



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYOLOJİK BİLİMLER ANABİLİM DALI

**PEDİATRİK HASTALARIN RUTİN BEYİN MANYETİK
REZONANS GÖRÜNTÜLEMELERİNDE ÖZGÜL
SOĞURMA ORANI DEĞERLERİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İbrahim ASLIYÜCE

**Samsun
Temmuz– 2017**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYOLOJİK BİLİMLER ANABİLİM DALI

**PEDİATRİK HASTALARIN RUTİN BEYİN MANYETİK
REZONANS GÖRÜNTÜLEMELERİNDE ÖZGÜL
SOĞURMA ORANI DEĞERLERİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İbrahim ASLIYÜCE

DANIŞMAN
Doç. Dr. Meltem CEYHAN BİLGİCİ

Samsun
Temmuz-2017

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYOLOJİK BİLİMLER ANABİLİM DALI

İbrahim ASLIYÜCE tarafından Doç. Dr. Meltem CEYHAN BİLGİCİ danışmanlığında hazırlanan PEDİATRİK HASTALARIN RUTİN BEYİN MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMELERİNDE ÖZGÜL SOĞURMA ORANI DEĞERLERİNİN İNCELENMESİ başlıklı bu tez çalışması jürimiz tarafından 28/09/2017 tarihinde Radyolojik Bilimler Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Doç. Dr. Meltem CEYHAN BİLGİCİ, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Hasan GÜMÜŞ, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Esra Meltem KAYAHAN ULU, İstanbul Kemerburgaz Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

...../...../.....

Prof. Dr. Ahmet UZUN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez çalışmamın planlanmasında, yürütülmesinde destek ve yardımlarından dolayı, Tıp Fakóltesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda görev yapan çok değerli danışman hocam Doç. Dr. Meltem CEYHAN BİLGİCİ'ye, aynı Anabilim Dalında görev yapan çok değerli hocalarım Prof. Dr. Lütfi İNCESU'ya ve Doç. Dr. Ahmet Veysel POLAT'a, Radyolojik Bilimler Anabilim Dalı Başkanı çok değerli hocam Prof. Dr. Hasan GÜMÜŞ'e, aynı zamanda Tıp Fakóltesi Biyoistatistik Anabilim Dalı Başkanı çok değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Leman TOMAK'a, Manyetik Rezonans Görüntüleme Ünitesinde Tıbbi görüntüleme teknikeri olarak çalışan Yasemin İNAÇ'a, Muhammed SALA'ya, Esra EMİRZEOĞLU'na, Salim Can DUMAN'a, Sevgi COŐKUN'a yardımlarından dolayı en içten dileklerle teşekkür ederim.

ÖZET

PEDİATRİK HASTALARIN RUTİN BEYİN MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMELERİNDE ÖZGÜL SOĞURMA ORANI DEĞERLERİNİN İNCELENMESİ

Amaç: 1,5 T manyetik alan şiddetine sahip farklı iki MRG cihazlarına yerleştirilen pediatrik hastaların, pediatrik rutin beyin MRG çekimleri esnasında kullanılan sekanslara göre SAR değerlerinin karşılaştırılarak, Uluslararası Elektroteknik Komitesi (IEC)'nin belirlediği SAR limit değerleri ile uyumlu olup olmadığını araştırmaktır.

Materyal ve Metot: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı MRG Ünitesinde bulunan 1,5 Tesla manyetik alan şiddetine sahip Siemens Symphony Magnetom ve Philips Achieva/İntera MRG cihazları kullanıldı. RF sinyallerin alınması için, iki farklı MRG cihazlarına uygun vücut ve baş koiller kullanıldı. SAR ölçümleri için, iki farklı MRG cihazlarına ayrı ayrı yerleştirilen 0-17 yaş aralığındaki toplam 100 pediatrik hastanın, 10 dakikalık pediatrik rutin beyin MRG çekimi esnasında kullanılan sekanslara göre Tüm Vücut SAR, Baş SAR, Vücut Maruziyet SAR değerleri alındı.

Bulgular: 1,5 T manyetik alan şiddetine sahip farklı iki MRG cihazına ayrı ayrı yerleştirilen 0-17 yaş aralığındaki toplam 100 pediatrik hastanın cinsiyet, yaş dağılımı, hasta kilolarının dağılımı, Tüm Vücut SAR, Vücut Maruziyet SAR ve Baş SAR değerlerinin ortanca (min-max) değerleri hesaplandı ve istatistiksel olarak uyumlu bulunmuştur.

Sonuç: Her iki MRG cihazından alınan SAR değerleri karşılaştırıldı ve bazı sekanslarda Tüm Vücut SAR değerlerinde artış olduğu görülmüştür. Aynı zamanda Tüm Vücut SAR ve Baş SAR değerlerinin IEC'nin belirlediği SAR limit değerleri ile uyumlu olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Manyetik rezonans görüntüleme; özgül soğurma oranı

İbrahim ASLIYÜCE, Yüksek Lisans Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi – Samsun, Temmuz–2017

ABSTRACT

EXAMINATION OF SPECIFIC ABSORPTION RATE VALUES IN ROUTINE BRAIN MAGNETIC RESONANCE IMAGES OF PEDIATRIC DISEASES

Aim: To investigate whether pediatric patients placed on two different MRI devices with a magnetic field strength of 1.5 T compares the SAR values relative to the sequences used during pediatric routine brain MRI imaging and is in compliance with the SAR limits set by the International Electrotechnical Committee (IEC).

Material and Method: Siemens Symphony Magnetom and Philips Achieva / Intera MRI devices with 1.5 Tesla magnetic field power were used in the MRI unit of Ondokuz Mayıs University Medical Faculty Radiology Department. To receive RF signals, body and head coils were used for two different MRI devices. For SAR measurements, all Body SAR, Head SAR, Body Exposure SAR values were taken according to the sequences used during the 10 minute pediatric routine brain MRI subtraction of a total of 100 pediatric patients aged 0-17 years, placed separately on two different MRI devices.

Results: A total of 100 pediatric patients between 0-17 years of age were randomly assigned to two different MRI devices with a magnetic field strength of 1.5 T. Gender, age distribution, distribution of patient weights, the median (min-max) values of all Body SAR, Body Exposure SAR and Head SAR values were calculated and found to be statistically compatible.

Conclusion: The SAR values from both MRIs were compared and it was seen that in some sequences, all Body SAR values increased. At the same time, all Body SAR and Lead SAR values were found to be in accordance with the SAR limit values specified by the IEC.

KeyWords: Magnetic resonance imaging; specific absorption rate

**İbrahim ASLIYÜCE, Master Thesis
Ondokuz Mayıs University – Samsun, July–2017**

SİMGELER VE KISALTMALAR

ω_0	: Presesyon (Larmor) frekansı
γ	: Gyromanyetik sabit
\vec{B}_0	: Dış manyetik alan
\vec{S}	: Spin açısal momentum
k	: Boltzmann sabiti
T	: Sıcaklık
e	: Euler sayısı
ΔE	: Enerji farkı
N_α	: Antiparalel dizilim gösteren protonların sayısı
N_β	: Paralel dizilim gösteren protonların sayısı
\vec{M}, \vec{M}_0	: Longitudinal manyetizasyon vektörü
\vec{M}_{xy}	: Transvers manyetizasyon vektörü
G_x	: Frekans kodlama gradyenti
G_y	: Faz kodlama gradyenti
G_z	: Kesit belirleme gradyenti
\vec{E}	: Elektrik alan
\vec{B}	: Manyetik alan
λ	: Dalga boyu
v	: Dalga hızı
f	: Frekans
c	: Işık hızı
\vec{P}_e	: Elektrik polarizasyon vektörü
χ_e	: Elektrik duyarlılık
ϵ_0	: Boş uzayın dielektrik geçirgenliği
ϵ_r	: Bağlı elektrik geçirgenlik
ϵ	: Elektrik geçirgenlik
\vec{D}	: Dielektrik akı yoğunluğu
\vec{P}_m	: Manyetik polarizasyon vektörü

χ_m	: Manyetik duyarlılık
∇	: Nabla operatörü
\vec{H}	: Manyetik alan şiddeti
μ	: Manyetik geçirgenlik
μ_0	: Boş uzayın manyetik geçirgenliği
\vec{J}	: Elektrik akı yoğunluğu
σ	: Doku iletkenliği
c	: Doku ısı kapasitesi
\vec{S}	: Poynting vektörü
k	: Dalga sayısı
w	: Dalga açısal frekansı
u_E	: Elektrik alanın anlık enerji yoğunluğu
u_B	: Manyetik alanın anlık enerji yoğunluğu
emk	: Elektromotor kuvveti
DAS	: Veri Toplama Sistemi (Data Acquisition System)
DWI	: Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (Diffusion Weighted Imaging)
ETL	: Eko sayılarının uzunluğu (Echo Train Length)
FA	: Sapma açısı (Flip Angle)
FDA	: Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (American Food and Drug Administration)
FID	: Serbest İndüksiyon Bozunumu (Free Induction Decay)
FSE	: Hızlı Spin Eko (Fast Spin Echo)
FT	: Fourier Transmisyonu (Dönüşümü)
2DFFT	: İki Boyutlu Hızlı Fourier Transformasyonu (Fast Fourier Transform)
FLAIR	: Sıvı Azaltılmış Ters Dönüşümün Düzeldmesi (Fluid Attenuated Inversion Recovery)
ICNIRP	: Uluslararası İyonize Olmayan Radyasyondan Korunma Komitesi (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection)
IEC	: Uluslararası Elektroteknik Komitesi (International Electrotechnical Commission)
IR	: Ters Dönüşümün Düzeldmesi (Inversion Recovery)

- MRG** : Manyetik Rezonans Görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging)
PD : Proton yoğunluğu (Proton Dansite)
RF : Radyofrekans (Radio Frequency)
SAR : Özgül Soğurma Oranı (Specific Absorption Rate)
SE : Spin Eko
TEM : İletici-Alicı sargı (Transmit-Receive)
TE : Eko sinyali dinleme süresi (Time Echo)
TR : Puls tekrarlama süresi (Time Repetition)
TSE : Turbo Spin Eko (Turbo Spin Echo)



İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) Tarihsel Gelişimi	2
2.2. MRG Temel Fizik Prensipleri	3
2.2.1. Manyetizma veya Manyetizasyon	4
2.2.2. Presesyon Hareketi	12
2.2.3. Rezonans Olayı ve MRG Sinyali Oluşumu	13
2.2.4. Relaksasyon	19
2.2.5. MRG’de Görüntü Oluşumu	23
2.2.6. Pediatrik Rutin Beyin MRG Çekiminde Kullanılan Sekanslar	30
2.3. Temel Elektromanyetik Teori	35
2.3.1. Ortam İçinde Elektromanyetik Alanlar	36
2.3.2. Maxwell Denklemleri	39
2.4. MRG Cihazı Yapısı	41
2.4.1. Gantry Ünitesi	42
2.4.2. Bilgisayar ve Görüntüleme Ünitesi	46
2.5. Özgül Soğurma Oranı (SAR) Tanımı	47
2.5.1. MRG’de SAR ve Sıcaklık Ölçüm Yöntemleri	48
2.5.2. MRG’de SAR ve Sıcaklık Limit Değerleri	49
2.5.3. MRG’de SAR’ın Biyolojik Etkileri	52
3. MATERYAL VE METOTLAR	55
3.1. MATERYAL	55
3.1.1. Çalışma Populasyonu	55
3.1.2. MRG Cihazı	55
3.1.3. RF Koil Seçimi	55
3.2. METOT	55

3.2.1. Pediatrik (Çocuk) Hastaların Hazırlığı ve Hasta Pozisyonu	55
3.2.2. Pediatrik Hastaların Rutin Beyin MRG Çekim Protokolü İçin Kullanılan Sekansları ve Sekans Parametreleri	56
3.2.3. SAR Ölçümleri	56
3.2.4. İstatistiksel Analiz	57
4. BULGULAR	58
5. TARTIŞMA	66
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	69
KAYNAKLAR	70
ÖZGEÇMİŞ	75



1. GİRİŞ

MRG, güçlü manyetik bir alanda iyonlaştırıcı olmayan radyofrekans (RF) elektromanyetik radyasyonun vücut dokuları üzerine gönderildiğinde soğurulması sonucu, bu vücut dokularından geri dönen radyofrekans sinyalleri ile görüntü elde edilmesini sağlayan tıbbi görüntüleme yöntemidir (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Kumaş, 2006). MRG'nin iyonlaştırıcı elektromanyetik radyasyonu kullanmaması, mükemmel yumuşak doku kontrastı veya yumuşak dokuların daha iyi görüntülenmesinde kullanılması avantajları olarak bilinmektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Kumaş, 2006; Pediaditis ve ark., 2008; Murbach ve ark., 2011). MRG cihaz sisteminin maliyetinin pahalı olması ise dezavantajı olarak bilinmektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Kumaş, 2006).

Özgül Soğurma Oranı (Specific Absorption Rate – SAR), bir nesnenin birim dokuda kütle başına soğurulan radyofrekans enerjisini tanımlamakta ve W/kg birimi ile gösterilmektedir (Baker ve ark., 2004; Liu, 2005; Westbrook ve ark., 2011).

RF elektromanyetik enerji soğurulmasının biyolojik etkisi dokuda oluşturduğu ısınmadır. Bu nedenle RF maruziyeti için, Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (American Food and Drug Administration - FDA), Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (International Electrotechnical Commission - IEC) tarafından vücut sıcaklık artışı SAR cinsinden ölçülmekte ve SAR limit değerleri belirlenmiştir (Westbrook ve ark., 2011).

MRG inceleme sırasında RF elektromanyetik enerji, MRG cihazında görüntü elde etmek amacıyla vücutta genellikle 1°C'den az ısı artışı oluşturmaktadır (Liu, 2005; ICNIRP, 2009). MRG'de manyetik alan Tesla gücü arttıkça SAR değeri de artmakta ve yüksek SAR değerleri; baş dönmesi, baş ağrısı, mide bulantısı, kusma gibi hastalık belirtilerine neden olmaktadır (Karaali, 2008).

Bu tez çalışmasında, MRG'nin tarihsel gelişimi, MRG'de temel fizik prensipler, Pediatrik Hastaların Rutin Beyin MRG çekiminde kullanılan sekanslar, MRG'de görüntü oluşumu, SAR'ın tanımı, MRG'de SAR ölçüm yöntemleri ve MRG'de SAR'ın biyolojik etkileri hakkında bilgi verilecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) Tarihsel Gelişimi

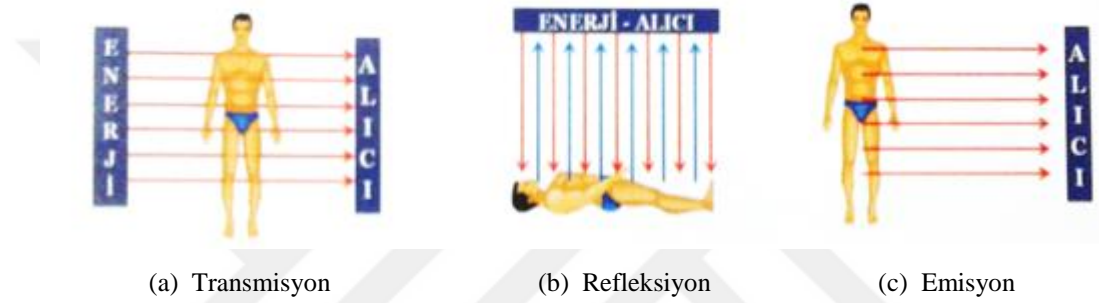
Manyetik Rezonans Görüntüleme, ilk olarak 1946 yılında birbirinden bağımsız olarak Flex Bloch ve Edward M. Purcell tarafından açıklanmıştır ve bu iki araştırmacıya 1952 yılında, araştırmalarından dolayı “Nobel Fizik Ödülü” verilmiştir. 1971 ve 1976 yıllarında, Raymond Damadian tarafından MRG’de canlı bir hayvanda tümör görüntüsü saptamıştır ve ilk olarak MRG cihazı geliştirilmiştir. 1973 yılında, Paul C. Lauterbur, G_x , G_y ve G_z gibi düzlemlerde gradyent kullanarak, insan vücudunun incelenecek bir kesitinin seçilip uyarılması sonucu yani uyarılmış etkileşimlerle örnek üzerinde manyetik rezonans görüntüsü oluşturmuştur. 1966 yılında, Richard Ernst ve 1975 yılında, Richard Ernst ile birlikte Kumar ve arkadaşları MRG’de Fourier Transformunu uygulamıştır. 1977 yılında, Peter Mansfield tarafından Multi-Planar Görüntüleme (Eko Planar Görüntüleme – EPI) yöntemi geliştirilmiştir (Liu, 2005; Elmaoğlu ve Çelik, 2010). 1987 yılında, Charles Dumoulin tarafından Manyetik Rezonans Anjiyografi yöntemi geliştirilmiştir (Elmaoğlu ve Çelik, 2010).

Türkiye’de, 1989 yılında ilk defa Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı’nda MRG yöntemi kullanılmaya başlanmıştır (Yeşildağ ve Oyar, 2003). 1993 yılında, “Fonksiyonel MRG” yöntemi geliştirilmiştir. 1998 yılında Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından, 4 Tesla’ya kadar olan MRG cihazlarının üretilmesine ve 2002 yılında ise, 3 Tesla MRG cihazların beyin ve vücut görüntülenmesinde kullanılmasına izin verilmiştir (Elmaoğlu ve Çelik, 2010).

2.2. MRG Temel Fizik Prensipler

Radyolojik görüntüleme yöntemlerinin herbirinin fiziksel prensipleri birbirinden farklıdır. MRG'nin temel fizik prensiplerine geçmeden önce, radyolojik görüntüleme yöntemlerinin ana prensipleri hakkında kısaca bilgi verelim.

İncelenecek nesnenin veya vücudun bir bölgesinin radyolojik görüntüleme yöntemleri ile görüntülenmesi için, enerji kaynağı ve görüntü alıcıya ihtiyaç vardır ve radyolojik görüntüleme yöntemlerinde farklıdır. Radyolojik görüntüleme yöntemlerinde transmisyon, refleksiyon ve emisyon olmak üzere üç ana prensip kullanılmaktadır (Şekil 1) (Dadalı ve ark., 2016).



Şekil 1. (a,b,c) Radyolojik görüntüleme yöntemlerinin ana prensipleri (Dadalı ve ark.'dan, 2016)

Transmisyon, enerji kaynağı incelenen vücut bölgesinin bir tarafında görüntü alıcı ise diğer tarafında bulunur. Kullanılan enerji kaynağı incelenen vücut bölgesini geçer ve görüntü alıcıya ulaşır ve enerji kaynağı x-ışınıdır. Röntgen, Bilgisayarlı Tomografi, Kemik-Mineral Dansitometri, Mamografi örnek olarak verilebilir.

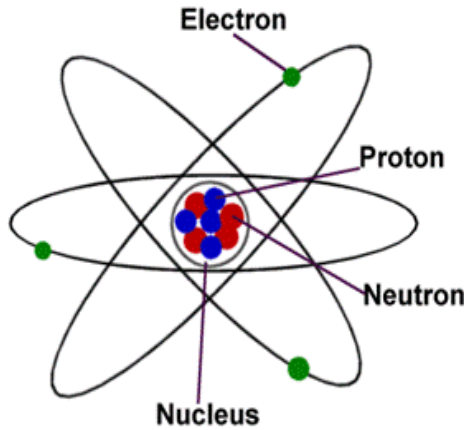
Refleksiyon, enerji kaynağı ve görüntü alıcı incelenen vücut bölgesinin aynı tarafında bulunur. İncelenen vücut bölgesine gönderilen enerji kaynağı, incelenen vücut bölgesinden yansır ve görüntü alıcıya ulaşır. Enerji kaynağı ses dalgalarıdır. Ultrasonografi örnek verilebilir.

Emisyon, enerji kaynağı incelenen vücudun içinde, görüntü alıcı ise incelenen vücudun dışında bulunur. Görüntü elde etmek için, incelenen vücut bölgesinden salınan enerji kaynağı çeşitli yöntemlerle alınmakta ve bilgisayar tarafından görüntü işlenmektedir. İncelenen vücut bölgesinden salınan enerji kaynağı, Radyonüklid Görüntüleme yönteminde olduğu gibi radyonüklid maddelerin

(radyofarmasötik) çeşitli aşamalarla incelenecek vücudun doku ve organlarına taşınması ya da MRG yönteminde kullanılan radyofrekans elektromanyetik dalgalar ile incelenecek vücudun dokuları uyarılır (Adapınar, 2013; Dadalı ve ark., 2016).

2.2.1. Manyetizma veya Manyetizasyon

Atomlar; pozitif yüke sahip protonlar, hiçbir yükü bulunmayan nötronlar (neutron) ve negatif yüke sahip elektronlar (electron) olmak üzere üç temel parçacıktan oluştuğu bilinmektedir. Elektronlar çekirdeğin etrafındaki yörüngelerde, proton ve nötronlar ise atom çekirdeğinde (nucleus) bulunmaktadır (Şekil 2). Elektron, proton ve nötronun yük ve kütleleri Tablo 1’de verilmektedir (Serway ve Beichner, 2011). Canlı vücudunda da atomlar bulunmakta, iki veya daha fazla atom birleşerek moleküller halinde düzenlenmektedirler. Canlı vücudu daha fazla su ve yağ içerdiğinden dolayı hidrojen atomu bulundurmakta, hidrojen atomunun bir proton ve bir nötrondan oluştuğu bilinmektedir (Westbrook ve ark., 2011).



Şekil 2. Atomun yapısı (<http://www.konubak.com/atom-molekul/>den, 2017)

Tablo 1. Atomik parçacıkların özellikleri

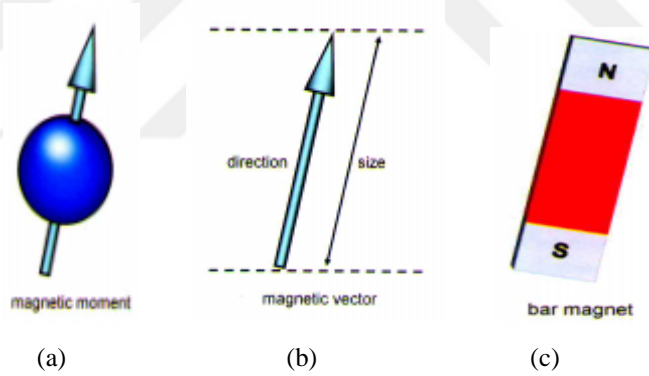
Parçacık	Sembol	Yük (C)	Kütle (kg)
Elektron	e^-	$-1,6021917 \times 10^{-19}$	$9,1095 \times 10^{-31}$
Proton	p^+	$+1,6021917 \times 10^{-19}$	$1,67261 \times 10^{-27}$
Nötron	n^0	0	$1,67492 \times 10^{-27}$

Atomlar, atom numarası ve kütle numarası şeklinde karakterize edilmektedir. Atom numarası, çekirdekte bulunan protonların sayısı; kütle numarası ise çekirdekteki proton ve nötron sayılarının toplamı olarak bilinmektedir. Atom çekirdeğinin içerisindeki protonların ve nötronların sayıları dengeli ve kütle numaraları çift sayı olmaktadır. Fakat bazı atomlarda nötronlar, protonlardan biraz fazla veya az olmaktadır. Bu nedenle, proton sayıları aynı, nötron sayıları farklı olan atomlara “izotop atomlar” adı verilmektedir (Brown ve Semelka, 2003; Westbrook ve ark., 2011). MRG’de proton ve nötron sayılarının farklı olarak, tek bir kütle numarasına sahip çekirdekler önemli olmaktadır (Westbrook ve ark., 2011).

Biyolojik dokularda bulunan belirli atom çekirdeklerinin (proton ve nötronların) kendi eksenini etrafında aynı hızda ve birbirlerinden ayrı olarak dönüşü sonucu “spin hareketi” oluşmaktadır. Tek kütle numarasına sahip çekirdeklerin spin yönleri birbirlerinden farklı olmakta ve bir toplam spine veya açısal momentuma sahip olduğu bilinmektedir. Bu tür çekirdeklere “MRG aktif çekirdekler” adı verilmektedir. Faraday indüksiyon yasası; hareket, manyetizma ve yük gibi özelliklere sahip olduğu bilinmekte ve bu özelliklerin ikisi bulunduğu diğeri de otomatik olarak bulunmaktadır. MRG aktif çekirdekler de dış manyetik alana hizalanarak, toplam bir yüke ve spin hareketine sahip oldukları için otomatik bir manyetik moment oluşturmaktadırlar (Brown ve Semelka, 2003; Westbrook ve ark., 2011). MRG aktif çekirdekler; hidrojen (1 proton), karbon (6 proton ve 7 nötron), sodyum (11 proton ve 12 nötron), fosfor (15 proton ve 16 nötron) gibi çekirdekler olarak bilinmektedir. Klinik MRG’de; tek protona sahip olan, insan vücudunda çok bulunan, büyük bir manyetik momente sahip olan, su ve yağlı dokularda daha fazla bulunan hidrojen çekirdeğinin izotopu kullanılmaktadır (Brown ve Semelka, 2003; Yeşildağ ve Oyar, 2003; Westbrook ve ark., 2011). Hidrojen çekirdeğinin bir proton ve bir elektrondan oluştuğu bilinmektedir (Brown ve Semelka, 2003; Serway ve Beichner, 2011; Westbrook ve ark., 2011).

