

# MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

**Pamukkale Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Yüksek Lisans Tezi  
Fizik Anabilim Dalı**

---

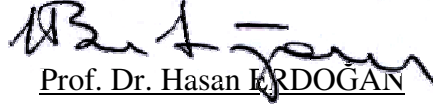
**Serkan ERİŞ**

**Danışman: Prof. Dr. Hasan ERDOĞAN**

**Temmuz, 2008  
DENİZLİ**

## YÜKSEK LİSANS TEZİ ONAY FORMU

Serkan ERİŞ tarafından Prof. Dr. Hasan ERDOĞAN yönetiminde hazırlanan “Manyetik Rezonans Görüntüleme Teknikleri” başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Hasan ERDOĞAN

Jüri Başkanı



Prof. Dr. Nuri KÖLSUZ

Jüri Üyesi



Doç. Dr. Nuran Sabir AKKOYUNLU

Jüri Üyesi

Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun  
09 / 07 / 2008 tarih ve 12/15 sayılı kararıyla onaylanmıştır.

**Prof. Dr. Mehmet Ali SARIGÖL**  
Müdür

Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini; bu çalışmanın doğrudan birincil ürünü olmayan bulguların, verilerin ve materyallerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğini beyan ederim.

İmza

Öğrenci Adı Soyadı

:  : Serkan ERİŞ

## **TEŞEKKÜR**

Yüksek lisans öğrenimim sırasında ve tez çalışmalarım boyunca gösterdiği her türlü destek ve yardımdan dolayı çok değerli hocam Prof. Dr. Hasan ERDOĞAN' a ve Fizik Bölümündeki tüm hocalarıma en içten dileklerle teşekkür ederim.

Çalışmamın her aşamasında, ihtiyacım olduğunda yardımına koşan ve büyük bir sabırla beni destekleyen ve hep yanımda olduklarını hissettiren sevgili eşim Pelin'e, kızım Selin Beyza'ya ve aileme teşekkür etmeyi borç bilirim.

## ÖZET

### MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

Eriş, Serkan

Yüksek Lisans Tezi, Fizik ABD

Tez Yöneticisi: Prof. Dr. Hasan ERDOĞAN

Temmuz 2008, 83 Sayfa

Manyetik Rezonans Görüntüleme Yöntemi, manyetik alanda vücuda radyo dalgası gönderilerek manyetik alanın etkisindeki dokularda manyetik etkiyi değiştirme ve bu değişimden sonra tekrar manyetik alanın etkisine geçerken dokulardan gelen sinyalleri alarak görüntü oluşturma temeline dayanır. İşlemden bir anlamda dokular radyo dalgası (radyo frekans) gönderir hale getirilmekte ve vücuttan gelen sinyaller alınarak görüntü bu şekilde oluşturulmaktadır. Manyetik rezonans olayı, fizik olarak 1940' lı yıllarda bilinmekle birlikte yöntemin görüntüleme amacıyla kullanılması bundan yaklaşık 30 yıl sonra başarılı olmuştur. Yöntemde görüntüleme için vücudun güçlü bir manyetik alana sokulması gerekmektedir. Günümüzde bu amaçla 0,5–1,5 Tesla manyetik alan oluşturan magnetler (mıknatıs) kullanılmaktadır. Rutin sistemlerde bu manyetik alan gücü kullanılırken, son zamanlarda daha yüksek gücü olan magnetlerin de üretimi söz konusudur. MRG Yönteminin temel prensibi; vücutta bulunan manyetik özelliğe sahip atomlardan yararlanmaktır.

MRI (Magnetic Resonance Imaging) tekniği günümüzde artık teknik bir konu olmaktan öteye geçip, hızla klinik uygulama boyutuna geçmektedir. MRI tekniğinde kaydedilen bunca ilerleme ve gelişmelere rağmen açığa çıkarılmayı bekleyen daha birçok konu ve cevaplanması gereken birçok soru vardır. Bu konulardan bir kısmı bu teze konu olmuş ve araştırılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Manyetik Rezonans Spektroskopisi, Boyuna Durulma Zamanı, Enine Durulma Zamanı, Spin-Echo Yöntemi, Radyo Frekansı

Prof. Dr. Hasan ERDOĞAN

Prof. Dr. Nuri KOLSUZ

Doç. Dr. Nuran Sabir AKKOYUNLU

## ABSTRACT

### MAGNETIC RESONANCE IMAGING TECHNIQUES

Eriş, Serkan

M. Sc. Thesis in Physics

Supervisor: Prof. Dr. Hasan ERDOĞAN

July 2008, 83 Pages

MRI Techniques is based on changing magnetic effect in tissues are effected by magnetic area by sending radio wave to body in magnetic area and formation of image by taking signal coming from tissues when passing effect of magnetic area again after this changing. In process and in one sense tissues are rendered to send radio wave and image is formed by taking signals coming from body. Magnetic resonance fact was known in 1940' s by physical science but utilization of method to image was succeeded after 30 years. In method, it is necessary that body take into a powerful magnetic area for imaging. Nowadays, with this aim magnets which create 0,5–1,5 Tesla magnetic area are used. In rutin systems, lately it is possible that production of magnets have more power while this magnetic area is using force. The basic principle of MRI Techniques is to benefit from atoms which have magnetic feature in body.

The technique magnetic resonance imaging is rapidly moving from one of the technical interest to wide clinical application. However, there are a number of questions regarding the method that need resolution. Some of these are investigated in this thesis.

**Keywords:** Magnetic Resonance Spectroscopy, Longitudinal Relaxation Time, Transvers Relaxation Time, Spin – Echo Sekans, Radio Frequency.

Prof. Dr. Hasan ERDOĞAN

Prof. Dr. Nuri KOLSUZ

Assoc. Prof. Dr. Nuran Sabir AKKOYUNLU

# İÇİNDEKİLER

|  | Sayfa       |
|--|-------------|
| <b>İÇİNDEKİLER</b> .....   | <b>ii</b>   |
| <b>ÖZET</b> .....  | <b>v</b>    |
| <b>ABSTRACT</b> .....  | <b>vi</b>   |
| <b>TEŞEKKÜR</b> .....  | <b>vii</b>  |
| <b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....   | <b>viii</b> |
| <b>TABLolar DİZİNİ</b> .....   | <b>xi</b>   |
| <b>RESİMLER DİZİNİ</b> .....   | <b>xii</b>  |
| <b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....                                | <b>xiii</b> |
| <b>1. GİRİŞ</b> .....  | <b>1</b>    |
| 1.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme.....                                    | 1           |
| 1.2. Rezonans Olayı .....  | 6           |
| 1. 2. 1. Atom çekirdeğinin manyetik özellikleri .....                      | 6           |
| 1. 2. 2. Çekirdeğin spin kuantum sayısı .....                              | 7           |
| 1.2.2.1.Çift-çift çekirdekler.....   | 7           |
| 1. 2. 2. 2. a) Tek-tek çekirdekler .....                                   | 7           |
| 1. 2. 2. 2. b) Tek-çift çekirdekler .....                                  | 7           |
| 1. 2. 2. 3. Çift-tek çekirdekler .....                                     | 8           |
| 1. 3. Atom Çekirdeğinin Manyetik Alanda Davranışı .....                    | 11          |
| 1. 3. 1. Atom çekirdeğinin açısız momentumu ve manyetik kuantum sayıları.. | 11          |
| 1. 3. 2. Manyetik bir dîpolün manyetik alanda enerjisi.....                | 13          |
| 1. 3. 3. Rezonans koşulu ve rezonans olayı.....                            | 17          |
| 1. 3. 4. Enerji seviyelerinin dağılımı .....                               | 20          |
| 1. 4. Durulma Olayı (Relaxation).....                                      | 22          |

|   |           |
|---|-----------|
| <b>2. GENEL KISIMLAR .....</b>  | <b>25</b> |
| 2. 1. Yüksek Manyetik Alan İçinde Protonların Davranışları.....                                     | 25        |
| 2. 2. MRG' de RF Pulse Kullanımı Ve Özellikleri .....   | 29        |
| 2. 3. MR Sinyalinin Özellikleri .....   | 34        |
| 2. 3. 1. Boyuna (Longitudinal) ve Enine (Transvers) Durulma (Relaxation) Zamanı .....               | 34        |
| 2. 3. 2. Boyuna Durulma Zamanı: T1 – Eğrisi.....  | 34        |
| 2. 3. 3. Enine Durulma Zamanı: T2 – Eğrisi.....   | 36        |
| 2. 3. 4. Dokuların T1 ve T2 Durulma Zamanları .....   | 38        |
| 2. 3. 5. T1 Zamanını Etkileyen Faktörler .....  | 39        |
| 2. 3. 6. T2 Zamanını Etkileyen Faktörler .....  | 40        |
| 2. 3. 7. RF Puls'un Uygulanması ve MR Sinyali.....  | 41        |
| 2. 4. RF Puls Uygulama Süreleri ve Pulse Tipleri (Sekansları) .....                                 | 48        |
| 2. 4. 1. TR ve TE Zamanları.....  | 48        |
| 2. 4. 1. 1. TR (Time To Repeat).....  | 48        |
| 2. 4. 1. 2. TE (Time To Echo).....  | 52        |
| 2. 5. MRG' de Puls Sekansları .....   | 58        |
| 2. 5. 1. Spin- Echo Sekans .....  | 58        |
| 2. 5. 2. Kısmi Doyma (Partial Saturation) / Doyma Dönüşüm Tipleri (Saturation Recovery Sekans)..... | 65        |
| 2. 5. 3. Ters Dönüşüm Düzilmesi (Inversion Recovery Sekans).....                                    | 62        |
| 2. 5. 4. Hızlı - Görüntüleme (Fast - Imaging) Sekansları.....                                       | 69        |
| 2. 6. MR Cihazının Yapısı .....   | 72        |
| 2. 6. 1. Sabit Manyetik Alanı Oluşturan Mıknatıslar .....   | 73        |
| 2. 6. 1. 1. Doğal Mıknatıslar (Permanant magnetler) .....   | 74        |
| 2. 6. 1. 2. Elektro Mıknatıslar (Resistive magnetler) .....   | 74        |



|   |           |
|---|-----------|
| 2. 6. 1. 3. Süperiletken Mıknatıslar (Superconductive magnetler)..... | 75        |
| 2. 6. 2. MR Cihazında Kullanılan RF Sargı (Coil)' lar.....            | 75        |
| 2. 6. 2. 1. Volüm coil.....   | 75        |
| 2. 6. 2. 2. Shim coil .....   | 75        |
| 2. 6. 2. 3. Gradient coil.....  | 76        |
| 2. 6. 2. 4. Yüzey coil .....  | 76        |
| <b>3. TARTIŞMA VE SONUÇ.....</b>                                      | <b>77</b> |
| <b>KAYNAKLAR .....</b>  | <b>80</b> |
| <b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>  | <b>83</b> |

|                     |  |    |
|---------------------|--|----|
| <b>Şekil 1. 1:</b>  | Çekirdekte bulunan pozitif yüklü protonların spin hareketi ve çevresinde oluşturduğu manyetik alan.. .....   | 2  |
| <b>Şekil 1. 2:</b>  | Protonlar yüksek manyetik alan içinde paralel ve anti-paralel dizilim gösterirler.   | 3  |
| <b>Şekil 1. 3:</b>  | Protonların “Spin” ve “Precession” hareketi, bir topacın dönüşüne benzer.....  | 5  |
| <b>Şekil 1. 4:</b>  | Protonun Manyetik Alanda Yönlenmesi ve Enerji Seviyeleri.....  | 15 |
| <b>Şekil 1. 5:</b>  | Döteryumun Manyetik Alanda Enerji Seviyeleri.....  | 16 |
| <b>Şekil 1. 6:</b>  | NMR Spektrumu: Enerji Soğurulmasının Değişen Frekansa Göre Çizilmesi .....   | 19 |
| <b>Şekil 1. 7:</b>  | Rezonans ve Durulma Olaylarının Şematik Olarak Gösterilişi.....  | 22 |
| <b>Şekil 1. 8:</b>  | Durulma zamanının a) uzun, .....<br>b) kısa olduğu zaman piklerin görünümü.....  | 24 |
| <b>Şekil 2. 1:</b>  | Koordinat sistemi içinde protonun konumu, Z eksenine vektörel olarak sabit manyetik alan yönünü göstermektedir. ....   | 25 |
| <b>Şekil 2. 2:</b>  | Anti-paralel 5 protonun kendilerinin zıt konumundaki aynı sayıda protonun manyetik güçlerini nötralize eder. Kalan 4 protonun manyetik güçleri toplamı ortamdaki objede (hastada) net manyetizasyon oluşumunu sağlar. ....   | 26 |
| <b>Şekil 2. 3:</b>  | Dokuda net manyetizasyon oluşumu .....   | 27 |
| <b>Şekil 2. 4:</b>  | Hastada oluşan net manyetizasyonun yönü, sabit manyetik alan yönüne paralel yani boyuna düzlemdir. Hastada oluşan bu manyetik alana “Boyuna Manyetizasyon” denir. ....   | 28 |
| <b>Şekil 2. 5:</b>  | Diapozon deneyi.....   | 30 |
| <b>Şekil 2. 6:</b>  | Hastadaki boyuna manyetizasyon (a), gönderilen RF Pulse etkisi ile azalırken enine düzlemde yeni bir manyetik alan oluşur (b) ve RF Pulse’ un uygulama süresine bağlı olarak sonunda tamamen ortadan kaybolur (c). ....  | 30 |
| <b>Şekil 2. 7:</b>  | Kesit belirleme gradienti çalıştırıldığında manyetik alan gücü kademeli olarak değiştirilir. Şekildeki örneğimizde aksiyel kesitleri alınan bir hastanın, baş seviyesindeki gradient alan gücü ayak seviyesine oranla yüksek tutulmuştur.....  | 32 |
| <b>Şekil 2. 8:</b>  | Frekans kodlama gradienti çalıştırıldığında manyetik alan gücü kesit belirleme gradientinde olduğu gibi eğilir. Manyetik alan eğimi orta hatta sıfır değerinde uygulanır. Orta hattan uzaklaştıkça gradient gücü, azalma ya da artma yönünde değişmektedir. Şekilde orta hattaki doku şeridinde protonların frekanslarında değişme olmazken, kesitin kenarlarına doğru frekans farklılığında artış görülmektedir. .... | 33 |
| <b>Şekil 2. 9:</b>  | RF Pulse kesildikten sonra, enerji seviyesi yükselmiş olan protonlar birer birer eski konumlarına döner ve Boyuna manyetizasyon yeniden oluşmaya başlar.....   | 35 |
| <b>Şekil 2. 10:</b> | Boyuna manyetizasyonun yeniden oluşumu; T1 eğrisi.....   | 35 |

|                     |   |    |
|---------------------|---|----|
| <b>Şekil 2. 11:</b> | RF Pulse kesildikten sonra, in phase durumundaki protonların bu konumu bozulur ve yavaş yavaş eski konumlarına dönerler. Bu esnada enine manyetizasyonda azalarak ortamdan kaybolmaya başlar. ....          | 37 |
| <b>Şekil 2. 12:</b> | Enine manyetizasyonun ortamdan kayboluşu .....  | 37 |
| <b>Şekil 2. 13:</b> | T1 ve T2 eğrileri.....  | 39 |
| <b>Şekil 2. 14:</b> | 90 <sup>0</sup> Radyo Frekans Pulse .....   | 39 |
| <b>Şekil 2. 15:</b> | Nükleer rezonans olayı.....   | 44 |
| <b>Şekil 2. 16:</b> | RF Pulse uygulaması kesildikten sonra, enine manyetizasyon azalırken, boyuna manyetizasyon yeniden oluşmaya başlar. Aynı anda ortamda iki manyetik kuvvet mevcuttur. ....                                   | 45 |
| <b>Şekil 2. 17:</b> | Ortamda bulunan iki manyetik alanın kuvvetlerinin vektörel bileşkesi, o anda ortamın net manyetizasyonu belli bir açıda Z eksenini etrafında dönmektedir.....   | 46 |
| <b>Şekil 2. 18:</b> | Net manyetik momenti ifade eden vektör Z eksenini çevresinde spiral şekilde dönerken, oluşturduğu elektrik akımı bir anten tarafından kaydedilir. ....  | 46 |
| <b>Şekil 2. 19:</b> | FID (Free Induction Decay) sinyali.....   | 47 |
| <b>Şekil 2. 20:</b> | T1 ve T2 Durulma zamanları farklı iki dokunun uzun TR zamanı (TR <sub>long</sub> ) seçildiğinde manyetik vektörün davranışı.....  | 49 |
| <b>Şekil 2. 21:</b> | Yukarıdaki aynı iki dokunun kısa TR zamanı (TR <sub>short</sub> ) seçildiğinde manyetik vektörlerin davranışı.....  | 49 |
| <b>Şekil 2. 22:</b> | 90 <sup>0</sup> RF Pulse kesildiğinde dephasing göstermekte olan protonlar bu esnada 180 <sup>0</sup> RF Pulse ile uyarılırsa yeniden in-phase konumuna geçerler. ....                                      | 53 |
| <b>Şekil 2. 23:</b> | Verilen her 180 <sup>0</sup> RF Pulse' de alınan sinyaller bir öncekinden daha küçük olmaktadır. Bu sinyalleri zaman sürecinde bir grafikte gösterecek olursak yukarıdaki eğri elde edilir. T2 eğrisi. .... | 54 |
| <b>Şekil 2. 24:</b> | Enine Durulma zamanları farklı iki dokunun T2 eğrisi.....   | 55 |
| <b>Şekil 2. 25:</b> | Spin-Echo sekansın şematik ifadesi. ....  | 59 |
| <b>Şekil 2. 26:</b> | Bir dokunun Spin-Echo sekansında T1 ve T2 eğrileri. ....  | 59 |
| <b>Şekil 2. 27:</b> | İki farklı dokunun uzun TR, kısa TE seçildiğinde elde olunacak SE sekansındaki MR resminin özelliği.....  | 60 |
| <b>Şekil 2. 28:</b> | İki farklı dokunun uzun TR / uzun TE seçildiğinde olunacak SE sekansındaki MR resminin özelliği.....  | 62 |
| <b>Şekil 2. 29:</b> | İki farklı dokunun kısa TR / kısa TE seçildiğinde elde olunacak SE sekansındaki MR resminin özelliği.....   | 64 |
| <b>Şekil 2. 30:</b> | Doyma Dönüşüm Tipi (Saturation Recovery Sekans) .....   | 65 |
| <b>Şekil 2. 31:</b> | İki farklı dokunun Doyma Dönüşüm Tipinde elde olunacak MR resminin özelliği. ....   | 66 |
| <b>Şekil 2. 32:</b> | Ters Dönüşüm Tipi (Inversion Recovery sekans).....  | 67 |

|   |    |
|---|----|
| <b>Şekil 2. 33:</b> T1 zamanı farklı iki dokunun Ters Dönüşüm Tipinde elde olunacak MR resmini özelliği. .... | 68 |
| <b>Şekil 2. 34:</b> MR cihazının bölümleri. ....  | 72 |
| <b>Şekil 2. 35:</b> Nükleer Manyetik Rezonans Spektroskopisinin Şeması .....                                  | 73 |

## TABLolar DİZİNİ

Sayfa

|                    |   |    |
|--------------------|---|----|
| <b>Tablo 1.1:</b>  | Manyetik alan güç birimi Tesla (1 Tesla (T)=10.000 gauss)' nın değişimine göre paralel/anti-paralel dizilen protonların farkı. .... | 4  |
| <b>Tablo 1.2:</b>  | Bazı Elementlerin Gyro manyetik Sabitleri.....  | 6  |
| <b>Tablo 1.3:</b>  | NMR için önemli olan bazı elementlerin Spin Kuantum Sayıları ve Doğada Bulunma Oranları.....  | 10 |
| <b>Tablo 2. 1:</b> | Dokuların ve bazı patolojik değişikliklerin MR kesitlerinde görünüm özellikleri...  | 57 |

## RESİMLER DİZİNİ

Sayfa

|                    |   |    |
|--------------------|---|----|
| <b>Resim 2. 1:</b> | T1 ağırlıklı MR resmi (koronal düzlemde beyin kesiti).....                                  | 50 |
| <b>Resim 2. 2:</b> | PD ağırlıklı MR resmi (koronal düzlemde beyin kesiti).....                                  | 51 |
| <b>Resim 2. 3:</b> | T2 ağırlıklı MR resmi (Koronal düzlemde elde olunmuş beyin kesiti) .....                    | 56 |
| <b>Resim 2. 4:</b> | PD ağırlıklı MR resmi (aksiyal düzlemde beyin kesiti).....                                  | 61 |
| <b>Resim 2. 5:</b> | T2 ağırlıklı MR resmi (aksiyal düzlemde beyin kesiti).....                                  | 63 |
| <b>Resim 2. 6:</b> | T1 ağırlıklı MR resmi (aksiyal düzlemde beyin kesiti).....                                  | 64 |
| <b>Resim 2. 7:</b> | Ters Dönüşüm (Inversion Recovery) ağırlıklı MR resmi (aksiyal düzlemde beyin kesiti). ..... | 68 |
| <b>Resim 2. 8:</b> | Gradient Echo sekansı ile elde olunmuş MR resimleri .....                                   | 71 |

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

|                            |   |  |
|----------------------------|---|--|
| $\mu$                      | : | Manyetik Moment  |
| $\omega_0$                 | : | Salınım Frekansı   |
| $B_0$                      | : | Dış Manyetik Alan  |
| $\gamma$                   | : | Gyromanyetik sabit   |
| T                          | : | Tesla  |
| $P$                        | : | Açısal Momentum  |
| I                          | : | Spin Kuantum Sayısı  |
| <i>NMR</i>                 | : | Nükleer Manyetik Rezonans                                  |
| <i>MR</i>                  | : | Manyetik Rezonans  |
| <i>MRG</i>                 | : | Manyetik Rezonans Görüntüleme                              |
| $h$                        | : | Planck Sabiti  |
| $m$                        | : | Manyetik Kuantum Sayısı                                    |
| $H_0$                      | : | Manyetik Alan Şiddeti                                      |
| $E$                        | : | Manyetik Dipol Potansiyel Enerji                           |
| $\gamma_H$                 | : | Rezonans Frekansı  |
| <i>CW</i>                  | : | Değişken Dalga Yöntemi (Continuous Wave)                   |
| $\frac{N_\alpha}{N_\beta}$ | : | Boltzmann Dağılımı   |
| $k$                        | : | Boltzmann Sabiti   |
| $N_\alpha$                 | : | Üst seviyede (anti-paralel) olan protonların sayısı        |
| $N_\beta$                  | : | Alt seviyede (paralel) olan protonların sayısı             |
| $\Delta E$                 | : | İki seviye arasındaki enerji farkı                         |
| T                          | : | Sıcaklık   |
| $\Delta t$                 | : | Durulma Zamanı   |
| $\Delta \nu$               | : | Frekans  |
| <i>RF</i>                  | : | Radyo Dalgaları (Radio Frequency)                          |
| <i>T1</i>                  | : | Boylamsal Gevşeme Zamanı                                   |
| <i>T2</i>                  | : | Spin Gevşeme Zamanı  |
| <i>TE</i>                  | : | Eko Zamanı (Time To Echo)                                  |
| <i>TR</i>                  | : | Bitişik Spin Kazanımları Arasındaki Zaman (Time To Repeat) |
| <i>FID</i>                 | : | Serbest İndüksiyon Kayboluşu (Free Inductiun Decay)        |

*SE* : Spin-Eko Sekans

*DTPA* : Dietilen Triamin Penteatik Asit



## 1. GİRİŞ

### 1.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme

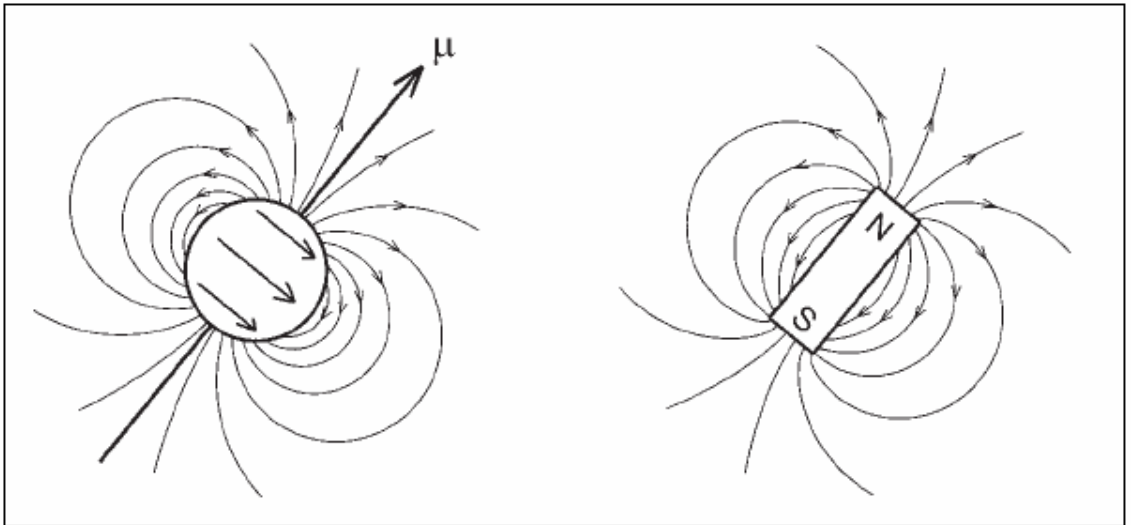
Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) tetkik yöntemi, halen rutin klinik kullanımda bulunan doku kontrast resolüsyonu en yüksek tıbbi görüntüleme tekniğidir. Manyetik Rezonans Görüntüleme, son yıllarda tıp dünyasında yaygınlık kazanmış ve görüntülemeye yeni bir çığır açmış en modern teknolojilerden biridir. Özellikle yumuşak dokuları göstermedeki keskinliği pek çok hastalığın kesin ve doğru biçimde görüntülenebileceği bu teknikte, ayrıca hiçbir girişim yapmadan ya da ilaç kullanmadan damarların gösterilebilmesi bazı durumlarda konvansiyonel anjiyografi gerekliliğini ortadan kaldırmaktadır. MR anjiyografi tüm vücut damarsal yapılarını göstermede kullanılabilir. Bunun yanı sıra MRG ile fonksiyonel görüntüler, üç boyutlu ve hareketli görüntüler de olanaklı olmaktadır. MR fizik prensibi olarak manyetik alan gücünden yararlanarak görüntü elde ettiği için zararlı olabilecek X ışınları içermemektedir. Bu özelliği ile de bebeklerde ve hamile bayanlarda tanısal amaçlı kullanılabilir. Radyolojik tanı yöntemleri içinde, yumuşak dokuları birbirinden en iyi ayıran yöntem MRG yöntemidir. (Tuncel 2004)

Bu tetkik yönteminde görüntünün nasıl elde edildiğini incelemeye geçmeden önce bazı temel fizik bilgilerimizi tekrar gözden geçirmemiz yararlı olacaktır.

Nükleer Manyetik Rezonans çalışmalarının temeli çekirdeğin manyetik özelliğine dayanır (Balcı 2004). Her elektrik akımı çevresinde manyetik alan oluşturur. Ekseni etrafında dönen bir atom çekirdeği de yüklü olması nedeniyle çevresinde bir manyetik alan meydana getirir. Manyetik rezonans tekniği mıknatıslanma özelliğine sahip atomların çekirdeğinin davranışını inceler. NMR kuyu çalışmalarında ve laboratuvar uygulamalarında kullanılan bir tekniktir (Yaramancı 2004, Legchenko vd. 2002, Müller vd. 2002 and 2005, Schirov vd. 1991).

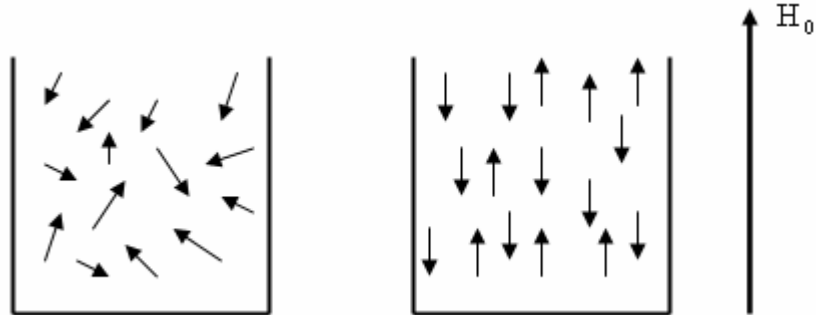
Atom çekirdeğindeki manyetizmayı basit şekilde şöyle açıklayabiliriz. Atom çekirdeğini küre biçiminde ve merkezinden geçen eksen etrafında dönen bir cisim olarak düşünebiliriz. Çekirdekte protonlar bulunduğu için, çekirdek pozitif yüklüdür. Çekirdek kendi eksenini etrafında döndüğünden, pozitif yükte bu eksen etrafında bulunan dairesel yörüngelerde hareket etmektedir. Bu yükün belli bir yörünge üzerinde hareketi, elektrik akımından başka bir şey değildir. Her elektrik akımı çevresinde manyetik bir alan oluşturduğundan, eksenini etrafında dönen bir atom çekirdeği de manyetik bir alan meydana getirir. Bu nedenle atom çekirdekleri bir mıknatıs gibi davranırlar. Şekil 1. 1' de görüldüğü gibi, manyetik alanın manyetik momenti vardır. Bu manyetik moment ( $\vec{\mu}$ ) ile gösterilir ve  $\mu'$  nün üzerindeki ok manyetik momentin bir vektör olduğunu ve bir değere sahip bulunduğunu göstermektedir. (Balcı 2004)

Bilindiği gibi atomlar, bir çekirdek (nükleus) ve bunun çevresinde değişik yörüngelerde yer alan elektron bulutundan oluşmuştur. Atom çekirdeği içinde ise (+) yüklü *protonlar* ve yüksüz *nötronlar* yer almaktadır, işte bu protonlar gerçekte birer küçük gezegen gibi davranmaktadırlar. Örneğin; dünya gibi belli bir ekseninde kendi çevrelerinde dönmektedirler. Buna protonların "*spin*" hareketi denilir. Hatırlanacağı gibi fiziksel olarak nerede hareketle yönü değişen bir elektrik akımı varsa, o ortamda bir de "*manyetik alan*" oluşmaktadır. Bu nedenle kendi eksenleri etrafında dönen ve (+) elektriksel bir akıma sahip olan protonların çevrelerinde bir manyetik alan oluşturduklarını düşünürsek, bunları küçük bir "*mıknatıs çubuğu*" gibi kabul edebiliriz. (Şekil 1.1) (Diren 1994).



**Şekil 1. 1:** Çekirdekte bulunan pozitif yüklü protonların spin hareketi ve çevresinde oluşturduğu manyetik alan. (Pottumarthi 2006)

Protonlar, belli bir ekseninde kendi çevrelerinde dönerek yani spin hareketini yaparak normalde dağınık bir şekilde bulunmaktadır. Eğer bu protonlar güçlü bir manyetik alan içine konulacak olurlarsa tümü bu manyetik alan ile etkileşime girerek manyetik alan yönüne paralel yâda anti-paralel bir dizilim gösterirler. Dizilimlerindeki bu farklılık protonların değişik enerji seviyelerinde bulunmalarından kaynaklanmaktadır. Manyetik alan vektörüne paralel dizilen protonlar için düşük enerji seviyesinden; anti paralel dizilim gösterenler için ise yüksek enerji seviyesinden bahsedilir. Anlamanın daha kolay olması bakımından şöyle düşünülebilir; güçlü manyetik vektöre uygun hareket etmek daha kolay bir iştir (dolayısıyla paralel dizilim gösteren protonlar düşük enerji seviyesindedirler); buna karşın, güçlü manyetik vektöre ters hareket etmek daha zor bir iştir (dolayısıyla anti-paralel dizilim gösteren protonlar yüksek enerji seviyesindedirler). Güçlü manyetik alan vektörüne paralel ve anti-paralel dizilim gösteren protonların sayıları birbirleri eşit değildir. Paralel (düşük enerji seviyesindeki) dizilen protonların sayıları, anti-paralel (yüksek enerji seviyesindeki) protonlara göre daha fazladır (yukarıda bahsedildiği gibi, güçlü manyetik vektöre paralel davranmak daha kolay bir iş olduğundan, paralel dizilim gösteren protonların sayıları daha fazla olmaktadır). Bununla birlikte, bu fark sanıldığı gibi fazla olmayıp, manyetik alanımızın (magnetion) gücüne ( $B_0$ ) bağlı olarak da değişmektedir. (Tablo 1.1). Protonların da çoğu daha düşük enerji düzeyinde bulduklarından, dış manyetik alan yönüne paralel bir dizilim göstermektedirler. Gerçekte ise, manyetik alan yönünde paralel bir dizilim gösteren protonların miktarı anti-paralel dizilim gösterenlerden sayıca çok az bir fazlalık gösterirler. (Şekil 1.2) (Diren 1994)



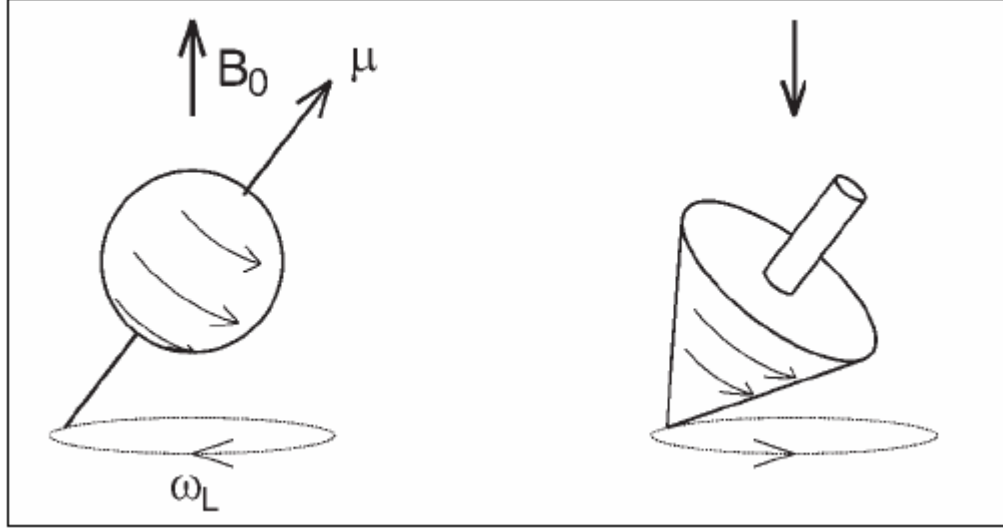
**Şekil 1. 2:** Protonlar yüksek manyetik alan içinde paralel ve anti-paralel dizilim gösterirler.

Magnet gücü arttıkça paralel dizilen protonların oranı da artmaktadır. (Konez 1995)

**Tablo 1.1:** Manyetik alan güç birimi Tesla (1 Tesla (T)=10.000 gauss)' nın değişimine göre paralel/anti-paralel dizilen protonların farkı.

| Tesla | Gauss | Paralel/anti-paralel | Her 2 milyon protonda $B_0$ 'a paralel dizilen protonlar |
|-------|-------|----------------------|--|
| 0,15  | 1500  | 1,0000010            | 0,99   |
| 0,35  | 3500  | 1,0000023            | 2,31   |
| 0,50  | 5000  | 1,0000033            | 3,30   |
| 1,00  | 10000 | 1,0000066            | 6,59   |
| 1,50  | 15000 | 1,0000099            | 9,89   |
| 2,00  | 20000 | 1,0000132            | 13,20  |
| 4,00  | 40000 | 1,0000264            | 26,40  |
| 0,15  | 1500  | 1,0000010            | 0,99   |

Bu fark çok az gibi görünüyorsa da fizik kuralları bakımından oldukça önemlidir ve bu farktan dolayı o nesnede (örneğin; organda, doku da) bir "*net manyetizasyon*" oluşumuna neden olmaktadır. Şimdi, protonların bir manyetik alan içinde, bu manyetik alan yönüne paralel ve anti-paralel dizilimde yer aldıklarını ve kendi eksenleri etrafında döndüklerini (spin) biliyoruz. Protonların bu hareketlerini biraz daha ayrıntılı inceleyecek olursak, dönme eksenlerinin bir miktar eğimli olduklarını ve birde bu ekseninde döndüklerini görürüz. Buna da "*Precession*" hareketi adını veriyoruz. Protonların bu hareketlerini sabit bir resimde ifade etmek belki biraz güç ama eğer bir video kaydını dondurduğumuzu kabul edersek bu olayı şekil 1.3' deki gibi şematize edebiliriz. Görüleceği gibi protonların hem kendi çevresinde (spin) hem de dış manyetik alan eksenini çevresindeki (Precession) dönüşleri bir "topaç" ın hareketine benzemektedir. Protonların bu Precession hareketini tam olarak Türkçe bir ifade ile açıklamak belki güç ama buna "salınım"



**Şekil 1. 3:** Protonların “Spin” ve “Precession” hareketi, bir topacın dönüşüne benzer.  
(Pottumarthi 2006)

adını verebiliriz, işte protonların, bir manyetik alan içinde yaptıkları bu salınım hareketinin frekansı (dönüş hızı) doğrudan doğruya ortamdaki manyetik alanın gücüne bağlıdır. Yani dış manyetik alan gücü ne kadar yüksekse protonların *salınım hızı* (*Precession frequency*) da o oranda yüksek olmaktadır. Protonların salınım frekansı "Larmor" (Joseph Larmor, 1857 – 1942) (WEB\_ 6) formülü ile ifade edilmektedir. Bu formül:

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \text{ şeklindedir.}$$

Burada  $\omega_0$  : salınım frekansı (Precession frequency Hz veya Mhz).

