

NÜKLEER MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME TEKNİĞİ - GENEL BİR BAKIŞ -

Gözde BOZDAĞI*

Görüntüleme teknolojisi bundan yüzyıllar öncesine dayanır. Bu konuda yapılan ilk çalışmalar 700 yıl önce göz- lüğün keşfedilmesiyle başlar. Teleskopun keşfi, ışığın bazı maddeler üzerinde renk değişimine yol açtığına gözlenmesi ve ilk fotoğraf tekniklerinin geliştirilmesi, kara kutular, hologram bugünlere gelirken geçilen ba- samakların sadece birkaçıdır.

Temel olarak görüntüleme teknolojisi, görüntü bilgisinin bilgisayar aracılığıyla örneksel ya da sayısal olarak işlenmesini kapsar.

Görüntüleme teknikleri her ne kadar birbirlerinden bağımsız olarak gelişmişlerse de aralarında birçok ortak nokta vardır. Bu teknikleri akustik, optik, tomografik, mikrodalga ve sismik görüntüleme teknikleri olarak ana başlıklar altında toplayabiliriz.

Bu yazıda tomografik görüntüleme tekniklerinden olan NMR (Nükleer Manyetik Rezonans) görüntüleme tekniği - kısaca MRI ("Magnetic Resonance Imaging")- üzerinde durulacaktır.

Röntgen ışınlarının 1895'de Wilhelm Roentgen tarafından bulunmasından sonra, radyoaktivite türleri tıbbi teşhis ve tedavilerde kullanılmaya başlanmıştır. Teşhis amacıyla kullanılan yöntemler görüntülemeye dayanmaktadır ve başlıcaları CAT ("Computerized Axial Tomography"), PET ("Positron Emission Tomography"), SPECT ("Single Photon Emission Tomography") ve MRI'dir.

MRI günümüzde en yeni ve üzerinde en çok durulan gö- lüntüleme yöntemidir. MRI'nin diğer görüntüleme sistem- lerine göre birçok üstünlüğü vardır.

Röntgendeki gibi sadece bir fiziksel parametreye (x ışını- nın emilmesi) dayanmaz ve ortamın mükül seviyesini yansıtan çeşitli parametrelerden yararlanır. Röntgenden farklı olarak bu parametrelere karşı da çok hassastırlar.

Bunlara ek olarak MRI iyonlaştırma radyasyonu kullan- madığından hem hastalar hem de doktorlar için güvenli bir yöntemdir. MRI durağan ve zamana bağımlı manyetik alanların vücudun atomsal çekirdekleriyle etkileşimini kapsar. MRI'nin diğer bir üstünlüğü de hareketli ve kar- maşık hiç bir donanıma gereksinimi olmayışıdır. Ayrıca 3 boyutlu görüntü almayı da kolaylaştırır.

MRI'nin en önemli dezavantajı ise bilgi toplama süresinin diğer yöntemlere oranla uzunluğudur. Bunu gidermek için bütün alan görüntülemesi, enstantane görüntüleme, manyetik alan gücünün artırılması gibi yöntemler üzerin- de çalışılmaktadır. Bunlar da kendi içlerinde birtakım so- runlar taşır. Örneğin manyetik alan gücünün artırılması

hem yüksek güç kaynaklarına ihtiyaç duyar hem de giri- şim sonucu oluşan ("fringe") alanlardan dolayı çevredeki mıknaatlaşabilen her aletin bozulmasına neden olur.

NMR ilk olarak 1946 yılında Felbc Bbch (Stanford Univer- sity) ve Edward Purcell (Harvard University) tarafından incelenmiştir. Başlangıçta sadece fizik ve kimyada mo- leküllerin yapısını ve hareketini incelemek için kullanı- lmıştır. Aynı uzaysal dağılıma sahip NMR sinyallerinden görüntü elde edilmesi ise ancak 1970'lerde olmuştur.

NMR tek sayıda proton veya nötrona sahip olan çekir- deklerden yararlanır. Bu çekirdekler kendiliğinden SPIN diye bilinen açısal bir momente sahiptirler. Başka deyişle, bu çekirdekler eksenleri üzerinde dönen atomsal topa- çlara benzerler. Çekirdek aynı zamanda elektriksel yüke de sahip olduğundan ve de dönen yükler manyetik alan oluşturduğundan bu çekirdekler ufak mıknaat gibi dav- ranırlar.

