

Atomdan MR Sinyaline Temel Fizik Prensipler, Görüntü Oluşumu ve Görüntü Ağırlığı

Kamil Karaali 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Manyetik rezonans görüntülemeye sinyal oluşumun temel fizik prensiplerinin kavranması
- Manyetik rezonans görüntülemeye kesit alınmasının mekanizmasının kavranması
- Manyetik rezonans görüntülemeye temel sekansların fiziğinin öğrenilmesi

Karaali K. Atomdan MR Sinyaline Temel Fizik Prensipler, Görüntü Oluşumu ve Görüntü Ağırlığı. Trd Sem 2020; 8: 155-168.

GİRİŞ

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) klinik kullanıma girdiği 1980’li yılların sonlarından itibaren, uygulama alanı her geçen gün artan ve birçok hastalığın tanı ve izleminde ilk sırada istenen tıbbi görüntüleme yöntemi konumundadır. Kesitsel bir görüntüleme yöntemi olan MRG, iyonizan radyasyon içermemesi gibi önemli bir avantaja sahiptir. Çok düzlemsel (multiplanar) görüntülemeye olanak tanınması ve mükemmel yumuşak doku kontrastı da diğer üstün özellikleridir.

MRG fiziği son derece karmaşıktır. Klinik kullanımında doğru yorumlamanın yapılabilmesi; tuzak ve yanılgılara düşülmemesi için en azından temel MRG fiziğinin bilinmesi gereklidir. Zaten genel olarak, MR görüntüsü oluşu-

mundaki son derece karmaşık fiziksel olayların tüm detayları değil de basite indirgenmiş halleri kaynaklarda yer alır ve bunların bilinmesi de çoğunlukla yeterli olur.

Bu bölümde MRG sinyalinin ve görüntü oluşumunun temel prensipleri ele alınacaktır.

ATOMUN YAPISI

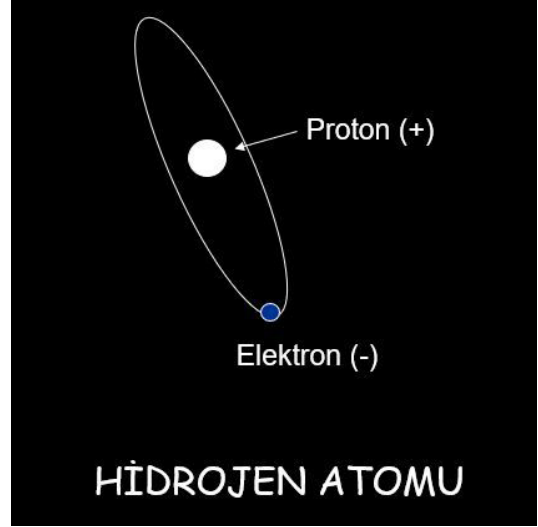
Maddenin temel yapı taşı olan atomları protonlar, nötronlar ve elektronlar oluşturur. Atom modelleri, özellikle kuantum fiziğinin ortaya çıktığı 1920’li yıllardan itibaren farklılaşmış ve proton, nötron gibi parçacıkların da daha küçük alt birimlerden oluştuğu anlaşılmıştır. Kuantum mekaniğinde atom altı parçacıkların hem partikül hem de dalga olarak modellenmesi mümkündür. Ancak; MRG fiziğinin ve sin-

yal oluşumunun açıklanması için klasik atom modelini dikkate almak yeterlidir. Klasik atom modelinde (Danimarkalı Nobel ödüllü Fizikçi Bohr'un adıyla bilinen model); atom çekirdeğinde pozitif yüklü protonlar, yüksüz nötronlar bulunur. Atom numarası, çekirdekte bulunan proton sayısıdır. Proton ve nötronların sayısının toplamı ise atom ağırlığını verir. Çekirdeğin etrafında ise değişik yörüngelerde negatif yüklü elektronlar dönüş yaparlar. Elektronların sayısı protonlar ile aynıdır. Kararlı atomlarda nötronların sayısı da protonlar ile aynıdır. Atom ağırlığının çok yüksek olduğu atomlarda proton ve nötron sayıları arasında farklılıklar bulunabilir, bu fark çok fazlaysa kararsız atom olarak tanımlanırlar. Radyoaktif atomlar kararsız atomlardır.

MRG sinyalinin elde edilmesinde, bazı MR spektroskopi uygulamaları ve deneysel uygulamalar dışında hemen her zaman hidrojen atomu kullanılır [1]. Bunun en önemli nedeni, her şeyden önce vücutta en çok bulunan molekül olan suyun yapısında iki adet bulunan hidrojenin bolluğudur. Ayrıca hidrojen atomunda sadece bir proton ve bir elektron bulunur, nötron yoktur (Resim 1). Hidrojenin bu çekirdek özelliği, manyetik alanlarda etkileşimde önemli rol oynayan giromanyetik sabitin (simgesi γ) diğer atomlardan çok daha yüksek olmasına neden olur [2]. Bu nedenlerle konvansiyonel MRG'de hidrojen atomu sinyal kaynağı olarak kullanılmaktadır.

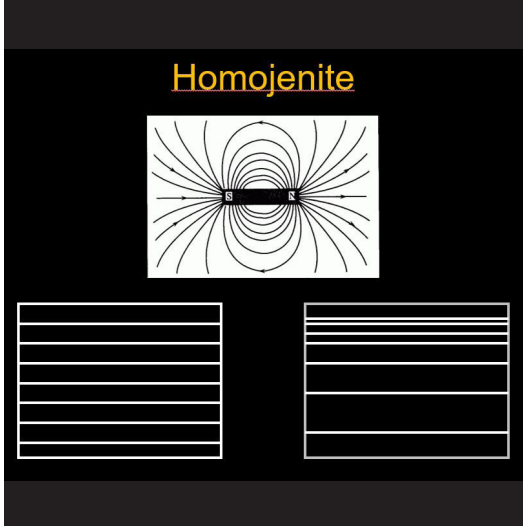
Dışsal Manyetik Alan

Sinyali elde edebilmek için hidrojen atomlarının çekirdeğindeki protonlar yüksek manyetik alan içerisine yerleştirilir. Buradaki manyetik alanın gücü cihazdan cihaza değişmekle birlikte, çoğunlukla 1,5 Tesla ya da 3 Tesla manyetik alana sahip MR aygıtları klinik kullanımdadır. Ancak çok daha yüksek manyetik alan gücüne (10,5 Tesla) sahip cihazlar da deneysel amaçlarla kullanılmaktadır [3]. Bir Tesla 10 bin Gauss'a eşit bir manyetik alan güç birimidir [1]. Bir Gauss ise tanım olarak 1 santimetrekare alandan geçen 1 manyetik vektör gücüne eşit bir birimdir. Dünyanın manyetik alanı yaklaşık



Resim 1. Hidrojen atomunun şematik görünümü. Çekirdekte bir proton pozitif yüklü, yörüngede bir elektron negatif yüklüdür. Buradaki parçacık büyüklüğü ve yörünge mesafesi temsildir. Elektronun kütlesi protonun 1836'da biridir. Yörünge uzaklığı ise şekildekine göre çok daha fazladır. Benzetme olarak çekirdek bir basket topu büyüklüğünde olsa, elektron buna 4 km kadar uzakta olan bir msket tanesi gibidir. Ancak bu klasik atom modeli için geçerlidir. Kuantum atom modelinde ise elektronlar, çekirdek etrafında bulut şeklinde bir dalga enerjisi olarak düşünülür.

