

MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (MR) NEDİR ?  
TEMEL FİZİK PRENSİPLERİ

KOVANLIKAYA, İ.

**ÖZET:** Bu derlemede manyetik rezonans görüntüleme tanıtılarak temel fizik prensipleri anlatıldı. Fizik prensipleri hekimler için anlaşması zor ve karmaşık konular olmasına karşın bilinmesi sistemden en fazla yararlanabilmenin temel koşuludur. Olabildiğince basite indirgenerek "Sisteme neden manyetik rezonans denir ?", "Görüntüleme için sinyaller nasıl oluşmaktadır ?", "Hangi tür enerji kullanılmaktadır ?" ve "Sistemin ana parçaları nelerdir ?" gibi sorular yanıtlanmaya çalışılmıştır.

**ABSTRACT:** İlhami KOVANLIKAYA, Dokuz Eylül University Faculty of Medicine. In this review, the basic physical principles of MRI are discussed. The physical principles of MRI are relatively difficult to understand for physicians. But it is very important to know them in order to obtain the maximum benefit from the system. In an effort to simplify these physical principles questions such "Why is the system called MRI", "How are the signals generated ?", "What kind of energy is used ?" and "What are the main components of the system ?", were asked and answered accordingly.

**Anahtar sözcükler:** Manyetik Rezonans Görüntüleme.

**Key words :** Magnetic Resonance Imaging.

---

**GİRİŞ:** Manyetik Rezonans günümüzün en ileri görüntüleme yöntemidir. Fizik prensipleri röntgen ve ultrasondan tümüyle farklıdır. X-ışınları yada ultrases dalgaları kullanılmaz. Ancak yine de hastaya gönderilen ve yansımaları görüntüye çevrilebilen bir enerji kullanımı söz konusudur. Bu enerji radyofrekans dalgalarıdır (RF). Bugün için BT, konvansiyonel otografiden ne kadar üstünse, MR'da BT'den o kadar üstündür.

---

Dr. İlhami KOVANLIKAYA, Dokuz Eylül Üniversitesi, Radyoloji Anabilim Dalı

**TARİHÇE:** MR ile ilgili ilk çalışmalar 1946 yılında ABD'de Stanford Üniversitesinde Bloch, Harvard Üniversitesinde ise Purcell tarafından yapıldı. Heriki fizikçi de bu çalışmalarından ötürü 1948 yılında Nobel ödülü aldılar. MR son zamanlara kadar yalnızca laboratuvarlarda kimyasal maddelerin spektral analizlerinde kullanılmaktaydı. Bu sayede pek çok yeni plastik maddeler ve farmasötikler yapıldı.

1967'de ilk iki boyutlu MR görüntüsünü, proton dansitelerini gösteren resimlerle Newyork Üniversitesinden Paul Lauterbur saptandı. Lauterbur'un limon ve biber gibi küçük nesleri görüntülemesinden sonra, MR tıpta görüntüleme yöntemi olarak kullanılmaya bağlandı.

**TEMEL FİZİK PRENSİPLERİ:** Elektrik yüklü partiküller eksenleri etrafında döner yada belli bir yöne hareket ederlerse çevrelerinde manyetik alan oluştururlar. Atom çekirdeklerinde pozitif yüklü protonlar ve yüksek nötronlar vardır. Bu çekirdekler dakikada 1 milyar X 1 milyar kadar dönüş yaparak manyetik alana neden olurlar. Çift sayılı atom numarası elementlerde çekirdeklerin oluşturduğu manyetik alanlar + ve - şeklinde sıralandıklarında birbirlerinin etkilerini yok ederler. Oysa tek sayılı proton yada nötronlu atomların ( $H^1, P^{31}, Na^{23}$  vb.) net manyetik momentleri vardır.

MR için kullanılan atom  $H^1$ 'dir. Bunun iki nedeni vardır.

1- $H^1$  Vücutta bol miktarda bulunmaktadır. (Vücudumuzda % 65 oranında su vardır).

2- $H^1$  izotopunun yüksek manyetik momentli vardır.

Dokularda suyun dolayısıyla  $H^1$  atomunun ne denli farklı miktarlarda bulunduğu düşünülürse MR'ın ne denli ayrıntılı görüntüler verebileceğini kestirebiliriz.