Bir manyetik alanda bir maddedeki çekirdeksel mıknaat- lar belli yönlerde sıralanmaya çalışırlar. En basit durum- da bu sıralanma ya alanla aynı yönde (paralel) ya da ters yönde (dik) olur. Fakat bu sıralanma hiç bir zaman tam değildir. Çekirdeksel mıknaat alan yönünde, dönen bir topun dünyanın yerçekimi alanının dik bileşeni etrafında iki yana sallanması gibi döner.

Bloch ve Purcell bir maddedeki çekirdeksel mıknaatların bir durumdan diğerine geçmelerini gözleyerek enerjideki değişimi ölçebilirlerse, çekirdeğin de manyetik momentini bulabileceklerini farketmişlerdir. Bunu yapmadaki anahtar nokta işe çekirdeksel mıknaatın uygulanan alan etrafında dönmesidir.

Çekirdek eşitlik durumunda sadece yüksek ya da düşük enerji seviyesinde bulunabilir. Bu enerji seviyesindeki bozulma ise çekirdeğin dönme frekansına eşit frekansda salınan bir manyetik alan sayesinde olur. Pratikte bunun anlamı, çekirdeğe salınan manyetik alanlar kapsayan elektromanyetik radyasyon uygulanmasıdır. Böylece çe- kirdek bir durumdan ötekine geçer. Bu REZONANS duru- mudur. Çekirdek uygulanan radyasyonla yankılanır. Salı- nan manyetik alan kaldırılırsa çekirdek tekrar düşük enerji seviyesine iner. Böyle yaparak kısa enerji yayılımları olur. Bu da örneği çevreleyen bir bobin tarafından algılanabilir. Burada çekirdek ufak bir radyo vericisi, bo- bin de alıcısı gibidir. İki durum arasındaki enerji farkı çe- kirdeğin durumuna ve sabit manyetik alanın gücüne bağı- lıdır. Alan ne kadar büyükse fark o kadar fazladır.

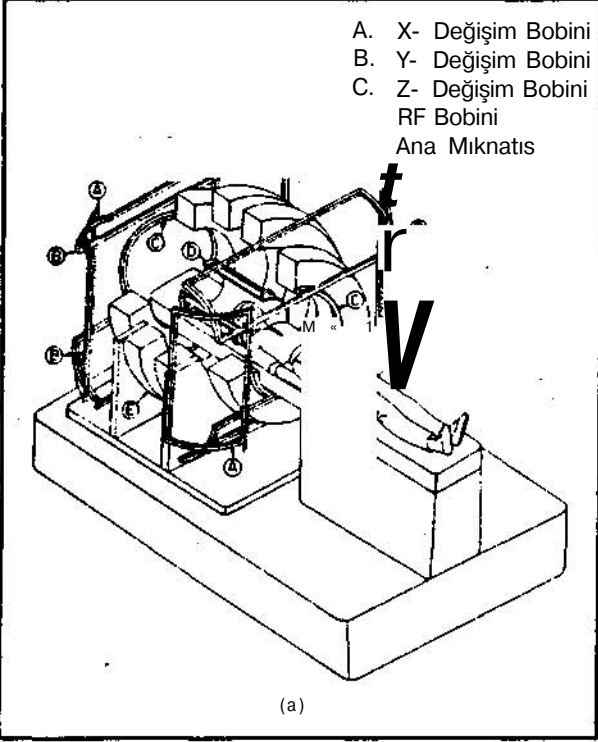
İşte MRI'nin temeli bu kısa süreli enerji yayılımlarıdır. Bu dalgalar kaydedilip çeşitli yöntemlerle orjinal görüntü tekrar elde edilebilir.

