

T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**FOKAL KARACİĞER LEZYONLARININ İKİ-BOYUTLU VE ÜÇ-
BOYUTLU RENKLİ DOPPLER, POWER DOPPLER VE DYNAMIC
FLOW GÖRÜNTÜLEME İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Hakan ARTAŞ

Doç. Dr. Ercan KOCAKOÇ

Tez Danışmanı

ELAZIĞ 2005

TEŐEKKÖR

Uzmanlık eğitimim süresince her türlü destek ve katkılarını esirgemeyen başta Radyoloji Anabilim dalı başkanı Prof. Dr. A.Y. Erkin OĞUR, Doç. Dr. Ercan KOCAKOÇ ve pek saygı değer anabilim dalımız öğretim üyeleri başta olmak üzere, araştırma görevlisi arkadaşlarıma, tüm teknisyen arkadaşlarıma, sekreter arkadaşlarıma ve her zaman bana desteklerini esirgemeyen aileme teşekkürlerimi sunmayı bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
TABLO LİSTESİ.....	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
KISALTMALAR.....	vii
1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT.....	3
3. GİRİŞ.....	5
3.1. GENEL BİLGİLER.....	6
3.1.1. Karaciğer.....	6
3.1.2. Fokal Karaciğer Lezyonları.....	10
3.1.2.1. Karaciğerin Benign Tümörleri.....	10
3.1.2.2. Karaciğerin Malign Tümörleri.....	12
3.1.3. Fokal Karaciğer Lezyonlarının Tanısında Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri	16
3.1.4. Fokal Karaciğer Lezyonlarının Görüntüleme Bulguları.....	17
3.1.5. Doppler Ultrasonografi.....	26
3.1.6. Power Doppler Ultrasonografi.....	28
3.1.7. Dynamic Flow Görüntüleme.....	30
3.1.8. Üç Boyutlu Ultrasonografi ve Doppler.....	35
4. GEREÇ VE YÖNTEM.....	43
5. BULGULAR.....	46

6. OLGU ÖRNEKLERİ.....	54
7. TARTIŞMA.....	58
8. KAYNAKLAR.....	65
9. ÖZGEÇMİŞ.....	72

TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Karaciğerin Bening Tümörlerinin Sınıflandırılması

Tablo 2: Karaciğerin Malign Tümörlerinin Sınıflandırılması

Tablo 3: Metastatik Lezyonların Paterni ve Primer Tümörün Kaynaklandığı Alan

Tablo 4: Fokal Karaciğer Lezyonlarının Değerlendirilmesinde Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri

Tablo 5: : Fokal Karaciğer Lezyonlarında Aranan Bulguların Değerlendirilmesinde Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri

Tablo 6: Hemanjiyomların Patolojik Görünümlerinin Radyolojik Bulguları

Tablo 7: Karaciğer Metastazlarının Sonografik Paternlerine Göre Olası Primer Alanları

Tablo 8: Olgular ve Olgulara Ait Verilerin Özeti

Tablo 9: Aynı Doppler Modalitesi İçin 2B ve 3B Doppler İncelemelerinde İzlenen Akım Tiplerinin Sayıları ve Birbiriyle Karşılaştırılması

Tablo 10: Olguların Tanılara Göre Her Bir Doppler İncelemesinde İzlenen Akım Paternlerinin Sayıları ve Oranları

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1: KC'in Segmenter Anatomisinin Şematik Görünümü

Şekil 2: DFG'nin Teknik Özelliklerinin Şematik Görünümü

Şekil 3: Geniş-bant Doppler Tekniğinin Şematik Görünümü

Şekil 4: Konvansiyonel Doppler ve Geniş-Band Doppler Teknikleri Arasındaki Farklılıkların Şematik Görünümü

Şekil 5: Doppler Ultrasonografide İzlenen Akım Paternleri

Şekil 6: 2B Doppler İncelemelerinde Akım Paternlerinin Görünümü

Şekil 7 : 3B Doppler İncelemelerinde Akım Paternlerinin Görünümü

Şekil 8: Hemanjiyom Olgusunda 2B Doppler İncelemelerinde Tip II Periferik Akım Paterni, 3B Doppler İncelemelerinde Tip III İnternal Akım Paterni

Şekil 9: HCC Olgusunda 2B Doppler İncelemelerinde Tip II Periferik Akım Paterni İzlenirken 3B Doppler İncelemelerinde Tip III İnternal Akım Paterni

KISALTMALAR LİSTESİ

FKL: Fokal Karaciğer Lezyonları

2B: İki Boyutlu

3B: Üç Boyutlu

RDUS: Renkli Doppler Ultrasonografi

PDUS: Power Doppler Ultrasonografi

DFG: Dynamic Flow Görüntüleme

KC: Karaciğer

US: Ultrason

VKİ: Vena Kava İnferior

FNH: Fokal Nodüler Hiperplazi

OKS: Oral Kontraseptif

HSA: Hepatoselüler Adenom

HCC: Hepatoselüler Karsinom

BT: Bilgisayarlı Tomografi

MR: Manyetik Rezonans

AC: Akciğer

TFS: Tracked Freehands Sistem (Paletli serbest el sistemi)

1. ÖZET

Bu çalışmada fokal karaciğer lezyonları (FKL) iki-boyutlu(2B) ve üç-boyutlu(3B) renkli Doppler ultrasonografi (RDUS), power Doppler ultrasonografi (PDUS) ve Dynamic Flow görüntüleme (DFG) ile değerlendirildi.

Ocak 2004-Ocak 2005 tarihleri arasında FKL olan 33'ü kadın, 29'i erkek toplam 62 (yaş ortalaması 58.2 ± 14.1 yıl) olgu çalışmaya kabul edildi. Patolojik inceleme veya lezyonların radyolojik görüntülemeye tipik görünümüne göre 14'ü benign (%22.6), 48'si malign (%77.4) tanı aldı. 14 benign lezyonun 12'si hemanjiyom, 1'i lipom, 1'i inflamatuvar pseudotümördü. 48 malign lezyonun 33'ü metastaz (%68.7), 15'i HCC kitlesiydi (%31.3).

B-mod, RDUS, PDUS ve DFG görüntülemeleri 2–5 MHz multifrekans geniş bant konveks şekilli transducer ile yapıldı. (Toshiba Applio SSA 770A/80 Tokyo, Japonya) Olgulara 2B ve 3B RDUS, PDUS ve DFG incelemeleri yapıldı. Vaskülarizasyon paternleri, Tip I avasküler, Tip II peritümöral, Tip III intratümöral vaskülarite olarak sınıflandırıldı.

Bu görüntüleme teknikleri ile 62 olgunun 51'ine tüm Doppler incelemeleri yapılabildi. 51 olgunun 38'inde tüm Doppler incelemelerinde aynı tip vaskülarizasyon paterni izlendi (20 tanesi Tip II, 17 tanesi Tip III, 2 tanesi Tip I). 2B ve 3B Doppler incelemeleri arasında aynı Doppler modalitesi için 2B RDUS ile 3B RDUS ($p=0.005$), 2B PDUS ile 3B PDUS ($p=0.003$), 2B DFG ile 3B DFG($p=0.001$) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlendi.

3B Doppler görüntüleme, 2B Doppler görüntülemelere göre üstün bir şekilde intratümöral akımı saptadığı izlendi. Dynamic Flow görüntüleme, özellikle 3B Dynamic Flow görüntüleme diğer 3B Doppler tekniklerine göre istatistiksel olarak

anlamalı farklılık göstermemekle birlikte görsel olarak ve intratümöral akımı göstermede üstün bir metot olduğu saptandı.

Anahtar kelimeler: Üç-Boyutlu Doppler, Fokal Karaciğer Lezyonları, Power Doppler, Dynamic Flow

2. ABSTRACT

ASSESSMENT OF THE FOCAL LIVER LESIONS WITH TWO- DIMENSIONAL AND THREE-DIMENSIONAL COLOR DOPPLER ULTRASONOGRAPHY, POWER DOPPLER ULTRASONOGRAPHY AND DYNAMIC FLOW IMAGING

In this study, vascular pattern of focal liver lesions (FCL) were evaluated by two- dimensional (2D) and three-dimensional (3D) color Doppler ultrasonography (CDUS), power Doppler ultrasonography (PDUS) and Dynamic flow imaging (DFI).

Between January 2004-January 2005, 33 female and 29 male patients (total 62) patients between ages of 16-78 years (mean 58.2 ± 14.1 years) were included in to the study. 14 benign (22.6%) and 48 malignant (77.6%) lesions were diagnosed by pathologic examination or typical radiological findings. In benign lesions, 12 lesions (85.7%) were hemangiomas, 1 (7.15%) lipoma and 1 (7.15%) inflammatory pseudotumor. In malign lesions, 33 lesions (68.7%) were hepatocellular carcinoma and 15 (31.3%) metastases.

B-mode, CDUS, PDUS and DFI examinations were performed by Toshiba SSA 770A/80 Aplio device (Tokyo-Japan) using 2-5 MHz multifrequency wide-band convex shaped transducer. All patients were examined with 2D and 3D CDUS, PDUS and DFI. The vascular pattern on Doppler sonography was classified into three types: avascular (Type I), peripheral vascular (Type II), and intratumoral vascular (Type III).

All kind of Doppler imaging study were made 51 of 62 patients. The same vascular pattern were found in 38 (74.5 %) of 51 lesions (n= 20 type II, n=17 type III, n=2 type I). Significant differences were found in between 2D CDUS and 3D PDUS ($p=0.005$), 2D PDUS and 3D PDUS ($p=0.003$), 2D DFI and 3D DFI ($p=0,001$).

3D Doppler imaging is better than 2D Doppler techniques for detecting intratumoral flow. There was no significant difference in between 3D DFI and other 3D Doppler modalities. But visually, 3D DFI more clearly depicted intratumoral vascularity than the other Doppler modalities.

Key words: Three-Dimensional Doppler, Focal Liver Lesions, Power Doppler, Dynamic Flow.

3. GİRİŞ

Son yıllarda onkolojik karaciğer (KC) hastalığı sıklığı giderek artmaktadır. KC lezyonu olanlarda B-mod ultrasonografi (US) incelemesinin spesifitesi düşüktür. Bu durumda Doppler US incelemesi ile vasküler durum hakkında bilgi edinilerek tanıya yardımcı olunabilir (1).

Konvansiyonel RDUS'de, incelemenin açısı bağımlı oluşu, düşük akımlara hassasiyetinin az oluşu ve aliasing artefaktı nedeniyle klinik kullanımında zorluklarla karşılaşılabilir. PDUS açısı bağımsız oluşu, aliasing yapmaması ve geniş Doppler skala sınırlarına sahip olması nedeniyle RDUS'den daha üstündür (2). DFG kan ekolarını direk olarak gösteren, son yıllarda geliştirilmiş, kan akımının değerlendirilmesinde kullanılan gri skala tekniğidir (3).

Vaskülaritenin gösterilmesinde 2B Dopplerin küçük damarları saptama gücü ve yavaş akımlara hassasiyeti düşüktür. Son yıllarda geliştirilen 3B Doppler görüntüleme, tümör vaskülaritesinin gösterilmesinde potansiyel olarak daha üstündür (4). 2B Doppler incelemeleri kitle kanlanması iyi göstermekle beraber, tümör kanlanmasının gösterilmesinde yetersizdir. 3B Doppler US ise, intratümoral vaskülaritenin ve dallanma paterninin değerlendirilmesinde 2B Doppler US'ye üstündür (5).

Bu çalışmamızda FKL'nı, 2B ve 3B RDUS, PDUS ve DFG ile değerlendirerek, FKL'nın vaskülarizasyon paternini belirlemeyi ve bu lezyonların patolojik sonuçlarıyla, Doppler verilerini ve Doppler tekniklerini birbirleriyle karşılaştırmayı amaçladık.

3.1 GENEL BİLGİLER

3.1.1 Karaciğer

Karaciğer Anatomisi

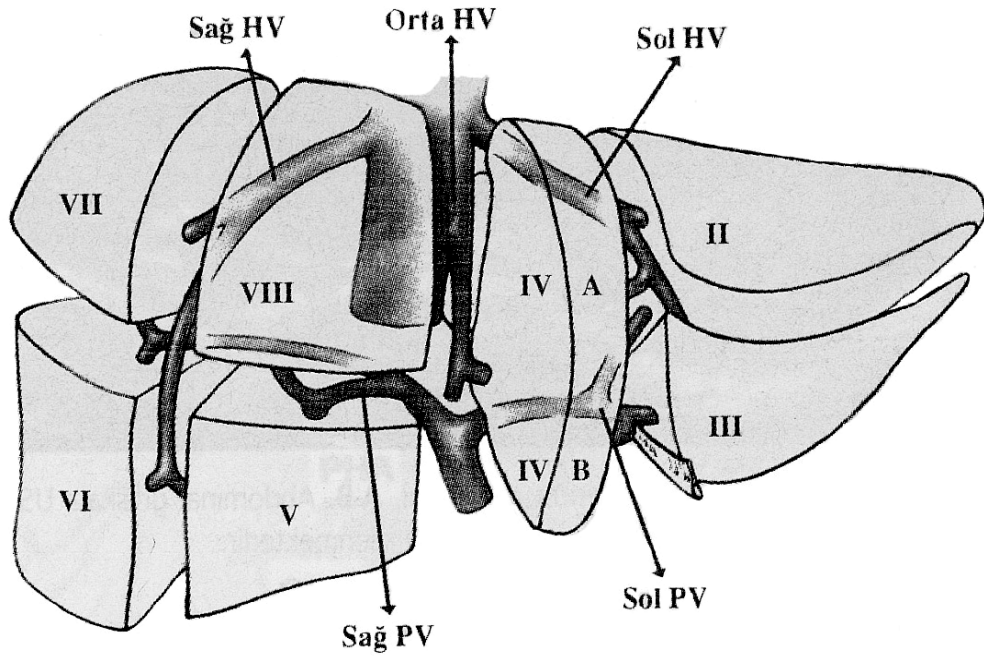
KC insan vücudunda bulunan en büyük organ olup, erişkinlerdeki ağırlığı yaklaşık 1500 gr. civarındadır. KC, sağ hemidiafragma ile yakın komşuluk gösterecek biçimde, abdomenin sağ üst kadranda yerleşmektedir. Tüm KC dokusu Glisson kapsülü olarak isimlendirilen, konnektif yapıdaki ince bir kapsül tarafından sarılmaktadır. Glisson kapsülü, porta hepatis ve vena kava inferior düzeyinde daha kalın bir yapı göstermektedir (6).

KC fonksiyonel olarak sağ, sol ve kaudat loblar olmak üzere toplam 3 lobtan oluşmaktadır. KC, safra kesesi yatağı ile vena kava inferior (VKİ) arasında yer alan ana lobar fissür ile sağ ve sol loblara bölünmektedir. İntersegmenter fissürler ile sağ lob anterior ve posterior segmentlerine, sol lob ise lateral ve medial segmentlerine ayrılmaktadır. Kaudat lob ise, arkasında VKİ ve önünde ligamentum venosum olacak şekilde, KC'in arkasında yerleşmektedir (7).

Hepatik segmentler ile KC'in majör vasküler yapıları arasında belirgin bir ilişki bulunmaktadır. Hepatik venler, KC'in loblarını ve segmentlerini ayıracak biçimde yer almaktadır. Orta hepatic ven, ana lobar fissür içinde yerleşmekte ve sağ lobun anterior segmentini, sol lobun medial segmentinden ayırmaktadır. Sağ ve sol hepatic venler ise, intersegmenter fissürler içinde yerleşerek, sağ ve sol lobların segmentlerini birbirinden ayırmaktadır. Sağ ve sol portal ven dalları ise, bu segmentlerin içinde yerleşmektedir (8).

KC'in fonksiyonel anatomisi, safra yollarının, portal, arteriyel ve hepatic venöz yapıların intrahepatik dağılımları esas alınarak oluşturulmaktadır. Günümüzde KC'in segmenter anatomisini anlatan en popüler yaklaşım ilk defa Couinaud

tarafından tanımlanan ve daha sonra Bismuth tarafından revize edilen numaralandırma sistemidir (9,10). Bu sınıflamada, hepatik ve portal venlerin üç boyutlu bir KC içindeki dağılımları esas alınmaktadır. Orta hepatik ven KC’i sağ ve sol olmak üzere iki loba bölmektedir. Bu iki lob ise, sağ ve sol hepatik venler tarafından lateral ve medial segmentlere ayrılmaktadır. Böylece KC, sağ lateral, sağ medial, sol medial ve sol lateral segmentler olmak üzere toplam 4 segmente ayrılmaktadır. Sağ ve sol portal ven dallarının transvers seyirleri esas alınarak, yukarıda tanımlanan her bir segment anterior ve posterior olmak üzere ikiye bölünmektedir (Şekil 1). Sonuç olarak KC’de toplam 8 adet fonksiyonel segment ortaya çıkmaktadır. Bu segmentler, sol taraftan başlamak üzere, saatin dönüş yönünde numaralandırılmaktadır. Ancak, numaralandırılma işlemi 2 rakamından başlanarak yapılmaktadır. Bunun nedeni 1 rakamı ile kaudat lobun numaralandırılmasıdır. Kaudat lob ile birlikte KC’de toplam dokuz segment ortaya çıkmaktadır. Uluslararası nomenklatüre uygunluk açısından, bu sınıflamada numaralandırma işlemlerinin romen rakamları ile yapılması önerilmektedir (11).



Şekil 1: KC'in Segmenter Anatomisinin Şematik Görünümü

Karaciğerin arteryel anatomisi

KC kan akımının 1/4'ünü sağlayan ana hepatik arter, çöliak trunkustan çıkmakta ve hemen sonra sağa ve KC'e doğru keskin bir dönüş yapmaktadır. Ana hepatik arter, duodenum komşuluğunda gastroduodenal arter ve proper hepatik arter olmak üzere iki dala ayrılmaktadır. Proper hepatik arter, KC hilusuna doğru yönelmekte ve hilus düzeyinde sağ ve sol hepatik arter dallarına ayrılmaktadır. Sağ hepatik arter, ana portal veni önden çarpazlayarak KC sağ lobu içine girmekte ve sağ portal venin segmenter dalları ile komşuluk gösterecek biçimde KC içinde dallarına ayrılmaktadır. Sol hepatik arter ise, küçük omentumu takip ederek KC'e ulaşmaktadır. KC'e girdikten sonra, segment 1 ve segment 4 arasından, sol portal venin umbilikal bölümüne doğru yönelen sol hepatik arter, sol portal venin segmenter dalları ile komşuluk göstermektedir (12).

Karaciğerin venöz anatomisi

a) Hepatik venöz sistem

KC parankimi içinde sinüzoidler yolu ile perfüze olan kan akımı, terminal hepatik venüller içine girmekte ve daha sonra hepatik venler oluşmaktadır. Hepatik venler değişik sayıda ve pozisyonunda görülebilmektedir. Genellikle, sağ, orta ve sol olmak üzere toplam üç adet hepatik ven bulunmaktadır. Hepatik venöz sistem VKİ'a drene olmaktadır ve portal venlerde olduğu gibi kapakçık sistemi içermemektedir. Orta ve sol hepatik venler, sıklıkla bir trunkus oluşturacak şekilde VKİ'a ulaşmaktadır. Sağ hepatik ven ise genellikle ayrı bir seyir göstermektedir. Sağ hepatik ven, KC'in 6 ve 7 numaralı segmentlerinin tamamını 8 ve 5 numaralı segmentlerinin ise bir bölümünü drene etmektedir. Orta hepatik ven KC'in 5, 8 ve 4 numaralı segmentlerinin büyük bölümünü drene etmektedir. Sol hepatik ven ise KC'in 2 ve 3 numaralı segmentlerinin tamamını 4 numaralı segmentin ise küçük bir bölümünü drene etmektedir. 1 numaralı segmentin (kaudat lob) venöz drenajı ise bir veya iki tane dominant ve daha küçük venler ile direk olarak VKİ'a olmaktadır (8).

b) Portal venöz sistem

Portal ven; süperior mezenterik ven, inferior mezenterik ven ve splenik venin birleşmesiyle oluşur. Bu temel vasküler yapıların dışında sol gastrik ven ve kısa gastrik venler de portal venöz sistemle ilişkili diğer önemli damarlar olarak sayılabilir. Portal ven KC'e gelen kanın %75'ini (1000–1200 ml/dakika) taşır. Portal ven kanı oksijen içeriği bakımından nispeten yetersiz olmasına rağmen akım miktarının hepatik arterden fazla olması nedeniyle KC'in oksijen gereksiniminin çoğunu karşılar (8).

