksenindeki longitudinal manyetizasyon vektör ters yöne çevrilir.

Longitudinal manyetizasyon bazı dokularda daha hızlı olduğu için T1 kısa, bazı dokularda ise, T1 uzun sürecektir. 180° RF pulsdan belli bir zaman sonra 90° RF puls uygulanmaktadır. Ancak doku da paralel veya anti-paralel olursa bir longitudinal manyetizasyon var ise uyguladığımız 90° RF puls etkili olur. Böylece 90° RF puls uygulandığı anda dokuda longitudinal manyetizasyon yok ise 90° RF puls ile transvers manyetizasyon oluşmayacaktır. (dokudaki anlamı sinyal yokluğudur) Dokuya ilk uygulanan 180° RF puls sonrası süreçte, 90° RF pulsa cevap vermedikleri bir anları vardır. Dokuların 90 RF pulsa cevap vermedikleri bu noktalarına “**null point**” denmektedir. Null point dokunun T1 süresine eşittir.

IR sekansında ilk uygulanan 180° RF puls ile 90° RF puls arasındaki zaman **inversion time (T1)** olarak ifade edilir. Bu sekansda görüntü kontrastını oluşturan esas parametre T1'dir. IR sekansında kullanılan ikinci 180° RF pulsun etkisi spin-ekoda kullanılan 180° RF puls ile aynıdır. Böylece Inversion Recovery ile hem T1 ağırlıklı hem de T2 ağırlıklı görüntüler elde edilebilir. TR ilk 180° RF puls ile üçüncü 180° RF puls arasındaki süre; TE ise 90° RF puls ile eko-sinyal arasındaki süredir.

3.3.8. Gradient Eko (GRE)

MR'da görüntüleme süresi, kullanılan sekansa göre değişmektedir. Aslında Spin-eko ile anatomik detay elde edilebilir, fakat bu sekansın bazı dokuların fizyolojik özelliklerini tam olarak yansıtması ve inceleme süresinin uzun olmasından dolayı dezavantajları vardır. Seksenli yılların sonlarına doğru, bu dezavantajları ortadan kaldırmak için “**hızlı görüntüleme yöntemleri**” gradient-eko sekansı geliştirilmiştir. Hızlı görüntüleme yöntemlerinin avantajlarını şu şekilde sıralayabiliriz;

- Spin-ekoya göre çok kısa sürelerde görüntü elde edilir.
- Hareket artefaktları daha az problem yaratır.
- Hızlı görüntülemeye sekonder olarak kardiyak incelemelerde olduğu gibi fonksiyonel bilgiler veren görüntüler elde edilir.

Göstermiş olduğu doku kontrastı özellikleri sayesinde bugün hızla gelişmekte olan MR anjiyografi yapılmaktadır. Bunun yanında, tekniğin hızlı olmasına bağlı olarak 3 boyut (**3 Dimention=3D**) görüntüleri elde edilebilmektedir ve bu sayede uzaysal rezolüsyon belirgin derecede artmaktadır. İnceleme zamanının kısa olmasından dolayı pratikte 3D tekniği her sekans tipinde uygulanabilmektedir, ancak sadece Gradient-eko sekansı buna izin vermektedir. Bu tekniğin bu özelliklerinin yanında, belirgin dezavantajları olup bu tekniğin kendine özgü doku kontrast özellikleri olduğundan dolayı spin-eko ile elde ettiğimiz dokular arasındaki kontrast, gradient-eko ile tam olarak elde edilemez.

İnceleme zamanını belirleyen 3 unsur vardır; TR, matriks, NEX. İnceleme zamanını kısaltmak için 3 unsurdan herhangi biri kullanılabilir. Ancak matriks değeri rezolüsyonu etkilediğinden dolayı, NEX ise magnet gücü (Tesla) ile direk ilgili olarak sinyal amplitütünü etkilediğinden dolayı değiştirilmez. Çünkü inceleme sırasında parametreleri belirlerken zamanı mümkün olduğunca kısaltmak için bunlar, en uygun değerlerde seçilir. İnceleme zamanının kısaltılması ancak TR değerinin değiştirilmesi ile mümkün olmakta olup Gradient-eko bu temel üzerine kurulmuştur.