- ODTÜ Elektrik-Elektronik Müh. Böl., 4. Sınıf öğrencisi

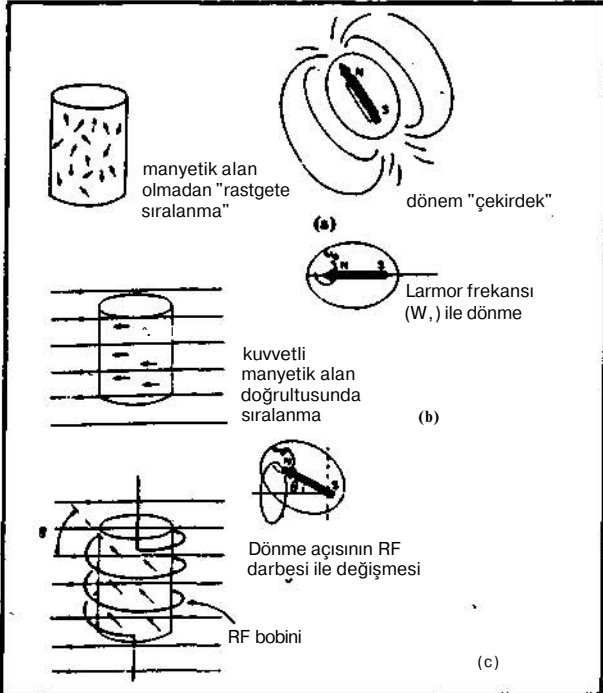
MRI TOMOGRAFİ TEKNİĞİ

MRI görüntüleme sistemi başlıca 5 ana bölümden oluşur:

1. MIKNATIS: 0.5 Tesla civarında kuvvetli, sabit bir manyetik alan sağlar.



Şekil 1. MRI Aygıtı



Şekil 2. Çekirdeklerin çeşitli durumlardaki dönme ve sıralanmaları.

2. RF VERİCİ: Örneğe radyo frekansında manyetik dalga verir.

3. DEĞİŞİM SİSTEMİ: Uzaysal değişimi kontrol edilebilen zamana bağımlı manyetik alan yaratır. Oluşturulan manyetik alan $\vec{P}(t)$ vektörüyle ifade edilir.

4. ALICI SİSTEM: Çıkış sinyali $s(t)$ 'yi yaratır.

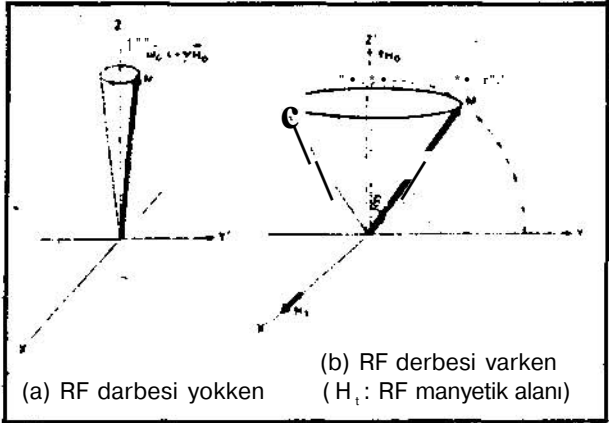
5. GÖRÜNTÜLEYİCİ: Bilgisayardan oluşur.

Bilindiği gibi kendiliğinden bir momente sahip olan çekirdekler bir manyetik alan etkisinde kalırlarsa aynı yönde sıralanmaya çalışırlar. Aynı zamanda kendi eksenleri etrafında da "Larmor frekansı" denilen bir frekansla dönerler. Bu frekans manyetik alan şiddetiyle doğru orantılıdır.

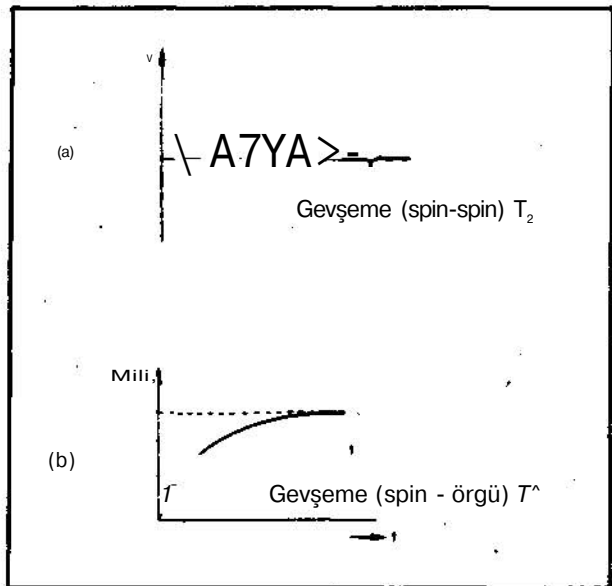
$$f = \gamma H$$

Y: "gyromagnetic" oranı (çekirdeğin fiziksel özelliklerine bağlı) (örneğin; f hidrojen. 15 MHz)

Uygulanan manyetik alan sonucu net bir miknatislaşma meydana gelir (\vec{M}). Bu denge durumunda salınan hiç bir eleman olmadığından MRI sinyali gözlenemez. Bu yüz-



Şekil 3. RF darbesi varken ve yokken dönme durumları.



