



T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

DİFFÜZ KARACİĞER YAĞLANMASININ KARACİĞERE AİT
HEMODİNAMİK PARAMETRELER ÜZERİNE ETKİSİNİN DOPPLER
ULTRASONOGRAFİ İLE ARAŞTIRILMASI

Dr. Serap ORCAN

UZMANLIK TEZİ

BURSA - 2010



T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

DİFFÜZ KARACİĞER YAĞLANMASININ KARACİĞERE AİT
HEMODİNAMİK PARAMETRELER ÜZERİNE ETKİSİNİN DOPPLER
ULTRASONOGRAFİ İLE ARAŞTIRILMASI

Dr. Serap ORCAN

UZMANLIK TEZİ

Danışman: Doç. Dr. Naile BOLCA TOPAL

BURSA - 2010

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
Türkçe Özet	ii
İngilizce Özet.....	iv
Giriş.....	1
Nonalkolik Yağlı Karaciğer Hastalığı.....	1
Karaciğer Yağlanması Kullanılan Radyolojik Yöntemler.....	4
Ultrasonografi.....	7
Doppler Ultrasonografi.....	12
Manyetik Rezonans Görüntüleme.....	17
Karaciğerin Vasküler Anatomisi.....	22
Gereç ve Yöntem	26
Bulgular.....	30
Tartışma ve Sonuç.....	36
Kaynaklar.....	42
Teşekkür.....	48
Özgeçmiş.....	49

ÖZET

Farklı derecelerdeki diffüz karaciğer yağlanmasının hepatik hemodinamik parametreler üzerine etkisinin Doppler Ultrasonografi (US) ile araştırılması amaçlandı.

Karaciğer yağlanması olan kırk hasta ve yirmi sağlıklı gönüllü çalışmaya katıldı. Yağlanma derecesi Manyetik Rezonans (MR)'da kimyasal şift yöntemi ile kantitatif yağ miktarı hesaplanarak belirlendi. Doppler US ile hepatik arterde rezistans indeksi (RI), pulsatilite indeksi (PI), pik sistolik ve end-diastolik hız, portal vende RI, PI, konjesyon indeksi, en yüksek hız değeri (Vmax), hepatik venlerde RI, PI, ve Vmax ölçüldü. Hepatik venlerin dalga formları trifazik, bifazik veya monofazik olarak sınıflandırıldı.

MR'la yapılan kantitatif ölçüme göre 15 hastada hafif (grup 1), 14 hastada orta (grup 2), 11 hastada belirgin derecede (grup 3) yağlanma vardı. Portal ven Vmax değeri, grup 1, 2, 3 ve kontrol grubunda (grup 4) sırasıyla, ortalama 20 ± 6.2 cm/sn (ortalama \pm SD), 22 ± 9 cm/sn, 17.4 ± 5 cm/sn ve 27.2 ± 7.7 cm/sn olarak bulundu ($p=0.009$). Konjesyon indeksi grup 1, 2, 3 ve 4'te sırasıyla 0.056 ± 0.03 , 0.078 ± 0.05 , 0.127 ± 0.05 ve 0.060 ± 0.03 olarak bulundu ($p=0.002$). Hepatik arter RI değeri, grup 1, 2, 3 ve 4'te sırasıyla, 0.75 ± 0.13 , 0.68 ± 0.10 , 0.81 ± 0.16 ve 0.82 ± 0.47 olarak bulundu ($p=0.046$). Hepatik arter PI değeri, grup 1, 2, 3 ve 4'te sırasıyla, 1.9 ± 0.73 , 1.4 ± 0.39 , 2 ± 0.61 ve 1.7 ± 0.69 olarak bulundu ($p=0.036$). Hepatosteatozisin şiddetiyle hepatik venlerin normal trifazik dalga formu yüzdesi arasında ters orantı vardı.

Sonuç olarak diffüz karaciğer yağlanmasında arterial kan akımı artarken, portal venöz akım azalmaktadır. Karaciğer vasküler kompliansındaki azalma, hepatik ven dalga formlarında değişikliğe neden olmaktadır. Karaciğer yağlanması olan olguların US incelemesine, Doppler

US'nin de eklenmesi yağlanmanın Şiddeti ve karaciğer perfüzyonuna etkisi hakkında daha objektif bilgiler sağlayabilir.

Anahtar kelimeler: Hepatosteatoz, Doppler US, hepatik arter, hepatik ven, portal ven.

SUMMARY

Evaluate the Effects of Diffuse Fatty Infiltration of the Liver on Hepatic Hemodynamic Parameters with Doppler Ultrasonography

The objective of our study is to investigate the effect of various degrees of diffuse fatty infiltration of the liver on hepatic hemodynamic parameters with Doppler Ultrasonography (US).

Forty patients with hepatosteatosi s and twenty healthy volunteers were included to the study. The quantitative assessment of the severity of hepatic steatosis was performed by chemical shift Magnetic Resonance Imaging (MRI). Hepatic artery Resistance Index (RI), Pulsatility Index (PI), hepatic artery peak systolic and end-diastolic velocity, hepatic veins RI, PI, portal vein RI, PI, congestion index, peak maximum velocity (Vmax) were evaluated by Doppler US. The waveform patterns of the hepatic veins were classified as triphasic, biphasic or monophasic.

According to the quantitative assessment with MRI, 15 patients had mild (group 1), 14 patients had moderate (group 2), 11 patients had severe (group 3) degree of fatty infiltration. Vmax values of portal vein were found to be 20 ± 6.2 cm/sec (mean \pm SD), 22 ± 9 cm/sec, 17.4 ± 5 cm/sec and 27.2 ± 7.7 cm/sec in groups 1, 2, 3 and control group (group 4), respectively ($p=0.009$). Congestion index were found to be 0.056 ± 0.03 , 0.078 ± 0.05 , 0.127 ± 0.05 and 0.060 ± 0.03 in group 1, 2, 3 and 4, respectively ($p=0.002$). Hepatic artery RI value were found to be 0.75 ± 0.13 , 0.68 ± 0.10 , 0.81 ± 0.16 and 0.82 ± 0.47 in group 1, 2, 3 and 4, respectively ($p=0.046$). Hepatic artery PI value were found to be 1.9 ± 0.73 , 1.4 ± 0.39 , 2 ± 0.61 and 1.7 ± 0.69 in group 1, 2, 3 and 4, respectively ($p=0.036$). There was a negative correlation between the degree of the fatty infiltration and hepatic vein's triphasic waveform ratio.

In conclusion, hepatic artery blood flow increases and portal vein flow decreases in the hepatosteatosi s. Impaired hepatic compliance leads to alteration in the hepatic venous waveform. To evaluate patients with

hepatosteatosi using Doppler US in addition to US, may provide objective informations about severity of fatty infiltrations and effects on liver perfusion.

Key words: Hepatosteatosi, Doppler US, hepatic artery, hepatic vein, portal vein.

GİRİŞ

Karaciğer yağlanması, abdominal görüntüleme yapılan hastalarda sık görülen bir durumdur. Karaciğer yağlanması terimi, histolojik olarak hepatosit stoplazmasında trigliserid birikimi ile karakterize geniş bir hastalık spektrumunu kapsamaktadır. Günlük pratikte karşılaştığımız yağlı karaciğer olguları, nonalkolik yağlı karaciğer hastalığı (NAYKH) başlığı altında incelediğimiz basit steatoz ve nonalkolik steatohepatit (NASH) olgularıdır (1, 2). Genel popülasyonda, yaklaşık olarak yağlı karaciğer sıklığı %20, NASH sıklığı %3'tür (3, 4). Genellikle NASH'li hastalar, ılımlı bir gidiş göstermekle birlikte siroz, karaciğer yetmezliği ve hepatosellüler kanser gelişme riski de taşırlar (5-8).

Nonalkolik Yağlı Karaciğer Hastalığı

Karaciğer yağlanması, hepatositlerde %5-10'nun üzerinde trigliserid birikmesidir. Tüketilen alkol miktarı, etanol için haftada 140 gr'ın altındaysa nonalkolik yağlı karaciğer hastalığı olarak kabul edilmektedir. Nonalkolik yağlı karaciğer hastalığı, alkol almayan kişilerde alkole bağlı yağlı karaciğer hastalığının histolojik özellikleri ile birlikte olan sık rastlanan bir karaciğer hastalığıdır. NAYKH'nin klinikopatolojik spektrumu, basit steatozdan nonalkolik steatohepatite değişir. Basit steatozis, benign bir klinik gidiş gösterirken, NASH seyrinde siroz ve hepatosellüler karsinom gelişebilir (9). Hastaların çoğunda ilerleyici olmayan steatoz mevcuttur. NAYKH'nin klinik önemi, genel popülasyonda sık oluşundan ve siroza ilerleme potansiyelinden kaynaklanır.

NAYKH, iki ayrı hastalığı bir arada ifade etmek için kullanılır: Birincisi inflamasyon ve fibrozisin eşlik etmediği sadece yağlı karaciğer, diğeri ise steatoz ile birlikte nekroinflamatuvar aktivitenin olduğu nonalkolik steatohepatittir (10). "Non-alkolik steatohepatitis" terimi, ilk kez 1980 yılında Ludwig ve ark. (11) tarafından alkol kullanmayan hastalarda bu histolojik bulguları tanımlamak için kullanılmıştır.

NASH'in gerçek prevalansı, vakaların çoğunun sessiz seyretmesi, doğrulayıcı laboratuvar testlerinin eksikliği ve klinisyenlerin hastalığı biyopsi yapmak için az riskli bulması nedeniyle bilinmemektedir. Bununla beraber, son 20 yılda klinisyenler ve patologlar tarafından böyle bir tablonun varlığı ve tanısı artmıştır (10). NAYKH, çocukları da kapsayan tüm yaş gruplarında bildirilmiştir. Genel nüfusta prevalans, NAYKH için %16-24 ve NASH için %2.1-2.4 arasındadır (3, 12, 13). Yetişkinlerde en yüksek prevalans 5. dekatta görülür. Ailelerde sıklıkla obezite ve diyabet öyküsü vardır, hastalık genetik ve çevresel faktörlerle ilişkilidir. NAYKH'nın hiperinsülinemi obezite, periferik insülin direnci, hipertrigliseridemi, hipertansiyon ve diyabetten oluşan metabolik sendromun hepatik tutulumu olduğu konusunda artan deliller vardır (14). NAYKH, obezlerde %60-95, tip 2 diyabetde %28-55 ve hiperlipidemide %20-92 sıklığında görülür (12). Aşağıda nedenleri sunulan NAYKH'nın en sık obezite ve diabetes ile ilişkili olduğu görülmektedir (15).

Nonalkolik Karaciğer Yağlanması Nedenleri

1. Protein kalori malnutrisyonu: Açlık, jejun-ileal bypass
2. Obezite
3. Diabetes Mellitus
4. Gebeliğin akut yağlı karaciğeri
5. İlaçlar
 - a. Trigliserid birikimine neden olanlar;
kortikosteroid, methotrexate, tetrasiklin, valproik asit, salisilat
 - b. Fosfolipid birikimine neden olanlar;
amiodarone, perhexilene maleate
6. Toksinler (Korbontetraklorid, arsenik, mantar zehirlenmesi, vb.)

Hastaların çoğunluğu (%45-100) asemptomatiktir. Özellikle çocuklarda daha sık olmak üzere, bazı hasta gruplarında sağ üst kadranda ağrı, dolgunluk, karında rahatsızlık hissi, yorgunluk ve halsizlik olabilir (3, 12, 16). Tanı genellikle, hasta başka nedenlerden dolayı incelenirken konur. Hepatomegali %12-75 oranında görülür (3). Ciddi karaciğer hasarı olan az bir hasta grubunda kaşıntı, anoreksi ve bulantı olabilir. Asit, varis kanaması ve

hepatik ensefalopati dekompanse sirozu düşündürür. İlerlemiş karaciğer yetmezliğini gösteren sarılık, geç evrede ortaya çıkar (14).

Tek başına aspartat aminotransferaz (AST) veya alanin aminotransferaz (ALT) veya her ikisinde birden yükselme, nonalkolik yağlı karaciğer hastalığında en yaygın ve genellikle de tek laboratuvar bulgusudur. Aspartat aminotransferazın, alanin aminotransferaza oranı genellikle 1'in altındadır, fakat fibrozis ilerledikçe bu oran artar ve sirotik nonalkolik yağlı karaciğer hastalığında tanısal kesinliğini kaybeder (17). Serum alkalin fosfataz, γ-glutamil transferaz veya her ikisi pek çok hastada normal aralığın üstünde olmakla birlikte, ancak alkolik hepatitteki kadar yükselmezler (18). Sirotik evredeki nonalkolik yağlı karaciğer hastalığında hipoalbüminemi, uzamış protrombin zamanı gibi başka anormallikler de bulunabilir. Hastaların %50'sinde serum ferritin seviyesi, %6-11'inde transferin saturasyonu yükselmiştir, ancak hepatik demir indeksi ve hepatik demir seviyesi genellikle normal sınırlardadır (17, 19).

Ortalama hepatik yağ oranı, normal karaciğerde yaklaşık %5'tir. Bu oran NAYKH'da olduğu gibi, Wilson hastalığı, otoimmün karaciğer hastalığı, galaktozemi, hepatit C virüs (HCV) infeksiyonu ve alkolik karaciğer hastalığı benzeri diğer bazı karaciğer hastalıklarının seyrinde de artabilir. Dolayısıyla, NAYKH tanısında hikaye, bulgular, seroloji ve biyopsiyle diğer hastalıkların dışlanması önemlidir (3, 16).

NAYKH, çok sık görülmesine rağmen genelde prognozu iyidir. Hastalığın doğal seyri iyi tanımlanmamış olmakla birlikte, histolojik hasarın şiddetinin prognozda belirleyici olduğu görülmektedir. Karaciğer biyopsisinde sadece steatoz bulunan hastalar daha iyi prognoza sahiptir. NASH ya da ilerlemiş fibrozis bulunan olguların prognozu kötüdür (20-22). NAYKH olgularının yaklaşık %15-20'sinde daha sonradan NASH gelişir. NASH olan hastaların yaklaşık %25'inde de yıllar içerisinde siroz gelişir. On yıl içinde hastaların %10-12'sinde karaciğer ile ilişkili ölüm görülür (16). Neden bazı hastaların NASH'e ilerlediği ve komplikasyonlarla seyrettiği belli olmamakla beraber, birçok çalışmada risk faktörleri tanımlanmaya çalışılmıştır. Bunlar;

yaş, AST/ALT oranı, obezite, diabetes mellitus, dislipidemi olarak belirlenmiştir (3, 14, 16, 20).

Patogenezi tam aydınlatılmadığı için tedavisi ampiriktir. Genelde eşlik eden hastalıkları kontrol etmek ve hepatotoksik ajanlardan kaçınılması esastır (14, 16).

Karaciğer Yağlanması Kullanılan Radyolojik Yöntemler

Ultrasonografi kolay uygulanabilir, ucuz, noninvaziv olması ve radyasyon içermemesi nedeniyle karaciğer yağlanması şüphesi olan olgularda ilk sırada tercih edilen yöntemdir (23).

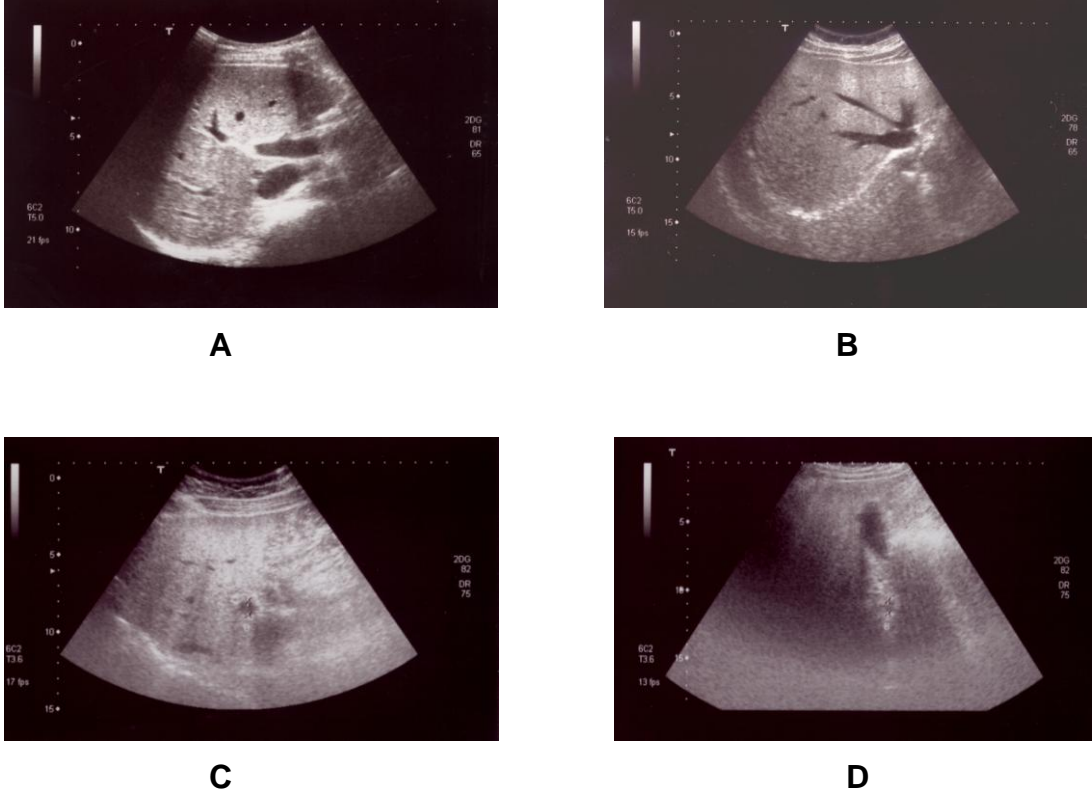
Ultrasonografik olarak normal karaciğer, bağ dokusu ve küçük damarların oluşturduğu kırçilli görünüm veren, homojen ince lineer eko örneğine sahiptir. Ekojenitesi normal renal korteks ekosuna göre izoekoik veya hafif hiperekoik duruma gelir. Dalak ekojenitesinden hafifçe yüksek, pankreas ekojenitesinden daha düşüktür. Normal karaciğerde, transvers seyreden portal venlerin parlak eko veren duvarları bulunur. Hepatik venlerin ekojen duvarları olmayıp kraniale doğru çapları artar ve oblik olarak vena kava inferiora açılırlar. Normalde hepatic arter dalları ve intrahepatik safra yolları ultrasonografik incelemede görülmezler (23).

