

MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME FİZİK TEMELLERİ VE GENEL BİLGİLER

Uluhan Berk*

Ufuk K. Gölsoy**

Mustafa Salih***

İnsan vücudunun bütünlüğünü bozmadan daha fazla bilgi edinilme gayretleri, her geçen gün daha yüzgüldürücü sonuçlar vermektedir. X-ışınlarının bulunması ile çok hızlı ilerleme görülen bu alanda, yeni enerji türlerinin kullanıma girmesiyle tanı olanağı artmaktadır. İzlenmesi sürekli olarak zorlaşan bu yenilikleri, okuyucuya aktarmak için, bir yazı dizisi hazırlamayı uygun bulduk. İlk olarak enaz bilinen, Magnetik Rezonans Görüntüleme yönteminin fizik temellerinden başlayıp, daha sonra bu yöntemle elde edilen görüntüleri, artık klasikleşmiş sayabileceğimiz, fakat yine de çok eski olmayan diğer bir yöntem, Bilgisayarlı Tomografi görüntüleri ile karşılaştıracamız. Diğer makalelerde de «Digital Radiology» ve «Digital Substraction Angiography» den söz edeceğiz.

Magnetik rezonans, fizikçi ve kimyacılar tarafından uzun süredir bilinip kullanılmakta olan bir fiziksel olaylar dizisidir. 80'li yıllarda çok gelişen bilgisayar teknolojisinin uygulanması ile, adeta yeniden doğan magnetik rezonans, görüntüleme alanına getirdiği üstünlüklerle dikkatleri üzerinde toplamış, üstünlükleri yanında bazı fizik kuram ve kavramları öğrenme gerekliliğini de beraberinde getirmiştir. Magnetik Rezonans Görüntüleme de (MRG) elde edilen görüntülerin, yeterli ve en üstün olmasında, tetkiki yapan hekimin inisiyatifi elinde tutması ve değişik parametrelerden yararlanabilmesi, bu kavramların bilinmesine bağlıdır.

Bu nedenle önce fizik kavramları tanımlayacağız :

MOMENTUM : Hareketli cisimlerin hız ve kuvvetini belirten bir fiziksel kavramdır.

* A.Ü. Tıp Fakültesi Radioloji ABD Başkanı

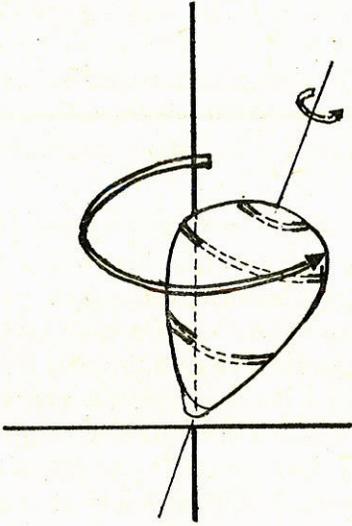
** Radioloji Uzmanı

*** Radioloji Uzmanı

MAGNETİK REZONANS : Hem açısal, hem magnetik momentu-
ma sahip sistemlerin, magnetik momentlerinin, bir dış etkenle, onunla
uyumlu olmak koşulu ile, etkileşmesi demektir. Burada ana şart, sis-
temin magnetik momentinin sıfırdan farklı olmasıdır.

SPİN : Kendi etrafında dönen cisim demektir. Dünya ve atom çekirdeği buna örnektir. Kendi etrafında dönen cisimlerin bazıları, bu dönüş sonucu bir magnetik moment kazanırlar. Fizikte böyle magnetik momente sahip sistemlere, SPİN adı verilir. Spin, parçacığın kütle ve hızına bağlı olarak çeşitli değerler alır. Örneğin : $F^{19} = 1/2$, $Na^{23} = 2/3$ vs.

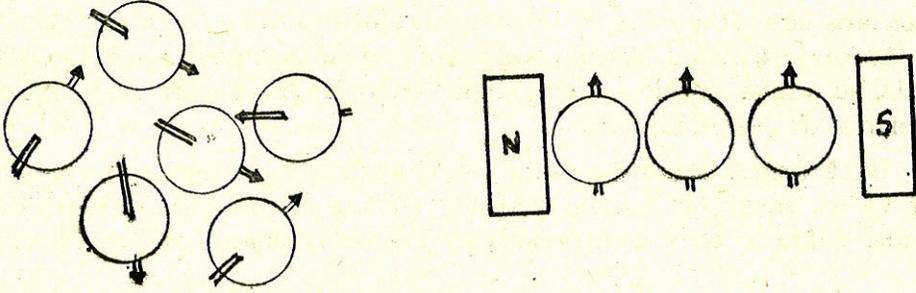
PRESESYON : Anlamı salınma, yalpalama, uğunma olan bu sözcük, pratik olarak hızla dönen bir topacın, yer çekimi etkisine bağlı olarak bir koni yüzeyi meydana getirecek şekilde dönüşünü ifade eder. Buradaki anlamı, spin sistemlerinin böyle bir salınma yapmasıdır (1,3).



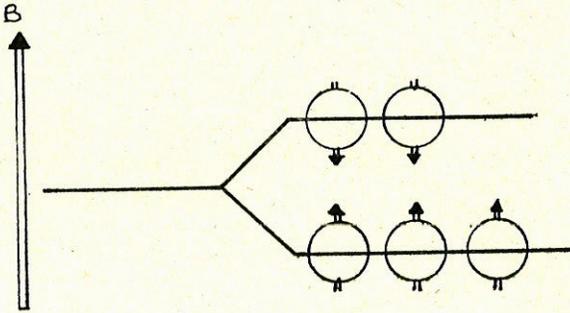
Şekil 1 : Hızla dönmekte olan bir topacın yer çekimi etkisi ile, dönme ekseninin, düşeyden ayrılıp, bir koni yüzeyi oluşturacak şekilde dönmesine presezyon denir.