3.1.2 Fokal Karaciğer Lezyonları

KC'in malign ve benign tümörleri KC'in kendi hücrelerinden oluşur. Hepatositlerden hepatoselüler adenom ve hepatoselüler karsinom; biliyer epitelden kistadenokarsinom ve kolanjiyokarsinom; mezenkimal hücrelerden hemanjiyom ve anjiyosarkomlar gelişebilir.

3.1.2.1 Karaciğerin Benign Tümörleri (Tablo 1)

Tablo 1: Karaciğerin Benign Tümörlerinin Sınıflandırılması (*)

Hepatosellüler Orijin

Hepatoselüler Adenom

Hepatoselüler Hiperplazi

 Fokal Nodüler Hiperplazi (FNH)

 Nodüler Rejeneratif Hiperplazi

 Makrorejeneratif Nodül (Adenomatoz Hiperplazi)

Kolanjiyoselüler 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

Leiyomyom

Fibrom

Heterotopik Doku

 Adrenal Restler (Artıklar)

 Pankreatik Restler

 Primer Hepatik Karsinom

* 15 numaralı kaynaktan alınmıştır.

1-Hemanjiyom

KC'in en sık benign tümörü olup sıklığı %1–20 arasında değişmektedir. Sıklıkla kadınlarda (kadın/erkek oranı 5:1) görülür. Her yaşta görülebilir, postmenapozal dönemde siktir (13).

Hemanjiyom mikroskopik olarak ince fibröz stroma ile desteklenmiş, tek tabakalı endotel hücrelerinden oluşmuş multipl vasküler kanallardan oluşan bir

tümördür. Kanallar ince fibröz septalarla birbirinde ayrılmıştır. Makroskobik olarak sıklıkla tek, düzgün sınırlı ve kan ile dolu, birkaç milimetre ile 20 cm'den daha fazla boyuta erişebilen kitleler şeklindedir (14).

Hemanjiyomlar eğer 10 cm'den daha büyükler ise dev hemanjiyom olarak adlandırılır. Kesitsel patolojik incelemede sıklıkla fibrozis, nekroz ve kistik değişiklik alanları içeren heterojen kitleler şeklindedir (13).

2-Fokal Noduler Hiperplazi

İkinci en sık benign KC tümörüdür. Otopsi serilerinde primer KC tümörlerinin %8'ini oluşturmaktadır (14). Sıklıkla kadınlarda izlenir ve 3. ile 5. dekatlar arası sıktır ve oral kontraseptif (OKS) kullanımı ile ilişkilidir (15).

Klinik olarak, sıklıkla insidental olarak saptanır ve 1/3'ünden azında klinik belirtilere neden olabilir. Sıklıkla sağ üst kadranda ve epigastrik ağrısı olarak bulgu verir (15).

FNH mikroskobik olarak küçük safra yolları ve hiperplastik hepatositlerden oluşan nodüllerle çevrelenmiş karakteristik santral fibröz skar içeren tümör benzeri bir durumdur (14). Damarların yönü tümöre doğrudur ve fibröz skar içerisinde çok sayıdadır.

Makroskobik olarak FNH düzgün sınırlı soliter (%95) kitleler şeklindedir. Sıklıkla KC yüzeyine lokalizedir veya pedinküle kitleler şeklindedir. Kesitsel görüntülemelerde lezyonlar kapsülsüz, santral fibröz skar içeren ve keskin kenarlı kitleler şeklindedir. Hemoraji ve nekroz nadirdir. FNH'lerin boyutu sıklıkla 5 cm'nin altındadır ve tanı anında ortalama 3 cm'dir (15).

3-Hepatoselüler Adenom (HSA)

Hastaların çoğu OKS kullanımı ile birliktelik gösterir. Sıklığı OKS kullananlarda 4/100.000'tür (16). HSA değişik histopatolojik görünümüne olan,

birçok hastalıkla ve etiyolojik faktörlerle birliktelik gösteren geniş spektrumlu lezyonlardır. Safra yollarından septalarla ayrılmış hepatositlerden oluşur. Tipik HSA, anabolik steroidle birliktelik gösteren adenom ve multipl HSA olarak sınıflandırılır (15).

4-Lipomatöz Tümörler

Lipom, hibernom, anjiyomyolipom, myelolipom ve anjiyomyelolipom gibi kombine tümörler olup yağ hücreleri içerirler. Gros olarak tek, düzgün sınırlı olup nonsirotik KC'de izlenirler. Mikroskopik görünümleri yumuşak dokudakiler ile benzerdir. Çoğu lipomatöz tümör asemptomatik olup, insidental olarak saptanır(17).

5-Basit Kist

Basit hepatik kist tek, unilokuler tek sıralı küboidal hücreler ve safra kanalı epitelinden oluşmuş kistlerdir. Duvarı ince fibröz dokudan oluşmuş olup, etrafındaki KC normaldir (18). Gros olarak duvar kalınlığı 1 mm'nin altındadır ve KC yüzeyinde izlenmesine karşın daha derinde de izlenebilir. Sıklığı otopsi serilerinde %1–14 arasındadır. Sıklıkla kadınlarda (erkek/kadın oranı 5/1) izlenir (14).

3.1.2.2 Karaciğerin Malign Tümörleri

Primer Malign Karaciğer tümörleri

Primer KC tümörlerinin sınıflandırması orijin aldığı hücrelere göre yapılır (Tablo 2).

Tablo 2: Karaciğerin Malign Tümörlerinin Sınıflandırılması (*)

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 Histiyositom
Primer Lenfoma
Primer Hepatik Osteosarkom

*19 numaralı kaynaktan alınmıştır.

1-Hepatosellüler Karsinom (HCC)

Coğrafik bir dağılımı mevcuttur. Batı toplumlarında sıklığı düşüktür. Asya'da yüksek insidans oranına sahiptir. Dünyada en sık Japon'larda izlenir (19).

HCC, KC'in en sık malign primer hepatik tümörüdür. Hepatoma veya primer KC kanseri olarak da adlandırılır. HCC normal hepatositlerden farklılaşmış hücrelerden oluşur. Tümör hücreleri normal hepatik asini oluşturarak büyür (19).

Kabaca üç tip büyüme paterni gösterir (20).

1. Soliter ve sıklıkla büyük bir kitle ile karakterize tek veya masif HCC
2. Nodüler ve multifokal HCC; multipl ve düzgün sınırlı KC nodülleri izlenir.
Bu görünüm metastazı taklit edebilir.
3. Diffüz veya nonsirotik HCC; multipl küçük KC nodülleri izlenir.

Gros patolojik görünümde yumuşak bir tümördür. Çünkü HCC kitlelerinde stromanın olmaması nedeniyle nekroz ve hemoraji sıktır. Perihepatik vasküler yapılarda invazyon sıktır (21). Pawlik ve ark. HCC nedeniyle opere edilen 1073 olguluk serisinde olguların %9.4'ünde major vasküler invazyon saptarken, %49 oranında mikroskobik invazyon saptamışlar. Tümör çapındaki artış ile beraber hem majör vasküler hem de mikrovasküler invazyon oranının arttığını bildirmişlerdir (22). Zıt olarak biliyer invazyon sık değildir (19). Mikroskobik olarak ise HCC ve HSA' da izlenen tümör hücrelerinin normal hepatositlerden ayrımı sıklıkla zordur. Bu durum aspirasyon biyopsilerinde tanıyı zorlaştırır. Ancak çoğu vakada malign hepatositler safra üretim durumlarına göre normal hepatositlerden ayrılır (23).

Mikroskobik varyasyonlar radyolog için oldukça önemlidir. Çünkü selüler HCC'ler normal KC'e benzer ve tanıda tek yardımcı ipuçları dansite ve ekojenite değişikliği olabilir. Eğer yağ depolanması veya yalancı gland formasyonu varsa, HCC kitlesi US de hiperekojen, Bilgisayarlı Tomografide (BT) hipodens ve Manyetik Rezonansta (MR) hiperintens olarak izlenir (24).

2-Hepatoblastom

Çocukluk çağıının en sık primer KC tümörüdür. İlk üç yaşta sıktır. Pik yaşı 18–24 aylardır. Hepatosit orijinli mezenkimal elemanlar içeren malign bir tümördür. Gros olarak geniş, düzgün sınırlı, %20 oranında multifokal kitlelerdir (24).

Sekonder Malign Karaciğer Tümörleri

1-Lenfoma

Primer hepatik lenfoma en sık orta yaş grubundaki beyaz erkeklerde izlenir. Organ transplantı yapılanlar ve AIDS'li bireyler hepatik lenfoma için yüksek riskli hastalardır. Hepatik lenfomalı hastalarda sağ üst kadran ağrısı, hepatomegali izlenebilir (25).

Hepatik lenfoma primer veya sekonder olabilir. Hepatik lenfomaların çoğu sekonderdir ve primer lenfoma oldukça nadirdir (26). Gros olarak hepatik lenfomalar diffüz ve nodüler olarak izlenir. Hodgkin hastalığında, kitlelerden çok miliyer yayılım izlenir. Hastalığın erken döneminde KC tutulumu mikroskobik düzeydedir, fakat zamanla birkaç milimetreden birkaç santime kadar değişen nodüller oluşabilir (27). Non-Hodgkin lenfomada, lenfositik formu miliyer olmaya meyillidir. Büyük hücreli ve histiositik formları nodüler veya tümöral olmaya meyillidir (28).

Metastazlar

Malign FKL'nın en sık nedenidir. KC, rejyonel lenf nodu metastazı sonrası en sık tutulan organdır. Kolon (%42), mide (%23), pankreas (%21), meme (%14) ve akciğer (AC) (%13) kanserlerinin metastazı en sık KC'dir. KC'e metastaz yapma oranı yüksek olan primer tümörler kolon, safra kesesi, pankreas, AC ve meme kaynaklı tümörler iken, en düşük oranda metastaz prostat kanserinde izlenir. Metastatik KC hastalığı olanların % 50'sinde klinik bulgular izlenir. Bunlar; hepatomegali (%31), asit (%18), sarılık (%14.5) ve varislerdir (%1) (19).

Metastazlar değişik boyutlarda, yoğunlukta ve vaskülaritede olabilirler (Tablo 3). İnfiltratif veya ekspansif olabilir. Tüm bu faktörler primer hastalığa ve metastaz şekline bağlıdır. Çoğu metastaz primerine benzer. Meme ve pankreasın metastatik karsinomları, tümör asinüsü etrafında fibröz veya sklerozan reaksiyon göstererek fibröz skar oluşumuna neden olur. Bronkojenik karsinom, mesane karsinomu gibi bazı tümör metastazlarının mikroskopisi primerine benzemez ve sinüzoidal yatak paterni gösterir ve duktal KC kanserini taklit edebilir. Kolon kanser metastazları ince kollajenöz pseudokapsül tümör ve komprese KC arasında yerleşmiş olup, tümör glandları tarafından çevrelendirilmemiştir. Metastatik KC hastalığında %7-15 oranında tümör portal ve hepatik venleri tutarak trombüse neden olabilir. Metastaz

geniş bir portal veni penetre ederek periferik portal dallara ilerleyebilir. Eğer hepatik venlere penetre olmuş ise pulmoner metastazlar gelişebilir (29).

Tablo 3: Metastatik Lezyonların Paterni ve Primer Tümörün Kaynaklandığı Alan(*)

PATERN	ALAN
Büyüyen Geniş (Satellitleriyle büyüyen tek veya multipl odaklı)	Kolon, Safra Kesesi, Testis
Uniform Nodüller	AC, Melanom, Pankreas
İnfiltratif Masif	AC, Meme, Pankreas, Mesane, Melanom
Diffüz	Meme, Pankreas, Lenfoma
Yüzeyel yayılım	Kolon, Over, Mide
Miliyer	Prostat

*19 numaralı kaynaktan alınmıştır.

3.1.3 Fokal Karaciğer Lezyonlarının Tanısında Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri

Büyük ve homojen bir organ olan KC yerleşimi nedeniyle birçok inceleme metoduyla değerlendirilebilir (Tablo 4,5). Birçok vakada preoperatif dönemde tanı, görüntüleme yöntemleriyle konmaktadır. Hemanjiyom veya kist gibi benign hepatik lezyonu olan çoğu erişkin hastanın, görüntüleme yöntemleriyle doğru tanı alması gereksiz cerrahiyi önler.

Tablo 4: Fokal Karaciğer Lezyonlarının Değerlendirilmesinde Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri(*)

1. Direkt Grafi
2. Nükleer Tıp(sülfür kolloid, iminodiasetik asit deriveleri, technetium 99m ile işaretlenmiş kırmızı kan hücreleri ve galyum sintigrafisi)
3. Ultrasonografi (Gri-skala ve Doppler sonografi)
4. BT [kontrastsız ve kontrastlı (arteriyel, portal venöz faz, intraarteriyel kontrastlı taramalar)]
5. Anjiyografi
6. MR Görüntüleme (kontrastlı ve kontrastsız)

*15 numaralı kaynaktan alınmıştır.

Tablo 5: Fokal Karaciğer Lezyonlarında Aranan Bulguların Değerlendirilmesinde Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri(*)

Vasküleritenin Değerlendirilmesi

Anjiyogramlar
Sintigrafik Kan Havuz Yöntemi
Kontrastlı BT ve MR
Doppler US (Kontrastlı ve kontrastsız)

Tümör Kalsifikasyonunun Değerlendirilmesi

Direk Grafi
US
BT

Kapsül Varlığının Değerlendirilmesi

US
Kontrastlı BT
MR

Tümörün İnternal Yapısının Değerlendirilmesi (Solid-Kistik, Hemoraji, Fibrozis... Gibi)

US
BT
MR

Hepatosit Fonksiyonunun Değerlendirilmesi

99m Tc –IDA Derivative Sintigrafi
MnDPDP- Kontrastlı MR
Gadolinium Meglumine Kontrastlı MR
(Gd-DOTA)- Kontrastlı MR

Kupffer Hücre Aktivitesinin Değerlendirilmesi

Technetium 99m Sulfur Kolloid Sintigrafi
İV verilmiş Süperparamanyetik Demir Oksitli MR Görüntüleme

*15 numaralı kaynaktan alınmıştır.

3.1.4 Fokal KC Lezyonlarının Görüntüleme Bulguları

1-Hemanjiyom

Direk grafi: Kalsifikasyon görülmesi nadir olup, hemanjiyomların %10'unda izlenebilir (30). Kalsifikasyonlar kaba ve geniş veya flebolit benzeri görünümde olabilir (15).

US: Tipik olarak hiperekojen, düzgün sınırlı ve zayıf akustik güçlenme gösteren lezyonlar olarak izlenir. Ekojenitesi değişkendir, çünkü tümör kistik ve

fibrotik alanlar içerebilir (16). RDUS’de tümör periferinde dolum gösteren damarlar saptanır fakat hemanjiyom içerisinde RDUS ile akım saptanamaz. PDUS hemanjiyom içerisinde akımı saptayabilir ancak spesifik değildir, HCC ve metastazlarda da izlenebilir (30).

BT: Kontrastsız incelemelerde düzgün sınırlı, düşük dansiteli lezyonlar olarak izlenir. Kontrastlı spiral BT de erken dönemde çevresel tarzda kontrastlanırken, geç dönemde santrale doğru kontrastlanıp izodens hale gelir (31).

Anjiyografi: Arteriyovenöz şant veya tümör neovaskülaritesi yok ise hemanjiyom içerisinde kontrast madde göllenmesi olur ve karakteristik “pamuk yünü” görünümü izlenir (15).

MR: Karakteristik olarak T2A imajlarda hiperintens, içerisinde fibrozis alanlarına ait düşük sinyal alanları bulunan lezyon olarak izlenir. Kontrastlı incelemelerde lezyon boyutuna bağlı olarak BT ile benzer görünümler izlenir (15).

Nükleer sintigrafi: Sülfür kolloid taramalarında normal izotop uptake gösteren KC içerisinde fokal defekte neden olur. İşaretlenmiş RBC havuz taraması bu lezyonlar için tanısaldır, erken fazda dolum defekti, geç fazda ise dolum izlenir. Birkaç vasküler tümör örneğin HCC, adenom ve FNH persistent uptake gösterebilir fakat hepsi erken dönemde defekt yapmaz uptake gösterirler. Nadiren anjiyosarkomlar hemanjiyom paterni gösterebilir (32).

Tablo 6: Hemanjiyomların Patolojik Görünümlerinin Radyolojik Bulguları (*)

PATOLOJİK GÖRÜNÜM	RADYOLOJİK GÖRÜNÜM
Vasküler Kanallar	US : Ekojenik Kitle
Kan Dolu Kaviterler	MR: T2A Görüntülerde Hiperintens Kitle
Arterio-Venöz Şantın Olmaması	BT: Erken Çevresel Kontrastlanma MR: Erken Çevresel Kontrastlanma Sintigrafi: RBC Geç Dolum
Fibrozis	US: Hipoekoik Alan BT: Hipodens Alan MR: Hipointens Alan
Kalsifikasyon	Direk Grafi ve BT: Dens lezyon US: Hiperekojen Gölgeleyen Alan MR: Sinyal yokluğu

*15 numaralı kaynaktan alınmıştır.

2-Fokal Nodular Hiperplazi (FNH)

Direk grafi: Kalsifikasyon izlenmez. Pedinkule lezyonlar KC kenarında lobulasyon şeklinde izlenebilir. Mide, hepatik fleksura gibi gastrointestinal trakta bası yapabilir (15).

US: Gri skala incelemede düzgün sınırlı, santral skar hariç homojen yapıda, değişken eko yapısında (1/3 hiperekojen, 1/3 hipoekoik, 1/3 ise mikst veya izoekoik) kitle olarak izlenir (33). RDUS'de artmış kan akımı ve periferden santrale doğru uzanan santral besleyici arter izlenir ki bu bulgu konvansiyonel anjiyografiye benzerdir (34).

BT: Kontrastsız incelemelerde homojen, hipodens, kitle olarak izlenir. 1/3 vakada santral skar ile uyumlu hipodens görünüm izlenebilir. Arteriyel faz kontrastlı incelemelerde FNH hızla kontrastlanır ve normal KC'den daha hipodens izlenir. Portal venöz fazda FNH santral skarı hariç izodens olarak izlenir bu nedenle sadece portal venöz faz incelenecek olursa lezyon atlanabilir. Bu durumda KC konturundaki taşma ve santral skar tanıya yardımcıdır (35).

Anjiyografi: Sentrofugal kan akımına ait “Spoke Wheel” patern gösteren hipervasküler tümördür. Skar sıklıkla hipovaskülerdir. Venöz fazda geniş drenaj veni izlenebilir (35).

MR: Kontrastsız incelemelerde FNH, T1A imajlarda izointens, T2A imajlarda izointens veya hafif hiperintens olarak izlenir Santral skar T1A imajlarda hipointens, T2A imajlarda hiperintensdir. Gd-DTPA kontrastlı imajlarda erken homojen kontrastlanma gösterir. Santral skar geç alınan görüntülerde kontrastlanabilir (36).

Nükleer Sintigrafi: Sülfür kolloid sintigrafi %50 vakada normal uptake gösterirken %40 vakada defekt izlenir (15).

3-Hepatoselüler Adenom (HSA)

Direk grafi: Eğer lezyon çok büyük ise sağ üst kadranda kitle olarak izlenir (15).

US: Santralinde internal hemorajiyile uyumlu anekoik alanlar içeren büyük hiperekojen kitleler olarak izlenir (33). Ancak bu bulgular adenom için spesifik değildir. Masif nekrotik ve hemorajik değişiklikler nedeniyle US incelemelerinde geniş kistik komponent içeren kompleks kitleler olarak da izlenebilir (15). Doppler US’de, periferik arteriyel ve venler izlenebilir ve bu bulgular anjiyografi ile uyumludur. Ek olarak Doppler intratümöral venleri de saptayabilir. Bu bulgu FNH de izlenmez ve HSA’dan ayrımı sağlar (37).

BT: Kontrastsız incelemelerde tümörün yoğun yağ ve glukojen içermesi nedeniyle hipodens kitleler olarak izlenir. Hiperdens alanlar taze kanamayı gösterir. Dinamik kontrastlı incelemelerde küçük lezyonlar hızla kontrast tutar ve KC’den dens hale gelir, mevcut arteriyovenöz şantlar nedeniyle de hızla kontrastı bırakır (38).