Yükklü bir protonun oluşturduğu manyetik alanın tıpkı dünyanın manyetik alanına benzeyen N ve S kutupları vardır. Birkaç protonlar rastgele dizildiklerinden örneğin tümü göze alındığında birbirlerinin manyetik etkilerini ortadan kaldırırlar. Net manyetik momentleri sıfırdır (Şekil 1). Bu protonlar eksternal bir manyetik alan içine konursa; kondukları manyetik alanın yönünde dizilirler. Protonların buradaki dizilimleri; paralel ve antiparalel olmak üzere iki yönlüdür. Paralel dizilenler antiparalel olanlardan daha düşük enerjilidir ve sayıları biraz daha fazladır. Ortamdaki her milyon proton için paralel dizilen yalnızca 1-3 tane proton vardır. Bunlar paralel yönde net bir manyetik alan oluştururlar ve işte MR olayını yaratanlar da bu birkaç fazla protondur. Burada olayın mikroskopik düzeyde olduğunu ve örneğin 1mm<sup>3</sup> suda  $6.7 \times 10^{23}$  hidrojen protonu bulunduğu hatırlanmalıdır.

Manyetik özellik taşıyan protonlar eksternal manyetik alan içine konulduklarında diğer mıknatıslardan farklı olarak sabit konumda kalmazlar. Tıpkı oyuncak topaç hareketinde olduğu gibi kendi eksenleri etrafında spin hareketi yaparlarken, aynı zamanda manyetik vektörleri etrafında dairesel salınım hareketi (precession)'de yaparlar. Topaç hareketinden farklı olarak bu dairesel salınım hareketinin açısı (precession angle) sabittir. Eksternal manyetik alanın kuvveti ne kadar fazlaysa protonun dairesel salınım frekansı da o kadar fazladır. Buna Larmour eşitliği denir.

$$F = K \times B_0$$

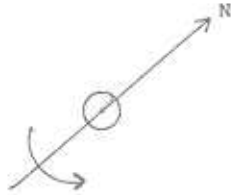
F: Frekans,

K: Her nükleus için ayrı değer taşıyan sabite (Gyromagnetic constant).

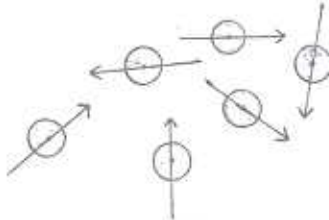
B<sub>0</sub>: Eksternal manyetik alan şiddeti.

### ŞEKİL 1:

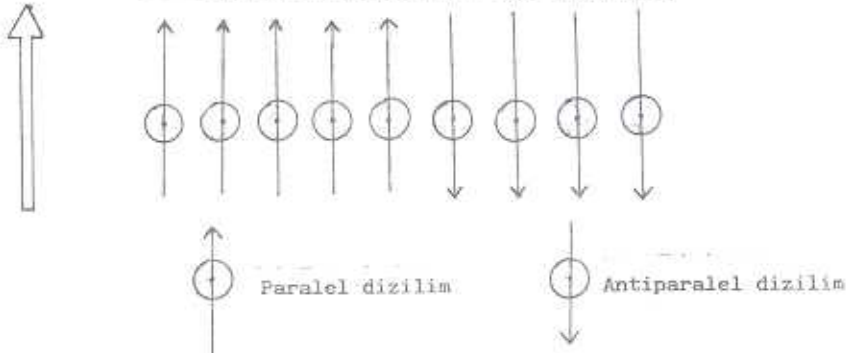
A- Nükleusların manyetik alanı:



B- Nükleusların doğada rastgele dizilimi:



C- Eksternal manyetik alan uygulandığında;



Eksternal manyetik alan şiddeti Tesla ile ölçülür ve bunun MR'da oldukça yüksek ve homojen olması istenir. Örneğin hastanemize alınacak olan cihazın gücü 1 Tesladır. 1 Tesla= 10.000 Gauss'tur. Dünyanın doğal manyetik alan gücünün 0.5 gauss olduğu düşünülürse bunun ne denli güçte olduğu ortaya çıkar.