0,5 Gauss'tur. Dolayısıyla 1,5 Tesla gücünde bir cihazın gantri adı verilen boşluğunun merkezinde dünyanın manyetik alan gücünün 30 bin katı güçte manyetik alan bulunmaktadır. Bu değer 3 Tesla cihazlarda 60 bin katı olup manyetik alanın ne kadar güçlü olduğu hakkında fikir vermektedir. Bu yüksek manyetik alanın varlığı, çekim alanında her şeyden önce güvenlik tedbirlerine dikkat edilmesi gerekliliğini ortaya koyar. Görüntü kalitesi açısından önemli bir konu da manyetik alanın homojenitesidir. Homojenite, manyetik vektörlerin olabildiğince birbirine paralel olması şeklinde düşünülebilir. Homojenite cihazlarda ppm (parts per million) olarak ifade edilen bir değerdir ve her milyon vektör çizgisinde homojen olmayan vektör sayısını ifade eder. Bu değer ne kadar düşükse homojenite o kadar iyidir (Resim 2). Manyetik alanın homojenitesi, cihazın kurulum aşamasında en iyi seviyeye getirilmeli, sonraki zamanlarda da periyodik olarak test edilmelidir [4].



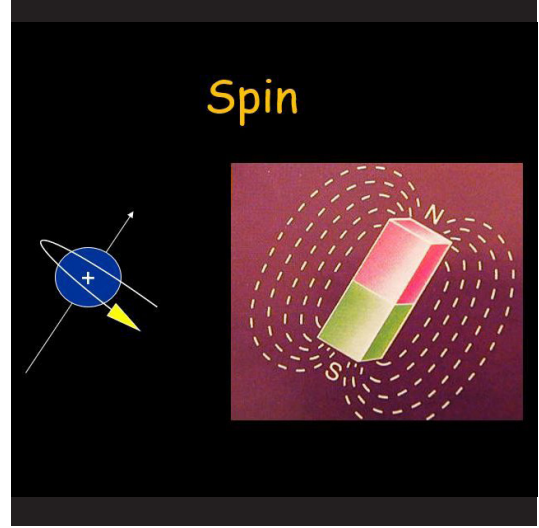
Resim 2. Manyetik alan oluştuğunda manyetik vektörler meydana gelir. Herhangi bir alandan geçen manyetik vektörler ne kadar birbirine eşit uzaklıkta ve paralel ise (sol alt) manyetik alan o kadar homojendir. Sağ alttaki gibi uzaklıklar arası eşitsizlik inhomojenite anlamına gelir ve inhomojenite ppm (parts per million) birimiyle ifade edilir.

Peki, yüksek manyetik alan gücü içerisine yerleştirilen protonlarda ne gibi fiziksel olaylar meydana gelmektedir?

Paralel ve Antiparalel Dizilim

Burada, öncelikle protonların pozitif yüklü parçacıklar olduğunu hatırlatarak, her atom altı parçacığın aynı zamanda kendi etrafında dönüş yaptığını (spin) belirtmek gerekir. Yüklü parçacıklarda bu dönüş, parçacığın da manyetik vektöre sahip olmasına yol açar (Resim 3). Dolayısıyla, her bir protonu, çok küçük de olsa birer mıknatıs gibi düşünmek mümkündür. Bu manyetik vektörler, dışarıda güçlü bir manyetik alan yok iken gelişigüzel yönleri gösterirler ve dokuda bu nedenle net bir manyetik vektör oluşmaz.

Ancak çok güçlü dışsal bir manyetik alan varlığında, protonlar bu dışsal manyetik alanın vektörü ile aynı yönde (paralel) ya da tam zıt yönde (antiparalel) dizilime zorlanırlar (Resim 4) [1, 2]. Burada, paralel ve antiparalel protonlar eşit oranda olsaydı, protonlara ait zıt vektörlerin etkisi birbirini götüreceğinden dokuda manyetizasyon oluşmazdı. Ancak; paralel konumda

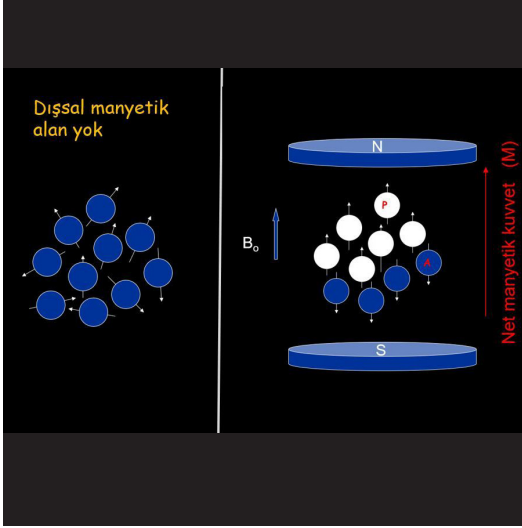


Resim 3. Pozitif yüklü proton, kendi etrafında dönme (spin) hareketi yapmaktadır. Bu spin, protonun manyetik vektöre sahip olmasına neden olur. Bu spin hareketi nedeniyle her protonu çok küçük de olsa birer çubuk mıknatıs gibi düşünmek mümkündür.

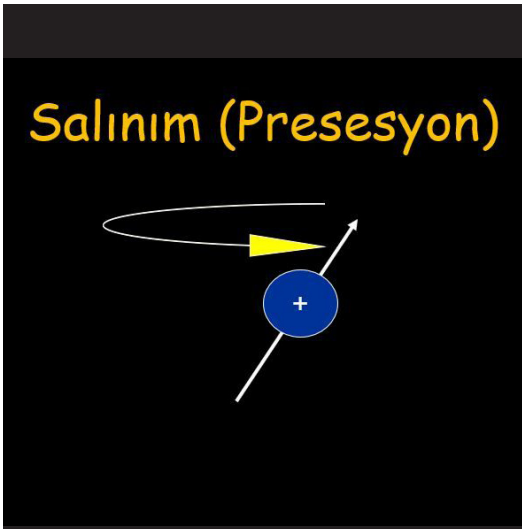
olmak, antiparalel konumda olmaya göre daha düşük enerji gerektirdiği için, paralel dizilen protonların sayısı biraz daha fazla olur. Aradaki fark on milyonda yedi kadardır. Çok az gibi görünse de bir santimetreküp dokuda 10^{19} kadar proton olduğu düşünülürse, farkın toplam büyüklüğü anlaşılır [5]. İşte aradaki bu fark nedeniyle, dokuda net bir manyetik vektör oluşur (M), diğer bir deyişle, dış manyetik alan içine konan doku da mıknatıslanır. Dokuda oluşan manyetik vektörün değeri M ile gösterilir. MR sinyali, işte bu şekilde manyetik vektöre sahip olan dokudan elde edilecektir. Ancak öncelikle, sinyal oluşumunda büyük öneme sahip olan presesyon hareketinin de bilinmesi gerekir.

Presesyon (Salınım)

Atom altı parçacıkların kendi etraflarında dönme hareketi (spin) yaptıklarından daha önce bahsedilmişti. Buna ek olarak, protonlar dışsal yüksek manyetik alan içindeyken presesyon (salınım) hareketi de yaparlar. Bu, dönme ekseninin çizmiş olduğu dairesel bir harekettir, aynen düşmeye yakın salınım yapan bir topacın hareketine benzetilebilir (Resim 5). MR sinyali,



Resim 4. Protonlara ait manyetik vektörler, dışsal güçlü bir manyetik alan yok iken gelişigüzel yönleri gösterirler ve dokuda bu nedenle net bir manyetik vektör oluşmaz (solda). Ancak çok güçlü dışsal bir manyetik alan varlığında, protonlar bu dışsal manyetik alanın vektörü (B_0) ile aynı yönde (paralel, P) ya da tam zıt yönde (antiparalel, A) dizilime zorlanırlar. Paralel dizilen protonların sayısı biraz daha fazladır. Aradaki bu fark nedeniyle, dokuda net bir manyetik vektör oluşur (M), diğer bir deyişle, dış manyetik alan içine konan doku da mıknatıslanır.