Elektromanyetik teoride, hareketli elektrik yüklerinin bir manyetik alan oluşturduğu bilinmektedir (Griffiths, 1996; Westbrook ve ark., 2011).

Hidrojen çekirdeği de pozitif yüklü protonlardan oluştuğu için, spin hareketi sayesinde çevrelerinde bir manyetik alan oluşturmakta, kuzey (N) / güney (S) kutbu olan birer mıknatıs gibi davranmaktadır ve manyetik moment ile temsil edildiği bilinmektedir (Şekil 3) (Brown ve Semelka, 2003; Elmaoğlu ve Çelik, 2010; Westbrook ve ark., 2011; Özen ve ark., 2014). Her çekirdeğin manyetik momenti; boyut, yön ve ok ile belirtilen bir vektör özelliğine sahip olmaktadır (Westbrook ve ark., 2011). Böylece protonları atomik bir boyutta düşündüğümüzde protonlar, elektronlar da olduğu gibi atom çekirdeği veya kendi eksenleri etrafında dönmekte ve bir akım çevrimi oluşturmaktadırlar. Bu akım çevrimleri makroskobik boyutta küçük oldukları için, protonlar bir manyetik dipol gibi düşünülebilmektedir. Bu nedenle atomlara dışarıdan bir manyetik alan uygulanmadığında serbest yönlerde hareket etmekte ve manyetik dipoller birbirini sıfırlamaktadır. Fakat atomlara dışarıdan bir manyetik alan uygulandığında, bu manyetik dipoller düzenli bir şekilde dizilim göstermektedirler. Bu fiziksel olaya ‘Manyetizasyon’ adı verilmektedir (Griffiths, 1996).



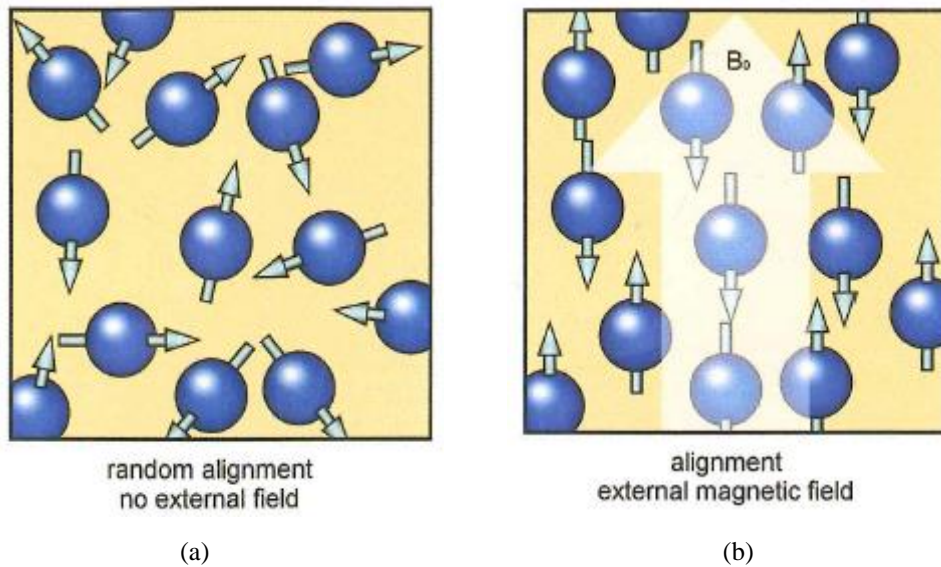
Şekil 3. (a,b,c) Protonun manyetik momenti ve mıknatısa benzemesi (Westbrook ve ark.'dan, 2011)

Manyetik alanın SI birimi coulomb-metre/saniye başına Newton olarak bilinmekte ve buna ‘Tesla (T) adı verilmektedir. Pratikte, manyetik alan birimi olarak santimetre-gram-saniye (cgs) sisteminde ‘Gauss (G) da kullanılmaktadır ve 10^4 Gauss = 1 T’dir. Pusulayı hareket ettiren Dünya’nın manyetik alan şiddeti 0,5 Gauss olduğu bilinmektedir (Serway ve Beichner, 2011).

Manyetik özelliklerine bağlı olarak maddeler; paramanyetik, diyamanyetik ve ferromanyetik maddeler olmak üzere sınıflandırılmaktadır (Serway ve Beichner, 2011).

Paramanyetik maddeler, eşlenmemiş elektronlara ve küçük bir manyetik momente sahip olmaktadır. Paramanyetik maddelere dışarıdan bir manyetik alan uygulandığında, manyetik alan ile aynı yöne (paralel konuma) gelmekte ve manyetik dipol momentler düzenli bir şekilde dizilmektedir. Alüminyum, kalsiyum, krom, magnezyum, oksijen, tungsten, krom, lityum gibi maddeler paramanyetik özelliğe sahip olmaktadır. Diyamanyetik maddeler, çift elektronlu atomlarda görülmekte ve bu maddelere bir dış manyetik alan uygulandığında manyetik dipol momentleri, dış manyetik alana ters yönde (antiparalel) dizilmektedir. Bizmut, bakır, elmas, altın, kurşun, civa, azot, gümüş, silisyum gibi maddeler diyamanyetik özelliğe sahip olmaktadır. Demir, nikel, kobalt gibi maddeler de ferromanyetik özelliğe sahip olmaktadır (Westbrook ve ark., 2011).

Biyolojik dokularda hidrojen çekirdeğinin manyetik momentleri veya protonlar, dışarıdan manyetik bir alan uygulanmadığında düzensiz hareket etmektedirler (Şekil 4a). Eğer hidrojen çekirdeklerine dışarıdan güçlü bir manyetik alan uygulandığında, hidrojen çekirdeğinin manyetik momentleri dış manyetik alana (\vec{B}_0) aynı yönde (paralel) ve zıt yönde (antiparalel) olacak şekilde yönelim göstermektedirler (Şekil 4b) ve paralel yönelim gösteren protonların sayısı, antiparalel yönelim gösteren protonların sayısından fazla olmaktadır (Yeşiladağ ve Oyar, 2003; Blink, 2004; Elmaoğlu ve Çelik, 2010; Westbrook ve ark., 2011).



Şekil 4. Protonların (a) manyetik alan dışında (b) manyetik alan içinde gösterdikleri dizilim (Westbrook ve ark.'dan, 2011)

Atom çekirdeklerinin önemli karakteristik özelliklerinden birisi, çekirdeklerinin spin hareketi sonucu oluşan manyetik moment ve açısal momentum olduğu bilinmektedir (Brown ve Semelka, 2003; Westbrook ve ark., 2011).

Klasik mekanikte katı bir cisim, yörüngesel (\vec{L}) ve spin (\vec{S}) açısal momentuma sahip olmaktadır. Yörüngesel açısal momentum ($\vec{L} = \vec{r} \times \vec{p}$), katı bir cismin kütle merkezinin hareketine; Spin açısal momentum ($\vec{S} = I\vec{\omega}$) ise katı bir cismin kütle merkezi etrafındaki hareketine bağlı olarak oluşmaktadır. Bilindiği gibi Dünya da, güneşin çevresinde bir yıl dönüş hareketi yaptığı için yörünge açısal momentumuna ve kendi eksenini etrafındaki bir günlük dönüş hareketi sonucu spin açısal momentumuna sahip olmaktadır. Elektronların da yörüngesel ve spin açısal momentuma sahip olduğu bilinmektedir (Taylor ve ark., 2008; Griffiths, 2010).

Burada; \vec{r} : Katı cismin (Dünyanın) güneşe göre konumu

\vec{p} : Dünyanın güneşe göre çizgisel momentumu

I: Dünyanın kendi eksenini etrafındaki hareketine göre eylemsizlik momenti

$\vec{\omega}$: Dünyanın kendi eksenini etrafında bir günlük dönüş hareketi sonucundaki açısal hızı.

Kuantum mekaniğinde de, elektronlarda olduğu gibi atom çekirdeklerinin de yörüngesel açısal momentumuna ilave olarak, özgün veya iç açısal momentumuna sahip olduğu bilinmektedir. Her atomik parçacığın kendine özgü ve sabit bir s değeri bulunmakta ve bu değer atomik parçacığın *spini* olarak adlandırılmaktadır (Taylor ve ark., 2008; Griffiths, 2010). Örneğin; Elektronların spini 1/2, fotonların spini 1, pi mezonlarının spini 0, delta parçacıklarının spini 3/2, protonların spini 1/2 dir.

Spini $\frac{1}{2}$ olan elektron veya proton gibi yüklü bir parçacık bir manyetik dipol momenti oluşturmakta ve bu manyetik dipol momenti ($\vec{\mu}$), spin açısal momentumu (\vec{S}) ile aşağıdaki (1) bağıntısında görüldüğü gibi doğru orantılı olmaktadır (Griffiths, 2010):

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{S} \quad (1)$$

Burada; γ : Jiromanyetik sabit.

Spin açısai momentumun büyüklüğü (S), aşığıdaki (2) bağıntısında görüldüğü gibi kuantumlanmıştır ve tek bir değere sahip olmaktadır:

$$S = \sqrt{s(s+1)} \hbar = \sqrt{\frac{1}{2}\left(\frac{1}{2}+1\right)} \hbar = \frac{\sqrt{3}}{2} \hbar \quad (2)$$

Spin açısai momentumun z-bileşeni (S_z), yani spin açısai momentum ile dış manyetik alan (\vec{B}) aynı yönde olduğu için aşığıdaki (3) bağıntısı ile verilmektedir:

$$\vec{S} = S_z \hat{k} \quad S_z = m_s \hbar = m_s \frac{h}{2\pi} \quad (\hbar = \frac{h}{2\pi}) \quad (3)$$

Bir atom çekirdeğin spin açısai momentumu (3) bağıntısında da görüldüğü gibi, atom çekirdeğinin spin manyetik kuantum sayısına bağlı olmaktadır. Bu bağıntıda, m_s spin manyetik kuantum sayısıdır ve $m_s = -s, -s+1, \dots, s-1, s$ 'ye kadar değerler aldığı bilinmektedir, h ise Planck sabitidir (Taylor ve ark., 2008; Griffiths, 2010).

Atom çekirdeğinin de, elektronlarda olduğu gibi spin kuantum sayısı bulunmakta ve 's' ile gösterilmektedir ve spin manyetik kuantum sayısı arasında,

$$m_s = (2s + 1) \quad (4)$$

bağıntısı vardır. Protonun spin kuantum sayısı $s = \frac{1}{2}$ olduğu için (4) bağıntısında yerine konursa,

$$m_s = \left(2 \cdot \frac{1}{2} + 1\right) = 2$$

bulunur ve bu değer, protonun $m_s = -\frac{1}{2}$ ve $m_s = +\frac{1}{2}$ gibi iki farklı spin manyetik kuantum sayısına bağlı olmaktadır ve S_z bileşeni de $\pm \frac{1}{2} \hbar$ gibi iki farklı değer alabilmektedir (Taylor ve ark., 2008).

Manyetik dipol momentin, z-eksenindeki manyetik alan (\vec{B}) içerisindeki potansiyel enerjisi (U) ve enerjisindeki değişme (ΔE) aşığıdaki (5) bağıntısı ile verilmektedir:

$$U = \Delta E = -\vec{\mu} \cdot \vec{B} \quad (\vec{B} = B_0 \hat{k}) \quad (5)$$

Protonlar $m_s = -\frac{1}{2}$ ve $m_s = +\frac{1}{2}$ gibi iki farklı spin manyetik kuantum sayılarına bağlı olduklarından, manyetik alan içerisinde iki farklı enerji (E_1 ve E_2) düzeylerinde yarılmalar oluşmaktadır (Şekil 5b ve Şekil 6). Kuantum fiziğinde bu olaya, ‘‘Zeeman Olayı veya Zeeman Yarılması’’ adı verilmektedir (Brown ve Semelka, 2003; Serway ve Beichner, 2005; Taylor ve ark., 2008). Düşük enerjiye (E_1) sahip çekirdeklerin manyetik momentleri (mavi renk ile gösterilen), manyetik alana paralel olacak şekilde dizilirler ve ‘‘spin yukarı’’ çekirdekler olarak bilinmektedir. Yüksek enerjiye (E_2) sahip çekirdeklerin manyetik momentleri (kırmızı renk ile gösterilen) ise, manyetik alana zıt yönde olacak şekilde dizilirler ve ‘‘spin aşağı’’ çekirdekler olarak bilinmektedir (Şekil 5) (Brown ve Semelka, 2003; Westbrook ve ark., 2011).

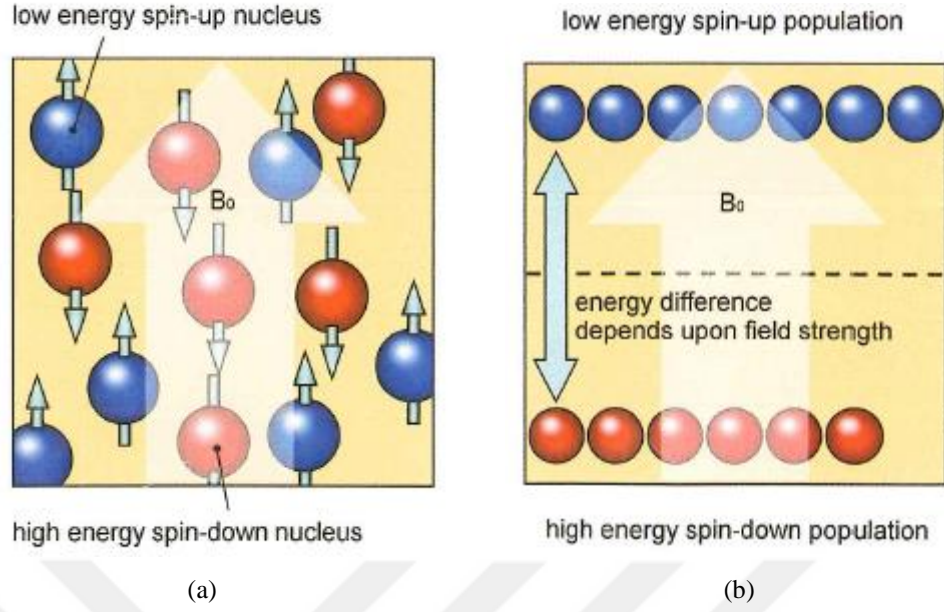
(1) ve (3) bağıntısı, (5) bağıntısında yerine konursa,

$$\begin{aligned}\Delta E &= -\vec{\mu} \cdot \vec{B} = -\gamma \vec{S} \cdot \vec{B} = -\gamma S_z \hat{k} \cdot B_0 \hat{k} \quad (\hat{k} \cdot \hat{k} = 1) \\ \Delta E &= -\gamma S_z B_0 = \pm \gamma m_s \hbar B_0 = \pm \gamma \frac{\hbar}{2\pi} B_0 m_s\end{aligned}\quad (6)$$

(6) bağıntısında görüldüğü gibi protonların; spin yukarı durumda enerjisi $+\gamma \frac{\hbar}{2\pi} B_0 m_s$ kadar artmakta iken, spin aşağı durumda ise enerjisi $-\gamma \frac{\hbar}{2\pi} B_0 m_s$ kadar azalmaktadır.

Protonların enerji düzeyleri arasındaki enerji farkı da aşağıdaki (7) bağıntısında görüldüğü gibi elde edilmektedir.

$$\begin{aligned}m_s = -\frac{1}{2} \text{ için,} \quad E_1 &= -\gamma \frac{\hbar}{2\pi} B_0 \left(-\frac{1}{2}\right) = +\gamma \frac{\hbar}{2.2\pi} B_0 \\ m_s = +\frac{1}{2} \text{ için,} \quad E_2 &= -\gamma \frac{\hbar}{2\pi} B_0 \left(+\frac{1}{2}\right) = -\gamma \frac{\hbar}{2.2\pi} B_0 \\ \Delta E = E_1 - E_2 &= \gamma \frac{\hbar}{2.2\pi} B_0 - \left(-\gamma \frac{\hbar}{2.2\pi} B_0\right) = \gamma \frac{\hbar}{2.2\pi} B_0 + \gamma \frac{\hbar}{2.2\pi} B_0 = 2 \cdot \gamma \frac{\hbar}{2.2\pi} B_0 \\ \Delta E &= \gamma \frac{\hbar}{2\pi} B_0\end{aligned}\quad (7)$$



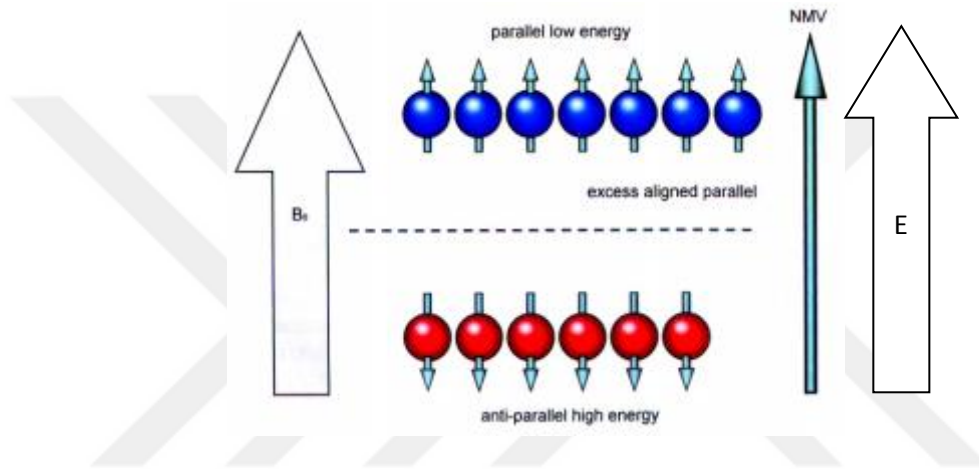
Şekil 5. Çekirdeklerin (a) düşük ve yüksek enerji durumlarındaki dizimleri (b) düşük ve yüksek enerji düzeylerindeki popülasyonu (Westbrook ve ark.'dan, 2011)

Hidrojen çekirdeklerinin (protonların) paralel ve antiparalel dizilimlerine, dış manyetik alan kuvveti ve çekirdeğin termal enerjisi gibi faktörler neden olmaktadır. Düşük termal enerjiye sahip çekirdekler, manyetik alana karşı koyacak şekilde yeterli bir enerjiye sahip değildirler. Fakat yüksek termal enerjiye sahip çekirdekler, manyetik alana karşı koyacak şekilde yeterli bir enerjiye sahip olmaktadır ve manyetik alan kuvveti arttıkça daha az çekirdek yeterli bir enerjiye sahip olmaktadır. Burada çekirdeğin termal enerjisi hastanın sıcaklığına göre belirlenebilmekte, fakat bu klinik uygulamalarda değiştirilememektedir ve buna "termal denge" adı verilmektedir (Westbrook ve ark., 2011). Düşük ve yüksek enerji düzeyleri arasında bir enerji farkı olduğunda, oluşan bu termal denge ile enerji düzeylerinin doldurulması aşağıdaki "Boltzmann dağılımı"(8) bağıntısı ile verilmektedir (Brown ve Semelka, 2003).

$$\frac{N_{\alpha}}{N_{\beta}} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}} \quad (8)$$

(8) bağıntısında ; N_α manyetik alana zıt yönde yönelen (antiparalel) protonların sayısını, N_β manyetik alanla aynı yönde yönelen (paralel) protonların sayısını, ΔE protonların iki enerji düzeyleri arasındaki enerji farkını, k Boltzmann sabitini, T sıcaklığı (Kelvin cinsinden) ifade etmektedir (Brown ve Semelka, 2003).

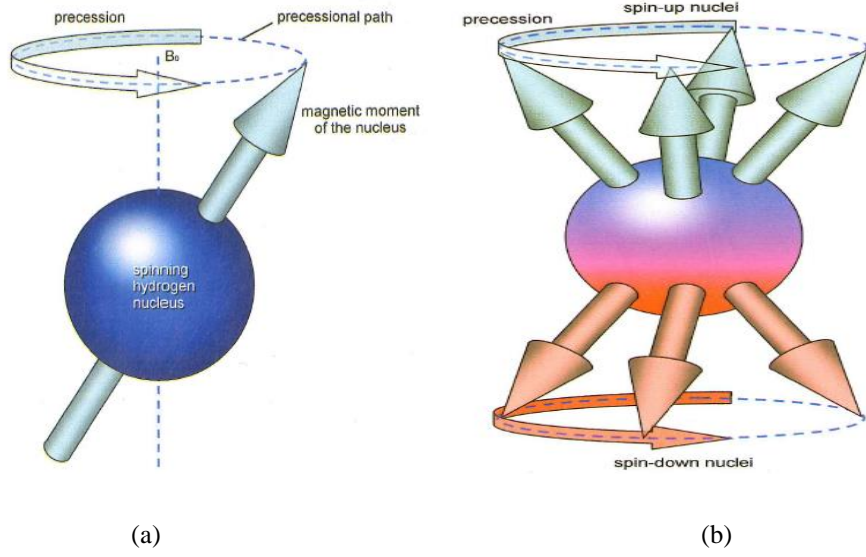
Termal denge durumunda yüksek enerjili çekirdekler, düşük enerjili çekirdeklere göre daha az sayıda ve toplam manyetik moment oluştururken paralel hizada sıralanan (düşük enerjili) protonların sayısında küçük bir fazlalık bulunmaktadır (Şekil 6) (Westbrook ve ark., 2011).



Şekil 6. Protonların enerji düzeylerine yarılmaları ve toplam manyetizasyon vektörü (NMV) (Westbrook ve ark.'dan, 2011)

2.2.2. Presesyon (Salınım) Hareketi

Bir dış manyetik alana (\vec{B}_0) yerleştirilen her bir proton kendi eksenleri etrafında dönüş (spin) hareketi yapmaktadır. Dış manyetik alan etrafındaki protonlar bir manyetik moment ve bu manyetik momentlere ilave bir dönüş veya salınım meydana getirirler. Bu ikincil dönüş "Presesyon Hareketi" olarak adlandırılmakta ve manyetik momente sahip protonlar, (9) bağıntısında verildiği gibi "presesyon frekansı" olarak adlandırılan frekansta dış manyetik alan etrafında dairesel bir yol izlerler (Şekil 7) (Brown ve Semelka, 2003; Westbrook ve ark., 2011).



Şekil 7. (a,b) Protonların presesyon hareketi (Westbrook ve ark.'dan, 2011)

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (\text{Larmor Denklemi}) \quad (9)$$

Burada, ω_0 : Larmor frekansı

B_0 : Manyetik alan şiddeti

γ : Jiromanyetik sabit dir.

MR incelemelerinde kullanılan hidrojen atomunun, 1 Tesla manyetik alan içindeki presesyon frekansı 42,577 MHz ve 1,5 Tesla manyetik alan şiddetine sahip cihazlarda ise 63,8 MHz presesyon frekansına sahip olduğu bilinmektedir (Şenol, 2008).

2.2.3. Rezonans Olayı ve MRG'de Sinyal Oluşumu

Rezonans olayı, bir sistemde bir nesne veya cismin kendi doğal titreşim (salınım) frekansına eşit frekansta enerji aktarılması veya uyarılması sonucu ortaya çıkan fiziksel bir durum olarak bilinmektedir. MRG'nin klinik uygulamalarında tüm alan şiddetlerinde protonun salınım frekansındaki enerjisi, elektromanyetik spektrumun Radyofrekans (RF) bölgesine karşılık gelmektedir (Şekil 8).

Bir protona, kendi doğal frekansına eşit larmor frekansında RF bir puls uygulandığında, proton dışarıdan enerji kazanır ve rezonans olayı meydana gelmektedir. Dış manyetik alan (\vec{B}_0) ile aynı yönde hizalanan diğer MRG'de araştırma amaçlı kullanılan diğer aktif çekirdeklerin presesyon frekansları, hidrojen atomunun presesyon

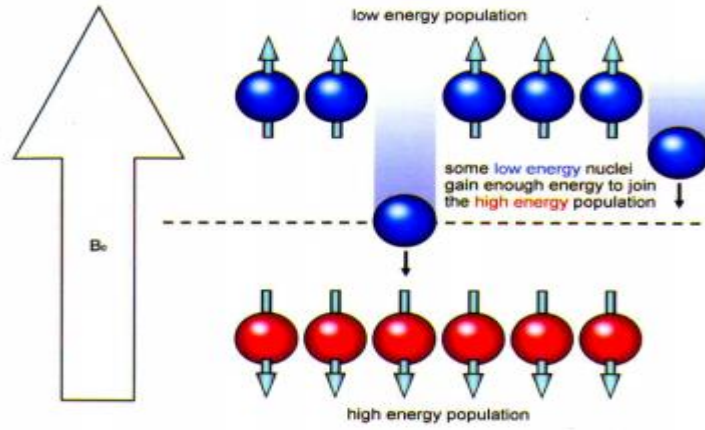
frekansından farklı olduğu için rezonans olayı gerçekleşmez. Çünkü bu çekirdeklerin jromanyetik oranları, hidrojenin jromanyetik oranından farklı olmaktadır (Brown ve Semelka, 2003; Westbrook ve ark., 2011).