$B_0$  : dış manyetik alan gücünü (büyüklüğünü) (Tesla: T) ifade etmektedir,  $\gamma$  ise "Gyro- magnetik sabit" adı verilen bir değeri göstermektedir (örneğin bu değer protonlar için 1 T sabit manyetik alan gücüne sahip bir manyetik ortam içinde bir topacın salınım hareketi şeklinde sn. de 42.500.000 defa dönmektedir). (Diren 1994)

## 1.2. Rezonans Olayı

### 1. 2. 1. Atom çekirdeğinin manyetik özellikleri

NMR manyetik momenti olan çekirdekte gözlemlenen bir olgudur (Kenyon 1992) 1990). Klasik fizikten bilindiği üzere, bir eksen etrafında dönen bir cisim  $\vec{P}$  gibi bir açısal momentuma sahiptir. Atom çekirdeği de eksen etrafında döndüğünden, çekirdeğin de açısal momentumu vardır. Çekirdeğin eksen etrafında dönme olayına *çekirdek spin'i* de denir. (Spin İngilizce bir kelime olup dönme manasına gelmektedir.)

Açısal momentum ile manyetik momentum arasında

$$\mu = \gamma.P \quad (1)$$

bağlantısı vardır.

$\mu$  — Manyetik Moment

$P$  — Açısal Momentum

$\gamma$  — Gyro manyetik Sabiti

Gyro manyetik sabiti  $\gamma$  her element için ayrı ayrı değerlere sahiptir.

**Tablo 1. 2.** Bazı Elementlerin Gyro manyetik Sabitleri

| Element          | Gyro manyetik sabiti                       |
|------------------|--|
| $^1\text{H}$     | 2.674 $10^8 \text{ s}^{-1} \text{ T}^{-1}$ |
| $^2\text{H}$ (D) | 0.410                                      |
| $^{13}\text{C}$  | 0.672                                      |
| $^{14}\text{N}$  | 0.913                                      |
| $^{15}\text{N}$  | -0.271*                                    |
| $^{17}\text{O}$  | -3.62                                      |
| $^{19}\text{F}$  | 2.516                                      |
| $^{31}\text{P}$  | 1.083                                      |

\* Negatif değerler, manyetik moment ile açısal moment umun zıt yönde olduğunu ifade etmektedir.

### 1. 2. 2. Çekirdeğin spin kuantum sayısı

Elektronlarda olduğu gibi atom çekirdeklerinde de spin kuantum sayıları vardır. Çekirdeğin Spin kuantum sayısı “I”, çekirdekte bulunan proton ve nötronların sayısına göre değişmektedir. Spin kuantum sayısı bir elementin izotopları için farklı değerler alır. Çekirdekte bulunan proton ve nötronların sayılarına göre Spin kuantum sayıları belirlenemez. Ancak, proton ve nötronların sayıları ile Spin kuantum sayıları arasında geçerli olan bazı kurallar vardır. Buna göre atom çekirdekleri içerdikleri proton ve nötron sayılarına göre üç grup altında toplanır.

#### 1.2.2.1 Çift-çift çekirdekler

Kütle numaraları ve atom numaraları çift olan elementler bu gruba girerler. Bu izotopların proton ve nötron sayıları çifttir. Örneğin,  $^{12}\text{C}$  ve  $^{16}\text{O}$  bu gruba dâhildirler.  $^{12}\text{C}$  'nün çekirdeğinde 6 proton ve 6 nötron bulunur. Aynı şekilde  $^{16}\text{O}$  da 8 proton ve 8 nötron bulunur. Bu gruba dâhil olan tüm izotopların Spin kuantum sayıları  $I=0$  'dır.

#### 1.2.2.2. a) Tek-tek çekirdekler

Kütle numaraları ve atom numaraları tek olan elementlerdir. Bu gruba dâhil olan elementlerin proton sayıları tek, nötron sayıları çifttir. Örneğin,  $^1\text{H}$ ,  $^{11}\text{B}$ ,  $^{19}\text{F}$ ,  $^{31}\text{P}$  bu gruba ait olan izotoplardandır.  $^1\text{H}$  bir proton içerir, nötronu yoktur.  $^{19}\text{F}$  'un 9 protonu (tek) ve 10 nötronu (çift) vardır.

#### 1.2.2.2. b) Tek-çift çekirdekler

Kütle numaraları tek, atom numaraları çift olan elementlerdir. Bu gruba ait olan elementlerin proton sayıları çift, nötron sayıları tekdir. Örneğin,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{17}\text{O}$ ,  $^{33}\text{S}$  bu gruba giren izotoplardan bazılarıdır.  $^{13}\text{C}$ 'nün 6 protonu (çift) ve 7 nötronu (tek) vardır. Aynı şekilde  $^{17}\text{O}$  da 8 proton (çift) ve 9 nötron (tek) bulunur.

Genel olarak 2a ve 2b grubuna dâhil olan elementlerin spin kuantum sayıları  $I = \frac{1}{2}$  ve bunun tek katlarıdır.

$$I = \frac{1}{2}, \frac{3}{2}, \frac{5}{2}, \frac{7}{2}, \frac{9}{2} \text{ gibi.}$$

### 1.2.2.3 Çift-tek çekirdekler

Kütle numaraları çift atom numaraları tek olan elementlerdir. Bu gruba dâhil olan izotopların nötron ve proton sayıları tekdir, örneğin,  $^2\text{H}$  (D),  $^{10}\text{B}$ ,  $^{14}\text{N}$ ,  $^{18}\text{O}$  bu gruba dâhildirler.  $^2\text{H}$ 'nin 1 protonu (tek) ve 1 nötronu (tek) vardır.  $^{14}\text{N}$  un de 7 protonu ve 7 nötronu bulunur. Bu grupta bulunan elementlerin Spin kuantum sayıları tam sayılardan oluşur.

$$I = 1, 2, 3, 4, 5 \text{ gibi.}$$

Görüldüğü gibi spin kuantum sayılarına göre izotoplar üç grup altında toplanmaktadır. Eğer bir çekirdekte proton ve nötronların sayıları çift ise, bu parçacıkların dönüşümleri birleşir, yani bir nükleon bir yönde dönüyorsa diğeri aksi yönde döner ve çekirdek toplam net dönüşüm göstermez. Bu nedenle birinci gruba dâhil olan izotopların spin kuantum sayıları  $I = 0$ ' dir. Bütün atomların çekirdeklerinde proton ve nötronlar bulunmaktadır. Bir tek hidrojen atomu bunun dışında kalır ki, çekirdeğinde sadece 1 proton bulundurmaktadır. Bu nedenle hidrojen çekirdeğini proton ile özdeşleştirebiliriz. Yani hidrojen çekirdeği dediğimizde protondan söz ediyormuşuz gibi kabul edilebilir. Bu özelliği nedeniyle ve insan vücudunda çok miktarda bulunmasından dolayı MR görüntüleme için en elverişli atomdur. MR inceleme bölgesinde, manyetik alanda bulunan eş sayıdaki değişik çekirdeklere oranla Hidrojen çekirdeği en yoğun sinyali vermektedir. Günümüzde tüm rutin klinik kullanımda bulunan MR sistemleri proton / Hidrojen görüntülemesi esasına dayanarak çalışmaktadır. Oysa halen pek çok araştırmacı değişik atom çekirdeklerini kullanarak MR görüntüsü elde etmeyi amaçlamaktadır. Burada aklımıza neden tüm atomların MR görüntüleme kullanılmadığı sorusu gelebilir. MR görüntüleme yararlanılacak çekirdeğin, bir spin hareketi olmalı bir de çekirdeğin içeriğini oluşturan proton ve nötron sayısının uygun olması gerekmektedir. Çünkü hatırlanacağı gibi protonların bir spin hareketi mevcuttur. Bu sayede, mevcut (+) elektrik yüklerinin sürekli hareketle yönü değişmekte ve bu da proton çevresinde bir manyetik alan oluşumuna neden olmaktadır. Eğer çekirdekte (yani protonlarda) spin hareketi yoksa orada manyetik alan oluşmayacaktır.



Bir elementin NMR spektroskopisinde gözlenebilmesi için o elementin Spin kuantum sayısının  $I > 0$  olması gerekir. Spin kuantum sayıları  $I = 0$  olan elementler NMR da aktif olmayan elementlerdir. (Balcı 2004)

Bir elementin NMR spektroskopisinde gözlenebilmesi için ikinci durum olarak protonların uygun bir sayıda olması gereklidir dedik. Neden? Düşünelim ki bir atom çekirdeğinde 2 proton olsun. Bunların spin hareketi olduğunu kabul edelim. Her ikisinin de küçük birer mıknatıs çubuğu olduğunu kabul edersek bu iki protonun manyetik vektörleri birbirini nötralize edeceğinden atomda "net manyetizasyon" oluşmayacaktır. Bu nedenle MR görüntüleme, incelenen doku da net manyetizasyon oluşması için "tek sayıda" proton içeren çekirdekler gerekli olmaktadır. Bu görüş ışığında  $C^{13}$ ,  $F^{19}$ ,  $Na^{23}$ ,  $P^{31}$  atomlarının MR görüntüleme için uygun olabileceklerini söyleyebiliriz. Nitekim halen sürmekte olan araştırmalar bu atomları kullanarak MR görüntüsü elde etmeyi amaçlamaktadır. (Diren 1994)

**Tablo 1. 3.** NMR için önemli olan bazı elementlerin Spin Kuantum Sayıları ve Doğada Bulunma Oranları

| İzotop           | Spin Kuantum Sayısı | % Doğada Bulunma Olasılığı |
|------------------|---------------------|----------------------------|
| $^1\text{H}$     | $\frac{1}{2}$       | 99,98                      |
| $^2\text{H}$ (D) | 1                   | 0,016                      |
| $^{10}\text{B}$  | 3                   | 18,83                      |
| $^{11}\text{B}$  | $\frac{3}{2}$       | 81,17                      |
| $^{13}\text{C}$  | $\frac{1}{2}$       | 1,108                      |
| $^{14}\text{N}$  | 1                   | 99,635                     |
| $^{15}\text{N}$  | $\frac{1}{2}$       | 0,365                      |
| $^{17}\text{O}$  | $\frac{5}{2}$       | 0,037                      |
| $^{19}\text{F}$  | $\frac{1}{2}$       | 100,00                     |
| $^{23}\text{Na}$ | $\frac{3}{2}$       | 100,00                     |
| $^{29}\text{Si}$ | $\frac{1}{2}$       | 4,70                       |
| $^{31}\text{P}$  | $\frac{1}{2}$       | 100,00                     |
| $^{33}\text{S}$  | $\frac{3}{2}$       | 0,74                       |

### 1. 3. Atom Çekirdeğinin Manyetik Alanda Davranışı

#### 1. 3. 1. Atom çekirdeğinin açısal momentumu ve manyetik kuantum sayıları

Atom çekirdeğinin en önemli özelliklerinden birisinin, çekirdeğin kendi ekseninde etrafında dönmesinden meydana gelen manyetik moment ve açısal momentum olduğunu söyledik. Klasik fizikte, açısal momentum her değeri alabilir, Ancak, kuantum fiziğinde açısal momentum her değeri alamaz. Açısal momentumun alabileceği değerler kuantumlaşmıştır. Yani açısal momentum atomik ölçülerde belirli değerler alabilir. Açısal momentumun alabileceği değerler;

$$P = \frac{h}{2\pi} m \quad (2)$$

şeklinde ifade edilir. Burada h, Planck Sabiti ve m manyetik kuantum sayısıdır. O halde bir çekirdeğin açısal momentumu, o çekirdeğin manyetik kuantum sayılarına göre değişir.

Manyetik kuantum sayıları ile Spin kuantum sayıları arasında bir bağlantı vardır. Şöyle ki:

$$m = (2I + 1) \quad (3)$$

dir. Manyetik kuantum sayısı, Spin kuantum sayısı belirli ise,  $(2I + 1)$  kadar değer alır.

Bu eşitliğe göre, bir çekirdeğin Spin kuantum sayısı  $I = \frac{1}{2}$  ise,

$$m = 2 \cdot \frac{1}{2} + 1 = 2$$

olduğundan bu çekirdeğin 2 manyetik kuantum sayısı vardır. Spin kuantum sayısı  $I = \frac{3}{2}$  olan  $^{11}\text{B}$  çekirdeğinin manyetik kuantum sayısı 4'tür. Bu sayılar (manyetik kuantum sayıları) bize ne ifade eder? Bunu açıklamak için tekrar birinci örneğe

dönelim.  $^1\text{H}$  'in Spin kuantum sayısı  $I = \frac{1}{2}$  olduğundan manyetik kuantum sayısı 2' dir. Bu sayı bize H' in iki tane manyetik kuantum sayısı olduğunu gösterir. Bu sayılar çekirdeklerin, manyetik bir alana getirildikleri zaman yarıldıkları enerji seviyelerini verir.

Manyetik kuant sayıları nasıl belirlenir? Manyetik kuantum sayıları, Spin kuantum sayılarının (+) ve (-) değerleri arasında bulunan tüm değerleri alırlar. Ancak, iki kuantum sayısı arasındaki fark  $\Delta m$  yalnız 1 olabilir. Örneğin, protonun Spin kuantum sayısı  $I = \frac{1}{2}$  olup manyetik kuantum sayıları da iki tanedir. (3) formülüne göre bu değerler

$$m = +1 \dots \dots \dots -1 \quad (4)$$

$$m = +\frac{1}{2}, m = -\frac{1}{2}$$

dir.

Spin kuantum sayısı 2 olan bir çekirdeğin manyetik kuantum sayılarını bulalım.  $I = 2$  olunca, manyetik kuantum sayısı 5 olur. Manyetik kuantum sayıları 2 ile -2 arasında olan sayılardır.

$$m = +2 \dots \dots \dots -2$$

$$m = +2, +1, 0, -1, -2$$

$$m_1 = +2 \quad m_2 = +1 \quad m_3 = 0 \quad m_4 = -1 \quad m_5 = -2$$

dir.

Manyetik kuantum sayısı ile Spin kuantum sayısı arasındaki bağlantıyı inceledikten sonra, tekrar açısal momentuma dönelim. Açısal momentuma manyetik kuantum sayısına göre değişmektedir.

$$P = \frac{h}{2\pi} m \quad (2)$$

Formülünde manyetik kuantum sayısı  $m$ 'in değerlerini yerlerine koyarsak açısal momentumun değerleri bulunur. Manyetik bir alan olmadığı zaman manyetik moment gelişigüzel yönlenir. Dış manyetik alan altındaki tüm atomların çekirdekleri statik manyetik alan doğrultusunda sıralanmıştır. Buna göre çekirdeğin eksenini etrafında dönmesi olayına çekirdek spini denir. Bir çekirdeğin açısal momentumu ile manyetik momenti arasında;

$$\mu = \gamma \cdot P \quad (1)$$

bağıntısı vardır (Dunn vd 2002). Bu formülde açısal momentum  $P$ 'nin değerlerini yerine koyarsak

$$\mu = \gamma \frac{h}{2\pi} m \quad (5)$$

formülünü elde ederiz. Bu eşitlik bize yalnız açısal momentumun değil, aynı zamanda manyetik momentumun da kuantumlaşmış olduğunu, yani belirli değerler alabileceğini göstermektedir. (Balcı 2004)

### 1. 3. 2. Manyetik bir dipolun manyetik alanda enerjisi

Klasik elektrodinamik kurama göre, alanı  $A$  olan bir dairesel sarımdan geçen  $I$  akımı, sarım düzlemine dik doğrultuda ve akım şiddeti ile alanın büyüklüğüne bağlı bir manyetik moment oluşturur. Öyleyse değişmez bir eksen etrafında dönen her yüklü parçacık, bu hareketinden ötürü bir manyetik alana sahiptir. (Apaydın 1991)

Manyetik bir dipol, şiddeti  $H_0$  olan manyetik bir alana getirildiği zaman, dipolun belirli bir potansiyel enerjisi oluşur. Bu enerji, manyetik alanın şiddetine  $H_0$  ve dipolun manyetik momentine bağlı olup

$$E = \mu \cdot H_0 \quad (6)$$

Şeklinde ifade edilir.

$\mu$  = Manyetik Moment

$H_0$  = Manyetik Alanın Şiddeti

Manyetik momentin değerini (5) formülünden (6) da yerine koyarsak, yeni bir enerji formülü elde ederiz. Buna gere

$$E = \gamma \frac{h}{2\pi} H_0 m \quad (7)$$

dir. Elde edilen bu enerji formülünü biraz daha açıklamaya çalışalım. Açısal moment ve manyetik momentte olduğu gibi, bir dipolun enerjisi de manyetik alanda kuantumlaşmıştır. Yani manyetik bir dipol manyetik alanda yalnız belirli enerji seviyelerine yarılabılır. Bu enerji seviyelerinin sayıları manyetik kuantum sayısına, dolayısıyla Spin kuantum sayısına bağlıdır. Burada şöyle bir genelleme yapabiliriz. Bir atom çekirdeği manyetik bir alan içinde olmadığı zaman,  $m$ ' nin alabileceği kadar yozlaşmış enerjiye sahiptir. Ancak bu atom çekirdeği manyetik alan içerisine getirildiği zaman bu yozlaşmalar ortadan kalkar ve  $m$ ' nin sahip olabileceği kadar farklı enerji seviyelerine yarılr.

Konumuz, Proton Manyetik Rezonans Spektroskopisi olduğundan, yukarıda elde etmiş olduğumuz formüller aracılığı ile protonun manyetik alandaki enerji seviyelerini inceleyelim. Bundan sonra H çekirdeğini de kısaca proton olarak adlandıracağız.

Protonun Spin kuantum sayısı  $I = \frac{1}{2}$  olduğundan manyetik kuantum sayısı değeri vardır. Bu değerler

$$m_1 = +\frac{1}{2} \quad \text{ve} \quad m_1 = -\frac{1}{2}$$

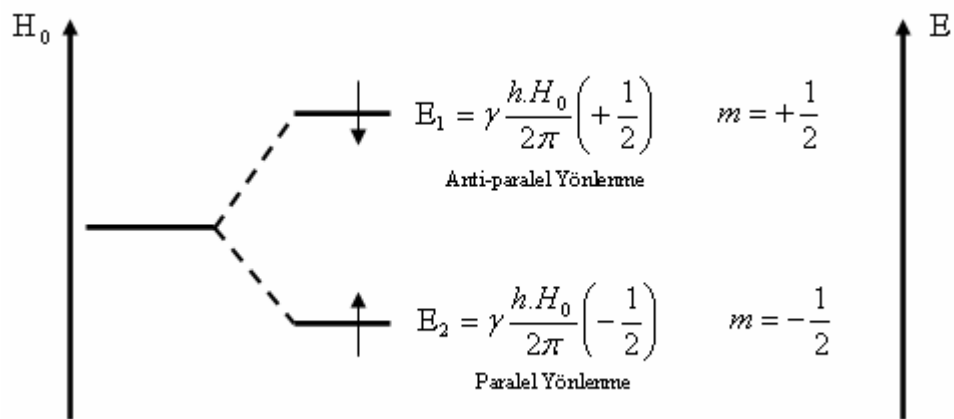
dir. O halde iki farklı manyetik kuantum sayısı olduğundan, (7) formülüne göre protonun manyetik alanda iki farklı enerji seviyesi vardır. Bu enerji seviyeleri şunlardır:

$$E_1 = \gamma \frac{h.H_0}{2\pi} \left( +\frac{1}{2} \right) \quad m = +\frac{1}{2} \quad \text{için} \quad (8)$$

$$E_2 = \gamma \frac{h.H_0}{2\pi} \left( -\frac{1}{2} \right) \quad m = -\frac{1}{2} \quad \text{için} \quad (9)$$

(3) ve (9) formülleri ile gösterilen enerji değerleri protonun manyetik alanda oluşturduğu enerji seviyeleridir.

Bir atom çekirdeğinin manyetik alanda farklı enerji seviyelerine ayrılması nasıl meydana gelir? Bu olayı proton ile açıklamaya çalışalım. Görüldüğü gibi protonun bir manyetik momenti vardır ve bu moment bir vektördür. Proton, homojen ve statik bir manyetik alana getirildiği zaman, manyetik moment geliş güzel yönlenebilir. Manyetik momentin, manyetik alanda yönlenebilmesi kuantumlaşmıştır. Manyetik alanında belirli bir yönü olduğundan, protonun manyetik momenti, manyetik alanın yönü ile paralel ve anti-paralel olarak yönlenebilir. Böylece protonun manyetik alanda iki farklı yönlenebilmesi meydana gelir. Bu farklı yönlenebilmesinde, enerji formüllerinden de anlaşılacağı gibi, protonun farklı yönlenebilmesinde enerjileri değişik olur. Eğer protonun manyetik momenti, dış manyetik alan ile paralel ise, protonun potansiyel enerjisi daha düşüktür. (Şekil 1.4)



Şekil 1. 4. Protonun Manyetik Alanda Yönlenebilmesi ve Enerji Seviyeleri

Manyetik bir alan olmadığı zaman, manyetik moment her yönde yönlenebilir. Bu durumda tüm protonların enerji seviyeleri yozlaşmıştır. Yani protonlar dejenere

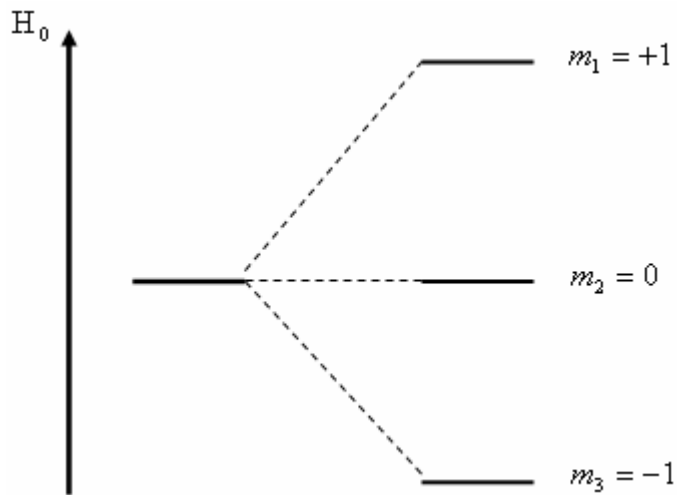
olmuştur. Proton manyetik bir alan içerisine getirildiği zaman enerji seviyelerine ayrılır. Bu Şekil 1.4' te şematik olarak gösterilmiştir.

Genel olarak, çekirdeklerin Spin kuantum sayıları, dolayısıyla manyetik kuantum sayıları, o çekirdeğin manyetik alanda kaç enerji seviyesine yarılabacağını belirler. Spin kuantum sayısı  $I = \frac{1}{2}$  olan proton ile bu durumu açıkladık. Aynı şekilde Spin kuantum sayısı farklı olan bir element için enerji seviyelerini açıklayalım.

Örneğin, döteryumun spin kuantum sayısı  $I = 1$  olduğundan manyetik kuantum sayısı  $m = 3$ ' tür. Bu nedenle döteryum manyetik bir alan içerisine getirildiği zaman üç ayrı enerji seviyesine yarılar. Döteryumun manyetik kuantum sayıları

$$m = +1, m_2 = 0, m_3 = -1$$

dir. Döteryumun manyetik alanda farklı enerji seviyeleri Şekil 1.5' te gösterilmiştir.



**Şekil 1. 5:** Döteryumun Manyetik Alanda Enerji Seviyeleri



### 1. 3. 3. Rezonans koşulu ve rezonans olayı

Spin kuantum sayısı  $I > 0$  olan çekirdekler manyetik alana getirildikleri zaman, manyetik kuantum sayılarına göre belirli enerji seviyelerine dağılırlar. Protonun manyetik alanda

$$E_{\text{paralel}} = -\frac{\gamma \cdot h \cdot H_0}{2 \cdot 2\pi} \quad E_{\text{antiparalel}} = +\frac{\gamma \cdot h \cdot H_0}{2 \cdot 2\pi}$$

olduğunu gördük. İki enerji seviyesi arasındaki enerji farkı

$$\Delta E = E_{\text{antiparalel}} - E_{\text{paralel}} = \frac{1}{2} \frac{\gamma \cdot h \cdot H_0}{2\pi} - \left( -\frac{1}{2} \frac{\gamma \cdot h \cdot H_0}{2\pi} \right), \text{ dir.}$$

$$\Delta E = \frac{1}{2} \frac{\gamma \cdot h \cdot H_0}{2\pi} + \frac{1}{2} \frac{\gamma \cdot h \cdot H_0}{2\pi} = \frac{\gamma \cdot h \cdot H_0}{2\pi}$$

$$E = \frac{\gamma \cdot h \cdot H_0}{2\pi} \quad \psi = \frac{\gamma}{2\pi}$$

şeklinde gösterirsek  $\Delta E$  kısaca şöyle ifade edilmiş olur:

$$\Delta E = \psi \cdot h \cdot H_0 \quad (10)$$

Yukarıda elde etmiş olduğumuz formül, protonun manyetik alanda oluşturduğu enerji seviyeleri arasındaki enerji farkını göstermektedir. Burada Planck sabiti  $h$  ve Gyro manyetik sabit  $\gamma$  değişmediğinden, yalnız alan şiddeti  $H_0$  değişken parametredir. Bu da belirli bir elementte enerji seviyeleri arasındaki farkın yalnız manyetik alanın şiddetine bağlı olduğunu göstermektedir. Kullanılan manyetik alan ne kadar şiddetli ise, enerji seviyeleri arasındaki fark o kadar fazladır.

Proton veya herhangi bir çekirdek manyetik bir alanın içinde olmadığı zaman, yani  $H_0 = 0$  olduğu zaman, (10) formülünde  $\Delta E = 0$  olacağından, enerji seviyeleri arasında herhangi bir farkın olmadığını, enerji seviyelerinin yozlaştığını böylece matematiksel

olarak göstermiş bulunuyoruz. Bu da manyetik alan olmadığı zaman tek enerji seviyesinin olduğunu ortaya koymaktadır. (Balcı 2004)

Diğer taraftan radyasyon enerji formülü

$$\Delta E = h.\nu \quad (11)$$

$$\nu = \left( \frac{\gamma}{2\pi} \right) H_0$$

dür. (10) ve (11) denklemlerini eşitlersek

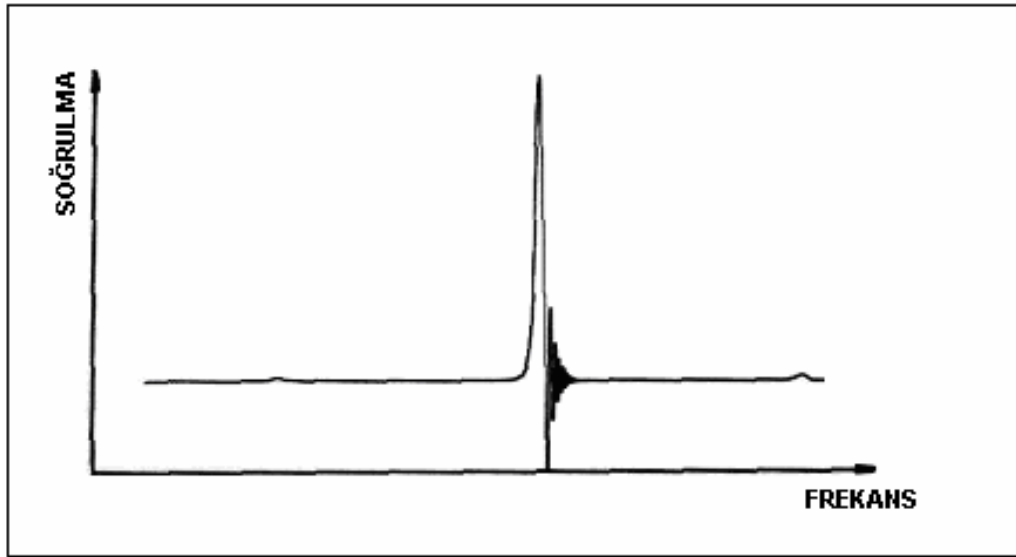
$$\Delta E = h.\nu = h \frac{\gamma}{2\pi} H_0 = \psi.H_0 \quad (12)$$

*Rezonans formülü'* nü elde ederiz. (WEB\_6) Bu formül tüm NMR deneylerinde rezonans koşulunu ortaya koymaktadır. Elde edilen bu rezonans formülü ile NMR olayını açıklamaya çalışalım.

Tüm NMR deneyleri, alt enerji seviyesinde bulunan bir çekirdeğin (manyetik alan içerisinde) dışarıdan verilen bir enerji ile üst enerji seviyesine geçmesi ile gerçekleşir. Proton manyetik alana getirildiği zaman görmüş olduğumuz gibi iki farklı enerji seviyesine yarılr. Alt seviyede bulunan proton (manyetik momenti manyetik alan ile paralel olan) enerji alarak üst seviyeye geçer, yani, manyetik moment manyetik alan ile zıt yönelir. Bu olaya, Spin çevrilmesi ve genel olarak *REZONANS* olayı denir. Rezonans olayı için dışarıdan verilen enerji miktarı iki seviye arasındaki enerji kadar olmalıdır. Verilen enerji bir radyasyon enerjisidir. Bu nedenle verilen enerjinin frekansı önemlidir. (12) formülünde görülen eşitlik sağlandığı takdirde rezonans olayı gerçekleşir. Ancak, rezonans için gerekli enerji, protonun içinde bulunduğu manyetik alanın şiddetine bağlıdır, örneğin, belirli bir manyetik alan da rezonans için gerekli radyasyon enerjisinin frekansı belirlidir. Manyetik alan şiddeti değiştirildiği zaman, rezonans için gerekli frekans da değişir.

Genel olarak NMR deneylerinde su şekilde hareket edilir. Numune (proton içeren her hangi bir bileşik) homojen bir alan içine getirilir. Daha sonra elektromanyetik

ışınlandırma yapılır. Işınlandırma anında elektromanyetik dalganın frekansı devamlı olarak değiştirilir. (12) formülüne göre rezonans koşulu sağlanırsa, yani gerekli enerji numuneye verilirse, enerjinin bir kısmı alt seviyeden üst seviyeye geçen protonlar tarafından absorblanır. Bu absorpsiyon olayı kâğıt üzerine sinyal olarak kaydedilir. O halde NMR spektrumu, enerji absorpsiyonunun elektromanyetik dalganın frekansına göre çizilmesinden meydana gelir. (Şekil 1.6)



Şekil 1. 6: NMR Spektrumu: Enerji Soğurulmasının Değişen Frekansa Göre Çizilmesi

Rezonans formülünden anlaşılacağı gibi, manyetik alanın şiddeti  $H_0$  ne kadar fazla ise, rezonans için gerekli enerji de o kadar fazladır. Bugün NMR spektrometrelerinde kullanılan manyetlerin alan şiddetleri 14100 Gauss ile 117500 Gauss arasında değişmektedir. Alan şiddeti 23000 Gauss'a kadar olan manyetler doğal manyetler olup, alan şiddeti daha fazla olanlar ise, elektro manyetlerdir. Protonun Gyro manyetik sabiti  $\gamma_H = 2,675 \cdot 10^4 \cdot G^{-1} \cdot s^{-1}$  olduğundan, rezonans için gerekli frekans, 14100 Gauss'luk manyet için 60 MHz, 117500 Gauss' luk manyet için 500 MHz' dir. Bu değerler (12) formülünden hesaplanmıştır. Rezonans için gerekli elektromanyetik dalganın frekansı 60 ile 500 MHz arasında bulunmaktadır. Bu değerler radyo dalgaları bölgesindedir, özet olarak sunu söyleyebiliriz: NMR cihazlarında rezonans için radyo dalgaları yeterli olmaktadır. 60 MHz' lik bir cihazdan bahsedildiği zaman, manyetik alan şiddeti 14700 Gauss' luk bir cihaz olduğu anlaşılır.

Rezonans formülünden de kolayca anlaşılacağı gibi NMR spektrometreleri iki ayrı prensibe göre çalışır.

$$\text{Rezonans Koşulu } \nu = \psi \cdot H_0 \quad (12)$$

Bu formülde, iki değişik parametre vardır. Alan şiddeti ve elektromanyetik dalganın frekansı değiştirilebilen parametrelerdir. O halde rezonans koşulunu sağlamak için her iki parametreyi de değiştirmek mümkündür. Buna göre NMR spektrometrelerinde:

- 1) Alan sabit tutulur, frekans taranır: Frequency-Sweep Yöntemi
- 2) Frekans sabit tutulur, alan taranır: Field-Sweep Yöntemi

Alan tarama daha çok uygulanan yöntemdir. Her iki yöntemde de parametrelerin biri sabit tutulup, diğeri değiştirildiğinden, bu iki yönteme genel olarak *Değişken Dalga Yöntemi* (Continuous Wave CW) adı verilir. Diğer izotopların NMR spektrumlarının kaydedilmesinde CW-Yöntemi yeterli değildir. Bu nedenle yakın bir zamanda geliştirilmiş ve uygulama sahası her geçen gün daha da artan *FOURIER - TRANSFORM* (FT) yöntemi uygulanır. (Balcı 2004)

#### 1. 3. 4. Enerji seviyelerinin dağılımı

Bir numune manyetik alan içerisine getirildiği zaman, protonların bir kısmı manyetik alana paralel, bir kısmı anti-paralel olarak yönelir, iki seviye arasında bir enerji farkı varsa, termal bir denge oluşur. Şiddeti  $H_0$  ile gösterilen manyetik alanla aynı (paralel) yönde yönelme spin sayısı  $N_\beta$  düzeyi, ters (anti-paralel) yönde yönelme spin sayısı ise  $N_\alpha$  düzeyi olarak adlandırılır. Ayrıca  $\uparrow \beta$  düzeyine karşı gelen enerji  $E_\beta$ ,  $\downarrow \alpha$  düzeyine karşılık gelen enerji  $E_\alpha$  olsun. Manyetik sistemde termal (ısı) denge kurulduğu zaman spinlerin sayısı,

$$\frac{N_\alpha}{N_\beta} = e^{(E_\alpha - E_\beta)/kT} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}} \quad (13)$$

Maxwell-Boltzman yasası ile belirlenir. (Apaydın 1991)

$N_\alpha$  = Üst seviyede (anti-paralel) olan protonların sayısı

$N_\beta$  = Alt seviyede (paralel) olan protonların sayısı

$\Delta E$  = İki seviye arasındaki enerji farkı

$k$  = Boltzmann sabiti

$T$  = Sıcaklık

$\Delta E$  ' nin değerini (10) formülünde yerine koyarsak

$$\frac{N_\alpha}{N_\beta} = e^{-\frac{\gamma \cdot h \cdot H_0}{2\pi k T}} \approx 1 - \frac{\gamma \cdot h \cdot H_0}{2\pi k T} \quad (14)$$

elde ederiz.