Resim 5. Proton parçacığı kendi etrafında spin denilen dönme hareketini yapar. Dışsal güçlü bir manyetik alan varlığında ayrıca presesyon (salınım) hareketi de söz konusudur. Presesyonda, dönme ekseninin çizdiği dairesel bir hareket mevcuttur ve presesyon frekansı da birim zamanda bu dairesel hareketin kaç kere tekrarlandığını ifade eder.

bu presesyon hareketi sayesinde elde edilebilmektedir. Presesyon hareketinin frekansı, yani dönme ekseninin bir saniyede kaç dairesel hareket yaptığı dışsal manyetik alan gücüne ve ilgili atomun giromanyetik sabitine bağlı olup bu ikisi ile doğru orantılı bir etkileşim mevcuttur. Presesyon frekansını Larmor denklemi ile bulmak mümkündür ve denklem şu şekildedir [1]:

$$\omega = \gamma \times B_0$$

Burada ω salınım frekansını, γ giromanyetik sabiti, B_0 ise dış manyetik alan gücünü (Tesla cinsinden) ifade eder. Yani salınım frekansı direkt olarak dış manyetik alan gücüne bağlıdır. Giromanyetik sabit hidrojen atomu için 42,58 MHz'dir. Yani 1 Tesla dışsal manyetik alan gücü varlığında hidrojen protonu saniyede 42 580 000 salınım dairesi tamamlamaktadır.

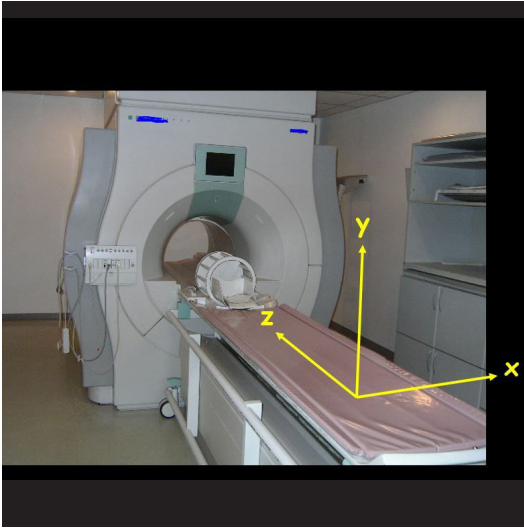
Presesyon frekansı (42,58 MHz/T), aynı zamanda rezonans olayının gerçekleşmesi için de bilinmelidir.

Rezonans

Rezonans, basitçe enerji aktarımı olarak tarif edilebilir. Aynı fiziksel özelliğe sahip maddeler arasında titreşim frekansı ya da elektromanyetik dalga etkileşimi ile enerji transferi gerçekleşmesi mümkün olabilir. Mekanik titreşim enerjisi transferine en sık verilen örnek gitar gibi telli enstrümanlarda, bir telin titreşiminin yakındaki başka bir gitarda aynı teli etkileyip onu da titreştirmesi şeklindedir. Burada mekanik titreşim, hava yolu ile aynı özellikteki tele iletilmekte ve enerji transferi gerçekleşmektedir. Manyetik rezonans ise enerji transferi radyofrekans (RF) dalgaları yoluyla olur. Protonların Larmor frekansı ile aynı frekanstaki RF dalgası enerji transferini mümkün kılar [1, 2]. Larmor denklemi gereğince, 1,5 Tesla bir cihazda hidrojen protonu presesyon frekansı 63,84 MHz'dir. Dolayısıyla rezonans için bu frekanstaki RF dalgası kullanılmalıdır. Burada önemli bir noktanın hatırlatılması uygun olacaktır. Dış kaynaklı birçok RF dalgası kaynağı mevcuttur. Elektrikle çalışan tüm aygıtlar RF kaynağıdır. Ayrıca ortamda radyo, TV yayınları, cep telefonları gibi haberleşme araçlarına ait çok fazla RF dalgası mevcuttur. Bu kaynakların

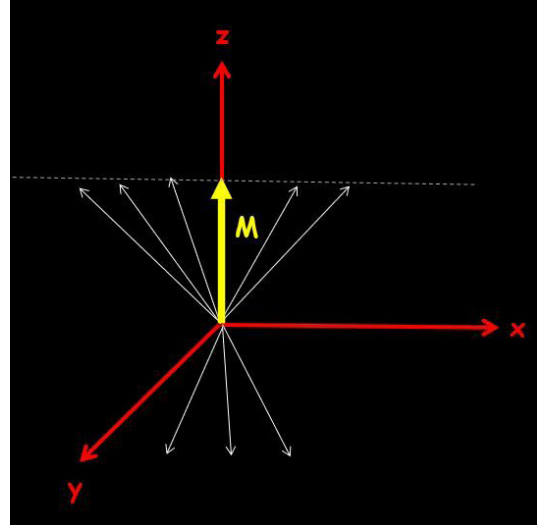


Resim 6. MR çekim odasının, cihaz kurulmadan önce kalkanlanması. Oda duvarları bakır-galvaniz plakalarla çevrelenmektedir. Plakalar, sunta üzerinde 0,5 mm kalınlıkta tabakalar halinde yerleştirilmiştir.



Resim 7. Görüntü oluşumunun açıklanmasında kullanılan eksenler: Cihazın ürettiği dışsal ana manyetik alan vektör yönündeki eksen z eksenidir, ya da longitudinal eksen. Buna dik olan iki eksen de x ve y eksenleri olarak adlandırılır, xy eksenleri aynı zamanda transvers düzlemi de oluştururlar.

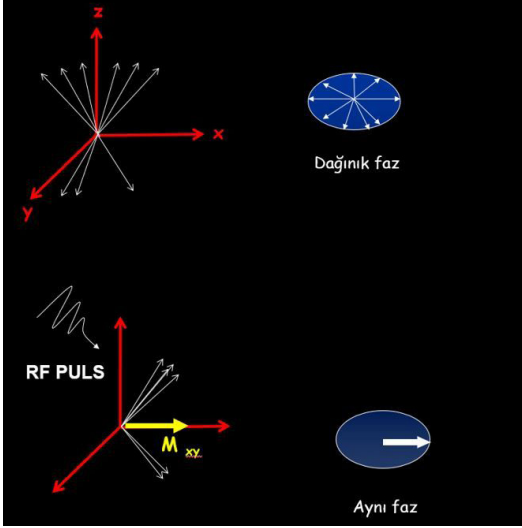
çekim odasına girmesi protonlar ile istenmeyen etkileşimlere ve sinyal bozulmasına, artefaktlara yol açabilir. Bu nedenle çekim odaları izole edilir. İzolasyonda Faraday kafesi prensipleri doğrultusunda, odanın duvarlarını bakır ve galvaniz plakalarla kaplanması uygulaması yapılır



Resim 8. Dışsal manyetik alan yönünü gösteren z eksenine paralel olan protonların sayısı anti-paralel olanlardan daha fazla, bu nedenle koku manyetik vektörü (M, sarı ok), RF uygulanmadan önce z eksenine aynı yönde olacaktır.

(Resim 6). “Kalkanlama” (Shielding) adı da verilen bu uygulama ile dış kaynaklı RF dalgaları etkileşim dışında tutulmuş olur [6].