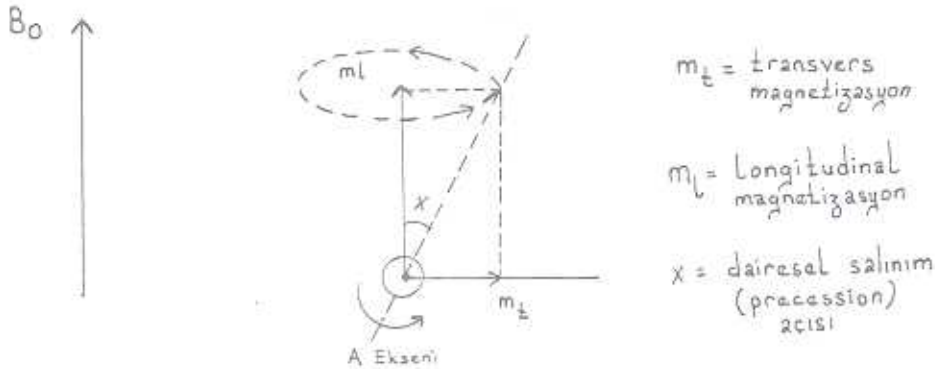
Protonun bu spin ve "precession" hareketleri sonucu y ekseninde longitudinal ve x ekseninde de transversal manyetik momentleri vardır (Şekil 2). Ele alınan örnekte transversal manyetik momentler birbirlerinin etkilerini sıfırladıklarından yalnızca longitudinal yöndeki manyetik moment kalır ve buna "Bulk magnetik momenti" denir. Transvers yönde net manyetik moment oluşmediğinden sistem denge konumundadır. MR gödüntülemesinde gerekli sinyalin alınması için bu denge konumunun bozulması gerekmektedir.

#### Rezonans :

Protonların denge konumları ne tip bir enerji ile bozulabilir ?

Bu enerji frekanslı radyo dalgalarıdır (RF). Her nükleer partikülün kendine özgü bir rezonans frekansı vardır. Nükleuslara aynı frekansta radyo dalgaları gönderilirse enerji aktarımıyla nükleuslarda titreşim yada osilasyon olur. Böylece protonlar longitudinal konumlarını bozarak transvers konuma geçerler. Protonların manyetik vektörlerinde RF dalgalarının süresine bağlı olarak 90°, 180° yada 270°'lik sapmalar olur.

Şekil 2: Protonun spin ve salınım (precession) hareketleri sonucu oluşan manyetik alan vektörleri.

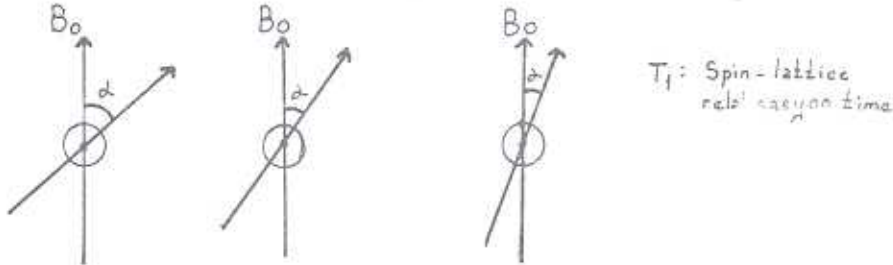


RF dalgaları kapatıldığında protonlar aldıkları kadar enerjiyi çevrelerine verirler ve yine eski denge konumlarına yani longitudinal hale geçerler. Çevreye verilen bu enerji radyo sinyalleri olarak çok hassas radyo alıcıları ile saptanabilir. Protonların dengeye dönüş zamanları (relaksasyon) protonların moleküler çevrelerinden etkilenir.

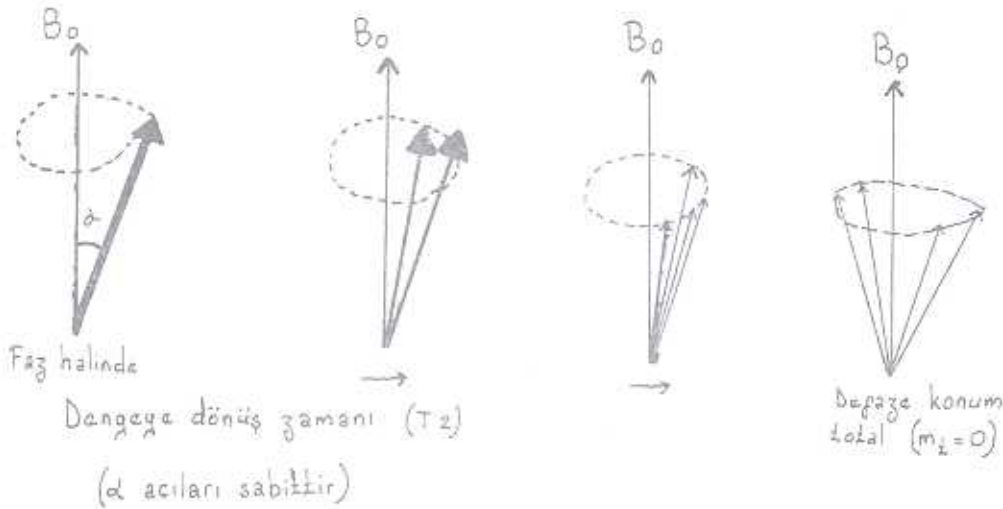
Bu etki iki türdür :