GRE sekansda spin-ekoda kullanılan 180° RF puls kullanılmaz. 90° küçük açıda olmak üzere tek RF puls kullanılır. 90° 'den küçük açılardaki RF puls arasındaki süre TR olarak bilinmektedir. Bu sekansda çok kısa TR değerleri kullanılır. Bu kadar kısa süre içerisinde birçok dokuda longitudinal relaksasyon oluşmadığından dolayı, birkaç RF puls uygulamasından sonra protonlar olabilir. Bunu önlemek için “**flip angle**”(sapma açısı) 90° yerine daha düşük açılarda ayarlanarak bu durumda dokuda her zaman için bir longitudinal manyetizasyon kalması sağlanarak RF puls ile dokudan sinyal elde edilir.

3.3.9. Eko Planlar Görüntüleme

Eko-planar görüntüleme, bilinen en hızlı görüntüleme sekansıdır. Çok sayıda 180° RF puls kullanmak yerine, bir tane 180° RF puls sonrası frekans-kodlama gradientinin hızlı biçimde açılıp kapanması ile k-space (tarama sırasında zaman tekrarı) doldurulur ve inceleme zamanı birkaç saniye sürer. MR sistemlerinde, faz aksisinde belirgin kimyasal şifte neden olur (10–15 piksel gibi büyük miktarlarda) ve bunu engellemek için yağ dokusu süpresyon yöntemlerinin kullanılması gerekir. Aynı zamanda elde edilen görüntülerin uzaysal rezolüsyonu ve SNR değeri, konvansiyonel Spin-ekoya göre belirgin derecede düşük olup bu görüntüler suboptimal olarak kabul edilir. Bu yöntemde kaliteli görüntü elde etmek için magnetin çok fazla derecede homojen olması gerekir ve güçlü gradiyentin çok hızlı açılıp kapanması gerekmektedir. Görüntüleme zamanının saniyeler düzeyinde olması nedeni ile bu yöntem solunum ve kardiyak hareketlerin neden olduğu artefaktları tümüyle ortadan kaldırır.

3.4. Görüntüleme Süresi

MR görüntüleme süresi, kullanılan sekansa göre değişir. SE sekansında zamanı üç parametre belirler. Bu parametreler de TR süresi, burada kullanılan faz kodlama basamak sayısı ve puls sekansı her bir kodlama basamağı için tekrar etme sayısıdır. (NEX, number of excitations) Formülle gösterirsek;

Görüntüleme Süresi = TR x Matriks (faz kodlama basamak sayısı) x NEX olarak ifade edilir.

Buradaki süre, bir tek kesidin alınması için gerekli olan süredir. MR de kullanılan çok kesitli görüntüleme yöntemi ile bir kesit için gerekli zamanda birden fazla kesit elde edilebilir. İlk kesidin uyarılması ve ardından gelen sinyal kayıt edildikten sonra, o kesitin relaksasyonunu beklerken, ardışık kesitlerin sırayla uyarılmaları ile gerçekleştirilir. En son kesit için yapılmakta olan uyarı ve sinyal kayıt işlemleri bittikten sonra tekrar ilk kesite dönülür ve farklı bir faz basamağı için işlem yeniden tekrarlanır. TR ile belirlenen zaman aşılmaz. Alınan kesit sayısı TR ve TE sürelerinin yakından ilişkili olup TR/TE + sabit formülü ile hesaplanır.

TR sürelerinin kısa olması nedeniyle GRE sekansı ile yapılan görüntülemeler kısa sürede tamamlanır.

3.5. Görüntü Özellikleri

MR' de görüntü kalitesini etkileyen kontrast, boyutsal rezolüsyon ve gürültü (parazitnoise) olmak üzere üç önemli faktör vardır.

