



**T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
TÜRKİYE KAMU HASTANELERİ KURUMU
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
ADANA NUMUNE EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
RADYOLOJİ KLİNİĞİ**

**FOKAL KARACİĞER LEZYONLARININ SAPTANMASINDA
SINGLE SHOT FAST SPIN ECHO, FIESTA VE PROPELLER-T2A
MR SEKANSLARININ EFEKTİVİTELERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

**UZMANLIK TEZİ
Dr. Mehmet Ali AKIN**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Cengiz YILMAZ**

**ADANA
2017**



**T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
TÜRKİYE KAMU HASTANELERİ KURUMU
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
ADANA NUMUNE EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
RADYOLOJİ KLİNİĞİ**

**FOKAL KARACİĞER LEZYONLARININ SAPTANMASINDA
SINGLE SHOT FAST SPIN ECHO, FIESTA VE PROPELLER-T2A
MR SEKANSLARININ EFEKTİVİTELERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

**UZMANLIK TEZİ
Dr. Mehmet Ali AKIN**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Cengiz YILMAZ**

**ADANA
2017**

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez dönemimde yardımlarını ve desteğini esirgemeyen ve tezimin redaksiyonunu sabırla ve özenle gerçekleştiren Sağlık Bilimleri Üniversitesi Öğretim Üyesi ve Adana Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği Eğitim ve İdari Sorumlusu Sayın Hocam Prof. Dr. Bozkurt GÜLEK'e, tez danışmanı Hocam Sayın Doç. Dr. Cengiz YILMAZ'a, Radyoloji Kliniği Başasistanı Uzm. Dr. Gökhan SÖKER'e, ihtisas ağabeyim Uzm. Dr. Ömer KAYA'ya, ihtisas arkadaşım Dr. Okan DİLEK'e,

Eğitimim süresince her türlü desteklerini ve dostluklarını esirgemeyen Radyoloji Kliniği Uzman Doktorları'na ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Her zaman destekleriyle yanımda olan ve tez dönemimde de beni yalnız bırakmayarak destek olan eşim Dr. Burçak AKIN'a ve ağabeyim, Radyoloji Uzmanı Dr. Recep İsmail AKIN'a,

Teşekkür ederim.

Dr. Mehmet Ali AKIN
ADANA, 2017

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	I
İÇİNDEKİLER	II
ŞEKİLLER DİZİNİ	V
TABLolar DİZİNİ	VI
KISALTMALAR LİSTESİ	VII
ÖZET	IX
ABSTRACT.....	X
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Karaciğerin Anatomisi	2
2.2. Karaciğerin Segmental Anatomisi	2
2.3. Karaciğerin Vasküler Anatomisi.....	4
2.4. Fokal Karaciğer Kitleleri.....	4
2.4.1. Hemanjiyom	5
2.4.2. Fokal Nodüler Hiperplazi (FNH)	6
2.4.3. Adenom	7
2.4.4. Kist	7
2.4.5. Kist Hidatik	7
2.4.6. Piyojenik Karaciğer Apsesi	8
2.4.7. Amebik Karaciğer Apsesi.....	8
2.4.8. Metastazlar	9
2.4.9. Rejeneratif Nodüller	9
2.4.10. Displastik Nodüller.....	9
2.4.11. Hepatosellüler Karsinom	10
2.4.12. Kolanjiokarsinom	10
2.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme.....	10
2.5.1. Fizik Prensipler.....	10
2.5.2. Manyetik Rezonansta Görüntüleme Oluşturma	12
2.5.2.1. MRG’de Kesit Alınması ve Rekonstrüksiyon	12
2.5.2.2. K Alanı.....	13

2.5.2.3. Frekans Kodlama ve Faz Kodlama Gradientleri.....	13
2.5.3. MRG’de Kullanılan İnceleme Sekansları.....	13
2.5.3.1. Saturation Recovery (SR)	13
2.5.3.2. Spin Eko (SE)	14
2.5.3.3. Inversion Recovery (IR) Sekansı	14
2.5.3.4. Gradyent Eko Sekansı (GE).....	15
2.5.3.5. Hızlı Görüntüleme Sekansları.....	15
2.5.3.6. Steady State Coherent Teknikler	16
2.5.3.7. Steady State Incoherent Teknikler	16
2.5.3.8. Magnetization Prepared GE (MP-GE).....	16
2.5.3.9. Hızlı Spin Eko (Fast Spin Echo (FSE), Turbo Spin Echo (TSE))	17
2.5.3.10. Single-Shot Fast Spin Echo (SSFSE)	17
2.5.3.11. HASTE (Half-Fourier Acquisition Single-Shot TSE)	17
2.5.3.12. Turbo Inversion Recovery	17
2.5.3.13. Ekoplanar Görüntüleme (Echo Planar Imaging = EPI)	18
2.5.3.14. GRASE (Gradyent ve Spin Eko)	18
2.5.3.15. Manyetizasyon Transfer (MT)	18
2.5.4. Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DAG).....	19
3. MATERYAL ve METOD	21
4. BULGULAR.....	23
4.1. Olgu Örnekleri	26
4.1.1. Olgu 1. Kist	26
4.1.2. Olgu 2. Hemanjiom	27
4.1.3. Olgu 3. Hidatik Kist	28
4.1.4. Olgu 4. Apse	28
4.1.5. Olgu 5. Fokal Nodüler Hiperplazi	29
4.1.6. Olgu 6. Adenom	29
4.1.7. Olgu 7. HCC	30

4.1.8. Olgu 8. Metastaz.....	31
5. TARTIŞMA	33
6. SONUÇ.....	36
7. KAYNAKLAR	37
8. ÖZGEÇMİŞ	41



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Karaciğer segmentleri (1,2,3,4a,4b,5,6,7,8)	3
Şekil 2. Karaciğer segmentleri (1,3,4b,5,6,7,8)	3
Şekil 3. Karaciğer segmentleri (1,2,3,4a,4b,7,8)	4
Şekil 4. Olgu 1. kist	27
Şekil 2. Olgu 2. hemanjiom	27
Şekil 3. Olgu 3. hidatik kist	28
Şekil 4. Olgu 4. Apse	28
Şekil 5. Olgu 5. fokal nodüler hiperplazi.....	29
Şekil 6. Olgu 6. adenom.....	30
Şekil 7. Olgu 7. HCC.....	31
Şekil 8. Olgu 8. metastaz	32

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. MRG’de kullandığımız teknik parametreler	21
Tablo 2. Cinsiyete göre fokal karaciğer lezyonlarının dağılımı.....	23
Tablo 3. Fokal karaciğer lezyonlarının segmentlere göre dağılımları	24
Tablo 4. Karaciğer lezyonlarının tanı dağılımı.....	24
Tablo 5. Karaciğer lezyonlarının 3 sekanstaki sinyal parlaklık ortalaması	25
Tablo 6. FIESTA sekansında okuyucular arasındaki uyum	25
Tablo 7. Coronal T2 SSFSE sekansında okuyucular arasındaki uyum.....	25
Tablo 8. T2- PROPELLER sekansında okuyucular arasındaki uyum.....	26
Tablo 9. T2-PROPELLER, FIESTA ve SSFSE sekanslarında okuyucular arasındaki uyum.....	26

KISALTMALAR LİSTESİ

BOS	: Beyin Omurilik Sıvısı
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CE-FFE-T1	: Contrast Enhanced Fast Field Echo with T1-Weighting
DAG	: Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme
EPI	: Echo Planar Imaging (Eko Planar Görüntüleme)
ETL	: Echo-Train Length
FA	: Flip Angle
FFE	: Fast Field Echo (Eko)
FGR	: Fast GRASS
FID	: Free Induction Decay
FIESTA	: Fast Imaging Employing Steady State Acquisition
FISP	: Fast Imaging with Steady State Precession
FLAIR	: Fluid Attenuated Inversion Recovery
FLASH	: Fast Low Angle Shot
FNH	: Focal Nodular Hyperplasia (Fokal Nodüler Hiperplazi)
FOV	: Field Of View
FS	: Fast Scan
FSE	: Fast Spin Echo
FT	: Fourier Transformation
GDK (ADC)	: Görünürdeki Difüzyon Katsayısı (Apparent Diffusion Coefficient)
GE	: Gradient Echo
GE	: General Electric
GFE	: Gradient Field Echo
GRASE	: Gradient and Spin Echo
GRASS	: Gradient Recalled Acquisition at Steady State
HASTE	: Half-Fourier Acquisition Single-Shot TSE
HCC	: Hepatocellular Carcinoma (Hepatosellüler Karsinom)
IR	: Inversion Recovery
İV	: İntravenöz
MP-GE	: Magnetization Prepared GE

MR	: Magnetic Resonance (Manyetik Rezonans)
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MRKP	: MR Kolanjiopankreatografi
msn/ms	: Milisaniye
MT	: Manyetizasyon Transfer
PD	: Proton Dansite
PROPELLER	: Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction
RARE	: Rapid Acquisition Relaxation Enhancement
RF	: Radyo Frekansı
ROI	: Region of Interest
RS	: Rapid Scan
SE	: Spin Echo
SGO	: Sinyal/Gürültü Oranı
SPGR	: Spoiled GRASS
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
SR	: Saturation Recovery
SS	: Steady State
SSFSE	: Single-Shot Fast Spin Echo
STIR	: Short Time Inversion Recovery
T	: Tesla
T1A	: T1 Ağırlıklı
T2A	: T2 Ağırlıklı
TE	: Time to Echo (Echo Time)
TI	: Time to Inversion (Inversion Time)
TR	: Time to Repetition
TSE	: Turbo Spin Echo
Turbo FLASH	: Turbo Version of Fast Low Angle Shot
US	: Ultrasonografi
İVK	: İnförör Vena Kava

ÖZET

Fokal Karaciğer Lezyonlarının Saptanmasında Single Shot Fast Spin Echo, FIESTA ve PROPELLER T2A MR Sekanslarının Etkinliklerinin Karşılaştırılması

Amaç: Karaciğer lezyonlarının T2-PROPELLER, T2-FIESTA ve T2-SSFSE sekanslarında sinyal özelliğinde fark olup olmadığının saptanması ve okuyucular arasındaki farkın anlamlı olup olmadığının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Yöntemler: Çalışma retrospektif olup Sağlık Bilimleri Üniversitesi Adana Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesinde Ocak 2014 - Temmuz 2016 tarihleri arasında çekimi yapılmış MR görüntüleri ile yapılmıştır. Toplam 637 dinamik abdomen MR tetkiki incelenmiş olup karaciğer lezyonu olmayan hastalar değerlendirilmeye alınmamıştır. Karaciğerde 5 mm ve 5 mm'den büyük lezyonlar değerlendirilmiş olup lezyon boyutunda üst sınır belirlenmemiştir. Birden fazla karaciğer lezyonu olan hastalarda en fazla 4 lezyon değerlendirmeye alınmıştır. Karaciğer fokal lezyonları sinyal özelliklerine göre 5 kategoride sınıflandırılmış olup lezyonlar karaciğere göre: hipointens (1), izointens (2), hafif hiperintens (3), orta derecede hiperintens (4), belirgin hiperintens (5) olarak kaydedilmiştir. Çalışmacılar, hastaların karaciğer lezyonu olup olmadığından habersiz olarak 3 farklı T2A (Single Shot Fast Spin Echo, FIESTA, PROPELLER-T2A) görüntüleri incelemiştir. Böylece lezyonların farklı T2A sekanslarındaki sinyal özelliği farklılığı tespit edilmeye çalışılmıştır.

Bulgular: Çalışmamıza 301 lezyon dahil edildi. Hastaların 63'ü (% 36) erkek, 110'u (% 64) kadındı. Hastaların yaşları 19 ile 90 yıl (yaş ortalaması: 52,9 yıl) arasında değişmekteydi. Lezyonların 40'ı (% 13,3) malign ve 261'i (% 86,7) benign lezyonlardı. 301 lezyondan 148'i (% 49,2) hemangioma, 90'ı (% 29,9) kist ve 32'si (% 10,6) metastaz olarak saptandı. Karaciğer fokal lezyonlarında T2-PROPELLER, FIESTA ve SSFSE sekansların sinyal özelliklerinin karşılaştırılmasında tekrarlı ölçümler analizinde sınıf içi korelasyon katsayısı 0,962 olarak bulundu. 3 sekans arasında anlamlı fark çıkmamış olup, lezyonların sinyal özelliğini karakterize etmede 3 sekans arasında yüksek uyum saptanmıştır.

Sonuç: T2-PROPELLER, T2-FIESTA ve T2-SSFSE sekansları arasında anlamlı fark çıkmamış olup, lezyonların sinyal özelliğini karakterize etmede, söz konusu bu sekansların birbirlerine üstünlüğü saptanmadı.

Anahtar kelimeler: Karaciğer lezyonları, MRG, T2A, PROPELLER, FIESTA, SSFSE

ABSTRACT

The Comparison of the Effectivity of the Single Shot Fast Spin Echo, FIESTA, and PROPELLER-T2W MR Sequences in Terms of Detection of Focal Liver Lesions

Purpose: The purpose of this study was to determine if any differences in signal properties were present among the T2-PROPELLER, T2-FIESTA, and T2-SSFSE sequences, in terms of detecting focal liver lesions. Another aspect of the purpose of the study was to determine if the differences among the results of the interpreters' comments were statistically significant or not.

Methods: This is a retrospective study, and it was conducted at the Adana Numune Teaching and Research Hospital of the University of Health Sciences, between January 2014 and July 2016. The study was performed on liver MR images obtained in patients who underwent upper abdominal MR examinations during this period. A total of 637 dynamic abdomen MR examinations were evaluated, and patients with no liver lesions were excluded from the study. Liver lesions of 5 mm or bigger in size were taken into consideration, and no upper size border was set. 4 lesions at most were evaluated in patients with multiple liver lesions. The focal lesions of the liver were categorized into five groups, according to the multitude of their signal intensities in comparison to that of the liver. This categorization was made as follows: (1) hypointense, (2) isointense, (3) slightly hyperintense, (4) mildly hyperintense, and (5) conspicuously hyperintense. The interpreters examined the liver images obtained with the three different T2W sequences (Single Shot Fast Spin Echo, FIESTA, PROPELLER), with no prior information about if the livers harboured any lesions or not. Thus, any variations in signal properties of the lesions among these different T2W sequences were investigated blindly.

Results: 301 lesions were included in our study. 63 (36%) of the patients were males, and 110 (64%) were females. The ages of the patients ranged between 19 and 90 years (mean age was 52.9 years). 40 (13.3%) lesions were malignant, and 261 lesions (86.7%) were benign. 148 lesions (49.2%) were hemangiomas, 90 (29.9%) were cysts, and 32 (10.6%) were metastases. When comparing the lesion signal properties obtained with the three different T2W sequences, the repeated measures analysis method was performed, and the intraclass coefficient was found to be 0.962. No statistically significant differences were found among the three sequences in terms of lesion signal intensities, and there was a strong concordance among these sequences, in characterizing lesion signal properties.

Conclusions: No statistically significant variations were found among the three T2W sequences, and no sequence was superior to another, in terms of characterization of lesion signal properties.

