

Manyetik Rezonans Görüntülemeye Donanım ve Güvenlik

Hülya Özdemir¹ , Ahmet Muhteşem Ağildere² 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- MRG cihazının temel bileşenleri
- Güncel teknolojik gelişmeler
- Farklı manyetik alan gücüne sahip cihazların karşılaştırılması
- MR güvenliğinde güncel bilgiler

Özdemir H, Ağildere AM. Manyetik Rezonans Görüntülemeye Donanım ve Güvenlik. Trd Sem 2020; 8: 338-350.

GİRİŞ

Manyetik rezonans görüntülemenin (MRG) temeli protonların belirli bir manyetik alanda uyarılması sonucu farklı salınım frekansları göstermesine dayanmaktadır. MRG cihazında klinik kullanıma girdiği ilk günlerden bugüne tasarım, donanım ve yazılım olarak çok hızlı ilerlemeler kaydedilmiştir. Bu yazıda donanım ile ilgili temel bilgiler ve teknolojik gelişmelerden ayrıntılı olarak bahsedilecektir. MRG sisteminde güvenlik ise donanım ile yakından ilişkilidir. MRG sistemini oluşturan her bileşen için ayrı güvenlik riskleri bulunmaktadır. Bu yazıda güvenlikle ilgili güncel bazı bilgilere değinilecek olup kontrast madde güvenliği ayrı bir konu olduğundan burada bahsedilmeyecektir.

MRG CİHAZININ ANA BİLEŞENLERİ

MRG sisteminin temel çalışma mekanizması eski ve yeni nesil cihazlarda temel olarak

aynıdır. Ana magnet, longitudinal manyetizasyonun sağlanması için gerekli olan statik ve homojen bir manyetik alan (B_0) sağlar, gradient sarmallar aracılığı ile açılıp kapanabilen ilave bir manyetik alan yaratılır. Gradientlerin oluşturduğu ek manyetik alan protonlarda farklı salınım frekanslarına neden olarak sinyalin lokalizasyonunun yapılabilmesini sağlar. Sisteme gönderilen radyofrekans (RF) dalgaları ile incelenmek istenen dokudaki protonlar uyarılır ve dokudan gelen sinyaller toplanarak bilgisayar sistemleri tarafından görüntü oluşturulur.

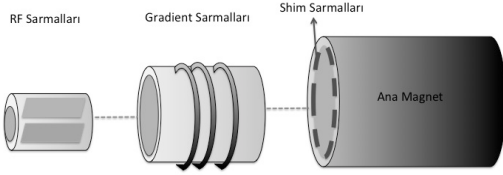
MRG cihazının ana bileşenleri temel olarak beş grupta incelenebilir:

- Ana magnet
- Gradient sarmallar
- Shim sarmallar
- Radyofrekans sarmallar (alıcı-verici sistemleri)
- Bilgisayar sistemi

¹Başkent Üniversitesi Adana Dr. Turgut Noyan Uygulama ve Araştırma Merkezi, Radyoloji Bölümü, Adana, Türkiye

²Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

✉ Ahmet Muhteşem Ağildere • muhtesem@baskent-ank.edu.tr



Şekil 1. Sarmalların magnetin içinden gantri boşluğuna doğru sırayla shim, gradient ve RF sarmalları olacak şekilde dizildiği izlenmektedir.

MRG cihazında gantri ünitesi magnet ve sarmallardan oluşan, hastanın hemen hemen tüm vücudunu içine alan uzun tünel şeklindeki yapıdır [1].

MRG cihazında sarmallar magnetin içinden gantri boşluğuna doğru sırasıyla shim, gradient ve RF sarmalları olacak şekilde dizilmiştir (Şekil 1).

Ana Magnet

Magnetler MRG sisteminin en temel bileşenidir. Magnetin esas görevi görüntüleme için gerekli olan yeterli manyetizasyonu sağlayacak düzenli ve güçlü bir manyetik alan oluşturmaktır. Görüntü oluşturabilmek için manyetik alanın homojen olması gerekmektedir. Bu nedenle günümüzde kullanılan magnetler genellikle silindirik yapıdadır.

Manyetik alanın gücü Tesla (T) birimi ile ifade edilir. Magnetler manyetik alan gücüne göre sınıflandırıldığında beş tipi vardır:

- Düşük teslalı (low field): (0,2T altında)
- Orta teslalı (mid-field): (0,2-1T)
- Yüksek teslalı (high field): (1,5-3T'ye kadar)
- Çok yüksek teslalı (very high field): (3T-7T'ye kadar)
- Ultrayüksek teslalı (ultrahigh-field): (7T ve üstü)

Bazı araştırmacılar 3T ve üzerini de ultrayüksek teslalı olarak sınıflandırabilmektedir. Klinik olarak ise 1,5 T ve 3T sistemleri ileri görüntüleme yöntemlerine de imkân sağlayan standart manyetik rezonans (MR) cihazlardır.

Yüksek manyetik alan gücüne sahip cihazlarda sinyal-gürültü oranı (SNR) ve uzaysal rezolüsyon daha yüksektir. Görüntüleme zamanı kısalmıştır. Kimyasal duyarlılık arttığından spektral yağ baskılama ve MR spektroskopi yapılabilir. Bu sistemlerin en önemli dezavantajı manyetik duyarlılık artefaktlarının artması ve RF dalgalarına bağlı ısınma problemi [2].

İlk ultrayüksek teslalı (7T) magnet 1999 yılında tanıtılmış ve 2017 yılında klinik kullanıma girmiştir. En önemli avantajları SNR'ın, uzaysal ve kontrast rezolüsyonun artmasıdır. İlk çalışmalar daha çok SNR'daki artışa odaklanmış, anatomik yapılar daha detaylı görüntülenerek beyin ve kas iskelet sistemi uygulamalarında hızlı yol alınmıştır [3]. Manyetik duyarlılığın artmasıyla birlikte T2*, SWI, BOLD gibi sekanslar geliştirilmiştir. T2/T2* relaksasyon zamanının kısalması da SWI ve BOLD sekanslarının gelişmesine katkı sağlamıştır. T1 relaksasyon zamanındaki artış ile time of flight (TOF) MR anjiyografide ciddi ilerlemeler kaydedilmiştir. Bu sistemlerin en önemli dezavantajları ise baş dönmesi, mide bulantısı ve vertigo gibi biyolojik yan etkilerinin fazla olması ve RF dalgalarının dokuda neden olduğu spesifik absorpsiyon oranlarının (SAR) yüksek olmasıdır. Diğer taraftan manyetik duyarlılık arttığından buna bağlı artefaktlar da artmaktadır. T2/T2* relaksasyon zamanındaki azalmaya bağlı difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG) ve difüzyon tensör görüntüleme (DTI) daha zor olmaktadır. Veri artışına bağlı bilgisayarların yükü de artmıştır [4].