MR: Tümörün yoğun yağ ve glikojen içermesi nedeniyle T1A imajlarda artmış sinyal intensitesi izlenirken nekroz nedeniyle de düşük sinyal alanları izlenebilir. 1/3 vakada fibröz kapsül izlenebilir (39).

4-Lipomatöz Tümörler

Anjiyomyolipomlar, US'de yüksek ekojenik lezyonlar olarak izlenir ve hemanjiyomdan ayrımı zordur. BT'de düzgün sınırlı yağ içeriğine göre hipodens alan olarak izlenir. Anjiyografide hipervasküler alan olarak izlenir. MR incelemelerinde içerdiği yağ dokusu nedeniyle T1A ve T2A imajlarda hiperintensite (17).

5-Hepatoselüler Karsinom

Direk grafi: Eğer HCC kitleleri büyük ise sağ üst kadranda non spesifik yumuşak doku kitlesi olarak izlenir. Kalsifikasyon tipik HCC için nadir bir bulgudur (19).

US: Sonografik görünümleri değişkendir. US çok küçük lezyonları saptayabilir ve serum AFP ile kombine edildiğinde uzun süreli sirozu olan yüksek riskli hastalarda çok iyi bir tarama metodu olarak kullanılabilir (40). Çoğu otör HCC kitlelerinin US görünümünü boyutlarına göre yapmaktadır. Küçük HCC'ler (3 cm'nin altında olanlar) sıklıkla hipoekoiktir ve arkasında akustik gölgelenme izlenir. 3 cm'nin üstünde tümörlerde ise miks veya mozaik patern izlenir (41).

Sonografi, renkli ve dupleks Doppler ile birleştirildiğinde portal, hepatik venler ve VKİ trombüsü tanısında önemli rol oynar. Doppler, HCC'in vasküleritesinin değerlendirilmesinde kullanılabilir. Doppler ile %15 vakada "basket" paterni tanımlanabilir ki bu arteriovenöz şantın göstergesidir (42).

BT: Kontrastsız incelemelerde santralinde nekroz ile uyumlu düşük atenuasyon alanları içeren büyük hipodens kitleler olarak izlenir. Kontrastlı kesitlerde lezyon görünümü lezyonun boyutuyla ilgilidir. 5 cm'nin üstündeki

lezyonlar portal fazda normal KC'den daha düşük atenuasyon gösterir. 3 cm'nin altındaki lezyonlar arteryel fazda hiperatenuasyon olarak izlenir. Bu görüntüleme özellikleri nedeniyle HCC şüphesi olan hastalar bifazik spiral BT incelemesiyle değerlendirilmesi önerilir (43).

Anjiyografi: HCC kitleleri neovaskülarizasyon ve arteriovenöz şantlar nedeniyle hipervasküler olarak izlenir. Geniş hepatik arter, anormal damarlar ve vasküler invazyon sıklıkla izlenir (44). Avasküler veya hipovasküler alanlar nekroz ve hemorajiyi destekler. Tümörün porta hepatis ve diğer perihepatik venlere yayılımı sıklıkla saptanır (45).

MR: HCC kitleleri T1A imajlarda kitle içerisindeki yağlı değişikliğin derecesi, internal fibrozis varlığı ve dominant histolojik paternlerine göre farklı sinyal intensiteleri gösterir. MR, sirozlu hastalarda küçük HCC kitlelerinin rejenerasyon nodülleri ile ayırımında kullanılır. Rejenerasyon nodülleri T1A imajlarda yüksek sinyal değişiklikleri gösterirken T2A imajlarda KC'e göre izointens veya hipointens olarak izlenir. HCC'ler sıklıkla T2A imajlarda hiperintens olarak izlenip hipointens nodüllerden ayırımı yapılabilir (46).

6-Metastazlar

Metastatik lezyonlarda müsin, nekroz ve fosfataz aktivasyonu mevcut ise kalsifikasyon radyografik olarak saptanabilir. Kalsifikasyon kolon, pankreas ve midenin müsinöz adenokarsinomlarında da izlenebilir. KC metastazlarının tamamı arteryel beslenme gösterir ve görüntüleme stratejilerinin ve terapötik yaklaşımın temelini oluşturur. Splanknik yataktan gelen kolon, mide, pankreas gibi organ tümör metastazlarının beslenmesi portal venden başlarken, daha sonra progresif olarak arteryel beslenmeye döner. Terapötik arteryel ligasyon sonrası ise ilginç şekilde portal venden beslenebilir (19).

Direk grafi: Genelde normaldir. Kalsifikasyon spesifiktir ancak sensitivitesi düşüktür. Kolonun kolloid karsinomu en sık kalsifikasyon nedenidir ve birleşmiş noktasal, şekilsiz, punktat, granüler olarak izlenebilir (19).

US: US'nin metastazı saptamada sensitivitesi %90'nın üstündedir. Hemoraji, infeksiyon ve nekroz gibi komplikasyonlar yok ise US incelemelerinde metastatik KC hastalığını tanımlamada altı tip patern kullanılır. Bu paternler hiperekoik, "öküzgözü" veya hedef, hipoekoik, kistik, kalsifiye ve diffüz patern şeklindedir (47). Sonografik görünüm paternlerine göre KC metastazlarının primer odak tahmini yapılabilir (Tablo 7)

Tablo 7: Karaciğer Metastazlarının Sonografik Paternlerine Göre Olası Primer Alanları (*)

<u>Hipoekoik Patern</u> Lenfoma Pankreas Karsinomu Serviks Karsinomu Akciğer Adenokarsinomu Nazofarenks Karsinomu	<u>Kistik Patern</u> Mucinöz Over Ca, Kolonorektal Karsinom Sarkom Melanom Akciğer Karsinomu Karsinoid
<u>Hiperekoik Patern</u> Kolon Karsinomu Tedavi Almış Meme Karsinomu	<u>Miks Ekojenite Paterni</u> Meme Karsinomu, Akciğer Karsinomu Mide Karsinomu Anaplastik Karsinom Serviks Karsinomu Karsinoid
<u>Hedef Patern</u> Bronkojenik Karsinom Diğer agresif tümörler	
<u>Diffüz Patern</u> Meme AC Lenfoma Melanom	

*19 numaralı kaynaktan alınmıştır.

Hiperekoik metastazlar: Sıklıkla kolon ve diğer gastrointestinal sistem organ tümörlerinden kaynaklıdır. Pankreas adacık hücreli tümörler, karsinoid, koryokarsinom, renal hücreli karsinom gibi vasküler metastazlar da hiperekojen olmaya meyillidir. Çünkü bu tip tümörler sayısız anormal vasküler yapı içerir (47).

Öküzgözü veya hedef patern: Solid KC metastazını çevreleyen anekoik silik sınırlı halo şeklinde görünüm izlenir. Bu anekoik halka sıklıkla normal parankimin tümör ile sıkıştırılması sonucu oluşmuştur. Daha az oranda ise peritümöral tutulum da bu şekilde izlenebilir. Bu bulgu genelde agresif tümörü işaret eder ve sıklıkla bronkojenik karsinomda izlenir (48).

Hipoekoik metastazlar: Hipovasküler ve yüksek selüler orana sahiptir. Meme kanseri, akciğer kanseri ve lenfoma metastazları bu paterndedir(47).

Kistik metastazlar: Pankreas ve overin kistadenokarsinomu, kolonun musinöz kanseri gibi primer kitlesi kistik olan hastalarda izlenir (49). Bu lezyonlar BT’ de benign kistler olarak tanımlanabilir. Ancak US incelemelerinde kistlerde septa, mural nodüller, debris, sıvı-sıvı seviyeleri ve mural kalınlaşmalar gösterilebilir (19).

Kalsifiye metastazlar: En sık kolon, over, mide ve memenin musinöz adenokarsinomlarında izlenir (50).

BT: Metastazlar hiperdens, izodens, hipodens, kistik, kompleks, kalsifiye veya diffüz infiltran olarak izlenebilir. Bu BT görünümleri, tümör boyutu, vaskülaritesi, hemoraji ve nekroz derecesi, İV kontrastın miktarına bağlıdır(51). Hiperdens metastazlar sık değildir. Sıklıkla bunlar hipervaskülerdir, İVKM sonrası hızlıca kontrast tutar ve portal venöz fazda izodens hale gelir. Bu nedenle bu tür metastazların saptanması için bifazik spiral BT incelemesi yapılır (43).

Çoğu metastaz BT’de hipodensdir ve bunlar sıklıkla hipovaskülerdir. İVKM sonrası normal KC’e göre dansitesi artar. Bu nedenle bu tip lezyonlarda portal venöz faz mutlaka alınmalıdır (52).

MR: KC metastazlarının T1 ve T2 relaksasyon zamanları; primer lezyon, metastazda mevcut hemoraji ve nekroz, vaskülariteye göre değişkenlik gösterir. 5 tip

patern tanımlanmıştır. Bunlar “ Doughnut, target, amorphous, halo, light bulb” tır (19).

Doughnut patern: T1ağırlıklı imajlarda metastazın T1 relaksasyon zamanının uzun olması nedeniyle düşük sinyalli bir solid bir görünüm ve bu metastazın santralinde nekroz nedeniyle daha düşük sinyal intensitesinin izlendiği görünümü temsil eder. En sık nekroza giden büyük boyutlu metastazlarda izlenir.

Hedef patern: T2 ağırlıklı görüntülerde santralinde düzgün sınırlı veya düzensiz sınırlı yüksek sinyal intensitesi ve etrafında kabuk şeklinde zayıf sinyal intensitesinin izlendiği görünümü temsil eder. Bu patern de nekroza gitmeye meyilli büyük boyutlu metastazlarda izlenir.

Amorphous patern: Değişik derecere artmış sinyal intensitesi gösteren heterojen yapıdaki düzensiz sınırlı görünümü temsil eder.

Halo paterni: Yüksek sinyalli, 2-10 mm kalınlıkları arasında değişen yüksek sinyalli bir rim ile santralinde daha düşük sinyalli görünümü temsil eder. En sık kolon tümör metastazında izlenir.

Light bulb patern: Bu lezyonlar düzgün sınırlı, yüksek sinyal intensitesinde, keskin kenarlı, yuvarlak veya elips şeklinde lezyonlardır. Bu patern kistik neoplastik metastazlarda, feokromasitomalarda, karsinoid tümörlerinde ve adacık hücreli tümörlerde izlenir.

Anjiyografi: Genelde tanıda kullanılmaz, cerraha rezeksiyonda ve intraarteryel yaklaşımda tedavide yardımcı olmada kullanılır. Çünkü tüm metastazlar hepatik arterden beslenir (53).

7-Lenfoma

Direk grafi: Eğer KC büyük ise sağ üst kadranda non spesifik yumuşak doku kitlesi olarak izlenir. Kalsifikasyon tedavi almamış hastalarda saptanmaz. Baryumlu çalışmalarda etkilenmiş intestinal segmentler gösterilebilir (19).

US: Hepatik lenfoma US'de hipoekoik kitleler şeklinde izlenebilir. Diffüz formunda hepatik parankim normal olabileceği gibi normal yapısı bozulmuş olarak da izlenebilir (25). Eğer lenfoma depozitlerinin içerisinde kanama olmuş ise gerçek kistik US karakteristikleri saptanabilir (54).

3.1.5 Doppler US:

Doppler Prensipleri:

Doppler etkisi ilk defa 1842'de Avusturya'lı bir fizikçi olan Johann Christian Doppler tarafından tanımlanmıştır. Doppler etkisi hareketli bir kaynaktan çıkan sesin farklı frekanslarda algılanmasıdır. Bu kavrama klasik örnek yerinde sabit duran bir dinleyicinin, kendisine yaklaşan ya da uzaklaşan trenin düdüğünü değişik frekanslarda duymasısıdır (55).

Hareket etmeyen bir nesneden dönen ekolar ultrason demetinin frekansında hiçbir değişiklik oluşturmazlar. Oysa probdan uzaklaşan yönde hareket eden nesneden dönen ekolar daha düşük frekansa sahiptirler. Dolayısıyla alınan ve gönderilen frekanslar arasındaki fark negatif bir Doppler frekans şiftine ya da farkına neden olur. Buna karşılık proba doğru hareket eden nesnelerden dönen ekolar gönderilen frekanstan daha yüksek bir frekansa sahiptirler. Fark, pozitif bir Doppler şifti oluşturur. Kısaca gönderilen frekans F_o ve alınan frekans F_r olarak ifade edilirse frekans şifti bu ikisi arasındaki farktır. Yani:

Frekans şifti $=F_d=F_o-F_r$ 'dır.

Bu sonuç (F_d) pozitif ($F_o > F_r$) ise nesne proba yaklaşıyor, negatif ($F_o < F_r$) ise probdan uzaklaşıyor demektir. İncelenen bölgede hareket halinde bir nesne yoksa $F_r = F_d$ 'dir. Görüldüğü gibi Doppler etkisi gönderilen ve dönen ekolarda frekans farkına neden olacak hareketli nesnelerin, konumuz özelinde eritrositlerin fonksiyonel bilgisi ile uğraşmaktadır. Frekans farklılığı bize nesnelerin ya da eritrositlerin hareket yönünü, bir başka deyişle kan akım yönünü bildirmektedir.

Doppler etkisi sadece akım yönünü vermez. Aynı zamanda akım hızı konusunda da bilgi verir. Doppler eşitliği akan kanın hızını hesaplamak için sesin nasıl kullanıldığını açıklayan temel bağlantıdır.

Hareket eden nesnenin hızı (V), ölçülen Doppler şifti (F_d) ile orantılıdır: Gerçek hızı ölçmek için sesin dokudaki hızı ($c=1540\text{cm/sn}$) ve ultrason demeti ile hareket eden nesnenin yönü arasındaki açığı (θ) bilmek gerekmektedir. θ işareti bu açığı tanımlamak için kullanılmaktadır. Bu eşitlik şöyle formüle edilebilir

$$F_d = F_o - F_r = (2 \cdot F_o \cdot V \cdot \cos \theta) / c$$

Dolayısıyla aradaki θ açısı ve gönderilen/döner frekanslar bilindiğinde eritrositlerin damar içindeki hızını ya da kan akım hızını bulmak mümkün olacaktır.

Doppler etkisinin keşfi ile şu ana kadar olan gelişmeler sonucunda tıpta kullandığımız yöntemler şöyle özetlenebilir:

Sürekli Dalga Formunda-Continuous Wave-Doppler (CW): En basit Doppler yöntemidir. İki ayrı transducer içerir. Biri sürekli dalga yollarken diğeri de döner ekoları toplar. Sonuç olarak farklı alıcı ve verici kristaller ultrasonu sürekli olarak alır ve verirler. Her iki kristal bağımsız ve sürekli çalıştığında incelenen damardan döner frekansın dönme zamanını saptamak olanaksızdır. Yalnızca o hat

üzerinde izlenen damarlardan derinliği bilinmeksizin gelen sinyaller kaydedilebilmektedir. Akımın varlığını ve yönünü saptar, ancak farklı derinlikteki damarlardan gelen sinyalleri ayıramaz. Genellikle ekstremiteler damarlarının değerlendirilmesi ve çocuk kalp seslerinin izlenmesinde kullanılır (55).

Pulse Dalga Formunda-Pulse Wave-Doppler (PW): Buradaki sinyal belli aralıklarla yollanmakta ve dolayısıyla sinyalin geri geldiği zaman bilinmektedir. Sinyalin geri gelme zamanı sinyali aldığımız derinlik konusunda bize bilgi verebilmektedir.

Dupleks Doppler: Aslında bir puls dalga formu Doppler'dir. Tek farkı Doppler spektrum bilgisi ile B-mod görüntü bilgisinin birlikte kullanımıdır. Proba dönen ekolar B-mod (gri skala) görüntü ve Doppler dalga formunun birlikte görüntülenebilmesi için işlenir (55).

Renkli Doppler Görüntüleme: Renkli Doppler görüntüleme, iki tip bilginin birleştirilmesine dayanır:

- 1- Gri skala görüntü, dönen ekoların amplitüdlerinin işlenmesiyle oluşturulur.
- 2- Renkli Doppler komponent ise gri skala görüntüden çok daha düşük frekanslarda yaratılır (3 ile 10 milyon Hz'e karşılık 20.000 Hz gibi). Dönen ekoların faz şifreleri ve yönlerini çıkarmak için bu ekolar üzerinde özel bir işlem yapılması gerekmektedir. Tanımlanan matematiksel işlem "otokorelasyon" olarak adlandırılır. Otokorelasyon sonucu renkli Doppler görüntüsü oluşturulur (55).

3.1.6 Power Doppler Sonografi:

Görüntünün, inceleme alanından elde olunan sinyallerin gücü oranında oluşturulduğu power Doppler ilk kez 1994 yılında uygulanmaya başlanmıştır (55). Konvansiyonel anjiyografi özelliklerine benzemesinden dolayı "ultrason anjiyo" veya "renkli anjiyo" adıyla da anılmıştır. RDUS'de görüntüyü oluşturan temel

prensip Doppler kayması iken PDUS’de Doppler sinyallerinin gücüdür (55,56). Power Doppler’de eko sinyalini etkileyen iki önemli faktör frekans ve amplitüddür. Doppler sinyallerinin frekansı eritrositlerin hızı tarafından, amplitüdü ise örneklenen hacimdeki eritrositlerin sayısı tarafından belirlenir. Power Doppler’de Doppler sinyallerinin amplitüdü esas alınarak görüntü oluşturulur. Doppler sinyalinin amplitüdünü belirleyen faktörler örneklenen hacimde hareket halindeki eritrositlerin sayısı ve yoğunluğu, damarların sayısı ve boyutları, araya giren dokuların atenüasyonu olarak üç grupta incelenebilir. Doppler sinyallerinin amplitüdü, örneklenen hacimdeki eritrositlerin sayısı ve yoğunluğu, damar sayısı ve boyutu ile doğru orantılı, araya giren dokunun kalınlığı ile ters orantılı olarak artma ve azalma gösterir. İncelenen alanda eritrosit yoğunluğu arttıkça yansıyan Doppler sinyalleri daha güçlü olur. Power Doppler düşük akıma renkli Doppler’den yaklaşık 3-5 kat daha fazla duyarlıdır. Düşük hızlı bir akımda düşük hızlarda hareket eden fazla sayıda eritrosit olduğundan power modda daha iyi gösterilebilir. Araya giren yumuşak doku kalınlığı arttıkça transdüsere dönen sinyal azalırken, doku kalınlığı azaldıkça alınan sinyal artar. Kodlama tek bir renk kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Yüksek amplitüdlü sinyaller parlak renkte görülürken düşük amplitüdlü sinyaller sönük ve koyu renkte görülür. Görüntüdeki renklerin tonu ve parlaklığı Doppler sinyalinin gücünü gösterir (55,56).

Power Doppler’in Renkli Doppler’e Üstünlükleri:

1. PDUS’de gürültü homojen bir fon şeklinde gözlenir. RDUS’de ise gürültü, bilgi içeren her sinyal tamamen gelişigüzel bir renk fonu şeklinde görülür. Bu durum PDUS ve RDUS’de görüntülerin oluşturulmasında kullanılan bilgilerin farklılığından kaynaklanır.

2. PDUS’de Doppler kayma frekansı gözardı edildiğinden açıdan büyük oranda bağımsızdır. Bu ise PDUS’nin yavaş akımlara karşı duyarlılığını artırmaktadır.

3. PDUS Doppler açısına bağlı olmadığından “alising” ortadan kalkmış ve gürültü azalmıştır.

4. PDUS’nin çok fazla sayıda ve çok küçük damarların oluşturduğu mikrovasküler akımın, dolayısıyla organ perfüzyonunun değerlendirilmesinde duyarlı bir yöntem olduğu gösterilmiştir.

5. PDUS ultrasonografide görüntü Doppler sinyallerinin amplitüdüne göre oluşturulduğundan vasküler yapıların kontur keskinliğinin ve aterosklerotik plakların belirlenmesinde, stenoz ve geri akım jetlerinin karakterize edilmesinde RDUS’ye göre üstündür (55,56).