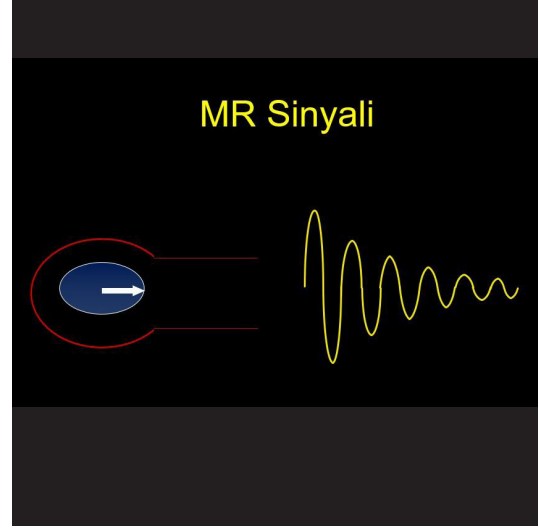
RF dalgası ile rezonansın iki önemli etkisi olur: İlki, protonların enerji kazanması ile daha çok sayıda protonun antiparalel konuma geçmesidir. Dolayısıyla dokuda oluşan manyetik vektör değeri de (M) küçülür. İkinci etki ise protonların salınımlarında, dağılık faz (out-of-phase) konumundan aynı faz (in-phase) konumuna geçmeleridir. Sinyal oluşumunun anlaşılabilmesi için bu aynı faz konumuna geçiş aşaması önemlidir. Bu aşamayı daha iyi anlamak ve kafada canlandırmak için 3 boyutlu olarak dışsal ana manyetik vektör ile doku vektörünün düşünülmesi uygun olacaktır. Bunun için, dışsal ana manyetik alan vektör yönündeki eksen z eksenidir, ya da longitudinal eksen. Buna dik olan iki eksen de x ve y eksenleri olarak adlandırılır, xy eksenleri aynı zamanda transvers düzlemi de oluştururlar (Resim 7). Doku manyetik vektörü (M), RF uygulanmadan önce z eksenine aynı yönde olacaktır (Resim 8). RF uygulandıktan sonra M değerinin longitudinal eksenindeki izdüşümü küçülür, transvers düzlemdeki izdüşümü ise büyür. Aynı faz (in-phase) konumunu düşünmek için, proton-



Resim 9. Transvers manyetizasyonun oluşumu. Proton manyetik vektörlerinin xy eksenindeki izdüşümleri dikkate alınmalıdır. RF uygulanmadan önce (yukarıda), izdüşüm vektörleri dağınık yönlere olduğundan net bir etki oluşmaz. RF uygulandıktan sonra (aşağıda) M değerinin longitudinal eksenindeki izdüşümü küçülür, transvers düzlemdeki izdüşümü ise büyür. RF enerjisinin etkisi ile tüm protonların transvers düzlemdeki vektör izdüşümleri aynı faza gelir ve böylece transvers düzlemde de doku manyetik vektörü (M_{xy}) oluşmuş olur. Bu transvers manyetizasyon vektörü, hem aynı faz konumunda, hem de protonların presesyon salınımları nedeniyle dönüş de göstermektedir. Dolayısıyla transvers düzlemde hareketli bir manyetik alan oluşmuş olur.

ların vektörlerinin xy, yani transvers düzlemdeki izdüşümlerini dikkate almak gerekir. RF enerjisinin etkisi ile tüm protonların transvers düzlemdeki vektör izdüşümleri aynı faza gelir ve böylece transvers düzlemde de doku manyetik vektörü (M_{xy}) oluşmuş olur (**Resim 9**). Bu transvers manyetizasyon vektörü, protonların presesyon salınımları nedeniyle dönüş de göstermektedir. Dolayısıyla transvers düzlemde hareketli bir manyetik alan oluşmuş olur.

Faraday'ın indüksiyon yasası gereğince, hareketli manyetik alan, çevre bakır sarmallarda elektrik akımı oluşturur. İşte MR sinyalinin özü de transvers düzlemde oluşturulmuş olan hareketli doku manyetik vektörünün bakır sarmallarda, yani cihazın koillerinde oluşturduğu bu elektrik akımıdır (**Resim 10**). Akım, form olarak alternatif elektrik akımıdır.



Resim 10. xy düzleminde hareketli manyetik vektör oluşmuştur. Faraday'ın indüksiyon yasası gereğince, hareketli manyetik alan, çevre bakır sarmallarda elektrik akımı oluşturur. MR sinyali; transvers düzlemde oluşturulmuş olan hareketli doku manyetik vektörünün bakır sarmallarda, yani cihazın koillerinde oluşturduğu bu alternatif elektrik akımıdır. Bu sinyale "Free induction decay (FID)" sinyali adı verilir

Burada neden transvers düzlemde doku manyetik vektörü oluşturulmasına ihtiyaç olduğu sorusu akla gelebilir. Çok güçlü dışsal manyetik alan (B) mevcut olduğu için, bu yöne aynı ekseninde oluşan manyetik alan değişikliklerinin koillere yansıtılması mümkün değildir. Yalnızca transvers düzlemde meydana gelen manyetik alan değişimleri koillerce saptanabilir. Yani MR görüntülemesinde hangi sekans kullanılırsa kullanılsın, oluşan bu transvers manyetizasyon kaynaklı sinyaller görüntü oluşumuna katkıda bulunmaktadır [1, 2, 7].

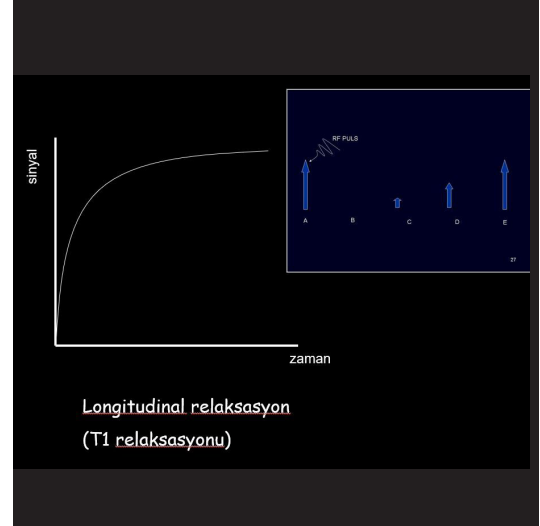
RF pulsu kesilince, protonlar aldıkları enerjiyi ortama geri verir ve RF pulsu almadan önceki enerji seviyelerine dönüş yaparlar. Burada relaksasyon kavramı devreye girer.

Relaksasyon

Kelime anlamı olarak "gevşeme" şeklinde çevrilebilecek olan relaksasyon, MR fiziğinde longitudinal ve transvers olmak üzere iki ayrı şekilde ele alınır. Longitudinal relaksasyon (diğer adı ile "spin-lattice relaxation" ya da T1 re-

laksasyonu) adından anlaşıldığı gibi z ekseninde olan relaksasyondur. RF pulsu kesildikten sonra enerjilerini ortama geri veren protonlar, yeniden z eksenine paralel konumlarına doğru dönmeye başlarlar. Bu süreçte, küçülmüş olan M değeri yeniden eski haline doğru büyümeye başlar. Bu dönüş süresince M değeri bir zaman grafiği şeklinde gösterilecek olursa, ilk değere doğru giderek artan, ancak tam olarak ilk değerine ulaşmayan bir geri kazanım eğrisi elde edilir (Resim 11). **Relaksasyon zamanları dokudan dokuya farklılık gösterir. Zaten MR görüntüleme de sonuç olarak dokular arasındaki bu relaksasyon farklılığının görüntülere yansıtılmasıdır.** Longitudinal relaksasyon grafiği dikkate alındığında, ilk değere ulaşmaya dek geçecek zamanın %63'ü kadar olan süreye o dokunun T1 zamanı adı verilir. Vücutta en kısa T1 zamanı yağ dokusundadır. Relaksasyon zamanları milisaniye (ms) olarak belirtilir [1, 2, 6-8].