14100 Gauss'luk bir manyetik alanda protonun iki enerji seviyesi arasındaki fark (10) eşitliğinden  $\Delta E = 0,005 \text{ cal/Mol}$  olarak bulunur. Bu değer iki enerji seviyesi arasındaki enerji farkının oldukça küçük olduğunu ortaya koymaktadır. Bu durumda enerji seviyelerinin popülasyonu arasındaki fark ta oldukça küçüktür, örneğin, 23500 Gauss'luk bir manyetik alanda  $\Delta E = 0,004 \text{ J/Mol}$  ' dur. Bu değeri (13) formülünde yerine koyarsak ( $T = 25^\circ \text{C}$ )

$$\frac{N_\alpha}{N_\beta} = 0,999984$$

elde ederiz. Bu sayı bize şunu ifade eder. Üst seviyede bulunan proton sayısı 200.000 ise alt seviyede bulunan proton sayısı 200.003 dür. Toplam 400.003 protondan üst seviyede olan protonların sayısı, alt seviyede olan protonların sayısından 3 eksiktir.

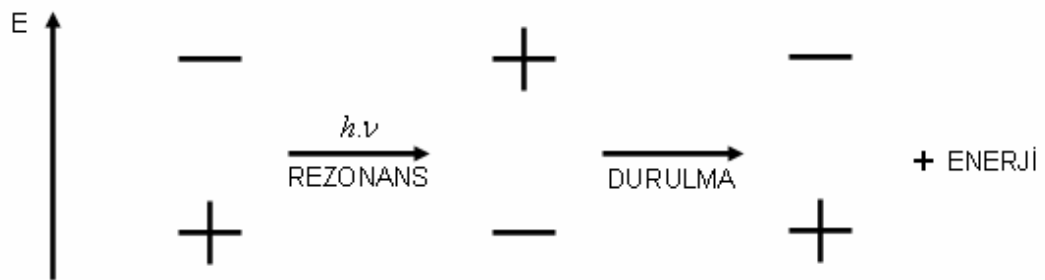
NMR spektrumlarında elde edeceğimiz sinyalin büyüklüğü (cihazın hassasiyeti) iki enerji seviyesinde dağılan protonların oranına bağlıdır. Enerji absorpsiyonu ile alt seviyede bulunan bir proton üst seviyeye geçer. Bu nedenle alt seviyede olan protonların sayısı üst seviyeye göre ne kadar fazla olursa, rezonans olasılığı da o oranda artar. Fazla protonun rezonans olması, spektrumda elde edeceğimiz sinyalin büyüklüğü demektir. İyi bir spektrum elde edebilmek için sinyallerin şiddetinin artırılması gerekir. Sinyalin şiddeti yalnız alt ve üst seviyede bulunan protonların oranına bağlı olduğundan bu oranın değiştirilmesi gerekir. (14) formülüne göre bu oranı değiştirebilecek iki

parametre vardır. Bunlar, sıcaklık  $T$  ve manyetik alanın şiddeti  $H_0$ ' dır. Eğer sıcaklık düşürülürse  $N_\alpha/N_\beta$  oranı da azalır, dolayısıyla alt enerji seviyesinde bulunan proton sayısı artar. Böylece daha şiddetli bir sinyal elde ederiz. Sıcaklığın artırılması bu oranı ters yönde etkileyeceğinden, sinyallerin şiddetleri azalır. Ancak, sıcaklık  $T$  cihazın duyarlılığını (sinyal şiddetini) artırmak için değiştirilebilecek bir parametre değildir. Çünkü NMR spektrumu alınacak olan bir numune bir çözücü içerisinde çözünür. Sıcaklık düşürüldüğü zaman karşımıza çözünürlük problemleri çıkmaktadır. Aşağı sıcaklıklarda madde kristalleşir veya çözücü donar.

Manyetik alan şiddeti, bugün cihazın hassasiyetini artırmak için değiştirilebilecek tek parametredir. (14) formülü, artan alan şiddetinin ( $H_0$ ) protonların enerji seviyeleri arasında dağılımı arttırdığını göstermektedir. Bu nedenle iyi bir spektrum elde edebilmek için, manyetik alanı güçlü olan cihazlarla çalışmak gerekir. Manyetik alan şiddetinin artırılması, sinyallerin şiddetini arttırdığı gibi, spektrumları daha basit sekle çevirir, böylece spektrum yorumları daha kolay olur. (Balcı 2004)

#### 1. 4. Durulma Olayı (Relaxation)

NMR spektroskopisinde, rezonans olayının alt seviyede bulunan bir protonun enerji soğurarak üst seviyeye geçmesi ile oluştuğunu gördük. Böylece rezonans olayı ile popülasyon oranı değişmektedir. Bu nedenle rezonans olayından sonra, üst seviyede bulunan çekirdeklerin fazla enerjilerini kaybederek tekrar alt seviyeye dönmeleri gerekir. Aksi halde protonlar alt seviyeye dönmeden, tekrar aynı numuneden sinyal kaydetmek olanaksızdır.



Şekil 1. 7: Rezonans ve Durulma Olaylarının Şematik Olarak Gösterilişi.

Protonların üst seviyede iken fazla enerjilerini dışarıya vererek tekrar alt seviyeye dönmelerine "Durulma" denir. Durulma için geçen zamana "Durulma Zamanı" denir. İki çeşit durulma vardır.

**1) Spin-Örgü Durulması (Spin-Lattice Durulma)**

**2) Spin-Spin Durulması (Spin-Spin Durulma)**

Protonun üst seviyeden alt seviyeye geçerken fazla enerjisini (soğurduğu enerji) ışın halinde dışarıya vermesi söz konusu değildir. Işın yayma olasılığı, yayılan ışının frekansı ile doğru orantılı olduğundan, bu olasılık radyo dalgaları bölgesinde olanaksızdır. Çözelti içerisinde bulunan her türlü parçacığa (gaz, sıvı, katı, çözücü molekülleri) örgü denir. Bu moleküller termal hareketler sonucu çeşitli manyetik alanlar meydana getirirler. Bu yüklü taneciklerin kendilerine mahsus dönme hareketleri vardır. Bu oluşan alanların bazılarının frekansı, çekirdeğin presesyon hareketinin frekansına uyar ve rezonans koşulu olduğundan enerji örgüye verilir. Örgüye verilen enerji termal harekete, yani kinetik enerjiye çevrilir. Spin-Örgü Durulması için geçen zaman  $T_1$  dir. Bu zaman sıvılarda  $10^{-2}$  –  $10^{+2}$  saniye arasında değişir. Spinler arasında oluşan bir iletisinden Spin-Spin Durulması oluşur. Bunun için spinleri farklı iki çekirdek gereklidir. Bir çekirdek üst seviyeden alt seviyeye geçerken, ikinci çekirdek alt seviyeden üst seviyeye geçer. Böyle bir durumda genel popülasyonda bir değişiklik gözlenmez. Spin-Spin Durulması için geçen zamana  $T_2$  denir. Genel olarak  $T_1 < T_2$  dir. Sıvılarda ve gazlarda  $T_1$  ve  $T_2$  yaklaşık olarak birbirine eşittir.

Durulma zamanları NMR spektrumlarında gözlenen piklerin genişliği için sorumludur. Heisenberg'in belirsizlik prensibine göre

$$\Delta E \cdot \Delta t = \frac{h}{2\pi} \quad (15)$$

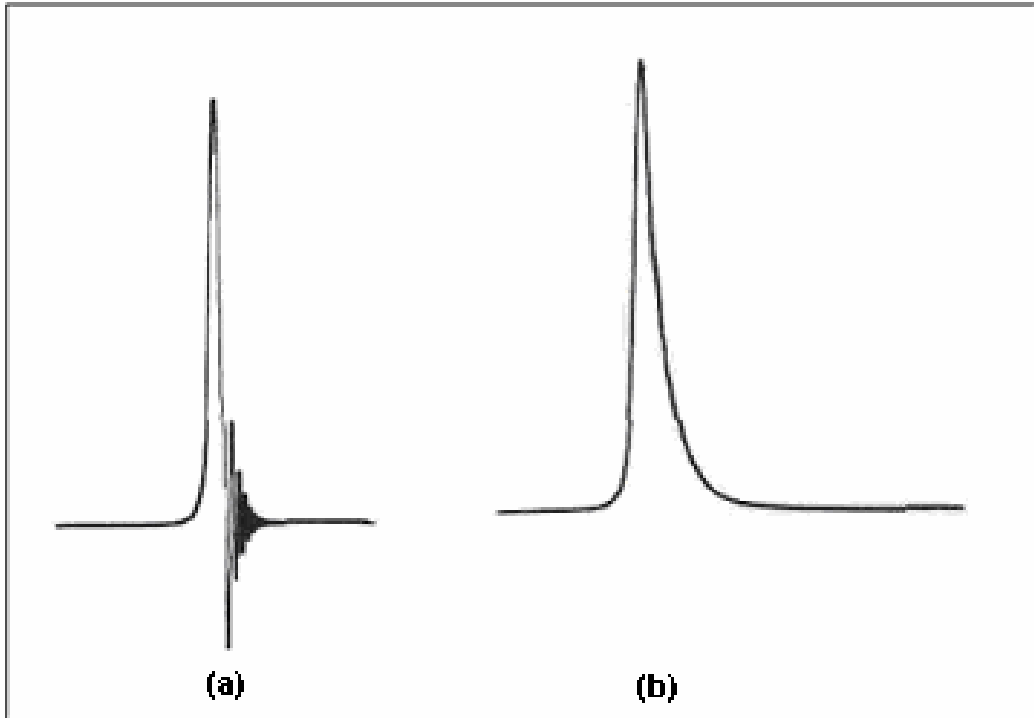
dir. Buradan  $\Delta E = \frac{1}{2\pi \cdot \Delta t}$  yazabiliriz.

$$E = h\nu \quad \text{ve} \quad \nu = \frac{E}{h} \quad \text{olduğundan}$$

$$\Delta\nu = \frac{1}{2\pi\Delta t} \quad (16)$$

yazabiliriz. (16) formülüne göre  $\Delta t$ , Durulma zamanı, fazla ise,  $\Delta\nu$  küçük olacaktır. Bu da rezonansın dar bir frekans bölgesinde olacağını diğer bir deyimle pik genişliğinin az olacağını göstermektedir.

Çözücü içerisinde her hangi bir para manyetik safsızlık olduğu zaman NMR spektrumlarının görünüşü değişir. Pikler genişler ve spektrumda beklenen ince yapılar gözlenmez. Bu para manyetik safsızlıklar, durulma zamanlarını kısaltarak pik genişlemelerine sebep olurlar. Ayrıca aşırı derecede maddenin alınması ile meydana gelen yüksek viskozite de durulma zamanlarını azaltır ve pikler genişler. Bu nedenle hazırlanacak olan çözeltilerin konsantrasyonlarının fazla olmamasına dikkat edilmelidir. (Balcı 2004)



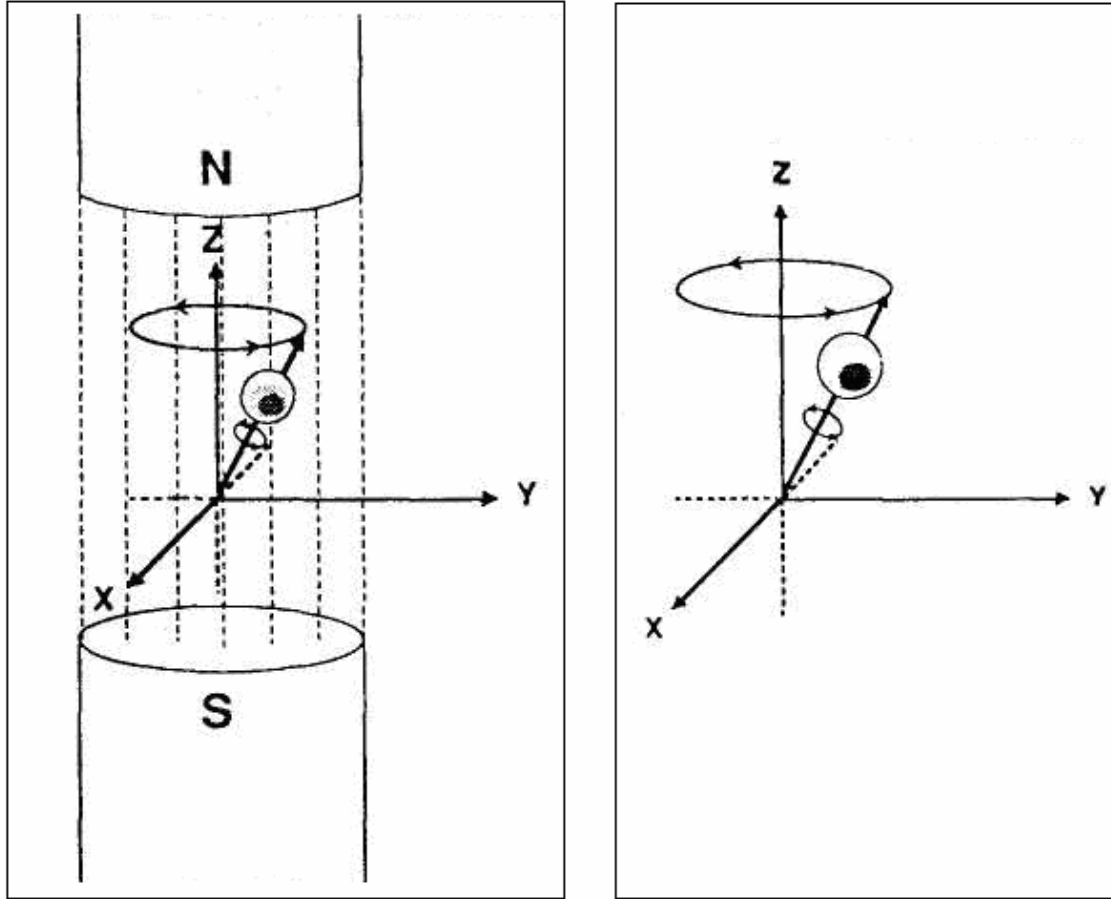
**Şekil 1. 8:** Durulma zamanının a) uzun,  
b) kısa olduğu zaman piklerin görünümü



## 2. GENEL KISIMLAR

### 2. 1. Yüksek Manyetik Alan İçinde Protonların Davranışları

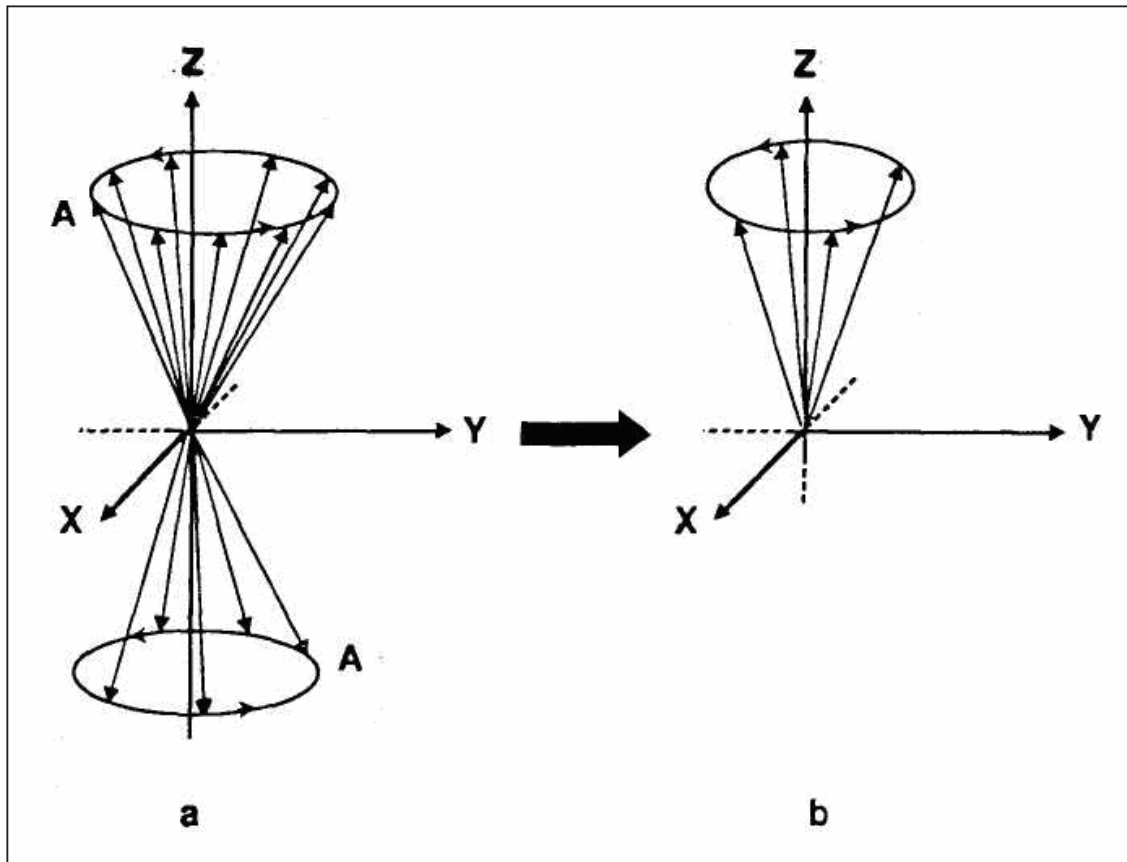
Artık MR cihazımızın içine girebilir ve bu ortamda insan vücudundaki protonların nasıl davrandığını ve hangi aşamaların gerçekleşerek MR görüntüsünün oluşturulduğunu inceleyebiliriz. Bu nokta da yine fizik bilgilerimizi tekrar gözden geçirmemiz gerekmektedir. Proton'umuzun uzaysal bir düzlemde şematik olarak ifade edilebilmesi için bir "koordinat" sistemi kullanmamız yararlı olacaktır. Bu amaçla şekil 2.1' e baktığımızda dış manyetik alan yönünü Z eksenine ve buna dik



**Şekil 2. 1:** Koordinat sistemi içinde protonun konumu, Z eksenine vektörel olarak sabit manyetik alan yönünü göstermektedir. (Pütün 1996)

iki düzlemi de X ve Y eksenleri olarak ifade edebiliriz. Bundan böyle bu eksenleri birer vektör olarak tanımlayacak (hatırlayacağınız gibi vektör bir kuvveti ifade etmektedir ve bu kuvvetin yönü vektörün ucundaki ok yönünde gösterilir) ve dış manyetik alanı artık sadece Z vektörü olarak göstereceğiz. Şimdi eğer şekil 2.2' yi

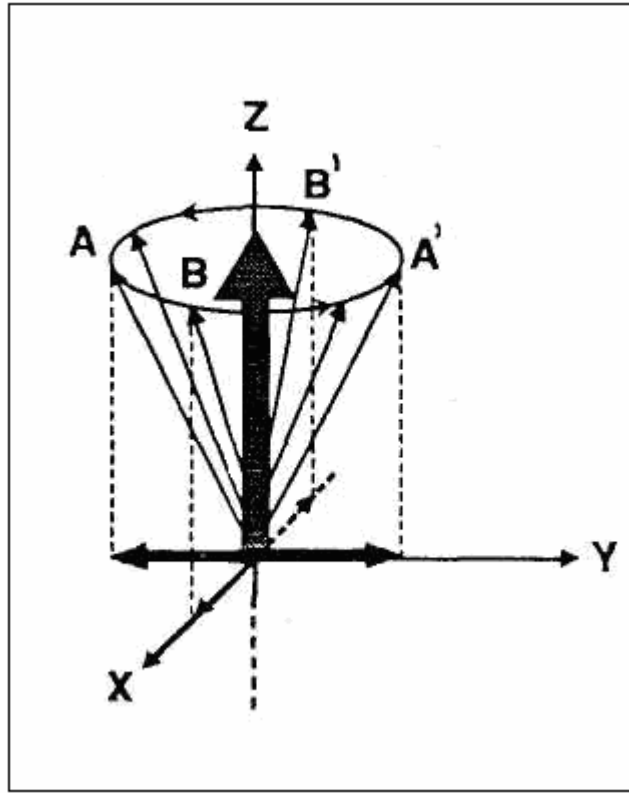
inceleyecek olursak, bir MR cihazına tetkik amacı ile aldığımız hastada hangi olayların gerçekleştiğini görebiliriz. Anlama kolaylığını sağlayabilmek için bazı sayısal ifadeler kullanacağız. Örneğin Şekil 2.2' de 14 protonu şematize etmekteyiz. Önceki bilgilerimizi hatırlayacak olursak bunların bir kısmının (sayıca diğerlerinden fazla olan bir kısmının) sabit manyetik alan yönüne (Z vektörü) paralel, diğer kısmının ise anti-paralel dizilim göstereceğini biliyoruz. Şemada 9 proton paralel, 5 proton da anti paralel dizilimde gösterilmiştir. Bu dizilimde protonlar kendi salınım frekanslarında (Precession - frequency) dönmektedirler ve böylece kendi çevrelerinde kendi manyetik alanlarını oluştururlar. (Diren 1994)



**Şekil 2. 2:** Anti-paralel 5 protonun kendilerinin zıt konumundaki aynı sayıda protonun manyetik güçlerini nötralize eder. Kalan 4 protonun manyetik güçleri toplamı ortamdaki objede (hastada) net manyetizasyon oluşumunu sağlar.

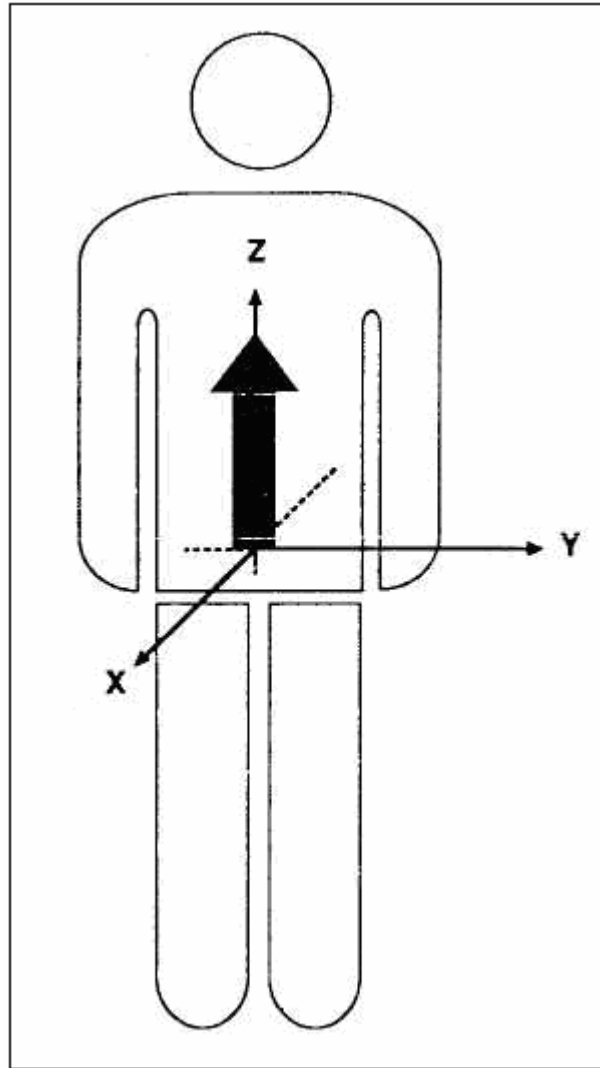
Birbirleriyle aynı ekseninde ancak tam ters doğrultularda bulunan protonların (Şekil 2.2 (a)' da A ve A' gibi) manyetik güçleri birbirlerini ters yönde etkilemekte ve o eksenindeki manyetik alanı yok etmektedir. Çünkü biliyoruz ki aynı güçte ancak tam ters vektörel lokalizasyondaki manyetik alanlar birbirlerini nötralize etmektedir. Bu durumda, ortamda aynı ekseninde ancak ters yönde dizilim

gösteren protonların manyetik güçleri birbirlerini nötralize edecektir. Böylece şekil 2.2 (b)' de görüleceği gibi (sabit manyetik alan yönünde paralel dizilen protonların sayısı anti-paralel dizilenlerden fazla olduğundan) Z vektörüne paralel 4 protonun manyetik gücü kalacaktır. Vektörel kuvvetin iki komponenti olduğunu hatırlayacak olursak (Z ve X eksenleri yâda Z ve Y eksenleri) sabit manyetik alanın önünde-arkasında (X düzleminde) yâda sağında - solunda (Y düzleminde) yer alan manyetik kuvvetlerde birbirini etkiler. Ancak bu etkilenim şekil 2.3' te görüleceği gibi X-Y düzlemlerinde birbirine zıt yönde kalan birer komponentte gerçekleşirken, Z eksenine paralel olan vektörel kuvvetler birbirleri üzerine eklenerek,



**Şekil 2. 3:** Dokuda net manyetizasyon oluşumu

incelemekte olduğumuz dokunun "*net manyetizasyon kuvvetini*" oluşturacaktır (şekilde Z vektörü üzerinde gösterilen kalın ok). Bu ifade; bir MR ünitesine tetkik amacıyla konulan hastanın kendisinin bir mıknatıs çubuğu gibi davranacağı anlamına gelecektir. Bu manyetik kuvvetin yönü dış manyetik alan yönüne paraleldir (yani Z eksenine paralel olup boyuna düzlemedir) ve bu nedenle, bu oluşan yeni manyetik kuvvet "*boyuna manyetizasyon*" adıyla tanımlanır (Şekil 2.4).

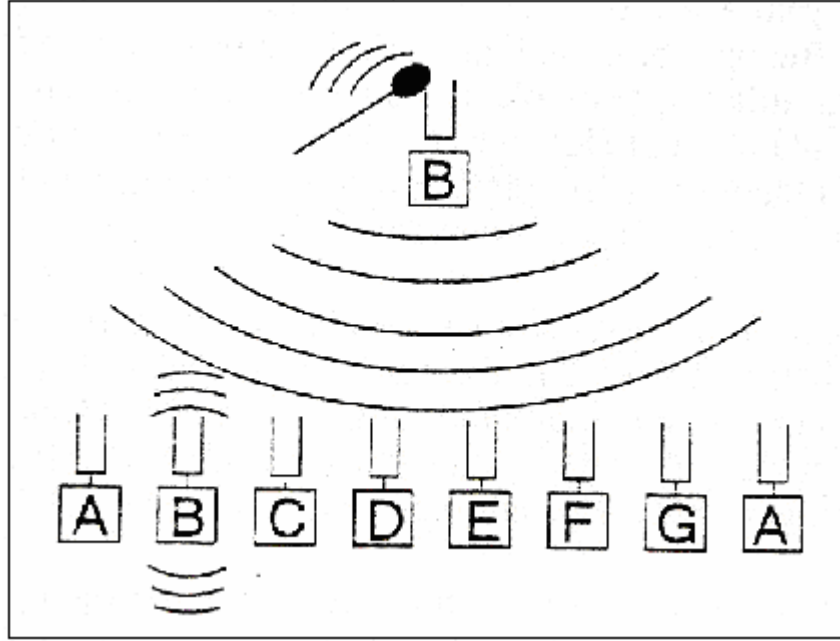


**Şekil 2. 4:** Hastada oluşan net manyetizasyonun yönü, sabit manyetik alan yönüne paralel yani boyuna düzlemde dir. Hastada oluşan bu manyetik alana “Boyuna Manyetizasyon” denir. (Pütün 1996)

Hastada oluşan bu manyetik alandan alınacak sinyaller MR görüntüsünü oluşturacak bilgileri içermektedir. Eğer biz bu boyuna manyetizasyon gücünü ölçebilseydik her şey çok basit olacaktı. Ancak bu imkânsızdır. Çünkü boyuna manyetizasyon kuvveti, dış manyetik alan yönüne paralel konumdadır. Bu sinyalleri kaydedecek alıcılar, dış manyetik alan ile oluşmuş bulunan yeni boyuna manyetizasyon kuvvetini birbirinden ayırt ederek algılamazlar. Bu nedenle dış manyetik alan yönünde olmayan, örneğin; dış manyetik alan yönüne dik yani enine düzlemdeki bir manyetik kuvveti algılayarak ölçüm alabileceğimizi düşünebiliriz. Bu durumda yapmamız gereken dış manyetik alan yönü ile paralel durumda bulunan hastadaki boyuna manyetizasyon yönünü değiştirmek olacaktır. Bunu da "*Radyo Dalgaları*" (Radio Frequency Puls: RF Puls) kullanarak yapacağız. (Diren 1994)

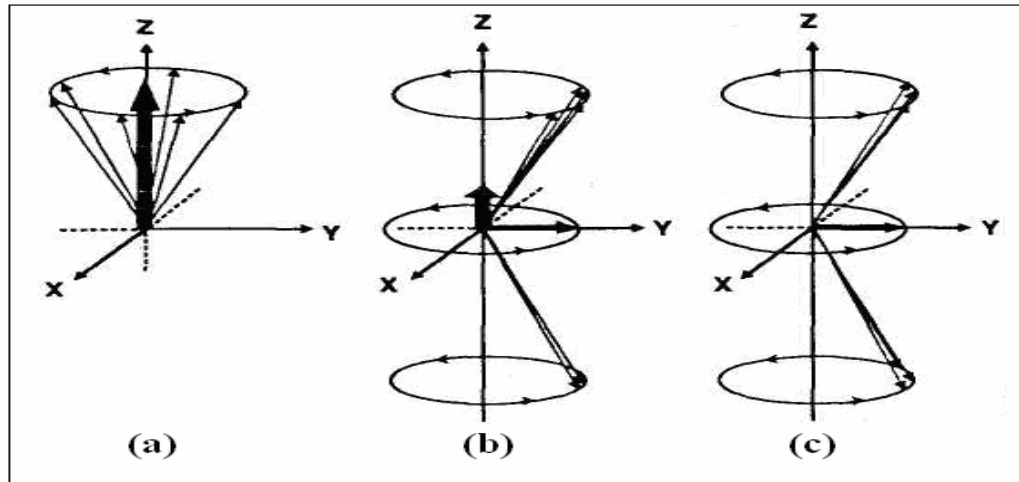
## 2. 2. MRG 'de RF Puls Kullanımı ve Özellikleri

Radyo dalgaları, bir elektromanyetik dalgadır ve elbette bir dalga boyu ve frekansı bulunmaktadır. Elektromanyetik dalga spektrumu içinde, dalga boylarının büyük olması nedeniyle "*noniyonizant*" grupta yer alırlar. MR görüntüleme de Radyo dalgalarını, tetkik süresinde sürekli değil, ancak belli bir süreçte kısa aralıklarla uygulamaktayız. Bu nedenle bu deyim "RF Puls" olarak kullanılmaktadır. (Pütün 1996) RF Puls uygulamadaki amacımız hastadaki boyuna manyetizasyonun yönünü değiştirmektir. Peki, radyo dalgaları bunu nasıl başarmaktadır? *RF Puls* uygulaması, normalde dış manyetik alan yönünde kendi hallerinde "salınım" hareketini sürdürmekte olan protonların, manyetik vektör yönünü değiştirmeyi amaçlamaktadır. Ancak her RF Puls bu işlemi yerine getiremez. Bunun gerçekleşebilmesi için RF dalgasının, proton ile enerji değişiminde bulunabilmesi gerekmektedir. Bu enerji değişiminin olabilmesi içinde, göndereceğimiz radyo dalgasının frekansının ortamda bulunan protonların "Salınım Frekansı" ile aynı değerde olması şarttır. Aksi takdirde herhangi bir enerji transferi gerçekleşemez. Peki, radyo dalgasının frekansını nasıl seçebilmekteyiz? İşte "*Larmor denklemleri*" bize protonların Salınım frekansını belirleme olanağı verecektir ve buradan protonların Salınım frekansı ile eş değerde RF Puls kullanma şansını elde edebileceğiz. Tetkik etmekte olduğumuz bölgeye, ortamdaki protonların Salınım frekansı ile aynı frekansta RF Puls uygulaması yaptığımızda, protonlar ile enerji değişimi gerçekleşecektir. Bu olaya "*Rezonans*" adı verilmektedir. Burada sözü edilen rezonans teriminin açıklanmasından (bu konu ile ilgili bilgi veren tüm kaynaklarda da sözü edilen klasik örnek) "*diapozon titreşimleri*" gösterilebilir. Bir ortamda frekansları farklı olan çok sayıda diapozon olduğunu kabul edersek (A, B, C, D... diapozonları) ve eğer bu ortama titreşim halinde ve frekansı B diapozonu ile aynı olan diapozon ile girersek ortamdaki diapozonlardan sadece B diapozonu titreşmeye başlayacak, diğerleri etkilenmeyecektir. Bunun anlamı, B diapozonuna enerji transferi olmuştur (Şekil. 2.5). (Konez 1995)



Şekil 2. 5: Diapozon deneyi.

Bu durum MR cihazında tetkik edilmekte olan hastada nasıl olmaktadır? Şekil 2. 2' de bu rezonans olayı şematize edilerek açıklanmaktadır. Ancak bu şekli incelemeye geçmeden önce daha önce değindiğimiz bir konuya, hatırlamak amacıyla tekrar geri döneceğiz. Şekil 2.4' de açıklamaya çalıştığımız, hastanın net manyetizasyonunun (boyuna manyetizasyon) oluşumunda, protonların manyetik kuvvetlerini oluşturan vektörün 2 komponenti bulunduğunu belirtmiştik. Bu komponentlerden zıt yönde olanlarından birbirini nötralize ettiğini görmüştük. Bu bilgilerimiz ışığında şimdi şekil 2. 6' yı inceleyebiliriz.



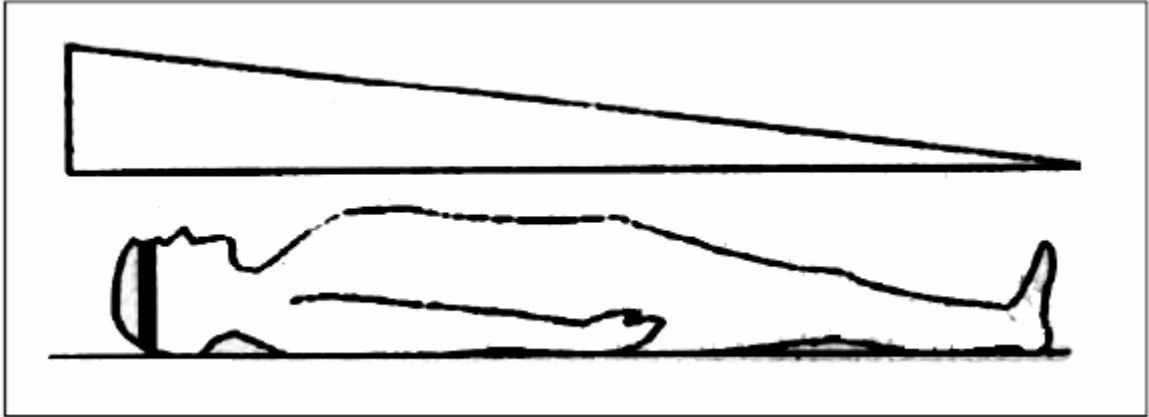
Şekil 2. 6: Hastadaki boyuna manyetizasyon (a), gönderilen RF Puls etkisi ile azalırken enine düzlemde yeni bir manyetik alan oluşur (b) ve RF Puls' un uygulama süresine bağlı olarak sonunda tamamen ortadan kaybolur (c).

MR cihazımızda yatmakta olan ve mevcut dış manyetik alan yönünde paralel, boyuna manyetizasyon oluşmuş hastamıza, protonların Salınım frekansı ile aynı frekansta bir RF Puls gönderelim. Bu gönderdiğimiz radyo dalgası, protonlarla etkileşime girecek ve bir kısmı ile enerji transferi oluşacaktır. Bu durumda protonların bir kısmının enerji seviyesi yükselecek ve bunların manyetik vektörü dış manyetik alan yönündeki paralel konumlarından anti-paralel konuma geçecektir (şekil 2.6. (b)). Bu durumda hastada mevcut boyuna manyetizasyon zayıflayacaktır (birbirine zıt vektörel kuvvetlerin birbirini nötralize etmesi nedeniyle). Gönderdiğimiz Radyo dalgasının bu esnada ikinci bir etkisi daha mevcuttur. Bu da Z ekseninde salınım göstermekte olan protonların bir araya toplanmasına neden olmasıdır. Örneğin; Şekil 2.6. (a)' da 6 proton boyuna manyetizasyonu oluşturan protonları temsil etmektedir. Şekil 2.6. (b)' de radyo dalgası gönderilmekte ve enerji transferi ile bunlardan 2 tanesi (enerji seviyesi yükseldiği için) anti-paralel konuma geçmektedir. Bu arada paralel konumdaki 4 proton ve anti-paralel konumdaki 2 proton aynı zamanda bir araya gelmekte ve aynı fazda (in phase) Salınım hareketi göstermeye başlamaktadır. Bu durumda protonların vektörel manyetik momentleri Z ekseninde birbirlerini nötralize ederken, Y ekseninde birbiri üzerine eklenmektedir. Bu olgu sonunda boyuna manyetizasyon azalarak kaybolmakta ancak Z eksenine dik Y düzleminde yeni bir manyetik alan oluşturmaktadır. İşte şekil 2.6. (c)'de gösterilen bu yeni manyetik alana da "*enine manyetizasyon*" adını veriyoruz.