Şekil 8. Elektromanyetik spektrum ve çeşitli dalgalardaki elektromanyetik radyasyonların tıbbi görüntüleme yöntemlerinde kullanımı (Özen ve ark.'dan, 2014)

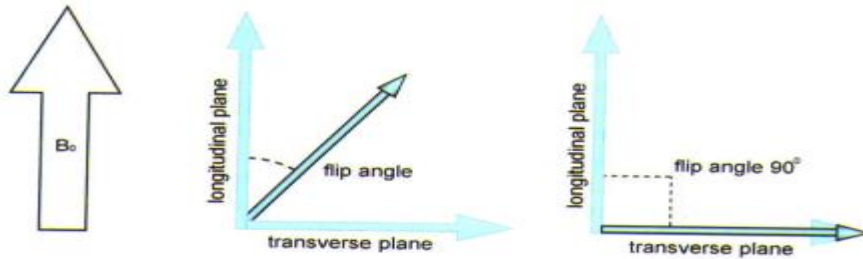
Elektromanyetik spektrum, frekans ve dalga boylarına göre çeşitli radyasyon türlerinin yerlerini ifade etmektedir. 10^4 m'den daha büyük, uzun radyo dalgalarından 10^{-14} m'den daha küçük gama ışınlarına kadar geniş bir aralığı kapsamaktadır. Radyo dalgaları, iletken tellerden geçen ivmeli yüklerin sonucunda oluşmakta ve dalga boyları 10^1 ile 10^3 cm arasında değiştiği bilinmektedir (Şekil 8) (Serway ve Beichner, 2011).

Rezonans olayına neden olan bir RF pulsunun uygulanmasına ‘‘uyarılma (excitation)’’ adı verilmektedir (Brown ve Semelka, 2003; Westbrook ve ark., 2011). Bu RF enerji soğurulması sonucu, düşük enerji düzeyindeki çekirdeklerin (spin up) bir kısmı enerji kazanmakta ve yüksek enerji düzeyindeki çekirdeklerin bulunduğu düzeye geçmektedirler (Şekil 9). Böylece yüksek enerji düzeyindeki çekirdeklerin popülasyon sayılarının artmasına neden olmaktadır. İki farklı enerji düzeyindeki çekirdeklerin popülasyon sayıları arasındaki enerji farkı, RF enerji uyarılması ile gerekli enerjiye sahip olmakta ve manyetik alan şiddeti arttıkça bu enerji farkı da artış gösterecektir (Westbrook ve ark., 2011).



Şekil 9. Protonların rf puls uyarılma esnasındaki enerji aktarımı (Westbrook ve ark.'dan, 2011)

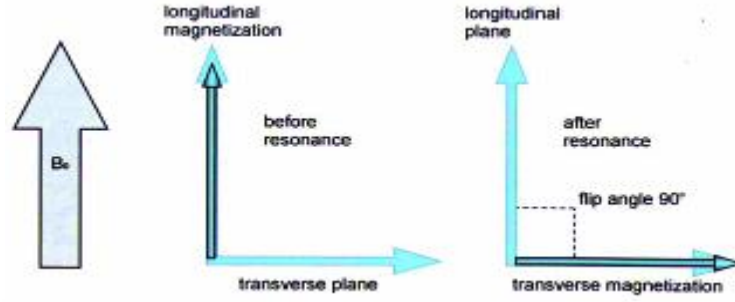
Toplam manyetizasyon vektörü (NMV veya \vec{M}) dış manyetik alandan (\vec{B}_0) uzaklaştıkça hareketsiz kalmakta ve düşük ve yüksek enerji düzeylerindeki çekirdeklerin popülasyonları arasındaki dengeyi sağlamaktadır. NMV'nin, \vec{B}_0 'a paralel duruma gelmesi için 90° 'lik bir açı ile RF puls uyarılarak enerji verilmesi gerekmektedir ve bu açığa "Flip açısı" adı verilmektedir (Şekil 10). Flip açısının büyüklüğü, RF pulsunun genlik ve süresine bağlı olmaktadır (Westbrook ve ark., 2011).



Şekil 10. Flip açısının gösterimi (Westbrook ve ark.'dan, 2011)

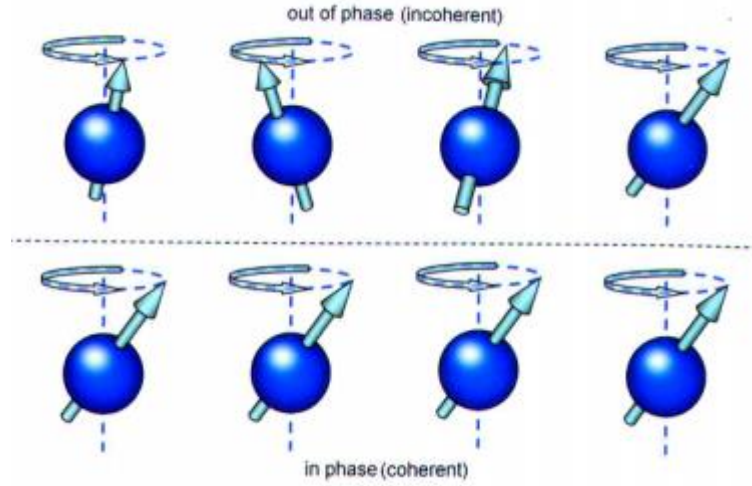
Şekil 10'da görüldüğü gibi \vec{M} , 90° dışında da flip açıları kullanılsa bile \vec{B}_0 'a dik bir düzlemde bir manyetizasyon bileşenlerine sahip olmaktadır. Burada, \vec{B}_0 'a paralel olan düzlem "Longitudinal düzlem", 90° flip açısı ile yatay eksenindeki düzlem de "transvers düzlem" adı verilmektedir (Westbrook ve ark., 2011). \vec{B}_0 'a paralel olacak şekilde dizilen düşük enerji düzeyindeki protonlar, longitudinal manyetizasyon vektörünü; bu protonlara dış manyetik alan gücünde ve larmor frekansına eşit olacak

şekilde 90° RF pulsu uygulandığında longitudinal manyetizasyon vektörü, dış manyetik alana dik olacak şekilde transvers düzleme yatırılmakta ve transvers manyetizasyon vektörünü oluşturmaktadır (Şekil 11) (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Westbrook ve ark., 2011).



Şekil 11. Longitudinal manyetizasyon vektörü ile transvers manyetizasyon vektörünün gösterilmesi (Westbrook ve ark.'dan, 2011)

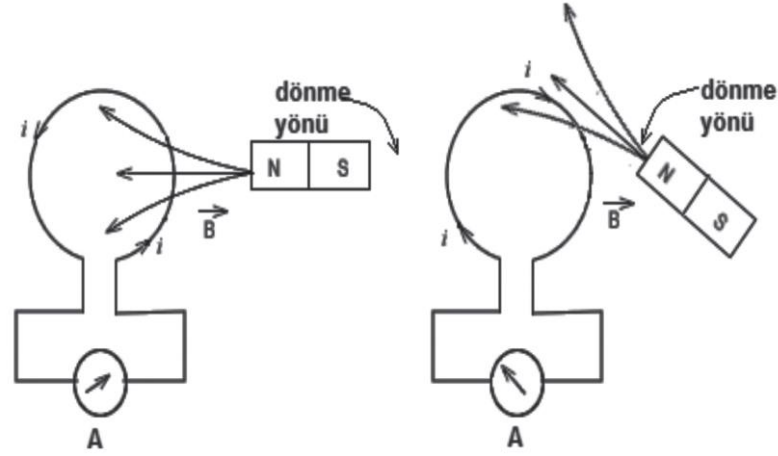
Rezonans olayı sonucu, protonların manyetik momentleri birbirleri ile faz (phase) durumuna geçmektedirler ve faz, \vec{B}_0 etrafındaki presesyon hareketi ile aldığı yolun konumunu belirtmektedir. Aynı faz durumunda (in phase veya coherent) bulunan protonların manyetik momentleri, belirli bir sürede \vec{B}_0 etrafında presesyonal yol üzerinde aynı yerde bulunmakta iken, faz dışı (out of phase) olan protonların manyetik momentleri \vec{B}_0 etrafında presesyonal yol üzerinde aynı yerde bulunmamaktadır. Rezonans olayı m manyetik momentleri presesyonal yol üzerindeki yolda aynı konuma hareket etmekte ve aynı faz durumuna geçmektedirler (Şekil 12) (Brown ve Semelka, 2003; Yeşildağ ve Oyar, 2003; Blink, 2004; Westbrook ve ark., 2011).



Şekil 12. Aynı fazlı ve faz dışı protonların manyetik momentlerinin gösterimi (Westbrook ve ark.'dan, 2011)

Rezonans olayı sonucunda aynı fazlı protonlar, transvers düzlemde manyetizasyon oluşturmakta ve larmor frekansında salınım yapmaktadırlar. Faraday'ın elektromanyetik indüksiyon yasasına göre, bir alıcı bobin (coil) veya herhangi bir iletken halka manyetik bir alan içerisine yerleştirildiğinde transvers düzlemdeki aynı fazlı protonların magnetizasyon vektörü (\vec{M}_{xy}), bu alıcı bobinde bir voltaj indüklemektedir. İndüklenen voltaj ile birlikte bobin üzerinden bir indüksiyon akımı geçmekte ve bu akımın yönü Lenz kuralı ile belirlenmektedir (Şekil 13) (Griffiths, 1996; Özen ve ark., 2014).

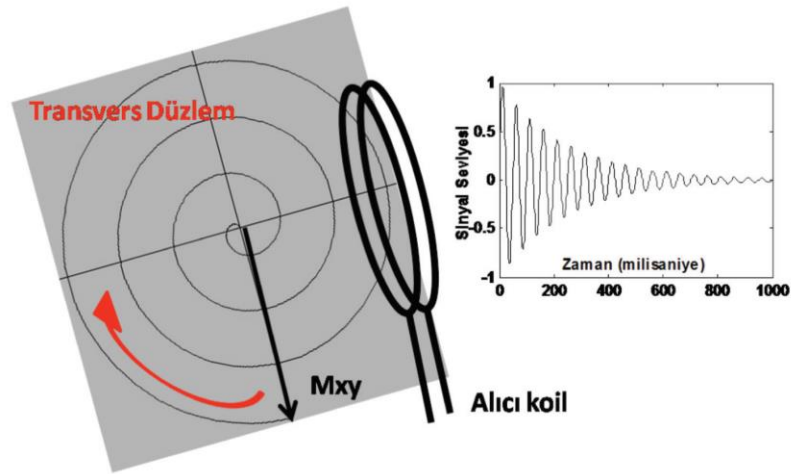
Lenz kuralı, Faraday yasası sonucu oluşan akım, kendisini meydana getiren manyetik akıdaki değişime karşı koyacak yönde olduğu bilinmektedir (Griffiths, 1996).



Şekil 13. Faraday'ın elektromanyetik induksiyon yasası sonucu oluşan induksiyon akımının yönünün lenz kuralı ile açıklanması (Özen ve ark.'dan, 2014)

İndüksiyon akımı MRG sinyalini oluşturmakta ve oluşan bu MRG sinyaline "Serbest İndüksiyon Bozunumu Sinyali (Free Induction Decay (FID) Signal) adı verilmektedir (Şekil 14) (Blink, 2004; Brown ve Semelka, 2003; Yeşildağ ve Oyar, 2003; Westbrook ve ark., 2011; Özen ve ark., 2014).

Şekil 14'de görüldüğü gibi, bir bobin üzerindeki manyetik akı azalırca induksiyon akımı bir manyetik alan oluşturmakta ve bu akımın yönü manyetik akıyı artıracak yönde olmakta; manyetik akı artarsa induksiyon akımının yönü zıt yönde olmaktadır (Griffiths, 1996; Özen ve ark., 2014).



Şekil 14. Serbest induksiyon bozunumu (FID) sinyalinin oluşması (Özen ve ark.'dan, 2014)

2.2.4. Relaksasyon

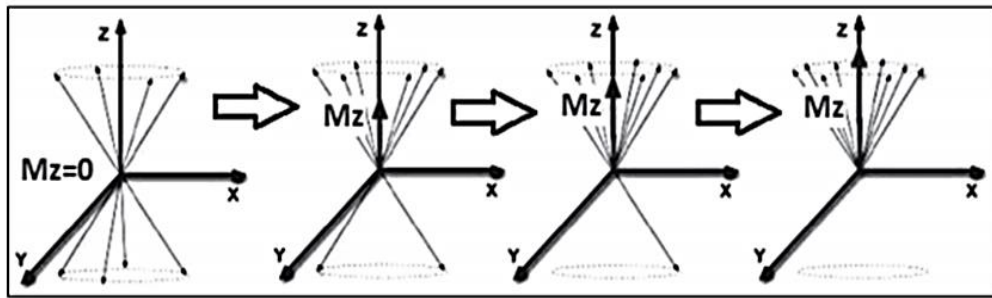
Relaksasyon (Durulma, gevşeme), dokuya aktarılan enerjinin sonlandırılması ile dokudaki protonların eski enerji seviyesine dönmesi ve bu sırada enerji açığa çıkarması olarak adlandırılmaktadır. T1 ve T2 Relaksasyon olmak üzere iki tür relaksasyon vardır (Brown ve Semelka, 2003; Yeşildağ ve Oyar, 2003; Kumaş, 2006; Westbrook ve ark., 2011).

T1 Relaksasyonu (Spin-Örgü Relaksasyonu)

Doku içerisindeki protonlara 90°'lik RF pulsı uygulandığında, longitudinal manyetizasyon vektörü (\vec{M}_z) sıfır olmaktadır ve toplam manyetizasyon vektörü (\vec{M}) transvers düzlemindedir. Daha sonra 90°'lik RF puls uygulaması sonlandırıldığında \vec{M}_z , zamanın üssel bir fonksiyonu (eksponansiyel) olarak eski haline geri dönmektedir (Şekil 15 ve Şekil 16) ve aşağıdaki bağıntı ile verilmektedir (Brown ve Semelka, 2003; Liu, 2005):

$$\vec{M}_z = \vec{M}_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right) \quad (10)$$

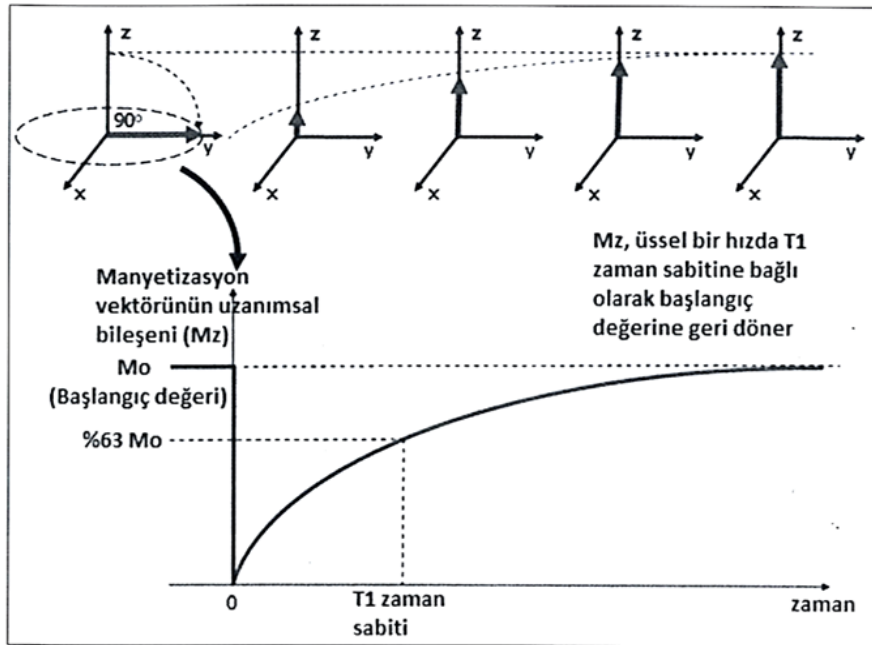
Burada; t RF pulsunu takip eden zamandır. Bu bağıntıda, t = 0 anında $\vec{M}_z = 0$; t = T1 olduğunda ise $\vec{M}_z = \vec{M}_0 \left(1 - e^{-\frac{T_1}{T_1}}\right) = \vec{M}_0 (1 - e^{-1}) = \vec{M}_0 (1 - 1/e) \approx 0,63 \vec{M}_0$ olur.



Şekil 15. 90°'lik rf pulsundan sonra longitudinal manyetizasyon vektörü (\vec{M}_z) sıfır olmaktadır. Toplam manyetizasyon vektörü (\vec{M}) transvers düzlemde ve 90°'lik rf pulsundan kesildikten sonra \vec{M}_z 'nin eski haline geri dönmesi (Özen ve ark.'dan, 2014)

T1 relaksasyon, doku içerisindeki protonların spini ile içerisinde bulunduğu çevrede enerji alış verişi sonucu oluşmakta ve spin-örgü relaksasyonu olarak adlandırılmaktadır (Brown ve Semelka, 2003; Liu, 2005; Elmaoğlu ve Çelik, 2010; Westbrook ve ark., 2011).

Doku içindeki protonlara 90° RF pulsu verildikten sonra, dış manyetik alan yönündeki longitudinal manyetizasyonun (\vec{M}_z) % 63'ünün geri kazanılması için geçen zaman "T1 relaksasyon zamanı" olarak tanımlanmakta ve Şekil 16'da gösterilmektedir (Brown ve Semelka, 2003; Yeşildağ ve Oyar, 2003; Blink, 2004; Şenol, 2008; Elmaoğlu ve Çelik, 2010; Westbrook ve ark., 2011; Adapınar, 2013; Özen ve ark., 2014).

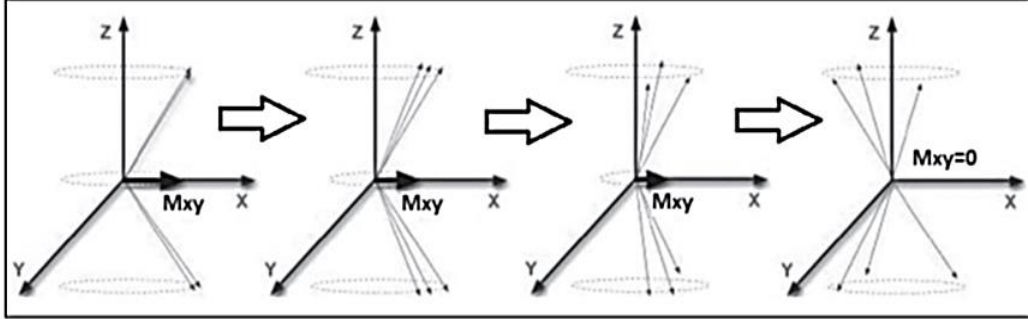


Şekil 16. T1 relaksasyonu (Özen ve ark.'dan, 2014)

T2 Relaksasyon (Spin-Spin Relaksasyonu)

T2 relaksasyon, transvers manyetizasyon vektörünün (\vec{M}_{xy}) bozulmasıdır. İlk durumda protonların salınımı aynı fazda olmakta ve toplam vektörel bir kuvvet oluşturmaktadırlar. Protonlara uygulanan 90° RF pulsu sonlandırıldığında, manyetik alan homojen özelliğini kaybeder ve faz kaybını oluşturmaktadır. Protonlar spin hareketini devam ettirirken, dipol vektörlerin farklılığından dolayı \vec{M}_{xy} azalmaktadır (Şekil 17).

T2 relaksasyon, doku içerisindeki protonların spini ile etrafındaki protonların spinleri arasındaki etkileşme sonucu oluşmakta ve buna spin-spin relaksasyonu adı verilmektedir.



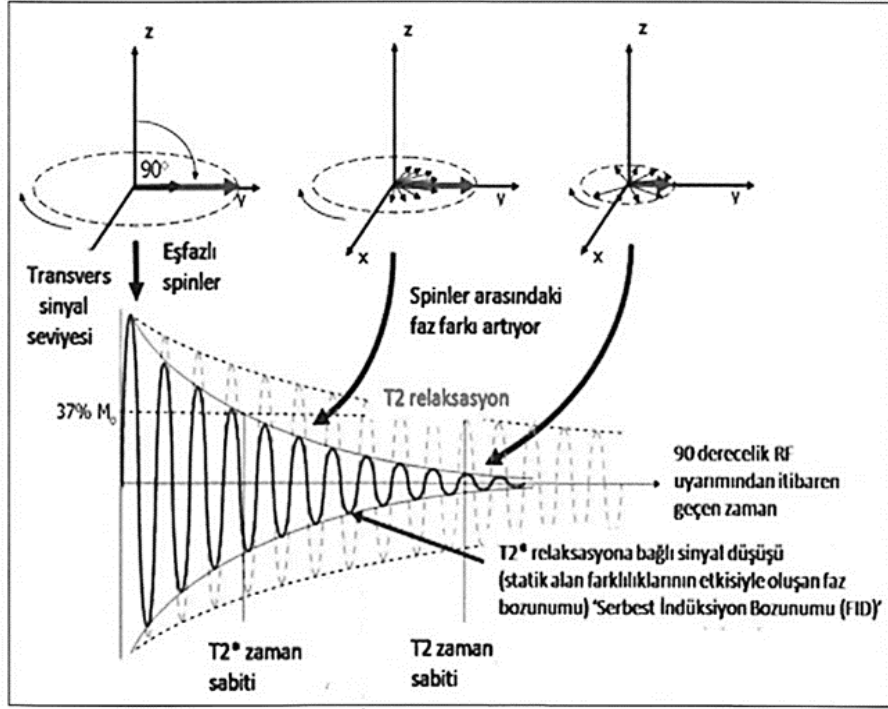
Şekil 17. Transvers manyetizasyon vektörünün (M_{xy}) zamanla azalarak sıfıra eşitlenmesi
(Özen ve ark.'dan, 2014)

\vec{M}_{xy} , eksponansiyel olarak azalmakta ve ilk durumdaki transvers manyetizasyon vektörünün % 63'nün kaybolduğu yani % 37 seviyesine inmesi için geçen zaman "T2 relaksasyon zamanı" olarak tanımlanmaktadır (Şekil 18) (Brown ve Semelka, 2003; Yeşildağ ve Oyar, 2003; Blink, 2004; Şenol, 2008; Elmaoğlu ve Çelik, 2010; Westbrook ve ark., 2011; Özen ve ark., 2014).

Transvers manyetizasyon vektörünün eksponansiyel olarak azalması aşağıdaki bağıntı ile verilmektedir (Brown ve Semelka, 2003; Liu, 2005):

$$\vec{M}_{xy} = \vec{M}_0 e^{\left(-\frac{t}{T_2}\right)} \quad (11)$$

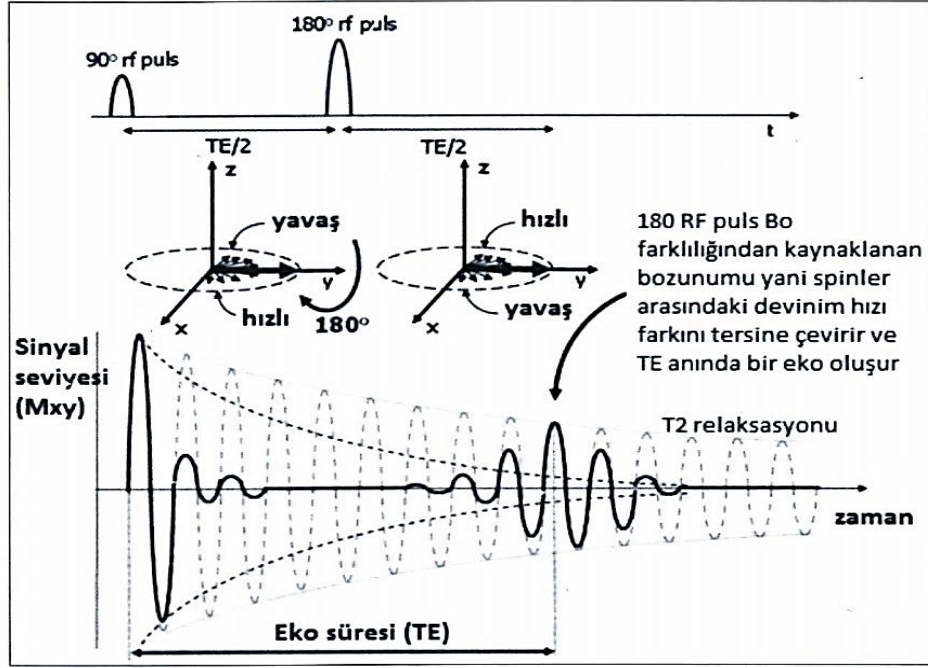
Bu bağıntıda, $t = 0$ anında $\vec{M}_{xy} = \vec{M}_0$; $t = T_2$ anında ise, $\vec{M}_{xy} = \vec{M}_0 e^{\left(-\frac{T_2}{T_2}\right)} = \vec{M}_0 e^{-1}$
 $\vec{M}_{xy} = \vec{M}_0 \frac{1}{e} \approx 0,37 \vec{M}_0$ olur.



Şekil 18. T2 relaksasyonu (Özen ve ark.'dan, 2014)

T2 relaksasyon zamanı, sabit manyetik alanın olmaması, incelenen dokunun homojen olmaması gibi iç ve dış manyetik alan farklılıklarından etkilenmektedir. Örneğin; su molekülleri RF pulsu ile uyarıldıklarında, küçük ve hızlı hareket ettiklerinden enerjilerini çevreye aktaramamaktadırlar. Genellikle dokuların T2 süresi, T1'den daha kısa olmakta ve T2/T1 oranı 1'e yakınsa incelenen doku örneği sıvıya, T2/T1 oranı 1'den küçük ise incelenen doku örneği katıya benzediği bilinmektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003).

