

# Manyetik rezonans görüntüleme kalite kontrol

## Quality control in magnetic resonance imaging

Sevim Şahin<sup>1</sup>, İsa Çam<sup>2</sup>, Yonca Anık<sup>3</sup>, Özcan Gündoğdu<sup>1</sup>

### DERLEME

#### Öz

Yumuşak doku çözünürlüğü en yüksek görüntüleme yöntemi olan manyetik rezonans görüntüleme (MRG) rutinde sıklıkla uygulanmaktadır. Tanı ve tedavinin başarılı olabilmesi için bir çok bileşeni olan karmaşık yapıdaki MRG sistemlerinin kabul ve kalite kontrol testlerinin medikal fizik uzmanı tarafından düzenli olarak yapılması gereklidir. Ayrıca, gelişen MRG teknolojisi ile paralel görüntüleme, paralel iletim teknolojisi ve yeni difüzyon ağırlıklı sekanslar gibi modern MRG yöntemlerine uygun kalite kontrol yöntemlerinin de güncellenmesi gerekmektedir. Bu çalışmada MRG sistemlerinde dünya genelinde standart olarak kabul edilen, kurulum ve rutin kullanım sırasında yapılması gereken kabul ve kalite kontrol testleri ve bu testlerin kabul kriterleri açıklanmış ve kullanıcı tecrübeleri yorumlanarak çalışmanın rutin klinik uygulamada medikal fizik uzmanlarına yardımcı olması amaçlanmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Manyetik rezonans görüntüleme, kalite kontrol, SNR

#### Giriş

Günümüzde manyetik rezonans görüntüleme, güçlü bir magnet ve radyo dalgaları kullanılarak görüntü elde edilmesini sağlayan ve iyonizan radyasyon içermeyen, kitle ve normal yapıların sınırlarını ayırabilen, yüksek kontrast çözünürlüğü olan farklı sekanslar kullanarak lezyon karakterizasyonu sağlayan kesitsel bir radyolojik inceleme yöntemidir. Son yıllarda gelişen teknoloji ile doku içindeki fonksiyonel bilgiyi ortaya koyan Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DAG), Difüzyon Tensör Görüntüleme (DTI), Fonksiyonel MRG (fMRI) ve Manyetik Rezonans Spektroskopisi (MRS) gibi teknikler konvansiyonel yöntemlere ek ileri görüntüleme yöntemi olarak kullanılmakta, çeşitli yerleşimli lezyonlarda maligniteyi saptamada ve fizyolojik değerlendirmede olanak sağlamaktadır [1-3]. En küçük bir sinyal değişiminin bile görüntü kalitesini etkilediği bu yöntemlerin rutin işleyişte kullanımı yaygınlaştıkça MRG'de kalite kontrol önem kazanmıştır.

#### Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) which has the highest soft tissue resolution is frequently used in routine practice. For the diagnosis and treatment to be successful, acceptance and quality control tests of complex MRI systems with many components must be regularly performed by the medical physicist. Furthermore, the quality control methods must be up to date with the latest MRI methods, which includes parallel imaging, parallel transmit technology and new diffusion-weighted sequences. In this study, acceptance and quality control tests that are accepted as the world-wide standard and must be performed during the installation and routine application and their acceptance criteria are explained, user experiences are interpreted and it is also intended that the study will help to medical physicists in routine clinical practice.

**Keywords:** Magnetic resonance imaging, quality control, SNR

Tanı ve tedavi aşamalarının başarılı olabilmesi için MRG sistemlerinin kurulumdan önce ve sonra kabul ve kalite kontrol testlerinin yapılması gereklidir. Kalite kontrol testlerinin düzenli yapılması ile sistemin yüksek performansta çalışması ve muhtemel sistematik hataların tespit edilmesi sağlanır. Bilgisayar tabanlı MRG sistemleri ile elde edilen dijital görüntülerin kalite kontrolü için özel tasarlanmış testler gerekmektedir. Bu nedenle 1993 yılında Avrupa Birliği Uyumlu Eylemi (EC Concerted Action) "Tissue Characterisation by MRS and MRI" (COMAC-BME) projesi katılımcıları tarafından "Eurospin Test Objects and Protocols" [4], 2010 yılında AAPM (American Association of Physics in Medicine) Report No: 100 [5] ve 2015 yılında ACR (American Collage of Radiology) MRI Quality Control Manual [6] yayınlanmıştır. Bu testler; medikal fizik uzmanlarının yalnız ya da servis mühendisi desteği olarak yapması gereken testlerdir. MRG'de kalite temini için yalnızca sistem mühendislerinin değil aynı zamanda birimlerde görev yapan medikal fizik uzmanlarının da bulunmaları gerekir.

<sup>1</sup>Kocaeli Üniversitesi  
Teknoloji Fakültesi,  
Biyomedikal Mühendisliği,  
Kocaeli, Türkiye

<sup>2</sup>Derince Eğitim ve Araştırma  
Hastanesi, Radyoloji Bölümü,  
Kocaeli, Türkiye

<sup>3</sup>Kocaeli Üniversitesi Tıp  
Fakültesi, Radyoloji Anabilim  
Dalı, Kocaeli, Türkiye

Sorumlu Yazar:  
Sevim Şahin

E-posta:  
sevim.sahin@gmail.com

Geliş tarihi: 12.12.2017

Kabul tarihi: 07.03.2019

©Telif Hakkı 2018 Türk Radyoloji  
Derneği - Makale metnine www.  
turkradyolojidergisi.org web  
sayfasından ulaşılabilir.

©Copyright 2018 by Turkish Society  
of Radiology - Available online at  
www.turkradyolojidergisi.org

## Manyetik Rezonans Görüntüleme Cihazı Test, Kontrol ve Kalibrasyonu

### Genel sistem kontrolleri

#### Titreşim ölçümleri

Geçici ve kalıcı titreşim sınır değerleri, çoğu MRG sistemi üreticisi tarafından belirtilmiştir. Bu sınırların dışındaki titreşimler görüntülerde faz artefaktı oluşturabilirler. Ancak bu artefaktların sebebinin sistem kurulumu sonrasında bulmak çok zordur. Bu yüzden sistem kurulmadan önce titreşimin kaynağı bulunmalı ve çözüm getirilmelidir.