Bu enine manyetizasyon, salınım hareketini göstermekte olan protonların çevresinde dönmektedir. Dışardan baktığımızda bu manyetik vektör bize doğru gelmekte tekrar geri dönerek uzaklaşmakta, yeniden gelmekte, geri dönmekte ve bu böyle sürmektedir. Ritmik olarak bu değişimin gerçekleşmesi bir elektrik akımı üretir. Yani hareket eden protonların elektriksel akımı nasıl manyetik bir alan oluşturuyorsa bunun terside doğrudur. Hareketle yönü değişkenlik gösteren manyetik bir alanda elektriksel akım üretir. İşte bir antende oluşturulan bu elektriksel akım MR cihazında incelemekte olduğumuz hastadan aldığımız MR sinyali'ni ifade etmektedir ve MR görüntüsü bu sinyalleri ile oluşturulmaktadır. Peki, elde ettiğimiz bu elektriksel akımdan (MR sinyalinden) nasıl resim oluşturabiliriz? İşte, bunun için öncelikle bu sinyalin hasta vücudunun

neresinden gelmekte olduğunu bilmemiz gerekir. Aslında bunu tespit etmek çok basittir. Çünkü gerçekte MR cihazında, tetkik için yatırdığımız hastanın her tarafına eşit kuvvette bir manyetik alan uygulanmamaktadır. Yani cihazda düzlemsel olarak hasta vücudunun her noktasında farklı bir dış manyetik alan kuvveti bulunmaktadır. Biliyoruz ki protonların salınım frekansı doğrudan doğruya dış manyetik alanın gücüne bağlıdır. (Diren 1994)

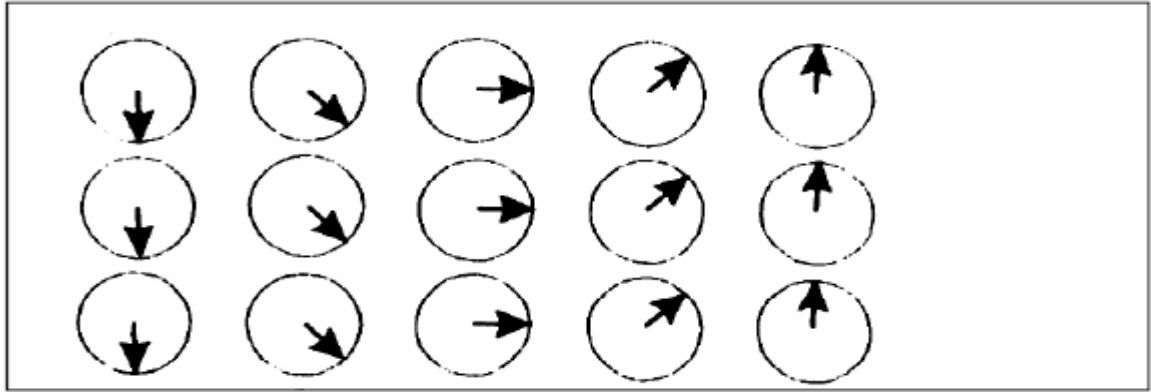
Görüntünün vücudun istediğimiz bölgesinden alınmasını sağlamak için dış manyetik alan üzerine değişik lokalizasyonlarda değişik şiddete sahip ikinci bir manyetik alan yüklenir. Böylece vücudun baştan ayağa kadar farklı güçte manyetik alanın etkisine girmesi sağlanır. Bu uygulanan ek manyetik gradient (kesit belirleyici gradient) ile protonların presesyon frekansları vücudun her yerinde farklı olur (Şekil 2.7). (WEB\_5)



**Şekil 2. 7:** Kesit belirleme gradienti çalıştırıldığında manyetik alan gücü kademeli olarak değiştirilir. Şekildeki örneğimizde aksiyel kesitleri alınan bir hastanın, baş seviyesindeki gradient alan gücü ayak seviyesine oranla yüksek tutulmuştur.

Cihazımız vücudun hangi bölgesinde ne kadar bir presesyon frekansı olduğunu bilmektedir. Beyine yönelik bir inceleme yapılacak ise o bölgedeki protonların presesyon frekansında RF dalgası yolları. Böylece yalnız o bölgedeki protonlara enerji aktarılır. Sonuçta yalnız o bölgedeki enerji yüklenen protonlardan enerjilerini ortama aktarıırken elektrik sinyali alınır. Sinyalin kesitin hangi noktasından geldiğini anlamak için protonların haritada her kolondaki frekanslarını manyetik gradient (frekans kodlama gradienti) ile değiştiririz (Şekil 2.8). (WEB\_5)





**Şekil 2. 8:** Frekans kodlama gradienti çalıştırıldığında manyetik alan gücü kesit belirleme gradientinde olduğu gibi eğilir. Manyetik alan eğimi orta hatta sıfır değerinde uygulanır. Orta hattan uzaklaştıkça gradient gücü, azalma ya da artma yönünde değişmektedir. Şekilde orta hattaki doku şeridinde protonların frekanslarında değişme olmazken, kesitin kenarlarına doğru frekans farklılığında artış görülmektedir.

Ayrıca, her kolondaki protonların fazlarında da yine manyetik gradient kullanılarak (faz kodlama gradienti) değişiklik oluşturulur. Bu sinyallerin artık haritadaki hangi noktadan geldiği belirlenmiş olur ve bu verilerle bilgisayar aracılığı ile görüntü ortaya çıkar. (WEB\_5)

Eğer dış manyetik alan gücü hastanın her yerinde farklı ayarlanmış ise, o kesimdeki protonlar da diğerlerinden farklı bir salınım frekansı gösterirler. Sonuçta bu protonların oluşturacağı MR sinyali de doğrudan doğruya lokalizasyonlarındaki farklılığa bağlı olacaktır. Biz de bunu bilerek nereyi tetkik etmek istiyorsak, o manyetik alan gücündeki kesit bölgesinden sinyal aldığımızı biliriz. Şimdi MRG' de görüntüyü oluşturacak bilginin (MR sinyalinin) hastadan nasıl alındığını anlamış bulunuyoruz. Ancak MR inceleme tekniğinin özelliklerini kavrayabilmemiz için bu MR sinyalinin özelliklerini de bilmemiz gerekmektedir ki, bu özellikler MR incelemenin (ve sonuçları yorumlamanın) temelini oluşturacaktır. (Diren 1994)

## 2. 3. MR Sinyalinin Özellikleri

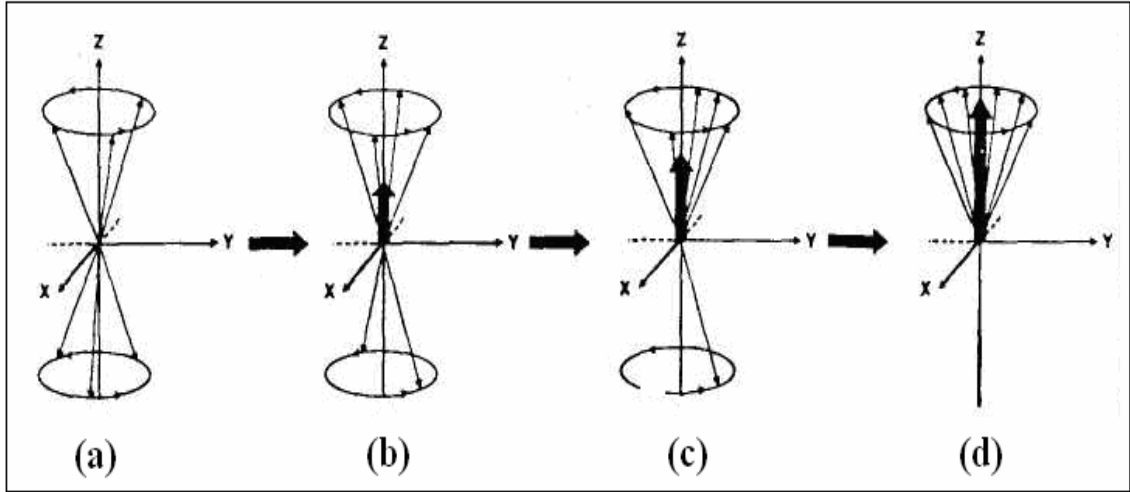
### 2. 3. 1. Boyuna (Longitudinal) ve Enine (Transvers) Durulma (Relaxation) Zamanı

MR cihazına tetkik için aldığımız hastaya RF Puls gönderdiğimiz anda boyuna manyetizasyonun azalarak kaybolduğunu ve bu anda Y düzleminde enine bir manyetizasyonun oluştuğunu biliyoruz. RF Puls uygulamasını kestiğimiz anda bu olay tersine dönecektir. Çünkü uyarılmış (enerji seviyesi yükseltilmiş) protonlar

tekrar düşük enerjili duruma geçerler ve dış manyetik alan yönüne paralel, eski konumlarına dönerler. Ayrıca "in phase" konumundaki tüm protonlar da yine yavaş birbirlerinden açılarak ilk konumlarına geçerler. Bu duruma protonların "*dephasing phenomenon*" i adı verilir. Bu olaylar sonunda; enine manyetizasyon azalarak kaybolur ki işte bu süreye "*enine durulma zamanı*" adı verilmektedir. Bu sırada boyuna manyetizasyon yeniden oluşmaya başlar. Boyuna manyetizasyonun da ilk konumuna gelmesi için geçen zamana "*Boyuna durulma zamanı*" adı verilmektedir.

### **2. 3. 2. Boyuna Durulma Zamanı: T1 - Eğrisi**

RF Puls uygulamasını kestiğimiz anda, uyarılmış (enerji seviyesi yükseltilecek Z eksenine anti-paralel konuma gelmiş) protonların nasıl eski konumlarına döndüğünü biraz daha ayrıntılı inceleyelim. Şekil 2.' a baktığımızda, bu olayı kolayca anlayacağız. Şekil 2.9. (a)' da RF Puls ile enerji seviyesi yükseltilecek anti-paralel konuma gelmiş 3 protonu görüyoruz. RF Puls kesildiğinde bu protonların hepsi aynı anda eski konumuna dönmezler. İncelenen vücut kesimindeki dokuların moleküler bağlanma özelliklerine bağlı olmak üzere bazı protonlar daha hızlı, bazıları daha yavaş eski konumlarını alırlar. Ancak sonunda tümü eski konumuna ulaşarak RF Puls verilmeden önceki Boyuna manyetizasyon kuvvetini oluştururlar. Şekil 2.9. (b)' de bir proton, Şekil 2.9. (c)' de ikinci proton ve Şekil 2.9. (d)' de üçüncü protonun eski konumuna döndüğünü görüyoruz. Bu andan itibaren artık boyuna manyetizasyonumuz ilk konumuna dönmüş bulunmaktadır. Bu olayı grafik olarak görüntülersek Şekil 2.10.' daki eğriyi elde ederiz, işte buna "*T1 - eğrisi*" adını veriyoruz. Bu eğri aynı zamanda boyuna durulma zamanını göstermektedir. Gerçekte bilmeliyiz ki bu zaman eğrisi, boyuna durulmanın sağlanması için geçen gerçek zamanı göstermez, ancak bu olayın ne kadar süreceğini ifade eder.

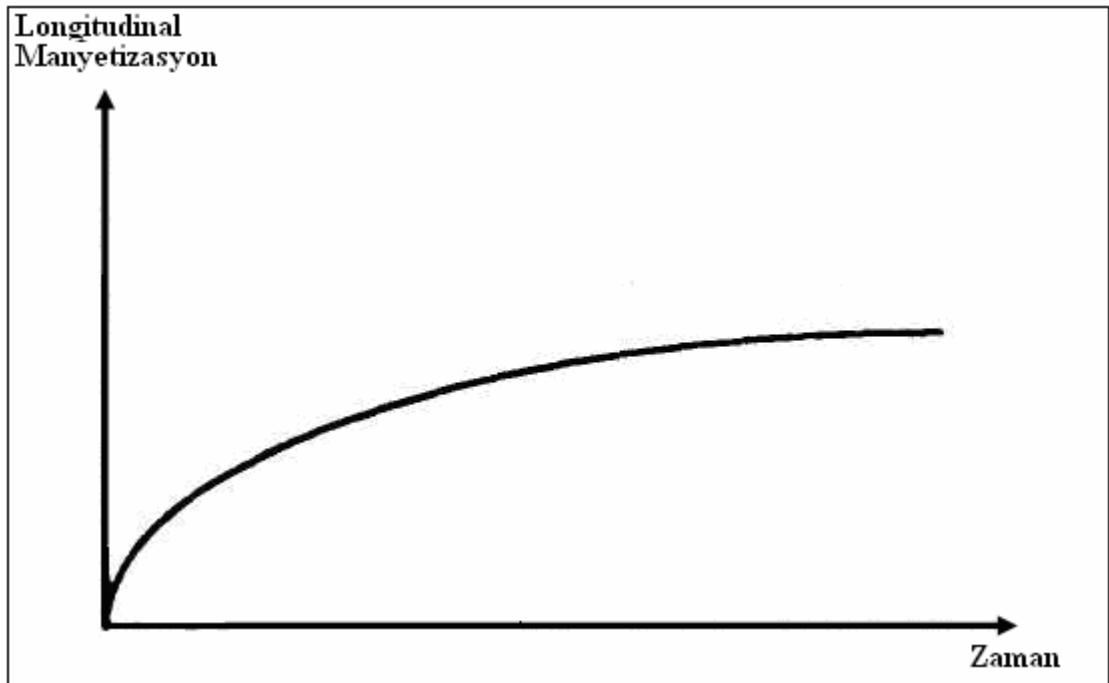


**Şekil 2. 9:** RF Puls kesildikten sonra, enerji seviyesi yükselmiş olan protonlar birer birer eski konumlarına döner ve Boyuna manyetizasyon yeniden oluşmaya başlar.

Yani bu bir zaman sabitini göstermektedir. Bunu hatırlama kolaylığı bakımından:

$$T1 = TL$$

şeklinde gösterebiliriz. Yani T1, boyuna durulma zamanına eşittir diyebiliriz. (Diren 1994)



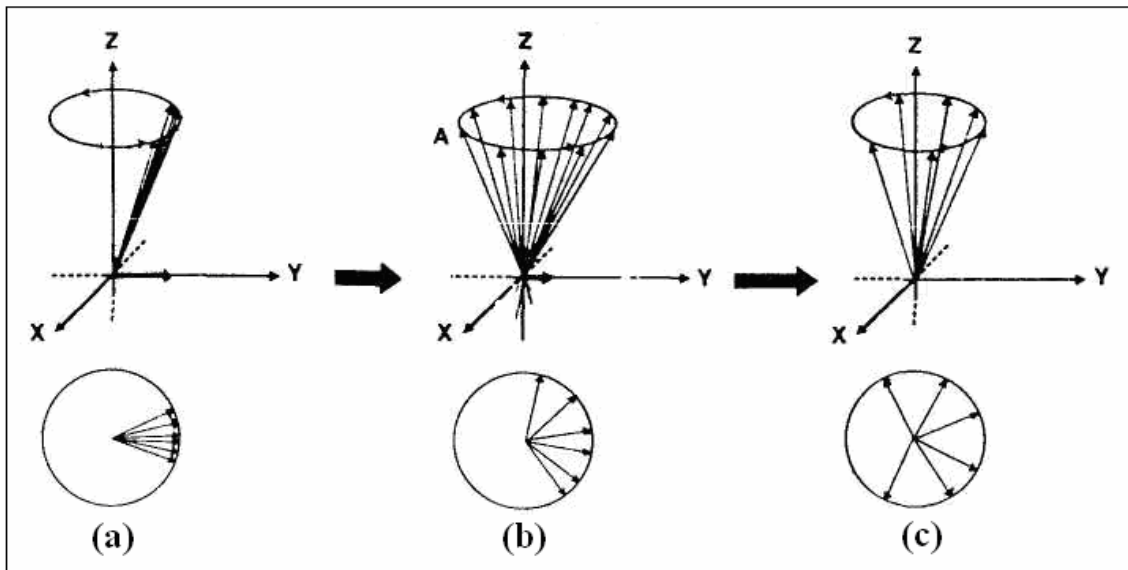
**Şekil 2. 10:** Boyuna manyetizasyonun yeniden oluşumu; T1 eğrisi

T1 ağırlıklı görüntü elde etme; Burada dokular arasındaki T1 zamanı farklılıklarını ortaya koymak amaçlanmaktadır. T1 zamanı farklı olan iki dokuda radyo frekans

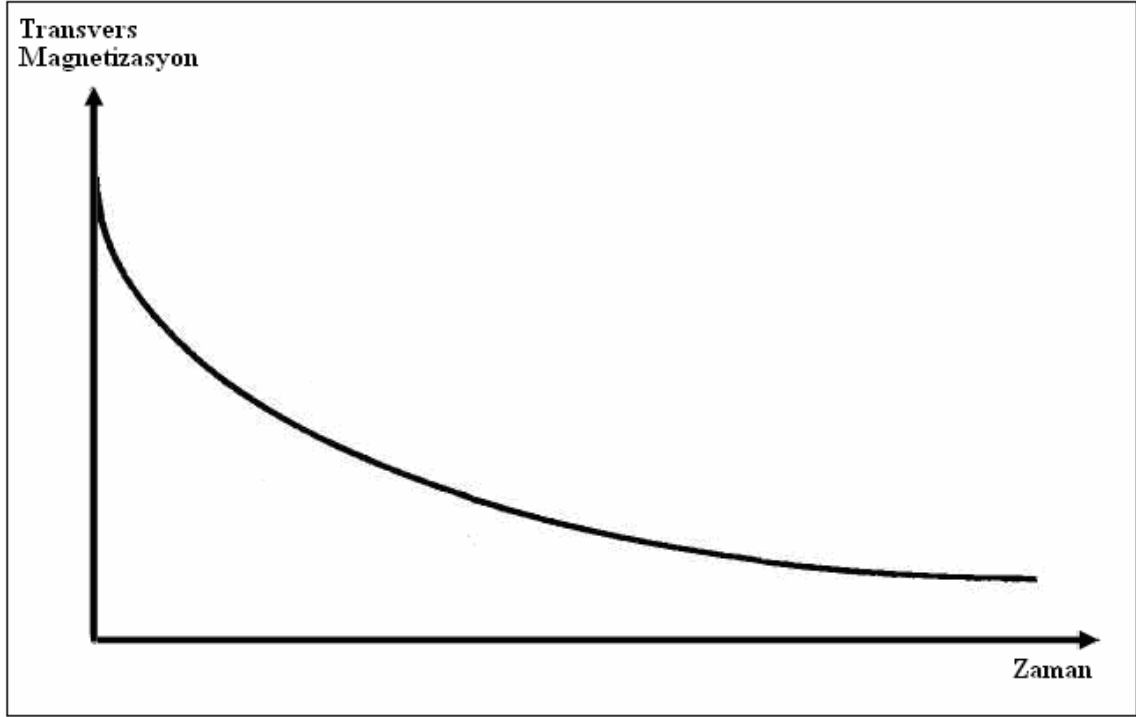
gönderildikten sonra protonlarda oluşan boyuna manyetizasyon farkı aslında dokular arasındaki T1 zamanı farkını vermektedir. Boyuna manyetizasyon ölçülemediği için T1 zamanı farkını ortaya koyacak şekilde ikinci bir radyo frekans verilmektedir. İkinci uyarıdan hemen sonra alınan sinyallerdeki ölçülebilen enine manyetizasyon değerleri aslında boyuna manyetizasyonun karşılığıdır. (Kaya vd 1997)

### 2. 3. 3. Enine Durulma Zamanı: T2 – Eğrisi

Enine durulma ile X-Y düzleminde dönmekte olan manyetik vektörün (enine manyetizasyon) zaman ile azalması ve ortadan kaybolması ifade edilir. (WEB\_1) RF Puls uyguladığımızda, protonların bir kısmının enerji seviyesi yükselip anti-paralel konuma gelirken, tüm protonlar bir araya toplanıp (in phase) Salınım hareketlerini sürdürüyordu. Bu durumda boyuna manyetizasyon azalırken bu defa Y ekseninde enine manyetizasyon oluşuyordu. Şimdi şekil 2.11' i incelediğimizde, bu durumda RF Puls uygulamasını kestiğimizde ne oluyor ona bakalım. Şekil 2.11. (a)' da enine manyetizasyonu görüyoruz. Alttaki şekil, kuşbakışı çizimle protonların Y eksenindeki manyetik vektörünü ifade etmektedir. RF Puls kesilince Şekil 2.11. (b)' de izlendiği gibi "in phase" durumundaki protonların bu konumu bozularak eski haline dönmeye başlar. Bu esnada enine manyetizasyonun kuvveti azalmaya başlayacaktır. Şekil 2.11 (c)' de bu azalmanın devamı gösterilmektedir. Sonunda tüm protonlar eski konumuna döner ve enine manyetizasyon tamamen ortadan kalkar. Bu durumu da bir grafik şeklinde gösterecek olursak şekil 2.12' deki eğriyi elde etmiş oluruz. Buna da "*T2 - Eğrisi*" adı verilir ve bu işlem için geçen zamana da "*Enine durulma zamanı*" denilmektedir. (Diren 1994)



**Şekil 2. 11:** RF Puls kesildikten sonra, in phase durumundaki protonların bu konumu bozulur ve yavaş yavaş eski konumlarına dönerler. Bu esnada enine manyetizasyonda azalarak ortamdaki kaybolmaya başlar.



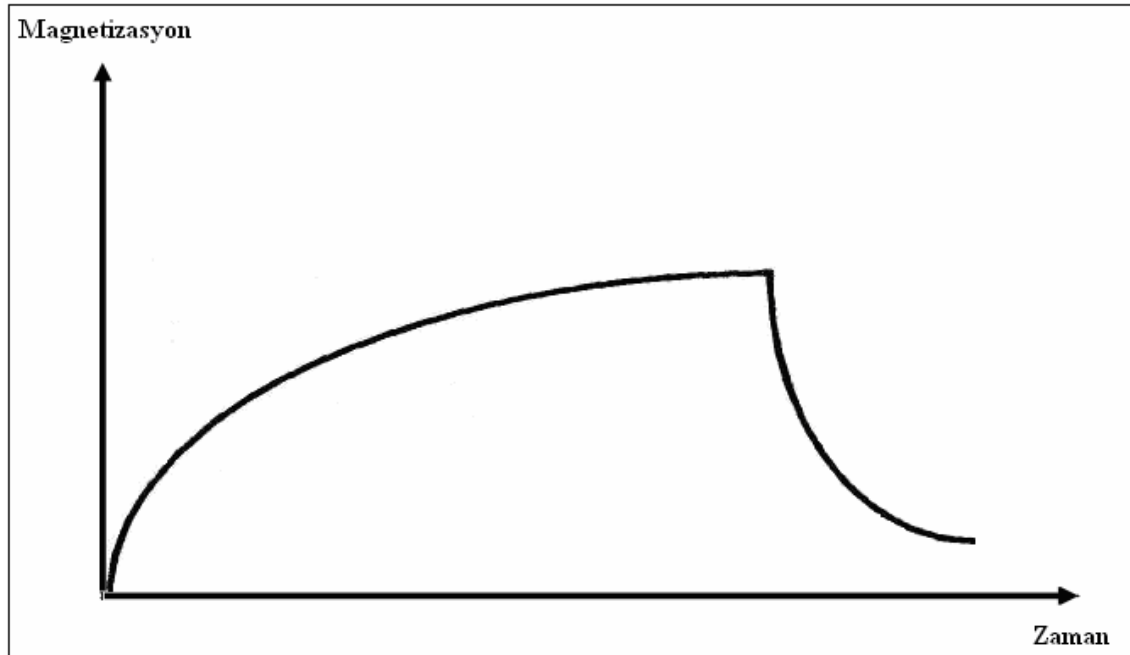
**Şekil 2. 12:** Enine manyetizasyonun ortamdaki kayboluşu.

T2 ağırlıklı görüntü elde etme; T2 zamanları birbirinden farklı olan iki dokunun arasındaki farkı ortaya koyacak bir T2 zamanı kullanılır. Bu süre içinde alınan sinyal kullanılarak görüntü oluşturulur. Böylece T2 süresi farklı olan dokular bu görüntüde ayırt edilmiş olur. Seçilen sinyal süresinde enine durulmasını tamamlayan dokulardan sinyal alınmazken T2 zamanı uzun olan dokulardan sinyal alınmakta ve fark ortaya konulabilmektedir. (Kaya vd 1997)

#### 2. 3. 4. Dokuların T1 ve T2 Durulma Zamanları

T1 ve T2 eğrilerini tekrar hatırlayalım. Şekil 2.13' de bu iki eğriyi birleştirilmiş şekilde görmekteyiz. Grafikte görüldüğü gibi boyuna durulma, enine durulmadan daha uzun sürede tamamlanmaktadır. Bu hemen her zaman için doğrudur; yani T1, hemen her zaman için T2'den daha uzundur. Daha açık bir şekilde ifade etmek istersek; 90° RF Puls ile oluşan protonların “in-phase” konumu kısa sürede bozulmakta, buna bağlı olarak enine manyetizasyon kısa sürede ortadan kaybolmaktadır. Ancak boyuna manyetizasyonu tekrar oluşturacak olan, anti-

paralele geçmiş bazı protonların tekrar eski konumlarına dönmeleri protonlar arasında “in-phase” konumunun bozulmasından daha uzun zaman içerisinde gerçekleşmektedir. (Konez 1995) Klinik uygulamada da T1 zamanı 300-2000 msec, T2 zamanı 30-150 msec arasında olmaktadır. T1 ve T2 zamanları gerçekte, incelenen dokunun karakteristik özelliklerini yansıtmaktadır. Peki, uzun-kısa durulma zamanı ne demektir yâda hangi dokular uzun hangileri kısa durulma zamanlarına sahiptir? Su ya da su içeriği fazla olan dokuların T1 ve T2 durulma zamanları uzundur. Patolojik ya da hasta dokularda da genellikle su içeriğinin arttığını görürüz. Bu nedenle bunları da MR resimlerinde T1 ve T2 zamanları uzun alanlar olarak izleriz (bu konudaki ayrıntıları ilerde tekrar irdelleyeceğiz). Yağ dokusunun ise T1 zamanı kısa, T2 zamanı (su ile karşılaştırıldığında) daha kısadır. Bu iki örneği seçmemizin nedeni T1 ve T2 zamanları hakkında genel bir bilgi vermeyi amaçlamaktadır ki bu bilgi ilerde açıklayacağımız şekilde MR görüntüsünde ortaya çıkan bulguları yorumlamamızda oldukça önem kazanacaktır. (Diren 1994)



**Şekil 2.13:** 10: T1 ve T2 eğrileri.

Şekilde görüldüğü gibi, T1 boyunca durulma zamanının tümünü kapsamayıp, 0 noktasından % 63 kadar boyuna manyetizasyon'un oluştuğu an arasındaki süreyi temsil etmektedir. Yine bunun gibi, T2 enine durulma süresinin tamamını kapsamayıp, 90<sup>0</sup> RF Puls sonrası oluşan maksimum güçteki enine manyetizasyon

anı ile bu gücün % 63 oranında azaldığı an arasındaki zamanı temsil etmektedir (veya sinyalin % 63 oranında kaybolduğu an ile maksimum sinyal arasındaki süreyi). (WEB\_1)

### 2. 3. 5. T1 Zamanını Etkileyen Faktörler

Gerçekte T1, doğrudan doğruya dokunun yapısal bileşimine ve çevresindeki oluşumların özelliğine bağlıdır. Eğer hatırlayacak olursak salınım hareketindeki protonların çevresinde kendi ürettikleri, bir manyetik alan bulunmaktadır. Bu manyetik alanın yönü sürekli değişmekte ve bu değişim Larmor frekansında, düzenli bir şekilde gerçekleşmektedir. RF Puls ile uyarılmış yani enerji düzeyi yükseltilmiş protonlar, RF Puls'n kesilmesini takiben eski konumlarına dönerken, çevrelerindeki diğer moleküllere bu enerjiyi transfer ederler. Eğer incelemekte olduğumuz ortamın sıvı içeriği yüksekse bu enerji transferi güç olmaktadır. Çünkü küçük ve devamlı hareket eden su moleküllerine bu transferi yapmak zor olmaktadır. Dolayısıyla enerji seviyeleri yükseltilmiş bulunan protonlar eski boyuna düzlemlerine aldıkları enerjiyi kolayca veremeyeceklerinden yavaş yavaş dönerler. Bu da uzun bir zaman alacaktır, dolayısıyla sıvıların T1 zamanı uzundur. Bir dokunun sıvı içeriği ne kadar az ise veya molekülleri ne kadar büyükse bu enerjiyi transferi o oranda hızlı olacağından, uyarılmış protonlar boyuna konumlarına hızla dönerler ve dolayısıyla katı maddelerin T1 zamanı (katılıkları ile doğru orantılı olarak) kısadır. Peki, yağ dokusunun T1 zamanı neden kısadır? Bilindiği gibi yağ asitleri, uçlarından karbon atomları ile bağlanmaktadır. Dolayısıyla yağ asitlerindeki hidrojen atomlarının protonlarının frekansı, Larmor frekansına çok yakındır ve etkili bir enerji transferi gerçekleşir. Bu nedenle T1 zamanı kısa olmaktadır. Bu arada bir konuya daha geri dönerek değineceğiz. Hatırlanacağı gibi protonların salınım frekansları, dış manyetik alan gücüne bağlıdır ve bu ilişki Larmor denklemi ile açıklanmaktadır. Yani, bizim MR cihazımızın manyetik alan gücü ne kadar yüksekse o ortamda incelediğimiz hastadaki protonların Salınım frekansı da o kadar yüksek olacaktır. Bu nedenle RF Puls ile uyarıldıklarında almış oldukları enerjiyi transfer etmeleri de güç olur, yani uzun zaman alır ve dolayısıyla T1 zamanının, dokuların özellikleri dışında bir de dış manyetik alan gücüne bağlı olduğunu söyleyebiliriz. Yani dış manyetik alan ne kadar büyükse T1 zamanı da o oranda uzamaktadır. Tabii ki bu uzama dokulardan alınan T1 sinyallerine de belli bir

oranda yansır, örnekleyecek olursak, T1 ağırlıklı görüntülerde (bunun ne demek, olduğuna ilerde değineceğiz) sıvılar düşük manyetik alan gücüne sahip MR sistemlerinde daha az "siyah", yüksek manyetik alan gücüne sahip sistemlerde ise daha çok "siyah" görüneceklerdir. (Diren 1994)

### 2. 3. 6. T2 Zamanını Etkileyen Faktörler

RF Puls ile enerji seviyeleri yükseltilen protonların hastadaki mevcut boyuna manyetizasyonun yönünü değiştirerek transvers manyetizasyon oluşumuna neden olduklarını biliyoruz. Dokunun manyetik vektörü böylece koordinat sistemimizde Y eksenine paralel konuma geçmekteydi. RF Puls kesildiğinde uyarılmış protonlar tekrar eski konumlarına döneceklerdir. Ancak bu dönme işlemi protonların tümü aynı anda yapmamaktadır. Çünkü hatırlayacağınız gibi MR cihazımızın manyetik alanı her düzlemde farklı güçtedir, yani düzgün bir homojenitede değildir (bunu zaten biz böyle istiyoruz, kesit seviyelerini belirlemek için). Bu nedenle incelediğimiz dokudaki protonların çevresinde oluşan manyetik alan da düzgün olmamaktadır. Şimdi bu bilgiler ışığında, MR cihazındaki hastamızın incelemekte olduğumuz bölgesinde sıvı içeriğinin yüksek olduğunu düşünelim. Su molekülleri küçük olduklarından ve çok hızlı hareket ettiklerinden, buradaki protonların manyetik vektör yönleri de düzenli olarak çok hızlı değişmektedir. Bu nedenle birbirlerinin manyetik momentlerini çok hızlı nötralize etmektedirler. Dolayısıyla sıvı içeriği yüksek dokularda iç manyetik alan nispeten daha homojendir yani kesitsel olarak büyük farklılıklar göstermez. Böyle bir durumda "in phase" konumundaki protonlar bu durumlarını uzun süre korurlar, yani "dephasing" süresi uzundur. Bu da T2 zamanının uzun olmasına neden olur. İşte sıvıların T2 zamanının uzun olmasının nedeni budur. Tersinde ise, yani incelenen dokuda sıvı içeriği az ise yani büyük moleküller mevcutsa bunların iç manyetik alanları arasında büyük moleküller bulunacaktır. Büyük moleküllerin hareketi daha yavaş olduğundan, çevrelerinde oluşturacakları manyetik alanlar birbirlerini daha yavaş ve güç nötralize edecektir. Bu da dokunun iç manyetik alanında büyük farklılıkların gelişimine neden olur. Bu durumda protonlar "in phase" konumlarından hızla "dephase" konumlarına geçerler ve T2 zamanı kısalmış olur. Demek ki sıvı içeriği az olan dokuların T2 zamanları kısa olmaktadır. (Diren 1994)



### 2. 3. 7. RF Puls'un Uygulanması ve MR Sinyali

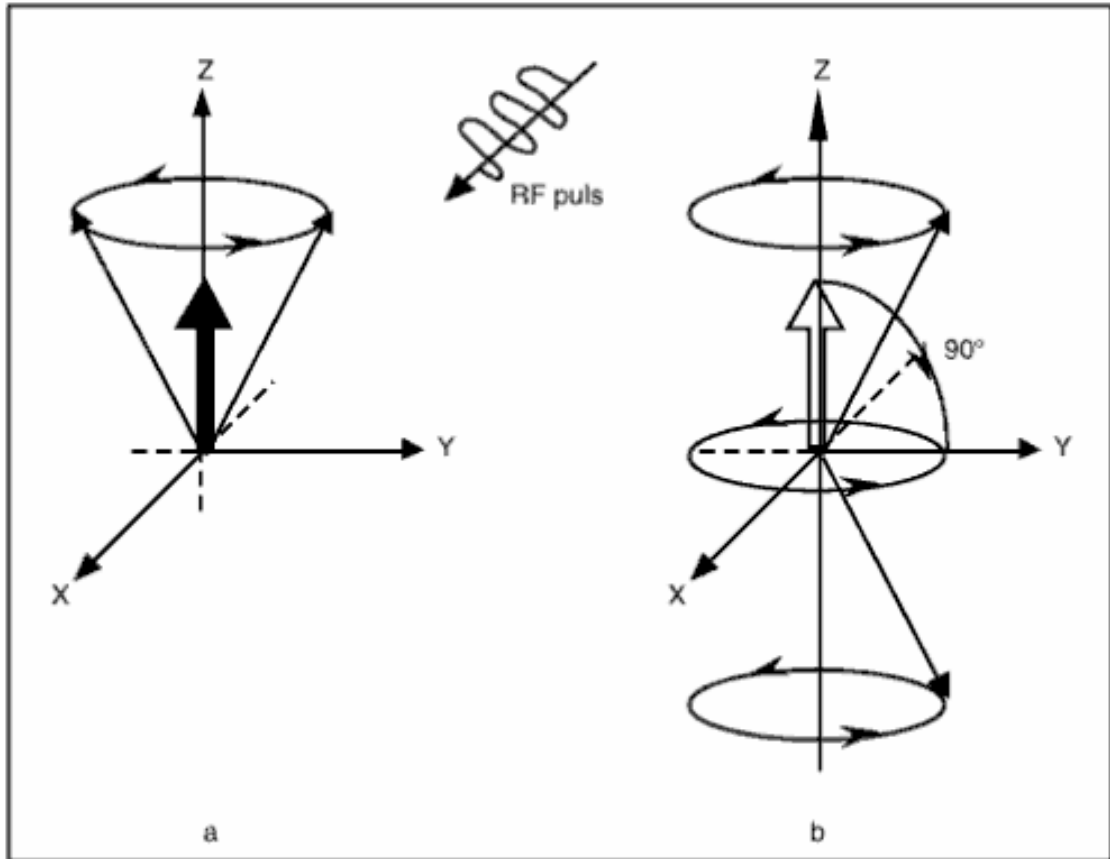
MR görüntüleme, kullanılan RF Puls' un uygulama şekline bağlı olmak üzere değişik özelliklerde görüntüler elde etmek mümkündür. MRG cihazı, hidrojene özgü bir RF Puls uygular. Sistem, Puls vücudun incelenmek istenen dokusuna yöneltir. RF Puls, incelenen doku içindeki protonların farklı bir yönde dönme ya da salınım hareketlerini, farklı bir düzlemde (xy düzlemi) sürdürmelerini sağlayacak enerji soğurumuna neden olur. Salınım yapan protonların salınım frekansı, dışarıdan gönderilen RF Puls frekansı aynıdır. Bu iki frekansın aynı oluşu rezonansa neden olur. MRG' nin oluşmasını sağlayan ölçüm parametreleri, bu etkileşmeden doğar.