Küçük bir magnet parçasının bir eksen üzerinde serbestçe hareket etmesi sağlandığında, dünyanın magnetik alanının etkisi ile nasıl davrandığını hepimiz biliriz. Buna pusula denir. Yukarıda tanıdığımız spin sistemleri de (konumuzda atomik büyüklüklerden söz edilmektedir), dışardan bir magnetik alan uygulandığında pusula gibi davranırlar. Yani makro örneğin iç yapısında yer alan çekirdeklerin magnetik alan kuvvet çizgileri, dış magnetik alan kuvvet çizgi-

leri ile aynı doğrultuya gelir (aslında kontrol edilemeyen dış etmenler nedeniyle tam aynı doğrultu olmaz ,fakat bu, pratik olarak ihmal edilebilir). Kuantum mekaniğine göre, gerçekte nükleer magnetik moment, magnetik alana ya aynı yönde (paralel), ya da ters yönde (antiparalel) hizalanır. (Şekil 2).



Şekil 2 : Yer in zayıf magnetik alanı etkisinde herbiri ayrı yönlerde olan spinler, bir mik-natis alanı içerisinde, «Hazır ol»daki askerler gibi dizilirler.



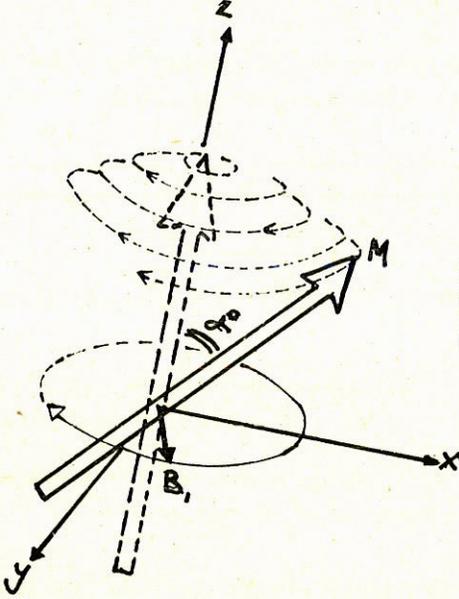
Şekil 3 : B magnetik alanı bir vektörle gösterildiğinde, spinler, vektörün doğrultusunda olmak koşulu ile, paralel ve antiparalel iki konumda yer alırlar.

Spinler için magnetik alanla paralel olmak, daha az enerji gerektirdiğinden, bir magnetik alan içindeki çekirdeklerin, magnetik alanın şiddeti ile doğru orantılı olarak artan bir çoğunluğu paralel duruma gelir. Dünyanınki gibi zayıf bir magnetik alanın etkisinde, her çekirdeğin yönü farklıdır ve aynı yönde olanlarla olmayanlar arasındaki fark çok küçüktür. Hatta pratik olarak, bir eksternal magnetik alanın yokluğunda bu fark sıfırdır (2,3). (Şekil 3.)

Paralel ve antiparalel olanların arasındaki fark toplamına, «Makroskopik Magnetik Moment» veya «Magnetizasyon Momenti» adı ve-

rilir. (Biz bunu M ile göstereceğiz). M , dışardan uygulanan magnetik alan ile (bunu da B_0 ile göstereceğiz) aynı yöndedir ve büyüklüğü B_0 'ın şiddeti ile doğru orantılıdır. M 'in tam büyüklüğü, ayrıca sıcaklık ve çekirdeğin tipi ile değişen iç magnetik alana da bağlıdır. Bir çekirdekten diğerine değişen bu sabite, «Gyromagnetic Oran» adı verilir ve « γ » ile gösterilir. « γ »a bağlı olarak H^1 en yüksek nükleer magnetik rezonans sinyalinin verir ve bu nedenle görüntüleme işleminde en çok H^1 üzerinde çalışılır. Ayrıca hidrojenin vücutta diğer elementlerden fazla bulunuşu da bir avantaj teşkil eder. Halen, Fosfor ve Sodyum üzerinde de çalışılmaktadır.

B_0 eksternal magnetik alanı içinde M vektörü denge durumunda-
dır ve işe yarar bir özellik arzemez. Denge durumundan saptırıldığında, yukarıda tanımlanan presesyon hareketi başlar. Şekil 4 : Preses-



Şekil 4 : B_0 doğrultusundan RF pulsu ile saptırılan M , puls kesildiğinde, presesyon yaparak eski konumuna döner.

yon hareketinin frekansı 1 sn deki dönme sayısı olarak bilinir ve « ν_0 » ile gösterilir. Bu frekans, «Larmor denklemi» yardımı ile önceden hesaplanabilir.

$$\text{Larmor denklemi : } \nu_0 = \gamma B_0$$

Buna göre, presesyon hareketinin frekansı, eksternal magnetik alanın şiddetine ve makro örneğin atomlarının gyromagnetic konstantına bağlı olarak değişir. 0,1-10 Tesla arasındaki magnetik alan şid-

detlerinde çalışıldığında, frekans 4-400 MHz arasındadır. Bu frekans, elektromagnetik enerji spektrumunda «Radio Frekans» (RF) bölgesine uyar (3,5).*

Denklem 1'de B_0 , dışardan uygulanan magnetik alanın şiddetini gösterir. Bu şiddet, lokal moleküler etkilerle birleşen küçük magnetik alanlarla modifiye edilir. Bu modifikasyonu belirlemek için, denklemi daha kesin biçimde şöyle yazabiliriz :

$$\nu \text{ (lokal)} = \gamma B \text{ (lokal)}$$

Bir NMR sinyali üretebilmek için, M'nin B_0 doğrultusundan saptırılması gerekir. Klasik NMR çalışmalarında bu saptırma işlemi, M ve B_0 doğrultusuna dik, B_0 dan küçük ikinci bir magnetik alanın devreye girmesi ile olur. İkinci magnetik alanı B_1 'in etkisi ile M denge durumunu yitirir ve presesyona başlar. Fakat yeterince sapma için B_1 'in, M'e sürekli dik tutulması gerekir. Bu ön koşulun fizik çözümü, B_1 'in ν_0 frekansı ile ossilasyon yapmasıdır. Elektromagnetik etkileri gözönüne alındığında bir RF pulsu, böyle ossilasyon yapan B_1 magnetik alanı ile birlikte dir. RF pulsunun belirli frekans dağılımı da başka bir avantajdır. Larmor denklemi ile önceden belirlenen frekansda ki RF pulsu, M'i presesyona başlatır. Frekans uygun olmazsa presesyon ve sapma da olmaz. M'in B_0 doğrultusundan sapma açısı, RF pulsunun süresine ve birlikte oluşan magnetik alanın şiddetine bağlıdır.