Yeni nesil magnetler oldukça küçük ve hafif üretildiği için titreşime daha duyarlı hale gelmişlerdir. Bu yüzden, titreşim testleri üretici firmadan bağımsız olarak bir akustik mühendisi tarafından yapılmalı ve medikal fizik uzmanı eşlik etmelidir. Titreşim testleri kabul testlerine dahil edilmelidir. Geçici ve kalıcı titreşim seviyeleri akselerometre yardımıyla ve üç ortogonal doğrultuda hesaplanmalıdır. Bulunan titreşim seviyeleri kabul sınırlarının üzerinde ise titreşimin kaynağı belirlenmeli ve gereken izolasyon sağlanarak titreşim seviyesi azaltılmalıdır [5].

#### RF zırlama testleri

MRG sistemleri 10-150 MHz frekans aralığındaki RF sinyallerine duyarlı bir RF alıcısıdır. MRG sistemlerinin çevresel faktörler nedeniyle oluşan RF sinyallerinden etkilenmesi ile oldukça sık görülen RF girişimi (parazit) artefaktı oluşur. Bunu engellemek için *Faraday Kafesi* denilen; tav-an, duvarlar ve zemin boyunca bakır zırlama yapılmalıdır. Ayrıca cam ve kapı zırlama bütünlüğünü koruyacak şekilde tasarlanmalıdır [7].

Üreticiler zırlama performansını tanımlarken belirli bir frekanstaki atenuasyonu (dB) kullanmışlardır. 1.5 tesla (T) tarayıcılar için belirtilen kabul kriteri 100 MHz düzlem dalgada 100 dB'dir. 3.0 T sistemler için test frekansı 150-170 MHz aralığında olup kabul kriteri yine 100 dB'dir.

RF zırlama performans testi, RF yükseltici, frekans üretici, iki anten ve bir spektrum çözümlenici kullanılarak yapılır. Antenler zırlığın her iki tarafına yerleştirilerek sisteme uygun test frekansındaki RF yayın sinyali karşılaştırılır ve atenuasyon değerlendirilir. Bu test zırlamayı yapan firma sorumluluğundadır ve medikal fizik uzmanı eşliğinde gerçekleştirilmez. Zırlamadaki zayıf noktalar belirlenerek gerekli düzeltme yapılmalıdır. Kurulumun tamamlanmasının ardından ikinci bir RF zırlama testinin yapılması önerilir [5].

#### Manyetik saçak alanı haritalaması

MR sistemleri kurulduktan ve magnele güç verilmesinin ardından manyetik saçak alanları gaussmetre yardımı ile ölçülerek proje üzerinde işaretlenmelidir. Burada bilhassa dikkat edilmesi gereken husus *5-gauss* saçak alanıdır. *5-gauss* ve üzeri manyetik alanlara, manyetik alandan etkilenebilecek kişilerin (kalp pili vb.) geçişi önlenmelidir [8]. *5-gauss* manyetik alan sınırı belirlenerek ikaz işaretleri yerleştirilmelidir ve bu işaretler birden fazla dilde olmalıdır.

#### Mekanik sistem kontrolleri

Mekanik sistem kontrolleri, masa hareketi ve masa kilidi, masa pozisyonunun doğruluğu, gantri, magnet, aydınlatma ve havalandırma sistemlerinin yanı sıra, görüntü analizi ve seçenek kapasitesi ile görüntü arşiv ve film ve/veya network (PACS) kapasitesinin değerlendirildiği kontrollerdir.

#### Fantom

MRG sistemlerinde çoğunlukla sıvı ile doldurulmuş silindir veya küre şeklindeki fantomlar kullanılır. 2T ve daha küçük tarayıcı sistemlerde kullanılan fantomlarda genellikle su ve paramanyetik madde bulunur. Ayrıca insan vücudundaki iletkenliği sağlamak üzere NaCl de eklenebilir. T1 relaksasyon süresine bağlı olarak artan ısıyı azaltmak için ise NiCl<sub>2</sub> eklenebilir. 3T ve üzeri tarayıcı sistemlerde kullanılacak fantomlar, RF penetrasyon ve dielektrik etki sebebiyle su yerine yağ ile doldurulmalıdır.

Fantomlar üretici firma tarafından temin edilebilir ya da kullanıcı tarafından hazırlanabilir. İnsan baş-boyun ve abdomen şekline benzer ve SNR (signal-to-noise ratio), homojenite ve gölgelenmeyi değerlendirmek için hazırlanan fantomlar ve kesit kalınlığı, geometrik doğruluk, yüksek çözünürlük ve düşük kontrast cisim tespit edilebilirliğini değerlendirmeyi sağlayan ve içine test obje konularak hazırlanan silindir fantomlar en kullanışlı olanlardır.

#### MR sistem envanteri

MR sistemlerinin kompleks yapıda olması ve özellik çeşitliliğinin geniş olması nedeniyle bileşen envanterinin oluşturulması önemlidir. Cihazın satın alınan tüm özellikleri sağlaması için gerekli bileşenlerin sahaya ulaştığından emin olunmalıdır ve bu sebeple envanter kayıtları kabul testlerine dahil edilmelidir.

#### Güvenlik Testleri

##### Acil durum sistemi kontrolleri

MR sistemlerinde güvenlik testleri üç aşamadan oluşur. Birinci aşamada RF ve gradyen

donanımındaki güç bağlantısı kesilir. İkinci aşamada bilgisayar sistemleri dahil olmak üzere bütün sistem bileşenlerinin güç bağlantısı kesilir. Üçüncü aşamada ise "Quench" adı verilen prosedür uygulanarak süperiletken magnet sistemlerindeki süperiletken söndürülür. Söndürme işlemi medikal fizik uzmanı eşliğinde sistem mühendisi tarafından yapılmalıdır.