Düşük teslalı MR cihazları açık MR sistemlerinde kullanıldıklarından klostrofobik hastalarda avantajlı olmaktadır. Bir teslanın altındaki sistemlerde projektıl (misıl etkisi) risk düşük olduğundan anestezi ve monitörizasyon cihazları hasta yakınına kadar getirilebilmekte ve görüntüleme sırasında hastaya erişim imkânı sağlamaktadır. Bu nedenle girişimsel MR

işlemlerinde de kullanılmaktadır. Manyetik duyarlılık artefaktı daha az olduğundan ortopedik görüntüleme avantajlıdır. Kurulum ve idame maliyetleri düşüktür. Düşük teslali cihazlarda SAR oranı düşük olduğundan özellikle vücut sıcaklığını dengeleyemeyen infantlar, hasta ve yaşlı bireylerde avantajlıdır. En önemli dezavantajı ise SNR'ın düşük olmasıdır. Manyetik alan homojenitesi az olduğundan büyük FOV'lu çekimlerde görüntü kalitesi çok düşmektedir. Kimyasal şiftle yağ baskılama, eko-planar görüntüleme veya MR spektroskopisi gibi işlemler yapılamaz. Fokal alanlarda kanama, demir birikimi veya kalsifikasyonu gösteremeyebilir. Gadolinyum ile boyanma daha az belirgin olduğundan yüksek doz kontrast madde kullanmak gerekir [5].

Günümüzde manyetik alanın oluşturulma şekline göre magnetleri 3 ana grupta sınıflandırabiliriz:

- Permanent (sabit) magnet
- Rezistif magnet
- Süperiletken magnet

Permanent magnetler

Çok büyük boyutlu esas olarak iki kutbun birbirine yakın ve paralel olduğu C-şeklinde bükülmüş manyetize demirden yapılmış doğal mıknatıslardır. Sistemin kurulum ve işletim maliyeti düşüktür. Manyetik alan oluşturmak için elektrik enerjisine ihtiyaç duymazlar. Doğal ve sürekli manyetik alan gücü sağlarlar, ancak manyetik alan homojeniteleri iyi değildir. Manyetik alanın gücü magnetin ağırlığı ile doğru orantılı olup manyetik alan gücünü artırabilmek için tonlarca ağırlığa ulaşmaktadır. Neodimyum gibi maddeler ile alaşım yapılarak ağırlıkları bir miktar azaltılabilir de neodimyum pahalı bir element olduğundan maliyet sorunu ortaya çıkmaktadır. **Neodimyum, demir ve bor alaşımından yapılan NdFeB MRG sistemlerinde kullanılan kalıcı bir mıknatıstır. Bu sistemlerde elde edilen manyetik alanın yönü süperiletken sistemlerden farklı olarak hastaya diktir.** Bu cihazlarda SNR düşüktür ve görüntüleme süreleri uzundur. Sistemin kararlı halde

kalması için sabit bir oda sıcaklığı gerekmektedir. **Bu nedenle kalıcı mıknatıslar genellikle düşük alan kuvvetleri için kullanılır. Acil durumlarda kapatılamaması da bu magnetlerle ilgili önemli bir sorundur.**

Rezistif magnetler

Rezistif ve süperiletken magnetlerde manyetik alanı oluşturmak için elektrik enerjisi kullanılmaktadır. Bu magnetlerde ısınma ciddi bir problem olduğundan 0,5T manyetik alan gücüne kadar ulaşılabilir. Rezistif magnetlerde süperiletken magnetlerdeki soğutucu kriyostat sistemi yoktur. Air-cored (hava nüveli) rezistif magnet ve iron-cored (demir nüveli) elektromagnet olarak iki tipi vardır [2]. Air-cored rezistif magnetler ilk nesil MR sistemlerinde kullanılmış olup tipik olarak bakır tel veya alüminyum bantlar ile sarılı dört büyük silindirden oluşur. Sistemden elektrik akımı geçirilerek 0,2T'ye kadar manyetik alan kuvveti oluşturulabilir. Su ile soğutulduğundan fazla ısındığında bekleme moduna geçmekte veya tamamen kapanabilmektedir [2]. Iron-cored elektromagnetlerde ise tellerden elektrik akımı geçince demirin kendisi mıknatıs özelliği kazanır [2]. Demir kullanılarak 0,6T manyetik alana ulaşılabilmiştir. Oldukça ağır sistemlerdir. Air-cored magnetlerle kıyaslandığında 'fringe field' yani sistem etrafındaki istenmeyen manyetik alan daha azdır [6].

Süperiletken magnetler

Temel özellikleri manyetik alanın her zaman mevcut olmasıdır. Süperiletken magnetlerde manyetik alan üzerinden akım geçirilen süperiletken teller aracılığı ile sağlanır. Niyobyum/titanyum veya niyobyum/kalay gibi alaşımlardan yapılmaktadır. Bu alaşımlar, mutlak sıfıra (yaklaşık -273,15°C) yakın sıcaklıklara kadar soğutulduğunda elektrik akımına karşı dirençleri sıfıra düşer ve bu olaya süperiletkenlik denir [7]. Bu magnetlerde telden akım geçtikçe ısınan sistemin soğutulması gerekmektedir. Bu soğutma işleminde sıvı veya mekanik soğutucular kullanılabilir. Pek çok MR sisteminde

soğutma işlemi sıvı helyum ile yapılır. Süperiletken teller kriyostat denilen, ısı iletimini ve yayılımını engelleyen, çelik izolasyon tankına yerleştirilmiştir. Bu izolasyon sistemi düzgün çalışmıyorsa teller iletken hale gelerek sistemde biriken enerjiyi ısı olarak yayar. Böylece ısınan sıvı helyum buharlaşıp gaz haline gelir. Sistemde gaz basıncı aşırı arttığından kriyostatı patlamadan korumak için süperiletken mıknatıslara bağlı quench tüpleri ile buhar halindeki helyum odadan dışarı atılır. Bu olaya quench denilir [7].

1980’lerde üretilen ilk süper iletken tarayıcılarda sıvı helyum ve sıvı azot içeren iki ayrı kriyojen odası vardı. Azot haftalık, helyum aylık dolduruluyordu. 1990’larda sadece helyumla çalışan sistemler geliştirildi. 2000’lerde ise soğutma sistemlerindeki ilerlemeler sayesinde helyum dolumu 2-3 yılda bir yapılmaya başlandı. Günümüzde zero boil-off (sıfır kaynama) adı verilen teknolojiler ile helyum dolumu olmadan yıllarca çalışabilen sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerde sadece bakım sırasında çok az miktarda helyum takviyesi yeterli olmaktadır. Gifford-Mc-Mahon kriyo-soğutucularda, kriyostatlar iyi bir termal vakum izolasyonu ile donatıldığından sıvı helyuma gerek kalmamıştır [8-10]. Hiçbir kriyojen içermeyen, yalnızca iletim soğutması ile soğutulan yeni nesil süper iletken MR tarayıcıları bazı düşük teslahı süperiletken MR cihazlarında kullanılmaktadır [10].

Farklı markalara ait cihazlarda manyetik alan homojenitesi kıyaslanırken magnet çaplarının eşit olmasına dikkat edilmelidir. Magnet çapı arttıkça manyetik alan inhomojenitesi de artar [11]. Güncel MR sistemlerinde bu homojenizasyon sorunu büyük oranda çözülerek daha geniş çaplı magnetler yapılabilmiş ve gantri açıklığının 70 cm’e ulaşması kloströfobik hastalarda oldukça faydalı olmuştur.