Transvers relaksasyon ise xy düzleminde gerçekleşen relaksasyondur. Diğer adıyla “spin-spin relaksasyonu” (ya da T2 relaksasyonu) olarak bilinir. Ancak bu transvers relaksasyon, longitudinal relaksasyonun aksine bir kayıp şeklindedir. Çünkü RF pulsu ilk kesildiği anda transvers düzlemdeki manyetizasyonun değeri en yüksektir. Enerjilerini ortama geri veren protonlar giderek dağınık faz (out-of-phase) konumuna geçeceğinden manyetik vektörlerinin etkisi birbirini götürmeye başlar ve vektör değeri giderek küçülür. Bu süreçte Mxy değeri bir zaman grafiği şeklinde gösterilecek olursa, başlangıçta en yüksek değere sahip olan ve giderek azalan bir eğri elde edilir (Resim 12). Burada da değer tam olarak sıfıra ulaşmaz. Başlangıçtaki Mxy değerin %37'si kalıncaya kadar olan zamana da o dokunun T2 zamanı denir. T2 zamanı vücutta serbest sıvılarda en yüksek değerdedir [1, 2, 6-8]. T2 relaksasyonu ile birlikte T2* relaksasyonundan da bahsetmek gerekir. T2 relaksasyonunun nedeni spinler arasındaki etkileşim ve enerji transferidir. Buna ek olarak manyetik alan inhomojenitelerinin de katkıda bulunduğu ve T2'ye göre çok daha hızlı olan relaksasyona T2* relaksasyonu adı verilir. Daha sonra sekanslar ve duyarlılık

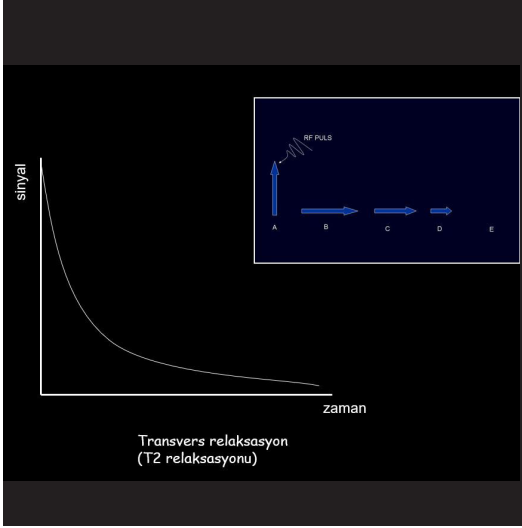


Resim 11. Longitudinal relaksasyon (diğer adı ile “spin-lattice relaxation” ya da T1 relaksasyonu) z ekseninde olan relaksasyondur. RF pulsu kesildikten sonra enerjilerini ortama geri veren protonlar, yeniden z eksenine paralel konumlarına doğru dönmeye başlarlar. Bu süreçte, küçülmüş olan M değeri yeniden eski haline doğru büyümeye başlar. Bu dönüş süresince M değeri bir zaman grafiği şeklinde gösterilecek olursa, ilk değere doğru giderek artan, ancak tam olarak ilk değerine ulaşmayan bir geri kazanım eğrisi elde edilir.

ağırlıklı görüntüleme tekniklerinde, T2* relaksasyonuna dayalı sekanslar ve klinik kullanımlarından bahsedilecektir.

RF pulsu kesildiğinde, T1 ve T2 relaksasyonları eş zamanlı ancak birbirinden bağımsız olarak başlar. Net manyetik vektörün yönü presesyon hareketleri nedeniyle sürekli değişir ve magnitudü de azalır. Uygun bir alıcı sarmal, yani basit anlamda bir bakır sargı yerleştirildiğinde bu spiral çizen net manyetik vektörün sinyali kaydedilebilir. Bu sinyale “Free induction decay (FID)” sinyali adı verilir (Resim 10) [2]. Sinüzoidal karakterde ve genliği giderek azalan bir dalga şeklindedir. FID sinyali tek başına MR görüntüsü elde etmek için kullanılmaz. Görüntü eldesi için, daha sonra bahsedilecek olan puls sekansları oluşturulur.

Daha önce de belirtildiği gibi MR görüntüleme; dokular arasındaki relaksasyon farklılıklarının görüntülere yansıtılmasıdır. Hangi dokunun hangi özelliği ortaya çıkarılmak iste-



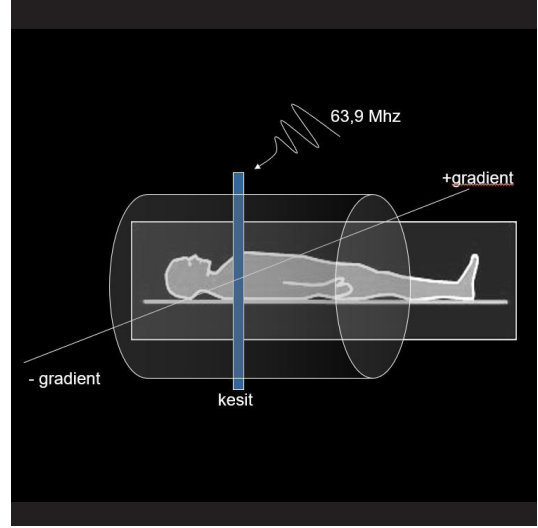
Resim 12. Transvers relaksasyon ise xy düzleminde gerçekleşen relaksasyondur. Diğer adıyla "spin-spin relaksasyonu" (ya da T2 relaksasyonu) olarak bilinir. RF pulsu ilk kesildiği anda transvers düzlemdeki manyetizasyonun değeri en yüksektir. Enerjilerini ortama geri veren protonlar giderek dağınık faz (out-of-phase) konumuna geçeceğinden manyetik vektörlerinin etkisi birbirini götürmeye başlar ve vektör değeri giderek küçülür.

niyorsa ona uygun puls sekansları oluşturulur. Sekans; RF pulslarının, gradient uygulamaları ile, yani cihaz içindeki manyetik alanın çok hızlı değişimleri ile birlikte kombine edildiği ve bunları hassas zaman ayarları ile koordineli olarak yapıldığı görüntü elde etme uygulaması olarak tanımlanabilir [9]. Temel sekanslar ve ilgili puls diyagramlarından daha sonraki bölümlerde bahsedilecektir.

Görüntü oluşumunda önemli konulardan biri de MR görüntülemeye, ilgili kesitin nasıl alındığının anlaşılmasıdır.

MR GÖRÜNTÜLEMEDE KESİT ELDE EDİLMESİ

Kesit alınması için ilgili bölgedeki protonlarla rezonansın gerçekleşmesi, diğer alanlardaki protonların da rezonans dışı kalması sağlanır. Bunu gerçekleştirmek için, cihazın "gantri" adı verilen merkez boşluğu boyunca, bir kesit kodlama gradienti oluşturulur. Yani z eksen (longitudinal eksen) boyunca manyetik alanın

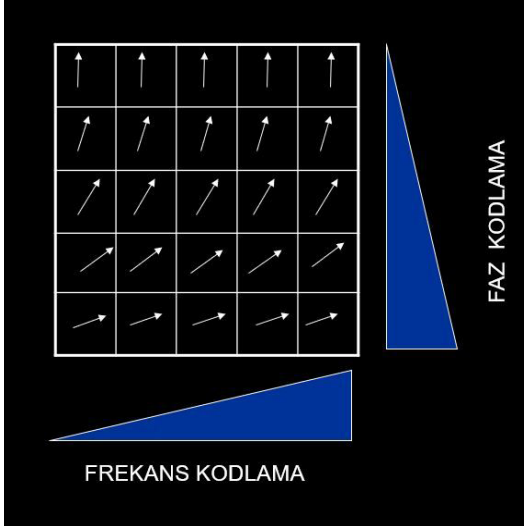


Resim 13. Kesit eldesi: Cihazın "gantri" adı verilen merkez boşluğu boyunca, bir kesit kodlama gradienti oluşturulur. Böylece z eksen (longitudinal eksen) boyunca manyetik alanın gücü giderek artan (ya da azalan) şekilde hızla değiştirilir. Sonuçta z eksen boyunca manyetik alanın gücü farklı yerlerde farklı değerde olur. Verilen RF pulsu da sadece ilgili alandaki protonlar ile rezonansa girer ve sadece kesite girmesi istenen protonlar görüntüye sinyal vermiş olur.

gücü giderek artan (ya da azalan) şekilde hızla değiştirilir. Böylece z eksen boyunca manyetik alanın gücü farklı yerlerde farklı değerde olur. Verilen RF pulsu da sadece ilgili alandaki protonlar ile rezonansa girer (Larmor denklemini hatırlayınız). Diğer alanlar rezonans dışı kaldığı için MR sinyaline katkıları olmaz. Böylece z ekseninde sadece kesite girmesi istenen protonlar görüntüye sinyal vermiş olur (Resim 13) [6-8].