#### Hasta izleme, anestezi sistemleri, gating sistemleri ve MR uyumlu enjeksiyon

Tüm MR sistemlerinde, hasta ile sağlık personeli arasındaki iletişimi sağlamak üzere *hasta alarm sistemi* bulunmalıdır. Oksijen monitörü, kardiyak gating, anestezi ve enjeksiyon sistemlerinin MR uyumlu olması ve kursesiz çalışması, kabul testlerinin bir parçası olmalıdır ve rutin uygulamada sıkça kontrol edilmesi hayati önem taşımaktadır. Bu kontroller medikal fizik uzmanı eşliğinde biyomedikal departmanı tarafından yapılmalıdır.

#### Performans Testleri

##### Mekanik Testler

##### Statik manyetik alan altsistem testleri

##### Manyetik Alan Homojenitesi

Verilen küresel hacim çapı (DSV) üzerindeki manyetik alan değişimi olarak ifade edilen manyetik alan homojenitesi (MFH) ppm (parts per million) olarak tanımlanır. MFH üç ayrı teknik kullanılarak değerlendirilebilir [9, 10].

a) *Spektral Pik Ölçüm Tekniği*. İstenilen DSV'deki homojen bir fantom magnet izosen-trına yerleştirilir ve MR spektrum elde edilir. Spektral pikteki rezonans genişliği (FWHM) ölçülür. Larmor denklemi kullanılarak FWHM ölçümleri Hz'den ppm'e dönüştürülür.

$$FWHM(ppm) = \frac{FWHM(Hz)}{42576000(Hz/tesla)B_0(tesla)} \quad (1)$$

FWHM (ppm), fantom hacmi boyunca inhomojeniteyi göstermektedir.

b) *Faz Haritası Tekniği*. Tek düzlemde eko sürelerinde bir kaç milisaniye kadar küçük bir fark bulunan iki gradient eko görüntü alınır. Görüntüler standart magnitude modu yerine faz modunda recon edilir ve daha sonra çıkarılır. MFH ise pixel-by-pixel hesaplanır.

c) *Bant Genişliği Farkı Tekniği*. Bu teknikte, küçük ve büyük bant genişliğindeki distorsiyon karşılaştırılarak MFH hesaplanır. 5

kHz'den küçük ve 100 kHz'den büyük bant genişliğinde ard arda iki tarama yapılır. Farklı çap ve düzlemdeki fantomlar ile bu ölçümler tekrarlanır. Tüm MFH hesaplaması için ise farklı pozisyonlarda yapılan bu ölçümlerin ortalaması kullanılır. Bu teknik tüm klinik MR sistemlerinde kullanılabilir ve bu yüzden oldukça avantajlıdır.

Modern silindirik süperiletken magnetler için kabul değeri, rutin görüntüleme için kullanılan sistemlerde (35 cm DSV üzeri için) 0.5 ppm ortalama karekökten (RMS) küçük, ultra hızlı görüntüleme tekniklerinde ise (eko planar, EPI) ve spektroskopi uygulamaları için 0.1 ppm RMS'den küçük olarak belirtilmiştir.

### Manyetik Alan Kayması

Manyetik alan kuvvetinin zamana bağlı değişiminin SNR üzerindeki etkisi, konvansiyonel görüntülemeye kıyasla difüzyon MRG gibi ultra hızlı tekniklerde çok daha şiddetlidir. Süperiletken sistemlerin kabul testleri sırasında ölçülen kayma oranının, daha sonra tekrarlanan ölçümlere göre her zaman daha yüksek olduğu görülür. Ancak kurulumda manyetik alanı tekrar düzenlemek için saç sarmal (shim coil) kullanılırsa bu kayma oranı geçici olarak artabilir [5].

Larmor denklemi kullanılarak *merkez frekansı* olarak da bilinen rezonans frekansındaki değişim incelenmeli ve manyetik alan düzgünlüğü ölçülmelidir. Homojen silindirik ya da küre bir fantom kullanılabilir. Kayma oranı modern süperiletken magnetler için kabul sırasında 1 ppm/gün ve kabulden bir kaç ay sonra tekrarlandığında ise 0.25 ppm/gün değerlerinin altında olmalıdır.

### RF Altsistem Testleri

#### Verici ve Kazanım Kalibrasyonu

MR tarayıcının otomatik olarak belirlediği gönderme frekansının, verici ve alıcı kazanımı ile olan doğruluğunun kontrol edilmesi gerekmektedir.

Homojen yapıda bir küre ya da silindirik bir fantom kullanılabilir. En sık kullanılan puls sekansında görüntü alınmalıdır. Merkezdeki frekans ile alıcı-verici kazanımları kaydedilerek doğru verici kazanımını ayarlamak için kazanım (gain) hafifçe artırılıp azaltılır. Oluşan görüntülerde artefakt olmamalıdır. Hesaplanan ve elde edilen kazanım değerleri %  $\pm 5$  aralığında, merkez frekans ise  $\pm 10$  Hz aralığında olmalıdır.

#### Verici Kazanım Stabilitesi

Verici kazanım stabilitesinin zayıf olması, düşük SNR, zayıf homojenite ve gölgeleme gibi artefaktlara yol açabilir. Ultra hızlı görüntüleme teknikleri başta olmak üzere iyi stabilite sağlanması gereklidir.

Daha önceki AAPM kabul testlerinde ve kalite kontrol dökümanlarında, serbest indüksiyon azalma eğrisi (FID) ya da spektral piklerin görsel değerlendirilmesi tavsiye edilmiştir. Ancak sürekli gelişmekte olan teknoloji ve ultra hızlı görüntüleme sekansları, üretici firmaları daha hassas kalibrasyon cihazları geliştirmeye itmiştir. Bu test, cihaz kurulumu sırasında servis mühendisi tarafından yapılmalıdır.

Verici kazanım stabilitesi değerlendirilmesinde kesin bir değer yoktur. Ancak amplitüde, frekans ve faz stabilitesinin üretici firma

tarafından bildirilen minimum değerlerin üzerinde olması gerekmektedir.