Yeterli B_1 alanı üretmek için gerekli RF enerjisini geçirmek üzere, özel olarak imal edilen antenlere RF bobini denir. Bu bobinler bir RF jeneratörüne bağlanarak, kısa bir puls verilmesiyle presesyonel hareket başlatılır (2,3,4,5).

NMR SİNYALİNİN ALGILANMASI

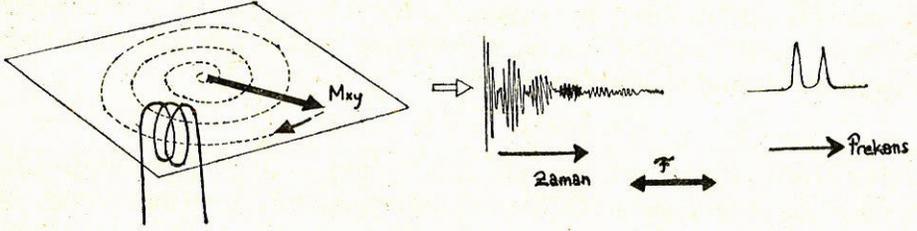
Magnetizasyon vaktöründe başlatılan presesyonun algılanması, olayın başlatılmasından daha kolaydır. Çünkü, makro-örneğin etrafına uygun biçimde yerleştirilen bir tel bobin içerisinde, değişen magnetik kuvvetlerin etkisi ile tıpkı bir elektrik jeneratöründe olduğu gibi bir elektrik akımı oluşur. Bu olay, «Faraday kanunu» çerçevesinde gelişir. Oluşan akımın frekansı başlangıçtaki ν_0 frekansı ile eşittir (5).

RF pulsunu vermek için kullandığımız bobinler, sinyali almak için de kullanılır.

* : 1 Tesla = 10.000 gauss = 10 Kgauss.

Yeri nmagnetik alanı yaklaşık olarak 5×10^{-5} Tesla mertebesindedir.

Sinyal genliği başlangıçta maksimumdur. M'in B_0 'a doğru yönelmesi ile giderek azalır ve ikisi aynı doğrultuya geldiğinde tümüyle sönür. Yani, NMR sinyali sönümlüdür. Bu nedenle NMR sinyaline, «Free Induction Decay» kelimelerinden kısaltarak, FID adı verilir. (Şekil 5).



Şekil 5 : RF pulsunu, spin sistemine aktaran bobinler, M'in prezesyonu sırasında indüklenerek, FID denilen MR sinyalini meydana getirirler. FID'den Fourier transformasyonu ile frekans bilgisi elde edilir.

FID'in sönümü iki zaman sabiti ile belirlenir. Spin sisteminin, RF pulsu ile dışardan aldığı enerjiyi, spin sistemi dışında ki örgüye aktarırken geçen zamana, «Longitudinal» veya «Spin-örgü» durulma zamanı denir ve T_1 ile gösterilir. Enerjinin spin sistemleri arasında dengelenmesi için geçen zamana da «Transvers» veya «Spin-spin» durulma zamanı adı verilir ve T_2 ile gösterilir. T_1 ve T_2 nin genel adı ise, Rölaksasyon zamanı olarak geçer (2,3,5).

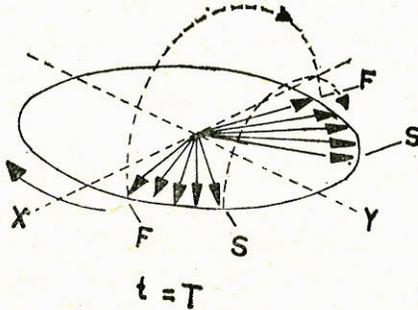
Bu durulma zamanları NMR sinyalinin süresini belirler. RF pulsunun verilip kesildiği anda başlayan T_1 , FID sönümüne kadar devam eder. T_2 , T_1 'in içinde yer alır ve daha kısadır. T_2 , başlangıçta eşfazlı olarak salınan spinlerin, birbirleri üzerine uyguladıkları küçük magnetik etkiler dolayısıyla, bu koherensin bozulması için geçen süredir ve spinlerin tümüyle defaze olmaları ile sonlanır. Bu nedenle, magnetik alanın inhomojenitesi gibi dış faktörlerin varlığında, bu faktörlerden bağımsız, direkt makro örneğin iç yapısı ve gyromagnetic oran ile ilgili ve değiştirilmesi elde olmayan bir «Gerçek T_2 »den de söz edilir. Dış faktörlerin düzeltilmesi ile T_2 değiştirilebilirken, gerçek T_2 sabittir. Gerçek T_2 , « T_2^* » ile gösterilir (2,3,5).

FID'in şiddet ve süresinin M'in, B_0 doğrultusundan sapma derecesi ile ilgili olduğunu yukarıda belirtmiştik. En şiddetli sinyal, M'in 90° sapmasından sonra elde edilir. Bu sapmayı sağlayan RF pulsuna « 90° pulsu» denir. 180° sapmada hiçbir sinyal oluşmaz, çünkü, M, B_0 ile yine

aynı doğrultuda fakat ters yödedir. 180° den fazla sapmalarda sinyal negatif olarak kaydedilir (5).

Bir 90° pulsundan sonra elde edilen maksimum şiddetli sinyalin ardından tekrar maksimum sinyal alabilmek için, sistemin tümüyle durulmasını beklemek zorunluluğu vardır.