Şekil 4. Spin-gevşeme mekanizması

den mıknatıslaşmayı denge durumundan ayıracak bir sinyale ihtiyaç vardır. Bu da Larmor frekansında zayıf bir RF manyetik alanı uygulanarak elde edilir.

Statik alanın z yönünde uygulandığını kabul edelim. RF uygulandığı zaman "spin" z ekseninden y eksenine doğru 6 kadar sapar. 6 genellikle 90° veya 180°'dir.

Bu sapmadan tekrar denge durumuna geçmek için çekirdek dış moleküler ortama enerji yayar. Bu olaya "gevşeme" ("relaxation") denir.

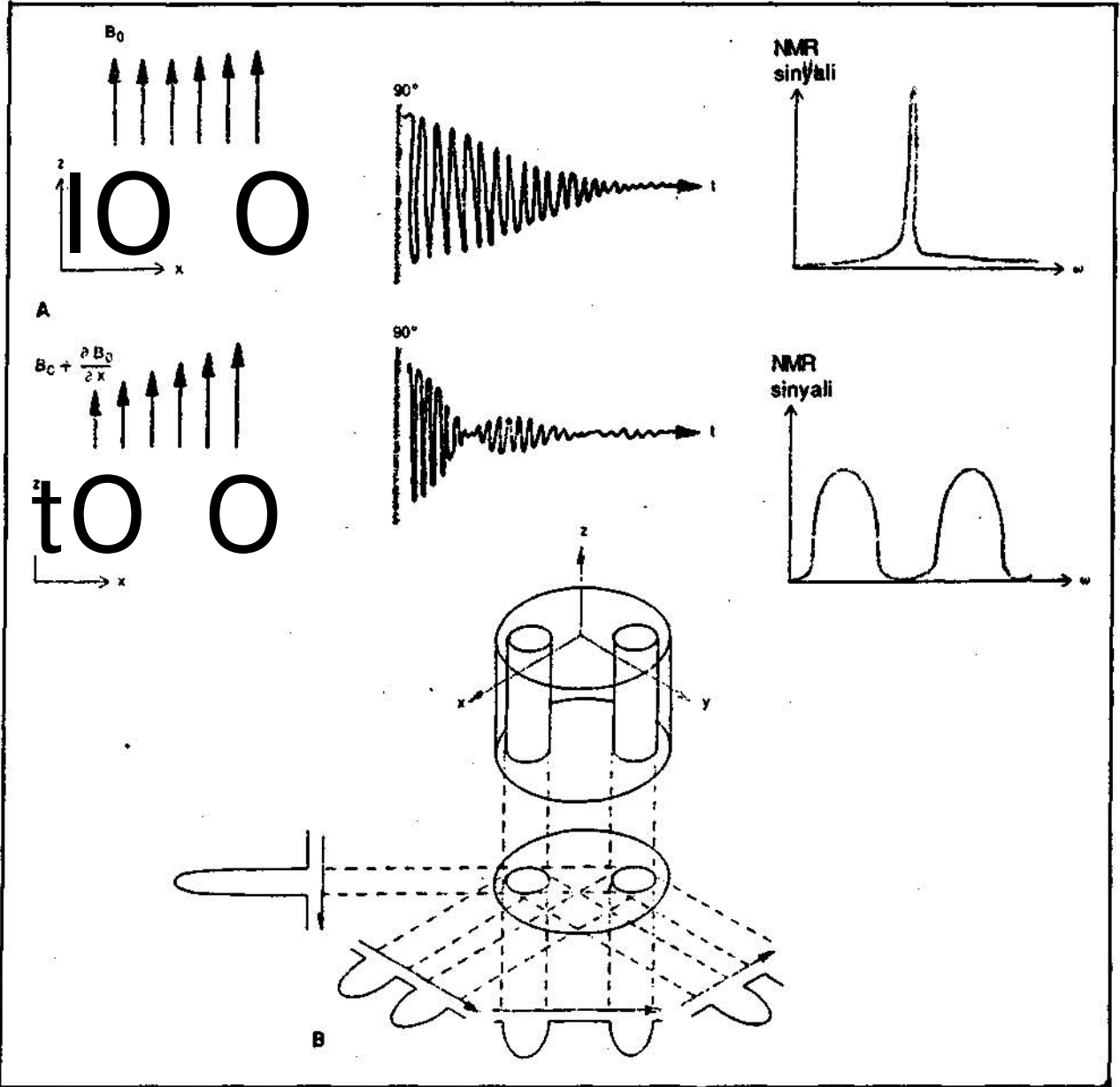
Net çekirdeksel mıknatıslama vektörü \vec{M} 'in z ve xy bileşenlerini ele alalım. Denge durumunda $M_z = M_0$ ve $M_{xy} = 0$. Madde RF darbesi ile uyarılınca M_z azalır. M_{xy} ise artar. RF darbesi kaldırıldığında ise M_z M_0 'ya. M_{xy} ise 0'a yaklaşır. Bu yaklaşımlar üssel olup sırasıyla T_1 ve T_2 denen iki zaman sabitiyle ifade edilirler.