1. **T-1 Relaksasyon zamanı** : Spin-çevre örüntüsü (Spin-lattice) zamanıdır. Uyarılarak sapma gösteren ve en büyük dairesel salınım (precession) açısını kazanan protonların, RF dalgası kesilince denge konumuna gelinceye yani açı en küçük oluncaya kadar geçen zamandır (Şekil 3). Bu zaman belli doku tiplerindeki protonlar için sabittir.

2. **T-2 Relaksasyon zamanı** : spin-spin relaksasyon zamanı: RF uyarımı altındaki tüm protonlar X"precession" açısında aynı fazda dönme hareketine katılırlar. RF dalgaları kesilince protonlar arasında birbirlerine enerji aktarımları olur, farklı hızlarda denge konumuna geçerler. Birbirlerinin transversal planda manyetik etkilerini yok edinceye kadar geçen süreye T-2 relaksasyon zamanı denir. T-2, T-1'in 1/10 kadarıdır ve değeri biyolojik dokular için 10-1000 mS arasında değişmektedir (Şekil 4).



Şekil 3: T<sub>1</sub>; Spin-çevre örüntüsü (spin-lattice) relaksasyon zamanı.



Şekil 4: Spin-spin relaksasyon zamanı.

#### SINYALLERİN ALINMASI VE GÖRÜNTÜ OLUŞMASI

Artık RF dalgalarının protonlarda transvers manyetizasyona neden olduğunu ve RF dalgaları kesilince protonun bu enerjiyi çevreye aktardığını biliyoruz. Bu enerji yanındaki elektrik sarmalında akım oluşturur. Akımın oluşması elektrik transformatörlerindeki indüksiyon temel prensiplerine dayanır. Protonlara uygun "pale" ve zaman aralıklarında RF dalgaları göndererek T-1 ve T-2 ağırlıklı MR sinyallerini alabiliriz.

Buraya kadar aktarılanlara örneğin tümünde alınan sinyallerin değerlendirilmesi söz konusuydu. Oysa görüntülemelerde asıl önemli olan vücudun belli bir kesitinden alınan sinyallerin değerlendirilmesidir. Bunun için eksternal manyetik alanda her kesit için önce z ekseninde olmak üzere gidetti belli oranda giderek artan manyetik alan uygulanır. (Gradient manyetik alan). Kuvvetli manyetik alandaki nükleusun spin hızı daha fazladır ve daha çok sinyal alınır. Bu sinyaller protonun kesitteki yerini belirler. Aynı gradient alan uygulaması x ve y eksenlerinde de yapılırsa protonun kesitteki koordinatları belli olur.

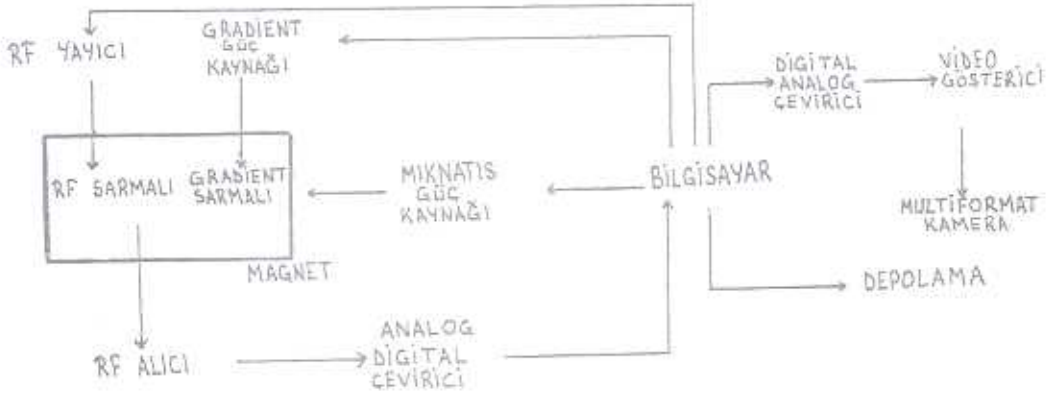
Bundan sonraki aşama x,y,z eksenlerinden alınan binlerce sinyalin matematiksel işlemle (Fourier çevirimi) BT'deki gibi dijital görüntü haline çevrilmesidir.

