



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

TIP FAKÜLTESİ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**KARACİĞER HEMANJİOMLARININ DİFÜZYON
AĞIRLIKLİ MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ VE GÖRÜNÜR DİFÜZYON
KATSAYISININ TANIYA KATKISI**

Dr. Meral Gizem AKBAŞ

UZMANLIK TEZİ

TOKAT

2022



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

TIP FAKÜLTESİ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**KARACİĞER HEMANJİOMLARININ DİFÜZYON
AĞIRLIKLİ MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ VE GÖRÜNÜR DİFÜZYON
KATSAYISININ TANIYA KATKISI**

Dr. Meral Gizem AKBAŞ

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Zekiye Ruken YÜKSEKKAYA ÇELİKİYAY

TOKAT

2022

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim sürecinde benden desteklerini esirgemeyen hocalarım Prof. Dr. Fatih Çelikyay, Prof. Dr. Erkan Gökçe, Doç. Dr. Zafer Özmen, Doç. Dr. Eda Albayrak, Doç. Dr. Fatma Aktaş, Doç. Dr. Murat Beyhan, Dr. Öğr.Üyesi Yaşar Birişik ve Dr. Öğr.Üyesi Hüseyin Alper Kızıloğlu'na

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tezimin hazırlanması sürecinde desteği ve sabrı için tez danışmanım değerli hocam Prof. Dr. Zekiye Ruken Yüksekaya Çelikyay'a,

Radyoloji bölümü içerisinde çalıştığım asistan arkadaşlarım, tüm teknisyenlerimiz ve sekreterlerimize,

Hayatımın her aşamasında yanımda olan sevgili anneme, babama, kardeşime, Türkan anneme ve Necip babama, beni her zaman destekleyen, anlayışı ve sevgisi ile her zaman yanımda olan sevgili eşim Ogün Akbaş'a ve hayatımı anlamlandıran tatlı kızım Lidya Ada'ya

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Hemanjiom karaciğerdeki en sık benign lezyondur. Hemanjiomların kesin tanısı görüntüleme yöntemleri ile koyulabilmektedir. Ancak uzun süre kapalı ortamda kalamayan bazı hastalar için tetkiki kısa sürede bitirmek veya kontrast maddeye duyarlılığı olan ya da renal patoloji nedeniyle kontrast madde verilemeyen kişilerde tetkik zorunlu olarak kontrastsız yapılabilir. Böyle durumlarda DAG ayırıcı tanıda yardımcı olabilir.

Çalışmamızın temel amacı karaciğer hemanjiomlarında DAG ile ADC değerlerini ölçerek tanıya katkısını ve hemanjiomların kontrastlanma paternleri ile ADC ilişkilerini araştırmaktır.

Çalışmamıza Mart 2017-Aralık 2020 arasında Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda klinik incelemeler sonucu Abdomen MRG yapılmış ve karaciğer hemanjiomu tespit edilmiş 18 yaş ve üzerinde 100 erişkin olgu dahil edildi. Hemanjiyomlarda MRG görünüm özellikleri ve tipik kontrastlanma paternleri ile kesin tanıya ulaşılabilir. Lezyonlar kontrastlanma paternlerine göre Tip 1-2-3 olarak sınıflandırıldı.

1.5T (General Electric's, Signa Explorer) MR cihazı ile Difüzyon ağırlıklı görüntüler aksiyal planda single shot echo planar imaging (SSEPI) sekansı kullanılarak, her 3 yönde (x,y,z), 3 farklı b değerinde ($b=0$, $b=600$ ve $b=1000$ s/mm²) difüzyon duyarlı gradiyentler uygulanarak elde edildi. İzotropik görüntülere ait ADC haritaları cihaz tarafından otomatik olarak oluşturulup, tüm lezyonların ortalama ADC değerleri bu haritalar üzerinden kantitatif ölçüldü. Ölçümler lezyonlar üzerine 0.5 cm çaplı dairesel region of interest (ROI) yerleştirilerek her lezyondan aynı kesitte üç farklı ADC ölçümü yapıldı ve sonrasında bu ölçümlerin ortalama değeri hesaplandı. Birden fazla lezyonu olan olguların her lezyonu ayrı ayrı değerlendirildi.

Çalışmamızda 63'ü kadın ve 37'si erkek olmak üzere toplamda 100 hastada 145 lezyon değerlendirildi. Çalışmaya aldığımız bireylerin lezyonlarını incelediğimizde en sık görülen hemanjiom tipi tip 2 idi. Lezyonların $b=600$ s/mm² değerinde ölçülen ortalama ADC değerleri hemanjiom tip 1 ile tip 2 ve tip 1 ile tip 3 arasında anlamlı farklılık göstermekteydi ($p: 0,025$). $b=1000$ s/mm² değerinde ölçülen ortalama ADC değerlerinde hemanjiom tipleri arasında anlamlı fark

bulunamadı. Her iki b değeriinde ölçülen ortalama ADC değeri en yüksek Tip 1 hemanjiomda ölçüldü.

Sonuç olarak $b=600$ s/mm² değeri kullanılarak elde edilen ADC haritalarından yapılan ölçümlerde hemanjiomların ortalama ADC değeri ile hemanjiomların kontrastlanma tipleri arasında ilişki olduğu bulundu ancak $b=1000$ s/mm² değeri kullanılarak elde edilen ADC haritalarından yapılan ölçümlerde hemanjiomların ortalama ADC değeri ile hemanjiomların kontrastlanma tipleri arasında anlamlı fark bulunamadı. Farklı b değeri kulllanılarak elde edilen daha geniş ve kapsamlı çalışmalarla bulgularımızın desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Karaciğer hemanjiomları, Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme, Görünür difüzyon katsayısı

ABSTRACT

Hemangioma is the most common benign lesion in the liver. Definitive diagnosis of hemangiomas can be made by imaging methods. However, for some patients who cannot stay indoors for a long time, the examination can be performed without contrast, for those who are sensitive to contrast material or who cannot be given contrast material due to renal pathology. In such cases, DWI may be helpful in differential diagnosis.

The main purpose of our study is to measure the DWI and ADC values in liver hemangiomas and to investigate its contribution to the diagnosis and to investigate the relationship between contrast enhancement patterns of hemangiomas and ADC.

Our study included 100 adult cases aged 18 years and over, who underwent abdominal MRI and liver hemangioma as a result of clinical examinations in Tokat Gaziosmanpaşa University Faculty of Medicine, Department of Radiology between March 2017 and December 2020. Definitive diagnosis can be reached in hemangiomas with MRI features and typical contrast enhancement patterns. The lesions were classified as Type 1-2-3 according to their enhancement patterns.

Diffusion-weighted images with 1.5T (General Electric's, Signa Explorer) MR device using single shot echo planar imaging (SSEPI) sequence in the axial plane, in all 3 directions (x, y, z), 3 different b values ($b=0$, $b=600$ and $b=1000$ s/mm²) were obtained by applying diffusion sensitive gradients. ADC maps of isotropic images were automatically created by the device, and the average ADC values of all lesions were measured quantitatively on these maps. Measurements were made by placing a 0.5 cm diameter circular region of interest (ROI) on the lesions, and three different ADC measurements were made from each lesion in the same section, and then the average value of these measurements was calculated. Each lesion of the cases with more than one lesion was evaluated separately.

In our study, 145 lesions were evaluated in a total of 100 patients, 63 of whom were women and 37 were men. When we examined the lesions of the individuals included in the study, the most common type of hemangioma was type 2. The mean ADC values of the lesions, measured at $b=600$ s/mm², differed significantly between hemangioma type 1 and type 2, and between type 1 and type 3

(p: 0.025). No significant difference was found between hemangioma types in mean ADC values measured at $b=1000 \text{ s/mm}^2$. The mean ADC values measured in both b values were measured in the highest Type 1 hemangioma.

As a result, it was found that there was a correlation between the mean ADC values of hemangiomas and the enhancement types of hemangiomas in the measurements made from the ADC maps obtained using the $b=600 \text{ s/mm}^2$ value however, no significant difference was found between the mean ADC values of hemangiomas and the enhancement types of hemangiomas in the measurements made from ADC maps obtained using $b=1000 \text{ s/mm}^2$ value. We think that our findings should be supported by larger and more comprehensive studies using different b values.

Key Words: Liver hemangiomas, Diffusion Weighted Imaging, Apparent diffusion coefficient

İÇİNDEKİLER

Teşekkür.....	iii
Özet	iv
Abstract.....	vi
KISALTMALAR VE SİMGELER.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
TABLolar DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Karaciğerin Anatomisi.....	3
2.2. Karaciğerin Fokal Kitle Lezyonları.....	5
2.2.1. Hemanjiom.....	8
2.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG).....	10
2.3.1. Fizik Prensipler.....	10
2.3.2. MRG’de Görüntü Oluşumu.....	11
2.3.3. K Alanı.....	12
2.3.4. Kesit Belirleme, Frekans Kodlama ve Faz Kodlama Gradientleri.....	12
2.3.5. MRG’ de Kullanılan İncelemeSekanslar.....	13
2.3.6. Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DAG).....	16
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	20
4. BULGULAR.....	22
5. OLGU ÖRNEKLERİ.....	29
6. TARTIŞMA.....	35
7. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	38
8. KAYNAKLAR.....	39

KISALTMALAR VE SİMGELER

KC	Karaciğer
US	Ultrasonografi
BT	Bilgisayarlı Tomografi
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
DAG	Difüzyon Ağırlıklı Manyetik Rezonans Görüntüleme
ADC	Apparent Diffusion Coefficient
VKİ	Vena Kava İnferiyor
A	Ağırlıklı
TE	Time Echo
H+	Hidrojen Atomu
RF	Radyofrekans
f	Salınım Frekansı
g	Gyromanyetik Sabite
Bo	Manyetik Alanın Gücü
FID	Free Induction Decay
TR	Time Repetition
TI	Time inversion
SE	Spin Eko
IR	Inversion Recovery
STIR	Short Time Inversion Recovery
FLAIR	Fluid Attenuation Inversion Recovery
GE	Gradyent Eko Sekansı

FA	Flip Angle
SS	Steady State
GRASS	Gradient Recalled Acquisition at Steady State
GFE	Gradient Field Echo
FISP	Fast Imaging with Steady State Precession
FFE	Fast Field Echo
FLASH	Fast Low Angle Shot
SPGR	Spoiled GRASS
CE-FFE-T1	Contrast Enhanced Fast Field Echo with T1 weighting
GFE	Gradient Field Echo
FSE	Fast Spin Eko
TSE	Turbo Spin Eko
RARE	Rapid Acquisition Relaxation Enhancement
ETL	Echo-Train Lenght
EPI	Echoplanar Imaging
MR	Manyetik Rezonans
GRASE	Gradyent ve Spin Eko
MT	Manyetizasyon Transfer
SI^o	Gradyent kullanılmadan önceki sinyal intensitesi
SI	Gradient uygulanmış görüntüdeki sinyal intensitesi
b	Difüzyon gradientinin değeri
γ	Giromanyetik Oran
G	Gradyent Gücü

λ	Gradiyentin Uygulama Süresi
Δ	Gradiyentler arası zaman
D	Su moleküllerinin difüzyon katsayısını
PACS	Picture archiving and communication system
SSEPI	Single Shot Echo Planar İmaging sekansı
ROI	Region of Interest
IQR	Interquartile Range
%	Yüzde
BOS	Beyin Omirilik Sıvısı
PD	Proton Dansite

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Karaciğerin segmentleri.....	4
---------------------------------------	---



TABLÖLAR DİZİNİ

1. Karaciğerin Benign Tümörlerinin Sınıflandırılması.....	6
2. Karaciğerin Primer Malign Tümörlerinin Sınıflandırılması.....	7
3. Araştırma Grubunun Nitel Değerlerinin Dağılımı.....	22
4. Araştırma Grubunun hemanjiom boyutlarının Nicel Değerlerinin Dağılımı.....	23
5. Cinsiyete Göre Hemanjiom Tipinin Dağılımı	23
6. Hemanjiomun Bulunduğu Karaciğer Segmentine Göre Hemanjiom Tipinin Dağılımı.....	24
7. Cinsiyete Göre Hemanjiomun Bulunduğu Karaciğer Segmentinin Dağılımı.....	25
8. Cinsiyet ve Hemanjiom Tipine Göre Hemanjiom Boyutunun Dağılımı.....	26
9. Hemanjiom Tipine Göre Lezyon ADC Ortalama Değerleri Dağılımı.....	26
10. Lezyon ve Karaciğer parankimi b=600 ADC Ortalama Değerlerinin Dağılımı.....	27
11. Lezyon ve Karaciğer parankimi b=1000 ADC Ortalama Değerlerinin Dağılımı.....	28

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Karaciğer (KC) primer ve sekonder bening ve malign çeşitli kitle lezyonların görüldüğü bir organdır. Karaciğer kitlesi olan olgularda lezyonların doğru biçimde saptanabilmesi ve sınıflandırılması hastaların tedavilerinin planlanmasında büyük öneme taşır. Fokal karaciğer kitlelerinin tanısı genellikle ultrasonografi (US) ve/veya bilgisayarlı tomografi (BT) ile konulmakla birlikte gerek görülen durumlarda manyetik rezonans görüntüleme (MRG) yöntemine başvurulur (1). MRG karaciğerin fokal hastalıklarının belirlenmesinde ve karakterizasyonunda kullanılan en iyi görüntüleme yöntemidir. (2).