MRG cihazları açık ve kapalı olarak iki şekilde dizayn edilebilir (Şekil 2). Açık MR sistemlerinde C-şekilli veya at nalı konfigürasyonunda permanent magnetler kullanılmaktadır. Manyetik alan gücü 0,2T-1T arasında olup manyetik alan yönü hastaya diktir. Kapalı MR sistemlerinde süperiletken mıknatıslar kullanı-

lır ve 1T ve üzeri stabil ve homojen bir manyetik alan sağlanır. Manyetik alanın yönü hastaya paraleldir. Bazı MR cihazları ise farklı olarak dipolar elektromagnet sistemleri şeklinde dizayn edilmiştir. Dipolar elektromagnet sistemlerinde mıknatıslar hastanın her iki tarafında tavanda ve tabanda birbirine bakacak şekilde yerleştirilmiştir. Süperiletken veya rezistif magnetler kullanılabilir ve manyetik alan 0,5T-1,2T arasındadır [8, 12].

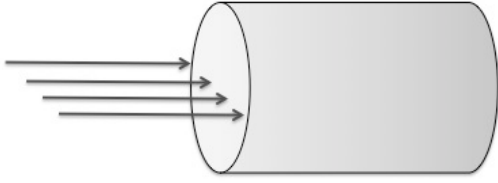
Gradient Sarmallar

Temel görevleri sinyalin lokalizasyonunun yapılabilmesidir. Gradient sarmallar x, y ve z eksenleri boyunca yerleştirilen bağımsız güç amplifikatörlerine bağlı üç ayrı setten oluşur ve manyetik alanı kademeli olarak arttırıp azaltarak görüntü oluşturulmasını sağlarlar [13]. Z- aksı boyunca kesit belirleme, x- aksı boyunca frekans kodlama ve y- aksı boyunca ise faz kodlama gradientleri oluşturulmaktadır [6]. Enine (x- ve y-) gradientler tipik olarak eyer (Golay) konfigürasyonuna sahipken, z-gradientlerin tasarımı genellikle dairesel (Maxwell) şeklindedir [14].

Gradient sarmalların üzerinden akım geçtikçe ortaya çıkan manyetik alan, ana manyetik alanın aksi yönde olup çok daha düşük kuvvetlidir. Bu ek manyetik alan ana manyetik alanda bir miktar distorsiyona neden olur. Buna bağlı protonlarda meydana gelen farklı salınım frekansları sinyalin lokalizasyonunu saptamaya yarar. Gradientler anjiyografi, DAG ve perfüzyon gibi tekniklerde kritik öneme sahiptir.

İnceleme sırasında gradient sarmallar defalarca çok hızlı bir şekilde açılıp kapanırlar ve MR’daki sesin ana kaynağı da budur [14]. Yeni geliştirilen ‘sessiz tarama teknolojisi’ ile gradientlerin neredeyse sabit seviyelerde sürekli olarak kullanıldığı ve çok küçük adımlarla değiştirildiği farklı bir yaklaşım kullanılarak ve bazı donanım değişiklikleri de yapılarak ses önemli ölçüde azaltılmıştır [15].

Hızla değişen gradient manyetik alanın sonucu Faraday’ın İndüksiyon Yasasına göre çevredeki iletken malzemelerde Eddy akımları (girdap akımları) denilen başıboş akımlar oluşur. Ciddi artefaktlara neden olduklarından



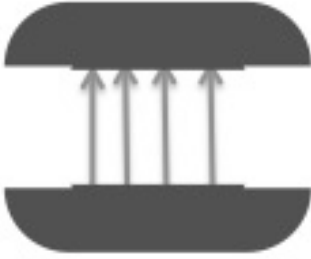
Kapalı silindirik magnet

A



C-şekilli permanent magnet

B



Dipolar-elektromagnet dizaynı

C

istenmeyen bir durumdur. Özellikle DAG ve DTI'da düzeltilmeleri çok önemlidir. **Bu akımlar MR tarayıcısının herhangi bir metalik bileşeni ile (sarmallar, kablolar) veya hastadaki cihazlar ile etkileşime girebilir [16, 17]. Dokuda ısınma veya periferik sinir stimülasyonu gibi önemli biyolojik etkilere neden olabilir.**

Gradient sarmalların performansları farklı parametreler ile değerlendirilebilir. Maksimum (veya pik) gradient güç birim uzunlukta değiştirilebilen maksimum manyetik alan gücünü tanımlar [13]. Birimi militesla/metre (mT/m) olarak ifade edilir. En iyi performanslı sistemler yüksek maksimum gradient güçlü olanlardır [14]. Klinikte sıklıkla kullanılan 1,5T-3T cihazlarda maksimum gradient gücü 30-45 mT/m,

Resim 2. A-C. (A) Genelde süperiletken kapalı MR sistemlerinde tercih edilen silindirik magnet, (B) genelde açık MR sistemlerinde tercih edilen C-şekilli veya at nalı konfigürasyonundaki magnet, (C) dipolar elektromagnet sistemi izlenmektedir.

arasında iken 0,5 Tesla altı cihazlarda 15-25 mT/m aralığındadır. Bu maksimum güce erişme zamanı ise rise time (ivmelenme zamanı) olarak ifade edilir ve birimi milisaniyedir [13]. Çoğu tarayıcı için tipik olarak 0,1-0,3 msn arasındadır. Rise time tek başına bir anlam ifade etmez, çünkü çok zayıf gradientli bir tarayıcı çok hızlı bir şekilde tam güce ulaşabilirken görüntüleme için düşük gradient performansına sahip olabilir. Bu nedenle karşılaştırma amaçlı maksimum gradient gücünün bu maksimum güce erişme zamanına oranı olarak tanımlanan slew rate (ivmelenme oranı) parametresi tanımlanmıştır. Slew rate'in birimi Tesla/metre/saniyedir (T/m/s). Buna göre bir MRG sistemi sıfırdan maksimum gradient gücü olan 30 mT/m'ye

0,5 milisaniyede ulaşıyorsa slew rate 60 T/m/s olacaktır [14].

Shim Sarmallar

Shimming MR sisteminde statik manyetik alanın (B_0) daha homojen hale getirildiği bir işlemdir. Aktif veya pasif olmak üzere iki tip shimming işlemi mevcuttur. Sistem kurulum aşamasındayken magnetin fabrikada üretimine bağlı gelişen manyetik alan inhomojenitesi ölçülür. Bu inhomojenite cihaz kurulumu sırasında magnetin iç deliği boyunca belli lokalizasyonlara metal plakalar veya ferromanyetik maddeler yerleştirilerek kompanse edilir. Ancak magnet kurulumu tamamlandığında bir dizi kontrol ve kalibrasyondan sonra istenen manyetik alan homojenliği sağlanabilmektedir. Bu işleme pasif shimming denir. Pasif shimmingde özel yazılımlar ile yerleştirilecek plakaların konumları hesaplanır [7]. Tipik olarak demir veya çelik plakalar kullanılır. Dikkatli bir pasif shimming işlemi ile ana manyetik alanın mükemmel bir şekilde statik olarak homojen olması sağlanabilir. Pasif shimmingin en önemli dezavantajı, shim materyalinin sıcaklığa duyarlı olması ve sistem ısındığında alan kaymaları meydana gelmesidir. Ek olarak, shimler zaman içinde miknatıslanabilir, değiştirilmesi ve/veya yeniden konumlandırılması gerekebilir.

