



Derleme (Review)

Cilt 2- Sayı 2: 57-65 / Nisan 2019

(Volume 2- Issue 2: 57-65 / April 2019)

MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME FİZİK TEMELLERİ VE SİSTEM BİLEŞENLERİ

Zeynep YÜKSEL^{1*}

¹ Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü, 55139, Samsun, Türkiye

Gönderi: 21 Aralık 2018; **Kabul:** 01 Ocak 2019; **Yayınlanma:** 01 Nisan 2019

(Received: December 21, 2018; **Accepted:** January 01, 2019; **Published:** April 01, 2019)

Özet

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), fiziğin temel ilkelerinden yola çıkarak doku farklılıklarından kaynaklı görüntü elde edilmesi prensibine dayanan tıbbi görüntüleme tekniğidir. Hem görüntünün elde edilmesi sürecinde hem de manyetik rezonans cihazının yapısal bileşenlerinin üretimi ve çalışması sürecinde fiziğin temel ilkeleri önemli rol oynamaktadır. Bu derlemede, MRG'nin tarihinden kısaca bahsedilerek, görüntülemenin temelinde yatan fiziksel prensipler anlatılmıştır. Bu anlatılanlar ışığında MR cihazının temel yapısal elemanları tanıtılarak her bir sistem bileşeninin nasıl çalıştığı ifade edilmiştir.

Anahtar kelimeler: MRG, Fizik, MR cihaz bileşenleri, Larmor frekansı, RF, Gradyent sargılar

Magnetic Resonance Imaging Principles of Physics and System Components

Abstract: Magnetic resonance imaging (MRI) is a medical imaging technique based on the principle of obtaining images from tissue differences using the basic principles of physics. The basic principles of physics play an important role both in the process of obtaining the image and in the process of production and operation of the components of magnetic resonance device. In this review, the history of MRI was briefly mentioned and the underlying physical principles of imaging were explained. Then, the basic structural elements of the MR device have introduced and how each system component works.

Keywords: MRI, Physics, MR device components, Larmor frequency, RF, Gradient coils

*Corresponding author: Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü, 55139, Samsun, Türkiye

E mail: zeynep.boz.yuksel@gmail.com (Z. YÜKSEL)

Zeynep YÜKSEL



<https://orcid.org/0000-0001-7880-156X>

Cite as: Yuksel Z. 2019. Magnetic resonance imaging principles of physics and system components. BSJ Eng Sci, 2(2): 57-65.

1. Giriş

MRG, anatomik görüntüler üretmek için protonlardan gelen sinyali kullanan tıbbi görüntüleme tekniğidir. Bu

teknik yüksek çözünürlükte görüntüler elde etmesi, yumuşak dokuları görüntülenmesindeki başarısı ve en önemlisi de iyonize edici radyasyon içermemesinden dolayı diğer görüntüleme yöntemlerinden ayrılır.

Protonlardan gelen MR sinyalinin elde edilmesi sürecinden, sinyallerin alıcı bobinler tarafından algılanarak bilgisayarlar tarafından görüntüye dönüştürülmesi sürecine kadar tüm süreçlerde fiziğin temel prensipleri rol almaktadır. Bu yüzden görüntüleme sürecinin altında yatan prensiplerin ortaya konması, konunun ve MR cihazı bileşenlerinin daha iyi kavranılması açısından önemlidir. Bu çalışmada, ilk bölümde MR tekniğinin gelişmesine katkıda bulunan temel çalışmalar kısaca ele alındıktan sonra ilişkili fizik ilkelerinden bahsedilecektir. İkinci bölümde MR cihazının sistem bileşenleri ayrı ayrı ele alınacaktır.

1.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme Tarihi

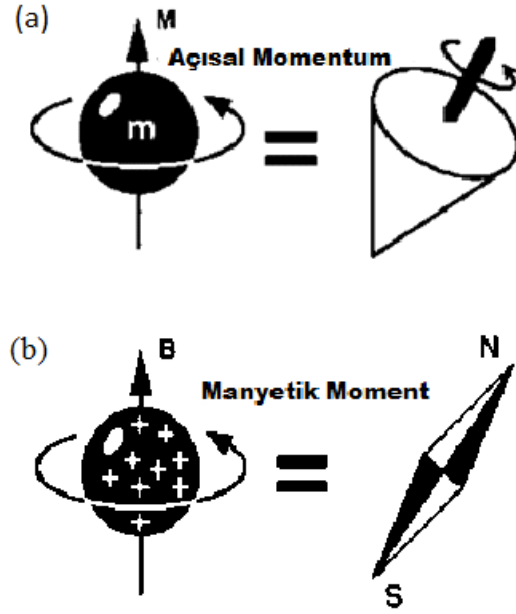
Manyetik rezonans görüntülemenin tarihi, NMR'yi keşfeden ve temel fiziğini tanımlayan birçok araştırmacıyı içerir, ancak 1971'de Paul C. Lauterbur tarafından icat edildiği kabul edilir (Lauterbur, 1973). MRG'nin geçmişi 1924 yılında hidrojen atomunun manyetik özellik göstermesi keşfine kadar dayanır (Pauli, 1924). Sonrasında Isidor Rabi, maddelerin manyetik özelliklerine ilişkin veriler sağlayabilen ilk temel NMR cihazını geliştirdi (Rabi, 1937). Ancak, iki büyük sınırlamadan muzdaripti. İlk olarak, cihazın sadece gaz halindeki materyalleri analiz edebilmesi ve ikincisi, sadece bu materyallerin dolaylı ölçümlerini sağlayabilmesi. Bu sınırlamalar Bloch ve Purcell tarafından 1946'da ortaya konulan çalışmalarla aşıldı (Bloch 1946; Purcell 1946; Purcell ve ark., 1946). Richard Ernst tarafından 1975 yılında Fourier Transform tekniği tanımlandı (Kumar ve ark., 1975). Bütün bu çalışmalar sonucunda, tüm vücut MR görüntüsü 1977 yılında Raymond Damadian tarafından elde edildi (Damadian, 1977). Sonrasında multiplanar görüntüleme, kontrast madde kullanımı, hızlı görüntüleme sekansları ve fonksiyonel MR gibi gelişmeler artan ilgiyle ve teknolojik gelişmelerin de yardımıyla MR tekniğinin gelişmesini sağladı.