Key Words: Liver lesions, MRI, T2W, PROPELLER, FIESTA, SSFSE

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Karaciğer, benign ve malign lezyonların (primer ve metastatik) sık yerleştiği bir organdır. Hastanın tanı ve tedavisinin planlanmasında, kitle lezyonlarının karakterizasyonunun yapılması gerekmektedir. Karakterizasyon için ultrasonografi (US), bilgisayarlı tomografi (BT), yetersiz kaldığında manyetik rezonans görüntüleme (MRG) tercih edilmektedir.¹

MRG'nin, yüksek kontrast çözünürlüğü, radyasyon içermemesi, dinamik incelemede kullanılan MR kontrast ajanların diğer iyotlu kontrast ajanlara göre daha az toksik olması gibi bir çok avantajları bulunmaktadır. Rutin karaciğer incelemesinde T1 ağırlıklı (T1A), T2 ağırlıklı (T2A) ve yağ baskılı sekanslar ile dinamik kontrastlı incelemeler kullanılarak karaciğerdeki fokal kitle lezyonlarının karakterizasyonu yüksek doğruluk oranı ile yapılabilmektedir.²

Çalışmamızın amacı, çeşitli T2 ağırlıklı serilerde (T2-PROPELLER, FIESTA ve SSFSE) sinyal özelliklerinin karşılaştırılması ve anlamlı fark olup olmadığının değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Karaciğerin Anatomisi

Karaciğer vücudun en büyük visseral organı olup sağ üst kadranda Glisson kapsülü ile çevrilidir. Toraks boşluğundan diyafram ile ayrılır. Özefagusun distali, mide, duodenum, sağ böbrek, sağ kolik fleksura, safra kesesi, sağ sürrenal bez ile komşuluk göstermektedir. Karaciğerin boyut ve şekil olarak birçok varyasyonları bulunmaktadır. Hepatomegali ile karışabilen ve genellikle kadınlarda görülen Reidel lobu, karaciğerin sağ lobunun kaudal uzanımıdır. Yine sol lobun karnın sol tarafına uzanması da diğer bir varyasyon örneğidir. Karaciğer, safra kesesi fossası, inferior vena kava (İVK) fossası ve diyafragma ile direkt teması olan çıplak alanlar dışında, periton ile sarılıdır.³

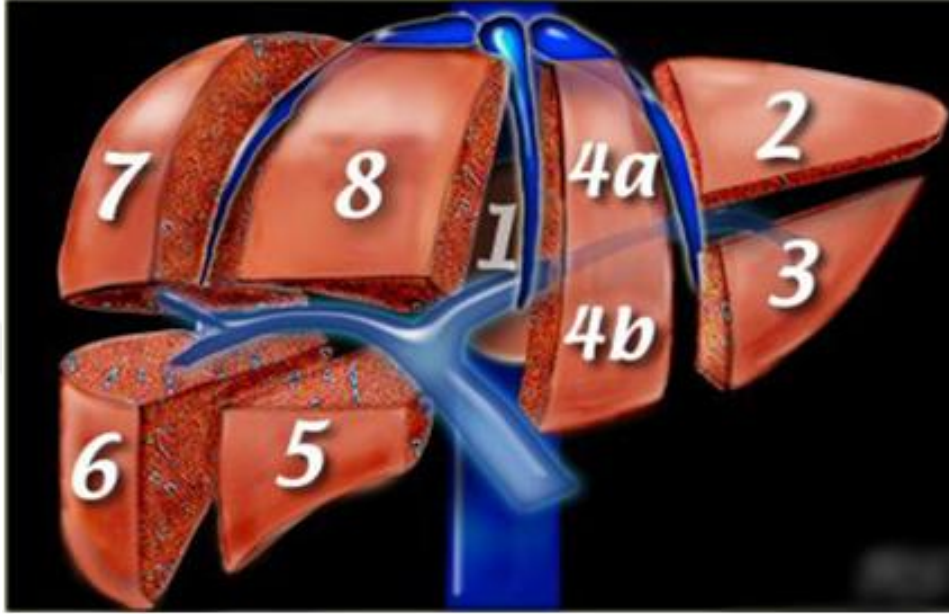
Portal hilus, karaciğerin alt yüzeyinde olup içerisinde sağ ve sol hepatik kanallar, hepatik arterin sağ ve sol dalı, portal ven, sempatik ve parasempatik sinir lifleri ve lenf nodları bulunur. Karaciğeri ve safra kesesini drene eden lenfatikler portal hilustaki lenf nodlarına, oradan da çölyak lenf nodlarına drene olurlar.⁴

2.2. Karaciğerin Segmental Anatomisi

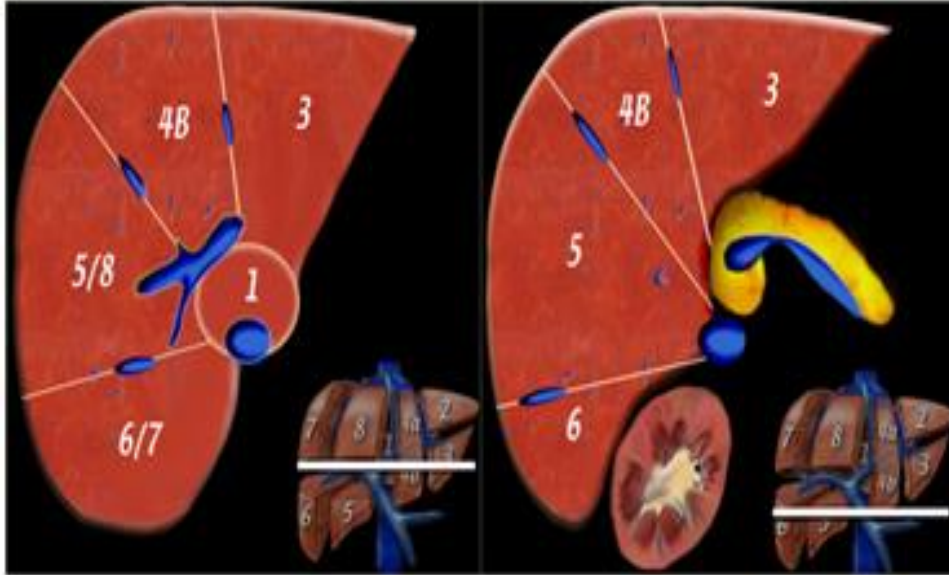
Karaciğerin segmental anatomisinin bilinmesi, lezyon lokalizasyonlarında daha ayrıntılı bilgi verir. Bu nedenle karaciğer, vasküler yapılar göz önüne alınarak segmentlere ayrılmıştır.⁵ Gole Smith ve Woodburne 1957'de hepatik ven dağılımına göre, Couinoud 1957'de, Bismuth ise 1982'de hepatik ven ve portal ven dağılımına göre, karaciğeri segment ve subsegmentlere ayırmışlardır.⁶ Orta hepatik ven, İVK ve safra kesesini birleştiren düzlem ile karaciğer, sağ ve sol loblara ayrılır. Sol lob, sol hepatik ven ile mediyal ve lateral olarak ikiye ayrılır. Bu segmentler ise horizontal seyirli portal ven ile subsegmentlere ayrılırlar. Segment II ve segment III falsiform ligamentin solunda yer alırlar ve sol lobun lateral parçasını oluşturur. Segment IV falsiform ligamentinin sağındadır ve sol lobun mediyal parçasını oluşturur. Kraniyal parçası segment IVa olarak, kaudal parçası segment IVb olarak tanımlanır.

Sağ lob, anterior ve posterior subsegmentine sağ hepatik ven ile, süperiyor ve inferiyor subsegmentine ise portal ven ile ayrılır. Segment I (kaudat lob) karaciğerin posteriöründe yer alır. Mediyal ve lateral sınırlarını sırasıyla İVK ve ligamentum

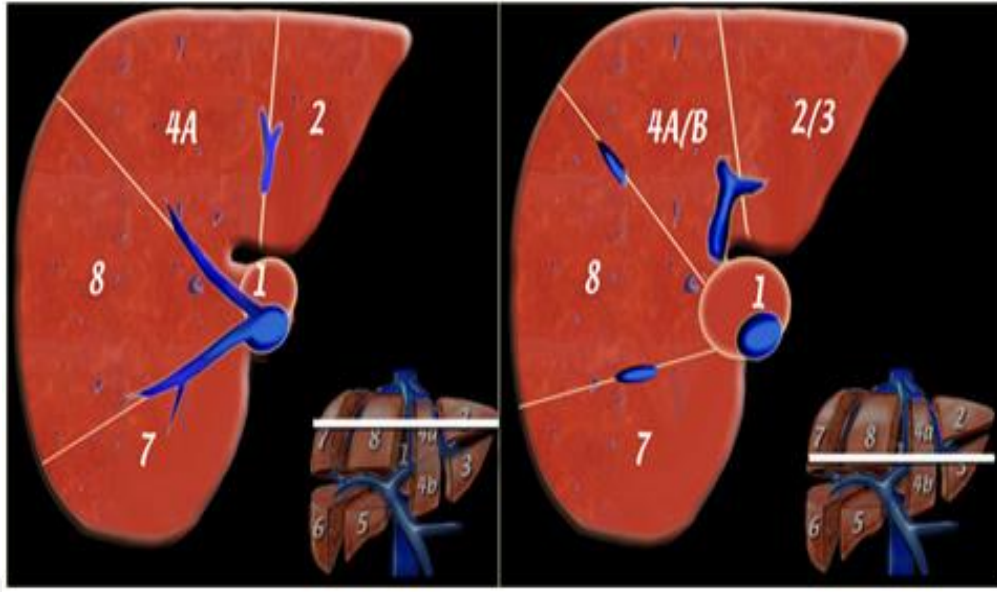
venozum oluşturur. Segment V sağ lob anterior-inferior subsegmenti, segment VI sağ lob posterior-inferior subsegmenti, segment VII sağ lob posterior-superior subsegmenti ve segment VIII de sağ lob anterior-superior segmenti olarak adlandırılır (şekil 1, 2 ve 3).⁵



şekil 1. Karaciğer segmentleri (1,2,3,4a,4b,5,6,7,8)



şekil 2. Karaciğer segmentleri (1,3,4b,5,6,7,8)



Şekil 3. Karaciğer segmentleri (1,2,3,4a,4b,7,8)

2.3. Karaciğerin Vasküler Anatomisi

Karaciğer perfüzyonunun yaklaşık % 30'u hepatik arter, % 70'i portal venle sağlanmaktadır. Hepatik arter, çölyak trunkustan köken alır.⁴ Portal hilusta sağ ve sol olarak iki dala ayrılır. Tekrarlayan dallanmalarla interlobüler arterler oluşur. İnterlobüler arterlerin bir kısmı portal yapıları besler, bir kısmı ise arteriyolleri oluşturarak direkt olarak sinüzoidlere dökülür.⁴

Süperiyör mezenterik ven, inferiyör mezenterik ven ve splenik venin birleşmesi ile portal ven oluşur. Portal ven, karaciğer hilusunda sağ ve sol ana dallarına ayrılır. Bu dallar da daha sonra tekrarlayan dallanmalar yaparlar ve interlobüler venleri ve sinüzoidlere dökülen venülleri oluştururlar. Sinüzoidler santral venleri, santral venler sublobüler venleri ve bunlar da hepatik venleri oluştururlar.

Hepatik venler ise İVK'ya dökülür.⁴ Karaciğerde tüm vücut lenfinin yaklaşık 1/2-1/3'ü üretilir. Lenfatik drenaj, portal hilustaki lenfatiklere, daha sonra da çölyak trunkustaki lenfatiklere olur. Bir kısım lenfatikler ise diyaframı geçerek arka mediasten lenf nodlarına dökülür.⁴

2.4. Fokal Karaciğer Kitleleri

Fokal karaciğer kitlelerini aşağıdaki gibi sınıflandırabiliriz:

1- Konjenital

- a. Unifokal kist (soliter veya basit kistler)
- b. Polikistik karaciğer hastalıkları

2- Neoplastik

- a. Primer Benign
 - Hemanjiyom
 - Fokal Nodüler Hiperplazi (FNH)
 - Adenom
 - Mezodermal tümörler (lipom, hamartam vs.)
- b. Primer Malign
 - Hepatoselüller Karsinom
 - Kolanjiyokarsinom
 - Lenfoma
 - Mezodermal tümörler (sarkom vs.)
- c. Metastatik tümörler

3- Enflamatuar

- a. Piyojenik abse
- b. Parazitik enfeksiyon
- c. Fungal abse

4- Travmatik

- a. Hematom
- b. Biliyoma
- c. Arteriyo-venöz fistül
- d. Psödoanevrizma

2.4.1. Hemanjiyom

Hemanjiyom, karaciğerin en sık görülen benign tümörüdür.⁷ Genellikle asemptomatik olup bazen çevre organlara bası, tromboz, kanama gibi komplikasyonlara neden olabilirler. Hemanjiyomlar ikiye ayrılır. Kapiller hemanjiyomlar 2 cm'den küçük, kavernöz hemanjiyomlar ise 3-5 cm çapında ya da daha büyük lezyonlardır. Hemanjiyomlar olguların % 50'sinde birden çok olup 6 cm'den büyük olanlar dev hemanjiyom olarak isimlendirilir. Hemanjiyomlar kan dolu damar yapılarıdır. Damarlar tek kat endotelle çevrilidir ve birbirlerinden ince fibröz septalarla ayrılırlar. Büyük

hemanjiyomlarda bazen küçük kanamaların iyileşmesine bağlı gelişmiş skar dokusu izlenebilir.⁸ US'de genellikle 3cm'den küçük, iyi sınırlı homojen ve hiperekoik görülürler. % 67-69 oranında hemanjiyomlar hiperekoik olup, bunların % 58-73'ü homojendir.⁹ Büyük lezyonlar ise santral skar nedeniyle heterojen olup lezyonların santrali hipoekoik olarak izlenir. Bu görünüm bazen metastazlarda da izlenebildiği için US ile ayırımı mümkün değildir.

Kavernöz hemanjiyomların BT'de dansitesi yaklaşık olarak 20-25 Hounsfield Ünitesi (HÜ) olup belirgin sınırlı ve çevre karaciğer parankimine oranla daha hipodens olarak görülürler. İnrtavenöz (İV) kontrast madde verildikten sonra lezyon periferinde erken arteryel fazda boyanma görülür. Kontrast tutulumu genellikle sentripedaldir. Yaklaşık 2. dakikadan sonra lezyonun santrali ile karaciger dansitesi aynı olur. Kitlenin tamamen karaciğer ile izodens olması, lezyon büyüklüğü ile ilgili olmayıp çoğunlukla kontrast madde verildikten 5-60 dakika sonra gerçekleşir. Tümör santralinde trombüs ya da fibrozis oluşmuşsa (dev hemanjiyomlarda olduğu gibi), geç alınan kesitlerde bile santral kesim kontrastlanmaz ve hipodens olarak kalır.^{9,10}

MRG'de T1A serilerde hipointens, T2A serilerde hiperintens olarak izlenirler. MR görüntülemeye 3 cm'den küçük hemanjiyomlar T2A serilerde homojen parlak görülürler.¹¹

Daha büyük hemanjiyomlarda skar ve kanama oluşabileceğinden heterojen sinyal intensitesinde görülebilirler. Hipervasküler metastazlar da T2A serilerde benzer parlak sinyalde olabilirler. Bu nedenle hemanjiyom şüphesi olan lezyonun kontrastlanmasının dinamik olarak incelenmesi daha uygun olur. Hemanjiyomlar genellikle periferik, nodüler ve kesintili (halka tarzında, kesintisiz periferik kontrastlanan metastazların tersine) kontrastlanma gösterirler. Küçük hemanjiyomlar ise erken fazda homojen kontrastlanır ve geç fazlarda da hiperintens kalırlar. Bu özelliklere sahip olan lezyonlarda MR görüntülemenin spesifisitesi neredeyse % 100'dür.⁸

2.4.2. Fokal Nodüler Hiperplazi (FNH)

FNH, karaciğerde hemanjiomdan sonra en sık görülen ikinci benign neoplazmdır. Düzgün sınırlı, keskin ve genellikle lobüle konturludur. FNH kapsülsüz bir lezyon olup, genellikle anormal safra kanallarından ve damarlardan oluşan santral skar içerir. Santral skar genellikle küçük ve düzenli olup, T2A serilerde hiperintensdir.¹²⁻¹⁵ Santral skar

interstisyel fazda daha belirgin olmak üzere düzenli kontrast tutulumu gösterir. 1,5 cm'den küçük lezyonlarda santral skar genellikle görülmezken, 5 cm'den büyük lezyonlarda ise parsiyel kontrast tutulumu gösterebilir.¹²⁻¹⁵ Hepatosit spesifik gadolinium ajanları ile geç fazda kontrastlanma gösterir.¹⁶

2.4.3. Adenom

Hepatik adenom, karaciğerdeki en sık görülen üçüncü benign neoplazmdır.¹²⁻¹⁵ Genellikle oral kontaseptif kullanan genç kadınlarda ve anabolik steroid kullanan genç erkeklerde karşımıza çıkar.¹²⁻¹⁵ Adenomlar genellikle düzgün konturludur ve nadiren malign transformasyon göstererek hepatosellüler karsinoma (HCC) dönüşürler.¹²⁻¹⁵ Lezyon içerisinde kanama alanları görülebilir. Lezyon içindeki kanama alanları subakut olduğunda, tüm kontrastsız T1A gradient eko (GE) sekanslarında hiperintens olarak izlenir.¹²⁻¹⁵ Eğer adenomlar yağ içeriyorsa in-phase GE sekansta hiperintens, out-of-phase GE veya yağ baskılamalı GE sekanslarda ise sinyal kaybı göstererek hipointens izlenir.¹²⁻¹⁵ Daha nadir olarak adenomlar interstisyel fazda yıkanma gösterebilir ve karaciğere göre hipointens hale gelebilirler.¹²⁻¹⁵ Adenomlar safra kanalı içermediğinden hepatosit spesifik gadolinium ajanlarını tutmazlar ve bu nedenle bu spesifik ajanlar FNH-adenom ayırıcı tanısında kullanılırlar.¹⁶

2.4.4. Kist

Karaciğerdeki en yaygın benign lezyondur.¹²⁻¹⁵ En sık basit kistler olarak karşımıza çıkar.¹²⁻¹⁵ Ülkemizde ekinokoklara bağlı parazitik kistler genellikle ayrışmış germinatif membran ya da kız veziküller gibi tipik görüntüleme bulguları ile karşımıza çıkar. Otozomal dominant polikistik böbrek hastalığı ve Von Hippel-Lindau hastalığı gibi bazı genetik hastalıklarda da karaciğerde çok sayıda kistler izlenir.