Pasif shimming boş magnet için oluşturulmuş statik bir çözümdür. Pratikte bir hasta tarayıcıya yerleştirildiğinde, diyamanyetik duyarlılık etkilerinden dolayı ek alan bozulmaları meydana gelmektedir. Her hastanın benzersiz, birbirinden farklı bir inhomojenite modeli vardır. Manyetik alandaki hastadan hastaya değişen bireysel varyasyonlar ancak dinamik bir işlemle düzeltiler. Buna aktif shimming denir [18]. Aktif shimmingde akım özel sarmallar aracılığı ile yönlendirilir. Aktif shim sarmalları süper iletken veya rezistif olmak üzere iki tip olabilir. Süper iletkenler sıvı helyum içeren kriyostat içine yerleştirilirken, rezistif olanlar tarayıcının iç duvarındaki gradient sarmallar ile aynı destek yapısına monte edilir. Bazı MR cihazlarında iki shim tipi de kullanılabilir [19, 20].

RF Sistemleri

RF sarmalları ile incelenen dokulardaki protonları uyarmak için verici sarmallar ile sisteme RF dalgaları gönderilmekte ve alıcı sarmallar ile uyarılmış spinlerden gelen sinyaller toplanmaktadır. Yalnızca alıcı, yalnızca verici olabildikleri gibi hem alıcı hem de verici olarak fonksiyon görebilirler. Bir sarmalın sinyal alma yeteneğini belirleyen faktörlerden en önemli ikisi sinyale yakınlık ve sarmalın yapıldığı bobinin çapıdır. Çap ne kadar büyükse, sarmal o kadar az hassastır. Hastadan gelen sinyaller toplandıktan sonra amplifiye edilir ve gelen sinyallerde faz ve frekans bilgileri ayıklanır.

Yüzey sarmalları sadece alıcı olarak fonksiyon gören sarmalların en sık kullanılanlarıdır. Farklı anatomik bölgeler için özel olarak tasarlanmış birçok sarmal çeşidi bulunmaktadır. Volüm sarmalları ise baş, gövde ve ekstremiteler gibi organlar için tasarlanmıştır.

Faz dizilişli sarmallar ise üzerinde en az dört veya daha fazla alıcının sıralandığı sarmallardır. Bu sarmallar yüksek SNR oranı sağlarlar ve paralel görüntüleme uygulamalarında da kullanılabilir. Spinal görüntüleme, birden fazla yüzey bobini bir araya getirilerek tüm omurga iyi kalitede görüntülenebilir.

İlk üretilen RF sarmalları çok sert ve ağırlardı. Teknolojideki yeni gelişmelerle RF sarmalların hem kumaş kaplamasında hem de iç kısmında esnek materyaller ve teller kullanılarak esnek, hafif ve daha dayanıklı sarmallar üretilmiştir [21]. Bu sarmallar doğrudan hasta üzerine yerleştirebildiklerinden hem SNR artmış hem de daha yüksek çözünürlüklü görüntüleme imkânı olmuştur. Küçük çocuk hastalarda bile güvenle kullanılabilecek hafif sarmallar geliştirilmektedir.

3T üzerindeki MRG sistemlerinde, proton sinyallerinin dalga boyu insan gövdesinin boyutundan daha küçük olduğundan, geleneksel RF sistemlerinde kullanılan yakın alan yaklaşımı işe yaramamıştır. Bu sorun yama veya çok kutuplu anten teknolojileri veya dipol gibi mekanizmalar ile çözülmeye çalışılmaktadır [22].

Tablo 1: MR Ünitesinin Ana Bileşenlerine Ait Güvenlik Riskleri ve Etki Mekanizmaları

Kaynak	Etki mekanizmaları	Risk-potansiyel tehlike
Ana manyetik alan (B_0)	Tork/Translasyonel kuvvet/ Manyetizasyon/Manyetik satürasyon/ Fringe field	Projektil hasar Medikal cihazın/implantın yer değiştirmesi, bozulması, ayarının değişmesi Biyoe etkiler
Gradient alanı	İndüklenmiş Eddy akımları/ Kablo ve tellerde indüklenmiş akım	Ağrılı periferik sinir uyarılması Akustik gürültü-ışıtme kaybı İmplantla etkileşim(titreşim) Metal yüzeylerde ısınma Monitörizasyon cihazlarında dalga formlarının bozulması
Radiofrekans alanı ($B1$)	RF dalgalarına bağlı dokuda ısınma/RF dalgalarının metalik cisimle etkileşip devre oluşturması	Dokuda ısınma ($SAR \uparrow$) Medikal cihazın ısınması, bozulması
Kriyojenler	Helyumun ortama salınması	Soğuk yanığı Asfiksi Patlama riski(artan basınca bağlı)

SAR: specific absorption rate.

RF sarmallardaki alıcı elemanların sayısı arttıkça, görüntü oluşum hızı da artmaktadır. Bu durum birbirine komşu sarmaldan gelen sinyallerde etkileşime ve üst üste binmeye neden olmaktadır. Bu sinyallerin ayrıştırılması RF sistemlerindeki decoupling methodlarının temelini oluşturmaktadır. Son yıllarda wireless teknoloji ile sarmallar ve kablolar arasındaki etkileşim en aza indirilebilmiştir [23]. Multitune sistemlerde ise RF sarmalları birçok farklı frekansta sinyal alacak şekilde dizayn edilmişlerdir [22].

Bilgisayar Sistemi

Tipik olarak yüksek hızlı yerel internet ağı ile birbirine bağlı ana ve yardımcı bilgisayarlardan oluşan bir sistemdir. Ana bilgisayar kullanıcısı ile MRG sistemi arasındaki bağlantıyı sağlar ve tüm sistem buradan kontrol edilebilir. Ana bilgisayarın tüm görüntü işlemleri, kontrol pulslarının oluşturulması, arıza bulma, servis, kalite kontrol, görüntülerin PACS sistemine kaydedilmesi gibi aynı anda birçok işlemi gerçekleştirme kapasitesi vardır. Nihai görün-

tü ana bilgisayara gönderilmeden önce, gelen verilerin yeniden düzenlenmesi, Fourier dönüştürülmesi, birleştirilmesi imaj rekonstrüksiyon bilgisayarları tarafından yapılır. Donanım kontrol bilgisayarları gradientler, RF sistemi ve alıcıların çalışmasını kontrol eder.

Tüm bilgisayarlar diagnostik görüntüleme için özel üretilmiş dedike monitörlere bağlanırlar. Bu monitörlerde manyetik alana bağlı distorsiyon gelişmemesi için ince-film transistör teknolojisi tercih edilmektedir [7].