### Gradyen Altsistem Testleri

#### Geometrik Doğruluk ve Linearite

Statik manyetik alanın homojen varsayıldığı durumlarda, MR sistemlerindeki geometrik doğruluğu etkileyen en önemli faktör gradyen manyetik alandır. Bu yüzden MR sisteminin geometrik doğruluğu, kabul testlerine dahil edilmelidir. Geometrik doğruluk izosentride ve izosentri dışında olmak üzere üç ya da daha fazla noktada kontrol edilmelidir.

Yüzde geometrik distorsiyon herhangi belirli boyutlu, düzgün grid ya da delik örgüsü olan bir fantom yardımıyla kolaylıkla ölçülebilir. Üç ortogonal düzlemde görüntü alınarak %GD hesaplanır.

$$\%GD = 100 \cdot \frac{\Delta_{actual} - \Delta_{measured}}{\Delta_{measured}} \quad (2)$$

Geometrik distorsiyon mutlak %2'den küçük olmalıdır. Eğer ACR MR akreditasyon fantomu kullanıldıysa kabul değeri 2 mm'dir. Eurospin TO2 fantomu kullanıldığında ise kabul %5'dir.

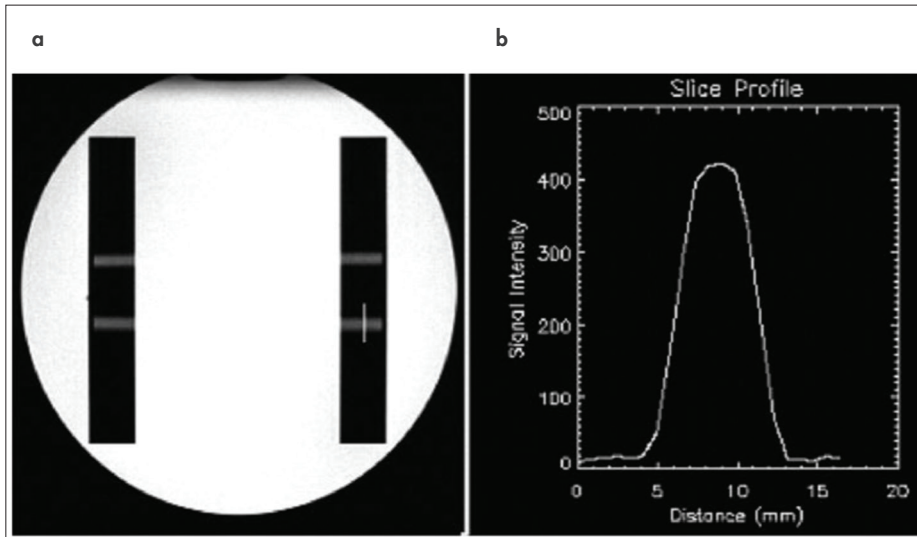
#### Eddy Akımı Kompanzasyonu

MRG sırasında gradyen sarmallar çok hızlı şekilde kapanıp açılarak iletken yapılarda Eddy akımı indüklenir. Gradyen alan minimum artış zamanı ve maksimum görüntü elde etme oranı Eddy akımına bağlı olarak sınırlanır [11]. Özellikle spektroskopi ve ultra hızlı görüntüleme uygulamalarındaki zayıf Eddy akımı kompanzasyonu bir çok artefakta yol açmaktadır. Bu yüzden optimum Eddy akımı kompanzasyonu zorunludur. Ancak kabul testleri sırasında medikal fizik uzmanının rutinde kullandığı sekans ve diğer gereçler ile düzgün bir Eddy akımı kompanzasyonu sağlanması yardımcıdır. Bu sebeple servis mühendisi yardımı ile yapılmalıdır. Kabul değeri üreticiye bağlı olduğu için kesin bir değer belirtilmemiştir.

### Gradyen/RF Bileşik Altsistem Testleri

#### Kesit Kalınlığı ve Aralığı

Kesit kalınlığı ve aralığını ölçmede en çok tercih edilen yöntem diğer fantomlara kıyasla ölçüm hatalarını en aza indirgeyen crossed-ramp fantomun kullanılmasıdır (Şekil 1). Her bir düzlemdeki kesit seçimi için ayrı bir gradyen alan kullanıldığından en az bir puls sekansı kullanılarak üç düzlemde de ölçüm alınmalıdır [12]. Spin eko sekansda 5 mm ya da daha büyük kesit kalınlığı için tanım-



Şekil 1. a, b. (a) Crossed-ramp fantom. (b) Kesit profili

lanan kesit kalınlığının %10 kadarı olmalıdır. Eurospin protokolünde ise TO2 fantomu kullanılarak ölçülmektedir.

## Görüntü Kalitesi

### Fantom Seçimi

ACR MRI akreditasyon programı, tüm vücut magnetler için büyük fantom ve ekstremiteler için küçük fantom olmak üzere, NiCl<sub>2</sub> ya da NaCl içeren iki farklı fantom tanımlamaktadır. ACR tarafından haftalık ve

yıllık olarak yapılması önerilen testler Tablo 1 ve Tablo 2'de gösterilmiştir.

Eurospin metodunda ise 5 farklı fantom bulunmaktadır. Bu fantomlar sert plastikten yapılmıştır ve içerisinde MR sinyali sağlama için protondan zengin malzemelerle doldurulması ve idealde bu malzemelerin doku eşdeğeri relaksasyon sürelerine sahip olması gerekmektedir. Bu da T1/T2 oranının 3-6 aralığında olması ve T1 değerinin manyetik alan kuvvetine bağlı olarak

150-1000 ms arasında olması demektir. Kullanıcılar daha ulaşılabilir olduğu için paramanyetik ilave edilmiş sıvı çözeltiler (CuSO<sub>4</sub> ve MnCl<sub>2</sub>) kullanmayı tercih ederler ancak bu çözeltilerde T1/T2 oranı uygun olmadığı için MR sinyalinde problem olabilir. Bu çözeltilerin diğer bir dezavantajı ise T1 değerlerinin yüksek ısı bağımlılığıdır. Bu yüzden uygun T1/T2 oranı da seçilebilen paramanyetik ilave edilmiş jeller tavsiye edilmektedir. Agar ya da Agaroz jeller MR test malzemeleri için uygundur [13]. Kolayca hazırlanabilir ve T1 için ısı hassasiyeti düşüktür [14].