2.4.5. Kist Hidatik

Hidatik kistin etkeni Echinococcus granulosus adlı parazittir. Köpekler ana konak olup koyun, sığır ve insan ara konaktır. Kist hidatik vücutta en sık karaciğerde oluşur (% 75). Lezyonlar yıllarca asemptomatik kalabilir ve daha sonra insidental olarak saptanabilir. MR görüntülerde hidatik kistin kistik komponenti diğer kistlerle benzer

şekildedir. Çoğu vakada kist çevresinde T2A serilerde düşük sinyalli çeper görülür. Bu çeper perikiste karşılık gelir. Çeper görünümü ile multiloküle ve multikistik patern, kist hidatiğin ayırt edici özellikleridir. Ayrılmış germinatif membranlar hem T1A serilerde hem de T2A serilerde düşük sinyallidir.

2.4.6. Piyojenik Karaciğer Absesi

Karaciğerde apse bakteriyel, amebik ya da fungal enfeksiyonlara bağlıdır ve parankimde inflamatuvar hücrelerin lokalize koleksiyonuyla sonuçlanır. Soliter hepatik apseler genellikle kriptojenik olup predispozan neden bulunamaz.¹⁷ Multipl hepatik apseler ise genellikle safra yolu hastalıkları, altta yatan maligniteler, travma ve cerrahiye sekonder gelişir.¹⁷ Piyojenik karaciğer apselerinin yarısı polimikrobiyaldir.

En sık etken Escherichia coli olup diğer anaerobik ve aerobik mikroorganizmalar da görülebilmektedir.¹⁸ Erken tanı ile görüntüleme eşliğinde perkütan drenaj sayesinde piyojenik karaciğer absesi olan hastaların mortalite oranı ve cerrahi ihtiyacı azalmıştır. MR görüntülemesinde piyojenik abseler T1A serilerde hipointens, T2A serilerde hiperintens izlenir. Vakaların 1/3'ünde perilezyonel ödem olup T2A serilerde yüksek sinyalli görülür. Apse kavitesi homojen ya da heterojen görülebilir. Kontrast enjeksiyonu sonrası tipik olarak rim şeklinde boyanır.

2.4.7. Amebik Karaciğer Absesi

Amebik karaciğer absesi amebiazisin en yaygın ekstraintestinal komplikasyonudur ve amebik enfeksiyonlu hastaların yaklaşık % 8,5'inde görülür. Sadece klinikle amebik abse- piyojenik apse ayırımı oldukça güçtür. Bununla beraber amebik apseli hastalarda bulgular piyojenik apselere göre daha akuttur. Karın ağrısı ve diyare amebik hastalarda sık görülür.¹⁹ Amebisidal terapi genelde etkili olduğundan perkütan drenaja nadiren başvurulur. Amebik apseler, T1A ve T2A serilerde değişken sinyalli çepere sahip düzgün sınırlı lezyonlardır. Apse kavitesinde sinyal karaciğer parankimine göre hipointenstir. T2A serilerde lezyon homojen ya da heterojen hiperintens olup lezyon çevresinde ödem ile uyumlu daha yüksek sinyal özelliği gösterir. Santral nekroz alanda kontrast tutulumu izlenmez. Lezyon periferindeki inflamatuvar dokuda heterojen boyanma görülebilir.

2.4.8. Metastazlar

Karaciğerde en yaygın görülen malign tümörlerdir.¹²⁻¹⁵ Soliter veya multipl kitleler veya bazen de infiltratif lezyonlar şeklinde karşımıza çıkar. Metastazlar hipovasküler ve hipervasküler metastazlar olarak ikiye ayrılırlar.¹²⁻¹⁵ Hepatik arterial dominant fazda hipovasküler metastazlar normal karaciğere göre daha az kontrastlanırken, hipervasküler metastazlar normal karaciğere göre daha fazla kontrastlanırlar.¹²⁻¹⁵ En sık görülen hipovasküler metastazlar kolon karsinomları başta olmak üzere diğer gastrointestinal sistemin adenokarsinomları ve akciğer kanserlerinin metastazlarıdır.¹²⁻¹⁵ En sık görülen hipervasküler metastazlar ise nöroendokrin kanserler, melanom, tiroid kanserleri, meme kanseri, renal hücreli kanser ve sarkomlardan kaynaklanır.¹²⁻¹⁵

2.4.9. Rejeneratif Nodüller

Rejeneratif nodüller sirotik zeminde gelişen genelde 1,5 cm'den küçük lezyonlardır.²⁰⁻²³ Kontrastsız sekanslarda genellikle karaciğer parankimi ile izointenstir.²⁰⁻²³ Ancak zaman zaman bu nodüller artan demir içeriğinden dolayı kontrast öncesi sekanslarda düşük sinyalli olabilir. Zaman zaman da artmış protein içeriğinden dolayı T1A serilerde hiperintens olarak izlenebilir.¹² Rejeneratif nodüllerin perfüzyonunda portal ven baskın olup rejeneratif nodül kontrastlanması karaciğer parankimi ile benzerlik gösterir.¹²

2.4.10. Displastik Nodüller

Displastik nodüller benign nodüller olmasına rağmen HCC'ye transformasyon gösterebilirler. Displastik nodüller düşük ya da yüksek evreli olmak üzere ikiye ayrılır.^{12,20} Genellikle 1.5 cm'den küçük olup²¹⁻²³ kontrastsız serilerde sinyal özellikleri rejeneratif nodüller ile benzerlik gösterir.¹² Ancak yüksek evre displastik nodüller T2-ağırlıklı sekanslarda daha sıklıkla hiperintensdir. Displastik nodüllerin perfüzyonu değişken ve artan oranlarda hepatik arterlerden kaynaklanır.²⁰ Displazi derecesi ile arterial/portal kanlanma oranı da doğru orantılıdır.²⁰ 2 cm'den büyük yüksek dereceli displastik nodüllerin HCC'ye malign transformasyon gösterme olasılığı çok yüksek olduğundan bu lezyonlar öncelikle HCC olarak kabul edilebilir.

2.4.11. Hepatosellüler Karsinom

HCC, karaciğerde en sık görülen primer malignitedir.²⁰ En sık sebep gelişmiş ülkelerde alkole bağlı sirozken, gelişmekte olan ülkelerde viral hepatit ve buna bağlı sirozdur. HCC'ler soliter, multifokal ya da difüz paternde karşımıza çıkabilir.²¹⁻²³ HCC'ler yağ içeriğine göre out-of-phase ve/veya yağ baskılamalı GE sekanslarda sinyal kaybı gösterebilirken, kanama alanları içerdiklerinde ise T1-ağırlıklı GE sekanslarında yüksek sinyal özelliği gösterirler.¹³ Nekroz ya da hepatik-portal ven invazyonu yapabilirler.^{13,24} HCC'ler genellikle hipervaskülerdir.¹³ 1.5 cm'den küçük HCC'ler hepatik arterial fazda homojen boyanma gösterir. HCC'ler tipik olarak T2A serilerde hiperintens görülür. Enkapsüle HCC'lerde ise fibröz kapsüle bağlı T1A serilerde hipointens çeper izlenir.²⁵ Dinamik seriler lezyonun belirlenmesinde ve karakterizasyonunda oldukça önemlidir. Genelde lezyonlar arteriyel fazda hiperintens, portal venöz ve denge fazında ise yıkanma göstererek hipointens görülür.

2.4.12. Kolanjiokarsinom

Kolanjiokarsinom, HCC'den sonra en sık görülen ikinci primer malignitedir.²⁶⁻²⁸ Kolanjiokarsinomların periferik ve perihilar tipleri fokal karaciğer kitlesi şeklinde karşımıza çıkar.²⁶⁻²⁸ Primer sklerozan kolanjit, Caroli hastalığı ve koledok kisti, kolanjiokarsinom riskini artıran patolojilerdir.²⁶⁻²⁸ Kolanjiokarsinomlar fibrotik stroma içerirler.²⁶⁻²⁸ İnfiltratif perihilar lezyonlar ise safra yollarının düzensiz kalınlaşması ve geç fazda ise belirgin kontrast tutulumu ile karakterizedir.²⁶⁻²⁸ MRKP lezyonların lokalizasyonunu göstermekte özellikle faydalıdır.

2.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme

2.5.1. Fizik Prensipler

Manyetik rezonans görüntüleme, manyetik bir alanda, radyo dalgalarının vücuda gönderilmesi ve geri dönen sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi ile oluşur. Yumuşak doku çözünürlüğü en yüksek olan radyolojik görüntüleme tekniğidir. 1946 yılında Bloch ve Purcell tarafından tanımlanmış olup, Lauterbur tarafından ilk defa 1973 yılında görüntüleme yöntemi olarak kullanılmıştır.²⁹

Atomların çekirdek yapıları proton ve nötron denilen nükleonlardan oluşur. Bütün

nükleonlar sabit olmayıp kendi etrafında spin hareketi denilen dönüşler yaparlar. Bunun sonucunda ise nükleonlar doğal bir manyetik alan oluştururlar.²⁹ Çekirdekdeki nükleonların sayısı çift olduğunda birbirlerinin spin hareketlerini nötrleyerek dizilim gösterirler. Ancak nükleon sayısı tek olduğunda atomlarda net bir manyetik dipol hareketi ortaya çıkar. MR görüntülemeye hidrojen atomu (H+) kullanılmasının sebebi tek sayıda nükleon içermesi ve biyolojik yapılarda çok miktarda bulunmasıdır. Normal dokularda rastgele dağılmış olan H+ dipollerini güçlü bir manyetik alana yerleştirdiğimizde, dış manyetik alana paralel ve antiparalel dizilim gösterirler. Paralel dizilim daha az enerji gerektirdiğinden, atomlar daha çok paralel dizilim gösterirler ve böylece net manyetik vektör ana manyetik alana paralel olur.²⁹⁻³⁰ Buna longitudinal manyetizasyon denir. Protonlar spin hareketine devam ederken, aynı zamanda dış manyetik alanın gücü ile orantılı olarak bu manyetik vektörün aksı etrafında salınım (precession) hareketi yaparlar. Salınım hareketinin frekansı Larmour denklemi ile belirtilmiştir.

$$f = g \cdot B_0$$

$$f = \text{salınım frekansı } (\mu\text{Hz/sn}) \quad g = \text{gyromanyetik sabite } (\mu\text{Hz/Tesla})$$

$$B_0 = \text{manyetik alanın gücü (Tesla)}$$

İnsan vücudunu protonlardan oluşan bir kütle olarak düşünürsek, hidrojen en çok bulunan ve gyromanyetik oranı en yüksek olan protondur. Bu sebepten dolayı H atomu MRG sinyalinin doğal kaynağıdır.³⁰ Dokunun net manyetik vektörü (longitudinal manyetizasyon) dış manyetik alana paralel olduğundan dolayı sinyal alamayız. Sinyal alabilmek için manyetik vektörün 90° radyofrekans (RF) pulsu ile transvers plana yatırılmış olması gerekmektedir. RF pulsu ana manyetik alan gücünde ve dokuya özgü olan Larmour frekansı ile uygulanır.¹²⁶ Oluşan bu yeni durum transvers manyetizasyon olarak adlandırılır ve RF pulsu kesildiğinde protonlar önce sahip olduğu düşük enerjili durumlarına dönmeye başlarlar. Bu arada protonların faz uyumu transvers manyetizasyon sağlandığında bozulmaya başlar ve longitudinal manyetizasyon tekrar artar. Bu değişime ‘free induction decay = FID denir ve sinyal kaydı bu anda gerçekleştirilir. Alıcı sargılar tarafından algılanan sinyaller alternatif akıma, daha sonra ise bilgisayar yardımıyla görüntüye dönüştürülmektedir.^{29,30} 90° RF pulsu verildikten

sonra, ana manyetik alan yönünde olan longitudinal manyetizasyonun % 63'ünün tekrar kazanılması için gereken süreye T1 relaksasyon zamanı denir ve bu süre ana manyetik alanın gücü ile dokuların özelliklerine göre değişim göstermektedir. T1 süresi hızlı olan dokular (yağ gibi) parlak (hiperintens) izlenirken, T1 süresi uzun olan dokular ise, beyin omurilik sıvısı (BOS) gibi, düşük intensitede (hipointens olarak) görülürler.²⁹ 90° RF pulsu verildikten hemen sonra transvers manyetizasyonun gücü, 90° pulstan önceki longitudinal manyetizasyonun sahip olduğu güce eşittir. Bu sırada protonlar arasında bir faz uyumu (in phase) oluşmaktadır. RF pulsu kesildikten sonra ise protonlar arası etkileşimler sonucunda faz uyumu bozulur ve faz kaybı (out of phase) oluşur. Transvers manyetizasyonun azaldığı ve başlangıç değerinin % 37'si seviyesine inmesine kadarki süreye T2 relaksasyon zamanı denir. T2 süresi iç manyetik alan inhomojenitelerinden etkilenirken dış manyetik alan gücünden bağımsızdır. Gerçek T2 süresi ise yalnızca dokuların fiziksel özelliklerinden etkilenmektedir. Dış alan manyetik inhomojenitelerinden ve dokuların fiziksel özelliklerinden kaynaklanan relaksasyona T2* relaksasyon adı verilir.^{29,30}

2.5.2. Manyetik Rezonansta Görüntüleme Oluşturma

2.5.2.1. MRG'de Kesit Alınması ve Rekonstrüksiyon

MRG'de veri toplama ve görüntü oluşturulmasında daha çok Fourier transformasyonu (FT) yöntemi kullanılır. Bu tekniğin aşamaları şu şekildedir:

- 1) Vücut inceleme için ana manyetik alana yerleştirilir.
- 2) Kesit alınması istenen düzleme dik açıyla kesit belirleme gradyenti uygulanır ve bu şekilde kranial ve kaudal mesafe arasında manyetik alan gücü sağlanır ve her bölgede farklı rezonans frekansı oluşur.
- 3) Kesit alınacak düzlemdeki manyetik alan gücü kadar (Larmour denklemine göre) RF sargıları ile bir puls gönderilir ve bu şekilde sadece istenen kesit alanındaki protonların uyarılması sağlanır. kesit yeri pulsun frekansı tarafından, kesit kalınlığı ise bant genişliği tarafından belirlenmiş olur.
- 4) Uyarım kesildikten sonra, algılayıcı sargılar ilgili kesitteki protonların rezonansından oluşan sinyalleri toplar.
- 5) Algılayıcı sargılar tarafından toplanan ham sinyaller, daha önceden seçilmiş frekans ve faz eksenlerine yerleştirilir ve Fourier transformasyonu denilen bir dizi

bilgisayar işlemine tabi tutulur. Bu şekilde görüntü oluşur.²⁹

2.5.2.2. K Alanı

Dokulardan gelen MR sinyallerinin Fourier transformasyondan sonra spasyal (uzaysal) frekanslarına göre kodlanıp yerleştirildiği yere K alanı denir. K alanı bir kavramdır ve görüntüsü gerçek MR görüntüsünden farklıdır. K alanında, y ekseninde faz kodlama, x ekseninde ise frekans kodlama gradiyentlerinden alınan sinyallerin frekanslarına göre yerleri belirlenir. K alanında merkezde toplanan sinyaller düşük uzaysal frekanslı sinyallerdir ve kontrast rezolüsyonundan sorumludurlar. Çevrede toplananlar sinyaller ise yüksek frekanslıdır ve bu sinyaller geometrik rezolüsyondan sorumludurlar. K-alanının tüm noktaları görüntünün her noktasına etki etmektedir. K-alanı, faz kodlama gradiyentlerinin sayısının ya da aralıklarının arttırılması ile büyütülebilir. K- alanının büyümesi görüntünün geometrik rezolüsyonunu arttırır.²⁹

2.5.2.3. Frekans Kodlama ve Faz Kodlama Gradientleri

Frekans kodlama gradiyenti, kesit belirleme gradiyentine dik, kesite paralel konumdadır ve ilgili kesitte paralel sinyalin vokselini belirler. Böylece kesit içinde farklı gradiyentler oluşur. Ancak sıraların belirlenmesi ve matriksin oluşturulması için sinyalin hangi sıralardan kaynaklandığı da bilinmelidir. Bu yüzden üçüncü bir boyut olarak kesit belirleme ve frekans kodlama gradiyentlerine dik başka bir gradiyent uygulanır. Buna faz kodlama gradiyenti denir.²⁹

2.5.3. MRG’de Kullanılan İnceleme Sekansları

MRG’ de kullanılan 4 ana puls sekans bulunmaktadır:

- Saturation Recovery (SR)
- Spin Echo (SE)
- Gradient Echo (GE)
- Inversion Recovery (IR)

2.5.3.1. Saturation Recovery (SR)

90° RF uygulamasının ardından FID sinyallerinin toplanmasıyla oluşturulur. TR

süresine bağlı olarak farklı görüntüler elde edilir. TR kısa olduğunda T1A seriler elde olunurken, TR uzun olduğunda proton ağırlıklı seriler elde olunur.

2.5.3.2. Spin Eko (SE)

Günümüzde MRG' de en yaygın kullanılan sekanstır. 90° pulslar arasında geçen zaman TR (time to repetition = repetition time), 90° pulstan maksimum eko sinyali alana kadar geçen zaman ise TE (time to echo = echo time) olarak adlandırılır. Önce transvers manyetizasyonu sağlamak için 90° RF pulsu uygulanır. Daha sonra TE değerinin yarısı kadar beklendikten sonra 180°'lik ikinci bir puls daha uygulanır. TE süresi sonunda oluşan eko sinyalleri toplanır. Bu işlem TR süresi kadar sonra tekrarlanır. Faz kodlama yönünde her bir sıra için bu işlem tekrar uygulanır. TR ve TE değerleri değiştirilerek görüntülerin T1, T2 ve proton ağırlığı kontrol edilir. TR değeri görüntünün T1 ağırlığından sorumludur. TR düşük tutulduğunda T1 relaksasyonu hızlı olan dokular maksimum longitudinal manyetizasyona ulaşacağı için, dokuların anatomik detayı fazla olacak ve görüntü T1 ağırlıklı olacaktır. TR uzatıldığında görüntüde ise proton yoğunluğuna göre sinyal artışı gösterecek ve proton dansite ağırlıklı görüntüler elde edilmiş olacaktır. TE değeri ise görüntünün T2 ağırlığından sorumludur ve doku karakterizasyonu açısından önem teşkil eder. TE süresi uzadıkça dokulardaki longitudinal manyetizasyon tamamlanacağı için sinyal / gürültü oranı azalacak ve bu şekilde anatomik detaylar azalmış olacaktır.³⁰

T1 ağırlıklı görüntülerde TR (700 msn'nin altında) ve TE kısa (30 msn'nin altında) tutulur ve BOS hipointens, yağ dokusu ve kontrast madde tutan dokular hiperintensir. PD (proton dansite) görüntülerde ise TR uzun (2000 msn'nin üzerinde), TE ise kısa (30 msn'nin altında) tutulur. BOS hipointensir. Yumuşak dokuların kontrastı göreceli olarak düşük olarak gözlenir.

T2 ağırlıklı görüntülerde TR (2000 msn'nin üzerinde) ve TE uzun (70-80 msn'nin üzerinde) tutulur. BOS ve birçok patolojik sinyal hiperintens görülürler. T2 ağırlıklı seriler patolojiyi saptamada daha duyarlıdır.

2.5.3.3. Inversion Recovery (IR) Sekansı

SE'dan farkı önce 180° puls verilerek longitudinal manyetizasyonun vektörel yönün tersine çevrilmesidir. TI (time to inversion = inversion time) kadar geçen süre

sonra 90° puls uygulanmaya başlanır. İlk 180° pulstan sonra longitudinal manyetizasyon [her doku için farklıdır (null point)], pozitif, sıfır veya negatif yönde iken, sonraki 90° pulsa yakalanabilir. Sıfırken yakalandığında o dokunun T1 değerinin % 69'una eşittir ve o dokudan sinyal alınmaz. Böylece T1 süresi belli bir dokunun null point değerine uygun seçilerek, o dokunun görüntüsünün baskılanması sağlanmış olur.

T1 kısa tutulduğunda (300 ms'nin altında) yağ dokusundan gelen sinyaller baskılanarak yumuşak dokulardaki patolojik sinyaller ortaya çıkarılmış olurlar (short time inversion recovery = STIR sekansı). T1 ve TR değerlerinin uzun tutulmasıyla sıvılar baskılanır (fluid attenuated inversion recovery = FLAIR sekansı).³⁰

2.5.3.4. Gradyent Eko Sekansı (GE)

MRG süresinin kısaltılmasına yönelik olarak geliştirilmiş sekanslardır. 90°'lik puls yerine daha küçük açılı (flip angle = FA) RF pulsu uygulanır. 180°'lik puls yerine ise gradyent çeviriciler konulmuştur. Sinyal yoğunluk ve kontrastını TR, TE ve FA değerleri belirlemektedir. 90 dereceden küçük açılardaki RF pulslar arasındaki süre TR, FA ile maksimum eko sinyali arasındaki süre ise TE'dir. FA ve TE görüntülerin T1, T2 ve proton ağırlığını belirlemektedir. GE sekansı, transvers manyetizasyon, manyetik alan inhomojenitesinden etkilendiği için, relaksasyon zamanı T2'den kısadır.

T1 ağırlıklı görüntüler oluşturmak için FA 45°'nin üzerinde, TE 30 ms'nin altında; T2 ağırlıklı görüntüler oluşturmak için ise FA 20°'nin altında, TE 60 ms'nin üzerinde tutulmalıdır. FA 20°'nin altında, TE kısa tutulduğunda ise görüntüler PD (proton dansite) ağırlıklı olmaktadır.²⁹

2.5.3.5. Hızlı Görüntüleme Sekansları

Konvansiyonel SE (spin eko) incelemelerde sürenin uzun olması, hareket artefaktlarının fazla olması ve tekniğin yetersiz kalmasından dolayı, hızlı yöntemlerin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bunun sonucunda GE ve SE T2 ağırlıklı sekanslarından modifiye edilen sekanslar kullanılmaya başlanmıştır.

Fast Gradient Echo: Standart GE sekansların modifikasyonu ile elde edilmektedir. İki ana grupta toplanır:

2.5.3.6. Steady State Coherent Teknikler

Sinyal oluşumunda longitudinal ve transvers manyetizasyon komponentlerinin her ikisi birlikte kullanılır. Bunun için steady state (SS) etkisinden faydalanılır. Kısa TR değerleri kullanıldığından (incelenen dokunun T2 değerinden kısa) dolayı, doku transvers relaksasyonunu tamamlayamaz ve ortamda longitudinal manyetizasyonla birlikte sürekli bir halde transvers manyetizasyon da bulunur. Bu duruma SS etkisi denir. Böylece T2 süresi uzun dokuların daha fazla sinyal vermesi sağlanmış olur. Farklı firmaların cihazlarında farklı isimler ile adlandırılırlar. FIESTA (Fast Imaging Employing Steady State Acquisition), GRASS (Gradient Recalled Acquisition at Steady State), FISP (Fast Imaging with Steady State Precession), GFE (Gradient Field Echo), FFE (Fast Field Echo) bu isimlerden bazılarıdır.²⁹

2.5.3.7. Steady State Incoherent Teknikler

Görüntü oluşumu sırasında, ardışık RF pulsları arasında gelişen longitudinal manyetizasyondan faydalanılmaktadır. Bu teknik sayesinde steady state gelişimi engellenerek hızlı T1 ağırlıklı GE görüntüler elde edilebilir. Her RF pulsunun önce baskılayıcı (spoiling) gradiyent uygulanır ve rezidüel transvers manyetizasyonlar elimine edilmeye çalışılır. FLASH (Fast Low Angle Shot), SPGR (Spoiled GRASS), CE-FFE-T1 (Contrast Enhanced Fast Field Echo with T1 Weighting), GFE Gradient Field Echo) gibi çeşitli adları vardır.

2.5.3.8. Magnetization Prepared GE (MP-GE)

Hızlı GE sekanslarında doku kontrastı düşük olduğu için sekans öncesi hazırlayıcı pulslar düşünülmüştür. Böylece T1A ve T2A serilerin kontrastları artırılır. T1 kontrastının artırılması için 180° nonselektif hazırlayıcı puls verilir ve doku manyetizasyonu tersine çevrilir (inversiyon). İnversiyon süresinden sonra GE sekansı uygulanmaktadır. T2 kontrastında 90°/180°/90° puls kombinasyonları uygulanmaktadır. Bu sekans farklı cihazlarda farklı isimlerle anılmaktadır: Turbo FLASH (Turbo Version of Fast Low Angle Shot), FGR (Fast GRASS), FS (Fast Scan), RS (Rapid Scan).²⁹

2.5.3.9. Hızlı Spin Eko (Fast Spin Echo (FSE), Turbo Spin Echo (TSE))

Konvansiyonel SE'den temel farkı; 90° 'lik RF pulsundan sonra K alanının birden fazla faz çizgisinin doldurulması ile oluşmasıdır. Fast Spin Eko (FSE), Turbo Spin Eko (TSE) ve Rapid Acquisition Relaxation Enhancement (RARE) adları ile tanımlanan bu teknik aslında SE sekansıdır, ancak K alanının matematiksel analizi bakımından konvansiyonel SE sekansından farklıdır.

Konvansiyonel SE'de her TR süresi kadar satır taranırken, faz kodlama matriksi kadar TR tekrar edilir. Böylece gerekli süre = TR x faz kodlama matriksi x NEX olarak belirlenmektedir. Hızlı SE'de ise Echo-Train Length (ETL = Turbo faktör) olarak isimlendirilen bir parametre vardır ki her TR süresinde K alanında taranan satır sayısını göstermektedir. Bu sayı 2-32 arasında değişkenlik göstermektedir.

Hızlı SE'de ETL değeri uzun tutulursa tetkik süresi kısalır ve T2 kontrastı artar, ancak sinyal/gürültü oranı, görüntü netliği ve kesit sayısı azalmaktadır. Bir diğer problem ise fazla sayıda 180° 'lik RF puls uygulaması nedeniyle artmış RF birikimi ve manyetizasyon transfer etkisidir.

2.5.3.10. Single-Shot Fast Spin Echo (SSFSE)

Esas olarak FSE ile aynıdır. Kısa süre içerisinde birkaç 100 ms'n'de yeterli kalitede görüntüler elde edilmektedir. MR myelografi, MR kolanjyografi, MR ürografi, sık kullanım alanlarıdır.

2.5.3.11. HASTE (Half-Fourier Acquisition Single-Shot TSE)

Bu teknikte K alanı Half - Fourier metoduyla doldurulmaktadır. Çekim süresi daha kısadır ancak T2 ağırlığı daha düşüktür. MR ürografi uygulamalarında renal parankimi daha iyi göstermesi nedeniyle tercih edilir.²⁹

2.5.3.12. Turbo Inversion Recovery

Bu sekansta inversiyon pulsu verilir ve uygun bir TI süresi kadar beklendikten sonra 90° eksitasyon pulsu uygulanır. Daha sonra 180° RF puls serisi tekrar uygulanır. Sonuç olarak hızlı STIR tekniği elde edilmiş olmaktadır. Kas-iskelet sistemi görüntülemesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Uzun TE ve uzun TI kullanıldığında

ise BOS sinyali baskılanır böylece FLAIR sekansı elde edilir.²⁹

2.5.3.13. Ekoplanar Görüntüleme (Echo Planar Imaging = EPI)

Klinik olarak en hızlı ve kullanışlı MR görüntüleme yöntemidir. Diğer yöntemlerden en önemli farkı kesit görüntülerinin tek RF pulsuyla oluşturulmasıdır. Görüntüleme süresi birkaç saniye olacak düzeydedir. En önemli dezavantajı ise görüntülerin geometrik rezolüsyonunun ve sinyal/gürültü oranının düşük olmasıdır. EPI’de hem SE hem de GE teknikleri mevcuttur. SE-EPI’de RF pulsundan sonra 180° pulsuyla spinler faz konumuna getirilir ve sinyal oluşumu sağlanır. GE-EPI’de ise ilk RF pulsundan sonra, gradiyent kullanılarak spinler tekrar odaklanır ve sinyal elde olunur. Görüntü kontrastı T2* ağırlıklıdır ve manyetik alan inhomojenitelerine duyarlıdır. EPI’de ayrıca endojen ve ekzojen kontrast maddeler verilerek fonksiyonel incelemeler de yapılabilmektedir. Perfüzyon ve difüzyon çalışmaları başta olmak üzere MR floroskopi ve sine kardiyak incelemeler EPI ile yapılabilmektedir.²⁹

2.5.3.14. GRASE (Gradyent ve Spin Eko)

Gradyent ve SE sekanslarının birleştirilmesiyle elde edilir. Refoküs işlemi uygulanmış bir SE ile refoküs işlemi uygulanmış bir GE’den gelen bilgilerin birleştirilmesiyle görüntüler daha az RF pulsu ile daha hızlı elde edilmektedirler. Dezavantajları kimyasal shift ve manyetik suseptibiliteye daha duyarlı olmasıdır.²⁹

2.5.3.15. Manyetizasyon Transfer (MT)

Bu görüntüleme sekansında, işlemlerden hemen önce geniş bantlı bir satürasyon pulsu uygulanır ve sinyale katkısı az olan bağlı proton havuzu satüre edilir. MT etkisiyle kas ve beyin gibi solid dokulardan gelen sinyal parsiyel olarak suprese edilir. Bu yöntem MR anjiyografide zemini suprese etmek için ve beyinde kontrastlı T1 görüntülemelerde kullanılır. Özellikle bağlı protonların miktarı fazla olan dokuların (serebral beyaz cevher) sinyali baskılanarak kontrast tutan lezyonların görülebilirliği artırılır.²⁹

2.5.4. Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DAG)

DAG, doku su moleküllerindeki protonlarda hızlanmış ya da azalmış mikroskopik difüzyon hareketlerinin ölçümüne dayanan fonksiyonel bir MR görüntüleme tekniğidir. Görüntüler kısa sürede ve kontrast maddeye gerek duyulmadan elde edilir.