Yağlı karaciğerin ultrasonografik görünümü yağlanma miktarına, diffüz veya fokal yağlanmaya bağlı olarak değişir. Ultrasonografide, karaciğerdeki diffüz yağlanma, uniform ekojenite artışı şeklinde görülür. Yağlanma derecesi arttıkça, normalde portal venlerin kenarlarındaki glisson kapsülüne ait ekojen görünümler kaybolur (Şekil-1) (24).

Diffüz karaciğer yağlanması ultrasonografik olarak üçe ayrılır:

- 1- Hafif; hepatic ekojenitede minimal diffüz artış, intrahepatik damarların kenarları ve diyafragma görülebilir.
- 2- Orta; hepatic ekojenitede orta derecede diffüz artış. İntrahepatik damarların kenarları ve diyafragma çok iyi görülemez.

- 3- Şiddetli; ekojenitede belirgin artış, karaciğer sağ lobun posterior segmentine ultrasenin zayıf penetrasyonu, intrahepatik damarların kenarları ile diyafragma ayırt edilemez (24).



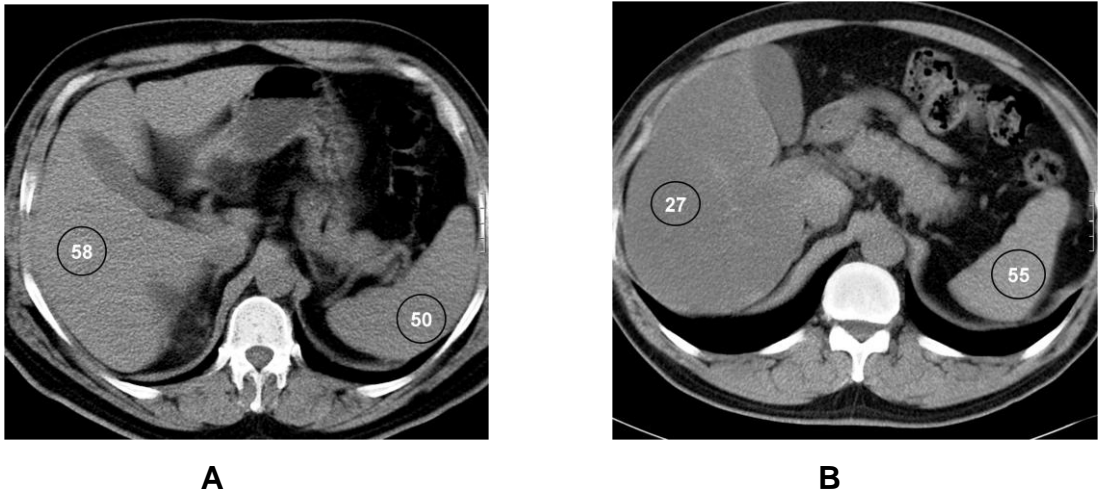
Şekil-1: **A.** Normal karaciğerin US görünümü. **B.** Hafif yağlanma ile uyumlu olarak ekojenitede minimal artış mevcut. **C.** Orta yağlanma ile uyumlu olarak portal ven ekojeniteleri seçilemiyor, karaciğerin ekojenitesi artmış. **D.** Şiddetli yağlanmada karaciğer sağ lob posterioru ve diyafragma sesin zayıf penetrasyonu ve karaciğer ekojenitesinde belirgin artış dikkati çekiyor.

Ultrasonografi bulgularının histolojik bulgularla karşılaştırıldığı çalışmalarda; yağlı karaciğer tanısında ultrasonografi incelemesinin genel sensitivite ve spesifitesinin sırasıyla %80-95 (ortalama %89) ve %90-95 (ortalama %93) olduğu gösterilmiştir (25).

Karaciğerde oluşan yağlanma, hastaların çoğunda diffüz olsa da bazen fokal yağlanma ya da yağlanmadan korunmuş alanlar şeklinde olabilir. Her iki durum da porta hepatiste falsiform ligament ya da safra kesesi fossası komşuluğunda olmak üzere spesifik lokalizasyonlarda olur. Bu dağılımın gastrik venöz drenaj anomalisi gibi venöz sirkülasyondaki

varyasyonlara bağılı olabileceğı düşünölmektedir (26-31). Fokal yağlanma ya da yağlanmadan korunmuş alan tanısı homojen diffüz yağlanmadan daha zordur. Bazen görüntöleme bulguları karaciğerin yer kaplayıcı kitle lezyonları ile benzerlik gösterir (32).

Karaciğerde yağ birikimi bilgisayarlı tomografide (BT) karaciğer dansitesinde azalmaya neden olur (33-36). Hepatik steatozisin değerlendirilmesi, kontrastsız BT'de karaciğerin atenüasyon değerinin hounsfield ünite (HU) olarak ölçülmesiyle olur (Şekil-2). Normal sağlıklı karaciğerin atenüasyon değeri yaklaşık 50-70 HU olup dalaktan 8-10 HU kadar yüksektir (33). Karaciğerin atenüasyon değeri 40 HU'nün altındaysa veya dalak ile arasındaki dansite farkı kaybolduysa yağlanma için anlamlıdır (32, 37). Parankim dansite azalmasına bağılı intrahepatik damarlar, kontrast verilmiş gibi belirginleşir (50). Park ve ark. (38) yağlanma derecesinin yüksek olduğu hastalarda (>%30), kontrastsız BT'nin tanısal performansını %100 spesifik, %82 sensitif olarak bulmuşlar. Kontrastlı BT'de intravenöz yolla verilen iyotlu kontrast maddenin enjeksiyon hızı ve tetkik zamanlaması karaciğer atenüasyon değerini değiştirebilir (38, 39). Kontrastlı BT'de dansite karşılaştırılması için iskelet kaslarının kullanılmasının dalağa göre daha spesifik olduğunu bildiren yayınlar vardır (40).



Şekil-2: A. Normal karaciğer ve dalak dansitesi **B.** Karaciğer yağlanmasında normale göre karaciğer dansitesi azalmış, atenüasyon değeri 40 HU'nun altındadır.

Altta yatan difüz karaciğer hastalığına bağlı olarak, karaciğer parankim atenüasyonunun değişmesi steatozis tanısını zorlaştırabilir. Örneğin, hemokromatosis olgularındaki karaciğer parankiminde demir birikimine bağlı belirgin dansite artması, yağlanma tanısını maskeleyebilir (41, 42). X ışını kullanılması, BT'nin en önemli limitasyonudur.

Manyetik rezonans (MR) görüntüleme, hepatik steatozisin gösterilmesinde, kantifiye edilmesinde ve karaciğerin diğer lezyonlarından ayrımının yapılmasında en duyarlı ve objektif yöntem olarak gözükmemektedir (43, 44). Konvansiyonel Spin Echo sekanslarının yağlanma tanısında yeteri kadar duyarlı olmadığı bilinmektedir (45). Son zamanlarda geliştirilmiş kimyasal shift MR incelemesinin mikroskobik düzeydeki yağ içeriğinin saptanmasında bile duyarlı bir yöntem olduğu bilinmektedir (46). Bu amaçla nefes tutmalı T1 ağırlıklı gradient eko in/out faz sekans kullanılmaktadır (47-49). Kimyasal shift MR incelemede out-faz sekansta, in-faz sekansa göre sinyal intensite azalmayla karakterize baskılanma izlenmesi yağlanma için spesifik bir bulgudur (46). MR spektroskopisi birkaç yeni çalışmada denenmiş olup önümüzdeki yıllarda steatozisin kantifikasyonunda kullanılabileceği düşünülmektedir (50-52).

Ultrasonografide yağlanma şiddetinin değerlendirilmesi, subjektiftir. Hepatitli olgularda inflamasyon ve fibrozisin de eşlik etmesi nedeniyle yağlanma değerlendirilmesi zordur (53, 54). BT ve özellikle MR incelemeleri ile yağlanma tanısı ve kantitatif olarak değerlendirilmesi, fokal yağlanma ya da yağlanmadan korunmuş alanların yer kaplayıcı kitlelerden ayırılması mümkündür. Ancak, görüntüleme yöntemleri ile basit yağlanmanın steatohepatitten ayrımı ve fibrozisin derecelendirilmesi yapılamaz. Karaciğer biyopsisi yağlanma tanısında gold standarttır, invaziv bir yöntem olması ve örnekleme tekrarının gerekmesi rolünü azaltır (5, 9, 10, 55).

Ultrasonografi (US)

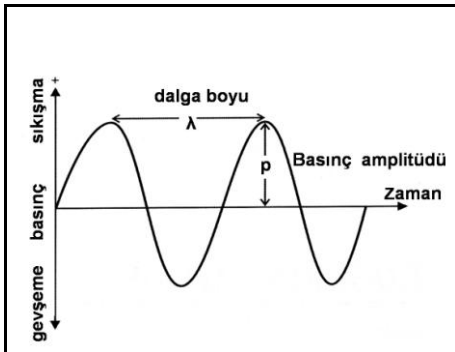
Ultrasonografide kullanılan enerji, yüksek frekanslı sestir. Vücuda gönderilen ses, doku yüzeylerinden yansır. Görüntüler yansıyan bu sesin

amplitüdü ve dönüş süresi ile oluşturulur. Yankının geldiği derinliğin saptanabilmesi için ses kısa atımlar (pulsar) şeklinde gönderilir. İki atım arasındaki süre yankının kaydedilmesine yetecek kadar uzundur (56).

Sesi oluşturan birim zaman (sn) içindeki titreşim sayısına frekans denir ve bunu tarif eden fizikçinin adına ithafen birimi Hertz olarak kabul edilmiştir. Kısaca Hz şeklinde gösterilir, 1000 katına kilohertz (kHz), 1.000.000 katına megahertz (MHz) denir. İnsan kulağının duyduğu sesler, 30 Hz ile 20 kHz frekansa sahiptir. Ultrason, duyulabilenin üzerinde frekansa sahip ses olarak tanımlanır. Doğada, canlıların ürettiği seslerin frekansı 20-70 kHz arasındadır. Tıpta tanısal alanda kullanılan ultrasesin frekansı 1-30 MHz arasındadır (57).

Elektrik enerjisini mekanik titreşimlere, mekanik titreşimleri de elektrik sinyallerine dönüştürme metoduna “piezo-elektrik olay” denmektedir. Önceleri quartz gibi doğal maddelerin kristallerinden yararlanılırken, günümüzde yapay seramikler istenen frekansta ultrases enerjisini kullanımımıza sunmaktadır. Bu amaçla üretilmiş seramik diskler çevirici anlamına gelen “transducer” adı verilir. Transducerler kurşun zirkonat-titanat gibi seramiklerden imal edilmekte ve “probe” (prob) adı verilen bir başlıkta taşınmaktadır (58).

Ses, madde içerisinde sıkışma ve gevşeme periyotları ile yayılan mekanik bir enerjidir. İki sıkışma ve gevşeme periyodu arasındaki mesafeye dalga boyu (λ) adı verilir (Şekil-3). Saniyedeki dalga sayısı frekansı verir.



Şekil-3: Ses dalgasının yayılımı. Ses madde içerisinde sıkışma ve gevşeme periyotları ile yayılır. Buradaki dalga çizgisi elektromanyetik radyasyondaki transvers dalgayı değil sadece sıkışma ve gevşeme periyotlarını temsil eder. λ : dalga boyu. p : genlik (amplitüd) (60).

Sesin yayılım hızı yayıldığı maddeye göre değişmek üzere (59);

$$c = \lambda \cdot f \text{ (m/sn)}$$

c: ses hızı

λ : dalga boyu

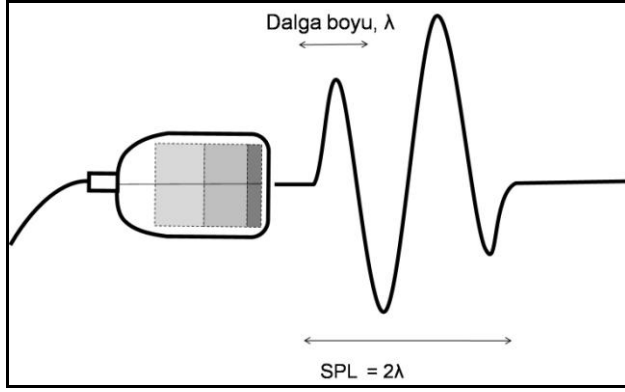
f: frekans

formülüyle gösterilir. Hızın değişmesi sesin dalga boyundaki değişikliğe bağlıdır, frekansı değişmez.

Ses demeti, madde içerisinde ilerlerken sese davranışı farklı olan dokuların yüzeylerinden yansır, kırılır ve saçılır. Ses ile madde arasındaki etkileşimi, maddenin akustik direnci (Z) belirler. Akustik direnci dokunun yoğunluğu ile elastisitesi belirler ve dokunun dansitesi ile sesin o dokudaki hızının çarpımına eşittir (60).

Farklı fiziksel özelliklere sahip dokular arasında akustik arayüzler bulunur. Bu arayüzler, ses enerjisinin bir kısmının geri yansımaya sebep olur. Akustik empedans doku yoğunluğu ile ilişkilidir ve dokular arasındaki yoğunluk farkı arttıkça, arayüzden dönen ekoların şiddeti artar. Geriye yansımaya miktarını arayüzü oluşturan dokuların akustik empedansları arasındaki farklılıklar belirler. Büyük empedans farklılıkları olan ara yüzeylerde (kemik ve hava ara yüzeyi gibi) ses enerjisinin büyük bir kısmı yansır. Daha az akustik empedans farkı olan dokuların oluşturduğu sınırdan ise (yağ ve kas dokusu) ses enerjisi çok az yansiyarak yoluna devam eder. Yayılma hızında olduğu gibi, akustik empedans dokunun özelliklerine bağlı olup frekanstan bağımsızdır (24).

Ultrasonografi görüntülemesi için vücuda gönderilen ses demeti devamlı değil çok kısa pulslar şeklindedir. Bu pulsun aksiyel yöndeki uzunluğuna uzaysal puls uzunluğu (spatial pulse length-SPL) adı verilir. Pulsun uzunluğunu içerisindeki dalga sayısı belirler ve genellikle bir puls 2-3 dalgadan oluşur (Şekil-4). Bu kısa pulslar transducer elemanlarına 1 μ sn veya daha az süre, 150 V civarında elektrik tatbiki ile üretilir.



Şekil-4: Transducer tarafından üretilen ultrason pulsu (59).

US'de saptanan ekoların amplitüd farklılıkları ve geldikleri yer A-mode, B-mode ve M-mode olarak isimlendirilen üç farklı şekilde gösterilir. 'A' amplitüd, 'B' brightness (parlaklık), 'M' de motion (hareket) sözcüklerinin baş harfleridir.

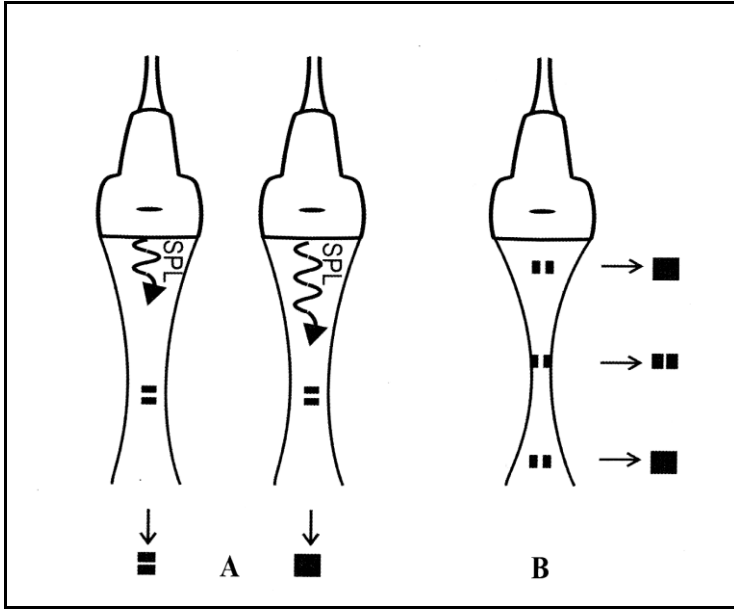
A-mode: Bu yöntemde, yankı bir grafik şeklinde kaydedilir. Yankıların amplitüdüleri yankının şiddetini, yankılar arasındaki mesafe de yapıların vücut içerisindeki derinliklerini verir. Kullanım alanı çok azalmış olan bu yöntemin en iyi örneği gözdeki hassas mesafe ölçümleridir.

B-mode: Bu yöntemde, yankılar şiddetleri ile orantılı parlak noktalar şeklinde kaydedilir. A-mode'daki amplitüdün, şiddeti ile doğru orantılı parlak noktalara çevrilmesi ile elde edilir. Bu yöntemin günümüzdeki adı iki boyutlu (2B) görüntüleme dir.

M-mode: Bu yöntemde, hareketli yapılardan yansıyan ekolar zaman/pozisyon grafiği şeklinde kaydedilir. Bir ses çizgisi üzerindeki B-mode verilerinin zamana karşı yazdırılmasıdır. Kalbin inceleme yöntemidir (ekokardiyografi) (56).

Görüntülerdeki ayrıntı, yani yöntemin çözümüleme gücü gönderilen pulsun uzunluğu ve kalınlığı ile ters orantılıdır. Pulsun uzunluğu sesin yayıldığı yöndeki çözümülemeyi (aksiyal rezolüsyon), eni ise yana doğru olan çözümülemeyi (lateral rezolüsyon) belirler ve yöntemin görüntüleyebildiği iki nokta arasındaki mesafe ile ölçülür. Bu mesafe, ne kadar küçükse çözümüleme gücü o kadar yüksektir (60).