**Tablo 1.** Haftalık kalite kontrol test sıklığı ve süreleri

Prosedür	Minimum Sıklık	Yaklaşık süre (dk)
Setup	Haftalık	7
Masa Pozisyonu Doğruluğu	Haftalık	3
Merkez Frekans / Verici ve Kazanım Kalibrasyonu	Haftalık	1
Geometrik Doğruluk Ölçümleri	Haftalık	2
Yüksek Kontrast Uzaysal Çözünürlük	Haftalık	1
Düşük Kontrast Tespiti	Haftalık	2
Artefakt Değerlendirme	Haftalık	1
Film Yazıcı Kalite Kontrolü	Haftalık	10
Görsel Kontrol Listesi	Haftalık	5

**Tablo 2.** MRG performans değerlendirmesi için haftalık ve yıllık testler

Performans Testleri	Haftalık	Yıllık
1 Setup ve masa pozisyonu doğruluğu	X	X
2 Merkez frekansı	X	X
3 Verici kazanımı ya da atenuasyon	X	X
4 Geometrik doğruluk ölçümleri	X	X
5 Yüksek kontrast uzaysal çözünürlük	X	X
6 Düşük kontrast tespiti	X	X
7 Artefakt değerlendirme	X	X
8 Film yazıcı kalite kontrolü	X	X
9 Görsel kontrol listesi	X	X
10 Manyetik alan homojenitesi		X
11 Kesit pozisyonu doğruluğu		X
12 Kesit kalınlığı doğruluğu		X
13 Radyofrekans coil kontrolleri		X
a. SNR		X
b. Yüzde İmaj Düzgünlüğü (PIU)		X
c. Yüzde Sinyal Gölgeleme (PSG)		X
14 Elektronik kopya kalite kontrolü		X
15 MR güvenliği değerlendirmesi		X

MRG performansının tüm özelliklerini analiz etmek zaman bakımından mümkün olmadığı için, Eurospin metodunda önemli olan parametreler belirlenmiştir. Bu parametreler ve test aşamaları Tablo 3'de gösterilmiştir. Bu fantomlar kullanılarak elde edilen görüntülerde; geometrik doğruluk, yüksek kontrast uzaysal çözünürlük, kesit kalınlığı doğruluğu, kesit pozisyonu doğruluğu, görüntü yoğunluğu homojenitesi, yüzde sinyal gölgeleme ve düşük kontrast keşfedilebilirliği ölçülebilir. Bu ölçümler protokolde "7 önemli parametre" olarak tanımlanarak haftalık kalite kontrol dahilinde yapılması önerilmektedir [6].

### SNR

SNR en kritik performans göstergelerinden biridir, çünkü sinyal kaybı ve gürültü kazanımı çok kolaydır [4]. Fantom pozisyonu ya da RF sarmal seçimi gibi bir çok görüntüleme parametresi SNR'ı etkilemektedir.

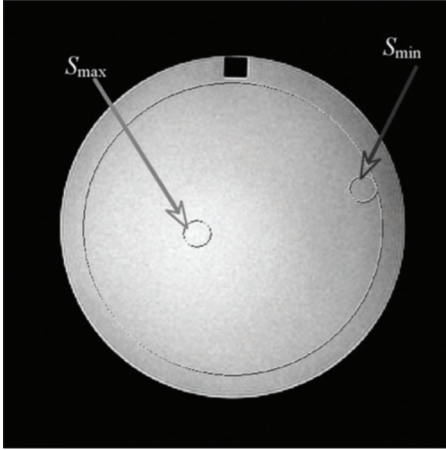
SNR testleri için bir çok farklı yöntem vardır. Bunlardan ilki, NEMA (National Electrical Manufacturers Association) tarafından tanımlanmıştır [15]. Herhangi homojen bir fantomun ard arda iki görüntüsü alınır ve oluşan görüntü farkından SNR hesaplanır. ROI içindeki ortalama sinyal ve görüntü farkındaki ROI'de standart sapma olmak üzere,

$$SNR_{NEMA} = \sqrt{2} \bar{S} / \sigma \quad (3)$$

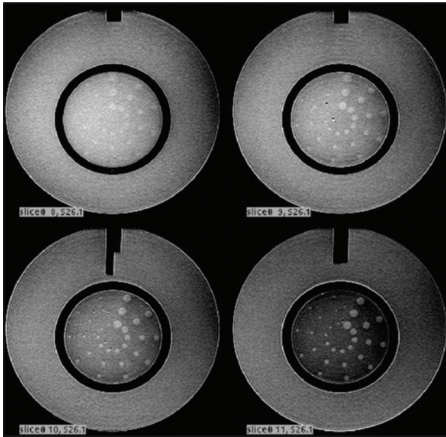
Eurospin protokolüne göre bir kesit üzerinde 5 farklı ROI için hesaplanan SNR değerleri birbirinden farklı ve geniş bir aralıkta olabilmektedir. Bu belirsizliği ortadan kaldırmak için çizilen 5 farklı ROI'nin ortalamasından elde edilen SNR değeri kullanılmalıdır [4]. Diğer bir yöntem olan ACR yönteminde tek bir görüntüleme yapılır ve elde edilen görüntüden SNR hesaplanabilir [16]. <sub>bkç</sub> background ROI'deki standart sapma olmak üzere,

$$SNR = \frac{\bar{s}}{\sigma bkg / \sqrt{2 - \frac{\pi}{2}}} \approx \frac{0.655\bar{s}}{\sigma bkg} \quad (4)$$

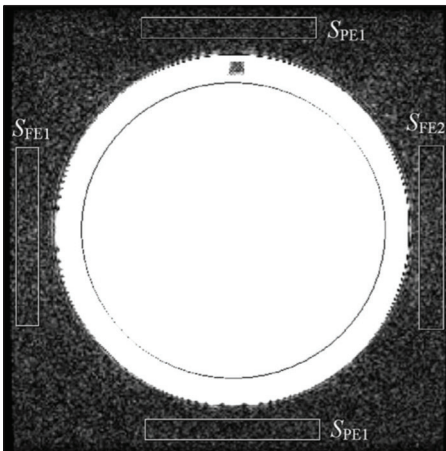
Kabul kriteri ise sistem spesifik olarak belirtilmiştir.