M_{xy} 'in azalması M_z 'in artmasından daha hızlı olduğundan $T_2 < T_1$ den daha kısadır. T_1 de, T_2 de maddenin moleküler yapısına, fiziksel durumuna (katı, sıvı) ve içteki manyetik alanların varlığına (paramanyetik moleküller) bağlıdır. T_1 = Spin-örgü gevşeme süresi ("Spin-Lattice relaxation time")

T_2 = Spin-spin gevşeme süresi

T_1 , M_z 'in M_0 'a yaklaşma süresi, T_2 ise M_{xy} 'nin sönme süresidir.

"Gevşeme" MRI'da önemli bir yer oluşturur. Çeşitli dokuların değişik gevşeme zamanlarına sahip olması anatomik ayrımı sağlar, örneğin T_1 sıvıda (saniye düzeyinde), katıdaki (dakika-saat düzeyinde) daha kısadır, çünkü sıvıda moleküllerin düzensiz değişimi ısı enerjisinin yayılımını artırır.



Şekil 5. 3-boyutlu görüntünün tek boyutlu çözülmesi.

Görüntüleme RF sinyallerinin değişik kombinasyonları kullanılır. Mıknatıslanmayı z ekseninden 90 derece ayıran RF darbesine "90° RF darbesi", 180 derece ayırana ise "180° RF darbesi" denir. RF darbesinden sonra RF bobini tarafından algılanan sinyal ise FID ~Free Induction Decay"; serbest irkilim bozunumu) sinyalidir. RF sinyalinin gücünden bağımsız olduğundan bu ad verilmiştir. RF bobini xy düzlemindeki mıknatıslanmaya duyarlı olduğundan, FID sinyali 90° darbesi için maksimuma ulaşır.

MRI'da RFsinyalinin yanısıra bir de değişim alanı vardır. Bu alan (\bar{G}) istenilen noktalarda farklı Larmor frekansları oluşturarak örnek içindeki bütün noktaların tanımlanabilmesine yardımcı olmaktadır.

Özet olarak MRI sinyalini şöyle tanımlayabiliriz: Uygulanan çeşitli değişim alanları, örneğin istenilen bölümlerdeki çekirdeklerin Larmor frekansını değiştirir. RF darbesi ise sadece çekirdeğin dönme frekansına eşit frekansta olursa enerji seviyesinde bir bozulma yaratabilir. Yani sadece \bar{G} alanı ile etkilenen bölgenin bir kısmı uyarılır. Böylece istenen yerin görüntü sinyali elde edilmiş olur.

GÖRÜNTÜ OLUŞTURMA

MRI'da her hacim elemanından gelen sinyallerin tanımlanması istenmektedir. Kullanılan RF sinyalinin dalga boyu, odaklama gibi optik yaklaşımlar için (milimetrik ölçümler inceleneceğinden) çok fazladır. Bu yüzden çekirdeğin salınım frekansının uygulanan manyetik alan şiddetiyle doğru orantılı olduğu gerçeği kullanılır.

Eğer manyetik alanı bir madde içindeki pozisyona göre değiştirirsek maddedeki çekirdeklerin salınım frekansı da pozisyona göre değişir.