3.5.1. Sinyal Görüntü Oranı

MRG'da görüntünün oluşturulmasında SNR çok önemli bir parametredir. Elde edeceğimiz görüntünün kalitesi ve anatomik rezolüsyonu ile belirgin korelasyon gösterir. SNR, daha iyi bir anatomik rezolüsyon demektir. Gürültü (noise) kaynağını magnet içine koyduğumuzda, ancak görüntüleme planımıza girmeyen dokulardan kaynaklanan sinyallerdir. MRG'de gürültü her zaman mevcuttur. Elde edilen sinyal yüksek olsada gürültü yüksek ise elde edilen görüntünün kalitesi düşük olur. Yani SNR değeri düşük olur.

MRG'de elde edilen görüntünün kalitesinin yüksek olması için gürültünün azaltılması gerekir. MR görüntülemesinde sinyali artırabilecek bir dış kaynak bulunmaz. Buradaki tek kaynak, protonlardan elde edilen sinyallerdir.

SNR, kesit kalınlığı ve NEX ile direkt olarak ilişkilidir. Sistemde kullanılan alıcı sargı ile de ilişkilidir. Volüm alıcı sargılar (receiver coil) vücudun büyük kısmından sinyal topladığı için bunlar ile yapılan görüntülemelerde ses (noise) yüksektir. Bu aşamada SNR değeri düşük olduğu halde sadece belirlenen yüzeysel dokular için kullanılan yüzey alıcı sargılar ile vücutta belirlenen küçük bir kısmından sinyal toplandığında ses (noise) düşük ve SNR değeri yüksek olur. Ancak burada kullanılan alıcı sargının kalitesi, SNR değerini etkiler.

Görüntülemelerde seçilecek TR ve TE parametreleri de SNR'ı etkiler. Görüntülemelerde uygulanacak kesitler arası boşluk ile SNR kısmen yükseltilebilir. Görüntülemelerde seçilen uzun TR süresi ve kısa TE süresi ile yüksek SNR elde edilir.

3.5.2. Kontrast Görüntü Oranı

Kontrast gürültü oranı (CNR) da SNR gibi sayısal (quantitative) bir parametredir ve elde edilen görüntü de lezyon saptanmasıyla (lezyon ile normal doku kontrastı) direkt ilişkilidir. Pozitif kontrast gürültü oranı, lezyonun normal dokuya göre parlak olduğunu, (hiperintens) negatif kontrast gürültü oranı ise, lezyonun normal dokuya göre koyu (hipointens) olduğunu tanımlar. Lezyonun belirlenmesinin pozitif veya negatif olması ile ilişkisi olmayıp CNR'nin sayısal değeri ile direkt olarak ilişkilidir ve CNR'nin formülü şu şekildedir.

$$\text{CNR} = \frac{\text{Sinyal intensite} - \text{Sinyal intensite}}{\text{Noise (ses)}}$$

Spin-eko sekansında dokular arasında T1 kontrastı isteniyorsa TR ve TE değerleri kısa olması gerekir. Genellikle önerilen değerler; TE<20 msn. ve TR<600 msn.dir . TE değerinin düşürülmesi SNR ve T1 kontrastını artırır, TR değerini 600 msn'nin altına indirmek T1 kontrastını artırır ve SNR'ı düşürür. TR değeri düşük tutulursa kesit sayısı sınırlanır.

3.5.3. Boyutsal Rezolüsyon

Boyutsal rezolüsyon, en küçük oluşumu ayırt etme yeteneğine sahip olup voksel boyutları ile yakından ilgilidir. Vokseldeki boyutların küçültülmesi, daha küçük yapıların saptanmasını artırır. Kesit kalınlığını düşürürsek vokselin z yönündeki boyutunu küçülterek boyutsal rezolüsyonu artırır. Voksel boyutunu küçülten diğer parametreler ise faz ve frekans kodlama gradiyet güçlerini yükselterek bu gradiyetler ile kontrol edilen FOV küçültülür. Bu boyutların küçültülmesi S/N oranını düşüren ve lezyonun çözümlenebilirliğini azaltan faktörlerdir. Bu amaçla boyutsal ve kontrast rezolüsyon bir dengeleme kurulur ve lezyonun çözümlenebilirliği artırılır.