1.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği

Manyetik rezonans görüntülemenin temel kaynağı, protonlardan elde edilen sinyallerdir. Burada bahsedilen proton kavramı, tek protona sahip olan hidrojen (^1H) atomunu temsil eder. Protonların sinyal kaynağı olarak işlev görmesi onun ve neredeyse tüm temel parçacıkların sahip oldukları içsel bir özellik olan "spin" kavramından kaynaklanmaktadır. Oksijen (^{17}O), flor (^{19}F), sodyum (^{23}Na), fosfor (^{31}P) ve potasyum (^{39}K) gibi proton ya da nötron sayısı tek olan atomlar spin özelliğine sahiptir ve bu atomlar MRG de sinyal kaynağı olarak kullanılabilirler (McMahon ve ark., 2011; Plewes ve Kucharczyk, 2012). Farklı çekirdeklerden sinyal elde edilmesine rağmen, protonlar bollukları (canlı dokunun çoğunluğunun su olmasından dolayı) ve büyük jiromanyetik oranları nedeniyle MRG için öncelikli olarak tercih edilirler.

Pauli tarafından 1924 yılında keşfedilen spin özelliği klasik fizikte bir karşılığı olmayan kuantum mekaniksel bir yaklaşımla temsil edilir (Pauli, 1924). Spin özelliğine sahip bir proton dönen bir kütle olarak, açısal

momentuma sahip olurken (Şekil 1a), elektrik yüklü dönen bir kütle olarak manyetik momente sahip olur ve küçük bir mıknatıs gibi davranır (Şekil1b) (Weishaupt ve ark., 2008).



Şekil 1. Spinlerin sahip oldukları a) açısal momentum b) manyetik moment gösterimi (Weishaupt ve ark., 2008).

Manyetik momentler dış manyetik alan yokluğunda rastgele yönelirler. Bununla birlikte bir dış manyetik alana konulduklarında, alana paralel veya antiparalel olarak hizalanırlar. Paralel ve antiparalel hizalanan spinlerin sayısındaki fark çok küçük olmakla birlikte, spinler düşük enerjili durumu tercih edecekleri için manyetik alana paralel olarak hizalananların sayısı daha çok olacaktır (Schild, 1997; Sprawls, 2000). Aynı yönde hizalan spinlerin sayısı ne kadar çok ise manyetizasyon vektörü o kadar büyük olur. Manyetik momentin büyüklüğü manyetik alan şiddeti ile doğru orantılıdır. Sonuç olarak dış manyetik alanı artırarak daha fazla spinin alan yönünde yönlendirilmesi, daha yüksek MR sinyali elde edilmesini sağlar.

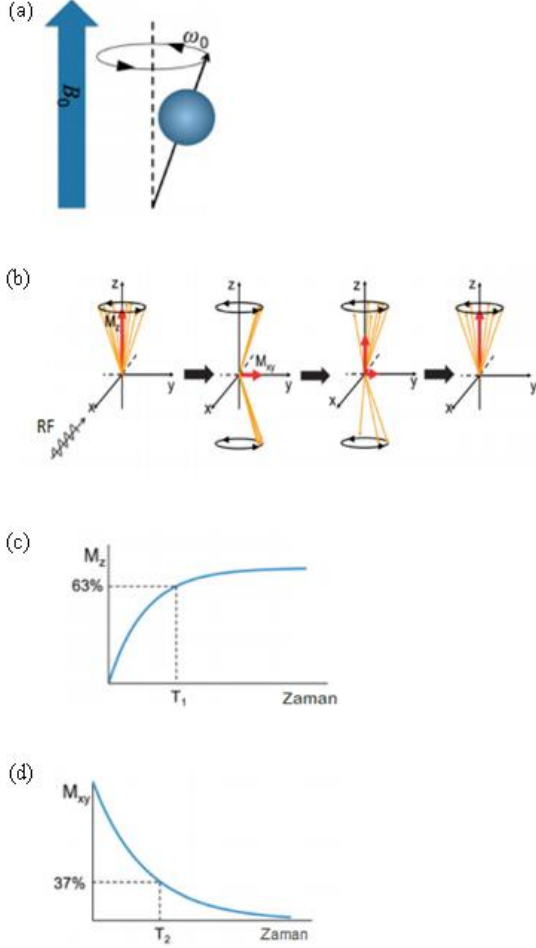
Manyetik alana konulan protonların hem manyetik alan eksenini etrafında hem de kendi etrafındaki dönüşü "presesyon hareketi" olarak ifade edilir ve topaca benzetilir (Hobbie ve Roth, 2007; Steinberg ve Cohen, 1984). Çekirdeklerin bu presesyon hareketi, uygulanan manyetik alanın kuvvetiyle orantılı olan ve Larmor frekansı olarak adlandırılan karakteristik bir hızda gerçekleşir ve Larmor denklemi ile ifade edilir:

$$\omega_0 = \gamma\beta_0 \quad (1)$$

Burada ω_0 Larmor frekansı, γ ise jiromanyetik oran olup her atom için karakteristiktir. Protonlar için bu oran 42.58 MegaHertz/ tesla değerindedir.

Manyetik alana konulan protonların manyetik alan yönünde hizalanmasına "boyuna (longitudinal)

mıknatıslanma" denir. Manyetik alan yönünde hizalanmış protonlara uygun bir frekansta radyo dalgası gönderildiğinde protonlar uyarılarak daha yüksek enerjili duruma geçiş yaparlar ve bu olaya "rezonans" denir. Temelde rezonans, en az iki bileşenden oluşan bir sistemin belli frekansta daha yüksek genlikte salınması olarak bilinir (Çavuş, 2015).



Şekil 2. Manyetik alan varlığında spinler için a) Presesyon hareketi b) Enine ve boyuna mıknatıslanma süreci c) Boyuna relaksasyon d) Enine relaksasyon (Lee ve Hyeon, 2012).

Manyetik alan yönüne dik olarak uygulanan bir radyo frekansı (RF), protonun dönme ekseninin yönünü xy (transver) düzlemine doğru yönlendirir. Yeterince uzun süre uygulanacak RF dalgası neticesinde protonların xy düzlemine tamamen dönmesine "enine mıknatıslanma" denir. Enine mıknatıslanma sonrasında, RF dalgasının kesilmesiyle spinlerin tekrar eski haline dönmesine "relaksasyon" denir. Şekil 2b'de sırasıyla boyuna mıknatıslanma, enine mıknatıslanma ve relaksasyon sürecindeki spinlerin manyetizasyon vektörleri gösterilmektedir.