Renkli Doppler US’nin Power Doppler’e üstünlüğü ise RDUS’nin, PDUS’ye göre doku hareketine daha az duyarlıdır. Bunun nedeni PDUS’de Doppler bilgilerinin daha uzun bir sürede toplanmasıdır (56,57).

Renkli Doppler akım haritalaması, kan akımını göstermek için kullanılır. Abdominal ve KC tümörlerinin hemodinamisini göstermek için power Doppleri de içeren renkli Doppler ile yapılmış çok sayıda yayın mevcuttur (58,59). Dinamik BT veya anjiyografiye göre non invazivdir ve kontrast madde gerektirmez. RDUS B-mod üzerinden görüntü alır ve doku hareketinden “color flash” artefaktı oluşturabilir ve gerçek akım sinyallerini örtebilir. Ayarların maksimize edilmesi ise çoğunlukla damar duvarlarında “overwriting” e neden olur (60).

3.1.7 Dynamic flow Görüntüleme:

DFG Toshiba firması tarafından geliştirilen, yüksek rezolüsyonlu, yüksek frame oranına sahip, daha az blooming yapan, kan akımının değerlendirilmesinde

kullanılan gri skala Doppler tekniğidir. DFG görüntüleme yüksek geniş bant aralığı (bandwidth), yüksek frame oranı ve yüksek uzaysal, temporal ve kontrast rezolüsyon için yüksek dinamik sınırlar sağlar. Yüksek frekanslı lineer transducerlerde de uygulanabilir. Görüntü kalitesi B-Mod görüntülerle benzerdir. Kan akımı yönü hakkında bilgi verir (Directional Dynamic Flow) (3).

DFG, gri skala sonografi kullanarak kan akımını direk olarak gösterir. Normalde B-Mod incelemelerde kırmızı kan hücrelerinin oldukça zayıf ekoları nedeniyle reverberasyon artefaktı ve diğer artefaktlar tarafından maskelenir. Konvansiyonel B mod US’ de sıklıkla kan akımı izlenmez (3,60). DFG, kan ekolarının digital kodlaması ile elde edilir (3). RDUS ile karşılaştırıldığında DFG’ de solunum ve kardiyak gürültü oranı daha azdır. Bu nedenle tümör içi akımı göstermede DFG, RDUS ye üstündür. DFG kontrastlı incelemelerde RDUS ye göre daha az “overenhaced” yaparak değerlendirmeyi kolaylaştırır. Özellikle kontrastlı incelemelerde hipervasküler kitlelerin değerlendirilmesinde en iyi metottur (3,60).

DFG Tekniği

DFG'nin teknik özelliklerinin özeti şematik olarak görünümü resimde sunulmuştur (Şekil 2) (3).

a. Rezolüsyon Aralığı (Distance Resolution)

Geniş-bant Doppler ve Doppler dijital görüntü düzenleyici [Doppler Digital Image Optimizer (DIO)] sistemleri görüntünün rezolüsyon ve sensitivitesini arttırmada kullanılan sinyal işlemcileridir.

1. Geniş-bant Doppler Tekniği:

Konvansiyonel renkli Dopplerde, uzun süreli burst pulsu kullanılır. DFG’de ise B-Moda benzer şekilde kısa süreli pulslar kullanılır. Bu geniş-bant Doppler

teknolojisinin temelidir (Şekil 3). Bu yeni görüntüleme metodu rezolüsyon aralığında önemli gelişmelere neden olmuştur.

2. Doppler Dijital Görüntü Düzenleyici [Doppler Digital Image Optimizer(DIO)]

Aslında geniş-bant Doppler tekniğinin kullanılması Doppler sinyal sensitivitesinin azalmasına neden olur. Bu azalmış sensitiviteyi önlemek için dalga formu şekillendirme teknolojisi olan DIO kullanılır. DIO ile transdusere gelen dalgalardan geniş bant olanların alınması sağlanır. Daha sonra sinyal alımı esnasında filtre kullanarak dalga formunun şekillendirilmesi sağlanır ve derinlikle(Depth) koordineli olarak merkez frekans güçlendirilir. Sonuçta sensitivite artar. Konvansiyonel olarak bu tip işlemler B-Mod görüntülemelerde kullanılmaktadır. DFG’de doğrulanmış hız bilgilerine ihtiyaç yoktur, bunu bu işlemciler ile gerçekleştirebilir.

b. Doppler Sinyal İşlemcisi [Doppler signal processing (Doppler DIO)]

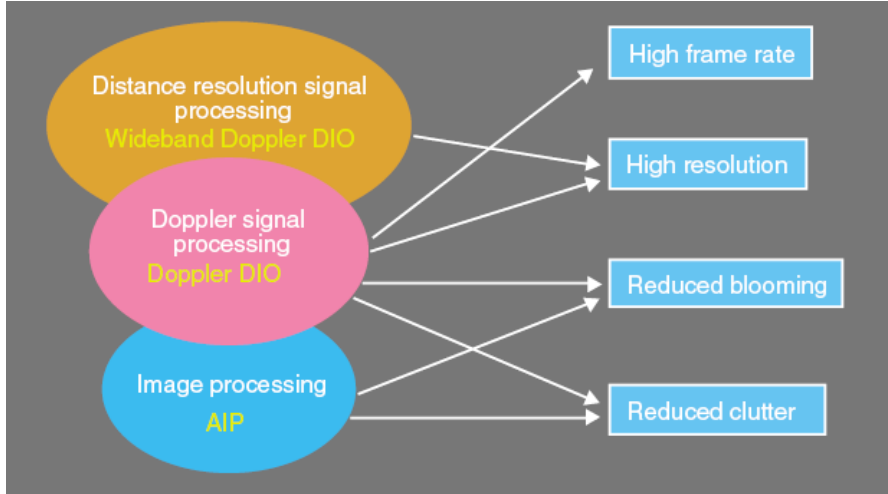
Geniş-bant Doppler teknolojisi kullanılarak dalgalar alınıp, kayıt edildiğinde ve aynı yönden gelen ultrason dalgalarının alınıp kayıt edildiği zaman frame oranı artar ve Doppler spektrumu genişler. Geniş Doppler spektrumu, dokular ile kan akım sinyalleri arasında daha fazla süperpozisyon karmaşasına neden olur. Bu durumun duvar filtreleri kullanılarak düzeltilmesi zordur ve belirgin hareket artefaktlarına yol açarak imaj kalitesini düşürür. Konvansiyonel ve geniş-bant Doppler teknikleri arasındaki Doppler frekans karakteristiklerinin farklılığı şematik olarak şekilde gösterilmiştir (Şekil 4). Bu dokulardan ve kan akımında gelen sinyaller Fourier boşluğunda süperpozisyona neden olur, fakat bu süperpozisyon DFG’de bu sinyallerin farklı yönler yönlendirilmesiyle birbirinden ayrılır. Bu algoritim

kullanılarak geniş-bant Doppler optimize edilir. Bu seri işlem basamakları Doppler DIO ile yapılır.

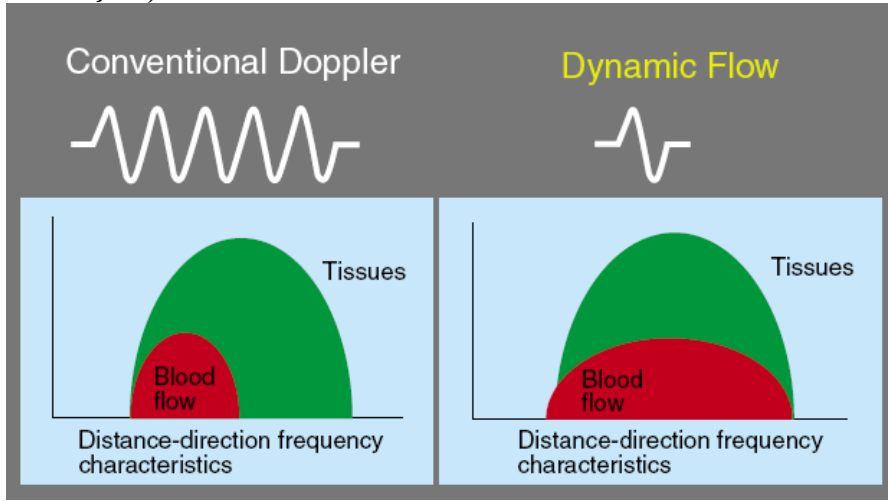
Ek olarak puls tekrarlama frekansı [Pulse Repetition Frequency (PRF)] aynı yöntemle konvansiyonel abdominal Doppler görüntülemeye göre daha yüksek düzeye ayarlanabilir. Bu da aliasing frekansına göre belirgin olarak daha düşük doku hızıyla sonuçlanır ve sonuç olarak Doppler DOI kullanarak doku karmaşası olmadan sadece çok küçük artefaklarla görüntü elde edilir.

c. Adaptif Görüntü Düzenleyicisi [Adaptive Image Processing (AIP)]

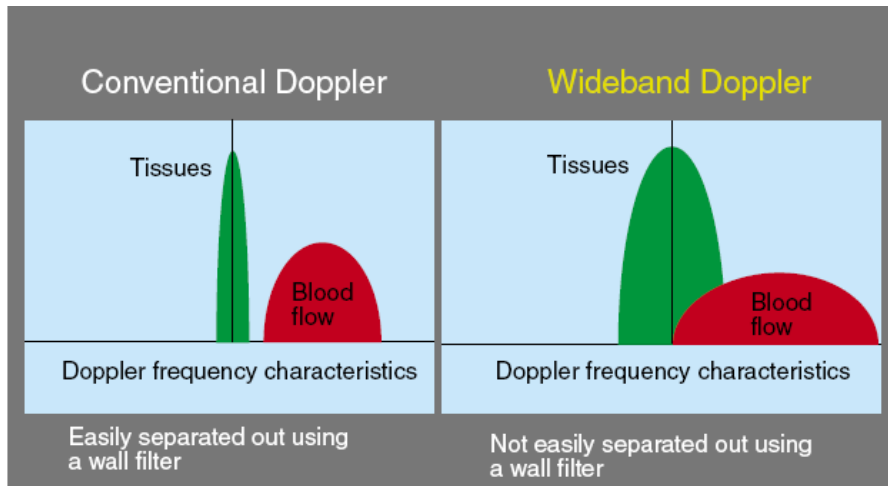
DFG’de görüntü işlemcisi olarak geniş-bant Doppler ve Doppler DIO tekniğini kullanarak elde edilen B-Mod ve Power Doppler görüntülerini birleştiren AIP sistemi kullanılır. Konvansiyonel RDUS’de eşik değeri ayarlanır ve kan akımı ve dokulardan iki yoldan sinyal alımı sağlanır. AIP’te ise bu sistem kullanılmaz, B-Mod ve Power Doppler görüntüleri karma bir halde her bir piksel için optimize edilir. Sonuçta bu yöntemle kan akımı görüntüsü ve doku görünümü doğal haline benzer şekilde bir arada izlenir. Bu işlemci metodu kullanarak Power Doppler görüntüleri içerisindeki doku karmaşası tam olarak önlenir ve “overwriting” en aza indirgenir (3).



Şekil 2: DFG teknik özelliklerinin şematik görünümü (3 numaralı kaynaktan alınmıştır.)



Şekil 3:Geniş-bant Doppler Tekniğinin Şematik Görünümü(3 numaralı kaynaktan alınmıştır.)



Şekil 4: Konvansiyonel Doppler ve Geniş-Bant Doppler Teknikleri Arasındaki Farklılıkların Şematik Görünümü(3 numaralı kaynaktan alınmıştır.)

3.1.8 Üç Boyutlu Ultrasonografi

Konvansiyonel radyografi, iki boyutlu imajların içindeki verilerin toplamıyla oluşan üç boyutlu görünümünün birleştirilmesidir. Radyolog bu 3B görüntüleri kullanarak anatomi ve altta yatan patolojiler hakkında daha fazla ve ayrıntılı bilgiler elde edebilir. US, BT, MR görüntülemenin tomografik bilgileri, reformat işlemlerinden kolayca ve tam olarak geçirilerek 3B veriler elde edilebilir. Görüntüleme ve bilgisayar teknolojilerindeki gelişmeler 3B tıbbi görüntülemeyi kolay ulaşılabilir ve klinik olarak uygulanabilir kılmıştır (61, 62).

Üç Boyutlu Ultrasonografinin İki Boyutlu Ultrasonografiye Üstünlükleri

2B US uygulayıcı için fleksible, çok efektif bir görüntüleme yöntemidir ve gerçek zamanlı olarak çok ince anatomik kesitsel görüntüleme yapmayı sağlar. 2B görüntülemenin 3B görüntülemeye oranla birkaç dezavantajı vardır. Bunlardan biri operatör bağımlı olmasıdır ki bu majör dezavantajıdır. İşlemin yeterliliği operatörün tecrübesine bağlıdır ve izlem uygulayıcı ile sınırlıdır. 2B US çoğu zaman hastanın anatomisi veya pozisyonu nedeniyle iki yapı arasındaki ilişkinin gösterilmesini imkânsız kılabilir. Bu açıdan 3B US üstün bir şekilde tekrarlanabilir şekilde sonsuz sayıda inceleme kesiti ve planları sağlar. Böylece işlemin operatör bağımlılığını azaltarak incelemeyi standartize ederek tekrarlanabilir kılar (61).

2B US' de görüntüler, düz anatomik kesit, video monitörü veya film üzerinde gösterilir. 2B US ile yapılan kantitatif volüm ölçümleri değişik ve yetersiz sonuçlar verebilmektedir. 3B US ile tam ve doğru, tekrarlanabilir şekilde ölçümler yapılabilir. 3B US görüntülemesinde başlangıçta en uygun planlama yapılamasa da, anatomik yapılar ve patolojik görünüm 2B US'ye göre daha iyi gösterilebilir (61,62).

3B US ile tek bir nefeste görüntüler elde edildiğinden tek bir tarama ile multiplanar görüntüler elde edilebilir. Buda uzun süre nefesini tutamayan hastalarda faydalı olabilir (63).

3B US Teknikleri

3B görüntüleme, 2B US ile elde edilen görüntülerin birleştirilmesiyle elde edilir. Çok yaygın şekilde tek US taramasıyla elde edilen 2B US görüntülerin rekonstrüksiyonu ile 3B görüntüler elde edilir. Kullanılan metoda bakılmaksızın bilinmelidir ki 2B imajlar elde edilirkenki hız, hareket artefaktları ile her 2B imajın açısı ve pozisyonu arasında ilişki vardır. Bu iki ölçüt dikkate alınmazsa 3B imajlar yetersiz olur (61).

4 tip 3B US bilgi toplama sistemi vardır(61).

1-Tracked Freehand Sistemi (TFS)(Paletli serbest el sistemi):

Operatör incelenecek olan anatomik alanı değerlendirmeye başlar. Görüntüler tranduser hareket ettirildikçe sıralanır. Bu işlem esnasında US tranduserinin açlandırılması ve doğru pozisyonu, imajların sıralanması için oldukça önemlidir. Bu esnada operatör görüntülemeye boşlukların olmamasına özen göstermelidir.

Acoustic tracking, artiküler kollu ve manyetik alan tracking olmak üzere 3 temel TFS mevcuttur. Bu günlerde en başarılı TFS, manyetik alan trackingtir. Bu manyetik alan sisteminde, boşlukta değişik manyetik alanlar üreten verici sitemi ile üretilen manyetik alanı alan genişliği ölçen 3 düzlemde kayıt yapabilecek koil içeren alıcıdan oluşur. Lokal manyetik alanı saptayan alıcının pozisyonu ve açlandırılması vericiye bağlıdır. Başarılı 3B rekonstrüksiyon elektromanyetik karışıklığın minimal olmasıyla sağlanabilir. Verici, alıcı tarafından kapatılmamalıdır ve ortamda ferröz veya yüksek iletken metaller bulundurulmamalıdır.

2-Untracked Freehand Systems:

Bu sistemde, 3B görüntüler operatörün hiçbir mekanik bir yöntem olmadan, transduceri düzgün ve sarsmadan hareket ettirmesi esnasında elde edilen 2B görüntülerin sıralanmasıyla elde edilir. Bu teknik operatör için çok uygundur. Görüntü kalitesi uygulayıcıya bağlı olarak değişken olup operatörün transduceri kullanımı esnasında sarsmamasına bağlıdır. Genişlik ve volüm gibi geometrik ölçümlerde yetersizlik olabilir.

3-Mekanik Toplayıcılar:

Bu yöntemde transducer mekanik olarak itilir veya çevrilir ve 2B görüntüler uzaysal veya açılı aralıklarla sıralanır. Bu mekanik transducer cihazının kullanımı zordur. Ancak mekanik tarayıcılarla elde edilen görüntülerin geometrik olarak yeterli olmasını sağlar. Bu günlerde bu cihazların intrakaviter ve intraluminal taramalarını yapan tarayıcılar da geliştirilmiştir. Bu son sayılan tarayıcılarda inceleme alanı küçük ve hareket artefaktı daha az problemdir.

3 farklı tarama tekniği bulunmaktadır.

- a. Lineer tarama:** Hasta cildine yerleştirilen transducer mekanik tarayıcı yardımıyla hareket ettirilir. Bu tekniğin avantajları vardır. Örneğin; transducer vertikal plan boyunca açılabilir. Böylece 3B RDUS ve PDUS incelemeleri yapılabilir. Lineer tarama ile 2B görüntüler elde edilirken, belirli aralıklarla birbirine paralel imajlar sıralanır ve 3B rekonstrüksiyon hızlı ve etkin bir biçimde yapılabilir.
- b. Açılı tarama:** Cilde yerleştirilen transducer belirli açılı aralıklarıyla hareket ettirilerek 2B görüntüler elde edilir. Bu görüntüler fan şeklinde dizilir. Açılı tarama esnasında boşluklarda artış olursa ve derinlik artarsa rezolüsyon azalır.

c. Rotasyonel tarama: Transduser santral aksta rotasyona tabi tutulur.

Sıralanan imajlar pervane şeklidir. Örneklenecek alan büyüdükçe ve rotasyon aksı artıkça rezolüsyon azalır. Ek olarak rotasyonel aks boyunca görüntülerin sıralanması sebebiyle 3B imajın sadece santralinde hafif düzeyli artefakt oluşur.

4-Gerçek Zamanlı 3B Tarama (4 boyutlu US):

İlk üç bilgi toplama sisteminde mekanik hareket ile 3B görüntüler elde edilmektedir. Bunun alternatifi olarak kare ve ya dairesel şekilli sabit transduser ile elektronik taramadır. Bu sistemde US pulsları piramidal veya konikaldir. Gerçek zamanlı olarak bu tarama bilgileri ile rekonstrüksiyon işlemi gerçekleştirilir ve 3B US verileri elde edilir.

Görüntü Rekonstrüksiyon Teknikleri

3B rekonstrüksiyon işlemleri, 2B imajların sıralanmasıyla elde edilir. 3B rekonstrüksiyonda 2 metot kullanılmaktadır (61).

1. Surface model,
2. Voksel based volüm

1. 3B Surface Model:

Operatör tarafından manuel veya bilgisayar destekli algoritmalar ile 2B imajlar üzerinde incelenecek olan alanın dış sınırları belirlenir. Bu incelenecek sınırların çevre dokulardan ayrımını sağlamak için renk veya değer olarak kodlanır, o alanın anatomisinin 3B surface modeli yapılır ve görüntülenir. Bu yaklaşımın ana avantajı, 3B veri miktarının az olmasıdır. İncelenecek olan dokunun sadece sınırları için gerekli olan verilere ihtiyaç duyulur. Böylece 3B rekonstrüksiyonu için gerekli olan süreyi kısaltır, bu da uygulayıcı için büyük bir avantajdır. Diğer bir avantaj ise dokular arası kontrastı arttırmasıdır. Bununla birlikte artmış kontrast, görüntülerde

başka bir anlama ve yanlışlara neden olabilir, bu da hafif düzeyli doku farklılıklarını silmesi nedeniyle önemli bilgilerin kaybı demektir. Ek olarak sınırların manuel saptanması yorucu ve zaman alıcı olabilir.

2. Voxel-Based Volume Model:

En çok kullanılan metottur. Bilgisayar 3B voksel based volüm oluşturur, oluşan bu volüm içerisinde her bir sıralanan 2B görüntü volüm içerisinde doğru lokalizasyona yerleştirilir. Bu işlem 3B rekonstrüksiyon esnasında orijinal bilgileri verir ve farklı rendering tekniklerine olanak sağlar. Ne yazık ki bu tekniğin önemli bir dezavantajı vardır ki çok geniş, veri dosyaları gerektirir, işlemcisi yavaştır ve çok geniş bir bilgisayar hafızasına ihtiyaç duyar.