MR görüntüleme yöntemleri arasında, ardarda 90° pulsları ile sinyal toplamaya, «Saturation Recovery» denir. Bir 180° pulsunu takiben 90° pulsu ile sinyal toplayarak görüntü elde etmeye de «Inversion Recovery» adı verilir. Bu iki yöntemle elde edilen görüntüler T_1 görüntüsüdür. Görüntü oluşturma süresine, sistemin T_1 leri ile başarılı 90° pulsları arasındaki, tau (γ) ile gösterilen süre toplamı etki eder. T_2 görüntüsü oluşturmak için kullanılan yöntem, «Spin-echo» denir. Burada, olayın temeli, defaze olan spinleri yeniden refaze (refocusing) edilmesidir. Bunun için, 90° pulsunu takiben defaze olan spinler, 180° pulsu ile, birbirleri üzerine olan etkileri devam etmek üzere, başlangıç noktasına göre simetrik bir pozisyona sokulur. Bu anda alınmaya başlayan sinyalin süresi, T_2 'yi verir. Bu olayı şu şekilde bir örnekle kolaylaştırabiliriz : Çember şeklinde bir parkur üzerinde, herhangi bir nokta da start alan koşucular, bir süre sonra hızlarına bağlı olarak çeşitli konumlarda olurlar. Farklı konumun bir anında, hepsine «Dur! Geri dön!» emri verilirse, eşit duruma gelmek için bir süre geçecektir. MR'da da, bozulmuş koherensin herhangi bir anında verilen 180° pulsu ardından alınan negatif sinyalin süresi T_2 'ye eşit olacaktır (2,5) (Şekil 6).



Şekil 6 : Defaze olmuş spinlere uygulanan 180° pulsu ile, şekilde F ile gösterilen hızlı spinler, S ile gösterilen yavaş spinlerin gerisinde kalır ve refaze edilmiş olurlar.

T_1 görüntülerinde, T_1 süresi uzun olan çekirdekler daha zayıf sinyal verir ve koyu renkli (siyah) görülürler. T_2 görüntülerinde, T_2 süresi uzun olan çekirdekler şiddetli sinyal verir ve görüntüde açık renkli (beyaz) olarak görülürler (5).

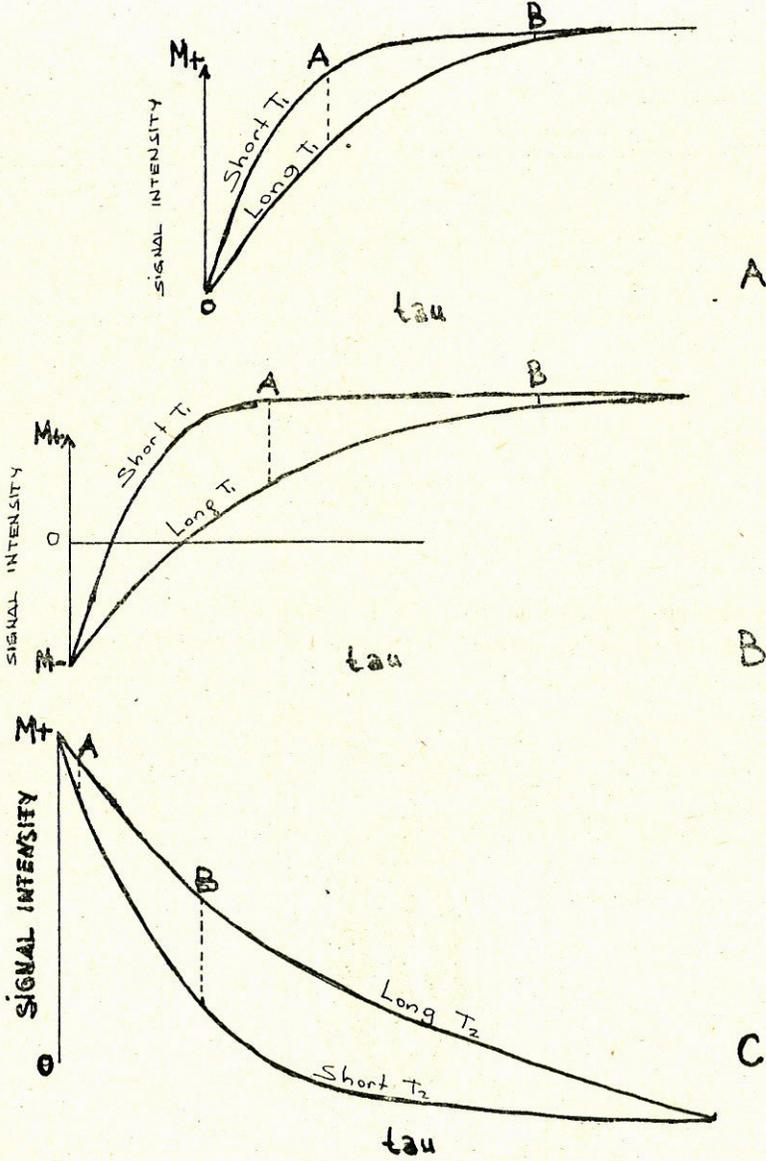
MRG de, RF pulsunun veriliş sırası kadar, sinyalin ne zaman alınması gerektiğini bilmek de önemlidir. Çünkü, durulma zamanları farklı dokular için, sinyal yeginalik grafikleri, Şekil (7) de görüldüğü gibi farklılıklar gösterir. Farkın büyük olduğu anlarda alınan sinyallerden elde edilen görüntülerde kontrast yüksek, tersinde düşük olacaktır (2,3). (Şekil 7).

