T.C.
MİLLÎ EĞİTİM BAKANLIĞI

BİYOMEDİKAL CİHAZ TEKNOLOJİLERİ

MR FONKSİYON TESTİ

523EO0234

Ankara, 2012

- Bu modül, mesleki ve teknik eğitim okul/kurumlarında uygulanan Çerçeve Öğretim Programlarında yer alan yeterlikleri kazandırmaya yönelik olarak öğrencilere rehberlik etmek amacıyla hazırlanmış bireysel öğrenme materyalidir.
- Millî Eğitim Bakanlığınca ücretsiz olarak verilmiştir.
- PARA İLE SATILMAZ.

İÇİNDEKİLER

AÇIKLAMALAR iii
GİRİŞ 1
ÖĞRENME FAALİYETİ–1 3
1. MANYETİK REZONANS CİHAZININ ÇALIŞMASI 3
1.1. Protonlar ve Manyetizma 3
1.1.1. Atom ve Çekirdek 3
1.1.2. Protonun Spin Hareketi 4
1.1.3. Manyetik Alan İçinde Protonlar ve Manyetizasyon 5
1.1.4. Salınım Hareketi (Precession) ve Larmor Denklemi 7
1.1.5. Rezonans 8
1.1.6. RF Dalgasının Etkileri 9
1.1.7. Relaksasyon 10
1.2. Görüntü Oluşturulması 17
1.2.1. Gradientler 17
1.2.2. Matriks 21
1.2.3. Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler 25
1.2.4. MRG'de Artefakt 25
1.3. Fantomlar 30
1.3.1. MR Fantomlarıyla Yapılabilecek Testler 32
UYGULAMA FAALİYETİ 36
ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME 38
ÖĞRENME FAALİYETİ–2 40
2. MANYETİK REZONANS CİHAZINA ÖZEL ÖLÇÜMLER 40
2.1. Helyum Seviye Ölçümleri 40
2.2. Manyetik Alanı Düzleştirme İşlemi (Shimming Gantry) 41
2.3. Sıcaklık Sensörleri 41
2.4. Magnet Test Cihazı 42
2.5. Tales Kart (Transmit Antennan Loo Selector) 43
2.6. Tesla Metre ile Yoğunluk Ölçümleri 44
2.7. Uygulanacak Enerji Kontrolü 45
UYGULAMA FAALİYETİ 46
ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME 49
ÖĞRENME FAALİYETİ–3 50
3. MR KALİBRASYONLARI 50
3.1. RF Kalibrasyonu 51
3.2. Manyetik Alanı Düzleştirme İşlemi (Shimming Gantry) 54
3.2.1. Shim Aygıtı 54
3.3. Gradient Test 57
3.4. Masa Boyu Kalibrasyonu 58
UYGULAMA FAALİYETİ 61
ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME 63
MODÜL DEĞERLENDİRME 64

CEVAP ANAHTARLARI 65
KAYNAKÇA 66

AÇIKLAMALAR

KOD	**523EO0234**
ALAN	**Biyomedikal Cihaz Teknolojileri**
DAL/MESLEK	**Tıbbi Görüntüleme Sistemleri**
MODÜLÜN ADI	**MR Fonksiyon Testi**
MODÜLÜN TANIMI	Manyetik rezonans cihazının temel fiziksel prensiplerini ve çalışma sistemini, manyetik rezonans ünitelerine özgü ölçümleri, fonksiyon testlerini ve kalibrasyon testlerini uluslararası standartlar dâhilinde açıklayan öğretim materyalidir.
SÜRE	40/24
ÖN KOŞUL	Biyomedikal alanı ortak modüllerini ve MR Montajı modülünü başarmış olmak
YETERLİK	Manyetik rezonans ünitelerini kullanıma hazır hâle getirmek
MODÜLÜN AMACI	**Genel Amaç** Bu modül ile gerekli ortam sağlandığında, teknik ve idari şartnameler, kurumsal yönetmelikler ve yönergeler, cihazın marka modelinin ce marking direktifleri (Directive 93/68/EEC), TS 4535 EN 60601–1 (Elektrikli Tıbbi Cihazlar Bölüm–1 Genel Güvenlik Kuralları), TS 4535 EN 60601–1–2 (Elektromanyetik Uyumluluk), TS EN61000–4–3, TS EN 61000–4–4 standartları dâhilinde gerekli ortam sağlandığında manyetik rezonans ünitelerini kullanıma hazır hâle getirerek fonksiyon testlerini yapabileceksiniz. **Amaçlar** **1.** Servis el kitabındaki talimatlara göre fantomlarla fonksiyon testi yapabileceksiniz. **2.** Servis el kitabındaki talimatlara göre uygun ölçü aletlerini kullanarak MR'a özel ölçümleri yapabileceksiniz. **3.** Servis el kitabındaki talimatlara göre kalibrasyon cihazları ile kalibrasyon yapabileceksiniz.
EĞİTİM ÖĞRETİM ORTAMLARI VE DONANIMLARI	**Ortam:** Tıbbi görüntüleme sistemleri dal atölyesi, hastanelerin manyetik rezonans ya da görüntüleme servisleri, teknik servislerin manyetik rezonans üniteleri **Donanım:** Şartnameler, yönetmelikler, yönergeler, servis el kitabı, manyetik rezonans cihazı ve üniteleri
ÖLÇME VE DEĞERLERDİRME	Modül içinde yer alan her öğrenme faaliyetinden sonra verilen ölçme araçları ile kendinizi değerlendireceksiniz. Öğretmen modül sonunda ölçme aracı (çoktan seçmeli test, doğru-yanlış testi, boşluk doldurma, eşleştirme vb.) kullanarak modül uygulamaları ile kazandığınız bilgi ve becerileri ölçerek sizi değerlendirecektir.

GİRİŞ

Sevgili Öğrenci,

MRG (manyetik rezonans görüntüleme) ya da MRI (manyetik rezonans ımage), cihazlarının temel çalışma yapısı ve bununla ilgili olarak cihaza özel ölçüm ve ayarları bu modülde öğreneceksiniz.

MRG cihazları fizik temelli cihazlar olduğundan geçmiş temel fizik bilgilerinizden atom yapıları hız ve hareketlerini modül öncesi gözden geçirmenizde fayda vardır. Ayrıca RF sinyal bilgisini de kısaca hatırlayınız.

Cihazın kurulum aşamasını öğrendiğiniz "MR Montajı Modülü" ile teknik servislerin yapmakta olduğu montaj sonrası ayar ve ölçüm işlemlerini, teknik ve idari şartnameler, kurumsal yönetmelikler ve yönergeler, Cihazın Marka Modelinin CE Marking Direktifleri (Directive 93/68/EEC), TS 4535 EN 60601–1 (Elektrikli Tıbbi Cihazlar Bölüm–1 Genel Güvenlik Kuralları), TS 4535 EN 60601–1–2 (Elektromanyetik uyumluluk), TS EN 61000–4–3, TS EN 61000–4–4 standartları dâhilinde ve gerekli ortam sağlandığında gerçekleştirebileceğinizi unutmamalısınız.

MRG cihazlarının yapı ve teknolojilerinin her geçen gün yenilendiğini, yakın gelecekte MRG/CT karışımı daha ileri teknoloji cihazların ve MRG'da 3T-4T gibi (deneysel amaçlı 7T-9T kullanılmakta) üst değerlerin kullanıldığını modülü işlerken görebileceksiniz.

ÖĞRENME FAALİYETİ–1

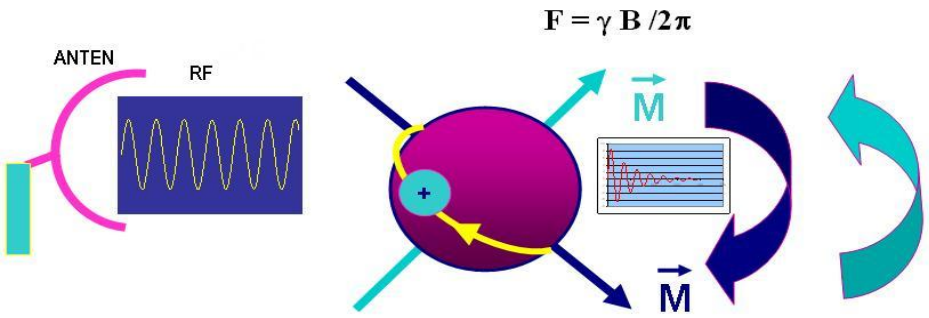
AMAÇ

Servis el kitabındaki talimatlara göre fantomlarla fonksiyon testi yapabileceksiniz.

ARAŞTIRMA

- MR fantomlarını resimleyerek sınıfınızda bir pano oluşturunuz.

1. MANYETİK REZONANS CİHAZININ ÇALIŞMASI



Şekil 1.1: Dönme (spin) hareketi yapan bir proton ve RF enerjisiyle magnetizasyon vektörünün yön değiştirmesi

1.1. Protonlar ve Manyetizma

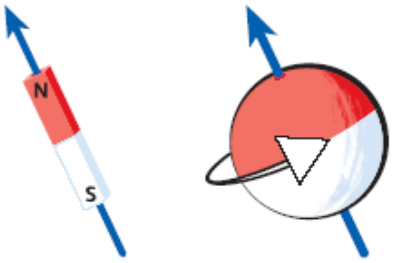
MR cihazlarının çalışmasını incelemeden önce proton parçacıklarının hareketi ve manyetizma olayını kısaca ele almak gerekmektedir.

1.1.1. Atom ve Çekirdek

Doğadaki tüm maddeler atomlardan meydana gelmektedir. Atomlar ise proton, nötron ve elektron denen partiküllerden (parçacık) oluşmaktadır. Proton ve nötronlar atomun çekirdek bölümünde bulunur. Elektronlar ise çekirdeğin çevresinde seviyeler şeklinde ilerleyen çemberlerde bulunur. Atom çekirdeğinde bulunan protonların sayısına **atom numarası (Z)** denir.

1.1.2. Protonun Spin Hareketi

Atomik parçacıklar incelendiğinde, proton ve nötronların kendi çevrelerinde bir dönüş hareketi yaptıkları görülür. Bu harekete **spin hareketi** denir. Elektriksel yük taşıyan parçacıkların spin hareketleri çevrelerinde manyetik bir alan oluşturmakta ve her biri küçük birer mıknatıs gibi davranmaya başlamaktadır. Artı yükleri nedeniyle protonların da dönüş hareketi etrafında bir manyetik alan oluşturur. Spin hareketi yapan yüklü bir parçacık, çevresinde manyetik alan oluşturarak N-S kutupları olan bir mıknatıs gibi davranır.

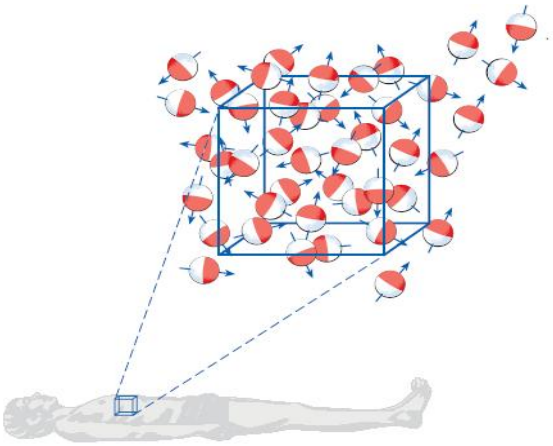


Şekil 1.2: Spin hareketi yapan yüklü bir parçacık

Protonların dönüş yönleri rastgele ve dağınık olup belirli bir düzen göstermez. Farklı yönlerde dönüş yapmaları nedeniyle oluşturdukları manyetik alan da farklı yönlerde olacaktır. Her bir protonun oluşturduğu manyetik alanın etkisi, diğer bir protonun oluşturduğu farklı yöndeki manyetik alanla nötralize olur. Bu nedenle çekirdeklerinde çift sayıda proton ve nötron taşıyan atomlarda net bir manyetik güç oluşamaz.

Kütle numarası tek olan atomlarda (tek sayıda proton ve tek sayıda nötronu olan) net manyetik güçler oluşur. Hidrojen atomu çekirdeğinde tek bir protonu bulunduran, nötron içermeyen ve kütlesine oranla en yüksek elektriksel yüke sahip elemandır. Hidrojen dışında sodyum (12 proton–11 nötron), fosfor (16 proton–15 nötron) gibi birçok elementin çevresinde de manyetik alan oluşur. Fakat hidrojenin vücutta bol miktarda bulunması (özellikle su ve yağ dokularında yumuşak bir dokunun her 1 mm^3ünde yaklaşık 10^{19} hidrojen atomu) ve yüksek manyetik momenti nedeniyle MR tekniğinde görüntü oluşturmak için hidrojen atomunun özelliklerinden faydalanılır.

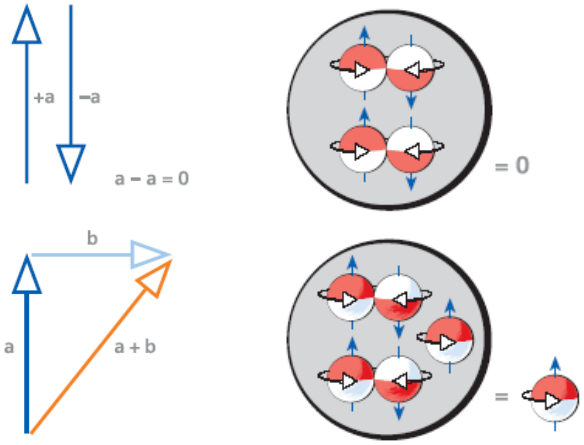
1.1.3. Manyetik Alan İçinde Protonlar ve Manyetizasyon



Şekil 1.3: Manyetik alan uygulanmadan önce protonların hareketi

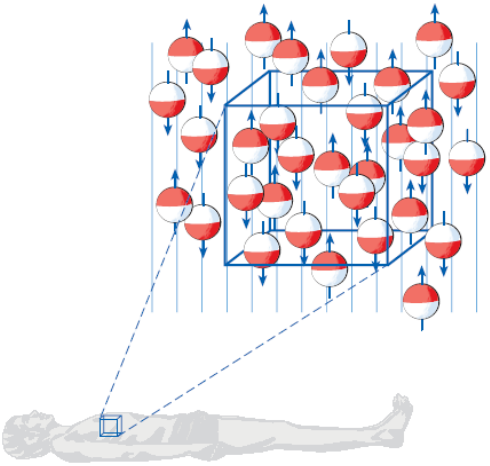
Normal şartlarda, dokulardaki protonlar rastgele yönlerde döner. Dolayısıyla oluşturdukları manyetik dipoller rastgele yönleri gösterecek şekilde dağılmıştır (Şekil 1.3).

Birbirine zıt yöndeki dipoller bir diğerinin etkisini nötralize edeceğinden sonuçta net bir manyetizasyon oluşamaz (Şekil 1.4).



Şekil 1.4: Zıt dipollerde manyetizasyon

Doku güçlü bir manyetik alan (B0) etkisine sokulacak olursa protonlar dönüş yönlerini dış manyetik alan doğrultusunda ya da ona ters yönde manyetik alan üretecek şekilde değiştirmeye zorlanır. Yani dışarıdan uygulanan bu manyetik alan vektörüne paralel veya antiparalel biçimde dizilim gösterir (Şekil 1.5).



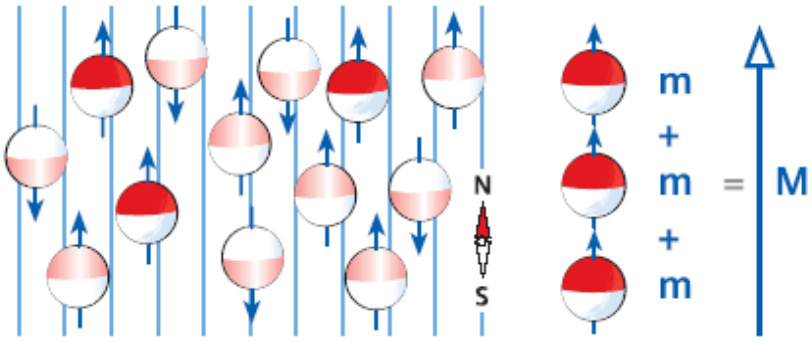
Şekil 1.5: Manyetik alan uygulandıktan sonra protonların hareketi

Bu iki tür dizilim farklı enerji seviyelerine sahiptir. Paralel ya da antiparalel dizilim gösteren protonlar, dış manyetik alan gücüne bağlı olarak belirli bir denge durumunda bulunur. Bu denge antiparalel protonların paralel protonlara oranı olarak tanımlanabilir.

$$N_{antiparalel} / N_{paralel} = e^{-\Delta E / kT} \qquad \ldots\ldots\ldots\ldots \quad (1.1)$$

T: Sıcaklık (Kelvin)
k: Boltzmann sabiti
ΔE: Enerji farkı

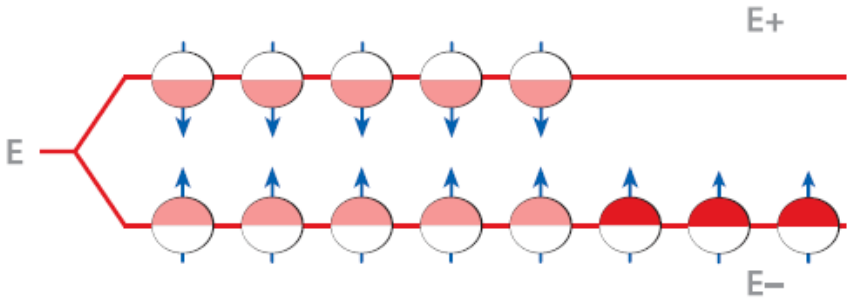
Daha düşük enerji seviyesi gerektirdiği için manyetik alana paralel yönde antiparalel yönde olandan daha fazla proton vardır. Paralel dizilim gösteren protonların manyetik vektörleri ile antiparalel dizilim gösteren protonların manyetik vektörleri birbirleriyle nötralize olacağından dış manyetik alan yönünü gösteren az sayıda paralel proton kalacaktır. İşte bu farklılık, dokuda net bir manyetizasyon oluşmasını sağlar (Şekil 1.6).



Şekil 1.6: Dokuda manyetizasyon

Oluşan bu net manyetizasyon bir vektör olarak tanımlanır ve **M** ile sembolize edilir. Bu vektör dış manyetik alana paralel ve ona göre çok küçük olmakla birlikte MR incelemesini mümkün kılan temel kavramdır. Bu manyetizasyon, dış manyetik alanla aynı yönde olduğu için "longitudinal manyetizasyon" olarak da adlandırılır.

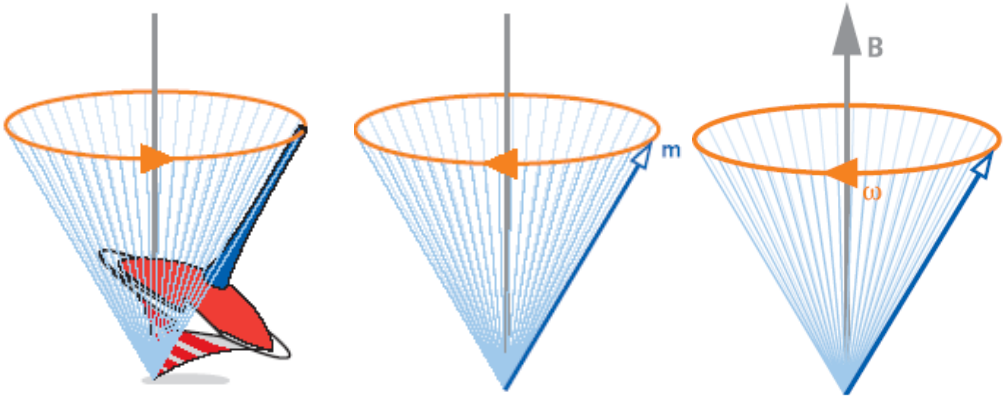
Paralel ve antiparalel durumda bulunan protonların enerji seviyeleri arasında ΔE kadarlık bir enerji farkı vardır ve bu fark manyetik alan kuvvetiyle doğru orantılıdır (Şekil 1.7). Bu enerji farkının artması daha büyük bir net manyetizasyon ve böylece daha büyük genlikli bir MR sinyali demektir.



Şekil 1.7: Net manyetizasyon

1.1.4. Salınım Hareketi (Precession) ve Larmor Denklemi

Protonlar bir dış manyetik alan içine sokuldukları zaman manyetik alanın da etkisiyle yeni bir hareket ortaya çıkar. Bir yandan kendi eksenleri tarafında spin hareketi yaparken diğer yandan B0 vektörü çevresinde topaca benzer bir hareketle salınır (Şekil 1.8). Bu salınım hareketine **presesyon** (precession) denir. Aşağıdaki presesyon hareketinde görülebileceği gibi manyetik alan içine konan protonlar kendi ekseni etrafındaki spin hareketinin yanı sıra, manyetik alan çevresinde topaç gibi bir dönme hareketi yapar.



Şekil 1.8: Presesyon hareketi

Protonlar dış manyetik alanın vektörü etrafında belirli bir hızda salınım (presesyon) yapar. Uygulanan manyetik alanın büyüklüğü ile doğru orantılı olarak salınım hızı değişir. Bu hız aşağıda verilen **Larmor Denklemi** (Larmor Frequency) ile ifade edilir.

Larmor Denklemi: Manyetik alan şiddeti altında dokulara uygulanabilecek RF dalgasının maksimum frekansı:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

ω_0: Salınım (presesyon) frekansı
γ : Gyromanyetik sabite
B_0: Manyetik alan

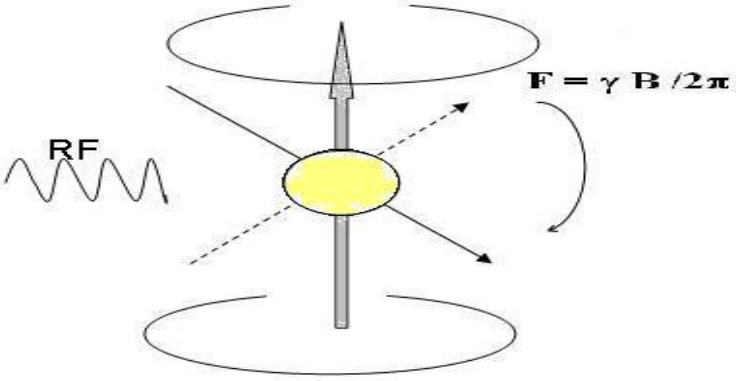
Bu denklemden de anlaşılacağı gibi daha kuvvetli manyetik alanlarda protonlar daha hızlı salınım yapar. Gyromanyetik sabite ise her atoma has özel bir katsayı olduğundan her atomun salınım frekansı farklıdır. Örneğin, MR incelemelerinde kullandığımız hidrojen atomu 1.0 Tesla'lık (1 Tesla=10000 Gauss) bir manyetik alan içinde 42 MHz frekansında salınım yapar. 1.5 Tesla için 63 MHz değerinde salınım yapar.