MR GÜVENLİĞİ

MR uygulaması sırasında güvenli bir ortam sağlanması hem hastane personelinin, hem de hasta ve hastaya eşlik eden yakınlarının sağlığı yönünden çok önemlidir. Günümüzde giderek daha yüksek manyetik alan gücüne sahip MR cihazlarının klinik kullanıma girmesi ve biyomedikal implantlar ile yardımcı cihazlardaki çeşitliliğin artması ile MR'da güvenlik konusunun kapsamı çok genişlemiştir [24]. Yeni teknolojilerle birlikte güvenlik ile ilgili yönetmelikler ve standartlar da sürekli güncellenmektedir.

Güncel olarak biyomedikal implant ve cihazlar MR'da güvenlik konusunda MR güvenli, MR koşullu ve MR güvensiz olarak sınıflandırılmışlardır. MR güvenli cihazlar MR görüntüleme ortamında tehlikeli değildir, ancak MR güvensiz cihazlar herhangi bir MR görüntüleme ortamında kontrendikedir. MR koşullu bir cihaz ise yalnızca belirli çalışma koşullarında ana manyetik alan, maksimum manyetik alan gradienti ve SAR gibi bazı değerler göz önüne alınarak MR taramaya uygundur [25].

MR ünitesini oluşturan ana magnet, gradient ve RF alıcı-verici sistemlerinden oluşan üç ana sistemin ve kriyojenlerin her biri için ayrı güvenlik riskleri bulunmaktadır (Tablo 1) [26].

MR güvenlik bilgileri implant ve cihazların markası, modeli ve hatta bazen seri numarasına özel olmaktadır. Bu nedenle her inceleme öncesinde detaylı sistematik bir sorgulama yapılmalıdır. Diğer taraftan teknolojik gelişmeler sayesinde giderek daha fazla MR uyumlu implantlar ve cihazların geliştirilmeye başlanmış olması da MR güvenliği kaynaklı endişeleri bir miktar azaltmaktadır.

Günümüzde kliniklerde yaygın olarak 1,5 ve 3T MR sistemleri kullanılmaktadır. Üç tesla cihazlarda SAR ve özellikle manyetik duyarlılık artefaktları da artmaktadır. Manyetik duyarlılık artefaktları özellikle ortopedik protezler ve plaklarda görüntüleme alanına dâhilse çok belirginleşmektedir. Her iki MR sisteminin de bulunduğu kliniklerde randevu aşamasında ekstremiteler çekimlerinde bu hastaların sorgulanıp 1,5T MR'a yönlendirilmesi pratik bir çözüm olacaktır. Daha önce 1,5T cihaz için uygun olan bazı implantlar 3T cihazda güvenli olmayabilir. Detaylı sorgulama yapılması gerekmektedir. Herhangi bir metalik nesne statik veya değişen manyetik alanlarla etkileşime girdiğinde translaşyonel ve rotasyonel kuvvetler (öteleme ve dönme kuvvetleri) oluşabilir. Translaşyonel çekilme statik manyetik alan gücüne, gradient gücüne, cismin şekline, toplam kütesine, içerdiği ferromanyetik madde oranına ve manyetik duyarlılığına bağlıdır [24]. Genel olarak cerrahi dikişler, vasküler ve safra stentleri, klipsler, vida ve plakların çoğu, kuvvetle ilgili yaralanma riski taşımayan ferromanyetik olmayan

malzemelerden oluştuğundan 3T ve altı cihazlarda güvenilirdir [27]. Birçok dış implantı ve ortopedik vida ise çok az miktarda ferromanyetik madde içerdiğinden 3 T ve altı cihazlarda güvenilirdir. Bununla birlikte anevrizma klipsleri sadece yumuşak doku yapılarına tutulduğundan manyetik alandan dolayı hareket edip damar duvarında hasar, iskemi, kanama ve hatta ölüme neden olabilir [24]. Anevrizma klipsinin markası, modeli ve seri numarası detaylı sorgulanmalıdır.

Klinik kullanıma giren ultrayüksek MR sistemlerinde translaşyonel ve rotasyonel kuvvetler ve RF dalgalarına bağlı dokuda meydana gelen ısınma çok daha belirgindir. Ultrayüksek tesallı MR sistemlerinde anevrizma klipsleri ile ilgili manyetik alan etkileşimi ve ısınma ciddi problem oluşturmaktadır [28, 29]. Kohlear implantlar, nörostimulatörler ve kardiyovasküler implantlarda malfonksiyon, ayarlarında bozulma veya kalıcı hasar meydana gelebilmektedir [30, 31]. Bu MR sistemleri için sınırlı sayıda pasif implantın özel güvenlik testleri yapılmış olup pek çok implant, cihaz ve yabancı cismin güvenlik testlerinin tamamlanması gerekmektedir [32-38]. **Bununla birlikte genel olarak 7T MR sistemlerinde elektriksel olarak iletken implantlar şimdilik mutlak bir kontrendikasyon olarak kalmaktadır.** Nistagmus, mide bulantısı, sersemlik, metalik tat, baş dönmesi, baş ağrısı, gözde ışık çakması ve hareket bozuklukları gibi biyolojik etkiler de bu sistemlerde daha sıktır [30, 31].

Kalp pilleri son yıllara kadar MR'da kesin kontrendikasyonlardan biri iken, günümüzde teknolojik gelişmeler sayesinde MR taramaya izin veren kalp pilleri üretilmeye başlanmıştır [39]. Kalp pilleri ile ilgili en önemli sıkıntılar RF dalgalarının neden olduğu uygunsuz asenkron atımlar ve atriyal ve ventriküler kablolarla bağlı yanma riskidir. Yeni geliştirilen cihazlarda MR taramasından önce ve sonra cihazın yeniden programlanmasına olanak sağlayan MRG modu adı verilen yazılımlar bulunmaktadır. Çekimden hemen önce kardiyolog tarafından cihaz MRG moduna ayarlanmakta ve işlem sonrasında yeniden aktifleştirilmektedir. Çekim sırasında eksternal defibrilatörün or-

tamda hazır bulundurulması gerekmektedir. Bu hastalar MR işlemine alınmadan önce cihazın yerleştirilmesini takip eden 6 haftanın dolması beklenmelidir. Her ne kadar MR uyumlu kalp pilleri üretilmeye başlanmış olsa da toplumumuzda yine de pek çok olguda MR uyumlu olmayan eski model kalp pilleri olduğu unutulmamalıdır. Literatürde 0,5T'nin altındaki MR sistemlerinin tek ve çift odacıklı kalp pili olan hastalarda güvenli olduğu bildirilmiştir [40]. Başka bir çalışmada da 0,2T cihazlarda implante defibrilatör ve kalp pilinin, pilin çıkarılıp telin kaldığı durumlarda ve kalp pili bağımlılığı olduğu durumlarda bile güvenli olduğu bildirilmiştir [41]. Bu nedenle MR görüntülemenin gerekli olduğu durumlarda eski model kalp pilleri olan hastalarda 0,5T'nin altındaki cihazlar kullanılabilir.