GÖRÜNTÜ OLUŞTURULMASI

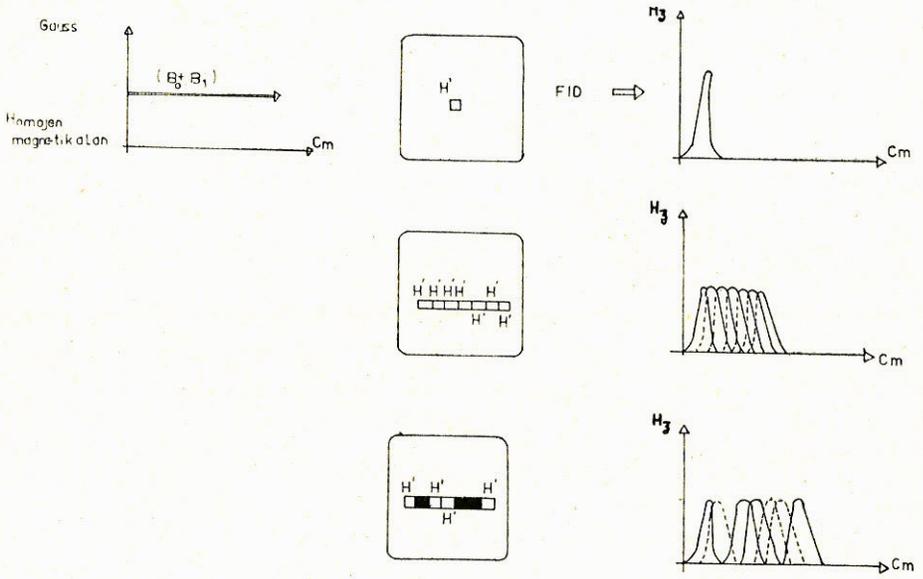
MR görüntülemeye iki temel problem mevcuttur. Bunlardan birincisi, yukarda anlattığımız sinyalin elde edilmesidir. İkincisi, elde edilen sinyalin makro örneğin hangi noktasından geldiği, yani «spatial resolution»dur.

MR'da, görüntü oluşturuvcu birimler, makro örneğin bir noktası, bir hattı, bir düzlemi veya üç boyutlu bir volumü içinden topladıkları verileri resme dönüştürebilirler. İki boyutlu görüntü oluşturmak için, noktasal veya hat içerikli verilerin birleştirilmesi mümkünse de, en çok uygulanan ve en iyi sonuç veren yöntem, üç boyutlu haritalama işleminden sonra, istenilen tomografik düzlemin seçilerek görüntüye dönüştürülmesidir (2,3,5).

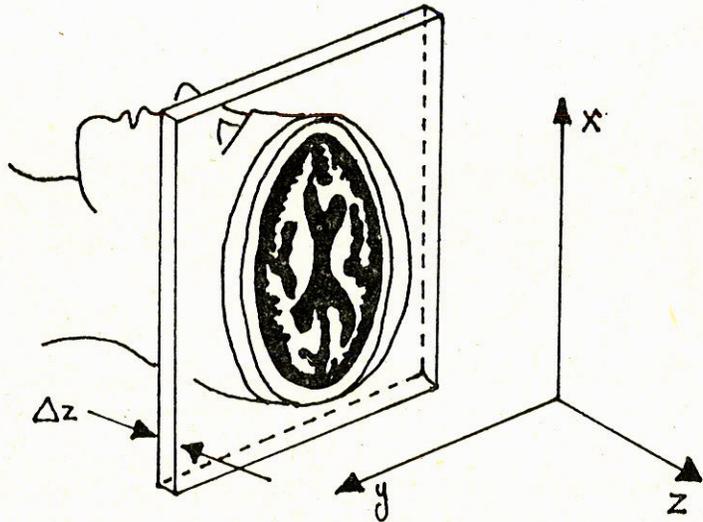
Plan seçimi için «Seçilmiş ışınlama=Selective irradiation» ve «Titreşen alan=Oscillating field» adı verilen iki yöntem vardır. Bunların ikisinde de temel, magnetik alanın homojenitesini bozan, başka bir magnetik alan uygulanmasıdır. Plan seçimi yapıldıktan sonra, volüm, iki boyuta indirgenmiş olur ve görüntü şöyle meydana getirilir. FID algılanması yapıldıktan sonra, bilgi sayar, «Fourier Transformation» u denilen bir matematik işlem vasıtasıyla, FID'i frekans spektrumu haline getirir. Denklem 1 ve 2'yi hatırlayacak olursak, spinlerin presesyon frekansı, içinde buldukları magnetik alanın şiddeti ile doğru orantılı idi. Homojen bir magnetik alan içerisine konmuş, tek bir spin'in verdiği FID, Fourier transformasyonu ile frekans çıkışına dönüştürülürse, Şekil 8-A da görüldüğü gibi bir bilgi elde edilir. Eğer deneyimiz, Şekil 8-B de görüldüğü gibi, birden fazla çekirdekten oluşuyorsa, frekans dağılımı yine aynı şeklin sağ tarafında görüldüğü gibi olur. Bu çekirdek sırası içinde, irdelenenlerin dışında da çekirdekler varsa, frekans spektrumu, Şekil 8-C deki gibi olur. Makroörneğin, bu şekildeki çekirdek sıralarından oluşmuş kolonlar halinde olduğunu düşünürsek, elde edilen frekans dağılımı çok karışık olacaktır (Plan seçerken uyguladığımız gradient alanlar, kolonların tabakalar meydana getirmesine engel olmaktadır. Kısaca üçüncü boyutu gösteren «y» aksı devre dışı kalmaktadır). Şekil 9.



Şekil 7 : MRG de pulsların uygulanma zamanı kadar, sinyallerin alım zamanı da önemlidir. Şekildeki üç grafikde, sırayla, IR, SR ve Spin-eko yöntemlerinde kısa ve uzun sinyal süreli organların (Beyin omurilik sıvısı ve beyin) FID grafikleri çizilmiştir. Bunlarda A ve B durumlarında iki ayrı dokuya ait sinyal yoğunlukleri farkı açıkça görülmektedir. Buna göre yoğunluk farkının büyük olduğu zamanlarda elde edilen görüntülerde kontrast daha yüksek olacaktır.