MRG, kontrast rezolüsyonunun yüksek olması, üç farklı düzlemde görüntü elde edilebilmesi, iyonize radyasyon içermemesi ve opak maddelerin iyotlu opak maddelerden daha güvenilir olmasından dolayı tercih edilen görüntüleme yöntemidir. MRG ile lezyonların boyutları, şekli, sınırları, sinyal özellikleri ve kontrastlanma paternleri değerlendirilir (3). Bütün bulgular birlikte değerlendirildiğinde bile benign ve malign lezyon ayrımı yapılamadığı durumlar olabilmektedir. Abdomen tetkiklerinde dinamik kontrastlı seriler rutin alınmakla birlikte kullanılan kontrast maddeler yan etkiye neden olabilmekte ve maliyeti arttırmaktadır (4).

Difüzyon, dokudaki su moleküllerinin gelişigüzel mikroskobik hareketidir (5). Difüzyon ağırlıklı MRG (DAG) harekete oldukça hassasdır ve kardiyak, solunumsal, peristaltik hareketler artefaktlara neden olabilir ve değerlendirmeyi zorlaştırır. Bu nedenle DAG uzun süre yalnızca beyin görüntüleme ile kısıtlı kalmıştır. Hızlı MRG yöntemi olan eko-planar görüntülemenin gelişmesi ile diğer sekanslardaki uzun süren görüntülemelere bağlı artefaktlar ortadan kalkarak DAG abdominal incelemelerde kullanılır hale gelmiştir (6).

Sonraki senelerde çok sayıda araştırmacı abdominal organlarda DAG ile ilgili çalışmalar yayımlamıştır (7-10). Bu çalışmalarda DAG ile doku ve lezyonların görünür difüzyon katsayısı (Apparent diffusion coefficient=ADC) belirlenmiş ve bulunan çeşitli değerlerin ayırıcı tanılarda katkı sağlayabileceği bildirilmiştir (8). ADC değeri difüzyon gradyenti uygulandıktan sonra oluşan sinyal kaybının harita üzerinde belirlenmesi sonucu matematiksel bir hesaplama (11). Sıklıkla klinik

manyetik rezonans sistemleri sayesinde otomatik yapılmaktadır. ADC değerlerinin düşük olması (görsel olarak ADC haritalarında hipointens, DAG' de hiperintens) lezyonun malign olduğu lehine, ADC değerlerinin yüksek olması (ADC haritalarında hiperintens, DAG' de hipointens veya hiperintens) ise lezyonun benign olduğu lehine bulgulardır. Önceki çalışmalarda karaciğerin fokal kitlelerinin ADC değerleri karşılaştırılarak lezyonların benign ve malign ayrımında eşik değeri araştırılmıştır (12-14).

Hemanjiom karaciğerdeki en sık benign lezyondur. Hemanjiomların kesin tanısı görüntüleme yöntemleri ile koyulabilmektedir (15, 16). Ancak uzun süre kapalı ortamda kalamayan bazı hastalar için tetkiki kısa sürede bitirmek veya kontrast maddeye duyarlılığı olan ya da renal patoloji olması nedeniyle kontrast madde verilemeyen kişilerde tetkik zorunlu olarak kontrastsız yapılabilir. Ayrıca bazı hemanjiomlarda tipik kontrast tutulum paternlerinin aksine atipik kontrast tutulumu izlenilebilir ki bu durumlarda ayırıcı tanı güçleşir. Öte yandan kontrast madde verilmesi ekonomik açıdan bir yük olup MRG incelemesinin süresini de uzatmaktadır. Böyle durumlarda DAG ayırıcı tanıda yardımcı olabilir (17).

Çalışmamızın temel amacı karaciğer hemanjiomlarında DAG ile ADC değerlerini ölçerek tanıya katkısını ve hemanjiomların kontrastlanma paternleri ile ADC ilişkilerini araştırmaktır.

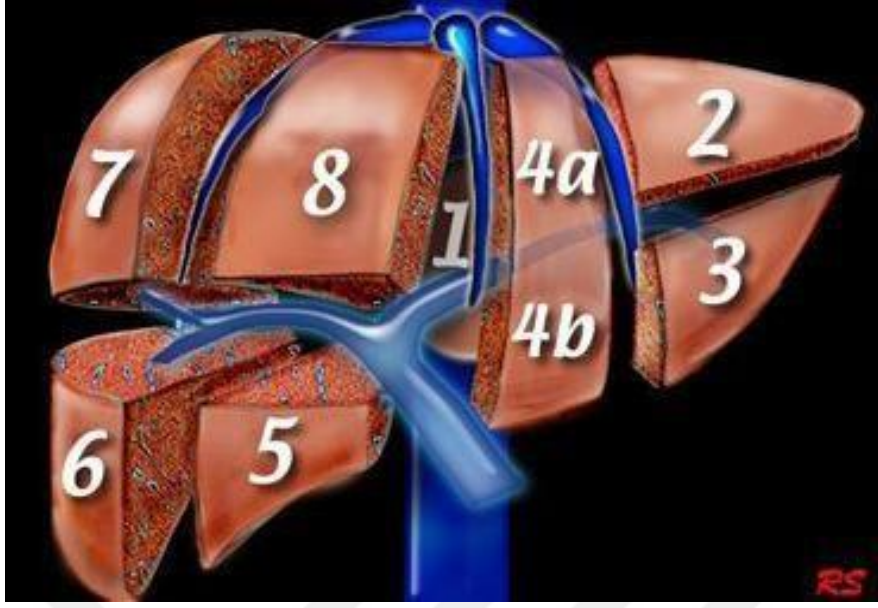
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Karaciğerin Anatomisi

Karaciğer sağ üst kadranda yer alan Glisson kapsülü ile çevrilen en büyük visseral organdır (18). Karaciğer falsiform ligaman ile sağ ve sol loblarına ayrılır (şekil 1). Karaciğerin boyutu ve şeklinin birçok varyasyonu bulunur. Reidel lobu, kadınlarda sık karşılaşılan hepatomegaliyi düşündürebilen karaciğerin sağ lobunun kaudale uzanım şeklidir. Öte yandan, sol lobun değişik derecelerde dalak komşuluğuna uzanım göstermesi de başka bir varyasyon çeşididir (18). Portal hilus karaciğerin inferior yüzeyinde ve içerisinde sağ ve sol hepatik duktuslar, hepatik arterin sağ ve sol dalları, portal ven, sinirler ve lenf nodları yer alır (19). Karaciğerdeki lezyonların lokalizasyonunun daha iyi tariflenmesi amacıyla hepatik ven ve portal ven dallarının dağılımlarına göre karaciğer segment ve subsegmentlerine ayırmışlardır (20, 21).

Karaciğer; VKİ, orta hepatik ven, ve safra kesesinden geçen hayali çizgi ile sağ ve sol loblara bölünür. Sol lob, sol hepatik ven aracılığı ile medial ve lateral olarak iki kısma ayrılır. Bu segmentler portal ven tarafından yatay bir seyir ile subsegmentlere bölünür. Segment II ile III sol lobun lateral kısmını oluşturur ve falsiform ligamanın solunda yer alır. Segment IV (kuadrat lob) sol lobun iç kısmını oluşturur ve falsiform ligamanın sağındadır. Kraniyal kısım segment IVa, kaudal kısım segment IVb' dir.

Sağ lob, sağ hepatik ven aracılığı ile ön ve arka bölümlere; portal ven tarafından üst ve alt subsegmentlere bölünür. Segment V, sağ lobun ön-alt kısmını, segment VI sağ lobun arka-alt kısmını, segment VII, sağ lobun arka-üst kısmını, segment VIII sağ lobun ön-üst kısmını oluşturur (20).



Şekil 1. Karaciğer segmentleri (21).

2.2. Karaciğerin Fokal Kitle Lezyonları

Karaciğer tümörleri; solid ve kistik olmalarına göre, benign veya malign özelliklerine göre sınıflandırılırlar. Benign tümörler kitle etkisi gibi lokal semptomlarla ortaya çıkabileceği gibi çoğu zaman tesadüfi saptanır. Karaciğerin primer malign tümörleri sıklıkla siroz zemininde ortaya çıkar (22). Primer karaciğer tümörlerinin sınıflandırılması orijin aldığı hücrelere göre yapılır. Sekonder malign karaciğer tümörleri ise lenfoma ve metastazlardır. Primer lenfoma çok nadir görülür (23). Karaciğerdeki fokal malign kitlelerin büyük bir kısmını metastazlar oluşturur. Karaciğere en sık metastazı kolon, safra kesesi, pankreas, akciğer ve meme kanserleri yaparken en az metastaz prostat kanserinde görülür (24).

Tablo 1. Karaciğerin Benign Tümörlerinin Sınıflandırılması (25)

Hepatosellüler Orijin
Hepatosellüler Adenom Hepatosellüler Hiperplazi Fokal Nodüler Hiperplazi Nodüler Rejeneratif Hiperplazi Makrorejeneratif Nodül (Adenomatoz Hiperplazi)
Kolanjiyosellüler Orijin
Hepatik Kistler -Basit Kist -Konjenital Hepatik Fibrosis veya Polikistik Karaciğer Hastalığı Biliyer Kistadenom Safra Yolları Adenomu
Mezenkimal Orijin
Mezenkimal Hamartom Hemanjiyom İnfanıl Hemanjiyoendotelyom Lenfanjiyom Lipom, Anjiyomyolipom, Myelolipom Leiomyom Fibrom Heterotopik Doku -Adrenal Restler (Artıklar) -Pankreatik Restler -Primer Hepatik Karsinom

Tablo 2. Karaciğerin Primer Malign Tümörlerinin Sınıflandırılması (24)

Hepatosellüler Orijinli Olanlar
Hepatosellüler Karsinom
Tipik Hepatosellüler Karsinom
Clear Cell Karsinom
Dev Hücreli Karsinom
Çocukluk Dönemi Hepatosellüler Karsinom
Karsinosarkom
Fibrolamellar Karsinom
Hepatoblastom
Sklerozan Hepatik Karsinom
Kolanjiyosellüler Orijinli Olanlar
Kolanjiyokarsinom
Kistadenosarkom
Mezenkimal Orijinli Olanlar
Anjiyosarkom
Epiteloid Hemanjiyoendotelyom
Leiomyosarkom
Fibrosarkoma
Malign Fibroz Histiyoisitom
Primer Lenfoma
Primer Hepatik Osteosarkom

2.2.1. Hemanjiom

Karaciğerde en çok görülen benign tümördür. Karaciğerde metastazlardan sonra en sık hemanjiom görülür (26). Kadınlarda 5 kat fazladır (27). Genelde soliterdir, ancak %50 olguda multiple olabilir (28). Her yaşta görülebilir ancak postmenapozal dönemde siktir (29).

Hemanjiyomlar mikroskobik olarak ince fibröz bir stroma ile desteklenen, tek tabakalı endotel hücrelerinden ve çok sayıda vasküler kanaldan oluşan bir tümördür. Kanallar birbirinden ince fibröz septa ile ayrılır. Makroskobik olarak genellikle birkaç milimetreden 20 cm' den daha büyük boyutlara ulaşabilen tek, iyi sınırlı, kanla bir kitle olarak görülür (30).

Hemanjiomlar histolojik olarak kapiller ve kavernöz şeklinde sınıflandırılır. Kavernöz hemanjiyomlar genellikle 3-5 cm ve tek lezyondur, kapiller hemanjiyomlar ise 2 cm' nin altında ve birden fazla görülürler (31). Lezyonların bazıları östrojen reseptörü içerdiği için gebelerde, oral kontraseptif kullananlarda, pubertede ve androjen tedavisi alanlarda büyüme gösterebilirler. İyi sınırlı lezyonlardır ve genellikle sağ lobda ve subkapsüler alana yerleşirler (32). Genellikle asemptomatikler ve tesadüfen saptanırlar. Özellikle büyük olanlar karında rahatsızlık, çevre organlara bası, rüptür ve kanama semptom verebilirler (27).

Hemanjiyomlar ultrasonografide (US) genellikle iyi sınırlı, homojen hiperekoiktir (32). Yağlı karaciğerde komşu karaciğer parankimine göre daha hipoekoik izlenir. Büyük lezyonlar santralde skar olmasından dolayı heterojen görülürler ve santral kesimleri hipoekoik görülür. Hemoraji, fibrozis ya da kalsifikasyon varlığında lezyonlar heterojen görülebilirler. Bu durumlarda metastazlar ile ayrımı zor olabilir (33). Renkli doppler US' de hemanjiyomların santral ve periferinde 0-16 m/sn akım hızına sahip noktasal tarzda vaskülarite saptanabilir (33).

Kontrastsız bilgisayarlı tomografide (BT) hemanjiomlar komşu parankime göre hipodens izlenir. Genelde dinamik kontrastlı BT ile tanı koyulur (31). MRG en duyarlı tanı yöntemidir. Duyarlılığı %85, özgüllüğü %95 düzeyindedir. T1 ağırlıklı

(A) görüntülerde hipointens, T2 A görüntülerde belirgin hiperintens izlenirler. (34, 35). Dev hemanjiyomlar (en az bir boyutu 6 cm'den büyük olanlar) T1 A ve T2 A'da heterojen sinyalde görülürler ve içyapısında fissürler, septasyonlar bulunur (36). Bu lezyonlarda görülen heterojen sinyal kanama, tromboz, hiyalinizasyon ile likefaksiyon ve miksoid dejenerasyonlarla ilgilidir (36-38).