Doku içerisindeki protonlara 180° RF pulsu uygulandığında, MRG sinyalinde statik manyetik alan değişimlerinin etkilerini ve faz farkının neden olduğu T2* relaksasyon zamanının etkisi ortadan kaldırılmaktadır. Bunun sonucu olarak da Şekil 19'daki grafikte görüldüğü gibi bir sinyal elde edilmektedir (Özen ve ark., 2014).



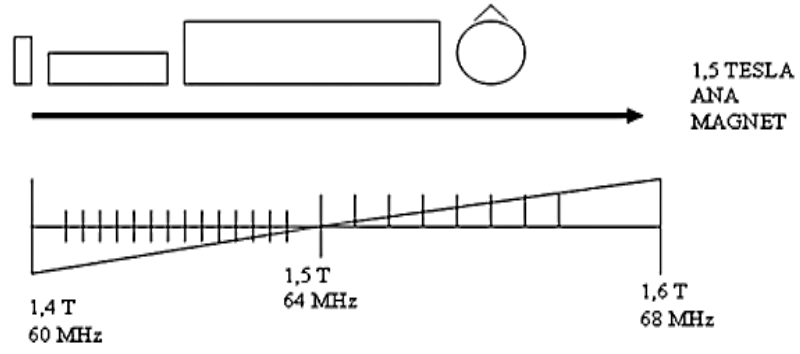
Şekil 19. TE/2 süresinde uygulanan 180° rf pulsü, TE süresinde eko sinyalinin kaydedilmesi ve spinler arasındaki faz farkından kaynaklanan $T2^*$ relaksasyonunun kaybedilmesiyle bir sinyalin elde edilmesi (Özen ve ark.'dan, 2014)

$T2^*$ relaksasyon zamanı, hem dokuların fiziksel özelliklerinden hem de dış manyetik alan farklılıklarından kaynaklanmakta ve gradyent eko sekansındaki, transvers manyetizasyonun azalış süresini belirtmektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003).

2.2.5. MRG'de Görüntü Oluşumu

MRG'de görüntünün oluşturulmasında ve görüntülerden veri toplanmasında etkili yöntem Fourier Transformasyonu (FT) olarak bilinmektedir. Görüntünün oluşturulmasında aşağıdaki aşamalar gerçekleştirilmektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003):

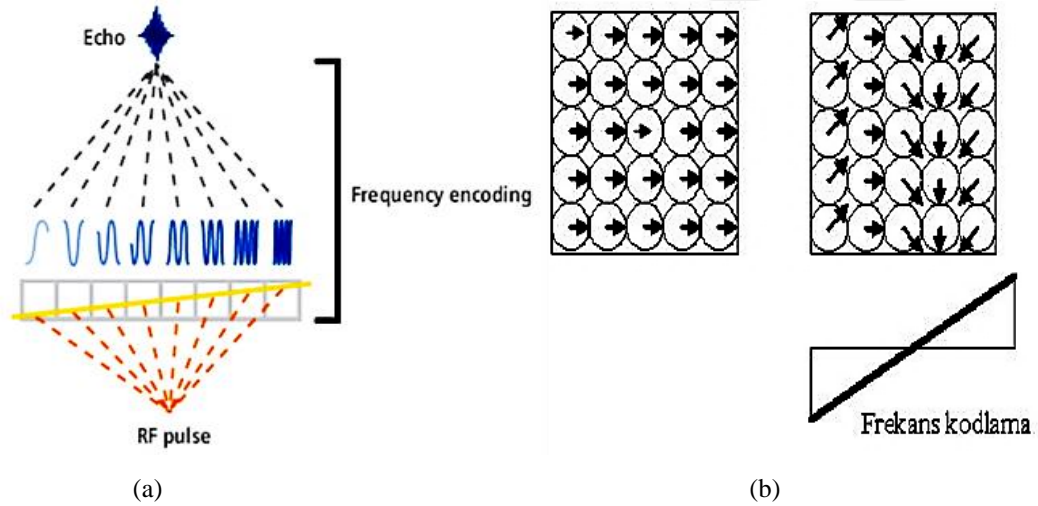
1. İnceleme için, hasta ana manyetik alan içine yerleştirilir.
2. Kesit alınması istenilen düzleme dik yönde bir kesit belirleme gradyenti uygulanmakta ve vücudun baş ve ayak ucu bölgelerinde manyetik alan farklı olmakta ve düzgün şekilde kontrollü olarak değiştirilmektedir (Şekil 20).



Şekil 20. Kesit belirleme gradyentinin uygulanışı ([http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr Fonksiyon Testi.com](http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr_Fonksiyon_Testi.com)'dan, 2017)

3. Frekans kodlama gradyenti uygulanır.

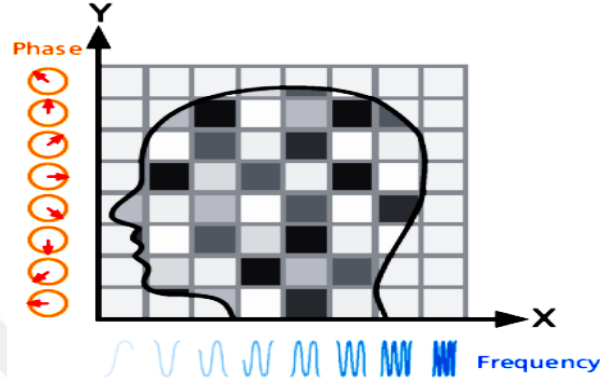
Sinyalin kesitin hangi vokselden geldiğini belirlemek için kullanılmakta ve kesit belirleme gradyentine dik, kesite paralel konumda bulunmaktadır (Yeşiladağ ve Oyar, 2003). RF pulsu ile istenilen kesit alanındaki protonlar uyarılmakta ve RF pulsunun frekansı hasta üzerindeki kesit yerini, frekansın bant genişliği ise kesit kalınlığını belirlemektedir (Şekil 21) (Yeşiladağ ve Oyar, 2003).



Şekil 21. (a) Frekans kodlama gradyentinin uygulanışı ve (b) protonların durumu ([http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr Fonksiyon Testi.com](http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr_Fonksiyon_Testi.com)'dan, 2017)

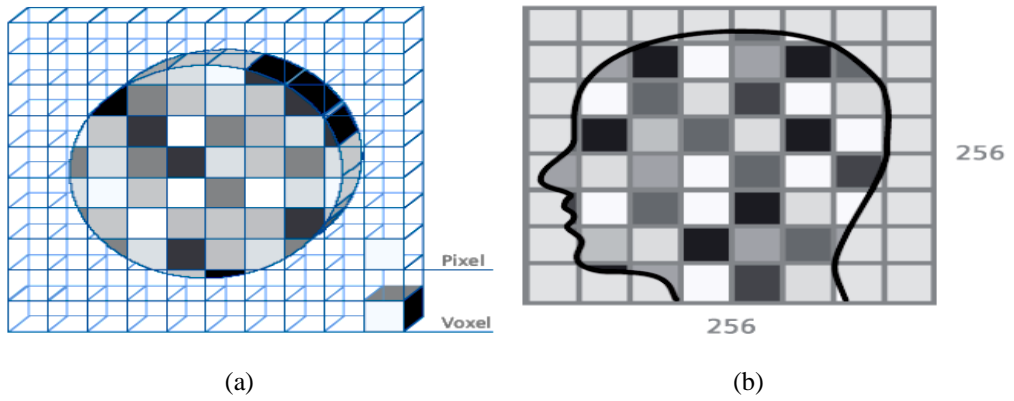
4. Faz kodlama gradyenti uygulanır.

Kesit belirleme ve frekans kodlama gradyentlerine dik olarak bulunmakta ve gradyentin gücü her sinyal kaydı için kademeli bir şekilde değiştirilmektedir. Bu nedenle, faz kodlama gradyenti ilk sinyal kaydında pozitif, son kayıta ise negatif konumda bulunmaktadır (Şekil 22) (Yeşildağ ve Oyar, 2003).



Şekil 22. Gradyentin frekans - faz değişimi ([http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr Fonksiyon Testi.com](http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr_Fonksiyon_Testi.com)'dan, 2017)

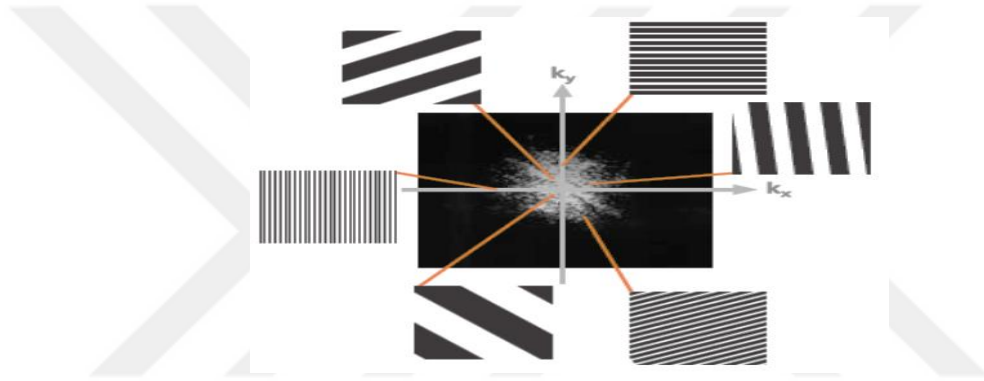
Burada görüntü oluşturmak için kullanılan "voksel" bilgisi yeterli değildir ve sinyalin alındığı temel doku volümüne "voksel" adı verilmekte; Piksel ise bilgisayar ekranına yansıyan iki boyutlu alan olarak tanımlanmaktadır. Bilgisayar ekranında vokselden kaynaklanan sinyal, piksele düşen alanda parlaklık olarak görülmektedir (Şekil 23).



Şekil 23. (a,b) Pixel-voxel karşılaştırması ([http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr Fonksiyon Testi.com](http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr_Fonksiyon_Testi.com)'dan, 2017)

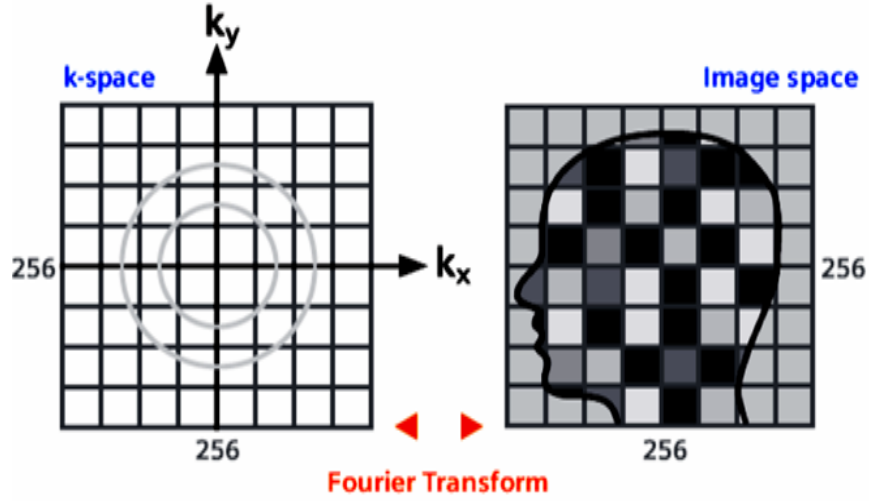
5. Görüntü matriksi oluşturulur.

K-uzayı, görüntü oluşturmadan önce dokulardan gelen sinyaller sonucu MR verilerinin toplamı olarak tanımlanmakta ve genel olarak 256 satır ve 256 sütundan oluşmaktadır (Şenol, 2008). K-alanında; k_y eksenini yönünde faz kodlama, k_x eksenini yönünde de frekans kodlama gradyenti uygulanmaktadır. Bu gradyentlerden elde edilen sinyallerin frekanslarına göre yerleri belirlenmekte ve düşük frekanslı sinyaller K-alanının merkezinde, yüksek frekanslı sinyaller K-alanının çevresinde bulunmaktadır. K-alanının merkezinde bulunan sinyaller, görüntüsünün kontrast rezolüsyonundan; K-alanının çevresinde bulunan sinyaller ise görüntünün uzaysal rezolüsyonundan sorumludurlar (Şekil 24) (Yeşildağ ve Oyar, 2003).

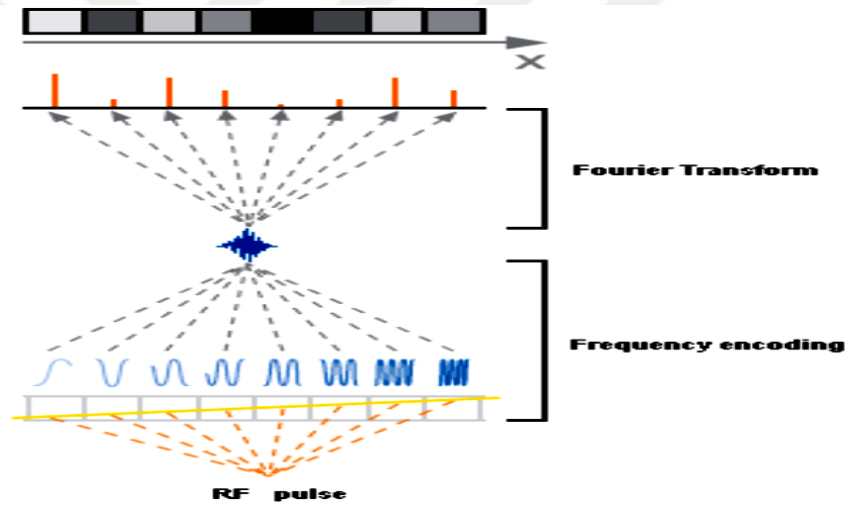


Şekil 24. Öbek ([http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr Fonksiyon Testi.com'dan, 2017](http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr_Fonksiyon_Testi.com'dan,2017))

Daha sonra K-uzayında bulunan ham sinyaller, daha önceden seçilmiş frekans ve faz eksenlerine yerleştirilerek ‘‘ Fourier Transformu’’ adı verilen yöntemle Şekil 25 ve Şekil 26’da görüldüğü gibi görüntü matriksi oluşturulmaktadır (Yeşildağ ve Oyar, 2003).



Şekil 25. Görüntü matrisinin oluşturulması ([http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program-modul/moduller_pdf/Mr Fonksiyon Testi.com](http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program-modul/moduller_pdf/Mr_Fonksiyon_Testi.com)'dan, 2017)

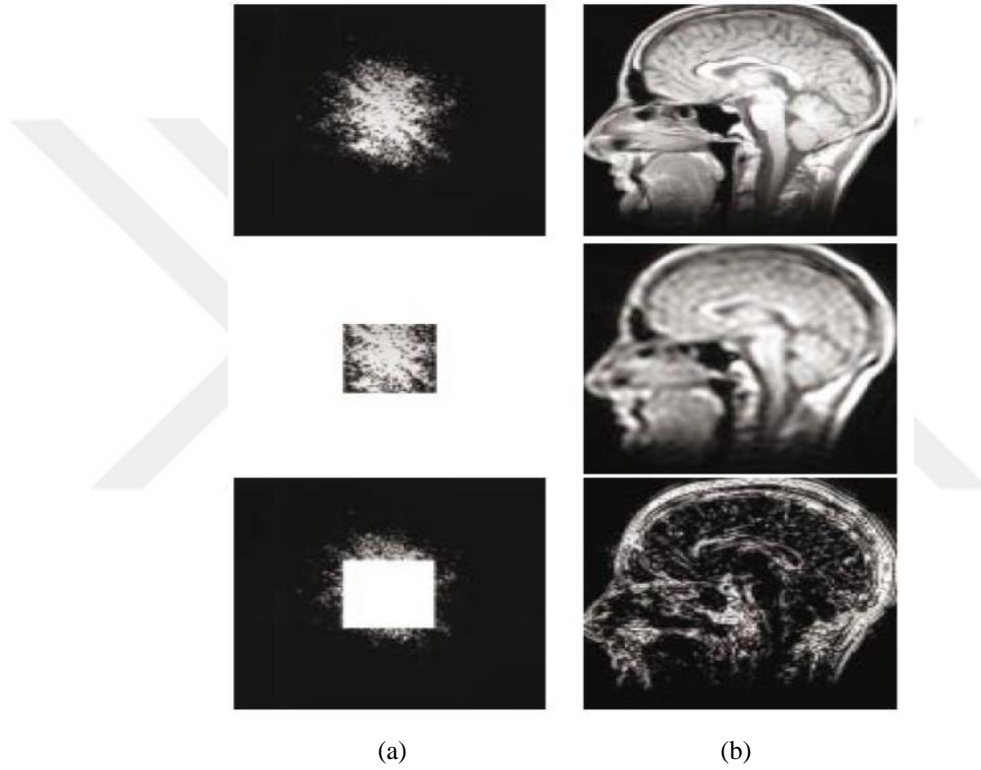


Şekil 26. RF pulslarının fourier transformu ile görüntü matrisine dönüştürülmesi ([http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Mr Fonksiyon Testi.com](http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Mr_Fonksiyon_Testi.com)'dan, 2017)

Görüntü matrisinin oluşturulmasından sonra, her bir pikselin parlaklık değerleri ayrı ayrı hesaplanmakta ve bu değerler renk kodu ile boyandıktan sonra görüntü ünitelerinde değerlendirilerek görüntüye dönüştürülmektedir (Şekil 27 ve Şekil 28).



Şekil 27. Görüntüye çevirme aşamaları ([http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr Fonksiyon Testi.com](http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr_Fonksiyon_Testi.com)'dan, 2017)

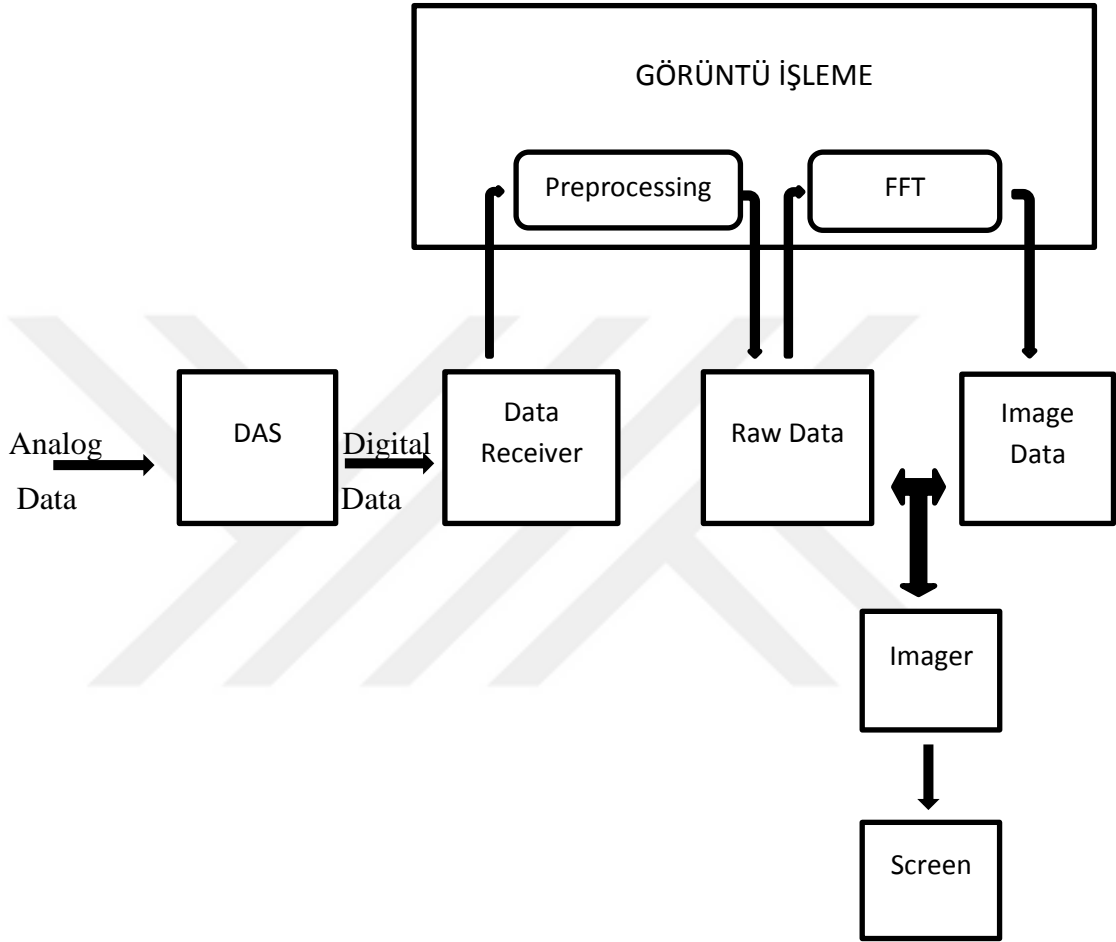


Şekil 28. (a) Görüntü işlenmemiş ve (b) görüntü işlenmiş görüntü datası

([http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr Fonksiyon Testi.com](http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr_Fonksiyon_Testi.com)'dan, 2017)

Hastadan gelen sinyaller, alıcı sargılardan Data Acquistic System (DAS) ünitesine uygulanmakta ve sayısal bir sinyale dönüştürülmektedir. Daha sonra sinyal bir veri alıcısından görüntü işlemciye gönderilip, önce “processing” işlemine uygulanmaktadır.

Elde edilen ham veri (raw data) ile iki boyutlu Fast Fourier Transform (2DFFT) uygulanmakta ve görüntü verileri (image data) elde edilmektedir. Görüntüleme ünitesi (imager) ile analog bir sinyal üretilmekte ve görüntünün ekrandan görüntülenmesi sağlanmaktadır (Şekil 29).



Şekil 29. Görüntü oluşturma işlemi akış diyagramı ([http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr Fonksiyon Testi.com](http://www.megep.meb.gov.tr./mte_program_modul/moduller_pdf/Mr_Fonksiyon_Testi.com), 2017)

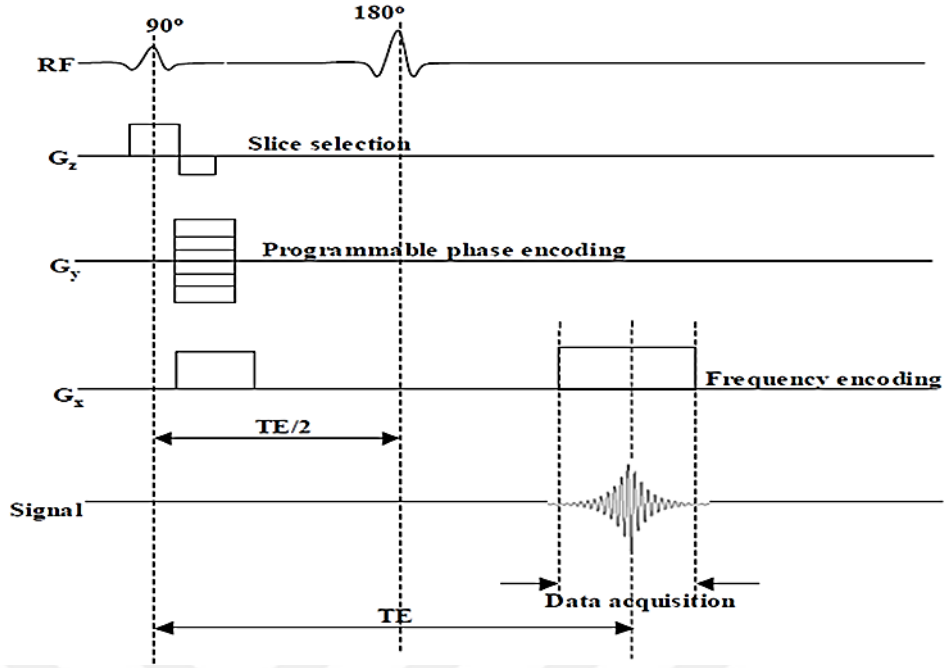
2.2.6. Pediatrik Rutin Beyin MRG Çekiminde Kullanılan Sekanslar

MRG’de farklı amaçlar için kullanılan pek çok sekans çeşitleri bulunmaktadır (Liu, 2005; Elmaoğlu ve Çelik, 2010). Bu tez çalışmasında ise, Pediatrik Rutin Beyin MRG çekiminde kullanılan sekanslar hakkında temel bilgi verilecektir.

Spin Eko (SE) Sekansı

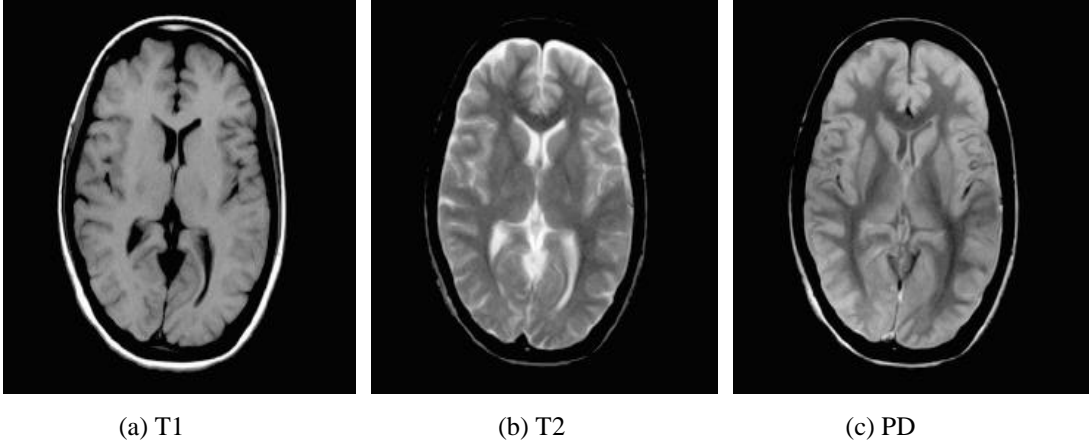
MRG’de en çok kullanılan sekans olarak bilinmektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Dinçer, 2008; Adapınar, 2013). Spin Eko sekansı, 90° RF pulsu ile bir veya daha fazla 180° RF pulsu uygulanması ile oluşan sekanstır (Elmaoğlu ve Çelik, 2010; Westbrook ve ark., 2011).