İmaj Gösterme Teknikleri

3B imajlarda patolojilerin tespiti, uygun rendering tekniğinin kullanılmasına bağlıdır. 4 ana teknik mevcuttur(61).

1. Surface Rendering:

Bu teknikte operatör manuel veya uygun algoritmalar ile incelenecek olan yapının sınırlarını saptar, sonra bu alanın framelerini bilgisayara yükler. Böylece yapının yüzeysel şekilleri incelenir.

2. Multiplanar Reformatting:

Önce 3B voksel volümü yüklenir, görüntü bilgileri iki planlı reformat tekniği ile değerlendirilir. Operatör için en popüler olan teknik ise üç düzlemde alınan imajlardır. Bu planları operatör bilgisayarda değiştirerek, incelemek istediği yapıları, istediği planda değerlendirebilir. Bu tekniğin temel avantajı hızlı ve basit oluşudur. İkinci bir teknik ise (texture mapping) 3B görüntülerin polyhedron (çokyüzlü) olarak görüntülenmesidir. Bu teknikte uygun görüntüleme planı, polyhedronun her bir

yüzünün boyalı olarak görüldüğü şeklidir. Bunun avantajı operatör daima anatomik yapıya göre planı manuple edebilir.

3. Kombine Surface Rendering ve Multiplanar Reformasyon:

Teknolojideki gelişmelerle bu yöntem geliştirilmiş olup, 3B bilgilere multiplanar reformasyon yaparken aynı anda surface tekniği uygulanabilir.

4. Volume Rendering:

3B voksel based volüm imajların birleştirilmesiyle elde edilir. Kullanılan algoritmaya göre geniş spektrumda görüntü özellikleri vardır. Örneğin voksel değeri bir ile çarpılır ve değerler toplanır ve radyografi benzeri görüntü elde edilebilir. Voksel değerleri seçilen faktörlerle çarpılır ve değişik derecelerde translusensi elde edilir. Maximum-Intensity-Projection (MIP) imajları vokseldeki en yüksek intesitenin gösterilmesiyle elde edilir. Optimal sonuçlar doku ve çevre yapılar arasındaki kontrastın iyi olduğu zamanlarda elde edilir. (örneği sıvı gibi)

3B US İncelemenin Sınırlamaları

3B US bilgi toplama teknikleri, konvansiyonel US tekniklerine göre çok yavaştır. Toplanan bilgilerin sonuçları tipik olarak daha büyüktür ve mekanik transducer kullanıldığı zamanlarda işlemi yapan kullanıcı için de zor bir tekniktir. Ek olarak bilgi toplama yazılımları sıklıkla konvansiyonel US den daha fazla input gerektirir. Elde edilen bu geniş veriler büyük bilgi arşivi gerektirir. Farklı bilgisayar algoritmaları 3B bilgi rekonstrüksiyonlarını farklı hızlarda gerçekleştirir. Üretilen görüntülerin çoğu hemen elde edilirken diğer görüntülerin oluşması için birkaç dakika gerekmektedir. 3B görüntü oluşumu beklerken hayal kırıklığına uğramamak için US görüntüleri alınırken dikkatli olunmalıdır. Görüntü bilgileri farklı algoritma ve perspektiflerle elde edilmesi nedeniyle imaj hazırlık işlemleri uzun sürebilir.

Deneyimsiz kullanıcılar en iyi algoritmayı ve görüntü verisini elde edene kadar ekstra zaman harcayabilir (61).

Konvansiyonel 2B US'de operatör organın görünebilirliğini artırmak için farklı teknikler kullanabilir. Bunlar; kompresyon, hasta pozisyonu değiştirilmesi, nefes alıp verme gibi tekniklerdir. Bu tekniklerin 3B US'de uygulanması zor olabilir. Normalde 2B US incelemesinde görülen taş-gaz gibi yapıların arkasında oluşan açı bağımlı akustik gölgelenme artefaktları tanı koydurucudur. Deneyimli ellerde bu artefaktlar 3B US ile de gösterilebilir. Ancak US demeti uygun açıyla kullanılmazsa artefakt oluşmaz, bu nedenle tanıda yanılgılara neden olabilir (61).

GÖRÜNTÜLEME ARTEFAKTLARI

Görüntüleme artefaktlarının görünümü ve nedenlerinin saptanması, uygulayıcıya artefakt sayısında azalmaya, tanısal prosedürlere etkisinin azaltılmasına ve doğru tanı konulmasına yardımcı olur. 3B görüntüleme artefaktları, yanlış pozisyon veya angulasyona bağlı olarak 2B imajların sıralandığı görüntü toplanması esnasında oluşur. Bu sıklıkla, işlem esnasında ani hasta hareketi veya transduserin hareketi esnasında istenmeyen hareket ile oluşur. Hasta hareketinden bağımsız olarak, kardiyak hareket, respiratuar hareket ve intestinal peristaltizme bağlı olarak ta artefaktlar izlenebilir. Bu istenmeyen harekete bağlı olarak 3B görüntülerde distorsiyonlar izlenir. Genelde hızlı veri alınması bu artefaktların oluşmasını kısmen azaltır (61).

Konvansiyonel 2B US'de izlenen artefaktlar aynı mekanizma ile 3B görüntülemelerde de artefaktlara neden olabilir. Örneğin kistin posteriorunda akustik güçlenme, taşın posteriorunda izlenen akustik gölgelenme gibi. Bu durum genelde tek yönlü ve bir kez yapılan rekonstrüksiyon işlemlerinde izlenir. Bu durumda bu artefakt görünümünün kaynağı saptanamazsa yalancı lezyon görünümüne neden

olabilir. Farklı açılarda tarama bu artefaktların kaynağını saptayabilir ve yalancı lezyon görünümünü önler. Ring down, ayna hayali artefaktı gibi diğer US artefaktları 3B US’de sıklıkla izlenmez (61,63).

Optimal Görüntüleme Önerileri

Sayılan maddelerin dikkatli uygulanması imaj kalitesini artırır ve artefaktları en aza indirir.

1. İncelenecek olan alan 2B US ile başlangıçta taranarak anatomik yapı belirlenir. Böylece en uygun tarama açıları ve lezyon sınırları hakkında bilgi edinilir. Hastaya solunum tutturulup hareketler azaltılır. 2B US parametreleri optimize edilir.
2. Makine kalibrasyonu yapılmalıdır.
3. Eğer magnetic field tracking sistemi kullanılacaksa çevrede manyetik alan distorsiyonu yapabilecek materyaller uzaklaştırılır.
4. Hasta ve uygulayıcı mekanik görüntüleme esnasında hareketsiz olmalıdır.
5. Görüntüleme sonrası her bir 3B imaj hareket artefaktı için kontrol edilmelidir.
6. Bol ve sıcak jel kullanarak artefaktlar minimize edilmelidir (61).

4.GEREÇ VE YÖNTEM

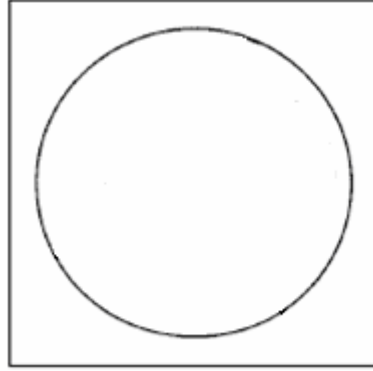
Bu çalışma Ocak 2004-Ocak 2005 tarihleri arasında Fırat Üniversitesi Tıp Merkezi Radyoloji Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Bu süre içerisinde US polikliniğine başvuran hastalardan FKL saptananlara US incelemesi esnasında 2B ve 3B US ve Doppler incelemeleri yapıldı. Daha sonra hastalar takibe alınarak saptanan lezyonların radyolojik görüntülemeye tipik görünümleriyle veya patolojik inceleme ile tanı konularak çalışmaya dâhil edildi. 33 kadın, 29 erkek toplam 62 hastada tespit edilen 14 benign, 48 malign, 62 KC kitlesine inceleme yapıldı

B-mod RDUS, PDUS ve DFG görüntülemeleri Toshiba Applio SSA 770A/80 (Tokyo, Japon) cihazı 2–5 MHz multifrekans geniş band konveks şekilli transduser ile yapıldı.

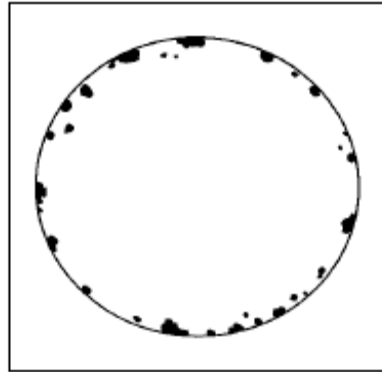
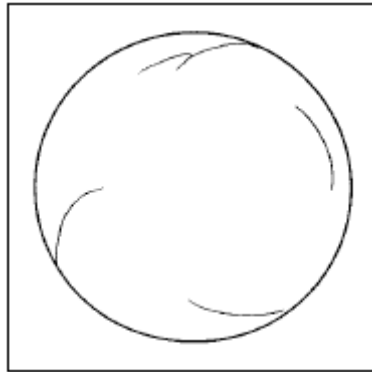
Hasta sırtüstü veya sol lateral dekübitis yatar pozisyonda iken 2B gri-skala sonografik incelenme ile işleme başlandı. Kitle saptandığında aksiyal planda en geniş boyutları ve alan ölçümü yapıldı. Kitle lokalizasyonu, konturu ve sınır özellikleri ile internal eko yapısı değerlendirildi. 2B incelemelerde en iyi elde olunan görüntüler dondurulup cihaz hafızasına kaydedildi. B- mod inceleme ile saptanan kitle daha sonra 2B ve 3B RDUS, PDUS ve DFG ile değerlendirildi. Hastalardan nefeslerini tutmaları istendi (10- 30 saniye süren). Kitlenin vaskülaritesinin değerlendirileceği en uygun Doppler ayarları sağlanarak incelemeler yapıldı. 3B incelemelerde serbest el tekniği kullanarak volüm yüklenmesi yapıldı (Gri-skala US, RDUS, PDUS, DFI için ayrı ayrı). Bu volüm bilgileri ayrı ayrı cihaz hafızasına kaydedildi. Daha sonra cihaz hafızasındaki volümler yaklaşık 5–20 dakika süren reformasyon işlemine tabii tutulup 3B volümleri incelendi. Ve uygun görüntüler 2B görüntü olarak cihaz hafızasına kaydedildi. Birden fazla karaciğer kitlesi saptanan olgularda yüzeye en

yakın olan ve en büyük kitle lezyonu incelemeye tabii tutuldu. Tüm incelemeler aynı kişi tarafından yapıldı.

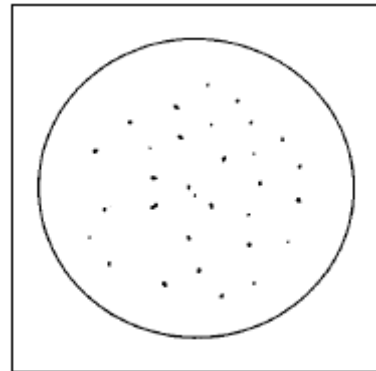
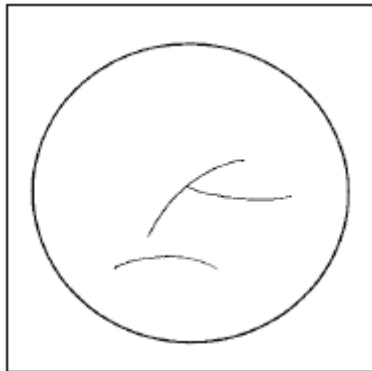
Kitleler kanlanma paternlerine göre 3 tipte kategorize edildi (Şekil 5,6,7). Tip I- Kitle içerisinde ve periferinde vaskülaritenin izlenmediği, Tip II- Kitle periferinde vaskülaritenin izlendiği, Tip III- Kitle içerisinde vaskülaritenin izlendiği tip.



A.



B.



C.

Şekil 5: Doppler ultrasonografide izlenen akım paternleri A. Tip I Avasküler patern, B. Tip II periferik vaskülerite paterni, C. Tip III intratümöral akım paterni (73 numaralı kaynaktan modifiye edilerek alınmıştır.)

Lezyonların tanısı, kanlanma paternleri arasındaki ilişki istatistiksel olarak analiz edildi. İstatistiksel değerlendirme SPSS 12.00 programı ile yapıldı. 2B Doppler ile 3B Doppler bulgularının karşılaştırması işlemlerin tümünün yapıldığı 51 hasta üzerinden yapıldı. 2B Doppler bulgularının kendi içindeki istatistiksel hesaplamaları ise tüm hastaların 2B Doppler incelemelerinin tam olması nedeniyle 62 hasta üzerinden hesaplandı. Doppler incelemelerinin birbiriyle uyumu için kappa testi, incelemeler arasındaki farklılık için Wilcoxon ve ki-kare testi yapıldı. Farklılık için 0.05 değerinin altında çıkan sonuçlar anlamlı olarak değerlendirildi.

5.BULGULAR

Ocak 2004-Ocak 2005 tarihleri arasında FKL olan 33'ü kadın, 29'i erkek toplam 62 (yaş ortalaması 58.2±14.1 yıl) olgu çalışmaya kabul edildi. Patolojik inceleme veya lezyonların radyolojik görüntülemeye tipik görünümüne göre 14'ü benign (%22.6), 48'si malign (%77.4) tanı aldı. 14 benign (%22.6) lezyonun 12'si hemanjiyom (%19.4), 1'i lipom (%1.6), 1'i inflamatuvar pseudotümördü (%1.6). 48 malign (%77.4) lezyonun 33'ü metastaz (%53.2), 15'i HCC kitlesiydi (%24.2). Metastatik tümörlerin primer odakları, 13'ü kolon kanseri, 4'ü mide kanseri, 3'ü meme kanseri, 3'ü akciğer kanseri, 3'ü nöroendokrin tümör, 2'si lenfoma, 1' safra kesesi, 1'i renal hücreli kanser, 1'i pankreas kanseri, 1'i mesane kanseri, 1'i Ewing kanseriydi. 62 olgunun 48'i (%79) biyopsi, 12'si (%19.4) Dinamik BT, 1'i (%1.6) BT ve MR bulguları ile tanı aldı. Olgular ve olgulara ait veriler özet olarak tabloda sunulmuştur (Tablo 8).

62 olgunun 51'ine (%82.2) 2B ve 3B Doppler incelemelerinin hepsi yapılabildi. 11 olguda (%17.8) işlemler olguların yetersiz nefes tutuşu (5 olgu, % 45.4), intraabdominal aşırı gaz varlığı (2 olgu, % 18.2) ve KC sol lop yerleşimli lezyonlarda (4 olgu, %36.4) kardiyak pulsasyon nedeniyle, volümlerde oluşan aşırı artefaktlar nedeniyle 3B incelemeler tamamlanamadı.

Saptanan kitlelerin 34'ü hiperekoik (%54.8), 16'sı hipoekoik (%25.8), 12'si izoekoik (%19.4) idi. Lezyonların ortalama boyutları (2B imajlarda en geniş olarak izlendiği yerdeki iki boyutu) 40 mm (14–127 mm) ile 51 mm (18–163 mm), ciltten derinlikleri 2–11 cm arasında değişmekteydi.

Tablo 8: Olgular ve Olgulara Ait Verilerin Özeti

Olgu	Yaş	Cinsiyet	Tanı	Tanı Yöntemi	Eko Paterni	2B RDUS	2B PDUS	2B DFG	3B RDUS	3B PDUS	3B DFG
1.	65	E	HCC	Biyopsi	Hipoekoik	III	III	III	III	III	III
2.	46	E	HCC	Biyopsi	İzoekoik	III	III	III			
3.	75	K	HCC	Biyopsi	Hipoekoik	III	III	III	III	III	III
4.	52	E	HCC	Biyopsi	Hipoekoik	III	III	III	III	III	III
5.	75	K	HCC	Biyopsi	İzoekoik	III	III	III			
6.	64	E	HCC	Biyopsi	İzoekoik	III	III	III	III	III	III
7.	65	E	HCC	Biyopsi	Hipoekoik	III	III	III	III	III	III
8.	72	E	HCC	Biyopsi	İzoekoik	III	III	III	III	III	III
9.	65	K	HCC	Biyopsi	İzoekoik	III	III	III	III	III	III
10.	62	K	HCC	Biyopsi	Hipoekoik	II	II	II	III	III	III
11.	53	K	HCC	Biyopsi	Hiperekoik	III	III	III	III	III	III
12.	65	E	HCC	Biyopsi	İzoekoik	III	III	III	III	III	III
13.	63	E	HCC	Biyopsi	Hiperekoik	III	III	III	III	III	III
14.	62	E	HCC	Biyopsi	Hipoekoik	III	III	III	III	III	III
15.	74	K	HCC	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
16.	49	K	HEMANJİYOM	Dinamik BT	Hiperekoik	I	I	I	I	I	I
17.	75	K	HEMANJİYOM	Dinamik BT	Hiperekoik	II	III	III	II	III	III
18.	52	K	HEMANJİYOM	Dinamik BT	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
19.	53	K	HEMANJİYOM	Dinamik BT	Hiperekoik	II	II	II			
20.	46	K	HEMANJİYOM	Dinamik BT	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
21.	44	K	HEMANJİYOM	Dinamik BT	Hiperekoik	I	I	I	II	II	II
22.	43	E	HEMANJİYOM	Dinamik BT	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
23.	54	K	HEMANJİYOM	Dinamik BT	Hiperekoik	I	I	I			
24.	49	K	HEMANJİYOM	Biyopsi	Hipoekoik	II	III	III	II	III	III
25.	60	E	HEMANJİYOM	Dinamik BT	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
26.	41	K	HEMANJİYOM	Dinamik BT	Hiperekoik	II	II	II	III	III	III
27.	59	K	HEMANJİYOM	Dinamik BT	Hipoekoik	II	II	II	III	III	III
28.	53	E	METASTAZ-Kolon	Biyopsi	İzoekoik	II	II	II	II	II	II
29.	29	K	METASTAZ-Kolon	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II	II	II	III
30.	73	E	METASTAZ-Kolon	Biyopsi	Hipoekoik	II	II	II	II	II	II

31.	72	K	METASTAZ- Kolon	Biyopsi	Hipoekoik	III	III	III			
32.	69	E	METASTAZ- Kolon	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II			
33.	76	E	METASTAZ- Kolon	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
34.	31	K	METASTAZ- Kolon	Biyopsi	Hiperekoik	III	III	III	III	III	III
35.	72	E	METASTAZ- Kolon	Biyopsi	Hiperekoik	III	III	III	III	III	III
36.	61	E	METASTAZ- Kolon	Biyopsi	İzoekoik	II	II	II	II	II	II
37.	71	E	METASTAZ- Kolon	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II	III	III	III
38.	67	E	METASTAZ- Kolon	Biyopsi	İzoekoik	II	II	II	II	II	II
39.	71	E	METASTAZ- Kolon	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
40.	58	E	METASTAZ- Kolon	Biyopsi	Hiperekoik	III	III	III	III	III	III
41.	73	E	METASTAZ-Mide	Biyopsi	İzoekoik	II	II	II	II	II	III
42.	55	E	METASTAZ- Mide	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
43.	59	K	METASTAZ- Mide	Biyopsi	Hipoekoik	II	II	II	II	III	III
44.	75	K	METASTAZ- Mide	Biyopsi	Hiperekoik	III	III	III	III	III	III
45.	51	K	METASTAZ-Meme	Biyopsi	Hipoekoik	II	II	II	II	II	II
46.	34	K	METASTAZ- Meme	Biyopsi	Hipoekoik	II	II	II	III	III	III
47.	55	K	METASTAZ- Meme	Biyopsi	Hipoekoik	II	II	II	II	II	II
48.	73	K	METASTAZ-AC Ca	Biyopsi	Hipoekoik	III	III	III	III	III	III
49.	78	K	METASTAZ-AC Ca	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
50.	53	K	METASTAZ-AC Ca	Dinamik BT	Hipoekoik	I	I	I	II	II	II
51.	78	K	METASTAZ-Nöroendokrin tm	Biyopsi	Hiperekoik	III	III	III			
52.	73	E	METASTAZ-Nöroendokrin tm	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
53.	46	E	METASTAZ-Nöroendokrin tm	Biyopsi	Hiperekoik	III	III	III			
54.	35	K	METASTAZ-Lenfoma	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
55.	39	E	METASTAZ-Lenfoma	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II			
56.	39	K	METASTAZ-Safra kesesi Tm	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
57.	62	K	METASTAZ-RCC	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II	II	II	II
58.	75	K	METASTAZ-Pankreas Ca	Biyopsi	İzoekoik	III	III	III	III	III	III
59.	63	E	METASTAZ-MESANE	Biyopsi	İzoekoik	II	II	II	III	III	III
60.	49	E	METASTAZ-EWİNG	Biyopsi	Hiperekoik	II	II	II			III
61.	46	K	LİPOM	BT ve MR	Hiperekoik	I	I	I	I	I	I
62.	16	E	İNFLAMATUAR TM	Biyopsi	Hiperekoik	III	III	III			

2B incelemelere yönelik yapılan istatistiksel analizlerde, 2B RDUS ile 2B PDUS ($p=0.157$), 2B RDUS ile 2B DFG ($p=0.157$), 2B PDUS ile 2B DFG ($p=1$) incelemeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmedi.