İntraoküler ferröz yabancı cisimler konusunda Amerikan Radyoloji Derneği (ACR) kılavuzlarında 2019 yılında bazı güncellemeler yapılmıştır. Orbitaya metalik yabancı cisimle travma şüphesinde bir veya iki yönlü radyogramlar ile görüntüleme önerilmektedir. Orbital travma öyküsü olan hastada daha önce başarılı MR çekimi yapılmış olması yeterli güvenliği sağlamamaktadır [42]. Slonimsky ve ark. [43] yaptığı çalışmada kozmetik olarak kullanılan mıknatıslı takma kirpiklerin de artefakta neden olduğunu tespit etmişler ve güvenlik yönünden işlem öncesinde sorgulanması gerektiğini bildirmişlerdir.

Mastektomiye takiben meme rekonstrüksiyonu, meme ve göğüs duvarı deformitelerinin düzeltilmesi ve kozmetik büyütme amaçlı meme protezi ve meme dokusu genişleticilerinin kullanımını giderek yaygınlaşmaktadır. Meme dokusu genişleticilerde bir port vasıtası ile salin enjekte edilerek doku genişletilir. Özellikle, enjeksiyon bölgesinin doğru bir şekilde algılanmasını sağlamak için bazı portlar manyetik özelliklidir. Bu cihazlar MR'da tehlike oluşturabilmektedir. Manyetik portlu meme dokusu genişleticilerde büyük artefaktlar oluştuğundan memenin değerlendirilmesi de sorun olmaktadır. Bazı firmalar buna özel implantlar yapmaktadır [44].

Giyim eşyası ve benzeri ürünler etiketlemede açıkça belirtilmeyen antimikrobiyal gümüş ve

bakır gibi ferromanyetik ve/veya iletken materyaller içerebilmektedir. Bunlar hastalarda termal yaralanma ve yanıklara neden olabilmektedir [45]. ACR 2019 yılında güncellenen kılavuzunda hastaların yalnızca hastane tarafından sağlanan MR-güvenli önlükleri giymeleri gerektiğini vurgulamaktadır [42]. Bazı transdermal tıbbi yamalar da alüminyum içerdiğinden yanıklara neden olmaktadır [27]. Bu yamalar MR tarama öncesi mümkünse çıkarılmalı, değilse çekim sırasında koil, magnet ve kablolardan olabildiğince uzakta tutulmalıdır. Ayrıca, dövme gibi koyu renkli cilt süslemeleri nadiren de olsa yanığa neden olmaktadır [27].

Ferromanyetik nesnelerle manyetik alan etkileşimi sonucu oluşan projektıl hasarlanmalar, MR'da ciddi morbidite veya mortalite potansiyeline sahiptir. MR tarama sırasında meydana gelecek bu tarz yaralanmaların adli yönleri de bulunmaktadır. Hindistan'da 2018 yılında oksijen tüpünün magnete çekilmesi sonucu hastaya eşlik eden yakınının ölümü ile sonuçlanan olayda hasta yakınlarına yüksek miktarda tazminat ödenmiştir [46]. 2019 yılında İsveç'te meydana gelen kazada ise hemşire giydiği bir çeşit ağırlık yeleğinden dolayı magnete doğru çekilmiş ve yeleğin kayışlarının boynuna dolması sonucu yaralanmıştır [47].

Amerikan Radyoloji Koleji (ACR) tarafından MRG tesislerinde dört güvenlik bölgesi tanımlanmıştır [48]. Bunlar, Bölge I'den IV'e kadar artan manyetik alan maruziyet seviyelerine karşılık gelmektedir. Bölge IV, magnetin bulunduğu en yüksek manyetik alana ve en büyük riske sahip bölgedir. Tüm ferromanyetik nesnelerin bu bölge dışında tutulması gerekmektedir. ACR Bölge IV'e giriş kapısının, hasta bakımı veya oda/MR sistemi bakımı için açık olması gerektiği durumlar dışında mutlaka kapalı kalmasını ve "dikkat" bariyerlerinin konulmasını önermektedir [42]. Sistemin sürekli çalışır durumda olduğunu gösteren kırmızı ışıklandırma ve işaretler kullanılması da önerilmiştir.

SONUÇ

MR'da güvenlikle ilgili riskler donanım ile ya da hasta ile ilişkili olmakla birlikte her hasta da kendine

özgü potansiyel riskler taşımaktadır. Bazı standartlar ve kılavuzlar güvenlik konusunda yol gösterici olsa da esas olan radyologlar ve sağlık personelinde güvenlik kültürünün geliştirilmesidir.