MRG cihazlarında, RF Puls, vücudun baş, omuz, diz, bilek gibi farklı bölümleri için farklı tasarlanmış antenlerle uygulanır. Antenler, genellikle incelenecek bölgenin vücut hatlarına uygun ve en yakınına yerleştirilebilir özelliklerde tasarlanırlar. Antenlerin RF Puls göndermeleriyle hemen hemen eş zamanlı olarak, dereceli mıknatıslar da devreye girerler. Dereceli mıknatıslar, ana manyetik alan şiddetinin belirli bir biçimde kullanılmasını sağlayarak, görüntülenmek istenen dokuyu, diğer dokulardan tümüyle ayırırlar. MRG, aslında görüntülenecek bölgeyi çok ince dilimlere ayırır; bu sayede, hastanın hareket etmesini gereksiz kılarak her yönden görüntü alabilir. Cihaz, tüm bu yönlendirmeleri dereceli mıknatıslar yardımıyla yapar.

RF Puls kesildiğinde, hidrojen protonları çevresel etkileşmeler de yaparak, yavaşça önceki durumlarına (z düzlemine) dönerler ve RF Puls ile soğurdukları fazla enerjiyi salırlar. Enerji salınımının yarattığı sinyal, anten tarafından seçilir ve bilgisayar sistemine gönderilir. Matematiksel verileri alan bilgisayar, Fourier dönüşümlerini kullanarak, bu verileri gri ölçekte, görüntüye dönüştürür. (WEB\_ 2)

MR cihazına aldığımız hastada oluşan boyuna manyetizasyonun yönünü değiştirmek için uyguladığımız RF Puls' un özelliklerine değinelim. Şekil 2.14' te Z eksenini çevresinde salınım hareketinde bulunan 2 protonu izliyoruz. Bunların oluşturduğu net manyetizasyon (boyuna manyetizasyon) kalın ok ile

gösterilmiştir. Şimdi buraya frekansı ve uygulama süresi ayarlanmış bir RF Puls gönderelim. Bununla birlikte protona enerji transferi olmakta ve buna bağlı olarak düşük enerji seviyesindeki bazı protonlar yüksek enerji seviyesine ulaşmaktadır. (Bunun anlamı; bazı protonlar paralel konumdan anti-paralel konuma yer değiştirirler). (WEB\_1) Şekil 2.14 (b)' de izlediğimiz gibi Z eksenindeki manyetik alan yönü, Y eksenine dönmekte ve enine manyetik alan oluşmaktadır. Gönderdiğimiz RF Puls boyuna manyetik vektörü  $90^0$  döndürmüş olduğu için buna " $90^0$  RF Puls" adını veriyoruz. Buradan anlaşılacağı gibi boyuna manyetizasyonu değişik derecelerde döndürebilecek RF Puls kullanımları mümkündür (örneğin  $180^0$  RF Puls gibi). Şimdi bu olayı biraz daha ayrıntılı tekrar inceleyelim. (Diren 1994)

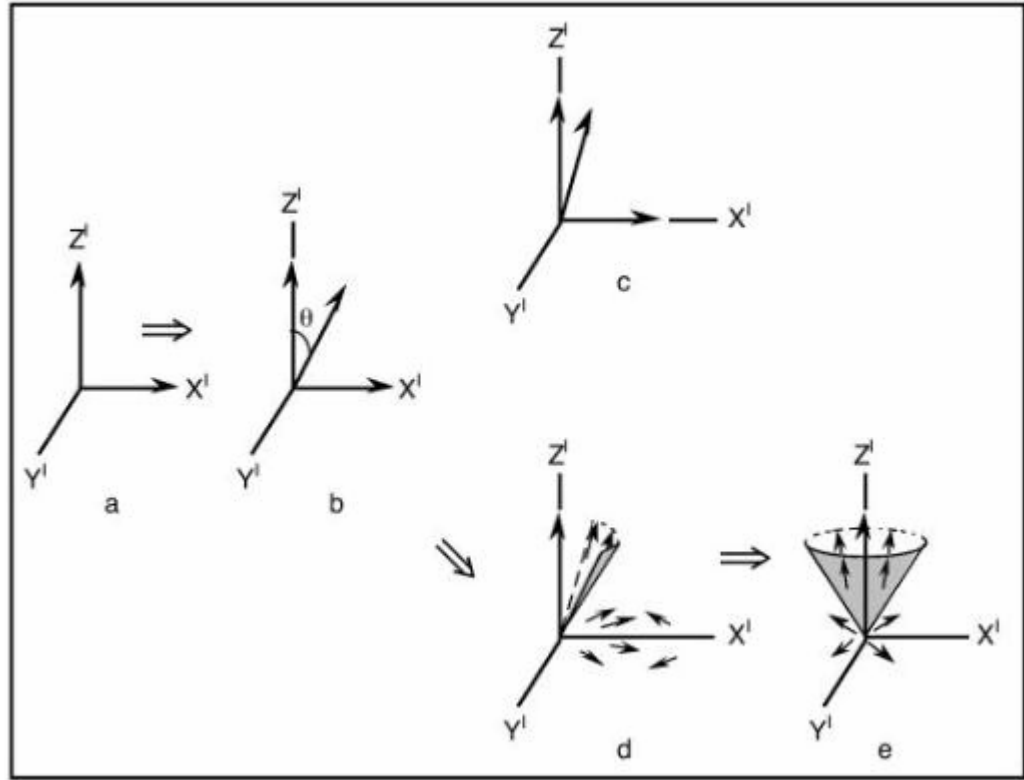


Şekil 2. 14:  $90^0$  Radyo Frekans Puls

Bu uyarı (stimulus) sonucu çekirdeklerin manyetizasyon vektörü (Z) başlangıç konumundan sapar ve statik manyetik alanla bir açı yapar ( $\theta$  açısı) (Şekil 2. ). Teta açısının derecesi RF enerjisi ve uygulama süresi ile doğru orantılıdır. RF Puls kesildiğinde çekirdek uyarılmış durumdan tekrar eski haline (relaks= durulma) geçer ve gerilmiş yaylara benzer şekilde enerjisini manyetik sinyaller şeklinde yayar. Başka bir deyişle uyarılan çekirdekler, RF Puls alan ve yayan antenler gibi davranırlar. Salınan sinyallerin frekansı statik manyetik alanın gücü ile doğru orantılıdır.

Salınan sinyallerin şiddeti dokudaki proton sayısı ile ilgilidir. Organizmadaki yumuşak dokunun yapısının % 75'i sudur. Normal yumuşak dokular ayrı ayrı görüntülenebilir. Kemikler az su içerdikleri için çok küçük sinyaller gönderir, yani MR sessizdir. Böyle bir bölgenin yakınındaki yumuşak dokulardan düzgün sinyaller alınabilir.

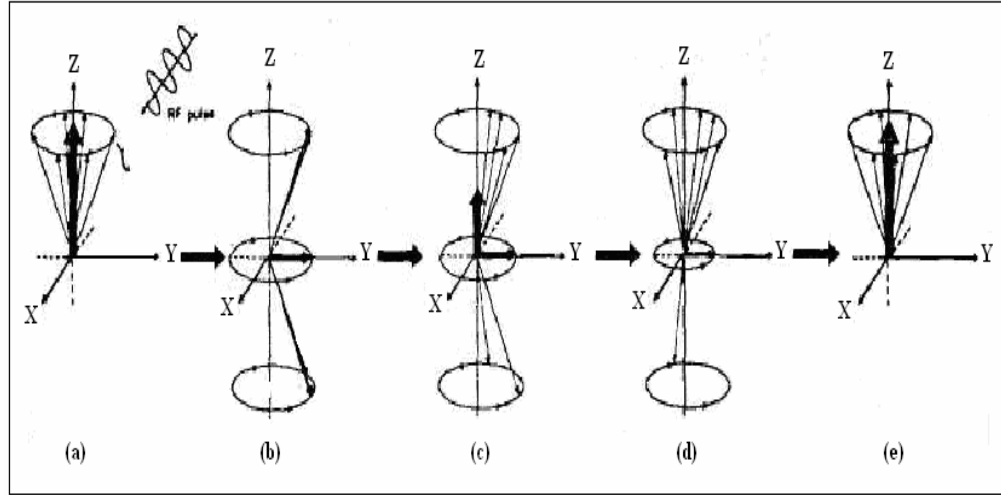
Uyarılan hidrojen çekirdekleri normal konumlarına gelirken iki tip sinyal yayar. (Şekil 2.15) Bu sinyallerin T1 ve T2 durulma zamanı adı verilen süreleri görüntü oluşturmada önemli parametrelerdir. (Pütün 1996)



**Şekil 2.15:** Nükleer rezonans olayı: Manyetik alan içerisindeki hidrojen çekirdekleri Z eksenine paralel olarak dizilir. (a) Radyo frekansla uyarılan çekirdeklerin manyetik vektörü başlangıç konumundan sapar. (b) RF Puls kesildiğinde çekirdek eski konumuna döner. (c) Aldığı enerjiyi manyetik şekilde yayar. Bu sinyalin süresine T1 denir. Manyetizasyon vektörü eski konumuna gittikçe küçülen daireler şeklinde döner. (d) Bu sırada hidrojen çekirdeklerinin aksları ortamdaki çok küçük değişikliklerden etkilenerek paralelliklerini kaybederler ve bir çan oluşturacak şekilde dağılır. (e) Bu çanın oluşması için geçen süreye T2 denir.

Şekil 2.16' de bu sefer 6 protonun oluşturduğu boyuna manyetizasyon görülmektedir. Buraya "90<sup>0</sup> RF Puls" gönderdiğimizden (frekans ve süresi tarafımızdan ayarlanmış) boyuna manyetik alanımız enine manyetik alan şekline dönecektir. Bu olayın gerçekleşmesini şimdi adım adım izleyelim. Şekil 2.16 RF Puls uygulamasını takiben 3 protonun enerji seviyesinin yükselerek Z ekseninde anti-paralel konuma geçtiğini ve aynı anda da tüm protonların "in phase" konumuna geçerek bir araya toplandığını görülmektedir. Bunun anlamı protonların vektör uçlarının aynı anda, salınım çemberinin aynı noktasında olmasıdır. (WEB\_1) Bu anda enine manyetizasyon oluşmuş bulunmaktadır. RF Puls uygulamasını kestiğimiz anda ise enerji seviyesi yükselerek anti paralel konuma geçmiş protonlar sırayla eski konumlarına gelirken aynı anda da tüm protonlar yavaş yavaş in phase konumlarından ayrılmaya başlayacaktır. Şekil 2.16 (c)' de 1 proton eski konumuna dönmüş ve dephasing başlamıştır ve gördüğümüz gibi bu nedenle boyuna manyetizasyon yeniden

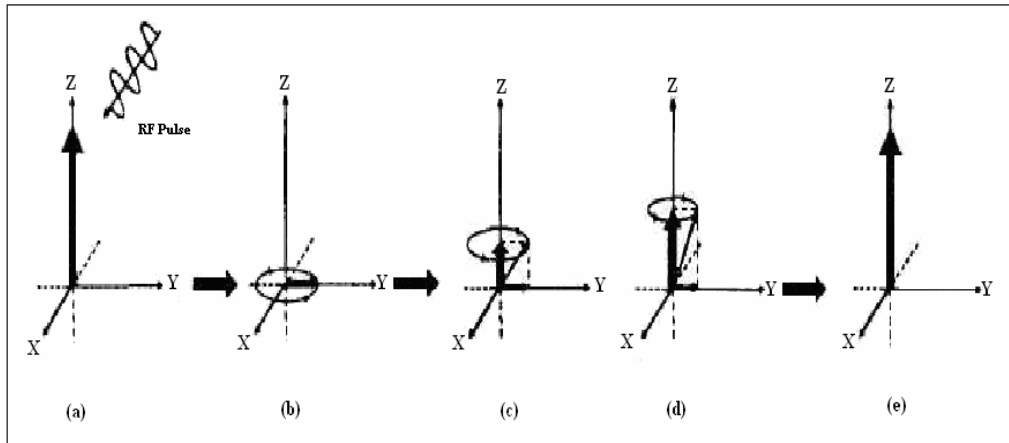
oluşmaya başlamıştır. Şekil 2.16 (d)' de 2. protonda eski konumuna dönmüş ve dephasing devam etmekte, dolayısıyla enine manyetizasyon azalmaya devam ederken boyuna manyetizasyon da artmaktadır. Nihayet şekil 2.16 (e)' de tüm protonlar RF Puls uygulamasından önceki ilk konuma dönmüş ve boyuna manyetizasyon eski halini alırken, enine manyetizasyon yeniden oluşmaya başlar.



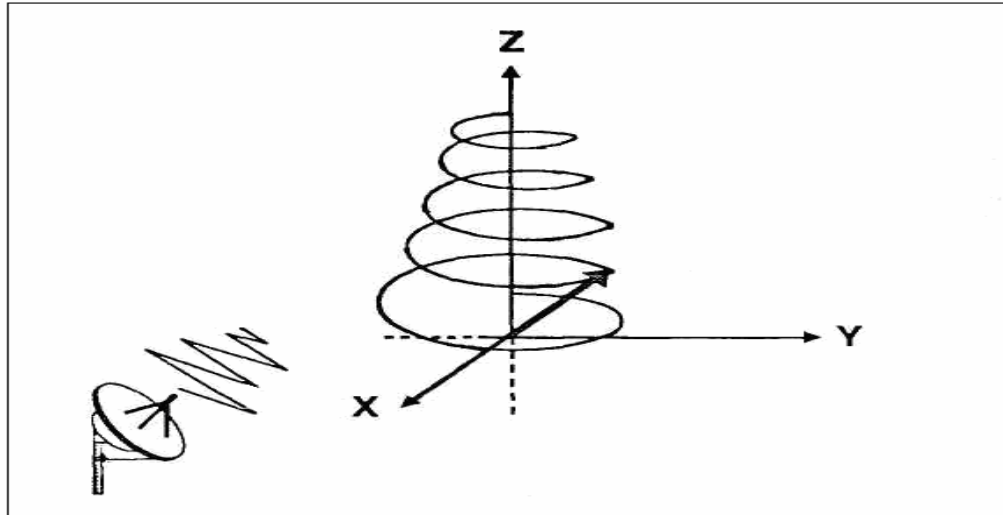
**Şekil 2. 16:** RF Puls uygulaması kesildikten sonra, enine manyetizasyon azalırken, boyuna manyetizasyon yeniden oluşmaya başlar. Aynı anda ortamda iki manyetik kuvvet mevcuttur.

Şimdi bu süreç içinde aynı anda hastada iki değişik manyetik vektör bulunmaktadır. Birisi enine (Y düzleminde) diğeri boyuna (Z düzleminde) manyetik vektörlerdir. Peki, bu anda hastadaki net manyetizasyonu nasıl ifade edebiliriz? Hatırlayacağınız gibi net manyetizasyon, manyetik kuvvetlerin vektörel ifadesidir. Bu durumda enine ve boyuna düzlemdeki manyetik kuvvetleri de bir vektörle gösterebiliriz. Bu durumu Şekil 2.17' de görelim. Şekil 2.17 (a)' da hastada mevcut olan boyuna manyetizasyon (kalın ok) vektörel ifadesi, ince ok ile gösterilmiştir ve normalde bu da Z eksenindedir.  $90^\circ$  RF Puls uyguladığımızda enine manyetizasyonun oluşmakta ve Şekil 2.17 (b)' de görüldüğü gibi vektör bu sefer Y eksenine paraleldir. Şimdi RF Puls uygulamasını kestiğimizde enine manyetizasyon azalmaya başlarken boyuna manyetizasyon yeniden oluşmaya başlayacaktır. Yani aynı anda iki manyetik alan mevcuttur. Şekil 2.17 (c)' de bunların ortalamasını (yani ortamdaki net manyetizasyonu) vektörel olarak ifade ettiğimizde ince okun belli bir açıda bulunduğunu görürüz. Tabii ki bu anda dephasing nedeniyle bu manyetik vektörün de salınım hareketi yaptığını ve Z eksenini çevresinde döndüğünü hatırlayalım. Şekil 2.17 (d)' de vektörün Z eksenine yaklaşmakta olduğunu ve nihayet Şekil 2.17 (e)' de Z eksenine geldiğini görürüz. Bizim kaydettiğimiz MR sinyali

vektörün Z eksenine yaklaşmakta olduğunu ve nihayet Şekil 2.17 (e)' de Z eksenine üzerine geldiğini görürüz (yani RF Puls uygulandıktan önceki ilk konum). Bu vektörün Y düzleminde başlayan dönme hareketi Z eksenine gelene kadar helezonvari (spiral şekilde) bir hareket şeklinde gerçekleşir. Bizim kaydettiğimiz MR sinyali işte bu spiral şekilde dönen manyetik vektörün oluşturduğu elektrik akımıdır (tekrar hatırlayalım: sürekli hareket ederek yönü değişen manyetik alanlar aynı zamanda bir elektrik akımı üretirler). Peki, bu vektörden kaydedeceğimiz sinyalin özelliği nedir? Şekil 2.18' de bunu görüyoruz.



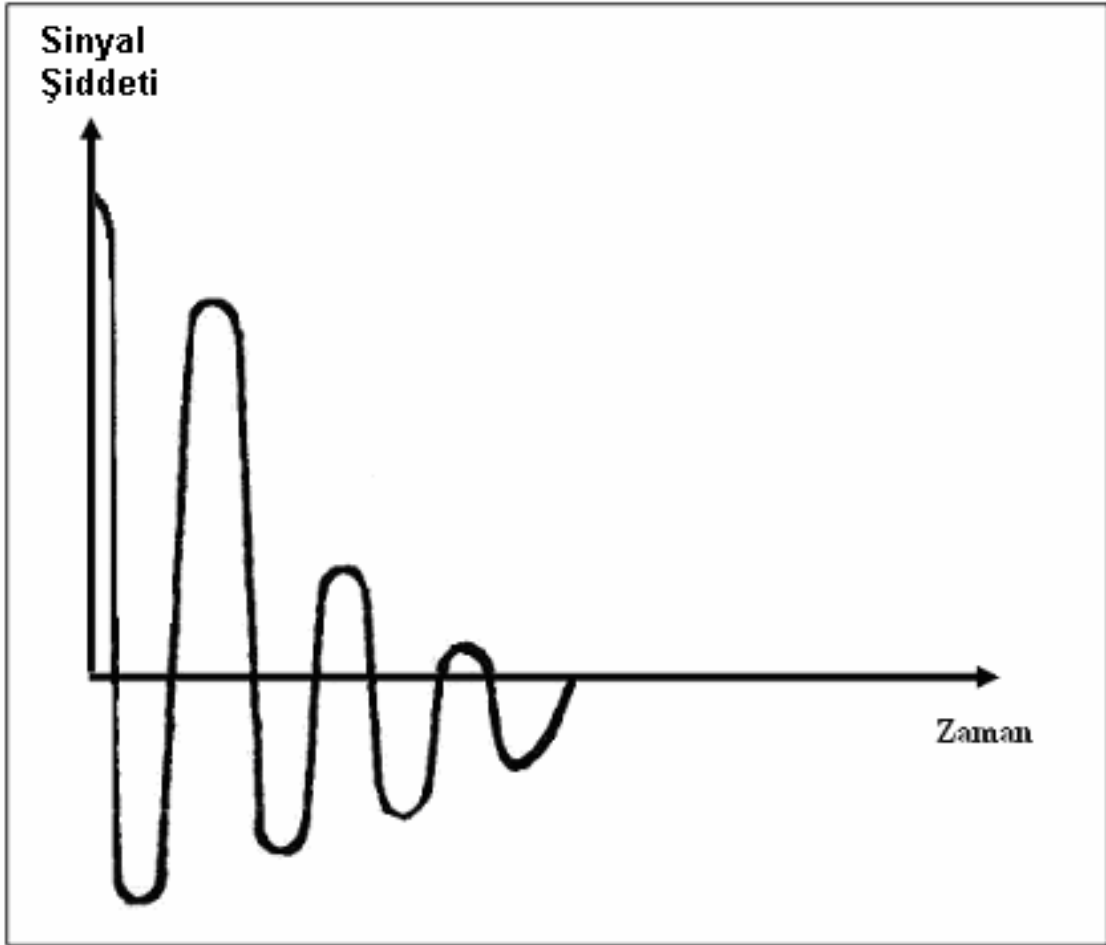
**Şekil 2.17:** Ortamda bulunan iki manyetik alanın kuvvetlerinin vektörsel bileşkesi, o anda ortamın net manyetizasyonu belli bir açıda Z eksenini etrafında dönmektedir.



**Şekil 2.18:** Net manyetik momenti ifade eden vektör Z eksenini çevresinde spiral şekilde dönerken, oluşturduğu elektrik akımı bir anten tarafından kaydedilir.

RF Puls uygulamasını kestiğimiz anda ortamdaki net manyetik momenti temsil eden vektörümüz spiral şekilde dönerek ilk konumuna (Z eksenine paralel) gelirken antene en yakın geçtiği anda kuvvetli, en uzak geçtiği anda ise zayıf sinyal verecektir. Bu durumda, kaydettiğimiz MR sinyali sürekli azalan bir sinyal

şeklindedir (Şekil 2.19). Yani bu sinyalin şiddeti zaman sürecinde azalmaktadır, işte buna "Serbest İndüksiyon Kayboluşu Sinyali (*free induction decay*) (FID) " adı verilir. Şekil 2.19' da görüleceği gibi FID sinyali, RF Puls uygulandığı anda en yüksek ve RF Puls kesilmesinden sonra ise sürekli azalarak alınmaktadır. Bu azalmanın nedeni, ortamdaki net manyetizasyonu gösteren vektörün, Z eksenine paralel konuma gelirken sürekli olarak alıcı antenden uzaklaşması ve sinyal gücünün düşmesidir.



**Şekil 2.19:** FID Serbest İndüksiyon Kayboluşu (Free Induction Decay) sinyali.

Boyuna manyetizasyon oluştuğunda da (yani ilk konumuna geldiğinde) sinyal kaydı bitmektedir. (Diren 1994)

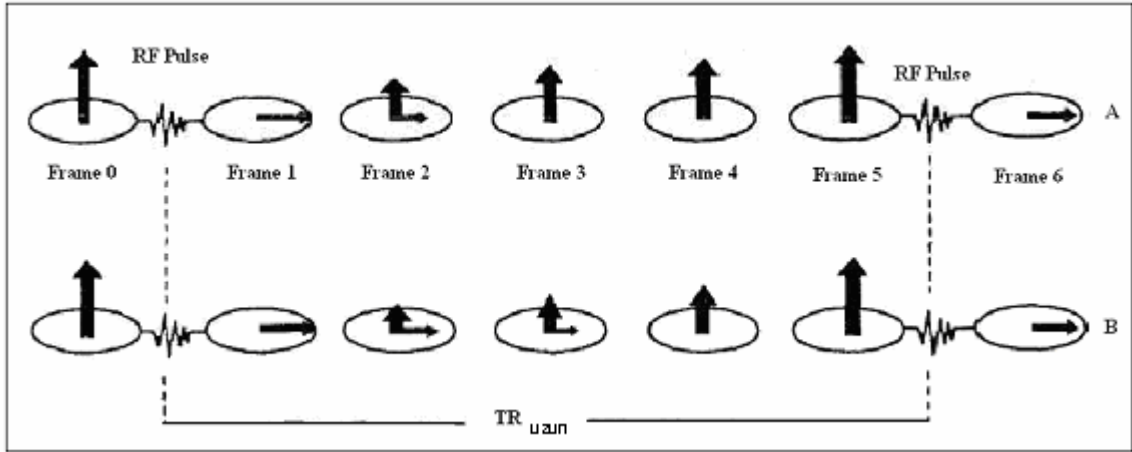
## 2. 4. RF Puls Uygulama Süreleri ve Puls Tipleri (Sekansları)

### 2. 4. 1. TR ve TE Zamanları

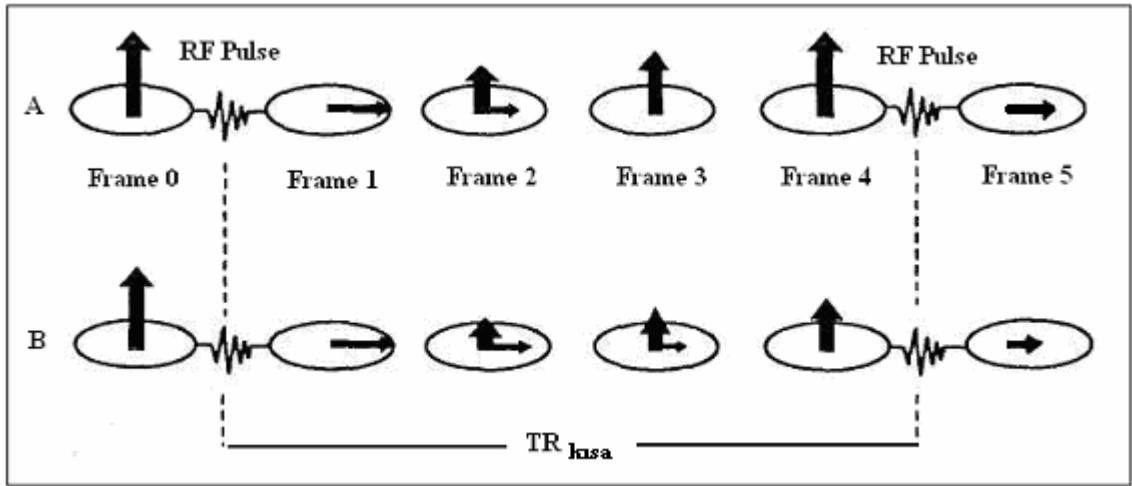
#### 2. 4. 1. 1. TR (Time To Repeat)

TR zamanının ne olduğunu anlamak bizim açımızdan çok önemlidir. Bunun için, önce Şekil 2.20' deki şemayı inceleyelim. Burada T1 ve T2 durulma zamanları farklı olan iki doku örneklenmektedir. A dokusunun enine ve boyuna durulma zamanları B dokusundan daha kısa olsun. Şimdi bu ortama  $90^0$  RF Puls gönderelim ve bir süre bekleyelim, işte bu bekleme süresine "*TR zamanı*" adını veriyoruz. Yani ikinci bir RF Puls gönderene kadar geçen zamanı ifade etmektedir. Örneğin  $90^0$  RF Puls gönderdikten sonra  $TR_{uzun}$  zamanı kadar bekliyor ve bu süre sonunda yine  $90^0$  RF Puls gönderiyoruz Şekilde gördüğümüz gibi ilk  $90^0$  RF Puls uygulanmasından sonra beklediğimiz  $TR_{uzun}$  süresi sonunda her iki dokuda da boyuna manyetizasyon başlangıç konumuna gelmiş bulunmaktadır (frame 5). İkinci RF Puls uygulandığında frame B'de gösterilen enine manyetizasyon her iki doku için ilk RF Puls'de olduğu gibi (frame 1'de) yine aynı oranda oluşacaktır. Peki, TR zamanını daha kısa seçersek ne olur. Şekil 2.21' e bakarsak, aynı ortamda bu sefer  $90^0$  RF Puls gönderdikten sonra daha kısa ( $TR_{kısa}$ ) süresi bekleyip durulma zamanları daha kısa olan A dokusundaki boyuna manyetizasyonun B dokusundan daha önce eski konumuna geldiğini (frame 4) görürüz, ikinci  $90^0$  RF Puls bu anda gönderileceğinden bu sefer dokuların enine durulma zamanları da farklı olacaktır. Frame 5'de görüldüğü gibi A dokusunun enine manyetizasyonu B dokusundan büyüktür. Bu durumda ortamın net manyetik vektörü A dokusunda, B dokusundakinden büyük olacak, yani oluşturduğu MR sinyali daha fazla olacaktır. Bu durumda,  $90^0$  RF Puls'lar kullanarak bu pulsların arasındaki TR zamanını da kısalttığımızda A ve B dokusunu birbirinden kolayca ayırt edebileceğiz.



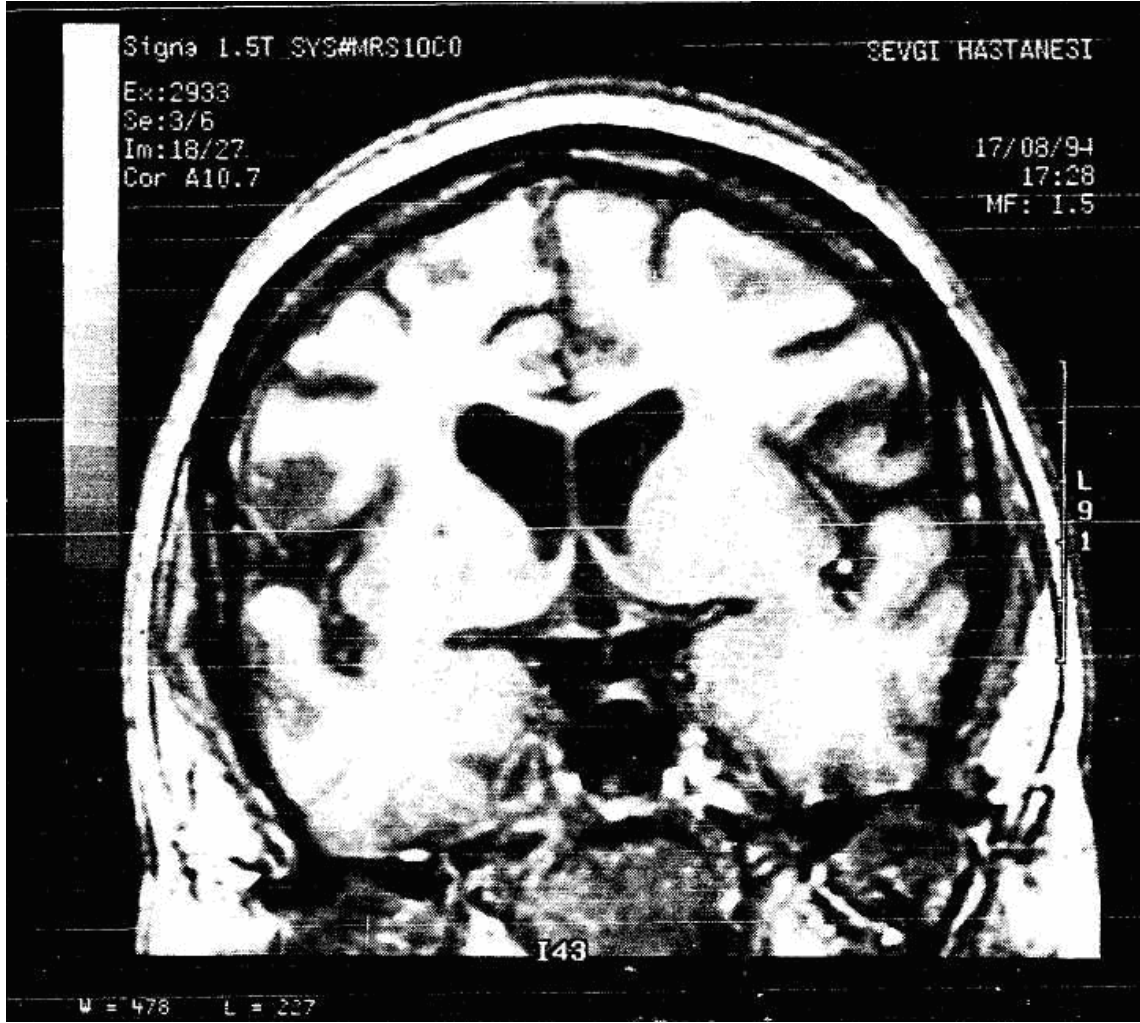


**Şekil 2.20:** T1 ve T2 Durulma zamanları farklı iki dokunun uzun TR zamanı ( $TR_{uzun}$ ) seçildiğinde manyetik vektörün davranışı.



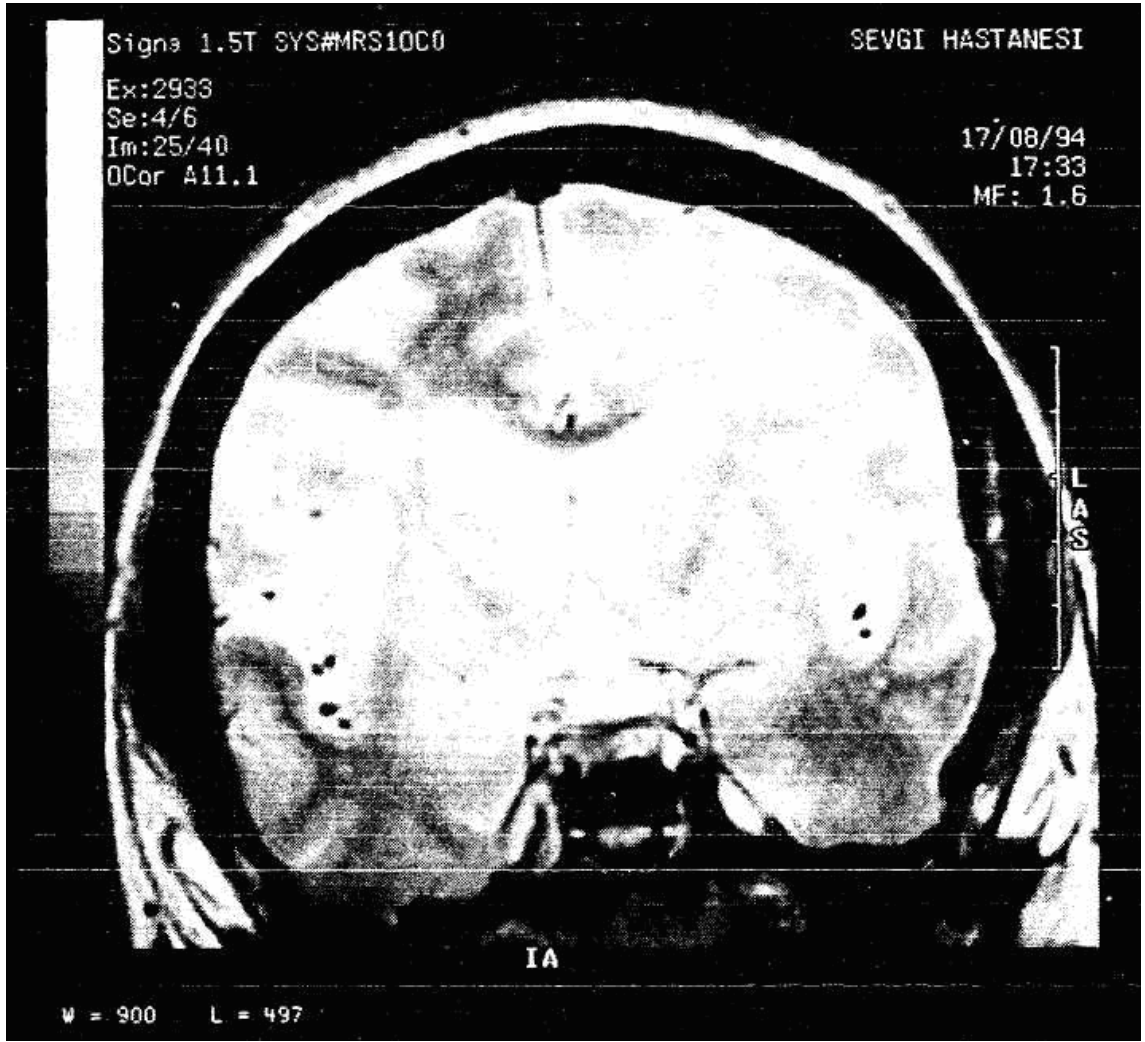
**Şekil 2.21:** Yukarıdaki aynı iki dokunun kısa TR zamanı ( $TR_{kisa}$ ) seçildiğinde manyetik vektörlerin davranışı.