Şekil 2. ACR MR fantomu kullanılarak PIU belirlenmesi



Şekil 3. ACR MR fantomu ile LCOD



Şekil 4. Yüzde Sinyal Gölgeleme Ölçümü

### Yüzde Görüntü Düzgünlüğü (PIU)

Yüzde görüntü düzgünlüğü, MRG sisteminin bir fantom üzerinde aynı yoğunluğa sahip homojen alanları belirleyebilme kabiliyeti olarak tanımlanır. ACR MR akreditasyon fantomu ile yüzde görüntü düzgünlüğü ölçülebilir (Şekil 2). Görüntüsü alınan fantom üzerinde minimum ve maksimum piksel yoğunluğu belirlenir ve iki ayrı ROI (1 cm<sup>2</sup>) oluşturulur [5].

$$PIU = 100 \cdot \left[ 1 - \frac{(S_{max} - S_{min})}{(S_{max} + S_{min})} \right] \quad (5)$$

2T ve daha küçük sistemler için PIU > %90 olmalıdır. 2T üzeri sistemlerde ise su dolu fantomlar kullanılması durumunda dielektrik ve geçirgenlik etkisine bağlı olarak PIU < %90 olması beklenebilir.

### Yüksek Kontrast Uzaysal Çözünürlük

Yüksek kontrast uzaysal çözünürlük, anlamlı gürültünün olmadığı durumlarda MRG sisteminin cisimleri ayırabilme yeteneğidir ve çoğunlukla matris piksel boyutu ile sınırlıdır. Zayıf Eddy akımı kompanzasyonu, görüntü gölgeleme ve recon sırasında aşırı low-pass filtreleme gibi faktörler yüksek kontrast uzaysal çözünürlüğü etkiler. Yüksek kontrastlı küçük cisim örgüleri içeren herhangi bir fantomla ölçülebilir. Çözünürlük üç düzlemde de hem frekans hem de faz kodlama yönlerinde ölçülmelidir. ACR MR akreditasyon fantomu (frekans ve faz kodlama yönlerinde 1.1, 1.0 ve 0.9 mm çözünürlük örgüsü içeren 1 no'lu kesit) veya Eurospin TO4 fantomu kullanılarak ölçülebilir. Piksel genişliği ve görüntü yorumuna bağlı olarak kabul edilir.

Tablo 3. Eurospin metodu MRG kalite kontrol parametreleri

1. Aşama testler	2. Aşama testler
İmaj SNR	İmaj SNR
İmaj düzgünlüğü	Kesit profili
Geometrik distorsiyon	Modülasyon transfer fonksiyonu (MTF)
Gölgeleme	Temel SNR
Kesit warp	Yükleme
Kesit pozisyonu	Alan düzgünlüğü
Kesit genişliği	T1 ve T2 doğruluğu
Uzaysal çözünürlük	T1 ve T2 keskinliği
T1 ve T2 kontrast	
T1 ve T2 doğruluğu	
T1 ve T2 keskinliği	

### Düşük-Kontrast Cisim Saptanabilirliği (LCOD)

Düşük kontrast cisim saptanabilirliği, MRG sisteminin gürültü sırasındaki cisim çözümü yeteneğini belirler ve bu testin sonucu sistem manyetik alan kuvvetine bağlıdır. ACR MR akreditasyon fantomu kullanılarak ölçülebilir (Şekil 3). ACR fantomu T1-W puls sekansı ile görüntülendiğinde fantom üzerinde en az 9 halka görünmelidir [6]. Yüksek manyetik alanlı sistemlerde görünen halka sayısı çok daha fazla olabilir.

### Yüzde Sinyal Gölgeleme

Gölgeleme çoğunlukla tarama sırasında oluşan sinyal değişkenliğinden kaynaklanır. Herhangi homojen bir fantomun görüntüsü alınır (Şekil 4). Eğer ACR MR akreditasyon fantomu kullanılıyorsa bu test için 7 numaralı kesitin kullanılması uygundur. Kesit alanının %75'inden daha büyük olarak çizilen bir ROI'den elde edilen mean sinyal (S), arka planda frekans kodlama yönünde (S<sub>FE1</sub> ve S<sub>FE2</sub>) ve faz kodlama yönünde (S<sub>PE1</sub> ve S<sub>PE2</sub>) elde edilen mean sinyaller kullanılır [5]. Gölgeleme oranı,

$$GR = \left| \frac{(S_{FE1} + S_{FE2}) - (S_{PE1} + S_{PE2})}{2S} \right| \quad (6)$$

eşitliği ile hesaplanır. ACR MR akreditasyon fantomu ve ACR T1 ağırlıklı görüntüleme parametreleri kullanılıyorsa gölgeleme oranı %1 veya daha az olmalıdır. Fast spin eko T2 ağırlıklı görüntülerde de aynı kural geçerlidir.