Hemanjiyomlar hem normal T2A sekansında hem de time echo (TE) süresi uzun tutulan (TE=150msn) ağır T2A sekanslarda belirgin hiperintens görülür malign lezyonlar ise ağır T2A serilerde hiperintensitelerini kaybederler (39).

Karaciğer kitlelerinin değerlendirilmesinde ağır T2 görüntülerinin kullanılması hemanjiomların tanısında %100 duyarlılık ve %92 özgüllük sağlar(40, 41).

MRG'deki kontrastlanma özellikleri BT ile benzerdir. Dinamik kontrastlı MRG' de üç tip kontrastlanma paterni tanımlanmıştır. Tip 1 erken homojen kontrast tutulumu, Tip 2 periferik nodüler kontrast tutulumu ve santrale doğru kontrastlanmanın ilerlemesi ve Tip 3 periferik nodüler kontrast tutulumu ve santrale doğru kontrastlanmanın ilerlemesi fakat santral hipointensitenin sebat etmesi şeklinde tanımlanır. Tip 2 hemanjiyomların en sık izlenen kontrastlanma paternidir. Boyutları 1.5-5 cm olan lezyonların üçte ikisi tip 2, üçte biri ise tip 3 kontrastlanma gösterir (42, 43). Büyük lezyonların çoğu (boyutu >5cm olanlar) tip 3 kontrastlanma gösterir (42-44). Tip 3 kontrast tutulumu her boyuttaki hemanjiyomda görülebilir (42). Kontrastlanma paterni vasküler boşluğun ve lezyonun boyutuna, lezyon içinde kanama, fibrozis ve tromboz olmasına ve muhtemelen bireyin dolaşım durumuna bağlıdır (45, 46).

2.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

2.3.1. Fizik Prensipler

MRG, manyetik bir alanda vücuda elektromanyetik radyo dalgalarının gönderildikten sonra geri dönen sinyallerin toplanarak görüntüye dönüştürülmesini sağlar. Manyetik rezonansın fizik ilkeleri ilk olarak 1946'da Bloch ve Purcell tanımlamış ve ilk defa 1973'te Lauterbur görüntüleme yöntemi olarak kullanmıştır (47).

Proton ve nötron olarak isimlendirilen nükleonlar atomların çekirdek yapısını meydana getirir. Nükleonlar sürekli kendi çevresinde dönerler ve buna spin hareketi denir. Spin hareketi nükleonlar çevresinde doğal bir manyetik alan oluşturur. Dış manyetik alanlar bu momentler gelişigüzel dağılır (48).

Çift sayılı proton ve nötron bulunduran çekirdekler, birbirlerinin dönüş hareketlerine engel olacak şekilde dizilirler ve manyetik moment oluşmaz. Ancak tek sayıda proton, nötron içeren ya da her ikisinin de tek sayıda bulunduğu çekirdeklerde manyetik dipol hareketi oluşur ve bu çekirdeklerde manyetik rezonans mümkündür. MRG' de tek sayıda elektron ve proton içermesi ve insan vücudunda hemen her dokuda fazla miktarda olan su ile yağ moleküllerinin yapısında bulunduğu için hidrojen atomu (H^+) kullanılır.

Dokularda normalde gelişigüzel dağılan H^+ dipolleri momentlerin toplamı şeklinde kuvvet meydana getiremezler. Ancak güçlü bir manyetik alana konulduklarında, manyetik alanın yönüne paralel ve antiparalel dizilirler. Paralel dizilim daha az enerji gerektirdiğinden, atomların daha fazlası bu şekilde dizilir ve paralel dizilenlerin sayısı anti paralel dizilenlerden daha fazla olur. Böylece net bir manyetik vektör oluşur. Buna longitudinal manyetizasyon denir (47, 48).

Protonlar kendi etraflarında spin hareketini sürdürürken, aynı zamanda güçlü bir manyetik alanda ortaya çıkan dış manyetik alanın gücü ile orantılı olarak bu manyetik vektörün eksenini çevresinde salınım (precession) hareketi yaparlar. Salınım hareketi rezonans [protonların radyofrekans (RF) pulsı ile uyarılması] olayında ve görüntü elde edilmesinde kullanılan puls sekanslarında belirgin önem taşır. Precession hareketinin frekansı Larmour denklemi ile hesaplanır.

$$f = g \cdot B_0$$

f = salınım frekansı ($\mu\text{Hz}/\text{sn}$)

g = gyromanyetik sabite ($\mu\text{Hz}/\text{Tesla}$)

B_0 = manyetik alanın gücü (Tesla)

Dokunun net manyetik vektörü (longitudinal manyetizasyon) dış manyetik alana paralel olmasından dolayı sinyal alınamaz. Sinyal alabilmek amacıyla protonlar 90 derecelik RF pulsu ile uyarılır. Böylece protonlar paralel dizilimlerinden saparak 90 derece açı yapacak biçimde dizilirler. Oluşan yeni duruma transvers manyetizasyon denilir ve RF pulsu ortamdaki çekildiğinde protonlar önceki düşük enerjili konumlarına geri dönerler. Bu sırada protonların arasındaki faz uyumu da bozulmaya başlayarak longitudinal manyetizasyon tekrar oluşur. Bu değişim 'free induction decay = FID' olarak adlandırılır ve sinyal kaydı bu sırada gerçekleşir (47, 48).

90° RF pulsunu verdikten sonra longitudinal manyetizasyonun %63' ünün tekrar oluşması için geçen süre T1 relaksasyon zamanı olarak tanımlanır. Bu süre manyetik alanın gücüne ve dokuların iç yapısına bağlı değişiklik gösterir. Dokuların T1 süresi kısa olduğunda parlak (hiperintens), T1 süresi uzun olduğunda koyu (hipointens) olarak görülürler.

RF pulsu kesildikten sonra transvers manyetizasyon azalır ve başlangıçtaki değerinin %37' sine düşene kadarki zamana T2 relaksasyon zamanı denir. T2 süresi iç ve dış manyetik alandaki inhomojenitelerden etkilenir ancak cihazın manyetik alan gücünden bağımsızdır (47, 48).

2.3.2. MRG'de Görüntü Oluşumu

MRG' de görüntü oluşturulmasının temeli dokuların farklı relaksasyon süreleri göstermeleri belirler. Dokuda manyetik alandaki değişiklikler bir elektrik akımı oluşturur. Bu akım koiller tarafından kaydedilir. Koiller oluşan sinyalleri toplar. Toplanan sinyallerin vücuttaki hangi bölgeden geldiğinin belirlenmesi gerekir. Bu amaçla kesit alınacak düzleme dik şekilde kesit belirleme gradiyenti yerleştirilir. Gradientler manyetik alan farklılıklarını oluşturacak biçimde düzenlenir.

Böylece manyetik alan gücü sağlanarak her bölgede farklı rezonans frekansı elde edilmiş olur. Kesit alınacak düzleme RF sargıları ile manyetik alan gücü değerinde bir puls gönderilir ve yalnızca belirlenen kesit alanındaki protonlar uyarılmış olur. Kesit yerini puls frekansı, kesit kalınlığını bant genişliği belirler. Dokudaki belirlenen kesitteki protonlardan gelecek sinyaller frekans ve faz eksenlerine yerleştirilir ve Fourier transformasyonu yöntemi ile görüntüye çevrilir (47).

2.3.3. K Alanı

Dokulardan gelen sinyallerin frekanslarına uygun kodlanarak yerleştikleri yerdir. K alanında x ekseninde frekans kodlama ve y ekseninde faz kodlama gradiyentlerinden alınan sinyallerin lokalizasyonları belirlenir. Merkezde toplanan sinyaller düşük frekanslı ve kontrast rezolüsyonunu belirler. Çevrede toplanan sinyaller yüksek frekanslı ve geometrik rezolüsyonu belirler. K-alanı büyütülerek görüntünün geometrik rezolüsyonu artırılabilir (47).

2.3.4. Kesit Belirleme, Frekans Kodlama Ve Faz Kodlama Gradientleri

Frekans kodlama gradiyenti, kesite paralel ve kesit belirleme gradiyentine dik yerleşimlidir. Frekans kodlama gradiyenti kesite paralel olan sinyalin hangi vokselden geldiğini, kesit belirleme gradiyenti sinyalin hangi kesitten geldiğini tespit eder. Faz kodlama gradiyenti ise, kesit belirleme ve frekans kodlama gradiyentlerine dik bir başka gradiyenttir. Matriks oluşturmak için sinyalin hangi sıralardan geldiğinin bilinmesini sağlamaktadır (47).

2.3.5. MRG' de Kullanılan İnceleme Sekansları

1) Saturation Recovery, Partial Saturation

90° puls uygulandıktan sonra FID sinyallerinin toplanması ile meydana gelen bir sekanstır. Görüntüler, TR (time repetition) süresine göre T1 ya da proton dansite (PD) şeklinde olur. TR uzun tutulduğunda protonların saturasyonu için yeterli süre geçtiğinden görüntüler PD ağırlıklı olur (saturation recovery) . TR kısa tutulduğunda görüntüler T1 ağırlıklı olur (partial saturation)(47).

2) Spin Eko (SE) Sekansı

Önce 90° RF pulsı uygulanarak transvers manyetizasyon oluşur. 90° pulslar arasındaki süre TR, 90° pulstan en yüksek eko sinyali alana kadarki geçen zaman TE olarak tanımlanır. TE'nin yarısından sonrasında 180° lik ikinci bir puls uygulanır. TE süresi bitiminde meydana gelen eko sinyali toplanır. Bu işlem TR süresi kadar tekrar uygulanır.

T1, T2 ve PD görüntüler, TR ve TE süreleri değiştirilerek elde edilir. T1 ağırlıklı görüntüyü TR süresi belirler. TR düşük tutulduğunda T1 ağırlıklı görüntü oluşur ve dokuların anatomisi detaylı görülür. TR uzun tutulduğunda PD ağırlıklı görüntüler oluşur. TE değeri ise görüntünün T2 ağırlığını belirler. TE süresi uzadıkça sinyal / gürültü oranında azalma olur ve anatomik detay da azalmış olur (47).

TR kısa (700 msn'den düşük) ve TE kısa (30 msn' den düşük) tutulduğunda T1 ağırlıklı görüntüler oluşur. T1A'da BOS koyu, yağ ve kontrastlanan dokular parlak görülür. TR uzun (2000 msn' den yüksek), TE kısa (30 msn'den düşük) tutulduğunda PD görüntüler elde edilir. TR uzun (2000 msn'den yüksek) ve TE uzun (70-80 msn' den yüksek) tutulduğunda ise T2 ağırlıklı görüntüler oluşur ve patolojiyi

saptamada daha duyarlıdır. Beyin Omirilik Sıvısı (BOS) ve çoğu patoloji parlak görülür.

3) Inversion Recovery (IR) Sekansı

SE sekansından farklı olarak 90° puls verilmeden önce, 180° puls verilir böylece longitudinal manyetizasyon ters yöne çevrilir. 180° puls verilir ve TI (time inversion) kadar süre geçtikten sonra 90° puls uygulanır. Başlangıçta verilen 180° pulstan sonra longitudinal manyetizasyon negatif, sıfır veya pozitif iken, sonra gelen 90° pulsa yakalanabilir. Yakalandığı nokta null point olarak tanımlanır ve her doku için farklıdır. TI süresi dokunun null point değerine uygun seçilir ve o dokunun görüntüsünün baskılanması sağlanır. TI kısa (300 msn' den düşük) tutulursa yağ dokusundan alınan sinyaller baskılanır ve STIR (short time inversion recovery) sekansı oluşur. TI değeri (2000 msn üzeri) ve TR uzun tutulduğunda ise BOS' dan gelen yüksel sinyal baskılanmış olur ve fluid attenuation inversion recovery (FLAIR) sekansı oluşur (48).

4) Gradyent Eko Sekansı (GE)

90° lik puls yerine 90° den daha küçük açısı (flip angle = FA) olan RF pulsu kullanılır. Sonrasında 180° lik puls uygulanmayıp frekans kodlama yönünde gradiyent çeviriciler konulmuştur. Gradyent Eko Sekansı sayesinde MRG süresi kısaltılmıştır. T1, T2 ve PD ağırlıklı görüntüler FA ve TE değerlerine göre belirlenir.

GE sekansı, manyetik alan inhomojenitesi ve transvers manyetizasyondan etkilendiği için relaksasyon zamanı T2' den kısa olup T2* şeklinde tanımlanır. FA 45° ve üzerinde, TE 30 msn ve altında iken T1 ağırlıklı, FA 20° ve altında, TE 60 msn ve üzerinde olduğunda T2 ağırlıklı, FA 20° ve altında, TE kısa tutulduğunda ise PD ağırlıklı görüntüler oluşur (47).