Örneğimizdeki tabloyu özetlersek;  $90^\circ$  RF Puls'ları belli zaman aralıkları ile uyguladığımızda, eğer uygulama aralığı uzun tutulursa ( $TR_{uzun}$ ) iki dokunun arasını yoğunluğunu ayıramadığımızı, ancak bu kısa tutulursa ( $TR_{kisa}$ ) iki dokuyu birbirinden ayırt edebileceğimizi görüyoruz. Bu ayırımın nedeni her iki dokudaki boyuna T1 durulma zamanındaki farktan kaynaklanmaktadır, işte bu MR resmine "*T1 ağırlıklı görüntü*" adını veriyoruz. Bu resim doku kontrast farklılığını göstermektedir ve dokular arası sinyal yoğunluğu farkından oluşmaktadır (Resim 2.1). (Diren 1994)



**Resim 2.1:** T1 ağırlıklı MR resmi (koronal düzlemde beyin kesiti). TR / TE: 500 / 15 msec.

Genel bir bakış açısıyla, RF Puls'ları seçerek ( $90^0$ ,  $180^0$  gibi) ya da RF Puls'ların uygulama aralıklarını (TR) değiştirerek değişik özellikte MR resimleri elde edebiliriz. İşte RF Puls seçimleri ile oluşturulan MR serilerine "*Puls Sekansları*" adı verilmektedir. (WEB\_4) T1 ağırlıklı resmin nasıl oluştuğunu Şekil 2.20 ve 2.21' deki açıklamalarımızda görmüştük. T1 ağırlıklı resimler doku kontrastını ortaya koyar ve farklı dokuların farklı sinyal oluşturmasından kaynaklanır. Oysa MR imajında doku kontrastı sadece dokuların T1 durulma zamanına bağlı değildir. Örneğin tetkik edilen ortamdaki dokularda bulunan proton miktarı da bunu belirler. Diyebiliriz ki tetkik bölgesinde protonlar az ise doku kontrast farkı azdır, çok ise kontrast farkı da artar. Demek ki Puls uygulamaları arasında uzun bir TR süresi beklersek o ortamdaki dokular arasındaki proton yoğunluğu (density) farkı sinyal oranını doğrudan etkileyecektir, işte bu şekilde elde olunan imajlara da "*proton density ağırlıklı görüntü*" adını veriyoruz (Resim 2.2). (Diren 1994)



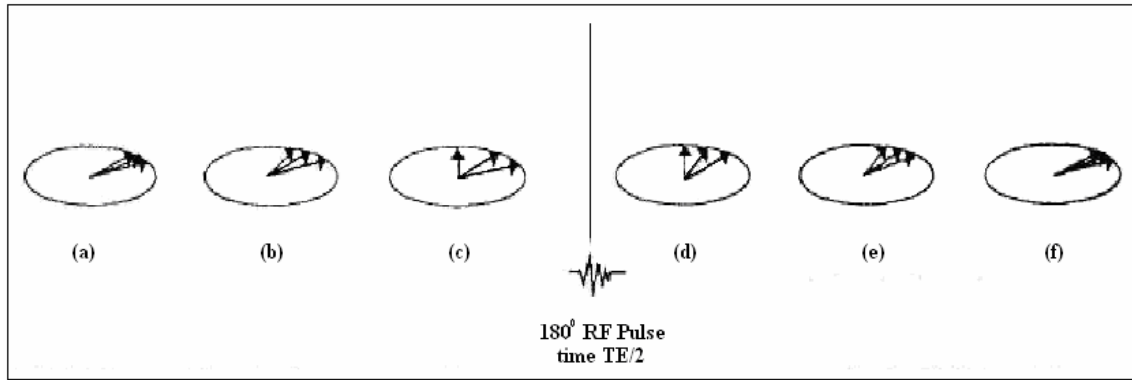
**Resim 2.2:** PD ağırlıklı MR resmi (koronal düzlemde beyin kesiti). TR / TE: 3500 / 40 msec.

Sinyal yoğunluğu pek çok parametreye bağlıdır. Örneğin RF Puls uygulamaları arasındaki TR zamanını çok uzun seçersek T1 durulma süresi doku kontrastını belirlememize yardımcı olmaz, ancak proton içeriği (yoğunluğu) farklı dokuların birbirinden ayırımı yine de mümkün olacaktır ki bu tür imajlara proton density imaj adını veriyorduk. Peki, MR görüntülemenin içinde oldukça önemli yeri olan "T2 ağırlıklı görüntü" nasıl elde olunabilmektedir? Şimdi de bunu açıklamaya çalışalım.

### 2. 4. 1. 2. TE (Time To Echo)

MR tetkiki yapmakta olduğumuz hastaya önce  $90^0$  RF Puls gönderelim. Boyuna manyetizasyon yatacak ve enine manyetizasyon oluşacaktır. Puls uygulamasını kesip kısa bir süre bekleyecek olursak, boyuna manyetizasyon yeniden oluşmaya başlayacak, ancak enine manyetizasyonda azalacaktır. Enine manyetizasyonun zayıflama nedeni nedir hatırlayalım. RF Puls ile inphase duruma gelmiş protonlar, Puls uygulaması kesildiği anda "dephasing" gösterecek ve tekrar birbirlerinden açılarak eski konumlarına döneceklerdir. Şekil 2.22' de bu durumu görmekteyiz. Şekil 2.22 (a)' da RF Puls uygulandığında 3 protonu inphase konumunda izliyoruz. Şekil 2.22 (b)' de RF Puls kesilmiş ve protonlarda dephasing başlamış durumda ve Şekil 2.22' (c) de protonlar eski konumlarına doğru Salınım hareketlerini yaparak açılmalarına devam etmekte, işte dephasing olayı nedeniyle enine manyetizasyon buna paralel olarak azalacaktır. Tabi ki enine manyetizasyonun azalması antenimizle aldığımız sinyal şiddetinin de sürekli azalması demektir. Şimdi tam bu anda farklı bir uygulamaya geçelim ve belli bir zamandan sonra (şimdilik buna TE/2 diyelim), bu defa hastaya  $180^0$  RF Puls gönderelim. Bu Puls sanki kauçuk bir duvar gibi etki yapar ve dephasingdeki protonların tam aksi yönde salınım hareketine geçmesine ve yeniden in-phase konumuna dönmelerine neden olur (Şekil 2.22 d-e-f). Bu durumda ne olmuştur? İlk  $90^0$  RF Puls uygulaması kesildiğinde salınım frekansı en yüksek proton en önde dephasing gösterirken bu ikinci  $180^0$  RF Puls uygulamasından sonra, Salınım frekansı düşük protonun arkasından gelir duruma düşmüştür. Eğer biz yine TE/2 zamanı beklersek, bu hızlı protonumuz, yavaş protonu bu süre içinde yakalayacaktır. Bu anda protonlar hemen hemen inphase durumuna ulaşmış olacaklardır. Bu da yine enine manyetizasyonun en büyük düzeyine gelmesine, dolayısıyla yine güçlü bir MR sinyali kaydetmemize neden olacaktır. Yine kısa bir zaman sonra salınım frekansı yüksek olan hızlı protonumuz tekrar dephasinge hızla geçeceğinden, almakta olduğumuz MR sinyali zayıflayarak azalacaktır.

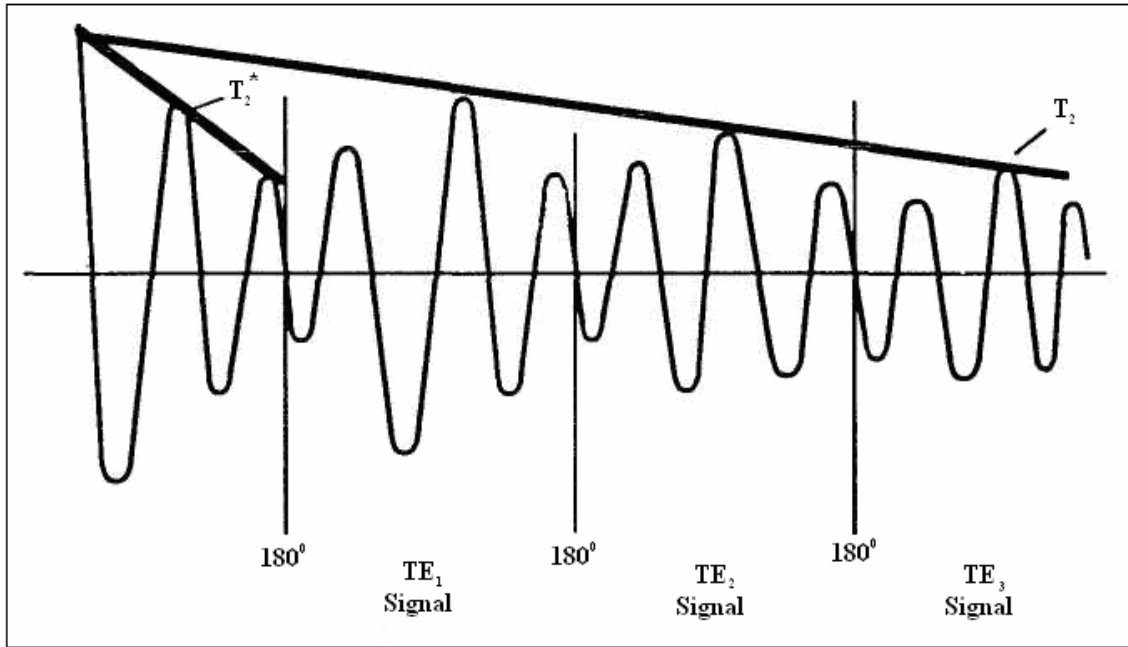
Bu örneğimizde  $180^{\circ}$  RF Puls uyguladığımızda oluşan enine manyetizasyondan kaydettiğimiz yüksek sinyale "*Spin Echo*" adını veriyoruz. Bu isim,  $180^{\circ}$  RF Puls'n kauçuk duvar etkisi ile dephasingdeki protonların buraya çarpıp bir Echo (yansıma) oluşturuyormuşçasına sinyal vermesinden gelmektedir. Yukarıda anlattığımız örnekte  $TE/2$  zamanları süresince bekleyerek her  $180^{\circ}$  RF Puls uyguladığımızda sürekli yeni bir enine manyetizasyon oluşturur ve bu anda hep yüksek sinyal alırız.



**Şekil 2.22:**  $90^{\circ}$  RF Puls kesildiğinde dephasing göstermekte olan protonlar bu esnada  $180^{\circ}$  RF Puls ile uyarılırsa yeniden in-phase konumuna geçerler.

Ancak her yeni aldığımız enine manyetizasyon, bir öncekinden küçük olur (Neden? Çünkü dephasingin tamamlanmasına müsaade etmeden protonları in-phase durumuna getirdiğimiz için). Bu durumu Şekil 2. 23' deki grafikte özetleyecek olursak, bu sinyal eğrisini göstermiş oluruz. Şekil 2. 23' ü inceleyecek olursak her  $180^{\circ}$  RF Puls'de aldığımız sinyaller farklı oluyor demiştik. Dolayısıyla bu spin-echoların şiddeti farklı olmaktadır. Burada elde olunan eğriye (spin echoları birleştirerek ortaya çıkan) "*T2 eğrisi*" adı verilir. Eğer  $180^{\circ}$  RF Puls vermeseydik ilk  $90^{\circ}$  RF Puls'den sonra sinyal şiddeti hızla azalacaktı. Bu ilk echodaki sinyal şiddetine de "*T2\* (T2 star) eğrisi*" adı verilir. Şimdi bu grafiğe baktığımızda, Spin-echonun zaman ile azaldığını görmekteyiz. Bundan sorumlu olan,  $180^{\circ}$  RF Puls'n, MR cihazındaki mevcut sabit manyetik alanın protonlar üzerinde oluşturduğu etkiyi nötralize etmesidir. Bu sabit manyetik alanın inhomojen olduğunu ve bu inhomojenitenin tarafımızdan bilinçli olarak böyle oluşturulduğunu biliyoruz. Hatırlanacağı gibi incelenen dokuda oluşan net manyetizasyon da kendi içinde homojen değildir, ancak bu inhomojenite sabit olmayıp bizim kontrolümüz dışındadır. Bu nedenle dokudaki protonlar  $180^{\circ}$  RF Puls diğer

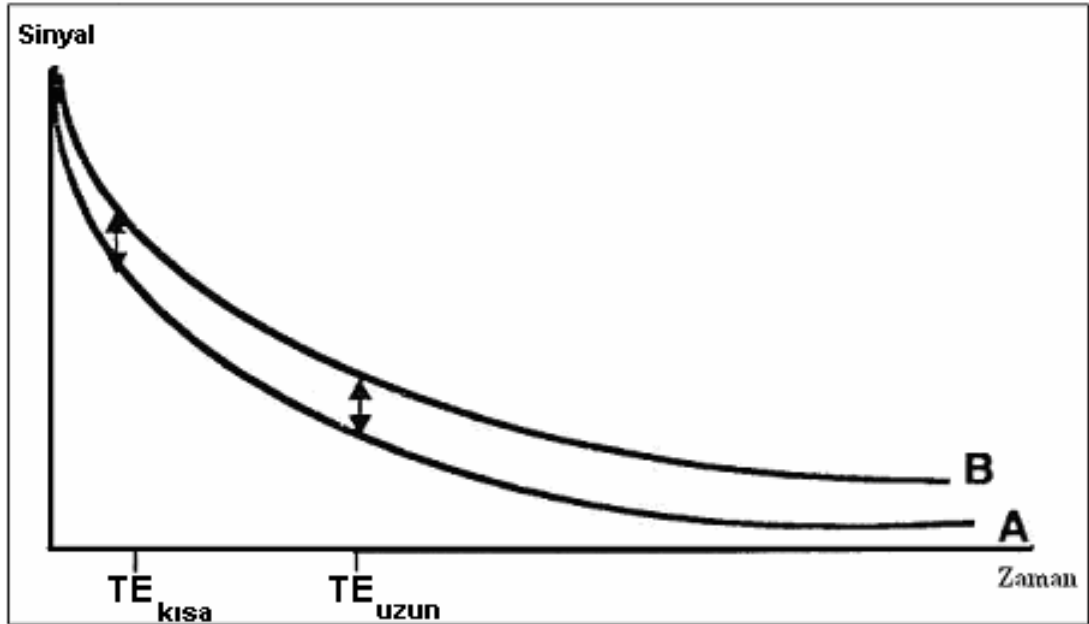
protonların çoğunluğunun önünde yâda arkasında kalabilmektedir. Dolayısıyla echo oluştuğu süre boyunca bir echo'dan diğerine sinyal kaydımız sürekli azalma gösterir. Buna "*T<sub>2</sub> etkisi*" diyoruz. Eğer biz  $180^{\circ}$  RF Puls kullanmazsak dış manyetik alanın bu sabit inhomojenitesini nötralize edemeyiz. Bu durumda protonlar RF Puls kesildiğinde manyetik alan boyutunda daha büyük farklılıklara neden olacaklar ve bu da in-phase konumundaki protonların süratle dephasing göstermesine yani enine manyetizasyonun hızla kaybolmasına yol açacaktır. Bunu  $180^{\circ}$  RF Puls ile oluşturduğumuz enine manyetizasyondan ayırmamız gerekir. Bu nedenle kısa RF Puls ile oluşturduğumuz Bu etkiye de "*T<sub>2</sub>\* etkisi*" diyoruz T<sub>2</sub>\*, hızlı görüntüleme "fast-imaging" tekniklerinde önemlidir.



**Şekil 2.23:** Verilen her  $180^{\circ}$  RF Puls' de alınan sinyaller bir öncekinden daha küçük olmaktadır. Bu sinyalleri zaman sürecinde bir grafikte gösterecek olursak yukarıdaki eğri elde edilir. T<sub>2</sub> eğrisi.

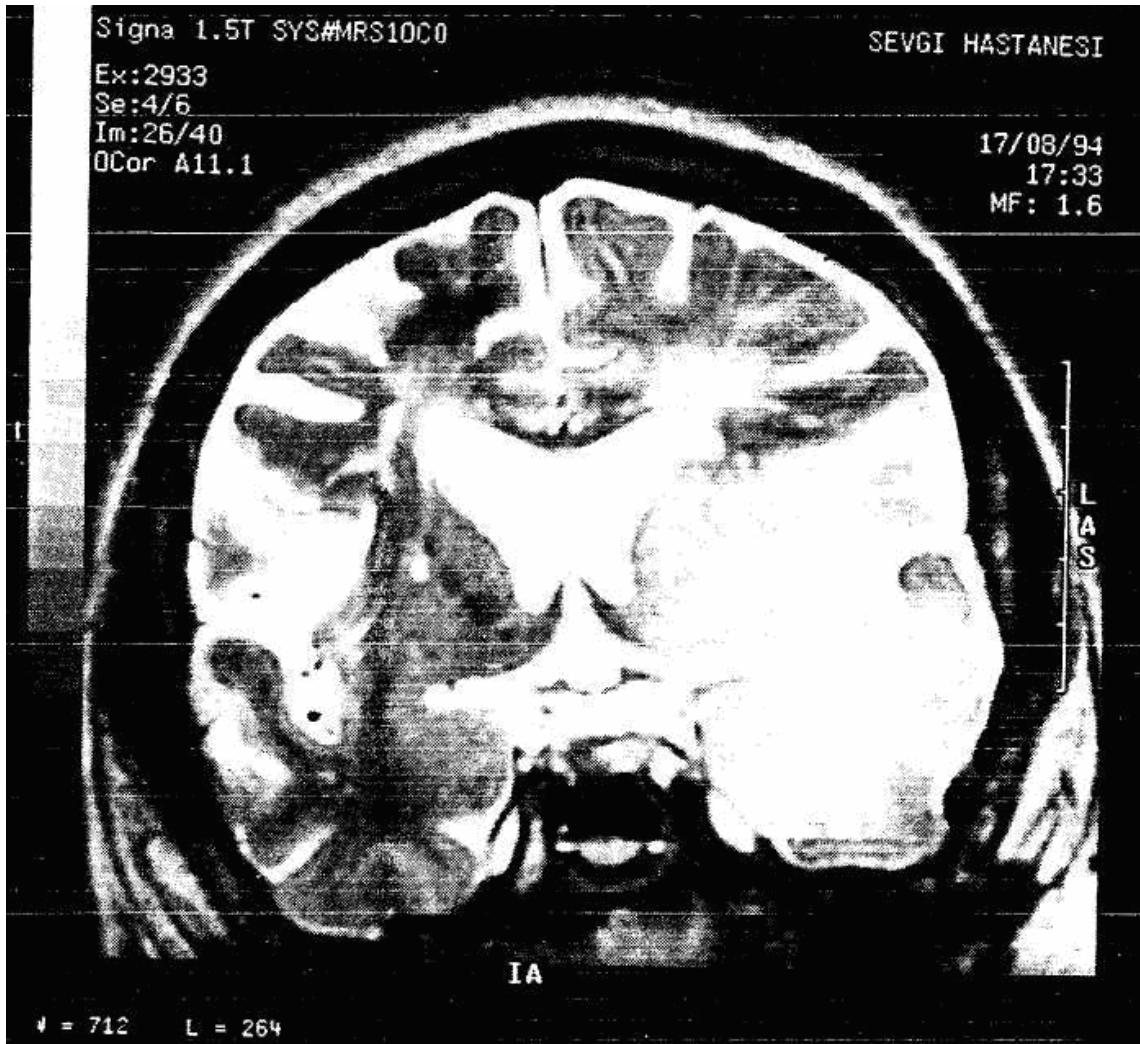
T<sub>2</sub> ağırlıklı MR görüntüsünün özelliklerini biraz daha ayrıntılı inceleyelim. Şimdi, MR cihazında yatmakta olan hastamıza önce  $90^{\circ}$  RF Puls gönderdik ve bir enine manyetizasyon oluşturduk. T<sub>2</sub> etki nedeniyle bu enine manyetizasyon süratle azalmaya başlayacaktır. Şekil 2.24' de bu enine manyetizasyonun nasıl kaybolduğu T<sub>2</sub> eğrisi ile gösterilmiştir. Bu şekilde iki farklı doku şematize edilmiştir. A dokusu, kısa T<sub>2</sub> süresi olan bir doku (örneğin beyin) olsun, B dokusu ise uzun T<sub>2</sub> süresi olan bir doku (örneğin sıvı, BOS) olsun. Her iki doku içinde T<sub>2</sub> eğrisi 0 sn. de başlamaktadır ki bu an  $90^{\circ}$  RF Puls'n kesildiği andır. Biz belli bir

süre bekliyoruz ( $TE/2$ ) ve  $180^0$  RF Puls gönderiyoruz. Yine bir süre bekliyoruz ( $TE/2$ ) ve bir sinyal alıyoruz (böylece  $90^0$  RF Puls'u gönderip kestiğimiz andan itibaren echo oluşturup sinyal almak için beklediğimiz toplam süre TE zamanı olmuş oluyor). Aldığımız bu sinyalin şiddeti, zamana karşı grafikte gösterildiğinde şekil 2.24' te gördüğümüz T2 eğrisi oluşmuş oluyor. İşte  $90^0$  RF Puls ile echo oluşumuna kadar geçen süreye "*TE zamanı: time to echo*" adı verilmektedir. TE zamanı kullanıcı tarafından seçilebilir. Şeklimizdeki iki dokunun T2 eğrilerine bakacak olursak, TE zamanını kısa seçtiğimizde dokulardan yüksek sinyal alacağımızı ancak dokular arası sinyal farklılığının az olacağını görürüz. Aksinde ise, yani uzun TE seçtiğimizde dokulardan alınan sinyal yoğunluğu azalmakta ancak dokular arası sinyal yoğunluğunun farkı artmaktadır.



Şekil 2. 24: Enine Durulma zamanları farklı iki dokunun T2 eğrisi.

Bu durumda diyebiliriz ki doku kontrast farkını artırmak için uzun bir TE süresi beklemek gerekmektedir. İşte böyle imajlara "*ağır T2 görüntü: heavily T2 image*" adını veriyoruz (Resim 2.3.), Burada da bir problem vardır. Uzun bir TE süresi beklediğimizde de bu sefer karşımıza "*Signal to noise: sinyal gürültüsü*" problemi çıkmaktadır. Bunun ne demek olduğuna geçmeden önce bir örnek verelim. Şöyle ki; otunuzda radyo dinlerken, verici istasyona ne kadar yakınsanız sesi o kadar iyi alırsınız. Hareket halinde iken bu istasyondan uzaklaştığımızda sinyaller zayıflar ve parazitler duyulmaya başlar. İşte MR sinyali de böyledir. Sistemde her zaman bir



**Resim 2. 3:** T2 ağırlıklı MR resmi (Koronal düzlemde elde olunmuş beyin kesiti). TR / TE: 3500 / 100 mSec

zemin paraziti olmasına rağmen sinyal kuvvetli iken bu fark edilmez (ya da önemsenmez). Oysa sinyal zayıfladığında (örneğin Şekil 2.24' deki gibi uzun TE süresi beklediğimizde) bu sefer zemin gürültüsü (noise) belirginleşecektir.

Tabii ki bu da görüntü kalitemizde kötü etkilerde bulunacaktır. Bu nedenle uygun bir TE süresi seçilmelidir. Peki, bugün rutin kullanımda tercih edilen TE süreleri nedir? Şöyle genelleyebiliriz; 30 mSec'den kısa TE süresine "*Kısa TE*", 80 mSec den uzun TE süresine "*Uzun TE*" adı verilir. Yine bu arada TR sürelerine de değinelim. 500 mSec'den kısa TR süresine "*Kısa TR*", 1500 mSec'den uzun TR süresine de "*Uzun TR*" adını veriyoruz. Bu TR ve TE sürelerinin, seçtiğimiz Puls sekanslarına göre T1 ve T2 ağırlıklı imajlarımızı oluşturacağını artık biliyoruz. (Diren 1994, WEB\_3) T1 ağırlıklı görüntüler elde etmek için RF pulsunu arka arkaya kısa aralıklarla



göndermek (kısa TR), sinyal dinleme süresini de kısa tutmak (kısa TE) gerekir. (Catherine vd 1998) Örneğin TR:500 mSec, TE:15 mSec. T2 ağırlıklı görüntüler için ise TR ve TE değerleri uzun olmalıdır. Örneğin TR 2000 mSec, TE 90 mSec. Proton ağırlıklı görüntüler ise uzun TR ve kısa TE değerleri ile elde edilir. Örneğin TR:2000 mSec, TE: 15 mSec. MR sekanslarını tanımanın diğer yolu ise su, yağ gibi temel dokuların görünümüne bakmaktır. T1 ağırlıklı görüntülerde su siyah, yağ beyaz, T2 ağırlıklı görüntülerde su beyaz yağ beyaza yakın gri tondadır. Proton ağırlıklı görüntülerde ise su beyaza yakın gri tonda, yağ ise parlak beyaz görülür. (Tuncel 2004)

Bu bilgiler ışığında dokuların ve bazı patolojik değişikliklerin T1 ve T2 ağırlıklı MR resminde hangi görünüm özelliği ile izleneceği Tablo 2. 1' de sunulmuştur. Bu Tablodaki bilgileri hatırlayarak MR resmindeki yapıların anatomik ve patolojik gelişim özelliklerini yorumlama şansı elde edebilmekteyiz.

**Tablo 2. 1:** Dokuların ve bazı patolojik değişikliklerin MR kesitlerinde görünüm özellikleri

| <b>Doku</b>            | <b>T1</b>         | <b>T2</b>              |
|------------------------|-------------------|------------------------|
| Yağ                    | Hiperintens       | Hafif Hiperintens      |
| Kas                    | Hafif Hiperintens | Hipointens             |
| Sinir                  | Hafif Hiperintens | Hafif Hiperintens      |
| Tendon                 | Hipointens        | Hipointens             |
| Kortikal Kemik         | Hipointens        | Hipointens             |
| Diğer Yumuşak Dokular  | Hafif Hipointens  | Hafif Hiperintens      |
| İnflamasyon            | Hipointens        | Hiperintens            |
| Kist                   | Hipointens        | Hiperintens            |
| Solid Tümör            | Hafif Hipointens  | Genellikle Hiperintens |
| Fibrozis               | Hipointens        | Hipointens             |
| Yağlı İnfiltrasyon     | Hipointens        | Hafif Hipointens       |
| İnterstisiyel Hemoraji | Hiperintens       | Hiperintens            |
| Akut Hematom           | Hiperintens       | Hiperintens            |
| Subakut Hematom        | Hafif Hiperintens | Hafif Hiperintens      |
| Kronik Hematom         | Hafif Hipointens  | Hiperintens            |

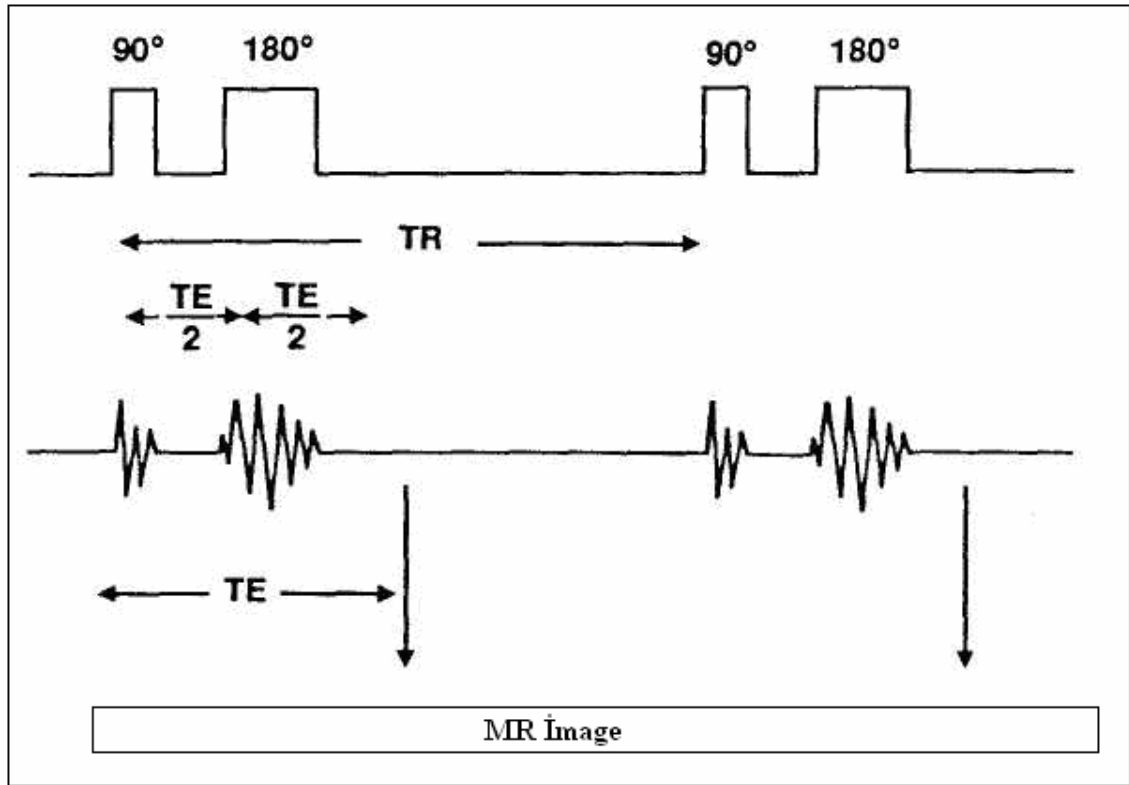
## 2. 5. MRG' de Puls Tipleri

### 2. 5. 1. Spin- Echo Sekans

Kullandığımız RF Puls derecelerine, kullanma sürelerine (TR) ve echo oluşturma sürelerine (TE) bağlı olmak üzere MRG de değişik örneklerle açıkladığımız önce  $90^0$  RF Puls sonra  $180^0$  RF Puls uygulama şekliyle yaptığımız sekans MRG' de temel görüntüleme sekansı olup buna "*spin-echo sequence: SE Sekans*" adını veriyoruz. SE sekansı ile hem T1 hem de T2 ağırlıklı imajlar elde edebiliriz. Bir spin-echo sekansını Şekil 2.25 gibi şematize edebiliriz.

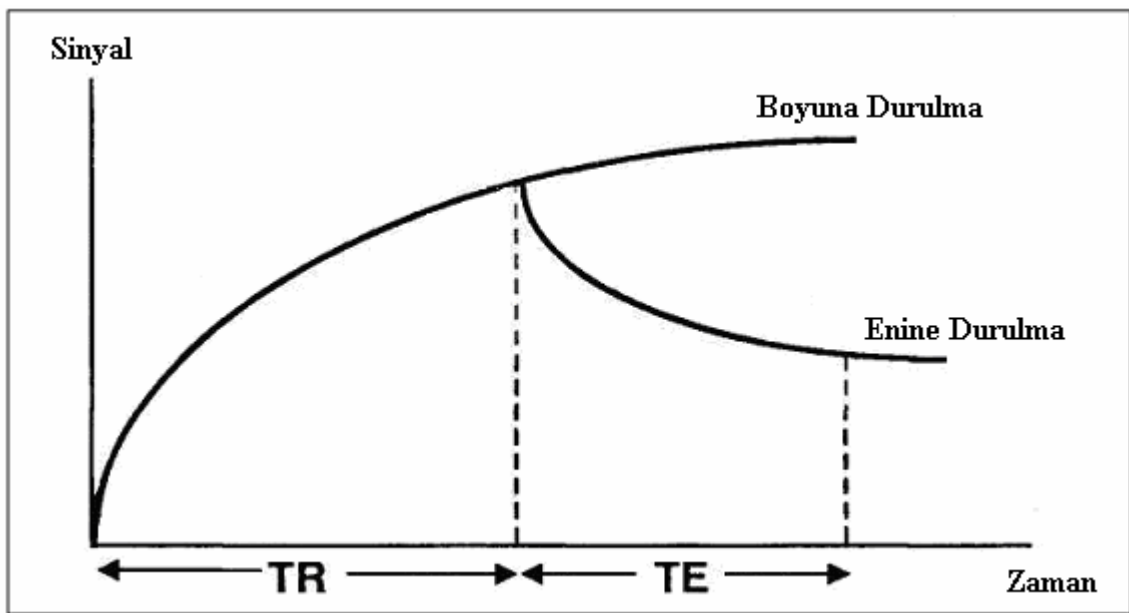
$90^0$  RF Puls  $\rightarrow$   $TE/2$  zamanı bekleme  $\rightarrow$   $180^0$  RF Puls  $\rightarrow$   $TE/2$  zamanı bekleme  $\rightarrow$  Sinyal Kaydı (TE Zamanı)

Böylece uygulamamızı peş peşe tekrarlayarak MR görüntümüzü oluştururuz. Şimdi bu bilgiler ışığında Spin- echo sekanslarında TR ve TE sürelerini değiştirerek elde edeceğimiz görüntülerin hangi özellikleri göstereceğini görelim. Şekil 2.26' da bir dokunun SE sekansındaki T1 ve T2 eğrileri birleştirilerek şematize edilmektedir. TR zamanı sonunda dokuda oluşan boyuna manyetizasyon,  $90^0$  RF Puls verdiğimizde oluşan enine manyetizasyon miktarına eşittir.



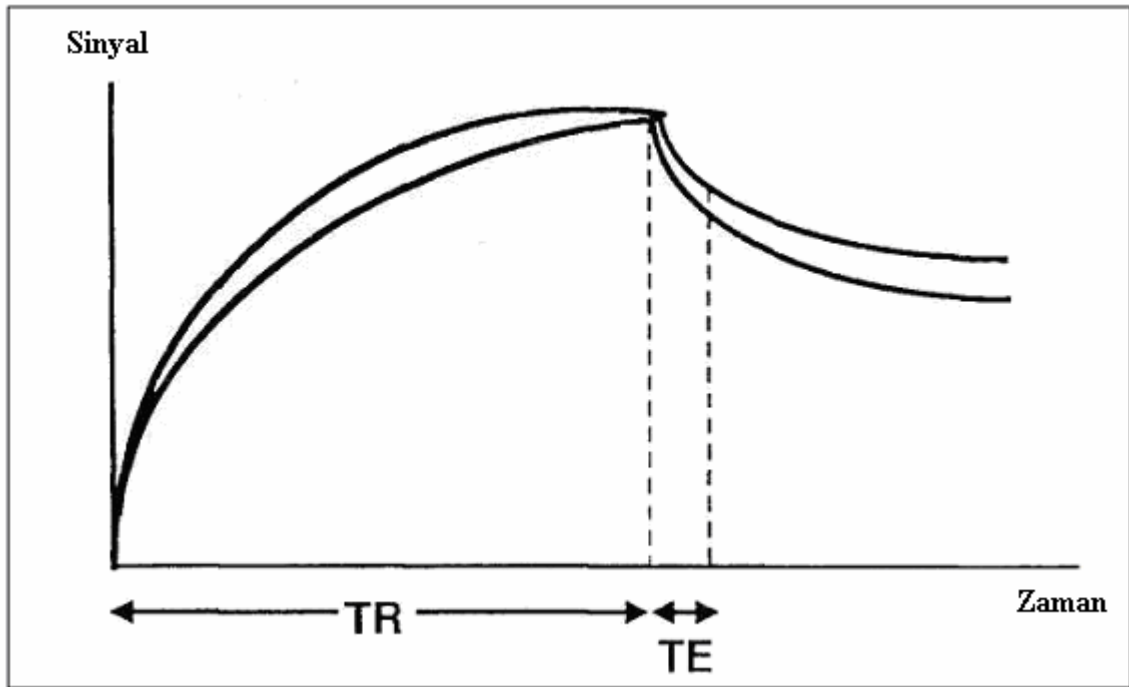
Şekil 2. 25: Spin-Echo sekansın şematik ifadesi.

Enine durulma zamanı T2 eğrisi ile gösterilir ve hatırlayacağınız gibi bu zamanla azalan bir değerdir ve TE zamanı sonunda alınan sinyalin yoğunluğu T2 eğrisi ile ifade edilebilir.