### Tartışma

Kliniklerde kullanılan MRG teknolojisi geliştikçe, kullanıcılar kendi cihaz ve ekipmanlarına uygun kalite kontrol metodlarını belirlemek istemişler ve bu doğrultuda çalışmalar yapmışlardır. Ihalainen ve arkadaşlarının yaptığı çok merkezli bir çalışmada, farklı üreticilerden 6 MRG sistemi için Eurospin ve T1 MRG sistemi için ise ACR metodları uygulanarak sonuçlar karşılaştırılmıştır [17]. Eurospin metodu ile bakır sülfat solüsyonu doldurulmuş beş farklı fantom kullanılarak; görüntü düzgünlüğü, SNR, gölgeleme, görüntü geometrisi, kesit kalınlığı, kesit pozisyonu, kesit eğriliği ve uzaysal çözünürlük parametreleri incelenirken, ACR metodu için bir fantom kullanılarak; görüntü düzgünlüğü, kesit kalınlığı, uzaysal çözünürlük, düşük kontrast keşfedilebilirliği, gölgeleme, kesit pozisyon hatası ve geometrik doğruluk incelenmiştir. Eurospin metodu ile alınan ölçümlerin yaklaşık 3 saatte tamamlandığı, ACR metodu ile alınan ölçümlerin ise 20 dakikada tama-

mlandığı ve fantomların baş sarmalına yerleştirilmesi sırasında yaşanan zorluklar ve buna bağlı setup hatalarının altı çizilmiştir. Yapılan test sonuçları ağırlıklı olarak kabul kriterleri içerisinde bulunmuş, her iki metoda özgü farklı zorluklar yaşansa da, ACR metodunun daha pratik ve klinik işleyişe daha uygun olduğu belirtilmiştir. Ancak, SNR ölçümü için Eurospin yönteminde tanımlandığı gibi birden fazla ROI çizilerek SNR hesaplama tekniğinin daha doğru bir yaklaşım olduğu ifade edilmiştir. Eurospin ve ACR metodları kullanılarak yapılan bir diğer çalışmada, farklı üreticilere ait 4 MRG sisteminde 3 ay boyunca iki kez kalite kontrol testleri yapılmış ve sonuçlar incelendiğinde ACR metodu kullanıldığında servis mühendislerinin görüntü kalitesini ve tarayıcı hatalarını gidermede daha hızlı çözüm sağladıklarını görülmüştür [18].

Firbank ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada üretici tarafından temin edilen fantomları ve Eurospin test fantomları olmak üzere iki set test fantomu kullanarak; SNR, görüntü düzgünlüğünü, kesit kalınlığı, geometrik distorsiyon, kesit pozisyonu, görüntü çözünürlüğü ve görüntü gölgeleme testleri yapmışlardır [19]. Tüm sonuçlar kabul kriterleri dahilinde bulunmuş, çalışma sonucu olarak ise tüm parametrelerin özdeş bir fantomdan alınan tek bir görüntü ile cihazın kendi yazılımı kullanılarak 15 dakika içerisinde ölçüldüğü belirtilerek özellikle yoğun çalışan kliniklerde bu ölçümlerin haftalık olarak mutlaka yapılması gerektiği vurgulanmıştır. Eurospin fantom ve üreticilerden temin edilen fantomlar kullanılarak yapılan bir diğer çalışmada, 10 merkezde bulunan 12 MR tarayıcısına ait SNR ve görüntü düzgünlüğü parametrelerini incelenerek bu parametrelerin zamana bağlı değişkenliğini incelemek üzere, ilk ölçümler alındıktan 24 saat sonra ölçümleri tekrarlanmış ve takip eden 5 hafta boyunca haftada iki kez ölçümler alınmaya devam edilmiştir [20]. Böylece bu parametrelerin hangi sıklıkla kontrol edilmesinin klinik uygulama için daha yararlı olduğu araştırılmış, 24 saat aralığındaki ölçümlerde anlamlı fark görülmediği, dolayısıyla bu parametrelere ait kalite kontrol ölçümlerinin haftalık olarak yapılması gerektiği sonucuna varılmıştır.

ACR fantom kullanarak MRG sisteminde "yedi önemli parametre" olarak bahsedilen; geometrik doğruluk, yüksek kontrast uzaysal çözünürlük, kesit kalınlığı, kesit pozisyonu, PIU, yüzde sinyal gölgeleme ve düşük kon-

trast sinyal keşfedilebilirliği parametrelerini ölçmek üzere yapılan çalışmalarda, rutin uygulamada en sık kullanılan sarmal olan standart baş sarmalı kullanılarak üretici ya da cihaz marka/model bağımsız kalite kontrolün gerekliliğini araştırmıştır [21, 22]. SNR ölçümünün önemli parametrelere dahil edilmesinin gerekliliği ve ACR fantomun kullanılan sarmala bağlı olarak olası setup hataları vurgulanarak, ACR protokolünün klinik kullanım için uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

Ortenzia ve arkadaşlarının 2006 yılında yaptıkları bir çalışmada ise MRG sistemleri için kabul ve kurulum sonrası kalite kontrol testleri için AAPM protokollerinin rutin klinik uygulamadaki yerini araştırılmış, kabul testlerinin çok zaman almasının yanı sıra kalite kontrol testlerinin yoğun bir klinik işleyişte olası hataları hızlıca gidermek adına pratik ve hızlı bir çözüm sağlayacağına dikkat çekilmiştir [23].

## Sonuç

Kalite kontrol çalışmalarının hedefi, kabul ve kalite kontrol testleri ile görüntüleme kalitesini arttırmak, testlerin uygulamasında medikal fizik uzmanına bilgi vermek ve medikal fizik uzmanının kabul ve kalite kontrol süreçlerindeki görev ve sorumluluklarını önere çıkarmaktır. Mevcut kalite kontrol yöntemleri arasında en pratik olan yöntemin ACR'in tanımladığı yöntem olduğu, klinik işleyişe engel olmadan sağladığı kullanıcı kolaylığı açısından günümüz görüntüleme merkezleri tarafından tercih edildiği görülmektedir. Ancak bazı kullanıcılar, SNR ölçümlerinde ACR fantomu kullanarak, Eurospin yönteminde tanımlanan birden fazla ROI çizme tekniğinin daha doğru bir yaklaşım olduğunu belirtmişlerdir.

Üreticileri ve servis sağlayıcıları tarafından yapılan testler, cihazın mekanik ve elektronik bileşenlerinin doğru çalıştığını sağlamak amacıyla yapılan testlerdir. Görüntü ise tüm bu bileşenler doğru çalıştığında elde edilen üründür ve doğru tanı-tedavi basamaklarının gerçekleşmesi için görüntü kalitesinin düzenli kontrolünün yapılması çok önemlidir.