5) Fast Gradyent Eko:

a-1) Steady State Coherent Teknikler: Sinyalin oluşması esnasında longitudinal ve transvers manyetizasyon birlikte yer alır. Bunun için steady state (SS) etkisinden faydalanılır. TR değerleri kısa tutulduğunda transvers relaksasyon tamamlanamayıp ortamda longitudinal manyetizasyon ile devamlı bulunur. Bu durum SS etkisi olarak adlandırılır ve böylelikle T2 süresi uzun olan dokular daha fazla sinyal vermiş olur (47).

a-2) Steady State Incoherent Teknikler: Bu yöntemde steady state etkisi önlenerek hızlı T1 ağırlıklı GE görüntüler elde edilir. Her RF pulsundan önce suprese edici gradyent uygulanır böylece rezidüel transvers manyetizasyonun eliminasyonu sağlanır (47).

6) Hızlı Spin Eko (Fast Spin Eko (FSE), Turbo Spin Eko (TSE)):

90° lik RF pulsu sonrasında K-alanını birden fazla faz çizgisi ile doldurulması konvansiyonel SE' den temel farkı oluşturur. K-alanının matematiksel analizi açısından konvansiyonel SE'den farklıdır. Hızlı SE' her TR süresinde K alanında taranan satır sayısını gösteren Echo-Train Length (ETL = Turbo faktör) mevcuttur. Hızlı SE' de ETL uzun olduğunda tetkik süresi azalır ve T2 kontrastı artarken sinyal / gürültü oranı, görüntünün netliği ve kesit sayısı azalır (47).

7) Ekoplanar Görüntüleme (Echoplanar Imaging = EPI)

En hızlı MR görüntüleme yöntemi olup klinikte oldukça kullanışlıdır. Diğer tekniklerden en önemli farkı kesit görüntüsünün tek RF pulsu sayesinde oluşturulabilmesidir. Görüntü elde etme süresi birkaç saniyedir. Ancak geometrik

rezolüsyon ve sinyal / gürültü oranı düşüktür. EPI' de SE ve GE tekniklerini içerir. SE EPI' de RF pulsundan sonra 180° puls ile spinler faz konumuna gelerek ve sinyal oluşması gerçekleşir. GE-EPI' de ise RF pulsu verildikten sonra gradient kullanılır, spinlerin tekrar odaklanması ve sinyal oluşması sağlanır. Görüntü T2* ağırlıklıdır. EPI' de endojen ve ekzojen opak madde verilerek çok hızlı çekimler elde edilir. Difüzyon, perfüzyon, MR floroskopi, sine kardiyak incelemeler gibi fonksiyonel tetkiklerin yapılmasını sağlamaktadır.

8) Manyetizasyon Transfer (MT)

Görüntüleme esnasında işlemlerden hemen önce geniş bantlı bir saturasyon pulsu uygulanarak, sinyale katkıları az olan bağlı proton havuzunun saturasyonu sağlanır. Böylelikle, kas ve beyin gibi solid kısımlardan gelen sinyaller parsiyel olarak suprese edilir. Beyinde kontrastlı T1 görüntülemeye ve MR anjiyografide zemini baskılamak amacıyla bu teknik uygulanır. MT sayesinde beyaz cevher gibi bağlı proton sayısı çok olan dokuların sinyali suprese edilir ve kontrast tutan lezyonların görünürlüğü sağlanır (47).

2.3.6. Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DAG)

'Brownian hareket' şeklinde de isimlendirilen difüzyon, moleküllerin üç boyutlu bir ortamda ısıya bağlı serbest rastgele hareketleridir. Tanımlanan bu hareket molekül boyutu, ortam yoğunluğu ve ısisına bağlı değişir(49).

Ortamda bir ısı kaybı oluşmadıkça bu hareket rastgele başlar ve her yönde birbirine eş değer olacak biçimde sonsuza kadar devam edebilir. Bu şekildeki randomize harekete 'izotropik hareket' denir. 'Anizotropik hareket' ise Brownian hareketin yön bağımlı değişikliklerini ifade eder, diğer bir deyişle, serbest su moleküllerinin oluşturduğu Brownian hareketin her üç yöndeki komponentlerinden bir ya da bir kaçının, dokudaki birtakım anatomi kaynaklı veya fizyolojik engeller sebebiyle kısıtlanmasıdır. Hücre içi ve dışı sıvı dinamiklerinde görülen farklılıklar, dokuda oluşan anizotropinin asıl sebebini oluşturur, böylece dokularda farklı

difüzyon özellikleri oluşur. Bu durum, dokularda görülen patolojik durumların açıklanmasında faydalı olur (50).

Difüzyon ağırlıklı görüntüleme, herhangi bir doku içerisindeki serbest su moleküllerindeki protonların, uygulanan difüzyon gradyenti boyunca yaptığı hızlanan ya da kısıtlanan difüzyon hareketlerinin ölçülmesine dayanan görüntüleme yöntemidir (50).

Difüzyon ağırlıklı görüntülemenin temel ilkesi; moleküllerin gelişigüzel hareketi ile değişen manyetik alanların salınım fazları ve sinyallerinde bozulma ve kayba neden olmasıdır. Tanımlanan etki standart sekanslarda oldukça azdır. Difüzyonun bu etkisi, uygun bir sekansa difüzyona duyarlı hale gelen güçlü gradiyentler kullanılarak belirginleştirilir. Difüzyonun neden olduğu intravoksel dephase ve sinyal kaybı aşağıdaki formülle belirlenir;

$$SI = SI^o \times \exp(-b \times D)$$

Bu denklemde ;

SI^o : Gradyent kullanılmadan önceki sinyal intensitesini gösterir.

SI : Gradient uygulanmış görüntüdeki sinyal intensitesini gösterir.

b : Difüzyon gradientinin değerini gösterir.

b değeri, uygulanan difüzyon gradiyentlerinin süresine, gücüne ve gradiyentler arası zamana bağlıdır. b değeri ne kadar yüksek olursa, difüzyon duyarlılığı o kadar yüksek olur ve görüntü üzerindeki etki o kadar net olur.

$b = \gamma^2 G^2 \lambda^2 (A - \lambda/3)$ formülü ile hesaplanır. Bu formülde;

γ : giromanyetik oranı gösterir

G : gradiyent gücü gösterir.

Δ : gradiyentin uygulama süresini gösterir.

Δ : gradiyentler arası zamanı gösterir.

D: su moleküllerinin difüzyon katsayısını gösterir. Difüzyon katsayısı suda olduğu gibi küçük moleküllerde yüksek iken, proteine benzer büyük moleküllerde düşüktür. Difüzyon katsayısının in vivo ölçümü biyolojik dokulardaki birçok faktörden etkilenir. Kapiller perfüzyon, ısı ve dokulardaki manyetik hassasiyet gerçek difüzyonu etkilediği için difüzyon katsayısının yerine, sadece su protonlarının Brownian hareketini ölçen görünür difüzyon katsayısı (apparent diffusion coefficients = ADC) terimi kullanılır (51, 52).

ADC haritası: Ölçülebilen difüzyonun mutlak değerini gösterir. Haritalar piksel tabanındaki verilerin işlenmesiyle meydana gelen sentetik görüntülerdir. Gradyent ve manyetik alanın gücüne bağlı olmadan suyun hareketine nicel bir ölçüm sağlar. Sadece difüzyon büyüklüğüne bağlı sinyal oluşur, difüzyon yönü ve T2 etkisine bağlı değildir. ADC değerinin matematiksel olarak hesaplanabilmesi için en az iki farklı b değerine ihtiyaç vardır. Günümüzde MR sistemlerinde otomatik olarak hesaplanmaktadır (53).

Difüzyon MRG, sıklıkla en fazla single shot echo planar imaging (SSEPI) ile yapılır. EPI sekansında aynı ölçütte ve ters yönde gradiyent çifti uygulanır. Bu yöntemde su moleküllerinin hareketlerine bağlı görüntüler oluşur. Bu sekansda ilk gelen görüntüler T2 ağırlıklı ($b=0$), sonrakiler x, y, z yönlerindeki difüzyon gradiyentlerinin eklenmesiyle ($b=1000$) elde edilen difüzyon ağırlıklı görüntülerdir. Bu yöntemde görüntünün oluşması difüzyonun yönü, büyüklüğü ve T2 sinyaline bağlıdır. En son gelen görüntüler de difüzyon vektörlerinin izdüşümünün hesaplanmasıyla meydana gelen izotropik görüntülerden oluşur. İzotropik görüntüler cihaz sayesinde otomatik oluşur ve yöne bağlı oluşan sinyal değişiklikleri kaybolur. Böylece *trace* DAG olarak adlandırılan bu yöntemde yön bağımlılığı ortadan kalkmış olur (54, 55).

DAG' de, kısıtlı (yavaş) difüzyon gösteren dokular parlak (hiperintens), hızlı difüzyon gösteren dokular ise koyu (hipointens) izlenir. DAG' de kontrastı asıl meydana getiren T2 sinyalidir. T2 ağırlıklı görüntülerde parlak görülen lezyonlar difüzyon kısıtlılığı olmadığında dahi, DAG de parlak izlenir ve difüzyon kısıtlanmış

görünümü verebilir. Bu durum T2 parlaması (T2 shine through) olarak adlandırılır (56,57). Bu durumu engellemek amacıyla her voksel için T2 etkisini yok eden matematiksel işlemler sonucunda ADC haritası elde edilir. ADC haritalarında difüzyon kısıtlılığı olduğunda hipointens izlenir ve ADC değeri düşük çıkar, hızlı difüzyonda ise hiperintens izlenir ADC değerleri yüksek çıkar (58, 59).

DAG ilk kez nöoradyoloji alanında inme tanısında kullanılmaya başlanmıştır. Karaciğerde DAG' nin tek bir nefes tutma süresinde elde olabilmemesi mümkün hale gelmiştir. Egzojen opak madde kullanmaya ihtiyaç yoktur (60-62). Karaciğerin DAG' sinde solunum hareketi, kardiyak hareketlerin ve peristaltizmin neden olduğu özellikle sol lob ve kubbe kısmında daha belirgin artefaktlar sebebiyle görüntü kalitesi bozulabilir. Hızlı eko planar ve single shot görüntülemenin ortaya çıkması ile artefaktlar büyük oranda azalmış ve böylece DAG abdomen ve pelvis görüntülemelerinde oldukça yararlı bilgiler vermektedir (63).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda Mart 2017 - Aralık 2020 arasında Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda klinik incelemeler sonucu Abdomen MRG yapılmış ve karaciğer hemanjiomu tespit edilmiş 18 yaş ve üzerinde 100 erişkin olgunun görüntüleri ünitemizde mevcut olan Picture archiving and communication system (PACS) sisteminden retrospektif olarak değerlendirildi. Herhangi bir nedenle nefes tutamayan, koopere olamayan, kalp pili olan, karaciğerinde hepatosteatoz, siroz vs. gibi kronik karaciğer hastalıkları olan hastalar, karaciğerinde metastazı olan olgular, boyutu bir cm'den küçük lezyonlar oluşabilecek artefakt veya yanlış ADC değerleri ölçülebileceğinden dolayı çalışma dışı bırakıldı. Hemanjiyom tanısı MRG görünüm özellikleri (T1 A görüntülerde hipointens, T2 A ve ağır T2 A görüntülerde belirgin hiperintens) ve tipik kontrastlanma patternleri ile konuldu. Hemanjiomlar, Difüzyon MRG incelemede DAG' de ve ADC haritalarında hiperintens sinyal özelliğindedir. Lezyonlar kontrastlanma patternlerine göre Tip 1-2-3 olarak sınıflandırıldı. Tip 1 erken homojen kontrast tutulumu, Tip 2 periferik nodüler kontrast tutulumu ve santrale doğru kontrastlanmanın ilerlemesi ve Tip 3 periferik nodüler kontrast tutulumu ve santrale doğru kontrastlanmanın ilerlemesi fakat santral hipointensitenin sebat etmesi şeklinde tanımlanır.

Kliniğimizde Manyetik Rezonans görüntülemeye 1.5T (General Electric's, Signa Explorer) 16 ch Flexible koil kullanılarak kontrastlı kesitler alınmadan önce rutin olarak Cor T2 SSFSE, Ax 3D Dual Echo, Ax FIESTA, Ax T2 RTr PROP, Ax fs T2 RTr PROP ve difüzyon ağırlıklı sekanslar elde edilmektedir. Difüzyon ağırlıklı görüntüler aksiyal planda SSEPI sekansı kullanılarak, her 3 yönde (x,y,z), 3 farklı b

değerinde ($b=0$, $b=600$ ve $b=1000$ mm²/s) difüzyona duyarlı gradientler uygulanarak elde edildi. ADC haritalarını cihaz otomatik olarak oluşturdu ve lezyonların ortalama ADC değeri oluşturulan haritalardan kantitatif ölçüldü. Ölçüm yapılırken lezyonların yerleşim yeri ve boyutları da değerlendirildi. Ölçümler her lezyona aynı kesitte 0.5 cm çaplı dairesel region of interest (ROI) yerleştirilerek üç farklı ADC ölçümü yapıldı ve sonrasında bu ölçümlerin ortalama değeri hesaplandı. Birden fazla lezyonu olan olguların her lezyonu ayrı ayrı değerlendirildi. Ayrıca her hastanın karaciğer parankiminden üç ayrı noktadan 3 ayrı ROI ölçümü yapılarak bunların ortalaması alındı. Bu şekilde karaciğer parankiminin normal ADC değerleri de elde edildi.