Enine mıknatıslanmadan elde edilen sinyallerin alıcı bobinler tarafından kaydedilmesiyle MR sinyali oluşur. MR sinyali, spin- örgü etkileşimi ve spin- spin etkileşimi olarak ifade edilen birbirinden bağımsız iki süreçten dolayı azalır (Gore ve Kennan, 1999; McGowan, 2008). Bu

iki süreç, sırasıyla T1 ve T2 relaksasyonu, 1952 yılında Nobel fizik ödülünü paylaşan Bloch ve Purcell tarafından açıklanmıştır (Bloch ve Purcell, 1952). T1 relaksasyon süresi, boyuna manyetizasyonun %63'ünün yeniden kazanılması için geçen süre olarak tanımlanır. (Şekil 2c). T2 relaksasyon süresi ise enine manyetizasyonun başlangıçtaki değerinin %37'sine inmesi için geçen süre olarak tanımlanır (Şekil 2d). T1 her zaman T2' den daha uzundur. T2 relaksasyonu ilk 100-300 milisaniye içinde gerçekleşirken T1 relaksasyonu 0.5-5 sn de ortaya çıkar (Mlynárik, 2017; Weishaupt ve ark., 2008). Relaksasyon süreleri her bir doku için farklılık gösterir. Bu fark alıcı bobinler tarafından algılanarak görüntüde kontrast değişimine sebep olur. Sonrasında bir dizi görüntü işleme ve dönüştürme süreçleri ile MR görüntüsü elde edilir (Kathiravan ve Kanakaraj, 2013).

2. MRG Cihazı Temel Bileşenleri

MR cihazı temelde; manyetizmayı sağlayan temel bileşen 'ana magnet', manyetik alanın mekânsal kodlanmasını sağlayan 'gradyent sargılar', hem alıcı hem de verici olarak görev yapabilen 'RF sargılar' ve görüntünün dönüşümünü sağlayan 'veri toplama ve işleme sistemlerinden' oluşur. MR cihazındaki temel bileşenler Şekil 3'de gösterilmiştir.

MRG'de, cihaz elemanlarının özelliklerinin bilinmesi özellikle radyoloji teknisyenleri başta olmak üzere bu konu ile ilgili çalışan hekimler ve araştırmacılar için önem arz eder. MR ile ilk 2 boyutlu görüntü elde edilmesi 1970' li yıllara dayandığı, 1993 yılında ise MRG' nin sadece anatomik görüntüleme yöntemi olmaktan çıkıp fonksiyonel bir inceleme yöntemi olduğu düşünülürse MRG'nin kısa zamanda çok gelişme gösterdiği görülmektedir. Sistem bileşenlerinin altında yatan fiziksel prensiplerin bilinmesi gerek cihaz teknolojisinin geliştirilmesi gerekse görüntünün doğru yorumlanması için gereklidir. İkinci bölümde MR cihazının temel bileşenleri ayrı ayrı ele alınarak her bir bileşenin görüntü oluşumu sürecine katkısı kısaca ifade edilecektir.

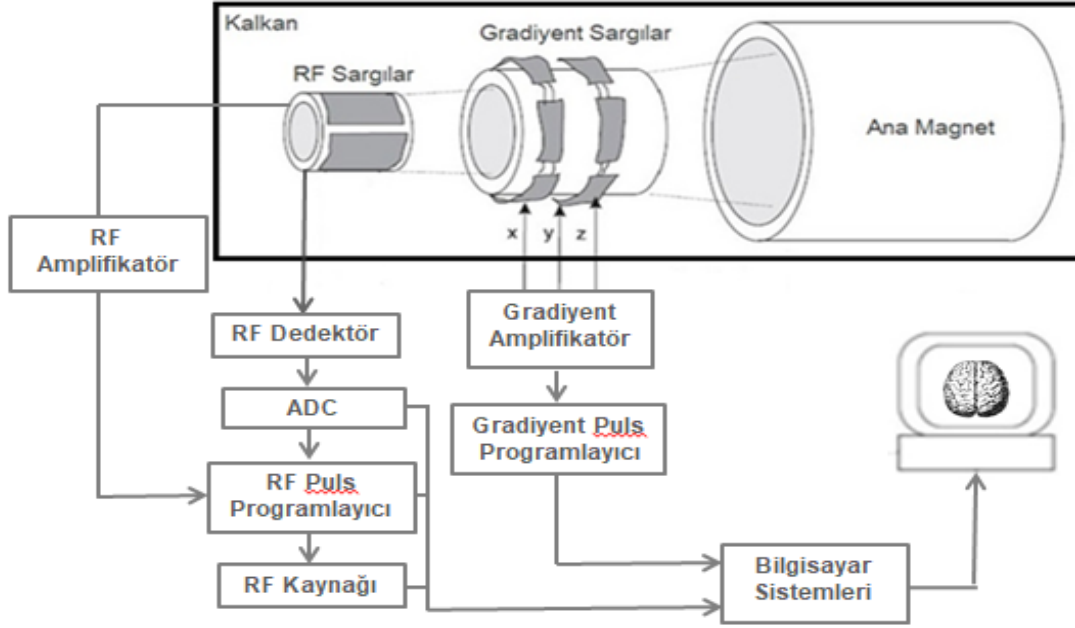
2.1. Magnet

MRG sisteminin kalbi çok güçlü manyetik alan üreten büyük bir mıknatıstır (Heggie, 2001). Mıknatıslar manyetik alan gücü, şekil ve malzeme bakımından farklı şekillerde tasarlanabilirler.

Bu çalışmada konunun daha iyi kavranılması açısından MR cihazında kullanılan mıknatısların özellikleri 3 temel başlık altında toplanacaktır. Bunlar; mıknatıs tipi, manyetik alan büyüklüğü ve homojenlik.

2.1.1. Mıknatıs tipi

Hareketli yükler veya değişen elektrik potansiyeli bir manyetik alan oluşturur (Jackson, 2012). Bir MR tarayıcısında kullanılan statik manyetik alanı üretmek için iki farklı mıknatıs tipi kullanılabilir; daimi (kalıcı) mıknatıslar ve elektromıknatıslar (dirençli veya süperiletken).



Şekil 3. Standart bir MR cihazının temel bileşenleri

Daimi mıknatıslar demir (Fe), nikel (Ni), kobalt (Co) gibi üzerlerinde sürekli manyetizasyon bulunduran metallerin üst üste tuğla şeklinde bir araya getirilmesiyle elde edilir. Açık tasarım imkânının bulunmasından dolayı kapalı alan korkusu olan kişiler için daha elverişlidir. Çalışması için elektrik enerjisine ve soğutma sıvısına ihtiyaç duyulmaması işletim maliyetini düşürmektedir. Fakat manyetik alan güçleri oldukça düşük ($<0.35T$) değerdedir. Ağırlıkları 100 ton civarındadır ve bu nedenle tarayıcı odasında ek yapısal destek gerekli olabilir.

Diğer mıknatıs tipleri, tel bobinler boyunca geçen elektrik akımının manyetik alan oluşturduğu elektromıknatıslardır.