1.1.5. Rezonans

Presesyon yapmakta olan atomları özel bir radyo frekans dalgası (RF sinyali) ile uyarmak mümkündür. Uyarıcı RF dalgasının frekansı, Larmor frekansına eşit olduğunda atomla etkileşerek enerji transferini gerçekleştirebilmektedir.

Farklı atomların presesyon frekanslarının farklı olmasından yararlanılarak RF dalgasının frekansı ayarlanarak manyetik alan içerisinde istenilen atomlar uyarılabilir. RF dalgası ile uyarılan atomlar daha yüksek bir enerji düzeyine geçer. Yani paralel konumdan antiparalel konuma geçer. Böylece dönüş yönleri değişmiş olur (Şekil 1.9).

Protonlar, RF dalgası kesildikten sonra aldıkları enerjiyi geri vererek, manyetik alan içinde eski konumlarını almaya çalışacaklardır. Protonlar sahip oldukları bu enerji fazlasını ortama aktarırlarken presesyon frekansında bir RF sinyali oluşur. İşte bu süreç yani protonların RF dalgası ile uyarılarak dönüş yönlerinin değiştirilmesi ve ortama enerjilerini aktararak eski dönüş konumlarına dönmeleri "manyetik rezonans" olarak adlandırılır.



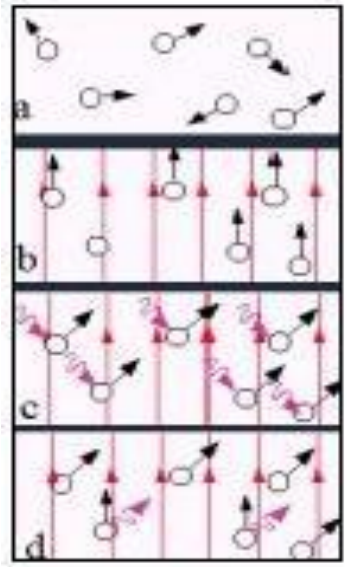
Şekil 1.9: Larmor frekansında bir RF dalgası uygulandıktan sonra protonun dönüş yönünün değişimi

1.1.6. RF Dalgasının Etkileri

Protonların dış manyetik alan uygulanmasıyla birlikte paralel-antiparalel dizilim gösterdikleri öğrenildi. Oluşan net manyetizasyon vektörü dış manyetik vektörüyle aynı yönde olduğu için ölçülemez.

Dokulardan sinyal elde edebilmek, ancak net manyetizasyon vektörünün yönünde yapılacak bir değişiklikten sonra mümkün olabilmektedir. Bu amaçla, RF dalgası presesyon yapmakta olan hidrojen atomlarının dönüş yönleri değiştirilir, $\mathbf{M_0}$ net manyetizasyon vektörü x, y düzlemine doğru eğilir. Bu şekilde oluşan manyetizasyona **transversal (enine) manyetizasyon** da denir.

Kullanılan RF dalgası M_0 vektörünü x, y düzlemine tam paralel duruma getiriyorsa **90 º RF Darbesi** olarak adlandırılır. Aynı şekilde bu vektörü 180 º çeviren bir RF dalgası da **180 º RF Darbesi** olarak adlandırılır.



a. Bir dış manyetik alan uygulandığında hidrojen protonlarının hareketi gelişigüzeldir.

b. Dış bir manyetik alan etkisinde kalan protonlar bu manyetik alanla aynı ya da zıt yönde yönlenir.

c. Uygulanan RF itmesi hidrojen protonlarının enerji soğurarak başka bir düzleme taşınmasını sağlar.

d. RF itmesi kesildiğinde hidrojen protonları enerji salarak eski durumlarına dönmeye çalışır.

Tablo 1.1: Manyetik alan içindeki hidrojen protonlarının hareketi

90º RF darbesinin uygulandığı anda M_0 net manyetizasyon vektörü x,y eksenine yatacağından z eksenindeki büyüklüğü 0'a eşit olacaktır. 90ºlik RF darbesinin uygulanmasıyla birlikte aynı frekansta fakat düzensiz salınım hareketi (out of phase) yapan protonların vektör uçları aynı anda salınım çemberinin aynı noktasında olur. Buna protonların "in-phase" konumda olmaları denir. RF dalgasının sona erdirilmesinden sonra protonlar yeniden dış manyetik alanın etkisine girer ve eski konumlarına dönmeye çalışır. RF

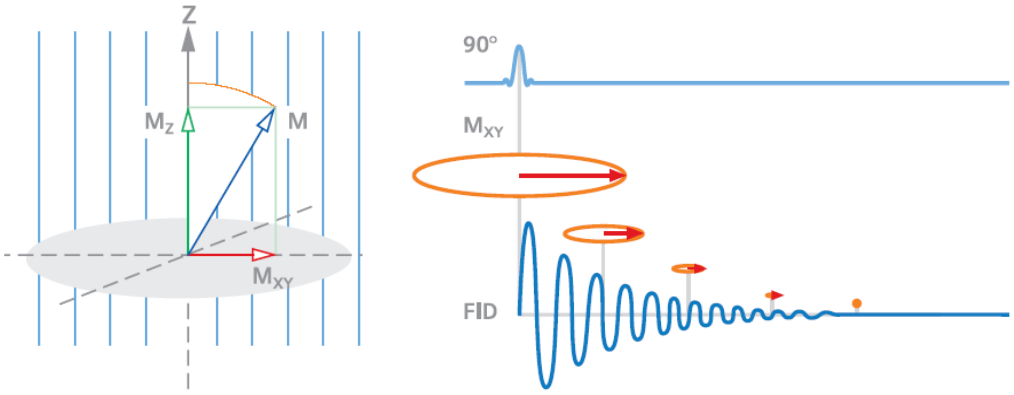
dalgası kesildikten sonra belli bir süre beklenirse doku manyetizasyon vektörünün eski konumuna ulaştığı görülür. Doku manyetizasyonundaki bu değişim RF anten sargılarında Larmor frekansına eşit frekansta bir sinyal oluşturur. Böylece dokudan sinyal elde edilebilir ve doku manyetizasyonu ölçülebilir. Kısaca özetlemek gerekirse uygulanan RF dalgasının iki önemli etkisi vardır:

- Protona enerji transferi gerçekleşir, buna bağlı olarak düşük enerji seviyesindeki bazı protonlar yüksek enerji seviyesine ulaşır yani paralel konumdan antiparalel konuma geçer.
- Aynı frekansta ancak düzensiz bir şekilde salınım hareketi yapan protonların vektör uçları salınım çemberinin aynı noktasında toplanır.

1.1.7. Relaksasyon

Doku manyetizasyonunu ölçmek için uyguladığımız RF dalgası kesildikten bir süre sonra uyarılmış olan protonlar tekrar eski konumlarına döner ve manyetizasyon vektörü tekrar manyetik alan yönünü gösterir. Bu işleme **relaksasyon** denir. Bunun için RF dalgası uygulandıktan sonra oluşan x,y düzlemindeki manyetizasyon vektörünün (transvers manyetizasyon) ortadan kaybolması ve manyetik alan ile paralel ilk manyetizasyon vektörünün (longitudinal manyetizasyon) yeniden oluşması gerekir. Bu olay iki bölümde incelenir:

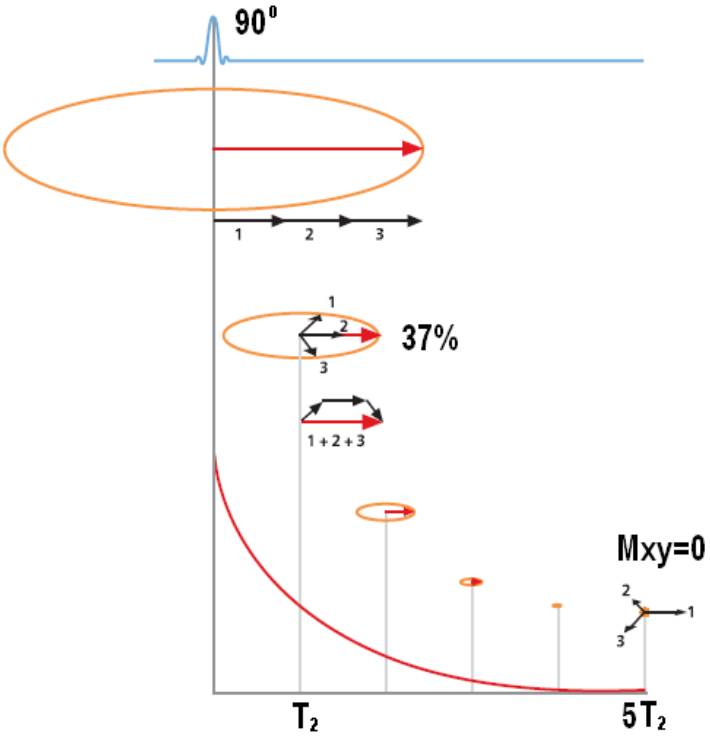
- Transvers Relaksasyon (T2 relaksasyonu veya spin-spin relaksasyonu**(Mxy))**
- Longitudinal Relaksasyon (T1 relaksasyonu veya spin-lattice relaksasyonu **(Mz)**



Şekil 1.10: Relaksasyon

Manyetizasyon vektörünün 90 º RF darbesi uygulandıktan sonraki davranışlarını ifade etmek üzere iki parametre kullanılır. Bunlar T1 ve T2 zamanlarıdır. Bu parametreler farklı dokularda farklı değerlere sahip olduğundan MR görüntüleme tekniğinde çok önemli parametrelerdir.

1.1.7.1. Transvers Relaksasyon (T2 Relaksasyonu (Mxy))



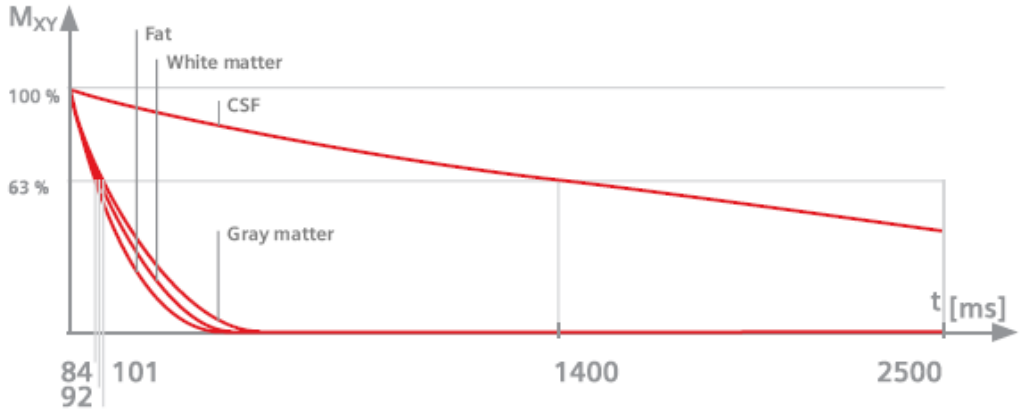
Şekil 1.11: T2 relaksasyonu

90º lik RF darbesi uygulanarak dokunun net manyetizasyon vektörünü x, y düzlemine yatırmıştık. İlk anda x, y düzlemine yatırılmış bu vektörün büyüklüğü maksimumdur.

RF dalgası kesildiği anda protonlar tekrar eski konumlarına dönmek isteyeceklerinden x, y düzlemine yatırılmış olan manyetizasyon vektörü zamanla kaybolacaktır.

Protonlar magnetik momentlerinden dolayı birbirlerini etkileyeceğinden (spin-spin etkileşimi / spin to spin interaction), in-phase durumunda olan spin vektörleri zamanla bu durumlarını kaybedeceklerdir. Bundan dolayı da transversal manyetizasyon kaybolmaya başlayacaktır. Sinyal eksponansiyel olarak azalacaktır.

Genlikteki bu eksponansiyel azalma T2 değeriyle tanımlanır. T2 zamanı x-y düzlemindeki genliğin % 37'ye düşene kadar geçen zamandır (Şekil 1.12).



Şekil 1.12: T2 zamanı

Transvers relaksasyonun oluşmasında iki faktör söz konusudur. Birincisi manyetik alan inhomojenitesidir. MR incelemesinde uygulanan manyetik alan mümkün olduğu kadar homojen yapılmaya çalışılsa da her bir protona eşit ölçüde manyetik etki göstermesi mümkün olmamaktadır.

T_2 constants are largely field-*independent*.

T_2 constants (in ms)	
Fat	84
Muscle	47
White matter	92
Gray matter	101
CSF	1,400

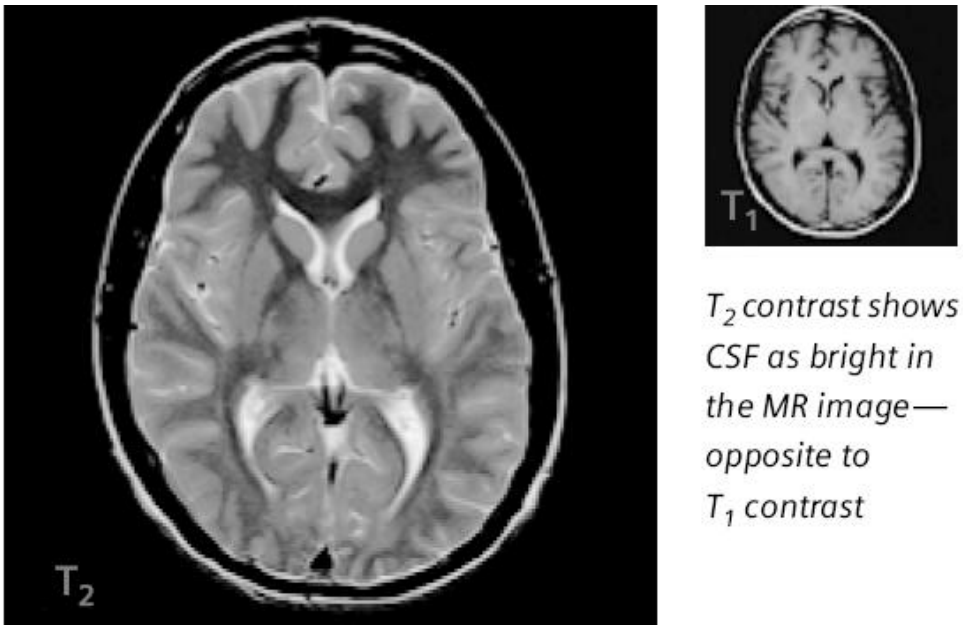
Fat has a short T_2, water has a long T_2.

Tablo 1.2: T2 sabiti (ms'deki)

İkinci neden ise protonların çevresinde yer alan atom ve moleküllerin dış manyetik alanda mikro düzeyde değişiklik meydana getirmeleridir. Farklı mikro çevre etkileri nedeniyle Larmor eşitliği uyarınca protonların salınım hızları farklılaşacaktır ve x-y düzleminde vektörler hızla farklı yönlere doğru dağılır.

T1 ve T2 relaksasyonları aynı anda başlayıp birlikte devam eden fakat devam etme süreleri birbirinden farklı iki ayrı süreçlerdir. T1 relaksasyonu 0'dan başlayıp RF dalgası gönderilmeden önceki maksimum seviyesine doğru ilerlerken T2 relaksasyonu maksimum bir değerden başlayıp 0'a doğru bir azalma gösterir.

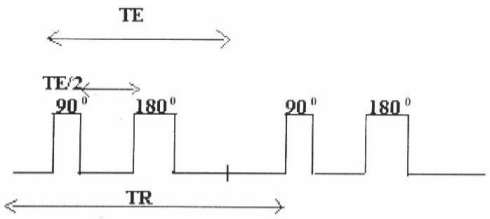
Kısaca, T1 süresi manyetizasyon vektörünün eski hâlini kazanma, T2 süresi de RF dalgasından sonra x-y düzleminde oluşan vektörün bozulma süresi olarak tanımlanabilir.



Resim 1.1: T1 ve T2 kontrastlarında görünümler

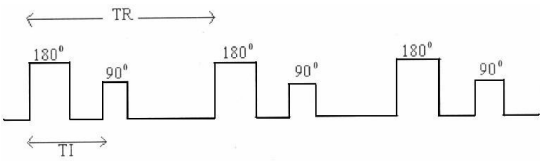
MR'da görüntüyü etkileyen parametreler değiştirilerek farklı puls sekansları oluşturulabilir. Görüntünün T1, T2 veya proton ağırlıklı özellikte olması, RF pulsunun bu parametresini etkiler (Tablo 1.3).

Puls Sekansları

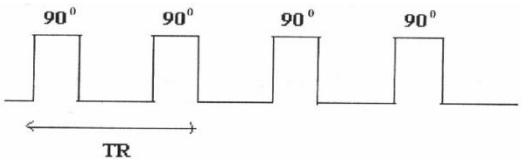


90° ve 180°lik darbeler: Dış manyetik alan yönünde dizilmiş çekirdeklere önce 90°lik RF dalgası gönderildiğinde, yatay pozisyona geçer. Bu durumdaki çekirdekler 180°lik darbe uygulandığında, bulundukları yönün tam tersine doğru yönelir. Burada 180°lik darbeden sonra birbirleri ile etkileşen çekirdeklerin spinlerinin bir yankısı alınır. Peş peşe gelen her 90° ve 180° darbe serilerinin T zamanları ve gittikçe denge durumuna yaklaşan manyetizasyon yankıları hakkında bilgi alınabilir.

Puls Sekansları



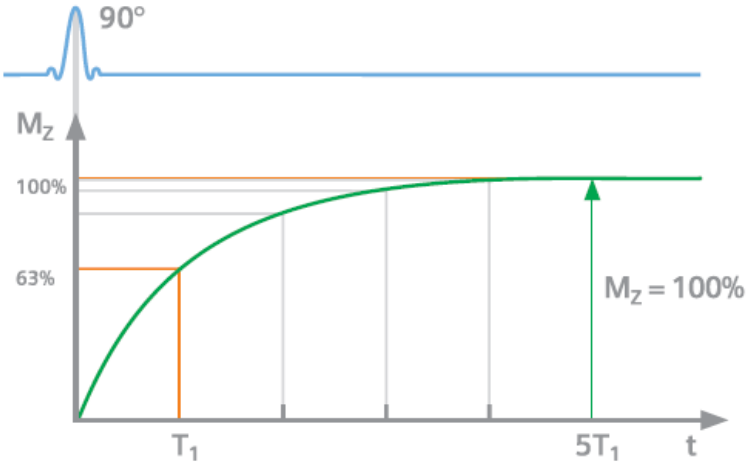
180° ve 90°lik darbeler: Bu teknikte önce 180° ve sonra 90°lik darbeler belirli aralıklarla dokuya gönderilir. İlk 180°lik darbe ile çekirdekler sabit dış manyetik alanın tam tersi konuma FID sinyali yayarak döner. Çekirdekler manyetizasyonu sabit dış manyetik alan doğrultusuna dönerken 90°lik bir darbe daha gönderilir. Bu defa yatay pozisyona yönelen çekirdekler yine FID sinyali yayar. Manyetizasyonun ve çekirdeklerin konumları hakkında bilgi toplanır. Darbeler arasındaki zaman değiştirilerek hassas kontrast farklılıkları ve daha net görüntüler alınabilir.



90°lik darbeler: 90°lik RF dalgaları belirli aralıklarla peş peşe gönderilir. Her darbeyi alan çekirdek yatay pozisyona geçer ve FID sinyali yayarak başlangıç konumlarına dönmeye başlar. Bu dönüş zamanları T1 zamanını oluşturur. Peş peşe gelen darbelerle denge ve doyuma ulaşılır. Değişik T1 zamanına sahip çekirdeklerin manyetizasyonları farklı olur. Kısa T1 zamanına sahip olan çekirdekler, uzun olanlara göre daha çabuk dengeye ulaşır. Birbirlerine yakın ve farklı T1 zamanları uygulanan biyolojik dokular bu nedenle birbirlerinden farklı sinyaller verir. Darbelerin tekrarlanma aralıkları kısaltılarak ve yumuşak dokular ile bunları çevreleyen sıvı yapılar arasındaki kontrast arttırılarak daha iyi görüntü netliği sağlanabilir.

Tablo 1.3: Puls sekansları

1.1.7.2. Longitudinal Relaksasyon (T1 Relaksasyonu (Mz))



Şekil 1.13: T1 relaksasyonu

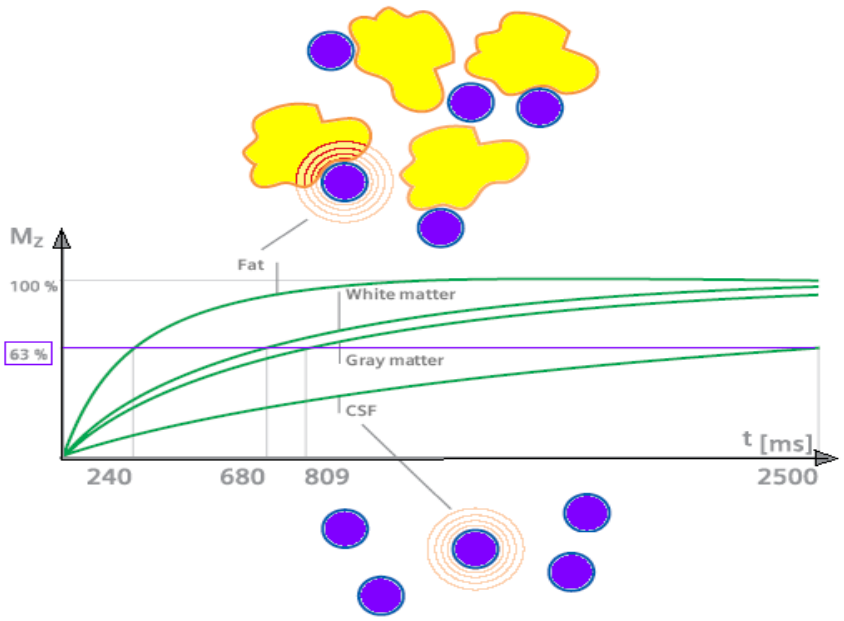
90 º RF darbesi uygulayarak manyetizasyon vektörü x-y düzlemine yatırıldıktan sonra RF darbesi kesildiğinde protonlar eski konumlarına dönmeye başlar. Bu süreçte longitudinal vektörün giderek büyüdüğü ve belli bir süre sonra da eski değerine ulaştığı görülür. Vektörün eski değerinin % 63'üne ulaşıncaya kadar geçen süreye T1 zamanı denir. Vücudun değişik dokularında manyetizasyon vektörü eski konumuna değişik sürelerde döner, dolayısıyla her doku için T1 süreleri farklıdır.