Spin eko sekansında; longitudinal manyetizasyon vektörünü, transvers manyetizasyon vektörüne dönüştürmek için transvers düzlemdeki protonlara, dış manyetik alana dik olacak şekilde kesit belirleme gradyenti (G_z) çalıştırılır ve 90° RF uygulanarak, protonlar defaze ($T2^*$) olur. 90° RF pulsu kaldırıldığında serbest indüksiyon bozunma sinyali (FID) üretilmekte, $T2^*$ defazlama hızla oluşarak sinyal bozulmaktadır. Protonların tekrar faz durumuna (refaze) geçmesi için $TE/2$ süresi kadar bekledikten sonra 180° RF pulsu kullanılmaktadır. Bu durumda TE süresi sonunda spin eko sinyali oluşmaktadır. Bu işleyiş düzenli olarak TR süresi sonrasına kadar devam etmektedir. Faz (G_y) ve frekans (G_x) kodlama gradyentleri sırayla tekrar edilerek MRG cihazından alınan veriler kaydedilir (Şekil 30) (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Dinçer, 2008; Elmaoğlu ve Çelik, 2010; Westbrook ve ark., 2011). Burada TE, 90° RF ile spin eko sinyalinin oluşmasına kadar geçen süre; TR, 90° RF pulslar arasındaki süre olarak adlandırılmaktadır (Brown ve Semelka, 2003; Yeşildağ ve Oyar, 2003; Blink, 2004; Dinçer, 2008; Elmaoğlu ve Çelik, 2010;). TE ve TR süresi milisaniye (ms) olarak ölçülmektedir (Elmaoğlu ve Çelik, 2010).



Şekil 30. Spin eko sekansı işleyiş şeması (Liu'dan, 2005)

TE ve TR süreleri değiştirilerek, dokuların manyetik rezonans görüntülerinin T1, T2 ağırlıklı veya Proton Dansite (PD) olduğu belirlenebilmektedir. TE ve TR süreleri kısa seçildiğinde T1 ağırlıklı, TE ve TR süreleri uzun seçildiğinde T2 ağırlıklı, TE süresi kısa ve TR süresi de uzun seçildiğinde PD görüntüler elde edilmektedir (Şekil 31) (Blink, 2004; Dinçer, 2008; Westbrook ve ark., 2011; Adapınar, 2013). T1 ağırlıklı görüntülerde sinyal gürültü oranı (SNR) yüksek olduğu için dokuların anatomik detayını, T2 ağırlıklı görüntüler de dokuların patolojisini daha iyi göstermektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Blink, 2004; Westbrook ve ark., 2011). T1 ağırlıklı görüntüler için kısa TE 20-30 ms, kısa TR 300-700 ms arasında, T2 ağırlıklı görüntüler için uzun TE 70-80 ms üzerinde, uzun TR ise 2000 ms üzerinde; Proton dansite görüntüler için kısa TE 20 ms, uzun TR 2000 ms üzerinde seçilmektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Westbrook ve ark., 2011; Adapınar, 2013).



Şekil 31. T1 ve T2 ağırlıklı, PD görüntüleri (<http://www.mri-physics.net/bin/mri-physics-en-rev1.3.pdf>'den, 2017)

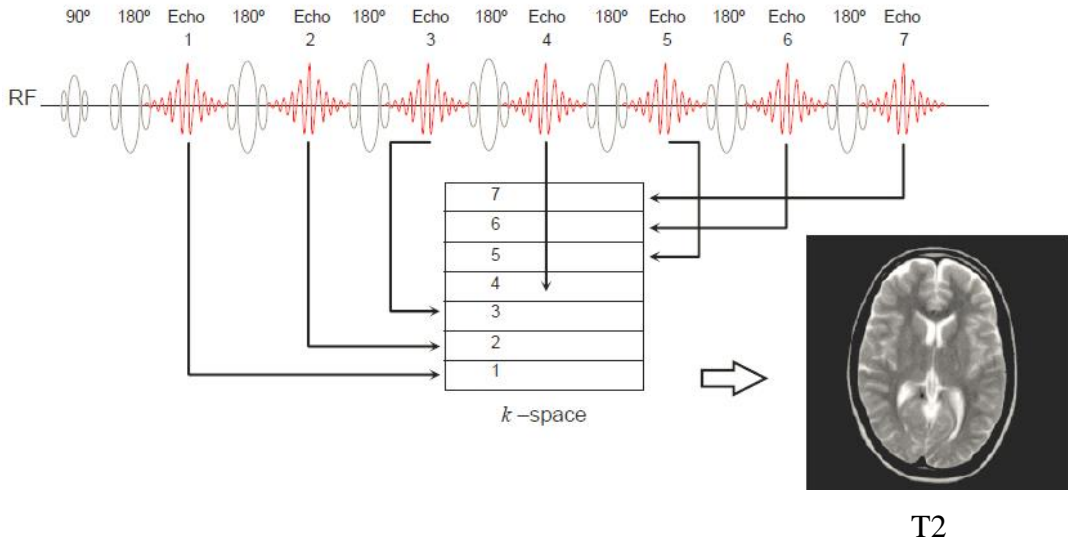
T1 ağırlıklı görüntülerde yağ dokuları hiperintens (parlak, beyaz), beyin omurilik sıvısı (BOS) hipointens (siyah); T2 ağırlıklı ve PD görüntülerde yağ dokuları hipointens, BOS hiperintens olarak görülmektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003, Elmaoğlu ve Çelik, 2010). Spin eko sekansı; görüntü kalitesinin iyi olması, T1 ve T2 ağırlıklı, PD görüntü kontrastı oluşturması, çok yönlü olması, doğru T2 ağırlıklı görüntülerin patolojiye duyarlı olması gibi avantajlara sahip iken; tarama süresinin çok uzun olması ve GE sekansına göre vücut dokularına daha çok RF elektromanyetik enerji uygulaması dezavantajları olarak bilinmektedir (Elmaoğlu ve Çelik, 2010; Westbrook ve ark., 2011).

Fast Spin Eko Sekansı (FSE) veya Turbo Spin Eko Sekansı (TSE)

MRG'de hızlı görüntüler elde etmek için kullanılan sekanstır. 90° RF puls'undan sonra arka arkaya birden fazla 180° RF pulsı uygulanarak elde edilmektedir (Şekil 32). Normal SE sekansından farklı olarak, 90° RF puls'undan sonra K-alanına birden çok faz kodlaması yapılmaktadır. Burada kullanılan 180° RF pulslarının sayısı, her TR sırasında Echo Train Length (ETL) olarak adlandırılmaktadır. ETL değeri, 2-32 aralığında değişmekte ve görüntü oluşturmak için tarama süresi azalmaktadır (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Dinçer, 2008).

FSE sekansı kullanılarak elde edilen görüntülerdeki kontrast, genellikle spin eko sekansı ile aynı olmakla birlikte; merkezi sinir sistemi, pelvis ve kas iskelet bölgelerinde FSE sekansı T2 ağırlıklı olarak kullanılmaktadır. FSE sekansında ekolar farklı TE sürelerinde oluşmakta ve k-uzayında toplanan verilerin ağırlıklandırılması değişkenlik göstermektedir. Bu veriler kaydedilerek, etkili TE (effective TE) sürecince görüntü elde edilmektedir (Wsetbrook ve ark., 2011). FSE sekansında T1 ağırlıklı görüntüler için TR 400-800 ms, TE 20 ms ve altında, ETL 2-3 arasında; T2 ağırlıklı görüntüler için TR 2000 ms ve üzerinde, TE 85 ms ve üzerinde, ETL 12 ve üzerinde; PD görüntüler için TR 2000 ms ve üzerinde, TE 20-25 ms arasında, ETL 4-8 arasında seçilmektedir (Elmaoğlu ve Çelik, 2010).

FSE sekansı; çok iyi görüntü kalitesine sahip olması, daha hızlı T1 ve T2 ağırlıklı ile PD görüntüler elde edilmesi, tarama süresinin kısa olması, yüksek çözünürlük ile MRG taramaları yapılabilmesi gibi avantajlarına sahip iken, elde edilen görüntülerin SE sekansından daha yumuşak olması, GE sekansına göre vücut dokularına daha çok RF elektromanyetik enerji uygulanması gibi dezavantajlarına sahiptir (Elmaoğlu ve Çelik, 2010).



Şekil 32. Fast spin eko sekansı işleyiş şeması (<http://www.mri-physics.net/bin/mri-physics-en-rev1.3.pdf> den, 2017)

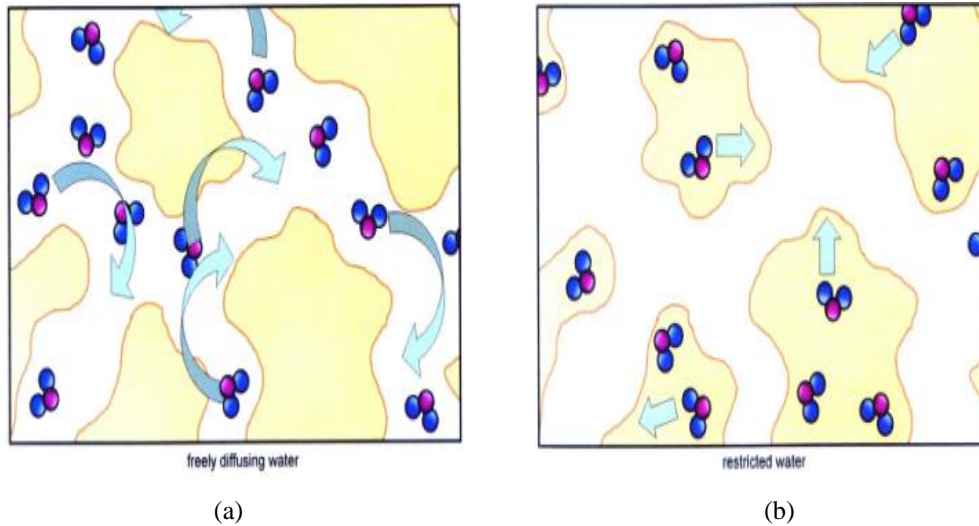
FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery) Sekansı

IR sekansında, incelenen dokuya uygulanan 90° RF puls öncesinde 180° RF puls uygulanmakta ve longitudinal manyetizasyon vektörünün (Net Manyetizasyon Vektörü-NMV) yönü tersine çevrilmektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Blink, 2004; Westbrook ve ark., 2011). 180° RF pulsü ile 90° RF pulsü arasında geçen zamana ‘inversiyon zamanı (Time Inversion-TI) adı verilmekte ve milisaniye (ms) olarak ölçülmektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Elmaoğlu ve Çelik, 2010).

FLAIR sekansı ise, inversion Recovery (ters dönüşümün düzelmesi) sekansının bir başka uygulamasıdır. T2 ağırlıklı görüntülerde yüksek Beyin Omurilik Sıvısı (BOS) sinyalini bastırmak için kullanılmaktadır. Böylece BOS’ye yakın patolojik dokulardaki sinyaller daha iyi görülebilmektedir (Elmaoğlu ve Çelik, 2010; Westbrook ve ark., 2011).

Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (Diffusion Weighted Imaging-DWI) Sekansı

Hücre dışı alanda su moleküllerinin rastgele ısı hareketlerine ‘Difüzyon’ adı verilmekte ve bu hareket ‘Brownian hareketi’ olarak adlandırılmaktadır (Westbrook ve ark., 2011; Özen ve ark., 2014). Brownian hareketi; kemik bağ dokusu, membranlar ve makromoleküller tarafından sınırlandırılmıştır (Şekil 33) (Westbrook ve ark., 2011).



Şekil 33. (a) Serbest halde dağılmış ve (b) sınırlandırılmış su molekülü (Westbrook ve ark.’dan, 2011)

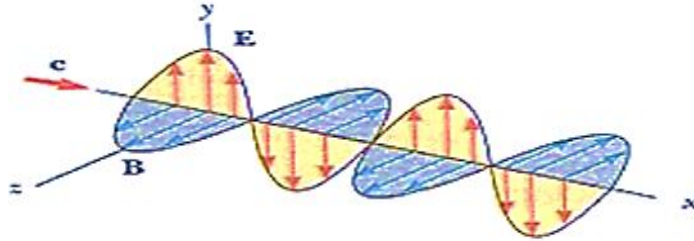
Difüzyon MRG yöntemi ile tarama süresi kısaltmakta ve kontrast madde kullanılmadan bile fonksiyonel olarak manyetik rezonans görüntüleri elde edilmektedir. Difüzyon MRG yönteminde önemli bir değer vardır ve bu değere ‘‘b değeri’’denilmektedir. Bu değer, gradyentin gücü ile birlikte biyolojik dokuların difüzyona karşı duyarlılığını, tarama aralığını ve tarama süresini belirlemektedir. b değeri, 0-1000 değerleri arasında seçilebilmektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003).

2.3. Temel Elektromanyetik Teori

Elektrik Alan (\vec{E}): Vektörel bir niceliktir ve birim yük başına elektrik kuvveti olarak tanımlanmaktadır. Birimi, Newton/Coulomb (N/C) olarak bilinmektedir.

Manyetik Alan (\vec{B}): Vektörel bir niceliktir ve hareketli bir yüklü parçacığa etki eden manyetik kuvvet veya hareket halindeki elektrik yüklerinin oluşturduğu fiziksel nicelik olarak tanımlanmaktadır. Birimi, Tesla (T) olarak bilinmektedir.

Elektromanyetik Alan: Uzayın herhangi bir noktasında zamanla değişen elektrik ve manyetik alanların birleşimi olarak tanımlanmaktadır. Her zaman elektrik alana bir manyetik alan eşlik etmekte ve manyetik alana da bir elektrik alan eşlik ettiği bilinmektedir (Şekil 34) (Griffiths, 1996; Serway ve Beichner, 2011).



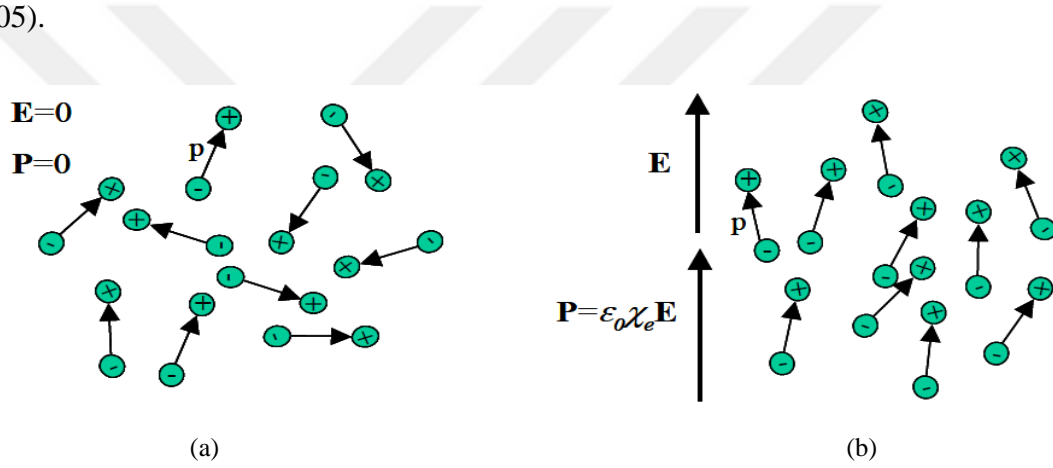
Şekil 34. Elektromanyetik dalga (Serway ve Beichner'den, 2011)

Frekans, sinüsoidal olarak değişen dalganın birim zamandaki periyot sayısı olarak adlandırılmaktadır. Birimi, Hertz (Hz) dir. Dalgaboyu, bir dalganın bir periyotluk süre içinde aldığı yol olarak tanımlanmakta ve birimi, metre (m) ve santimetre (cm) dir. Frekans (f) ve Dalgaboyu (λ) arasındaki ilişki, aşağıdaki bağıntı (12) ile verilmekte ve bağıntıdaki c ışık hızı olarak bilinmektedir (Serway ve Beichner, 2011):

$$f = \frac{c}{\lambda} \quad (12)$$

2.3.1. Ortam İçinde Elektromanyetik Alanlar

Ortam içinde elektromanyetik alanlar için; Alandan, yönden ve frekanstan bağımsız elektrik ve manyetik özelliklere sahip malzemeler kullanılmaktadır. Biyolojik dokular RF bölgesinde genellikle izotropik olmaktadır. Biyolojik dokuların, MRG’de elektrik ve manyetik özellikleri genel frekansa bağlı ve her hesaplamada Larmor frekansı geçerli olmaktadır. Bir ortam içinde doğrusal dielektrik malzemeler için, dışarıdan bir elektrik alan uygulanmadığı sürece elektrik dipol momentleri rastgele yönelim göstermektedirler ve polarizasyon vektörü (\vec{P}) sıfır olmaktadır (Şekil 35) (Liu, 2005).



Şekil 35. (a) Bir ortam içinde polarizasyon olmadan elektrik dipol momentlerinin ve (b) polarizasyon olduğunda dış bir elektrik alanın varlığı (Liu'dan, 2005)

Elektrik dipol momentlerine dışarıdan bir elektrik alan uygulandığında, bu dipol momentler düzenli konuma gelmekte ve bir polarizasyon vektörü oluşturmaktadırlar (Liu, 2005).

$$\vec{P}_e = \epsilon_0 \chi_e \vec{E} \quad (13)$$

Burada,

\vec{P}_e : Elektrik polarizasyon vektörü

χ_e : Elektrik duyarlılık

\vec{E} : Elektrik alan vektörü

ϵ_0 : Boş uzayın dielektrik geçirgenliği.

$$\vec{D} = \epsilon_0 \vec{E} + \vec{P}_e = \epsilon_0 \vec{E} + \epsilon_0 \chi_e \vec{E} = \epsilon_0 (1 + \chi_e) \vec{E} = \epsilon_0 \epsilon_r \vec{E} = \epsilon \vec{E} \quad (14)$$

$$\epsilon_r = (1 + \chi_e) \quad (15)$$

Burada, \vec{D} : Elektrik akı yoğunluğu

ϵ : Elektrik geçirgenlik

ϵ_r : Bağlı elektrik geçirgenlik.

Aynı durum lineer izotropik manyetik malzemeler için yapılabilmektedir. Manyetik dipol momentleri, bir manyetik alan içerisine yerleştirildiklerinde manyetik bir polarizasyon vektörü (\vec{P}_m) oluşturmaktadırlar (Liu, 2005).

$$\vec{P}_m = \chi_m \vec{H} \quad (16)$$

Burada, \vec{P}_m : Manyetik polarizasyon vektörü

χ_m : Manyetik duyarlılık

\vec{H} : Uygulanan manyetik alan vektörü.

Manyetik alan akı yoğunluğu ise şu şekilde yazılabilmektedir:

$$\vec{B} = \mu_0 (\vec{H} + \vec{P}_m) = \mu_0 (1 + \chi_m) \vec{H} = \mu \vec{H} \quad (17)$$

$$\mu = \mu_0 (1 + \chi_m) \quad (18)$$

Burada, \vec{B} : Manyetik alan

μ_0 : Boş uzayın manyetik geçirgenliği

μ : Manyetik geçirgenlik.

Elektromanyetik dalgaların enerji taşıdığı bilinmekte ve birim yüzeyden birim zamanda geçen enerjinin akış hızı ‘‘poynting vektörü (\vec{S})’’ ile verilmektedir. Poynting vektörünün büyüklüğü, birim yüzey başına gücü ifade etmektedir. Birimi, Watt/metrekare ($\frac{W}{m^2}$)-Joule/saniye. metrekare ($\frac{J}{s.m^2}$) olarak bilinmektedir (Griffiths, 1996; Serway ve Beichner, 2011).

$$\vec{S} = \frac{\vec{E} \times \vec{B}}{\mu_0} \quad (19)$$

Aynı zamanda elektromanyetik dalgaların momentum (\vec{P}) da taşıdığı bilinmekte ve aşağıdaki bağıntı ile verilmektedir (Griffiths, 1996).

$$\vec{P} = \frac{1}{c^2} \vec{S} \quad (20)$$

Elektromanyetik dalga momentumu ile enerji arasındaki bağıntı ise;

$$U = P c \quad (21)$$

şeklinde verilmektedir (Griffiths, 1996).

Pozitif x-doğrultusunda yayılan sinüsel bir elektromanyetik dalganın elektrik ve manyetik alanları,

$$\vec{E} = \vec{E}_{\max} \cos(kx - \omega t) \quad (22) \quad \vec{B} = \vec{B}_{\max} \cos(kx - \omega t) \quad (23)$$

bağıntıları ile verilmektedir.

Burada, k : Dalga sayısı ($2\pi/\lambda$)

w: Dalga açısal frekansı ($2\pi f$).

Bir elektromanyetik dalga için, elektrik alanla ilgili anlık enerji yoğunluğu u_E (24), manyetik alan ile ilgili enerji yoğunluğu ise u_B (25) eşit olmakta ve belli bir hacimde enerji, iki alan tarafından eşit olarak paylaşılmaktadır. Bir elektromanyetik dalgadaki; elektrik alanın büyüklüğünün, manyetik alandaki büyüklüğüne oranı her zaman ışık hızına (26) eşit olduğu ve elektromanyetik dalgaların boşlukta ışık hızı (c) ile yayıldığı bilinmektedir (27) (Serway ve Beichner, 2011).

$$u_E = \frac{1}{2} \epsilon_0 E^2 \quad (24) \quad u_B = \frac{B^2}{2\mu_0} \quad (25) \quad c = \frac{E}{B} \quad (26) \quad c = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} \quad (27)$$

Burada,

u_E : Elektrik alanın anlık enerji yoğunluğu

u_B : Manyetik alanın anlık enerji yoğunluğu

c : Işık hızı ($2,99792 \times 10^8$ m/s).

2.3.2. Maxwell Denklemleri

Maxwell denklemleri, 1873 yılında James C. Maxwell tarafından kendi ismi ile adlandırılmıştır. Elektrik ve manyetik alanların birbirlerini, yükler ve akımlar tarafından nasıl değiştirildiğini ve üretildiğini açıklamaktadır. Maxwell denklemleri, Lorentz kuvveti bağıntısı ile birlikte tüm elektromanyetik dalgaların davranışını tanımladığı bilinmektedir (Griffiths, 1996; Liu, 2005; Serway ve Beichner, 2011).

$$\vec{F} = q (\vec{E} + \vec{v} \times \vec{B}) \quad (28)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{E} = - \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (29)$$

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} + \vec{J} \quad \vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (30)$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{D} = \rho \quad \vec{D} = \epsilon_0 \vec{E} \quad (31)$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0 \quad (32)$$

Burada,

\vec{F} : Elektrik alan kuvvet (N)

\vec{H} : Manyetik alan şiddeti (A/m)

q : Elektrik yükü (C)

\vec{D} : Elektrik akı yoğunluğu (Coul/m²)

\vec{E} : Elektrik alan şiddeti (V/m)

\vec{J} : Elektrik akı yoğunluğu (A/m²)

\vec{B} : Manyetik akı yoğunluğu (Wb/m²)

ρ : Elektrik yük yoğunluğu (Coul/m³).

Lorentz Kuvveti: Elektromanyetik teoride, bir elektrik alan ile manyetik alanda \vec{v} hızı ile hareket eden bir q yüküne etki eden toplam elektromanyetik kuvveti ifade etmektedir (28) (Griffiths, 1996).

Faraday yasası: Bir devrede indüklenen elektromotor kuvvetinin (emk) büyüklüğünün, devreden geçen manyetik akının zamanla değişim hızına eşit olduğunu belirtmektedir (29). Değişen manyetik alan, bir elektrik alan oluşturmaktadır (Serway ve Beichner, 2011).

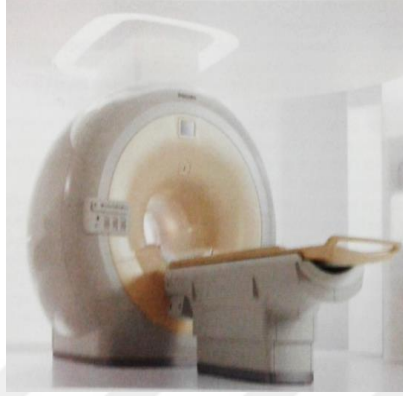
Maxwell-Amper yasası: Değişen elektrik alanı ve elektrik akımları tarafından manyetik alanın oluşumunu tanımlamaktadır (30) (Serway ve Beichner, 2011).

Dielektrikler için Gauss yasası: İçerisinde elektrik yükü bulunan bir hacmin duvarlarından geçen elektrik akısının toplamının, elektrik yüke eşit olduğunu ifade etmektedir (31) (Liu, 2005).