Dirençli mıknatıslar bakır veya alüminyum gibi geleneksel bir iletken yapıdır. Akımın geçmesine karşı gösterilen zorluk ısınmaya sebep olur. Bu, hem mıknatısın alan güçlerini sınırlar ($0.2-0.5T$) hem de soğutma sisteminin çalıştırılmasını gerektirir. Bunlara rağmen nispeten hafif ve ucuzdurlar ve parçalar halinde sevk edilebildikleri için kurulum masrafları süperiletken mıknatıslara kıyasla daha azdır.

Süperiletken mıknatıslar manyetik alan oluşturmak için niyobyum titanyum alaşımları gibi süperiletken malzemelerden yapılır. Süperiletken malzemeler kritik sıcaklık altında akıma karşı neredeyse sıfır direnç gösterirler (Phillips, 2012). Sıcaklıklar uygun olduğu sürece akım azalmayacağından dolayı dirençli bir mıknatıstaki gibi sürekli bir enerji gerektirmez. Süperiletken mıknatıslar sıvı helyum ve sıvı azot kullanılarak soğutulur. Soğutulmaları yüksek maliyet gerektirmesine rağmen, hızlı ve daha kaliteli görüntüler üretilmesine olanak sağlarlar. Yüksek akım yoğunluklarını taşıyabildikleri için çok yüksek manyetik

alan güçleri oluşturabilirler. Bunların yanı sıra yüksek oranda homojen ve kararlı alanlar sağlayabilirler.

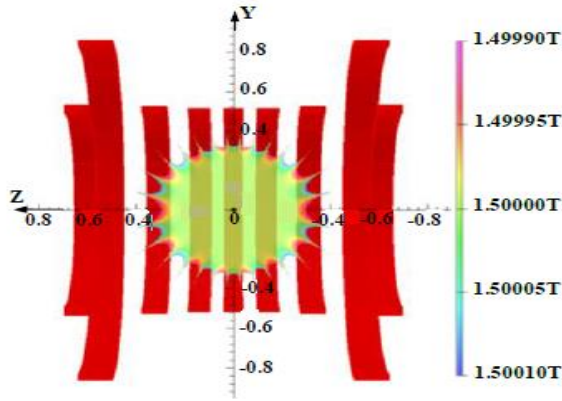
2.1.2. Manyetik alan büyüklüğü

Manyetik alan büyüklüğü tesla (T) veya gauss (G) cinsinden ölçülür ($1 T=10000 G$). Manyetik alan büyüklüğünü somutlaştırabilmek adına, bir buzdolabı mıknatısı 5 mT, dünyanın manyetik alanı $50 \mu T$ ve bir hurdalık mıknatısının 1 T olduğunu ifade edebiliriz (Wikipedia, 2018). MR görüntüleme kullanılan cihazlar genellikle 0.5-3 T büyüklüğündedir. Her ne kadar standart olmasa da günümüz kabullerine göre mıknatıslar genellikle düşük ($<0.3 T$), orta (0.3-1.0 T), yüksek (1.0-3.0 T), çok yüksek (3.0-7.0 T) ve ultra yüksek ($>7.0 T$) alanlı sistemler olarak kategorize edilirler.

Manyetik alan büyüklüğü, MR sinyalinin gücünü belirleyen protonların polarizasyonu ile doğrusal olarak artar. Yüksek alan güçleri sinyal/gürültü oranlarının artmasını ve daha iyi görüntü kalitesi sağlar. Ayrıca daha kısa tarama sürelerine izin verir ve hasta rahatsızlığını azaltır. Bu nedenle, daha yüksek alan mukavemetli tarayıcılara doğru bir eğilim söz konusudur (Aarnink ve Overweg, 2012).

2.1.3. Homojenlik

Manyetik alan homojenliği genellikle belli bir mesafe boyunca ana alana göre ppm (δ , milyonda bir) biriminde ifade edilir. Yüksek homojenlik, manyetik alanın belirtilen bölge veya hacim üzerinde çok az değiştiği anlamına gelir. Bu bölgedeki protonlar aynı frekansta rezonansa girerek olası en yüksek sinyalin oluşmasını sağlar (Dale ve ark., 2015). Yüksek kaliteli bir görüntü için manyetik alan, görüntüleme hacmi üzerinde, Şekil 4'de gösterildiği gibi milyonda birkaç parçadan fazla değişmemelidir (Lakrimi ve ark., 2011).



Şekil 4. 1.5T MR cihazı için homojenite. (Mesafeler metre, çizgi ise ± 67 ppm birimindedir.) (Lakrimi ve ark., 2011).

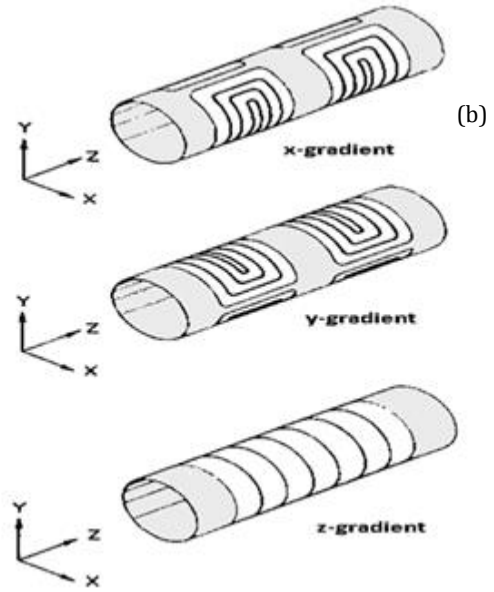
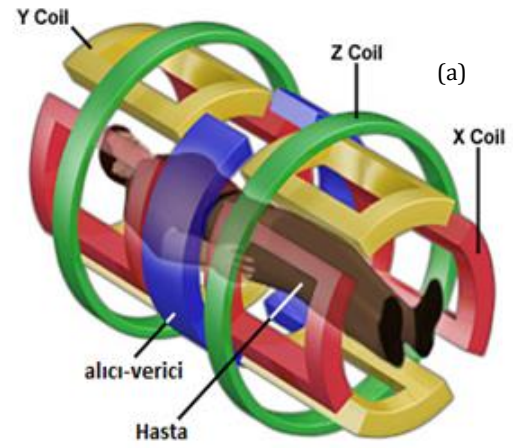
Mıknatıs homojenliğini etkileyen faktörlerden biri mıknatıs tasarımıdır. Büyük çaplı solenoidal mıknatıslar genellikle en büyük hacimde en iyi homojenliğe sahipken, kısa delikli mıknatıslar kullanılan mıknatıs sargılarının sayısının azalmasından dolayı daha küçük homojenlik bölgelerine sahip olma eğilimindedir.