T_1 constants (in ms)

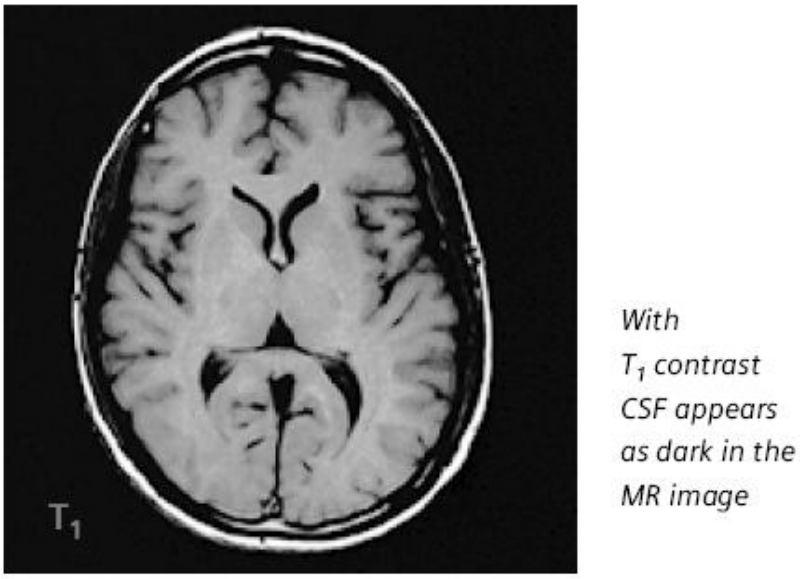
	0.2 Tesla	1.0 Tesla	1.5 Tesla
Fat		240	
Muscle	370	730	863
White matter	388	680	783
Gray matter	492	809	917
CSF	1,400	2,500	3,000

Rule of thumb:
Fat has a short T_1,
water has a long T_1.

Tablo 1.4: T1 sabiti (ms'deki)



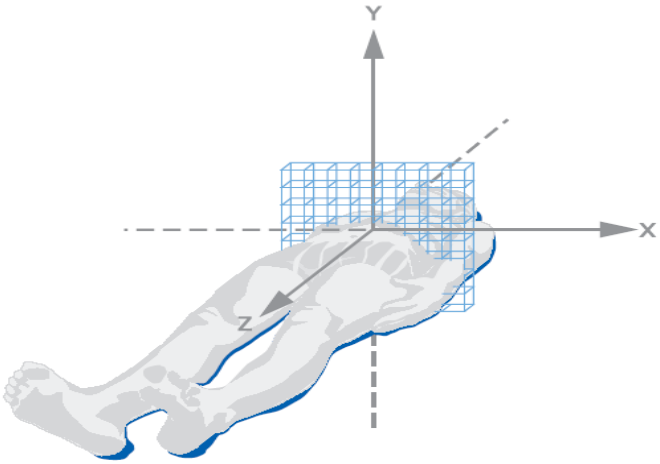
Şekil 1.14: CSF noktalarının Mz düzleminde zamana bağlı eğrisi



Resim 1.2: MR görüntüsünde T1 kontrastında CSF'nin gözüken koyu görüntüsü

1.2. Görüntü Oluşturulması

MR incelemesinde öncelikle sinyalin vücudun neresinden geldiği belirlenmelidir. Bunun belirlenmesi gereklidir çünkü hasta magnetin içine sokulduğunda burada oluşan manyetik alanın yönünde tüm protonlar dizilecek ve Larmor frekansında presesyona başlayacaklardır. Bu da istenen herhangi bir bölgenin incelenebilmesi için yeterli değildir. İncelenecek olan bölgenin sınırlandırılmasının yani adresinin belirlenmesine ihtiyaç vardır. Bu da gradient sargılarıyla yapılabilir. Gradient sargıları üç boyutlu uzayda incelenecek olan noktanın yerinin belirlenmesine imkân sağlarlar. Böylece alınan sinyalin hangi bölgeden geldiği belirlenmiş olur. Bunu yapabilmek için kesit belirleme, frekans kodlama ve faz kodlama gradientlerini belli bir düzende açıp kapayarak dış magnetik alanda ufak değişiklikler yapılır. Bu gradientler teke tek çalıştırılabileceği gibi ikisi veya üçü bir arada da çalıştırılabilir. Böylece bu bölgelerde manyetik alanda değişiklikler meydana geldiği için protonların presesyon frekansları değişecektir. Bu şekilde incelenecek bölge belirlenir.



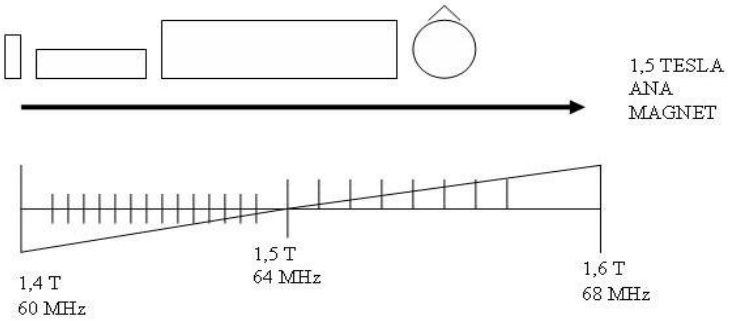
Şekil 1.15: Üç boyutlu uzayda inceleme

1.2.1. Gradientler

MR cihazlarında gradiyentler, kesit belirleme gradienti, frekans kodlama gradienti, faz kodlama gradienti olarak üç şekilde incelenebilir.

Resim 1.3: MR cihazlarında baskı devreli gradient sargıları

1.2.1.1. Kesit Belirleme Gradienti (Slice Selection Gradient (Gs))(z Ekseninde)



Şekil 1.16: Kesit belirleme gradyentinin uygulanışı

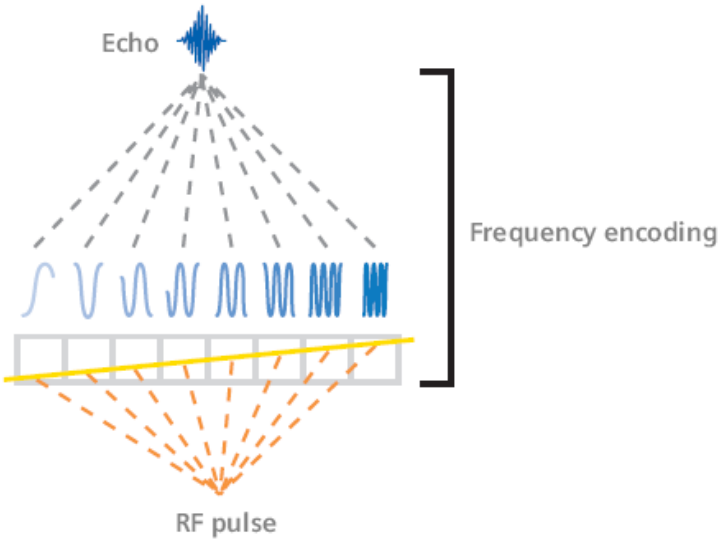
Spesifik bir kesidinin incelenmensine imkân sağlayan gradiente kesit belirleme gradienti (Slice Selection Gradient (Gs)) denir. Bu gradient çalıştırıldığında manyetik alanı çok küçük oranlarda değiştirerek eğmektedir. Şekil 1.16'da a manyetik alan merkez noktası aynı kalmak üzere hastanın ayaklarından başına doğru artacak şekilde manyetik alan kademeli olarak değiştirilmektedir. Bu gradient z ekseninde uygulanır (hastanın yatış yönü ya da magnetin manyetik alan vektörü yönünde).

Protonların salınım frekansı manyetik alanla doğru orantılı olarak değiştiğinden, kesit belirleme gradienti çalışırken bir RF darbesi uygulandığında, bu gradientle belirlenen kesitteki protonlar uyarılır, böylece hangi kesitten sinyal alındığı belli olur. Bu şekilde uyarılacak doku bandı belirlenirken kesit kalınlığı da kontrol edilebilir.

Kullanılan RF dalgasının frekans bandı ve gradientin dikliği, kesit kalınlığını belirleyen faktörlerdir. Frekans bandı dar bir RF darbesi ile uyarılan doku bandı ince olurken spektrum genişledikçe doku kalınlaşmaktadır. Diğer bir şekilde de aynı frekans spektrumuna sahip bir RF pulsu kullanılarak sadece gradientin dikliği değiştirilerek seçilen kesit inceltilebilir veya kalınlaştırılabilir. Kesitin pozisyonu ve kalınlığı belirlendikten sonra sinyalin kesitin hangi noktasından geldiğinin belirlenmesi gerekir.

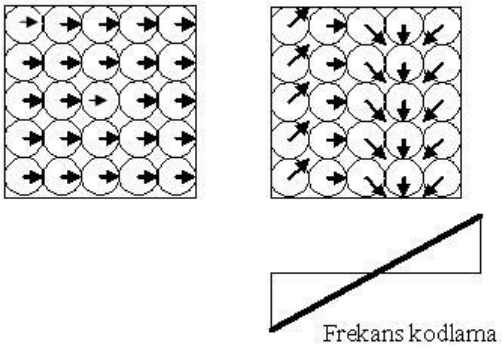
1.2.1.2. Frekans Kodlama Gradienti (Frequency-Encodıng Gradıent (Gf)) (x ekseninde)

Kesitin kalınlığını ve pozisyonunu belirlendikten sonra, kesit belirleme gradientine artık ihtiyaç kalmaz ve bu gradiente dik başka bir gradient çalıştırılır. Sinyalin kesitin hangi noktasından geldiğini belirlemek için çalıştırılan bu gradient frekans kodlama gradientidir. Okuma gradienti olarak da adlandırılır.



Şekil 1.17: Frekans çözümleme

Frekans kodlama gradienti sinyalin alındığı anda çalıştırılır ve çalıştığı eksende (x ekseni) manyetik alanın gücünü değiştirir. Uygulanan bu gradientle kesitin ortasından geçen hattan kenarlara doğru uzaklaştıkça manyetik alandaki değişimin etkisiyle presesyon frekanslarında artma ya da azalma yönünde değişmeler olacaktır.



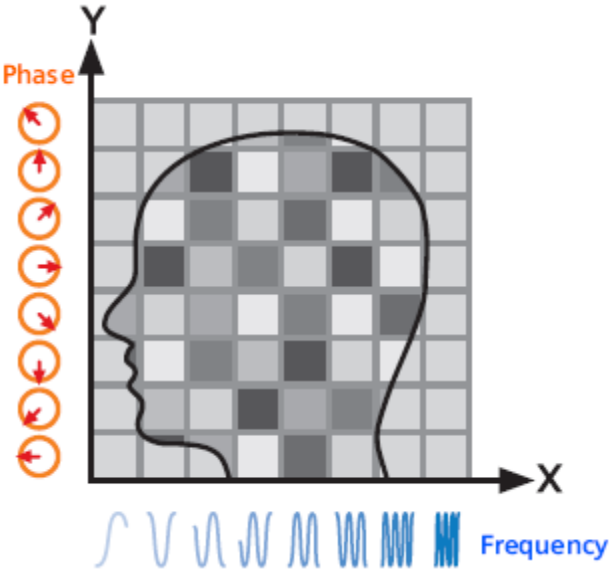
Şekil 1.18: Frekans kodlama gradyenti uygulandıktan sonra protonların durumu

Gradientin sinyal kaydı sırasında uygulanması nedeniyle kesit içindeki her proton presesyon frekansına uygun frekansta sinyal yayınlayacak dolayısıyla algılanacak sinyaller de farklı frekanslarda olacaktır. Aynı frekanstaki sinyaller gradientin orta hattına eşit uzaklıkta olan noktalardan salınacağı için frekans kodlama gradientinin uygulanması ile dokular adeta paralel kolonlar oluşturacak şekilde ayrılmış olur. Böylece frekanslarındaki sapmaya göre sinyallerin kesit içerisinde yerleşimi kısmen yapılabilir. Kesit içerisinde tam bir lokalizasyon için sinyallerin diğer eksendeki (y ekseni) yerleşimi yapılabilmelidir.

Frekans kodlama gradientinin gücü artırılırsa dokunun gradient yönündeki uçları arasında proton presesyon frekanslarındaki farklılık artar. Bu da saptanan sinyallerde, frekans bandının genişlemesine neden olur.

1.2.1.3. Faz Kodlama Gradienti (Phase-Encodıng Gradıent (G_P)

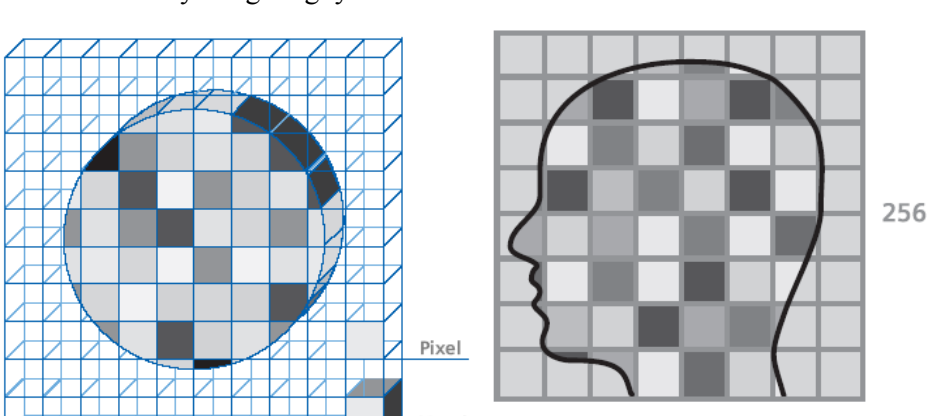
Bu gradientin esas amacı kesit içindeki kolonlar arasında faz kayması (phase shift) oluşturmaktır. Çok kısa bir süre için uygulanıp hemen kaldırılır. Diğer gradientlerde olduğu gibi manyetik alanı eğmez. Belli bir zaman dilimi için dış manyetik alan gücünü kontrollü olarak değiştirir. Gradient çok kısa bir süre açık kalır ve açık kaldığı süre boyunca uygulandığı kolondaki protonların presesyon frekanslarını değiştirir. Gradient kapatıldığında protonlar yeniden eski presesyon frekanslarına geri dönerler fakat bu gradient uygulanmadan önceki "in-phase" durumlarını kaybederek "out of phase" durumuna geçmişlerdir yani artık aynı fazda salınım yapmamaktadır.



Ş

Şekil 1.19: Gradientin frekans faz değişimi

Uygulanan gradientin gücüne bağlı olarak daha önce oluşan kolonlar arasında bir faz kayması meydana gelir. Faz kodlama ile kolonlar arasındaki faz kaymasının + ve - yönlerde olduğu düşünülürse gradientin en güçlü biçimde çalıştırıldığı anda faz kayması maksimum, gradientin hiç çalıştırılmadığı orta sinyalde ise sıfır olacaktır. Faz kaymasının belirgin olması ile elde edilecek sinyalin genliği düşer, buna karşılık kaymanın olmadığı veya daha az olduğu durumlarda sinyalin genliği yüksek olur.



Şekil 1.20: Pixel-Voxel karşılaştırması

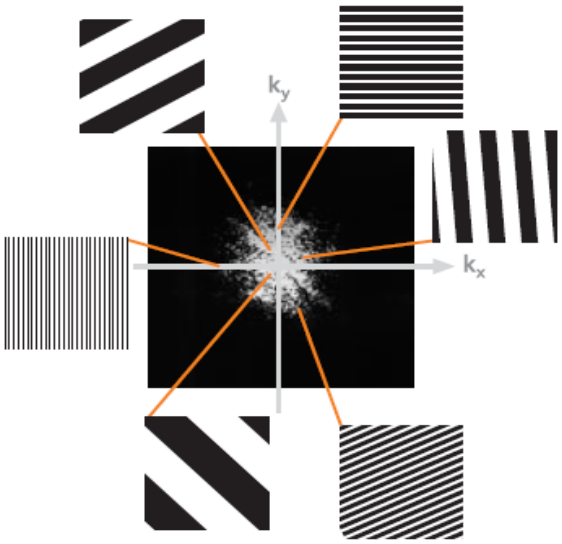
Uygulanan faz kodlama gradyenti sinyallerin fazını değiştirmiş olmakla birlikte tüm kesiti eşit oranda etkilediği için henüz görüntü oluşturmak için kullanılan "voksel" bilgisi oluşturmak mümkün değildir. Voksel sinyalin alındığı esas doku volümüdür, piksel ise ekrana yansıyan iki boyutlu alandır. Vokselden kaynaklanan sinyal ekranda piksele düşen alanda intensite (parlaklık) olarak görülür. Voksel bilgisine ulaşabilmek için bahsedilen işlemlerin her bir matriks sırası için tek tek yeniden yapılması gereklidir (Örneğin, 256x256 seçilen bir matriks için 256 kez).

Şekil 1.21: Voksel bilgisine ulaşmak için işlemlerin tekrarı

Faz kodlama gradient basamak sayısı artırıldıkça görüntü üzerindeki piksel sayısı artacağından detay (boyutsal rezolüsyon) artacaktır. Diğer yandan tek bir kesit için gereken süre ve de dolayısıyla toplam inceleme süresi artar. Bu nedenle faz kodlama yönünde matriks sayısının düşük seçilmesi süreyi önemli ölçüde kısaltırken görüntüyü negatif yönde etkiler.

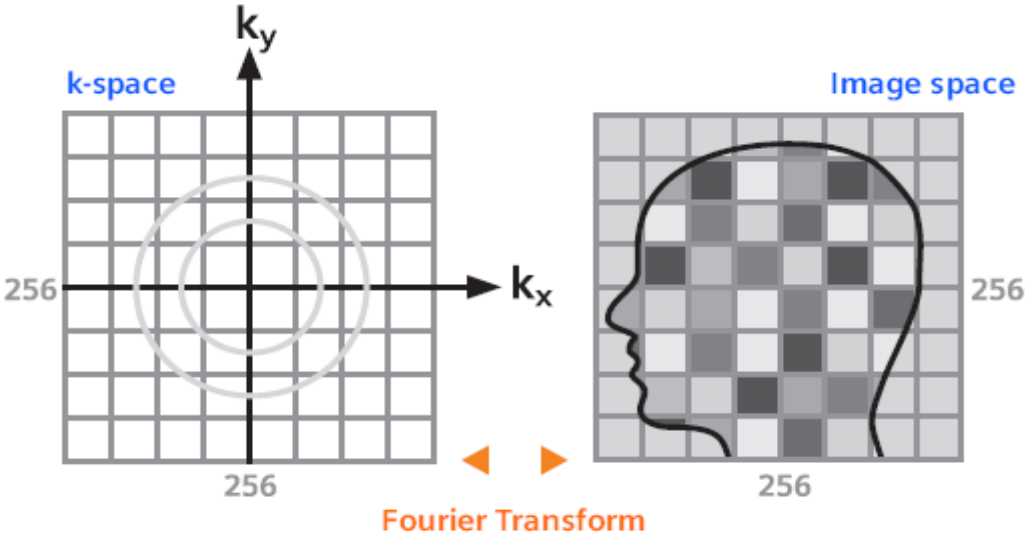
1.2.2. Matriks

Tüm kesitin oluşturulması için gerekli uygulamaların tamamlanmasından sonra faz kodlama gradienti basamak sayısına eşit sayıda sinyal öbeği birikir. Faz kodlama gradienti tek bir uyarı için sabit bir değerdedir ancak uyarılar arasında gradient değerlerinde değişme olmaktadır. Bu nedenle bir uyarıda elde edilen veri öbeği tek bir sıra bilgisi değil, tüm kesit bilgisini içerir.

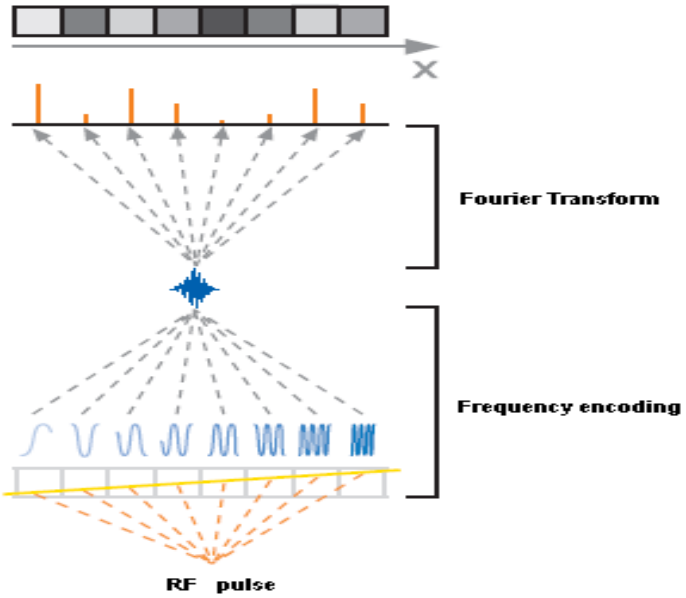


Şekil 1.22: Öbek

Görüntünün oluşturulabilmesi için bütün öbeklerin bir arada değerlendirilmesi gerekir. Bu öbeklerin K uzayı adı verilen sanal bir ortamda bulunduğu kabul edilir. K uzayı (data matrix) içerisinde her bir faz kodlama gradient basamağında elde edilen sinyaller sıraları, her bir öbekteki frekans dağılımı da kolonları oluşturur. Böylece x, y koordinatları olan ve her bir koordinatında sinyallerin yerleştirilmiş olduğu bir ortam elde edilir. Daha sonra K uzayındaki her sıra ve kolon "Fourier Transform"a tabi tutularak görüntü matriksi oluşturulur (Şekil1.23).