Aksiyal rezolüsyon ölçümünde, noktalar ardı ardına, lateral rezolüsyon için ise yan yana durur. Sesin yayılım yönünde, ardı ardına duran iki noktanın ayrı ayrı görüntülenebilmesi için her iki yapıdan dönen ekoların ayrı ayrı kaydedilebilmesi gerekir. Bunun olabilmesi için ses pulsunun uzunluğunun iki noktanın arasındaki mesafeden kısa olması gerekir. Uzun olursa birinci noktadan dönen eko ile ikinci noktadan dönen eko birbirinden ayrılamaz ve iki ayrı yapı tek bir yapıymış gibi görülür. Aynı şekilde, yan yana duran iki yapının ayrı ayrı görüntülenebilmesi için her birinden ayrı eko kaydı gerekir. İki yapıdan tek eko dönüyorsa aygıt bir tek obje şeklinde kodlayacaktır (Şekil-5) (60).



Şekil-5: US'de rezolüsyon **A.** Aksiyal rezolüsyon SPL: puls uzunluğu Kısa puls ardı ardına duran iki noktayı ayrı ayrı görüntülerken, uzun puls ile tek bir nokta olarak görüntülenir. **B.** Lateral rezolüsyon Benzer şekilde pulsun dar olduğu yerde (fokal zon) yan yana iki nokta ayrı ayrı görünülenebilirken, fokal zonun alt ve üst seviyelerindeki aynı yapıdaki noktalar birbirinden ayrılamaz ve tek bir nokta olarak görüntülenir (60).

Vücuda gönderilen bir puls 2-3 dalgadan oluşur. Dalga boyu frekansla ters orantılıdır. Yüksek frekanslı sesin pulsü daha kısa, dolayısıyla aksiyal çözümü daha yüksektir.

Puls, yayılımı sırasında başlangıçta geniştir, gittikçe daralır ve sonra tekrar genişler. Dar olduğu kesime "fokal zon" adı verilir. Puls ne kadar ince

ise lateral rezolüsyon gücü o kadar yüksektir. Dolayısıyla çözümlemenin en iyi olduğu kesim fokal zondur.

Bu fizik kurallara göre çözümümesi yüksek görüntüler için yüksek frekans üreten transducerler kullanılmalı ve incelenen kesim fokal zona getirilmelidir. Ancak, sesin frekansı arttıkça derinlere inme yetisi (penetrasyonu) azalır. Bu nedenle, yüzeysel yapılar yüksek frekanslı problemlerle incelenirken derin yapılarda frekansı derinliğe göre ayarlamak gerekir (60).

Doppler Ultrasonografi (Doppler US)

Doppler kayması, Johan Christian Doppler isimli Avusturyalı bir fizikçi tarafından 1842 yılında tanımlanan bir gözlemdir. Sabit frekanslı bir ses kaynağı yaklaştıkça daha tiz (artmış frekans), uzaklaştıkça daha pes (azalmış frekans) olarak işitilir. Aynı olay, kaynak sabit, dedektör hareketli olduğunda da gözlenir. Ses frekansındaki bu değişime “doppler kayması” adı verilir. Kan akımının niteliğinin değerlendirilmesinde ve niceliğinin saptanmasında temel yöntem konumundaki Doppler US yöntemi, bu fizik kurala dayanır (56).

Doppler US ile kan akımı incelenirken eko kaynağı kanın şekilli elemanlarının (eritrositlerin) yüzeyidir. Gönderilen sesin dalga boyu eritrosit yüzeyinden çok büyük olduğu için temel olay saçılma değildir. Parankim görüntüsünün de nedeni olan bu tip saçılma “Rayleigh-Tyndall” saçılması olarak adlandırılır. Bu tür saçılmanın miktarı, ses demetinin frekansının 4. kuvveti ile doğru orantılıdır. Akan eritrositlerden saçılan ses üst üste binerek transducere ulaşır. Bu nedenle, Doppler US’de gerekli penetrasyonu sağlamak şartıyla olabildiğince yüksek frekans seçilmelidir (56).

Doppler US ile kan akımının değerlendirilmesinde temel prensip, damara belirli bir açıyla gönderilen ses demeti frekansının, akımın yönüne ve hızına göre değişmesini saptamaktır. Gönderilen ses demetinin frekansındaki değişim, Doppler eşitliği ile gösterilir (Şekil-6) (57);

$$f_d = \frac{2 f \cdot v}{C} \cos\theta$$

f_d : Doppler kayması

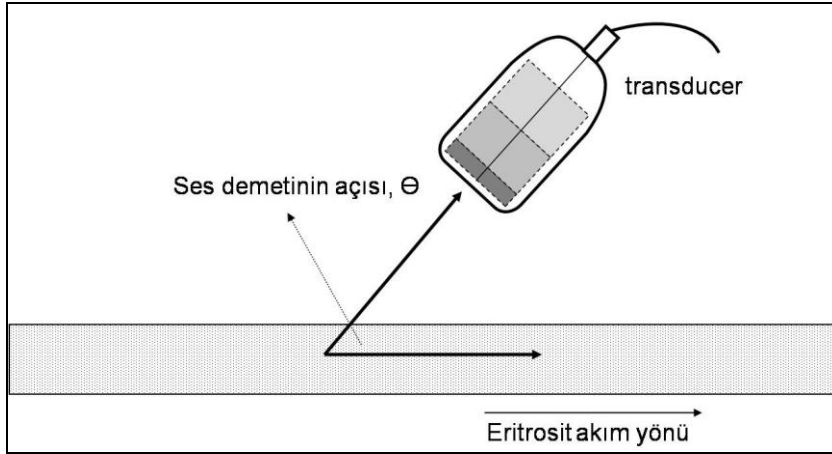
f: transducer frekansı

v: akımın hızı

cos: kosinüs (cos 0°=1, 30°=0.87, 45°=0.70, 60°=0.5, 90°=0)

θ: ses demetinin açısı

C: sesin dokudaki hızı (1540 m/sn)



Şekil-6: Doppler kayması (59).

Doppler eşitliğine göre, Doppler kayması transducer'ın frekansı, kan akımının hızı ve ses demetinin damar duvarı ile yaptığı açının kosinüsü ile doğru orantılıdır. Kosinüs değeri, açı daraldıkça artarken akım hızı ve ses demetinin damar duvarı ile yaptığı açının kosinüsü ile doğru orantılıdır (56).

Doppler eşitliğinde bilemediğimiz tek değişken kan akım hızıdır (v). Diğer faktörler, önceden belli olduğundan Doppler frekans kayması kan akım hızı ile doğru orantılıdır.

Hızı belirlemede kan damarı ile ses demeti arasındaki açı (θ açısı) önemlidir. Açı ne kadar darsa Doppler kayması o kadar yüksektir. 90°'lik bir açının kosinüsü sıfır olduğundan, ses demeti akım yönüne dik olduğunda Doppler kayması sıfırdır. Bu nedenle, açı arttıkça ölçümlerin hassasiyeti azalır. 60°'den geniş açılarla yapılan incelemelerde hız ölçümlerindeki hatalar belirginleşir. Açının çok dar olması da sorundur. Damar duvarına 30°'den dar bir açıyla gelen sesin büyük bölümü yansır. Bu nedenle akım hızı ölçülürken θ açısı, 30°-60° arasında seçilmelidir (56).

Doppler US, klinikte devamlı dalga Doppler, spektral Doppler ve renkli Doppler olmak üzere başlıca 3 şekilde uygulanır. İncelenen damarın da birlikte görüntülendiği spektral Dopplere dupleks Doppler, renkli Doppler ile birlikte yapılan şekline tripleks Doppler denir (56).

Devamlı Dalga (Continuous Wave-CW) Doppler Ultrasonografi

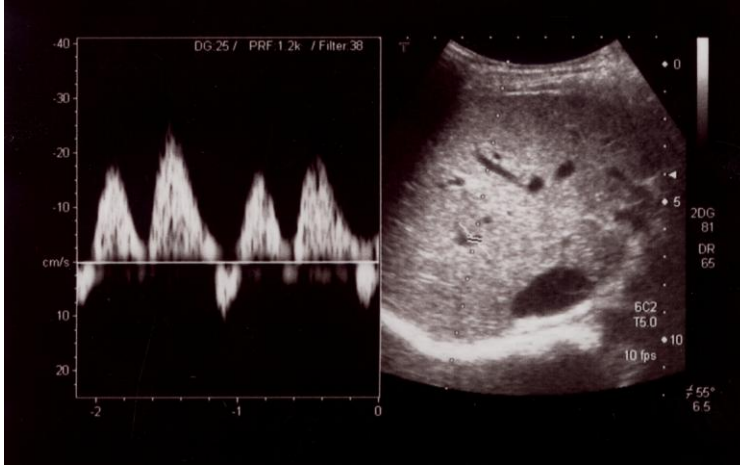
Doppler verilerini değerlendirmenin en basit yöntemidir. Aygıtın probunda biri devamlı ses dalgası üreten, diğeri devamlı bir şekilde dönen ekoları saptayan sırt sırta yerleştirilmiş iki transducer vardır. Ses dalgası kesintisiz olduğundan yöntemin aksiyel çözümülemesi yoktur, yani sesin nereden geldiği bilinemez. Ses demetinin geçtiği yol üzerindeki tüm akımlar saptanır. Dar frekans bandı kullandığı için doğruluk değeri yüksektir (56).

Akıma bağlı olarak saptanan frekans değişikliği ses şeklinde verilir. Dinleyerek akımın hızı, pulsatilitesi ve tirbülansı değerlendirilir. Kulak, en duyarlı ses ayırıcısı olduğundan deneyimli bir hekim için yöntemin tanı değeri çok yüksektir. Bu nedenle, en gelişmiş renkli Doppler aygıtlarında bile hoparlörler varlıklarını sürdürmektedir. Sadece akımın varlığını saptamak basit bir işlem olduğu için ustalık gerektirmez. Bu nedenle, obstetrikte çocuk kalp sesleri ve vasküler cerrahide periferik dolaşımı araştırılmasında oldukça sık kullanılmaktadır (56).

Spektral Doppler Ultrasonografi

Dupleks Doppler yöntemi adı verilen bu yöntem, pratikte B-mode görüntüleme ile integre edilerek kullanılır. Doppler analizi için incelenecek damarın B-mode görüntüsü üzerinde önce bir örnekleme alanı ('gate') işaretlenir. Bu alanın boyutu belirli sınırlar içerisinde değiştirilebilir. Daha sonra bu alana gönderilecek ses demetinin açısı belirlenerek incelemeye başlanır. Döner ekolardan çıkarılan frekans farkı, monitörde B-mode görüntünün yanında frekans/zaman grafiği şeklinde canlı olarak yazdırılır. Uygulamada frekans değeri ses demetinin açısına göre otomatik olarak hıza çevrilir ve spektrum genellikle hız/zaman (cm/sn) grafiği şeklindedir. Dupleks Doppler US yöntemi, M-mode US'nin analogudur ve bu teknik temelde bir zamansal çözümleme yöntemidir (56).

Doppler grafik spektrumlarında zaman, saniyelere bölünmüş x-ekseni üzerinde, frekans veya hız ise kHz veya cm/sn olarak y-ekseni üzerinde gösterilir. Kan akımının yönü, x-ekseninin alt ve üst tarafları ile belirlenir. Genellikle ses demetine yaklaşan akım, çizginin üstünde, uzaklaşan akım altında yazdırılır (Şekil-7) (56).



Şekil-7: Dupleks Doppler US yöntemiyle orta hepatic venin akım hızının ve dalga formunun değerlendirilmesi.

Sinyalin amplitüdünü belirleyen akan eritrositlerin miktarları, grafiğin z-ekseninde gösterilir. Akım hızı iki boyutlu olduğundan z eksenindeki dağılım ancak grafik bandının parlaklığı şeklinde gösterilebilir. Bandın parlak kesimleri o frekansta ya da hızda akan şekilli eleman miktarının göreceli olarak çok olduğunu gösterir. Doppler sinyalinin amplitüd ve frekans komponentleri Fourier değişim yöntemi ile analiz edilerek Doppler spektrumu denilen, amplitüde göre frekans dağılım profili elde edilir (56).

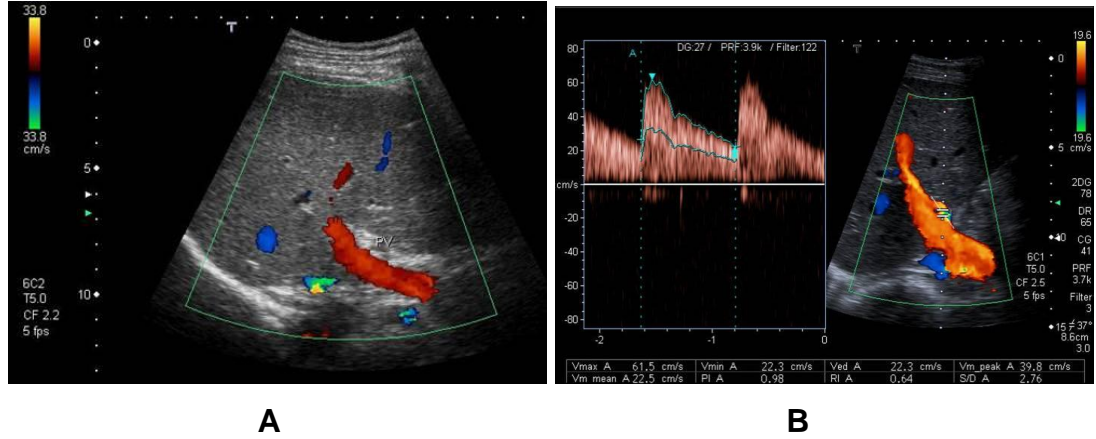
Dupleks Doppler US'de, B-mode yöntemi ile kan damarlarının patomorfolojisi incelenir. Daralma, trombüs, aterosklerotik plak ve plağın durumu (ülser, plak içine kanama vb.), B-mode görüntülerle demonstre edildiği için yöntemin görüntü kalitesi yüksek olmalıdır (56).

Renkli Doppler Ultrasonografi (RDUS)

Akıma ait Doppler bilgisi, dokuya gönderilen bir puls çizgisi boyunca birçok örnekleme alanı (gate) alınarak elde edilir. Spektral Dopplerdeki tek örnekleme alanına karşılık RDUS'da 'multigate' örnekleme yapılır. Bu

alanlardan gelen bilgiler, yönü ve hızına göre renklendirilip damar görüntüsü içine yerleştirilirse Renkli Doppler US görüntüleri elde edilir (Şekil-8) (56).

Renkli Doppler US, akım hakkında kalitatif bilgi verir. Pratikte çoğunlukla yalnız başına değil, hız-zaman spektrumu ile birlikte kullanılır. Bu nedenle, renkli duplex Doppler veya tripleks Doppler yöntemi adı verilir (56).



Şekil-8: A. Portal venin renkli doppler US ile görüntülenmesi. **B.** Hepatik arterin renkli duplex Doppler US yöntemiyle incelenmesi.

Renkli görüntülemeye akımın yönü (kırmızı veya mavi renkler) faz kayması ile belirlenir. Renkli Doppler US görüntüleri, aslında bir spektral görüntülemedir. Spektral değerler, grafikte değil renklerle ifade edilir (56).

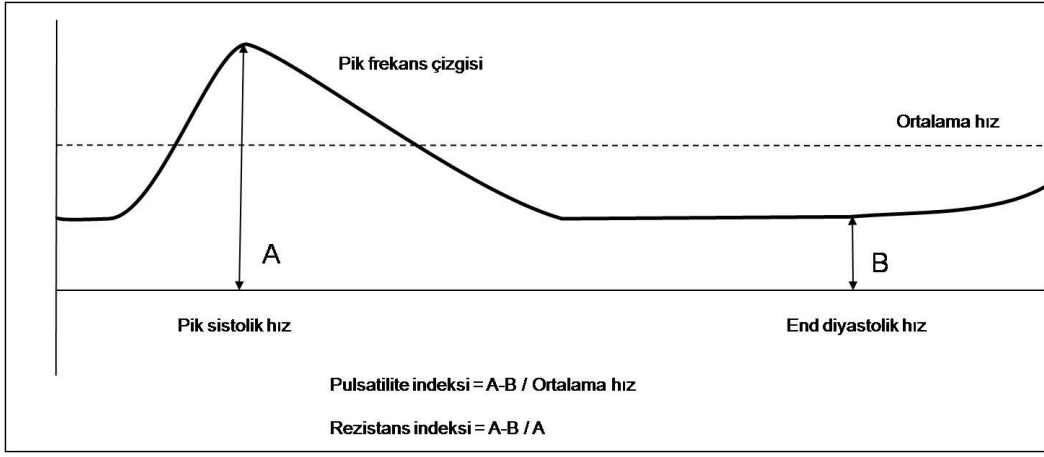
Renkli Dopplerin görüntüleri güzeldir. Akım hakkında yararlı bilgiler vermekle birlikte her zaman spektral Dopplerin yerini tutamaz. Spektral Dopplerde küçük bir örnekleme hacmindeki akım defalarca incelendiği için Doppler frekans şiftinin tüm spektrumu ayrıntılı bir şekilde belirlenir. Renkli Dopplerde ise çok geniş bir alan incelendiğinden saptanan, ortalama frekans şiftidir (56).

Zaman faktörü bulunmadığı için RDUS, tüm Doppler bilgilerini içermez. Renk, frekans ortalamasını temsil ettiğinden spektral kabalaşma izlenmez. Farklı renkle kodlanan ters akım saptanabilir (56).