Elde edilen verilerin analizi SPSS 22.0 versiyonu ile yapıldı. Sürekli değişkenlerden normal dağılıma uygunluk gösteren veriler ortalama±Standart Sapma ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen veriler ortanca [interquartile range (IQR)] ile tanımlandı. Kategorik değişkenler, numaralandırılıp ve yüzdeler (%) ile belirtildi ve Ki-Kare testi ile karşılaştırıldı. Sürekli değişkenler ise Student-t-Testi ve Mann-Whitney U testi ile karşılaştırıldı. Varyans analizi ve çoklu karşılaştırmalar için Kruskal-Wallis testi kullanıldı. 0,05'den küçük p değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Çalışma protokolü Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu'na sunuldu ve 28.01.2021 tarihinde 02 nolu oturum 12 sayılı karar ile etik kurulu onayı alındı.

4. BULGULAR

Tablo 3. Araştırma Grubunun Nitel Değerlerinin Dağılımı (n=145)

Cinsiyet	n	%
Kadın	63	63
Erkek	37	37
Hemanjiom Tipi		
Tip1	10	6,9
Tip2	124	85,5
Tip3	11	7,6
Hemanjiomun Lokalizasyonu		
Segment 1	2	1,4
Segment 2	12	8,3
Segment 3	9	6,2
Segment 4	22	15,2
Segment 5	15	10,3
Segment 6	23	15,9
Segment 7	29	20
Segment 8	33	22,8

Çalışmamızda 37'si erkek ve 63'ü kadın toplamda 100 hastada 145 lezyon değerlendirildi. Çalışmaya aldığımız olguların lezyonlarını incelediğimizde, en sık görülen hemanjiom tipi tip 2 (%85,5) iken hemanjiomların en sık yerleşim yeri segment 8 idi (Tablo 3).

Tablo 4. Araştırma Grubunun hemanjiom boyutlarının Nicel Değerlerinin Dağılımı (n=145)

	Ortalama	Standart Sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
Hemanjiom Boyutu	25,16	17,71	19,00	10,00	85,00

Lezyonların boyutları 10 mm ile 85 mm arasında değişmekte olup ortalama boyut 25,16 mm olarak ölçüldü. (Tablo 4).

Tablo 5. Cinsiyete Göre Hemanjiom Tipinin Dağılımı

		Hemanjiom Tipi			p
Cinsiyet		Tip 1	Tip 2	Tip 3	
Kadın	n	5	77	7	0,178
	%	5,6	86,5	7,9	
Erkek	n	5	47	4	
	%	8,9	84	7,1	

Kadın ve erkek cinsiyette en sık tip 2 hemanjiom (Kadın: %86,5, Erkek: %84) görülmekle birlikte cinsiyet ve hemanjiom tipi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (p: 0,718) (Tablo 5).

Tablo 6. Hemanjiomun Bulunduğu Karaciğer Segmentine Göre Hemanjiom Tipinin Dağılımı

Hemanjiomun Lokalizasyonu		Hemanjiom Tipi			p
		Tip 1	Tip 2	Tip 3	
Segment 1	n	0	2	0	0,818
	%	0	100	0	
Segment 2	n	2	10	0	
	%	16,7	83,3	0	
Segment 3	n	0	8	1	
	%	0	88,9	11,1	
Segment 4	n	2	19	1	
	%	9,1	86,4	4,5	
Segment 5	n	1	12	2	
	%	6,7	80	13,3	
Segment 6	n	2	21	0	
	%	8,7	91,3	0	
Segment 7	n	1	25	3	
	%	3,4	86,2	10,3	
Segment 8	n	2	27	4	
	%	6,1	81,8	12,1	

En çok hemanjiom segment 8’ de bulunurken (n=33), oransal olarak tüm araştırma grubunda olduğu gibi burada da tip 2 hemanjiom daha fazladır (%81,8). Tip 3 hemanjiom da en fazla segment 8 (n=4) de görülmüştür. Ancak hemanjiom tipi ve bulunduğu karaciğer segmenti arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır (p: 0,818) (Tablo 6).

Tablo 7. Cinsiyete Göre Hemanjiomun Bulunduğu Karaciğer Segmentinin Dağılımı

Hemanjiomun Lokalizasyonu		Cinsiyet		p
		Kadın	Erkek	
Segment 1	n	1	1	0.651
	%	50	50	
Segment 2	n	8	4	
	%	66,7	33,3	
Segment 3	n	5	4	
	%	55,6	44,4	
Segment 4	n	11	11	
	%	50	50	
Segment 5	n	7	8	
	%	46,7	53,3	
Segment 6	n	14	9	
	%	60,9	39,1	
Segment 7	n	21	8	
	%	72,4	27,6	
Segment 8	n	89	56	
	%	61,4	38,6	

Hemanjiomun bulunduğu karaciğer segmenti ile cinsiyet arasında da anlamlı bir ilişki bulunmamıştır (p: 0,651). Kadınlarda en fazla segment 7 ve 8’ de (sırasıyla n=21, n=22) görülürken erkeklerde en çok segment 4 ve 8’de (sırasıyla n=11, n=11) görülmüştür. Kadın ve erkeklerde benzer şekilde en az segment 1’ de (sırasıyla n=1, n=1) görülmüştür (Tablo 7).

Tablo 8. Cinsiyet ve Hemanjiom Tipine Göre Hemanjiom Boyutunun Dağılımı

Hemanjiom Boyutu		
Cinsiyet	Median(%25-%75)	p
Kadın	18,00(12,50-27,50)	0,169
Erkek	20,00(14,25-31,75)	
Hemanjiom Tipi		
Tip 1	12,50(11,00-15,00)	p<0,001*
Tip 2	19,00(13,25-27,00)	
Tip 3	66,00(45,00-78,00)	

Hemanjiom boyutlarının ortalamaları cinsiyete göre farklılık göstermezken (p: 0,169), tüm hemanjiom tipleri arasında anlamlı farklılık gösterdiği, Tip 1 ve Tip 2 hemanjiomların boyutlarının ortalamasının Tip 3' den küçük olduğu tespit edilmiştir (p<0,001) (Tablo 8).

Tablo 9. Hemanjiom Tipine Göre Lezyon ADC Ortalama Değerleri Dağılımı

		Hemanjiom Tipi			p
		Tip 1	Tip 2	Tip 3	
Lezyon b=600 s/mm ² Ort					
ADC Değeri(x10 ⁻³ mm ² /s)	Median	2,23	1,97	1,88	0,025*
	(%25-%75)	(2,01-2,61)	(1,80-2,16)	(1,83-1,99)	
Lezyon b=1000 s/mm ² Ort					
ADC Değeri(x10 ⁻³ mm ² /s)	Median	1,86	1,82	1,8	0,76
	(%25-%75)	(1,75-2,09)	(1,63-2,00)	(1,72-1,93)	

Lezyonların b=600 s/mm² değerinde ölçülen ortalama ADC değerleri hemanjiom tip 1 ile tip 2 ve tip 1 ile tip 3 arasında anlamlı farklılık göstermektedir (p: 0,025). b=1000 s/mm² değerinde ölçülen ortalama ADC değerlerinde hemanjiom

tipleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Her iki b değerinde ölçülen ortalama ADC değerleri en yüksek Tip1 hemanjiomda ölçülmüştür (Tablo 9).

Tablo 10. Lezyon ve Karaciğer parankimi b=600 s/mm² ADC Ortalama Değerlerinin Dağılımı

	Median (%25-%75)	p
Lezyon b=600 s/mm ² Ort ADC Değeri(x10 ⁻³ mm ² /s)	1,98(1,81-2,18)	p<0,001*
Karaciğer parankimi b=600 s/mm ² Ort ADC Değeri(x10 ⁻³ mm ² /s)	1,20(1,16-1,26)	

Çalışmaya aldığımız bireylerin b=600 s/mm² değerinde sağlıklı karaciğer parankiminden ölçülen ortalama ADC değeri ile hemanjiyom ortalama ADC değeri karşılaştırıldığında farklılık anlamlı bulundu (p<0,001). Normal karaciğer parankiminden ölçülen ortalama ADC değeri 1,20 (1,16-1,26)x10⁻³ mm²/s iken hemanjiyomların ortalama ADC değeri ise 1,98 (1,81-2,18)x10⁻³ mm²/s olarak ölçüldü ve hemanjiyom ortalama ADC değerlerinin, normal karaciğer parankimi ortalama ADC değerinden istatistiksel olarak yüksek bulundu (p<0,001) (Tablo 10).

Tablo 11. Lezyon ve Karaciğer parankimi $b=1000 \text{ s/mm}^2$ ADC Ortalama Değerlerinin Dağılımı

	Ort $\pm$ Ss	p
Lezyon $b=1000 \text{ s/mm}^2$ Ort ADC Değeri($\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$)	1,85 $\pm$ 0,31	p<0,001*
Karaciğer $b=1000 \text{ s/mm}^2$ Ort ADC Değeri($\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$)	1,19 $\pm$ 0,09	

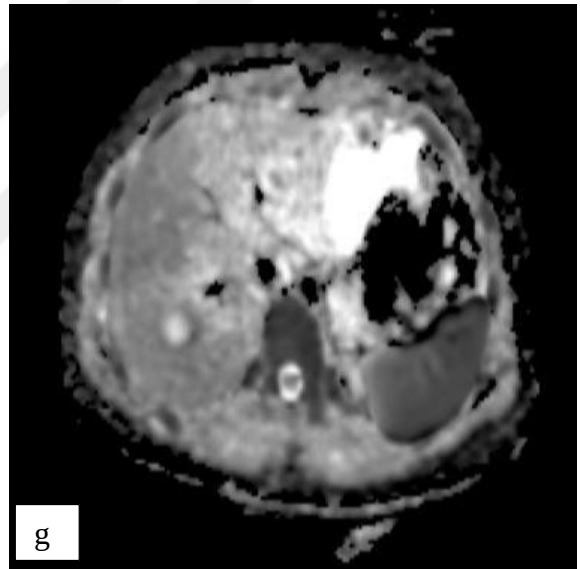
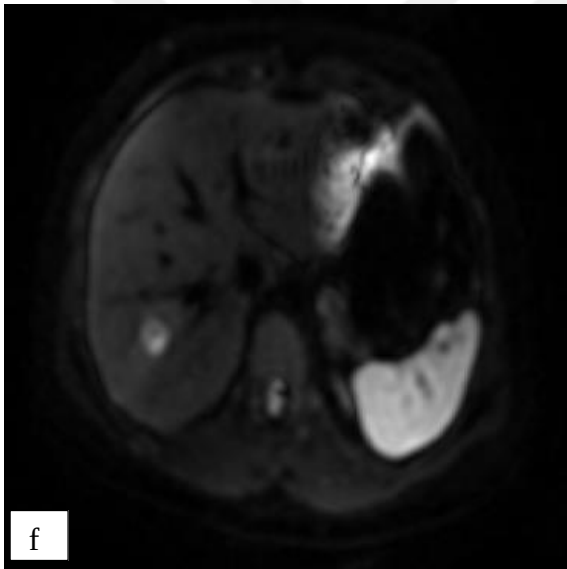
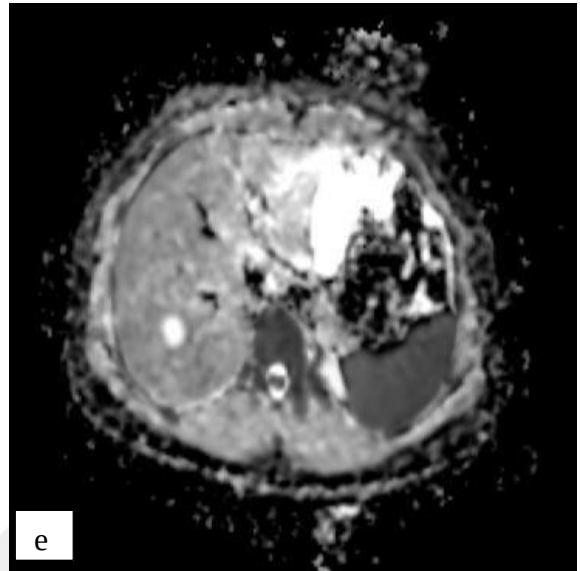
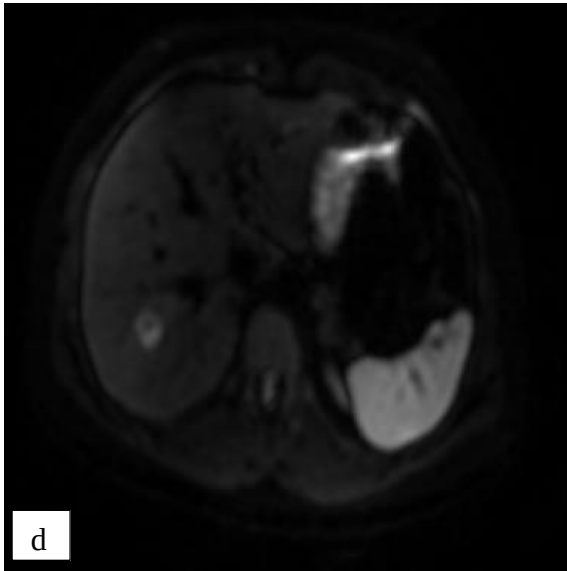
$b=1000 \text{ s/mm}^2$ değerinde normal karaciğer parankiminden ölçülen ortalama ADC değeri ile hemanjiyom ortalama ADC değerleri karşılaştırıldığında farklılık anlamlı bulundu ($p<0,001$). Karaciğer parankiminden ölçülen ortalama ADC değeri $1,19\pm 0,09 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ iken hemanjiyom ortalama ADC değeri ise $1,85\pm 0,31 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ olarak ölçüldü ve hemanjiyom ortalama ADC değeri, karaciğer parankimi ortalama ADC değerinden yüksek bulundu ($p<0,001$) (Tablo 11).