Bu bilgiler doğrultusunda, kesit kalınlığını belirlemek için iki farklı uygulama yapılabilir. İlki, z eksen boyunca oluşturulan kesit kodlama gradientini gücünü artırmaktır. Kesit kodlama gradient gücü artışı kesit kalınlığını azaltır. Diğer ise verilen RF pulsunun bant genişliğini değiştirmektir, bant genişliği arttıkça uyarılan protonların frekans sınırları da artacağından kesit kalınlığı artar [7, 8, 10]. Sonuç olarak, kesit kalınlığının RF bant genişliği ile doğru, kesit kodlama gradient gücü ile ters orantılı olduğu söylenebilir, ilgili formül şu şekildedir:

$$\text{Kesit kalınlığı: } RF \text{ BW} / (\gamma \cdot GA)$$



Resim 14. Faz ve frekans kodlama gradientleri uygulaması ile, sinyal kaydı yapıldığı anda, görüntü matrisindeki voksellerdeki protonların, diğer voksellerdeki protonlar ile ya faz ya da frekans farkı mevcut olur.

RF BW: RF bant genişliği

γ : Giromanyetik sabit

GA: Kesit kodlama gradient amplitüdü

Elbette, buraya dek bahsedilen kodlama sadece z eksenini için geçerlidir. Görüntü matrisine aktarmadan önce, kesitin ayrıca x ve y eksenlerinde de kodlanması gerekir. Burada da devreye frekans ve faz kodlama gradientleri girer.

Frekans ve Faz Kodlama

Frekans ve faz kodlama; kesit kodlama gradienti ile birlikte, x ve y eksenlerinde görüntü matrisindeki bileşenlere gidecek bilgilerin kodlanması için uygulanan iki ayrı manyetik alan gradientidir. Bu aşamada, tüm kesitsel görüntüleme yöntemlerinde geçerli olan piksel ve vokselin açıklanması uygun olur.

Piksel, dijital bir görüntüdeki en küçük bileşendir. İki boyutludur. Piksel boyutu geometrik çözünürlük ile direkt ilişkilidir ve ne kadar küçükse geometrik çözünürlük o kadar fazladır. Voksel ise, üç boyutlu en küçük bileşendir. Piksel alanı kesit kalınlığı ile birlikte vokseli oluşturur.

Faz kodlama gradienti, adından da anlaşıldı-

ğı gibi, faz değiştirmeye yarayan bir manyetik alan uygulamasıdır. Faz kodlama ekseninde, görüntü matrisini oluşturacak her sütundaki protonların arasında faz farkı yaratır. Bu gradientin özelliği, her sütun için ayrı ayrı çalıştırılıp kapanmasıdır. Dolayısıyla gradient çalışıp kesildiğinde ilgili sütundaki protonlar diğer sütunlardaki protonlarla aynı frekansta, ama farklı fazlarda salınım yaparlar. Her sütun için ayrı çalışma gerekliliği sekansın süresini de doğru orantılı etkiler.

Frekans kodlama gradienti ise, sinyal kaydı ile eş zamanlı olarak çalıştırılan bir gradienttir. Bu da, frekans kodlama yönünde matris satırları arasında frekans farklılığı yaratır. Tek seferde çalıştırılan bir gradienttir ve bu nedenle sekansın süresini etkilemez.

Sonuç olarak, sinyal kaydı yapıldığı anda, görüntü matrisindeki voksellerdeki protonların, diğer voksellerdeki protonlar ile ya faz ya da frekans farkı mevcut olur (Resim 14) [6-9].

Şimdi, görüntü matrisinde her vokselde farklı frekans ya da fazlara sahip kompleks sinyalin çözülmesi ve görüntü matrisine aktarılması işlemi sıradadır.

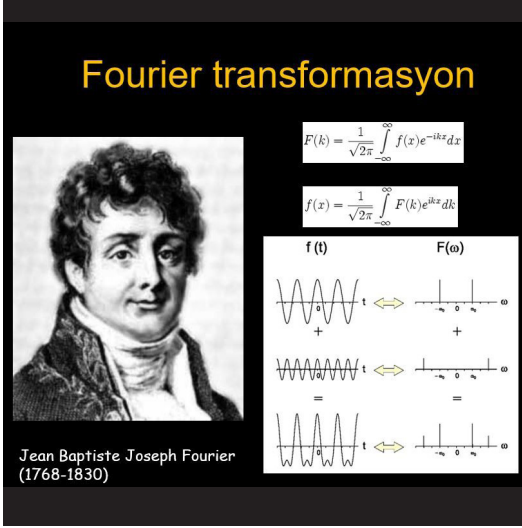
Fourier Transformasyon

Fransız matematikçi Jean-Baptiste Fourier'nin 19. yüzyılda geliştirmiş olduğu ve kendi adı ile anılan matematiksel algoritmadır. Bu algoritma sayesinde kompleks sinüzoidal dalgaların faz ve frekans çözümlemesi, son derece hızlı yapılabilmektedir. Algoritma, temel olarak zaman-genlik grafiğinin frekans-genlik şekline çevrilmesidir (Resim 15). Radyolojide, MRG dışında, bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülemesinde, detektörlerden gelen kompleks sinyalin hızlı çözümü için kullanılmaktadır.

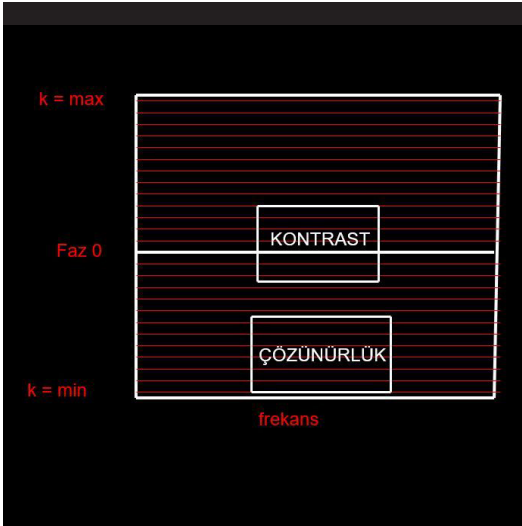
Kompleks sinyal çözülüp faz ve frekansları belirlendikten sonra gelen bilgiler "k uzayı (k space)" adı verilen ayrı bir kodlamaya aktarılır.

K Uzayı

İsmi öyle çağrıştırıyor olsa da, k uzayı bir boşluk ya da hacimsel bir kavram değil, yine bir matematiksel algoritmadır. Fourier transfo-



Resim 15. Fourier transformasyonu. Fransız matematikçi Jean-Baptiste Fourier'nin 19. yüzyılda geliştirmiş olduğu ve kendi adı ile anılan matematiksel algoritmadır. Bu algoritma sayesinde kompleks sinüzoidal dalgaların faz ve frekans çözümü, son derece hızlı yapılabilir. Algoritma, temel olarak zaman-genlik grafiğinin frekans-genlik şekline çevrilmesidir.



Resim 16. K uzayının merkez kesimlerinde düşük frekanslı ve görüntünün daha çok kontrastından sorumlu değerler yer alırken, periferinde ise yüksek frekanslı ve görüntünün çözünürlük bilgisini içeren değerler yer alır.

masyonu sonrası gelen frekans ve faz bilgileri k uzayına yerleştirilir. Frekanslar genelde x eksenine, fazlar ise y eksenine kodlanır ancak tam tersi de olabilir. İşlem bittğinde k uzayın-

da, görüntüyü oluşturacak tüm voksellere ait faz ve frekans bilgileri mevcuttur [7-12].

K uzayının merkez kesimlerinde düşük frekanslı ve görüntünün daha çok kontrastından sorumlu değerler yer alırken, periferinde ise yüksek frekanslı ve görüntünün çözünürlük bilgisini içeren değerler yer alır (Resim 16). Burada şu bilgi önemlidir: **K uzayının tek bir noktasından görüntüyü oluşturacak tüm piksellere bilgi gider, aynı zamanda k uzayının tümünden de görüntü matrisindeki her bir piksele bilgi gider.** Yani aslında k uzayının sadece belli kısımlarını kullanarak da tam bir kesit görüntüsünü oluşturmak mümkündür, ancak atılan bölgedeki kontrast ve çözünürlük bilgileri görüntüde yer almaz.