Akımın Değerlendirilmesi

Doppler US ile elde edilen akım bilgileri, niteliksel veya nicelikseldir. Akımdaki değişiklikleri göreceli olarak değerlendirmek amacıyla yapılan ölçümler, yarı niceliksel akım bilgileri verir. Doppler US ile elde edilen

niteliksel akım bilgileri, akımın varlığı, yönü ve şeklidir. Akımın hızı ve hacmi, niceliksel akım bilgileridir (Şekil-9). Pik sistolik /diyastol sonu hız indeksi, Rezistans indeksi (Ri) ve Pulsatilité indeksi (Pi) de yarı niceliksel akım bilgileridir (57). Spektral incelemede en düşük hız (Vmin) end diastolik hızı, en yüksek hız (Vmax) pik sistolik hızı ifade etmektedir. Portal ven alanının aynı kesitteki ortalama portal ven hızına oranı ile konjesyon indeksi elde edilir (23).



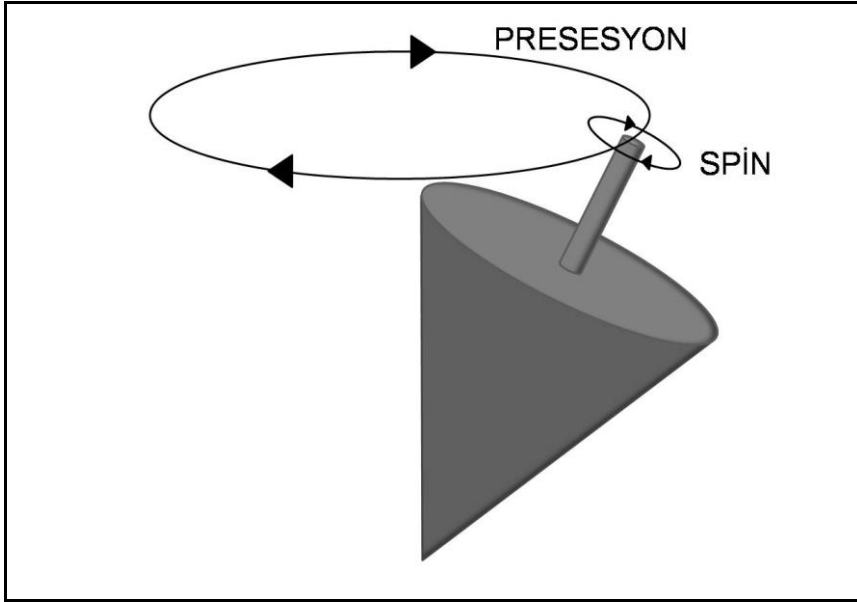
Şekil-9: Akımın niceliksel değerlendirilmesi (60).

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MR)

Manyetik rezonans görüntüleme (MR), manyetik bir alanda, elektromanyetik radyo dalgalarının vücuda gönderilmesi ve geri dönen sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi temeline dayanan bir görüntüleme yöntemidir. Yumuşak doku çözümü gücü en yüksek görüntüleme tekniğidir. Dokulara zararlı iyonizan radyasyon içermeyen bu yöntem, ilk kez 1946 yılında birbirinden bağımsız olarak aynı anda Bloch ve Purcell tarafından tanımlanmıştır. Fizik prensipleri BT'den önce geliştirilmiş olmakla birlikte, görüntüleme yöntemi olarak kullanılması için uzun bir zaman dilimi geçmiş, ilk kez 1973 yılında Lauterbur tarafından kullanılmıştır. 1980 yılında Hawkens, MR'nin çok kesitli görüntüleme özelliğini ortaya çıkartarak ve bu yöntemle ilk kez lezyon saptanır duruma gelmiştir (61, 62).

Atom çekirdeğinin temel yapıları olan nükleonlar olarak bilinen proton ve nötronlar, kendi aksları etrafında dönerler. Bu dönüşe “spin hareketi” denir. Spin hareketi nükleonun çevresinde bir manyetik alan meydana getirir (Şekil-10). Manyetik bir çubuk gibi davranan bu nükleonlar manyetik alana duyarlıdır.

Güçlü manyetik alan içerisine konan vücuttaki protonların bu dizilişi, hareketsiz bir duruş değil, manyetik alan vektörü çevresinde topaç gibi bir dönüşle birlikte dir. Bu dönüşe “presesyon” adı verilir (Şekil-10). Protonların presesyonlarının frekansı (saniyedeki dönüş sayısı), manyetik alanın gücü ile orantılıdır (60).

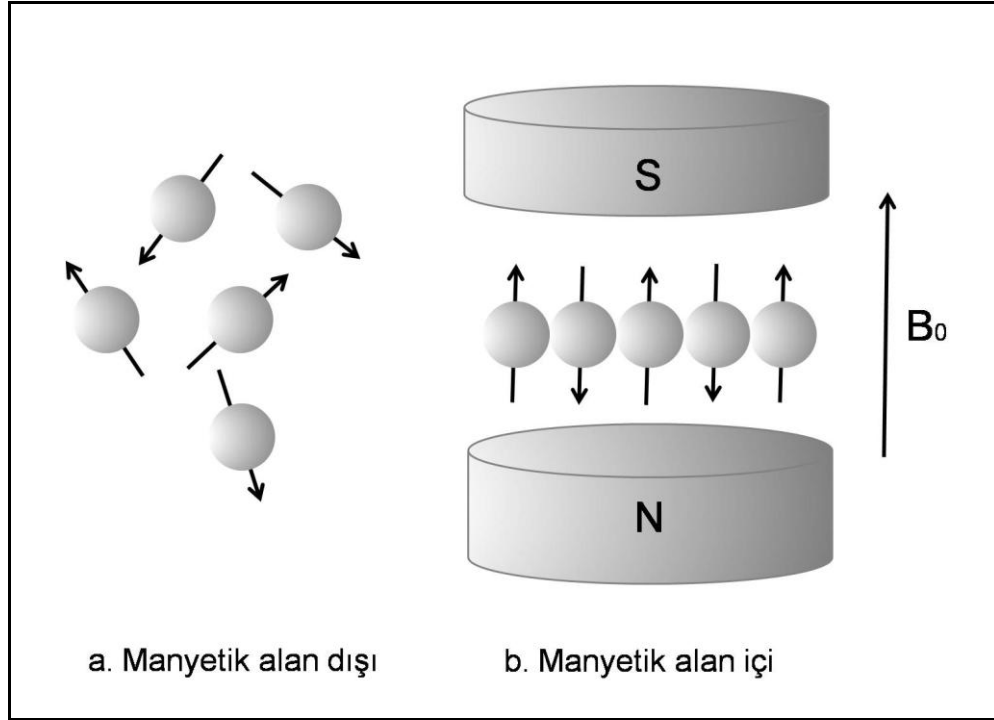


Şekil-10: Protonların manyetik alan içinde hem kendi eksenleri etrafında (spin), hem de ana manyetik alanın gücü doğrultusunda yaptıkları devinimler (presesyon), bir topacın dönüş hareketine benzemektedir (58).

Presesyon, manyetik rezonans olayının temelidir. Protonlara enerji aktarımı, ancak, presesyonun frekansı ile gönderilen radyo dalgasının frekansı eşit olduğunda mümkündür. MR terminolojisinde bu etkileşime “rezonans”, bu radyo dalgasına da “radyofrekans” (RF) adı verilir.

Normalde dokular içinde rastlantısal olarak dağılmış ve net manyetizasyonu 0 olan H^+ çekirdeklerinin dipolleri, güçlü bir manyetik alan içine yerleştirildiklerinde, manyetik alana paralel ve antiparalel şekilde

dizilirler (Şekil-11). Manyetik alana paralel dizilim gösteren protonların sayısı, antiparalel dizilim gösterenlere göre biraz daha fazla olduğundan manyetik alana paralel bir vektöriyel manyetizasyon ortaya çıkar (58).



Şekil-11: Hidrojen atomlarının manyetik alan dışında ve içinde gösterdikleri dizilim (58).

Hidrojen atom çekirdeği, tek protondan ibaret olması nedeniyle en güçlü manyetik dipol hareketine sahip elementtir. Suda ve yağda yoğun olmak üzere insan vücudunda bol miktarda bulunur. Yumuşak dokunun bir milimetre küpündeki hidrojen atom sayısı 1019'dur. Güçlü manyetik dipol momenti ve vücutta çok bulunması nedeniyle hidrojenden elde edilen sinyal diğer herhangi bir atomdan elde edilen sinyalden yaklaşık 1000 kat daha fazladır. İşte bu nedenlerle, MR görüntüleme sinyal kaynağı olarak hidrojen çekirdeği kullanılır (56).

MR'da ölçülen, hidrojen çekirdeklerinin manyetizasyonudur. Manyetik alan içerisine konan vücuttaki protonların manyetik alana uygun dizilimleri ile meydana gelen bu manyetizasyon, dışarıdaki manyetik alana paraleldir ve ona kıyasla çok küçüktür. Ancak bu manyetizasyon, bu konumdayken ölçülemez; ölçüm için ana manyetik alanın yönünden saptırılması gerekir. Bu

amaçla uygun frekansta bir RF pulsu gönderilir. Sapanın derecesi, aktarılan enerjiye bağlı olmak kaydıyla; 90 dereceden daha küçük veya daha büyük değerlerde olabilir. Sapan vektörü oluşturan protonlar, RF pulsundan sonra tekrar presesyona başlar. Fizik derslerinden bildiğimiz gibi, dönen bir manyetik alan alternatif akım üretir. İncelenen alanın yakınına yerleştirilen bir sargı ile saptanan bu değer, MR sinyalinin oluşturur (60).

MR görüntüsü, hidrojen çekirdeklerinin manyetizmasının karşılığı olan, alternatif akım şeklindeki sinyallerden oluşur. Bir voksel içerisinde ne kadar çok proton varsa sinyalin amplitüdü o kadar yüksek olur. Bu şekilde sinyallerin varlığı-yokluğu ve/veya azlığı-çokluğu ile oluşturulan görüntüler, temelde vücudun bir proton haritasıdır. Fakat, bu ölçüt tek başına yeterli doku kontrastını sağlamaz. Daha yüksek bir kontrast elde etmek için manyetizasyonun amplitüdünden başka süresi ile ilgili ölçütlere gereksinim vardır. Bu ölçütler, sinyalin dönüş süresi (T2) ve saptırılan manyetizasyonun geri kazanılma süresi (T1) ile ilgilidir. Farklı madde ve dokuların T2 ve T1 süreleri değişiktir. T1 süresi T2'den daima daha uzundur. Vücutta T1 değeri en uzun olan doku beyin-omurilik sıvısı (BOS) gibi sıvılar, en kısa doku ise yağdır (60).

MR'de yağ dokusu, hem T1 ağırlıklı görüntülemeye (T1AG), hem de T2 ağırlıklı görüntülemeye (T2AG) beyaz tonlarda (yüksek sinyalli-hiperintens) görülür. Yağ dokusu içindeki veya komşuluğundaki normal veya anormal hiperintens sinyale sahip oluşumlar, yağdan gelen yüksek sinyal tarafından gizlenebilir. Bu sorun, görüntüdeki doku kontrastını değiştirmeden, yağdan gelen sinyaller yok edilerek çözülebilir. "Yağ baskılama" adı verilen bu yöntem, kemik iliği, mezenter, orbita gibi yağlı alanlardaki lezyonları daha iyi göstermek ve tanı için gerekli olduğu durumlarda yağ dokusunun varlığını araştırmak amacıyla kullanılır (60).

MR'de Yağ Baskılama Teknikleri

MR'de yağ dokularından gelen sinyallerin baskılanması ile, yağın oluşturduğu yüksek sinyaller içinde yer alabilecek maskelenmiş lezyonların ortaya çıkmasını sağlamaktadır. Bu amaca yönelik olarak "Short TI Inversion Recovery (STIR)", "Chem Sat (SPIR)", "Dixon-Chopper" ve "hibrit" metodları

olarak adlandırılan supresyon (baskılama) teknikleri bulunmaktadır. Bunlardan STIR ve SPIR en sık kullanılan tekniklerdir.

1.Short TI Inverction Recovery (STIR)

Düşük alan gücü olan cihazlarla da uygulanabilen yağ baskılama tekniklerinden birisidir. Kısa TR'lı (300 ms'nin altında) görüntüleme adı altında IR'nın özel bir uygulamasıdır. STIR tekniğinde, "null point" özelliğinden yararlanılmak suretiyle yağlı dokuların 180° sonrası longitudinal manyetizasyon vektörünün sıfır olduğu anda dokulara 90°lik ikinci puls gönderilmektedir. Böylece, yağ dokusunda transvers manyetizasyon oluşmayacağından sinyal alınmayacaktır. Manyetik alan inhomojenitelerinden etkilenmez. Görüntülerin sinyal özellikleri, T2 ağırlıklı görüntülere benzer. STIR görüntüler, düşük S/N oranına sahiptir. Kısa T1 ile tüm dokuları suprese ettiğinden bazı konsantrasyonlarda absorbe edilmiş gadolinyum şelatlarını da baskılar. Bu nedenle STIR tekniğinde kontrast uygulama pratiği yoktur (58).

2. SPIR (Chem Sat, CHESS, FatSat)

Bu yöntemde, kimyasal şift prensibi doğrultusunda, normal puls sekansından hemen önce, yağ dokusunda bulunan protonlar ile aynı spesifik frekansta RF pulsu uygulanır. Bu işlemle, sudaki protonlar etkilenmeksizin sadece yağ dokularının longitudinal manyetizasyonu ortadan kaldırıldıktan sonra normal puls sekansına geçilir. Sonuçta, yağ dokularında longitudinal manyetizasyon bulunmadığından görüntülerde yüksek sinyal yoğunluğu görülmez. Bu teknik, özellikle kontrastlı T1 ağırlıklı görüntülerde kullanılmaktadır (58).

SPIR yöntemi, STIR'e göre yağ dokularını silmesi bakımından farklılık göstermektedir. Düşük alan gücünde düşük rezonans frekansı ve yağ ile su arasındaki frekans şiftinin daha küçük olması nedeni ile bu yöntem sadece yüksek T gücündeki cihazlarda kullanılmaktadır (58).

Bir diğer kimyasal şift temelli yağ baskılama tekniği, faz kontrast tekniğidir. Bu yöntemin temel prensipleri, Dixon tarafından ortaya atılmış ve daha sonra diğer araştırmacılar tarafından geliştirilmiştir. Bir 180° RF puls şifti kullanılarak su ve yağın paralel ve antiparalel manyetizasyon vektörleri

bir görüntü çiftinde oluşturularak, yağ ve su sinyalleri bu imajlarının eklenmesi ya da çıkartılması ile oluşturulabilir (58).

3. Fat-Water Separation Imaging Metod

Fat-Water görüntüleme, su ya da yağ komponentlerinden birinin sinyali ile görüntülerin oluşturulması temeline dayanan bir tekniktir. Su ya da yağın seçimi veya ayrımı, su ve yağ arasındaki faz farkına dayanır. Faz farkının nedeni ise bu moleküllerin farklı salınım frekanslarına sahip olmasından kaynaklanır. Faz farkının miktarı, seçilen TR değerine bağlıdır. Çekim sonrasında bilgisayarda sistem ya su baskılı imajları ya da yağ baskılı imajları rekonstrükte eder (58).

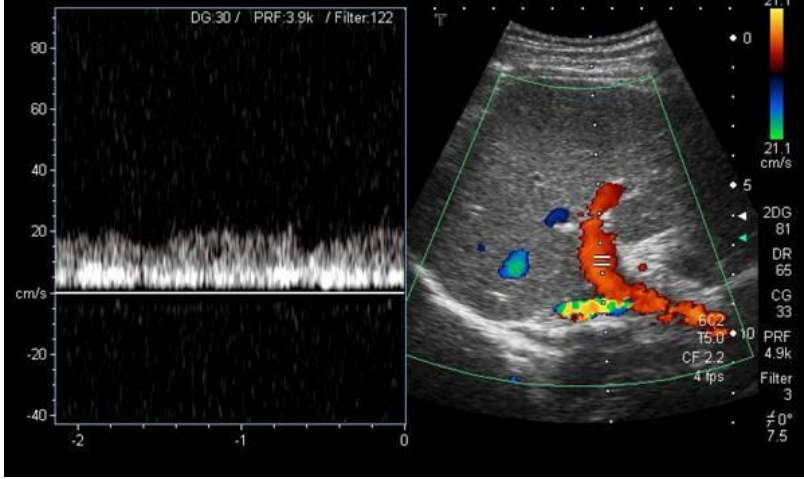
Yağ ve su protonları, kimyasal yapılarından dolayı manyetik alanda farklı hızlarda salınım gösterirler. Salınım frekansındaki bu farkın anlamı birbirleri ile karşılaştırıldığında seçilen TE sürelerine göre yağ ve su protonlarının farklı fazlarda olmasıdır. Başlangıç anında (0 sn), yağ ve su aynı fazdadır (in faz). Başka bir ifade ile aynı noktada başlarlar. Belli bir zaman sonra (<17 msn) birbirine karşı faz konumunda (out faz) yer alırlar ve sinyaller birbirinden subtrakte edilir (çıkartılır). TE 10 msn olduğunda, su ve yağ protonları ile oluşan iki sinyal arasındaki faz farkı en büyük olacaktır. Bu faz farkı saptanabilir ve rekonstrüksiyonda sistem yağ ve sudan kaynaklı sinyali ayırabilir. Sonuçta, görüntü yağdan gelen sinyal ile oluşurken, su sinyali baskılanacak ya da sudan gelen sinyal ile oluşurken yağ sinyali baskılanacaktır (58).

Karaciğerin Vasküler Anatomisi

Portal Venöz Sistem

Yaklaşık 2 cm çapında, 8 cm uzunluğundaki portal ven, karaciğer kan akımının $\frac{3}{4}$ 'ünü sağlamaktadır. Splenik ve süperior mezenterik venler tarafından oluşturulan ana portal ven, karaciğere hepatoduodenal ligaman içinde ulaşmaktadır. Ana portal ven, karaciğer hilusu düzeyinde sağ ve sol olmak üzere iki dala ayrılmaktadır.