2B Doppler incelemelerinde, 2B RDUS ile 2B PDUS ($\kappa=0.942$), 2B RDUS ile 2B DFG ($\kappa=0.942$) ve 2B PDUS ile 2B DFG ($\kappa=1$) arasında yüksek düzeyde uyum izlendi. En yüksek uyum 2B PDUS ile 2B DFG arasında izlendi.

3B incelemelere yönelik yapılan istatistiksel analizlerde, 3B RDUS ile 3B PDUS ($p=0.083$), 3B PDUS ile 3B DFG ($p=0.157$) incelemeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmedi. 3B RDUS ile 3B DFG ($p=0.025$) incelemeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlendi.

3B Doppler incelemelerinde, 3B RDUS ile 3B PDUS ($\kappa=0.891$), 3B RDUS ile 3B DFG ($\kappa=0.819$) ve 3B PDUS ile 3B DFG ($\kappa=0.926$) arasında yüksek düzeyde uyum izlendi. En yüksek uyum 3B PDUS ile 3B DFG arasında izlendi.

2B ve 3B Doppler incelemeleri arasında aynı Doppler modalitesi için 2B RDUS ile 3B RDUS ($p=0.005$), 2B PDUS ile 3B PDUS ($p=0.003$), 2B DFG ile 3B DFG ($p=0.001$) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlendi (Tablo 9)

2B ve 3B Doppler incelemeleri arasında aynı Doppler modalitesi için 2B RDUS ile 3B RDUS ($\kappa=0.713$) ile 2B PDUS ile 3B PDUS ($\kappa=0.685$) ve 2B DFG ile 3B DFG ($\kappa=0.619$) arasında orta düzeyde uyum izlendi. 2B RDUS ile 3B RDUS arasında en yüksek, 2B DFG ile 3B DFG arasında en düşük uyum izlendi.

Tablo 9: Aynı Doppler modalitesi için 2B ve 3B Doppler incelemelerinde olgularda saptanan akım paternlerinin sayıları ve incelemelerin birbiriyle karşılaştırılması.

A. 2B RDUS ile 3B RDUS, B. 2B PDUS ile 3B PDUS, C. 2B DFG ile 3B DFG incelemelerinin karşılaştırılması.

A.

3B RDUS					
		TipI (Avasküler)	TipII (Periferal)	TipIII (İnternal)	TOPLAM
2B RDUS	TipI (Avasküler)	2			4
	TipII (Periferal)		24	6	30
	TipIII (İnternal)			17	17
	TOPLAM	2	26	23	51

B.

3B PDUS					
		TipI (Avasküler)	TipII (Periferal)	TipIII (İnternal)	TOPLAM
2B PDUS	TipI (Avasküler)	2	2		4
	TipII (Periferal)		21	7	28
	TipIII (İnternal)			19	19
	TOPLAM	2	23	26	51

C.

3B DFG					
		TipI (Avasküler)	TipII (Periferal)	TipIII (İnternal)	TOPLAM
2B DFG	TipI (Avasküler)	2	2		4
	TipII (Periferal)		19	9	28
	TipIII (İnternal)			19	19
	TOPLAM	2	21	28	51

12 hemanjiyom olgusunda en çok görülen akım tipi Tip II periferel akım paterni idi (Tüm incelemelerde %50-%70 arasında değişen oranlarda). 2 hemanjiom olgusunda 2B incelemelerde Tip II periferel akım paterni izlenirken, 3B Doppler incelemelerinde Tip III internal akım paterni izlendi (Şekil 8).

14 HCC olgusunda, en çok görülen akım tipi Tip III internal akım paterni idi (Tüm incelemelerde %86.7-%92.3 arasında değişen oranlarda). 1 olguda ise 2B Doppler incelemelerinde Tip II periferel akım paterni izlenirken, 3B Doppler incelemelerinde Tip III internal akım paterni izlendi (Şekil 9).

33 metastaz olgusunda en çok görülen akım tipi Tip II periferel akım paterni idi (Tüm incelemelerde %55.6-%69.7 arasında değişen oranlarda). 3 olguda 2B Doppler incelemelerinde Tip II periferel akım paterni izlenirken, 3B Doppler incelemelerinde Tip III internal akım paterni izlendi.

Metastatik lezyonların 19'u hiperekoik (%57.6), 8'i hipoekoik (%24.2), 6'sı izoekoik (%18.2) idi. Hiperekoik metastazlarda %68.4, izoekoik metastazlarda %83.3, hipoekoik metastazlarda %62,5 oranında Tip II periferel akım paterni izlendi.

Olguların tanılara göre her bir Doppler incelemesinde izlenen akım paternleri ve oranları tablolarda sunulmuştur (Tablo 10).

Tablo 10: Olguların tanılarına göre her bir Doppler incelemesinde izlenen akım paternlerinin sayıları ve oranları.

A. 2B RDUS ile, B. 2B PDUS ile, C. 2B DFG ile, D. 3B RDUS ile, E. 3B PDUS ile, F. 3DFG ile yapılan incelemelerde tümör tanıları ve akım paternlerinin sayı ve oranları oranları.

A.

2B RDUS						
		Tip I (Avasküler)		TipII (Peripheral)	TipIII (İnternal)	TOPLAM
TANI	HCC	Sayı (%)	2 (%13.3)		13 (%86.7)	15 (%100.0)
	Metastaz	Sayı (%)	1 (%3.0)	23 (%69.7)	9 (%27.3)	33 (%100.0)
	Hemanjiyom	Sayı (%)	3 (%25.0)	9 (%75.0)		12 (%100.0)
	Benign Tm (Lipom, İnf. Tm)	Sayı (%)	1 (%50.0)		1 (%50.0)	2 (%100.0)
	TOPLAM	Sayı (%)	5 (%8.1)	34 (%54.8)	23 (%37.1)	62 (%100.0)

B.

2B PDUS						
		TipI (Avasküler)		TipII (Peripheral)	TipIII (Internal)	TOPLAM
TANI	HCC	Sayı (%)	2 (%13,3)		13 (%86,7)	15 (%100,0)
	Metastaz	Sayı (%)	1 (%3,0)	23 (%69,7)	9 (%27,3)	33 (%100,0)
	Hemanjiyom	Sayı (%)	3 (%25,0)	7 (%58,3)	2 (%16,7)	12 (%100,0)
	Benign Tm (Lipom, İnf.Tm)	Sayı (%)	1 (%50,0)		1 (50,0%)	2 (%100,0)
	TOPLAM	Sayı (%)	5 (%8,1)	32 (%51,6)	25 (%40,3)	62 (%100,0)

C.

2B DFG						
		TipI (Avasküler)		TipII (Peripheral)	TipIII (Internal)	TOPLAM
TANI	HCC	Sayı (%)	2 (%13,3)		13 (%86,7)	15 (%100,0)
	Metastaz	Sayı (%)	1 (%3,0)	23 (%69,7)	9 (%27,3)	33 (%100,0)
	Hemanjiyom	Sayı (%)	3 (%25,0)	7 (%58,3)	2 (%16,7)	12 (%100,0)
	Benign Tm (Lipom, İnf.Tm)	Sayı (%)	1 (%50,0)		1 (50,0%)	2 (%100,0)
	TOPLAM	Sayı (%)	5 (%8,1)	32 (%51,6)	25 (%40,3)	62 (%100,0)

D.

3B RDUS						
		Tip I (Avasküler)		TipII (Peripheral)	TipIII (Internal)	TOPLAM
TANI	HCC	Sayı (%)		1 (%7,7)	12 (%92,3)	13 (%100.0)
	Metastaz	Sayı (%)		18 (%66.7)	9 (%33.3)	27 (%100.0)
	Hemanjiyom	Sayı (%)	1 (%10.0)	7 (%70.0)	2(%20.0)	10 (%100.0)
	Benign Tm (Lipom, İnf. Tm)	Sayı (%)	1 (%100.0)			1 (%100.0)
	TOPLAM	Sayı (%)	2 (%3,9)	26 (%51.0)	22 (%45.1)	51 (%100,0)

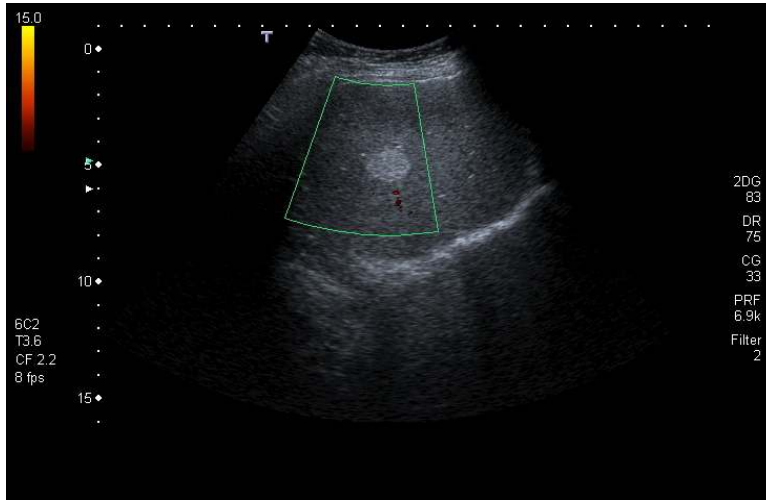
E.

3B PDUS						
		Tip I (Avasküler)		TipII (Peripheral)	TipIII (İnternal)	TOPLAM
TANI	HCC	Sayı (%)		1 (%7,7)	12 (%92,3)	13 (%100.0)
	Metastaz	Sayı (%)		17 (%63)	10 (%37)	27 (%100,0)
	Hemanjiyom	Sayı (%)	1 (%10.0)	5 (%50.0)	4 (%40.0)	10 (%100,0)
	Benign Tm (Lipom, İnf.Tm)	Sayı (%)	1 (%100.0)			1 (%100.0)
	TOPLAM	Sayı (%)	2 (%3.9)	23 (%45.1)	26 (%51.0)	51 (%100,0)

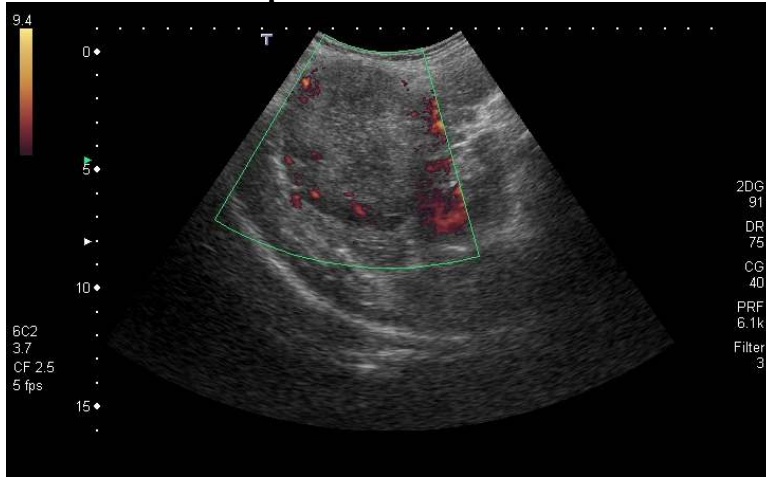
F.

3B DFG						
		Tip I (Avasküler)		TipII (Peripheral)	TipIII (Internal)	TOPLAM
TANI	HCC	Sayı (%)		1 (%7,7)	12 (%92,3)	13 (%100.0)
	Metastaz	Sayı (%)		15 (%55.6)	12 (%44.4)	27 (%100,0)
	Hemanjiyom	Sayı (%)	1 (%10.0)	5 (%50.0)	4 (%40.0)	10 (%100,0)
	Benign Tm (Lipom, İnf.Tm)	Sayı (%)	1 (%100.0)			1(%100.0)
	TOPLAM	Sayı (%)	2 (%3.9)	21(%41,2)	25 (%54.9)	51 (%100,0)

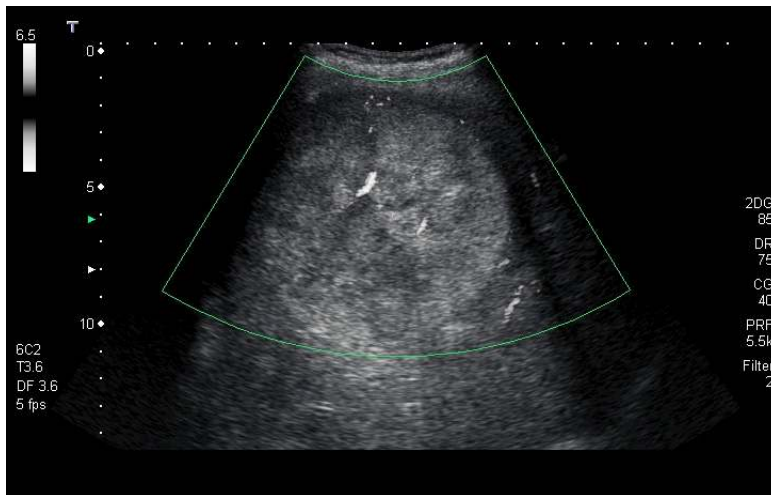
5. OLGU ÖRNEKLERİ



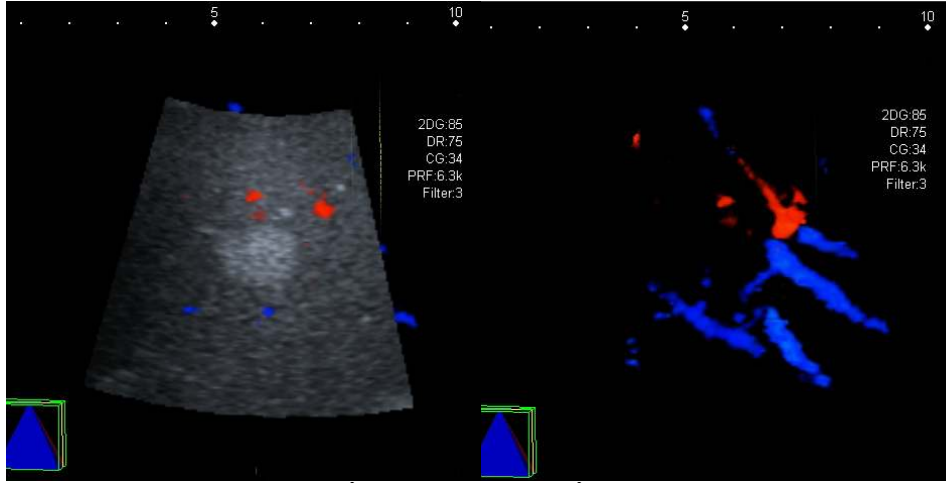
Şekil 6a,b,c: 2B Doppler İncelemelerinde Akım Paternlerinin Görünümü
6a: 2B PDUS'de Tip I Avasküler Akım Paterni



Şekil 6b: 2B PDUS'de Tip II Periferik Akım Paterni

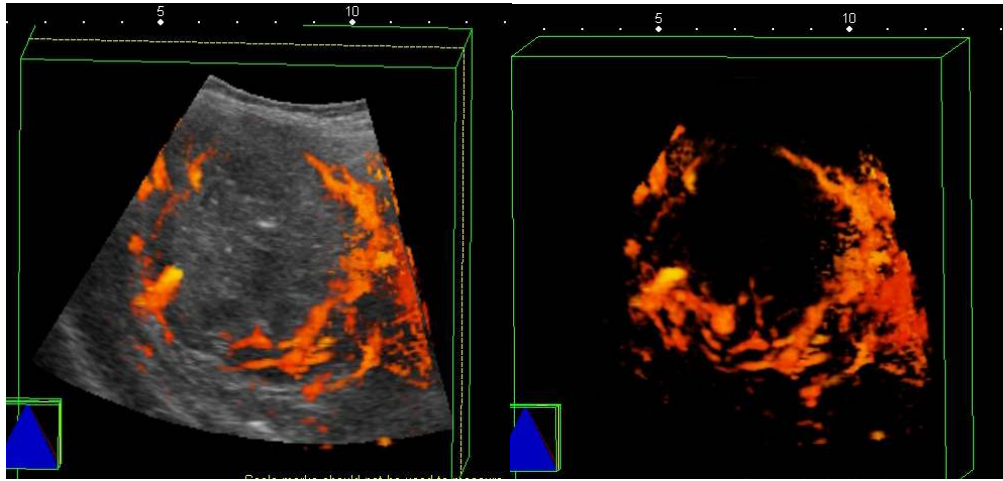


Şekil 6c: 2B DFG'de Tip III İnternal Akım Paterni

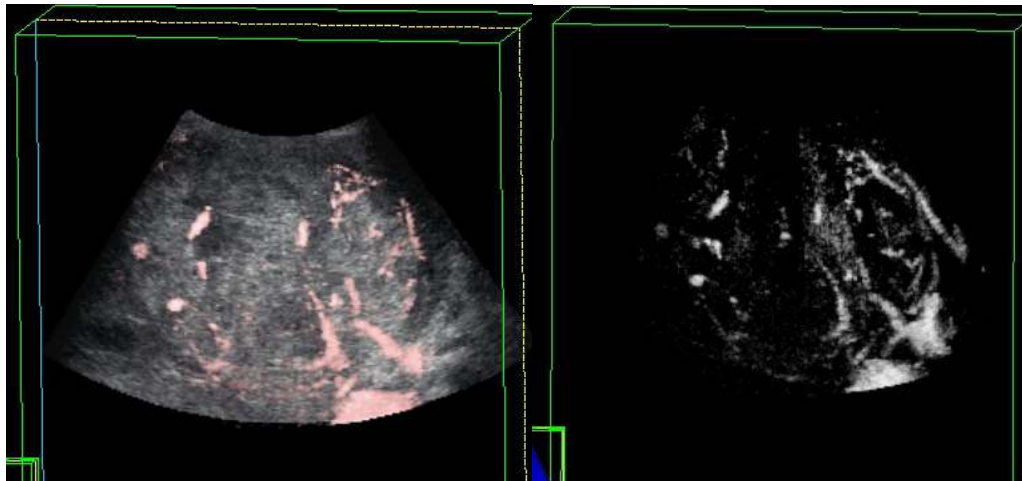


Şekil 7a,b,c: 3B Doppler İncelemelerinde İzlenen Akım Paternleri

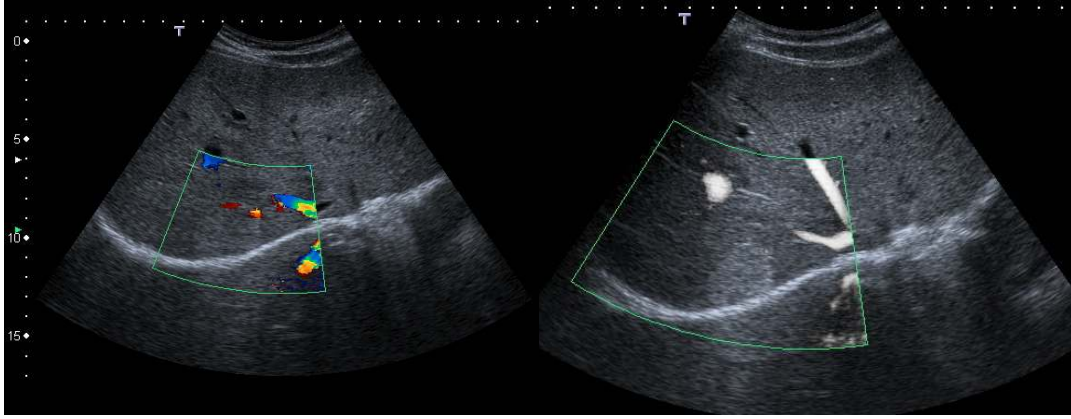
Resim 7a: 3B RDUS Tip I Avasküler Akım Paterni