Difüzyon, doku içerisindeki su moleküllerinin kinetik enerjileri sayesinde rastgele hareketleri olarak tanımlanır. Çevre yapılar da sınırlayıcı yoksa bu hareket her yöne rastlantısal bir şekilde devam eder. Bu tür difüzyona izotropik difüzyon denir. Hücre zarı gibi sınırlayıcı yapıların varlığında difüzyon hareketleri yöne bağlı olmak zorundadır. Bu tür difüzyona ise anizotropik difüzyon adı verilir. Difüzyon MR incelemede kullanılan teknikler şu şekildedir:

- **DAG:** Görüntü oluşumunda difüzyonun yönü ve büyüklüğünün yanı sıra, T2 sinyalinin de rol aldığı yöntemle verilen isimdir. Uygulanan gradiente paralel olan liflerde difüzyon hızlı iken, gradiente dik olanlarda difüzyon kısıtlıdır. Genel değerlendirmelerde bu etkinin bilinmesi önem taşır.

- **Trase DAG:** Her yöndeki (x,y,z) difüzyon vektörlerinden elde edilen sinyallerin ortak bir sinyale dönüştürülmesi esasına dayanır. Bu yöntem ile yön bağımlılığı ortadan kalkar. Sinyali oluşturan difüzyonun büyüklüğü ile T2 sinyalidir.

- **GDK-Görünürdeki Difüzyon Katsayısı (ADC-Apparent Diffusion Coefficient) :** Eko -planar difüzyon MRG incelemede matematiksel GDK değerleri iki ana yöntemle ölçülmektedir:

Birinci yöntem Stejskal-Tanner formülüdür, ikincisi ise GDK haritası üzerinden yapılan doğrudan ölçümdür. Her ikisinde de ilk olarak istenilen bölge ve bölgelerde ROI (region of interest) ve/veya piksel lens ölçümleri alınır. ROI genişliği daire şeklinde, diktörtgen ya da irregüler olarak uygulanabilir. Piksel lens 1-16 arasında olabilir. Bu ölçümlerden sonra GDK değerini bulmak için Stejskal-Tanner formülünden ya da GDK haritası piksel değerinden hesaplama yapılır.³¹

Stejskal-Tanner formülü şöyledir: $GDK = -(1/b) \ln (S/S_0)$.

İkinci yöntem olan GDK haritasında piksel değerinden doğrudan hesaplama çok daha basit ve güvenlidir. Difüzyon görüntüleme protokolündeki otomatik GDK haritaları bunu sağlamaktadır. Difüzyon ağırlıklı görüntüler için çok hızlı sekanslar kullanılmalıdır. Günümüzde en yaygın olarak Single Shot EPI sekansı kullanılmaktadır. SE sekansa, 180 derece RF pulsu öncesinde ve sonrasında güçlü bir gradient puls çifti

eklenmesi sonucunda difüzyon duyarlılığı oluşturulur. EPI SE T2 sekansında ise eşit büyüklükte fakat ters yönde bir gradient puls çifti eklenir. Birinci gradient pulsu, doku su molekülündeki protonlarda faz dağılımı (dephase), ikincisi ise faz toplaması (rephase) oluşturmak içindir. Bu puls çiftleri arasındaki dönemde, hareketi kısıtlanmış protonlar (kısıtlanmış difüzyon) birinci pulsta defaze spinleri, ikincisinde ise refaze spinleri oluşturarak yüksek sinyal verirler. Hareketli protonlar ise ikinci pulsta tamamen refaze olamazlar ve sinyal kaybı gerçekleşir. Sonuç olarak difüzyon ağırlıklı görüntülemelerde serbest, hızlı difüzyon gösteren dokular düşük sinyalli yani hipointens, difüzyon kısıtlılığı gösteren dokular ise yüksek sinyalli yani hiperintens izlenecektir.³² İn vivo olarak difüzyon katsayısının ölçümü ise birçok faktör tarafından etkilenmektedir. Difüzyonu etkileyen faktörler kapiller perfüzyon, ısı, dokudaki manyetik duyarlılık ve hareket olup bu yüzden difüzyon katsayısı yerine, daha çok görünürdeki difüzyon katsayısı (Apparent Diffusion Coefficient = ADC) terimi kullanılmaktadır.³²

Farklı moleküler yapıdaki dokuların bulunduğu hava, kemik gibi alanlarda difüzyon görüntülemelerde artefaktlar daha sık karşımıza çıkar. Difüzyon görüntülemelerde sık karşılaşılan sorunlar hareket artefaktları, duyarlılık farklılıklarına bağlı sinyal kayıpları ve tam lineer olmayan gradiyentlerin oluşturduğu artefaktlardır. Sinyal/gürültü oranı (SGO) ve rezolüsyonu arttıran, çekim süresini azaltan tekniklerden yararlanarak bu artefaktları azaltmak mümkündür.

DAG'nin başlıca kullanım alanı, ciddi mortalite-morbiditeye neden olan inmenin görüntülenmesidir. DAG'nin uygulamalarının büyük kısmı santral sinir sistemi ile ilgilidir. Ancak son yıllarda servikal lenfadenopatilerde benign/malign ayrımı, temporal kemikte primer kolesteatoma, prostat karsinomu, femur başı avasküler nekrozlarının saptanması, kemik iliği ve karaciğer patolojilerinin tanısında difüzyon MRG'nin etkin rol oynadığı bildirilmiştir.³³⁻³⁴

3. MATERİYAL ve METOD

Çalışmamız için etik kurul onayı alınmış olup, Ocak 2014 – Temmuz 2016 tarihleri arasında Sağlık Bilimleri Üniversitesi Adana Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesinde farklı polikliniklerden istenen 637 adet üst batin dinamik MR görüntüleme incelendi. Hastaların MR görüntülemesi hastanemiz Radyoloji Kliniği'nde 1.5 T MR cihazında (General Electric Optima 360, Milwaukee-ABD, 2014) 16 kanallı phase array coiller kullanılarak yapıldı. Tüm hastalara aksiyel FIESTA (parametreler TE: 1 ms, TR: 3 ms, FOV: 36-48 cm, NEX: 4), Koronal T2 SSFSE (TE: 70 ms, TR: 657 ms, FOV: 36-48 cm, NEX: 4), Aksiyel T2 PROPELLER (TE: 112 ms, TR: 7500 ms, FOV: 36-48 cm, NEX: 4, Echo Train Length: 36) sekansları uygulandı (Tablo 1).

FIESTA sekanslarda kesit kalınlığı 5 mm, kesitler arası boşluk 1 mm, koronal T2A SSFSE sekanslarda 5 mm, kesitler arası boşluk 1 mm, aksiyel T2A sekanslarda kesit kalınlığı 5 mm, kesitler arası boşluk 1 mm olarak uygulandı. Çekim süreleri FIESTA sekanslarında 20 saniye, koronal SSFSE'de 18 saniye, T2A FSE PROPELLER sekansında ise 90 saniyeydi. FIESTA, T2A-FSE ve koronal SSFSE görüntüler alındıktan sonra, dinamik incelemeye geçildi. Dinamik incelemelerde Gd türevi ilaçlar 0,1 mmol/kg dozunda intravenöz olarak kullanıldı. Kontrast madde enjeksiyonunu takiben 15 s sonra arteriyel faz, 45 s sonra portal faz ve 2 dakika sonra da hepatik venöz faz görüntüler alındı. Gerek duyulan olgularda hepatosit spesifik ajanlarla 20. dakikada hepatobilier faz görüntüleri alındı.

Tablo 1. MRG'de kullandığımız teknik parametreler

PARAMETRELER	SSFSE T2A koronal	PROPELLER FSE 2A Aksial	FIESTA T2A Aksial
Edinme şekli	Solunum tutmalı	Serbest solunumlu	Solunum tutmalı
Yağ baskılama	-	+/-	+/-
Repetition time (TR)	657	7500	3
Echo time (TE)	70	112	1
b-value (s/mm ²)	-	-	-
Kesit kalınlığı (mm)	5	5	5
Kesit aralığı (mm)	1	1	1
Field of view (mm)	360-480	360-480	360-480
Matrix	288x192	288x224	288x192

Çekim sonrası görüntüler bir asistan ve iki uzman radyolog tarafından değerlendirildi. Okuyucular karaciğerde saptadıkları lezyonları sinyal özelliğine göre 1'den 5 numaraya göre numaralandırdılar. Lezyonlar, karaciğer parankimine kıyasla, aşağıdaki sinyal özelliklerine göre numaralandırılarak sınıflandırılmıştır:

Hipointens lezyonlar: 1

İzointens lezyonlar: 2

Hafif hiperintens lezyonlar 3

Orta derecede hiperintens ancak BOS/safra kesesi sinyaline göre daha az parlaklık gösteren lezyonlar: 4

Belirgin hiperintens olup BOS / Safra kesesi ile eş sinyal özelliğinde olan lezyonlar: 5

Okuyucular tetkikin sadece T2 ağırlıklı sekanslarına bakıp sinyal parlaklığına göre 1'den 5'e kadar numara verdiler.

Tüm sekanslarda sıvı sinyali özelliğinde olup dinamik serilerde kontrastlanma göstermeyen lezyonlar basit kist için tipik kabul edildi. Dinamik kontrastlı görüntülerde periferden santrale doğru ilerleyen nodüler kontrastlanma hemanjiyom için tipik kabul edildi. Tipik kontrastlanma paterni göstermeyen lezyonlara ise en az 6 aylık takip sonrası hemanjiom tanısı kondu. Kist hidatik tanısında ise T2A görüntülerde belirgin hipointens çeper varlığı, kist içerisinde kız veziküllerin ve membranların görülmesi ve USG korelasyonu, tanı kriteri olarak kabul edildi. Metastazlarda komplet ya da inkomplet çeper tarzında kontrastlanma paterni, PET/BT bulguları veya histopatolojik verifikasyon, tanı kriteri olarak kabul edildi. Karaciğer HCC olgularında ise dinamik serilerde wash-out paterni, laboratuvar/klinik bulgular ya da histopatolojik inceleme, tanı kriteri olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

Verilerin istatistiksel analizinde IBM SPSS Statistics Version 20.0 paket programı kullanıldı. Kategorik ölçümler sayı ve yüzde olarak, sayısal ölçümler ise ortalama ve standart sapma (gerekli yerlerde ortanca ve minimum - maksimum) olarak özetlendi. Sayısal ölçümlerin normal dağılım varsayımını sağlayıp sağlamadığı Shapiro Wilk testi ile test edildi. Gruplar arasında sayısal ölçümlerin karşılaştırılmasında bağımsız gruplarda T testi kullanıldı. Her T2 sekansında ikili değerlendiriciler arasındaki uyum Kappa istatistiği ile elde edildi. Her T2 sekansında tüm değerlendiriciler arasındaki uyum ve tüm T2 sekanslarındaki tüm değerlendiriciler arasındaki uyum sınıf içi korelasyon katsayısı (Intraclass Correlation Coefficient) ile elde edildi. Tüm testlerde istatistiksel önem düzeyi 0.05 olarak alındı.

SPSS referansı: IBM Corp. Released 2011. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. Armonk, NY: IBM Corp.

Hastanemizde dinamik üst batın MRG incelemesi gerçekleştirilen 637 hastadan toplam 173'ü çalışmamıza dahil edildi. Çalışmaya dahil edilen lezyon sayısı ise 301 idi. Hastaların 63'ü (% 36) erkek, 110'u (% 64) kadındı (Tablo 2). Hastaların yaşları 19-90 yıl (yaş ortalamaları: 52,9 yıl) arasında değişmekteydi. Hastaların 40'ında (% 13,3) malign lezyon, 261'inde (% 86,7) ise benign lezyon saptandı. Lezyonların çapları 5 mm ile 170 mm arasında değişmekte olup ortalama çap 22,7 mm olarak ölçüldü. Çalışmamıza 5 mm altındaki lezyonlar dahil edilmedi.

Tablo 2. Cinsiyete göre fokal karaciğer lezyonlarının dağılımı

	Adet	Yüzde (%)
Kadın	110	64
Erkek	63	36
Toplam	173	100,0

Çalışmaya aldığımız bireylerin lezyonlarını, karaciğer lokalizasyon dağılımına göre incelediğimizde en fazla lezyon sayısı segment 6'da (% 25,2) ve segment 7'de (% 24,6) görülürken, en az ise segment 3'te (% 2,3) görüldü. Segment 1'de ise lezyon saptanmadı (Tablo 3).

Tablo 3. Fokal karaciğer lezyonlarının segmentlere göre dağılımları

		SAYI	YÜZDE (%)
SEGMENT	2	39	13,0
	3	7	2,3
	4	29	9,6
	5	11	3,7
	6	76	25,2
	7	74	24,6
	8	65	21,6
	Toplam	301	100,0

Çalışmaya aldığımız bireylerin karaciğer lezyonlarını tanıya göre incelediğimizde 301 lezyondan 148'i (% 49,2) hemanjiom, 90'ı (% 29,9) kist ve 32'si (% 10,6) metastaz olarak saptandı (Tablo 4). Metastazların 17'si (% 53,1) kolorektal kaynaklı kanser olarak saptandı.

Tablo 4. Karaciğer lezyonlarının tanı dağılımı

		Adet	Yüzde (%)
Tanı	Kist	90	29,9
	Hemanjiom	148	49,2
	Metastaz	32	10,6
	HCC	8	2,7
	Hidatik Kist	15	5,0
	FNH	5	1,7
	Apse	1	0,3
	Adenom	1	0,3
	Displastik Nodül	1	0,3
	Toplam	301	100,0

Çekim sonrası görüntüleri değerlendiren bir asistan ve iki uzman radyolog, karaciğerde saptadıkları lezyonları sinyal özelliğine göre 1'den 5'e kadar numaralandırdılar. Student T-Test ile yapılan analizde benign lezyonların sinyal parlaklığı FIESTA sekansında ortalama 4,06 ve koronal T2-SSFSE sekansında 4,14 iken, aksiyel T2-PROPELLER sekansında ise 4,11 olarak bulundu. Malign lezyonların sinyal parlaklığı FIESTA sekansında ortalama 2,80, koronal T2-SSFSE sekansında 2,73

iken, aksiyel T2-PROPELLER sekansında 2,78 olarak bulundu. (Tablo 5).

Tablo 5. Karaciğer lezyonlarının 3 sekanstaki sinyal parlaklık ortalaması

	Malignite-Benignite	Adet	Ortalama	Standart Sapma
FIESTA	Benign	261	4,06	0,715
	Malign	40	2,80	0,564
SSFSE	Benign	261	4,14	0,688
	Malign	40	2,73	0,716
T2 TSE	Benign	261	4,11	0,692
	Malign	40	2,78	0,698

FIESTA sekansı ile değerlendirilen lezyonlarda yapılan tekrarlı ölçümler analizinde sınıf içi korelasyon katsayısı 0,900 olarak bulundu. Sonuç olarak, lezyonların sinyal özelliklerini FIESTA sekansı ile değerlendiren okuyucular arasında yüksek uyum görülmüştür (Tablo 6).