Şekil 1.23: Görüntü matriksinin oluşturulması



Şekil 1.24: RF darbelerinin fourier transformuyla görüntü matriksine dönüştürülmesi

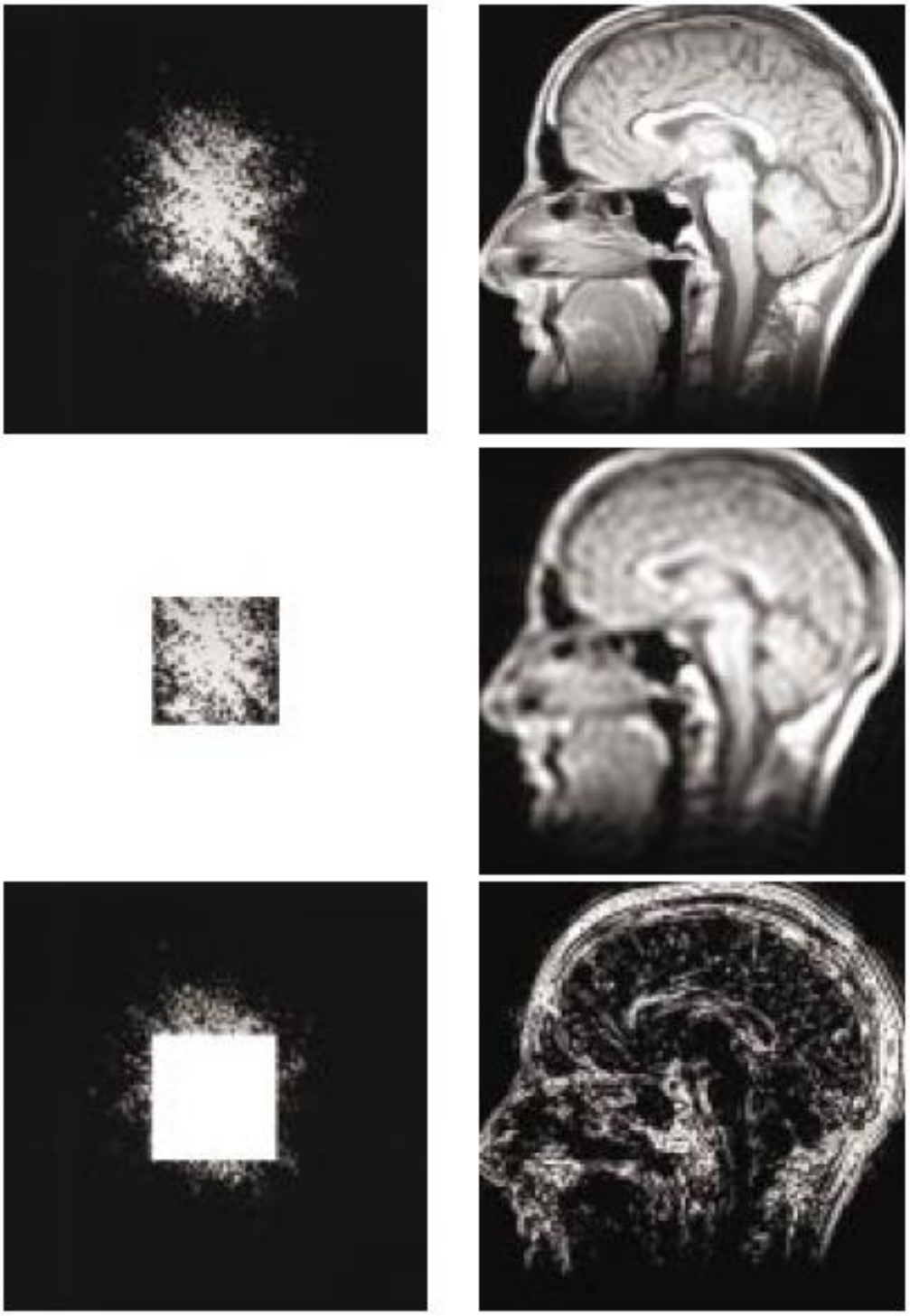
Bu matrikste her bir pikselin intensite değerleri tek tek hesaplanır ve bu değerler renk kodu ile boyandıktan sonra görüntü birimlerinde değerlendirilerek görüntüye çevrilir (Şekil 1.25).

Şekil 1.25: Görüntüye çevirme aşamaları

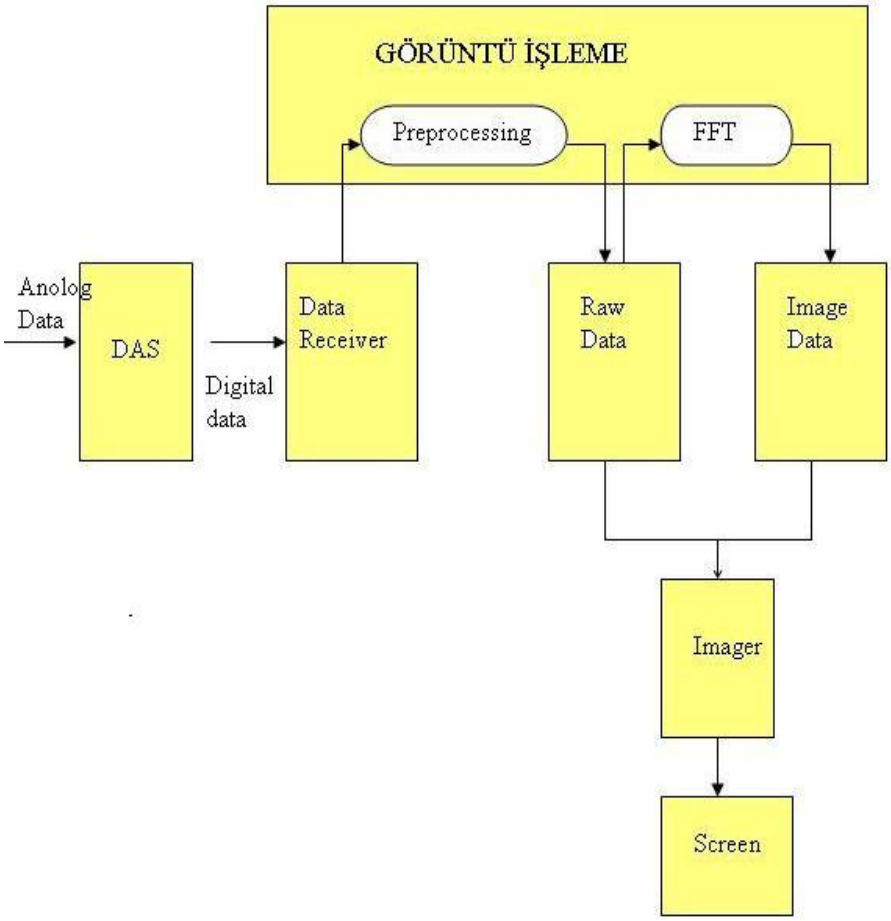
Tüm bu işlemler Şekil 1.26'daki blok şemayla daha iyi anlaşılabilir. Hastadan gelen sargılar, alıcı sargılar vasıtasıyla algılanıp demodülasyona uğradıktan sonra DAS (Data Acquisition System) ünitesine uygulanır. Bu ünitede sinyal belli zaman aralıklarıyla örneklenerek sayısal bir sinyale dönüştürülür.

Bir veri alıcısında geçici olarak tutulduktan sonra görüntü işlemciye gönderilir. Burada sinyal önce "preprocessing" işlemine tabi tutulur.

Bu işlem sırasıyla şu algoritmaları içerir: Ofset-düzeltme, ortalama alma ve filtreleme. Bu işlemden sonra elde edilen "raw data (ham veri)"ya görüntü işlemcisi tarafından iki boyutlu Fast Fourier Transform (2DFFT) uygulanarak görüntü hesaplamaları yapılır ve görüntü verileri (image data) elde edilir (Resim 1.4). Daha sonra elde edilen bu veriler görüntüleme ünitesine (ımager) uygulanır ve görüntüleme ünitesi de anolog bir video sinyali üreterek görüntünün ekrandan görünmesini sağlar.



Resim 1.4: (Raw) işlenmemiş data-(ımage) işlenmiş görüntü datası



Şekil 1.26: Görüntü oluşturma işlemi akış diyagramı

1.2.3. Görüntü Kalitesini Etkileyen Faktörler

Görüntü kalitesini etkileyen üç önemli faktör vardır. Bunlar:

- Sinyal gürültü oranı (SNR),
- Kontrast gürültü oranı (CNR)
- Boyutsal rezolüsyondur.

Bu faktörler çekim esnasında çeşitli parametrelerle oynanarak ayarlanabilir.

1.2.4. MRG'de Artefakt

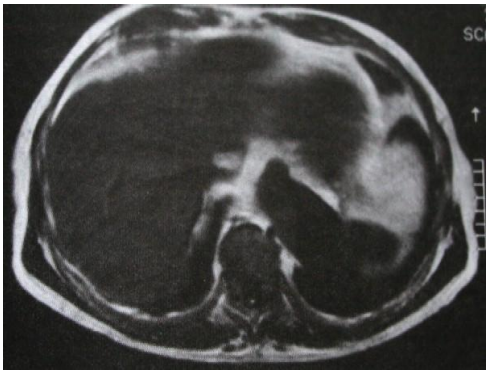
MRG, belki de radyolojide bu gün için kullanılan sistemlerden artefakta en duyarlı olanıdır. Bu teknikte görülen artefaktlar genel olarak iki başlık altında incelenmektedir.

- Hasta artefaktları
- Görüntüleme (imaging) artefaktları

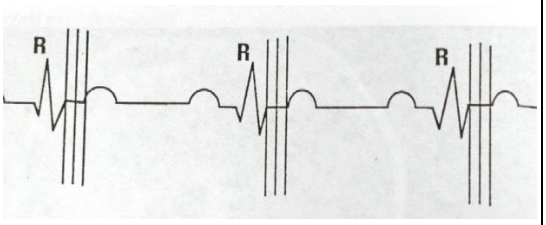
Hasta Artefaktları	Görüntüleme (Imaging) Artefaktları
➢ Hareket ➢ Kardiyak ➢ Solunum ➢ Vaskuler ➢ Peristaltik ➢ Ferromanyetik materyaller ➢ Hastanın yanlış pozisyonu	➢ Aliasing ➢ Truncation ➢ Kimyasal sapma (chemical shift) ➢ Eddy Currents ➢ Coil Loading ➢ RF Interference ➢ Crosstalk

1.2.4.1.Hasta Artefaktları

Hareket: Hastanın bilerek hareketi veya solunum ve kardiyak aktivite gibi fizyolojik hareketleri ile MRG'de görüntünün belirgin şekilde bozulmasıdır (Resim 1.5). MRG'de inceleme süresinin diğer tekniklere göre uzun olması bu artefaktların belirginleşmesine neden olmaktadır. Temelde, hareketin artefakta yol açması, dokudan gelen sinyalin frekans-kodlama ve faz-kodlama gradiyentleri boyunca yanlış voksellere kodlanması veya aynı voksel için birden fazla kodlanmanın yapılması ile olur.



Resim 1.5: Hareket artefaktı. SE sekansı kullanılarak elde edilen T1 ağırlıklı aksiyal görüntüde diafragmetik harekete bağlı olarak artefakt izlenmektedir.



Sekil 1.27: Kardiyak gating tekniğinde şekilde görüldüğü gibi R dalgası trigger (tetik) olarak kullanılır.

Bugün için periyodik hareketlerin neden olduğu artefaktları ortadan kaldırmak için en çok kullanılan yöntem "fizyolojik gate" tekniğidir (kardiyak gating, solunum gating). Bunun anlamı, sinyal kaydının bu fizyolojik periyodik hareketlerin sadece bir safhasında yapılmasıdır.

MRG'de hastaya nefes tutturma spin-eko gibi incelemenin uzun sürdüğü sekanslar için mümkün olmasa da gradiyent-eko (FLASH veya GRASS) gibi incelemenin çok kısa sürdüğü sekanslarda uygulanabilir. Bir nefes tutma zamanında birden çok kesit hakkında sinyal toplanabilmektedir. Bununla birlikte hastanın her nefes tutuşunun aynı düzeyde olmaması ile yine artefaktlar oluşabilmektedir.

Solunum ve kardiyak hareketler ile karşılaştırıldığında, kan akımı belirgin derecede hızlıdır (Örneğin sistolde aortik kan akım hızı saniyede 150 cm'dir). Dolayısıyla spin-eko sekansı kullanılıyor ise bir kesite uyan voksellerdeki protonlar 90° RF puls ile etkilenmekte (enerji değişimi olmakta) ancak, 180° RF puls kullanılacağı zaman, kesitte vasküler yapı içindeki protonlar kesit dışına çıkmış olduklarından akan kandan sinyal elde edilememektedir ve buna "signal void" denir.

Bunun tersi olarak da başka bir kesitte 90° RF puls ile uyarılmış olan protonlar sinyale neden olabilmektedir. Bu nedenle kan akım hareketlerine bağlı artefaktlar oldukça karmaşık olarak bilinirler.

Bunun haricinde vasküler yapıların pulsatil hareketlerine bağlı artefaktlar oluşmaktadır ve bu faz-kodlama aksisinde görülmektedir (bu artefakt Gradiyent-eko sekansında daha belirgindir). Kardiyak gating tekniğini uygulamak bu artefaktları oluşmasını kısmen azaltır.

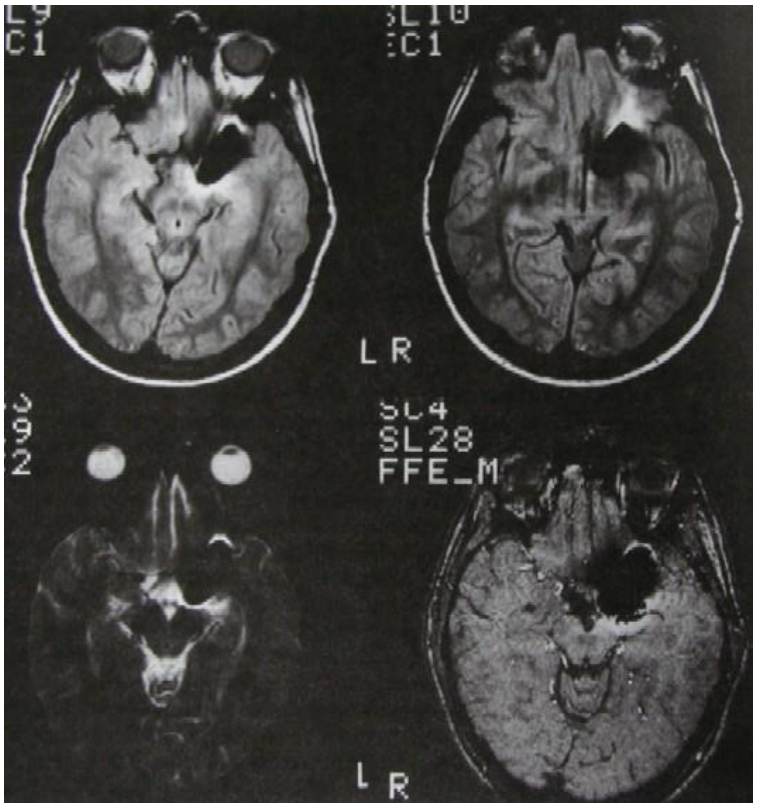
Ferromanyetik materyaller: Görüntülenen volümde ferromanyetik materyalin olması görüntüyü belirgin derecede değiştirir ve bu alanlar sinyal yokluğu (signal void) ve / veya artmış sinyal sahaları olarak görülür. Bu etki ferromanyetik materyalin şekline ve miktarına bağlıdır.

Bu artefaktın nedeni, ferromanyetik materyalin magnet homojenitesini bozmasıdır. Homojenite bozulunca bu bölgede frekans-kodlama ve faz-kodlama ile elde edilen sinyalin lokalizasyonu doğru olarak yapılamamaktadır.

MRG incelemesi sırasında ferromanyetik materyaller olarak karşımıza, genellikle metal sütürler, cerrahi klipsler veya ortopedik protezler çıkmaktadır. Bununla birlikte, hastanın üzerinde bulundurabileceği metal düğmeler, anahtarlar, metal süs eşyaları da homojeniteyi bozup artefaktlara neden olabileceğinden bu kategoride incelenir. Bu materyaller elde edeceğimiz görüntüyü bozmaktadır. Bununla birlikte bazı durumlarda magnetin güçlü manyetik etkisi ile bu materyaller de etkilenebilmekte ve hastaya zarar verebilmektedir (Resim 1.6).

Hastanın yanlış pozisyonu: MRG'de optimal kalitede görüntü elde etmek için hasta pozisyonunun uygun şekilde yapılması önemlidir. Çünkü bütün alıcı sargıların (receiver coil) belli bir volüm sensitivitesi vardır. Bu özellikle yüzey sargılarında (surface coil) önem kazanmaktadır. Bununla birlikte büyük bir volüm sensitivitesi olan head (baş) ve body (gövde) volüm sargılarında da hastanın Z aksisi boyunca uygun şekilde yerleştirilmesi gerekir.

Head ve body (baş ve vücut) volüm sargıları büyük bir volümde çalışıyor olsa da sensitiviteleri sargı (coil) merkezinde maksimumdur, merkezden uzaklaştıkça bu sensitivite azalmaktadır. Bu nedenle esas olarak incelenmek istenen vücut bölümünün sargı santralinde olmasına dikkat edilmelidir.

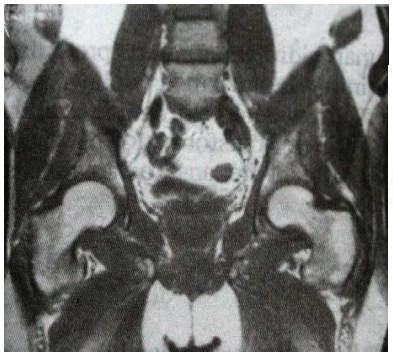


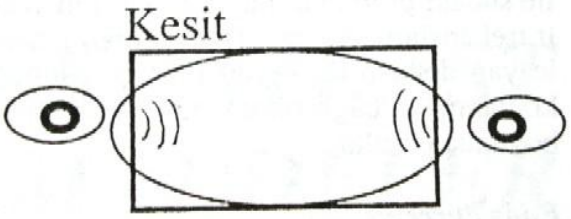
Resim 1.6: Ferro-manyetik materyal artefaktinin düşük ve yüksek sinyal alanları şeklinde izlenmesi

Kardiyak, solunum, vaskuler ve peristaltik hasta artefaktları görüldüğünde sağlık elemanından yardım isteyiniz.

1.2.4.2. Görüntüleme Artefaktları

Bu artefakt genellikle incelenen bölge hasta volümünden küçük olduğu zaman veya küçük FOV ile çalışıldığında faz-kodlama veya frekans-kodlama aksisinde veya her iki aksiste birden görülmektedir. Bununla birlikte sıklıkla faz-kodlama aksisinde ortaya çıkmaktadır (Resim 1.7, Şekil 1.28).

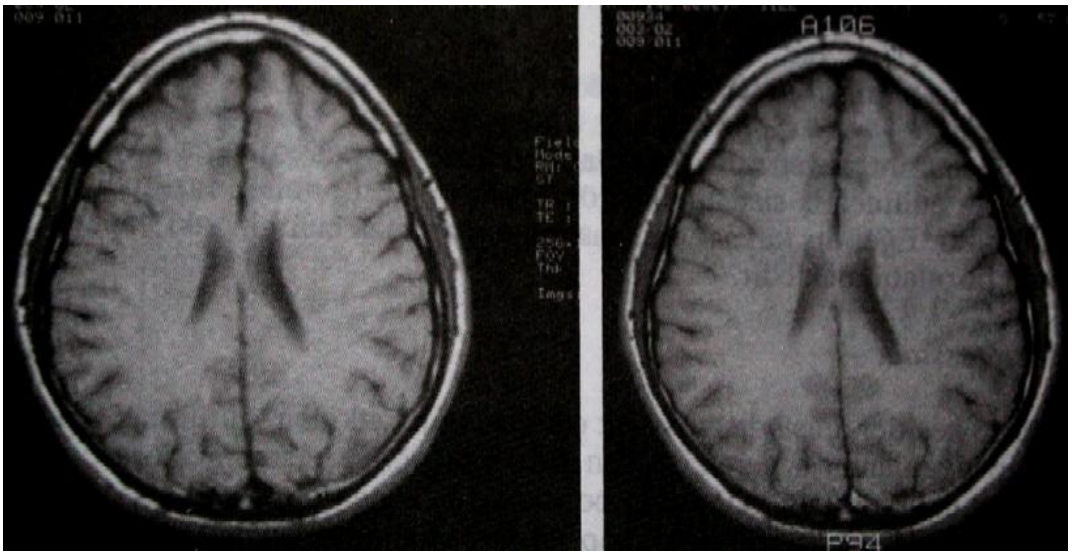




Resim 1.7: Görüntüleme artefaktı **Şekil 1.28: Hasta hacminin görüntüleme artefaktı ile ilişkisi**

Yüzey (surface) sargıların kullanılıyor olması bu artefaktların oluşmasını artırır. Bu artefakta çözüm olarak frekans-kodlama ve faz-kodlama gradiyentlerin yerleri değiştirilebilir. Diğer bir çözüm olarak faz-kodlama aksisinde daha yüksek matriks değeri kullanılabilir.

Truncation: Bu artefakt ayrıca "ringing artefakt" veya "Gibbs fenomeni" olarak bilinmektedir. Genellikle faz-kodlama aksisi boyunca ve 128 faz-kodlama step sayısında (matriks 128 x 256 gibi) görülür [41] (Resim 1.8). Bunun nedeni, "Fourier Transformation"da görüntü için gerekli sürede sinyal kaybı (sampling) yapılamamasıdır. 256 faz-kodlama step sayısı kullanıldığında bu artefakt genellikle kaybolur. Dolayısıyla bu artefakttan kurtulmak için faz-kodlama step sayısı artırılabilir veya faz-kodlama ile frekans-kodlama gradiyent aksislerinin yerleri değiştirilebilir.