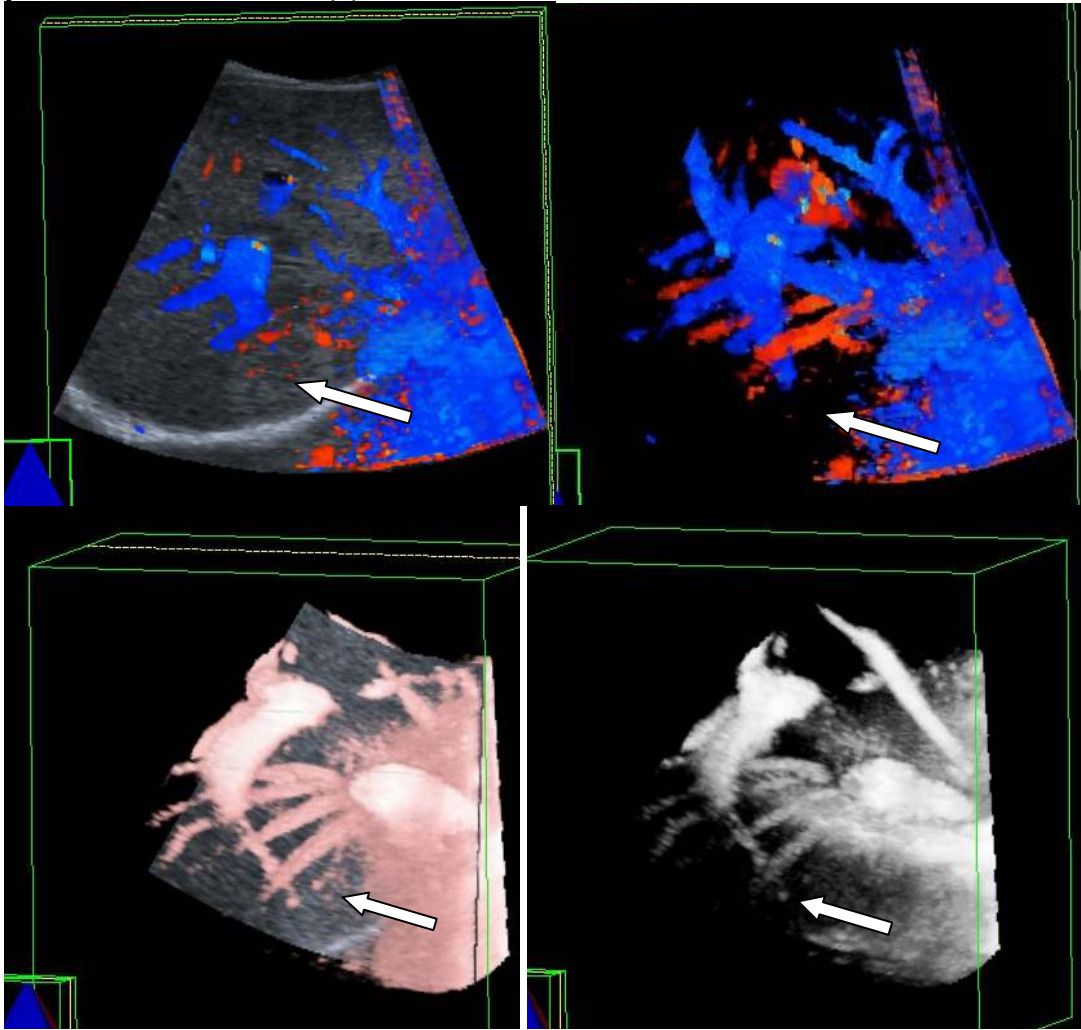
Resim 7b: 3B PDUS Tip II Periferal Akım Paterni



Resim 7c: 3B DFG Tip III İnternal Akım Paterni



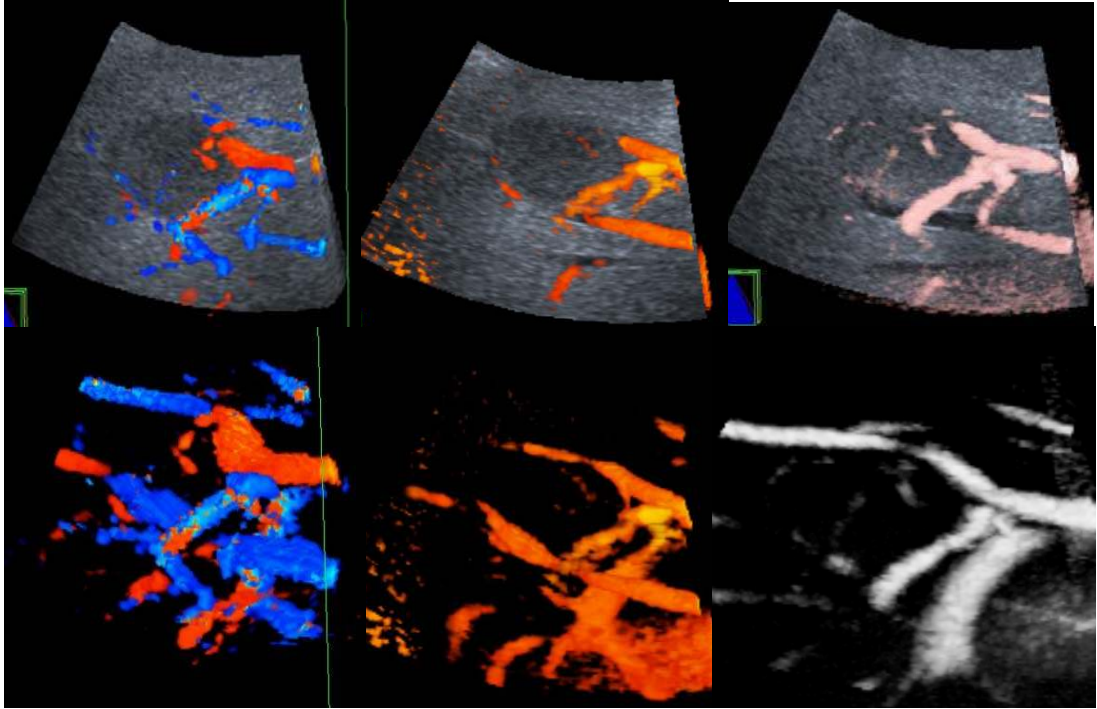
Şekil 8: Hemanjiyom olgusunda (a)2B Doppler incelemelerinde Tip II periferik akım paterni izlenirken (b) 3B Doppler incelemelerinde Tip III internal akım paterni izlenmektedir. (a)



b.



Şekil 9: HCC olgusunda (a.) 2B Doppler incelemelerinde Tip II periferel akım paterni izlenirken (b.) 3B Doppler incelemelerinde Tip III İnternal akım paterni izlenmektedir.(a)



b.

7.TARTIŞMA

KC kitlelerinin değerdendirilmesinde çok sayıda görüntüleme metodu kullanılmaktadır. Bunlar arasında gri-skala US, KC tümörlerinin değerdendirilmesinde sıkça kullanılan, non-invaziv, kolay ulaşılabilir bir inceleme yöntemidir. Primer KC tümörlerinin değerdendirilmesinde ve çoğu kanser hastasında KC metastazının saptanmasında önerilen en sık ve ilk başvurulanan noninvaziv görüntüleme metodu US'dir. Erken tanı ve ayırıcı tanı, tedavi yaklaşımında oldukça önemlidir. Ancak US'nin tek başına tanı ve ayırıcı tanıdaki rolünün kısıtlı olması nedeniyle son yıllarda tanı için noninvaziv yeni görüntüleme metotları araştırılmaktadır. Son 10 yıl içerisinde üzerinde en çok çalışılan metot Doppler US'dir. Son yıllarda farklı Doppler tekniklerinin geliştirilmesine rağmen KC tümörlerinin tanımlanmasında hala tartışmalar devam etmektedir. Ancak şu da bilinmektedir ki gri skala US'nin KC tümörlerinin ayırıcı tanısındaki rolüne, renkli Doppler ve spektral Doppler kısmen katkıda bulunabilir (1,64).

Doppler US ile kalitatif (Damar varlığı, damar akım yönü veya paterni, tümör damarının lokalizasyonu) veya kantitatif (damar çapı, akım hızı, rezistif indeks) bilgiler elde edilebilir ve bunlarla histolojik tümör tanıları karşılaştırılabilir(64,65). Gaiani ve ark. (65) HCC ve metastaz olgularında, FNH'ye göre daha yüksek oranda rezistif indeks değerdeleri saptamışlardır. Kamalov ve ark. (64) HCC kitlelerinde, kavernöz hemanjiom ve metastazlara oranla daha fazla tümör vaskülarizasyonu izlemişlerdir. Metastazlarda periferel akım paterni, HCC'lilerde intratümoral akım paterni izlendiğini, arteriyel kan akımının HCC'nin kavernöz hemanjiom ve metastazdan ayırımında kullanılabileceğini bildirmişlerdir (64).

Renkli Doppler US akım haritalaması, kan akımını göstermek için kullanılır. Abdominal ve KC tümörlerinin hemodinamisini göstermek için renkli Doppler ile

yapılmış çok sayıda yayın mevcuttur (1–4,58). Doppler US, Dinamik BT veya anjiyografiye göre non invazivdir ve kontrast madde gerektirmez. Konvansiyonel RDUS açı bağımlı oluşu, düşük akımlara hassasiyetinin az oluşu ve aliasing artefaktı nedeniyle klinik kullanımında sınırlamalar mevcuttur (2).

Son yıllarda tümör vaskülaritesinin değerlendirilmesine yönelik olarak kontrastlı US incelemeleri yapılmaktadır. Ancak kontrast ajanlar ve yeni makineler pahalı olup, bunların temini zordur. Power Doppler US ise günlük kullanımda yaygın olarak kullanılan uygun ve üstün bir metottur (66,67). PDUS kısmen açı bağımsız oluşu, aliasing yapmaması ve geniş Doppler skala sınırlarına sahip olması nedeniyle RDUS'den daha üstündür (2,30). İlk çalışmalarda PDUS'nin RDUS'ye göre normal böbrekler ve testislerin ve HCC kitlelerinin kanlanmasını göstermede daha hassas olduğu bildirilmiştir (30,68). Bununla birlikte PDUS'inde sınırlamaları mevcuttur. Bunlardan biri akım saptanacak hedef alanın derinliği, diğeri ise flash artefaktlarıdır (56). Derin lezyonlarda ultrasonik atenuasyondaki azalma nedeniyle vasküler akım saptanamayabilir. Ek olarak doku hareketi gerçek sinyalleri örterek flash artefaktlara neden olur. Bu nedenle PDUS'nin derinde yerleşen tümörlerde ve KC sol lob yerleşimli kitlelerde sensitivitesi düşüktür (56,57).

DFG Toshiba firmasının geliştirdiği geniş-band Doppler tekniğidir. Bu Doppler tekniği yüksek rezolüsyon, yüksek frame oranı ve daha az blooming ile vaskülariteyi üstün bir şekilde gösterir. DFG B mod görüntülerin benzeridir. Çünkü B- mod görüntülere yüksek rezolüsyonlu ve geniş dinamik sınırlar sağlayan Doppler tekniğinin eklenmesiyle elde edilmiş görüntüler sunar. Bu durum hiperekoik KC kitlelerindeki küçük damarları ve düşük akımların değerlendirilmesinde oldukça yardımcıdır (69). Geniş band Doppler tekniği olan DFG artefaktları elimine eder ve konvansiyonel Dopplere göre daha hassas ve iyi bir şekilde görüntü elde eder. DFG

kontrastlı ve kontrastız incelemelerin her ikisinin de yapılmasına izin verir. Eğer kontrast madde kullanılmıyorsa kan akımını yüksek sensitivite ve yüksek frame oranında gösterebilir (3). DFG, HCC ve diğer hepatik kitlelerde, intratümoral kan akımını kolayca gösterebilen bir metottur (69).

DFG’de akım sinyalleri damar dışına taşmaz. RDUS incelemelerinde ise damar duvarı izlenmez ve akım sinyalleri damar dışına taşabilir. Bu nedenle RDUS’de portal venin hepatik arterden ayrımında zorlukla karşılaşılabılır. DFG ile periferel portal ven trombosünün saptanması, hepatik arter anomalilerinin gösterilmesi (Arteriportal şantlar gibi) mümkün olabilir (60).

Hotta ve ark. Levovist ile yaptıkları DFG’de arteryel fazda intratümörel kanlanmayı tanımladıkları, post kontrast fazda perfüze olan ve olmayan alanların varlığını gösterdikleri ve “washed out” faz görüntüleri ile birlikte hepatik tümörlerin ayrııcı tanısında rol alabileceğini göstermişlerdir. Hipervasküler HCC kitlelerinde erken arteriyel fazda kontrastlanma, metastaz olgularında ise erken arteriel fazda peritümörel halka şeklinde kontrastlanma saptadıklarını bildirmişlerdir (69). Gene hipervasküler olan HCC kitlelerinde kontrastlı DFG'nin sensitive ve spesifite açısından dinamik BT ile eş değeri olduğunu karın ön duvarından 12cm derinlikteki lezyonlarda ise bu Doppler tekniğinin akım sinyallerinin gösterilmesinde azalmış sonografik atenuasyon nedeniyle yetersiz olduğunu bildirmişlerdir (69).

Çalışmamızda 2B Doppler incelemeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmemiştir. Ancak internal akım saptama sayılarına bakacak olursak 2B RDUS ile 23, 2B PDUS ve 2B DFG ile 25 olguda internal akım saptandığı izlendi. 2B Dopplerde izlenen görüntüleme artefaktları ve azalmış atenuasyon nedeniyle lezyonların derinliğine bağlı olarak derin dokularda vaskülaritenin saptanamaması literatür bulguları ile uyumluydu.

Yashura ve ark. (70) ile Taylor ve ark. (71) 2B Doppler çalışmalarında hemanjiyomlarda sırasıyla %13,3 ve %33 oranında intralezyoner Doppler sinyali saptamışlardır. Çalışmamızda ise 2B Doppler incelemelerinde 2 hastada (%16,7), 3B incelemelerde 4 hastada (%40) internal akım saptanmıştır. Tanaka ve ark. (42) 6 hemanjiyom olgusunun %50'sinde “santral renkli spotlar” saptamışlardır. Çalışmamızda ise 2 olguda (%16,7) “santral renkli spotlar” saptanmıştır.

Hosoki ve ark. (72) 47 HCC kitlesine yaptıkları 2B PDUS'de vakaların %81'inde internal akım saptadığını bildirmişleridir. Çalışmamızda ise HCC kitlelerinde 2B ve 3B Doppler inceleme metotlarında sırasıyla %86,7 ve %92,3 oranlarında internal akım saptanmıştır.

Klinik pratikte KC tümörlerinin görüntülenmesinde iki boyutlu Doppler görüntüleme tümör vaskülaritesinin gösterilmesinde sık olarak kullanılan noninvaziv, tekrarlanabilir bir görüntüleme metodudur. Fakat vaskülaritenin 2B değerlendirilmesinde küçük damarların ve düşük akımın saptanma oranları düşüktür (73,74). 3B Doppler inceleme, vasküler yapıları topografik olarak göstermede ve komşu vasküler yapılarla ilişkisini saptamada oldukça yardımcı, yeni geliştirilmiş bir sonografi metodudur. 2B boyutlu Doppler US incelemesi operatör bağımlı olup, vaskülariteyi sadece incelemeyi yapan hekim anlayabilir, diğer hekimler bu görüntüleri yorumlamada zorlanabilir. Bunun için 3B Doppler incelemeleri bu sorunu çözmede yardımcı olabilir. Son yıllarda bilgisayar teknolojilerindeki gelişmeler US ve Doppler incelemeleri için 3B görüntülemeyi kolaylaştırmaktadır ve rutin klinik kullanıma girmesini sağlamaktadır (75).

Organların ve tümörlerin 3B US görüntülenmesi giderek yaygınlaşmakla beraber tam olarak rutine girmiş değildir. Çünkü görüntü rekonstrüksiyon çalışmaları uzun süre almaktadır. 3B inceleme konvansiyonel rutin tarama sonrası 5–30 dakika

sürmektedir (76–79). Çalışmamızda da rekonstrüksiyon süresi, inceleme sonrası 5–20 dakika sürmüştü.

3B Doppler incelemeleri, çoğu tümörün ayırıcı tanısında yeterli değildir. Ancak intratümoral kan akımını göstermede ve vaskülariteyi değerlendirmede hekime yardımcıdır. HCC, FNH ve metastatik tümörlerde 3B inceleme ayırıcı tanıda ve tedavi sonrası takiplerde kullanılabilecek bir metottur (76).

2B Doppler US ile intratümoral dallanma paterninin değerlendirilmesi yetersizdir; 3B Doppler US ile bu dallanma paterni inceleme planından bağımsız olarak gösterilebilir (5).

3B PDUS son yıllarda en çok kullanılan bir Doppler tekniği olup, bu teknik PDUS ve 3B sonografinin birleşimidir. Sadece PDUS'nin avantajlarına sahip değildir. Örneğin daha az yön bağımlıdır, daha az temporal değişkenlik vardır, yavaş akıma daha hassastır, damar kontrastını daha iyi gösterir. 3B PDUS ile gözlemci daha net bir şekilde vaskülariteyi anlar ve damar devamlılığını daha iyi görür (4,79). Son yıllarda 3B PDUS'nin, vaskülaritenin gösterilmesinde potansiyel olarak daha üstün olduğunu bildiren yayınlar mevcuttur (4,76). 3B PDUS inceleme tekniği ile 1 mm'den daha küçük damarlardaki yavaş akımlar saptanabilir. Örneğin böbrek parankim perfüzyonunu göstererek transplante böbreklerde hipoperfüze olan alanları ve enfarkt alanlarını gösterebilir (80).

3B Doppler incelemenin birkaç dezavantajı vardır. Bu metotta kantitatif bilgi alınamaz çünkü manüel taramadır ve tarama hızı değişikliği 3B incelemede distorsiyona neden olur. Eğer otomatik tarayıcı kullanılarak prob ile tarama yapılırsa bu sorun ortadan kalkabilir. Bu metotla anterior posterior, sağ-sol yönlü kan akımı lokalizasyonları tam olarak rekonstrükte edilebilir. Bu şekilde kan damarları kalitatif pozisyonları ve yönleri saptanabilir (76). Ayrıca 3B Doppler incelemelerinin 2B

Doppler incelemelerine benzer teknik sınırlamaları mevcuttur. Doku hareketine artmış hassasiyeti mevcut olup, tümör sol lob yerleşimli ise veya hastanın nefes tutmasında zorluk varsa flash artefaktları nedeniyle Doppler sinyallerinin anlaşılmasında zorluklara neden olabilir. Akustik atenuasyon nedeniyle derin yerleşimli tümörlerde ve büyük tümörlerin derin kısmında vaskülaritenin saptanmasında zorluklar olabilir (4).

Tümör vaskülaritesi her bir volümdeki damar sayısı olarak tanımlanabilir (5). HCC'li hastalarda vaskülaritenin tanımlanması klinik açıdan ayırıcı tanı ve uygun tedavinin seçilmesi ve terapötik cevabın değerlendirilmesinde önemli bir yer almaktadır (74,81). Xu ve ark. (82) HCC kitlelerini 3B PDUS kullanarak vaskülarizasyon-alan indeksi değerlendirip konvansiyonel anjiyografi vaskülarizasyon-alan indeksi ile karşılaştırmış iki yöntem arasında anlamlı farklılık izlememiş ve HCC kitlelerinde vaskülaritenin belirlenmesi ve tedaviye yanıtın saptanmasında ucuz, invaziv olmayan ve tekrarlanabilir 3B PDUS yöntemini kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Ohishi ve ark. (76) KC tümörlerinin vaskülaritesini 3B PDUS ile göstermişler. 3B incelemede 2B incelemeye göre tüm tümör kanlanmasını daha net görmüşler ve 3B incelemede elde ettikleri vaskülaritenin anjiyografik sonuçlarla uyumlu olduğunu bildirmişlerdir.