Ana portal ven, karaciğer hilusu düzeyinden yapılan oblik plandaki incelemelerde görüntülenmektedir. Normal kişilerde, portal venöz sistemdeki kan akımı, hepatopedal olarak isimlenen karaciğere doğru yaklaşan karakterde, hafif dalgalanmalar gösteren ve devamlı bir akım deseni sergiler (Şekil-12) (63).



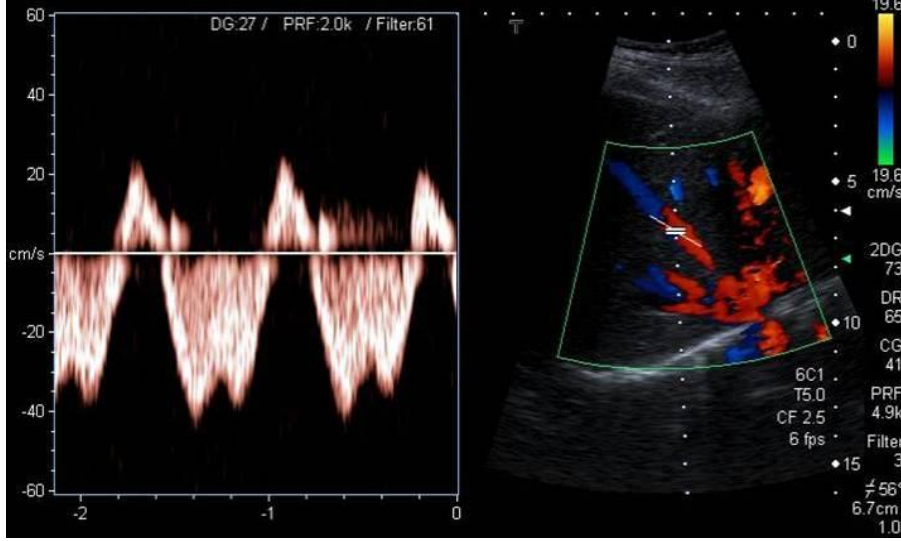
Şekil-12: Karaciğer hilusu düzeyinde ana portal vende akım yönü karaciğere doğru olan sürekli bir dalga formu izlenmektedir.

Hepatik Venöz Sistem

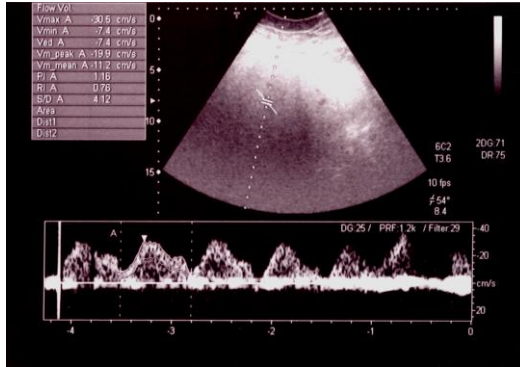
Karaciğer parankimi içinde sinüzoidler yolu ile perfüze olan kan akımı, terminal hepatic venüller içine girdikten sonra hepatic venler oluşmaktadır. Hepatic venler, değişik sayıda ve pozisyonda görülebilmektedir. Genellikle sağ, orta ve sol olmak üzere toplam üç adet hepatic ven bulunur. Portal venlerde olduğu gibi kapakçık sistemi içermeyen hepatic venöz sistem, vena kava inferiora drene olur.

Doppler US incelemede; normal hepatic venlerde, hepatofugal olarak isimlenen karaciğerden uzaklaşan karakterde, trifazik özellikte akım desenleri izlenmektedir. Sağ kalp kontraksiyonları, geri dönen özellikteki akımlara neden olurken, sağ atrial dolum anında ileri doğru akımlar ortaya çıkmaktadır. Normal trifazik dalga formu, antegrad sistolik ve diastolik akımları takiben kısa bir ters akımdan oluşur. Bifazik dalga formunda, ters akımın kaybı ve amplitüd azalması tanımlanmıştır. Monofazik dalga

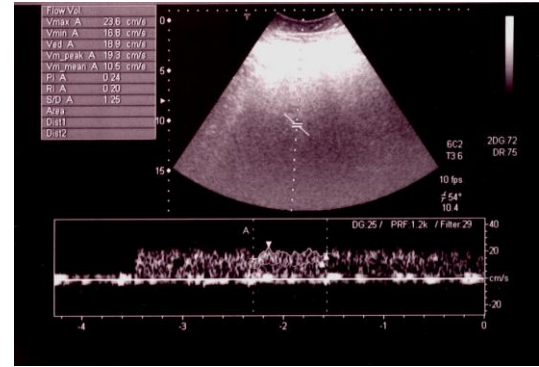
formunda, periyodik değişiklik gözlenmeyen sürekli düz bir akım vardır (Şekil-13) (63).



A



B



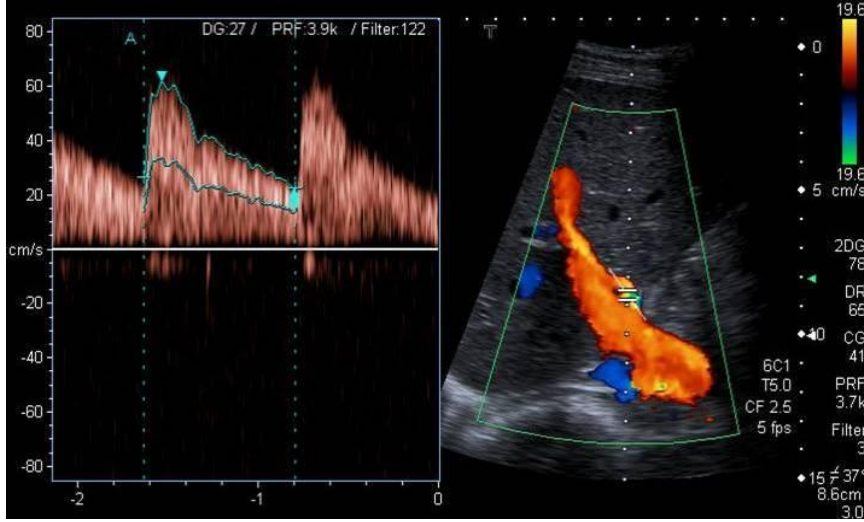
C

Şekil-13: A. Orta hepatic vende normal trifazik dalga formu B. Orta hepatic vende bifazik dalga formu C. Sağ hepatic vende monofazik dalga formu izlenmektedir.

Hepatic Arteriyel Sistem

Karaciğer kan gereksiniminin ¼'ünü sağlayan ana hepatic arter, çöliak trunkustan çıkmaktadır. Çöliak trunkustan sonra duodenum komşuluğunda gastroduodenal arter ve proper hepatic arter olmak üzere iki dala ayrılmaktadır. Proper hepatic arter, karaciğer hilusu düzeyinde sağ ve sol hepatic arter dallarına ayrılmaktadır.

Doppler US'de hepatic arteriler içinde hepatopedal olarak isimlenen karaciğere doğru yaklaşan karakterde ve tipik arteriyel özellikte akım desenleri görülmektedir (Şekil-14) (63).



Şekil-14: Ana hepatic arteride normal akım paterni.

Doppler ultrasonografi, hepatic vasküler yapıların hemodinamisinin noninvaziv olarak değerlendirilmesinde kullanılan önemli bir yöntemdir. Yapılan çalışmalarda, karaciğerin parankimal hastalıklarında, karaciğerin kan akımına ait kantitatif parametrelerde değişiklikler olduğu gözlenmiştir. Bu çalışmaların büyük bir çoğunluğu, kronik karaciğer hastalığı, viral hepatite bağlı siroz veya parankimal fibrozis ile ilgilidir (64-70). Son zamanlarda, karaciğer yağlanmasında, yağlanmanın derecesi ile karaciğer kan akımına ait hepatic arter, hepatic ven veya portal ven hemodinamisi arasında ilişki olup olmadığına dair yapılan çalışmalarda anlamlı sonuçlar elde edilmiştir (71-75). Ancak, karaciğer kan akımına ait tüm parametrelerin birlikte değerlendirildiği çalışma bulunmamaktadır.

Bu prospektif çalışmada, US ile karaciğer yağlanması tanısı konulmuş ve kimyasal şift karaciğer MR tetkiki ile kantifiye edilmiş olgularda, karaciğer vasküler yapılarının hemodinamik parametreleri ile karaciğer yağlanma derecesi arasındaki ilişki araştırılmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Olgu Seçimi

Prospektif olarak planlanan bu çalışma, Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi araştırmalar etik kurulu tarafından onaylanmıştır (27.05.2008, 2008-11/15).

şubat 2009-Mayıs 2009 tarihleri arasında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Gastroenteroloji polikliniğinde transaminaz yüksekliği saptanan ve/veya ultrasonografi ile karaciğerde yağlanma saptanmış olan hastalar çalışmamıza alındı. Kontrol grubu olarak 14 kadın ve 6 erkekten oluşan 20 sağlıklı gönüllü çalışmaya katıldı. Çalışmaya katılan hasta ve kontrol grubu, çalışma öncesi bilgilendirilerek onamları alındıktan sonra gönüllü olarak çalışmaya katılmaları sağlandı.

Alkolic karaciğer hastalığı, biliyer obstrüksiyon, primer biliyer siroz, otoimmün ve viral hepatitler, metabolik ve herediter karaciğer hastalıkları, protein-kalori malnutrisyonu, total parenteral beslenme, hızlı kilo verme, geçirilmiş barsak rezeksiyonu, inflamatuvar barsak hastalığı, tiroid hastalığı, malignite ve ilaç kullanımını tespit edilenler çalışma dışında bırakıldı.

Çalışma Protokolü

US ve Doppler Tekniği

Çalışmaya katılan gönüllü hastalar ve sağlıklı gönüllüler, en az 4 saatlik bir açlık periyodunu takiben sabah saat 09-11 arasında, B-mode ve Doppler ultrasonografi ile aynı radyolog tarafından incelendi. İncelemeler, supin ve sol dekübitus pozisyonda, 5-10 saniyelik nefes tutma periyotlarında, subkostal ve interkostal yaklaşımla yapıldı. Tüm incelemeler renkli Doppler ultrasonografi cihazında (Aplio SSA 770, Toshiba, Tokyo, Japan) 3,5 MHz konveks prob kullanılarak geręekleřtirildi. Tüm hastalarda, öncelikle karaciğerin B-mode incelemesi yapılarak parankim ekojenitesi değerlendirildi.

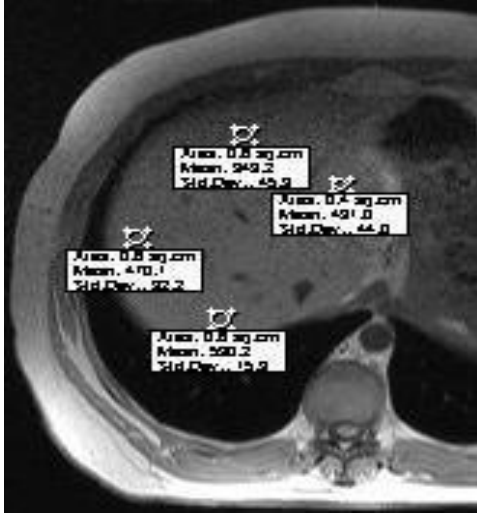
Vasküler malformasyon veya yer kaplayıcı lezyon saptanan hastalar, çalışma dışı bırakıldı. Doppler ultrasonografi incelemesinde incelenen vasküler yapı ile ses demeti arasındaki açı 30-60° arasında tutuldu. Akım hız değerleri her inceleme için özel olarak ayarlandı. Doppler ultrasonografide sırasıyla; portal vende; en yüksek hız değeri, rezidivite (RI) ve pulsatilite indeksleri (PI), hepatik arterde; pik sistolik hız, end diastolik hız, RI ve PI, sağ, orta ve sol hepatik venlerde; en yüksek hız değeri, RI ve PI ölçüldü ve hepatik venlerin dalga formları değerlendirildi. Hepatik venlerin dalga formu trifazik, bifazik ve monofazik olarak sınıflandırıldı. Portal ven alanının aynı kesitteki ortalama portal ven hızına oranı yoluyla konjesyon indeksi elde edildi (23, 66, 67).

MR Tekniği

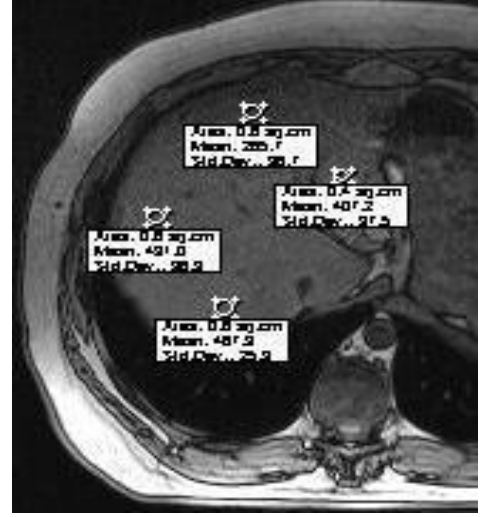
Gönüllü hastalar, 1.5 T'lık süperiletken magnette (Magnetom Vision Plus, Siemens, Erlangen, Germany) vücut sargısı kullanılarak kimyasal şift MR protokolü uygulanarak değerlendirildi: T1 ağırlıklı GRE 'Fast Low Angle Shot' (FLASH) sekansı kullanılarak su ve yağ protonlarının zıt fazda (TR/TE/flip angle: 128/2.7/90°) ve aynı fazda (TR/TE/flip angle: 128/5.3/90°) olduğu karaciğer düzeyinden geçen aksiyel görüntüler elde edildi. Hastanın vücut yapısına göre değişmek üzere field of view (FOV) 30-35 cm, kesit kalınlığı 6 mm, görüntü matrisi 192×256 olarak seçildi.

Elde edilen tüm görüntüler değerlendirildikten sonra, portal ven düzeyinde artefakt ve lezyonun bulunmadığı homojen görünümdeki dört ayrı karaciğer bölgesinden region of interest (ROI) kullanılarak sinyal intensite (SI) ölçümü yapıldı (Şekil-15). Yağ içermemesi nedeniyle dalak, referans organ olarak kabul edilerek dalaktan da SI ölçümü yapıldı.

Kimyasal şift MR'da yağlanma analizi için ilk kez Mitchell ve ark. (76) tarafından önerilen SI baskılanma yüzdesi aşağıda sunulan formüle göre hesaplandı (Şekil-16).



A



B

Şekil-15: A, B. Kimyasal shift MR aynı faz ve zıt faz görüntülerinde Sİ ölçümü.

$\left(\frac{\left(\frac{Si \text{ adrenal}}{Si \text{ dalak}} \right)_{\text{Zıt-faz}}}{\left(\frac{Si \text{ adrenal}}{Si \text{ dalak}} \right)_{\text{Aynı-faz}}} - 1 \right) \times 100$	$\left(\frac{\left(\frac{Si \text{ karaciğer}}{Si \text{ dalak}} \right)_{\text{Zıt-faz}}}{\left(\frac{Si \text{ karaciğer}}{Si \text{ dalak}} \right)_{\text{Aynı-faz}}} - 1 \right) \times 100$
A	B

Şekil-16: A. Sürrenal adenomların mikroskobik yağ içeriğini ölçmek için kullandığımız formül. **B.** Aynı formülün karaciğerdeki yağın baskılanma oranını hesaplamak için modifiye edilmiş şekli.

İstatistik

Verilerin istatistiksel analizinde, SPSS 13,0 (Statistical Package for the Social Sciences) (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) istatistiksel paket programı kullanıldı. Verilerin analizinde, verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi , dağılımlarına göre; ikili bağımsız grup karşılaştırmalarında Mann-

Whitney testi; ikiden fazla grup olması durumunda parametrik olmayan istatistiksel testlerden Kruskal-Wallis testi, kategorik değişkenlerin karşılaştırılmasında, Pearson Ki-Kare testi kullanıldı. Anlamlılık düzeyi, $\alpha=0,05$ olarak belirlendi. Betimleyici değerler, normal dağılmayan değişkenler için median, minimum- maksimum; normal dağılan değişkenler için ortalama ve standart sapma, kategorik veriler ise yüzde (%) olarak sunuldu.

BULGULAR

Hastalar, kantitatif karaciğer yağlanma derecesine göre 3 gruba ayrıldı; kimyasal şift MR'de baskılanma yüzdesi %20'nin altında olan hastalar grup 1 (n=15), %20-40 olan hastalar grup 2 (n=14), %40'ın üstünde olan hastalar grup 3 (n=11). Sağlıklı kişilerden oluşan kontrol grubu, grup 4 olarak adlandırıldı

Çalışma kapsamında 20'si erkek, 20'si kadın 40 hasta ve 14 kadın ve 6 erkekten oluşan 20 sağlıklı gönüllü incelendi. Ortalama yaş, hasta grubunda 48.2±11, kontrol grubunda 47.5±11.4 idi. Gruplar arasında yaş ve cinsiyet bakımından anlamlı fark saptanmadı (Tablo-1).

Tablo-1: Grupların demografik özellikleri.

	Grup 1 n=15	Grup 2 n=14	Grup 3 n=11	Grup 4 n=20	p değeri
Yaş (ort±SD)	50.6±8.7	44.7±10.5	49.3±14.2	47.5±11.4	0.587
Cinsiyet (K/E)	9/6	7/7	4/7	14/6	0.306

SD: Standart Deviasyon

Gruplar arası yapılan karşılaştırmada; portal ven (pv) maksimum hızı, konjesyon indeksi, hepatik arter (ha) RI ve PI değerleri, sağ (rhv), orta (mhv) ve sol (lhv) hepatik venlerin dalga formlarında yağlanma derecesiyle ilişkili anlamlı farklılık bulundu. Gruplar arasında anlamlı fark saptanmayan değişkenler ve p değerleri: Pv RI ve PI'nde 0.97, 0.150, ha pik sistolik hızında 0.132, hepatik venlerin maksimum hızı, RI ve PI değerlerinde rhv için 0.451, 0.720, 0.692 mhv için 0.452, 0.302, 0.697, lhv için 0.067, 0.792, 0.935 idi. Gruplararası anlamlı farklılık çıkan değişkenlerin ikili grup karşılaştırılmalarına ait betimleyici değerleri ve p değerleri tablo-2'de verilmiştir.