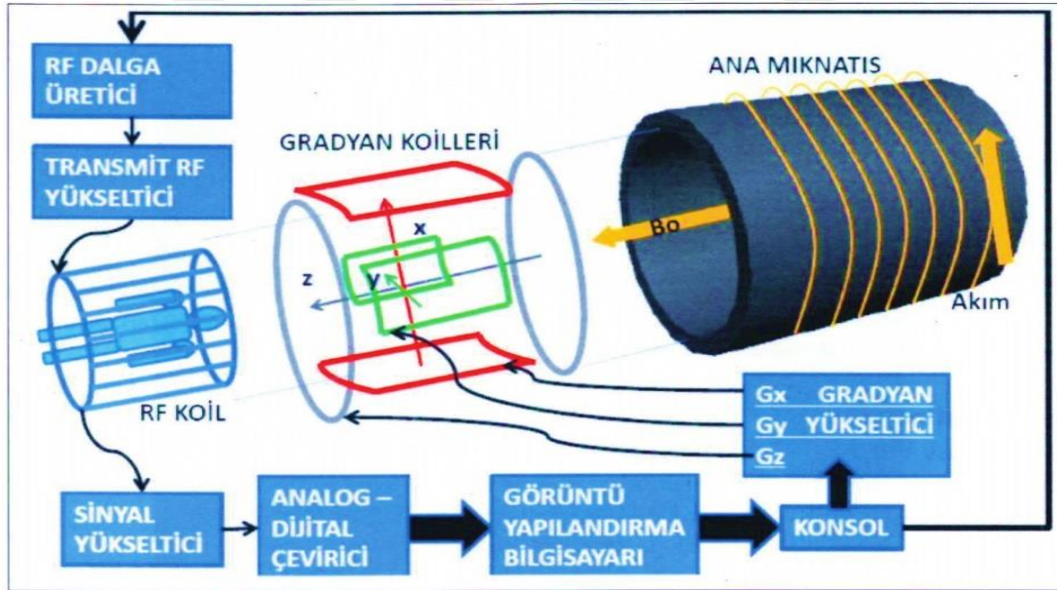
Manyetizmada Gauss Yasası: Kapalı yüzeyden geçen net manyetik akının sıfır olduğunu ve manyetik tek kutbun olmadığını açıklamaktadır (32) (Serway ve Beichner, 2011).

2.4. MRG Cihazı Yapısı

MRG cihazının yapısı; Gantry ünitesi, Bilgisayar ünitesi ve görüntüleme ünitesi olmak üzere üç bölümde incelenmektedir (Şekil 36) (Kumaş, 2006; Adapınar, 2013). Bir MRG cihazı yapısında bulunan bileşenler ise Şekil 37’de verilmiştir (Özen ve ark., 2014).



Şekil 36. MRG cihazı (Westbrook ve ark.’dan, 2011)



Şekil 37. MRG cihazı bileşenleri (Özen ve ark.’dan, 2014)

2.4.1. Gantry Ünitesi

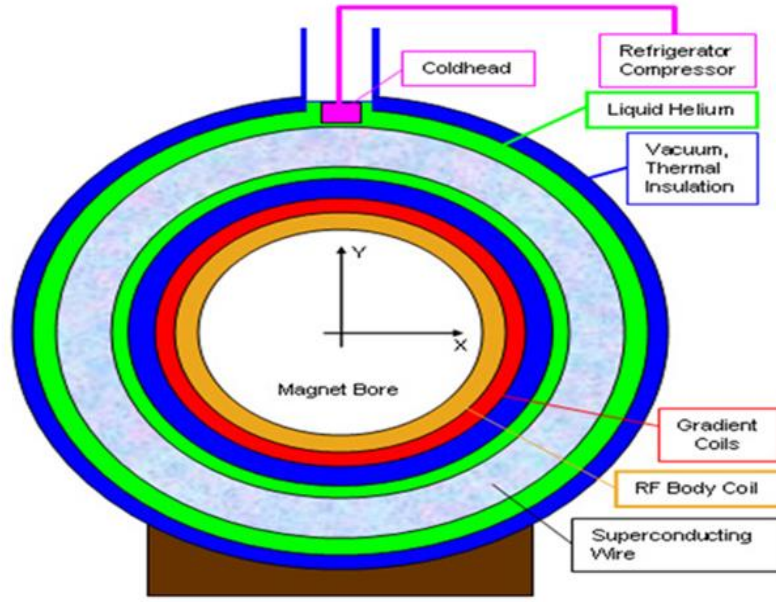
Gantry, uzun boya sahip bir tünel şeklinde olan, MRG çekimi yapılacak hastanın içerisine yerleştirildiği, MRG çekimi esnasında hasta ve hasta masasının sabit tutulduğu ünedir. Gantry, magnet (mıknatıs) ve sargılar (koiller) olmak üzere iki sınıfta incelenmektedir. Magnet, gantry içerisinde güçlü bir manyetik alan oluşturmak için kullanılır ve çeşitli magnet tipleri bulunmaktadır (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Kumaş, 2006; Adapınar, 2013). Bu tez çalışmasında ise, MRG cihazlarında en çok kullanılan Süperkondüktiv magnet, Gradyent ve RF coiller hakkında temel bilgi verilecektir (Liu, 2005).

Süperkondüktiv (Süperiletken) Magnet

Günümüzde klinik amaçlı kullanılan MRG cihazlarının çoğunda bulunan, gantry ünitesinin etrafını çevreleyen, bobin şeklindeki iletken tellerden akım geçirildiğinde yüksek manyetik alan oluşturan magnetlerdir (Şekil 38) (Kumaş, 2006; Karaali, 2008; Adapınar, 2013).

Süperiletkenlik, iletken bir maddenin elektrik akımına karşı gösterdiği direncin 4 K° ($-260 \text{ }^\circ\text{C}$) gibi çok düşük sıcaklıklarda soğutulduktan sonra sıfır olması durumudur (Blink, 2004; Serway ve Beichner, 2005; Karaali, 2008; Westbrook ve ark., 2011; Adapınar, 2013). Soğutma işlemi için, sıvı Helyum (He) ve bazı durumlarda sıvı Nitrojen (Azot) gibi kriyojenler kullanılmaktadır. Bu kriyojenler ile iletken maddelerin dirençleri düşürülür ve elektrik akımı uygulandığında yüksek manyetik alan oluşturulmaktadır. Sıvı Helyum ve iletken maddelerin bulunduğu boş silindir ve paslanmaz bir tank şeklinde yapılmış, termos benzeri sisteme "Cryostat" denilmektedir (Karaali, 2008; Westbrook ve ark., 2011; Adapınar, 2013).

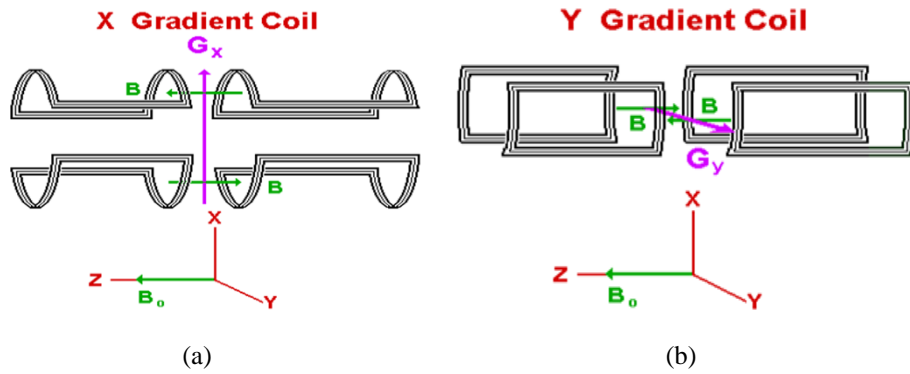
Süperiletken magnetlerde, iletken maddelerin sıcaklıkları buldukları sıcaklıkların üzerine çıktığında, iletken maddeler süperiletkenlik özelliğini kaybederler. Uygulanan elektrik enerjisi, ısı enerjisine dönüşmekte ve birbirine yakın komşu sargıların ısınmasına, sıvı helyumun kaynarak boşalmasına neden olmaktadır. Bu duruma "Quench" adı verilmektedir (Karaali, 2008; Westbrook ve ark., 2011). Çoğu MRG cihazlarında, Quench ile ilgili herhangi bir arıza oluştuğunda manyetik alanın ortadan kaldırılması için "Quench" düğmesi bulunmaktadır (Karaali, 2008).

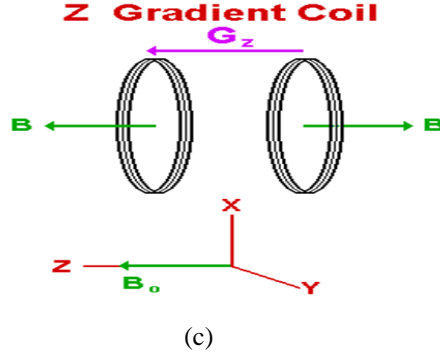


Şekil 38. Süperkondüktif magnetin iç yapısının görünümü (<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-9/chap-9.htm> 'den, 2017)

Gradyent ve Radyofrekans Koiller

Gradyent Koiller: Dış manyetik alanı, kesit belirleme esnasında X,Y ve Z düzlemlerinde kontrollü olarak değiştiren, üç boyutta görüntü alınmasını (aksiyel, sagittal, koronal) sağlayan koillerdir (Şekil 39) (Yeşil dağ ve Oyar, 2003; Karaali, 2008; Adapınar, 2013). Kesit belirleme, frekans kodlama ve faz kodlama gradyentleri olarak kullanılmaktadır (Yeşil dağ ve Oyar, 2003; Kumaş, 2006).





Şekil 39. (a,b,c) Gradyent koiller (<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-9/chap-9.htm>'den, 2017)

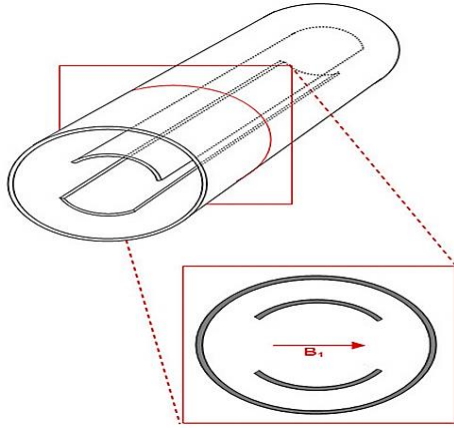
Radyofrekans Koiller (Sargılar/Bobinler): MRG çekimi esnasında görüntüsü alınacak vücudun belirli bir bölgesinde bulunan dokulardaki protonları rezonans olayı ile uyarmak için, RF pulsunu gönderen ve bu dokulardan gelen sinyalleri toplayan alıcı-verici anten görevi yapmaktadırlar. RF sinyalini ileten veya gönderen koillere "transmit veya transmitter coiller", RF sinyalini anten görevi görerek alan veya toplayan coillere ise "receiver veya receiver coiller" adı verilmektedir (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Karaali, 2008; Westbrook ve ark., 2011).

RF koiller; MRG cihazında uygulandıkları anatomik bölgeye, fonksiyonlarına, mekanik yapılarına ve çalışma şekillerine göre sınıflandırılmaktadırlar (Yeşildağ ve Oyar, 2003; Karaali, 2008). Yaygın olarak, aşağıdaki RF coil tipleri kullanılmaktadır (Şekil 40) (Liu, 2005):

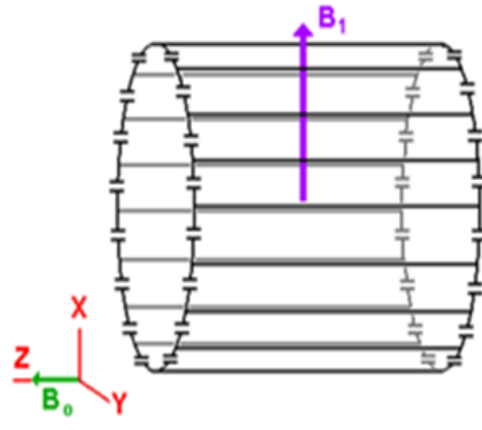
Transmit-Receive (TEM) coil: İncelenecek vücut dokularına RF dalgasını ileten ve vücut dokularından gelen RF sinyalini toplayan koillerdir.

Bird Cage (kuş kafesi) coil: Çok sayıda aksiyel çubuklardan oluşmakta ve bunların iki ucu iletken çembere bağlanmaktadır. Kafes biçiminde, tümü ile sınırlı ve kapalı olup içinde oldukça homojen elektromanyetik alan oluşturmaktadır (Yeşildağ ve Oyar, 2003).

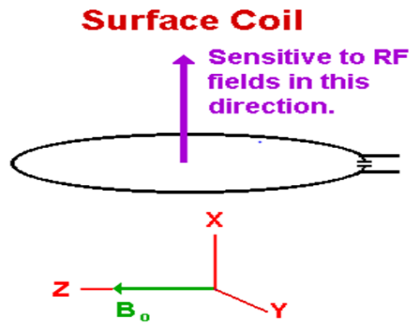
Surface (yüzey) coiller: İncelenecek dokuya çok yakın veya temas halinde yerleştirildiğinde, daha fazla MR sinyali toplanmaktadır (Yeşildağ ve Oyar, 2003).



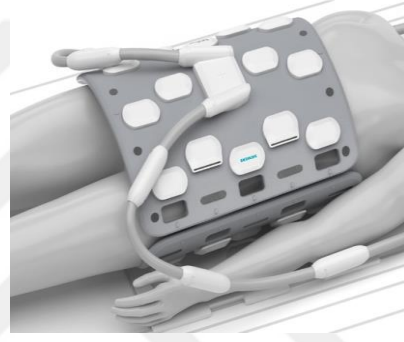
(a) TEM Koil



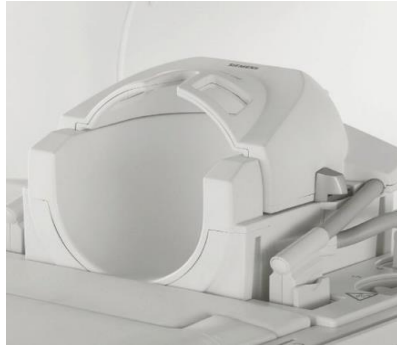
(b) Kuşkafesi Koil



(c) Yüzey Koil



(d) Vücut Koil



(e) Baş Koil



(f) Ekstremité Koil

Şekil 40. (a, b, c, d, e, f) Radyofrekans koil çeşitleri

(a,b,c) (<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-9/chap-9.htm>, 2017)

(d,e,f) (<https://www.healthcare.siemens.com/magnetic-resonance-imaging/options-and-upgrades/coils>'den, 2017)

2.4.2. Bilgisayar ve Görüntüleme Ünitesi

Bilgisayar ünitesi, RF koillerin kullanılarak incelenecek vücut bölgesinde oluşturulan RF sinyalleri ile görüntü oluşturabilmek için matematiksel işlemlerin yapılabildiği ünedir. Görüntüleme ünitesi ise, bilgisayar ünitesinde matematiksel işlemler sonucu elde edilen veri veya bilgilerin, bilgisayar ekranında veya film üzerinde resim şeklinde görüntülenebildiği ünedir (Kumaş, 2006; Adapınar, 2013).



2.5. Özgül Soğurma Oranı (SAR) Tanımı

SAR, bir nesnenin birim dokuda kütle başına absorblanmış radyofrekans enerjisini tanımlamakta ve birimi, Watt/kilogram (W/kg) olarak bilinmektedir (IEC, 2002; FDA, 2003; Baker ve ark., 2004; Liu, 2005; Westbrook ve ark., 2011).

SAR, Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (International Electrotechnical Commission-IEC) standartlarında elektromanyetik alanların termojenik (ısısal) yönlerini karakterize etmek için kullanılan dozimetrik terimi ifade etmektedir (Baker ve ark., 2004).

SAR; indüklenmiş elektrik alanı (V/m), puls görev döngüsü, RF elektromanyetik alan gücü (watt) gibi RF karakteristiklerine, doku yoğunluğu (kg/m^3) elektriksel iletkenlik (S/m) ve hasta boyu (m), hasta kilosu (kg) gibi hasta karakteristiklerine bağlıdır. Bu sebeple, MRG cihazından SAR'ı gözlemlerken en önemli faktörler hasta kilosu ve puls sekans parametreleridir (Westbrook ve ark., 2011).

MRG sırasında birkaç SAR çeşitlerine ihtiyaç vardır. Bunlar: Tüm vücut SAR, Baş SAR ve bölgesel SAR olarak sınıflandırılmaktadır (Liu, 2005).

1. Tüm vücut (Whole body) SAR, radyofrekans elektromanyetik alana maruz kalan biyolojik nesnenin tamamındaki belirli bir zaman içinde ortalama SAR değerini,
2. Baş (Head) SAR, hastanın başının kütlesi üzerinde ve belirli bir zamandaki ortalama SAR değerini,
3. Bölgesel (Local) SAR ise biyolojik dokunun herhangi bir 10 gram ve belirli bir zaman üzerinden ortalama SAR değerini ifade etmektedir (Liu, 2005).

RF elektromanyetik alan ile biyolojik dokuların etkileşmesinde kullanılan SAR hesaplamaları aşağıdaki bağıntılar ile verilmektedir (Hand ve ark., 1999; Liu, 2005; Oh ve ark., 2010).

$$\text{SAR} = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2\rho} \quad (33) \quad \text{SAR} = c \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (34)$$

Burada,

\vec{E} : Elektrik alan (V/m)	σ : Doku iletkenliği (Siemens/m)
ρ : Doku yoğunluğu (kg/m^3)	c : Doku ısı kapasitesi ($\text{J}/\text{kg } ^\circ\text{C}$)
ΔT : Dokudaki sıcaklık artışı ($^\circ\text{C}$)	Δt : Maruziyet süresi (s).

Burada (33) bağıntısı, tüm vücut, lokal ve baş ortalama SAR hesaplamalarında kullanılırken; (34) bağıntısı ise, biyolojik dokulara RF dalgaları uygulandığında bir miktar enerji transferi gerçekteşirken sıcaklık artışı oluşmakta, SAR ve sıcaklık değişimi hesaplamalarında kullanılmaktadır (Liu, 2005).

SAR'ı etkileyen faktörler, elektromanyetik alanın büyüklüğü, RF pulslarının süresi, sapma açısı (Flip Angle-FA) olarak bilinmektedir. Burada elektromanyetik alanın büyüklüğü, karesi ile doğru orantılı olarak; RF puls süresi doğru orantılı olarak, sapma açıları ise kareleri ile doğru orantılı olarak etki etmektedir (Karaali, 2008).

2.5.1. MRG'de SAR ve Sıcaklık Ölçüm Yöntemleri

MRG'de SAR ölçümleri için, genellikle insan vücudu eşdeğeri fantomlar ve diğer durumlarda ise gönüllü hastalar veya kadavra, laboratuvar ortamında dokuların iletken özelliklerine sahip, doku eşdeğeri sıvı ile dolu fantomlar ve bilgisayar simülasyonları kullanılmaktadır (ICNIRP, 2009).

Bir insan vücudundaki veya laboratuvar hayvanı içerisindeki SAR değerlerinin dağılımı da deneysel olarak değerlendirilmekte ve insan vücudu maruziyetinin belirlenebilmesi için deneysel dozimetresi olarak fantomlar, laboratuvar ortamlarındaki çalışmalarda hayvan kadvraları dozimetre olarak kullanılmaktadır (ICNIRP, 2009).

Fantom çalışmaları için; 1,5 Tesla MRG cihazı ile uyumlu insan vücudu eşdeğeri çocuk, hamile kadın, yetişkin voksel model fantomlar kullanılmıştır (Baker ve ark., 2004; Bhidayasiri ve ark., 2005; Chou ve ark., 1995; Murbach ve ark., 2011; Wiart ve ark., 2011). 3T tüm vücut MRG sistemlerinde, agar jel içerikli ilk seri fantom (Brukel Corporation Billerica MA) kullanılmıştır (Oh ve ark., 2010).

Deneysel ve sıcaklık ölçümleri için: Fiber optik problar (Luxtron 3000 system, Luxtron Mountain View, Santa Clara, CA) (Bhidayasiri ve ark., 2005; Oh ve ark., 2010) ile termo optik problar (Accusens; Opsens, Quebec, Canada) (Chou ve ark. 1995; Oh ve ark., 2010), MR Termografi (UTİ 9000, Sunnyvale, CA) (Chou ve ark., 1995; Oh ve ark., 2010), elektronik termometre (Mark X, Elektromedics, Englewood, Colo) kullanılmıştır (Shellock ve ark., 1987).

Nümerik (sayısal) stimülasyon ve elektromanyetik model için: Dokudaki SAR dağılımı tahmininde kullanılan standart yaklaşım elektromanyetik benzetim için, tam dalga Maxwell denklemlerini çözerek, kararlı hal radyofrekans elektrik alan ve manyetik alanı bulmak için kullanılan zaman ekseninde sonlu farklar yöntemi (The Finite Difference Time Domain, FDTD) hesaplamaları yapılarak günümüzde mevcut XFDTD (Remcom; State College, PA) bilgisayar yazılımı kullanılmıştır (Yee, 1966; Collins ve ark., 2004).

Klinikte kullanılan bütün MRG cihazlarında, SAR değerlerini kontrol etmek için cihaza ait mekanizmalar bulunmaktadır (Karaali, 2008).

2.5.2. MRG'de SAR ve Sıcaklık Limit Değerleri

MRG çekimleri sırasında insan vücudunda oluşabilecek yüksek yoğunluklu RF elektromanyetik alana maruz kalma ile ilgili potansiyel termik veya termoregülatör tehlikeleri ile hipertermik doku hasarını önlemek amacıyla, Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (The United States Food and Drug Administration – FDA) ve Uluslararası Elektroteknik Komisyonu (International Electrotechnical Commission – IEC) tarafından insan vücudunda SAR ve sıcaklık artışları için limit değerler belirlenmiştir (Tablo 2, Tablo 3 ve Tablo 4) (Hand ve ark., 1999, Collins ve ark., 2004; Westbrook ve ark., 2011; Wang ve Lin, 2012).

Tablo 2. Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA, 2003) SAR limit değerleri

(Hand ve ark.'dan, 1999; Westbrook ve ark.'dan, 2011; Wang ve Lin'dan, 2012;

<http://www.mr-tip.com/servl.php?Type=dblfdbs=SpecificAbsorptionRate-MRI-SAR-MR->

TIP:Database.com'den uyarlanmıştır, 2017)

American Food and Drug Administration (FDA) Magnetic Resonance Imaging (MRI) SAR	SAR Değeri
15 dakikalık maruziyet <u>ortalama</u> (Tüm vücut)	4 W / kg
10 dakikalık maruziyet <u>ortalama</u> (Baş)	3 W /kg
5 dakikalık bir maruziyet <u>gram doku başına</u> (Baş ve Gövde)	8 W / kg
5 dakikalık bir maruziyet <u>gram doku başına</u> (Kol ve Bacaklarda)	12 W / kg

Tablo 3. Uluslararası Elektroteknik Komitesi (IEC, 2002) sıcaklık limit değerleri

(Westbrook ve ark.'dan, 2011; <http://www.psychologie.hv-berlin.de/de/institut/intra/ethik/guidelines.com>'dan uyarlanmıştır, 2017)

Çalışma Modu	Tüm vücut Maksimum Sıcaklık	Vücudun Belirli Bölgeleri için Maksimum Sıcaklık			
		Baş	Fetüs	Gövde	El ve Ayaklar
Normal	0.5 °C	38 °C	38 °C	39 °C	40 °C
Kontrollü	1 °C	38 °C	38 °C	39 °C	40 °C
DeneySEL	>1 °C	>38 °C	-	>39 °C	>40 °C

Sadece ICNIRP fetüs için belirli bir sınırı vardır.

Tablo 4. Uluslararası Elektroteknik Komitesi (IEC, 2002) SAR limit değerleri

(<http://www.mr-tip.com/servl.php?type=dblfdb=SpecificAbsorptionRate-MRI-SAR-MR-TIP:Database.com>'dan uyarlanmıştır, 2017)

Ortalama Zaman	6 Dakika					
	Tüm Vücut için SAR	Vücudun bir kısmı için SAR	Baş için SAR	Bölgesel SAR (a)		
Vücut (Beden) kısmı →	Tüm Vücut	Maruz kalan beden bölümü	Kafa	Kafa	Gövde	El ve Ayaklar
Çalışma modu ↓	W/kg	W/kg	W/kg	W/kg	W/kg	W/kg
Normal	2	2-10 (b)	3.2	10 (c)	10	20
1.Düzye kontrollü	4	4-10 (b)	3.2	10 (c)	10	20
2.Düzye kontrollü	>4	>(4-10) (b)	>3.2	10 (c)	>10	>20
Kısa dönem SAR	10 saniyelik periyodu aşan herhangi bir SAR sınırı belirtilen değerlerin üç katını aşmamalıdır.					

(a) Bölgesel (Yerel) SAR, 10 g kütle üzerinde belirlenir.

(b) Kısmi vücut SAR oranına sahip dinamik ölçek r: Maruz hasta kütlesi ve toplam hasta kütlesi arasındaki oran.

- Normal Çalışma Modu: Kısmi vücut SAR = (10 - 8.r) W/kg

- İlk Düzey Kontrollü Çalışma Modu: Kısmi Vücut SAR = (10 - 6.r) W/kg

(c) Yörünge küçük yerel bir RF verici bobin alanında olduğu durumlarda bakım sıcaklık artışı 1°C ile sınırlı olduğundan dikkate alınmalıdır.