$f - H$ yolduğundan $H - H_0 + G X$ ise

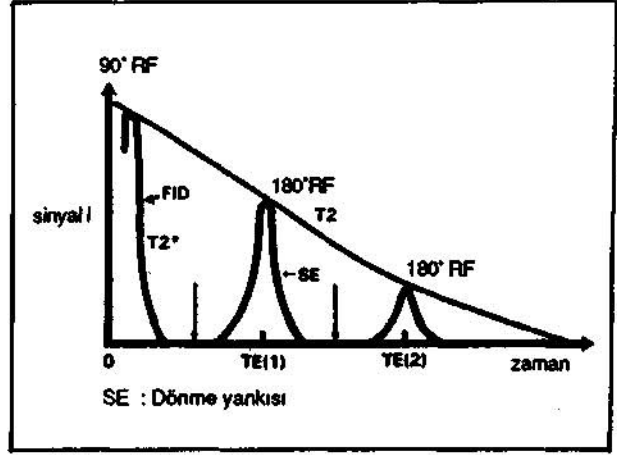
$f - H_0 Y + G y x$. buradan da $X - (f/y - H_0) / y$

Manyetik alanın pozisyon bağımlılığını bilirsek çekirdeğin yeri frekansla tanımlanabilir. Zamanın bir fonksiyonu olarak elde edilen MRI sinyali Fourier dönüşümü yardımıyla frekans-genlik bağıntısına çevrilebilir.

Üç boyutlu bir maddeyi tek boyutlu çözümlemenin pek bir yararı yoktur. Bu yüzden çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Bu tekniklerden biri seçici röntgen ışınlarına (SRI) tutmaktır. Kullanılan RF darbesi sadece sınırlı frekanslara sahip olacak şekilde ($\sin(t) / 1$ ile) modüle edilmiştir. Bu tip bir RF darbesi aşağıdaki olaylar sonucu istenilen bölgeyi seçer.

İlk önce maddeye bir değişim alanı uygulanır. Böylece her frekans, değişim alan yönüne dik, sabit bir alana sahip yüzeye denk gelir. Daha sonra RF darbesi uygulanır. Böylece sadece RF darbesindeki frekanslara sahip olan çekirdekler uyarılır. Sonuç olarak yüzeysel bir kesit uyarılır. Kesitin kalınlığı ve yeri RF darbesinin tayfına ("spectrum") ve değişim alan kuvvetine bağlıdır. RF darbe frekansı değiştirilerek değişim alan yönünde başka bir kesit uyarılabilir.

Değişim alanı kaldırıldığında FID sinyali gözlenir. Bu sinyal alan farklılıkları yüzünden çabuk söndüğünden, belli bir süre sonra bir 180° RF darbesi uygulamak ve bunu yinelemek gerekir. Bu darbeler sıralanmanın yönünü 180° değiştirmekle beraber frekansında hiç bir değişiklik yapmazlar. Bu yolla elde edilen sinyale ise "dönme yankısı" (DY; "spin-echo") denir.



Şekil 6. FID ve dönme yankısı

T_2^* : alan farklılıkları yüzünden kısalan zaman sabiti.

Seçilen yüzeyin diğer iki boyutunun bulunması ise kalan iki değişim alanı (xy yönlerinde) sayesinde olur. Bu alanlardan biri seçilen yüzeydeki sütunların bir doğru üzerindeki izdüşümlerinin elde edilmesine, diğeri ise her sütundaki noktaların tanımına yardımcı olur. Değişim alanları G_x, G_y, G_z "nin değişik sıralanmaları ise farklı görüntü elde etme yöntemlerini ortaya çıkarır. Bunlardan bazıları 2- ve 3- boyutlu geri izdüşüm 2- ve 3- boyutlu Fourier yöntemleridir.

Kısaca anlatılmaya çalışılan MRI görüntüleme tekniği günümüzde üzerinde en çok durulan tekniktir. Bu teknikle başta Amerika olmak üzere B. Almanya, G. Kore gibi birçok ülke ilgilenmektedir. Bu sayede 1983 yılında 20 kadar olan MRI aygıtları 1985 yılında 40'a ulaşmıştır. Günümüzde hidrojen çekirdeği yerine sodyum, fosfor kullanmak, bilgi toplama süresini kısaltmak ve daha iyi görüntü elde etmek yolunda çalışmalar yapılmaktadır.

KAYNAKLAR:

- 1- IEEE "Engineering in Medicine and Biology Magazine" September 1985.
- 2- IEEE "Proceedings" October 1982.
- 3- IEEE "Spectrum" February 1983.