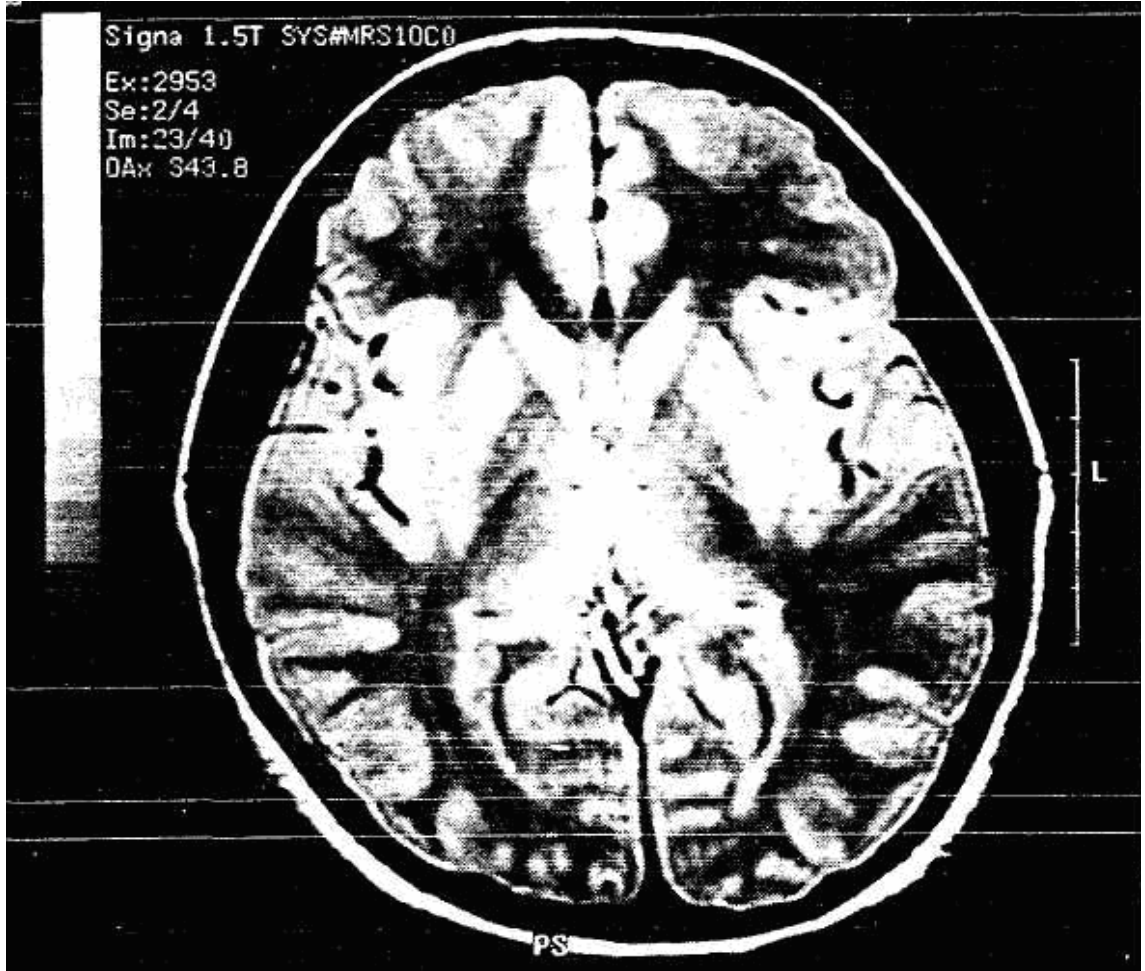


Şekil 2.26: Bir dokunun Spin-Echo sekansında T1 ve T2 eğrileri.

**Uzun TR / Kısa TE seçilince elde olunan MR resmi:** İki farklı dokunun, uzun TR / Kısa TE parametreleri seçilerek elde olunan SE sekanslarındaki MR görünüm özelliği Şekil 2.27' de izlenmektedir. Bu şekilde görüldüğü gibi uzun TR süresi, her iki dokunun da T1 sinyallerinin eşit oranda kaydedilmesine neden olacaktır. Çünkü boyuna durulma zamanı bu iki dokuda farklı olmasına karşın uzun bir TR süresince beklediğimizde her iki dokuda enine manyetizasyondan boyuna manyetizasyona dönüşün tamamlanması için yeterli süreyi vermiş olacağız. TE zamanı kısa olduğu için de bu sefer iki doku arasındaki sinyal farklılığını okuyacak zaman kalmayacaktır. Bu nedenle bu tetkikte ( $TR_{uzun}/ TE_{kısa}$ ) aldığımız sinyal kaydı ne T1 ağırlıklı ne de T2 ağırlıklı olmayacaktır. Ancak elde olunan imaj, temel olarak ortamdaki mevcut proton sayısına bağlı olacaktır. Yani protonun çok olduğu kesimden daha çok sinyal, az olduğu kesimden daha az sinyal alınacaktır. Bu görüntüye daha önce de açıkladığımız gibi "*proton density görüntü*" adını veriyoruz (Resim 2.4.).

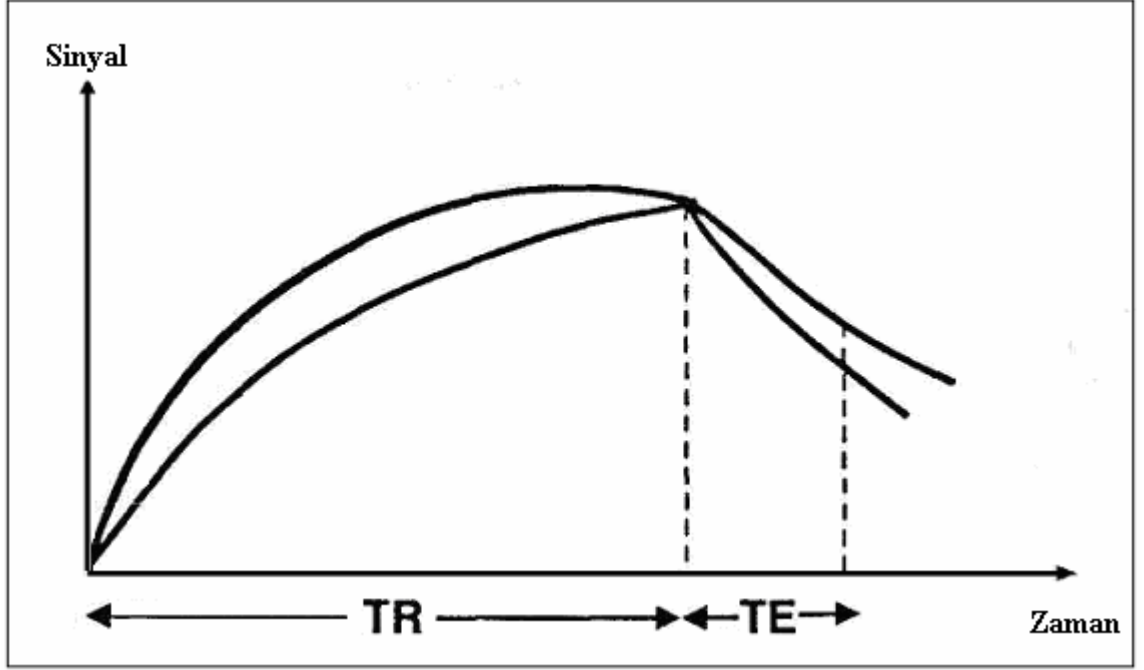


**Şekil 2. 27:** İki farklı dokunun uzun TR, kısa TE seçildiğinde elde olunan SE sekansındaki MR resminin özelliği.

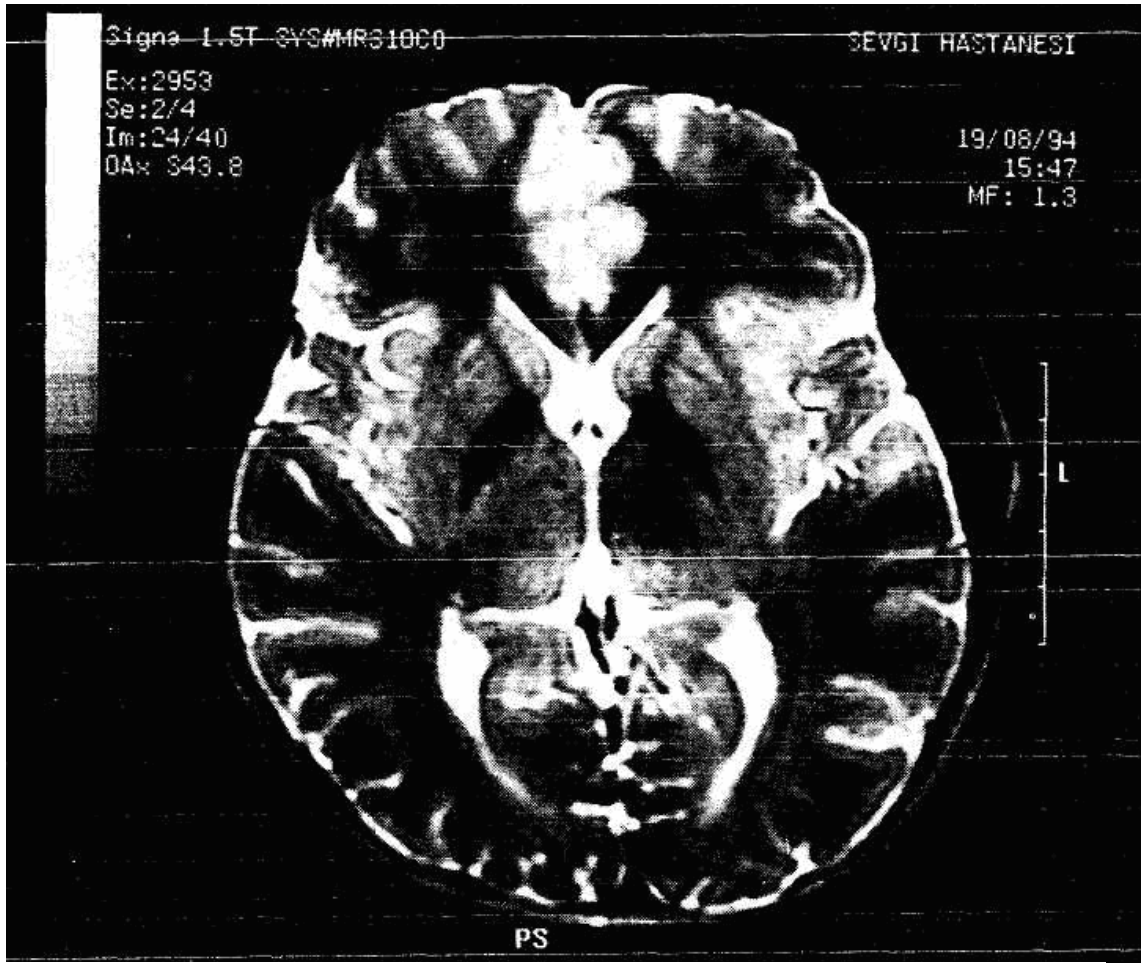


**Resim 2.4:** PD ağırlıklı MR resmi (aksiyal düzlemde beyin kesiti). TR / TE:3500 / 40 mSec.

**Uzun TR - Uzun TE seçilince elde olunan MR resmi:** TR uzun olduğu için önceki örneğimizde olduğu gibi iki doku arasında T1 sinyalleri bakımından farklılık olmayacaktır. Oysa TE uzun olduğu için dokular arasındaki T2 sinyal farklılığı kesin olarak net bir şekilde kaydedilebilecektir. Şekil 2.28' de bu durum grafikte izlenmekte olup  $TR_{uzun} / TE_{uzun}$  seçilen bir spin echo sekansından elde ettiğimiz resim T2 ağırlıklı olmuş olacaktır (Resim 2.5).

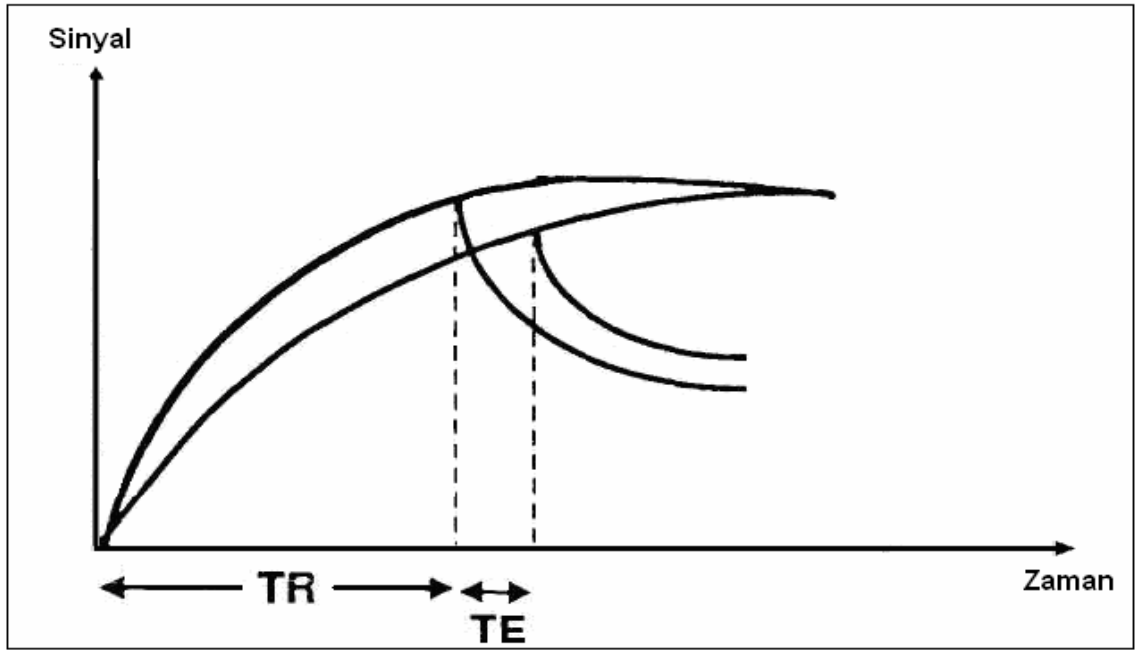


**Şekil 2.28:** İki farklı dokunun uzun TR / uzun TE seçildiğinde olunan SE sekansındaki MR resminin özelliği.

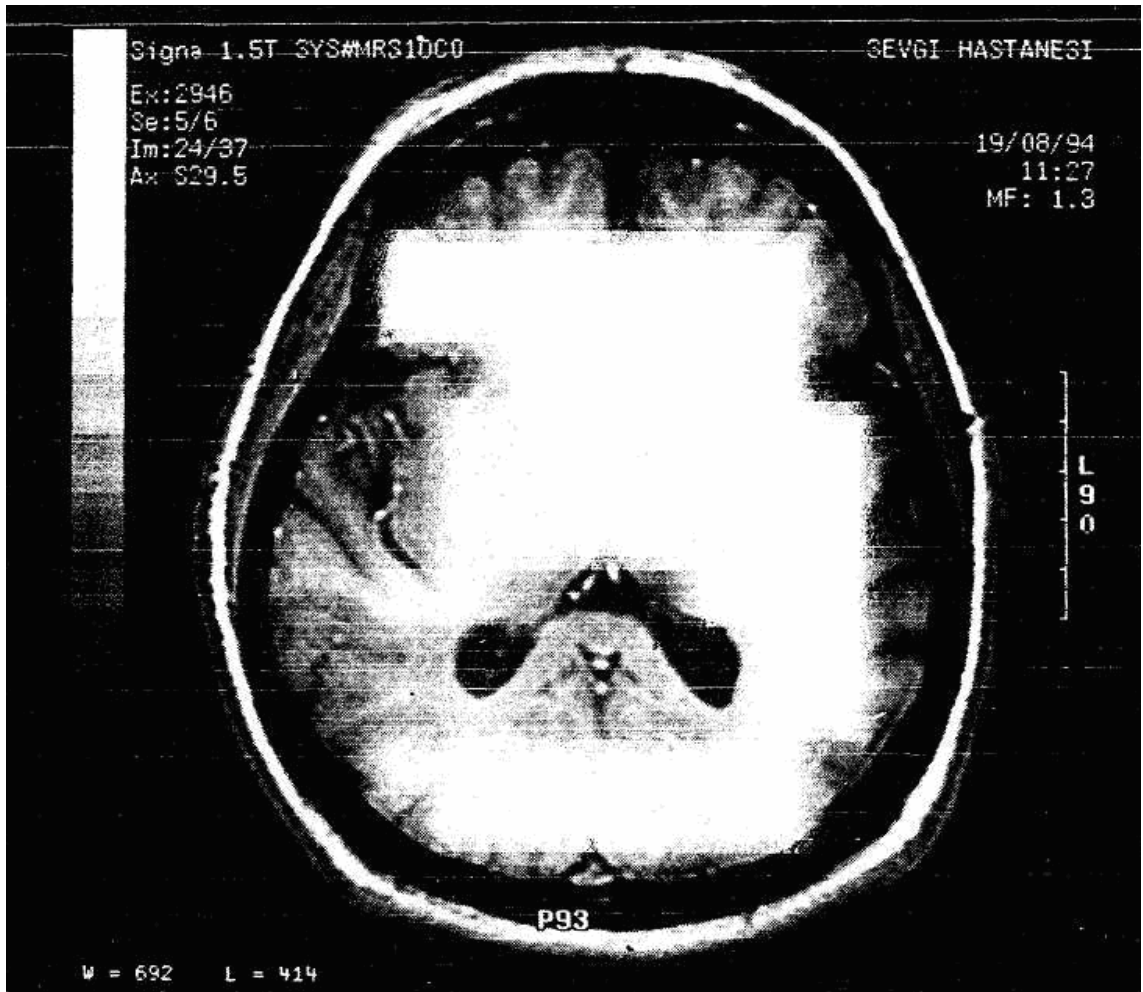


**Resim 2.5:** T2 ağırlıklı MR resmi (aksiyal düzlemde beyin kesiti). TR / TE: 3500 / 100mSec.

**Kısa TR - Kısa TE seçilince elde olunan MR resmi:** TR zamanı kısa seçildiği için dokularda boyuna manyetizasyon farklı zamanlarda oluşmakta olduğundan T1 sinyallerindeki farklılık net şekilde alınacaktır. TE zamanı da kısa olduğu için, T2 sinyalleri arasındaki farklılık belirgin olmayacaktır. Şekil 2.29' da izlediğimiz bu sekansta ( $TR_{kısa} / TE_{kısa}$ ) elde olunan MR resmi T1 ağırlıklı olacaktır (Resim 2.6).



Şekil 2. 29: İki farklı dokunun kısa TR / kısa TE seçildiğinde elde olunacak SE sekansındaki MR resminin özelliği.



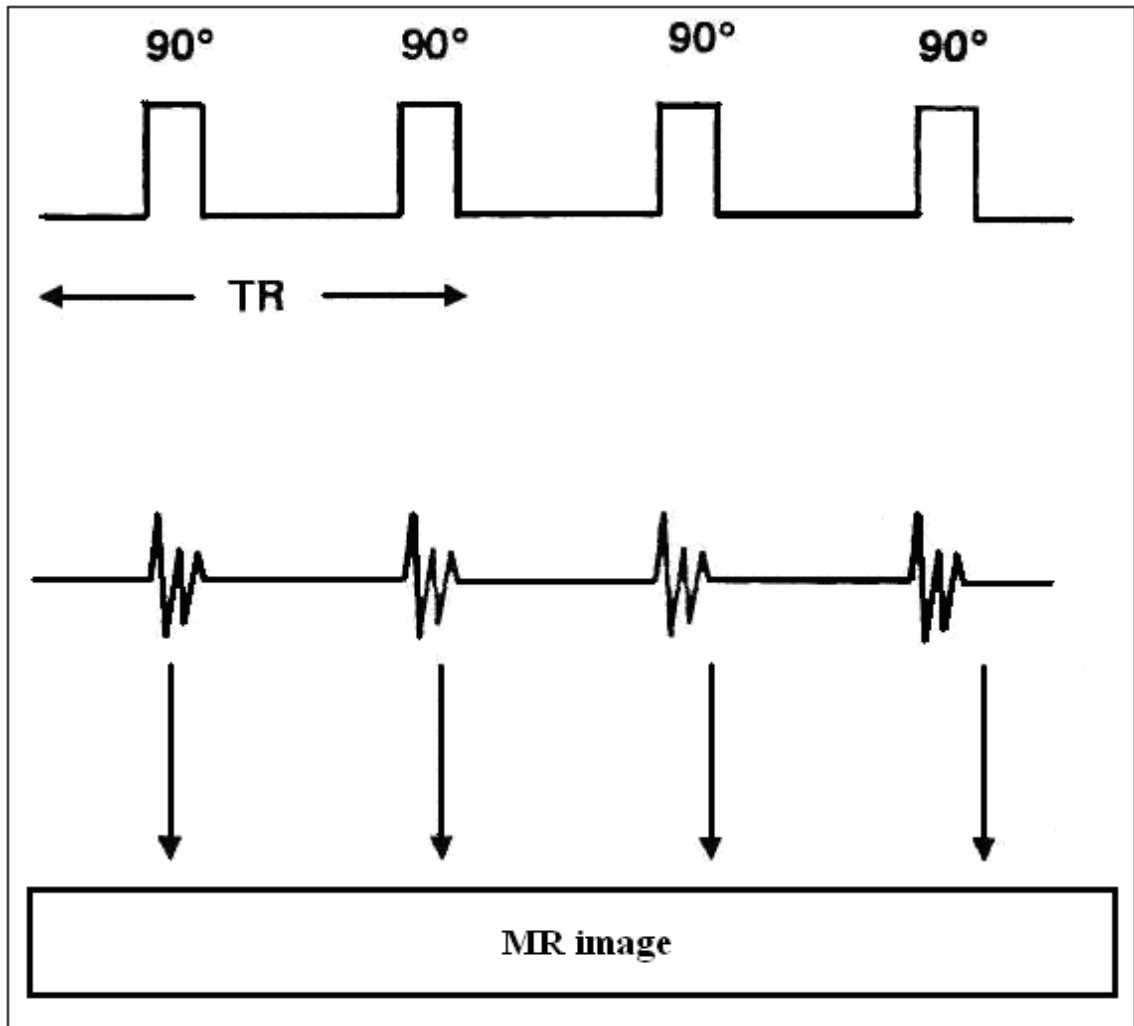
Resim 2.6: T1 ağırlıklı MR resmi (aksiyal düzlemde beyin kesiti). TR / TE: 500 / 15 mSec.



**Kısa TR-Uzun TE seçilince elde olunan MR resmi:** Bu, pratik uygulaması olmayan bir durumdur. Çünkü kısa TR seçildiğinde, boyuna manyetizasyon çok küçük miktarda oluşacaktır. RF Puls ile bu boyuna manyetizasyonun yönünü değiştirdiğimizde uzun bir TE süresi beklesek de alınacak sinyaller çok az olduğundan elde olunan imajın görüntü bakımından yetersiz olması kaçınılmazdır. Bu nedenle klinik uygulamada böyle bir parametre seçimi yapılmaz. (Diren 1994)

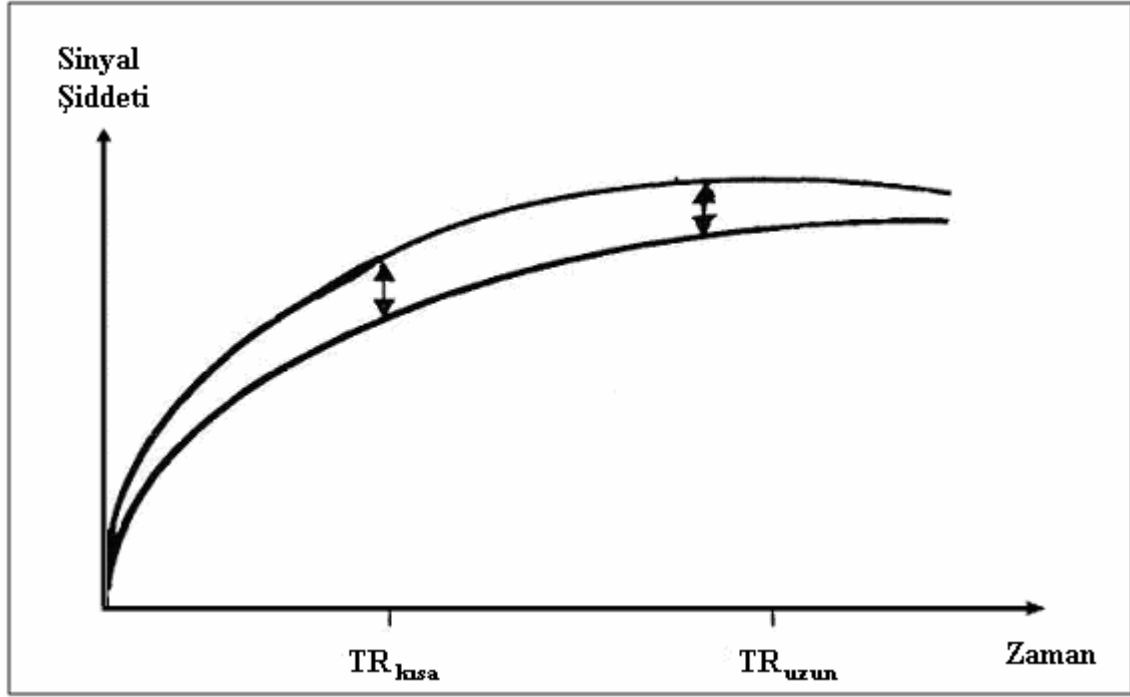
### 2. 5. 2. Kısmi Doyma (Partial Saturation) / Doyma Dönüşüm Tipleri (Saturation Recovery Sekans)

Sadece  $90^\circ$  RF Puls kullanımı ile yapılan bir Puls sekans şeklidir. Sekansın temel uygulama şekli ard arda  $90^\circ$  RF Puls verilmesine dayanır. Bu sekansın şematik ifadesi Şekil 2.30' da gösterilmiştir.



Şekil 2.30: Doyma Dönüşüm Tipi (Saturation Recovery Sekans.)

$90^0$  RF Puls uygulamaları arasındaki TR zamanının seçimine bağlı olmak üzere elde olunacak imajlarda bazı farklılıklar olur. Şekil 2. 31' e bakacak olursak  $TR_{kisa}$  ve  $TR_{uzun}$  seçimlerinde farklı iki dokunun bu sekansta nasıl görüntüleneceğini anlayacağız.  $TR_{uzun}$  seçildiğinde şekilde görüleceği gibi protonların durulma için yeteri kadar zamanı olmaktadır. Bu durumda kaydedilecek olan sinyalin şiddeti önem taşımaz ancak sinyalin şiddeti doğrudan doğruya ortamdaki protonların miktarına bağlı olur.



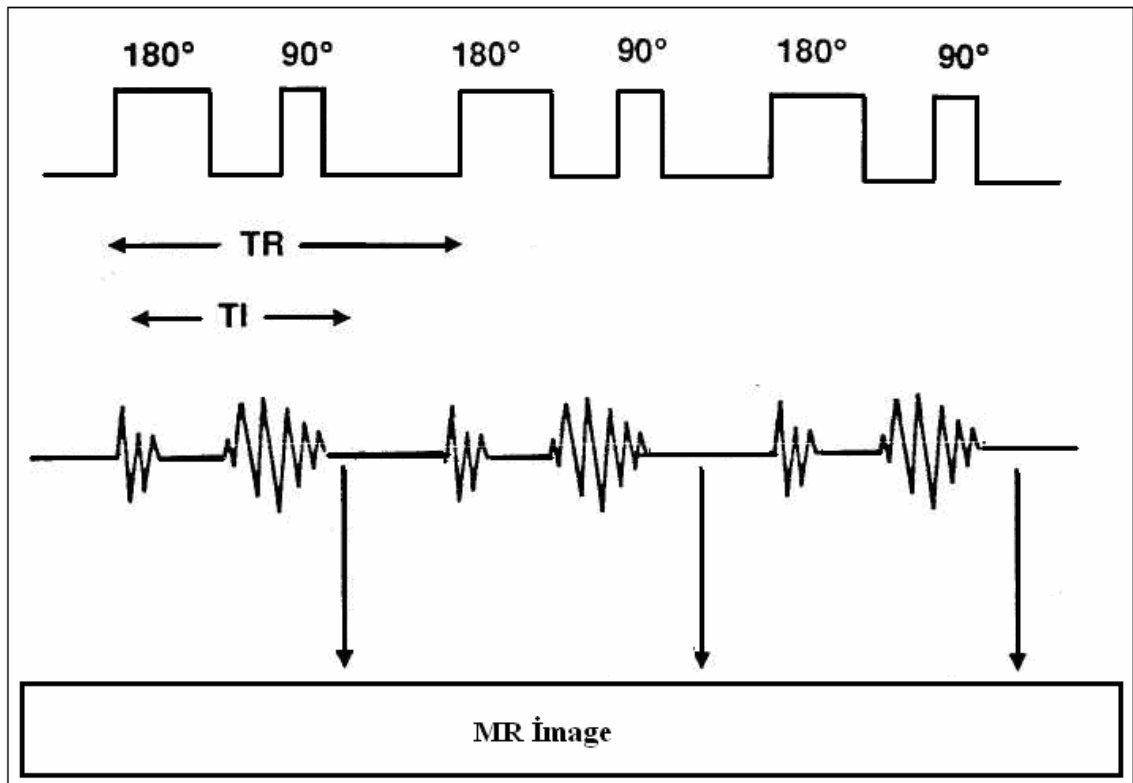
**Şekil 2.31:** İki farklı dokunun Saturation Recovery sekansta elde olunacak MR resminin özelliği.

Dolayısıyla  $TR_{uzun}$  seçilince bu sekansta "*Saturation Recovery*" adını veriyoruz ve elde olunan MR imajı proton density özelliindedir. Eğer  $TR_{kisa}$  seçilirse bu sefer protonların  $90^0$  Puls'den sonra eski konumlarına gelmesi için yeteri kadar beklemeden ikinci  $90^0$  RF Puls gönderiyoruz. Bu durumda T1 zamanları farklı iki dokuda durulma zamanları farklı olacağından kaydedilen sinyaller tamamen o dokuların T1 özelliklerine bağlıdır ve bu durumda elde olunan imaj T1 ağırlıklı olur. Bu şekliyle sekanstığımızın adı "*Partial Saturation*" adını alır.

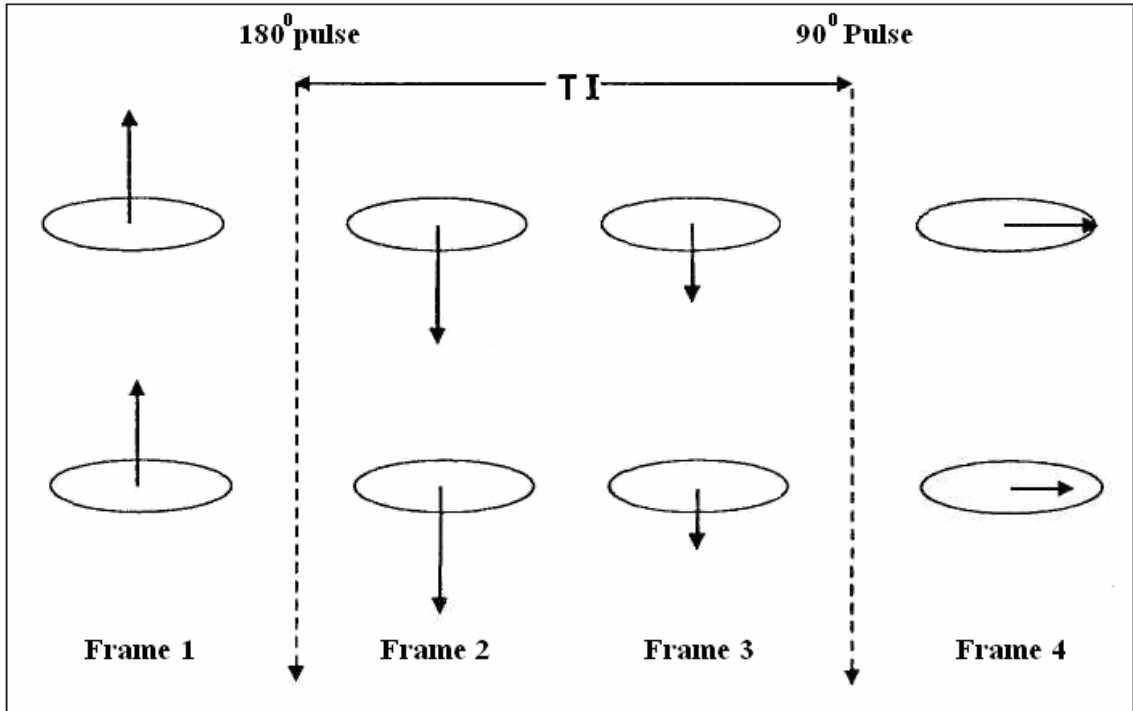
### 2. 6. 3. Ters Dönüşüm Düzelmesi (Inversion Recovery Sekans)

Spin - echo sekanstının tersine bu sekansta önce  $180^0$  RF Puls sonra  $90^0$  RF Puls uygulanmaktadır. Şekil 2.32' de bu uygulama şematize edilmektedir. Peki, bu durumda dokudaki protonlar nasıl davranmaktadır? Önce  $180^0$  RF Puls verdiğimizde

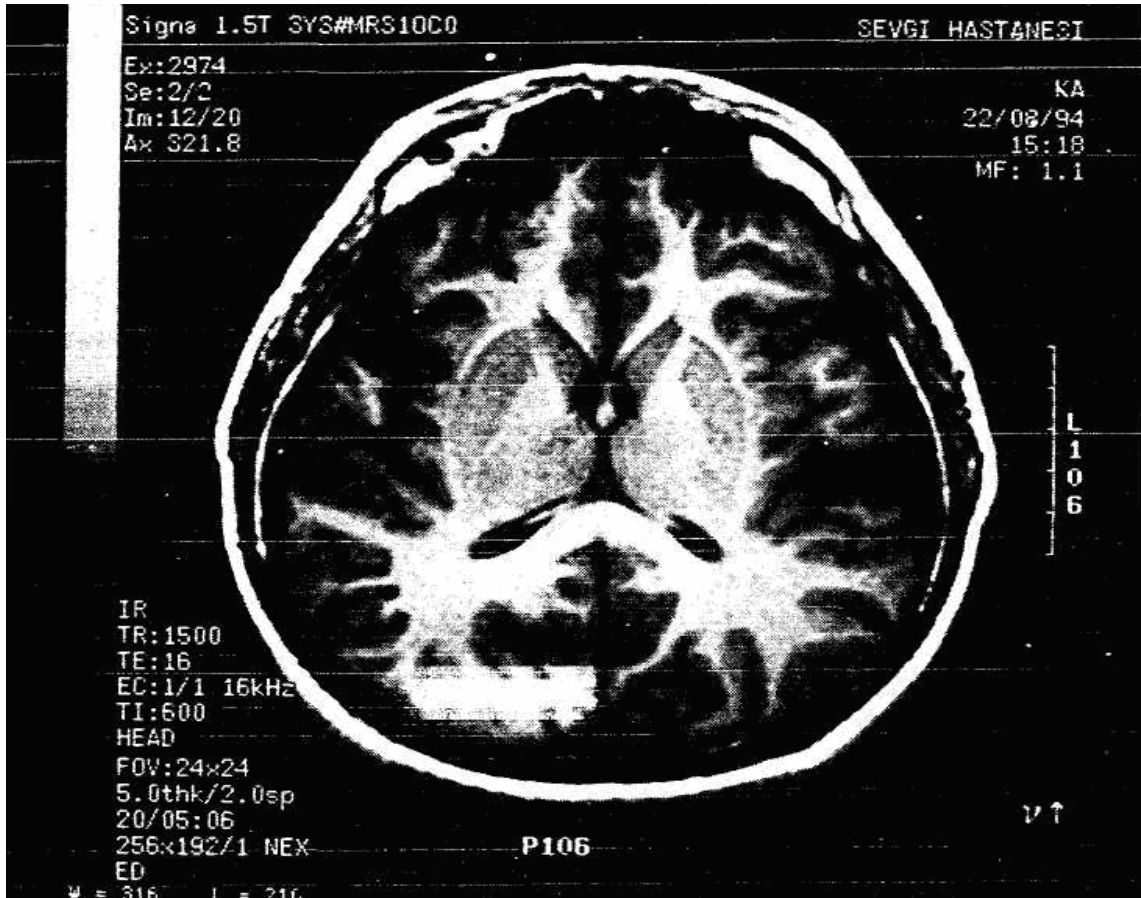
Z eksenine paralel olan tüm protonlar anti-paralel konuma geçerler. Dokunun manyetik momenti bu anda tam ters dönmüştür. Şekil 2.33' de T1 zamanı farklı iki dokuda Inversion Recovery (IR) sekans uygulamasını izliyoruz. Alt sıradaki doku T1 zamanı daha kısa olan doku olsun, Frame 2' de  $180^\circ$  RF Puls uygulamasından sonra yönü tam değişmiş olan manyetik momenti görüyoruz. Eğer herhangi başka bir uygulama yapmazsak bu manyetik moment yavaş yavaş azalarak eski konumuna döner. Ancak bizim bir sinyal alabilmemiz için manyetik moment yönünü değiştirmeye ihtiyacımız vardır. Bunun için bir de  $90^\circ$  RF Puls göndeririz. Alacağımız sinyal şiddeti bu durumda  $180^\circ$  ile  $90^\circ$  RF Puls arasındaki zamana bağlıdır. Bu zamana "*TI: Inversion time*"adını veriyoruz. IR sekansında, TR yine diğer sekanslarda olduğu gibi RF Puls'lerin tekrarlanma süresini ifade eder. Dolayısıyla sonuçta elde olunan MR resmi T1 ağırlıklıdır (Resim 2.7).