Oluşan görüntüde BT'lerde olduğu gibi gri skala ile manipülasyon yaparak (pencere genişliği ve düzeyi ile) görüntü kalitesi değiştirilebiliriz. Çeşitli filtreler kullanılıp, uzaklık açısı ölçümleri, histogram gibi bilgisayar programları uygulayabiliriz.



### MRG Sisteminin parçaları :

MR sisteminin önemli parçaları: Kuvvetli manyetik alan oluşturan büyük bir magnet, RF jeneratör ve sarmalı, gradient güç kaynağı ve sarmalı ile bilgisayar ve görüntü monitörüdür



Şekil 5:MR sisteminin önemli parçaları sematize edilmiştir

MR sisteminin en önemli parçası mıknatıstır. Üç türlü magnet vardır.

1. Permanent magnetler,
2. Resistiv magnetler,
3. Süper iletken magnetler.

Permanent magnetler seramik yada nadir toprak elementlerinden yapılır. Elektrik gücü yada nitrojen gibi maddeler gereksinim duyulmadığından kullanımı ucuzdur. Ancak elde edilen manyetik alanın gücü az olduğundan görüntü kalitesi düşüktür.

Resistiv magnetler ise bakır yada alüminyum tellerden elektrik şımının geçmesiyle oluşturulur. Elektrik tüketimi fazladır, ısınma problemleri vardır ve ancak 0.2 teslaya kadar manyetik alan oluşturdularından terk edilmişlerdir.

**Süperiletken magnetler:** Nb Ti gibi maddeler  $-273^{\circ}\text{C}$ 'de tutulduklarında elektrik direnci göstermezler. Bu iletkenlerden yapılan magnetlerde magnetin ısınma problemi ortadan kalktığı gibi verilen elektrik akımında da kayıp olmayacağından fazla elektrik gücüne gerek yoktur. Ayrıca yalnızca bu tip magnetlerde 4 teslaya kadar homojen magnetik alan oluşturulduğundan hem görüntülemeye hem de spektral analizde kullanılabilirler. Süperiletken için gerekli düşük ısıyı sağlamak için sarmallar dışta nitrojen içte de helyum tankları içinde tutulmalıdır. Bu gereklilik kullanım giderlerini arttırdığından sistemin dezavantajıdır. Ayrıca yüksek manyetik alanın çevreye yayılımının da önlenmesi gerekmektedir. Ancak günümüzde bu sorun magnet içine yerleştirilen zıt yönde manyetik alan oluşturan ek sarmallarla ortadan kaldırılmıştır (Shelf shielding).

Yukarıda temel fizik özellikleri anlatılan, en ileri teknoloji sonucu ortaya çıkan MR; görüntülemeye, dolayısıyla hastalıkların tanısında çok geniş ufuklar açmıştır ve açacaktır.

#### KAYNAKLAR

1. Wynchank, S.: NMR Imaging. *Medicine Digest*. 1982; 8: 17-23.
2. Longmore, D.: NMR Applied to Cardiology. *Medicograph*; 1987; 9: 43-47.
3. Mansfield, P., Mandsley, AA.: Medical Imaging by NMR. *Br. J. Radiol.* 1977; 50: 188-194.
4. *Magnetic Resonance Today-Issues and Challenges*. G.E. Medical Systems Publications. 1985; 1085.
5. *Parameters Determining the Appearance of NMR Images*. G.E. Medical System Publications. 1984; 5639.
6. Lee, S.H., Rao, K.C.: *Cranial Computed Tomography and MRI*. McGraw-Hill Comp. 1987; pp: 43-63.
7. *NMR: A New Way to Study the Human Body*. G.E. Medical Sys. Publication. 1983; 5603.
8. *MR Magnetom: Basic Principles*. Part 1-2 Siemens Medical System Engineering Group. 1984; 84098.
9. Stöbel, B.: *Fundamentals of MR Tomography*. Medical Report (Bruker); 85: 7-12.