



T.C.

AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ

TIP FAKÜLTESİ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**YUMUŞAK DOKU TÜMÖRLERİNDE MALİGN VE BENİGN
AYRIMINDA B- MOD USG, POWER DOPPLER VE
ELASTOGRAFİNİN ETKİNLİĞİ VE TANIYA KATKISI**

UZMANLIK TEZİ

DR. RASHID MUKOYA BWIRE

DANIŞMAN

Uz.Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÖK

AYDIN-2021

T.C.
AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

YUMUŞAK DOKU TÜMÖRLERİNDE MALİGN VE BENİGN
AYRIMINDA B- MOD USG, POWER DOPPLER VE
ELASTOGRAFİNİN ETKİNLİĞİ VE TANIYA KATKISI

UZMANLIK TEZİ
DR. RASHID MUKOYA BWIRE

DANIŞMAN
Uz.Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÖK

AYDIN-2021

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca yardımlarını ve desteklerini hiç esirgemeyen, başta Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Alparslan ÜNSAL olmak üzere, değerli hocalarım Prof. Dr. Can Zafer KARAMAN, Prof. Dr. Yelda ÖZSUNAR DAYANIR, Doç. Dr. Mehmet Burak ÇILDAĞ, Doç. Dr. Yasemin POLAT, Dr. Öğr. Grv. Ersen ERTEKİN ve Dr. Öğr. Grv. Tuna ŞAHİN'e; başta Uzm. Dr. Yunus Emre ORUK, Uzm. Dr. Veli Süha ÖZTÜRK, Uzm. Dr. Cihat YILDIRIM, Dr. Francisco Jose Lopes JUNIOR ve Dr. Nimet ERSÖZ POLAT olmak üzere, çalıştığım tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve tüm Radyoloji Anabilim Dalı personeline; Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesindeki tüm araştırma görevlisi dostlarıma ve emeği olan herkese teşekkürü borç bilirim.

Tezimin her aşamasında desteğini esirgemeyen değerli tez danışmanım, Dr. Öğr. Grv. Mustafa GÖK'e sabrı ve katkılarından dolayı sonsuz saygılarımı ve teşekkürlerimi sunarım.

Her zaman desteğini gördüğüm biricik eşim Vildan BWIRE'ye ayrıca teşekkürlerimi sunarım.

Dr. RASHID MUKOYA BWIRE

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	i
SEMBOLLER VE KISALTMALAR	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
GRAFİKLER DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	viii
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1.1. Histoloji ve Sınıflama	3
2.1.2. Öykü, Klinik Semptomlar ve Palpasyon	8
2.1.3. Laboratuvar Çalışmaları	8
2.1.4. Görüntüleme	8
2.1.5. Biyopsi ve Biyopsi Tekniği	10
2.1.6. Tüm Vücut Evreleme	11
2.1.7 Tedavi Sonrası Takip	11
2.2. Ultrasonografi ve Ultrasonografi Fiziği	11
2.2.1. Ultrasonografinin Tanımı ve Ultrasesin Özellikleri	11
2.2.2. Ses ve Doku Arasındaki Etkileşimler	13
2.2.3. Transduser (Çevirici)	14
2.2.4. Ultrasonografide Çözünürlük	14
2.2.5. Ultrasonografik Gösterim Metodları (Mod)	14
2.2.6. Ultrasonografik Artefaktlar	15
2.3. Doppler Ultrasonografi Fiziği	16
2.3.1. Doppler Kayması (Etkisi)	16
2.3.2. Doppler Yöntemleri	16
2.4. US-Elastografi	17
2.4.1. Elastografi Fiziği	17
2.4.1.1. Sıkışma Esnekliği	19
2.4.1.2. Kayma Esnekliği	19
2.4.2. US-Elastografi Teknikleri	20
2.4.2.1. Yarı-Statik Yöntemler	20

2.4.2.2 Dinamik Yöntemler.....	21
2.4.2.3. ARFI Tekniği.....	22
2.4.2.4. Transient Elastografi.....	23
2.4.2.5. “Point shear wave” elastografi	24
2.4.2.6. Shear Dalga Hız Görüntüleme	25
2.4.3. Elastografide Kullanılan Ölçüm Birimleri.....	26
2.4.4. Elastografide Artefaktlar	26
2.4.4.1. Strain Elastografi Artefaktları	26
2.4.4.2. Shear Dalga Elastografi Artefaktları	27
2.4.5. Ultrason Elastografi Tüm Vücut Kullanım Alanları.....	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM	32
4. BULGULAR	37
5. TARTIŞMA	44
6. SONUÇ	51
7. ÖZET	52
8. ABSTRACT	54
9. KAYNAKLAR	56
10. OLGU ÖRNEKLERİ	63
11. EK	69

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

Shearwave “Makaslama Dalga” elastografi: (SWE)

Strain elastografisi: (SE)

Point shearwave elastografi: (pSWE)

Receiver operating characteristic: (ROC)

KiloPascal: (kPa)

Ultrasonografi: (US)

Power Doppler US: (PDUS)

Renkli Doppler US “Color Doppler US”: (CDUS)

Manyetik rezonans görüntüleme: (MRG)

Bilgisayarlı tomografi: (BT)

Pozitron emisyon tomografi: (PET)

Hertz: (Hz)

Ses hızı: (c)

Frekans: (f)

Dalga boyu: (λ)

Ses şiddeti: (I)

Polikristalize tetragonal zirkonya: (PZT)

Amplitüd modu: (A-MOD)

Parlaklık modu: (B-MOD)

Hareket modu: (M-MOD)

Shear wave velocity “Makaslama Dalga Hizi”: (SWV)

Akustik Radyasyon Kuvvetleri Impulsu “Acoustic Radiation Force Impulse”: (ARFI)

Metre/saniye: (m/s)

2 dimension “boyutlu”: (2D)

3 dimension “boyutlu”: (3D)

Reliability Measurement Index: (RMI)

Interquartile range/median ratio: (IQR/M)

Transient Elastografi: (TE)

Strain indeksi: (SI)

Region of interest: (ROI)

American Joint Committee on Cancer: (AJCC)

Eritrosit Sedimantasyon Rate: (ESR)

C-reaktif protein: (CRP)



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil-1: ARFI dalgasına ikincil oluşan shear dalgası	23
Şekil-2: “Point shear wave (pSW)” yöntemi için örneklenecek bölgeye gönderilen ARFI ses dalgası	25
Şekil-3: “2D shear wave” yönteminde hedeflenen alan için seçilen ROI içerisinde çoklu ARFI uygulaması	26
Şekil-4: Tümör boyutunun ölçümü	33
Şekil-5: Power Doppler incelemesi	33
Şekil-6: Kalite Haritası (Quality Map) örneği	34
Şekil-7: ROI kutusu	35
Şekil-8: pSWE ölçümü örneği	35

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1: En uzun tümör çapı için ROC eğrisi.....	39
Grafik 2: pSWE tekniğinin benign ve malign tümörler ayrımındaki tanısal performansını gösteren ROC eğrisi.....	43



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1: 2020'de Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) yumuşak doku tümörleri için oluşturulmuş sınıflandırma	4
Tablo 2: Vücutta karşılaşılan tipik ortamların ses yayılma hızları	13
Tablo 3: Giovagnorio kriterine göre damarlanma tipleri	33
Tablo 4: Olguların demografik özellikleri.....	37
Tablo 5: Olguların histopatolojik özellikleri	37
Tablo 6: Olguların demografik ve histopatolojik özellikleri ve p değerleri	37
Tablo 7: Histopatolojik tanıya göre benign ve malign lezyonların dağılımı	38
Tablo 8: Yumuşak doku tümörlerinin b-modu US özellikleri için tanımlayıcı istatistikler.....	41
Tablo 9: Benign ve malign yumuşak doku tümörlerinin vaskülarizasyon tiplerine göre dağılımı	42
Tablo 10: Benign ve malign yumuşak doku tümörleri için ortalama kPa değerleri	42

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Yumuşak doku tümörleri, günlük klinik pratikte sıklıkla karşımıza çıkmaktadır ve çoğu benign tümörlerdir (1). Yumuşak doku benign / malign oranı yaklaşık 100:1'dir. Dolayısıyla görüntüleme ve biyopsi yapılan çoğu yumuşak doku tümörü sonuçta benign'dir. Ameliyattan önce yumuşak doku tümörlerinde maligniteyi saptamak için çeşitli pratik ilkeler önerilmiştir. Örneğin; boyut artışı gösteren, 5 cm'den daha büyük çapa sahip, derin fasyanın altında bulunan veya ağırlı bir tümör, aksi kanıtlanana kadar malign kabul edilmelidir. Ancak bu ilkeler, malign yumuşak doku tümörlerinin benign tümörlerden ayırt edilmesinde kesin değildir. Yetersiz ve plansız rezeksiyonu önlemek için basit ve kesin yöntemler gereklidir. Yumuşak doku tümörlerini incelemek için direk radyografi, ultrasonografi (US), bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG), anjiyografi ve pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi çeşitli görüntüleme yöntemleri kullanılmaktadır (2-3). MRG yumuşak doku tümörlerinde suanda altın standart görüntüleme yöntemidir (4, 65). Tümörlerin morfolojik özellikleri, sinyal yoğunluğu karakteristikleri ve kontrastlanma paterni hakkında bilgi sağlar; ancak MRG altın standart görüntüleme yöntemi olmasına rağmen benign malign lezyonların ayırımında yeterli değildir (4, 65). US, yumuşak doku tümörlerinde kullanılması gereken ilk görüntüleme yöntemidir. Tümörlerin lokalizasyonlarını, şekillerini, kenar özelliklerini, boyutlarını, kistik bileşenlerini ve damarlanmalarını gösterir. Diğer görüntüleme yöntemlerine kıyasla çeşitli avantajları vardır: Daha ekonomik, daha az invaziv, çocuklar üzerinde gerçekleştirmesi kolay ve dinamik görüntüleme için bir şans sağlar (5). US, tümörleri tespit ederken yüksek bir duyarlılığa sahiptir; ancak malign-benign ayırmada tek başına yetersizdir (6). Büyük boyut, çevre dokulara infiltrasyon, homojen olmayan opaklaşma, anormal damar morfolojisi, artmış vaskülarite gibi özelliklerin benign ve malign yumuşak doku tümörleri arasında ayırım yapmak için yararlı olduğu bildirilmiştir (5). Birçok çalışma US'nin yumuşak doku tümörlerinin malignitesini belirlemede, en uzun çap, ekojenite, tümörün kenar özellikleri, kanlanma paterni veya Sonazoid gibi kontrast madde kullanarak kontrastlanma paterni gibi parametreler kullanmanın yararlı olduğunu bildirilmiş olmasına rağmen veriler yeterli değildir (7). Power Doppler US (PDUS) veya renkli Doppler US (CDUS) ve spektral analiz, yüksek uzaysal çözünürlüğüyle malign tümördeki vasküler patolojilerini gösterebilir (4). Ultrason elastografi (EUS) yakın zamanda geliştirilen US temelli bir yöntemdir. Dokuların mekanik özelliklerinin kalitatif ve kantitatif olarak değerlendirilmesine izin verir, böylece dokuların sertliği hakkında bilgi verir. EUS tarafından elde edilen doku sertliği, akustik empedans ve vaskülarizasyondan bağımsızdır. Travma, dejenerasyon veya tümörler gibi patolojilerin neden olduğu yumuşak dokulardaki değişiklikler EUS tarafından tespit edilebilir. EUS'de klinik kullanım için iki tip elastografi mevcuttur: Strain (gerilim) elastografisi (SE) ve Shearwave elastografisi (SWE) (8, 9).

SE, en yaygın EUS yöntemidir. Meme ve tiroid gibi birçok doku ve organda başarıyla uygulanmıştır. Doku strain, uygulanan stresin bir sonucu olarak dokuların boyutunun veya şeklinin deformasyonu olarak tanımlanır. SE'de doku gerilimindeki farklılıkları incelemek için kompresyon uygulanır. SE'de sonuçlar renk haritaları veya strain oranı olarak gösterilebilir. Renk haritaları geleneksel B modu görüntülerini kaplar ve farklı renkler farklı strain seviyelerine karşılık gelir. Böylece niteliksel veriler sağlanır. Yarı kantitatif veriler ise ilgilenilen bir bölgedeki (Region of interest-ROI) dokuların çevre dokulara göre strain oranının hesaplanmasıyla elde edilir. SE, kas-iskelet sisteminde rutin klinik kullanım için yaygın olarak kabul edilmemiştir (10, 11). SE'de doku elastikiyeti hakkında bilgi sağlamak için harici kompresyon uygulanır ve bu nedenle bu yöntem büyük ölçüde kullanıcı bağımlıdır.

SWE’de Akustik Radyasyon Kuvveti İmpulsu (ARFI) kullanılır ve harici kompresyon gerekli değildir. Bu yöntemde akustik radyasyon kuvveti kullanılarak yumuşak dokular geçici olarak deforme olur ve ölçülen dinamik yer değiştirme, dokunun mekanik özelliklerini tahmin etmek için kullanılır. Yayılan shear dalgalarının hızı ölçülür (m/sn) ve kalitatif bir renk haritası üretilir. Önemli biyomekanik bilgi sağlayan shear modülü veya doku esnekliği shear wave hızından (SWV) hesaplanabilir. Shearwave elastografisi kullanıcıya daha az bağımlıdır ve ölçümlerde daha az değişkenlik sağlar (8, 9, 12).

Bu ileriye dönük çalışmadaki amacımız, B- mode US, Power Doppler ve SWE’nin benign ve malign yumuşak doku kitlelerini ayırt etmedeki faydasını ve tanıya katkısını değerlendirmektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1.1. Histoloji ve Sınıflama

Yumuşak doku, mezenkimden oluşur. Yaşamın erken dönemlerinde mezenşim yağ, iskelet kası, periferik sinirler, kan damarları ve fibröz doku olarak farklılaşır. Yumuşak doku tümörleri, yumuşak doku bileşeni temelinde histolojik olarak sınıflandırılır. 2013 ve en son 2020 yılında Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) yumuşak doku tümörleri için aşağıdaki sınıflandırmayı yayınladı (13, 14):

- 1) Adipositik tümörler
- 2) Fibroblastik / miyofibroblastik tümörler
- 3) "So-called" fibrohistositik tümörler
- 4) Düz kas tümörler
- 5) Perisitik (perivasküler) tümörler
- 6) İskelet kası tümörleri
- 7) Vasküler tümörler
- 8) Kondro-osseöz tümörler
- 9) Gastrointestinal stromal tümörler
- 10) Sinir kılıfı tümörleri
- 11) Belirsiz diferensiyon gösteren tümörler
- 12) Undiffrensiye / sınıflandırılmamış sarkomlar

Aynı sınıflamada tümörler ayrıca aşağıdaki 4 kategoriye ayrılmıştır:

- 1) Benign
- 2) Intermediat (yerel olarak agresif)
- 3) Intermediat (nadiren metastaz yapan)
- 4) Malign (13, 14).

Tablo 1: 2020'de DSÖ yumuşak doku tümörleri için oluşturulmuş sınıflandırma (13, 14). * 2020'de 5. Sınıflandırmasında eklenen yeni yumuşak doku tümör tipleri.

	BENİGN	INTERMEDIAT	MALİGN
Adipositik tümörler	-Lipoma -Lipomatozlar -Sinir lipomatozları - - Lipoblastoma/Lipoblastomatosis -Anjiyolipom -Miyolipom -Kondroid lipom -Ekstrarenal anjiyomiyolipom -Ekstra-adrenal miyelolipom -Hibernoma -Atipik spindle hücre/pleomorfik lipomatöz tümör*	-Atipik lipomatöz tümör -İyi diferansiye liposarkom	-Dediferansiye liposarkom -Miksoid pleomorfik liposarkom* -Liposarkom, başka türlü tanımlanmamış
Fibroblastik / miyofibroblastik tümörler	-Nodüler fasiit -Proliferatif fasiit -Proliferatif miyozit -Miyozit ossifikans -Parmakların fibro-osseöz psödötümörü -İskemik fasiit -Elastofibroma -İnfantların fibröz hamartomu -Fibromatozis kolli -Juvenil hyalin fibromatozis -İnklüzyon cisim fibromatozu -Tendon kılıfının fibroması -Desmoplastik fibroblastoma -Mamarian tipi Miyofibroblastoma -Kalsifiye olan aponevrotik fibrom -Anjiyomiyofibroblastoma -Hücrel anjiyofibrom -Nokal tipi fibroma -Gardner fibroma -Kalsifiye olan Fibröz tümörü -EWSR1-SMAD3–pozitif fibroblastik tümör (“emerging”) * -Yumuşak doku anjiyofibromu*	Lokal olarak agresif: -Superfisyal fibromatoz -Desmoid tipi fibromatozlar -Lipofibromatoz -Dev hücreli fibroblastom Nadiren metastaz yapan: -Dermatofibrosarkom protuberans -Fibrosarkomatöz, pigmentli Soliter fibröz tümör -Soliter fibröz tümör, malign İnflamatuar miyofibroblastik tümör -Düşük dereceli miyofibroblastik sarkom -Miksoinflamatuar fibroblastik sarkom / atipik miksoinflamatuar - Fibroblastik tümör -İnfantil fibrosarkom -Yüzeysel CD34 pozitif fibroblastik tümör*	-Yetişkin fibrosarkom -Miksofibrosarkom -Düşük dereceli fibromiksoid sarkom -Sklerozan epiteloïd fibrosarkom

"So-called" fibrohistositik tümörler	-Tendon kılıfının dev hücreli tümörü -Derin benign fibröz histiyositoma	Nadiren metastaz yapan: -Yumuşak dokuların dev hücreli tümörü -Pleksiform fibrohistiyositik tümör	
Düz kas tümörler	Benign - Derin yumuşak doku leiomyomu	-Epstein – Barr virüsü (EBV) ile ilişkili düz kas tümörü*	-Leiomyosarkom (cilt hariç). -Enflamatuar leiomyosarkom*
Perisitik (perivasküler) tümörler	-Glomus tümörü (ve varyantları) - - Glomanjiyomatoz, malign glomus tümörü -Miyoperisitoma - Miyofibroma, miyofibromatozis -Anjiyoleyomiyom		
İskelet kası tümörler	-Rabdomyoma		-Embriyonal rabdomyosarkom -Alveolar rabdomyosarkom -Pleomorfik rabdomyosarkom -Spindle hücresi / sklerozan rabdomiyosarkom -Kongenital spindle hücresi RMS ile VGLL2/NCOA2/ CITED2 rearrangement* -MYOD1-mutant spindle hücre/sklerozan RMS* -İntraosseöz spindle hücresi RMS (TFCP2 /NCOA2)*

Vasküler tümörler	-Hemanjiyom -Sinovyal, venöz, arteriyovenöz hemanjiyom/malformasyon -Epiteloid hemanjiyom -Anjiyomatoz Lenfanjiyom -Anastomoz yapan hemanjiyom*	Lokal olarak agresif: -Kaposiform hemanjiyom Nadiren metastaz yapan: -Retiform hemanjiyom -Papiller intralenfatik anjiyom -Kompozit hemanjiyom -Psödomiyojenik (epiteloid sarkom benzeri) hemanjiyom -Kaposi sarkomu	-Epiteloid hemanjiyom -Yumuşak doku anjiyosarkomu
Gastrointestinal stromal tümörler	-Benign gastrointestinal stromal tümör	-Gastrointestinal stromal tümör, belirsiz malignite potansiyeli	-Gastrointestinal stromal tümör, malign
Sinir kılıfı tümörler	-Schwannoma (varyantlar dahil) -Melanotik schwannoma -Nörofibrom (varyantlar dahil) -Pleksiform nörofibroma -Perinöriyom - Malign perinörom -Granüler hücreli tümör -Dermal sinir kılıfı miksoma -Soliter sınırlı nöroma -Ektopik menenjiyom -Nazal glial heterotopi -Benign Triton tümörü -Hibrit sinir kılıfı tümörleri		-Malign periferik sinir kılıfı tümörü -Epiteloid malign sinir kılıfı tümörü -Malign Triton tümörü -Malign granüler hücreli tümör -Ektomesenkimoma -Malign melanotik sinir kılıfı tümörü*

Belirsiz diferensiyasyon gösteren tümörler	-Akral fibromiksoma -İntramüsküler miksoma (hücrel varyant dahil) -Juxta-artiküler miksoma -Derin ("agresif") anjiyomiksoma -Pleomorfik hiyalinize anjiyektatik tümör -Ektopik hamartomatöz timoma	Lokal olarak agresif: -Hemosiderotik fibrolipomatöz tümör Nadiren metastaz yapan: -Atipik fibroksantom -Anjiyomatoid fibröz histiyositoma -Ossifiye fibromiksoid tümör - Malign olanlar dahil -Karışık tümör NOS - Malign dahil -Miyoepitelyoma -Miyoepitelyal karsinom -Fosfatürik mezenkimal tümör – Benign, Malign	-Sinoviyal sarkom NOS – Spindle hücresi, bifazik -Epiteloid sarkom -Alveolar yumuşak parçalı sarkom -Yumuşak dokunun şeffaf hücreli sarkomu -Ekstraskletal mikroid kondrosarkom -Ekstraskletal Ewing sarkomu -Desmoplastik küçük yuvarlak hücreli tümör -Ekstrarenal rabdoid tümör -Perivasküler epiteloid hücre farklılaşması olan neoplazmalar (PEComa) -İntimal sarkom
Undifferansiye / sınıflandırılmamış sarkomlar			-Undifferansiye iğsi hücreli sarkom -Undifferansiye pleomorfik sarkom -Undifferansiye yuvarlak hücreli sarkom -Undifferansiye epiteloid sarkom -Undifferansiye sarkom NOS -NTRK-rearranged iğsi -Hücreli neoplazma (emerging)*

Hem benign hem de malign yumuşak doku tümörleri klinik olarak çoğunlukla ağrısız ve büyüyen bir kitle olarak karşımıza çıkar. Kitle subkutan ise hasta kitleyi kolaylıkla fark eder. Ayrıca subkutan kitlelerin değerlendirilmesi nispeten daha kolaydır; örneğin hasta kitlenin ne kadar süre var olduğu hakkında bilgi verebilir. İntramusküler veya fasya altında yerleşmiş yumuşak doku tümörlerinin teşhisi ise daha geç olabilmektedir. Çoğu zaman tümör boyutu 10 cm'yi geçene kadar tanınmaz (15).

2.1.2. Öykü, klinik semptomlar ve palpasyon

Uygun bir öykü ve fizik muayene yapılırsa ayırıcı tanıya varılabilir. Ancak bu her zaman mümkün değildir; çünkü benign ve malign yumuşak doku tümörlerinin klinik özellikleri çoğu zaman çakışmaktadır.