Tablo 6. FIESTA sekansında okuyucular arasındaki uyum

Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı	Sınıf İçi Korelasyon	95% Güven Aralığı	
		Alt Sınır	Üst Sınır
Tek ölçüm	0,693	0,648	0,735
Ortalama ölçüm	0,900	0,880	0,917

Koronal T2-SSFSE sekansı ile değerlendirilen lezyonlarda yapılan tekrarlı ölçümler analizinde sınıf içi korelasyon katsayısı 0,893 olarak bulundu. Sonuç olarak lezyonların sinyal özelliklerini koronal T2 SSFSE sekansı ile değerlendiren okuyucular arasında yüksek uyum görülmüştür (Tablo 7).

Tablo 7. Koronal T2 SSFSE sekansında okuyucular arasındaki uyum

Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı	Sınıf İçi Korelasyon	95% Güven Aralığı	
		Alt Sınır	Üst Sınır
Tek ölçüm	0,677	0,631	0,721
Ortalama ölçüm	0,893	0,872	0,912

Aksiyel T2-PROPELLER sekansı ile değerlendirilen lezyonlarda yapılan tekrarlı ölçümler analizinde sınıf içi korelasyon katsayısı 0,898 olarak bulundu. Sonuç olarak

lezyonların sinyal özelliklerini aksiyel T2-PROPELLER sekansı ile değerlendirilen radyologlar arasında yüksek uyum görülmüştür (Tablo 8).

Tablo 8. T2-PROPELLER sekansında okuyucular arasındaki uyum

Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı	Sınıf İçi Korelasyon	95% Güven Aralığı	
		Alt Sınır	Üst Sınır
Tek ölçüm	0,688	0,643	0,731
Ortalama ölçüm	0,898	0,878	0,916

Karaciğer fokal lezyonlarında T2-PROPELLER, FIESTA ve SSFSE sekansların sinyal özelliklerini karşılaştıran çalışmamızda yapılan tekrarlı ölçümler analizinde sınıf içi korelasyon katsayısı 0,962 olarak bulundu. Sonuç olarak 3 sekans arasında anlamlı fark çıkmamış olup, lezyonların sinyal özelliğini karakterize etmede 3 sekans arasında yüksek uyum saptanmıştır (Tablo 9).

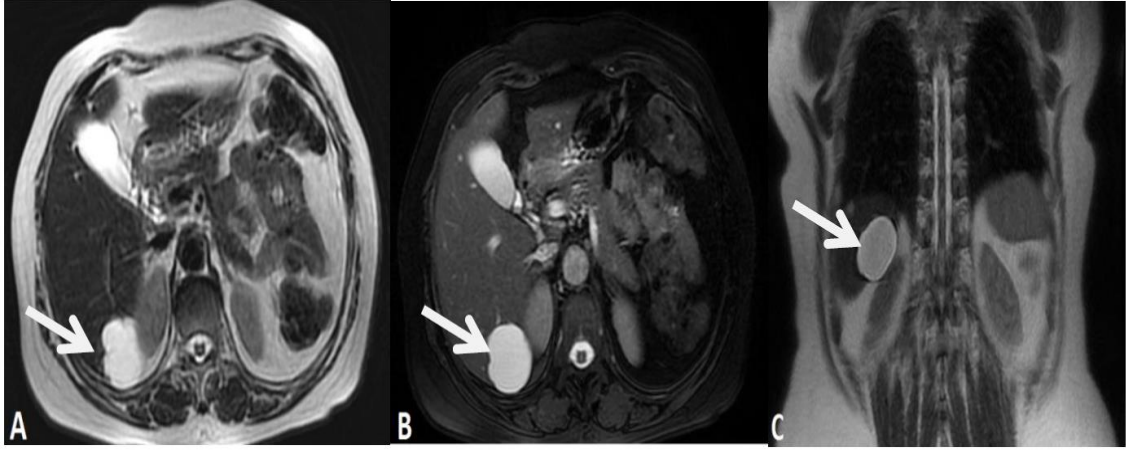
Tablo 9. T2-PROPELLER, FIESTA ve SSFSE sekansında okuyucular arasındaki uyum

Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı	Sınıf İçi Korelasyon	95% Güven Aralığı	
		Alt Sınır	Üst Sınır
Tek ölçüm	0,680	0,642	0,717
Ortalama ölçüm	0,962	0,956	0,968

4.1. Olgu Örnekleri

4.1.1. Olgu 1. Kist

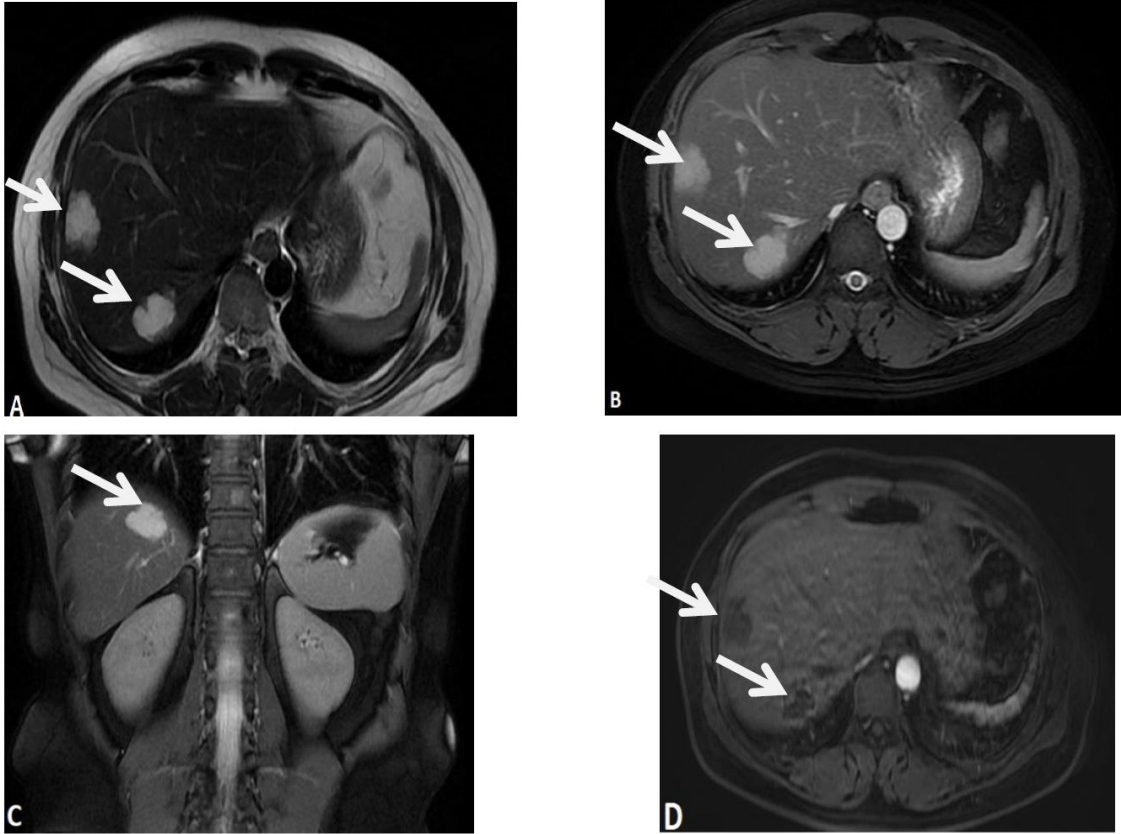
60 Yaşında kadın hasta, karaciğer segment 7'de hafif lobule konturlu T2-PROPELLER, FIESTA VE SSFSE sekanslarında (A, B, C) belirgin hiperintens izlenen basit kist izlenmektedir.



Şekil 4. Olgu 1. kist

4.1.2. Olgu 2. Hemanjiom

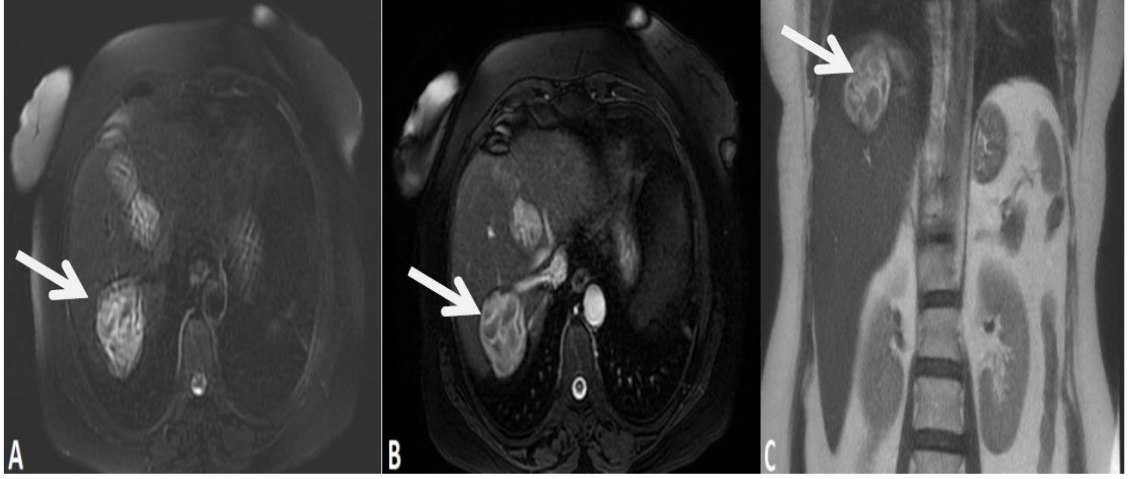
45 yaşında kadın hasta. Karaciğer segment 7 ve 8'de T2-PROPELLER (A), FIESTA (B) ve SSFSE (C) sekanslarında orta derecede hiperintens iki adet hemanjiom izlenmekte. Dinamik karaciğer incelemesinde (D) hemanjiyomun periferden nodüler tarzda boyandığı görülmektedir.



Şekil 2. Olgu 2 hemanjiom

4.1.3. Olgu 3. Hidatik Kist

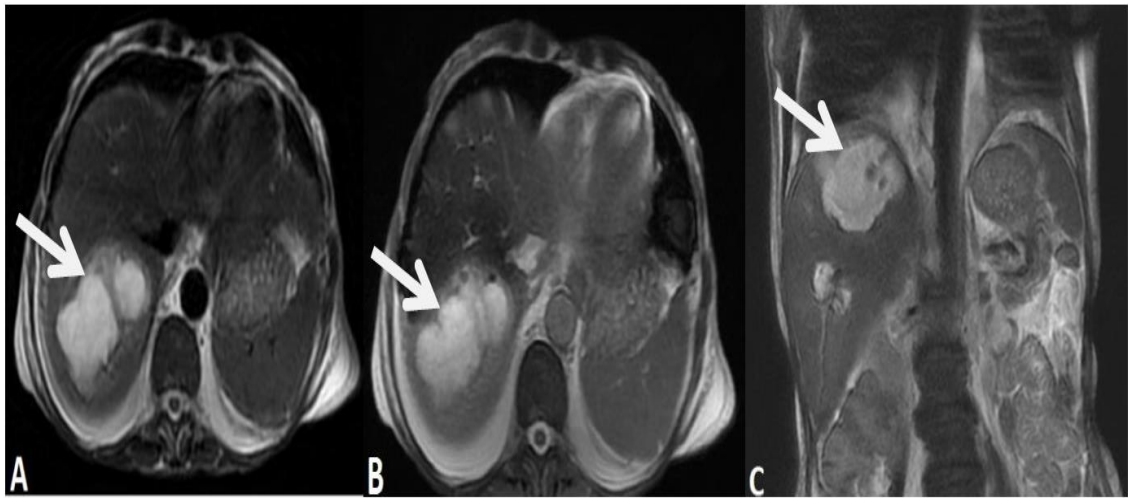
65 yaşında kadın hasta. Karaciğer segment 7 ve 8'de germinatif membrana sahip, T2-PROPELLER, FIESTA VE SSFSE sekanslarında (A, B, C) orta derecede hiperintensiteye sahip kist hidatik olgusu.



Şekil 3. Olgu 3. hidatik kist

4.1.4. Olgu 4. Apse

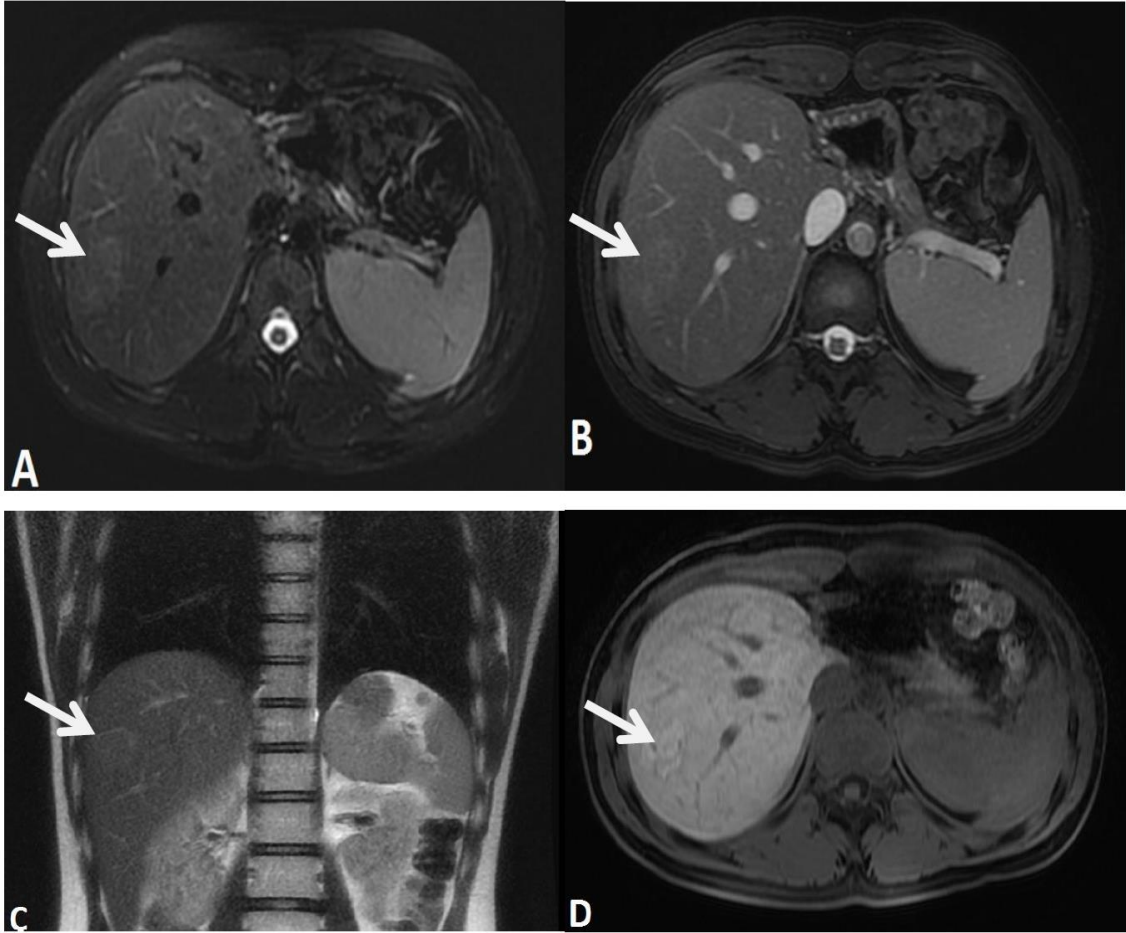
61 yaşında kadın hasta. Karaciğer segment 7'de çevre parankimde hafif ödeme neden olan T2A-PROPELLER (A), FIESTA (B) ve SSFSE (C) sekanslarında belirgin hiperintens, kalın duvarlı kistik lezyon. Drenaj sonucu patolojik olarak apse tanısı konuldu.