3B PDUS ile HCC kitlelerinin vasküler paterni belirlenerek diğer KC kitleleri ile ayırıcı tanısı yapılabilir. HCC kitlelerinin arteriyel beslenmesini sağlayan düzensiz, geniş ve skleroze lümenli damarlar 3B PDUS ile saptanabilir. Xu ve ark. (82) 3B PDUS'yi HCC nin vaskülaritesini tanımlamak için kullanmışlar ve 43 hastanın 32'sinde 3B PDUS ile 2D PDUS'ye göre daha fazla intratümöral Doppler sinyali yakalamışlardır. Çalışmalarında 3B PDUS ile %64.3, 2B PDUS ile ise %14.3

oranında konvansiyonel anjiyografi ile uyumlu olduğunu bildirmişlerdir. Bu bulgularla 3B PDUS'nin 2B PDUS ile karşılaştırıldığında intratümöral vaskülariteyi daha iyi tanımladığını bildirmişlerdir.

Fleischer ve ark. (5) 100 µm üzerindeki büyük damarların makroskopik ve mikroskopik dağılımları arasındaki korelasyonu 3B PDUS, 2B PDUS'ye göre daha iyi gösterdiğini saptamışlar.

Çalışmamızda 3B Doppler incelemeleri literatür ile uyumlu olarak 2B incelemelere oranla istatistiksel olarak anlamlı şekilde internal vaskülariteyi daha çok olguda gösterdiği saptandı. 2B RDUS incelemesi 17 olguda internal akım saptarken, 3B RDUS incelemesi 23 olguda, 2B PDUS incelemesi 19 olguda internal akım saptarken, 3B PDUS incelemesi 26 olguda, 2B DFG 19 olguda internal akım saptarken, 3B DFG 28 olguda internal akım saptadı.

Yine çalışmamızda 3B incelemelerin internal akım saptamada sayılarına bakılacak olursa 3B RDUS 23 olguda, 3B PDUS 26 olguda, 3B DFG ise 28 olguda internal akım izlenmiştir. Bu bulgularla istatistiksel olarak anlamlı olmamakla beraber en çok internal akım saptayan metodun 3B DFG olduğu saptanmıştır.

Çalışmamızın hazırlık aşamasında bizim bilgilerimize göre literatürde 3B DFG ile yapılmış yayın bulunmamaktadır. Bu çalışmada 3B DFG ile tümörlerdeki internal vaskülarite saptanma oranının istatistiksel olarak anlamlı olmamakla beraber daha fazla olduğu ve görsel olarak vaskülariteyi daha iyi gösterdiği saptanmıştır.

3B Doppler incelemeleri, 3B rotasyonel anjiyografi ve 3B BT anjiyografiye göre ucuz, kontrast gerektirmeyen, tekrarlanabilir, hızlı bir inceleme metodudur. 3B teknikler 2B tekniklere göre üstün bir şekilde vasküler paternin şeklini ve daha fazla oranda internal vaskülariteyi göstermektedir. 3B DFG intratümöral vaskülariteyi

göstermede ve görsel olarak vaskülaritenin değerdendirilmesinde üstün bir görüntüleme tekniğidir.

KAYNAKLAR

1. Hosten N, Puls R, Bechstein WO, Felix R. Focal liver lesions: Doppler ultrasound. *Eur Radiol* 1999;9:428-435
2. Lencioni R, Pinto F, Armillota N, Bartolozzi C. Assessment of tumor vascularity in hepatocellular carcinoma: comparison of power Doppler US and color Doppler US. *Radiology* 1996;201:353-358
3. Sato T. Technological description of dynamic flow. *Toshiba Medical Review* 2001;20:29-33
4. von Herbay A, Haussinger D. Abdominal three-dimensional power Doppler imaging. *J Ultrasound Med* 2001;20:151-157
5. Fleischer AC. Sonographic depiction of tumor vascularity and flow: from in vivo models to clinical applications. *J Ultrasound Med* 2000;19:55-61
6. Becker D. Liver physiology. In: Solbiati L, Martegani A, Leen E, Correas JM, Burns PN, Becker D. (editors) *Contrast-enhanced ultrasound of liver diseases*. Milano: Springer-Verlag, 2003:27-36
7. Pelage JP, Soyer P. Normal radiological anatomy and variants. Bucheler E, Nicolas V, Broelsch CE, Rogiers X, Krupski G. (eds) *Diagnostic and interventional radiology in liver transplantation*. Berlin Heidelberg:Springer-Verlag, 2003: 11-25
8. Moore KL. The abdomen. In: Moore KL, (ed.). *Clinically oriented anatomy*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1992: 127-242
9. Couinaud C. Le foie. In: Couinaud C, (ed.) *Etudes anatomiques et chirurgicales*. Paris: Masson, 1957
10. Bismuth H. Surgical anatomy and anatomical surgery of the liver. *World J Surg* 1982;6:3-9
11. Fasel JH, Gailloud P, Terrier F, Mentha G, Sprumont P. Segmental anatomy of the liver: a review and proposal for an International working nomenclature. *Eur Radiol* 1996;6:834-837
12. Lafortune M, Patriquin H. The hepatic artery: studies using Doppler sonography. *Ultrasound Q* 1999;15:9-26
13. Ros PR: Computed tomography-pathologic correlations in hepatic tumors. In: Ferruci JT, Mathieu DG(eds): *Advances in Hepatobiliary Radiology*. St. Louis: CV Mosby, 1990:75-108

14. Kew MC: Hepatic tumors and cysts. In: Feldman M, Scharschmidt BF, Sleisenger MH (eds): Sleisenger and Fordtran's Gastrointestinal and Liver Disease (6th ed.) Philadelphia: WB Saunders, 1998:1364-1387
15. Ros PR, Taylor HM. Benign Tumors of the Liver. In Gore RM, Levine MS(eds), Textbook of gastrointestinal radiology. Philadelphia:W.B. Saunders, 2000:1487-1522
16. Rooks JB, Ory HW, Ishak KG, Strauss LT, Greenspan JR, Hill AP, Tyler CW. Epidemiology of hepatocellular adenoma: the role of contraceptive steroid use. JAMA 1979;242:644-648
17. Goodman ZD, Ihsak KG. Angiomyolipomas of the liver. Am J Surg Pathol 1984;8:745-750
18. Litwin DE, Taylor BR, Langer B, Greig P. Nonparasitic cysts of the liver: the case for conservative surgical mangement. Ann Surg 1991;205:405-408
19. Ros PR, Taylor HM. Malingnant Tumors of the Liver. In: Gore RM, Levine MS(eds), Textbook of gastrointestinal radiology. Philadelphia:W.B. Saunders, 2000:1523-1568
20. Ros PR, Murphy BJ, Buck JL, Olmedilla G, Goodman Z. Encapsulated hepatoselluler carcinoma: radiologic findings and pathologic correlation. Gastrointest Radiol 1990;15:233-237
21. Subramanyam BR, Balthazar EJ, Hilton S, Lefleur RS, Horii SC, Raghavendra BN. Hepatocellular carcinoma with venous invasion. Sonographic-angiographic correlation. 1984;150:793-796
22. Pawlik TM, Delma KA, Vauthey JN, Nagorney DM, Ng IO, Yamaoka Y. Tumor size predicts vascular invasion and histologic grade: implication for selection of surgical treatment for hepatocellular carcinoma. Liver Transpl 2005;11:1086-1092
23. Noguchi S, Yamamoto R, Tatsuta M, Kasugai H, Okuda S, Wada A, Tamura H. Cell features and patterns in fine-needle aspirates of hepatocellular carcinoma. Cancer 1986;58:321-328
24. del Pilar Fernandez M, Redvamley RD, Primary hepatic malignant neoplasms. Radiol Clin North Am 1998;36:333-348
25. Shirkhoda A, Ros PR, Farah J. Lymphoma of the solid abdominal viscera. Radiol Clin North Am 1990;28:785-799

26. Ryan J, Straus DJ, Lange C, Filippa DA, Botet JF, Sanders LM, Shiu MH, Fortner JG. Primary lymphoma of the liver. *Cancer* 1988;61:370-375
27. Sherlock S, Dooley J. *Disease of the liver and bilier system* (9th ed) Oxford: Blackwell Scientific,1993:44-61
28. Jaffe ES. Malignant lymphomas: pathology of hepatic involvement. *Semin Liver Dis* 1987;7:257-68.
29. LaBrecque DR. Neoplasia of the liver. In: Kaplowitz N (ed): *Liver and bilier disease* (2nd ed). Baltimore: Williams&Wilkins 1996:391-438.
30. Choi BI, Kim TK, Han JK, Chung JW, Park JH, Han MC. Power versus conventional color Doppler sonography: comparison in the depiction of vasculature in liver tumors. *Radiology* 1996;200:55-8
31. Heiken JP, Liver. In: Lee JKT, Sagal SS, Stanley RJ, et al (eds) *Computed Body Tomography with MRI Correlation* (3rd ed). Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998:701-778
32. Buetow PC, Buck JL, Ros PR, Goodman ZD. Malignant vascular tumors of the liver: radiologic-pathologic correlation. *Radiographics* 1994;14:153-66
33. Welch TJ, Sheedy PF 2nd, Johnson CM, Stephens DH, Charboneau JW, Brown ML, May GR, Adson MA, McGill DB. Focal nodular hyperplasia and hepatic adenoma: comparison of angiography, CT, US, and scintigraphy. *Radiology* 1985;156:593-595.
34. Nisebaum HL, Rowling SE. Ultrasonud of the focal hepatic lesions. *Semin Roentgenol* 1995;30:324-346
35. Buetow PC, Pantongrag-Brown L, Buck JL, Ros PR, Goodman ZD. Focal nodular hyperplasia of the liver: radiologic-pathologic correlation. *Radiographics* 1996;16:369-388
36. Mahfouz AE, Hamm B, Taupitz M, Wolf KJ. Hypervascular liver lesions: differentiation of focal nodular hyperplasia from malignant tumors with dynamic gadolinium-enhanced MR imaging. *Radiology* 1993;186:133-138.
37. Golli M, Van Nhieu JT, Mathieu D, Zafrani ES, Cherqui D, Dhumeaux D, Vasile N, Rahmouni A. Hepatocellular adenoma: color Doppler US and pathologic correlations. *Radiology* 1994;190:741-4.
38. Shamsi K, De Schepper A, Degryse H, Deckers F. Focal nodular hyperplasia of the liver: radiologic findings. *Abdom Imaging* 1993;18:32-38

39. Paulson EK, McClellan JS, Washington K, Spritzer CE, Meyers WC, Baker ME. Hepatic adenoma MR characteristics and correlation with pathologic findings. *Am J Roentgenol* 1994;163:113-116
40. Solmi L, Primerano AM, Gandolfi L. Ultrasound follow-up of patients at risk for hepatocellular carcinoma: result of a prospective of 360 cases. *Am J Gastroenterol* 1996;91:1189-1194
41. Takayasu K, Moriyama N, Muramatsu Y, Makuuchi M, Hasegawa H, Okazaki N, Hirohashi S The diagnosis of small hepatocellular carcinomas: efficacy of various imaging procedures in 100 patients. *Am J Roentgenol* 1990;155:49-54
42. Tanaka S, Kitamura T, Fujita M, Nakanishi K, Okuda S. Color Doppler flow imaging of liver tumors. *Am J Roentgenol* 1990;154:509-14
43. Bluemke DA, Soyer P, Fishman EK. Helical (spiral) CT of the liver. *Radiol Clin North Am* 1995;33:863-886
44. Sumida M, Ohto M, Ebara M, Kimura K, Okuda K, Hirooka N. Accuracy of angiography in the diagnosis of small hepatocellular carcinoma. *Am J Roentgenol* 1986;147:531-536
45. Kanazawa S, Yasui K, Doke T, Mitogawa Y, Hiraki Y. Hepatic arteriography in patients with hepatocellular carcinoma: change in findings caused by balloon occlusion of tumor-draining hepatic veins. *Am J Roentgenol* 1995;165:1415-9
46. Mitchell DG. Focal manifestations of diffuse liver disease at MR imaging. *Radiology* 1992;185:1-11
47. Withers CE, Wilson SR. The liver. In: Rumack CM, Wilson SR, Charboneau JW (eds). *Diagnostic Ultrasound* (2nd ed). St Lois: Mosby-Year Book, 1998:87-154
48. Marchal GJ, Pylyser K, Tshibwabwa-Tumba EA, Verbeken EK, Oyen RH, Baert AL, Lauweryns JM. Anechoic halo in solid liver tumors: sonographic, microangiographic, and histologic correlation. *Radiology* 1985;156:479-483
49. Wooten WB, Green B, Goldstein HM. Ultrasonography of necrotic hepatic metastases. *Radiology* 1978;128:447-450
50. Bruneton JN, Ladree D, Caramella E, Mathieu D, Roux P. Ultrasonographic study of calcified hepatic metastases: a report of 13 cases. *Gastrointest Radiol* 1982;7:61-63

51. Foley WD, Jochem RJ. Computed tomography. Focal and diffuse liver disease. *Radiol Clin North Am* 1991;29:1213-1233.
52. Kuszyk BS, Bluemke DA, Urban BA, Choti MA, Hruban RH, Sitzmann JV, Fishman EK. Portal-phase contrast-enhanced helical CT for the detection of malignant hepatic tumors: sensitivity based on comparison with intraoperative and pathologic findings. *Am J Roentgenol* 1996;166:91-95
53. Freeny PC. Angiography of hepatic neoplasm. *Semin Roentgenol* 1983;18:114-122
54. Ginaldi S, Bernardino ME, Jing BS, Green B. Ultrasonographic patterns of hepatic lymphoma. *Radiology* 1980;136:427-31.
55. Oyar O. Tıbbi Görüntüleme Fiziği. Gülsoy UK, Oyar O (Editörler). *Radyolojide özel incelemeler*. 2003:417-478
56. Rubin JM, Bude RO, Carson PL, Bree RL, Adler RS. Power Doppler USG: A potentially useful alternative to mean frequency based color Doppler US. *Radiology* 1994;190:853-856
57. Bude RO, Rubin JM, Adler RS. Power versus conventional color Doppler sonography: comparison in the depiction of normal intrarenal vasculature. *Radiology* 1994;192:777-780.
58. Merritt CR. Doppler color flow imaging. *J Clin Ultrasound* 1987;15:591-597.
59. Ralls PW. Color Doppler sonography of the hepatic artery and portal venous system. *Am J Roentgenol* 1990;155:517-525.
60. Furuse J, Maru Y, Mera K, Sumi H, Yoshino M, Yokoyama Y, Hashimoto H, Ejiri A. Visualization of blood flow in hepatic vessels and hepatocellular carcinoma using B-flow sonography. *J Clin Ultrasound* 2001;29:1-6.
61. Downey DB, Fenster A, Williams JC. Clinical utility of three-dimensional US. *Radiographics* 2000;20:559-71.
62. Tong S, Cardinal HN, Downey DB, Fenster A. Analysis of linear, area and volume distortion in 3D ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol* 1998;24:355-73.
63. Bailey EJ, Bude OR, Tuthill T. US Artifacts: effects on out-of-plane us images reconstructed from three-dimensional data sets. *Radiology* 2001; 218:592-597

64. Kamalov IR, Sandrikov VA, Gautier SV, Tsirolnikova OM, Skipenko OG. The significance of colour velocity and spectral Doppler ultrasound in the differentiation of liver tumours. *Eur J Ultrasound* 1998;7:101-8.
65. Gaiani S, Casali A, Serra C, Piscaglia F, Gramantieri L, Volpe L, Siringo S, Bolondi L. Assessment of Vascular Patterns of Small Liver Mass Lesions: Value and Limitation of the Different Doppler Ultrasound Modalities. *Am J Gastroenterol* 2000;95:3537-3546
66. Cioni D, Lencioni R, Bartolozzi C. Therapeutic effect of transcatheter arterial chemoembolization on hepatocellular carcinoma: evaluation with contrast-enhanced harmonic power Doppler ultrasound. *Eur Radiol* 2000;10:1570-1575.
67. Ernst H, Hahn EG, Balzer T, Schlieff R, Heyder N. Color Doppler ultrasound of liver lesions: signal enhancement after intravenous injection of the ultrasound contrast agent Levovist. *J Clin Ultrasound* 1996;24:31–35
68. Bader TR, Kammerhuber F, Herneth AM. Testicular blood flow in boys as assessed at color Doppler and power Doppler sonography. *Radiology* 1997;202:559-64
69. Hotta N, Tagaya T, Maeno T, Ayada M, Sato K, Ishikawa T, Okumura A, Fukuzawa Y, Kakumu S. Advanced dynamic flow imaging with contrast-enhanced ultrasonography for the evaluation of tumor vascularity in liver tumors. *Clin Imaging* 2005;29:34-41
70. Yasuhara K, Kimura K, Ohto M, Matsutani S, Ebara M, Tsuchiya Y, Saisho H. Pulsed Doppler in the diagnosis of small liver tumours. *Br J Radiol* 1988;61:898-902
71. Taylor KJ, Ramos I, Morse SS, Fortune KL, Hammers L, Taylor CR. Focal liver masses: differential diagnosis with pulsed Doppler US. *Radiology* 1987;164:643-7.
72. Hosoki T, Mitomo M, Chor S, Miyahara N, Ohtani M, Morimoto K. Visualization of tumor vessels in hepatocellular carcinoma. Power Doppler compared with color Doppler and angiography. *Acta Radiol* 1997;38:422-7.
73. Chen RC, Chen WT, Tu HY, Cheng NY, Wang CK, Liao LY, Wang CS, Chen PH. Assessment of vascularity in hepatic tumors: comparison of power Doppler sonography and intraarterial CO₂-enhanced sonography. *Am J Roentgenol* 2002;178:67-73.

74. Choi D, Lim HK, Kim SH, Lee WJ, Jang HJ, Kim H, Lee SJ, Lim JH. Assessment of therapeutic response in hepatocellular carcinoma treated with percutaneous radio frequency ablation: comparison of multiphase helical computed tomography and power Doppler ultrasonography with a microbubble contrast agent. *J Ultrasound Med* 2002;21:391-401
75. Spaulding KA, Kissner ME, Kim EK, Pretorius DH, Rose SC, Garroosi K, Nelson TR. Three-dimensional gray scale ultrasonographic imaging of the celiac axis: preliminary report. *J Ultrasound Med* 1998;17:239-48.
76. Ohishi H, Hirai T, Yamada R, Hirohashi S, Uchida H, Hashimoto H, Jibiki T, Takeuchi Y. Three-dimensional power Doppler sonography of tumor vascularity. *J Ultrasound Med* 1998;17:619-22
77. Picot PA, Rickey DW, Mitchell R, Rankin RN, Fenster A. Three-dimensional colour Doppler imaging. *Ultrasound Med Biol* 1993;19:95-104
78. Downey DB, Fenster A. Vascular imaging with a three-dimensional power Doppler system. *Am J Roentgenol* 1995;165:665-668
79. Pretorius DH, Nelson TR, Baergen RN, Pai E, Cantrell C. Imaging of placental vasculature using three-dimensional ultrasound and color power Doppler: a preliminary study. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1998;12:45-9.
80. George EA, Salimi Z, Wolverson MK, Garvin PJ. Assessment of renal allograft pathology by scintigraphic and ultrasound index-markers. *Clin Nucl Med* 1991;16:394-398
81. Tanaka K, Inoue S, Numata K, Takamura Y, Takebayashi S, Ohaki Y, Misugi K. Color Doppler sonography of hepatocellular carcinoma before and after treatment by transcatheter arterial embolization. *Am J Roentgenol* 1992;158:541-546
82. Xu HX, Liu L, Lu MD, Li HP, Liu GJ, Li JP Three-dimensional power Doppler imaging in depicting vascularity in hepatocellular carcinoma *J Ultrasound Med* 2003;22:1147-1154.

9. ÖZGEÇMİŞ

1977 yılında Ankara’da doğdum. İlk ve orta öğretimi ve liseyi Elazığ’da okudum. 2000 yılında Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi’nden mezun oldum. 2001 yılında Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı’nda göreve başladım. Halen bu görevime devam etmekteyim.