3.6. Artefaktlar

MRG, radyolojik yöntemlerde günümüzde kullanılan sistemler arasında artefakta en duyarlı olanıdır. Bu yöntemde gördüğümüz artefaktlar üç başlık altında incelenir. Artefaktlar, hastaya bağlı nedenlerle oluşacağı gibi kimyasal şift artefaktı ve görüntülemeye neden olan artefaktlardan da kaynaklanır.

3.6.1. Hastaya Ait Artefaktlar

Hastaya ait istemli hareket ve istemsiz hareketlerden kaynaklanan solunum hareketleri, kardiyak aktivite gibi fizyolojik hareketler MRG'de görüntüyü belirgin bir şekilde bozar.

MRG'de inceleme süresinin diğer tekniklere göre oldukça uzun olması bu artefaktların oluşmasına neden olur. Ayrıca rutin görüntülemelerde bir planda T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler elde edilirken her birinde yaklaşık 15-20 kesit olduğundan bir hasta için saatler harcanması gerekir. Bu duruma hasta tahammül etmesi zordur ve uzun inceleme süresi içerisinde hareket artefaktları oluşma ihtimali vardır. Bu sorunların çözümü "**multislice görüntüleme**" (inceleme süresinin kısalması) tekniği için kullanmak uygundur. Bu teknikte, inceleme süresi içindeki hareket, inceleme planındaki kesite yansır. Diğer radyolojik inceleme yöntemlerinde de bu hareket artefaktları karşımıza sorun olarak çıkmaktadır. Hareketlerin artefakt oluşturması, dokudan gelen sinyalin frekans-kodlama ve faz-kodlama gradiyentlerinde yanlış vokselere kodlanması veya aynı voksel için birden çok kodlanmanın yapılmasından oluşur. Görüntüleme sırasında hasta ne kadar uyumlu olsa da en küçük hareket görüntü kalitesini bozar. Bunun için inceleme sırasında bantlarla hastayı mümkün olduğunca sabitlemek gerekir. Kontrol kaybı gibi istemsiz hareketlerin olduğu vakalarda, iletişim kurulamadığı hastalarda, ağrıdan dolayı hareketsiz kalamayan hastalarda ve çocuk vakalarda hastanın sedasyonu gerekir.

Ayrıca görüntüde artefaktlara yol açan hastanın fizyolojik hareketleri (kardiyak, solunum hareketleri, vasküler pulsasyonlar, BOS pulsasyonları ve yutkunma gibi) periyodik olmayan hareketlerdir. Bugün için sürekli hareketlerin neden olduğu artefaktları ortadan kaldırmak için kullanılan yöntem "**fizyolojik gate**" tekniğidir.

Fizyolojik gate teknikleri, sürekli hareketlerin sebep olduğu artefaktları belirgin şekilde ortadan kaldırır. Fakat kalp siklusunda belirgin değişiklikler gösterdiği veya aritmilerin mevcut olduğu hastalarda bu tekniğin etkinliği azalır ve bu teknikler kullanıldığı zaman inceleme zamanı normalden uzar. Bu teknikde sinyal kaydı belli zaman aralıkları ile yapılır.

Hastalardan kaynaklanan diğer artefakt nedeni ise üzerlerinde bulunan metalik (saç tokası, anahtarlık, kemer vb.) objelerdir. Ortopedik protez gibi metalik implant taşıyan hastalarda da artefaktlar oluşur. Hastalarda bulunan metalik objelerden dolayı ferromanyetik-paramanyetik alanda oluşan düzensizlikler, protonların presesyon frekanslarını etkilediğinden görüntüyü bozar.