Şekil 4. Olgu 4. Apse

4.1.5. Olgu 5. Fokal Nodüler Hiperplazi

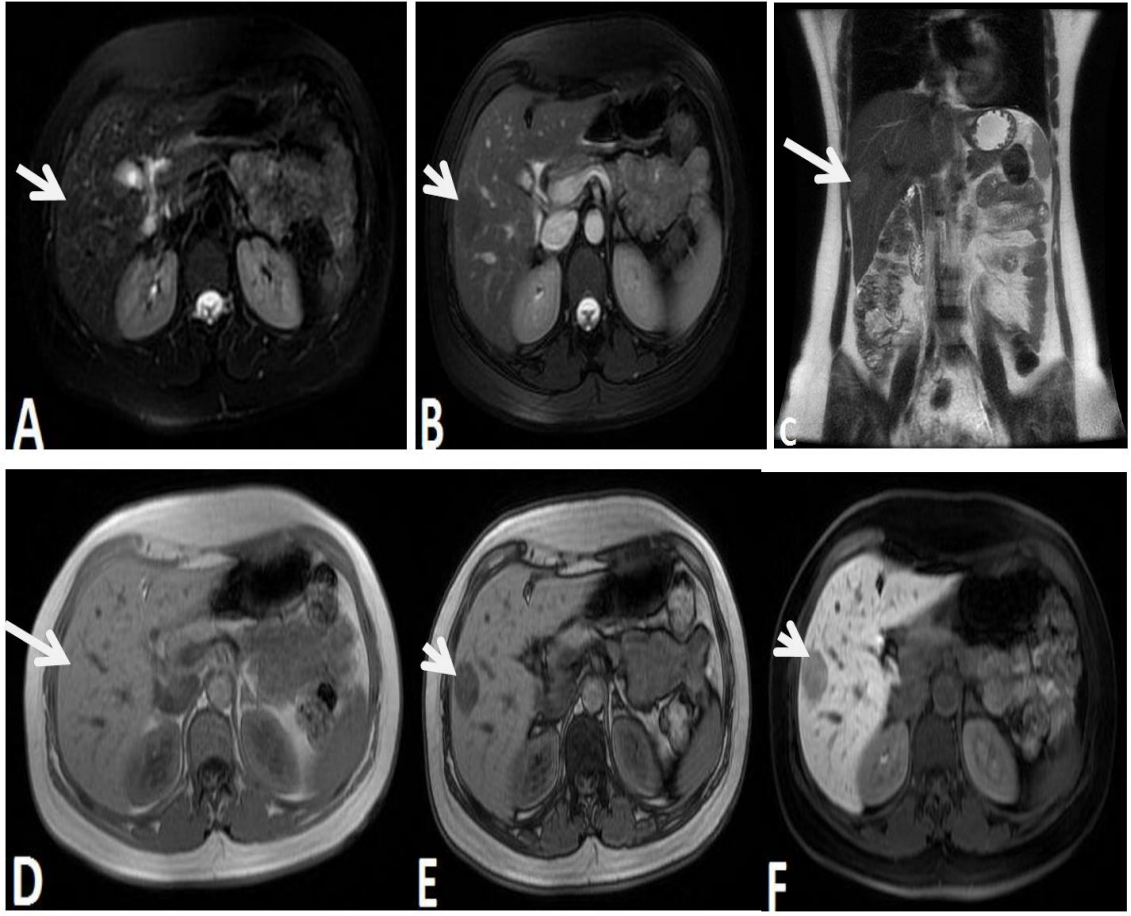
19 yaşında erkek hasta. Karaciğer segment 5’te T2-PROPELLER (A), FIESTA (B) ve SSFSE (C) sekanslarda karaciğer parankimi ile izointens yer kaplayan FNH olgusu. Geç hepatobilier fazda (D) lezyon kontrast tutmakta ve izo-hiperintens izlenmektedir.



Şekil 5. Olgu 5. fokal nodüler hiperplazi

4.1.6. Olgu 6. Adenom

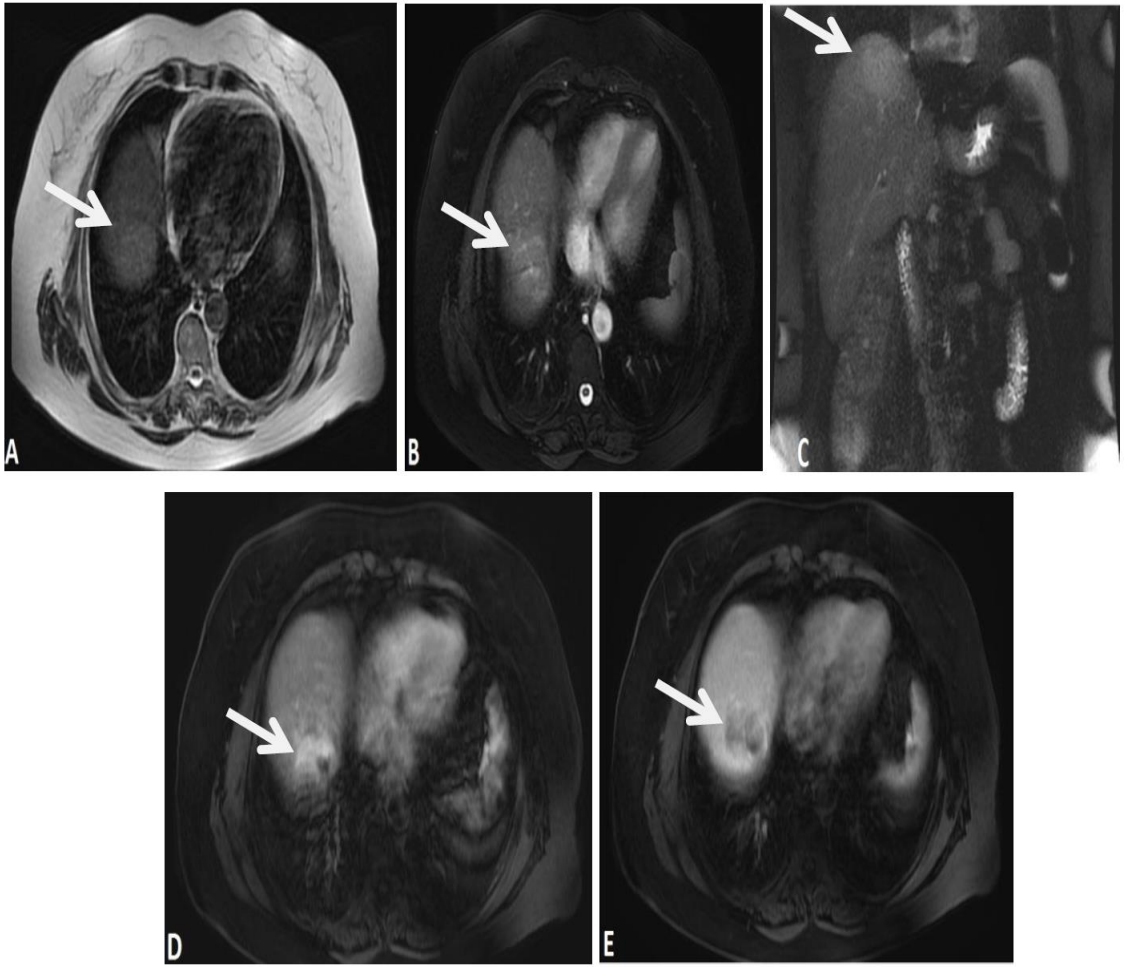
27 yaşında kadın hasta. US incelemede nonspesifik hipoekoik lezyon nedeniyle gerçekleştirilen dinamik MRG’de segment 6’da T2-PROPELLER (A) sekansında izointens, FIESTA (B) sekansında ~~sekanında~~ hipointens, SSFSE sekansında ise hafif hiperintens izlenen lezyon dikkati çekmekte. İç-dış faz sekanslarda (D, E) lezyonun belirgin yağ içeriğine sahip olduğu ve baskılandığı gözlenmekte. Geç hepatobilier fazda (F) ise kontrast tutulumu olmayan lezyon hipointens izlenmekte.



Şekil 6. Olgu 6. Adenom

4.1.7. Olgu 7. HCC

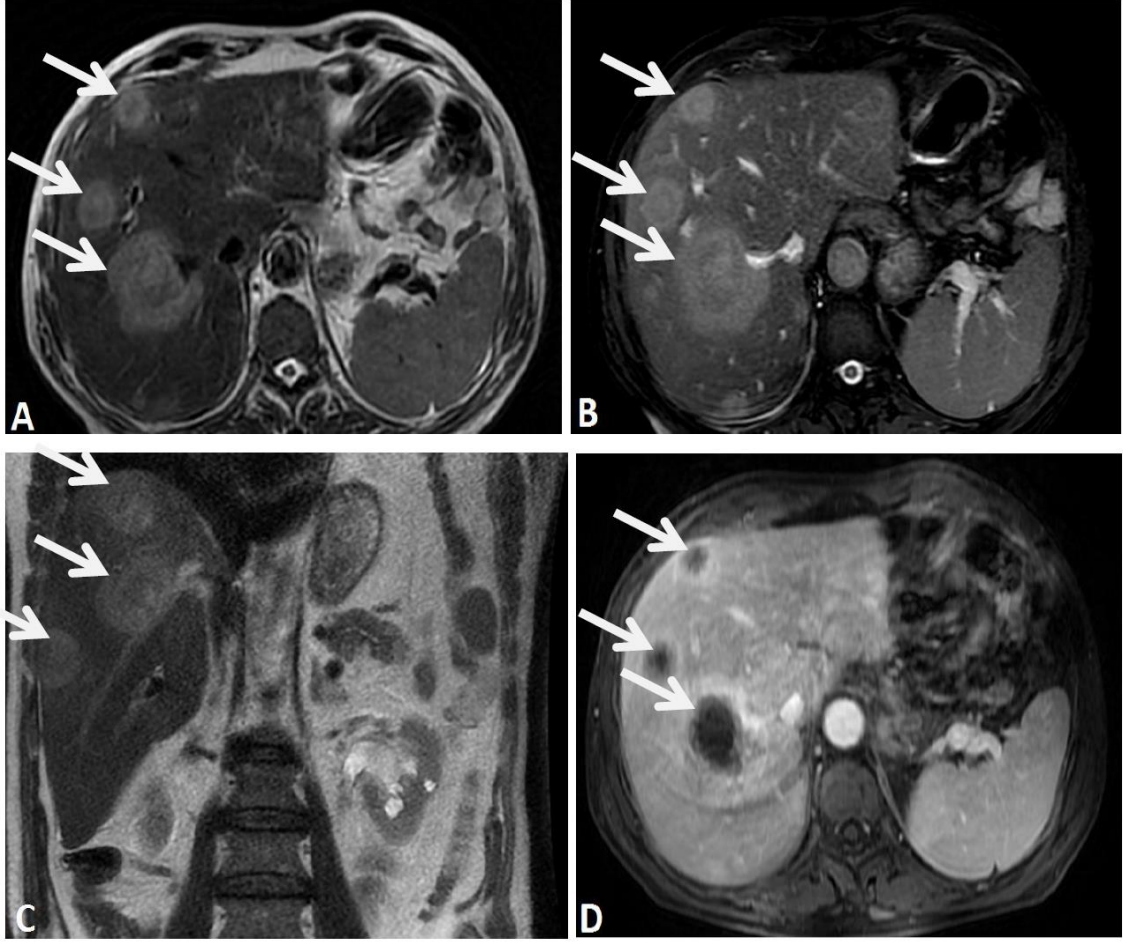
63 yaşında kadın hasta hasta. Kronik viral hepatit C zemininde gelişen karaciğer segment 8'de T2-PROPELLER (A), FIESTA(B) ve SSFSE (C) sekanslarında hafif hiperintens kitle lezyonu izlenmekte. Erken arterial fazda (D) heterojen kontrastlanma gösteren lezyon geç venöz fazda (E) wash-out kinetiği göstermektedir.



Şekil 7. Olgu 7. HCC

4.1.8. Olgu 8. Metastaz

75 yaşında mesane kanseri tanılı erkek hasta. Karaciğerde büyüğü segment 8'de olmak üzere T2-PROPELLER (A), FIESTA (B) ve SSFSE (C) sekanslarında orta derecede hiperintens üç adet lezyon izlenmekte. Kontrastlı seride (D) lezyonlar periferik kontrastlanma göstermekte.



Şekil 8. Olgu 8. metastaz

5. TARTIŞMA

MRG, karaciğer lezyonlarının görüntülenmesinde oldukça değerli bir radyolojik tanı yöntemidir. T1A MRG sekansları anatomiye, T2A sekanslar patolojik sinyali ayırt etmede daha duyarlıdır.^{35,36} Diğer birçok anatomik bölgenin MR görüntülenmesinde olduğu gibi temelde T1A ve T2A görüntüler kullanılmakla birlikte; FIESTA, SSFSE ve T2-PROPELLER gibi sekanslar malign ve benign birçok karaciğer lezyonunun değerlendirilmesinde oldukça yararlıdır. Ancak hem SSFSE, hem FIESTA hem de T2-PROPELLER, karaciğer lezyonlarının saptanmasını sağlamada her zaman tek başına başarılı olamamaktadır.

Bizim çalışmamızda bu sekansların lezyon karakterize etme ve birbirine olan üstünlüğünü ortaya koyma amaçlanmıştır.

Christoph ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada hem SSFSE ve hem de FIESTA sekansları karaciğer lezyonlarını saptamada ve karakterizasyonunda yüksek diagnostik etkiye sahip bulunmuştur. Yapılan bu çalışmada, istatistiksel olarak anlamlı olmamasına rağmen, hemanjiomları karakterize etmede SSFSE'nin FIESTA'ya göre bazı avantajları saptanmıştır.³⁷ Yine de bu verilere dayanarak karaciğer fokal lezyonlarını karakterize etmede SSFSE'nin FIESTA'ya üstün olduğu söylenememiştir.

MRG, karaciğer fokal lezyonlarını saptama ve karakterize etmede güvenilir bir yöntemdir. T2A seriler karaciğer lezyonlarının saptanmasında ve karakterizasyonunda başarılı sekanslar olarak tespit edilmiştir. Diğer sekanslara göre hızlı bir tetkik olması, SSFSE'nin avantajıdır.^{38,39}

Üst batin MRG incelemelerinde de sorun oluşturan hareket artefaktlarını engellemek için Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction (PROPELLER) adı verilen teknik geliştirilmiştir. Bu teknik ile, çakışan ve üst üste binen görüntüler rekonstrükte edilerek yeni imajlar oluşturulur.⁴⁸ Bu teknik GE Healthcare (PROPELLER), Siemens (BLADE), Philips (MultiVane), Hitachi (RADAR) ve Toshiba (JET) olarak firmalara göre farklı tanımlamalarla adlandırılmaktadır. Yüksek çözünürlük kabiliyeti, ghost artefaktlarının olmaması, karaciğer kenar keskinliğinin net olması, T2 sekansına olan üstünlüğüdür.⁴⁹ Fakat süre olarak uzun sürmesi diğer hızlı T2 sekanslara göre dezavantajdır. Bizim çalışmamızda T2-PROPELLER, FIESTA ve SSFSE sekansları arasında anlamlı fark çıkmamış olup,

lezyonların sinyal özelliğini karakterize etmede 3 sekans arasında yüksek uyum saptanmıştır. Mc Farland ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada da lezyonları karakterize etmede bu sekanslar arasında anlamlı fark saptanmamıştır.⁴⁰ Bu nedenle karaciğer lezyonlarını karakterize etmede çekim süresini kısaltmak amacıyla SSFSE ve FIESTA, T2 PROPELLER'e tercih edilebilir. Çeşitli nedenlerden dolayı MR cihazında uzun süre kalamayan hastalarda çekim süresi kısa olan SSFSE ve FIESTA sekansları kullanılabilir. Ancak bazı respiratuar nedenler yüzünden veya nefes tutmada kooperasyon eksikliği olan hastalarda çekim süresine bakılmaksızın, 3 sekansın birbirine üstünlüğü olmadığından, T2-PROPELLER tercih edilebilir.