2.2. Gradyent Sargılar

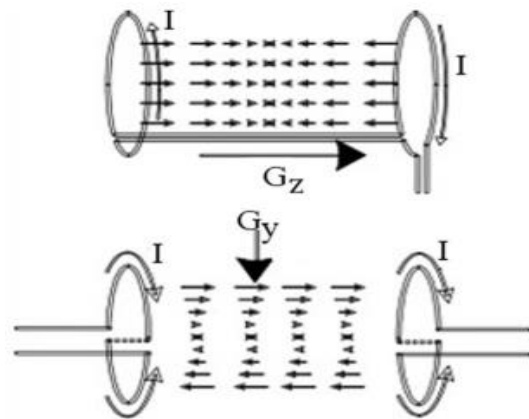
Gradyent, bir manyetik alanın uzayda nasıl değiştiğini tanımlar (Griffiths, 1962). Bir MR tarayıcısındaki gradyent sargılar, Şekil 5'te gösterilmekte olup MR sinyalinin 3 boyutta kodlanmasını sağlayan birbirine dik 3 bobin setinden oluşur. Bunlar ana manyetik alanın üzerine yerleştirilen iletken, tel halkalarından veya ince tabakalardan meydana gelir. Her bir bobin seti birbirinden bağımsız güç amplifikatörleri tarafından yönlendirilir ve gradyent bobin olarak bilinen ana bobine bağlanır. Bobinlerden geçen akım sayesinde manyetik alanın gücü uygulanan gradyent alanın yönü boyunca değişir.

Gradyent bobinler merkeze eşit ve karşıt polariteye sahip çiftler halinde bulunur. (Schmitt, 2013). z gradyentlerin tasarımı genellikle dairesel (Maxwell) bobinler şeklinde iken, enine gradyentler (x ve y) tipik olarak sele (Golay) bobin konfigürasyonuna sahiptir (Golay, 1958).

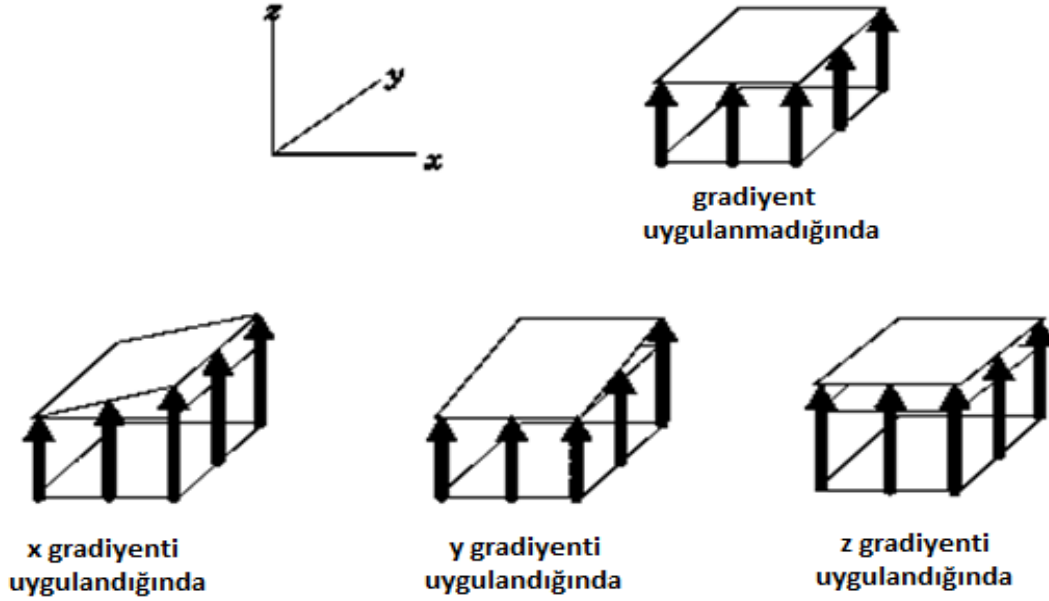
Şekil 6'da y ve z gradyent sargılarının tasarımı gösterilmektedir. Zıt yönlerde akım taşıyan z eksen gradyentinden biri manyetik alanı +z yönünde artırırken diğeri -z yönünde artırır (tahterevalli gibi bir eğim sağlar). Ortadaki manyetik alan sıfırdır. y gradyenti üretmek için kullanılan çift-eyer (Golay) bobin konfigürasyonu şekilde gösterildiği gibidir. Bir x gradyenti, y gradyenti üretmek için kullanılan bobin konfigürasyonunun silindir yüzeyi boyunca 90° döndürülmesiyle elde edilir. Bu konfigürasyon, z eksenine paralel çalışan 8 düz tel ile 4 iç ve 4 dış yaydan oluşur. İç yaylar gerekli gradyent alanının oluşturulmasında görev alır. Düz teller akımın dönüş yolu olarak işlev görür ve gradyent alanına katkıda bulunmaz (Elster ve Burdette, 2001).



Şekil 5. Gradyent sargılar a)(Anonim, 2018) b) (Elster ve Burdette, 2001).



Şekil 6. Gradyent sargılarının (y ve z) tasarımı (Hidalgo-Tobon, 2010).



Şekil 7. Gradyentlerin uygulanması sonucu manyetik alanın değişimi (Elster ve Burdette, 2001).

Son olarak; x, y ve z gradyentleri tek tek uygulandığında manyetik alanın yönelimlerinin değişimleri Şekil 7'de gösterilmiştir. Hiçbir gradyent uygulanmadığında alan her yönde sabittir. x gradyenti uygulandığında sağdan sola, y gradyenti uygulandığında ise anterior-posterior yöneliminde manyetik alan yönüne katkı sağlayacak bir artış gözlenir. z gradyenti uygulandığında ise manyetik alan yönünde büyüme sağlar.

Görüntüleme esnasında, hasta tıklama veya bip sesi gibi bir gürültüye maruz kalır. Bu sesin sebebi gradyent bobinlerin açılıp kapanması esnasında çıkan titreşimlerdir. Ses yoğunluğu yaklaşık 110 dB'dir, ancak 120 dB'e ulaşabilir (kalkışta jet motorundan gelen gürültüye eşdeğerdir). Hastaların muayene sırasında uygun kulak koruması giymeleri gerekir (Lakrimi ve ark., 2011).

2.3. RF Sargılar

Görüntü ve hasta arasındaki temel ara yüz RF bobinleri ile sağlanır. MRG'de en kritik elektronik cihazlardan biri olan RF bobinleri, birçok indüktör ve kapasitöre sahip karmaşık bir yapıdır (Fujita ve ark., 2013). RF bobinleri, gradyent bobinlerin içine monte edilirler ve birbirlerine eş merkezli uzanırlar. MRG sisteminin "anteni" olarak düşünülebilir ve bu kapsamda iki rolü vardır; RF enerjisini ilgili dokuya iletmek ve indüklenen RF sinyalini ilgili dokudan geri almak. Bazı RF bobinleri, RF enerjisinin iletimi ve geri alınmasını birlikte gerçekleştirirken, diğerleri sadece iletir veya alır (Currie ve ark., 2013).