(a) **(b)**

Resim 1.8 a ve b: Truncation artefaktı - bu artefakt genellikle 128 faz-kodlama step sayısında görülmektedir (a)-Artefakt dış konveks yüze paralel hipointens çizgilenmeler şeklinde görülüyor. (b)-Faz-kodlama step sayısı 256 yapılınca bu artefakt kaybolmaktadır.

Kimyasal şift (chemical shift) artefaktı: Yağ dokusunda bulunan hidrojen atomları (protonlar) ile sudaki protonlar, paylaştıkları kimyasal çevrelerinin farklı olmasından dolayı, farklı frekanslarda salınım (precession) göstermektedir. Bu nedenle görüntüde özellikle yağ dokusu ile suyun komşu olduğu bölgelerde "Fourier Transformation"da yanlış kodlanmaya bağlı olarak artefakt oluşmaktadır ve bu artefakt frekans-kodlama aksisi boyunca görülür.

Eddy currents (girdap akımları): Bu artefakt multi-slice tekniğinin ilk defa kullanılmaya başlandığı yıllarda belirgindi, daha sonradan geliştirilen softwareler sayesinde bu artefakt büyük oranda elimine edilmiştir. Artefaktın nedeni, multi-slice imaging sırasında gradiyent sargıların hızlı biçimde açılıp kapanması gerektiğinden, bu işlem sırasında shim

sargılarda (shim coil) akımın değişmesine, buna sekonder olarak da magnet homojenitesinin bozulmasına neden olmasıdır

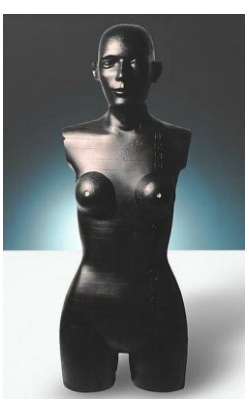
Coil loading (sargı yüklenmesi): Transmitter veya alıcı (receiver) sargıların RF puls uygulama veya sinyali saptamak için belli bir kapasitesi vardır. Bu kapasite hastaya göre ayarlanabilir ancak bu uygunsuz olduğunda görüntü kalitesinin bozulmasına ve SNR'ın düşmesine neden olmaktadır.

Radiofrekans interference (radyo dalgaları etkileşimi): "Radiofrekans interference" artefaktları özellikle dış radyo dalga kaynaklarından yeterince izole edilmemiş sistemlerde görülmektedir. Bu artefakt faz-kodlama aksisi boyunca görülür. Eğer dış kaynak frenaksı protonlarımıza belirgin etki yaparsa görüntü tamamen bozulabilmektedir.

Mutli-slice crosstalk: Kesitler arasında crosstalk etkiden ve bu etkiden kurtulmak için kesitler arasında gap uygulanması gerekir. Crosstalk etki belirgin olduğunda görüntü kalitesinin bozulmasına neden olmaktadır. Eğer inceleme gap uygulanmasına izin vermiyorsa gap ile kesit kalınlığı eşit tutularak birbirinden farklı seviyelerden iki kere inceleme yapılabilir. Bu da inceleme zamanını uzatacaktır.

1.3. Fantomlar

Nükleer tıp fantomları



Matrix fantom **Rondo Fantom** **Suya eşdeğer dilimli fantom**

Resim 1.9: Tıbbi görüntüleme sistemlerinde kullanılan fantomlar

Tıbbi görüntüleme sistemlerinde cihaz kontrolleri ve teknik müdahale yapılırken doğru bir görüntü elde edilip edilmediği, insan dokusuna eş değer fantomlarla yapılan ölçümlerden yararlanılarak anlaşılır. Bunun için genellikle benimsenen yol standart insan tanımı çerçevesinde fantom kullanılmasıdır (ICRU 1975 önerisine uygun). Fantomlar görüntüleme sistemine özgü tasarlanır. X-ışınlı görüntüleme sistemlerinde kullanılan fantom, nükleer tıp cihazlarında kullanılan fantomlar gibidir. Yapılan bilimsel çalışmalara göre fantomları sınıflarsak

- Geometrilerine göre fantomların sınıflandırılması
  - Anatomik fantomlar
    - Rando fantomlar
    - Torso fantomlar
  - 2. Kübik fantomlar
  - Silindirik ve konik fantomlar
  - Eliptik fantomlar
  - Levha fantomlar
- Malzemelerine göre fantomlar
  - Su fantomları
  - Solüsyon fantomlar
  - Polimer fantomlar
  - Briket fantomlar
  - Alüminyum fantomlar
  - Yumuşak doku fantomları
- Canlı fantomlar
- Fantomların pozisyonlarına göre sınıflandırılması
  - Baş fantomu
  - Gövde fantomu
  - Ayrık organ veya vücut bölgesi fantomları
    - Ayakta veya yatan fantom
    - Oturan fantom
- Özel fantomlar

Fantomların kullanımı sırasında önemli bir konu da fantom malzemesidir. Fantom kullanılarak iyi bir doz değerlendirmesi, fantomda insan yapısı ve dokusuna en iyi benzeşime sahip malzeme kullanılması ile mümkündür. Ayrıca insan dokuları bütünüyle de birbirine benzer değildir. Bununla birlikte yine de ortalama bir yoğunluktan bahsedilebilir. İnsan vücudunun ortalama yoğunluğu, 1 g/cm³ün altında fakat 1 g/cm³e çok yakındır. Bu ise 1 g/cm³ yoğunluğa sahip elemanların fantom malzemesi olarak kullanılmasının tercih edilmesi sonucunu doğurmuştur.

Fantom malzemelerini sıvı fantom malzemeleri ve katı fantom malzemeleri olarak başlıca iki kısma ayırabiliriz. İnsan vücudunun % 65'inden fazlasının sudan müteşekkil olması nedeniyle su sıvı fantom malzemeleri içinde en çok kullanımı olan malzeme olmuştur. Katı fantom malzemesi olarak da insan dokularının organik olması nedeni ile polimer gibi organik yapılar fantomlar da kullanılması tercih edilen malzeme olmuştur.

1.3.1. MR Fantomlarıyla Yapılabilecek Testler

Bir MRG fantomu manyetik rezonans görüntüleme sisteminin performansını test etmek için kullanılan anthropogenic (insan benzeri) bir nesnedir. Fantomlar manyetik rezonans sinyallerinin kullanımına izin veren malzemelerden oluşur. Birçok fantom malzemesi aqueous paramagnetic solutions; pure gels of gelatin, agar, polyvinyl alcohol, silicone, polyacrylamide, or agarose; organic dopped gells; paramagnetically dopped jells; and reverse micelle solutions gibi maddelerden oluşur.

Su en sık kullanılan MRG fantomu maddesidir. Bu fantomla genellikle boylamasına dinlenme (longitudinal relaksasyon) zamanı (T1 zamanı) ve transverse relaksasyon zamanı (T2 zamanı) ile TR (Time to Repeat) zamanının ölçümünde kullanılır. Tablo 1.5'te çeşitli paramanyetik türlere ait sulu çözelti değerlerinin 1,5 T için tahmini T1 ve T2 relaksasyon değerleri verilmiştir.

Sulu Nikel
T1(s) = 1/(632 [Ni (mol/L)] +0.337) T2(s) = 1/(691 [Ni (mol/L)] + 1.133)
Nikel 10 WT% jelatin içinde
T1(s) = 1/(732 [Ni (mol/L)] +0.817) T2(s) = 1/(892 [Ni (mol/L)] + 4.635)
Sulu Oksijen
T1(s) = 1/(0.013465 [O_2 (mg/L)] + 0.232357)
Sulu Manganez
T1(s) = 1/(5722 [Mn (mol/L)] +0.0846) T2(s) = 1/(60386 [Mn (mol/L)] + 3.644)
Sulu Bakır
T1(s) = 1/(606 [Cu (mol/L)] +0.349) T2(s) = 1/(850 [Cu (mol/L)] + 0.0357)

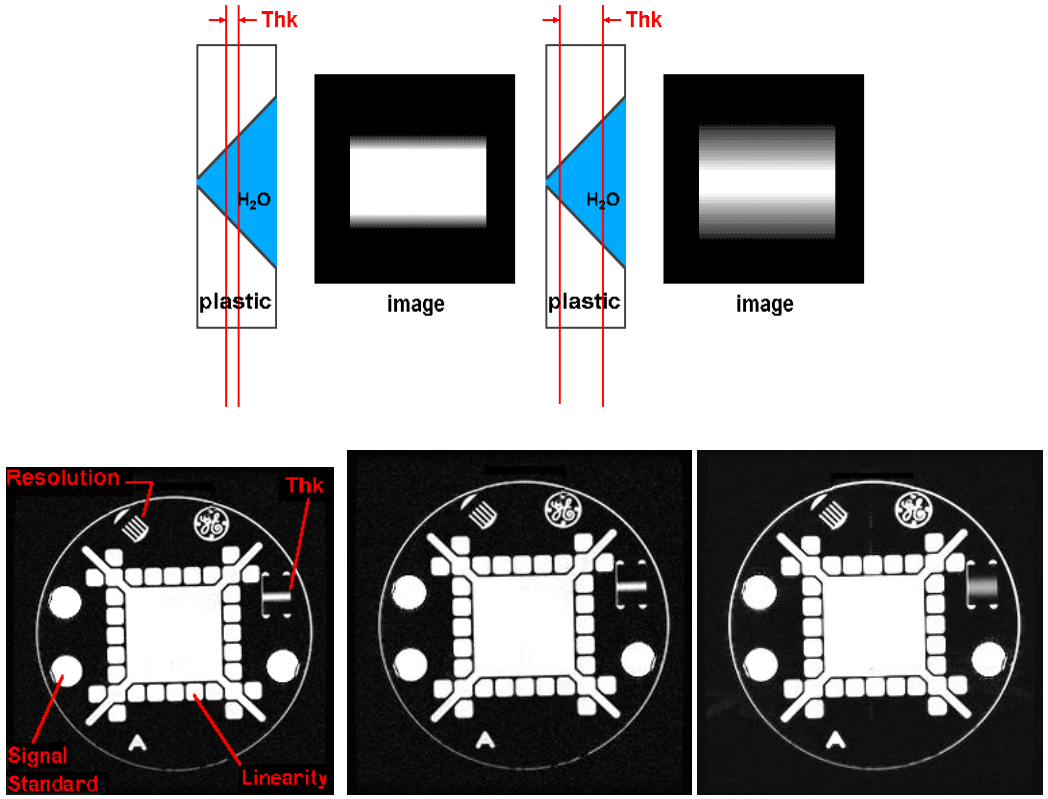
Tablo 1.5: Çeşitli paramanyetik türlere ait sulu çözelti değerlerinin 1,5 T için tahmini T1 ve T2 relaksasyon değerleri

MRG fantomlarının iki temel çeşidi çözünürlük fantomu ve RF homojen fontomudur.

1.3.1.1. Çözünürlük Fantomu (Resolution Phantoms)

Bu fantom çeşitli mekân özelliklerini test etmek için kullanılabilir. Bunlar, sinyal düzlemli çözünürlük, dilim kalınlığı, doğrusallık ve sinyal/gürültü oranı olarak sıralanabilir.

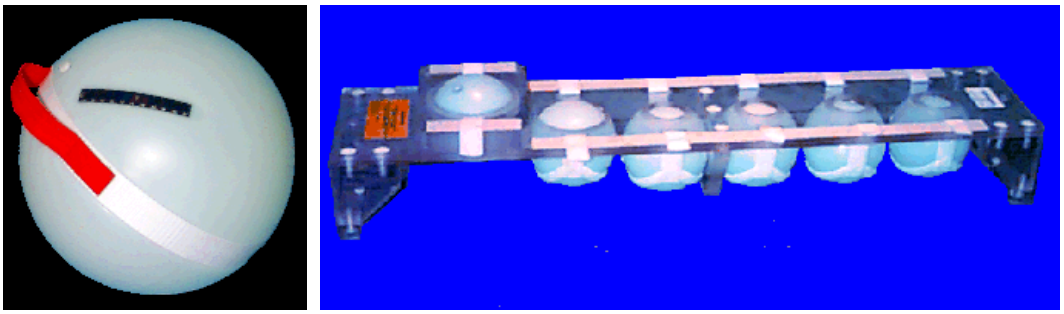
Çözünürlük fantomu genellikle plastik malzemeden üretilir. Fantomun içi bir test deseni oluşturmak için çıkarılır ve içi bir sulu çözelti ile doldurulur. Elde edilen su ile doldurulan kısımların görüntüsüdür. Şekil 1.29'da çözünürlük fantomu ile yapılan testte kesit kalınlığı ya da dilim kalınlığının değişimi ile elde edilen görüntü verilmiştir (Thk kesit kalınlığı).



Şekil 1.29: Siyah formdaki eşit büyüklükteki karelerin doğrusallığı test etmekte kullanılması

1.3.1.2. RF Homojenite Fantomu (RF Homogeneity Phantoms)

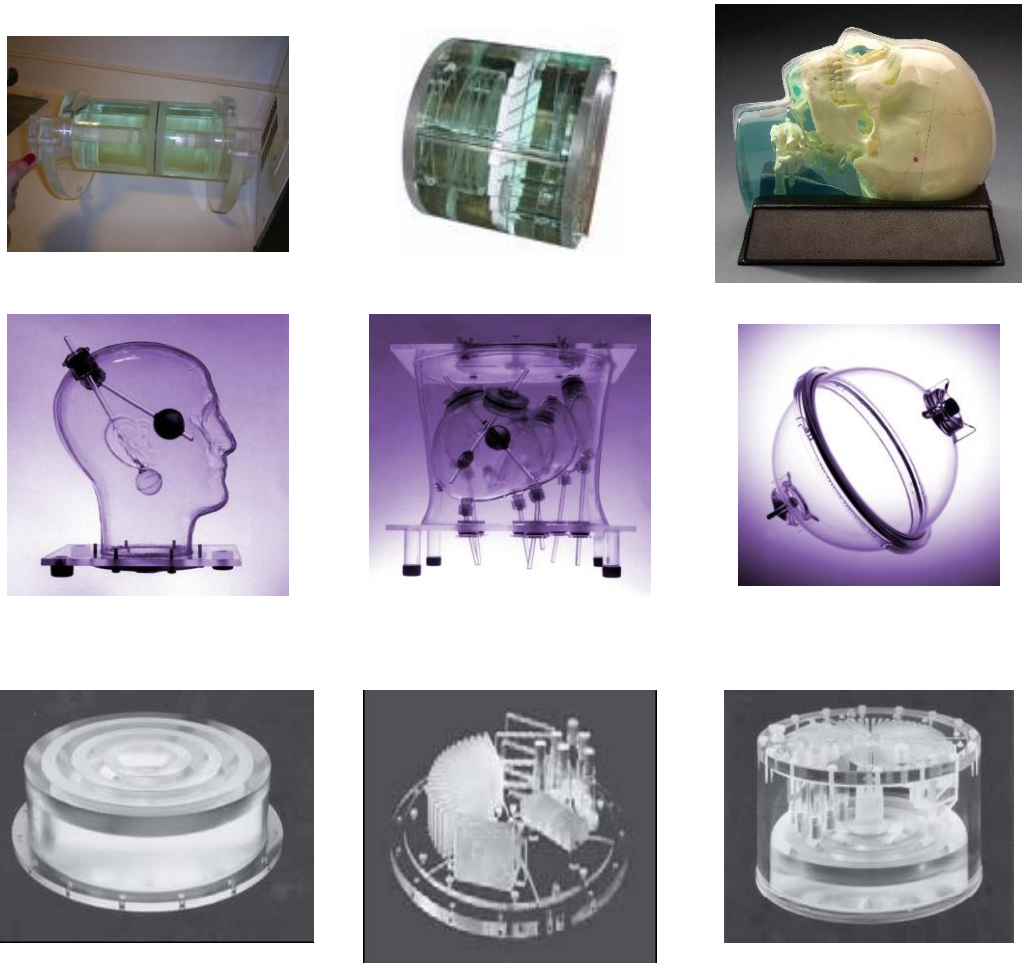
Bu fantomlar RF sinyallerinin iletimini ve uzaysal görüntü testi için kullanılır. Görüntülenecek nesne üzerinde düzgün duyarlılık sağlamak için kullanılır. RF sinyallerinin iletimi (The transmit RF field (B_{1T})), ve alımının testleri (The receive RF field (B_{1R})) yapılabilir.



Resim 1.10:Homojenite fantomu

MRG fantomları ile yapılabilecek testler

- Spatial uniformity
- Signal-to-noise ratio (SNR)
- SNR image analysis
- Spherical geometry
- İn-vitro sample testing
- Geometric distortion (spatial linearity)
- Pixel (matrix) size verification
- Scan slice width and contiguity
- Verification of patient alignment system
- Spatial resolution up to 11 line pairs per cm (0.45mm resolution)
- Low contrast sensitivity
- T1 and T2 measurements
- Evaluation of 3-dimensional volume reconstruction



Tablo 1.6: MR fantom çeşitleri, MR görüntülemede kullanılan çok amaçlı fantomlar

Resim 1.11: MR görüntüsü

UYGULAMA FAALİYETİ

Servis el kitabı dâhilinde MRG sistemlerinde fantom ile fonksiyon testini yapınız.

İşlem Basamakları	Öneriler
➢ Teknik şartnameyi okuyunuz. ➢ Cihaz ön kontrollerini yapınız. ➢ Servis el kitabından cihaza uygun fantomu belirleyiniz. ➢ MRG cihazı için fantomu hazırlayınız. ➢ Fantomu cihaza yerleştiriniz. ➢ Masa konumunu ve yerleştirmeyi kontrol ediniz. ➢ Gerekli değişiklikleri yapınız. ➢ Yetkili kişi ile testi başlatınız. ➢ Görüntü kontrolü yapınız. ➢ Kontrol edilen parametreleri kaydediniz. ➢ Test tamamlandığında fantomu cihazdan çıkarınız. ➢ Kullanılan malzemelerin işlem sonrası kontrolünü yapınız. ➢ Cihazı kullanıma hazır biçimde bırakınız. ➢ Test kaydı tutunuz.	➢ Çalışma esnasında gerekli güvenlik önlemlerini alınız ve aldırınız. ➢ Üzerinizde metal bulundurmayınız. ➢ Kapı girişlerinin çalışma esnasında kapalı olmasına dikkat ediniz. ➢ Yetkili ile birlikte çalışınız.

KONTROL LİSTESİ

Bu faaliyet kapsamında aşağıda listelenen davranışlardan kazandığınız beceriler için **Evet,** kazanamadıklarınız için **Hayır** kutucuklarına (X) işareti koyarak öğrendiklerinizi kontrol ediniz.

Değerlendirme Ölçütleri		Evet	Hayır
1.	Teknik şartnameyi okudunuz mu?		
2.	Cihaz ön kontrollerini yaptınız mı?		
3.	Servis el kitabından cihaza uygun fantomu belirlediniz mi?		
4.	MRG cihazı için fantomu hazırlayabildiniz mi?		
5.	Fantomu cihaza yerleştirebildiniz mi?		
6.	Masa konumunu ve yerleştirmeyi kontrol ettiniz mi?		
7.	Gerekli değişiklikleri yapabildiniz mi?		
8.	Yetkili kişi ile testi başlattınız mı?		
9.	Görüntü kontrolü yaptınız mı?		
10.	Kontrol edilen parametreleri kaydettiniz mi?		
11.	Test tamamlandığında fantomu cihazdan çıkarabildiniz mi?		
12.	Kullanılan malzemelerin işlem sonrası kontrolünü yaptınız mı?		
13.	Cihazı kullanıma hazır biçimde bırakabildiniz mi?		
14.	Test kaydı tutabildiniz mi?		

DEĞERLENDİRME

Değerlendirme sonunda “Hayır” şeklindeki cevaplarınızı bir daha gözden geçiriniz. Kendinizi yeterli görmüyorsanız öğrenme faaliyetini tekrar ediniz. Bütün cevaplarınız “Evet” ise “Ölçme ve Değerlendirme” ye geçiniz.

ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME

Aşağıdaki soruları dikkatlice okuyarak doğru seçeneği işaretleyiniz.

1. Proton ve nötronların kendi çevresindeki dönüş hareketine ne isim verilir?

A) Spin hareketi **B)** Hızları

C) Eğimleri **D)** Nötron hareketi

2. Doku manyetizasyonunu ölçmek için uyguladığımız RF dalgası kesildikten bir süre sonra uyarılmış olan protonlar tekrar eski konumlarına dönerler ve manyetizasyon vektörü tekrar manyetik alan yönünü gösterir. Bu işleme ne isim verilir?

A) T1 süresi **B)** Relaksasyon

C Presesyon **D)** Rezonans

3. MR tekniğinde görüntü oluşturmak için hangi atomunun özelliklerinden faydalanılır?

A) Oksijen **B)** Azot

C Hidrojen **D)** Karbon

4. Protonlar bir dış manyetik alan içine sokuldukları zaman manyetik alanın da etkisiyle bir yandan kendi eksenleri tarafında spin hareketi yaparken diğer yandan topaca benzer bir hareketle salınır. Bu salınım hareketine ne isim verilir?

A) Rezonans **B)** Relaksasyon

C) Manyetizasyon **D)** Presesyon

5. Hidrojen atomu 1.0 Tesla'lık manyetik alan içinde hangi frekansta salınım yapar?

A) 42 MHz **B)** 63 MHz

C) 150 MHz **D)** 1 MHz

6. 1.5 Tesla için manyetik alan içinde hangi frekans değerinde salınım yapar?

A) 42 MHz **B)** 63 MHz

C) 150 MHz **D)** 1 MHz

7. Protonların RF dalgası ile uyarılarak dönüş yönlerinin değiştirilmesi ve ortama enerjilerini aktararak eski dönüş konumlarına dönmeleri ne isim verilir?

A) Relaksasyon **B)** Presesyon

C) Manyetik Rezonans **D)** Kesit alma

8. RF dalgası presesyon yapmakta olan hidrojen atomlarının dönüş yönlerini değiştirir. M_0 net manyetizasyon vektörü x,y düzlemine doğru eğilir. Bu şekilde oluşturulan manyetizasyona ne ad verilir?