K uzayı genelde lineer şekilde, satır satır kodlanır, ancak bazı özellikli sekanslarda farklı doldurma şekilleri de mevcuttur. Örneğin kontrastlı MR anjiyografi sekanslarında santralden periferik spiral tarzı kodlama yapılır. Böylece daha çok kontrast bilgisinin dikkate alındığı hızlı görüntülerin eldesine imkan doğar. Çoğu sekans hızlandırma tekniği de k uzayı kullanımı ile ilgili modifikasyonlara dayanır. Örneğin; “zero filling” (scan percentage) yönteminde, k uzayının en perifer kesimleri kodlanmaz, bu da bir miktar çözünürlük kaybı ile sonuçlansa da, sekans süresi kısalır. “Half-scan” (Half-Fourier) yönteminde ise k uzayının yarıdan biraz fazlası (yaklaşık %62’si) doldurulur, kalan kısım ise matematiksel tamamlama algoritmaları ile doldurulur. Sekansın süresi yarıya yakın azalır [6].

Görüntü Ağırlığı

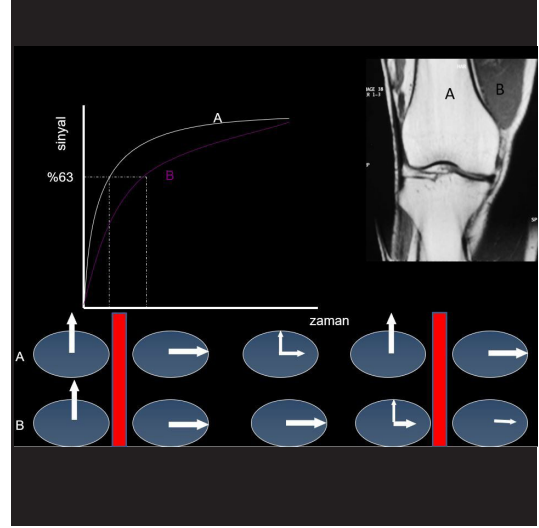
Buraya kadar MR sinyalinin oluşumu ve görüntüye aktarılmasındaki temel prensiplerden bahsedilmiştir. Elbette klinik görüntüleme amaç normal dokuları birbirinden olabildiğince ayırt etmek, patolojik süreçleri de normal dokulardan farklı sinyalde gösterebilmektir. Bunun için de görüntülere belli fiziksel özelliklerin ön plana çıkarıldığı “ağırlık” özelliği eklenir. Bu, temelde puls sekansları adı verilen uygulamalar ile yapılmaktadır. Sekansların genel özelliklerinden daha sonraki bölümlerde bahsedile-

cektir. Burada görüntü ağırlığının elde edilme mekanizmaları kısaca açıklanacaktır.

MR sekanlarında RF pulslarının verilmesi ve bundan bir süre sonra da sinyal kaydının yapılması gerekir. RF pulsları sekans boyunca defalarca tekrarlanır ve her seferinde de sonrasında sinyal kaydı yapılır. Sürelerin milisaniye (ms) olarak ifade edildiği daha önce de belirtilmiştir. Bir sekansta RF pulslarının verilmeleri arasında geçen süre “Time to repeat” (TR) değeri olarak ifade edilir. RF pulsundan sinyal kaydına dek geçen süre ise “Time to echo” (TE) şeklinde adlandırılır [1, 2].

Dokular, kendisini oluşturan makromolekül ve moleküllerin kimyasal özelliklerine göre farklı relaksasyon zamanları gösterirler, ki zaten MR görüntülemenin klinik olarak kullanılabildiğinin nedeni bu farklılıklardır. Bir sekansta, longitudinal relaksasyonu hızlı olan dokuların parlak çıkmasının (MR terimi olarak hiperintensite şeklinde) istendiğini düşünelim. Aynı zamanda, sinyallimize de hep transvers manyetizasyon vektörünün katkıda bulunduğunu hatırlatalım. Temel spin eko sekansların özelliği RF pulslarının verdiği enerjini longitudinal manyetik vektörü tam olarak transvers düzleme yatırması, yani 90 derece eğim vermesidir, bu nedenle 90° RF puls olarak adlandırılırlar. Longitudinal relaksasyonu hızlı olan dokuların kuvvetli sinyal vermesi istendiğine göre, 90° RF pulsları arasındaki süre kısa tutulacak, dolayısıyla iki puls süresi arasında longitudinal eksene daha hızlı dönen dokuların diğer RF pulsu sonrası transvers düzlemdeki manyetik vektörü daha büyük olacaktır (Resim 17). Ancak sinyal kaydı için TE değerinin de kısa olması gerekir, yoksa transvers relaksasyon nedeni ile sinyal zayıflayacaktır. Bu şekilde dizayn edilen bir puls sekansı, yağ dokusu gibi longitudinal relaksasyonu çok hızlı protonlar içeren dokuları parlak (hiperintens) gösterir ve temel MR sekanslarından T1 ağırlıklı sekans olarak adlandırılırlar.

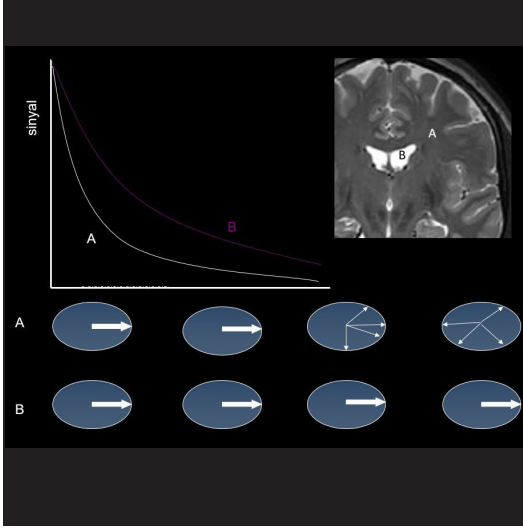
Şimdi de, transvers relaksasyonu uzun olan oluşumların (serbest sıvı, BOS gibi) sinyalinin parlak olarak yansımaları istediğimiz bir sekans oluşturacağımızı düşünelim. Bu durumda longitudinal relaksasyonun katkısının en



Resim 17. Longitudinal relaksasyonu hızlı olan dokuların kuvvetli sinyal vermesi istendiğinde 90° RF pulsları arasındaki süre kısa tutulur, dolayısıyla iki puls süresi arasında longitudinal eksene daha hızlı dönen dokuların (A dokusu ve altta A sırasındaki şekiller) diğer RF pulsu sonrası transvers düzlemdeki manyetik vektörü daha büyük olacaktır. Bu şekilde dizayn edilen bir puls sekansı, yağ dokusu gibi longitudinal relaksasyonu çok hızlı protonlar içeren dokuları parlak (hiperintens) gösterir ve temel MR sekanslarından T1 ağırlıklı sekans olarak adlandırılırlar.

az, transvers relaksasyonun katkısının ise en fazla olmasını istiyoruz demektir. Bu nedenle 90° RF pulsları arasındaki süre uzun tutularak longitudinal relaksasyon etkisi azaltılır, çünkü neredeyse tüm protonlar longitudinal relaksasyonlarını tamamlamış olur. Transvers düzlemde ise relaksasyon süreleri uzun olan alanlardaki protonlar çok daha uzun süre aynı faz (in phase) konumunda kalacak, diğer alanlarda ise daha kısa transvers relaksasyon süresi nedeniyle protonlar dağınık faz (out of phase) konumuna geçerek sinyalleri azalacaktır. Bu farklılığı en iyi şekilde açığa çıkarabilmek için de TE süresi uzun tutulmalıdır. İşte bu şekilde, TR ve TE süresinin uzun olduğu sekanslar, serbest sıvıları parlak (hiperintens) olarak gösterir ve yine temel MR sekanslarından T2 ağırlıklı sekans olarak adlandırılırlar (Resim 18).