Verici olarak kullanıldığında, RF bobinleri ana manyetik alana dik yönde (B1 olarak da adlandırılır) manyetik alan üretir. B1 alanı, Larmor frekansı ile aynı frekansta olduğunda enerji dokuya aktarılır ve mıknatıslanmanın yönünde değişiklik olur. Mıknatıslanmayı denge konumundan almak için mikro-milisaneye süreleri boyunca bir RF darbesi uygulanır (İpek, 2017). RF

sargıları alıcı olarak görev yaparken, uyarılmış durumdan temel duruma dönüşte salınan enerjinin bobinler tarafından algılanmasından sorumludur. İletim sinyalinin tersine, alma sinyali çok düşük bir güce sahip olduğundan dolayı sinyal sayısallaştırılmadan önce amplifikatörler tarafından güçlendirilir (Giovannetti ve Tiberi, 2017).

MRG'de temel olarak iki farklı RF sargı türü kullanılır; hacim ve yüzey sargıları (Goyen, 2006; Welker ve ark., 2001). Hacim sargıları homojen B1 alanı oluşturdukları için, yüzey sargıları ise yüksek sinyal/gürültü oranı (Sinyal Noise Ratio) sağladıkları için tercih edilirler (Algin ve ark., 2015). Hacim sargıları ana manyetik alana yerleştirilmiş silindirik veya selenoid yapıdadır. Yüzey bobinleri nispeten küçük bir anatomik bölgeden sinyal almak için kullanılır. Modern MRG sistemlerinde yüzey sargıları, kendi alıcı devresine sahip çok sayıda yüzey sargısının birleştirilmesinden oluşur (Potter, 2012). Birden fazla kanal aracılığıyla eşzamanlı veri toplanması, büyük anatomik bölgelerden daha hızlı tarama süreleriyle yüksek kalitede görüntü alınmasına olanak sağlar.

RF sargılarının performansı, görüntü kalitesinde önemli rol oynar. Yüksek kaliteli görüntü elde etmek için, sargılar iletimde yüksek manyetik alan homojenliği ile büyük görüntü alanını destekleyebilmeli ve alımda yüksek sinyal/gürültü oranı elde edebilmelidir (Asher ve ark., 2010). Yüksek manyetik alanlarda çalışan MR sistemleri, yüksek RF alanları gerektireceğinden dokuya daha fazla enerji aktarılır. RF uyarımı ile enerjinin dokuya aktarılması hücrelerdeki çekirdekleri harekete geçirerek doku ısınmasına yol açar. Dokudaki ısınma potansiyeline "özellik soğurma oranı" (Specific Absorption Rate, SAR) denir ve birim kütle başına vücut tarafından emilen radyofrekans gücü olarak tanımlanır. Ayrıca RF uyarım dalgalarının metallerde oluşturduğu akımdan kaynaklı, metal implantlarda ısınmalar meydana gelebilir. FDA

(Food and Drug Administration) kabullerine göre tüm vücut için SAR değeri 1 °C, metalik implant ısınmalarında ise maksimum 3 °C olarak belirlenmiştir (Price, 1999).

RF frekansı, manyetik alan kuvveti ile ölçeklenir ve klinik MRG için 10-150 MHz aralığındadır. Bu frekanslar, radyo iletimi için yaygın olarak kullanılan elektromanyetik spektrumun bir parçasıdır. Elektrikle çalışan birçok aygıtın oluşturacağı manyetik alandan etkilenebilecek MR sistemi için çekim odaları Faraday kafesi ile izole edilmelidir. İletken teller ile örülmüş kafes şeklindeki kapalı sistem iç hacmi elektrik alanlardan koruyarak homojen bir ortam oluşmasına olanak sağlar. Görüntü odasının koruyucu malzeme tarafından herhangi bir delik olmaksızın tamamen kapatılması gerekirken görüntüleme odalarına açılan kapıların ekranın bir parçası olduğu unutulmamalı ve görüntü alımı sırasında kapatılmalıdır (Sprawls, 2000).

2.4. Shim Sargılar

Shimming, manyetik alandaki küçük homojensizliklerin giderilmesi işlemidir. Üretim sürecindeki değişkenlerin çokluğu, mekanik ve elektriksel limitler gibi etkenlerden dolayı mükemmel homojenliğe sahip (tipik= ±100 ppm) mıknatısları üretmek teknik olarak mümkün değildir. Mıknatıslar mükemmel bir homojen manyetik alanla üretilmiş olsa bile, alana yerleştirildikten sonra homojensizlikler oluşabilir. Bu homojensizlikler borular, teller, kanallar ve ortamda bulunan yapısal kırımlardaki metal varlığından kaynaklanabileceği gibi hastadan hastaya da değişiklik gösterebilir. Ayrıca manyetik alan, yakınlardaki tarayıcıların saçak alanlarından da etkilenebilir.

Manyetik alandaki homojensizlikler aktif ve pasif shimming olmak üzere iki yolla düzeltilebilir. Pasif shimming, mıknatısın kurulumu sırasında tarayıcının dış yüzeyine belirli yerlere ferromanyetik malzemeler yerleştirilerek alan homojenliğini iyileştirmek için yapılan düzeltme yöntemidir (Dorri ve ark., 1993). Bilgisayar tarafından kontrol edilen ve elektrik akımları tarafından aktive edilen shim bobinlerinin, ilgilenilen bir nesne etrafında manyetik alan düzeltmesi yapmasına "aktif shimming" denir. Bu yöntemde, mekânsal dağılıma bağlı olarak manyetik alan haritası çıkarılır. Homojensizliğin olduğu istenmeyen bölge tespit edilerek tersi yönünde ek bir manyetik alan üretilir. Bu iki karşıt ve eşit manyetik alanının birleştirilmesiyle manyetik alan homojensizliğinin giderilmesi sağlanır. Gerekirse, belirtilen homojenlik elde edilene kadar bu işlem tekrarlanır (Jezzard, 2006; Keller ve Instruments, 2007; Wen ve Jaffer, 1995). Pasif shimming genellikle mıknatıs kurulumu sırasında tek seferlik yapılırken, aktif shimming düzenli olarak yapılır. Ayrıca pasif shimming boş bir mıknatıs için oluşturulmuş statik bir çözüm oluştururken, aktif shimming hastadan hastaya oluşan değişimleri düzeltmeye olanak sağlayan bir yöntemdir.