Radyolog, yumuşak doku tümörünü değerlendirirken bu bilgileri bilmelidir: Yakın zamanda geçirilmiş bir travmanın var olup olmadığını, hastanın lezyonu ilk ne zaman fark ettiğini, lezyonun büyüyüp büyümediğini, büyüyorsa ne kadar hızlı büyüdüğünü, pozisyona, egzersize ya da kasılması gibi durumlara bağlı olarak lezyonun boyutunun değişip değişmediğini bilmelidir.

2.1.2.1. Klinik semptomlar ve palpasyon

Diğer hastalıklarda da olduğu gibi yumuşak doku tümörlerini değerlendirirken tümörün özellikleri araştırılır. Örneğin: Lezyon ağrılı mı? Lezyon palpabl mı? Palpabl ise sert mi? Yumuşak mı? Lezyon mobil mi? Lezyona eşlik eden deri değişiklikleri veya patolojik damarlar var mı? Lezyon tek ya da çok sayıda mı? gibi sorular cevaplanması gerekir (16).

2.1.3. Laboratuvar Çalışmaları

Bazı rutin laboratuvar testleri, yumuşak doku tümörlerinin ayırıcı tanısına yardımcı olabilse de, mevcut laboratuvar testleri spesifik değildir. Örneğin; lökositler, Eritrosit Sedimentasyon Hızı (ESR) ve C-Reaktif Protein (CRP) çeşitli koşullarda yükselebilir. Tümöral kalsinozis olan bir hastada kalsiyum ve fosfor seviyeleri yüksek olabilir (15).

2.1.4. Görüntüleme

Yumuşak doku tümörlü hastaların çoğunda görüntüleme gerekir. Kitle, klinik olarak malignite şüphesi taşıyorsa (> 5 cm, derin, sert ve palpasyonda sabit), hasta doğrudan özel bir tümör merkezine sevk edilmelidir. Aksi takdirde, kitlenin daha fazla araştırılmaya ihtiyacı olup olmadığına veya bir sarkom merkezine sevk edilip edilmeyeceğine karar vermek için klinik özelliklerle birlikte uygun bir triyaj görüntüleme yöntemi yapılmalıdır (16).

Ultrasonografi

Yumuşak doku tümörlerinin değerlendirmesinde US ilk görüntüleme yöntemi olmalıdır. US tümörün varlığını doğrulayabilir. Diğer yöntemlere göre kolayca ulaşılabilir, gerçek zamanlı, radyasyonsuz ve düşük maliyetlidir. Ne yazık ki, US'nin ayırıcı tanıya katkısı açısından kullanımı sınırlıdır. Tümör kemik veya eklem ile ilişkili ise US kullanımı sınırlıdır. US kullanıcı bağımlı bir incelemedir ve derin yerleşimli lezyonlar atlanabilir.

US incelemesinde Neler Tanımlanmalıdır?

US'de kitlenin boyutu (üç boyutlu), şekli, sınırları ve kenar özellikleri, akustik özellikleri (akustik güçlenme veya gölgeleme) ve morfolojisi tanımlanmalıdır. Kitlenin morfolojisini tanımlarken lezyon içi ekosu, varsa lezyon içi kalsifikasyonlar, nekroz ve kanama gibi özellikler açıklanmalıdır. Kitlenin vaskülarizasyonuna raporda yer verilmelidir. Bunun dışında kitlenin yüzeysel ve derin fasya/damarlarla/sinirlerle olan ilişkisi veya infiltrasyonu, kitlenin bulunduğu kompartman dahil tam anatomik konum, mümkünse kitlenin eklemlerle ve kemiklerle olan ilişkisi tanımlanmalıdır (16).

Benign Yumuşak Doku Kitlesinin Tanı Kriterleri (ESSR kılavuzu, 2015)

US incelemesinde tamamen kistik, solid komponent olmayan, anekoik, posterior akustik güçlenme olan, lezyon içi damarlanma göstermeyen basit kist, benign lezyondur ve ek görüntüleme gerektirmez. Benzer özellikleri gösteren bursa, sinovyal kist veya gangliyon kisti de bu gruba dahil edilir. Yüzeysel lipom için tipik özellikler taşıyan lezyonlar da benign olarak sayılır. Bu lezyonlar homojen, iyi sınırlı, kapsüllü, kompresibl ve klinik olarak malignite kuşkusu taşımazlar. 6 aylık US takiplerinde herhangi bir değişiklik göstermezler. US tetkikinde vasküler malformasyonlar ile uyumlu bulgular gösteren ve klinik olarak malignite kuşkusu olmayan lezyonlar en az 6 aylık US takibinde stabil ise benign lezyon olarak kabul edilir. Benzer şekilde klinik olarak malignite şüphesi olmayan yabancı cisim granülomu, kas fıtığı, Morton nöroma gibi lezyonlar ileri görüntülemeye gerek kalmadan benign olarak kabul edilir. Palmar ve plantar fibromatoz, infantil parmak fibromatozisi gibi tipik yerleşimi ve özellikleri olan yüzeysel fibromatozlar benign lezyonlardır. Son olarak, eğer hasta kanıtlanmış bir nörofibromatozis vakası ise, hastada tespit edilen ve ağrılı olmayan periferik sinir kılıfı tümörleri benign olarak kabul edilir ve ileri görüntüleme veya biyopsi yapılmadan takip edilir. Ancak nörofibromatozis vakalarında görülen ağrılı periferik sinir kılıfı tümörleri malign transformasyon açısından ileri tetkikler ile araştırılması gerekir (16).

Ultrasonografi ile Takip Kriterleri (ESSR kılavuzu, 2015)

Olası bir travma sonrası oluşan hematoma veya kas yırtıkları US ile takip edilebilir. Takip aralığı lezyonun boyutuna bağlı olarak belirlenir ancak genel olarak 3-6 hafta arayla US kontrolü yapılmalıdır. Eğer lezyon daha önce MRG ile karakterize edilmiş ve cerrahiye uygun görülmemiş ise US ile takip edilebilir. Benzer şekilde ameliyat öncesi kitlenin takibi veya kitlenin değerlendirilmesi için US yapılabilir (16).

İleri Görüntüleme: MRG

MRG, en iyi yumuşak doku kontrastına sahip görüntüleme yöntemidir. Detaylı tümör karakterizasyonu ve lokal evrelemede faydalıdır. Ayrıca uygun biyopsi bölgelerinin seçilmesine ve tedavinin planlanmasına da yardımcı olur.

MRG Raporunda Neler Açıklanmalıdır?

US tetkikinde olduğu gibi MRG’de yumuşak dokuyu değerlendirirken tümörün üç boyutu, tümörün yeri ve uzanımı, yüzeysel ve derin fasya ile ilişkisi, tam anatomik yeri, damarlar/sinirler/eklemler/kemik/ kaslar ile olan ilişkisi veya invazyonu detaylı olarak raporda yazılmalıdır.

MRG Endikasyonları (ESSR kılavuzu, 2015)

Klinik olarak malignite şüphesi taşıyan herhangi bir yumuşak doku tümörü, boyut olarak 5 cm den büyük ise MRG ile değerlendirilmelidir. US’de tam olarak değerlendirilemeyen, malignite açısından şüpheli olarak değerlendirilen yumuşak doku tümörlerinin karakterizasyonu için MRG yapılmalıdır. MRG ayrıca yüzeysel fasyanın üstünde yerleşimli ancak yüzeysel fasya ile geniş bir teması olan veya fasyayı kesen yumuşak doku tümörlerine uygulanmalıdır. Yüzeysel fasyanın altında yerleşimli herhangi bir yumuşak doku tümörü için MRG önerilir. Daha önce eksizyon yapılmış ve operasyon lojunda yeni gelişen tümörler için önceki histolojiye bakılmaksızın direk MRG yapılmalıdır.

MRG'de lezyon morfolojisi

MRG'de tespit edilen yumuşak doku tümörlerinin detayları raporda açıklanmalıdır. Lezyon sayısı veya satelit lezyonları, varsa eşlik eden proksimal patolojik lenf bezleri yazılmalıdır. Lezyon sınırları ve kenar özellikleri, kapsül varlığı ve eşlik eden perifokal ödem gibi diğer değişiklikler önemli tanımlayıcı özellikleridir. Tümörün kistik, solid veya mikst kistik-solid olup olmadığı belirtilmelidir. Tümörün iç sinyal yoğunluğu, homojenitesi, varsa nekrotik veya hemorajik komponentleri yazılmalıdır. Postkontrast görüntülerde tümörün opaklaşması ve kanlanması açısından değerlendirilmeli ve raporda belirtmelidir (16).

Projeksiyon Radyografisi

Projeksiyon radyografisi kemik tutulumu, yumuşak doku kalsifikasyonu veya ossifikasyonların gösterilmesi için gereklidir. Ayrıca derin palpasyonda palpe edilebilen lezyonlarda, paraartiküler lezyonlarda ve büyük kitlelerde tamamlayıcı bir görüntüleme yöntemi olarak projeksiyon radyografisi yapılabilir.

BT Endikasyonları

BT, yumuşak doku kalsifikasyonu, ossifikasyonu ve kemik tutulumunu gösterme ve karakterize etmede projeksiyon radyografisinden daha üstündür. Komplike vakalarda projeksiyon radyografisi yerine BT yapılabilir. Ayrıca BT tetkiki intratorasik veya intraabdominal (pelvik ve retroperitoneal lezyonlar dahil) lezyonlar için düşünülebilir. MRG'nin kontrendike olduğu veya mevcut olmadığı durumlarda da BT yapılabilir (16).

Sarkom Tedavi Merkezine Sevk Kriterleri

Klinik malignite şüphesi olan, 5 cm'den büyük yumuşak doku tümörü, herhangi büyüklükte derin yerleşimli yumuşak doku tümörü, US tetkikinde şüpheli bulguları gösteren veya MRG tetkikinde tam karakterize edilemeyen yumuşak doku tümörleri herhangi bir girişimsel işlem yapılmadan sarkom tedavi merkezine sevk edilmelidir (16).

2.1.5. Biyopsi yapma kriterleri ve tekniği

Klinik olarak şüphe taşıyan herhangi yumuşak doku tümörü veya intermediate lezyonlara biyopsi yapılmalıdır. Çoğu zaman US eşliğinde biyopsi tercih edilir. Biyopsi işlemi ayrıca MRG veya BT eşliğinde de yapılabilir. US küçük ve yüzeysel lezyonlar için tercih edilir. MRG veya BT ise intratorasik, intraabdominal veya pelvik lezyonlar için tercih edilir. Tümör yüzeysel ve 3 cm veya daha küçükse eksizyonel biyopsi yapılabilir. Eğer tümör büyük, yüzeysel yerleşimli ve son görüntülemeye homojen ise görüntü rehberliği olmadan biyopsi yapılabilir. Biyopsi, tümörün canlı alanlarını hedeflemelidir. Bu alanlar renkli Doppler US, kontrastlı MRG veya pozitron emisyon tomografisi (PET/BT) ile tanımlanabilir. Kesici iğne biyopsisi tercih edilmelidir. İnce iğne aspirasyon biyopsisi (İİAB) tüm diğer tümörlerde olduğu gibi yeterli doku örnekleme yapılamadığı için uygun örnekleme yöntemi değildir. İğne boyutu en az 14G olması ve en az üç veya dört örnek alınması önerilir. Biyopsi yaklaşımı, sarkom cerrahisi ile işbirliği içinde planlanmalıdır; çünkü biyopsi yolunun ameliyat sırasında blok halinde çıkarılması gerekir (16).

2.1.6. Tüm Vücut Evreleme

Tümör sarkom olarak kanıtlanmışsa tüm vücut evreleme yapılarak buna göre tedavi planı hazırlanmalıdır. Yumuşak doku sarkomlarında evreleme, histolojik gradi de içeren American Joint Cancer Criteria (AJCC) kullanılarak yapılmalıdır. Yumuşak doku sarkomlarında metastazların yaklaşık %75'i akciğerlerde görülür. Evreleme yapılırken mutlaka toraks BT si çekilmelidir. Kemik metastazı sadece hastaların yaklaşık %10'unda görülür. Kemik metastazı alveolar yumuşak kısım sarkomlarında, anjiyosarkomlarda, leiomyosarkomlarda, undiferansiye pleomorfik sarkomlarda ve dediferansiye liposarkomlarda daha yaygındır. Lenf nodu metastazı çok nadirdir ve çoğunlukla yüksek dereceli rabdomyosarkom, berrak hücreli sarkomlar, epitelooid sarkom, anjiyosarkom ve sinovyal sarkomunda görülür. Bu tümörlerde bölgesel MRG/BT düşünülmelidir. Miksooid liposarkom, epitelooid sarkom, anjiyosarkom veya leiomyosarkomda abdominal BT yapılmalıdır. Akciğer metastazlı alveolar yumuşak doku sarkomu, berrak hücreli sarkom ve anjiyosarkom olgularında beyin görüntülemesi önerilir. Miksooid liposarkom vakalarında omurga MRG ile değerlendirilmelidir (16).

2.1.7. Tedavi Sonrası Takip

Yumuşak doku sarkomunda tedavi sonrası nüks, tümör derecesine göre belirlenir. Genel olarak American College of Radiology (ACR) ameliyat sonrası 3-6 aylık bir başlangıç muayenesinin yapılmasını önermektedir. Beşinci yıla kadar 3-6 aylık aralıklarla muayene yapılmalıdır. 5. yıldan sonra muayene aralığı 12 aya çıkarılabilir. İlk teşhisten sonra 10 yıl boyunca düzenli takipteki muayeneler devam etmelidir. Klinik takip görüntülemesi ile birlikte klinik ve laboratuvar incelemelerini içermelidir (16).

2.2 Ultrasonografi Ve Ultrasonografi Fiziği

2.2.1. Ultrasonografinin Tanımı ve Ultrasesin Özellikleri

Ses, enerjinin mekanik titreşimler biçiminde bir ortamdan iletilmesidir. US görüntülemeye çevirici (transdüsör) belirli bir frekansta bir sinyal gönderir. Ses, bir objeye yansır ve çeviriciye geri döner ve bir görüntü oluşturulur. Ses parçacıkları, bir ortamda hareket eden transvers ve longitudinal dalga formlarının ögeleridir. Ses dalgaları vakümda yayılamaz. Sadece longitudinal dalgalar hareket eder. Bu nedenle tanısal US'de sadece longitudinal dalgalar önemlidir (17, 18).

Ses kaynağı

Salınımlı veya titreşimli bir kaynak ses üretir (örneğin bir ayar çatalı). Ses dalgaları ortam boyunca her yöne yayılır ve ortamdaki moleküllerin titreşmesine neden olur. US sisteminde ses kaynağı kuvars gibi bir piezoelektrik kristaldir. Modern çeviriciler kurşun zirkonat titanat (PZT) amalgam kullanır. Elektrik gerilimi, amalgamda piezoelektrik etki yaratarak kristallerin titreşmesine neden olur ve sonuç olarak ses dalgaları oluşur. Tersine, piezoelektrik kristaller ses dalgalarını tekrar elektrik enerjisine dönüştürebilir; böylece ses dalgaları anatomik görüntülere işlenebilecek verilere dönüştürülebilir. Ses dalgaları genlik, frekans, dalga boyu ve hız veya yayılma hızı olarak karakterize edilebilir (17, 18).

Period

Tek bir döngüyü tamamlamak için gereken süre. Tanısal US'deki periyodun değerleri mikrosaniye cinsinden ifade edilir ve 0.06 ile 0.5 arasında değişir (19).

Frekans

US'de bir dalganın frekansı 1 saniyede meydana gelen döngü sayısıdır. Tanısal US'deki tipik frekanslar megahertz ile ifade edilir. US dalgasının frekansı 20.000 Hz'nin (20 kHz) üzerindedir. US çeviricilerin frekansları 1 MHz ile 15 MHz arasında değişir.

İntensite (Yoğunluk)

Ses ışınında enerji konsantrasyonu (watt/cm²) olarak tanımlanır. Başlangıçtaki yoğunluk ses kaynağı tarafından belirlenir. Ses vücutta yayıldıkça yoğunluk azalır.

$$\text{İntensite (yoğunluk)} = \text{Güç (Watt)} / \text{Alan (cm}^2\text{)}$$

Güç (Power)

Birim zaman başına üretilen enerji (joule) olarak tanımlanır. Kristalin voltajını arttırarak titreşim kuvveti artar. Daha güçlü ses dalgaları vücuda iletilir ve daha sonra bir görüntüyü daha parlak hale getirir (19).

Amplitud (genlik)

Genlik, dalganın boyutu veya gücüdür. Sıfır çizgisinden dalganın tepesine kadar ölçülür. Desibel (dB) olarak ifade edilir. Daha yüksek genliğe sahip dönüş sinyalleri daha parlak görünür.

Dalga Boyu

1 dalga boyu, karşılık gelen dalgalar üzerindeki iki benzer nokta arasındaki mesafeyi (1 döngü) temsil eder. US'de sinyalin dalga boyu ve frekansı ters ilişkilidir. Daha kısa dalga boyu, dalganın frekansının daha yüksek olması anlamına gelir.

Hız

Hız, bir ses dalgasının 1 saniye içinde bir ortamdan geçtiği mesafedir. Bir ortamdaki ürün dalga boyu (l) ve frekansı (f) 'dır.

$$v = f \times \lambda$$

Ses hızı (v), frekans (f) ve dalga boyunun (l) ürünüdür (17).

Sesin yaklaşık 1 mil olan yumuşak dokuda 1540 m/sn hızda hareket ettiği varsayılır. Genel olarak, ses solid yapılarda en hızlı, sıvılarda daha yavaş ve gazlarda en yavaş hareket eder. İnsan vücudunda, ses hızı dokuya bağlı olarak 500 m/sn ile 4000 m/s arasında değişir (17, 18).

Tablo 2: Vücutta karşılaşılan tipik ortamların yayılma hızlarını listeler. Yayılma hızı, ortamın sertliğine ve yoğunluğuna bağlı olarak değişir. Mesafe ölçümlerinin hesaplanması amacıyla, bir ortalama yayılma hızının 1540 m/sn olduğu varsayılmıştır (21).

Doku	Hız (m/sn)
Hava	330
Yağ	1450
Su	1480
Yumuşaka doku(ortalama)	1540
Karaciğer	1550
Böbrek	1560
Kan	1570
Kas	1580
Kemik	4080

Akustik Empedans

Akustik empedans, sesin bir ortam boyunca yayıldığı sırada yavaşlama derecesi olarak tanımlanır. Denklemi aşağıdaki gibidir:

$$ZC = \rho$$

Burada z akustik empedans, ρ ortamın yoğunluğu ve c o ortamdaki ses hızıdır (21).

Farklı fiziksel özelliklere sahip dokular, birbirleriyle temas halindeyken akustik bir arayüz üretir. US'de bir yankı oluşması için bu ayırıcı arayüz mevcut olmalıdır. Homojen ortamın hiçbir arayüzü yoktur, bu yüzden içinden geçen ses yansıtılmaz. Yansıtılan sesin miktarı, iki dokunun akustik empedansları arasındaki farka bağlıdır ve frekanstan etkilenmez (21).

2.2.2. Ses ve Doku Arasındaki Etkileşimler

Ses ve doku arasındaki etkileşimler; yansıma, kırılma, soğurulma ve zayıflamadır.

Attenuasyon

Ses, dokulardan geçtikçe zayıflar. Sesin zayıflamasına atenuasyon denir. Mesafe ne kadar uzunsa (dokular ne kadar derinse), ses ışıını o kadar zayıflar. İkinci olarak, yüksek frekanslar düşük frekanslardan daha fazla zayıflar (18). Atenuasyonun 3 ana nedeni vardır; yansıma, saçılma ve absorpsiyon.

Yansıma

Arayüze isabet ettikten sonra çeviriciye geri dönen ses miktarına yansıma denir. Çeviriciye geri dönmeyen ses tıbbi US'de kullanılmaz. Yansıma sesin insidans açısından etkilenir. İnsidans açısı 90° ise yansıma yalnızca akustik empedansla belirlenir.

Kırılma (Refraksiyon)

Kırılma, ileten ışının bir ortamdan diğerine geçerken bükülmesidir. Kırılmanın oluşması için iki ortam arasında ses hızı farklılığı olmalı ve insidans açısı oblik olmalıdır (22).

Saçılma

Sesin birçok yöndeki yansımasıdır. Ses ışınının dalga boyunun yansıtıcıların yüzeyinden daha büyük olduğu durumlarda görülür. Genel olarak saçılma miktarı frekans ile doğru orantılıdır (18).

Soğurulma (Absorbsiyon)

Akustik enerji ısıya dönüşür; dolayısıyla ses zayıflar. Ortamın viskozitesine ve ses demetinin enerjisine bağlıdır. Daha yüksek frekans ve artan doku derinliği daha fazla soğurulmaya neden olur. Normalde üretilen ısı miktarı fark edilemeyecek veya ölçülemeyecek kadar küçüktür. Absorpsiyon esas olarak US terapisinde kullanılır (18, 20).

2.2.3. Transduser (Çevirici)

Bir enerji formundaki bir sinyali, başka bir enerji formuna dönüştürür (19). Bir çeviricinin performansı şu faktörlerle belirlenir: Aksiyel ve lateral çözünürlük ve hassasiyet. Ses dalgasının frekansı aksiyel çözünürlüğü büyük ölçüde etkiler, yani yüksek bir frekans daha kaliteli bir görüntü anlamına gelir. Çeviricinin profili, lateral çözünürlüğü tanımlayan faktördür; dar bir ışın demeti çözünürlüğü artırır. Daha hassas bir çevirici, daha büyük bir kontrast oranı anlamına gelir (23).

2.2.4. Ultrasonografide Çözünürlük

Çözünürlük yan yana olan iki nesneyi ayırt etme yeteneğidir. Çözünürlük uzay (uzaysal), zaman (zamansal) veya gri tonları (kontrast) olarak tanımlanabilir. Uzaysal çözünürlük ayrıca aksiyel (ışın demetine paralel) veya lateral (ışın demetine dik) olarak kategorize edilir (18).

Aksiyel Çözünürlük

Aksiyel çözünürlük sesin ana demeti ekseni boyunca yapıları ayırt eder. Puls uzunluğu aksiyel çözünürlüğü belirler. Daha kısa pulsalar daha iyi görüntü oluşturur (18).

Lateral çözünürlük

Lateral çözünürlük, ses demetine dik iki yapıyı ayırma yeteneğidir. Ses ışınının en dar kısmı (odak noktası) en iyi lateral çözünürlüğe sahiptir. Bu odak noktasından uzaklaştıkça lateral çözünürlük düşer (18).