Şekil 2.32: Ters Dönüşüm Tipi (Inversion Recovery sekans)



**Şekil 2.33:** T1 zamanı farklı iki dokunun Inversion Recovery sekansında elde oluncak MR resmini özelliği.



**Resim 2.7:** Ters Dönüşüm (Inversion Recovery) ağırlıklı MR resmi (aksiyal düzlemde beyin kesiti). TR / TE: 1500 / 15 mSec. TI: 600 mSec.

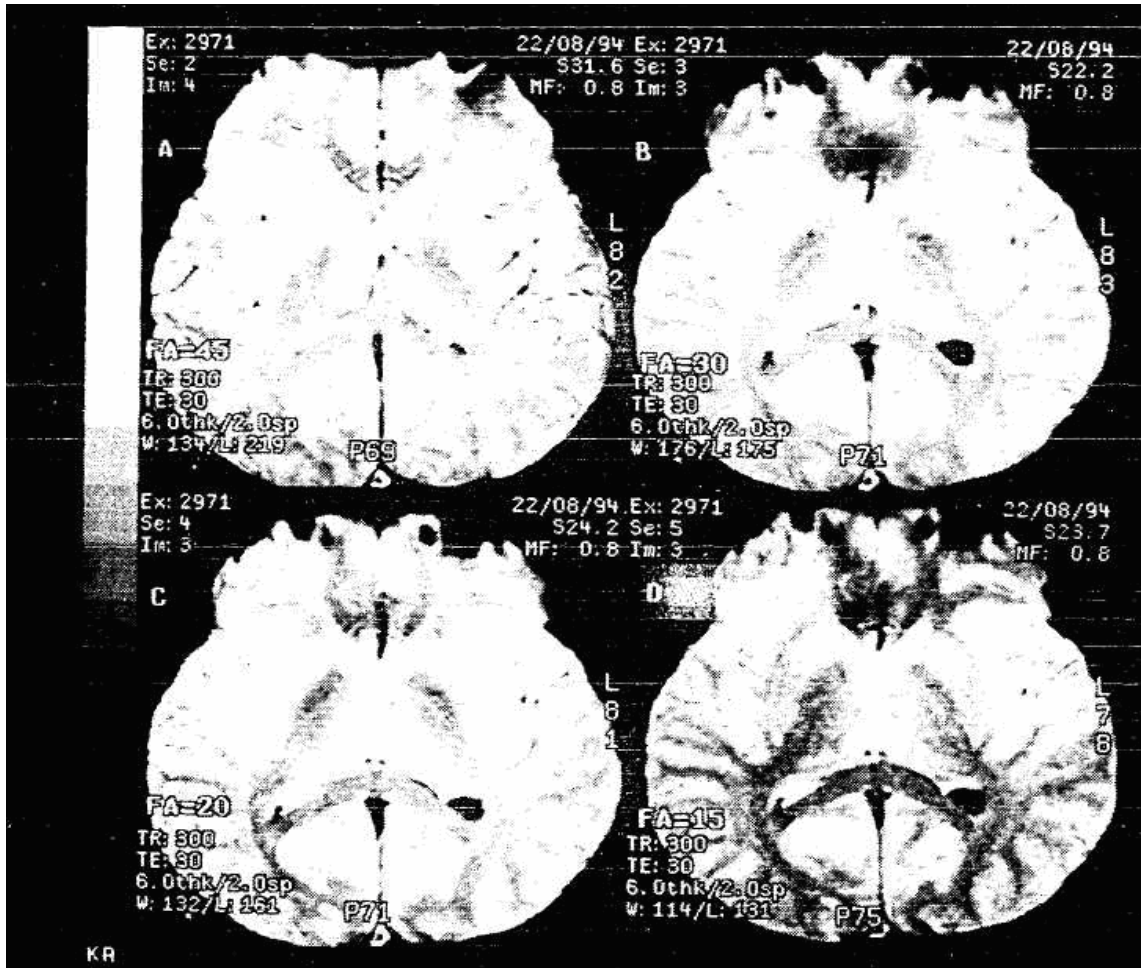
#### 2. 5. 4. Hızlı - Görüntüleme (Fast - İmaging) Sekansları

Şu ana kadar değişik Puls - sekanslarının özelliklerini görmüş bulunuyoruz. Ancak bunlar gerçekte oldukça uzun zaman alan sekanslar olup her hastada optimum sonuç almaya izin vermeyebilmektedir. Çünkü MR görüntüleme tekniği kesinlikle hareketsizliğe ihtiyaç gösteren bir tekniktir. Görüntüler tek tek elde olunmayıp bir tetkik bölgesi bütünüyle incelendiğinden, hastanın en ufak hareketinde tüm imajlar bozuk gelmektedir. Bu nedenle değişik isimler altında anılan çeşitli hızlı görüntüleme sekansları genel anlamda "*gradient echo*" sekansı olarak isimlendirilir. Son yıllarda MRG' de hızlı görüntüleme yöntemlerinin gelişmesi, nefes tutmalı TSE (turbo spin-echo) veya FSE (fast spin-echo) sekanslarının kullanılması görüntülemeye büyük kolaylık sağlamıştır. Gerçek FISP (fast imaging with steady-state precession) ve HASTE (half-Fourier acquisition single-shot turbo spin-echo) sekanslarının gelişmesi ile görüntüleme işlemi çok daha kolaylaşmıştır. HASTE tekniği ile T2 ağırlıklı görüntüler birkaç saniyede elde edilir olmuştur. 2D/3D FLASH (fast low-angle shot) ve MPSPGR (fast multiplanar spoiled gradient-recalled echo) sekanslarla T1 ağırlıklı görüntüleri nefes tutma süresinde (< 30 sn) elde edilebilmektedir. (Prassopoulos vd 2001).

FLASH (Fast Low Angle Shot), GRASS (Gradient Recalled Acquisition at Steady State) gibi değişik özel isimler alırlar. Gradient echo sekansının çalışma prensibini şöyle açıklayabiliriz. Gerçekte bir MR sekansının süresini kısaltmak direkt olarak TR süresi ile doğru orantılıdır. Ancak TR süresini çok kısaltırsak bu defa da boyuna manyetizasyonunun yeniden oluşması için yeterli zaman kalmayacak ve tekrarlayan  $90^0$  RF Puls'lar sonucunda boyuna manyetizasyon küçüleceğinden alınacak olan sinyal de azalacaktır. Bu sorunu aşmak için şöyle bir çözüm getirilmiştir. Spin echo sekansından echo almak için  $180^0$  RF Puls kullanıyorduk. Gradient echo sekansta da  $180^0$  RF Puls yerine bir manyetik alan gradienti yaratırız. Yani mevcut manyetik alan üzerine bir manyetik alan daha ekleriz. Bu eklediğimiz düzenli olmayan manyetik alanı kısa bir süre için devreye soktuğumuzda, incelemekte olduğumuz kesitte daha büyük bir manyetik inhomojenitenin ortaya çıkmasına neden olur (hatırlanacağı gibi zaten ortamda dış manyetik inhomojenitenin ve doku içinde manyetik bir inhomojenite mevcuttu). Bu manyetik inhomojenitenin artması sonucunda RF Puls ile uyarılmış protonların dephasing göstermesi daha

hızlı gerçekleşir ve sonuçta da enine manyetizasyon daha hızlı kaybolur. Bu anda gradient manyetik alanı devreden çıkaracak olursak, manyetik inhomojenite azalacağından hızla dephasingde bulunan protonlar yavaşlar ve kısmen rephasing gösterirler. Bu durumda sinyal kaydı artacaktır. Bu kayıttan sonra yine sinyal şiddeti azalmaya devam eder. Burada görüldüğü gibi SE sekansta olduğu gibi  $180^0$  RF Puls kullanarak elde ettiğimiz echoyu gradient manyetik alan ile elde etmekteyiz. Ancak bir sorunumuz daha vardır. O da  $90^0$  RF Puls'lar kullandığımızda kısa TR seçersek boyuna manyetizasyon her defasında küçüleceğinden her  $90^0$  RF Puls'den sonra oluşan enine manyetizasyon da küçüleceğinden alınacak sinyal zayıflayacaktır, işte bu sorunu aşmak için de  $90^0$  den daha az boyuna manyetizasyonu saptıracak açılarda (flip angle) RF Puls göndeririz, işte genellikle hızlı görüntüleme sekanslarında 10-35 arası flip angle seçilerek RF Puls'lar kullanılır. Bu durumda boyuna manyetizasyon total olarak saptırılmaz (yani ortamdaki kaldırılmaz) ve böylece ikinci-üçüncü Puls'lerde da etkilenecek bir boyuna manyetizasyon ortamda kalır. Bu durumda kısa TR'lardan sonra uygulanan RF Puls'larda bile yeterli miktarda bir boyuna manyetizasyon ortamda bulunacaktır. (Diren 1994)

Şimdi bu temel bilgiler ışığında hızlı görüntüleme sekanslarının (gradient -echo sekansının) bazı özelliklerini gözden geçirelim; Bu sekansta ne kadar büyük flip angle seçilirse elde olunan imaj o kadar T1 ağırlıklı olur. Eğer uzun TE seçilirse T2 ağırlıklı imajlar elde olunur. Gradient echo sekanslarında damarlardaki kandan yüksek sinyal kaydı gerçekleşir (damarlar hiperintens görünür). (Resim 2.8).



**Resim 2.8:** Gradient echo sekansı ile elde olunmuş MR resimleri

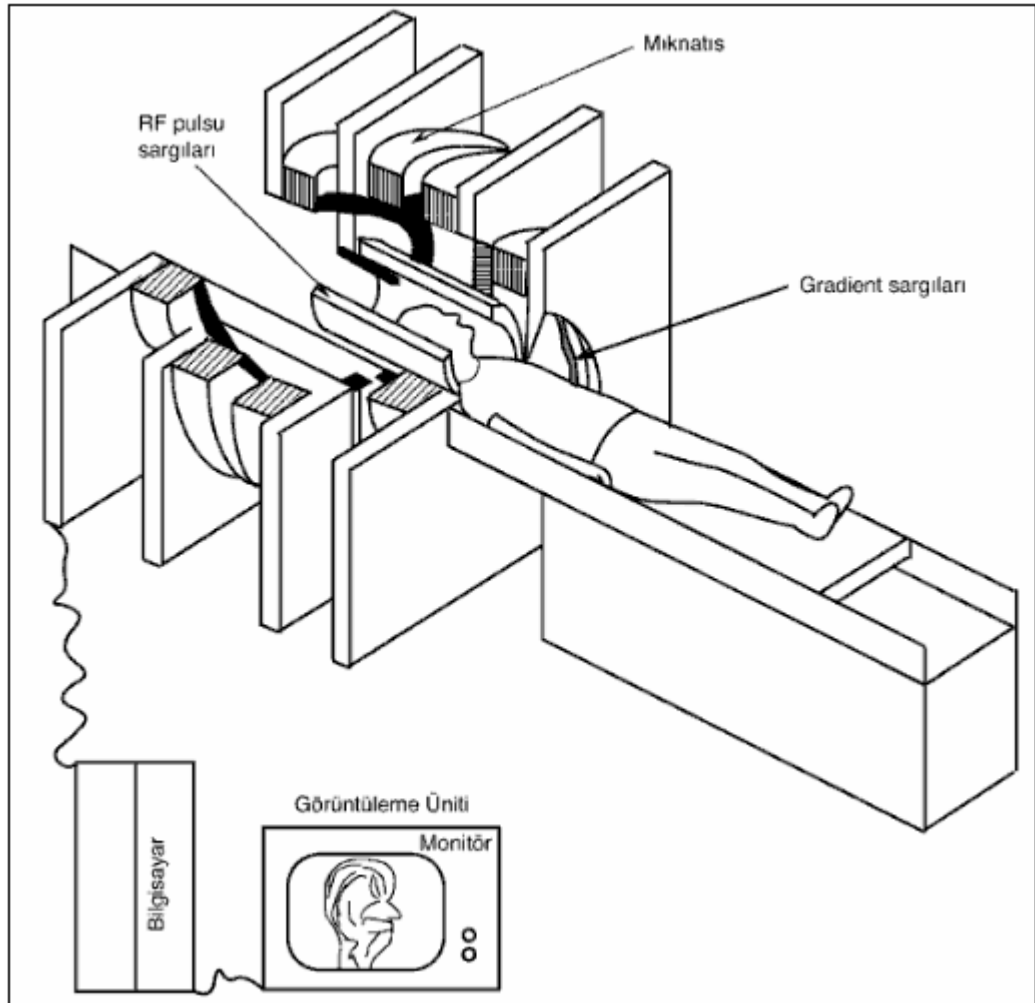
- (A) TR / TE: 300 / 30 mSec. FA:  $45^{\circ}$ ,
- (B) TR / TE: 300 / 30 mSec. FA:  $30^{\circ}$ ,
- (C) TR / TE: 300 / 30 mSec. FA:  $20^{\circ}$ ,
- (D) TR / TE: 300 / 30 mSec. FA:  $15^{\circ}$ .

## 2. 6. MR Cihazının Yapısı

MR cihazları Mıknatıs, gradient ve RF sargılarının bulunduğu veri toplama birimi, bu verilerin toplanıp değerlendirildiği bilgisayar ve görüntülerin oluşturularak kaydedildiği görüntüleme birimi olmak üzere üç ana bölümden oluşmaktadır. (Pütün 1996)

NMR spektrometreleri genel olarak dört ana bölümden oluşur (Şekil 2.34).

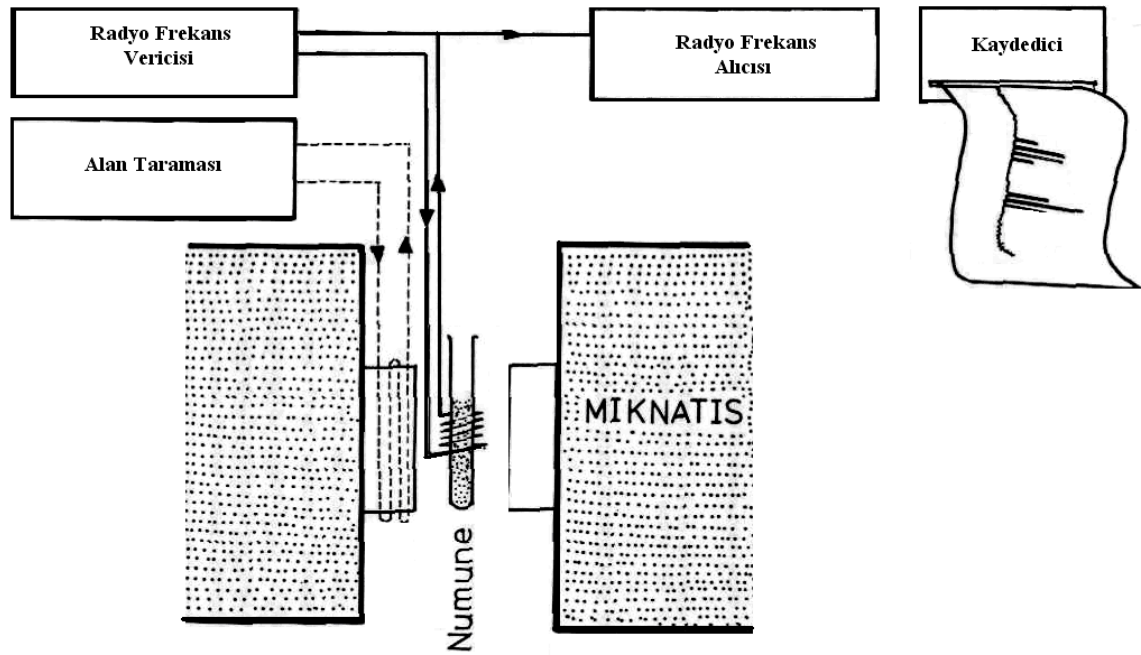
- 1) Kutup uçları arasında yüksek derecede homojen alan içeren mıknatıs
- 2) Çok kararlı bir radyo frekans vericisi
- 3) Radyo frekans alıcısı
- 4) Kaydedici



Şekil 2.34: MR cihazının bölümleri. (Pütün 1996)



Numune şekil 2.35'te görüldüğü gibi mıknatısın kutup uçları arasında bulunur. Daha iyi homojen bir alan elde edebilmek için numune döndürülür. Manyetik alanda protonlar farklı enerji seviyelerine dağılırlar. Radyo frekans vericisi tarafından oluşturulan değişken alan numune üzerine gönderilir. Radyo frekans vericisinin oluşturduğu değişken alanın frekansı rezonans koşulunu sağladığı zaman enerji absorblanır. Böylece kaybolan enerji radyo frekans alıcısı tarafından ölçülerek kaydedici tarafından sinyal olarak kaydedilir. (Balcı 2004)



Şekil 2.35: Nükleer Manyetik Rezonans Spektroskopisinin Şeması.

### 2. 6. 1. Sabit Manyetik Alanı Oluşturan Mıknatıslar

Bir MR cihazının en önemli parçası, sabit (dış) manyetik alanı oluşturan mıknatısıdır.(Diren 1994) MRG' nin işleyişinde mıknatısın işlevini anlamak için, MR içindeki mıknatısın özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir.(WEB\_2) Manyetik güç birimi "*Tesla*" yâda "*Gauss* "ile ifade edilir (1 Tesla= 10.000 Gauss).

Dünyanın da sabit bir manyetik alan yönü bulunmaktadır ve bu 0,3 ile 0,7 Gauss arasında değişmektedir. MR sistemlerinde kullanılan mıknatısların manyetik alan gücü ise genellikle 0.3 Tesla ile 1,5 Tesla arasında değişmektedir. MR cihazlarında

çeşitli tipte mıknatıslar kullanılabilir. MRG sistemlerinde, ana mıknatıs olarak kullanılan üç türden söz edilebilir.(Diren 1994)

### **2. 6. 1. 1. Doğal Mıknatıslar (Permanant magnetler)**

Bunlar doğal mıknatıslardır. Manyetik alan oluşturmak için herhangi bir enerji gereksinimi göstermezler ki bu durum Permanant manyetlerin önemli bir avantajını oluşturur. (Diren 1994) Sürekli mıknatıslar, mıknatıs özelliğini, bir dış etkiye bağlı olmaksızın, sürekli sağlayan malzemelerden üretilirler. Bu tür bir mıknatısın manyetik alanı her zaman ve güç kaybı olmaksızın vardır; manyetik alan oluşumu ek maliyet gerektirmezler. (WEB\_2) Ancak önemli iki dezavantajları vardır. Bunlardan birincisi, termal instabiliteleri vardır ki bu durum manyetik alan gücünü kısıtlayıcı bir faktördür, ikincisi ise doyul mıknatıslarla oluşturulacak bir MR magneti çok ağır olmaktadır (Örneğin 0,3 T gücündeki bir Permanant Magnet yaklaşık 1 00 ton'dur).

### **2. 6. 1. 2. Elektromanyetik Mıknatıslar (Resistive magnetler)**

Sarmal bir telden geçirilen elektrik akımı sonunda manyetik alan oluşturan mıknatıs şeklidir. Dolayısıyla bunlara "elektro magnet" adı da verilir. Bunların manyetik alan üretmesi için sürekli bir elektrik akımına ihtiyaç vardır, dolayısıyla elektrik enerjisi ile çalışırlar.(Diren 1994) Dirençli mıknatıslar, içinden elektrik akımı geçiren bir silindir ya da deliğin etrafına sarılmış çok sayıda iletken teli içeren yapısıyla, manyetik alan oluşmasını sağlarlar. Elektrik kesildiğinde, manyetik alan da ortadan kalkar. Süper iletken mıknatıslara göre daha düşük kurulum bedelleri olmasına karşın, dirençli mıknatıslar, yapısında yer alan iletken tellerin özdirenci nedeniyle, yaklaşık 50KW gibi yüksek güç gerektiren elektrikle çalıştırılırlar. Yaklaşık 0,3 Tesla (T) düzeyini aşan bu tür mıknatısları işletebilmek, işletmeyi engelleyecek kadar yüksek maliyetli olabilir. (WEB\_2)

Sürekli elektrik akımı, magneti oluşturan tel sarmalının ısınmasına neden olduğundan, sistemin sağlıklı çalışabilmesi için, birde elektromanyetin soğutulması gerekmektedir. Permanant Magnetlerle karşı-laştırıldıklarında, elektro manyetler daha yüksek magnetik alan üretebilirler. Ancak bunları, çok yüksek manyetik alan üretmekte kullanmak akılcı bir yaklaşım değildir, çünkü oluşan ısınmayı gidermek büyük sorunlar yaratırlar. (Diren 1994)

### **2. 6. 1. 3. Süperiletken Mıknatıslar (Superconductive magnetler)**

Halen günümüzde rutin klinik kullanımdaki MR cihazlarında en yaygın kullanılan mıknatıslar bunlardır. Bunlar de elektrik akımı ile manyetik alan oluşturur ancak kullanılan akım taşıyıcılar özel süper iletken metallere yapılmıştır.(Diren 1994) Süperiletken mıknatıslar dirençli mıknatıslara oldukça benzerler. En önemli fark, kullanılan tellerin çok düşük sıcaklıktaki sıvı helyumla, sürekli olarak banyo ettirilmesinde yatar. MRI tarayıcının çevresi sıvı helyumla kaplıdır; ama sıvı helyum, vakumlu termoslardakiyle neredeyse aynı biçimde bir vakum tekniğiyle yalıtılmıştır. Hayal edilmesi bile çok güç olan bu soğukluk, sistemin gerek duyduğu elektrik miktarını önemli oranda azaltmaya ve çok daha ekonomik bir işletim yapmaya yarar.(WEB\_2) Ancak bu süper iletkenlerden sürekli elektrik akımı geçirecek olursak bunlar da iletken özelliklerini kaybederler. Bu nedenle etkin ve hızlı bir şekilde soğutulmaları gerekmektedir. Bu amaçla "*Cryogen*" ler (helyum, nitrojen) kullanılır. Süper iletken magnetler mükemmel bir manyetik alan homojenitesine sahiptirler ve oldukça yüksek manyetik alanlar üretebilirler. En önemli dezavantajları ise, çok pahalı soğutma elementleri [cryogen'ler] kullanılmasına ihtiyaç duymalarıdır. (Diren 1994)

### **2. 6. 2. MR Cihazında Kullanılan RF Coil'ler**

MR görüntüleme de kullandığımız RF Puls'n verilmesinde ve uyarılmış protonlardan gelecek olan sinyallerin kaydedilmesinde "RF Coil" adını verdiğimiz sistemler kullanılmaktadır. Bunlar amaca yönelik çeşitli özellik ve tiplerde olabilmektedir.

#### **2. 6. 2. 1. Volüm coil**

Bunlar tüm MR cihazlarında mevcuttur. Bunlar vücudu çepeçevre sararlar. Vücut coil'i MR cihazının sabit bir parçasıdır. Geniş vücut bölgelerinin görüntülenmesinde (toraks, abdomen gibi) bu coil kullanılmaktadır.

#### **2. 6. 2. 2. Shim coil**

Bunlar özellikle elektro magnetlerin homojen bir manyetik alan üretmesini sağlamak amacıyla kullanılan elektrik ve mekanik düzeneklerdir.

### **2. 6. 2. 3. Gradient coil**

Bunlar sabit manyetik alanda, sistematik biçimde manyetik alan gücünü değiştiren ve bu amaçla lineer magnetik alan üreten sistemlerdir. Kullanım amaçları MR tetkikinde incelenecek olan kesit bölgesini tespit etmektir. Uzaysal boşlukta 3 düzlem (enine, sagital, koronal) bulunduğu için Gradient Coiller de bu 3 düzlem yönünde 3 takımdan oluşur. (Diren 1994)

### **2. 7. 2. 4. Yüzey coil**

Bunlar doğrudan doğruya incelenecek vücut bölgesi üzerine konularak kullanılan coillerdir. Bu coil'ler sadece sinyal kaydedici olarak işlev görürler. Bu nedenle bunların kullanıldığı durumlarda RF Puls vücut coil'i tarafından gönderilir.(Diren 1994)

### 3. TARTIŞMA VE SONUÇ

Sunulan tezde, manyetik alanda vücuda radyo dalgası gönderilerek manyetik alanın etkisindeki dokularda manyetik etkiyi değiştirme ve bu değişimden sonra tekrar manyetik alanın etkisine geçerken dokulardan gelen sinyalleri alarak görüntü oluşturma olayı anlatılmaktadır. İşlemden bir anlamda dokular radyo dalgası (radyo frekans) gönderir hale getirilmekte ve vücuttan gelen sinyaller alınarak görüntü bu şekilde oluşturulmaktadır.

MR yönteminin klinikteki kullanımında öne çıkan güçlü ve zayıf yönleri şu şekilde görülmektedir. (Tuncel 2004)

Güçlü yanları;

İyonizan ışın kullanılmaması,

Hastanın pozisyonu değiştirilmeden istenilen her düzlemde görüntü alınması,

Yumuşak doku ayırt etme gücünün yüksek olması,

Kemik sinyalsiz olduğundan, kemiğe komşu yapıların çok iyi incelenmesi (kafa tabanı, beyin sapı, spinal kord, eklemler),

Kan akımının kontrastsız görüntülenebilmesi,

Kontrast maddesinin, iyotlu kontrast maddelerden daha emniyetli olması,

Zayıf yanları;

Kalsiyumun ve akut dönemdeki subaraknoid kanamanın, rutin incelemelerde iyi görüntülenememesi,

Görüntüleme zamanının uzunluğu nedeniyle harekete çok duyarlı olması (teknolojik ilerleme görüntüleme süresini kısaltarak bu dezavantajı ortadan kaldırmaktadır),

Harekete duyarlılık nedeniyle iletişim kurulamayan ve birçok aygıtla bağlı hastaların aygıtı tüneli içine girememesi nedeniyle incelenememesi,

Hasta güçlü manyetik alana yerleştirildiği için kardiyak “pacemaker”benzeri cihaz taşıyanların ve manyetik materyallerden yapılmış protez ve klip taşıyanların incelenememesi,

Kloströfobili olguların (%2–5) incelenememesi (açık MR ile incelenebilirler),

Kuruluş ve işletme giderlerinin, dolayısıyla inceleme fiyatının yüksek olması,

İyonizen ışın olmaması ve yumuşak dokuları en ayrıntılı görüntüleyen yöntem olması nedeniyle MR, birçok alanda temel tanı yöntemi konumuna gelmiştir. Günümüzde bir MR ünitesinin günlük hastasının yaklaşık %70'ini nöroradyolojik incelemeler, %20 'sini spor hekimliği başta olmak üzere iskelet- kas-yumuşak doku incelemeleri, geriye kalanını da karın ve mediasten incelemeleri oluşturmaktadır. MR' ın klinikteki yerini şu şekilde özetleyebiliriz. (Özkan 2005)

Merkezi sinir sisteminin temel tanı yöntemidir. Kalsifikasyon ve akut subaraknoid kanama dışındaki tüm merkezi sinir sistemi hastalıklarının tanısında öncelikli olarak kullanılır.

Kas-iskelet sisteminde, kemikle bağlantılı ve eklem içi ve çevresindeki tüm yumuşak dokular(tendon, bağ, kıkırdak, meniskus vb.) en ayrıntılı şekilde MR ile gösterilir. MR, kemik iliğini değerlendirmede ve yumuşak doku tümörlerinde değerli bilgiler verir. Kemik tümörlerinin yaygınlığı en iyi MR ile saptanır.

Akciğerler hava ile dolu olduğu için MR incelemesine uygun bir yapı değildir. Ancak akciğer lezyonlarının çevre invazyonları (perikard, büyük damarlar, göğüs duvarı, diyaframa gibi) MR ile BT'den daha iyi gösterilir.

Mediastendeki büyük damarlar kontrast madde verilmeden çok iyi görüntülenir. Arka mediastendeki nörojenik tümörlerin medüller kanalla ilişkisini en iyi gösteren yöntem MR' dir.

Endometrium-miyometrium ayırımı en iyi MR ile yapılır. Dolayısıyla jinekolojik kanserlerin evreleşmesinde, MR tercih edilir. Karaciğer metastazlarının saptanmasında en duyarlı tanı yöntemidir. MR, karında gittikçe daha çok olguda BT' nin yerini almaktadır.

MR' nin bilinen zararlı bir etkisi yoktur. Kontrast maddesinin de alerjik etkileri iyotlu kontrast maddelere göre yok denecek kadar az ve hafiftir. En önemli sorunu, güçlü manyetik alanı nedeniyle kardiyak "pacemaker", nörostimulatör, koklear implant, göz içindeki manyetik yabancı cisimler ve eski ferromanyetik intrakraniyal anevrizma kliplerinin varlığında incelemenin yapılamamasıdır. Kloströfobili hastalar da MR

cihazının tüneline giremezler. Klostrofobili kişilerde sedasyon, bazen de anestezi gerekebilir. Ancak bu sorun kapalı tüneli olmayan açık (open) MR ile de çözülebilir. Bu aygıtların gücü düşüktür; dolayısıyla inceleme süreleri güçlü aygıtlara göre daha uzundur. MR spektroskopisi yapamazlar; ancak görüntü kalitesinde önemli bir fark yoktur. MR' nin harekete çok duyarlı olması nedeniyle küçük çocuklarda anestezi verilmesi gerekir. Bu durumda anestezinin riski de hesap edilmelidir.

**KAYNAKLAR**

- Apaydın F., (1991), Manyetik Rezonans: Temel İlkeler, Deney Düzenekleri, Ölçüm Yöntemleri., s. 534-584
- Bahadır A., (2005), Manyetik Rezonans Görüntüleme Sistemleri, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 157s.
- Balcı M., (2004), Nükleer Manyetik Rezonans Spektroskopisi, Ankara, 464s.
- Carrington, A.D., (1967), McLachlan Introduction To Magnetic Resonance Chapman and Hall, London. 350s.
- Catherine W., Carolyn K., (1998) MRI Practice Second Edition, Pennsylvania, 307s.
- Çavdaroğlu G., Ç., (2006), Manyetik Rezonans Görüntülerinin Üç Boyutlu Modellenmesi ve Analizi, Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 76s.
- Diren H., B., (1994), Manyetik Rezonans Görüntüleme, Ankara, 55s.
- Dunn K., J., Bergman D., J., Latorraca, G., A., (2002), “Nuclear Magnetic Resonance Petrophysical and Logging Applications Book, Handbook of geophysical exploration seismic exploration, Pergamon Press. V:32.
- Kaya T., Adapınar B., Özkan R., (1997), Temel Radyoloji Tekniği. Güneş & Nobel, Bursa, 224s.
- Kenyon W., E., (1992), Nuclear Magnetic Resonance as a petrophysical measurements, Nucl. Geophysics, 6: 153-171.
- Konez O., (1995) Manyetik Rezonans Görüntüleme, İstanbul, 154s.



- Legchenko, A., Baltassat, J. M., Beauce, A., Bernard, J., 2002, Nuclear Magnetic Resonance as a geophysical tool for hydrogeologists: *Journal of Applied Geophysics*, May, 50(1-2), 21-46
- Müller, M., Kooman, S. and Yaramancı, U., (2002), Nuclear Magnetic Resonance (NMR) properties of unconsolidated sediments in field and laboratory. *Near Surface Geophysics*, 3(4), 275-285.
- Özkan R., (2005), *Bilgisayarlı Tomografinin Temel Prensipleri*, Türk Toraks Derneği Kış Okulu, Ankara
- Prassopoulos P., Papanikolaou N., Grammatikakis J., (2001), MR Enteroclysis imaging of Crohn disease. *RadioGraphics*; 21:161-172
- Pottumarthi V., P., (2006), *Magnetic Resonance Imaging Methods and Biologic Applications*, New Jersey., 447s.
- Pütün E., (1996), *Laboratuar Teknikleri ve Gereçleri*, Anadolu Üniversitesi Açıköğretim Fakültesi Yayınları, Eskişehir 7: 116-128.
- Shirov M., Legchenko, A., Creer, G., (1991), "A new direct non invasive groundwater detection technology for Australia, *Exploration geophysics*, 22: 333-338
- Sünbül F., Karavul, C., (2004), "An investigation of properties of soil samples using NMR Technique, The 16th International Geophysical Congress and Exhibition of Turkey, December 7-10, Ankara.
- Tuncel E., (2004), *Radyolojiye Giriş ve Temel Kavramlar*, Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalı, [http://radyoloji.uludag.edu.tr/say1113.htm#\\_Toc47243926](http://radyoloji.uludag.edu.tr/say1113.htm#_Toc47243926), (20.04.2008)
- Yaramancı, U., 2004, New Technologies in ground water exploration - Surface Nuclear Magnetic Resonance. *Geologica Acta*, 2(2): 109–120.

WEB\_1, (2008), Dr. Orhan Konez, <http://konez.com/index.htm>. (20.02.2008)

WEB\_2, (2008), [http://www.drkoraytuncer.com/index.php?option=com\\_content&task=view&id=32&Itemid=38](http://www.drkoraytuncer.com/index.php?option=com_content&task=view&id=32&Itemid=38), (12.04.2008).

WEB\_3, (2008), <http://www.radyoloji.net/cgi-bin/resimler/html/abdominalmr.html> (03.05.2008).

WEB\_4, (2008), [http://www.emo.org.tr/resimler/ekler/6671501524948bc\\_ek.doc](http://www.emo.org.tr/resimler/ekler/6671501524948bc_ek.doc) (15.03.2008).

WEB\_5, (2008), [http://www.toraks.org.tr/10\\_kongre\\_kurs/pdf/1ppzgr\\_q.pdf](http://www.toraks.org.tr/10_kongre_kurs/pdf/1ppzgr_q.pdf) (15.03.2008).

WEB\_6, (2008) [http://www.scholarpedia.org/article/magnetic\\_resonance\\_imaging#magnetic\\_resonance\\_angiography](http://www.scholarpedia.org/article/magnetic_resonance_imaging#magnetic_resonance_angiography) (12.04.2008)

## ÖZGEÇMİŞ

Serkan ERİŞ, 1978 yılında Isparta’ da doğdu. Lise öğrenimini Denizli Cumhuriyet Lisesinde tamamladıktan sonra, 1995 yılında başladığı Eskişehir Osman Gazi Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik bölümünden, Haziran 1999 ‘ da mezun oldu. Aynı yıl Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünün açmış olduğu Fizik Ana Bilim Dalının yüksek lisans programına katıldı. Ancak M. E B. tarafından öğretmen olarak Şırnak il emrine atamasının yapılması ile yüksek lisans öğrenimine ara verdi. 2005 yılında çıkarılan üniversite öğrenci affından yararlanarak yüksek lisans programına yeniden kabul edildi.

Hâlen Denizli Bahçelievler İlköğretim Okulunda Müdür Yardımcısı / Fen ve Teknoloji Öğretmeni olarak çalışmaktadır.