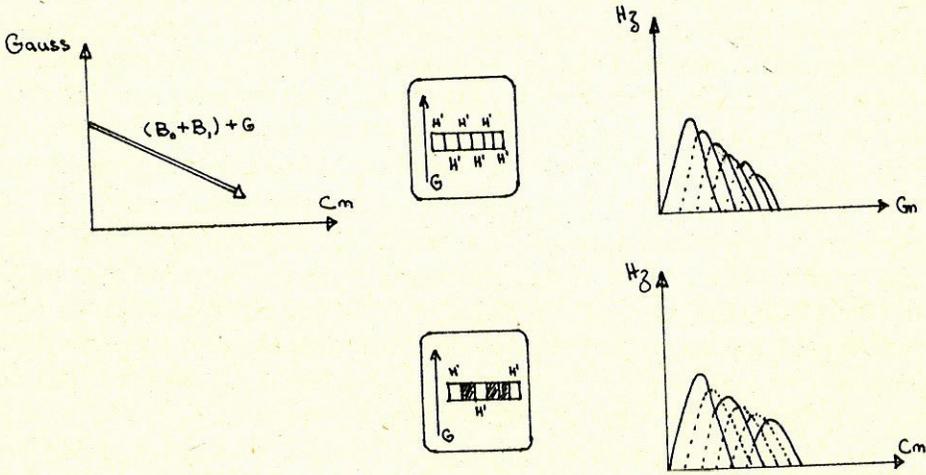


Şekil 8 : Homojen bir magnetik alan içerisinde, B_1 uygulandıktan sonra elde edilen sinyalin, makro-örneğin kimyasal yapısı ile nasıl değiştiği ve frekansların dağılımı görülmektedir.



Şekil 9 : Plan seçimi için uygulanan gradient alanların, üçüncü boyutu ortadan kaldırdığı görülmektedir. Fakat bugün MRG aygıtları üç boyutlu görüntüyü aynı anda elde edip saklayacak yapıya da sahiptir.

Makroörneğin herhangi bir tarafından, 'x' veya «z» akslarından birine paralel olarak yönlendirilen lineer bir magnetik alan uygulayarak, bir önceki paragrafta anlattığımız olayları tekrar edelim. Yeni uyguladığımız alan gradienti, magnetik alanın homojenitesini, seçtiğimiz plan üzerinde de bozacak, lineer alan tarafında magnetik alan şiddeti yüksek olurken, karşı tarafta düşük olacaktır. Böylece spinler denklem 2 gereği, içinde yer aldıkları magnetik alanın şiddetine uygun frekansda presesyon yapacaktır. Şekil 8-B ve 8-C' i yeni şartlarla tekrar çizersek Şekil 10'da görülen sonuçları elde ederiz (2,3,5). Şekil 10.



Şekil 10 : Şekil 8 de çizimleri, magnetik alanın homojenitesini bozan lineer alan gradientini uyguladıktan sonra çizerseniz, sonuçlar burada görülen gibi olur.

'x' ve «z» akslarının oluşturduğu düzlem içerisinde yönü değiştirilerek uygulanan lineer alan gradienti marifeti ile toplanan frekans bilgileri, bilgisayar tarafından çözümlenerek, «filter back-projection» tekniği ile rekonstrüksiyon yapıлып, görüntü elde edilir. Gelişen bilgisayar donanımları «y» aksında uygulanan gradienti de dikkate alarak üç boyutlu spin haritaları oluşturup, bunları belleklerinde saklayarak, operatörün arzusuna uygun kesitlerin görüntülerini sunabilmektedirler (2,3).

Bilgisayarlı tomografide görüntü kontrastına tesir eden tek faktör vardır ve attenuasyon katsayısı olarak bilinir. MRG'de ise, spin dansitesi, durulma zamanları, akım (kan akımı) ve makroörneğin hareketi gibi çeşitli etmenler kontrastı etkiler ve buna bağlı olarak, uygun seçimler yapıldığında kontrast çok yüksek olur (2,5).

Tek faktör ile + 2000, — 2000 gibi oldukça fazla kontrast farkının elde edildiği bilgisayarlı tomografinin yanında, MRG'nin birden fazla faktörü kullandığı düşünülürse, yumuşak dokunun, özellikle birbirine çok yakın dansite gösterenlerin ortaya konabilmesindeki üstünlüğü anlaşılır. Pratik uygulamalarda, magnetik rezonans görüntüleri şu alanlarda daha başarılı olmaktadır.

1 — Kemik yapının yüksek absorban özellik gösterdiği x-ışınlarının kullanıldığı bilgisayarlı tomografide, beyin dokusu ve diğer intrakranial yapılar ancak kemiklerden arta kalan radyasyonun sağladığı bilgilerle görüntülenir. Oysa magnetik alan geçirgenliği için, kemikle yumuşak dokular arasında hiçbir fark yoktur. Magnetik alanda resim oluşturuvcu değişimler, kemik engeli olmaksızın meydana getirilebilir ve görüntüler kemik artefaktları göstermez. Aynı zamanda, postop incelemelerde, özellikle metal klips ve sütürlerin, bilgi sayarlı tomografide oluşturduğu artefaktlar, MR görüntülerinde olmaz.

2 — Boyun, pelvis, ekstremiteler ve özellikle eklemlerde MR görüntüleri, bilgisayarlı tomografiye üstünlük sağlamaktadır. Çok sayıda küçük veya büyük, farklı yumuşak doku elemanının yer aldığı bu vücut bölgelerinde, BT, bu dokular arasında, insan gözünün algılayabileceği kontrast farklılıkları oluşturamamaktadır. MR'da daha sonra ayrıntılarıyla göreceğimiz gibi, her adaleyi, damarı ve bağ dokusu elemanını ayrı ayrı görüntülememiz olasıdır.