2.2.5. Ultrasonografik Gösterim Metodları (Mod)

Tıbbi görüntülemede üç farklı US modu kullanılmaktadır (5). Bunlar:

A mod (Amplitüd-genlik modu)

Tek bir çevirici, bir dokudaki bir çizgiyi tarar. Geri dönen yankının genliği, zamana karşı ekranda çizilir ve böylece mesafesi (derinliği) hesaplanabilir. Tek bir ses ışını kullanılır, dolayısıyla alınan veriler tek bir yankıdan gelir ve kullanımı sınırlıdır. Oküler ölçümler için A- modu kullanıldı (18, 25).

B-mod ("Brightness", Parlaklık modu)

Lineer dizilişli çeviriciler aynı anda vücuttaki bir düzlemi tarar. Geri dönen ekoların farklı genlikleri vardır. Genlikler farklı parlaklıktaki noktalara dönüştürülür. Görüntünün derinliği, pulsunun uçuş süresi ile orantılıdır (18, 25).

M-mod ("Motion", Hareket modu)

Hareketli yapılardan yansıyan dalgalar yatay eksenle zaman; dikey eksenle ise derinlik grafiği şeklinde monitöre aktarılır. Daha çok ekokardiyografi sırasında kardiyak fonksiyonların izlenmesinde kullanılır (26, 27).

2.2.6. Ultrasonografik Artefaktlar

US görüntüleme, mekanik enerjinin elektrik sinyallerine dönüştürülmesini içerir. Ekipmanın yazılımını oluştururken varsayımlar yapılır ve bu sıklıkla artefaktlara yol açar (28).

Akustik Gölgeleme Artefaktı

Yüzeysel doku güçlü bir reflektör olduğunda gelen US ışınının çoğu yansıtılır. Doku hiperekojen görünür ve altında siyah bir gölge görülür. Kemiklerde, kalsifikasyonlarda veya havada görülür (28, 29).

Akustik Güçlenme Artefaktı

Ses dokularda ilerledikçe zayıflar. Zayıflama sıvı içeren yapılara kıyasla katı dokularda daha fazladır. Bu nedenle sıvı içeren yapının arkasındaki dokular, yanındaki dokulara kıyasla hiperekojen olarak görülür. Bu artefaktın tipik özelliği kistik lezyonların arkasında oluşmasıdır (29).

Reverberasyon Artefaktı

İki paralel, yüksek derecede yansıtıcı yüzey mevcutsa, çeviriciye güçlü bir sinyal geri gönderilir. Sesin bir kısmı aynı gölgeyi oluşturmak için tekrar geri yansıtılır. Zaman gecikmesi nedeniyle ikinci gölge daha derin bir mesafede oluşur. Bu nedenle aynı yapı farklı bir ekran derinliğinde temsil edilir. Bu durum birçok kez tekrarlanabilir. Ekranda eşit uzaklıkta aralıklı çoklu lineer yansımalar görülür. Bir iğne gibi özel reflektörler bu artefakta neden olabilir (29, 30).

Ayna Artefaktı

Yüksek yansıtıcı akustik arayüzler ses ışınlarının yankılanmasına ve saçılmasına neden olur. US dalgaları, görüntülenen yapılara geri gönderilir ve görüntünün ikinci bir kopyası oluşturulur. Bu ikinci görüntü ters çevrilmiş ve bozuktur. İkinci görüntü güçlü yansıtıcı arayüzün derinliklerindedir. Tipik örnek, diyaframın derinliklerinde görülen karaciğerin ayna görüntüsüdür (28, 29).

Kırılma (Refraksiyon) Artefaktı

Eğik bir ses dalgası, farklı ses hızlarına sahip iki ortam arasındaki bir arayüze çarptığında ses demeti bükülür ve yön değiştirir. Orijinal ses yolunda olmayan objeler, bu yoldaymış gibi görüntülenir. İnsidans açısı keskinse görüntünün duplikasyonu bile meydana gelebilir. Rektus abdominis kasları ile karın duvarı yağ dokusu arasındaki arayüzde görülebilir. Çeviricinin 90 dereceye yerleştirilmesi bu artefaktı en aza indirir (29, 30).

Kuyruklu Yıldız Artefaktı

Kuyruklu yıldız kuyruğu artefaktı bir reverberasyon biçimidir. Bu artefakta iki paralel yansıtıcı arabilim ve sıralı yankılar birbirine yakındır. Sıralı ekolar zamanla zayıflatılır ve genlikleri azalır. Ekranda sıralı yankılar birbirine çok yakın olabilir, tek tek sinyaller algılanamaz. Sonuç olarak üçgen, konik şekilli bir artefakt oluşur (30, 31).

Kesit Kalınlığı Artefaktı

Ses demeti kalınlığı, incelenen bölgedeki kistik oluşumun genişliğinden daha fazla olduğunda ses demetinin bir kısmı kesit planı dışındaki yapılara çarpıp kistin içine doğru uzanım göstermektedir. Bu durumda kistik alan içinde çamur - pü y benzeri görünüm oluşmaktadır. Kazancın düşürülmesi ya da uygun odaklama ile önlenebilen bir artefaktır (26).

Aks Dışı (Off-Axis) Artefaktı

Ses demetinin ilerleyişi sırasında demetin yoğunluğu merkezden çevreye doğru azalır. Yoğunluk, odak alanında en yüksektir. Akustik gölge varlığının önemli olduğu durumlarda (böbrek, safra kesesi taşı gibi) akustik gölgenin ortaya çıkması için çeviricinin odak alanı iyi ayarlanmalıdır (26).

2.3. Doppler Ultrasonografi Fiziği

2.3.1. Doppler Kayması (Etkisi)

Bir US demeti kaynağı ve reflektör sabitse yansıyan ses demeti frekansı değişmez. Ancak nesne hareket ederse yansıyan ses dalgasının frekansında bir değişiklik meydana gelir. Reflektör ses kaynağına doğru hareket ediyorsa ses demetinin frekansı artar. Yayılan ses ile alınan yankı arasındaki bu frekans kaymasına Doppler efekti veya kayması denir (32, 33). Frekanstaki kayma doğrudan reseptörün frekansındaki değişiklik ile ilişkilidir. Dokudaki ses hızı ile ters ilişkilidir. İnsidans açısının kosinüsü ile doğrudan ilişkilidir (29). Doppler ölçümünde 90°'lik bir açı sinyal üretmez. Pratik olarak 30° ile 60° en iyi Doppler açısını sunar (32).

2.3.2. Doppler Yöntemleri

Renkli Doppler, Sürekli Dalga Doppler, Spektral Doppler ve Power Doppler gibi Doppler ultrasonografi yöntemleri kullanılmaktadır.

Renkli Doppler

Dokuya paketler şeklinde gönderilen ses demetleri birkaç hedeften geri döner. Doppler kayma frekansını tanımlamak için o hedef ile ilgili bir puls dizileri analiz edilir. Daha sonra puls lar piksel olarak eksprese edilir. Bunların her biri için hesaplanan Doppler kaymaları arasında farklı değerlere ve farklı renk kodlarına atanır. Renkli bir görüntü oluşturmak için bu işlem birkaç kez tekrarlanır. Doppler kaymalarının renk kodlu bir haritası, B modu US görüntüleri üzerine yerleştirilir. Çeviriciden uzaklaşan akımlar mavi, yaklaşan akımlar ise kırmızıdır (32, 33).

Devamlı Dalga ("Continuous wave"= CW) Doppler

Çevirici probunun iki elemanı vardır: Sürekli olarak US dalgaları üreten (aktif eleman) ve sürekli olarak yankıları alan ikinci bir eleman (pasif eleman). Hızı tespit etmek için kullanılırlar. Ancak mesafe bilgisi bulunmadığından iki boyutlu görüntüler oluşturamazlar. Fetal kalp atışı veya arteriyel nabız alımında kullanılırlar (18, 20).

Spektral ("Pulsed wave"= PW) Doppler

Çevirici probu sadece bir kristal elemana sahiptir. Bu eleman, ses dalgaları yayabilir ve ayrıca geri dönen ekoları kaydedebilir. Sesi yayar ve ekoları almak için duraklar. İlgilenilen örnekleme

alanından yansıyan sesin Doppler kaymasını saptar. Frekanstaki değişiklikler grafik modunda ifade edilir. Frekanstaki değişiklikler zamana karşı bir spektrum üzerinde gösterilir. Spektral Doppler'de zaman x eksenine üzerine çizilirken akış hızları y eksenine üzerine çizilir. Bu nedenle maksimum hız, ortalama hız vb. ölçülebilir (20, 32).

Power Doppler

Görüntü yalnızca Doppler sinyalinin intensiteden oluşur. Frekans kayması ve yönü ile ilgili veriler kullanılmaz. Dolayısıyla oluşan görüntü akış yönünü veya akış hızını göstermez. Frekans kayma verileri kullanılmadığından aliasing meydana gelemez, gürültü oranı daha azdır. Power Doppler görüntüleme Doppler açısına çok daha az bağımlıdır. Küçük damarlar ve düşük akış hızı gösteren damarlar görüntülenebilir (24).

2.4 Elastografik Ultrasonografi (EUS)

Doku sertliğinin değerlendirilmesi hastalıkların tanısında önemlidir. Palpasyon, doku sertliğini incelemek için kullanılır. Boyun, skrotum gibi organların patolojilerinin sertliğini belirlemek için palpasyonla kolayca değerlendirilebilir. Ne yazık ki palpasyonların kullanımı bazı organlarla sınırlıdır ve aynı zamanda oldukça subjektiftir. Sonoelastografi, dokuların sertliğini değerlendirmek için kullanılabilecek US merkezli bir yöntemdir. B Mod ve Doppler US tarafından sağlanan bilgilere ek bilgi sağlar. Bu nedenle erken malignitelerin saptanmasına yardımcı olabilir ve benign lezyonları, malign lezyonlardan ayırt edebilir (35, 36).

2.4.1. Elastografi Fiziği

Birçok parametre dokunun mekanik özelliklerini gösterebilir: Young modülü, kesme modülü, bulk kompresyon modülü, Poisson oranı, viskozite, anizotropi ve heterojenite indeksleri vb. Young modülü, yumuşak dokunun biyomekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan en pratik parametredir. Young modülü (E) veya Shear elastik modülü (m) “esneklik” veya “sertlik” terimleriyle tanımlanmaktadır (37). Young modülü (E) ve Shear modülü (G) sırasıyla kompresyon ve shear yoluyla dokuları deforme etmenin ne kadar zor olduğunu gösterir (38).

EUS yöntemleri iki gruba ayrılır: Yarı statik (strain esaslı) ve dinamik (shear wave esaslı). Uygulanan kuvvetleri, bu yöntemleri ayırt etmek için kullanılır. SE’de, harici kuvvet (prob basıncı) veya endojen mekanik kuvvet (örn. Arteriyel pulsasyon) gerekir. Shear wave elastografide (SWE) görüntüleme sistemi shear dalgalarını üretir, bu nedenle harici/endojen kuvvet gerekmez.

Strain görüntülemesinde Hookes kanunu kullanılmaktadır.

Hooke Yasası: $E = \sigma / \epsilon$

σ : Uygulanan kuvvet,

ϵ : Strain

Strain görüntülemesinde uygulanan kuvvet bilinmediği için Young modülü kullanılamaz. Young modülü, SWE’de kullanılır.

Young modülü, şu formül kullanılarak hesaplanır: $E = 3\mu(1 + \nu)$.

ρ : sayı yoğunluğu

cs: shear wave hızını(SWV) temsil eder.

Çoğu US sistemi hem kPa hem de m/s cinsinden sertlik değerlerini gösteren bir tablo gösterir (35, 39).

Gerinim (strain) = Stres/Esneklik katsayısı

Özetle, esneklik katsayısı daha yüksek olan dokular, stres uygulandığında daha az şekil değişikliği göstermektedir. Düşük esneklik katsayısına sahip dokulara stres uygulandığında daha fazla değişecektir. Bu şekil değişikliği uygulanan stres ile doğru orantılıdır.

Bir dokunun elastikiyet katsayısı, dokunun şekli ve boyutundan bağımsızdır. Esneklik katsayısı bir dokunun mekanik özellikleri hakkında bilgi verir. Bu nedenle farklı esnekliğe sahip dokuların karşılaştırılmasına yardımcı olabilir.

Bazı maddelere kuvvet uygulandığında şeklini değiştirir; ancak stres giderildiğinde orijinal formlarına geri döner. Bu maddelere "elastik" veya "esnek" maddeler denir. Stres altında şekil değiştirmeyen diğer maddelere "katı" maddeler denir. Kuvvetin etkisi altında şekil değiştirdikten sonra orijinal hallerine dönmeyen malzemelere "plastik" malzemeler denir.

Her katı madde için biçim değişikliğinin esnek olduğu bir sınır vardır. Aynı madde küçük kuvvetler etkisinde esnek şekil değişimlerine uğrarken, büyük kuvvetler etkisinde plastik şekil değişikliğine de uğrayabilir. Çubuk biçimli esnek bir cisimde çubuk doğrultusunda uygulanan kuvvet, kuvvetin meydana getirdiği boyca uzama ile doğru orantılıdır. Bu yasa Hooke Yasası olarak adlandırılır.

$$F/A = Y \times (\Delta L/L)$$

F: Uygulanan kuvvet

A: Kesit alanı

Y: Young modülü

ΔL : İlk ve son boy arasındaki farkı

L: Boy

Esnek şekil değişikliğinin uzama, hacimce değişme, makaslama gibi üç temel biçimi ve bu temel biçimlere indirgenebilen eğilme, bükülme gibi farklı türleri vardır. Burkulma ise maddeye uygulanan güç sonucu meydana gelen biçim değiştirmesinin tüm etkilenen boydaki yüzdesel dağılımıdır. Burkulma miktarı, materyalin orijinal boyundaki değişimin ilk boyuna bölünmesi ile hesaplanır.

$$\text{Burkulma (e)} = \Delta L / L \quad (40)$$

Elastik bir maddeye aksiyel (aşağı doğru) bir sıkıştırma uygulandığında, bu sıkıştırmayı telafi etmek için madde lateral (yana doğru) bir harekete geçer. Lateral strain değeri, aksiyel strain değerinin yarısıdır. Lateral- aksiyel strain oranına *Poisson oranı* denir (36).

Yükseklik (h) ve genişlikteki (w) bağıl değişmelerin ($\Delta h/h$ ve $\Delta w/w$), boyca değişme ile ilişkili olarak;

$$\Delta h/h = \Delta w/w = -\sigma (\Delta L / L)$$

şeklinde yazılabileceği gösterilmiştir.

Burada σ madde özelliğidir ve Poisson oranı olarak isimlendirilir. Başka bir ifade ile Poisson gerilmesini bir cismin uzarken incelmeye uğradığı olarak da tanımlayabiliriz. Bu tip gerilme, uzamaya göre ters yönde negatif bir gerilme biçimidir. Boy artarken cisim çapı azalmaktadır (36).

2.4.1.1. Sıkışma Esnekliği

Her tarafından bir basınç altında sıkıştırılmaya çalışılan bir maddenin hacmi bağıl olarak azalır ve hacim zorlanması ($\Delta V/V$) basınçla orantılıdır:

$$P = B (\Delta V/V)$$

P: Basınç

V: Hacim

ΔV : Hacimdeki değişiklik

B: Sıkışma esnekliği modülü (Bulk Modulus)

Sıkışma esnekliği modülünün katılarda;

$$B = Y / (1 - 2\sigma)$$

olduğu gösterilmiştir. Sıkışma esnekliği modülünün (B) tersine ortamın sıkıştırılabilirliği denir. Katı maddelerin esnekliği genellikle Y ve B cinsinden belirtilir.

Eğilme ve bükülmeye ait esneklik şekil değişimleri de tanımlanabilir. Eğilme ve bükülmeye ait parametreler de Young modülü ve Poisson oranı cinsinden yazılabilir (40).

2.4.1.2. Kayma Esnekliği

Katı cisimler üzerine birbirine paralel ancak zıt yönlerde bir kuvvet uygulanırsa cismin iç yapısında farklı yer değiştirme hareketleri oluşur. Kuvvet yönünde hareket meydana gelirken, zıt yönde madde içi moleküllerde ters yönde bir kaymaya karşı durma (kayma gerilimi) ortaya çıkacaktır.

Kübik bir blok cismin S alanlı üst yüzeyine teğet F kuvveti uygulandığında;

$\gamma = F / S$ oranına kayma gerilimi (shear stress) denir.

Kayma gerinimi (shear strain) ise;

$$\theta = \delta / L = (\sqrt{2} \Delta D) / L = 2 (\Delta D / D) \text{ şeklinde yazılır.}$$

Stres–gerinim ya da gerilim–gerinim (stress-strain) ilişkisi;

$\gamma = \mu \cdot \theta$ şeklinde yazılabilir.

Kayma modülü (shear modulus, katılık (rijitlik) katsayısı);

$$\mu = Y / 2 (1 + \sigma) \text{ olarak ifade edilir.}$$

Homojen ve izotropik maddelerin tüm esneklik özellikleri γ ve σ sabitleri cinsinden ifade edilebilmektedir. Biyolojik maddelerin yapıları viskoelastik, anizotropik ve sıkıştırılmaz olarak kabul edilebilir (40).

2.4.2. EUS Teknikleri

Bir dokuya eksternal kuvvet uygulandığında, hem dokuda hem de çevresinde yer değiştirme ve deformasyon meydana gelir. EUS tekniklerinin temel prensibi, dokuların bu yanıtını ölçmektir (41).

EUS'de kullanılan kuvvet farklı şekillerde elde edilebilir. Dokular uygulanan kuvvete farklı tepki verir. Bu tepki, dokuların sertliğine ve elastikiyetine dayanır. Elde edilen veriler ile elastogramların oluşturulmasında dokuların elastisite verilerinin Young modülüne göre dağılımı kullanılır (42).

Bir dokunun iç gerilimi Youngs modülü ile gösterilir. Mevcut teknolojiyle, dokular hem US'de görsel olarak izlenebilir hem de dokunun gerinim değerleri Akustik Radiation Force Impuls (ARFI), Shear Wave Elastografi (SWE) ve Transient Elastografi (TE) gibi yarı kantitatif yöntemler kullanılarak karşılaştırılabilir. SWE ayrıca shear dalgası hızını ölçen ve doku sertliğini kiloPascal (kPa) olarak hesaplayan kantitatif bir yöntemdir.

EUS teknikleri, US'de kullanılan kuvvete ve ayrıca sinyallerin alınmasına göre yarı statik ve dinamik olarak iki sınıfta incelenir.

Yarı statik yöntemlerde, dokular bir prob ile mekanik olarak uyarılır. Dinamik EUS tekniklerinde, probdan gelen akustik dalgalar ile doku uyarılır (dış kuvvet gerekmez). Her iki yöntemde de, dokuların bu harici uyarana tepkisi farklı yöntemlerle ölçülür.

Genel olarak EUS teknikleri, strain elastografisi (SE), ARFI, SWE ve Transient Elastografi (TE) olarak sınıflandırılır. Bu yöntemler arasında strain elastografisi yarı statik, diğerleri dinamik EUS yöntemleridir (43).

2.4.2.1. Yarı-Statik Yöntemler

SE, yarı-statik ve yarı-kantitatif bir yöntemdir. Bu teknikte ilgilenilen alana proba kompresyon yapılır. Uygulanan kuvvete yanıt olarak ortaya çıkan doku deformasyonu ve yer değişimi görüntülenir ve dış kuvvet uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra dokunun lokalizasyonu belirlenerek dokunun hareketi hesaplanır. Bu teknikte strain ile ifade edilen dokunun uygulanan kuvvet yönünde kontrakte ya da ekspansive olmasıdır. Uygulanan kuvvet US probu ile vücut yüzeyine bası ve geri çekme şeklinde olur. Gerçek zamanlı görüntüleme ile dokunun prob ile bası (kompresyon) ve probun geri çekilmesi (dekompresyon) sırasındaki hareketi US monitöründe gri skala ve renkli elastogram olarak ayrı iki pencerede izlenebilir. Aynı zamanda uygulanan kompresyon ve dekompresyon dalgaları US cihazı monitöründe sinüzoidal dalga şeklinde izlenebilir. Strain değeri ölçülürken monitörde izlenen dekompresyon dalgasından ölçüm yapılması tercih edilir. Çünkü dekompresyon dalgası fazında dokuya dışarıdan kuvvet uygulanmaz. Bu faz dokuya uygulanan kompresyon sonrası dokunun eski haline dönme sürecini içerir ve dokunun uygulanan kuvvete kendi iç dinamikleri ile verdiği yanıtı gösterir. Bu nedenle dekompresyon fazında yapılan ölçümlerin dokunun elastisite özelliklerini kompresyon fazına göre daha iyi temsil ettiğine inanılır. Dokunun dış kuvvete bağlı deformasyonu ve yer değişimi dokunun sertliği ile ters orantılıdır.

Dokulara dış yolla mekanik aletler yardımı ya da serbest el tekniği ile prob basısı yapılarak kuvvet uygulanabilir. Serbest elle yapılan elastografi tekniğinde elde edilen veriler gözlemci içi ve gözlemciler arası değerlerin anlamlı farklılık göstermediğini ortaya koymuştur. SE'de dokuların fizyolojik hareketlerden (kalp atımı gibi) kaynaklanan internal kuvvetlere verdiği yanıt da ölçülebilir.

SE'de prekompresyon safhasında incelenen alandan gelen ekolar analiz edilir ve bu safhada görüntüyü oluşturan radyofrekans sinyalleri depolanır. Aynı işlem kompresyondan sonra da yapılır ve iki pencerede de elde edilen sinyaller karşılaştırılarak aradaki fark belirlenir. Bu aradaki fark dokunun yer değiştirmesidir. Daha sonra probdan uzaklığa bağlı olarak görüntüdeki her noktanın yer değişim değişikliklerinin hızı dijital veri şeklinde kaydedilir. Dokuların kompresyon ve dekompresyon fazında oluşan bu yer değişim hız değerleri strain değeri olarak adlandırılır ve elastogramda gösterilir. Strain değeri dokunun sadece yer değişimini değil, aynı zamanda deforme olma derecesini de temsil eder. Sert dokular bir bütün halinde komprese edilebildiğinden, yumuşak dokulara göre daha az deforme olurlar ve daha az yer değiştirirler. Sert dokular yumuşak dokulara göre daha homojen olduğundan bu dokuları oluşturan komponentler de uygulanan kuvvete homojen bir yanıt verirler. Bu nedenle sert dokuların strain değerleri düşüktür. Yumuşak dokular, uygulanan kuvvet sonrası sert dokulara göre daha fazla deforme olurlar ve yer değişikliğine uğrarlar. Yumuşak dokular bir sünger gibi komprese edildiğinden proba yakın alanlar uzak olanlardan daha fazla yer değişimine uğrar.