Kaynaklar

- [1]. Adapınar B. MRG fiziği. In: Kaya T, editor. Temel Radyoloji Tekniği. Bursa: Güneş ve Nobel Tıp Kitabevleri; 1997.p.357-9.
- [2]. Let's talk technical MR equipment. In: McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR, editors. MRI from Picture to Proton. 2nd ed. New York: Cambridge University Press; 2006.p. 167-92.
- [3]. Umutlu L, Ladd ME, Forsting M, Lauenstein T. 7 Tesla MR imaging: Opportunities and challenges. Rofo 2014; 186: 121-9. [\[Crossref\]](#)
- [4]. Vargas MI, Martelli P, Xin L, Ipek O, Grouiller F, Pittau F, et al. Clinical Neuroimaging Using 7 T MRI: Challenges and prospects. J Neuroimaging 2018; 28: 5-13. [\[Crossref\]](#)
- [5]. Marti-Bonmati L, Kormano M. MR equipment acquisition strategies: Low-field or high-field scanners. Eur Radiol 1997; 7 Suppl 5: 263-8. [\[Crossref\]](#)
- [6]. Sabir N. İnstrumentasyon, magnetler, sarmallar, donanım ve güvenlik. In: Temel Radyoloji Fiziği. Türk Radyoloji Derneği İzmir Şubesi Eğitim Sempozyumları 2004-2005. İzmir: İnan Basım; 2005.p.203-7.
- [7]. Bock M. Technical components. In: Reiser MF, Semmler W, Hricak H, editors. Magnetic Resonance Tomography. Verlag Berlin Heidelberg: Springer; 2008.p.76-88.
- [8]. Cosmos TC, Parizh M. Advances in whole-body MRI magnets. IEEE Trans Applled Superconductivity 2011; 21; 2014-9. [\[Crossref\]](#)
- [9]. Inaguchi T, Yoshimura H, Nakamura S, Yamada T, Matsumoto T. 4K Three-stage Gifford-McMahon cycle refrigerator for MRI magnet. In: Kittel P, editor. Advances in Cryogenic Engineering. Boston, MA: Springer; 1994.p.1327-34. [\[Crossref\]](#)
- [10]. Questions and Answers in MRI. Cryogens and refrigeration. Available from: <http://www.mri-q.com/liquid-helium-use.html>.
- [11]. Keller P. Technologies for precision field mapping. MetroLab Instruments. Geneva, 2006. Available from: https://www.metrolab.com/wp-content/uploads/2015/07/General_tech_note_Technologies_for_Precision_Magnetic_Field_Mapping.pdf.
- [12]. Overweg J. MRI main field magnets. Presented at ISMRM 2006. Available from: http://mri-q.com/uploads/3/4/5/7/34572113/main_field_magnets_ismrm2006.pdf.
- [13]. Karaali K. MRG cihazı bileşenleri. In: MR Fizik Kursu (Türk Manyetik Rezonans Derneği). Ankara: Tuna Matbaacılık; 2009.p.61-6.
- [14]. Hidalgo-Tabon SS. Theory of gradient coil design methods for magnetic resonance imaging. Concepts Mag Res Part A 2001; 36A: 223-42. [\[Crossref\]](#)
- [15]. Alibek S, Vogel M, Sun W, Winkler D, Baker CA, Burke M, et al. Acoustic noise reduction in MRI using Silent Scan: An initial experience. Diagn Interv Radiol 2014; 20: 360-3. [\[Crossref\]](#)
- [16]. Schmitt F. The gradient system. Understanding gradients from an EM perspective. Proc Intl Soc Mag Reson Med 2013; 21: 1-13.
- [17]. Spees WM, Buhl N, Sun P, Ackerman JH, Neil JJ, Garbow JR, et al. Quantification and compensation of eddy-current-induced magnetic-field gradients. J Magn Reson 2011; 212: 116-23. [\[Crossref\]](#)
- [18]. Jezzard P. Shim coil design, limitations and implications (pdf). Abstracts from the International Society of Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM) Annual Meeting, 2006, May. Available from: <https://pdfs.semanticscholar.org/1940/dc9f94e198fbcece8e17f417a3abbf662b4c6.pdf>.
- [19]. Gruetter R. Automatic, localised in vivo adjustment of all first- and second-order shim coils. Magn Reson Med 1993; 29: 804-11. [\[Crossref\]](#)
- [20]. Weiger M, Moskau D, Kerssebaum, Hull WE. Gradient shimming: Principles and practical aspects. Bruker Biospin, 2005 Available from: https://www.mriquestions.com/uploads/3/4/5/7/34572113/bruker_shim_brochureii.pdf.
- [21]. Corea JR, Flynn AM, Lechêne B, Scott G, Reed GD, Shin PJ, et al. Screen-printed flexible MRI receive coils. Nat Commun 2016; 7: 10839. [\[Crossref\]](#)
- [22]. Gruber B, Froeling M, Leiner T, Klomp DWJ. RF coils: A practical guide for nonphysicists. J Magn Reson Imaging 2018; 48: 590-604. [\[Crossref\]](#)
- [23]. Fujita H. New horizons in MR technology: RF coil designs and trends. Magn Reson Med Sci 2007; 6: 29-42. [\[Crossref\]](#)
- [24]. Ağildere AM. Manyetik rezonans güvenliği. In: MR Fizik Kursu (Türk Manyetik Rezonans Derneği). Ankara: Tuna Matbaacılık; 2009.p.87-93.
- [25]. Shellock FG, Woods TO, Cruess JV 3rd. MR labeling information for implants and devices: Explanation of terminology. Radiology 2009; 253: 26-30. [\[Crossref\]](#)
- [26]. Kanumukullakshminarayana S, Hassan KR, Kumar M, Chethan Kumar A, Wali PP, Nagadi A. MRI and implant safety: Let's flaunt the medical jewels!!!. ECR 2019, Vienna, Austria.
- [27]. Tsai LL, Grant AK, Morteale KJ, Kung JW, Smith MP. A practical guide to MR imaging safety: What radiologists need to know. Radiographics 2015; 35: 1722-37. [\[Crossref\]](#)
- [28]. Nouredine Y, Kraff O, Ladd ME, Wrede K, Chen B, Quick HH, et al. Radiofrequency induced heating around aneurysm clips using a generic birdcage head coil at 7 Tesla under consideration of the minimum distance to decouple multiple aneurysm clips. Magn Reson Med 2019; 82: 1859-75. [\[Crossref\]](#)

- [29]. Dula AN, Virostko J, Shellock FG. Assessment of MRI issues at 7 T for 28 implants and other objects. *AJR Am J Roentgenol* 2014; 202: 401-5. [\[Crossref\]](#)
- [30]. Hoff MN, McKinney A 4th, Shellock FG, Rassner U, Gilk T, Watson RE Jr, et al. Safety considerations of 7-T MRI in clinical practice. *Radiology* 2019; 292: 509-18. [\[Crossref\]](#)
- [31]. Kraff O, Quick HH. 7T: Physics, safety, and potential clinical applications. *J Magn Reson Imaging* 2017; 46: 1573-89. [\[Crossref\]](#)
- [32]. Sammet CL, Yang X, Wassenaar PA, Bourekas EC, Yuh BA, Shellock F, et al. RF-related heating assessment of extracranial neurosurgical implants at 7T. *Magn Reson Imaging* 2013; 31: 1029-34. [\[Crossref\]](#)
- [33]. Wezel J, Kooij BJ, Webb AG. Assessing the MR compatibility of dental retainer wires at 7 Tesla. *Magn Reson Med* 2014; 72: 1191-8. [\[Crossref\]](#)
- [34]. van Rijn GA, Mourik JEM, Teeuwisse WM, Luyten GPM, Webb AG. Magnetic resonance compatibility of intraocular lenses measured at 7 Tesla. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2012; 53: 3449-53. [\[Crossref\]](#)
- [35]. Feng DX, McCauley JP, Morgan-Curtis FK, Salam RA, Pennell DR, Loveless ME, et al. Evaluation of 39 medical implants at 7.0 T. *Br J Radiol* 2015; 88: 20150633. [\[Crossref\]](#)
- [36]. Kraff O, Wrede KH, Schoemberg T, Dammann P, Nouredine Y, Orzada S, et al. MR safety assessment of potential RF heating from cranial fixation plates at 7 T. *Med Phys* 2013; 40: 042302. [\[Crossref\]](#)
- [37]. Winter L, Oberacker E, Ozerdem C, Ji Y, von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Weidemann G, et al. On the RF heating of coronary stents at 7.0 Tesla MRI. *Magn Reson Med* 2015; 74: 999-1010. [\[Crossref\]](#)
- [38]. Nouredine Y, Bitz AK, Ladd ME, Thurling M, Ladd SC, Schaefer G, et al. Experience with magnetic resonance imaging of human subjects with passive implants and tattoos at 7T: A retrospective study. *Man Reson Mater Phy* 2015; 28: 577-90. [\[Crossref\]](#)
- [39]. Bhuvana AN, Moralee R, Moon JC, Manisty CH. Making MRI available for patients with cardiac implantable electronic devices: Growing need and barriers to change. *Eur Radiol* 2020; 30: 1378-84. [\[Crossref\]](#)
- [40]. Strach K, Naehle CP, Mühlsteffen A, Hinz M, Bernstein A, Thomas D, et al. Low-field magnetic resonance imaging: increased safety for pacemaker patients?. *Europace* 2010; 12: 952-60. [\[Crossref\]](#)
- [41]. Schukro C, Puchner SB. Safety and efficiency of low-field magnetic resonance imaging in patients with cardiac rhythm management devices. *Eur J Radiol* 2019; 118: 96-100. [\[Crossref\]](#)
- [42]. Greenberg TD, Hoff MN, Gilk TB, Jackson EF, Kanal E, McKinney AM, et al. ACR guidance document on MR safe practices: Updates and critical information 2019. ACR Committee on MR Safety. *J Magn Reson Imaging* 2020; 51: 331-8. [\[Crossref\]](#)
- [43]. Slonimsky E, Mamourian A. Magnetic eyelashes: A new source of MRI artifacts. *AJR Am J Roentgenol* 2019; 213: 983-5. [\[Crossref\]](#)
- [44]. MRISafety [Internet]. Available from: <https://www.mrisafety.com>.
- [45]. Pietryga JA, Fonder MA, Rogg JM, North DL, Berco vitch LG. Invisible metallic microfiber in clothing presents unrecognized MRI risk for cutaneous burn. *AJNR Am J Neuroradiol* 2013; 34: E47-50. [\[Crossref\]](#)
- [46]. AuntMinnie. Court decides compensation for Mumbai MRI death [Internet]. Available from: <https://www.auntminnie.com/index.aspx?sec=sup&sub=mri&pag=dis&ItemID=126581>.
- [47]. Forrest W. Hospital staff injured in MRI accident in Sweden [Internet]. AuntMinnie. Available from: <https://www.auntminnie.com/index.aspx?sec=sup&sub=mri&pag=dis&ItemID=126925>.
- [48]. Kanal E, Barkovich AJ, Bell C, Borgstede JP, Bradley WG Jr, Froelich JW, et al. ACR guidance document on MR safe practices: 2013. *Magn Reson Imaging* 2013; 37: 501-30. [\[Crossref\]](#)