Mıknatıs homojenliği doğrudan görüntü kalitesini etkiler. Yetersiz mıknatıs homojenliği gölgeleme, bulanıklık, kavisli dilim profilleri ve zebra artefaktları gibi genel

görüntüleme problemlerine yol açar. Bu problemler özellikle hızlı sekanslarda ve MR spektroskopinin olduğu durumlarda sorun teşkil eder.

2.5. Veri Toplama ve İşleme Sistemleri

RF sargıları ile dokulardan algılanan sinyaller, düşük gürültülü yüksek kazançlı amplifikatörler tarafından yükseltilir. Sonrasında MR sinyali hem gerçek hem de sanal bileşeni olan kompleks bir sayıya dönüştürülür. MR sinyalinden Larmor frekansındaki bileşen ayrılarak geriye sadece eko sinyalin kalması sağlanacak şekilde filtreleme işlemi yapılır (Algin ve ark., 2015). Bu işlem sonrasında elde edilen analog sinyaller analog-dijital dönüştürücüler (ADC) kullanılarak sayısallaştırılır (Dale ve ark., 2015; Kumar, 2016). Dijitalleşmiş veriler daha sonra Fourier dönüşümü için sabit diskte veya bilgisayar belleğinde saklanır. Fourier dönüşüm, kompleks bir sinyalin frekanslarına göre aritmetiksel olarak çözümlendiği matematiksel bir işlemidir. Fourier dönüşümünden sonra sinyaller uzaysal frekanslarına göre kodlanarak k-alanına (uzayına) yerleştirilir (Oyar ve Gülsoy, 2003). Rezonans durumunun noktalarla temsil edildiği ve görüntünün kendisine karşılık gelen noktaların birbiri ardına biriktirildiği iki boyutlu kartezyen koordinatlara sahip alan "k-alanı" olarak bilinir (Foltz ve Jaffray, 2012). Buradan elde edilen ham verilerin görüntüleme dönüşümüne "görüntü rekonstrüksiyonu" (yeniden yapılandırma) denir (Hansen ve Kellman, 2015; Wright, 1994). Ham verilerin iki kez Fourier transformasyonu yapılmasıyla bilinen asıl MR görüntüsü oluşur.

3. Sonuç

MRG, anatomik ve metabolik görüntülerin yanında fonksiyonel bilgiler sağlayan bir tekniktir.

MRG tekniği ilk keşfedildiğinde, radyasyona maruz kalmadan yüksek çözünürlüklü görüntüler sağlayan, bir ileri görüntüleme tekniği olarak ele alınmıştı. Bu alanda ortaya konulan araştırmalar ve klinik uygulamalar sayesinde MRG teknolojisinde kayda değer gelişmeler ortaya konuldu. Son yirmi yılda dijital RF sistemleri ve çoklu dizi RF sargılarındaki ilerlemelerin yanında özellikle mıknatıs teknolojisindeki gelişmeler, görüntü kalitesi ve çözünürlüğüne önemli ölçüde katkı sağladı (Blamire, 2008; Edelman, 2014). Mevcut MRG araştırmaları; tarama çözünürlüğünün iyileştirilmesi, tarama süresinin kısaltılması ve cihaz tasarımının geliştirilmesi üzerine odaklanmaktadır. Daha yüksek çözünürlüklü görüntülerin daha kısa sürelerde elde edilmesi için sinyal-gürültü oranları, RF bobinleri vb. alanlarda araştırmalar yapılmaktadır (Patkar ve ark., 2013; Sobol, 2012). Bu araştırmalar yapılırken cihazın temel bileşenleri ve birbirleriyle olan ilişkileri bilinmelidir. Bunun yanında her bir bileşenin çalışma prensipleri altında yatan temel fizik ilkelerin de bilinmesi gerekmektedir. Donanımsal (mıknatıslar, gradientler, RF sargılar, vb.) gelişmelerin yanında görüntüleme tekniklerindeki gelişmeler de kayda değer bir hızla

ilerlemektedir. MR görüntüleme tekniklerine bakıldığında MR spektroskopisi, traktografi, perfüzyon difüzyon ve fonksiyonel görüntüleme gibi birçok yeni metod olduğu görülmektedir. Bu ileri görüntüleme yöntemleri uygulanırken cihazda değişen parametrelerin görüntü oluşumuna katkısının bilinmesi, görüntüde oluşacak problemlerin yorumlanması açısından önemlidir.

MR cihazı donanımlarının ve görüntüleme süreci altında yatan temel prensiplerin ifade edildiği bu derleme radyoloji teknisyenleri, fizikçiler ve hekimler için önemli konulara değinmektedir. Okuyucunun bu kavramları ileri düzey araştırma konularına bir başlangıç olarak ele alması beklenmektedir.

Çıkar ilişkisi

Yazar bu çalışmada hiçbir çıkar ilişkisi olmadığını beyan etmektedirler.

Kaynaklar

Aarnink R, Overweg J. 2012. Magn Reson Imaging, a successstoryforsuperconductivity. *Europhysics News*, 43(4): 26-29.

Algin O, Özen AC, Atalar E. 2015. Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği Temel Radyoloji, Güneş Tıp Kitabevi.

Anonim. 2018. MRI: A Guided Tour. 2018. <https://nationalmaglab.org/education/magnet-academy/learn-the-basics/stories/mri-a-guided-tour> (erişim tarihi: 25.06.2018).

Asher K, Bangertner NK, Watkins RD, Gold GE. 2010. Radiofrequency Coils for Musculoskeletal MRI. *Topics in Magn Reson Imaging: TMRI*, 21(5): 315.

Blamire A. 2008. The technology of MRI—the next 10 years? *British J Radiol*, 81(968): 601-617.

Bloch F. 1946. Nuclear induction. *Physical Rev*, 70(7-8): 460.

Bloch F, Purcell EM. 1952. The Nobel Prize in Physics. *Nature*, 170: 911-912.

Currie S, Hoggard N, Craven IJ, Hadjivassiliou M, Wilkinson ID. 2013. Understanding MRI: basic MR physics for physicians. *Postgraduate Med J*, 89(1050): 209-223.

Çavuş H. 2015. Rezonans nedir ve nasıl oluşur? <http://www.huseyincavus.com.tr/web/rezonans-nedir-ve-nasil-olusur/> (erişim tarihi:10.05.2018).

Dale BM, Brown MA, Semelka RC. 2015. MRI: basic principles and applications: John Wiley and Sons.

Damadian R. 1977. Nuclear Magn. resonance: a noninvasive approach to cancer. *Hospital Pract*, 12(7): 63-70.