3.6.2. Sistemden Kaynaklanan Artefaktlar

➤ Aliasing artefaktı

Aliasing artefaktı seçilen FOV değeri ile görüntülenecek alanın boyutunun uyumsuzluğu sonucunda ortaya çıkar. FOV değerinin incelenen alandan küçük olması durumunda görüntü alanı dışında kalan alandan gelen sinyaller özellikle faz kodlama yönünde görüntünün üzerine eklenerek aliasing artefaktı oluşur. FOV değerini yükselten veya fazla alanın görüntüye eklenmesini önleyen “no-phase-wrap “(NPW) programı kullanılarak veya faz kodlama gradientinde yüksek matriks değeri kullanılarak bu artefakt önlenir.

➤ Truncation Artefaktı

Genellikle ani intensite değişiminin görüldüğü yüzeylerde ortaya çıkar. Görüntü üzerinde bu yüzeylere paralel hipointes çizgiler şeklinde görülür ve faz kodlama gradiyeti yönündedir. Matriks sayısının artırılması ile bu artefaktların oluşması engellenir.

3.6.3. Kimyasal Şift (chemical shift) Artefaktı

Artefakt, yağ dokusunda bulunan protonlar ile sudaki protonlar, paylaştıkları kimyasal çevrelerinin farklı olması nedeniyle farklı frekanslarda precession (salınım) gösterir. Bundan dolayı, görüntüde özellikle yağ dokusu ile suyun komşu olduğu bölgelerde Fourier Transformation’da yanlış kodlanmaya bağlı artefakt oluşur ve bu artefakt frekans-kodlama aksisi boyunca görülür.

UYGULAMA FAALİYETİ

MR görüntüsü ve görüntü parametreleri üzerindeki işlemleri ayırt edeceksiniz.

İşlem Basamakları	Öneriler
➤ Görüntü parametrelerini ayırt ediniz.	➤ Asıl olan T1 ve T2 ağırlıklı görüntülerin olduğunu unutmayınız.
➤ T1 ağırlıklı görüntü oluşturma prensiplerinin önemini açıklayınız.	➤ T1 ağırlıklı görüntüler anatomiye gösterdiğini unutmayınız.
➤ Proton ağırlıklı görüntü oluşturma prensiplerini ayırt ediniz.	➤ Proton yoğunluğundaki farklılıktan dolayı elde edilen görüntüye, “proton desinty görüntü” adı verildiğini unutmayınız.
➤ T2 ağırlıklı görüntü oluşturma prensiplerinin önemini açıklayınız.	➤ T1 ağırlıklı görüntülerin patolojiyi gösterdiğini unutmayınız.
➤ Görüntü üzerinde akım fenomeni özelliklerini ayırt ediniz.	➤ MR’ da diğer görüntü parametresi fenomeni olduğunu unutmayınız.
➤ Kesit belirleme gradiyenti ayırt ediniz.	➤ Gradyent sargıların yapıları superkondüktif, permanent, rezistiv, hibrid magnet tipine göre değişiklikler göstermekle birlikte, çalışma sisteminin aynı olduğunu unutmayınız.
➤ Frekans kodlama gradiyenti ayırt ediniz.	➤ Manyetik alanda oluşturduğumuz kesit belirleme gradiyentine dik aksis boyunca frekans-kodlama gradientinin çalıştığını unutmayınız.
➤ Faz kodlama gradiyenti ayırt ediniz.	➤ Faz-kodlama gradiyentinin en önemli amacının, kesit içindeki sıralar arasında phase-shift oluşturmak olduğunu hatırlayınız.
➤ Matriks ve görüntü oluşturmaya ayırt ediniz.	➤ Matriks sayısı 256 x 256 veya 192 x 256 gibi belirlendiğini unutmayınız.
➤ Üç boyutlu görüntüleme yöntemini ayırt ediniz.	➤ TR süresi kısa olan GRE (hızlı görüntüleme sekansları) sekansları ile yapıldığını unutmayınız.
➤ Plus sekanslarını ayırt ediniz.	➤ PULS zamanlama diyagramlarının kullanıldığını unutmayınız.
➤ Spin-ekoyu ayırt ediniz.	➤ MRG’de en çok kullanılan sekans olup 90° ve 180° lik RF pulslardan oluştuğunu hatırlayınız.
➤ Gradyent-ekonun önemini açıklayınız.	➤ Spin-eko’ya göre çok kısa sürelerde görüntü elde edilebildiğini unutmayınız.