SE'de elde edilen görüntülerde dokular strain özelliklerine göre renkli ya da gri skala görüntülerde kodlanırlar. Genellikle sert dokular mavi renkte, yumuşak dokular kırmızı renkte, ara sertlikteki dokular ise yeşil renkte izlenirler. Strain indeksi (SI) ise incelenen dokunun çevresindeki strain değerinin incelenen dokunun strain değerine oranıdır. SI'nın hesaplanmasında karşılaştırılacak olan alana mümkün olduğunca o alanı temsil edecek büyüklükte bir inceleme alanı "region of interest" (ROI) yerleştirilir ve o alan ile aynı hizada olan referans dokudan ROI ile ölçüm yapılarak referans ROI'nin ilk ROI'ye oranı elde edilir. Sert dokuların SI değerleri yüksektir; çünkü genellikle çevre dokulara göre daha az komprese edilebilir ve deforme olurlar. Farklı lezyonların elastisitesinin karşılaştırılmasında SI değeri ölçüt olarak alınır.

SE'de incelenen alanın tümünde gerinim görüntülenmesi ve ölçümü yapılabilir. SE'de görüntü kalitesini etkileyen parametreler pencere genişliği, prob bası hızı ve kuvvetidir. Bu teknikte görüntü gürültüsünü azaltmak için prob hareketi tek yönlü olacak şekilde dikkatli yapılmalı, palpasyon hızı dikkatli seçilmeli ve elastografi pencerelerinin boyutları incelenecek olan alana lokalize olacak şekilde belirlenmelidir. Prob basısı olabildiğince eşit aralıklı olmalıdır. Yavaş prob basısı, hızlı basıya göre daha kaliteli görüntü sağlamaktadır. SE'de dokuların elastisitesini daha iyi değerlendirmek için prob ile hedef arası <3-4 cm olmalı, karaciğer gibi homojen bir organ incelenmeli ve elastisitesi değerlendirilecek alan ile prob arasında büyük venler gibi bası dalgalarını absorbe edecek yapı bulunmamalıdır (43).

2.4.2.2. Dinamik Yöntemler

Dinamik EUS'de temel prensip dokuların akustik impulsar ya da titreşim dalgaları ile kuvvete maruz bırakılması ve dokulara uygulanan bu kuvvet sonucu oluşan Shear dalgaların hızlarının ölçülmesidir. Shear dalgaları, US dalgalarına benzer özelliklerde olup mekanik dalgalar ve yumuşak dokularda yayılım gösterirler. Shear dalgaları aksiyel düzlemdeki kompresyon düzlemine dik olarak laterale doğru tıpkı suyun titreşimi ile oluşan dalgalar gibi hareket ederler (43). İnsan vücudunda

yüksek frekanslarda ve çok hızlı (~ 1500 m/s) yayılan US dalgalarının aksine, shear dalgaları sadece düşük frekanslarda (10 Hz ila 2000 Hz) üretilir.

Shear dalgaları çok yavaş yayılır; hızları ($\sim 1\text{--}50$ m/s) ortamın shear modülü ile doğru orantılıdır. Yumuşak dokudaki Young modülünün shear modülünün üç katı olduğu varsayılmaktadır. Bu nedenle shear dalgası yayılma hızı, Young modülünün kantitatif haritalarını üretmek için kullanılabilir. Shear dalgalarının yayılmasına dayanan dinamik elastografi teknikleri, yarı statik yöntemlere kıyasla kantitatif ve daha yüksek çözünürlüklü Young modülünün haritası oluşturabilir (44).

2.4.2.3. Akustik Radyasyon Kuvvetleri Impulsu “Acoustic Radiation Force Impulse” (ARFI) Tekniği.

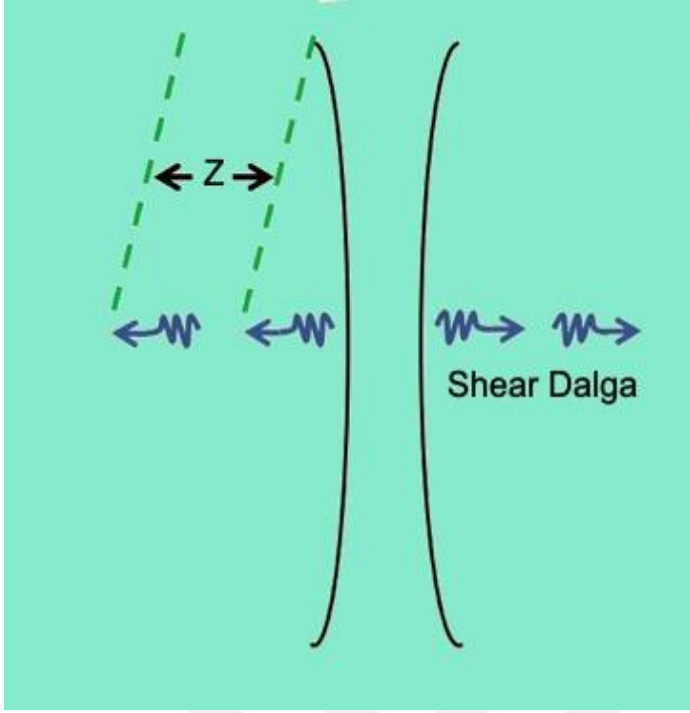
US dalgası dokulardan geçerken, emilim ve saçılma nedeniyle momentumun dalgadan dokulara aktarılması oluşur. Momentumun transferi Akustik Radyasyon Kuvvetleri (ARF) üretimiyle sonuçlanır (34).

Bir ARFI dizisi, üç puls türü içerir:

1. Referans puls: ARF uygulanmadan önce bir referans konumu belirtmek için kullanılırlar.
2. Uyarı (itme) puls: Lokalize doku deformasyonuna neden olan ARF pulstur.
3. İzleme puls: Uyarı pulsundan hemen sonra dokulara gönderilir. Doku deformasyonunu ve başlangıç pozisyonuna dönüşünü kaydeder.

Bu pulslardan elde edilen veriler, tıpkı B-mod görüntülemeye olduğu gibi 2 boyutlu (aksiyel veya lateral) bilgi üretmek için kullanılabilir. Tek bir referans pulstan ve takip eden pulslardan gelen bilgiyi kullanarak zaman içinde oluşan aksiyel deformasyonu göstermek için hesaplanabilir. Böylece yumuşak dokuların göreceli sertliği gösterilir. Dokulardaki ARFI'nin neden olduğu dokulardaki değişiklikler, kalitatif görüntüler üretmek için ölçülebilir. Kalitatif görüntülerin üretimi, shear dalgası hızının ölçülmesini içermez. Siyah-beyaz görüntülerde, yumuşak dokular parlak görünürken sert dokular koyu görünür.

Genel olarak, daha yumuşak bölgeler daha fazla deforme olurlar. Maksimum deformasyona ulaşmak daha uzun zaman alacaktır. Ayrıca başlangıç pozisyonuna daha sert dokulardan daha yavaş dönerler. Ayrıca yer değiştirme hareketinin bir sonucu olarak, shear dalgaları oluşur ve bu dalgalar, US cihazı tarafından US korelasyon yöntemi ile tespit edilir (Şekil-1). ARFI tekniğinde shear dalgaları hızının ölçümü yapılarak kantitatif değerlendirmede yapılabilir. Doku sertliği arttıkça SWV artar. Ölçümler $1 \times 0,5$ cm boyutlarında dikdörtgen bir kutucukta yapılır. Shear dalgalarının hızları m/sn ile ifade edilir ve doku elastisitesinin kareköküne eşdeğerdir (43, 45).



Şekil-1: ARFI dalgasına ikincil oluşan shear dalgasının, belirli bir zaman içerisinde (Z) bulunduğu farklı konumu yakalayıp zaman temelinden hız değerine ulaşılır. Hız değeri elde edildiğinde Young modulus formülü ile dokunun sertlik değeri de hesaplanabilir (35).

2.4.2.4. Transient Elastografi (TE)

Harici bir vibratör, dokulara düşük frekanslı geçici dalga gönderir. Daha sonra vibratörün eksenini boyunca dalganın hızı izlenir ve ölçülür. Elde edilen bu ölçümler, yumuşak dokunun elastik modülünü nicel olarak belirlemek için kullanılır. Bu yöntem öncelikle karaciğer fibrozisinin ölçülmesinde ve evrelendirilmesinde kullanılır. Fibrozis seviyesi arttıkça ROI'daki geçici dalganın hızı artar (46).

Tekniğin avantajı, gözlemci içi ve gözlemciler arası farklılığın minimal olmasıdır. Ancak yöntemde herhangi bir görüntü elde edilmediğinden, karaciğer kitlelerini incelemek için kullanılamaz. Obez hastalarda ve dar interkostal aralığı olan hastalarda abdomene yönelik ölçümler için başarısız ölçüm oranı yüksektir. Ayrıca karaciğer çevresinde sıvı varlığında yöntem kullanılamaz (43).

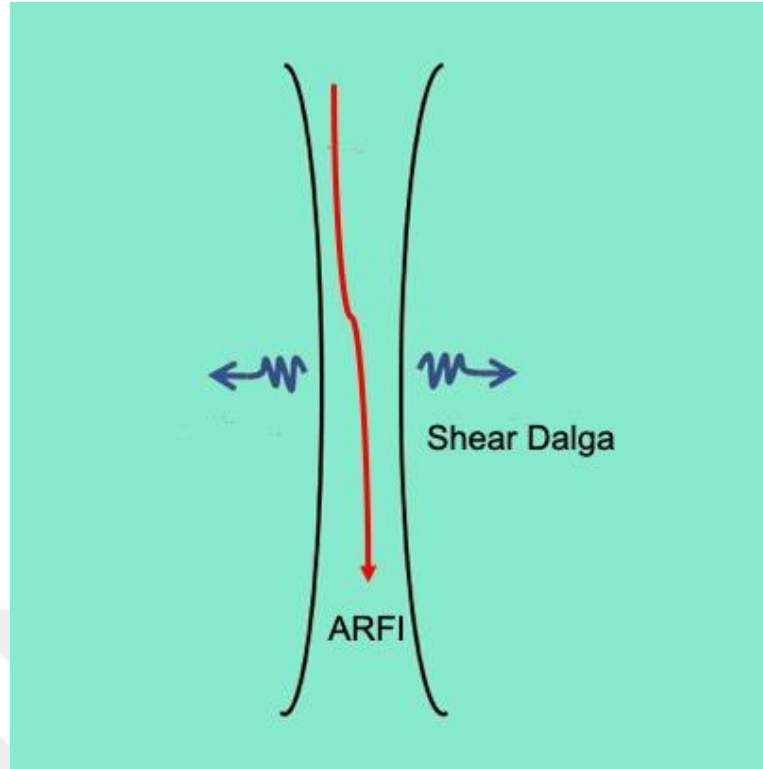
2.4.2.5. Noktasal Shear Wave Elastografisi “Point Shear Wave Elastography” (pSWE)

Bu yöntemde, geçici yer değiştirme (deformasyon) oluşturmak için bir ARFI kullanılır. Dokularda oluşan geçici yer değiştirme/deformasyon, geçici shear dalgasının üretilmesine yol açar. Oluşan yer değiştirmesi, US ışını boyuncadır. Bu nedenle, korelasyon izleme (correlation tracking) veya Doppler kullanılarak shear dalgasının küçük yer değiştirmelerini ölçebilir. Üretilen shear dalgası bir ROI içinde izlenir ve yakın A-hatlarına varış süresi ölçülür. Daha sonra iki nokta arasındaki ortalama kayma dalgası hızı hesaplanabilir (Şekil 2). Shear dalgasının hızı yaklaşık 8 cm derinliğe kadar ölçülebilir.

Çoğu sistemde, doku esnekliğinin ölçümü m/s veya kilopaskal (kPa) cinsinden ifade edilir. Shear dalgası hızı başlangıçta m/s olarak ölçülür, ancak çoğu sistem bu birimin otomatik olarak kilopaskal (kPa) dönüştürülmesine izin verir. Kilopaskal, elastik modülün birimidir. M/s'nin kilopaskal'a dönüştürülmesi doku yoğunluğunun aynı olduğunu varsayar. Ayrıca bu dönüşüm sırasında yapılan diğer varsayım, elastik modülün uygulanan kuvvetin büyüklüğü, frekansı ve yönünden etkilenmediğidir. Bu nedenle en çok kullanılan birim kPa olmasına rağmen en doğru birim m/s'dir.

Tıpkı TE'de olduğu gibi hiçbir görüntü üretilmez ancak ROI'nin yerleştirilmesine rehberlik etmek için US görüntüleme kullanılır. Yöntem yaygın karaciğer hastalıklarının karakterizasyonunda kullanılır. Tekniğin TE'ye göre birçok avantajı vardır. Asitlerin (perihepatik sıvı) varlığında kullanılabilir. Geleneksel US rehberlik sunduğundan, yöntem obez hastalarda veya dismorfik karaciğerleri olan hastalarda da kullanılabilir.

Şu anda Siemens (S-Shearwave Elastography), Philips, Esaote, Hitachi ve Samsung gibi üreticiler sistemlerinde pSWE sunmaktadır. Bunların arasında Siemens (Virtual Touch Quantification) ve Philips (ElastPQ) tarafından geliştirilen pSWE sistemleri kapsamlı bir şekilde değerlendirildi (47, 54).

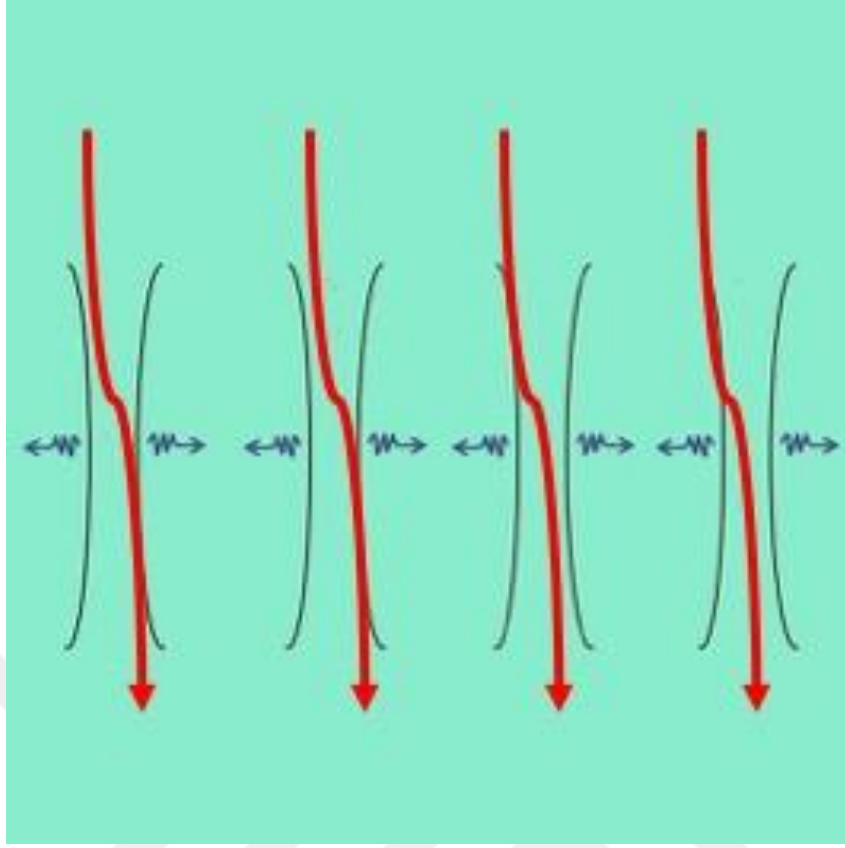


Şekil-2: Point shear wave (pSW)” yöntemi için örneklenecek bölgeye gönderilen ARFI ses dalgası tek paket olarak uygulanır ve uygulandığı bölgede geliş yönüne dik shear dalgaları oluşturur. Elastografi değeri için tek ölçüm kutusu kullanılır (35).

2.4.2.6. Shear Dalga Hız Görüntüleme

“2D (iki boyutlu) shear wave” elastografi (2D-SWE) ve “3D (üç boyutlu) shear wave” elastografi (3D-SWE) eş zamanlı doku içine, çoklu ARFI dalgası uygulanması ve buna bağlı oluşturulan çok sayıda shear dalgasının ölçümü ile elde edilen görüntüleme yöntemidir (Şekil-3). 2D-SWE’de doku içine pSWE’de kullanılan ROI’ye kıyasla daha büyük bir ROI yerleştirilir. ROI içinde renkli elastografi haritası da ticari firmaya bağlı olarak elde edilebilmektedir. Elastografi görüntü üzerinde çok sayıda noktadan, shear dalga hız ölçümü gerçekleştirilir. 3D-SWE ile tek bir ticari firmanın (SuperSonic Imagination AixplorerTM) sunduğu cihaz üzerinde gerçek zamanlı, 2D-SWE’ye benzer, kantitatif ölçüm imkânı sunan elastografi incelemeye olanak sağlamaktadır.

2D-SWE görüntülemeye; Canon, Philips ve Mindray firmalarının kullandığı teknoloji, temelde Siemens firmasının kullandığı teknoloji ile benzerdir. Mindray firmasının kullandığı teknolojiye, birbirine oldukça paralel yönlendirilen ARFI dalgaları ile 4 cm genişlikte bir alanda, saniyede 1000’den fazla ölçüm yaparak shear dalga ölçümünü gerçekleştirir. Philips firması da benzer teknolojiyi kullanır, alan genişliği 5-7 cm arasındadır ve 0.4 – 20 MHz arasında frekansa sahip probalar ile görüntüleme imkânı sunar. General Electric (GE) firması öncelerden farklı olarak “comb push” adı verilen teknolojiyi kullanır. Bu teknoloji ile eş zamanlı dokuya iletilen çok sayıda ARFI dalgası ve buna bağlı oluşan farklı yönlerdeki shear dalgaların ölçüm noktasına ulaşma sürelerini ayrı ayrı hesaplar ve Fourier analiz ile verileri işler. Bu sayede büyük 2D-SWE ROI’ye ait verileri 100 ms sürede oluşturur (35).



Şekil-3: “2D shear wave” yönteminde hedeflenen alan için seçilen ROI içerisine çoklu ARFI uygulaması yapılır (35).

2.4.3 Elastografide Kullanılan Ölçüm Birimleri

Sheardalgası elastografisinde, Sheardalgası hızının temel birimi m/s'dir. Bir bilgisayar programı, m/s'yi kilopaskallara (kPa) dönüştürmek için matematiksel bir denklem kullanır (35).

2.4.4. Elastografide Artefaktlar

2.4.4.1. Strain Elastografi Artefaktları

SE'de elde edilen görüntüler çevresel faktörlerden etkilenir; çünkü uygulanan mekanik kuvvet homojen değildir. İkinci olarak, cilt ile prob teması arasında yüzey problemleri de inceleme sırasında karşılaşılabılır; ancak bunlar kalın bir US jeli kullanılarak kolayca giderilebilir.

Sert bir doku ile komşuluk gösteren elastik doku içinde, sert doku ile temas köşelerine uyan, dört yöne uzanan, daha sert değerlerde renk kodlaması olur. Buna Malta Haçı artefaktı adı verilmiştir. Buna benzer şekilde dokuların dış kenarlarında kenar güçlenmesi (edge enhancement) oluşur.

Kaygan sınırları olan bir doku, dokuların genel dokusundan farklı olarak, heterojen bir kenar esnekliği sergiler. Doku kenarlarında, merkez bölgelere göre daha sert renk değerleri kaydedilir.

Gri skala US incelemesinde olduğu gibi sert bir periferik kabuğa sahip elastik bir yumuşak dokuyu değerlendirmek imkansızdır. Yani periferik kalsifik lezyonlar elastografi ile incelenemez (yumurta kabuğu etkisi).

Kompresyon altında (örn: şiddetli palpasyon), dokulardaki kistler kollabe olur. Sonuç olarak kistin periferinde düşük sertlikte gösteren renk kodlaması görülür. Kistin merkezinde ise gürültüye işaret eden karmaşık bir renk kodlaması görülmektedir. Bu etkiye hedef (target) veya öküz gözü (bull's-eye) görünümü ismi verilmektedir.

SE'de görülen artefaktlar aşağıdaki adımlarla en aza indirilebilir:

1. Hedef doku ve prob arasındaki mesafeyi artırmak için kalın bir sonografik jel tabakası kullanılması. Kalın sonografik jel tabakası çok yüzeysel dokuların değerlendirilmesinde yardımcı olur.
2. Tüm alanı kaplayan ve dokuyu santralize eden bir prob tercih edilmelidir.
3. Çok yakın alanda homojen doku yapısı olan çevre organlardan (örn: karaciğer) kaçınılmalıdır.
4. Kayma hareketi olan bölgelerin değerlendirme alanı dışında kalmasına dikkat edilmelidir.
5. Doku kenarlarının ve komşu organ geçişlerinin inceleme alanı dışında kalmasına dikkat edilmelidir.
6. Dış kuvvet transferini ve deformiteyi azaltan yapılar (örneğin büyük vasküler yapılar) değerlendirilen bölgede olmamalıdır.
7. Aynı anda çok fazla hedef doku inceleme alanında olmamalıdır (35).

2.4.4.2. Shear Dalga Elastografi Artefaktları

Kapsül Reveberasyon Artefaktı

Karaciğer kapsülüne yakın görülür. Shear dalgası değerlerinin artmasına neden olur; böylece karaciğer sertliğinin fazla tahmin edilmesine yol açar. ROI'yi kapsülün 2 cm altına yerleştirmek, bu artefaktın ortadan kaldırılmasına yardımcı olabilir (48).

Kan Damarlarına Bağlı Artefakt

Elastografik kutuya büyük bir kan damarı veya safra kanalı dahil edilirse sinyal kaybına neden olurlar. Bu nedenle damarlardan kaçınmak için US görüntüleri kullanılmalıdır (48).

Doku Hareket Artefaktı

B-mod görüntülerde görülen hareket artefaktları elastogramlarda da görülebilir. Bir hasta nefesini tutamazsa veya prob stabilize olmazsa artefaktlar görülebilir. B-mod görüntüleri bulanık görünür. Elastografide ise renk kutusunun yarısında sinyal kaybı görülür. Hareketin diğer nedenleri (daha büyük damarların etrafında arteriyel titreşimler, gastrointestinal sistemle ilişkili hareket ve hatta hasta hareketi) aynı soruna neden olabilir (48).