2.5.3. MRG'de SAR'ın Biyolojik Etkileri

MRG cihazında önemli güvenlik endişelerinden biri, biyolojik dokularda RF elektromanyetik enerji absorblanması sonucu oluşan doku sıcaklığı ve termal etkilerdir (Gordon, 1984; Shellock ve Crues, 1987; Shuman ve ark., 1988; Shellock ve ark., 1994; IEC, 1995; FDA, 1982, FDA, 1998; Schaefer, 1998; Chou ve ark., 1995; Hand ve ark., 1999; Shellock, 2000; IEC, 2002; Brown ve Semelka, 2003; Baker ve ark., 2004; Collins ve ark., 2004; Liu, 2005; Padiaditis ve ark., 2008; ICNIRP, 2009; IEC, 2010; Oh ve ark., 2010; Collins ve Wang, 2011; Lin, 2011; Murbach ve ark., 2011; Westbrook ve ark., 2011; Dery ve ark., 2013; Shrivastava ve ark., 2014).

Termal etkiler, cismin elektromanyetik dalga ile etkileşmesinde artan moleküler titreşim hareketi ve sürtünmeden dolayı oluşan etkiler olarak tanımlanmakta ve yüksek seviyedeki elektromanyetik alan neden olmaktadır. Biyolojik dokulara uygulanan RF alanlar ısı etkisi yaratmayacak seviyede olduğu halde, dokularda fizyolojik, kimyasal ve biyolojik değişikliklere neden oluyorsa bu tür etkiler termal olmayan etkiler olarak adlandırılmaktadır (ICNIRP, 2009). MRG çekimi esnasında RF enerji, manyetik rezonans görüntüsü elde etmek amacıyla vücuda aralıklı olarak uygulanmakta ve bu enerjinin bir kısmı vücut tarafından soğurulmakta, genellikle 1°C'den az ısı artışı ortaya çıkmaktadır (ICNIRP, 2009; Liu, 2005).

İnsanlarda, 1-2°C sıcaklık değişimi; nöral, nöromusküler, bağışıklık, endokrin, kardiyovasküler, üreme ve gelişim fonksiyonlarında fizyolojik değişikliklere neden olduğu bilinmektedir. 1,5 Tesla MRG cihazlarında çalışan radyoloji personelinin, bu cihazın tasarımı nedeniyle yüksek radyofrekans elektromanyetik alanlara elleri, kafaları ve gövdeleri maruz kalmaktadır (ICNIRP, 2009). Manyetik alan şiddeti (Tesla) arttıkça SAR değeri de artmakta ve 3 Tesla MRG sistemlerinde SAR'ın dört kat daha fazla olduğu bildirilmektedir. Yüksek SAR değerleri; bulantı, kusma, baş dönmesi, baş ağrısı gibi hastalık belirtilerinin ortaya çıktığı belirtilmektedir (Karaali, 2008).

RF radyasyona maruz kalan ilkökul çağlarındaki çocukların baş ve kiloya göre sayısal dozimetri olarak kullanılan SAR etkisi araştırılmasında, çocukların belirli dokularında ve periferel beyin dokularında önemli derecede SAR artışı gözlenmiştir (Wiert ve ark., 2011).

1,5Tesla MRG vücut bobin içindeki konumunun bir fonksiyonu olarak anatomik çocuk ve yetişkin modellerinde farklı pozisyonlarda 10 gram doku üzerinden yapılan yerel ortalama SAR geliştirilmeleri çalışmasında, tüm modellerde özellikle bacak bölümlerinde SAR değerinde artış, diğer vücut bölümlerinde ve fetüste SAR değerinde azalma, çocuklarda tüm vücut bölümlerinde SAR değerinde azalış, yetişkinlerde ve hamile kadın da özellikle bacaklarda SAR artışı gözlenmiştir (Murbach ve ark., 2011).

Elektromanyetik ve termal model ile RF ayırma bobinine dokudaki ısı alanları ve SAR çalışmasında, insan bacağına belirli zaman aralıklarında SAR artışı gözlenmiştir (Hand ve ark., 1999). 64 MHz ve 300 MHz frekanslarında hacim ve yüzey bobinler içinde insan kafası sıcaklık ve SAR hesaplamalarında, tüm baş ve sadece beyin sıcaklık ölçümünde düzenli olarak SAR artışı gözlenmiştir (Collins ve ark., 2004).

1,5 Tesla MRG sisteminde, implant sıcaklığı ve SAR değerlendirilmesi çalışmalarında, farklı MRG sekanslarına göre insan baş ve gövde fantomunda ortalama tüm vücut SAR değerlerinde ve implant sıcaklığında belirli zaman aralıklarında artış gözlenmiştir (Baker ve ark., 2004). Derin beyin stimülasyonu için kullanılan ikili nörostimülasyon sistemi, 1,5 Tesla MRG beyin çalışmalarında; belirli zaman aralıklarında sıcaklık ve tüm vücut ortalama SAR değeri ile bölgesel baş SAR değerinde artış gözlenmiştir (Bhidayasiri ve ark., 2005).

Domuzlarda 9,4 Tesla in vivo sıcaklık ölçüm sonuçlarına RF ısıtma etkisi çalışmalarında; beyin, rektum ve baş-cilt için normalize parametrik eğriler şeklinde sıcaklık ve SAR değerlerinde artış gözlenmiştir. Hayvanın beyin ve baş-cilt anestezi yapılarak derideki sıcaklığında azalma gözlenmiştir (Shrivastava ve ark., 2008).

1,5 T ve 3 T MRG tarayıcı sistemleri ile erkek ve kadın anatomik vücut modelleri kullanılarak, kısmi vücut SAR hesaplamaları çalışmalarında; erkek ve kadın modellerin göğüs, göbek ve diz yerlerinde SAR artışı gözlenmiştir (Wang ve Lin, 2012).

MRG indüklediği deneysel ve sayısal değerlendirmede fantomların in vivo olarak sıcaklık değişimleri ve SAR dağılımları çalışmalarında; fantom yüzeylerinde SAR artışı ve sıcaklık değişimlerinde artış gözlenmiştir (Oh ve ark., 2010).

MRG incelemesi yapılan 62 gönüllü hasta 1,5 T MRG cihazına ve 64 gönüllü hasta ise 0,3 T MRG cihazına yerleştirilerek, toplam 126 gönüllü hastanın beyindeki timpanik tarama sıcaklık değişimleri ve SAR ölçümleri çalışmasında; 1,5 T MRG cihazına yerleştirilen hastaların 24 dakikalık tarama esnasında 1,3 °C değerinde, 0,3 T MRG cihazına yerleştirilen hastaların ise, 35 dakikalık tarama esnasında 1,1 °C değerinde en yüksek sıcaklık artışı gözlenmiştir. 1,5 T ve 0,3 T MRG cihazlarında hastaların beyin bölgesindeki ortalama sıcaklık değişimleri karşılaştırılmış, 1,5 T MRG cihazında $0,5\pm0,1$ °C değerinde kaydedilen sıcaklık değişimi, 0,3 T MRG cihazındaki $0,4\pm0,1$ °C değerine sahip sıcaklık değişiminden en yüksek olduğu gözlenmiştir (Dery ve ark., 2013).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. MATERYAL

3.1.1. Çalışma Popülasyonu

Çalışmaya Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyoloji Kliniğinde bulunan MRG Ünitesine 2017 yılı Mart ve Nisan aylarında, Rutin Beyin MRG çekimi için gelen 0 – 17 yaş aralığındaki 100 çocuk hasta dahil edildi.

3.1.2. MRG Cihazı:

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyoloji Polikliniği Manyetik Rezonans Görüntüleme Ünitesinde bulunan iki farklı modelde 1,5 Tesla/64 MHz manyetik alan şiddetine sahip MRG cihazları (MRG Cihazı 1: Symphony Tim Magnetom; Software Version Syngo MR B17; Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany ve MRG Cihazı 2: Philips Medikal Sistem Achieva/İntera, Best, the Netherlands) kullanıldı. Bilindiği gibi MRG cihazı; Süperkondüktiv magnet, RF koiller, Gradyent koiller, bilgisayar ünitesi ve görüntüleme ünitesinden oluşmaktadır ve Bölüm 2,4’de açıklanmıştır.

3.1.3. RF Koillerin Seçimi

İyonlaştırıcı olmayan RF elektromanyetik radyasyonun incelenecek beyin bölgesine gönderilmesi ve beyin bölgesinden gelen sinyalin alınması için, MRG Cihazı 1’e uyumlu Transmit-Receive Body Head Coil ve MRG Cihazı 2’ye uyumlu 8 kanallı Beyin Koil olan Transmit-Receive SENSE-Head-8 Coil kullanıldı.

3.2. METOT

3.2.1. Pediatrik Hastaların Hazırlığı ve Hasta Pozisyonu

Pediatrik hastalara veya hasta yakınlarına Rutin Beyin MRG çekim işlemi hakkında bilgi verildi. Tarama süresi, ortamın gürültülü olması ve tarama süresi boyunca çocuk hastaların, hasta masasında hareketsiz yatması gerektiği anlatıldı. Çocuk hastalara beyin MRG çekimi sonrasında oluşabilecek duyma şikâyetlerini önlemek için, kulak tıkacı veya kulaklık kullanıldı. Bazı çocuk hastaların beyin MRG çekim esnasında hareketsiz kalmaları için anestezi doktoru eşliğinde uyutulmaları ve anestezi çekim yapılması sağlandı.

Çocuk hastaların Rutin Beyin MRG çekimlerinde görüntü artefaktlarının oluşmasını önlemek amacıyla çocuk hastalar gantrinin tam ortasına gelecek şekilde sırt üstü (supin) pozisyonda hasta masasına yatırıldı. Çocuk hastaların, başları beyin (baş) koiline ortalandı ve çeneleri hafif yukarı doğru kaldırıldı. MRG cihazında bulunan lazer ışığı açılmadan önce çocuk hastaların gözleri kapattırıldı ve çekimin merkez noktası, koilin merkezini gösteren işarete göre ayarlandı.

3.2.2. Pediatrik Hastaların Rutin Beyin MRG Çekim Protokolü İçin

Kullanılan Sekanslar ve Sekans Parametreleri

Kontrol amaçlı, baş ağrısı, epilepsi, vb. gibi hastalık teşhisi ile radyoloji kliniğine başvuran çocuk hastaların Rutin Beyin MRG çekim protokolü için; MRG Cihazı 1’de, Transvers (Aksiyel) ve Sagittal planlarda T2 Ağırlıklı Turbo Spin Eko (T2W_TSE_TRA ve T2W_TSE_SAG), Koronal planda T2 Ağırlıklı Fluid Attenuated Inversion Recovery (T2W_FLAIR_COR), Transvers planda T1 Ağırlıklı Spin Eko (T1W_SE_TRA), Transvers planda Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DWI_TRA); MRG Cihazı 2’de ise, Transvers, Sagittal ve Koronal planlarda T2 Ağırlıklı Turbo Spin Eko (T2W_TSE_TRA, T2W_TSE_SAG, T2W_TSE_COR), Koronal planda T2 Ağırlıklı Fluid Attenuated Inversion Recovery (T2W_FLAIR_COR), Transvers planda T1 Ağırlıklı Turbo Spin Eko (T1W_TSE_TRA) ve Transvers planda Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DWI_TRA) gibi MRG sekansları ve MRG’de en önemli sekans parametreleri olan Eko Zamanı (Time Eko-TE), Tekrarlama Zamanı (Time Repetition-TR) gibi parametreler kullanıldı.

3.2.3. SAR Ölçümleri

1,5 Tesla manyetik alan gücünde 50 çocuk hasta MRG Cihazı 1’e ve 50 çocuk hasta da MRG Cihazı 2’ye yerleştirilerek 0-17 yaş aralığındaki toplam 100 çocuk hasta, 10 dakikalık sürede Rutin Beyin MRG çekimi esnasında kullanılan sekanslara göre MRG cihazı 1’de bulunan SAR Monitör ekranından Tüm Vücut (Whole Body) SAR, Vücut maruziyet (Exspore Body) SAR ve Baş (Head) SAR değerleri ve MRG Cihazı 2’de ekranda gözüken Tüm Vücut SAR değerleri alındı.

3.2.4. İstatistiksel Analiz

Bu tez çalışmasının istatistiksel analizi, SPSS (IBM, ABD) programı ile yapıldı. Verilerin değerlendirilmesi ve MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2'den alınan SAR değerlerinin karşılaştırılması için Mann-Whitney U Testi kullanıldı.

Veriler ortanca, maksimum ve minimum olarak hesaplandı. Verilerin normal dağılıma uyup uymadığı Shapiro-Wilk Testi ile kontrol edildi. P değeri 0,05 ($p < 0,05$)'ten küçük olduğu için alınan SAR değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



4. BULGULAR

MRG Cihazı 1'e yerleştirilen 20 (% 40) kız ve 30 (% 60) erkek çocuk hastanın yaşlarının ortanca değeri 23 (0,25-192) ay olarak, vücut ağırlıklarının ortanca değeri 11,5 (3-77) kilogram (kg) olarak bulundu. MRG Cihazı 2'ye yerleştirilen 24 (% 48) kız ve 26 (% 52) erkek çocuk hastanın yaşlarının ortanca değeri 56,5 (0,25-204) ay olarak, vücut ağırlıklarının ortanca değeri 19 (4-80) kg olarak bulundu. Her iki MRG cihazına yerleştirilen çocuk hastaların yaş değerleri ($p = 0,062$), vücut ağırlıkları ($p = 0,054$) ve cinsiyet dağılımları ($p = 0,546$) arasında önemli fark görülmedi.

MRG Cihazı 1'e yerleştirilen çocuk hastaların Rutin Beyin MRG çekimi esnasında Pediatrik Rutin Beyin MRG'de kullanılan sekanslara göre, cihaz üzerinde ekranda görülen SAR Information bölümünden % cinsinden alınan Vücut Maruziyet ve Baş SAR değerlerinin ortanca, minimum ve maksimum değerleri aşağıdaki Tablo 5'de verilmiştir.

Tablo 5. MRG Cihazı 1'de, Pediatrik rutin beyin MRG çekiminde kullanılan sekanslara göre % cinsinden vücut maruziyet ve baş SAR değerlerinin karşılaştırılması

MRG Cihazı 1						
Pediatrik Rutin Beyin MRG Çekiminde Kullanılan Sekanslar	Vücut Maruziyet SAR (%)			Baş SAR (%)		
	Ortanca	Minimum	Maksimum	Ortanca	Minimum	Maksimum
	T2W_TSE_TRA	39,50	22,00	66,00	76,50	19,00
T2W_TSE_SAG	48,00	2,00	72,00	92,50	5,00	100,00
T2W_FLAIR_COR	10,00	4,00	63,00	21,50	8,00	100,00
T1W_SE_TRA	37,00	10,00	84,00	74,00	22,00	100,00
DWI_TRA	5,00	4,00	10,00	11,00	9,00	15,00

Tablo 5’deki veriler değerlendirildiğinde, MRG Cihazı 1’de pediatrik rutin beyin MRG çekiminde kullanılan sekanslara göre Vücut Maruziyet ve Baş SAR değerlerinin ortalama değerlerinin % cinsinden anlamlı olarak farklı ve Baş SAR değerlerinin, Vücut Maruziyet SAR değerlerinden yüksek olduğu bulunmuştur.

MRG Cihazı 1’e yerleştirilen çocuk hastaların Rutin Beyin MRG çekimi esnasında cihaz üzerinde ekranda görülen SAR Information bölümünden alınan Vücut Maruziyet ve Baş SAR değerlerinin W/kg birimi cinsinden ortalama, minimum ve maksimum değerleri Tablo 6’da verilmiştir.

Tablo 6. MRG Cihazı 1’de, Pediatrik rutin beyin MRG çekiminde kullanılan sekanslara göre W/kg birimi cinsinden vücut maruziyet ve baş SAR değerlerinin karşılaştırılması

MRG Cihazı 1						
Pediatrik Rutin Beyin MRG Çekiminde Kullanılan Sekanslar	Vücut Maruziyet SAR (W/kg)			Baş SAR (W/kg)		
	Ortanca	Minimum	Maksimum	Ortanca	Minimum	Maksimum
	T2W_TSE_TRA	2,00	0,30	3,50	2,45	1,20
T2W_TSE_SAG	2,20	0,10	3,50	2,80	0,10	3,20
T2W_FLAIR_COR	0,60	0,30	3,10	0,70	0,50	3,30
T1W_SE_TRA	2,20	0,40	3,50	2,40	0,70	3,40
DWI_TRA	0,60	0,20	0,50	0,30	0,30	0,50

Tablo 6’daki veriler değerlendirildiğinde, MRG Cihazı 1’de Pediatrik Rutin Beyin MRG çekiminde kullanılan T2W_TSE_TRA, T2W_TSE_SAG, T2W_FLAIR_COR, T1W_SE_TRA sekanslarına göre Vücut Maruziyet ve Baş SAR değerlerinin ortalama değeri W/kg birimi cinsinden anlamlı olarak farklı ve Baş SAR değerlerinin, Vücut Maruziyet SAR değerlerinden yüksek olduğu bulunmuştur.

Sadece DWI_TRA sekansında Baş SAR değerlerinin ortalama değeri W/kg cinsinden anlamlı olarak, Vücut Maruziyet SAR değerlerinin ortalama değerinden düşük olduğu bulunmuştur.

MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2'ye yerleştirilen çocuk hastaların Pediatrik Rutin Beyin MRG çekimi esnasında cihaz üzerinde ekranda gözükten Tüm Vücut SAR değerlerinin % cinsinden ortalama değerleri Tablo 7'de verilmiştir.

Tablo 7. MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2'de, Pediatrik rutin beyin MRG çekiminde kullanılan sekanslara göre % cinsinden tüm vücut SAR değerlerinin karşılaştırılması

Pediatrik Rutin Beyin MRG Çekiminde Kullanılan Sekanslar	MRG Cihazı 1 Tüm Vücut SAR (%)			MRG Cihazı 2 Tüm Vücut SAR (%)			p
	Ortanca	Minimum	Maksimum	Ortanca	Minimum	Maksimum	
T2W_TSE_TRA	48	17	100	35	35	35	< 0,001
T2W_TSE_SAG	59	2	100	36	35	36	< 0,001
T2W_FLAIR_COR	13	5	98	25	17	27	< 0,001
T1W_SE_TRA / T1W-TSE-TRA	38	9	100	83	83	83	< 0,001
DWI_TRA	6	2	12	7	7	7	< 0,057
T2W_TSE_COR	-	-	-	35	35	35	-

MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2'ye yerleştirilen çocuk hastaların Pediatrik Rutin Beyin MRG çekimi esnasında cihaz üzerinde ekranda gözükten W/kg birimi cinsinden Tüm Vücut SAR değerlerinin ortalama, minimum ve maksimum değerleri Tablo 8'de verilmiştir.

Tablo 8. MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2’de, Pediatrik rutin beyin MRG çekiminde kullanılan sekanslara göre W/kg birimi cinsinden tüm vücut SAR değerlerinin karşılaştırılması

Pediatrik Rutin Beyin MRG Çekiminde Kullanılan Sekanslar	MRG Cihazı 1			MRG Cihazı 2			p
	Tüm Vücut SAR (W/kg)			Tüm Vücut SAR (W/kg)			
	Ortanca	Minimum	Maksimum	Ortanca	Minimum	Maksimum	
T2W_TSE_TRA	1,15	0,50	2,00	1,40	1,40	1,40	< 0,001
T2W_TSE_SAG	1,20	0,00	2,00	1,40	1,40	1,40	< 0,140
T2W_FLAIR_COR	0,30	0,10	2,00	1,00	0,70	1,10	< 0,001
T1W_SE_TRA / T1W_TSE_TRA	1,30	0,40	2,00	3,30	3,30	3,30	< 0,001
DWI_TRA	0,20	0,10	0,20	0,30	0,30	0,30	< 0,057
T2W_TSE_COR	-	-	-	1,40	1,40	1,40	-

Tablo 7’deki veriler değerlendirildiğinde, MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2’de Pediatrik Rutin Beyin MRG çekiminde kullanılan T2W_TSE_TRA, T2W_TSE_SAG ve DWI_TRA sekanslarına göre MRG Cihazı 1’deki, % cinsinden Tüm Vücut SAR değerlerinin ortanca değerleri, MRG Cihazı 2’deki % cinsinden Tüm Vücut SAR değerlerinin ortanca değerlerinden yüksek; T2W_FLAIR_COR ve T2W_SE_TRA sekanslarına göre % cinsinden Tüm Vücut SAR değerlerinin ortanca değerleri, MRG Cihazı 2’deki % cinsinden Tüm Vücut SAR değerlerinin ortanca değerlerinden düşük olduğu bulunmuştur. T2W_TSE_COR sekansında ise, Tüm Vücut SAR değerlerinin ortanca değerleri % 35 olarak bulunmuştur.

Her iki MRG cihazında Pediatrik Rutin Beyin MRG çekiminde kullanılan T2W_TSE_TRA, T2W_TSE_SAG, T2W_FLAIR_COR ve T1W_SE_TRA sekanslarında $p<0,001$ değerlerinde, DWI_TRA sekansında ise $p<0,057$ değerinde anlamlı fark bulunmuştur. T2W_TSE_COR sekansında ortalama, minimum ve maksimum değerler aynı değerleri verdiği için karşılaştırılacak herhangi bir değer olmadığından anlamlı fark bulunamadı.

Tablo 8'deki veriler değerlendirildiğinde, MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2'de Pediatrik Rutin Beyin MRG çekiminde kullanılan T2W_TSE_TRA, T2W_TSE_SAG, T2W_FLAIR_COR, T1W_SE_TRA ve DWI_TRA sekanslarına göre MRG Cihazı 1'deki W/kg birimi cinsinden Tüm Vücut SAR değerlerine ait ortalama değerler, MRG Cihazı 2'deki W/kg birimi cinsinden Tüm Vücut SAR değerlerine ait ortalama değerlerinden düşük olduğu bulunmuştur. MRG Cihazı 2'deki T1W_SE_TRA sekansının Tüm Vücut SAR değerlerine ait ortalama değeri 3,30 W/kg ve diğer sekanslardan daha yüksek bir Tüm Vücut SAR değerlerine ait ortalama değerini vermiştir. MRG Cihazı 2'de kullanılan T2W_TSE_TRA, T2W_TSE_SAG ve T2W_TSE_COR sekanslarına göre Tüm Vücut SAR değerlerine ait ortalama değerleri 1,4 W/kg olarak bulunmuştur. Her iki MRG cihazında pediatrik rutin beyin MRG çekiminde kullanılan T2W_TSE_TRA, T2W_TSE_SAG, T2W_FLAIR_COR ve T1W_SE_TRA sekanslarına göre W/kg birimi cinsinden Tüm Vücut SAR değerlerine ait ortalama değerleri arasında $p<0,001$ değerinde, DWI_TRA sekansında ise $p<0,057$ değerinde anlamlı bir fark bulunmuştur.

MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2'de pediatrik rutin beyin MRG çekimlerinde kullanılan sekanslara göre TR sekans parametrelerine ait ortalama, minimum ve maksimum değerlerinin karşılaştırılması Tablo 9'da verilmiştir.

Tablo 9. MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2’de, Pediatrik rutin beyin MRG çekiminde kullanılan sekanslara göre TR sekans parametre değerlerinin karşılaştırılması

Pediatrik Rutin Beyin MRG Çekiminde Kullanılan Sekanslar	MRG Cihazı 1 TR (ms)			MRG Cihazı 2 TR (ms)			p
	Ortanca	Minimum	Maksimum	Ortanca	Minimum	Maksimum	
T2W_TSE_TRA	5830	5830	9000	5652	5047	6460	< 0,001
T2W_TSE_SAG	4562	4560	5980	5034	4631	6242	< 0,001
T2W_FLAIR_COR	8000	8000	9000	7000	7000	7000	< 0,001
T1W_SE_TRA / T1W_TSE_TRA	523	441	702	541	502	618	< 0,001
DWI_TRA	4200	3500	4400	3435	2976	3904	< 0,001
T2W_TSE_COR	-	-	-	6063	5049	6871	-

Tablo 9’deki veriler değerlendirildiğinde, MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2’de pediatrik rutin beyin MRG çekimlerinde kullanılan sekansların herbirinin TR ortanca değerleri anlamlı olarak farklı bulunmuştur ($p<0,001$). T2W_TSE_COR sekansının, TR değerlerine ait ortanca değeri 6063 ms ve karşılaştırılacak herhangi bir sekans olmadığı için p değeri hesaplanamamıştır.

MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2’de pediatrik rutin beyin MRG çekimlerinde kullanılan sekanslara göre TE sekans parametrelerine ait ortanca, minimum ve maksimum değerlerinin karşılaştırılması Tablo 10’da verilmiştir.

Tablo 10. MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2’de, Pediatrik rutin beyin MRG çekiminde kullanılan sekanslara göre TE sekans parametre değerlerinin karşılaştırılması

Pediatrik Rutin Beyin MRG Çekiminde Kullanılan Sekanslar	MRG Cihazı 1 TE (ms)			MRG Cihazı 2 TE (ms)			p
	Ortanca	Minimum	Maksimum	Ortanca	Minimum	Maksimum	
T2W_TSE_TRA	100,00	96,00	100,00	100,00	100,00	100,00	< 0,317
T2W_TSE_SAG	96,00	87,00	100,00	100,00	100,00	100,00	< 0,001
T2W_FLAIR_COR	87,00	17,00	87,00	140,00	100,00	140,00	< 0,001
T1W_SE_TRA / T1W_TSE_TRA	17,00	7,30	100,00	10,00	10,00	10,00	< 0,001
DWI_TRA	100,00	99,80	108,00	72,00	72,00	100,00	< 0,001
T2W_TSE_COR	-	-	-	100,00	100,00	100,00	-

Tablo 10’deki veriler değerlendirildiğinde, her iki MRG cihazındaki pediatrik rutin beyin MRG çekimlerinde kullanılan T2W_TSE_TRA sekansında TE değerlerinde $p < 0,317$ değerinde, diğer sekanslarda ise $p < 0,001$ değerinde anlamlı bir fark bulunmuştur. T2W_TSE_COR sekansının, TE değerlerine ait ortanca değeri 100,00 ms ve karşılaştırılacak herhangi bir sekans olmadığı için p değeri hesaplanamamıştır.

MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2’de pediatrik rutin beyin MRG çekimlerinde kullanılan sekanslara göre, TE puls sekans parametrelerine ait ortanca, minimum ve maksimum değerlerinin karşılaştırılması Tablo 11’de verilmiştir.

Tablo 11. MRG Cihazı 1 ve MRG Cihazı 2’de, Pediatrik rutin beyin MRG çekiminde kullanılan sekanslara göre zaman değerlerinin karşılaştırılması

Pediatric Rutin Beyin MRG Çekiminde Kullanılan Sekanslar	MRG Cihazı 1 Zaman (Saniye)			MRG Cihazı 2 Zaman (Saniye)			p
	Ortanca	Minimum	Maksimum	Ortanca	Minimum	Maksimum	
T2W_TSE_TRA	145	145	145	92,0	76,0	103,0	< 0,001
T2W_TSE_SAG	102	102	102	76,5	69,0	114,0	< 0,001
T2W_FLAIR_COR	146	146	146	112,0	74,0	112,0	< 0,001
T1W_SE_TRA / T1W_TSE_TRA	170	170	170	62,0	58,0	72,0	< 0,001
DWI_TRA	78	78	78	19,0	17,0	81,0	< 0,001
T2W_TSE_COR	-	-	-	89,5	75,0	116,0	-

Tablo 11’deki veriler değerlendirildiğinde, her iki MRG cihazında pediatrik rutin beyin MRG çekimlerinde kullanılan sekanslar arasında $p < 0,001$ değerinde anlamlı bir fark bulunmuştur.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyoloji Kliniği MRG Ünitesine 2017 yılı Mart ve Nisan aylarında hastalık teşhisi için gelen 0-17 yaş aralığındaki 50 çocuk hasta 1,5 Tesla MRG Cihazı 1'e, 50 çocuk hasta 1,5 Tesla MRG Cihazı 2'ye yerleştirilerek, toplam 100 çocuk hastanın 10 dakikalık bir sürede pediatrik rutin beyin MRG çekiminde kullanılan MRG sekanslarına göre rutin beyin MRG çekimi yapılmıştır. MRG Cihazı 1'de ilgili radyoloji doktorunun isteğine göre pediatrik rutin beyin MRG çekiminde T2W_TSE_TRA, T2_TSE_SAG, T2W_FLAIR_COR, T1W_SE_TRA ve DWI_TRA gibi sekanslar kullanılmıştır. Bu çalışmamızda genel olarak MRG Cihazı 1'de bulunan "t2_tirm_cor_dark-fluid" sekansı T2W_FLAIR_COR şeklinde ve "ep2d_diff_3scan_trace_p2" sekansı ise DWI_TRA şeklinde alındı. MRG Cihazı 1'de kullanılan bu sekanslara göre Normal düzey çalıştırma modu ve Kontrollü 1. düzey çalıştırma modu'nda Tüm Vücut SAR, Vücut Maruziyet SAR ve Baş SAR değerleri aynı olduğu için, Normal düzey çalıştırma modu'ndaki değerler dikkate alınmıştır. MRG Cihazı 2'de ise ilgili radyoloji doktorun isteğine göre, MRG Cihazı 1'de pediatrik rutin beyin MRG çekiminde kullanılan T1W_SE_TRA yerine T1W_TSE_TRA ve ilave olarak T2W_TSE_COR sekansı uygulandı.

Literatür taramalarında pediatrik rutin beyin MRG çekiminde kullanılan sekanslara göre SAR değerlerinin incelenmesi ile ilgili herhangi bir çalışma bulunmadığı için, sadece Dery ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın beyin MRG'de SAR karşılaştırılması bölümü, bizim çalışmamızda dikkate alınmıştır. Dery ve arkadaşlarının, 1,5T MRG cihazında beyin MRG çekiminde T2W_TSE_TRA, T1W_TSE_TRA, FLAIR_Long TR ve T1W_TSE_SAG sekansları kullanılmıştır. Bu sekanslardan, T1W_TSE_TRA ve FLAIR_Long TR sekansları, bizim çalışmamızda da kullanıldığı için bu iki sekansa göre SAR değerleri karşılaştırılmıştır.

Dery ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, MRG cihazında bulunan SAR değerleri; sekans türlerine, tekrarlama süresine (TR), eko süresine (TE), verici RF koil türüne bağlı olmaktadır. Aynı çalışmada 1,5 T ve 0,3 T MRG cihazları ile sekans parametrelerinin en önemli TE ve TR parametreleri kullanılmıştır.

Her iki MRG cihazında FLAIR sekansında en yüksek TE ve TR değerleri (1,5 T MRG cihazı için; TE = 2800 ms, TR = 11000 ms; 0,3 T MRG cihazı için; TE = 100 ms, TR = 11000 ms), 1,5 T MRG cihazında kullanılan T1W_TSE_TRA sekansında 3,3 dakikada 1,6 W/kg'lık en yüksek SAR değeri ile FLAIR_Long_TR sekansında ise 5,1 dakikada 0,4 W/kg'lık en düşük SAR değeri kaydedilmiştir.

Her iki MRG cihazında kullanılan sekanslara göre elde edilen SAR değerleri, Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından belirlenen 10 dakikalık maruziyet Baş için, ortalama SAR 3,2 W/kg limit değerinden küçük olduğu görülmüştür.

Bizim çalışmamızda ise, Dery ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya benzer olarak, MRG cihazında kullanılan SAR değerleri; sekans çeşitlerine, TE, TR ve verici RF koillere bağlı olarak incelenmiştir. Fakat 1,5 T manyetik alan gücüne sahip MRG cihazı 1 ve MRG Cihazı 2 kullanılmıştır. T2W_FLAIR_COR sekansı; MRG Cihazı 1'de TR = 8000 ms ve MRG Cihazı 2'de TR = 7000 ms ile en yüksek TR değerleri ve MRG Cihazı 2'de TE = 140 ms değeri ile en yüksek TE değeri kaydedilmiştir. MRG Cihazı 1'de kullanılan T1W_SE_TRA sekansında TR = 523 ms ve TE = 17 ms, MRG Cihazı 2'de kullanılan T1W_TSE_TRA sekansında ise TR = 541 ms ve TE = 10 ms ile en düşük TR ve TE değerleri kaydedilmiştir. MRG Cihazı 1'de, T2W_FLAIR_COR sekansı 146. saniyede 0,30 W/kg ve DWI_TRA sekansında 78. saniyede 0,20 W/kg Tüm Vücut SAR değerleri; MRG Cihazı 2'de, T2W_FLAIR_COR sekansı 112. saniyede 1 W/kg ve DWI_TRA sekansında 19. saniyede 0,30 W/kg ile en düşük Tüm Vücut SAR değerleri kaydedilmiştir. MRG Cihazı 2'de, T1W_TSE_TRA sekansı 62. saniyede 3,30 W/kg'lık en yüksek Tüm Vücut SAR değeri kaydedilmiştir. Tüm sekanslar için Tüm Vücut SAR değerleri, IEC tarafından belirlenen 6 dakikalık normal çalıştırma modunda 2 W/kg Baş SAR limit değerinden düşük olduğu görülmüştür. MRG Cihazı 1'de kullanılan T2W_FLAIR_COR sekansında 146. saniyede 0,70 W/kg ve DWI_TRA sekansında ise 78. saniyede 0,30 W/kg en düşük Baş SAR değerleri kaydedilmiştir. Tüm sekanslar için Baş SAR değerleri, IEC tarafından belirlenen 6 dakikalık normal çalıştırma modunda 3,2 W/kg Baş SAR limit değerinden düşük olduğu görülmüştür.

Dery ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile bizim yaptığımız çalışmayı karşılaştırdığımızda; Dery ve arkadaşları, farklı manyetik alan şiddetlerinde (1,5 T ve 0,3 T) MRG cihazı kullanırken, biz çalışmamızda aynı manyetik alan şiddetinde (1,5 T) iki farklı MRG cihazı kullanılmıştır. Dery ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, 1, 5 T MRG cihazında kullanılan T1W_TSE_TRA sekansında en yüksek, FLAIR_Long TR sekansında ise en düşük Baş SAR değerleri elde edilmiş ve FDA tarafından belirlenen Baş SAR limit değeri ile uyumlu olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda ise 1,5 T MRG Cihazı 2’de kullanılan T1W_TSE_TRA sekansında en yüksek, T2W_FLAIR_COR sekansında ise en düşük Tüm Vücut SAR değeri elde edilmiştir ve IEC tarafından belirlenen Tüm Vücut SAR değerleri ile uyumlu olduğu görülmüştür. 1,5 T MRG Cihazı 1’de ise, T2W_FLAIR_COR sekansında en düşük Baş SAR değerleri elde edilmiştir ve IEC tarafından belirlenen Baş SAR değerleri ile uyumlu olduğu görülmüştür.

Bundan sonraki çalışmalarımızda SAR değerlerinin biyolojik etkilerinin özellikle insan vücudu üzerinde oluşturduğu sıcaklık etkisinin araştırılması planlanmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada MRG Cihazı 1'e yerleştirilen 50 adet çocuk hastanın pediatrik rutin beyin MRG çekimlerinde kullanılan sekanslara göre Tüm Vücut SAR, Vücut Maruziyet SAR ve Baş SAR değerleri incelenmiştir. Baş SAR değerleri, T2W_TSE_SAG sekansında 170. saniyede 2,80 W/kg değerle en yüksek; DWI_TRA sekansında 78. saniyede 0,30 W/kg değeri ile en düşük değere sahiptir. MRG Cihazı 1'de; kullanılan her bir sekansın Baş SAR değerlerinin, IEC tarafından belirlenen 3,2 W/kg'lık Baş SAR limit değeri ile uyumlu olduğu görülmüştür. Tüm Vücut SAR değerleri T1W_SE_TRA sekansında 170. saniyede 1,30 W/kg ile yüksek, DWI_TRA sekansında ise 78. saniyede 0,20 W/kg ile düşük değere sahiptir ve IEC tarafından belirlenen 2 W/kg'lık Tüm Vücut SAR limit değeri ile uyumlu olduğu görülmüştür.

MRG Cihazı 2'ye yerleştirilen 50 adet çocuk hastanın pediatrik rutin beyin MRG çekimlerinde kullanılan sekanslara göre Tüm Vücut SAR değerleri incelenmiştir. Tüm Vücut SAR değerleri T1W_TSE_TRA sekansında 62. saniyede 3,30 W/kg ile en yüksek, DWI_TRA sekansında ise 19. saniyede 0,30 W/kg ile en düşük değere sahiptir. T1W_TSE_TRA sekansı kontrollü ilk düzey çalışma modunu belirtmekte ve IEC tarafından belirlenen 4 W/kg'lık kontrollü ilk düzey çalışma modundaki Tüm Vücut SAR limit değeri ile uyumlu olduğu görülmektedir. Diğer sekansların Tüm vücut SAR değerleri ise, IEC tarafından belirlenen 2 W/kg'lık Tüm vücut SAR limit değeri ile uyumlu olduğu görülmüştür. MRG cihazlarında SAR değerlerinin araştırılmasında;

1. MRG cihazında çekimi yapılacak hastaların özellikle çocuk ve bebek hastaların kilolarının doğru girilmesi,
2. MRG cihazında çekimi yapılacak çocuk hastaların vücut bölgesine uygun sekansların seçiminin ve sekans parametre değerlerinin doğru girilmesi,
3. MRG cihazının hangi manyetik alan şiddetinde, çocuk hastaların MRG çekiminin yapılacağına doğru karar verilmesi önerilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Adapınar B. Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği. Kaya T (Editör). Temel Radyoloji Tekniği Kitabı. 4. Baskı, İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2013;357-385.
2. Baker KB, PhD, Tkach JA, PhD, Nyenhuis JA, PhD, Phillips M, MD, Shellock FG, Gonzalez J, MD, Martinez J, PhD, Rezai AR, MD. Evaluation of specific absorption rate as a dosimeter of MRI-Related implant heating. J Magn Reson Imaging 2004; 20:315-320.
3. Bhidayasiri R, Bronstein JM, Sinha S, Krahl SE, Ahn S, Behnke EJ, Cohen MS, Frysjinger R, Shellock FG. Bilateral neurostimulation systems used for deep brain stimulation: in vitro study of MRI-related heating at 1,5 T and implications for clinical imaging of the brain. Magn Reson Imaging 2005;23:549-555.
4. Blink EJ. Basic mri: physics. November, 2004;6-50.
<http://www.mri-physics.net/bin/mri-physics-en-rev1.3.pdf>, 2017.
5. Bloch F, Hanson W W and Packard ME. ‘‘Nuclear induction.’’ Phys Rev 1946;69 127.
6. Böhler E, Schüz J, 2004. Cellular telephone use among primary school children in Germany. Eur J Epidemiol 19, 1043-1050.
7. Brown MA, Semelka RC. MRI Basic Principles And Applications. Third Edition. Canada, Wiley-Liss Publication, 2003;2-99.
8. Brugger PC, Prayer D. Actual imaging time in fetal MRI. Eur J Radiol 2012;81: 194-196.
9. Center for Devices and Radiology Healt. Guidance for the Submission of Premarket Notifications for Magnetic Resonance Equipment for Medical Diagnostic Devices. Rockville: Food and Drug Administration (FDA), 1998. p 21.
10. Chou CK, McDougall JA, Chan KW. Absence of radiofrequency heating from auditory implants during magnetic resonance imaging. Department of Radiation Research, City of Hope National Medical Center, Duarte, California.
Bioelectromagnetics 1995;16:307-316.
11. Collins CM, PhD, Liu W, MS, Wang J, PhD, Gruetter R, PhD, Vaughan JT, PhD, Ugurbil K, PhD, Smith MB, PhD. Temperature and SAR calculations for a human head within volume and surface coils at 64 and 300 MHz. J Magn Reson Imaging 2004;19:650-656.

12. Collins CM, Wang Z. Calculation of Radiofrequency Electromagnetic Fields and Their Effects in MRI of Human Subjects. National Institutes of Health (NIH) Public Access. Magn Reson Med 2011 May; 65(5): 1470-1482.
13. Dadalı Y (Editör), Aslanoğlu H, Aydın G, Türerer E. Güncel Radyografi Teknikleri. Antalya, Kongre Kitabevi, 2016;7-8.
14. Damadian R. Tumor detection by nuclear magnetic Resonance. Science 1971;171: 1151-1153.
15. Damadian R, Minkoff L, Goldsmith M, Stanford M and Koutcher J. Tumor imaging in a live animal by field focusing NMR (FONAR). Physiol Chem Phys 1976;8(1): 61-65.
16. Dery TB, Amoako JK, Darko EO, Kyere AK, Boadu M. Temperature Changes in the Brain of Patients Undergoing MRI Examination. Int J Sci Basic Appl Res (IJSBAR) 2013 Volume 9, No 1, pp 106-112.
17. Dinçer A. Temel Klinik Sekanslar, Doku Kontrastı ve Görüntü Kalitesi. Ağildere M. (Editör) MR Teknikerlerine Yönelik MR Fizik Kursu-2. 26. Ulusal Radyoloji Kongresi, İstanbul, Kurs Kitabı, Türk Manyetik Rezonans Derneği, 2008;25-47.
18. Elmaoğlu M, Çelik A, PhD. MR El Kitabı. Nobel Tıp Kitabevleri, 2010;17-73.
19. Ernst RR and Anderson WA. Application of Fourier transform spectroscopy to magnetic resonance. Rev Sci Instr 1966;37:93-102.
20. Gordon C. Thermal physiology. In: Biological effects of radiofrequency radiation. EPA-600/8-83-026A. Washington, D.C.: Environmental Protection Agency 1984; 4-1-4-28.
21. Griffiths DJ, Karaoğlu B. (Çeviren). Elektromanyetik Teori Kitabı. İstanbul, Arte ve Güven Yayınevleri, 1996;151-251.
22. Griffiths DJ, Özbek H, Feyiz SF. (Çevirenler). Kuantum Mekaniğine Giriş Kitabı. 2. Baskı, Ankara, Nobel Yayın Dağıtım, 2010:171-172,178.
23. Hand JW, Lau RW, Lagendijk JJW, Ling J, Burl M, Young IR. Electromagnetic and thermal modeling of SAR and temperature fields in tissue due to an RF decoupling coil. Magn Reson Med 1999;42:183-192.

24. International Electrotechnical Commission (IEC). Medical Electrical Equipment Part 2-33: Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance Of Magnetic Resonance Equipment for Medical Diagnosis Geneva: IEC 60601-2-33; 1995, 2002, 2010.
25. Karaali K. MRG Cihazı Bileşenleri. Ağıldere M (Editör). MR Teknikerlerine Yönelik MR Fizik Kursu-2. 26. Ulusal Radyoloji Kongresi, İstanbul, Kurs Kitabı, Türk Manyetik Rezonans Derneği, 2008;61-66.
26. Kumaş A. Radyasyon Fiziği ve Tıbbi Uygulamaları Kitabı. 2. Baskı, Ankara, Palme Yayıncılık, 2009;259-263.
27. Lauterbur P. Image formation by induced local interactions: examples of employing nuclear magnetic Resonance. Nature 1973;242:190-191.
28. Lin JC. International guidelines for radio-frequency Exposure, especially for the most successful application of electromagnetics in medicine: Magnetic Resonance imaging. IEEE Antennas Propagat Mag 2011;vol 53, no. 1, pp.169-174.
29. Liu W. RF Magnetic field, specific energy absorption rate and signal to noise ration in MRI: Experiments and numerical calculations with finite difference time domain method. The Pennsylvania State University, The Graduate School Department of Bioengineering, Pennsylvania, Doctoral Thesis, 2005;3-62.
30. Murbach M, Cabot E, Neufeld E, Gosselin M-C, Christ A, Pruessmann KP, Kuster N. Local SAR enhancement in anatomically correct children and adult models as a function of position within 1,5 T MR body coil. Prog Biophys Mol Biol (Review) 2011;107:428-433.
31. Oh S, Webb AG, Neuberger T, Park B, Collins MC. Experimental and numerical assesment of MRI-Induced temperature change and SAR distributions in phantoms and in vivo. Magn Reson Med 2010;63:218-223.
32. Özen AÇ, Algın O, Atalar E. Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği. Sancak İT. (Editör). Temel Radyoloji Kitabı. Güneş Tıp Kitabevi, 2014;104-105.3-26.
33. Padiaditis M, Leitgeb and Cech R. RF-EMF exposure of fetus and mother during magnetic resonance imaging. Phys Med Biol 2008;53:7187-7195.
34. Purcell EM, Torrey HC and Pound RV. Resonance Absorption by nuclear magnetic moments in a solid. Phys Rev 1946;69:37-38.

35. Radiological Health Bureau of U.S.A. Guidelines for evaluating electromagnetic exposure for trials of clinical NMR systems. Washington, D.C: Food and Drug Administration (FDA), 1982.
36. Schaefer DJ. Safety aspects of radiofrequency power deposition in magnetic resonance. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 1998;6:775-789.
37. Schüz J, 2005. Mobile phone use and exposures in children. *Bioelectromagnetics* 26 (Suppl. 7), S45-S50.
38. Serway RA, Beichner RJ, Çolakoğlu K (Editör). Fen ve Mühendislik için Fizik 2. 5. Baskı, Ankara, Palme Yayıncılık, 2011;1083-1096.
39. Serway RA, Beichner RJ, Çolakoğlu K (Editör). Fen ve Mühendislik için Fizik 3. 5.Baskı, Ankara, Palme Yayıncılık, 2005;1443-1444.
40. Shellock FG, PhD, Crues JV, MD. Temperature, heart rate and blood pressure changes associated with clinical MRI at 1,5 T. *Radiol* 1987;163:259-262.
41. Shellock FG, PhD, Schaefer, PhD, Kanal E, MD. Physiologic responses to an MRI procedure performed at a specific absorption rate of 6,0 W/kg. *Radiol* 1994;192: 865-868.
42. Shellock FG. Radiofrequency-induced heating during MR procedures: a review. *J Magn Reson Imaging* 2000;12:30-36.
43. Shrivastava D, Hanson T, Schlentz R, Gallagher W, Snyder C, DelaBarre L, Prakash S, Iaizzo P, and Vaughan T. Radiofrequency Heating at 9,4 T: In Vivo Temperature Measurement Results in Swine. *Magn Reson Med* 2008;59:73-78.
44. Shrivastava D, Utecht L, Tian J, Hughes J and Vaughan JT. In Vivo Radiofrequency Heating in Swine in a 3T (123.2-MHz) Birdcage Whole Body Coil. *Biophys Basic Biomed Res – Full Papers. Magn Reson Med* 2014;72:1141-1150.
45. Shuman WP, Haynor DR, Guy AW, Wesbery GE, Schaefer DJ, Moss AA. Superficial-And Deep-Tissue Temperature Increases in Anesthetized Dogs during Exposure to High Specific Absorption Rates in a 1.5-T MR Imager. *Radiol* 1988; 167:551-554.
46. Şenol AU. Manyetik Rezonans Görüntülemenin Temel Fizik Prensipleri ve Görüntünün Oluşturulması. Ağıldere M (Editör). MR Teknikerlerine Yönelik MR Fizik Kursu-2. 26. Ulusal Radyoloji Kongresi, Kurs Kitabı, İstanbul, Türk Manyetik Rezonans Derneği, 2008;7-23.

47. Taylor JR, Zafiratos CD, Dubson MA, Karaoğlu B (Çeviren). Fen ve Mühendislikte Modern Fizik Kitabı. 2. Baskı, Okutman Yayıncılık, Ankara, 2008;212-219.
48. U.S. Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration (FDA), Center for Devices and Radiological Health. Guidance for industry and FDA staff. Criteria for significant risk investigations of magnetic resonance diagnostic devices. July 14, 2003.
49. Vecchia P, Matthes R, Ziegelberger G, Lin J, Saunders R, Swerdlow A. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, ICNRP 16/2009. Exposure to high frequency electromagnetic fields, biological effects and health consequences (100 kHz-300 GHz). (Review). 2009;1-365.
https://www.emf.ethz.ch/archive/var/ICNIRP_effekte_RFReview.pdf, 2017.
50. Wang Z and Lin JC. SAR calculations in MRI scanning systems (Health Effects). Microwave magazine, IEEE 2012;22-29.
51. Westbrook C, Roth CK, Talbot J. MRI in Practice. 4th Edition, Wiley-Blackwell Publication, 2011;2-347.
52. Wiart J, Hadjem A, Varsier N, Conil E. Numerical dosimetry dedicated to Children RF exposure. Prog Biophys Mol Biol (Review) 2011;107;421.
53. Yee KS. Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's Equations in isotropic media. IEEE Trans Antennas Propagat 1966;14:302-307.
54. Yeşildağ A. Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği. Oyar O, Gülsoy U (Editörler). Tıbbi Görüntüleme Fiziği Kitabı. 1. Baskı, Ankara, Nobel Tıp Kitabevi, 2003;281-339.
55. <http://www.konubak.com/atom-molekul/>den, 2017.
56. [http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Mr Fonksiyon Testi.com](http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Mr_Fonksiyon_Testi.com), 2017.
57. <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-9/chap-9.htm>, 2017.
58. <http://www.psychologie.hv-berlin.de/de/institut/intra/ethik/guidelines.com>, 2017.
59. <https://www.healthcare.siemens.com/magnetic-resonance-imaging/options-and-upgrades/coils>, 2017.
60. [http://www.mr-tip.com/servl.php?Type=dblfdbs=SpecificAbsorptionRate-MRI-SAR- MR-TIP:Database.com](http://www.mr-tip.com/servl.php?Type=dblfdbs=SpecificAbsorptionRate-MRI-SAR-MR-TIP:Database.com), 2017.

ÖZGEÇMİŞ

Adı-Soyadı: İbrahim ASLIYÜCE

Doğum Yeri: Büyükyağlı/Delice - KIRIKKALE

Doğum Tarihi: 28.01.1984

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu:

İlkokul: KIRIKKALE Kurtuluş İlkokulu (1995)

Ortaokul: KIRIKKALE Akşemsettin İlköğretim Okulu (1998)

Lise: KIRIKKALE Endüstri Meslek Lisesi – Elektrik Bölümü (Okul Birinciliği)
(2001)

Ön Lisans: KIRIKKALE ÜNİ. Keskin Meslek Yüksekokulu – Elektrik Bölümü
(Yüksek Okul Birinciliği) (2005)

Lisans: SAMSUN 19 MAYIS ÜNİ. Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü

- Dikey Geçiş Sınavı (DGS) (Şubat 2012)

Yüksek Lisans: SAMSUN 19 MAYIS ÜNİ. Sağlık Bilimleri Enst. Radyolojik Bilimler
YL (Disiplinlerarası) (2014-Tez aşaması)

E-posta: teknofiz@hotmail.com