Yapılan çalışmalarda SSFSE'nin, T2-FSE'ye göre en azından eşit hatta daha üstün olarak lezyon saptama yaptığı belirtilmektedir.^{41,42} Ayrıca çalışmalar SSFSE'nin karaciğer lezyonlarında kistik ve solid ayrımını çok iyi yaptığını belirtmektedir.⁴³ Yapılan çalışmalarda SSFSE'nin anatomik çözünürlük ve lezyon ayırt edilmesinde T2-FSE'ye üstün olduğu ortaya konmuştur.⁴⁴ Diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında bizim çalışmamızda sekansların birbirine üstünlüğü bulunmamıştır. Bu nedenle bu sonuçların farklı teknik parametrelere bağlı olabileceği göz önünde tutulmalıdır. Bizim çalışmamızda SSFSE'de kullanılan TE değeri 70 ms iken incelenen diğer çalışmalarda 80 ms, 60 ms ya da 120 ms idi.^{37,44,45}

FIESTA ileri derecede kısa TR ve TE ye sahip bir sekanstır. Kısa sürede çekilir ve anatomik çözünürlük üst düzeydir. FIESTA hem T1 ve hem de T2 özelliği taşır.⁴⁶ FIESTA kan yapılarını parlak gösterir ve organları çok daha iyi şematize eder. Özellikle kardiyak görüntülemeye çok iyidir.⁴⁷ SSFSE'ye kıyasla bağırsaklar ve parankimal organlar da FIESTA'da daha iyi görüntülenir. Bu nedenle FIESTA sekansının abdomen görüntülemeye kullanımı artmıştır. Yapılan çalışmalar benign lezyonların saptanmasında SSFSE ve FIESTA'nın başarılı olduğunu ancak her iki sekansın da malign lezyonların tespitinde daha az başarılı olduğunu ortaya koymaktadır.³⁷ Yine yapılan çalışmalarda, istatistiksel olarak anlamlı olmamasına rağmen, özellikle malign lezyonlarda FIESTA sekansının lezyon saptamada SSFSE sekansına göre daha az duyarlı olduğu belirtilmektedir. Bu durum, FIESTA sekansında T2 ağırlığının zayıf olmasına bağlanmaktadır. Bu yüzden SSFSE'nin yerine FIESTA kullanımı önerilmemiştir.³⁷ Bizim çalışmamızda karaciğer malign lezyonlarında FIESTA sekansı ile SSFSE ve T2-PROPELLER sekansları arasında lezyon parlaklığını göstermede anlamlı fark

saptanmamıştır.

Çalışmamızın sınırlamaları: malign lezyon sayısının az olması, FIESTA sekansının bazı hastalarda yağ baskılı-bazı hastalarda yağ baskısız teknikle yapılması ve SSFSE sekansının koronal kesitlerle çalışılması olarak sayılabilir.



6. SONUÇ

Çalışmamızda karaciğer fokal lezyonlarında T2-PROPELLER, FIESTA ve SSFSE sekansların sinyal özelliklerini karşılaştırdık. Bu amaçla 301 lezyonun görüntüleri bir asistan ve iki uzman radyolog tarafından değerlendirildi. 3 sekansın lezyon parlaklığını karakterize etmede birbirine üstünlüğünü ve okuyucuların arasındaki uyumu değerlendirdik.

Sonuç olarak 3 sekans arasında anlamlı fark çıkmamış olup, söz konusu sekansların lezyonların sinyal özelliğini karakterize etmede birbirlerine üstünlüğü saptanmamıştır. Ancak FIESTA ve SSFSE sekansları çekim süresini kısaltmak amacıyla T2-PROPELLER yerine kullanılabilir.

Çalışmamızda kullanılan FIESTA, SSFSE ve T2-PROPELLER sekanslarında lezyon karakterize etmedeki başarı oranı yaklaşık aynı saptandı. 3 sekansta da benign lezyonların malign lezyonlardan daha hiperintens olduğu tespit edilmiştir.

Karaciğer fokal lezyonlarının sinyal özelliklerinin değerlendirilmesinde T2-PROPELLER, FIESTA ve SSFSE sekansların üçünün bir arada karşılaştırıldığı yeterli çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle daha büyük ve kapsamlı çalışmalarla bulgularımızın desteklenmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. **Karahan OI, Yıkılmaz A, Işın S.** Karaciğer solid kitlelerinin renkli doppler ultrasonografi bulguları. *İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi* **2003**; 10:139-142.
2. **Tello R, Fenlon HM, Gagliano T.** Prediction rule for characterization of hepatic lesions revealed on MR imaging: estimation of malignancy. *AJR*, **2001**; 176:879-884.
3. **Dahnert W.** Liver, bile ducts, pancreas and spleen. In: Grayson TH radiology review manuel (2 nd ed) Wilkins Co. **1993**:417-462.
4. **Snell RS.** Accessory organs of the Gastrointestinal Tract In: Clinical Anatomy for medical Students. 5 th. edition **1995**:216-221.
5. **Proskop M, Galanski M.** Georg. Spiral and multislice computed tomography of the body (1st ed). Thieme Verlag Germany, **2003**:405-475.
6. **Ohashi I, Ina H, Okada Y.** Segmental anatomy of the liver under the right diaphragmatic dome: evaluation with axial CT. *Radiology* **1996**; 200:779-783.
7. **Kumar V, Cotran RS, Robbins LS.** Basic pathology. 5th ed. London: WB Saunders Co. **1992**:523-569.
8. **Erdeni A.** Gövde Manyetik Rezonans. izmir: Manyetik Rezonans Derneği, **2005**:4-11, 13-18.
9. **Takayasu K, Moriyama N, Shima Y, Muramatsu Y, Yamada T, Makuuchi M.** Atypical radiographic findings in hepatic cavernous hemangioma: correlation with histologic features. *AJR* **1986**; 146: 1149-1153.
10. **Ohtomo K, Itai Y, Yoshida H, Kokubo T, Yoshikawa K, Iio M.** MR Differentiation diagnosis of fHCC from cavernous hemangioma: complementary roles of FLASH and T2 values. *AJR* **1989**; 152:505-507.
11. **Whitney WS, Herfkens RJ, Jeffrey RB, McDonnell CH, Li KC, Van Dalsem WJ.** Dynamic breath-hold multiplanar spoiled gradient-recalled MR imaging with gadolinium enhancement for differentiating hepatic Hemangiomas from malignancies at 1.5T. *Radiology* **1993**; 189:863-870.
12. **Ramalho M, Altun E, Heredia V, Zapparoli M, Semelka RC.** Liver MRI: 1.5 Tesla versus 3.0 Tesla. *Magn Reson Imaging Clin N Am* **2007**; 15:321-347.
13. **Heredia V, Altun E, Ramalho M, Semelka RC.** Magnetic Resonance Imaging of the Liver: A Review. *Expert Opinion on Medical Diagnostics* **2007**; 1:1-11.

14. **Semelka RC, Martin DR, Balci NC.** Magnetic resonance imaging of the liver: How I do it. *J Gastroenterol Hepatol* **2006**; 21:632-637.
15. **Braga L, Semelka RC, Armao D.** Liver. In: Semelka RC ed. *Body MRI*. 2nd ed. Hooken, NJ: Wiley-Liss, **2005**:236-249.
16. **Grazioli L, Morana G, Kirchin MA, Schneider G.** Accurate Differentiation of Focal Nodular Hyperplasia from Hepatic Adenoma at Gadobenate Dimeglumine-enhanced MR Imaging: Prospective Study, *Radiology* **2005**; 236:166-177.
17. **Land MA, Moinuddin M, Bisno AL.** Pyogenic liver abscess: changing epidemiology and prognosis. *South. Med. J.* **1985**; 78(12):1426-30.
18. **Lamminen AE, Anttila VJ, Bondestam S, Ruutu T, Ruutu PJ.** Infectious liver foci in leukemia: comparison of short-inversion-time inversion-recovery, T1-weighted spin-echo, and dynamic gadolinium-enhanced MR imaging. *Radiology* **1994**; 191(2):539-43.
19. **Conter RL, Pitt HA, Tompkins RK, Longmire WP.** Differentiation of pyogenic from amebic hepatic abscesses. *Surg. Gynecol. Obstet.* **1986**; 162(2): 114-20.
20. **Willatt JM, Hussain HK, Adusumilli S, Marrero JA.** MR imaging of hepatocellular carcinoma in the cirrhotic liver: challenges and controversies. *Radiology* **2008**; 247:311-330.
21. **Ramalho M, Heredia V, Tsurusaki M, Altun E, Semelka RC.** Qualitative and quantitative comparison of 3.0 T and 1.5 T MRI for the liver with chronic liver disease. *J Magn Reson Imaging* **2009**; 29:869-879.
22. **Tsurusaki M, Semelka RC, Zapparo M, Elias J Jr, Altun E, Pamuklar E, Sugimura K.** Quantitative and qualitative comparison of 3.0T and 1.5T MR imaging of the liver in patients with diffuse parenchymal liver disease. *Eur J Radiol* **2008**; 12.
23. **Zapparo M, Semelka RC, Altun E, Tsurusaki M, Pamuklar E, Dale BM, Gasparetto EL, Elias J.** 3.0 T MRI evaluation of patients with chronic liver diseases: initial observations. *Magn Reson Imaging* **2008**; 26:650-660.
24. **Tilak U Shah, Semelka RC, Voultsinos V, Elias Jr J, Altun E, Pamuklar E, Firat Z, Gerber RD, Fair J, Russo MW.** Accuracy of MRI for preoperative detection of portal vein thrombosis in liver transplant candidates. *Liver Transpl* **2006**; 12:1682-1688.
25. **Ros PR, Murphy BJ, Buck JL, Olmedilla G, Goodman Z.** Encapsulated hepatocellular carcinoma: radiologic findings and pathologic correlation. *Gastrointest. Radiol.* **1990**; 15: 233-7.
26. **Park SH, Lee JM, Choi JY.** Preoperative evaluation of bile duct cancer: MRI combined with MR cholangiopancreatography versus MDCT with direct cholangiography. *Am J Roentgenol* **2008**; 190:396-405.

27. **Maetani Y, Itoh K, Watanabe C.** MR imaging of intrahepatic cholangiocarcinoma with pathologic correlation. *Am J Roentgenol* **2001**; 176:1499-1507.
28. **Lee WJ, Lim HK, Jang KM.** Radiologic spectrum of cholangiocarcinoma: emphasis on unusual manifestations and differential diagnosis. *Radiographics* **2001**; 21:97-116.
29. **Grossman CB.** Physical Principles of Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging. Magn. Reson. Imaging Comput. Tomogr. Head Spine. 2nd ed. Williams&Wilkins; **1996**:10-58.
30. **Tuncel E.** Klinik Radyoloji. **2008**: 106-52.
31. **Stejskal EO, Tanner JE.** Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of time-dependent field gradient. *JCP* **1965**; 42:288-292.
32. **Grossman CB.** Physical Principles of Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging In: Grossman CB. Magnetic Resonance Imaging and Computed Tomography of the Head and Spine. 2nd edition. Williams&Wilkins **1996**:10-58.
33. **Poe LB, Manzione JV, Wasenko JJ, Kellman RM.** Acute Internal jugular vein thrombosis associated with pseudoabscess of the retropharyngeal space. *JNR* **1995**; 164:892-6.
34. **Davis WL, Harnsberger HR, Smoker WR, Watanabe AS.** Retropharyngeal space: evaluation of normal anatomy and disease with CT and MRI. *Radiology* **1990**; 174:59-64.
35. **Bittner RC, Felix R.** Magnetic resonance (MR) imaging of the chest: state-of-the-art. *Eur Respir J* **1998**; 11:1392-404.
36. **Müller NL.** Computed tomography and magnetic resonance imaging: past, present and future. *Eur Respir J* **2002**;19:35:3-12.
37. **Christoph U, Herborn FV, Lauenstein TC.** MRI of the Liver: Can True FISP Replace HASTE?. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* **2003**; 17:190-196.
38. **Tang Y, Yamashita Y, Namimoto T, Abe Y, Takahashi M.** Liver T2-weighted MR imaging: comparison of fast and conventional half-Fourier single-shot turbo spin-echo, breath-hold turbo spin-echo, and respiratory-triggered turbo spin-echo sequences. *Radiology* **1997**; 203:766-772.
39. **Foley WD, Kneeland JB, Cates JD.** Contrast optimization for the detection of focal hepatic lesions by MR imaging at 1.5 T. *AJR Am J Roentgenol* **1987**; 149:1155-1160.
40. **McFarland EG, Mayo-Smith WW, Saini S, Hahn PF, Goldberg MA, Lee MJ.** Hepatic hemangiomas and malignant tumors: improved differentiation with heavily T2-weighted conventional spin-echo MR imaging. *Radiology* **1994**; 193:43-47.

41. **Van Hoe L, Bosmans H, Aerts P.** Focal liver lesions: fast T2-weighted MR imaging with half-Fourier rapid acquisition with relaxation enhancement. *Radiology* **1996**; 201:817-823.
42. **Tang Y, Yamashita Y, Namimoto T, Takahashi M.** Characterization of focal liver lesions with half-Fourier acquisition single-shot turbospin-echo (HASTE) and inversion recovery (IR)-HASTE sequences. *J Magn Reson Imaging* **1998**; 8:438-445.
43. **Yu JS, Kim KW, Kim YH, Jeong EK, Chien D.** Comparison of multishot turbo spin echo and HASTE sequences for T2-weighted MRI of liver lesions. *J Magn Reson Imaging* **1998**; 8:1079-1084.
44. **Lee MG, Jeong YK, Kim JC.** Fast T2-weighted liver MR imaging: comparison among breath-hold turbo-spin-echo, HASTE, and inversion recovery (IR) HASTE sequences. *Abdom Imaging* **2000**; 25:93-99.
45. **Helmberger TK, Schroder J, Holzknecht N.** T2-weighted breath hold imaging of the liver: a quantitative and qualitative comparison of fast spin echo and half Fourier single shot fast spin echo imaging. *MAGMA* **1999**; 9:42-51.
46. **Pawluk RS, Borrello JA, Brown JJ, McFarland EG, Mirowitz SA, Tsao LY.** A prospective assessment of breath-hold fast spin echo and inversion recovery fast spin echo techniques for detection and characterization of focal hepatic lesions. *Magn Reson Imaging* **2000**; 18:543-551.
47. **Deimling M, Heid O.** Magnetization prepared TrueFISP imaging. In: Proceedings of the Second Scientific Meeting of the International Society of Magnetic Resonance in Medicine. *Dallas*, **1994**.
48. **Pipe JG.** Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging. *Magn Reson Med* **1999**; 42:963-969.
49. **Yuusuke H, Hiroyoshi I, Yoji SM.** MRI Artifact Reduction and Quality Improvement in the Upper Abdomen with PROPELLER and Prospective Acquisition Correction (PACE) Technique *AJR*, **2008**; 191:1154-1158.

8. ÖZGEÇMİŞ

Doğum Tarihi : 16.11.1987
Doğum Yeri : TARSUS / MERSİN
Lise : 2002-2006 Adana Danişment Gazi Anadolu Lisesi
Üniversite : 2006 – 2012 Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi
Tıpta Uzmanlık Eğitimi : 2013-2017 Sağlık Bilimleri Üniversitesi Adana Numune
Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği
Medeni Hali : Evli
Mail Adresi : maliakin01@gmail.com