Bir de, yine temel sekanslar içinde yer alan proton ağırlıklı (proton density) sekanslar var-



Resim 18. Transvers relaksasyonu uzun olan dokuların kuvvetli sinyal vermesi istendiğinde 90° RF pulsları arasındaki süre uzun tutularak longitudinal relaksasyon etkisi azaltılır. Transvers düzlemde ise relaksasyon süreleri uzun olan alanlardaki protonlar (B sırasındaki şekiller) çok daha uzun süre aynı faz (in phase) konumunda kalacak, diğer alanlarda ise daha kısa transvers relaksasyon süresi nedeniyle protonlar dağınık faz (out of phase) konumuna geçerek sinyalleri azalacaktır. TR ve TE süresinin uzun olduğu sekanslar, serbest sıvıları parlak (hiperintens) olarak gösterir ve yine temel MR sekanslarından T2 ağırlıklı sekans olarak adlandırılır.

dır. Bu sekanslarda longitudinal ve transvers relaksasyonların etkisi en aza indirilir, sinyale olabildiğinde proton yoğunluğunun katkısı istenir. Longitudinal relaksasyonun etkisini azaltmak için TR'nin uzun tutulması gerekir. Transvers relaksasyon etkisi ise kısa TE'ler ile azaltılır. Böylece proton yoğunluğu ağırlıklı sekanslar da uzun TR kısa TE değerlerine sahip sekanslar olarak düzenlenirler [1, 2, 6, 7, 9].

Kaynaklar

- [1]. Pooley RA. Fundamental physics of MR imaging. Radiographics 2005; 25: 1087-99. [\[Crossref\]](#)
- [2]. Currie S, Hoggard N, Craven IJ, Hadjivassiliou M, Wilkinson ID. Understanding MRI: Basic MR physics for physicians. Postgrad Med J 2013; 89: 209-23. [\[Crossref\]](#)
- [3]. Ertürk MA, Wu X, Eryaman Y, Van de Moortele PF, Auerbach EJ, Lagore RL, et al. Toward imaging the body at 10.5 Tesla. Magn Reson Med 2017; 77: 434-43. [\[Crossref\]](#)
- [4]. Chen HH, Boykin RD, Clarke GD, Gao JH, Roby JW 3rd. Routine testing of magnetic field homogeneity on clinical MRI systems. Med Phys 2006; 33: 4299-306. [\[Crossref\]](#)
- [5]. Plewes DB, Kucharczyk W. Physics of MRI: A primer. J Magn Reson Imaging 2012; 35: 1038-54. [\[Crossref\]](#)
- [6]. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. MRI: From picture to proton. Cambridge: Cambridge University Press; 2004.
- [7]. Westbrook C, Roth CK, Talbot J. MRI in practice. Oxford: Wiley Blackwell; 2011.
- [8]. Pooley RA. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Fundamental physics of MR imaging. Radiographics 2005; 25: 1087-99. [\[Crossref\]](#)
- [9]. Bitar R, Leung G, Perng R, Tadros S, Moody AR, Sarrazin J, et al. MR pulse sequences: What every radiologist wants to know but is afraid to ask. Radiographics 2006; 26: 513-37. [\[Crossref\]](#)
- [10]. Mamourian AC. Practical MR physics. Oxford: Oxford University Press; 2010. [\[Crossref\]](#)
- [11]. Nitz MR. SNR and k-space. In: Runge WM, Nitz WM, Schmeets SH, Schoenberg SO, editors. Clinical 3T Magnetic Resonance. New York, NY: Thieme; 2007.
- [12]. Huang SY, Seethamraju RT, Patel P, Hahn PF, Kirsch JE, Guimaraes AR. Body MR imaging: Artifacts, k-Space, and Solutions. Radiographics 2015; 35: 1439-60. [\[Crossref\]](#)

Atomdan MR Sinyaline Temel Fizik Prensipler, Görüntü Oluşumu ve Görüntü Ağırlığı

Kamil Karaali

Sayfa 156

MRG sinyalinin elde edilmesinde, bazı MR spektroskopisi uygulamaları ve deneysel uygulamalar dışında hemen her zaman hidrojen atomu kullanılır.

Sayfa 157

Çok güçlü dışsal bir manyetik alan varlığında, protonlar bu dışsal manyetik alanın vektörü ile aynı yönde (paralel) ya da tam zıt yönde (antiparalel) dizilime zorlanırlar

Sayfa 157

Protonlar dışsal yüksek manyetik alan içindeyken presesyon (salınım) hareketi de yaparlar. Bu, dönme ekseninin çizmiş olduğu dairesel bir harekettir, aynen düşmeye yakın salınım yapan bir topucunun hareketine benzetilebilir. MR sinyali, bu presesyon hareketi sayesinde elde edilebilmektedir. Presesyon hareketinin frekansı, yani dönme ekseninin bir saniyede kaç dairesel hareket yaptığı dışsal manyetik alan gücüne ve ilgili atomun giromanyetik sabitine bağlı olup bu ikisi ile doğru orantılı bir etkileşim mevcuttur. Presesyon frekansını Larmor denklemi ile bulmak mümkündür ve denklem şu şekildedir: $\omega = \gamma \times B_0$

Sayfa 160

MR sinyalinin özü de transvers düzlemde oluşturulmuş olan hareketli doku manyetik vektörünün bakır sarmallarda, yani cihazın koillerinde oluşturduğu bu elektrik akımıdır.

Sayfa 161

Relaksasyon zamanları dokudan dokuya farklılık gösterir. Zaten MR görüntüleme de sonuç olarak dokular arasındaki bu relaksasyon farklılığının görüntülere yansıtılmasıdır.

Sayfa 163

Sinyal kaydı yapıldığı anda, görüntü matriksindeki voksellerdeki protonların, diğer voksellerdeki protonlar ile ya faz ya da frekans farkı mevcut olur.

Sayfa 164

K uzayının tek bir noktasından görüntüyü oluşturacak tüm piksellere bilgi gider, aynı zamanda k uzayının tümünden de görüntü matriksindeki her bir piksele bilgi gider

Atomdan MR Sinyaline Temel Fizik Prensipler, Görüntü Oluşumu ve Görüntü Ağırlığı

Kamil Karaali

1. Hidrojen atomunun giromanyetik oranı nedir?
 - a. 21,29 MHz/T
 - b. 42,58 MHz/T
 - c. 63,87 MHz/T
 - d. 85,86 MHz/T
 - e. 127,74 MHz/T
2. Manyetik alan homojenitesi hangi birimle ifade edilir?
 - a. Gauss
 - b. Tesla
 - c. MHz/m
 - d. Hz/cm
 - e. ppm
3. Larmor denkleminde göre presesyon frekansı neler ile orantılıdır?
 - a. RF puls frekansı ve genliği
 - b. Dış manyetik alan gücü ve giromanyetik oran
 - c. Doku proton dansitesi ve kalınlığı
 - d. RF pulsarı arasındaki süre ve puls frekansı
 - e. Presesyon frekansı sabittir
4. Dışsal güçlü manyetik alandaki protonlara RF uygulanmasının sonucunda neler olur?
 - a. Doku manyetik vektör büyüklüğü artar.
 - b. Protonların presesyon frekansları artar.
 - c. Protonlar aynı faz konumuna gelir.
 - d. Dokuların relaksasyon zamanları artar.
 - e. Proton spin frekansı artar.
5. Transvers relaksasyon (T2) ağırlıklı bir sekansı özelliği nedir?
 - a. TR süresi kısadır.
 - b. TE süresi kısadır.
 - c. TR kısa, TE uzundur.
 - d. TR uzun, TE uzundur.
 - e. TR uzun, TE kısadır.