A) Longitudinal relaksasyon **B)** Boyutsal rezolüsyon

C) Çözünürlük fantomu **D)** Transversal (enine) manyetizasyon

9. Protonlar dış manyetik alanın vektörü etrafında belirli bir hızda salınım (presesyon) yapar. Bu hız için aşağıdakilerden hangisi söylenebilir?

A) Larmor denklemi (larmor Frequency) ile ifade edilir.
B) Kimyasal şift (chemical shift) artefaktı olarak isimlendirilir.
C) Frekans kodlama gradienti
D) Longitudinal manyetizasyon

Aşağıdaki cümlelerin başında boş bırakılan parantezlere, cümlelerde verilen bilgiler doğru ise D, yanlış ise Y yazınız.

10. T2 zamanı x-y düzlemindeki genliğin % 37'ye düşene kadar geçen zamandır**.**

11. Dört çeşitli gradient vardır: Kesit belirleme, ağırlık belirleme, frekans kodlama ve faz kodlama gradientleri

12. Sinyalin kesitin hangi noktasından geldiğini belirlemek için çalıştırılan bu gradient frekans kodlama gradientidir.

13. Piksel sinyalin alındığı esas doku volümüdür, voksel ise ekrana yansıyan iki boyutlu alandır.

14. K uzayı (data matrix) içerisinde her bir faz kodlama gradient basamağında elde edilen sinyaller sıraları, her bir öbekteki frekans dağılımı da kolonları oluşturur.

15. Görüntü kalitesini sinyal gürültü oranı (SNR) etkilemez.

DEĞERLENDİRME

Cevaplarınızı cevap anahtarıyla karşılaştırınız. Yanlış cevap verdiğiniz ya da cevap verirken tereddüt ettiğiniz sorularla ilgili konuları faaliyete geri dönerek tekrarlayınız. Cevaplarınızın tümü doğru ise bir sonraki öğrenme faaliyetine geçiniz.

ÖĞRENME FAALİYETİ–2

AMAÇ

Servis el kitabındaki talimatlara göre uygun ölçü aletlerini kullanarak MR'ye özel ölçümleri yapabileceksiniz.

ARAŞTIRMA

- MR cihazında yapılan yoğunluk ölçümü için kullanılan tesla metreleri araştırınız.

2. MANYETİK REZONANS CİHAZINA ÖZEL ÖLÇÜMLER

2.1. Helyum Seviye Ölçümleri

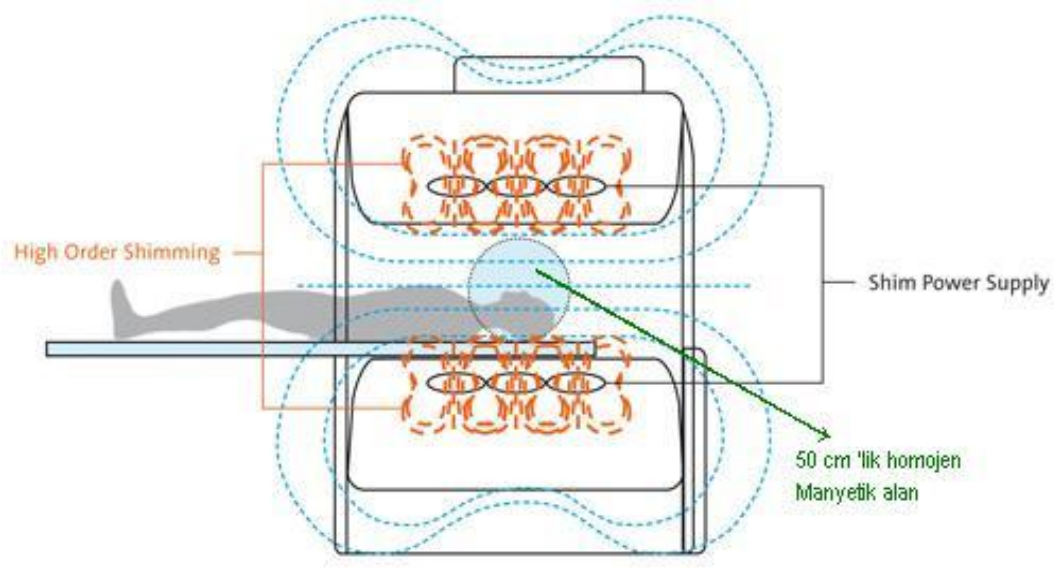
Gaz kaçak ölçümleri otomatik olarak yapılır. Genellikle her iki günde bir seviye kontrolü yapılır. Seviyede düşüş varsa yetkili firma bilgilendirilir.

Resim 2.1: Helyum soğutma kontrol ünitesi, helyum basınç kontrolü

Resim 2.2: Helyum basınç redüktörü ve bağlantı tüpü

2.2. Manyetik Alanı Düzleştirme İşlemi (Shimming Gantry)

Manyetik rezonans görüntüleme sistemleri ile görüntü almak için homojen (eş dağılımlı) bir manyetik alan oluşturulma işlemine shim işlemi denir. Cihazın merkezinde bulunan 50 cm çapındaki küresel bir hacmi hastanın görüntülenmek istenen vücut kısmına denk getirilerek çekim yapılır. Bu işlemlerde kaliteli bir görüntü elde edilebilmesi için cihazın ilk kurulumunda shim işleminin yapılması gereklidir.

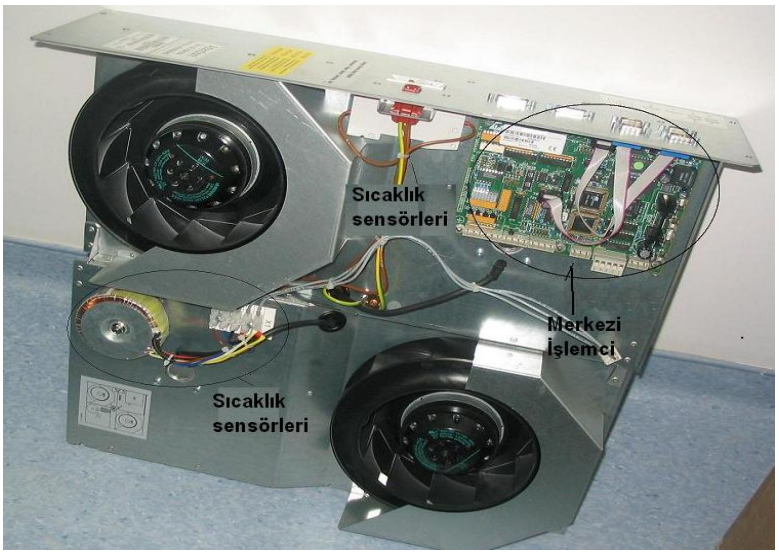


Şekil 2.1: Homojen hâle getirilmesi gereken alanın konumu

Shim işlemi, gradient sargılarının arasında bulunan özel bölmelere, önceden hesaplanmış miktarda demir plakalar yerleştirilerek yapılır. Bu işlem manyetik rezonans cihazına özgü işlemlerden biridir. Aynı zamanda cihazın manyetik alan kalibrasyonunun yapılması anlamını taşır. Bu işlemin detaylı bilgilerini Öğrenme Faaliyeti 3'te bulabilirsiniz.

2.3. Sıcaklık Sensörleri

Cihaza özgü olan bu sensörler MR cihazının farklı noktalarında sıcaklık kontrolünü sağlar. Bunlardan biri olan Resim 2.3'teki ünite, ACS kabinetinin bir parçasıdır. Bu ünite radyatörden gelen havayı kabin içine basan kısmı oluşturur. Ünitenin üzerindeki sıcaklık sensörlerinin algıladıkları ısı bilgisi merkezi işlemci kartında işlenerek merkez bilgisayara iletilir.



Resim 2.3: Heat exchange set

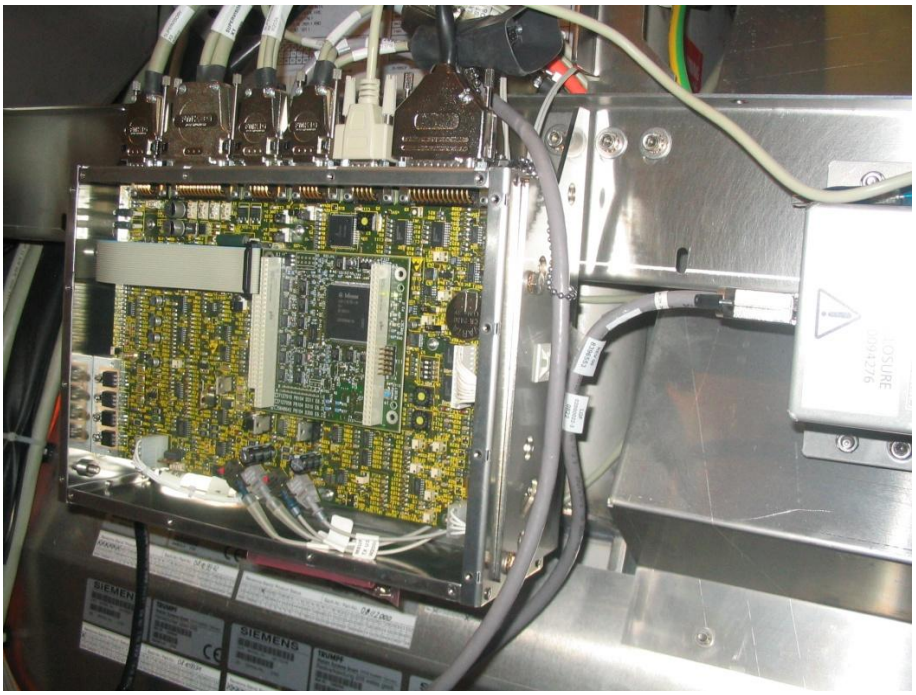
Magnetin üst kısmındaki iki ayrı noktada da ısı ölçümü yapılmaktadır. Rezistanslar üzerinden ısı ölçülerek ekstra soğutma sistemi ile denge sağlanır. Buradaki amaç helyum değerlerindeki değişiklik nedeniyle oluşacak ısı değişiminin tespit edilmesidir. Ortam ısısı ile helyum ısısı arasındaki fark helyum kaynamasına yani kaybına yol açar. Ortam ısısının ve helyum ısısının sürekli kontrolü gerekir. Helyumda oluşacak kayıp cihazın durmasına yol açar.

2.4. Magnet Test Cihazı

Resim 2.4: Magnet test cihazı

Magnet, basınç ve sıcaklık değerlerini gösteren cihazdır. Servis amaçlı kullanılır. Bakım ve kalibrasyonlarda teknik servis tarafından takılır. Magnetle, ilgili kontrol ve ölçümlerin yapılmasında yardımcı bir cihazdır.

Magnetle ilgili olarak basıncın sürekli izlendiği bir de ünite bulunur. Burada bir analog gösterge mevcuttur. Değerler Resim 2.5'teki elektronik devreye iletilir. Dijital hâle dönüştürülen değerler sistem tarafından 7 gün, 24 saat izlenir. Sınır değer 15.3 ps'dir.



Resim 2.5: Magnet elektronik kontrol ünitesi

2.5. Tales Kart (Transmit Antennan Loo Selector)

Elektronik kompenent giren ve çıkan RF değerlerini ölçen kısımdır. Saniyede 5000 kez (Marka ve modele bağlı olarak 20 sn.de 1 kez ölçüm alınır.) sürekli olarak hastaya giren RF miktarı tespit edilir. RF değeri limit değer üzerine çıktığında hasta için tehlike söz konusudur. Bu tehlike, hastanın cildinde yanıklar olarak tanımlanabilir.

Örneğin, ABD gıda ve ilaç idaresi (USFDA) güvenlik kuralları dâhilinde RF için önerilen sınır değeri:

SAR = Joules of RF / Second / kg of body weight = Watts/kg

Tüm vücut için SAR değeri 15 dakikalık süre için 4 watt/kg az olmalıdır. Bu değerler ülkeden ülkeye göre farklılık gösterir. Ayrıca uygulama süresi ve yeri de bu değeri değiştirir.

Tales kart hasta güvenliği için kullanılır. Herhangi bir değer aşımında mikro saniyelik zaman diliminde hastaya uygulanan RF sinyali kesilir.

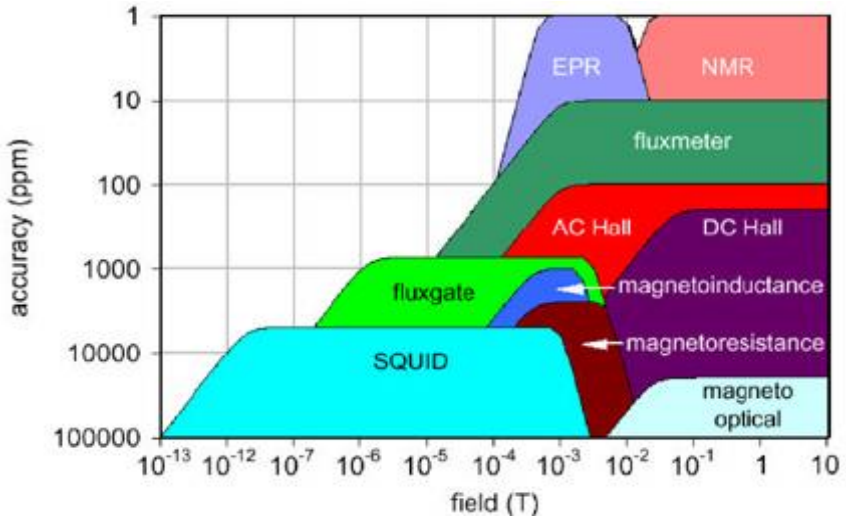
Resim 2.6: Dirsekte RF coilde sınır değerin aşımından dolayı oluşan üçüncü derece yanık

Amerikan FDA MRI Yönergeleri (2003)		
B_O	Yetişkin, çocuk ve bebekler yaş> 1 ay	8 T
	(bebeğin yaş <1 ay) neonates	4 T
dB / dt	Hiçbir rahatsızlık, ağrı veya sinir stimulasyon	
SAR	> 15 dk. üzerinde vücut, ortalama,	W 4 kg /
	> 10 dk. üstü, ortalama,	W 3 kg /
	baş veya yarım kalmış, g doku başına,> 5 min	W 8 kg /
	> 5 dk. g doku başına ekstremitelerde,	12 W kg /
Akustik Seviye	Tepe unweighted	140 dB
	A-işitme koruma ağırlıklı RMS	99 dBA

Tablo 2.1: Güvenlik değerleri

2.6. Tesla Metre ile Yoğunluk Ölçümleri

Manyetik alan ölçümlerinde kullanılan teknolojileri manyetik alan değerlerine göre sınıflanırsa Grafik 2.1'dekiler gözlemlenebilir.



Grafik 2.1: Manyetik alan değerlerine göre sınıflama

Bir manyetik alan ölçüm cihazının (magnetometer ya da teslameter) seçiminde ölçüm alanının geniş olması, ölçüm hızı, frekans tepkisi, sıcaklık aralığı, prop yapıları, ölçüm kapasitesi gibi ölçütlere dikkat edilmelidir.

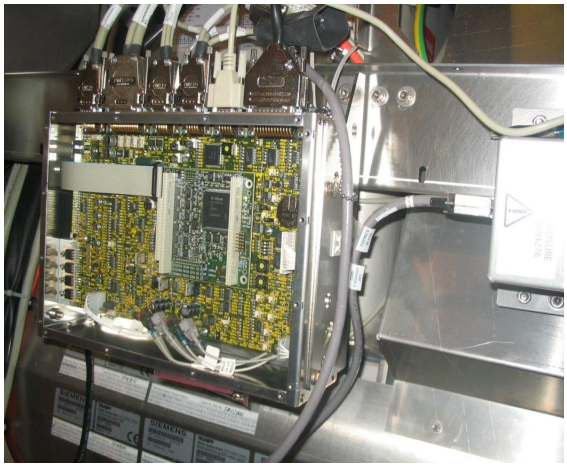
Shim işleminde kullanılan cihaz bir manyetik alan ölçüm cihazıdır.

2.7. Uygulanacak Enerji Kontrolü

MR cihazlarının ileri teknoloji ürünü cihazlar olduğunu ve hasta teşhis amaçlı görüntüleme cihazları olduğu biliniyor. Bu sebeple MRG sistemin en doğru çalışması sisteme uygulanan enerjinin stabilliğine (temel özelliklerinden değişim göstermeyen) de bağlıdır. Öncelikle uygulanacak enerjinin sistemin ihtiyacını karşılayacak güçte olması, niteliklerinin uygun olması sistemdeki kararlılığı sağlamak üzere çoğu ortamdan bağımsız olması beklenir. Enerjinin sürekliliği de son derece önemlidir. MRG sistemleri kontrol ve güvenlik açısından oldukça fazla birimlerle donatılmıştır. Enerji sistemleri açısından da durum böyledir. Sistem kararlığının sağlanması için uygun filtreleme devreleri ve ikazlama devreleri bulunur. Power kabinetlerde (güç kabinleri) enerji kontrolünü sağlayan farklı alt devreler bulunmakta ve burada belirlenen değerler kontrol bilgisayarından görüntülenebilmektedir.

UYGULAMA FAALİYETİ

Magnet test cihazı ile magnet, basınç ve sıcaklık değerlerinin ölçümlerini yapınız.

İşlem Basamakları	Öneriler
  ➢ Teknik şartnameyi okuyunuz. ➢ Cihaz ön kontrollerini yapınız. ➢ Servis el kitabından magnet ile ilgili kısmı okuyunuz. ➢ MRG cihazı için magnet test cihazını hazırlayınız.	➢ Çalışma esnasında gerekli güvenlik önlemlerini alınız ve aldırınız. ➢ Üzerinizde metal bulundurmayınız.
 ➢ Magnet test cihazını cihaza yerleştiriniz. ➢ Magnet test cihazının konumunu ve yerleştirmeyi kontrol ediniz. ➢ Yetkili kişi ile testi başlatınız.	➢ Kapı girişlerinin çalışma esnasında kapalı olmasına dikkat ediniz.

➢ Görüntü kontrolü yapınız. ➢ Kontrol edilen sıcaklık ve basınç parametrelerini kaydediniz. ➢ Test tamamlandığında magnet test cihazını cihazdan çıkarınız. ➢ Kullanılan malzemelerin işlem sonrası kontrolünü yapınız. ➢ Test kaydı tutunuz.	➢ Yetkili ile birlikte çalışınız.

KONTROL LİSTESİ

Bu faaliyet kapsamında aşağıda listelenen davranışlardan kazandığınız beceriler için **Evet,** kazanamadıklarınız için **Hayır** kutucuklarına (X) işareti koyarak öğrendiklerinizi kontrol ediniz.

Değerlendirme Ölçütleri	Evet	Hayır
1. Teknik şartnameyi okudunuz mu?		
2. Cihaz ön kontrollerini yaptınız mı?		
3. Servis el kitabından magnet ile ilgili kısmı okudunuz mu?		
4. MRG cihazı için magnet test cihazını hazırlayabildiniz mi?		
5. Magnet test cihazını cihaza yerleştirebildiniz mi?		
6. Magnet test cihazının konumunu ve yerleştirmeyi kontrol ettiniz mi?		
7. Yetkili kişi ile testi başlattınız mı?		
8. Görüntü kontrolü yaptınız mı?		
9. Kontrol edilen sıcaklık ve basınç parametrelerini kaydettiniz mi?		
10. Test tamamlandığında magnet test cihazını cihazdan çıkarabildiniz mi?		
11. Kullanılan malzemelerin işlem sonrası kontrolünü yaptınız mı?		
12. Test kaydı tutabildiniz mi?		

DEĞERLENDİRME

Değerlendirme sonunda "Hayır" şeklindeki cevaplarınızı bir daha gözden geçiriniz. Kendinizi yeterli görmüyorsanız öğrenme faaliyetini tekrar ediniz. Bütün cevaplarınız "Evet" ise "Ölçme ve Değerlendirme" ye geçiniz.

ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME

Aşağıdaki cümlelerin başında boş bırakılan parantezlere, cümlelerde verilen bilgiler doğru ise D, yanlış ise Y yazınız.

1. ( ) Tales kart: Elektronik komponent giren ve çıkan basınç değerlerini ölçen kısımdır.

2. ( ) Magnet basınç ve sıcaklık değerlerini gösteren cihaza magnet test cihazı denir.

3. ( ) Bir manyetik alan ölçüm cihazının (magnetometer ya da teslameter) seçiminde ölçüm alanının geniş olması, ölçüm hızı, frekans tepkisi, sıcaklık aralığı, prop yapıları, ölçüm kapasitesi gibi ölçütlere dikkat edilmelidir.

4. ( ) SAR değerleri ülkeden ülkeye göre farklılık gösterir.

5. ( ) Cep telefonları için SAR değeri önemli değildir.

6. ( ) Magnet basıncı sınır değeri 15.30 ps'dir.

DEĞERLENDİRME

Cevaplarınızı cevap anahtarıyla karşılaştırınız. Yanlış cevap verdiğiniz ya da cevap verirken tereddüt ettiğiniz sorularla ilgili konuları faaliyete geri dönerek tekrarlayınız. Cevaplarınızın tümü doğru ise bir sonraki öğrenme faaliyetine geçiniz.

ÖĞRENME FAALİYETİ–3

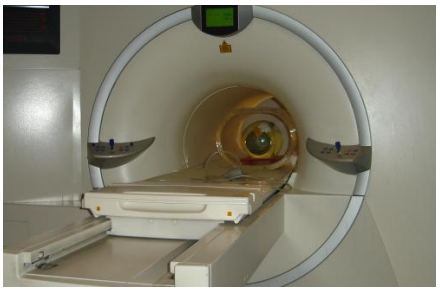
AMAÇ

Servis el kitabındaki talimatlara göre kalibrasyon cihazları ile kalibrasyon kontrolü yapabileceksiniz.

ARAŞTIRMA

- Shim test aşamalarını içeren bilgilendirme afişi hazırlayınız.
- MR masa ayar çeşitlerinin neler olabileceğini araştırarak bir rapor hazırlayınız.