Kompresyon Artefaktı

Bu artefakt, görüntüleme sırasında yanlışlıkla çevirici basıncından kaynaklanır. Çeviriciye daha yakın olan dokular sıkıştırılır; ancak daha derin olan dokular etkilenmez. Sıkıştırılmış dokular elastogramlarda daha sert görünür. Shear dalgası hızı ve doku sertliği, bu bölgelerde yapay olarak yükselir (48).

Penetrasyon Yetersizliği

SWE'de kullanılan akustik itme darbesinin güçlü bir zayıflaması olduğuunda, bu penetrasyon yetersizliği artefaktı ortaya çıkabilir. Örneğin; fibrotik, sirotik ve yüksek steatotik karaciğer, akustik pulsun ciddi zayıflamasına neden olur. İkincisi, yağ dokuları da shear dalgasının faz sapmasına neden olur. Zayıflatma ve faz aberasyon, shear dalgasının kalitesini düşürür. Elastografik renk haritasında FOV'un distal kısmında sinyal kaybı oluşur. Sinyal kaybı olan alanlar yanlış ölçümler üreteceğinden, bu alanlarda sertlik ölçümleri yapılmamalıdır. Bu nedenle karaciğer SWE ölçümleri cildin 6 ile 8 cm altında bir derinlikte elde edilmelidir (48).

Gölgeleme Artefaktı

Kaburgalar ve akciğerdeki hava gibi yapılardan zayıf US penetrasyonu, gri tonlamalı US'de gölgelenmeye neden olur. Bu yapıların altındaki alanlar optimal olarak değerdendirilemez. Shear dalgası yayılımının izlenmesinde kullanılan sinyaller zayıflar. Elastogram haritalarında, kemiğın altındaki bir alanda tam bir sinyal kaybı görülebilir (48).

2.4.5. EUS'un Tüm Vücut Kullanım Alanları

Elastografinin meme ve prostat kanserini göstermedeki yüksek duyarlılığı deneysel ortamda ve çeşitli klinik çalışmalarda gösterilmiştir. Elastografi; günümüzde meme, prostat, tiroid, lenf nodu, pankreas, karaciğer gibi yapıların görüntülenmesinde kliniklerde kullanılmaya başlanmıştır (43).

Karaciğer: Karaciğer biyopsisi, karaciğer fibrozunun teşhisinde ve derecelendirilmesinde "altın standarttır" ancak birkaç sınırlaması vardır: invazivdir, dolayısıyla ciddi komplikasyon riski taşır. İkincisi, karaciğer biyopsisi sırasında karaciğerin sadece 1/50000'i incelenir. Günümüzde Transient Elastografi (TE), karaciğerin değerdendirilmesinde en iyi araştırılan yöntemdir. Karaciğer elastografisinde 6.8 – 7.6 kPa' dan büyük değerler, kronik hepatit C (HCV)'li hastalarda yüksek bir fibrozis olasılığını gösterir. Siroz tahmini için kesme değerleri 11.0 ile 13.6 kPa arasında değışmektedir. Yapılan çalışmalarda TE, fibrozisin bitişik evrelerini tam olarak ayırt edememiştir. Ancak TE hafif fibrozis, şiddetli fibrozis ve sirozu ayırt edebilir. Aynı şekilde fibrozisin olmadığını da tespit edebilir. TE Alkolik olmayan yağlı karaciğer hastalığı "Non-alcoholic Fatty Liver Disease" (NAFLD) ve alkolik karaciğer hastalıkları olan hastalarda karaciğer fibrozisini değerdendirmek için kullanılabilir. Hem insan immün yetmezlik virüsü (HIV), hem de HCV olan hastalarda, fibrozisi belirlemek için de kullanılabilir. Kronik HCV nüksü olan karaciğer nakli olan hastalar, karaciğer fibrozisini belirlemek için TE ile de değerdendirilebilir. TE karaciğer sirozu, portal hipertansiyon, hepatosellular kanser (HCC) ve karaciğerle ilişkili mortalitenin komplikasyonlarının ortaya çıkışını tahmin etmek için bir miktar değere sahiptir.

pSWE ve 2D-SWE, kronik viral hepatitli hastalarda karaciğer fibrozisinin derecesini de belirleyebilir. ARFI'li pSWE, NAFLD'li hastalarda ve transplant sonrası hastalarda karaciğer fibrozisinin değerdendirilmesinde iyi sonuçlar vermiştir.

Karaciğerdeki SE'nin yarı kantitatif yorumu için ROI içindeki strain görüntülemesinin görsel değerdendirmelerine dayalı farklı skorlarma sistemi önerilmiştir. Bununla birlikte, kanıtlar bu sistemin klinik kullanımına izin vermeyecek kadar çok sınırlıdır.

Elastografi (SE, 2D-SWE, pSWE) fokal karaciğer lezyonlarını karakterize etmek için yakın zamanda incelenmiştir (49). Benign ve malign karaciğer kitlelerini ayırt etmek için de elastografi

çalışılmıştır. SE ile yapılan bir çalışmada benign lezyonlarının SI değerlerinin parankimden düşük olduğu görülmüştür. Malign lezyonların SI değerleri normal parankime göre daha yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte, malign ve benign karaciğer lezyonlarının SI değerleri arasında ne yazık ki çakışma vardır.

Safra kesesi: Safra kesesinde duvar kalınlaşması ile ilgili ARFI tekniği ile yapılan çalışmada shear dalgası hızı ölçülerek safra kesesi malignitelerin benign safra kesesi duvar kalınlaşmasından ayırt edilebileceği bildirilmiştir.

Dalak: Elastografi ile dalağın incelenmesindeki temel amaç; karaciğer fibrozisine bağlı olarak dalakta meydana gelen değişiklikleri belirlemektir, bu da karaciğer hastalığının derecesinin değerlendirilmesine yardımcı olur. TE'de elde edilen dalağın sertlik değerlerinin portal basınç değerleriyle korele olduğu bulunmuştur (43).

Böbrek: SE kullanılarak kronik böbrek hastalığı olan hastaların, sağlıklı bireylere göre daha yüksek bir SI'na sahip olduğu bulunmuştur. SE ayrıca renal transplant hastalarında, renal interstisyel fibrozisin saptanması için de kullanılmıştır. pSWE ve 2D-SWE benzer şekilde renal fibroz ve diyabetik böbrek hastalığını değerlendirmek için de kullanılabilir (50).

Pankreas: Hem SE hem de SWE, pankreası incelemek için kullanılabilir. SE, endoskopik US sistemi kullanılarak yapılmaktadır. Bu yöntemde eksitasyon yöntemi olarak aortik pulsasyon kullanılmaktadır. Endoskopik gereksinimi nedeniyle pankreas incelemesinde SE tercih edilmemektedir. Çalışmalar, malignitelerin değerlendirilmesinde endoskopik ultrasonun invazivliği ve operatör bağımlılığından kaynaklanabilecek farklı sonuçlar bildirmiştir. SE'nin aksine pSWE cilt yaklaşımıyla kullanılabilir. pSWE, pankreastaki lezyon ile normal pankreas parankimi arasındaki sertlik farkını tespit edebilir. Kronik pankreatitli hastaların, normal pankreatik parankim ile karşılaştırıldığında daha yüksek sertlik değerlerine sahip oldukları bulunmuştur. Bununla birlikte, SE ve pSWE'nin pankreastaki uygulanmasına ilişkin mevcut veriler sınırlıdır (50).

Prostat: SE ve SWE, benign prostat hiperplazisini (BPH) ve prostat kanserini değerlendirmek için kullanılmıştır. SE'de transrektal manuel kompresyon yapılır. US rehberliğinde biyopsi sırasında gri skala US ve SE birlikte kullanıldığında işlemin sensitivitesi artar. SE'nin prostat kanseri indeksi lezyonunu tanımlamak için % 58.8 duyarlılığa ve % 43.3 özgüllüğe sahip olduğu gösterilmiştir.

pSWE, benign prostat hipertrofini (BPH) maligniteden ayırt edebilir. Shearwave hız değerlerinin, BPH (1.98m/s) ve normal prostat dokusuna (1.34 m/s) kıyasla malignitede (2.37 m/s) daha yüksek olduğu bildirilmiştir. pSWE, Dijital rektal muayeneye göre maligniteyi tespit etmede daha duyarlıdır.

Benzer şekilde, 2D-SWE'nin periferik zonda benign ve malign lezyonları ayırt etmede yararlı olduğu gösterilmiştir. BPH prostatın transizyonel zondan gelişir. Transizyonel zondan sertlik değerleri transrektal elastografi ile ölçülebilir (50).

Uterus: Hem uterus hem de serviks EUS ile incelenmiştir. SE'de miyomlar myometriumdan daha sert görülürken adenomyozis myometriumdan daha yumuşaktır. Elastografide görülen servikal yumuşama (servikal dilatasyondan önce görülür) incelenip ölçülebilir. Elastografide görülen rahim ağzının yumuşaması, erken doğumun bir göstergesi olabilir. Aynı şekilde adneksiyal kitleler de elastografi ile incelenip elastik özellikleri komşu dokulara göre değerlendirilebilir. Çalışmalar

göstermiştir ki elastografide servikal karsinoma in situ normal servikal dokudan ayrılamazken, renk kodlaması ile normal servikal dokuları servikal tümörlerden ayırabilir (43, 51).

Bağırsaklar: Crohn hastalığı olan hastalar, özellikle bağırsak striktürü ve tıkanıklığı olanlar Elastografi ile incelenmiştir; çünkü darlığın enflamasyon veya fibrozisten kaynaklanıp kaynaklanmadığını belirlemek önemlidir. Bir fibrotik bağırsak segmenti daha sert olurken, enflamasyon bir segmenti EUS'da daha yumuşak olacaktır (52).

Tiroid: SE kullanılarak yapılan tiroid nodüllerinin çalışmasında, manuel kompresyon veya karotis pulsasyonu gibi fizyolojik hareket stimülasyon için kullanılabilir. Çoğu çalışmada tiroid kanserinin tespitinde yüksek doğruluk bildirilmiştir, ancak araştırma grupları arasında konsensus yoktur. İkinci olarak, SE bazı tiroid tümör türlerini tespit edemeyebilir. Bilgi yetersiz olmasına rağmen pSWE, kronik tiroid hastalığı olan hastalarda kullanılmıştır; Graves hastalığını ve otoimmün tiroiditi sağlıklı bireylerden ayırt edebilir. pSWE, benign ve malign tiroid nodüllerini de ayırt edebilir. Hem pSWE hem de 2D-SWE'de, malign tiroid nodülleri benign nodüllere göre daha yüksek Shearwave hız değerleri gösterir. 2D-SWE malign ve benign foliküler tiroid nodüllerini ayırt edebilmiştir. Bu çok önemli bir bulgudur çünkü İİAB iki tümörü ayırt edememektedir (50).

Testes: Aigner ve ark. gerçek zamanlı EUS ile testis tümörlerini incelemiş ve testis kanserlerinin daha yüksek sertlik gösterdiğini bulmuşlar. Aynı çalışmada orşit ve testiküler enfarktüsün elastografide daha yumuşak olduğu görülmüş. Anastasi ve ark. ARFI tekniği ile testiküler patolojisi bulunmayan 23 gönüllü üzerinde yaptıkları çalışmada düşük volüm ile shear dalga hızı arasında anlamlı ilişki bulmuşlardır. Yine aynı çalışmada ileri yaş ile SWV arasında pozitif korelasyon bulunmuş ve neden olarak artmış doku sertliği düşünülmüştür (43, 53).

Kas-iskelet sistemi hastalığı: Elastografi, kas-iskelet sistemi hastalıklarında kullanımını belirlemek için incelenmiştir. Kas-iskelet sistemi (tendonlar, kaslar, sinirler, bağlar) yaralanması durumunda, hastalığın ciddiyetini göstermek için hem SE hem de SWE kullanılmıştır. Ayrıca tedavi sırasında hasta takibinde her iki elastografi yöntemi yararlı olduğu kanıtlanmıştır.

Aşıl tendon, hem SE hem de SWE ile incelenmiştir. SE'de tendon ya sert alanları olan homojen doku ya da yumuşak alanları olan heterojen bir yapı olarak kaydedilmiş. SWE'yi ile yapılan az sayıda çalışma aşıl tendonun homojen sert bir doku olduğunu göstermiştir. Bu tutarsızlıklar daha ileri çalışmalara ihtiyaç olduğunu göstermektedir. SWE kullanılarak iskelet kasları üzerinde daha fazla çalışma yapılmıştır. Bunun nedeni kasların gevşeme ve kasılma sırasında gerçek zamanlı olarak sertlik göstermesidir. Kas sertliğindeki değişiklik, yaralanma, yaşlanma, egzersize bağlı kas hasarı, miyopati, kas spastisitesi ve spastik serebral palsy gibi birçok durum için birincil göstergedir (51).

Meme: Meme tümörlerinin SE ile değerlendirilmesinde strain oranı, elastikiyet skoru ve elastisite/B-modu boyut oranı gibi özellikler önerilmiştir. Bu özelliklerin yüksek duyarlılık ve özgüllük değerlerine sahip olduğu gösterilmiştir. Ayrıca tümör derecesi, bir elastisite ve / B-mode oranı kullanılarak da ayırt edilebilir. Breast Imaging Reporting and Database System score (BI-RADS) sistemine SE'nin eklenmesinin kanser tespitinde 0.875 AUROC verdiği gösterilmiştir. Ayrıca 2 cm'den küçük lezyonları karakterize etmeyi de mümkün kılar. SE'nin meme lezyon boyutunu göstermede B modu gri skala görüntülere göre daha doğru olduğu bildirilmiştir.

11 çalışmanın meta-analizinde, Li ve ark. malign ve benign meme lezyonları ayırt etmek için pSWE'nin tanısal performansını değerlendirdiler. Genel duyarlılık 0.84 ve özgüllük 0.94 olarak

bildirdiler. 2D-SWE, meme dokusundaki maligniteyi tespit etmek için benzer performansa sahipti (50).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Hasta Grubu

Bu prospektif çalışma 01 Ağustos 2020-28 Şubat 2021 tarihleri arasında Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde gerçekleştirilmiştir. Çalışmamıza dahil ettiğimiz hastaların büyük çoğunluğunu 2017 yılından beri kurumumuzda multidisipliner olarak yapılan ortopedi tümör konseyindeki yumuşak doku tümörü olan hastalardan ve bir kısmını da diğer kliniklerden tarafımıza radyolojik değerlendirme için yönlendirilen yumuşak doku tümörü olan hastalardan oluşturduk ((tümör könseyden % 69, diğer kliniklerden % 31). Toplam 105 hasta değerlendirildi (yaş aralığı 19-82). Hastalara US işlemi anlatıldı ve bilgilendirilmiş onam alındı. Gri skala US, Power Doppler US ve pSWE tüm hastalara uygulandı. Tüm gri US, Doppler US ve pSWE incelemeleri radyoloji bölümümüzde yapıldı.

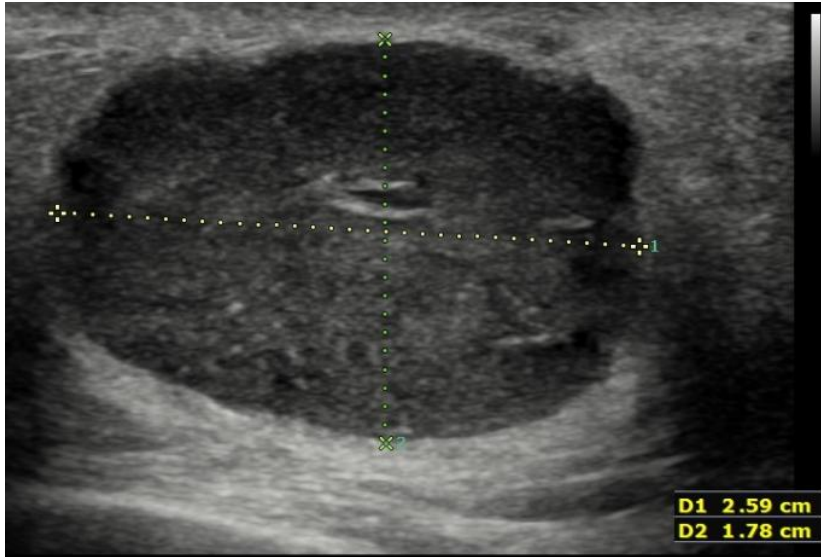
US incelemelerinden sonra bazı lezyonlara US eşliğinde kesici iğne biyopsi yapıldı. Diğer hastalara, mümkün olduğunda histopatolojik tanı elde etmek için sevk eden doktor tarafından eksizyonel biyopsi yapıldı. Tümörlerin histopatolojik tanısı referans olarak kullanıldı. US'de tamamen kistik yumuşak doku tümörleri olan hastalar bu çalışmaya dahil edilmedi. Solid tümörü olan ancak histopatolojik tanısı olmayan hastalar da çalışma dışı bırakıldı. Toplam 75 lezyon (74 hastadan) histopatolojik olarak benign veya malign olarak doğrulandı ve dahil edildi.

Çalışma öncesinde etik kurul onayı kurumsal Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 09.09.2020 tarih ve 53043469-050.04.04 sayılı kararı ile alınmıştır.

3.2 US Protokolü

Gri skala US değerlendirmesi, Samsung Medison RS80A Prestige (Samsung Medison Co. Ltd., Seoul, Korea) ultrasona ait 2-9 mHZ frekanslı LA2-9A lineer probu kullanılarak yapıldı. Yumuşak doku tümörleri öncelikle solid veya kistik olup olmadıklarını belirlemek için değerlendirildi. Tümör tamamen kistik ise (ganglion kisti gibi), sadece gri skala ve doppler US yapıldı. Bu tümörlere elastografik inceleme yapılmadı ve bu nedenle çalışmaya dahil edilmedi. Yalnızca solid veya solid bileşenli kistik tümörler çalışmaya dahil edildi. Gri skala US ile tümörlerin boyutu, şekli, kenar özellikleri, ekojenitesi, akustik özellikleri ve homojenitesi değerlendirildi.

Tümör kas yapıları içinde veya kas yapıları arasında yerleşimli ise "İntra / intermusküler" grubuna dahil edildi. Çalışmaya dahil ettiğimiz lezyonlarda kas yapıları arasında tümör olmadığı için sadece "intramusküler" terminolojisini kullandık. Tümör birden fazla kompartmanda yerleşimli ise "multikompartman" grubuna dahil edildi. Tümör şekil özellikleri oval, yuvarlak veya şekilsiz olarak gruplandırıldı. Tümör oval veya yuvarlak değilse (yani belirli bir şekil atanamıyorsa) şekilsiz olarak gruplandırıldı. Tümör boyutu iki boyutta ifade edildi: uzun ve kısa eksen boyunca iki dikey ölçüm. Tümörün kojenitesi, komşu dokuya göre hiperekoik, izoekoik veya hipoeikoik olarak sınıflandırıldı.

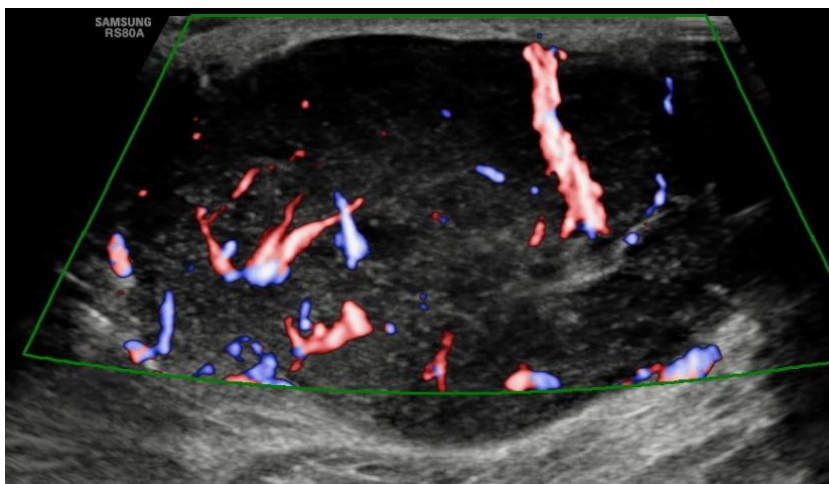


Şekil-4: Tümör boyutunun ölçümü

Tümörün kanlanma paternini değerlendirmek için Power Doppler uygulandı. Kanlanma paterni Giovagnorio kritere göre dört gruba ayrıldı (3): Avasküler tümörler tip 1, tek periferik damarı olan tümörler tip 2, birden fazla periferik damarlanması olan tümörler tip 3 ve santral ve/veya mikst (santral/ periferik) kanlanma özelliği gösteren tümörler tip 4 olarak sınıflandırıldı.