Tablo-2: Tüm gruplar arası karşılaştırmada yağlanma derecesi bakımından anlamlı fark gösteren değişkenler ve anlamlılık değerleri.

		Pv Maks. hızı	Pv konjesyon indeksi	Ha RI	Ha PI	rhv dalga formu	mhv dalga formu	lhv dalga formu
Grup 1 n=15	median	19.8	0.05	0.75	1.83	3.0	3.0	3.0
	minimum	12.0	0.02	0.6	0.90	1	1	1
	maksimum	33.3	0.16	1.0	3.3	3	3	3
Grup 2 n=14	median	21.1	0.70	0.66	1.38	2.5	3.0	3.0
	minimum	8.0	0.01	0.5	1.04	1	1	1
	maksimum	41.8	0.17	0.9	2.63	3	3	3
Grup 3 n=11	median	16.6	0.11	0.83	1.97	2.0	2.0	3.0
	minimum	10.6	0.06	0.4	0.86	1	1	1
	maksimum	24.9	0.24	1.0	2.90	3	3	3
Grup 4 n=20	median	29.2	0.05	0.76	1.82	3.0	3.0	3.0
	minimum	14.1	0.02	0.48	0.70	1	1	1
	maksimum	40.4	0.16	2.8	2.9	3	3	3
İkili karşılaştırmalar için p değerle-ri	Grup1-grup2	0.48	0.38	0.21	0.06	1.0	0.94	0.98
	Grup1-grup3	0.33	<0.001	0.05	0.30	0.79	0.04	0.10
	Grup1-grup4	0.01	0.73	0.85	0.45	0.09	0.63	0.93
	Grup2-grup3	0.24	0.02	0.005	0.001	0.80	0.05	0.12
	Grup2-grup4	0.06	0.45	0.23	0.34	0.08	0.59	0.90
	Grup3-grup4	0.002	<0.001	0.08	0.10	0.06	0.01	0.05

*Hepatik ven dalga formları; trifazik 3, bifazik 2, monofazik 1 olarak kodlanmıştır.

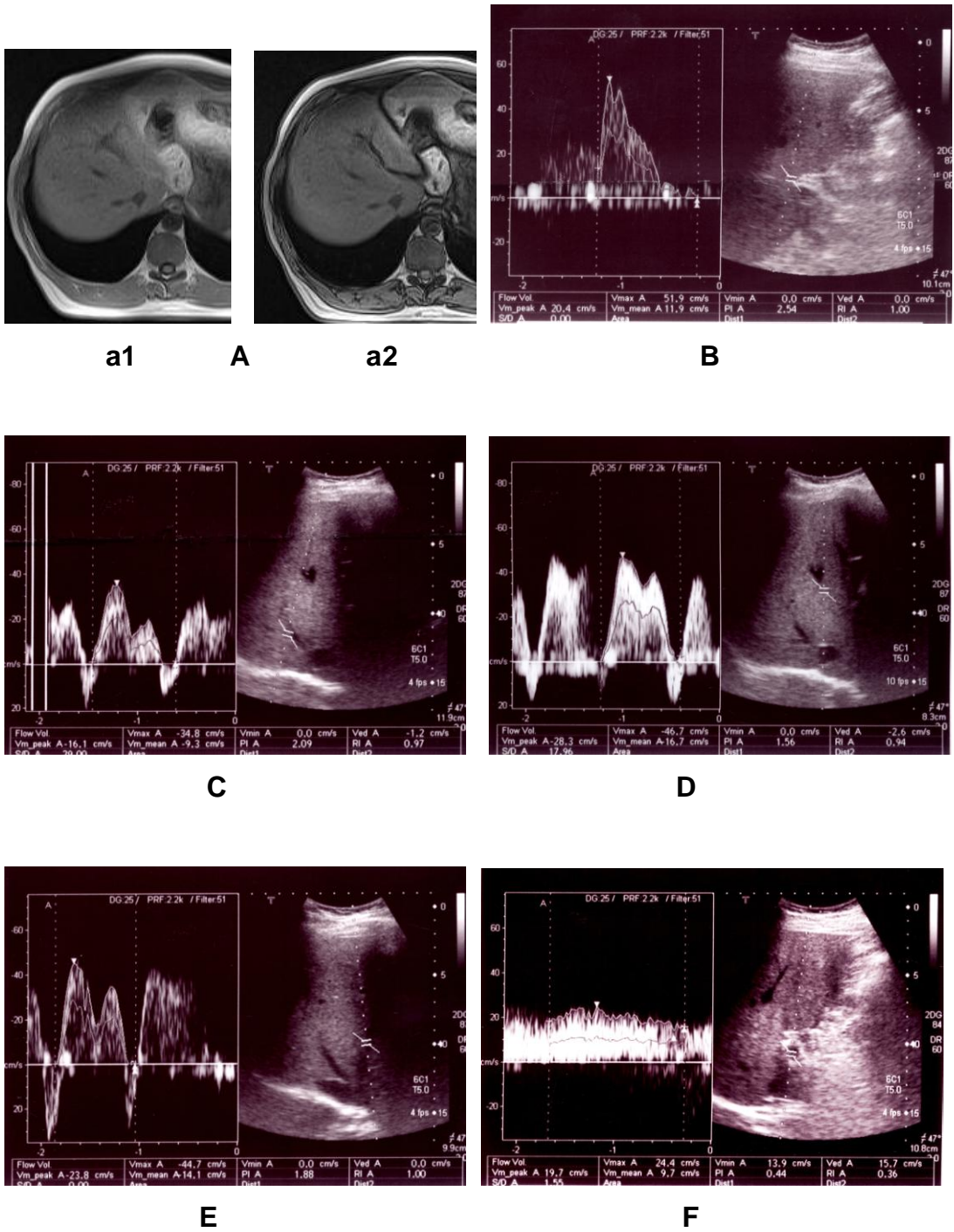
*Maks.: Maksimum

Çalışmamızda, yağlanma derecesi arttıkça hepatic venlerde normal trifazik dalga formunun azaldığı, monofazik ve bifazik dalga formunun arttığı saptandı. Tüm hepatic venlerde, trifazik dalga formu oranı, kontrol grubunda, şiddetli karaciğer yağlanması bulunanlara göre daha fazlaydı. Orta ve sol hepatic venlerde şiddetli yağlanması olanlarda kontrol grubuna göre monofazik dalga formu yüzdesi artmıştı (Tablo-3).

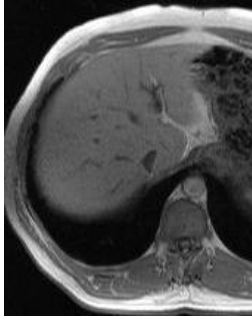
Tablo-3: Gruplara göre hepatic ven dalga formundaki değişiklikler ve grupların ikili karşılaştırılmasındaki anlamlılık değerleri.

		RHV n (%)	MHV n (%)	LHV n (%)		
Grup 1	trifazik	8 (%53)	12 (%80)	14 (%93)		
	bifazik	3 (%20)	2 (%13)	0		
	monofazik	4 (%27)	1 (%7)	1 (%7)		
Grup 2	trifazik	7 (%50)	11 (%79)	13 (%93)		
	bifazik	4 (%28)	2 (%14)	0		
	monofazik	3 (%22)	1 (%7)	1 (%7)		
Grup 3	trifazik	5 (%46)	4 (%36)	6 (%55)		
	bifazik	3 (%27)	3 (%28)	1 (%9)		
	monofazik	3 (%27)	4 (%36)	4 (%36)		
Grup 4	trifazik	17 (%85)	18 (%90)	19 (%95)		
	bifazik	2 (%10)	1 (%5)	0		
	monofazik	1 (%5)	1 (%5)	1 (%5)		
RHV						
	G1 - G2	G1 - G3	G1 - G4	G2 - G3	G2 - G4	G3 - G4
trifazik	0.847	0.101	0.620	0.859	0.054	0.038
bifazik	0.682	1.00	0.631	1.00	0.202	0.317
monofazik	1.00	1.00	0.141	1.00	0.283	0.115
MHV						
	G1 - G2	G1 - G3	G1 - G4	G2 - G3	G2 - G4	G3 - G4
trifazik	1.00	0.043	0.631	0.049	0.627	0.003
bifazik	1.00	0.620	0.565	0.623	0.565	0.115
monofazik	1.00	0.128	1.00	0.133	1.00	0.042
LHV						
	G1 - G2	G1 - G3	G1 - G4	G2 - G3	G2 - G4	G3 - G4
trifazik	1.00	0.054	1.00	0.056	1.00	0.013
bifazik	1.00	0.423	-	0.440	-	0.355
monofazik	1.00	0.128	1.00	0.133	1.00	0.042

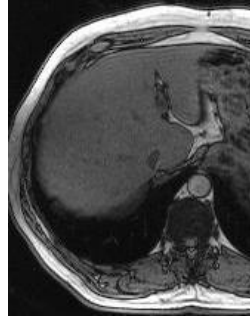
Olgu Örnekleri



Şekil-17: Hafif derecede yağlanması olan olgu **A**. Kimyasal shift MR'de aynı faz (**a1**) ve zıt faz (**a2**) imajlar. **B**.Hepatik arter **C**. Sağ hepatic ven **D**. Orta hepatic ven **E**. Sol hepatic ven. **F**. Portal ven. Tüm hepatic venlerde normal trifazik akım paterni izlenmektedir.

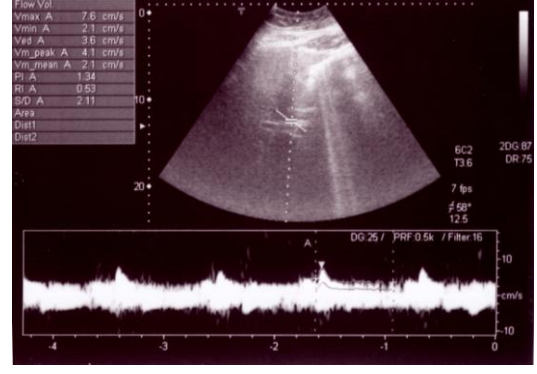


a1

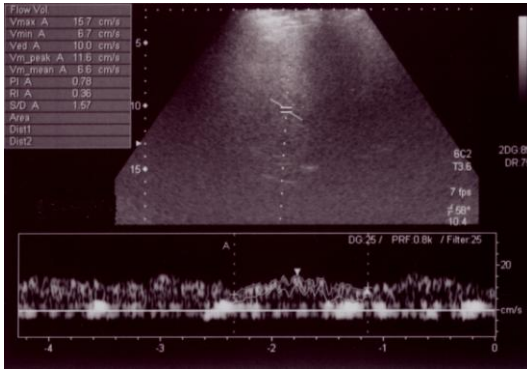


a2

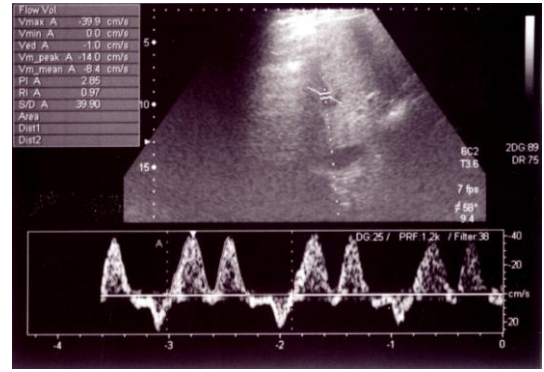
A



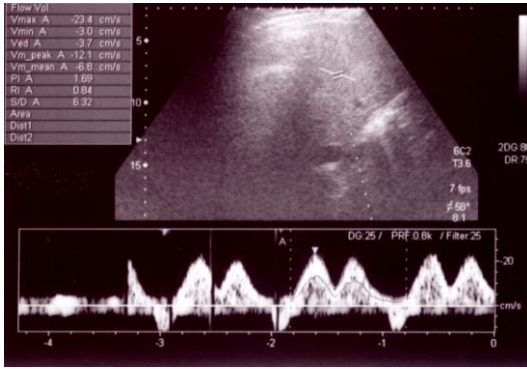
B



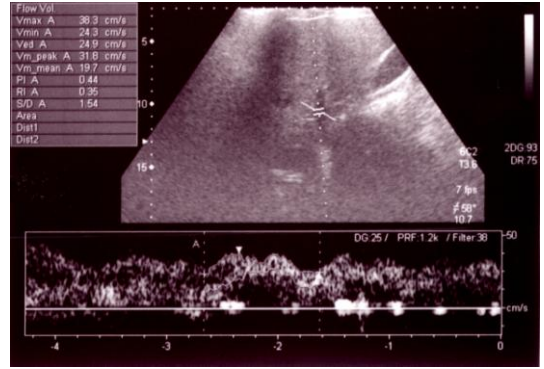
C



D

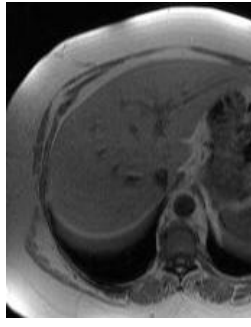


E

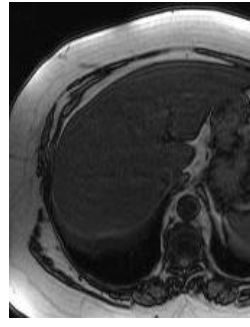


F

Şekil-18: Orta yağlanması olan olgu **A.** Kimyasal çift MR'de aynı faz (**a1**) ve zıt faz (**a2**) imajlar **B.**Hepatik arter **C.** Sağ hepatic ven **D.** Orta hepatic ven **E.** Sol hepatic ven **F.** Portal ven. Orta ve sol hepatic venlerde normal trifazik akım paterni mevcutken sağ hepatic vendede monofazik akım izlenmektedir.

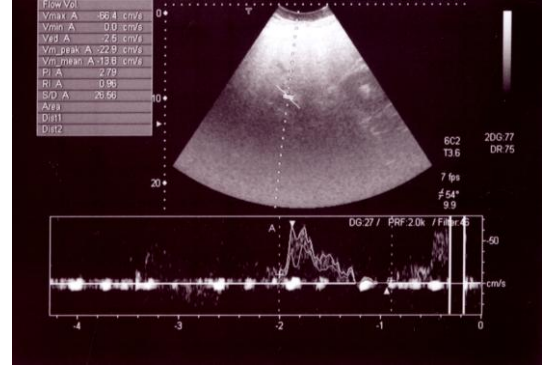


a1

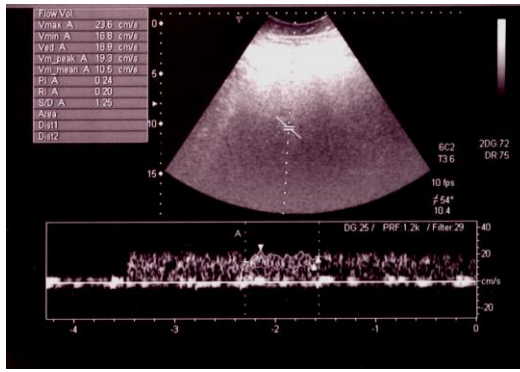


A

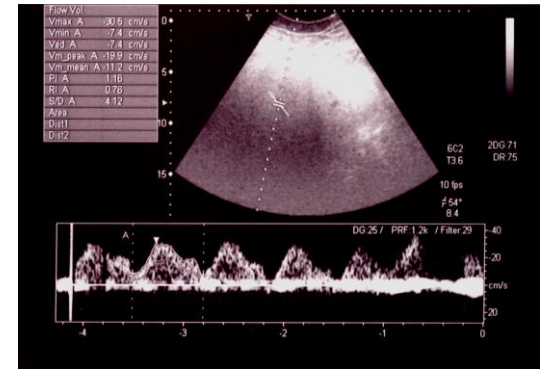
a2



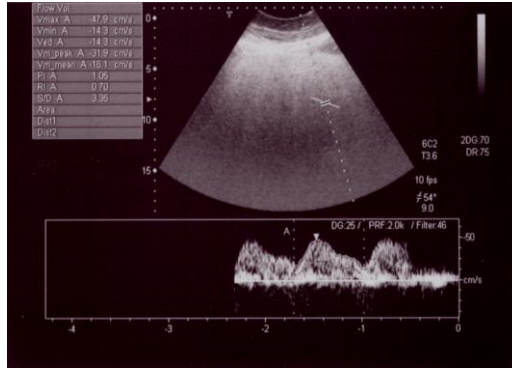
B



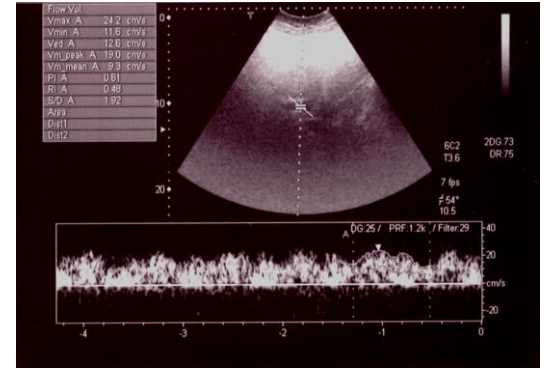
C



D



E



F

Şekil-19: Şiddetli yağlanması olan olgu **A.** Kimyasal çift MR'de aynı faz (**a1**) ve zıt faz (**a2**) imajlar **B.** Hepatik arter **C.** Sağ hepatic ven **D.** Orta hepatic ven **E.** Sol hepatic ven **F.** Portal ven. Sağ hepatic vende monofazik, orta ve sol hepatic venlerde bifazik akım paterni izlenmektedir.

TARTIŞMA VE SONUÇ

Karaciğer yağlanması, radyolojik görüntüleme pratiğinde sık rastlanan bir bulgudur. Genellikle benign bir durum olmasına rağmen karaciğer enzimlerinde inatçı özellikte yükseklığe neden olabilir. Dünya genelinde, obezite ve diabet insidansının artmasına paralel olarak nonalkolik steatohepatit kronik karaciğer hastalığının major sebeplerinden biri haline gelmiştir (77).