5. OLGU ÖRNEKLERİ

OLGU 1

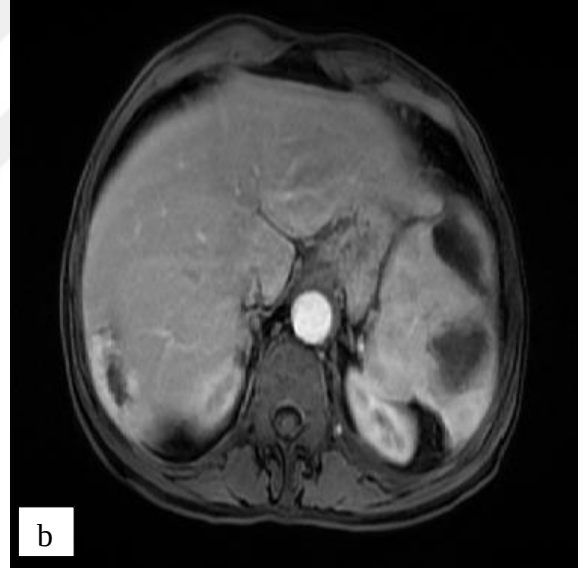
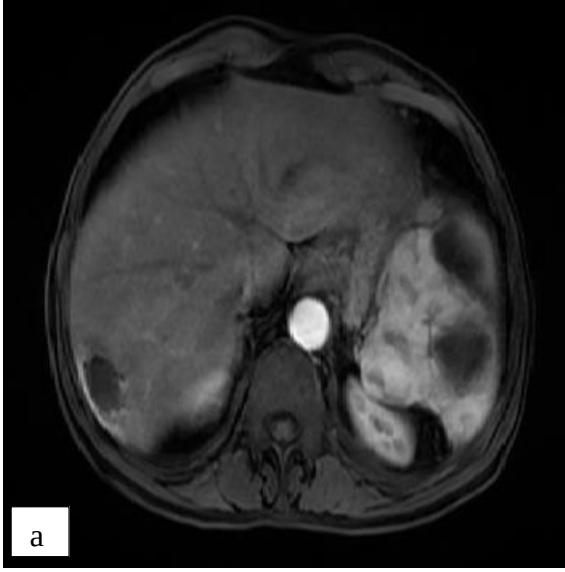
34 yaşında kadın hasta dinamik kontrastlı MRG' de arteryel fazda (a) erken homojen kontrastlanan, portal faz (b) ve venöz fazda (c) kontrastlanması devam eden Tip 1 kontrastlanma özelliğinde hemanjiom görülmektedir. $b=600 \text{ s/mm}^2$ değerinde elde edilen DAG' de (d) hemanjiomun hiperintens sinyal özelliğinde olduğu görülmektedir. ADC haritalarından (e) yapılan ölçümde ortalama ADC değeri $2,62 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçülmüştür. $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değerinde elde edilen DAG' de (f) hemanjiomun hiperintens sinyal özelliğinde olduğu görülmektedir. ADC haritalarından (g) yapılan ölçümde ortalama ADC değeri $1,88 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçülmüştür.

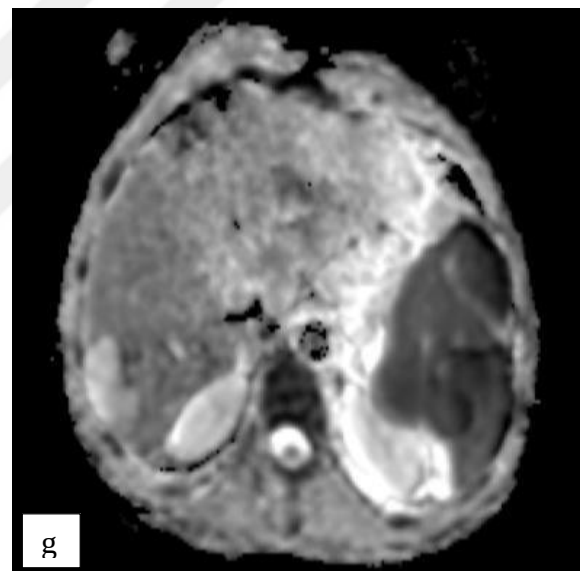
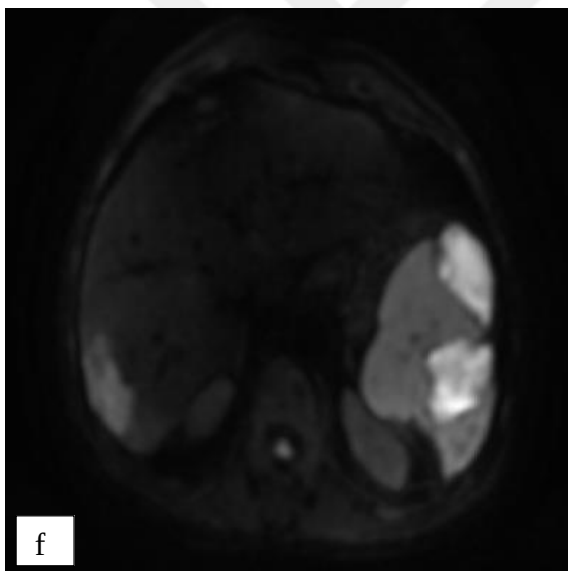
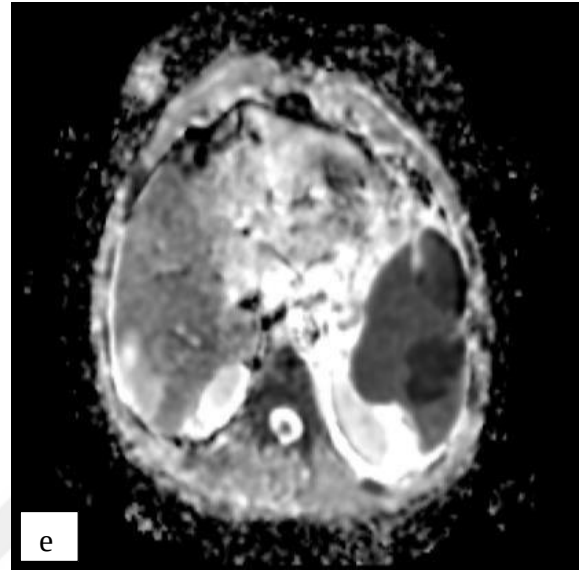
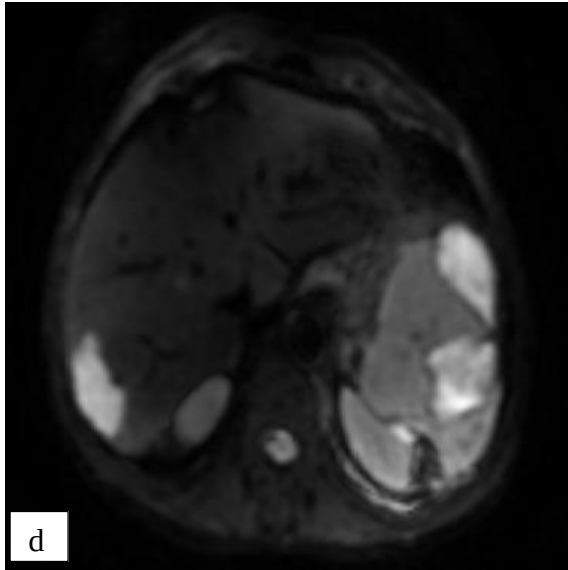




OLGU 2

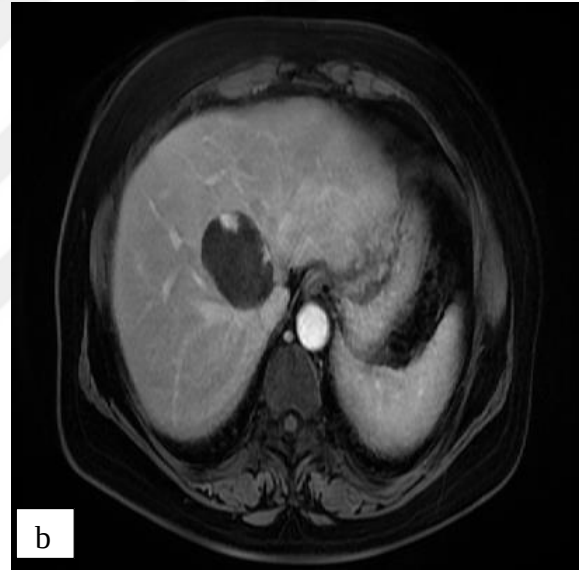
61 yaşında erkek hasta dinamik kontrastlı MRG' sinde arteryel fazda (a) periferik nodüler kontrastlanan, portal faz (b) ve venöz fazda (c) kontrastlanması santrale doru progresif dolum gösteren Tip 2 kontrastlanma özelliğinde hemanjiom görülmektedir. $b=600 \text{ s/mm}^2$ değerinde elde edilen DAG' de (d) hemanjiomun hiperintens sinyal özelliğinde olduğu dikkati çekmektedir. ADC haritalarından (e) yapılan ölçümde ortalama ADC değeri $1,97 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçülmüştür. $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değerinde elde edilen DAG' de (f) hemanjiomun hiperintens sinyal özelliğindedir. ADC haritalarından (g) yapılan ölçümde ortalama ADC değeri $1,82 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçülmüştür.

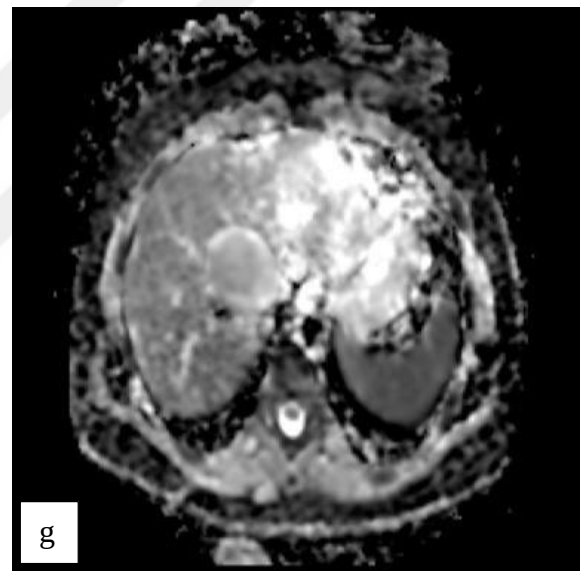
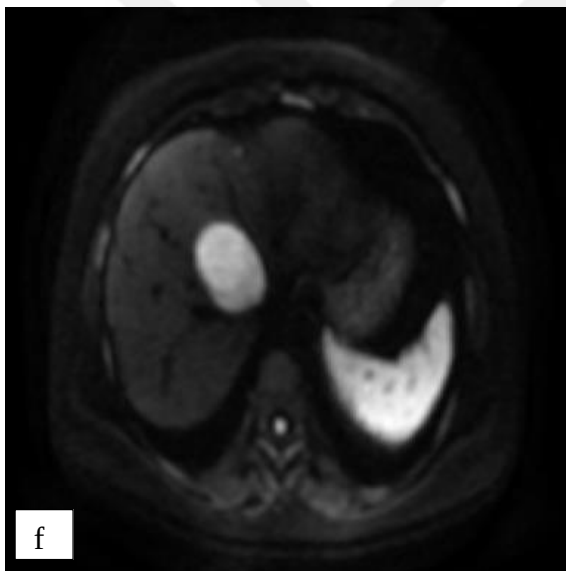
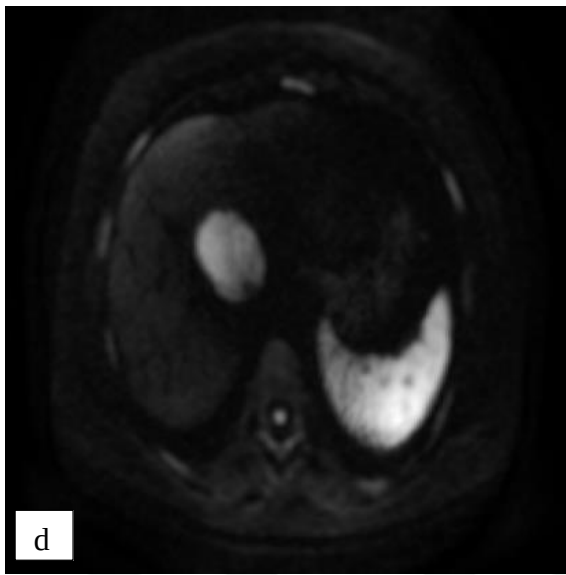




OLGU 3

53 yaşında kadın hastanın dinamik kontrastlı MRG' sinde arteryel fazda (a) minimal periferik nodüler kontrastlanan, portal faz (b) ve venöz fazda (c) periferik kontrastlanması devam eden ancak geniş santral hipointensitesi sebat eden Tip 3 kontrastlanma özelliğinde hemanjiom görülmektedir. $b=600 \text{ s/mm}^2$ değerinde elde edilen DAG' de (d) hemanjiomun hiperintens sinyal özelliğinde olduğu görülmektedir. ADC haritalarından (e) yapılan ölçümde ortalama ADC değeri $1,87 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçülmüştür. $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değerinde elde edilen DAG' de (f) hemanjiomun hiperintens sinyal özelliğindedir. ADC haritalarından (g) yapılan ölçümde ortalama ADC değeri $1,78 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçülmüştür.