➤ Hızlı spin ekonun önemini açıklayınız.	➤ GRE sekansları, inceleme zamanının kısaltılmasına yönelik ihtiyaçları karşılamak üzere geliştirilen yöntemdir, unutmayınız.
➤ Eko planlar görüntülemenin önemini açıklayınız.	➤ Görüntüleme Süresi = TR x Matriks (faz kodlama basamak sayısı) x NEX formülü ile gösterilir unutmayınız.
➤ Görüntüleme süresini ayırt ediniz.	➤ SNR, daha iyi bir anatomik rezolüsyon demek olduğunu unutmayınız.
➤ Sinyal görüntü oranını ayırt ediniz.	
➤ Kontrast görüntü oranını ayırt ediniz.	➤ Pozitif kontrast gürültü oranının, lezyonun normal dokuya göre parlak olduğunu negatif kontrast gürültü oranının ise lezyonun normal dokuya göre koyu olduğunu hatırlayınız.
➤ MRG'de oluşan artefaktları ayırt ediniz.	➤ Artefaktlar, hastaya ait nedenlerle oluşacağı gibi kimyasal çift artefaktı ve görüntülemeden oluşan artefaktlardan kaynaklanacağını unutmayınız.
➤ Hastaya ait artefaktları ayırt ediniz.	➤ İnceleme sırasında bantlarla hastayı mümkün olduğunca sabitlemeyi unutmayınız.
➤ Sistemden kaynaklanan artefaktları ayırt ediniz.	➤ Önlem olarak faz-kodlama aksisinde daha yüksek matriks değeri kullanmayı unutmayınız.
➤ Kimyasal çift artefaktını ayırt ediniz.	➤ Yanlış kodlanmaya bağlı artefakt oluşabilir dikkatli olunuz.

ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME

Aşağıdaki soruları dikkatlice okuyarak doğru seçeneği işaretleyiniz.

1. Aşağıdakilerden hangisi, dokulardaki proton miktarlarının farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntüleme türüdür?
A) Fizyolojik gate
B) Proton dansite
C) Multislice
D) T2 ağırlıklı görüntü
E) T1 ağırlıklı görüntü
2. Aşağıdakilerden hangisi, 90° RF pulsu uygulamasıyla başlayıp 180° RF pulsu uygulamasıyla oluşturulan etki sonucu sinyal elde edilmesine kadar geçen süredir?
A) TE zamanı
B) T1 zamanı
C) NMR zamanı
D) T2 zamanı
E) TR zamanı
3. Aşağıdakilerden hangisi, istediğimiz eksen boyunca uygulayabileceğimiz gradiyenttir?
A) Gradyent eco
B) Fekans kodlama gradiyenti
C) Faz kodlama gradiyenti
D) Kesit belirleme gradiyenti
E) Spin eco gradiyenti
4. IR sekansında ilk uygulanan 180° RF puls ile 90° RF puls arasındaki zaman aşağıdakilerden hangisi ile ifade edilir?
A) Null point Time
B) Eko tran lenth
C) Inversion Time
D) Null point
E) Flip Angle
5. Görüntü oluşturulurken kaç tane parametrede kullanılır?
A) 5
B) 0
C) 6
D) 4
E) 3

DEĞERLENDİRME

Cevaplarınızı cevap anahtarıyla karşılaştırınız. Yanlış cevap verdiğiniz ya da cevap verirken tereddüt ettiğiniz sorularla ilgili konuları faaliyete geri dönerek tekrarlayınız. Cevaplarınızın tümü doğru modül değerlendirmeye geçiniz.

MODÜL DEĞERLENDİRME

Aşağıdaki soruları dikkatlice okuyarak doğru seçeneği işaretleyiniz.