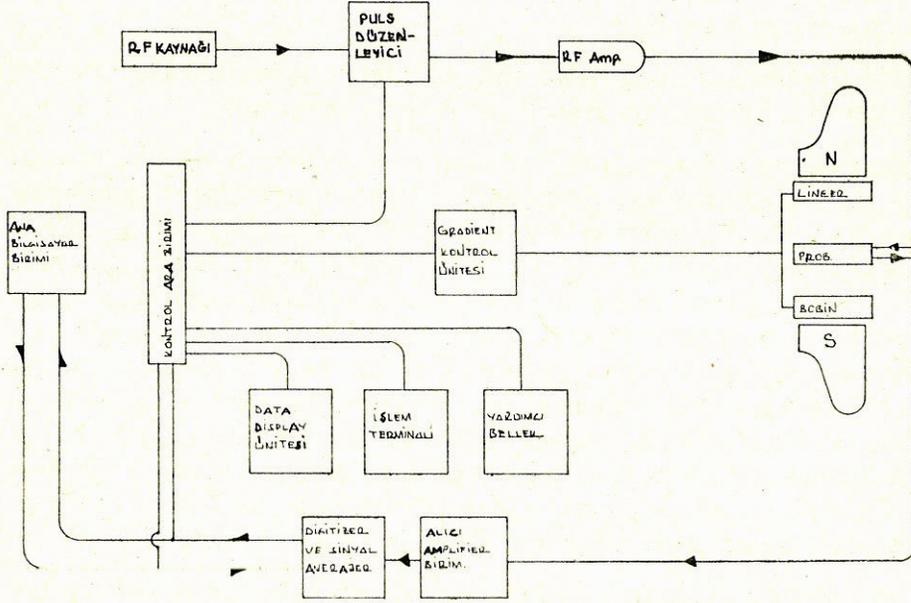
3 — Medulla spinalis ve omurga : Gerek konvansiyonel radiolojik incelemeler, myelografiler ve gerekse bilgi sayarlı tomografi, inceleme güçlükleri, fazla sayıda kesit alma ve rekonstrüksiyon, pahalı bilgisayar donanımları gerektirmeleri yanında yeterince bilgi de verememektedir. Boyut sorununu ortadan kaldıran MR, bu iki önemli organı boylu boyunca bütün olarak veren görüntüleri kolaylıkla sağlamaktadır.

4 — MRG'de görüntü kontrastına etki eden faktörlerden biri de sıvıların akımıdır. Böylece, kan akımının lokal görüntü kontrastını etkilemesi, damarların görüntülenebilmesini, lumende daralmayı ve akımda yavaşlamayı anlaşılır biçimde ortaya çıkarmayı sağlar.

Bu üstünlükleri yanında, MRG sistemlerinin yeterli şekilde çalışabilmeleri için, yüksek teknoloji gerektirmeleri, uygun imal edilmiş ve çevre etkilerinden korunmuş yerleşim birimlerine ihtiyaç göstermesi gibi dezavantajları vardır. Ayrıca yakındaki metal parçaların mıknatıslanması ve radyo vericilerinin görüntüyü bozması, bunları önleyici tedbirler alınmasını zorunlu kılmaktadır.

MR GÖRÜNTÜLEME SİSTEM ve KISIMLARI

Şekil 11'deki blok-diagramda görüldüğü gibi, MR görüntüleme sistemleri, iki temel bölümden oluşur : Bilgisayar ve Magnetler. MR görüntüleme işleminde, ortaya çıkan çok sayıda matematik işlemi çözecek kapasitede bilgisayarların yaşı henüz çok küçüktür. Şekil 11.



Şekil 11 : Blok diagramda bir MRG ünitesinin ana bölümleri şematize edilmiştir.

Magnetler, ihtiyaca uygun yüksek şiddetle statik magnetik alan sağlayan elektromıknatıslardır. Geçirdikleri evrim ve kullanım alanlarına göre, üç gruba ayrılırlar :

İlk olarak kullanılan magnetler, Rezistif (resistive) tiptedir. Bunların temel yapıları bakır veya alüminyumun elektrik akımına gösterdiği dirence dayanır; demir ve hava çekirdekli tipleri vardır. Rezistif magnetlerle 0,2 T'a kadar şiddetle alanlar elde edilir.

Daha kaliteli görüntüler için gerekli olan daha yüksek şiddetli magnetik alanlar, Süperkondüktif (superkonduktive) magnetlerle elde edilir. Bazı element ve alaşımların mutlak sıfır olan -273°C ye yaklaştıkça, elektrik akımına gösterdikleri direnç çok azalır ve kullanılan akımın ısıya dönüşümü düşer. Böylece enerji kaybı azalarak yüksek magnetik alanlar elde edilir. Niobium-Titanium gibi alaşımlar

kullanıldığında 10 T'a kadar mıknatıs alanları sağlanır. Bu mıknatıslarda, magnetik alanı oluşturacak bobin, kaynama noktası 4,2 K ($-268,9^{\circ}\text{C}$) olan sıvı helyumla soğutulur. Sıvı helyum kapalı bir dolaşım içerisinde. Bu dolaşım sisteminin dışında, yüksek yansıtıcı alüminyum folya kaplanmış bir vakum alanı bulunur. En dışta da yine kapalı bir dolaşım içerisinde, kaynama noktası 77,4 K ($-195,7^{\circ}\text{C}$) olan sıvı nitrojen vardır.

Süperkondüktif magnetler çok pahalıdır. Mıknatıs alanının devamlılığı kesildiğinde yeniden tesis etmek zaman alır.

Üçüncü tip mıknatıslara Permanent adı verilir. Bunlarda, kobalt-nadir toprak elementleri alaşımlarına mıknatıs özelliği kazandırılır ve büyük çelik bir çerçeve üzerine yerleştirilir. Böylece magnetik alan kuvvet çizgileri bu çerçeve içinde kapalı kalır, dışarı **çıkamaz**. Bunun sonucu olarak, diğer iki tip magnette görülen, çevredeki magnetic-tape, pace-maker, fotomultiplier tüp gibi magnetik alandan etkilenen gereçlerin yerleşim problemi ortadan kalkar. Ayrıca bina yapısında yer alan çelik aksamın mıknatıslanarak, etkili alan homojenitesini bozma sorunu da olmayacaktır. Bu tip mıknatısların dezavantajı diğerlerinin yaklaşık 8-10 kat ağırlıkta (100 ton kadar) olmaları ve 0,3 T'a kadar magnetik alan üretebilmeleridir. Bu şiddet, hidrojen için yeterli, diğer elementler için yetersizdir.