Manyetik Rezonans Görüntülemeye Donanım ve Güvenlik

Hülya Özdemir, Ahmet Muhteşem Ağıldere

Sayfa 340

Neodimyum, demir ve bor alaşımından yapılan NdFeB MRG sistemlerinde kullanılan kalıcı bir mıknatıstır. Bu sistemlerde elde edilen manyetik alanın yönü süperiletken sistemlerden farklı olarak hastaya diktir.

Sayfa 340

Kalıcı mıknatıslar genellikle düşük alan kuvvetleri için kullanılır. Acil durumlarda kapatılamaması da bu magnetlerle ilgili önemli bir sorundur.

Sayfa 341

Süperiletken teller kriyostat denilen, ısı iletimini ve yayılımını engelleyen, çelik izolasyon tankına yerleştirilmiştir. Bu izolasyon sistemi düzgün çalışmıyorsa teller iletken hale gelerek sistemde biriken enerjiyi ısı olarak yayar. Böylece ısınan sıvı helyum buharlaşıp gaz haline gelir. Sistemde gaz basıncı aşırı arttığından kriyostatu patlamadan korumak için süperiletken mıknatıslara bağlı quench tüpleri ile buhar halindeki helyum odadan dışarı atılır. Bu olaya quench denilir.

Sayfa 341

İnceleme sırasında gradient sarmallar defalarca çok hızlı bir şekilde açılıp kapanırlar ve MR'daki sesin ana kaynağı da budur.

Sayfa 341

Hızla değişen gradient manyetik alanın sonucu Faraday'ın İndüksiyon Yasasına göre çevredeki iletken malzemelerde Eddy akımları (girdap akımları) denilen başıboş akımlar oluşur.

Sayfa 342

Bu akımlar MR tarayıcısının herhangi bir metalik bileşeni ile (sarmallar, kablolar) veya hastadaki cihazlar ile etkileşime girebilir. Dokuda ısınma veya periferik sinir stimülasyonu gibi önemli biyolojik etkilere neden olabilir.

Sayfa 343

Shimming MR sisteminde statik manyetik alanın (Bo) daha homojen hale getirildiği bir işlemdir.

Sayfa 344

RF sarmallardaki alıcı elemanların sayısı arttıkça, görüntü oluşum hızı da artmaktadır. Bu durum birbirine komşu sarmaldan gelen sinyallerde etkileşime ve üst üste binmeye neden olmaktadır. Bu sinyallerin ayrıştırılması RF sistemlerindeki decoupling methodlarının temelini oluşturmaktadır.

Sayfa 345

Genel olarak 7T MR sistemlerinde elektriksel olarak iletken implantlar şimdilik mutlak bir kontrendikasyon olarak kalmaktadır.

Sayfa 345

Kalp pilleri son yıllara kadar MR'da kesin kontrendikasyonlardan biri iken, günümüzde teknolojik gelişmeler sayesinde MR taramaya izin veren kalp pilleri üretilmeye başlanmıştır.

Manyetik Rezonans Görüntülemeye Donanım ve Güvenlik

Hülya Özdemir, Ahmet Muhteşem Ağıldere

1. MR sistemlerinde gerekli önlemler alınmazsa işitme kaybına da neden olabilecek akustik gürültünün ana kaynağı nedir?
 - a. Ana magnet
 - b. Bilgisayar sistemi
 - c. RF sarmalları
 - d. Kriyojen sistemi
 - e. Gradient sarmalları
2. Ultrayüksek Teslalı MR sistemleri için hangisi yanlıştır?
 - a. Translasyonel ve rotasyonel kuvvetler çok daha belirgindir.
 - b. RF dalgalarına bağlı dokuda meydana gelen ısınma en az seviyededir.
 - c. Nistagmus, mide bulantısı, metalik tat gibi biyolojik etkiler daha düşük manyetik alanlı sistemlere göre daha belirgindir.
 - d. Medikal implantlarda malfonksiyon, ayarlarında bozulma ve kalıcı hasar meydana gelebilir.
 - e. 7T MR sistemlerinde implantlar genel olarak kontrendikedir.
3. MR güvenliği konusunda hangisi yanlıştır?
 - a. MR'da biyolojik dokularda meydana gelen ısınmanın ana kaynağı radyofrekans alanıdır.
 - b. Projektıl yaralanmalarda kaynak ana manyetik alandır.
 - c. Kalp pili olan hastalar kesinlikle MR'a giremez.
 - d. Kriyojen sisteminden salınan helyum artan gaz basıncına bağlı patlamaya neden olabilir.
 - e. Orbitaya metalik yabancı cisimle travma şüphesinde bir veya iki yönlü radyogramlar ile görüntüleme yapılmalıdır.
4. Magnet sistemleri için aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Permanent magnetlerde ana manyetik alanın yönü süperiletken sistemlerden farklı olarak hastaya diktir.
 - b. Rezistif magnetlerde manyetik alanı oluşturmak için elektrik enerjisi kullanılmaktadır.
 - c. Süperiletken magnetlerde helyumla soğutma işlemi yapılmaktadır.
 - d. Permanent magnetler acil durumlarda kolaylıkla kapatılabilmektedir.
 - e. Magnet çapı arttıkça manyetik alan inhomojenitesi de artmaktadır.
5. Decoupling methodları ile ilgili hangisi doğrudur?
 - a. Bilgisayar monitöründeki manyetik alana bağlı distorsiyonu engeller.
 - b. Manyetik alanın homojen hale getirilmesini sağlar.
 - c. Gradient sarmalların performanslarını artırır.
 - d. Kriyostat sisteminin bir parçasıdır.
 - e. RF sarmallarındaki birbirine komşu koil elemanlarından gelen, birbiri ile etkileşen sinyallerin ayrıştırılmasını sağlar.