US, yağlanma saptanmasında kolay uygulanan ve sensitivitesi yüksek bir incelemedir. Ancak fibrozis, hemokromatozis, glikojen depo hastalığı gibi başka patolojiler de tıpkı yağlanmada olduğu gibi ekojenite artımına yol açabilir (43, 78). Ayrıca, US ile yapılan yağlanma derecelendirilmesi histopatolojik derecelendirme ile her zaman korelasyon göstermez (43).

Yağlanma, BT'de atenüasyon azalması şeklinde izlenir. Ciddi yağlanmada parankim yoğunluğunun belirgin derecede azalması, intrahepatik vasküler yapıların kontrast verilmeden bile izlenebilmesini kolaylaştırabilir. Bu durum, portal ven ya da hepatik venleri ilgilendiren patolojilerin değerlendirilmesinde avantaj sağlar. Kontrastsız BT'de, karaciğer yağlanmasının derecesi kantitatif olarak ölçülebilir. Normalde, dalak dansitesi karaciğer dansitesinden genellikle 7-8 hounsfield ünite (HU) daha azdır. Karaciğer yağlanması olduğunda bu durum tersine döner (32, 33, 37). Kontrastlı BT ise parankimin boyanarak dansitesinin artması nedeniyle yağlanma tanısında kontrastsız BT kadar başarılı değildir (38).

Ultrasonografide diffüz ve/veya fokal yağlanma ya da yağlanmadan korunmuş alan saptanan olgularda BT ya da MR ile ileri inceleme gerekir. Ancak, iyonizan radyasyon kullanılması ve kontrast madde enjeksiyonu gerektirmesi nedeniyle BT yerine, US'den sonra noninvaziv yöntem olan MR kullanılabilir (78).

Günümüzde, radyolojik yöntemler içinde yağı hassas olarak değerlendirebilecek yöntem, kimyasal şift tekniği kullanılarak yapılan MR incelemesidir (78-82). Bu yöntem yağ içeriği temel alınarak yapılan bir yöntem olarak adrenal kitlelerin adenom ve non-adenom şeklinde ayrımında

da yüksek sensitivite ve spesifisite ile uygulanmaktadır. Adrenal kitlelerdeki başarılı sonuçlar, kimyasal şift MR yönteminin çok az miktardaki yağ içeriğini baskılayabilmesi ile ilgilidir. Bu durum, mikrobik düzeyde yağ içeren adenomların yağ içermeyen diğer sürrenal kitlelerinden ayrımını sağlamaktadır (83). Kimyasal şift MR'ı az miktarda yağı baskılamasıyla üstün kılan nokta, aynı vokseldeki yağ ve su protonlarının birbirlerinin vektörlerini zıt faz konumunda nötrlemeleri ve bu nedenle yağ miktarıyla orantılı olarak suyun da baskılanmasıdır. Bu nedenle, az miktarda yağ varlığında bile belirgin baskılanma gerçekleşmektedir (80, 83, 84).

Yağlanma tanısında temel yöntem, biyopsidir. Yağlanmanın homojen olmadığı durumlarda, örneklemin doğru yapılamaması ve yöntemin invazivliği dezavantajlarıdır (5, 9, 10, 55).

Doppler US karaciğer vasküler yapılarının noninvaziv olarak değerlendirilmesinde, temel tanı yöntemidir. Karaciğerin parankimal hastalıklarında hepatik vasküler hemodinaminin değiştiği pek çok çalışmada gösterilmiştir (64-67). Bu çalışmaların önemli bir kısmı, kronik karaciğer hastalığı, parankimal fibrozis veya hepatit C ile ilişkili sirotik hastalar üzerine yoğunlaşmıştır (64, 65, 68, 69). Son dönemde, karaciğer yağlanmasıyla değişen hepatik arter, hepatik ven ve portal ven akım karakteristikleri ile ilgili az sayıda çalışma yapılmıştır. Ancak, bu çalışmalarda yağlanmanın değerlendirilmesi ve derecelendirilmesi yalnızca US görüntülemeye dayandırılmış, bazı çalışmalarda ise sadece arter ya da ven hemodinamisine ait parametreler değerlendirilmiştir. Çalışmaların bazılarında da hepatit C veya sirotik karaciğer hastalarında eşlik eden yağlanması olan hasta grubu olarak incelenmiştir (68, 69). Çalışmamız; yağlanma dışında parankimal karaciğer hastalığı olanların dahil edilmemesi, karaciğerin tüm hemodinamik parametrelerinin değerlendirilmesi ve yağlanma tanısı ve derecelendirilmesinin MR ile doğrulanması nedenleriyle literatürde ilktir.

Karaciğerin ikili bir kan akımı vardır. Toplamda yaklaşık 1.450 ml/dakika olan kanın, yaklaşık 1.100 ml'si portal venden 350 ml'si hepatik arterden sağlanmaktadır. Bu miktar, kardiak output'un %29'unu oluşturur (85). Doppler US'de bu hemodinamik faktörler, hepatik arterde düşük

rezistanslı dalga formuna sebep olur (86). Mihmanlı ve ark. (71), 135 hasta ve 35 sağlıklı gönüllü üzerinde yaptıkları çalışmalarında, kontrol grubunda ortalama hepatic arter RI değerini 0.81 ± 0.04 (ortalama \pm SD) olarak bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da kontrol grubunda ortalama hepatic arter RI değeri 0.82 ± 0.4 olarak bulundu. Westra ve ark. (65), son dönem karaciğer hastalığı olan 38 çocuk hastayı doppler US ile değerlendirdikleri çalışmalarında; hepatic arter RI değerini ortalama 0.89 bulmuştur. Bu çalışmada, RI değerinin akut viral hepatiti olanlarda sağlıklı gruba göre anlamlı şekilde yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bu bulgu, aşağıdaki mekanizma ile açıklanmıştır; her portal triad portal ven dalı, safra kanalı ve hepatic arteriol içerir. Hepatosit merkezini dolduran yağ vakuelleri nükleusu periferik iter. Şiddetli yağ infiltrasyonunda bu histopatolojik değişiklik portal triadta kompresyona neden olur. Portal ven dalı, hepatic arterole göre daha belirgin basıya uğrar. Bu durum, portal sistemle gelen kan volümünde azalmaya ve hepatic arteriyel sistemle gelen kan volümünde kompensatuar artışa neden olur. Progresif fibrozisin de eşlik etmesiyle arteriyel mikrovasküler yatakta periferik direnç artışı ve parankimal komplians kaybı gelişir. Böylece, hepatic arterde end diastolik akım hızı ve hepatic arter RI'i artar (65). Bizim çalışmamızda, literatüre uygun şekilde şiddetli yağlanması olan grupta en yüksek hepatic arter RI değeri bulunmuştur (0.81 ± 0.1) ve hafif ve orta derece yağlanması olanlara göre şiddetli yağlanması olanlarda, hepatic arter RI değerinde anlamlı artış saptanmıştır. En düşük hepatic arter PI değeri, orta derece yağlanması olanlarda (1.4 ± 0.3) mevcuttu ve şiddetli derece yağlanması olanlara (2.1 ± 0.6) göre anlamlı şekilde düşüktü. Literatürde hepatic arter PI değerlerini karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır.

Hepatic venlerin doppler spektrumundaki normal trifazik akımı, kardiyak siklus süresince santral venöz basınçtaki varyasyonların sonucu antegrad sistolik ve diastolik akımları takiben kısa bir ters akım ile oluşur. Hepatic venlerdeki akım, atrial ve ventriküler diastol sırasında kalbe doğruyken, atrial sistolde kısa bir süre ters döner. Bu akım paterni; sağ atrium basıncı, hepatic parankimin kompliansı, intratorasik ve intraabdominal basınç

değişikliklerinden etkilenir (87). Dalga formundaki değişiklikler, siroz, karaciğer transplant rejeksiyonu, Budd-Chiari sendromu, karaciğer yağlanması ve hatta normal sağlıklı insanlarda da tanımlanmıştır (88). Bu bilgiler ışığında, hepatik venöz Doppler US, normal trifazik paternin kaybolduğu bazı parankimal hastalıkların tanısında faydalı olabilir. Kronik parankimal karaciğer hastalıklarında hepatik ven dalga formu ile ilgili çok sayıda çalışma olmasına rağmen, karaciğer yağlanması ile hepatik ven dalga formu arasındaki ilişki yalnızca birkaç çalışmada ele alınmıştır (68, 72, 73). Orta ve/veya sol hepatik venler, kalbin hareketinden kaynaklanabilecek artefaktlardan kaçınmak için daha önce yapılan çalışmalarda değerlendirilmemiştir (72, 73).

Oğuzkurt ve ark. (73), karaciğer yağlanması olan 40 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada, olgularının %43'ünde anormal hepatik ven dalga formu bulunduğunu saptamışlardır. Dietrich ve ark. (68), 135 kronik hepatit C tanılı hasta ve 75 sağlıklı gönüllüyle yaptığı çalışmada; sağ hepatik ven dalga formunun kronik hepatit C olgularından oluşan grupta %47 trifazik, %17 bifazik, %36 monofazik iken kontrol grubunda %75 trifazik, %9 bifazik, %16 monofazik olduğunu saptamışlardır. Aynı çalışmada, karaciğer biopsisi ile sirozun histolojik bulguları ve intrahepatik yağ miktarı semikantitatif olarak değerlendirilmiştir; 135 hastanın 49'unda (%36) %50'den fazla, 29'unda (%22) %25-50, 57'sinde (%42) %25'ten az yağlanma bulunduğu belirtilen hasta grubunda, şiddetli derece yağlanması bulunan 49 hastanın 44'ünde (%90) monofazik akım izlenirken, hafif derece yağlanması olan 57 hastanın sadece 3'ünde (%5) monofazik akım saptanmıştır. Önceki çalışmalarda, monofazik akım paterni ile sirotik hastalardaki karaciğer fonksiyon bozukluğu arasındaki ilişki gösterilmiştir (68, 89-91). Dalga formundaki bu değişiklik, karaciğerdeki fibrozisin parankimal kompliansı azaltmasına bağlıdır. Karaciğer yağlanmasında, yağ vakuollerıyla dolan hepatositlerdeki volüm artışı, karaciğerin kapsül esnekliğinin sınırlı olması nedeniyle hepatik venlere bası uygulamaktadır (73). Bizim çalışmamızda, literatürle uyumlu olarak, yağlanması olan hasta gruplarında tüm hepatik ven dalga formlarında anlamlı fark olmak üzere, yağlanma derecesi ile orantılı olarak trifazik dalga

formunda azalma, bifazik ve monofazik dalga formlarında artış saptadık. Hepatik venlerin RI, PI ve maksimum hız değerlerinden oluşan hemodinamik parametrelerde ise yağlanma bakımından anlamlı fark yoktu.

Sağlıklı yetişkinlerde portal venöz akım, devamlı ve hepatopedal özellikte olup kardiyak siklus ve nefes ile minimal değişkenlik gösterir. Gallix ve ark. (91) ile Barakat ve ark. (64), portal ven PI değerini sağlıklı grupta 0.48 ± 0.31 ve 0.39 ± 0.10 olarak saptamıştır. Biz çalışmamızda bu değerleri, sağlıklı grupta 0.32 ± 0.16 ve yağlanması olanlarda 0.39 ± 0.22 olarak saptadık. Ancak, bu fark istatistiksel açıdan anlamlı değildi. Balcı ve ark. (74), çalışmasında bizimkine benzer şekilde portal ven PI değerini, kontrol gruplarında 0.32 ± 0.06 saptamışlardır. Elde ettikleri sonucun kendi kontrol gruplarındaki hastaların daha yüksek BMI (vücut kitle indeksi) değerine sahip olmalarıyla ilişkili olabileceğini belirtmişlerdir. Barakat ve ark. (64), kronik karaciğer hastalığı ve portal hipertansiyonu olan 157 hasta ve 58 sağlıklı gönüllüden oluşan toplam 215 kişi üzerinde doppler US ile portal ven PI değişkenliğini araştırdıkları çalışmalarında; portal ven PI değerini kronik karaciğer hastalığı olanlarda (0.23 ± 0.08) sağlıklı gruba (0.39 ± 0.1) göre belirgin düşük olarak bulmuşlardır.

Normal portal ven akım hızının oldukça değişken olabileceği bildirilmektedir. Bu varyasyonların bazıları ortalama, bazıları maksimum akım hızına bağlıdır. Patriquin ve ark.'nın (92) çalışmalarında, portal ven maksimum hızının tokluk sonrasında %50-100 oranında arttığı bulunmuştur. Cioni ve ark.'nın (93) yaptıkları çalışmada, normal portal ven maksimum hızının 20-33 cm/sn aralığında değiştiği bulunmuştur. Robinson ve ark. (66) portal hipertansiyonun doppler ultrasonografi bulguları üzerine yazdıkları derlemede; sirotik hastalar ve kontrol grubunda beklenen değerlerin değişkenliğine rağmen, portal hipertansiyonda portal ven akım hızının genellikle azaldığına dair görüş birliğinden bahsetmektedir.

Dietrich ve ark. (68), hepatit C hastası olup biopside histopatolojik olarak yağlanma tespit edilen olgular üzerinde yaptıkları çalışmada, yağlanma derecesi ile portal ven Vmax, Vmin, Vmax-Vmin değerleri arasında ilişki bulmuşlardır. Erdoğan ve ark. (75), karaciğer yağlanması olan 60

hastada doppler US ile portal ven hemodinamikleri üzerine yaptıkları çalışmada PI, Vmax ve Vmin değerlerinde yağlanma derecesi ile uyumlu azalma saptamışlardır. Çalışmamızda, ana portal ven proksimalinden ölçülen portal ven maksimum hızı, yağlanması olanlarda (20 ± 7) kontrol grubuna (27.2 ± 8) göre belirgin düşük, şiddetli yağlanması olanlarda ise en düşük olarak bulduk. Buna göre, karaciğer yağlanmasında portal ven maksimum hızında azalma meydana gelmektedir. Bu bulgu, daha önce tartışıldığı gibi hepatositlerdeki yağ infiltrasyonu nedeniyle portal triadta yer alan portal ven dalının kompresyonuna bağlı olarak portal sistemle gelen kan volümündeki azalma ile açıklanabilir.

Portal ven çapının ortalama portal ven hızına oranıyla elde edilen konjesyon indeksinde, yağlanma derecesi ile orantılı olarak istatistiksel açıdan anlamlı artış saptadık. Moriyasu ve ark. 'nın (69) çalışmasında, siroz ve portal hipertansiyonu olanlarda kontrol grubuna göre konjesyon indeksinde 2.5 kat artış saptamışlardır. Bu bulgu, portal hipertansiyonda portal ven çapında artış ve ortalama portal ven hızında azalma sonucunda ortaya çıkmaktadır.

Çalışmamızda, hasta sayısının 40 ile sınırlı olması, karaciğer yağlanmasına göre ayrılan gruplarda eşit sayıda hasta bulunmaması önemli limitasyonlardır. Ayrıca, tanısal görüntüleme yöntemleriyle basit steatozis ile fibrozisin eşlik ettiği steatohepatit birbirinden ayırdedilemez. Bu nedenle, biopsi ile histopatolojik olarak basit steatozis ve steatohepatit olgularının birbirinden ayrılarak hasta gruplarının daha homojen oluşturulması ve hasta sayısının artırılması daha detaylı veriler sağlayabilir.

Sonuç olarak karaciğer yağlanmasında arterial kan akımı artarken, portal venöz akım azalmaktadır. Karaciğer vasküler kompliansındaki azalma, hepatic ven dalga formlarında değişikliğe neden olmaktadır. Doppler US, non invaziv bir yöntem olarak bu değişiklikleri saptayabilir. Konvansiyonel US ile yapılan karaciğer yağlanmasına yönelik değerlendirme, subjektiftir. Karaciğer yağlanması olan olgularda rutin konvansiyonel US incelemesine Doppler US incelemesinin eklenmesi, yağlanmanın şiddeti ve karaciğer perfüzyonuna etkisi hakkında daha objektif bilgiler sağlayabilir.

KAYNAKLAR

1. Sonsuz A. Yağlı Karaciğer Hastalığı. İ.Ü. Cerrahpařa Tıp Fakóltesi Sürekli Tıp Eđitimi Etkinlikleri. 2007;58:91-8.
2. Contos MJ, Sanyal AJ. The clinicopathologic spectrum and management of nonalcoholic fatty liver disease. *Adv Anat Pathol* 2002;9:37-51.
3. Falck-Ytter Y, Younossi ZM, Marchesini G, McCullough AJ. Clinical features and natural history of nonalcoholic steatosis syndromes. *Semin Liver Dis.* 2001;21:17-26.
4. Neuschwander-Tetri BA. Evolving pathophysiologic concepts in nonalcoholic steatohepatitis. *Curr Gastroenterol Rep* 2002;4:31-6.
5. Mehta SR, Thomas EL, Bell JD, Johnston DG, Taylor-Robinson SD. Non-invasive means of measuring hepatic fat content. *World J Gastroenterol* 2008;14:3476-83.
6. Schwenzer NF, Springer F, Schram C. Non-invasive assessment and quantification of liver steatosis by ultrasound, computed tomography and magnetic resonance. *J Hepatol* 2009;51:433-45.
7. Angulo P. Obesity and nonalcoholic fatty liver disease. *Nutr Rev* 2007;65:57-63.
8. Caldwell SH, Oelsner DH, Iezzoni JC, et al. Cryptogenic cirrhosis: clinical characterization and risk factors for underlying disease. *Hepatology* 1999;29:664-9.
9. Nugent C, Younossi ZM. Evaluation and management of obesity-related nonalcoholic fatty liver disease. *Nat Clin Pract Gastroenterol Hepatol* 2007;4:432-41.
10. Brunt EM. Nonalcoholic steatohepatitis: Definition and pathology. *Semin Liver Dis.* 2001;21:3-16.
11. Ludwig J, Viggiano TR, McGill DB, Oh BJ. Nonalcoholic steatohepatitis: Mayo Clinic experiences with a hitherto unnamed disease. *Mayo Clin Proc* 1980;55:434-8.
12. Alba LM, Lindor K. Non-alcoholic fatty liver diseases. *Aliment Pharmacol Ther.* 2003;17:977-86.
13. Younossi ZM, Diehl AM, Ong JP. Nonalcoholic fatty liver diseases:an agenda for clinical research. *Hepatology* 2002;35:746-52.
14. Sanyal AJ. AGA technical review on nonalcoholic fatty liver diseases. *Gastroenterology* 2002;123:1705-25.
15. Badea R, Lupsor M. İmaging diagnosis and quantification of hepatic steatosis: is it an accepted alternative to needle biopsy? *Rom J Gastroenterol* 2005;14:419-25.
16. McCullough AJ. Update on nonalcoholic fatty liver diseases. *J Clin Gastroenterology* 2002;34:255-62.
17. Angulo P, Keach JC, Batts KP, Lindor KD. Independent predictors of liver fibrosis in patients with nonalcoholic steatohepatitis. *Hepatology* 1999;30:1356-62.