3. MR KALİBRASYONLARI



Resim 3.1: Kalibrasyon fantomu ile yapılan test pozisyonu

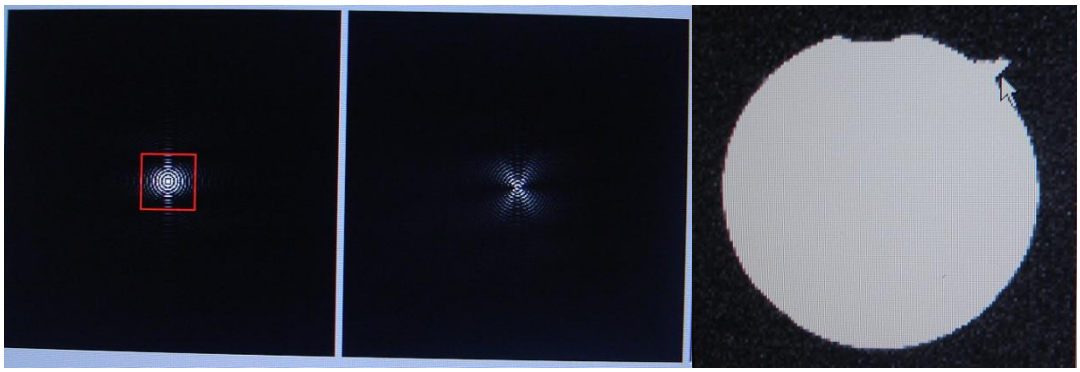
Kalibrasyon fantomları kullanılarak kalite kontrol testleri gerçekleştirilir. Bu testlerde cihazın genel ayarları kontrol edilir. Ayarlarda sapma gözlendiğinde değerler düzeltilir ve tekrar kalite kontrol testi uygulanır. Bu testler RF kalibrasyon testlerini de kapsamaktadır.

Zaman içinde cihazın süper iletkenlerinde, direncin etkisi ile manyetik alan değerlerinde değişim olur. Frekansta düşme gerçekleşir. Bu değerin değişmesi, diğer parametrelerin kalibrasyonunda da spekt dışına kayma oluşturur. Bu durum imaj kalitesini etkiler.

Manyetik alanın tepe frekans değerinde kayma olduğunda, yeni oluşan değere göre tekrar tepe frekansı için ayar yapılmalıdır. Örneğin, yağ baskılama yani su bazlı bir görüntüleme çalışması yapılacak ise oradaki (fibirasyon) su ile yağ arası frekans farkı 300 Hz civarıdır. 100 Hz'lik bir kayma olduğunda algılanan görüntü tamamen değişecektir (yüz, ayak bileği çekimleri gibi). Görüntü istenen kısmı algılamak için, diğer kısımların karartılması gerekir. Örneğin yağlı bölgenin karartılması ile kemik doku görülür.

Kayma sebebi ile bu baskılama yapılamadığı zaman, istenen gerçek görüntü elde edilemeyecektir. Bu da hastalıkların teşhisinde sorunların oluşmasına yol açacaktır. Gelen bu maskeleme doktorlar tarafından tercih edilmez.

Bir de daha hızlı çekimlerde gradientler x,y,z eksenlerine farklı manyetik alan bindirmeleri yaparken kaymalar oluşmaya başlar. İmaj kalitesi bozulur. Noktalı görüntüler oluşur. Arka planda istenen siyahlık olmaz. Doku ile kemik arasındaki fark azalır. Bu durumda kalibrasyon işlemleri tekrar edilerek rezonans frekansları ve diğer ayarlamalar yapılır. Normal bakım aşamalarında bu işlemler yapılmaz. Bahsedilen durumlar sonucunda tekrarlanır.



Resim 3.2: Kalibrasyon fantomundan MR'ın algıladığı gerçek görüntü, ham data, fourier dönüşümü sonrası görüntü

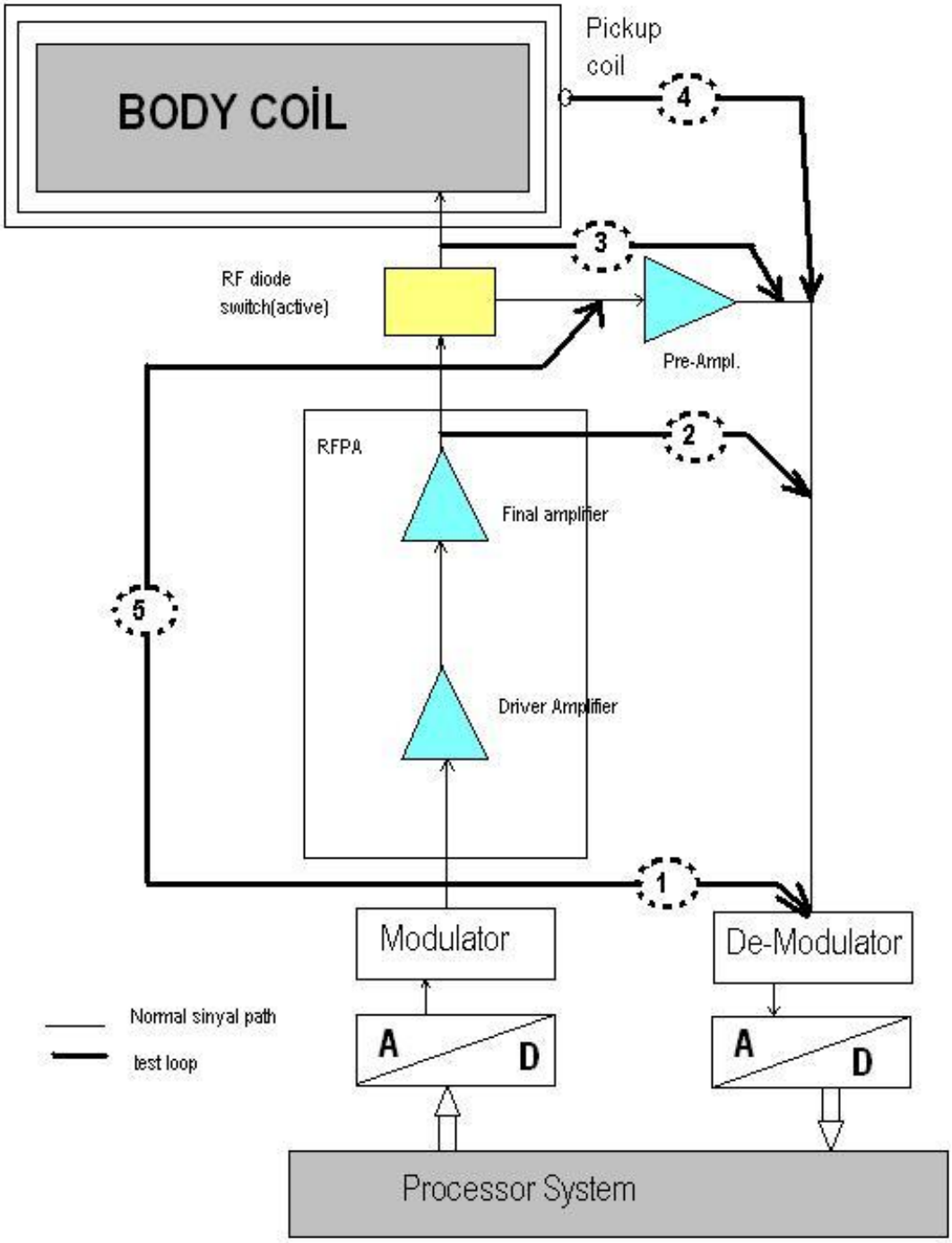
x,y,z bağlantıları da genel testte kontrol edilir. Bu bağlantılar ters olursa manyetik alan ters olursa sağ-sol, alt -üst kavramı değişecektir. Resim 3.2'de okla gösterilen çıkıntı yön belirtmektedir. Bu test işlemine de orientation test adı verilir.

3.1. RF Kalibrasyonu

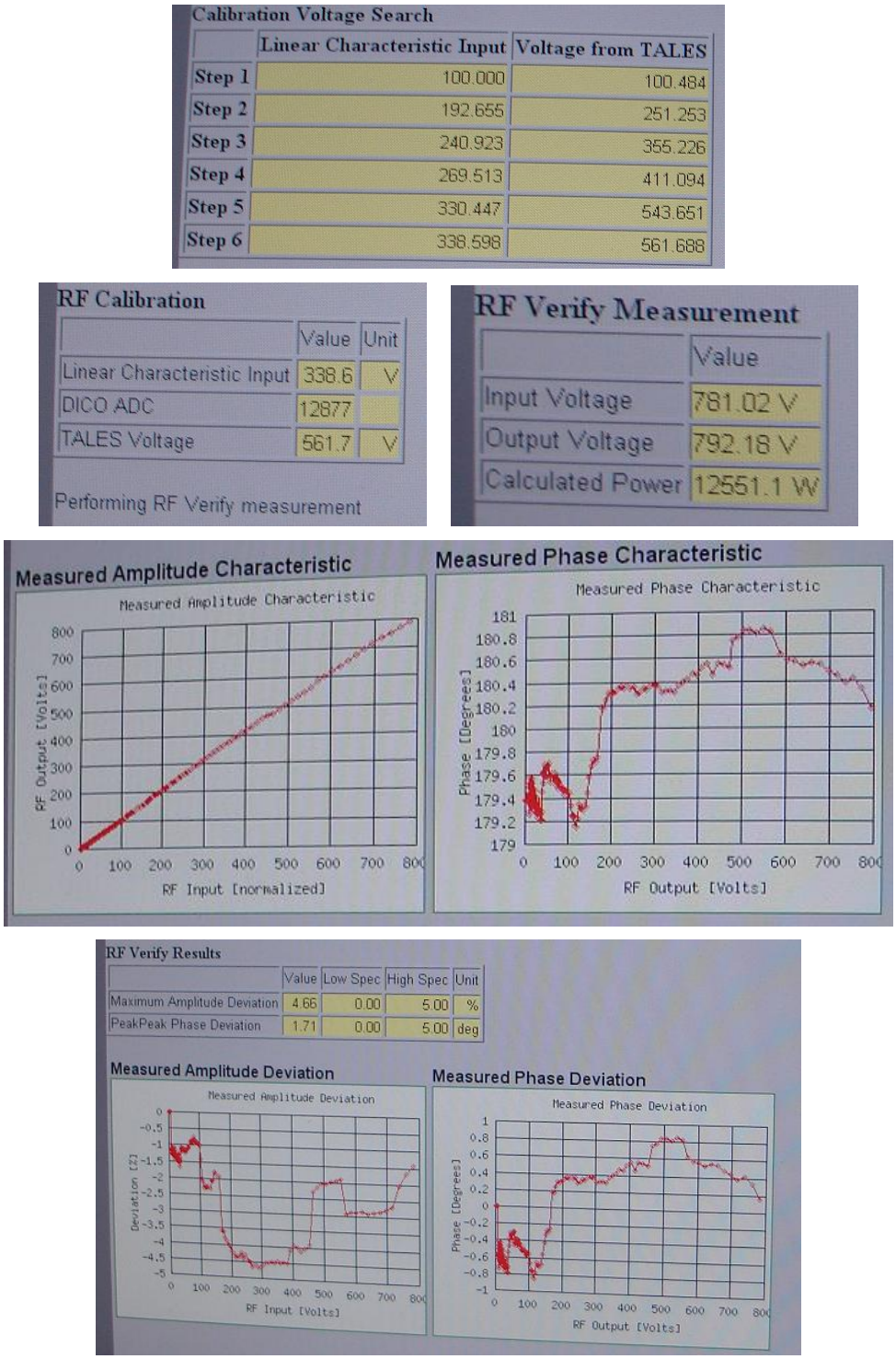
Manyetik rezonans görüntüleme sistemleri, görüntü oluşturma sürecinde radyo frekansında (RF) elektromanyetik dalgalar kullanır. Dolayısıyla cihazın RF sisteminin uygun değerlere kalibre edilmesi gerekmektedir. Bir MR cihazında yapılan RF kalibrasyonları şunlardır:

- **Tuning calibration:** RF iletim yollarının ileri ve geri yöndeki karakteristiğini elde etmek amacıyla bilinen bir takım sonlandırıcılar (50 ohm, kısa devre, açık devre) kullanılarak yapılan ölçümdür.
- **Body coil tuning:** Vücut sargısının (body coil) rezonans frekansını ayarlamak için yapılan ölçümdür.
- **RF characteristic:** RF yükseltecinin genlik ve faz karakteristiklerinin elde edilmesine yönelik bir ölçümdür. Bu bilgi kullanılarak RF yükseltecinin çıkışındaki doğrusal olmayan (non-linear) kısımlar düzeltilir.

Şekil 3.1'de görülen blok diyagram RF testlerinde uygulanan 5 aşamalı test sistemine örnek verilmiştir. Çıkıştaki sinyali zayıflatıp alıcıya tekrar yollayarak test uygulanmıştır.



Şekil 3.1: RF kapalı çevrim testinin blok diyagramı (RF Loop Tests)

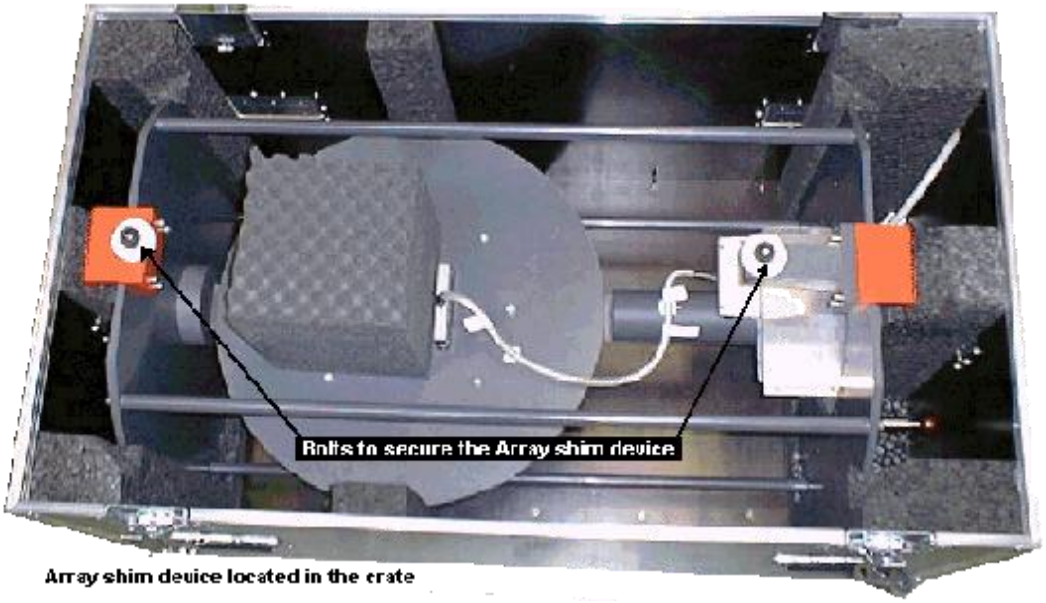


Şekil 3.2: Örnek RF testleri sonucunda elde edilen değerler ve genlik –faz karakteristikleri

3.2. Manyetik Alanı Düzleştirme İşlemi (Shimming Gantry)

Manyetik alanı düzleştirme işlemi (shimming gantry), en önemli kalibrasyon işlemidir. Bu işlemde montaj sonrası manyetik alan ölçümlerindeki değerlere göre kalibrasyon yapılır.

Manyetik rezonans görüntüleme sistemleri, görüntü alabilmek için homojen (eş dağılımlı) bir manyetik alana ihtiyaç duyar. Cihazın merkezinde bulunan 50 cm çapındaki küresel bir hacmin manyetik alan bakımından homojen hâle getirilmesi işlemine shim işlemi denir.



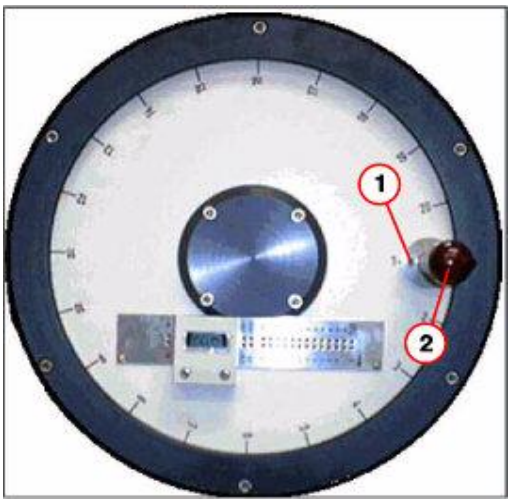
Resim 3.3: Shim aygıtı (üstten görünüş)

Çekime başlarken hastanın görüntülenmek istenen vücut kısmı bu 50 cm çapındaki hayali küresel hacmin içine denk getirilir. Cihazın hasta masasının hareketli olmasının sebebi budur.

3.2.1. Shim Aygıtı

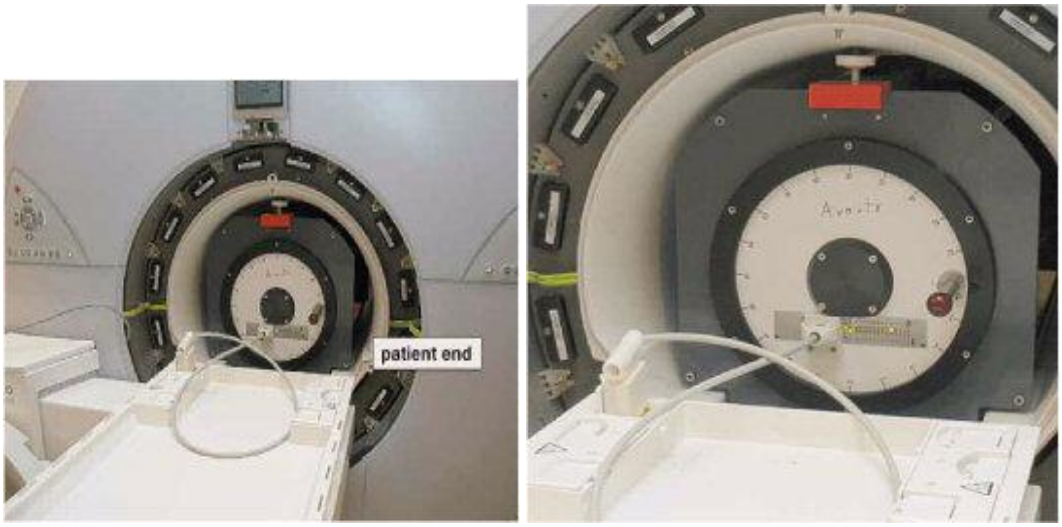
Shim işlemi, gradient sargılarının arasında bulunan özel bölmelere, önceden hesaplanmış miktarda demir plakalar yerleştirilerek yapılır. Hangi bölgeye ne kadar demir yerleştirileceğini hesaplamak için öncelikle cihazın shim bölmeleri boşken manyetik alan ölçümü yapılır.

Bu ölçüm sonucunda 50 cm'lik kürenin neresinde manyetik alanın daha yoğun, nerede daha az olduğu bilgisi elde edilir. Ölçüm sırasında kullanılan aygıta shim device (shim aygıtı) denir.



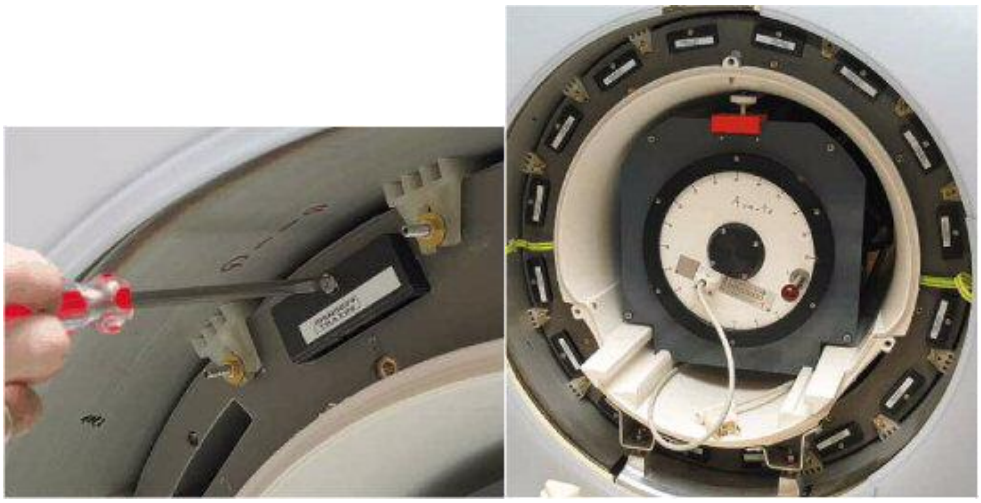
Resim 3.4: Shim aygıtı (önden görünüş)

Bu ölçümler 2 m gibi tüm alanda değil, 40*40*53 gibi küçük bir kesitteki manyetik alanın kararlılığıdır. Bu kısımda 2-3 Hz gibi küçük değerlerde ayarlama yapılır. 60 milyonda 20'ye karşılık geldiğini söyleyebileceğimiz ayarlama hassasiyeti gözetilir. 360°de genellikle 12 noktada manyetik alan vererek noktasal ölçümler yapılır. Manyetik alandaki kaymalar tespit edilir.



Resim 3.5: MR cihazının içine yerleştirilmiş shim aygıtı

Bu noktadaki kaymaları gidermek için o noktaya ters yönde manyetik akı sağlayacak demir parçaları sisteme eklenir. Hangi açıda kaç gr metal konulacağı belirlenir. Bunun için özel raylar vardır. Demir parçaları bu raylara yerleştirilir (Resim 3.6). Manyetik alan verilerek tekrar ölçüm yapılır. Kontrol edilen düzlemde istenen homojeniteye gelene kadar işlem tekrarlanır.



Resim 3.6: Demir plakaların içine konduğu özel bölmelerin tornavida yardımıyla yerlerine sabitlenmesi

MR cihazının çok şiddetli bir manyetik alana sahip olması nedeniyle demir plakalar cihaza manyetik alan varken yerleştirilemez. Aksi takdirde plakalar daha cihaza yaklaştırıldığında cihaz tarafından çekilir ve cihazın üzerine yapışır. Böyle bir durumda yaralanma riskleri de vardır. Bu nedenle demir plakalar yerleştirilmeden önce cihazın manyetik alanı sıfırlanır. Bu işleme ramp down denir. Sonrasında plakalar cihaza yerleştirilir ve sıkıca vidalanır. Sistem çalıştırılarak tekrar manyetik alan oluşturulur. Bu işleme ise ramp up denir.