Medikal fizik uzmanlarının görüntüleme cihazlarındaki kalite kontrol sürecine dahil olması ve kalite kontrol testlerinin düzenli olarak yapılması, hem hasta ve personel güvenliği hem de tanı doğruluğunun sağlanması açısından en doğru yaklaşımdır.

**Hakem Değerlendirmesi:** Dış bağımsız.

**Yazar Katkıları:** Fikir – S.Ş., İ.Ç., Y.A., Ö.G.; Tasarım – S.Ş., İ.Ç., Y.A., Ö.G.; Denetleme – S.Ş., İ.Ç., Y.A., Ö.G.; Kaynaklar – S.Ş., İ.Ç., Y.A., Ö.G.; Malzemeler – S.Ş., İ.Ç., Y.A., Ö.G.; Veri Toplanması ve/veya İşlenmesi – S.Ş., Ö.G.; Analiz ve/veya Yorum – S.Ş., Ö.G.; Literatür Taraması – S.Ş., Ö.G.; Yazıyı Yazan – S.Ş., Ö.G.; Eleştirel İnceleme İ.Ç., Y.A., Ö.G., S.Ş.

**Çıkar Çatışması:** Yazarlar çıkar çatışması bildirmemişlerdir.

**Finansal Destek:** Yazarlar bu çalışma için finansal destek almadıklarını beyan etmişlerdir.

## Kaynaklar

1. Young GS. Advanced MRI of adult brain tumors. *Neurolog Clin* 2007; 25: 947-973.
2. Logothetis NK, Pauls J, Augath M, et al. Neurophysiological investigation of the basis of the fMRI signal. *Nature* 2001; 412: 150-157. [CrossRef]
3. Gümüştaş S, İnan N, Sarısoy HT, et al. Malignant versus benign mediastinal lesions: Quantitative assessment with diffusion weighted imaging. *Eur Soci Radiol* 2011; 21: 2255-2260. [CrossRef]
4. Lerski RA, Certaines JD. II. Performance assessment and quality control in MRI by Eurospin test objects and protocols. *Magn Reson Imaging* 1993; 11: 817-833. [CrossRef]
5. Jackson EF, Bronskill MJ, Drost DJ, et al. Acceptance testing and quality assurance procedures for magnetic resonance imaging facilities. AAPM Report No:100 2010. American Association of Physicist in Medicine, One Physics Ellipse.
6. Price R, Allison J, Clarke G, et al. Magnetic resonance imaging quality control manual 2015. American Collage of Radiology.
7. Bronskill MJ, Carson PL, Einstein S, et al. Site planning for magnetic resonance imaging systems. AAPM Report No: 20 1986. American Association of Physicist in Medicine by the American Institute of Physics.
8. Kanal E, Borgstede JP, Barkovich AJ. American Collage of Radiology White paper on MRI safety. *AJR* 2002; 178: 1335-1347.
9. Och JG, Clarke GD, Sobol WT, Rosen CW, Mun SK. Acceptance testing of magnetic resonance imaging systems: Report of AAPM Nuclear Magnetic Resonance Task Group No. 6. *Med Phys* 1992; 19: 217-229. [CrossRef]
10. Chen HH, Boykin RD, Clarke GD, et al. Routine testing of magnetic field homogeneity on clinical MRI systems. *Med Phys* 2006; 33: 4299-4306. [CrossRef]
11. Brown W, Cheng N. *Magnetic Resonance Imaging Physical Principles and Sequence Design*. Wiley Blackwell, 2014.
12. NEMA-MS-5. Determination of slice thickness in diagnostic magnetic resonance imaging.

- NEMA MR Standards: MS 5-2003. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association.
13. Mitchell MD, Kundel HL, Axel L, et al. Agarose as a tissue equivalent phantom Material for NMR imaging. *Magnetic Resonance Imaging* 1986; 4: 263-266. [\[CrossRef\]](#)
  14. Walker PM, Lerski RA, Mathur-De Vre R, et al. Preparation of agarose gels as reference substances for NMR relaxation time measurement. *Magnetic Resonance Imaging* 1988; 6: 215-222. [\[CrossRef\]](#)
  15. NEMA-MS-1. Determination of signal-to-noise ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance imaging. NEMA MR Standards: MS 1-2008. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association.
  16. Kaufman L, Kramer DM, Crooks LE, et al. Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging. *Radiology* 1989; 173: 265-267. [\[CrossRef\]](#)
  17. Ihalainen T. Quality control methods for magnetic resonance imaging in a multi-unit medical imaging organization, University of Helsinki, 2016, 52 pages. University of Helsinki, Report Series in Physics, HU-P-D234.
  18. Chien-Chuan C, Yung-Liang W, Yau-Yau W, et al. Quality assurance of clinical MRI scanners using ACR MRI phantom: Preliminary Results. *Journal of Digital Imaging* 2004; 17: 279-284. [\[CrossRef\]](#)
  19. Firbank MJ, Harrison RM, Williams ED, et al. Quality assurance for MRI: Practical experience. *Br J Radiol* 2000; 73: 376-383.
  20. Colombo P, Baldassarri A, Del Corona M, et al. Multicenter trial for the setup of a MRI quality assurance programme. *Magnetic Resonance Imaging* 2004; 22: 93-101. [\[CrossRef\]](#)
  21. Kaljuste D, Nigul M. Evaluation of the ACR MRI phantom for quality assurance tests of 1.5 T MRI scanners in Estonian hospitals. *Proceedings of the Estonian Academy of Sciences* 2014; 63: 328-334. [\[CrossRef\]](#)
  22. Etman HM, Mokhtar A, Abd-Elhamid MI et al. The effect of quality control on the function of magnetic resonance imaging (MRI), using American College of Radiology (ACR) phantom. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine* 2016; 48: 153-160. [\[CrossRef\]](#)
  23. Di Nallo AM, Ortenzia O, Benassi M, et al. MRI quality control tools for procedures and analyses. *J Experimental and Clinical Cancer Research* 2006; 25: 121-127.