Tablo 3: Giovagnorio kritere göre damarlanma tipleri (3)

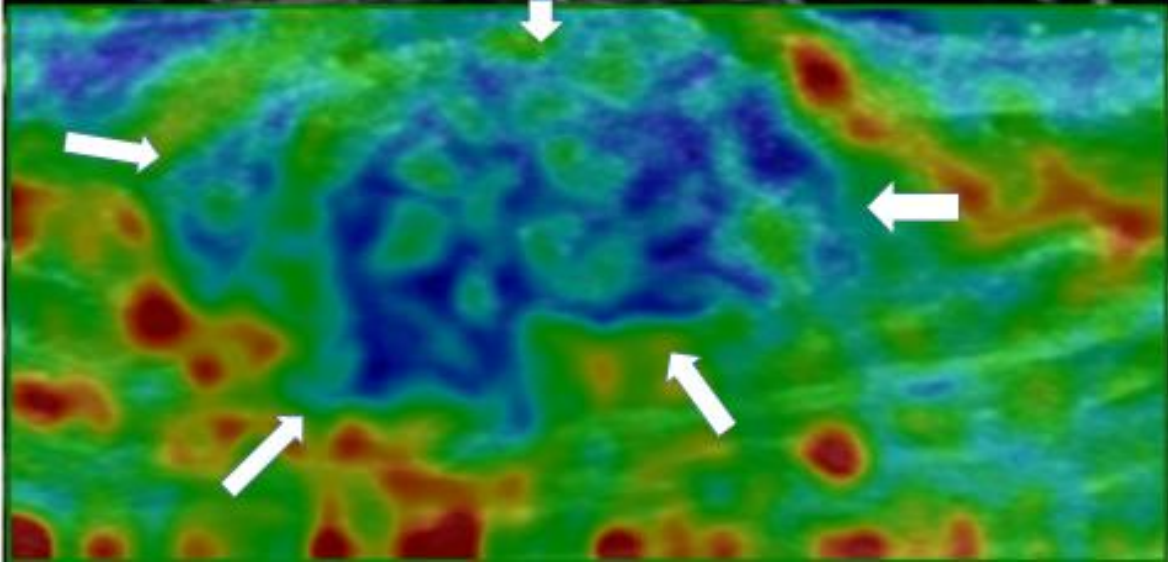
Kanlama tipi	Tip
Avasküler	1
Tek periferik damar	2
Çoklu periferik damar	3
Santral ve/veya mikst kanlanma	4



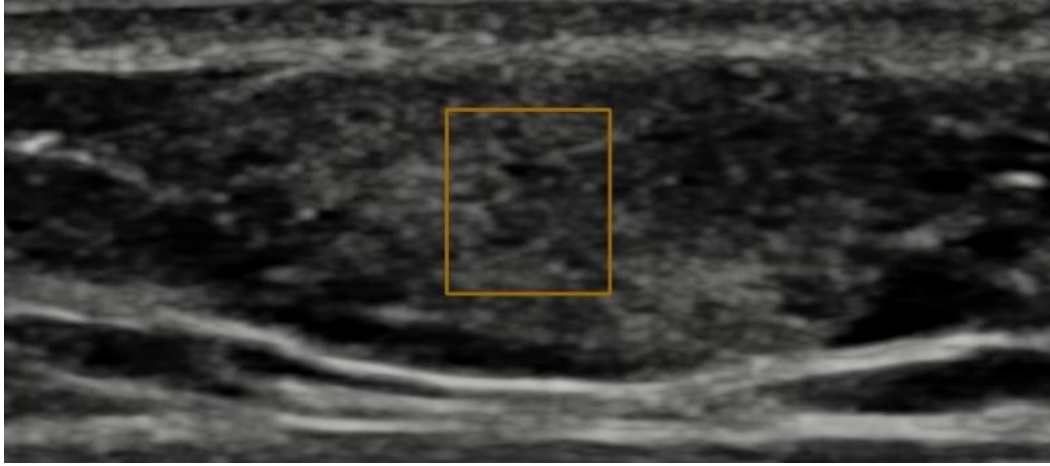
Şekil-5: Power Doppler incelemesi. Bu tümörün tip 4 kanlanması mevcuttur (santral ve periferik kanlanma).

3.3. ShearWave İncelemesi

SWE, Samsung Medison RS80A Prestige US sisteminin (Samsung Medison Co. Ltd., Seul, Kore) ARFI tabanlı shearwave tekniği ile gerçekleştirildi. 2-9 mHz frekanslı bir LA2-9A geniş bantlı lineer prob kullanıldı. Muayene sırasında mümkün olduğunca hastanın hareketsiz kalması istendi. Elastografik değerlendirme sırasında tümörün prob tarafından kompresyonundan kaçınmak için dikkatli olundu. İncelenmekte olan lezyon ekranın ortasına yerleştirildi. US sistemindeki shearwave uygulaması etkinleştirildi. İlk olarak, optimum shearwave yayılım alanlarını belirlemek için bir Kalite Haritası (Quality Map) oluşturuldu. Bazı SWE teknikleri, SWV ölçümlerinin güvenilirliğini belirtmek için bir renk haritası sağlar (96). Bu nedenle, SWV'yi doğru bir şekilde ölçmek için, örnekleme kutusunun (ROI kutusu), SWV'nin uygun şekilde üretildiği bölgelere yerleştirilmelidir. ROI kutusu, 0.5-3 cm derinlik aralığında tümör üzerine yerleştirilen ve güvenilir ölçümlerin yapılabildiği 0.5 cm x 0.5 cm boyutlarındadır. Kullandığımız US cihazında SWE uygulamasında ROI boyutları değiştirilememektedir.



Şekil-6: ROI kutusunun yerleştirilmesinden önce alınan bir Kalite Haritası “Quality Map” (QM) örneği. Mavi olarak kodlanan alanlar daha iyi shearwave yayılımı gösterir ve bu nedenle ROI kutusu bu alanlara yerleştirildi.



Şekil-7: ROI kutusu.

pSWE, ROI içinde yatay bir düzlemde shear dalgaların hızının (SWV) tek ölçümüne izin verir. Elastografi değerlendirmesi sırasında, mümkün olduğunca Ölçüm Güvenilirlik İndeksi “Reliability Measurement Index (RMI) 0.4'e eşit veya daha büyük olduğu değerleri elde etmeye çalıştık. RMI shear dalgasının rezidü hatasının ve sinyal gücünün ağırlıklı toplamıdır (55). Tüm lezyonlardan yapılan en az 10 ölçüm sonrasında kantitatif SWE değerleri hesaplanmıştır. Doku sertliği hız (m/s) ve sertlik (kiloPaskal - kPa) cinsinden hesaplandı ve her iki değer de ekranda görüntülendi. Bu programdaki temel ölçüm hızdır (m/s) ancak US sistemi iki birim (m/s ve kPa) arasında otomatik dönüşüm yapar.

Tüm lezyonlar için Çeyrekler arası aralığı/medyan oranı “Interquartile Range/Median” (IQR/M) %30'un altında tutmaya çalıştık. Sertlik, farklı ölçümlerin medyan değeri olarak ifade edilir. IQR ise değer dağılımının bir ölçüsü olarak kullanılır. IQR/M, istatistiksel dağılıma benzer bir ölçü olan “interquartile range per median value” yu temsil eder. Medyan aralığın % 30'undan küçük IQR değerine sahip 10 ölçüm iyi bir ölçüm olarak kabul edilir (56-59). Her elastografik inceleme sonunda hesaplanan medyan kPa, m/s, IQR/M ve RMI değerleri ekranda görüntülendi. Bu değerler istatistiksel kullanım için kaydedildi.

S-Shearwave	Stiffness (kPa)	Stiffness (m/s)	Depth (cm)	RMI
[1]	19.8	2.57	2.6	0.9
[2]	16.4	2.34	2.6	0.9
[3]	14.7	2.21	2.6	1.0
[4]	20.9	2.64	2.6	0.7
[5]	18.4	2.48	2.6	0.9
[6]	22.5	2.74	2.6	0.8
[7]	22.1	2.72	2.6	0.8
[8]	17.8	2.44	2.6	0.5
[9]	20.3	2.60	2.6	0.8
[10]	14.5	2.20	2.6	0.7
Median	19.1	2.53		
IQR Med.	27.4	13.96		

Şekil-8: pSWE ölçümü örneği. En az 10 ölçüm alındı. RMI değeri> 0.4. IQR % 30'un altındadır.

3.4. Patolojik Tanı

Alınan tüm biyopsiler (kesici iğne biyopsi (n=47) ve eksizyonel biyopsi (n=28)) patoloji laboratuvarına gönderilmiştir. Patoloji laboratuvarında hematoxilen eozin kesitler halinde incelemek için gerekli laboratuvar prosedürlerinden geçmiştir. Daha sonra kas iskelet sistemi patolojisinde 16 yıllık deneyime sahip bir patolog tarafından panel şeklinde bu dokulara immünohistokimyasal boyamalar yapılmıştır. Panel sonucundaki boyama tipine göre doku tiplendirmesi (kemik, kırık, fibroblastik vs) yapılmıştır. Örnekler histopatolojik olarak incelendikten sonra benign ve malignite ayrımı yapılmıştır.

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Tüm istatistiksel analizler Windows için SPSS paket programı (sürüm 22.0 SPSS) kullanılarak gerçekleştirildi. Nicel verilerin normal dağılımı ve uygunluğu Kolmogorov Smirnov testi ile kontrol edildi. Kantitatif değişkenler için istatistikler medyan (25-75 persentil) olarak ifade edildi. Kategorik değişkenler arasındaki bağımlılık ki-kare testi kullanılarak belirlendi. Kategorik değişkenler için tanımlayıcı istatistikler sayı (yüzde) olarak verildi. Mann-Whitney u testi iki bağımsız grubu karşılaştırmak için kullanıldı. $P < 0.05$ olan değerler istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Hasta Popülasyonu ve Histopatolojik Tanı

Bu çalışmaya sadece histopatolojik tanısı olan yumuşak doku tümörleri dahil edildi. 75 yumuşak doku tümörü olan 74 hasta (37 kadın ve 37 erkek) çalışmaya dahil edildi. Ortanca yaş 54.5 yıldır (Yaş aralığı 19-82). Histopatolojik tanıya göre 43 (%57.3) benign ve 32 (%42.6) tümör maligndi.

Benign tümörler için medyan yaş 48 (26-58), malign tümörler için medyan yaş 59 (50.5-74) idi. Malign tümörler yaşlı hastalarda daha sıklıkla ve bu istatistiksel olarak anlamlıydı ($p < 0.05$).

Kadınlarda benign tümörlerin sayısı erkeklere göre daha yüksekti (kadınlarda 27/37 “%73”, erkeklerde 10/37 “%27”). Öte yandan erkeklerde malign tümörlerin sayısı kadınlara göre daha yüksekti (erkeklerde 21/37 “%56.8”, kadınlarda 16/37 “%43.2”). Erkekler ve kadınlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p < 0.05$).

Tablo 4: Olguların demografik özellikleri.

Medyan yaş (min-maks)	54.5 (min-maks 19-82)
Cinsiyet	Sayı (%)
Erkek	37 (%50.0)
Kadın	37 (%50.0)
Toplam	74

Tablo 5: Olguların histopatolojik özellikleri

Histopatolojik tanı	
Benign	43 (%57.4)
Malign	32 (%42.6)

Tablo 6: Olguların demografik ve histopatolojik özellikleri ve p değerleri

Demografik Özellik	Benign	Malign	P Değeri
Yaş (25-75 persantil)	48 (26-58)	59 (50.5-74)	<0.001
Cinsiyet			0.018
Kadın	27 (%73.0)	10 (%27.0)	
Erkek	16 (%43.2)	21 (%56.8)	

Benign lezyonların histopatolojik tanısı şöyledi: Lipom (n=9), hemanjiyom (n = 5), fibrolipomatöz doku (n=3), şwanom (n = 3), nörofibrom (n = 3), organize hematom (n = 2), fibrolipom (n = 2), tenosinoviyal dev hücreli tümör (n = 2), pilomatrikom (n = 2), pigmente villonodüler sinoviyit (n = 1), rüptüre foliküler kist (n = 1), benign nöral lezyon (n = 1), nodüler fasiit (n = 1), hibernom (n = 1),

endometrioz (n = 1), kronik enflamasyon (n = 1), benign fibröz histiyositom (n = 1), lipohemanjiyom (n = 1), glomanjiyom (n = 1), akral fibromiksoma (n = 1) ve hücrel anjiolipoma (n = 1).

Malign lezyonların histopatolojik tanısı şöyledi: Skuamöz hücreli karsinom metastazı (n=6), liposarkom (n=6), malign melanom (n=3), berrak hücreli renal hücreli karsinom metastazı (n=3), malign mezenkimal tümör (n=2), primer skuamöz hücreli karsinom (n=2), rabdomyosarkom (n=1), mide adenokanser metastazı (n=1), foliküler lenfoma (n=1), farklılaşmamış pleomorfik sarkom (n=1), dermatofibrosarkom protuberans (n=1), yüksek dereceli sarkom (n=), Ewing sarkomu (n=1), malign epitel metastazı (n=1), bağ dokusu malign neoplazmi (n=1) ve memenin invaziv duktal karsinom metastazı (n=1).

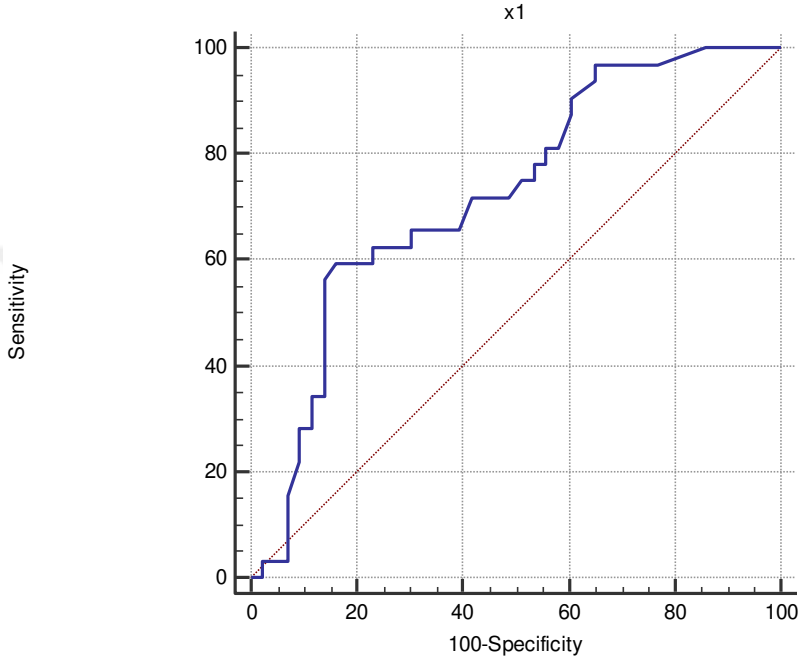
Malign yumuşak doku tümörleri arasında 15'i metastazdı. Bir foliküler lenfoma vakası vardı. Geri kalanı (16 malign yumuşak doku tümörü) primer yumuşak doku sarkomuydu.

Tablo 7: Histopatolojik tanıya göre benign ve malign lezyonların dağılımı

Benign Histopatolojik Tanı	Sayı	Malign Histopatolojik Tanı	Sayı
Lipom	9	Skuamöz hücreli karsinom metastazı	6
Hemanjiom	5	Liposarkom	6
Şvanom	3	Malign melanoma metastazı	3
Nörofibrom	3	Berrak hücreli renal karsinom metastazı	3
Tenosinoviyal dev hücreli tümör	3	Malign mezenkimal tümör	2
Fibromatosis	2	Primer skuamöz hücreli karsinom	2
Organize hematoma	2	Mide adenokanser metastazı	1
Pilomatroidom	2	Foliküler lenfoma	1
Fibrolipom	2	Farklılaşmamış pleomorfik sarkom	1
Pigmente villonodüler sinovit	1	Dermatofibrosarkom protuberans	1
Rüptüre foliküler kist	1	Yüksek dereceli sarkom	1
Benign nöral lezyon	1	Ewing sarkomu	1
Nodüler fasiit	1	Malign epitel metastazı	1
Hibernom	1	Rabdomyosarkom	1
Endometrioz	1	Bağ dokusu malign neoplazmi	1
Kronik enflamasyon	1	Memenin invaziv duktal karsinom metastazı	1
Benign fibröz histiyositom	1		
Lipohemanjiyom	1		
Glomanjiyom	1		
Akral fibromiksoma	1		
Hücrel anjiolipom	1		
Toplam	43		32

4.2. Gri Ölçekli US İnceleme Bulguları

Gri skala US'de tümörün boyutu, şekli, kenar özellikleri, ekojenitesi, akustik özellikleri ve homojenite/heterojenitesi değerlendirildi. Benign tümörler için medyan uzun çap 36 mm (23-49 mm) idi. Malign tümörler için medyan uzun çap 60 mm (33.7-100.7 mm) idi. Tümörlerin en uzun çapı, benign ve malign tümörlerin ayırımında istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). ROC analizi yaptık ve 52 mm'lik bir kesme değerinin tüm tümörler için en iyi değer olduğunu belirledik. Bu değer duyarlılığı ve özgüllüğü sırasıyla %59.4 ve %83.7 idi. Eğri altındaki alan 0.724'tü.



Grafik 1: En uzun tümör çapı için ROC eğrisi

Benign tümörlerin 3'ü (%7.0) yuvarlak, malign tümörlerin 2'si (%6.3) ise yuvarlaktı. Benign tümörlerin 24'ü (%55.8) oval şekilli iken, malign tümörlerin sadece 7'si (%21.9) oval şekile sahipti. 16 (%37.2) benign tümör şekilsiz olarak kabul edildi. Malign tümörlerden 23'ü (%71.9) şekilsiz olarak gruplandırıldı. Şekilsiz olarak gruplandırılan malign tümör sayısı, benign tümörlere göre daha fazlaydı. Tersine, benign tümörlerde yuvarlak ve oval şekil daha yaygındı. Arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p < 0.05$).

Tümör kenar özellikleri de değerlendirildi. 25 (%58.1) benign ve 23 (%71.9) malign tümör düzgün kenarlara sahipti. 18 (%41.9) benign ve 9 (%28.1) malign tümör düzensiz kenar özellikleri izlendi. Tümör kenar özellikleri değerlendirildiğinde benign ve malign tümörler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p > 0.05$).

Tümör ekojenite değerlendirmesinde, 31 (%72.1) benign tümör ve 29 (%90.6) malign tümör hipoekoikti. 12 (%27.9) benign ve 3 (%9.4) malign tümör hiperekoikti. Benign ve malign yumuşak doku tümörlerinin ekojenitelerinde istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p > 0.05$).

Tümörün yerleştiği doku kompartmanın değerlendirilmesinde, tumoral lezyonların hepsi üç kompartmanda (subkutan, intramusküler ve multikompartman) izlenmekteydi. Benign tümörlerin 13'ü (%30.2) subkutan kompartmandaydı. Subkutan kompartmanda sadece 6 (%18.8) malign tümör mevcuttu. İntramusküler kompartmandaki benign tümör sayısı malign tümör sayısından daha yüksekti; 19 (%44.2) benign tümör ve 6 (%18.8) malign tümör. Bunun tersine, birden fazla kompartmanı kaplayan (multikompartman) malign tümör sayısı, benign tümör sayısına göre daha yüksekti: 20 (% 62.5) malign tümör ve 7 (%16.3) benign tümör. Subkutan ve intramusküler kompartmanlarda benign ve malign tümör sayısı arasında anlamlı bir fark saptanmadı. Ancak benign tümörler tek bir kompartmanda daha sık görülürken, malign tümörler birden fazla kompartmanı (multikompartman) tutma eğilimindeydi. Doku kompartmanına göre değerlendirildiğinde benign ve malign tümörler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcuttu ($p < 0.05$).

Tümöral lezyonların iç yapılarının değerlendirilmesinde; tümörler, solid veya mikst (solid ve kistik bileşenli tümör) olarak grupladık. 40 (%93.0) benign ve 25 (%78.1) malign tümör solid olarak sınıflandırıldı. Yalnızca 3 (%7.0) benign ve 7 (%21.9) malign tümör mikst olarak gruplandı. Tümör iç yapısı açısından benign ve malign tümörler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p > 0.05$).

Tümörlerin iç homojenitesi ile ilgili olarak 21 (%48.8) benign ve 10 (%31.3) malign tümör homojen ekopaterne sahipken, 22 (%51.2) benign ve 22 (%68.8) malign tümör heterojen ekopaterne sahipti. Benign ve malign tümörler arasında istatistiksel anlamlı fark saptanmadı ($p > 0.05$).

Tablo 8: Yumuşak doku tümörlerinin B-mod US özellikleri için tanımlayıcı istatistikler

Morfolojik Özellik	Benign	Malignant	P değeri
En Uzun Çap (25-75persentil)	36 (23-49)	60 (33.7-100.7)	0.001
Şekil			0.009
Yuvarlak	3 (%7.0)	2 (% 6.3)	
Oval	24 (%55.8)	7 (%21.9)	
Şekilsiz	16 (%37.2)	23 (%71.9)	
Kenar özellikleri			0.220
Düzensiz	25 (%58.1)	23 (%71.9)	
Düzensiz	18 (%41.9)	9 (%28.1)	
Ekohenitesi			0.091
Hipoekoik	31 (%72.1)	29 (%90.6)	
Hiperekoik	12 (%27.9)	3 (%9.4)	
Doku kompartmanı			<0.001
Subkutan	13 (%30.2)	6 (%18.8)	
İntramüsküler	19 (%44.2)	6 (%18.8)	
Multikompartman	7 (%16.3)	20 (%62.5)	
İç bileşimi			0.087
Solid	40 (%93.0)	25 (%78.1)	
Mikst (solid+ kistik)	3 (%7.0)	7 (%21.9)	
Homojenite			0.126
Homojen	21 (%48.8)	10 (%31.3)	
Heterojen	22 (%51.2)	22 (%68.8)	

4.3. Power Doppler Bulguları

Tümörlerin kanlanmalarını da değerlendirdik. Tümör kanlanması Giovagnorio kriterine göre dört paternde gruplanmıştır (3): Avasküler olan tümörler için Tip 1, tek bir periferik damar olan tümörler için tip 2, çok sayıda periferik damarı olan tümörler için tip 3 ve santral veya mikst kanlanma (merkezi ve periferik) olan tümörler için tip 4. 19 (%44.2) benign tümör ve 3 (%9.4) malign tümör avaskülerlerdi (Tip 1). Tip 2'de 3 (%7.0) benign tümör ve 3 (%9.4) malign tümör vardı. Tip 3 kanlanma grubunda 7 (%16.3) benign tümör ve 5 (%15.6) malign tümör vardı. Tip 4 grubunda ise 14 (%36.6) benign tümör ve 21 (%65.6) malign tümör vardı. Tip 1 kanlanma paterni gösteren grupta malign

tümörlerden daha fazla benign tümörler vardı. Tersine, Tip 4 kanlanma paterni gösteren gruptaki malign tümör sayısı, benign tümörlerden daha fazlaydı. Fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p < 0.05$).

Tablo 9: Benign ve malign yumuşak doku tümörlerinin vaskülarizasyon tiplerine göre dağılımı

Kanlanma tipi*	Benign	Malign	P = 0,007
Tip 1 (Avasküler)	19 (%44.2)	3 (%9.4)	
Tip 2 (Tek periferik damar)	3 (%7.0)	3 (%9.4)	
Tip 3 (Çoklu periferik damar)	7 (%16.3)	5 (%15.6)	
Tip 4 (Santral ve/veya mikst kanlanma)	14 (%36.6)	21 (%65.6)	

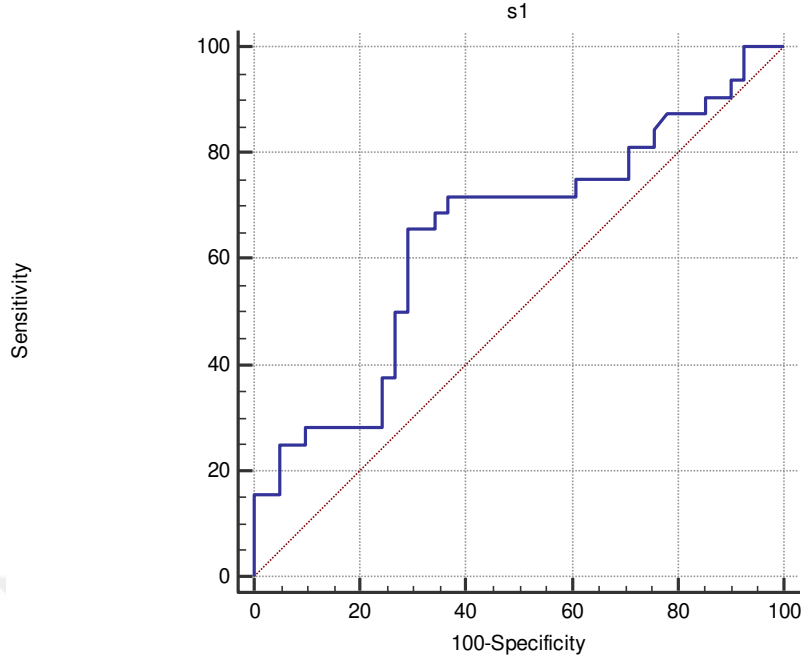
* Giovagnorio kriterine göre (3).