6. TARTIŞMA

Difüzyon ağırlıklı MR görüntüleme, biyolojik dokularda moleküler difüzyonun veya su protonlarının Brownian hareketinin değerlendirilmesini sağlar (64, 65).

Difüzyon katsayısının ölçümü biyolojik dokulardaki birçok faktörden etkilenir. Kapiller perfüzyon, ısı ve dokulardaki manyetik hassasiyet gerçek difüzyonu etkilediği için difüzyon katsayısının yerine, sadece su protonlarının Brownian hareketini ölçen ADC terimi kullanılır (52).

Taouli ve ark. ADC değerlerinin b faktörlerine bağlı olduğunu, yani yüksek bir b faktörü kullanıldığında ADC' lerin söz konusu dokunun gerçek değerine yaklaştığını, düşük bir b faktörü uygulandığında ise ADC' lerin intravoksel perfüzyondan etkilendiğini ve genellikle fazla tahmin edildiğini belirtmişler (70). Çünkü ADC sadece moleküler difüzyondan değil, kan perfüzyonu veya mikrodolaşımdan da etkilenebilmekte ve ADC değerleri bozulabilmektedir (65).

DAG' de doğru ADC ölçümleri yapabilmek ve karaciğer lezyonlarının karakterizasyonu için yüksek b değerleri (400 s/mm^2 den büyük) seçilmelidir (66-68).

Biz de çalışmamızda Abdomen MRG incelemelerinde rutin pratiğimizde de kullandığımız hem $b=600 \text{ s/mm}^2$ hem de $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değerlerinde elde edilen görüntülerden hemanjiom ve karaciğer parankim ADC değerlerini ölçtük ve değerler arasında anlamlı fark olup olmadığını değerlendirdik.

Kim ve ark. yaptığı çalışmada çoklu b değerlerinde ($b=410-850 \text{ s/mm}^2$ aralığındaki değerler) elde edilen ADC haritalarından yapılan ölçümlerde normal karaciğer parankimine ait ortalama ADC değerini $1,02 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ bildirmişlerdir (13). Bruegel ve ark. larının yaptığı çalışmada $b=600 \text{ s/mm}^2$ değerinde ölçülen normal karaciğer parankiminin ADC değerini $1,24 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ olarak bildirirken, Gourtsoyianni ve ark. $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değerinde normal karaciğer parankiminin ADC değerini $1,25-1,31 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ olarak bildirdi (69,70). Bizim çalışmamızda da $b=600 \text{ s/mm}^2$ değerinde ölçülen normal karaciğer parankiminin ortalama ADC değeri $1,20 (1,16-1,26) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ iken $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değerinde normal karaciğer

parankiminin ADC değerini $1,19 \pm 0,09 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçülmüş olup literatürle benzer sonuçlar bulunmuştur.

Yapılan çalışmalarda geniş aralıkta çoklu b değerlerinde elde edilen ADC haritalarında hemanjiyomların belirtilen ortalama ADC değerleri, karaciğer parankimi ortalama ADC değerlerinden fazla bulunmuş ve $1,92 - 2,95 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ aralıktaki değerler bildirilmiştir (13, 14, 66, 67, 69). Aybar ve ark. yaptığı çalışmada, $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değerinde elde edilen ADC haritalarından yapılan ölçümlerde hemanjiyomların ortalama ADC değerini $2,99 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ olarak bildirmişlerdir. (71). Yılmaz ve ark. yaptığı çalışmada, $b=800 \text{ s/mm}^2$ değerinde elde edilen ADC haritalarından hemanjiyomların ortalama ADC değerini $1,98 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ olarak ölçmüşlerdir (17). Bizim çalışmamızda hemanjiyomların ortalama ADC değeri $b=600 \text{ s/mm}^2$ değerinde $1,98 \times 10^{-3}$, $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değerinde ise $1,85 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ olarak ölçüldü. Normal karaciğer parankiminden ölçülen ortalama ADC değeri ise $b=600 \text{ s/mm}^2$ değerinde $1,20 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değerinde $1,19 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçülmüş olup literatüre benzer şekilde her iki b değerinde elde edilen hemanjiyomların ortalama ADC değerleri, karaciğer parankiminden ölçülen ortalama ADC değerlerinden yüksek bulunmuştur. Literatürde çalışmalarda farklı ADC değerleri ölçümünün olması; kullanılan farklı b değerlerine, cihaz ve parametrelere, gradientlerin ve çekim tekniklerinin aynı olmamasına bağlıdır (43).

Kontrastlı BT veya MRG görüntülerinde hemanjiomların farklı tiplerde kontrastlanma gösterdiği iyi bilinmektedir (66). Yamashita et al. kavernoöz hemanjiyomların kontrastlanma patternlerinin kendilerini oluşturan vasküler boşlukların kolektif boyutları ile ilişkili olduğunu bulmuş ve erken kontrastlanan hemanjiyomların muhtemelen daha küçük vasküler boşluklardan oluşan homojen bir histolojik yapıya sahip olduğu yorumunu yapmışlardır (45). Yapılan bir çalışmada, çapı 15 mm' den küçük lezyonlarda erken kontrastlanan hemanjiyomların (kontrastlanma patterni tip 1 olan) sıklıklarının daha yüksek olduğunu ve 15 mm' den daha büyük lezyonlarda periferik nodüler kontrastlanma ve progresif dolumun (kontrastlanma patterni tip 2 olan) daha sık görüldüğünü belirtmişlerdir (72). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde 15mm ve daha küçük boyuttaki hemanjiomların Tip 1 kontrastlanma paterni gösterdiği ve boyutu 15 mm ve daha büyük lezyonlarda ise Tip 2 kontrastlanma paterninin daha sık olduğu görülmüştür. Çalışmamızda lezyon

boyutu ile kontrastlanma tipi arasında ilişki bulunmuş olup boyutu 11-15 mm arasındaki lezyonlar Tip 1, boyutu 13,25-27 mm arasındaki lezyonlar Tip 2 ve boyutu 45-78 mm arasındaki lezyonlar Tip 3 kontrastlanma patterni göstermekteydi.

Yapılan bir çalışmada $b=500 \text{ s/mm}^2$ değeri kullanılarak elde edilen ADC haritalarından yapılan ölçümde Tip 1, Tip 2 ve Tip 3 hemanjiomların ortalama ADC değerleri sırasıyla $2.18 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, $1.86 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, ve $1.71 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçülmüş ve istatistiksel olarak, tip 1 'in ortalama ADC' si, tip 2 ($P < .01$) ve tip 3 'ünkinden ($P < .001$) daha büyük çıkmış, ancak tip 2 ve tip 3 ortalama ADC değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır (43). Çalışmamızda $b=600 \text{ s/mm}^2$ değeri kullanılarak elde edilen ADC haritalarından yapılan ölçümde Tip 1, Tip 2 ve Tip 3 hemanjiomların ortalama ADC değerleri sırasıyla $2,23 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, $1,97 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ve $1,88 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçüldü, istatistiksel olarak tip 1 'in ortalama ADC' si, tip 2 ve tip 3' ünkinden daha büyük çıktı ve tip 2 ve tip 3 ortalama ADC değeri arasında anlamlı fark bulunmamış olup önceki çalışmayla benzer sonuçlar çıkmıştır. Ancak $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değeri kullanılarak elde edilen ADC haritalarından yapılan ölçümlerde, hemanjiomların kontrastlanma tipleri ile hemanjiomların ortalama ADC değerleri arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır.

Ayrıca literatürdeki malign karaciğer kitleleri ve kistler ile yapılan çalışmalara da bakıldığında malign karaciğer kitlelerinin ADC değerleri hemanjiomlara göre düşük, kistlerin ADC değerleri hemanjiomlara göre yüksek bildirilmiştir. Kim ve ark. 49 malign karaciğer kitlesinin (33 hepatoselüler karsinom (HCC), 15 metastaz ve 1 kolanjiyoselüler karsinom) olduğu $b=846 \text{ s/mm}^2$ değeri ile elde olan DAG ile yaptıkları bir çalışmada lezyonların ortalama ADC değerlerini $1,01 \pm 0,38 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ölçmüşlerdir. Aynı çalışmada 17 basit kistin ADC değerleri de değerlendirilmiş ve ortalama ADC değerini $2,91 \pm 1,51 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ bildirmişlerdir (13). $b=400 \text{ s/mm}^2$ ve $b=800 \text{ s/mm}^2$ değerleri ile elde edilen DAG ile yapılan bir başka çalışmada HCC ve metastazların olduğu 16 malign lezyonun ADC değerleri $0,14 \pm 0,01 \times 10^{-3}$ ile $1,32 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ arasında bildirilmiştir. Aynı çalışmada 9 basit kistin ortalama ADC değerleri $2,65 \pm 0,54 \times 10^{-3}$ bildirilmiştir. Bizim çalışmamızdaki hemanjiomların ortalama ADC değerleri, literatürde bildirilen çalışmalardaki karaciğer malign kitle lezyonlarının ADC değerlerinden yüksek, kistlerin ADC değerlerinden düşük bulunmuştur (17).

7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sonuç olarak yüksek b değerli ($b=600 \text{ s/mm}^2$ ve $b=1000 \text{ s/mm}^2$) DAG' lerden elde edilen ADC haritalarından yapılan ölçümlerde, karaciğer hemanjiomlarının ortalama ADC değerleri normal karaciğer parankiminden ölçülen ortalama ADC değerlerinden daha yüksek bulunmuş olup hemanjiom düşündüğümüz olgularda tanıyı desteklemektedir.

Ayrıca $b=600 \text{ s/mm}^2$ değeri kullanılarak elde edilen ADC haritalarından yapılan ölçümlerde hemanjiomların ortalama ADC değerleri ile hemanjiomların kontrastlanma tipleri arasında ilişki olduğu bulunmuş olup $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değeri kullanılarak elde edilen ADC haritalarından yapılan ölçümlerde hemanjiomların ortalama ADC değerleri ile hemanjiomların kontrastlanma tipleri arasında anlamlı fark bulunmadı ve her üç kontrastlanma tipinde de hemanjiomların ADC değerleri birbirine yakın çıkmıştır. Freiman ve arkadaşları benign ve malign abdominal lezyonların değerlendirilmesinde, b değerlerinin en düşük 270 s/mm^2 ve en yüksek 800 s/mm^2 olacak şekilde DAG kullanılarak perfüzyona duyarlı ADC ölçümlerinin elde edilebileceğini öne sürmüşlerdir (73). Biz de yaptığımız çalışmada $b=1000 \text{ s/mm}^2$ değeri kullanılarak elde edilen ADC haritalarından yapılan ölçümlerde hemanjiomların kontrastlanma paterni ile ADC değerleri arasında anlamlı fark çıkmamasının ADC' nin intravoksel perfüzyondan etkilenmesine bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Bu nedenle hemanjiomların kontrastlanma tipleri ile ADC değerleri arasındaki ilişkiyi değerlendirirken $b=1000 \text{ s/mm}^2$ e göre $b=600 \text{ s/mm}^2$ değerinde elde edilen ADC haritalarından ölçümü yapmanın daha uygun olduğu kanaatindeyiz. Ancak ADC değerlerinin doğru ölçümü için farklı b değerleri kullanılarak elde edilen daha geniş ve kapsamlı çalışmalar ile bulgularımız desteklenmesi gerekmektedir.

DAG, hastanın iyonize radyasyona maruz kalmaması, noninvaziv olması, kontrast maddeye ihtiyaç duyulmaması, hızlı olması ve inceleme süresini çok az uzatması gibi avantajlarından dolayı karaciğer hemanjiomları ve diğer kitleleri değerlendirme açısından rutin abdomen MRG incelemelerine eklenmelidir.