RF pulsunu aktarmak ve FID'i almak için, çapraz ve sarmal bobinler, lineer gradientleri uygulamak için maxwell ve Golay bobinleri kullanılır. Lineer alan gradientleri, 10^{-4} ile 10^{-2} T/metre şiddetindedir (4).

SONUÇ

Fizikçi ve kimyacıların uzun süredir bildikleri ve özellikle organik moleküllerin sütürüklerini tesbit etmek için uyguladıkları Nükleer Magnetik Rezonans Görüntüleme terimi klinik görüntüleme alanına girdiğinde «Nükleer» kelimesi çıkarılarak, «Magnetic Rezonanse Imaging» şekline getirilmiştir. Kullanım k o n u s u n d a yaygınlaşan ve kabul edilen görüş de şudur : MRG sistemleri, anatomiye dayalı görüntüler üretmekte ve aynı şekilde görüntü üreten bilgisayarlı tomografi ile, tanı alanında birbirine yardım edici sonuçlar vermektedir. Bu nedenle, Radioloji departmanında bulunması ve uz-

man hekimin koyduğu endikasyona göre bu iki tetkik yönteminden birisinin seçilmesi veya ikisinin birlikte kullanılması gerekir. Pratik uygulamada, bu faktörler gözönünde bulundurularak, yöntem, Radio-diagnostik alanına sokulmuştur.

MRG sistemlerinin bizim memleketimizde çalıştırılması için, şu koşulların yerine getirilmesi gereklidir :

1 — Cihazlarda henüz teknolojik stabilite sağlanmamıştır. Çabuk demode olacak bir cihazın alımı risklidir.

2 — Pratik uygulamalarda Rezistif ve Permanent magnetli tiplerin, bilgisayarlı tomografiye büyük bir üstünlük sağlamadığı, yüksek rezolusyonlu, araştırmaya yönelik görüntüler ve hidrojen dışı (Fosfor, Sodyum vs.) elementlerle çalışma söz konusu olduğunda, bu tip cihazların yetersiz kaldığı izlenmektedir. Saydığımız imkânları sağlayan, süperkondüktif tip cihazlar çok pahalıdır. Ayrıca, işletilmesi, memleketimizde üretimi yapılmayan sıvı helyuma bağlıdır. Sıvı helyum hem üretim, hemde depolama ve nakil için yüksek teknolojik yan sanayii gerekli kılmaktadır. Yurt dışından temini de bugünün şartlarında zorluklar arz etmektedir.

Teknolojik olarak belirli stabiliteye ulaşmış, kullanımı yan sanayie daha az bağımlı, işletme masrafları daha az modeller geliştirildiğinde, bilgisayarlı tomografi ile birlikte, MRG sistemlerinin tanımı ufukumuzu oldukça genişleteceğini ummaktayız.

Metinde belirtildiği gibi, MRG işlevinde, yeni olan sadece bilgisayarlıdır. Bilgisayar donanımlarının da henüz gelişmekte olduğu bir gerçektir. Fakat mevcut olanakların bile klinik görüntüleme alanına getirdiği yenilikler inkâr edilemez.

Söz edilmesi gereken diğer bir gerçek de, görüntüleme sistemleri geliştikçe, bu alanda çalışan hekimlerin daha fazla fizik bilgisine sahip olmaları gerekliliğidir.

ÖZET

Açısal ve magnetik momentuma sahip atomik çekirdeklerin, güçlü magnetik alanlar içerisinde sıraya dizildikten sonra, RF pulsları ile uyarılarak lokalizasyon ve yoğunlukları hakkında bilgi veren sinyaller üretmeleri sağlanır. Bu sinyallerden bilgisayar yardımı ile görüntü

oluşturmaya Magnetik Rezonans Görüntüleme denir. Bu makalede, klinik görüntüleme yöntemlerinin son basamaklarından biri olan MR görüntülemenin fizik temelleri, mümkün olduğunca basite indirgenerek anlatılmaya çalışılmıştır.

SUMMARY

Magnetic Resonance Imaging : Principles

Following the lining up of the atomic nuclei possessing angular and magnetic momentum, they are excited by the application of RF pulses, and the production of signals conveying information upon their location and density is secured. Image production from these signals with the aid of a computer is called Magnetic Resonance Imaging. In this report, an attempt is made to describe the basics of the physical principles of MRI, the latest stage in the clinical imaging systems.

ÖNEMLİ TERİMLER ve KISALTMALAR

- MRG : (MRI) : Magnetik Rezonans Görüntüleme.
 TMR : Topikal Magnetik Rezonans.
 FT : Fourier Transform.
 CPMG : Carr-Purcell/Meiboom-Gill, puls uygulama sırası.
 RT : Repetition time.
 ET : Echo time.

Bu son ikisi, spin-eko yönteminde pulsun tekrarlanma ve ekonun alınma zamanını gösterir. Görüntü özelliklerini belirlemek için, resim altında açıklama yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Güner, Z. : Tıp ve Biyoloji Öğrencileri için Fizik I, II. Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Yayınları. Sayı 376, 394.
2. Hart, H.R. Jr., Bottomley, P.A., Edelstein, J.F., Schenk, W.A. and Redington, R.W. : Parameters Determining the Appearance of NMR Images. Report of GE's Corporate Research and Development Center
3. Pykett, I.L.; Newhouse, J.H., Buonanno, F.S., Brady, T.J., Goldman, M.R., Kistler, J.P., Pohost, G.M. : Principle of NMR imaging. Radiology 143 : 157-168, 1982
4. Pykett, I.L. : Instrumentation for NMR Imaging. Seminars in Nuclear Medicine, Vol. XIII, No. 4 (October), 1983.
5. Rosen, B.R. and Brady, T.J. : NMR Principles. Seminars in Nuclear Medicine, Vol. XIII, No. 4 (October), 1983.