Ramp up ve ramp down işlemleri özel bir güç kaynağı kullanılarak yapılır. Bu aygıta magnet power supply –MPS (magnet güç kaynağı) denir. MPS magnete bağlanır ve ramp up/down işlemi sırasında magnet içindeki sargılardan geçen akım değerini yavaş yavaş artırır/azaltır. Bunun nedeni sargıların belli bir indüksiyona sahip olmalarıdır.

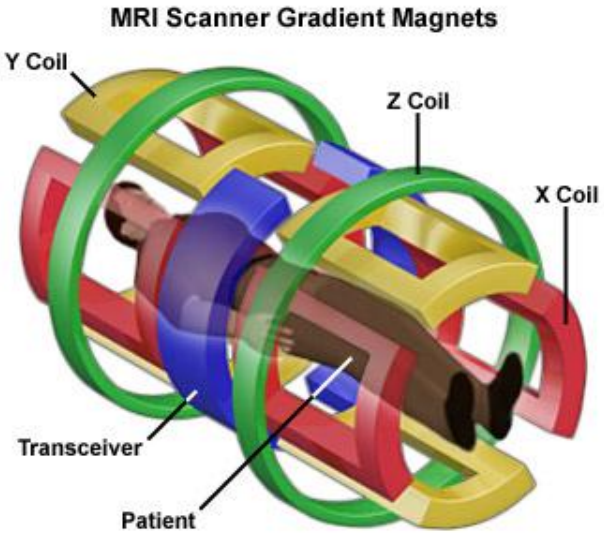
Resim 3.7: Magnet güç kaynağı

Bu kalibrasyon işlemi kurulumda ya da sistemin patlaması sonrasında yapılır. Patlama helyum dolumunda ya da magnetin fiziksel özelliğini kaybetmesi durumunda olur. Maliyeti yüksek olan bir işlemdir.

Bir de sistemin yakınlarına bırakılan metal parçaların etkisi daimi ise düzleştirme işlemi tekrar yapılır. Örneğin, MR odasının yakınına konumlandırılacak metal gaz tankları, büyük araçlar gibidir. Geçici düzenlemeler için ölçüm tekrarlanmaz.

3.3. Gradient Test

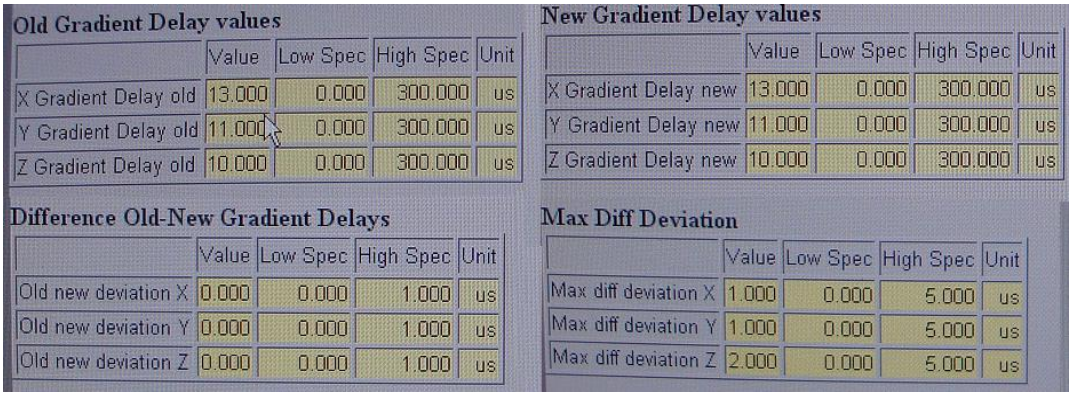
Sinyal lokalizasyonu yapabilmek amacı ile manyetik alanı her üç düzlemde de kontrollü olarak değiştiren sargılar gradient sargılardır. Uzaysal olara aksiyal, sagital ve koronal olmak üzere üç temel düzlem bulunduğundan gradiyent koillerde üç düzlem yönünde üç takımdan (x, y, z) oluşmuşlardır.



Şekil 3.3: x, y, z sargıları

Bir diğer test, bu sargılara uygulanan gradient palslerinin ayarı ile ilgilidir. Kontrol kuramına göre uygulanan sinyalin şekli doğrusal olmaz belli bir pik yaparak gerçek değerine ulaşır. MR de üretilen sinyalin oturma zamanının belli sınırlar içinde olması gerekir. Setting time denilen bu durum her üç eksen (x, y, z) içinde geçerlidir.

x, y, z sargılarının birbiri ile uyumlu çalışması, aralarında belirli bir faz farkı, veya zaman gecikmesi olması gerekir. Fakat belirtilen sınır değerleri aşmaması gerekir.



Old Gradient Delay values

	Value	Low Spec	High Spec	Unit
X Gradient Delay old	13.000	0.000	300.000	us
Y Gradient Delay old	11.000	0.000	300.000	us
Z Gradient Delay old	10.000	0.000	300.000	us

New Gradient Delay values

	Value	Low Spec	High Spec	Unit
X Gradient Delay new	13.000	0.000	300.000	us
Y Gradient Delay new	11.000	0.000	300.000	us
Z Gradient Delay new	10.000	0.000	300.000	us

Difference Old-New Gradient Delays

	Value	Low Spec	High Spec	Unit
Old new deviation X	0.000	0.000	1.000	us
Old new deviation Y	0.000	0.000	1.000	us
Old new deviation Z	0.000	0.000	1.000	us

Max Diff Deviation

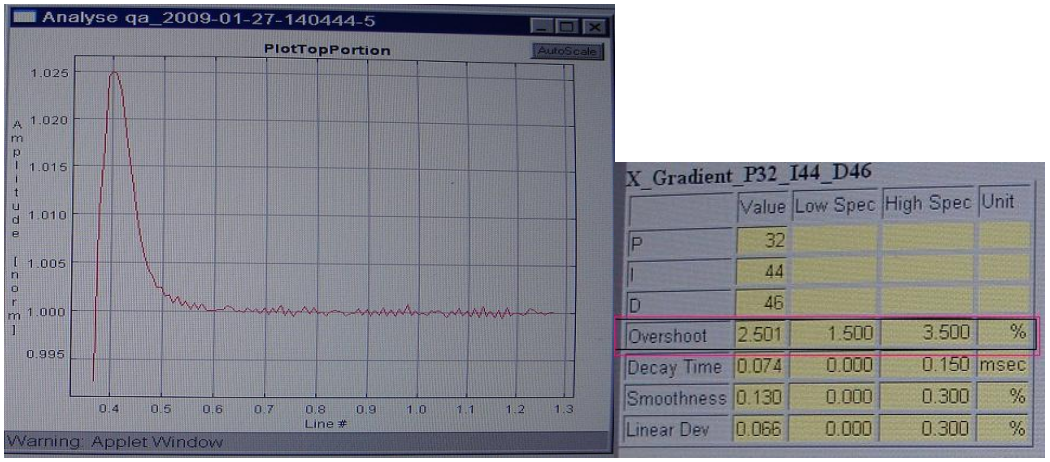
	Value	Low Spec	High Spec	Unit
Max diff deviation X	1.000	0.000	5.000	us
Max diff deviation Y	1.000	0.000	5.000	us
Max diff deviation Z	2.000	0.000	5.000	us

Şekil 3.4: Gradient gecikme değerleri

Cihaz çalıştığında ana manyetik alanda ya da manyetik alan karşıtı (f_0)ile tanımlanan merkez frekansı gradient gücü ile (merkez frekansına) $\pm\Delta f$ kadar faz bindirmesi yapılır. Bu durumda çekim noktası, kesit yeri belirlenir, kesit kalınlığı seçilir. Kaç kesit alınacağı ve diğer parametreleri gradient sargıları ile gerçekleşir.

Gradient kalibrasyon iyi değilse ve belirtilen ölçme noktası örneğin 10 cm iken 9,5 cm–10,5 cm noktalarına kayabilir. Örneğin, bir beyin tümörü ölçümünde tümörün 2-3 cm mi yoksa 2-3 mm mi olduğu belirlenemez.

Sinyalin değeri kontrol edilerek gerekli ayarlamalar yapılır. Bazı eski sistem makinelerde bu ayarlar elle potlar yardımıyla yapılmaktadır. Günümüz teknolojisi bu ayarları otomatik gerçekleştirmektedir.



Şekil 3.5: Grafikte pik değeri 1.025 kaydedilmesi, makinenin toleransı dâhilinde kabul edilebilir bir değerde olması

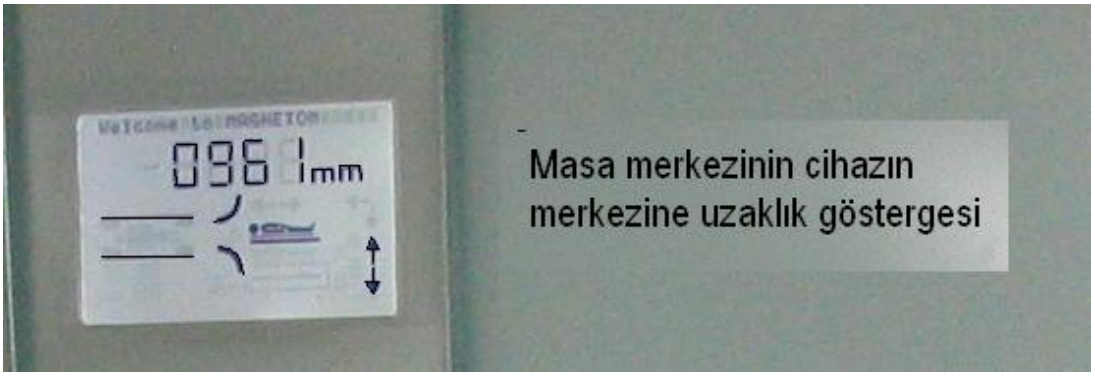
x,y,z için bu değerler ayrı ayrı kontrol edilir.

3.4. Masa Boyu Kalibrasyonu

MR cihazında görüntü almamız için hastanın cihazın merkezinde bulunduğunu düşündüğümüz 50 cm çapındaki kürede olması gerekir. Hastanın görüntülenmek istenen kısmı bu kürenin içine masa yardımı ile yerleştirilir. Bu nedenle masa montajından sonra, masa kalibrasyon işlemi gerçekleştirilir.

Resim 3.8: Örnek bir masa kontrol paneli, magnet içi diğer özelliklerin kontrollerini de kapsaması

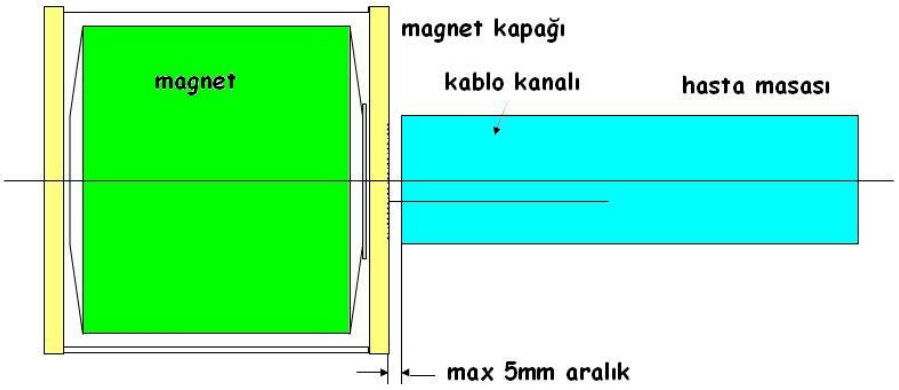
Birinci amaç masanın içeri-dışarı hareketini yapmasıdır. İkincisi ise hastaya rahatlık sağlaması açısından, masaya çıkmasını kolaylaştırmak ya da bilinci kapalı hastayı yerleştirmek için masanın aşağı-yukarı hareketi yapmasıdır.



Resim 3.9: Masa uzaklık göstergesi

Üçüncü ve en önemlisi ise masanın merkezinin cihaza kaydedilmesidir. Montaj sonrası gerçekleştirilen masa kalibrasyon işlemleri içinde bu üçüncü işlem büyük önem taşır. Resim 3.9'da örnek cihaz için masanın merkezi cihazdan 961 mm dışarıda ölçülmüştür. Masayı hareket ettirdiğimizde cihazdaki sensör, pozisyon algılayıcı bu değeri değiştirecektir. Bunun için enkoderlerden faydalanılır. Enkoderlar masa hareket ettikçe pozisyonu tazeler.

Masa hareketine ait elektronik kartlar, genellikle cihazın masa kontrol panelinin hemen iç kısmında bulunmaktadır.



Şekil 3.6: Örnek bir masa yerleşimdeki maksimum aralık

UYGULAMA FAALİYETİ

MRG cihazının hasta masasının kalibrasyonunu yapınız.

İşlem Basamakları	Öneriler
➢ Servis el kitabından hasta masası kalibrasyon talimatlarını okuyunuz. ➢ Cihaza ait ön kontrolleri yapınız. ➢ Daha önceki kalibrasyon bilgilerini inceleyiniz. ➢ Masa merkezinin yerini tespit ediniz. ➢ Masa ayarlarını yapınız. ➢ Cihaza masanın merkezini kaydediniz. ➢ Ede edilen değerleri kaydediniz. ➢ Servis el kitabındaki değerler ile karşılaştırınız. ➢ Kalibrasyon formu doldurunuz.	➢ ➢ Çalışma esnasında gerekli güvenlik önlemlerini alınız ve aldırınız. ➢ Üzerinizde metal bulundurmayınız. ➢ Yetkili ile birlikte çalışınız.

KONTROL LİSTESİ

Bu faaliyet kapsamında aşağıda listelenen davranışlardan kazandığınız beceriler için **Evet,** kazanamadıklarınız için **Hayır** kutucuklarına (X) işareti koyarak öğrendiklerinizi kontrol ediniz.

Değerlendirme Ölçütleri		Evet	Hayır
1.	Servis el kitabından hasta masası kalibrasyon talimatlarını okudunuz mu?		
2.	Cihaza ait ön kontrolleri yaptınız mı?		
3.	Daha önceki kalibrasyon bilgilerini incelediniz mi?		
4.	Masa merkezinin yerini tespit edebildiniz mi?		
5.	Masa ayarlarını yapabildiniz mi?		
6.	Cihaza masanın merkezini kaydedebildiniz mi?		
7.	Servis el kitabındaki değerler ile karşılaştırdınız mı?		
8.	Yapılacak müdahale ve arıza giderme yöntemlerini belirleyebildiniz mi?		
9.	Kalibrasyon formu doldurdunuz mu?		

DEĞERLENDİRME

Değerlendirme sonunda "Hayır" şeklindeki cevaplarınızı bir daha gözden geçiriniz. Kendinizi yeterli görmüyorsanız öğrenme faaliyetini tekrar ediniz. Bütün cevaplarınız "Evet" ise "Ölçme ve Değerlendirme" ye geçiniz.

ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME

Aşağıdaki cümlelerin başında boş bırakılan parantezlere, cümlelerde verilen bilgiler doğru ise D, yanlış ise Y yazınız.

1. ( ) **Body coil tuning:** RF iletim yollarının ileri ve geri yöndeki karakteristiğini elde etmek amacıyla bilinen bir takım sonlandırıcılar (50 ohm, kısa devre, açık devre) kullanılarak yapılan ölçümdür.

2. ( ) **Tuning calibration:** Vücut sargısının (body coil) rezonans frekansını ayarlamak için yapılan ölçümdür.

3. ( ) **RF characteristic:** RF yükseltecinin genlik ve faz karakteristiklerinin elde edilmesine yönelik bir ölçümdür. Bu bilgi kullanılarak RF yükseltgecinin çıkışındaki doğrusal olmayan (non-linear) kısımlar düzeltilir.

4. ( ) MR cihazında görüntü almamız için hastanın cihazın merkezinde bulunduğunu düşündüğümüz 50 cm çapındaki kürenin dışında olması gerekir. Hastanın görüntülenmek istenen kısmı bu kürenin dışına masa yardımı ile yerleştirilir.

5. ( ) Gradient testlerinden biri de uygulanan gradient palslerinin ayarı ile ilgilidir.

6. ( ) Sinyal lokalizasyonu yapabilmek amacı ile manyetik alanı her üç düzlemde de kontrollü olarak değiştiren sargılar RF sargılardır.

DEĞERLENDİRME

Cevaplarınızı cevap anahtarıyla karşılaştırınız. Yanlış cevap verdiğiniz ya da cevap verirken tereddüt ettiğiniz sorularla ilgili konuları faaliyete geri dönerek tekrarlayınız. Cevaplarınızın tümü doğru ise “Modül Değerlendirme”ye geçiniz.

MODÜL DEĞERLENDİRME

Aşağıdaki cümlelerin başında boş bırakılan parantezlere, cümlelerde verilen bilgiler doğru ise D, yanlış ise Y yazınız.

1. ( ) Sinyal lokalizasyonu yapabilmek amacı ile manyetik alanı her üç düzlemde de kontrollü olarak değiştiren sargılar RF sargılardır.

2. ( ) Manyetik rezonans görüntüleme sistemleri ile görüntü almak için homojen (eş dağılımlı) bir manyetik alan oluşturulma işlemine shim işlemi denir.

3. ( ) **Tuning calibration:** RF iletim yollarının ileri ve geri yöndeki karakteristiğini elde etmek amacıyla bilinen bir takım sonlandırıcılar (50 ohm, kısa devre, açık devre) kullanılarak yapılan ölçümdür.

4. ( ) **Tuning calibration:** Vücut sargısının (body coil) rezonans frekansını ayarlamak için yapılan ölçümdür.

5. ( ) **RF characteristic:** RF yükseltecinin genlik ve faz karakteristiklerinin elde edilmesine yönelik bir ölçümdür. Bu bilgi kullanılarak RF yükseltecinin çıkışındaki doğrusal olmayan (non-linear) kısımlar düzeltilir.

6. ( ) Shim işleminde kullanılan cihaz bir basınç ölçüm cihazıdır.

7. ( ) Ortam ısısı ile helyum ısısı arasındaki fark helyum kaynamasına yol açar.

8. ( ) Sinyalin kesitin hangi noktasından geldiğini belirlemek için çalıştırılan gradient frekans kodlama gradientidir.

Aşağıdaki soruları dikkatlice okuyarak doğru seçeneği işaretleyiniz.

9. MR tekniğinde görüntü oluşturmak için hangi atomunun özelliklerinden faydalanılır?

A) Oksijen **B)** Azot

C) Hidrojen **D)** Karbon

10. Protonlar bir dış manyetik alan içine sokuldukları zaman manyetik alanın da etkisiyle bir yandan kendi eksenleri tarafında spin hareketi yaparken diğer yandan B0 vektörü çevresinde topaca benzer bir hareketle salınırlar. Bu salınım hareketine ne isim verilir?

A) Rezonans **B)** Relaksasyon

C) Manyetizasyon **D)** Presesyon

DEĞERLENDİRME

Cevaplarınızı cevap anahtarıyla karşılaştırınız. Yanlış cevap verdiğiniz ya da cevap verirken tereddüt ettiğiniz sorularla ilgili konuları faaliyetlere geri dönerek tekrarlayınız. Cevaplarınızın tümü doğru ise bir sonraki modüle geçmek için öğretmeninize başvurunuz.

CEVAP ANAHTARLARI

ÖĞRENME FAALİYETİ-1'İN CEVAP ANAHTARI

1.	**A**
2.	**B**
3.	**C**
4.	**D**
5.	**A**
6.	**B**
7.	**C**
8.	**D**
9.	**A**
10.	**D**
11.	**Y**
12.	**D**
13.	**Y**
14.	**D**
15.	**Y**

ÖĞRENME FAALİYETİ-2'NİN CEVAP ANAHTARI

1.	**Y**
2.	**D**
3.	**D**
4.	**D**
5.	**Y**
6.	**Y**

ÖĞRENME FAALİYETİ-3'ÜN CEVAP ANAHTARI

1.	**Y**
2.	**Y**
3.	**D**
4.	**Y**
5.	**D**
6.	**Y**

MODÜL DEĞERLENDİRME'NİN CEVAP ANAHTARI

1.	**Y**
2.	**D**
3.	**D**
4.	**Y**
5.	**D**
6.	**Y**
7.	**D**
8.	**Y**
9.	**C**
10.	**D**

KAYNAKÇA

- CHO Zang-Hee, Joie Pierce JONES, Manbir SINGH, **Foundations of Medical Imaging**, John Wiley& Sons, New York ,1993.
- HORNAK Joseph P., **The Basics of MRI**, http://www.cis.rit.edu/htbooks, 2000.
- KONEZ Orhan, **Manyetik Rezonans Görüntüleme Temel Bilgiler**, 1995.
- **Eğitim Dokümanları MR**, Siemens AG, 2000.
- **Eğitim Dokümanları MR,** General Electric Inc, 2000.
- **Service El Kitabı**, Hitachi Medical Systems,1998.
- MERİÇ N., Ü.R.YÜCE, E.T. ILGIT, **Diagnostic and Interventional Radiology**, 2005.
- **Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı Raporu**, BİYOMUT, 2004.
- Receive MRI Coils, **Operators/Service Manuel**, Mayo Clinic, 2006.
- 3T GE Training Session, **UCSD Center for Functional Magnetic Resonance Imaging**, March, 2004.
- **Minimizing Field Inaccuracy in MRI Electomagnet Control Systems**, Stanford Üniversitesi, ABD, 2004.
- Resim Kaynağı: Portrayal of Magnets (Image source: Siemens Medical)
- Goethe Universitat, Frankfurt http://radiologie-uni-frankfurt.de, (03-01-2009)
- http://www.med.umich.edu/msair/core.htm, (03-01-2009)
- http://www.nmr.mgh.harvard.edu/cardiovasc/NovelTherapeutics.htm, (03-01-2009)
- http://www.baskent.edu.tr, (03-01-2009)
- http://www.columbia.edu/cu/healthwise, (03-01-2009)
- http://www.scar.rad.washington.edu, (03-01-2009)