18. Itoh S, Yougel T, Kawagoe K. Comparison between nonalcoholic steatohepatitis and alcoholic hepatitis. *Am J Gastroenterol* 1987;82:650-4.
19. Ratziu V, Giral P, Charlotte F, et al. Liver fibrosis in overweight patients. *Gastroenterology* 2000;118:1117-23.
20. Clark JM, Brancati FL, Diehl AM. Nonalcoholic fatty liver disease. *Gastroenterology* 2002;122:1649-57.
21. Angulo P. Nonalcoholic fatty liver disease. *N Engl J Med* 2002;346:1221-31.
22. Dam-Larsen S, Franzmann M, Andersen IB, et al. The long term prognosis of fatty liver: risk of chronic liver disease and death. *Gut* 2004;53:750-5.
23. Haktanir A, Karagoz I. Kronik karaciğer hastalıklarında radyolojik tanı. *Tıp Araştırmaları Dergisi* 2004;2:41-6.
24. Rumack CM, Wilson SR, Charboneau JW (eds). *Diagnostic Ultrasound*. 2nd edition. St. Lois: Mosby; 1998. 110-2, 8-33.
25. Osawa H, Mori Y. Sonographic diagnosis of fatty liver using a histogram technique that compares liver and renal cortical echo amplitudes. *J Clin Ultrasound* 1996;24:25-9.
26. Gabata T, Matsui O, Kadoya M, et al. Aberrant gastric venous drainage in a focal spared area of segment IV in fatty liver: demonstration with color doppler sonography. *Radiology* 1997;203:461-3.
27. Kawamori Y, Matsui O, Takahashi S, Kadoya M, Takashima T, Miyayama S. Focal hepatic fatty infiltration in the posterior edge of the medial segment associated with aberrant gastric venous drainage: CT, US, and MR findings. *J Comput Assist Tomogr* 1996;20:356-9.
28. Kobayashi S, Matsui O, Kadoya M, et al. CT arteriographic confirmation of focal hepatic fatty infiltration adjacent to the falciform ligament associated with drainage of inferior vein of Sappey: a case report. *Radiat Med* 2001;19:51-4.
29. Matsui O, Kadoya M, Takahashi S, et al. Focal sparing of segment IV in fatty livers shown by sonography and CT: correlation with aberrant gastric venous drainage. *AJR* 1995;164:1137-40.
30. Rubaltelli L, Savastano S, Khadivi Y, Stramare R, Tregnaghi A, Da Pian P. Targetlike appearance of pseudotumors in segment IV of the liver on sonography. *AJR* 2002;178:75-7.
31. Itai Y, Saida Y. Pitfalls in liver imaging. *Eur Radiol* 2002;12:1162-74.
32. Hamer OW, Aguirre DA, Casola G. Fatty Liver: Imaging Patterns and Pitfalls. *RadioGraphics* 2006; 26:1637-53.
33. Piekarski J, Goldberg HI, Royal SA, Axel L, Moss AA. Difference between liver and spleen CT numbers in the normal adult: its usefulness in predicting the presence of diffuse liver disease. *Radiology* 1980;137:727-9.
34. Bydder GM, Kreel L, Chapman RW, et al. Accuracy of computed tomography in diagnosis of fatty liver. *Br Med J* 1980;281:1042.

35. Pamilo M, Sotaniemi EA, Suramo I, Lahde S, Arranto AJ. Evaluation of liver steatotic and fibrous content by computerised tomography and ultrasound. *Scand J Gastroenterol* 1983;18:743-7.
36. Ricci C, Longo R, Gioulis E, et al. Noninvasive in vivo quantitative assessment of fat content in human liver. *J Hepatol* 1997;27:108-13.
37. Park SH, Kim PN, Kim KW, et al. Macrovesicular hepatic steatosis in living liver donors: use of CT for quantitative and qualitative assessment. *Radiology* 2006;239:105-12.
38. Jacobs JE, Birnbaum BA, Shapiro MA, et al. Diagnostic criteria for fatty infiltration of the liver on contrast enhanced helical CT. *AJR* 1998;171:659-64.
39. Johnston RJ, Stamm ER, Lewin JM, Hendrick RE, Archer PG. Diagnosis of fatty infiltration of the liver on contrast enhanced CT: limitations of liver-minus-spleen attenuation difference measurements. *Abdom Imag* 1998;23:409-15.
40. Panicek DM, Giess CS, Schwartz LH. Qualitative assessment of liver for fatty infiltration on contrast enhanced CT: is muscle a better standard of reference than spleen? *J Comput Assist Tomogr* 1997;21:699-705.
41. Mendler MH, Bouillet P, Le Sidaner A, et al. Dual-energy CT in the diagnosis and quantification of fatty liver: limited clinical value in comparison to ultrasound scan and single-energy CT, with special reference to iron overload. *J Hepatol* 1998;28:785-94.
42. Raptopoulos V, Karellas A, Bernstein J, Reale FR, Constantinou C, Zawacki JK. Value of dual-energy CT in differentiating focal fatty infiltration of the liver from low-density masses. *AJR* 1991;157:721-5.
43. Karcaaltincaba M, Akhan O. Imaging of hepatic steatosis and fatty sparing *Eur J Radiol* 2007;61:33-43.
44. Elmar M, Merkle, Rendon C, Nelson. Dual gradient-echo in-phase and opposed- phase hepatic mr imaging: a useful tool for evaluating more than fatty infiltration or fatty sparing. *RadioGraphics* 2006;26:1409-18.
45. Vassiliades VG, Bree RL, Krobkin M. Focal and diffuse benign hepatic disease: correlative imaging. *Semin US CT MRI*.1992;13:313-35.
46. Savcı G. Karaciğerin yer kaplayan lezyonlarında algoritim. *Türk Radyoloji Dergisi* 1999;34:123-32.
47. Levenson H, Greensite F, Hoefs J, et al. Fatty infiltration of the liver: quantification with phase-contrast MR imaging at 1.5 T vs biopsy. *AJR* 1991;156:307-12.
48. Mitchell DG, Kim I, Chang TS, et al. Fatty liver: chemical shift phase difference and suppression magnetic resonance imaging techniques in animals, phantoms, and humans. *Invest Radiol* 1991;26:1041-52.
49. Outwater EK, Blasbalg R, Siegelman ES, Vala M. Detection of lipid in abdominal tissues with opposed-phase gradientecho images at 1.5 T: techniques and diagnostic importance. *RadioGraphics* 1998;18:1465-80.
50. Longo R, Ricci C, Masutti F, et al. Fatty infiltration of the liver. Quantification by ¹H localized magnetic resonance spectroscopy and

- comparison with computed tomography. *Invest Radiol* 1993;28:297-302.
51. Thomsen C, Becker U, Winkler K, et al. Quantification of liver fat using magnetic resonance spectroscopy. *Magn Reson Imaging* 1994;12:487-95.
 52. Machann J, Thamer C, Schnoedt B, et al. Hepatic lipid accumulation in healthy subjects: a comparative study using spectral fat-selective MRI and volume-localized ¹H-MR spectroscopy. *Magn Reson Med* 2006;55: 913-7.
 53. Hepburn MJ, Vos JA, Fillman EP, Lawitz EJ. The accuracy of the report of hepatic steatosis on ultrasonography in patients infected with hepatitis C in a clinical setting: a retrospective observational study. *BMC Gastroenterol* 2005;5:14.
 54. Mathiesen UL, Franzen LE, Aselius H. Increased liver echogenicity at ultrasound examination reflects degree of steatosis but not of fibrosis in asymptomatic patients with mild/moderate abnormalities of liver transaminases. *Dig Liver Dis* 2002;34:516–22.
 55. Diehl AM. Hepatic Complications of Obesity. *Gastroenterol Clin N Am* 2005;34:45-61.
 56. Tuncel E. Klinik radyoloji. Bursa: Nobel&Güneş; 2008. 152-183.
 57. Zwiebel WJ, Pellerito JS. Vasküler Ultrasona Giriş. Mihmanlı I (Çeviri editörü). 1. Baskı. İstanbul: Medikal Yayımcılık; 2006. 19-67.
 58. Oyar O, Gülsoy UK. Tıbbi görüntüleme fiziği. Ankara: Tisamat; 2003.172-224, 358-359.
 59. Bushberg JT, Seibert JA, Leiodholdt EMJR, Boone JM. The essential physics of medical imaging. 2. edition. Philadelphia Lippincott William&Wilkins; 2002. 469-555.
 60. Tuncel E. Radyolojiye giriş. Bursa: Uludağ Üniversitesi; 2009. 133-58.
 61. Kiroğlu Y, Calli C, Yuntun N, et al. Diffusion-weighted MR imaging of viral encephalitis. *Neuroradiology* 2006;48:875-80.
 62. Brown MA, Richard CS, MRI basic principles and applications. 2nd ed. New York: Wiley-Liss. 1999;141-43.
 63. Killi R, Özbek S. Abdomende doppler ultrasonografi: İzmir: Güven Kitabevi; 2004. 3-11.
 64. Barakat M. Portal vein pulsatility and spectral width changes in patients with portal hypertension: relation to the severity of liver disease. *Br J Radiol* 2002;75:417.
 65. Westra SJ, Zaninovic AC, Vargas J, et al. The value of portal vein pulsatility on duplex sonograms as a sign of portal hypertension in children with liver disease. *AJR* 1995;165:167-72.
 66. Robinson KA, MiddletonWD, AL-Sukaiti R. Doppler Sonography of Portal Hypertension. *Ultrasound Q.* 2009;25:3-13.
 67. Lu Y, Zhang B, Zhao C, et al. Effect of obstructive jaundice on hemodynamics in the liver and its clinical significance. *Hepatobiliary Pancreat Dis Int* 2009; 8:494-7.
 68. Dietrich CF, Lee JH, Gottschalk R, et al. Hepatic and portal vein flow pattern in correlation with intrahepatic fat deposition and liver histology in patients with chronic hepatitis C. *AJR* 1998;171:437–43.

69. Moriyasu F, Nishida O, Ban N, et al. 'Congestion index' of the portal vein. *AJR* 1986;146:735-9.
70. Platt J F, Rubin J M, Ellis J H. Hepatic Artery resistance changes in portal vein thrombosis. *Radiology* 1995; 196:95-8.
71. Mihmanli I, Kantarcı F, Yılmaz MH, et al. Effect of Diffuse Fatty Infiltration of the Liver on Hepatic Artery Resistance Index. *J Clin Ultrasound*. 2005;33:95-9.
72. Karabulut N, Kazil S, Yağcı B, Sabir N. Doppler waveform of the hepatic veins in an obese population. *Eur Radiol* 2004;14:2268–72.
73. Oguzkurt L, Yildirim T, Torun D, et al. Hepatik vein Doppler waveform in patients with diffuse fatty infiltration of the liver *Eur J Radiol* 2005;54:253-7.
74. Balcı A, Karazincir S, Sumbas H, et al. Effects of diffuse fatty infiltration of the liver on portal vein flow hemodynamics. *J Clin Ultrasound* 2008;36:134-40.
75. Erdoğan B, Tamer A, Büyükkaya R, et al. Portal vein hemodynamics in patients with non-alcoholic fatty liver disease. *Tohoku J Exp Med* 2008;215:89-93.
76. Mitchell DG, Crovello M, Matteucci T, Petersen RO, Miettinen MM. Benign adrenocortical masses: diagnosis with chemical shift MR imaging. *Radiology* 1992; 185:345–51.
77. Flegal KM, Carroll MD, Kuczmarski RJ, Johnson CL. Overweight and Obesity in United States: prevalence and trends. *Int J Obes Relat Metab Disord* 1998;22:39-47.
78. Valls C, Iannaccone R, Alba E, Murakami T, Hori M, Passariello R. Fat in the liver: diagnosis and characterization. *Eur Radiol* 2006;16:2292-2308.
79. Yu JS, Park JG, Jeong EK, Park MS, Kim KW. Hepatic MRI using the double-echo chemical shift phase-selective gradient-echo technique. *AJR* 2007;188;49-56.
80. Shinozaki K, Yoshimitsu K, Honda H, et al. Metastatic adrenal tumor from clear-cell renal cell carcinoma: a pitfall of chemical shift MR imaging. *Abdom Imaging* 2001;26:439-42.
81. Fishbein M, Castro F, Cheruku S, et al. Hepatic MRI for fat quantitation: its relationship to fat morphology, diagnosis, and ultrasound. *J Clin Gastroenterol* 2005;39:619-25.
82. Fishbein MH, Stevens WR. Fast hepatic MRI: rapid MRI using a modified Dixon technique. A non-invasive and effective method for detection and monitoring of fatty metamorphosis of the liver. *Pediatr Radiol* 2001;31:806-09.
83. Savci G, Yazici Z, Sahin N, Akgoz S, Tuncel E. Value of chemical shift subtraction MRI in characterization of adrenal masses. *AJR* 2006;186:130-5.
84. Nakayama T, Yoshimitsu K, Irie H, et al. Fat detection in gallbladder carcinoma with extensive xanthogranulomatous change demonstrated by chemical shift MR imaging. *Abdom Imag* 2003; 28:684-7.
85. Guyton AC, Hall JE. *Textbook of medical physiology*. 9th edition. Philadelphia: WB Saunders Co; 1996. 884.

86. Pozniak MA. Doppler ultrasound of the liver. In: Allan PL, Dubbins PA, Pozniak MA, et al (eds). Clinical Doppler ultrasound. London: Churchill Livingstone; 2000. 123.
87. Teichgräber UK, Gebel M, Benter T, Manns MP. Effect of respiration, exercise and food intake on hepatic vein circulation. *J Ultrasound Med* 1997;16:549-54.
88. Shapiro RS, Winsberg F, Maldjian C, Stancato-Pasik A. Variability of hepatic vein Doppler tracings in normal subjects. *J Ultrasound Med* 1993;12:701-7.
89. Bolondi L, Li Bassi S, Gaiani S, et al. Liver cirrhosis: changes of Doppler waveform of hepatic veins. *Radiology* 1991;178:513-6.
90. Colli A, Cocciolo M, Riva C, et al. Abnormalities of Doppler waveform of hepatic veins in patients with chronic liver disease: correlations with histologic findings. *AJR* 1994;162:833-7.
91. Gallix BP, Taourel P, Dauzat M, et al. Flow pulsatility in the portal venous system: a study of Doppler sonography in healthy adults. *AJR* 1997;169:141-4.
92. Patriquin H, Lafortune M, Burns PN, Dauzat M. Duplex Doppler examination in portal hypertension: technique and anatomy. *AJR* 1987;149:71-6.
93. Cioni G, D'Alimonte P, Cristani A, et al. Duplex-Doppler assessment of cirrhosis in patients with chronic compensated liver disease. *J Gastroenterol Hepatol* 1992;7:382-4.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca örnek aldđım, bizlerden bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Ercan Tuncel'e, tezimin hazırlanmasına ve eğitimime büyük katkısı bulunan Prof. Dr. Gürsel Savcı'ya ve Doç. Dr. Naile Bolca Topal'a, tezimi oluőturmamda çok yardımcı olan Biyoistatistik Anabilim Dalı'ndan Doç. Dr. İlker Ercan'a ve Dr. Deniz Sığırlı'ya, Histoloji-Embriyoloji Anabilim Dalı'ndan Doç. Dr. Zehra Minbay'a, radyoloji eğitimim sırasında bilgi ve deneyimlerinden faydalandđım değerli hocalarım Prof. Dr. Müfit Parlak, Prof. Dr. M. Yurtkuran Sadıkoğlu, Prof. Dr. Uğur Topal, Prof. Dr. Zeynep Yazıcı, Doç. Dr. Cüneyt Erdoğan, Doç. Dr. Bahattin Hakyemez, Uzm. Dr. Gökhan Gökalp ve Uzm. Dr. Nalan Yıldırım'a teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Birlikte uyum içinde çalıőtıđım araőtırma görevlisi arkadaşlarıma ve tüm radyoloji personeline de teşekkür ederim.

Beni her zaman destekleyen ve motive eden eőim Gökhan Orcan'a, bu günlere gelmemde büyük emekleri olan, her türlü fedakarlığı ve özveriyi gösteren canım annem ve babama sonsuz minnet ve teőekkürler.

ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında Bakırköy/İstanbul'da doğdum. İlköğretimimi, İstanbul'da Mustafa Pars İlkokulu ve Bursa'da Dörtçelik İlkokulu'nda, orta öğretimimi, Bursa Kız Lisesi'nde ve lise eğitimimi Bursa Çelebi Mehmet Süper Lisesi'nde tamamladım.

1996 yılında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde başladığım tıp eğitimimi, 2002 yılında bitirdim. Zorunlu hizmetimi 2003-2004 yılları arasında, Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Çocuk Acil Servisi'nde tamamladım. Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda 2004 yılında başladığım uzmanlık eğitimime halen devam etmekteyim.