8. KAYNAKLAR

1. Semelka RC, Martin DR, Balci NCJJog, hepatology. Magnetic resonance imaging of the liver: how I do it. 2006;21(4):632-7.
2. Altun E, Tanısında TDKFLJKG. MR ile Görütölemenin Rolü. 2010;23:11-5.
3. Tello R, Fenlon HM, Gagliano T, deCarvalho VL, Yucel EKJAJöR. Prediction rule for characterization of hepatic lesions revealed on MR imaging: estimation of malignancy. 2001;176(4):879-84.
4. Semelka R, Shoenut J, Kroeker M, Greenberg H, Simm F, Minuk G, et al. Focal liver disease: comparison of dynamic contrast-enhanced CT and T2-weighted fat-suppressed, FLASH, and dynamic gadolinium-enhanced MR imaging at 1.5 T. 1992;184(3):687-94.
5. Koh D-M, Collins DJAJöR. Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology. 2007;188(6):1622-35.
6. Reimer P, Saini S, Hahn PF, Brady TJ, Cohen MSJJocat. Clinical application of abdominal echoplanar imaging (EPI): optimization using a retrofitted EPI system. 1994;18(5):673-9.
7. Yoshikawa T, Kawamitsu H, Mitchell DG, Ohno Y, Ku Y, Seo Y, et al. ADC measurement of abdominal organs and lesions using parallel imaging technique. 2006;187(6):1521-30.
8. Demir Öİ, Obuz F, Sagol O, Dicle OJD, Radiology I. Contribution of diffusion-weighted MRI to the differential diagnosis of hepatic masses. 2007;13(2):81.
9. Yamada I, Aung W, Himeno Y, Nakagawa T, Shibuya HJR. Diffusion coefficients in abdominal organs and hepatic lesions: evaluation with intravoxel incoherent motion echo-planar MR imaging. 1999;210(3):617-23.
10. Cova M, Squillaci E, Stacul F, Manenti G, Gava S, Simonetti G, et al. Diffusion-weighted MRI in the evaluation of renal lesions: preliminary results. 2004;77(922):851-7.

11. Stejskal EJTJoCP. Use of spin echoes in a pulsed magnetic-field gradient to study anisotropic, restricted diffusion and flow. 1965;43(10):3597-603.
12. Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitatori T, Araki TJAAJor. Diffusion-weighted MR imaging with a single-shot echoplanar sequence: detection and characterization of focal hepatic lesions.1998;170(2):397-402.
13. Kim T, Murakami T, Takahashi S, Hori M, Tsuda K, Nakamura HJAAJor. Diffusion-weighted single-shot echoplanar MR imaging for liver disease. 1999;173(2):393-8.
14. Namimoto T, Yamashita Y, Sumi S, Tang Y, Takahashi MJR. Focal liver masses: characterization with diffusion-weighted echo-planar MR imaging. 1997;204(3):739-44.
15. Hussain SM, Sorrell MF. Liver MRI: correlation with other imaging modalities and histopathology: Springer; 2014.
16. Hussain SM, Semelka RCJMRIC. Liver masses. 2005;13(2):255-75.
17. YILMAZ E, YILMAZ A, Bülent ÖJAÜTFM. Karaciğer Kitlelerinin Benign-Malign Ayırımında Difüzyon Ağırlıklı Sekansın Önemi. 2013;66(1):7-13.
18. Dahnert WJRRM. Liver, bile ducts, pancreas and spleen. 1993:732-3.
19. Sanli S. Evaluation of Hepatic Fibrosis Rate in Chronic Hepatitis by Diffusion Weighted Magnetic Resonance Imaging.
20. Prokop M. Spiral and multislice computed tomography of the body: Thieme Medical Publishers; 2003.
21. Ohashi I, Ina H, Okada Y, Yoshida T, Gomi N, Himeno Y, et al. Segmental anatomy of the liver under the right diaphragmatic dome: evaluation with axial CT. 1996;200(3):779-83.
22. Fallon MJCToM, 21st edition. Saunders Company. Hepatic Tumors In: Goldman L, Benett JC. 2000:819-21.
23. Ryan J, Lange C, Shiu MH, Fortner JG, Straus DJ, Filippa DA, et al. Primary lymphoma of the liver. 1988;61(2):370-5.
24. Schneider G, Grazioli L, Saini S. Imaging of malignant focal liver lesions. MRI of the liver: Springer; 2006. p. 187-235.
25. Ros PRJTogr. Malignant tumors of the liver. 2000.
26. Brant WE, Helms CA. Fundamentals of body CT: Saunders; 1998.

27. Fulcher AS, Sterling RKJJocg. Hepatic neoplasms: computed tomography and magnetic resonance features. 2002;34(4):463-71.
28. Federle MP, Brancatelli G, editors. Imaging of benign hepatic masses. Seminars in Liver Disease; 2001: Copyright© 2001 by Thieme Medical Publishers, Inc., 333 Seventh Avenue, New
29. Ros PJAihrSLM. Computed tomography-pathologic correlations in hepatic tumors. 1990;75108.
30. Kew MCJS, gastrointestinal Fs, pathophysiology/diagnosis/management Id. Hepatic tumors and cysts. 1998.
31. Leslie D, Johnson C, Johnson C, Ilstrup D, Harmsen WJAAjor. Distinction between cavernous hemangiomas of the liver and hepatic metastases on CT: value of contrast enhancement patterns. 1995;164(3):625-9.
32. Choi BY, Nguyen MHJJocg. The diagnosis and management of benign hepatic tumors. 2005;39(5):401-12.
33. Lin Z-Y, Wang L-Y, Wang J-H, Lu S-N, Chen S-C, Chuang W-L, et al. Clinical utility of color Doppler sonography in the differentiation of hepatocellular carcinoma from metastases and hemangioma. 1997;16(1):51-8.
34. Olcott EW, Li KC, Wright GA, Pattarelli PP, Katz DS, Ch'en IY, et al. Differentiation of hepatic malignancies from hemangiomas and cysts by T2 relaxation times: Early experience with multiply refocused four-echo imaging at 1.5 T. 1999;9(1):81-6.
35. Ünal Ö, Sakarya ME, Arslan H, Tuncer İ, Etlik ÖJCi. Hepatic cavernous hemangiomas: patterns of contrast enhancement on MR fluoroscopy imaging. 2002;26(1):39-42.
36. Choi B, Han M, Park J, Kim SH, Han M, Kim CJAJoR. Giant cavernous hemangioma of the liver: CT and MR imaging in 10 cases. 1989;152(6):1221-6.
37. Danet I-M, Semelka RC, Braga L, Armao D, Woosley JTJMri. Giant hemangioma of the liver: MR imaging characteristics in 24 patients. 2003;21(2):95-101.

38. Danet I-M, Semelka RC, Leonardou P, Braga L, Vaidean G, Woosley JT, et al. Spectrum of MRI appearances of untreated metastases of the liver. 2003;181(3):809-17.
39. Mitchell DG, Saini S, Weinreb J, De Lange EE, Runge VM, Kuhlman JE, et al. Hepatic metastases and cavernous hemangiomas: distinction with standard- and triple-dose gadoteridol-enhanced MR imaging. 1994;193(1):49-57.
40. Bennett GL, Petersein A, Mayo-Smith WW, Hahn PF, Schima W, Saini SJAJoR. Addition of gadolinium chelates to heavily T2-weighted MR imaging: limited role in differentiating hepatic hemangiomas from metastases. 2000;174(2):477-85.
41. Kim TK, Choi B, Han J, Jang H-J, Han MJAR. Optimal MR protocol for hepatic hemangiomas: Comparison of conventional spin-echo sequences with T2-weighted turbo spin-echo and serial gradient-echo (FLASH) sequences with gadolinium enhancement. 1997;38(4):565-71.
42. Semelka RC, Brown ED, Ascher SM, Patt RH, Bagley AS, Li W, et al. Hepatic hemangiomas: a multi-institutional study of appearance on T2-weighted and serial gadolinium-enhanced gradient-echo MR images. 1994;192(2):401-6.
43. Goshima S, Kanematsu M, Kondo H, Yokoyama R, Kajita K, Tsuge Y, et al. Hepatic hemangioma: correlation of enhancement types with diffusion-weighted MR findings and apparent diffusion coefficients. 2009;70(2):325-30.
44. Coumbaras M, Wendum D, Monnier-Cholley L, Dahan H, Tubiana J, Arrive LJAJoR. CT and MR imaging features of pathologically proven atypical giant hemangiomas of the liver. 2002;179(6):1457-63.
45. Yamashita Y, Ogata I, Urata J, Takahashi MJR. Cavernous hemangioma of the liver: pathologic correlation with dynamic CT findings. 1997;203(1):121-5.
46. Yu J-S, Kim M-J, Kim KWJR. Intratumoral blood flow in cavernous hemangioma of the liver: radiologic-pathologic correlation. 1998;208(2):549-.
47. Oyar O, UK GJTb. Tıbbi Görüntüleme Fiziği, 1. baskı. 2003:281-366.
48. Grossman CJMRI, Head CTot, Williams Sne, Wilkins. Physical principles of computed tomography and magnetic resonance Imaging In: Grossman CB. 1996:10-58.

49. Le Bihan D, Van Zijl PJNiBAIJDttD, Vivo AoMRI. From the diffusion coefficient to the diffusion tensor. Wiley Online Library; 2002. p. 431-4.
50. Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Laval-Jeantet MJR. MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. 1986;161(2):401-7.
51. Le Bihan D, Turner R, Douek P, Patronas NJAAjor. Diffusion MR imaging: clinical applications. 1992;159(3):591-9.
52. Le Bihan DJMrq. Molecular diffusion nuclear magnetic resonance imaging. 1991;7(1):1-30.
53. Turner R, Le Bihan D, Maier J, Vavrek R, Hedges LK, Pekar JJR. Echo-planar imaging of intravoxel incoherent motion. 1990;177(2):407-14.
54. Schaefer PW, Grant PE, Gonzalez RGJR. Diffusion-weighted MR imaging of the brain. 2000;217(2):331-45.
55. Sorensen GJAJN. Diffusion imaging in the adult brain and spine. 2000:143-54.
56. Grant PJDrpcU, San Francisco. Diffusion imaging in clinical practice. 1998:102-45.
57. Warach S, Gaa J, Siewert B, Wielopolski P, Edelman RRJAoNOJotANA, Society tCN. Acute human stroke studied by whole brain echo planar diffusion-weighted magnetic resonance imaging. 1995;37(2):231-41.
58. Scott WJLW, Wilkins P. Magnetic resonance imaging of the brain and spine. 2002:1240.
59. Anıl D. Karaciğerdeki hemanjiyom ve metastatik lezyonların değerlendirilmesinde difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntülemenin etkinliği. 2014.
60. Warach S, Chien D, Li W, Ronthal M, Edelman RJN. Fast magnetic resonance diffusionweighted imaging of acute human stroke. 1992;42(9):1717-.
61. Lutsep HL, Albers G, DeCrespigny A, Kamat G, Marks M, Moseley MJAoNOJotANA, et al. Clinical utility of diffusion-weighted magnetic resonance imaging in the assessment of ischemic stroke. 1997;41(5):574-80.

62. Back T, Hoehn-Berlage M, Kohno K, Hossmann K-AJS. Diffusion nuclear magnetic resonance imaging in experimental stroke. Correlation with cerebral metabolites. 1994;25(2):494-500.
63. Müller M, Prasad P, Siewert B, Nissenbaum MA, Raptopoulos V, Edelman RRJR. Abdominal diffusion mapping with use of a whole-body echo-planar system. 1994;190(2):475-8.
64. Baker LL, Kucharczyk J, Sevick RJ, Mintorovitch J, Moseley MEJAAJor. Recent advances in MR imaging/spectroscopy of cerebral ischemia. 1991;156(6):1133-43.
65. Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Aubin M, Vignaud J, Laval-Jeantet MJR. Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion MR imaging. 1988;168(2):497-505.
66. Taouli B, Vilgrain V, Dumont E, Daire J-L, Fan B, Menu YJR. Evaluation of liver diffusion isotropy and characterization of focal hepatic lesions with two single-shot echo-planar MR imaging sequences: prospective study in 66 patients. 2003;226(1):71-8.
67. Parikh T, Drew SJ, Lee VS, Wong S, Hecht EM, Babb JS, et al. Focal liver lesion detection and characterization with diffusion-weighted MR imaging: comparison with standard breath-hold T2weighted imaging. 2008;246(3):812-22.
68. Taouli B, Chouli M, Martin AJ, Qayyum A, Coakley FV, Vilgrain VJJOMRiAOJotISfMRiM. Chronic hepatitis: role of diffusion-weighted imaging and diffusion tensor imaging for the diagnosis of liver fibrosis and inflammation. 2008;28(1):89-95.
69. Bruegel M, Holzapfel K, Gaa J, Woertler K, Waldt S, Kiefer B, et al. Characterization of focal liver lesions by ADC measurements using a respiratory triggered diffusion-weighted single-shot echoplanar MR imaging technique. 2008;18(3):477-85.
70. Gourtsoyianni S, Papanikolaou N, Yarmenitis S, Maris T, Karantanis A, Gourtsoyiannis NJEr. Respiratory gated diffusion-weighted imaging of the liver: value of apparent diffusion coefficient measurements in the differentiation between most commonly encountered benign and malignant focal liver lesions. 2008;18(3):486-92.

71. Aybar MD, Karagoz Y, Turna Ö, Tuzcu G, B ker AJIMJ. Karaci er Kitlelerinde Malign-Benign Ayırımında Difüzyon A ırlıklı MRG (DAG) ve ADC'nin Tanı De eri. 2013;14(1).
72. Kato H, Kanematsu M, Matsuo M, Kondo H, Hoshi HJEr. Atypically enhancing hepatic cavernous hemangiomas: high-spatial-resolution gadolinium-enhanced triphasic dynamic gradientrecalled-echo imaging findings. 2001;11(12):2510-5.
73. Koc Z, Erbay GJJOMRI. Optimal b value in diffusion-weighted imaging for differentiation of abdominal lesions. 2014;40(3):559-66.