1. Aşağıdakilerden hangisi, ani intensite değişiminin görüldüğü yüzeylerde ortaya çıkan artefaktır?
A) Kimyasal şift
B) Truncation
C) Hastadan kaynaklanan
D) Aliasing
E) Sistemden kaynaklanan
2. Aliasing artefaktında önlem olarak faz-kodlama aksisinde aşağıdaki hangi değer kullanılır?
A) Yüksek matriks
B) T1
C) T2
D) TR
E) IR
3. Aşağıdakilerden hangisi, sürekli hareketlerin neden olduğu artefaktları ortadan kaldırmak için kullanılan tekniktir?
A) Eko tran lenght
B) Null point
C) Flip Angle
D) Multiclice
E) Fizyolojik gate
4. Aşağıdakilerden hangisi, CNR'nin formülüdür?
A) $\text{Noise} = \text{CNR} \text{ intensite} - \text{Sinyal intensite} / \text{Noise}$
B) $\text{TR} = \text{Sinyal intensite} - \text{CNR intensite} / \text{Noise}$
C) $\text{CNR} = \text{TR intensite} - \text{IR intensite} / \text{Noise}$
D) $\text{CNR} = \text{Sinyal intensite} - \text{Sinyal intensite} / \text{Noise}$
E) $\text{CNR TR} = \text{Sinyal intensite} / \text{Noise}$
5. Hızlı görüntüleme yöntemlerinin avantajı, aşağıdakilerden hangisidir?
A) Görüntüleme zamanının saniyeler düzeyinde olması.
B) Kontrastın kalitesini düşürmeden hızlı inceleme yapabilen sekanstır.
C) Sekonder olarak kardiyak incelemelerde olduğu gibi fonksiyonel bilgiler veren görüntüler elde edilmesi.
D) Null point dokunun T1 süresine eşittir.
E) Görüntü oluşturmak için birbirine dik pozisyonlarda kesit-belirlenmektedir.

6. Aşağıdakilerden hangisi, superconductive, resistive magnetlerde ana magnetin iç kısmında bulunan sargıdır?
A) Shim
B) Yüzeysel
C) Gradient
D) Volüm k
E) RF
7. Aşağıdakilerden hangisi, gradient koillerin kullanım amacını kapsamaktadır?
A) Doğrudan doğruya kullanılarak tüm vücut bölgesini tespit eder.
B) Hastanın güçlü manyetik alanda homojen kesitini tespit eder.
C) Lokalizasyonları tespit eder.
D) Sadece sinyal kayedeici olarak kesitsel düzlemleri kayeder.
E) MR tetkikinde incelenecek olan kesit bölgesini tespit eder.
8. Aşağıdakilerden hangisi, flow kompensasyonu kullanan ve flow'a bağlı olarak hareket eden protonları durağan protonlardan ayırt etmek için kullanılan gradient eko puls sekansıdır?
A) IR
B) TOF
C) GRE
D) SSFSE
E) FSE
9. Aşağıdakilerden hangisi, merkezinde yumuşak bir demir çekirdek ve çevresinde bobin sistemi bulunan magnettir?
A) Rezistif magnet
B) Permanent magnet
C) Elektromagnet
D) Süperkondüktif magnet
E) Gradient magnet
10. Aşağıdakilerden hangisi, yağ sinyalini ve BOS sinyalini MR görüntüsünde baskılamak için kullanılan sekansdır?
A) FLAIR
B) SSFSE
C) GRE
D) STIR/TRIM
E) SE

KELİME AVI

Aşağıdaki kutucukların içerisine sağdan-sola ve yukarıdan aşağıya olacak şekilde Manyetik Rezonans Cihazları ile ilgili kelimeler gizlenmiştir. Bu kelimeleri arayıp bulunuz. (Bulmaca kutularındaki diğer harfler sizi yanıltmak için konulmuştur. İyi eğlenceler...)