4.5. pSWE Bulguları

Shear dalgası programı, yatay bir düzlemde ROI içindeki shear dalgalarının hızını ölçer. US sistemi sertlik değerlerini hem m/s hem de kPa birimlerinde verir. Benign yumuşak doku tümörleri için ortalanca kPa değeri 27.8 (13.2-60.1) iken malign yumuşak doku tümörleri için ortalanca kPa değeri 46.5 (15.8-116.3) idi. Ortanca shear dalgası değeri, benign tümörler için daha düşük iken malign tümörler için daha yüksekti. Fark istatistiksel olarak anlamlıydı ($p < 0.05$). ROC eğrisi kullanılarak en iyi kesme değeri (cut-off value) 34.9 kPa olarak belirlendi. Benign ve malign tümörleri ayırt etmede bu değerlerin duyarlılığı ve özgüllüğü sırasıyla %65.6 ve %70.7 olarak hesaplandı. Eğri altındaki alan 0.664'tü.

Tablo 10: Benign ve malign yumuşak doku tümörleri için ortalanca kPa değerleri.

	Benign	Malign	p değeri
Doku sertliği değeri (medyan kPa) (25-75 persentil)	27.8 (13.2-60.1)	46.5 (15.8-116.3)	0.035



Grafik 2: pSWE tekniğinin benign ve malign tümörler ayırımındaki tanısal performansını gösteren ROC egrisi.

5. TARTIŞMA

Yumuşak doku tümörleri, ciltte ve kas iskelet sisteminde meydana gelen tümörlerdir. Cilt dermis ve epidermisten oluşur. Kas-iskelet sistemini örten subkutan doku; yağ, kolajen lifleri, elastin lifleri, kan damarları gibi farklı komponentlerden oluşur. Bu nedenle yumuşak doku tümörleri, farklı hücre ve doku tiplerinden kaynaklanan değişik tümörlerden oluşur (60). Yumuşak doku tümörleri heterojen bir gruptur ve bu nedenle görüntüleme ile tanı ve karakterizasyonu zordur (61).

Yumuşak doku tümörleri nispeten yaygın olmasına rağmen, bunların sadece %1'i maligndir. Bu nedenle bazen benign tümörü olan hastalara gereksiz cerrahi müdahaleler yapılmaktadır (62). Görüntüleme yöntemleri yumuşak doku tümörlerinin tespitinde, ayırıcı tanısında, tanı için gerekli girişimsel işlemlerin yapılmasında, tanı sonrası evrelemede ve tedavi sonrası takipte çok önemli bir role sahiptir (63). Yumuşak doku tümörlerinin görüntülemesindeki ilk amaç lezyonun tespiti sonrasında ayırıcı tanın yapılabilmesi ve malign potansiyeli olan %1'lik tümöral lezyonları zamanında ve erken yakalayarak bunlara erken ve uygun tedavi şansını vermektir. Yumuşak doku tümörlerinin görüntülemesinde, radyoloji pratiğinde kullandığımız hemen hemen tüm görüntüleme yöntemleri kullanılabilir. Radyografi yumuşak doku tümörlerinin tespiti ve teşhisinde sınırlı bilgi sunmasına rağmen, bazı durumlarda yardımcı olabilir. Örneğin radyografi, yumuşak dokuda şişliğe neden olan bir kemik ekzostozunu gösterebilir (62,63). Sintigrafi, yumuşak doku tümörlerinin görüntülenmesinde yaygın olarak kullanılmazken, yüksek kanlanması olan benign ve malign tümörler artmış radyonükleid tutulumu gösterir. Yumuşak doku tümörlerinin metastazını göstermek için Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)-BT kullanılabilir. PET-BT malign yumuşak doku tümörlü hastalarda tedaviye yanıtın takibinde de faydalıdır (63). BT ayrıca yumuşak doku tümörlerinin tespiti ve teşhisinde çok faydalı bilgiler sağlar. BT, yumuşak doku tümörünün mineralizasyonunu ve kalsifikasyonunu saptama ve karakterize etmede en iyi yöntemdir. Örneğin bir BT taraması, miyozit osifikans ile ilişkili periferik kalsifikasyonu kolayca gösterebilir (64). MRG, yumuşak doku tümörleri hakkında en değerli bilgileri sağlar ve yumuşak doku tümörlerini değerlendirmede tercih edilen yöntemdir. Tümörün şekli ve boyutu gibi özellikler MRG'de kolaylıkla değerlendirilebilir. MRG aynı zamanda yumuşak doku tümörünün yapısını da gösterebilir (65). Bazı lezyonların MRG'de karakteristik özellikleri vardır. Örneğin, hem T1 hem de T2 görüntülerinde yüksek sinyal yoğunluğuna sahip ve yağ baskılı görüntülerde baskılanan yumuşak doku tümöre kolayca lipom tanısı konabilir. Dolayısıyla biyopsi ihtiyacını ortadan kaldırır (62). Ancak MRG diğer görüntüleme yöntemlerine göre daha pahalı ve ulaşılması zor bir tetkiktir.

US yumuşak doku tümörlerinde ucuz ve kolay elde edilebilir bir tetkik olmasından dolayı yumuşak doku tümörlerinde ilk tercih edilen görüntüleme yöntemidir. US, yumuşak doku tümörleri

kolayca tespit edebilir ve basit bir yumuşak doku ödemeni tümörden ayırt edebilir (64). B-Modu US, yüzeysel bir kist ve solid tümörü kolayca ayırt edebilir. Ek olarak Doppler US, tümör kanlanması değerlendirilmesine yardımcı olur. Örneğin, Doppler US, skar dokusu ile yumuşak doku tümörü arasında ayırım yapmak için kullanılabilir (66). Yeni bir US tekniği olan EUS, yumuşak doku tümörlerinin mekanik özelliklerini ve doku sertliğini değerlendirmemizi sağlar. EUS, lenf nodları, meme ve tiroid gibi yüzeysel tümörlerin değerlendirilmesinde ve bunların benign ve malign ayırıcı tanısında yüksek özgüllük ve duyarlılık değerlerine sahip olması özellikle yüzeysel yerleşimli yumuşak doku tümörlerin değerlendirilmesinde yararlı olabileceğini düşündürmüştür (35, 36).

Çalışmamızda hastaların demografik özelliklerini, B-mod US ile morfolojik özelliklerini, Doppler US ile kanlanma özelliklerini ve doku sertlik özelliğini pSWE yöntemleriyle değerlendirerek bu verilerin yumuşak doku tümörlerin benign-malign ayırımındaki katkıları incelenmiştir. EUS dışındaki tüm bakılan özellikler literatürde yeterli miktarda bakılmış olup bu veriler literatürle kıyaslanmıştır. EUS ve özellikle pSWE ile ilgili literatürde yeterli bilginin olmaması yaptığımız çalışmamızın literatüre olan katkısını oluşturmuştur.

Yaşın meme, prostat gibi kanserler için bir risk faktörü olduğu bilinmektedir (71, 72). Orlando ve ark. 50 yaş üstünün yumuşak doku tümörlerinde malignite için bir risk faktörü olduğunu bildirmişlerdir (70). Bu malign tümörlerin ortalama yaşı benign tümörlere göre daha yüksek bulundu (malign tümörler için 58, benign tümörler için 49). Çalışmamızda erkeklerde malign tümör sayısı kadınlara göre daha yüksek saptandı. Öte yandan kadınlarda erkeklere göre benign tümör sayısı daha fazla bulundu. Bu fark, erkeklerin herhangi bir yumuşak doku kitlesini göz ardı etmesi ve yalnızca tümörün hızlı büyüme gibi "ciddi" belirtiler göstermesi durumunda doktora başvurmaları gerçeğine atfedilmiştir.

Tümör boyut özellikleri değerlendirildiğinde, benign-malign ayırımında özgül olmayan bir faktör olduğu tespit edilmiştir. Benign ve malign tümör boyut verileri arasında geniş bir örtüşme alanının olduğu izlenmiştir. Literatür verileri incelendiğinde, tümör boyutunun yumuşak doku malignitesini öngörmeye önemli bir faktör olduğu bildirilmiştir. Ohshika ve ark. 167 yumuşak doku tümörü üzerinde yaptıkları bir çalışmada, yumuşak doku tümörlerinde malignite için kesme değerinin (cut-off) 7 cm ((AUC: 0.69, P <0.001, odds: 4.0, 95% CI: 0.61–0.78) olduğunu bildirmişlerdir (67). Mayerson ve ark. 5 cm'nin üzerindeki herhangi bir yumuşak doku tümörünün malignite açısından değerlendirilmesi gerektiğini önermişlerdir (66). Üstün Ulusal Sağlık ve Bakım Enstitüsü "National Institute for Health and Care Excellence" (NICE) ve Avrupa Tıbbi Onkoloji Derneği "European Society for Medical Oncology" (ESMO), yumuşak doku sarkomu kılavuzlarında malignite için cut-off olarak 5 cm önermektedir. Her iki kılavuz, 5 cm'nin üzerindeki lezyonların malign olarak kabul edilmesi ve bir

sarkom merkezine sevk edilmesi gerektiğini önermektedir (68). Orlando ve ark.'nın yapmış olduğu bir başka çalışmada 5 cm'in altındaki tümörler benign olarak kabul edilmiştir (70). Çalışmamızda 52 mm'yi cut-off değer olarak kabul ettiğimizde bu değer duyarlılığı % 59.4 ve özgüllüğü % 83.7 olarak tespit edildi. Bu değerlerin literatür ile uyumlu olduğu tespit edildi.

Diğer bir morfolojik özellik olan tümör şeklinin değerlendirilmesinde, çalışmamızda yuvarlak ve oval şeklin benign tümörlerde malign tümörlere göre daha sık görüldüğü tespit edildi. Şekilsiz olarak gruplandırılan malign tümör yüzdesi, benign tümörlere göre daha yüksek bulunmuştur. Elde ettiğimiz bu bulguyu literatür ile kıyasladığımızda Chiou ve ark.'nın yapmış olduğu çalışma ile uyumlu olduğu görülmüştür (1). Chiou ve ark.'nın yapmış oldukları çalışmada inceledikleri 693 benign ve 125 malign yumuşak doku tümöründe, hemanjiyom gibi bazı benign tümörlerin şekilsiz olmasına rağmen, lipom ve epidermoid kist gibi en sık görülen benign tümörlerin oval veya yuvarlak şekilli olduklarını tespit etmişlerdir (1).

Genel radyoloji pratiğinde tümörün kenar özelliği önemli bir morfolojik özellik olup mutlaka radyoloji raporlarında belirtilmektedir. Örneğin meme tümörlerinin BIRADS sınıflamasına göre iyi sınırlı ve düzgün kenar özellikleri benignite olarak kabul edilirken, mikrobül, belirsiz veya spiküle kenar özellikleri malignite kriteri olarak kabul edilmektedir (73). Aynı kural yumuşak doku tümörleri için geçerli olmayabilir çünkü yumuşak doku tümörleri heterojen bir gruptur (61). Örneğin elastofibroz dokunun benign bir proliferasyonu olan elastofibroma, görüntülemelerde düzensiz kenarlı bir tümör olarak tanımlanır. Benzer şekilde, daha sık görülen hemanjiyom, görüntülemelerde sınırları ve kenarları çoğunlukla kötüdür (69). Carra ve ark. yumuşak tümörlerinin sınırlarının değişken olduğunu ve aynı histopatolojik antiteye sahip tümörlerin bile görüntülemelerde farklı sınır ve kenar özellikleri gösterebileceğini bildirmişlerdir (74). Çalışmamızda benign ve malign lezyonlar arasında tümör sınırları ve kenarlar açısından anlamlı bir fark saptanmadı. Metastaz dahil olmak üzere çok sayıda malign tümör, düzgün konturlara sahip olduğu izlendi. Tersine, çok sayıda benign tümör, örneğin hemanjiyom, endometriozis düzensiz konturlara sahip olduğu görüldü.

Tümörün morfolojik özelliklerinden biri olan ekojenite ayırıcı tanıda bazen önemli olabilmektedir. Örneğin bir ganglion kisti, iç ekolara veya ince septasyonlara sahip olabilen anekoik bir kitle olarak tanımlanmaktadır (74). Çalışmamıza pür kistik lezyonlar dahil edilmemiştir. Literatürde yumuşak doku tümörlerinin ayırımında ekojenite özelliği ile ilgili çelişkili sonuçlar bildirilse de, genel kabul ekojenitenin benign-malign ayırımında güvenilir bir özellik olmadığıdır. Nagano ve ark. malign yumuşak doku tümörlerinin hipoekoik olduğunu bildirmişlerdir (75). Ancak kontrastlı Doppler US kullanarak yumuşak doku tümörü olan 180 hastayı içeren bir çalışmada Oebisu ve ark. ekojenitenin malign ve benign yumuşak doku tümörlerinin ayırımında yararlı olmadığını bildirmişlerdir (76). Aynı

şekilde Chiou ve ark. yumuşak doku tümörlerinin malignite tanısında tümör ekojenitesinin anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Aynı çalışmada 58 lipomdan 18'i hipoekoik, 40'ı hiperekoik olduğunu, iyi diferansiye liposarkomları hiperekoik, miksoid liposarkomları ise hipoekoik olduğunu bildirmişlerdir (1). Çalışmamızın ekojenite verilerini değerlendirdiğimizde benign tümörler ile malign tümörler arasında geniş bir örtüşme olduğu ve her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edildi.

Yumuşak dokularda, bir tümörün bir kompartmandan diğerine yayılmasını engelleyen bariyer olarak kabul edilebilecek bazı anatomik yapılar vardır. Bu bariyerler fasya, eklem kapsülü, tendon, tendon kılıfı olarak sayılabilir (78). Benign yumuşak doku tümörleri, fasya dahil çevredeki yumuşak dokuları itme eğilimindedir. Ancak bazen benign tümörler komşu fasyayı infiltre edebilir ve hatta bitişik kompartmana geçebilirler. Malign tümörler fasyayı infiltre etme eğilimindedir ve yayıldıkça komşu kompartmana kolayca geçebilirler. Genel olarak, benign yumuşak doku tümörlerinin katman sınırlarına uyması beklenirken, malign tümörlerin bu sınırları kolayca aşması beklenir (78). Galant ve ark. tümör-fasya ilişkisi üzerine yaptıkları bir çalışmada, fasya teması çok az olan veya hiç olmayan ve sadece bir kompartmanı işgal eden tümörlerin benign olma olasılığının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada malign tümörlerin fasya ile daha geniş bir temasa sahip olma eğiliminde oldukları ve fasyayı aşarak komşu kompartmana geçme eğilimi gösterdikleri bildirilmiştir (77). Tadashi ve ark.'nın yumuşak doku tümörlerinin fasya ile olan ilişkileri ile ilgili çalışmada, primer ve metastatik malign yumuşak doku tümörlerinin farklı özellik gösterdiklerini tespit etmişlerdir. Buna göre primer yumuşak doku tümörlerinin, metastatik malign yumuşak doku tümörlerine göre daha agresif olduklarını ve fasyayı kolayca aşma eğiliminde olduklarını bildirmişlerdir (78). Çalışmamızın verileri incelendiğinde, benign tümörlerin tek kompartmanda daha sık görülürken, malign tümörleri çevreleyen fasyayı aşma ve birden fazla kompartman işgal etme eğiliminde oldukları bulundu. Sonuç olarak benign yumuşak doku tümörleri bazen birden fazla kompartmanı işgal edebilse de bu özellik malign tümörlerde daha yaygındır ve yumuşak doku tümörlerinin görüntülenmesi sırasında her zaman not edilmelidir.

Bir tümörün ekopatemi farklı faktörlerden etkilenir. Wu ve ark. yumuşak doku tümörleri ve bu lezyonların histopatolojik ve US bulgularının arasındaki korelasyonunu inceledikleri çalışmada, eğer tümör aynı tip hücre tipinden oluşuyorsa US görüntüleme paterni homojenken, farklı hücre tiplerinin olduğu tümörlerin daha heterojen ekopatemi gösterdiklerini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada tümördeki nekroz, kalsifikasyon, kanama gibi farklı komponentlerin varlığında US ekopatemi etkileyeceğini bildirmişlerdir (79). Literatürdeki daha eski çalışmalarda yumuşak doku tümör ekopatemi ile malignite arasında bir korelasyon tespit edilmeye çalışılmış fakat net bir ilişki tespit edilememiştir. Yumuşak doku tümörlerinin heterojen bir grup olduğu gerçeği dikkate alındığında

çelişkili sonuçlar beklenebilir (61). Örneğin, benign bir tümör olan hemanjiyomda kistik alanlar yaygın bir bulgu iken, malign bir tümörde de kistik veya nekrotik alanlar olabilir. Chiou ve ark. yüksek çözünürlüklü ile yaptıkları yumuşak doku tümörleri üzerine yaptıkları çalışmada, heterojen ekopaternal hem benign hem de malign tümörlerde yaygın bir bulgu olduğu bildirilmiştir (80). Çalışmamızda literatür ile uyumlu olarak benign-malign yumuşak doku tümörlerinin ayırımında ekopaternalin önemli bir ayırıcı kriter olmadığı saptanmıştır.

Literatürde, Doppler US bulgularının benign/malign yumuşak doku tümörlerinin ayırımında faydalı olduğu konusunda genel bir fikir birliği mevcuttur. Buna göre çok sayıda periferik damar varlığı, lezyon içi damarlarda distorsiyon ve arteriovenöz şantların olması malignite lehine bulgular olduğu bildirilmiştir (81). Fakat bu vasküler değişikliklerin görülebilmesi, çevre yumuşak dokuların akustik özellikleri, lezyon içindeki santral nekroz varlığı gibi bazı faktörlerden etkilenebileceği ve en hassas Doppler US ayarlarında bile malign tümörlerin kanlanması izlenmemesine neden olabileceği bildirilmiştir (1, 82). Buna karşı literatürde farklı sonuçlarda mevcuttur. Belli ve ark.'ı ile Toprak ve ark.'nın yaptıkları çalışmalarda; yumuşak doku tümörünün içinde vasküler akımın izlenmemesinin bir benignite bulgusu olduğu fakat her iki çalışmada akım varlığının özgül olmadığı hem benign hem de malign tümörlerde görülebileceği bildirilmiştir (83, 84). Çalışmamızda, yumuşak doku tümörlerinde kan akımının varlığını ve dağılımını değerlendirmek için sadece Power Doppler US uygulandı. Akım yokluğu yani tip 1 damarlanma benign yumuşak doku tümörlerde daha sık izlenirken, periferik damarlanma yani tip 2 ve 3 hem benign hem de malign yumuşak doku tümörlerinde izlenmiş olup anlamlı bir fark saptandı. Karma ve/veya santral damarlanma varlığı yani tip 4 damarlanma, malign tümörlerde benign tümörlere göre daha yaygın olarak izlendi. Bulgularımız daha önce yayınlanan sonuçlarla uyumludur. Akım yokluğu yani tip 1 damarlanma benign yumuşak doku tümörlerde daha sık izlenirken, periferik damarlanma yani tip 2 ve 3 hem benign hem de malign yumuşak doku tümörlerinde izlenmiş olup anlamlı bir fark saptanmadı. Karma ve/veya santral damarlanma varlığı yani tip 4 damarlanma, malign tümörlerde benign tümörlere göre daha yaygın olarak izlendi.

EUS, tümör sertliğini değerlendirmemize izin veren özellikli bir tekniktir. Bu yöntemin meme ve tiroid gibi dokulardaki benign ve malign lezyonların ayırımında başarılı olduğu bildirilmiştir. Memenin ve tiroidin malign tümörlerinin, benign tümörlere göre daha sert oldukları bildirilmiştir (85, 86). SE ile yapılan çalışmalar, SE'nin benign ve malign yumuşak doku tümörleri arasında ayırım yapabildiğini göstermiştir. Boynun yumuşak doku tümörleri üzerinde SE kullanılarak yapılan bir çalışmada, lipomların, lenfatik / venöz malformasyonların ve kistik tümörlerin daha düşük sertlik gösterdiğini, nörojenik tümörlerin, dermoid kistlerin ve metastatik tümörlerin ise daha yüksek sertlik gösterdiğini bildirilmiştir (87). Magarelli ve ark. SE'yi kullanarak 32 yumuşak doku tümör sertliğini

incelemişler ve malign tümörlerin, benign tümörlerden daha sert (mavi) olduklarını bildirmişlerdir (88). Park ve ark. malign yumuşak doku tümörlerinin sert SE paternine sahip olduklarını, benign yumuşak doku tümörlerinin ise yumuşak bir patern gösterdiğini bildirmişlerdir (89).

Çalışmamızda daha yeni bir teknik olan pSWE ile yumuşak doku tümörlerinin tümör sertliği değerlendirildi. Yumuşak doku tümörlerinin pSWE kullanılarak yapıldığı çalışma sayısı literatürde az olup, literatürde farklı sonuçlar mevcuttur. Yeoh ve ark.'na göre yumuşak doku tümörlerinin SWE değerleri, cilt yüzeyinden, kemikten veya büyük bir arterden olan mesafesinden etkileyebilmekte hatta aynı histolojik yapıya sahip tümörlerde bile bu değerler tümörün konumuna ve etrafını saran dokulara bağlı olarak değişebileceğini bildirmişlerdir (91). Yine başka bir çalışmada Choi ve ark. subkutan lipomların elastisite değerlerinin intramüsküler lipomlardan farklı olduğunu bildirmişlerdir (92). SWE kullanılarak yumuşak doku tümörlerinin kalitatif bir değerlendirmesinde, Pass ve ark. hem benign hem de malign kitlelerin renk haritasında maviden (düşük SWV) kırmızıya (yüksek SWV) kadar farklı renkleri gördüğünü ancak ağırlıklı olarak kırmızı renge sahip tümörlerin malign olma olasılığı daha düşük olduğunu bildirmişler (2, 93). Ayrıca Pass ve ark. longitudinal shear dalgası hızının (SWV) benign ve malign tümörler arasında fark olmadığını, artmış transverse SWV'nin ise daha düşük malignite olasılığı ile ilişkili olduğunu bildirmişler (2).