Dorri B, Vermilyea M, Toffolo W. 1993. Passive shimming of MR magnets: algorithm, hardware, and results. *IEEE Transactions Applied Super Conduct*, 3(1): 254-257.

Edelman RR. 2014. The history of MR imaging as seen through the pages of radiology. *Radiol*, 273(2S): 181-200.

Elster AD, Burdette JH. 2001. Questions and Answers in Magn Reson Imaging, London, England.

Foltz W, Jaffray D. 2012. Principles of magnetic resonance imaging. *Radiation Res*, 177(4): 331-348.

Fujita H, Zheng T, Yang X, Finnerty MJ, Handa S. 2013. RF surface receive array coils: the art of an LC circuit. *J Magn Reson Imag*, 38(1): 12-25.

Giovannetti G, Tiberi G. 2017. Radiofrequency magnetic resonance coils and communication antennas: Simulation and design strategies. *Magn Reson Imag*, 44: 1-7.

Golay MJ. 1958. Field homogenizing coils for nuclear spin resonance instrumentation. *Rev Sci Instr*, 29(4):313-315.

Gore J, Kennan R. 1999. Physical principles and physiological basis of magnetic relaxation. Stark DD, Bradley WG Jr (eds.) s.209-272.

Goyen M. 2006. Real whole-body MRI. Requirements, indications, perspectives, s.2-17, Hamburg, Germany.

Griffiths DJ. 1962. Introduction to electrodynamics: Prentice Hall New Jersey.

Hansen MS, Kellman P. 2015. Image reconstruction: an overview for clinicians. *Magn Reson Imag*, 41(3): 573-585.

Heggie JC. 2001. Magnetic resonance imaging: Principles, methods and techniques by perrysprawns. *Australasian Phys Eng Sci Med*, 24(1): 57-57.

Hidalgo-Tobon SS. 2010. Theory of gradient coil design methods for magnetic resonance imaging. *C Magn Reson Part A*, 36(4): 223-242.

Hobbie RK, Roth BJ. 2007. Intermediate physics for medicine and biology: Springer Science & Business Media.

İpek Ö. 2017. Radio-frequency coils for ultra-high field magnetic resonance. *Analytical Biochem*, 529: 10-16.

Jackson JD. 2012. Classical electrodynamics: John Wiley & Sons.

Jezzard P. 2006. Shim coil design, limitations and implications. Paper presented at the International Society of Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM) Annual Meeting.

Kathiravan S, Kanakaraj J. 2013. A review of magnetic resonance imaging techniques. *Smart CR*, 3(5): 358-366.

Keller P, Instruments M. 2007. Technologies for precision magnetic field mapping. Geneva: Metrolab Instruments.

Kumar A. 2016. Design and implementation of data acquisition system for low field MRI systems. (IJIREM), 3: 3.

Kumar, A, Welti D, Ernst RR. 1975. NMR Fourier zeugmatography. *J Magnet Reson*, 18(1): 69-83.

Lakrimi M, Thomas A, Hutton G, Kruij M, Slade R, Davis P, Calvert S. 2011. The principles and evolution of magnetic resonance imaging. *J Phys*, 286: 012016.

Lauterbur PC. 1973. Image for mation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature*, 242: 190-191.

Lee N, Hyeon T. 2012. Designed synthesis of uniformly sized ironoxidenano particles for efficient magnetic resonance imaging contrast agents. *Chem Soc Rev*, 41(7): 2575-2589.

McGowan JC. 2008. Basic principles of magnetic resonance imaging. *Neuroimaging Clinics of N America*, 18(4): 623-636.

McMahon KL, Cowin G, Galloway G. 2011. Magnetic resonance imaging: the underlying principles. *J Orthopaedic Sports Physical Therap*, 41(11): 806-819.

Mlynárik V. 2017. Introduction to nuclear magnetic resonance. *Analytical Biochem*, 529: 4-9.

Oyar O, Gülsoy UK. 2003. Tıbbi Görüntüleme Fiziği: SDÜ Tıp Fakültesi, Ankara, Türkiye.

Patkar D, Jadhav V, Jathar C. 2013. New Advances in MRI. *Int Medical Sci. Academy*, 26(1): 59-64.

Pauli W.1924. Discovery of nuclear spin to explain the hyperfine structure of the atomic spectra. *Naturwissenschaften*, 12: 74.

Phillips J. 2012. Physics of high-Tc superconductors: Elsevier.

Plewes DB, Kucharczyk W. 2012. Physics of MRI: a primer. *J Magn Reson Imag*, 35(5): 1038-1054.

Potter WM. 2012. Radiofrequency coil design and application to magnetic resonance imaging and control of micro-beads. University of Georgia.

Price RR. 1999. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: MR imaging safety considerations. *Radiographics*, 19(6): 1641-1651.

- Purcell EM, Torrey HC, Pound RV. 1946. Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. *Phys Rev*, 69: 681.
- Purcell E, Pound R, Bloembergen N. 1946. Nuclear magnetic resonance absorption in hydrogen gas. *Phys Rev*, 70(11-12): 986.
- Rabi I. 1937. Space quantization in a rotating magnetic field. *Phys Rev*, 51(8): 652.
- Schild HH. 1997. *Made easy MRI*: Schering Berlin, Germany.
- Schmitt F. 2013. The gradient system. Understanding gradient system from an EM perspective: (gradient linearity, eddy currents, Maxwell terms & peripheral nerve stimulation). Paper presented at the Int Soc Magn Reson Med.
- Sobol WT. 2012. Recent advances in MRI technology: Implications for image quality and patient safety. *Saudi J Ophthalmol*, 26(4): 393-399.
- Sprawls P. 2000. Magnetic resonance imaging: principles, methods, and techniques. *Med Phys Pub*.
- Steinberg EP, Cohen AB. 1984. Nuclear magnetic resonance imaging technology: A clinical, industrial, and policy analysis.
- Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B. 2008. *How does MRI work?: an introduction to the physics and function of magnetic resonance imaging*: Springer Science & Business Media.
- Welker KM, Tsuruda JS, Hadley JR, Hayes CE. 2001. Radio-frequency coil selection for MR imaging of the brain and skull base. *Radiology*, 221(1): 11-25.
- Wen H, Jaffer FA. 1995. An in vivo automated shimming method taking into account shim current constraints. *Magn Reson Medicine*, 34(6): 898-904.
- Wikipedia. 2018. [https://wiki2.org/en/Orders_of_magnitude_\(magnetic_field\)](https://wiki2.org/en/Orders_of_magnitude_(magnetic_field)) (erişim tarihi: 21.05.2018).
- Wright GA. 1994. Signal acquisition and processing for magnetic resonance imaging. Paper presented at the Image Process, Proceed. ICIP-94, IEEE Int Conf.