Aranacak kelimeler

Gantri Magnet Precession Rezonans
Relaksasyon İn-Phase Flip Angle

Y	D	G	A	N	T	R	İ	A	K	T	R	C	Y
N	A	J	K	G	Ö	İ	Ş	E	L	K	E	D	İ
M	O	U	Ş	Ğ	N	Ş	L	A	Ş	H	L	Y	N
A	İ	F	İ	Ş	K	G	U	İ	D	A	A	Ş	P
G	E	A	Y	D	N	U	H	L	Y	E	K	M	H
N	A	R	P	A	K	T	Ü	A	S	L	S	H	A
E	Ç	T	P	E	A	S	E	N	A	B	A	N	S
T	H	İ	M	Z	P	P	A	T	O	İ	S	Z	E
E	L	R	A	Y	W	N	O	S	H	L	Y	C	Ç
F	S	A	S	İ	O	E	L	P	A	E	O	Ç	J
Ğ	Ö	C	K	Z	Y	W	J	A	W	K	N	N	Ü
L	M	K	E	U	D	L	Ü	Ş	G	P	N	O	Ğ
Ö	P	R	E	C	E	S	S	İ	O	N	K	W	O
N	N	A	B	İ	P	E	N	H	L	E	S	K	E

CEVAP ANAHTARLARI

ÖĞRENME FAALİYETİ 1'İN CEVAP ANAHTARI

1	B
2	A
3	E
4	C
5	D

ÖĞRENME FAALİYETİ 2'NİN CEVAP ANAHTARI

1	C
2	E
3	A
4	B
5	D

ÖĞRENME FAALİYETİ 3'ÜN CEVAP ANAHTARI

1	B
2	A
3	D
4	C
5	E

MODÜL DEĞERLENDİRME CEVAP ANAHTARI

1	B
2	A
3	E
4	D
5	C
6	A
7	E
8	B
9	C
10	D

Kelime Avının Çözümü

Y	D	G	A	N	T	R	İ	A	K	T	R	C	Y
N	A	J	K	G	Ö	İ	Ş	E	L	K	E	D	İ
M	O	U	Ş	Ğ	N	Ş	L	A	Ş	H	L	Y	N
A	İ	F	I	Ş	K	G	U	İ	D	A	A	Ş	P
G	E	A	Y	D	N	U	H	L	Y	E	K	M	H
N	A	R	P	A	K	T	U	N	S	L	S	H	A
E	Ç	T	P	E	A	S	E	N	O	B	A	I	S
T	H	İ	M	Z	P	P	A	T	H	İ	S	Z	E
E	L	R	A	Y	W	N	O	Ğ	A	L	Y	C	Ç
F	S	A	S	İ	O	E	L	P	A	E	O	Ç	J
Ğ	Ö	C	K	Z	Y	W	J	A	W	K	N	N	Ü
L	M	H	E	U	D	L	Ü	Ş	G	P	İ	O	Ğ
Ö	P	R	E	C	E	S	S	İ	O	N	K	W	O
N	N	A	B	İ	P	E	N	H	L	E	S	K	E

KAYNAKÇA

- AKAN Hüseyin, **Radyoloji Terimleri Bilgisi**, MN Medikal & Nobel Tıp Kitap Sarayı, Ankara, 2004.
- CEYDELİ Nergis, **Radyolojik Görüntüleme Tekniği**, İzmir, 2000.
- ELMAOĞLU Muhammed, Azim ÇELİK, **Ph. D MR El Kitabı**, Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, 2010.
- KAYA Tamer (Editör), Baki ADAPINAR, Ragıp ÖZKAN, **Temel Radyoloji Tekniği**, Güneş & Nobel Tıp Kitapevleri, Bursa, 1997.
- KONEZ Orhan, **Manyetik Rezonans Görüntüleme Temel Bilgiler**, İstanbul, 1995.
- TUNCEL Ercan, **Klinik Radyoloji**, Nobel & Güneş Tıp Kitabevi, Bursa, 2008.
- <http://www.youtube.com/watch> Edson Zerati, MD 10.11.2010 tarihinde erişildi.