Tavarre ve ark.'nin 206 hastada yaptıkları yumuşak doku tümörlerine yönelik SWE çalışmasında, derin yerleşimli malign yumuşak doku tümörlerinin daha yavaş SWV değerlerine sahip olduğunu bulmuşlar ve subkutan tümörlerdeki yüksek SWV değerlerinin malignite ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir (94). Winn ve ark.'nin SWE ve MRG kullanarak yaptıkları yumuşak dokulara yönelik bir diğer çalışmada benign ve malign yumuşak doku lezyonları ayırt etmek için uygun bir cut-off değer tespit edilememiş ve derin yerleşimli lezyonların daha yavaş SWV değerlerine sahip oldukları tespit edilmiştir (95).

Literatürde SWE ile yapılan çalışmalar ve SE ile yapılan çalışmalar farklı sonuçlar bildirilmiştir. SWE'de kullanılan prensipler, SE'de kullanılanlardan farklıdır. Doku sertliğinin ölçülmesinde kullanılan shear dalgaları, prob sıkıştırması gerekmez dokuların içinde üretilir (90). Winn ve ark.larına göre bu iki teknik arasındaki fark, SWE strain elastografisine kıyasla daha güvenilir ve daha tekrarlanabilir bir teknik olmasına bağlanabilir. Ayrıca değerlendirilen hasta grupları ve lezyon alt kategorileri gibi diğer faktörler, teknikler arasındaki farka katkıda bulunabilir (95).

Literatürde meme ve tiroid gibi organlara ait SWE çalışmalarının sonuçları farklı olup, bu organlardaki sert tümörler daha yüksek SWV değerlerine sahip olup yüksek malignite olasılığına sahiptirler (85, 86). Ancak yumuşak doku tümörlerinin tiroid ve meme tümörlerine göre daha heterojen ve daha büyük bir tümör grubu olduğu unutulmamalıdır. Yumuşak doku tümörlerde tümör

derecesi ve histolojik tipinde çok daha fazla varyasyon izlenmektedir (2). Memedeki malign lezyonlar palpasyona sert olma eğilimindedir, bu nedenle daha hızlı SWV'lere sahiptirler. Yumuşak doku tümörleri arasında fibromatöz gibi bazı benign lezyonlar palpasyona sert olma eğiliminde iken bazı malign yumuşak doku tümörleri yumuşak olabilir (95).

Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında malign yumuşak doku tümörleri, benign olanlara göre daha yüksek SWV'ler sergiledi. Malign tümörler için medyan kPa değeri 46.5 (15.8-116.3) iken benign tümörler için medyan kPa değeri 27.8 (13.2-60.1) idi. 34.9 kPa cut-off değeri ile benign ve malign yumuşak doku tümörlerini ayırt etmede duyarlılık ve özgüllük sırasıyla % 65.6 ve % 70.7 olarak hesaplandı. Eğri altındaki alan 0.664 olarak hesaplandı. Yüksek SWV değerleri ile malignite olasılığı arasında anlamlı bir ilişki olduğu tespit edildi. Sonuçlarımıza göre, yumuşak doku tümörlerinde yüksek SWV malignite ile ilişki olduğu saptandı. Bu sonuçlar, subkutan yumuşak doku tümörlerinde daha yüksek SWV'lerin malignite ile ilişkili olduğunu bildiren bir çalışma ile uyumludur (94). Çalışmamızda, ROI kutusu yerleşimi için en iyi alanları tespit etmek için renk haritası (QM) kullanmamıza rağmen, çoğu zaman ROI kutusu tümörlerin yüzeysel kısımlarına yerleştirildi. Bunun nedeni, ROI kutusu tümörün daha derin kısımlarına yerleştirildiğinde bazen elastografi ölçümlerinin alınamamasıdır.

Çalışmamızda bazı kısıtlılıklar mevcuttu. Bunlardan ilki tek merkezli ve yeni bir sarkom merkezi olmamızdan ötürü çok çeşitli olsada az sayıda hasta popülasyona sahip olmamızdı. Çok merkezli geniş sayıda kohorta sahip prospektif çalışmaların daha değerli sonuçlar vereceğini düşünüyoruz. Diğer bir kısıtlılık yumuşak doku tümörlerinin heterojen yapısı ve farklı histopatolojik komponentlere sahip olması yapılan ölçümlerin tüm lezyonu temsil etmemesine neden olabilmektedir. Bir diğer kısıtlılık tümörlerin tanısının sadece histopatolojik tanı ile konmuş olması ve bu tanılarının sitogenetik analizler ile desteklenmemiş olmasıdır. Günümüzde özellikle yumuşak doku tümörlerinin patolojik tanısında sitogenetik analizler daha önemli plana geçmiştir. Bu alanda yapılacak yeni çalışmaların bunu göz önünde bulundurması gerekmektedir. SWE ölçümleri sırasında bazı kısıtlılıklar mevcuttu. ROI boyutunun sabit olması ve küçük tümör boyutlarında yetersiz olması bundan dolayı tüm tümör lezyonlarını ROI boyutundan daha büyük olacak şekilde seçildi. Bu konudaki diğer bir kısıtlılık, ROI kutusunun yerleştirilebileceği derinliğin sadece 0.5-3 cm olmasıdır; bundan dolayı ROI kutusu lezyonların yalnızca yüzeysel komponentlerinden ölçüm alınabildi. Gelecekteki benzer çalışmalarda kullanılacak US cihazlarının ROI kutusu ölçülerinin değiştiriliyor olabilmesi ve lezyonun mümkün olduğunca tamamına yakınından ölçüm alınabilmesini sağlamasının daha doğru sonuçlar verebileceği düşünülmektedir. Son olarak ölçümlerin tek bir gözlemci tarafından yapılması ve güvenilirlik değerlendirmesinin olmaması da kısıtlılıklar arasında sayılabilir.

6. SONUÇ

Çalışmamız yumuşak doku tümörlerinde US bulgularının benign malign ayrımındaki yerini incelemiştir. Buna göre tümör boyutu, şekli, vaskülaritesi, lezyonun tuttuğu kompartman sayısı ve son olarak SWE ile elde edilen değerlerin bu ayırmada yararlı olabileceği bulunmuştur. Bu bilgiler ışığında daha geniş olgu serileri ile yapılacak yeni çalışmalar ile, SWE'nin yumuşak doku tümörlerinin ayırıcı tanısında ve yönetiminde daha önemli bir role sahip olacağını düşünüyoruz.



7. ÖZET

Yumuşak Doku Tümörlerinde Malign ve Benign Ayırımında B- mod Usg, Power Doppler ve Elastografinin Etkinliği ve Taniya Katkisi

Giriş ve Amaç

Yumuşak doku tümörler günlük klinik pratikte sıklıkla karşımıza çıkmaktadır ve çoğu benign tümörlerdir. Yumuşak dokuların görüntülenmesi sırasında ana hedeflerden biri malign tümörlerin belirlenmesi olmalıdır. Yumuşak doku tümörlerinde ilk görüntüleme yöntemi olarak US tercih edilmektedir. Ucuz ve kolayca elde edilebilir bir tetkiktir. Bu ileriye dönük çalışmadaki amacımız, B-mod US, Power Doppler ve Shearwave Elastografinin benign ve malign yumuşak doku kitlelerini ayırt etmedeki faydasını ve taniya katkısını değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem

Bu prospektif çalışma kurumumuz etik kurulu onaylanmış ve her muayeneden önce tüm hastalardan yazılı bilgilendirilmiş gönüllü onamları alınmıştır. Tüm hastalara B-mod US, Power Doppler ve pSWE yapıldı. Yumuşak doku tümörlerin morfolojik özellikleri, kanlanmaları ve sertlikleri değerlendirilerek kayıt edildi. US incelemelerinden sonra histopatolojik tanı elde etmek için lezyonlara kesici iğne biyopsi veya eksizyonel biyopsi yapıldı. Tümörlerin histopatolojik tanısı referans olarak kullanıldı. Histopatolojik tanısı olmayan olgular çalışmaya dahil edilmedi. Yetmiş dört hastanın 75 yumuşak doku tümörleri çalışmaya dahil edildi. Kategorik değişkenler arasındaki bağımlılık ki-kare testi kullanılarak belirlendi. Kategorik değişkenler için tanımlayıcı istatistikler sayı (yüzde) olarak verildi. Mann-Whitney u testi iki bağımsız grubu karşılaştırmak için kullanıldı. $p<0.05$ olan değerler istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Bulgular

Benign ($n=43$) ve malign yumuşak doku tümörlerinde ($n=32$) uzun aksı, şekil, işgal ettiği doku kompartmanı, vaskülarizasyon paternleri ve pSWE açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). Malign nodların ortalama sertliği (46,5 kPa) ile benign nodların ortalama sertliği (27,8 kPa) arasında anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). ROC eğrisi kullanılarak en iyi kesme değeri 34.9 kPa olarak belirlendi. Benign ve malign tümörleri ayırt etmede bu değerin duyarlılığı ve özgüllüğü sırasıyla % 65.6 ve % 70.7 olarak hesaplandı. Eğri altındaki alan 0.664'tü. Tümörün kenar özellikleri, tümörün ekojenitesi, iç kompozisyonu ve homojenliği, benign ve malign tümörler arasındaki ayırmada anlamlı değildi ($p>0,05$).

Sonuç

Çalışmamız yumuşak doku tümörlerinde US bulgularının benign malign ayrımındaki yerini incelemiştir. Buna göre tümör boyutu, şekli, vaskülaritesi, lezyonun tuttuğu kompartman sayısı ve son olarak SWE ile elde edilen değerlerin bu ayırmda yararlı olabileceği bulunmuştur. Bu bilgiler ışığında daha geniş olgu serileri ile yapılacak yeni çalışmalar ile, SWE'nin yumuşak doku tümörlerinin ayırıcı tanısında ve yönetiminde daha önemli bir role sahip olacağını düşünüyoruz.

Anahtar Kelimeler: Ultrasonografi, Doppler, Elastografi, Shear-wave, Yumuşak doku tümörleri



8. ABSTRACT

The Effectiveness of B-mode Ultrasonography, Power Doppler and Elastography in the Diagnosis and Differentiation Between Malign and Benign in Soft Tissue Tumors

Introduction

Soft tissue tumors are common in daily clinical practice. Most of them are benign tumors. One of the main goals during imaging of soft tissues should be to identify malignant tumors. US is preferred as the first imaging method in soft tissue tumors. It is not expensive and is easily accessible. Our aim in this prospective study is to evaluate the benefit of B-mode US, Power Doppler, and Shearwave Elastography in diagnosing and distinguishing between benign and malignant soft tissue tumors.

Materials and Methods

This prospective study was approved by the ethics committee in our institution and written informed consent was obtained from all patients before each examination. B-mode US, Power Doppler and pSWE were performed in all cases. The soft tissue tumors' morphological characteristics, vascularization and stiffness were evaluated and recorded. After US examinations trucut biopsy or excisional biopsy was performed to obtain histopathological diagnosis. The histopathological diagnosis of the tumors was used as a reference. Cases without histopathological diagnosis were not included in the study. 74 patients with 75 soft tissue tumors were included in the study. Statistics for quantitative variables were expressed as a median (25-75 percentile). The dependence between categorical variables was determined using the chi-square test. Descriptive statistics for categorical variables were given as numbers (percentage). The Mann-Whitney u test was used to compare two independent groups. Values with $p < 0.05$ were considered statistically significant.

Results

43 benign and 32 malignant tumors were included in the study. Tumors long axis, shape, tissue compartment occupied, vascularization patterns and pSWE were significant in differentiating between benign and malignant tumors ($p < 0.05$). The median kPa values for benign and malignant soft tissue tumors were 27.8 and 46.5 respectively. The difference was statistically significant ($p < 0.05$). Using the ROC curve, the best cut-off value for the kPa median was determined as 34.9 kPa. The sensitivity and specificity of this value in differentiating benign and malignant tumors were calculated as 65.6% and 70.7 % respectively. Area under curve was 0.664. Tumor margins, tumor's echogenicity, internal composition and homogeneity were not significant in the differentiation of benign and malignant tumors ($p < 0.05$).

Conclusion

Our study examined the role of US findings in the differentiation of benign and malignant soft tissue tumors. Tumor size, shape, vascularity, number of compartments occupied by the lesion, and finally the values obtained by SWE were found to be useful in this distinction. In the light of this information, we think that SWE will have a more important role in the differential diagnosis and management of soft tissue tumors with future studies conducted with a larger cohort.

Keywords: Ultrasonography, Doppler, Elastography, Shear-wave, Soft tissue tumors



9. KAYNAKLAR

1. Chiou HJ1, Chou YH, Chiu SY, Wang HK, Chen WM, Chen TH, Chang CY. Differentiation of Benign and Malignant Superficial Soft-tissue Masses Using Grayscale and Color Doppler Ultrasonography 2009 Jun; 72 (6): 307-15
2. B. Pass, M. Jafari, E. Rowbotham, E. Hensor, H. Gupta, P. Robinson. Do quantitative and qualitative shear wave elastography have a role in evaluating musculoskeletal soft tissue masses? Eur Radiol. 2017; 27 (2): 723--731.
3. Takeshi Morii, Tomonori Kishino, Naoko Shimamori, Mitsue Motohashi, Hiroaki Ohnishi, Keita Honya, Takayuki Aoyagi, Takashi Tajima, Shoichi Ichimura (2018): Differential diagnosis between benign and malignant soft tissue tumors utilizing ultrasound parameters. J Med Ultrasound 2018; 45 (1): 113-119
4. Bodner G1, Schocke MF, Rachbauer F, Seppi K, Peer S, Fierlinger A, Sununu T, Jaschke. Differentiation of malignant and benign musculoskeletal tumors: combined color and power Doppler US and spectral wave analysis. WR.Radiology. 2002 May; 223 (2): 410-6.
5. Takeshi Morii, Tomonori Kishino, Naoko Shimamori, Mitsue Motohashi, Hiroaki Ohnishi, Keita Honya, Takayuki Aoyagi, Takashi Tajimaand Shoichi Ichimura. Preoperative Ultrasonographic Evaluation for Malignancy of SoftTissue Sarcoma: A Retrospective Study. Open Orthop J. 2018; 12: 75--83.
6. Halit Nahit Şendur, Cem Yücel. Kas İskelet Elastografi Uygulamaları:. Trd Sem 2019; 7: 63-74
7. Role of Color Doppler Sonography in the Assessment of Musculoskeletal Soft Tissue Masses: Paolo Belli, MD, Melania Costantini, MD, Paoletta Mirk, MD, Giulia Maresca, MD, Francesco Priolo, MD, Pasquale Marano, MD. J Ultrasound Med. 2000; 19 (12): 823-30.
8. E E Drakonaki, MD, PHD, G M Allen, frcr, mrcp and D J Wilson.Ultrasound elastography for musculoskeletal applications: Br J Radiol. 2012; 85 (1019): 1435-45
- 9) Leah C. Davis, Timothy G. Baumer, Michael J. Bey, Marnix van Holsbeeck. Clinical utilization of shear wave elastography in the musculoskeletal system:. Ultrasonography. 2019 Jan; 38 (1): 2-12.
10. Cohen J, Riishede, Carlsen, Lambine, Dam MS, Petersen MM, Nielsen MB, Ewertsen C. Can Strain Elastography Predict Malignancy of Soft Tissue Tumors in a Tertiary Sarcoma Center? Diagnostics (Basel). 2020 Mar 7; 10 (3).
11. Hahn S, Lee YH, Lee SH, Suh JS. Value of the Strain Ratio on Ultrasonic Elastography for Differentiation of Benign and Malignant Soft Tissue Tumors.. J Ultrasound Med. 2017 Jan; 36 (1): 121-127.
12. Leah C. Davis, Timothy G. Baumer, Michael J. Bey, Marnix van Holsbeeck Clinical utilization of shear wave elastography in the musculoskeletal system:. Ultrasonography. 2019 Jan; 38 (1): 2-12.
- 13) Joon Hyuk Choi, MD, PhD and Jae Y. Ro, MD, PhD. The 2020 WHO Classification of Tumors of Soft Tissue: Selected Changes and New Entities I 2021; 28: 44--58)
14. Vnod B Shdham et al Benign and Malignant Soft Tissue Tumors. Medscape Aug 2020

15. Dane J. Church, MD, John Krumme, MD & Suhel Kotwal, MD Mo. Evaluating Soft-Tissue Lumps and Bumps Med. Jul-Aug 2017; 114 (4): 289-294.
16. Noebauer-Huhmann et al. Soft Tissue Tumors in Adults: ESSR Guidelines Semin Musculoskelet Radiol 2015; 19: 475--482.
17. Sarah B. Murthi, Mary Ferguson, and Amy C. Sisley Ultrasound Physics and Equipment July 2010
18. Jesse Shriki, DO, MS, RDMS Ultrasound Physics 30 (2014) 1—24
19. Ultrasound Physics Sidney K. Edelman, Ph.D. ESP Ultrasound
20. Ilen J. HagopianJunji Machi Abdominal Ultrasound for Surgeons Springer-Verlag New York Copyright 2014
21. Lisa a. Orloff, Md, Head and neck Ultrasonography Essential and extended applications Second edition Facs, Face 2017
22. Susanna Ovel, RDMS, RVT, RT (R). Sonography Exam Review: Physics, Abdomen, Obstetrics and Gynecology, Second Edition
23. Wonseok Lee Yongrae Roh. Ultrasonic transducers for medical diagnostic imaging (2017) 7: 91--97
24. Carol M. Rumack, MD, FACR, Deborah Levine, MD, FACR Diagnostic Ultrasound 5th Edition, Copyright: © Elsevier 2017
25. Aladin Carovac, Fahrudin Smajlovic, Dzelaludin Junuzovic. Application of Ultrasound in Medicine Aladin Carovac, Fahrudin Smajlovic, Dzelaludin Junuzovic 2011; 19 (3): 168-171
26. Oyar O, Gülsoy İngiltere. Tıbbi görüntüleme fiziği: SDÜ Tıp Fakültesi; 2003.
27. Rumack MC WR, Charboneau JW. Physics of ultrasound. Diagnostic Ultrasound. Third edition ed. Missouri: Mosby; 2005. p. 3-35.
28. Harsha Shanthanna Review of essential understanding of ultrasound physics and equipment operation World J Anesthesiol 2014 March 27; 3 (1): 12-17
29. Susila Krishnan Artefacts in Musculoskeletal Ultrasound Department of Radiology, Cancer Institute (WIA), Chennai, Tamil Nadu, India Indian J Rheumatol 2018; 13: S9-16.
30. MD Sanjeev Katyal, MD Margaret S. Blackwood, MS US Artifacts Myra K. Feldman, RadioGraphics 2009; 29: 1179--1189
31. Wilfred C.G. Pitfalls in Musculoskeletal Radiology Peh © Springer 2017
32. J. A. Abreu, A. Vasquez, J. Romero, H. Rivera; Bogota. Doppler Ultrasound: from basics to practice / CO ECR2016 / C-1643
33. Kypros Nicolaides, Giussepe Rizzo, Kurt Hecher, Renato Ximenes Doppler in Obstetrics. The Fetal Medicine Foundation Copyright 2002

34. Therapy Alexander L. Klibanov, Ph.D.^{1,2} and John A. Hossack, Ph.D Ultrasound in Radiology: from Anatomic, Functional, Molecular Imaging to Drug Delivery and Image-Guided. Invest Radiol. 2015 September; 50 (9): 657—670
35. Sonoelastografinin Temel İlkeleri Canan Altay, Mustafa Seçil Trd Sem 2019; 7: 1-12.
36. Brian Stephen Garra, MD Imaging and Estimation of Tissue Elasticity by Ultrasound (Ultrasound Quarterly 2007; 23: 255-268)
37. Jing Lu, Min Chen, Qiong-Hua Chen, Qin Wu, Jin-Na Jiang, Tak-Yeung Leung Elastogram: Physics, Clinical Applications, and Risks Maternal-Fetal Medicine (2019) 1: 2
38. Tsuyoshi shiina et al, WFUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography | volume 41, issue 5, p1126-1147, May 01, 2015
39. Arinc Ozturk, 1 Joseph R. Grajo, 2 Manish Dhyani, 1 Brian W. Anthony, 3 and Anthony E. Samir¹, Principles of Ultrasound Elastography * Abdom Radiol (NY). 2018 Apr; 43 (4): 773--785.
40. F., P., Biyofizik. 2. Baskı ed. 1997, Ankara: Hacettepe Taş. 390-4.
41. Brian Stephen Garra, MD Imaging and Estimation of Tissue Elasticity by Ultrasound (Ultrasound Quarterly 2007; 23: 255-268)
42. Sebag, F., et al., Shear wave elastography: a new ultrasound imaging mode for the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules. The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism, 2010.95 (12): p. 5281-5288.
43. ONUR, M.R. and C. GÖYA, Ultrasound Elastography: Abdominal Applications. Turkey Clinical Journal of Radiology Special Topics, 2013. 6 (3): p. 59-69.
44. Ultrasound elastography: Principles and techniques J.-L. Gennisson *, T. Deffieux, M. Fink, M. Tanter Institut Langevin, ondes et images [Waves and Images], ESPCI ParisTech, CNRS UMR 7587, Inserm ERL U979, université Paris VII, 1, rue Jussieu, 75238 Paris cedex 05, France
45. Joshua R. Doherty, et al. Acoustic Radiation Force Elasticity Imaging in Diagnostic Ultrasound, IEEE Trans Ultrasound Ferroelectr Freq Control. 2013 April; 60 (4): 685—701
46. Guo-Yang Li and Yanping Cao Mechanics of ultrasound elastography 2017 Mar; 473 (2199): 20160841.
47. Bamber J et al. EFSUMB Guidelines and... Ultraschall in Med 2013; 34: 169--184
48. Theodore J. Dubinsky, MD, Hardik U. Shah, MD, Todd N. Erpelding, PhD, Bhagya Sannananja, MD, Rachelle Sonneborn, BA, Man Zhang, MD Propagation Imaging in the Demonstration of Common Shear Wave Artifacts © 2018 by the American Institute of Ultrasound in Medicine | J Ultrasound Med 2019; 38: 1611–1616 |
49. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography. Part 2: Clinical Applications 10.1055 / s-0033-1335375
50. Arinc Ozturk, Joseph R. Grajo, Manish Dhyani, Brian W. Anthony, and Anthony E. Samir, Principles Of Ultrasound Elastography 2018 April; 43 (4): 773--785

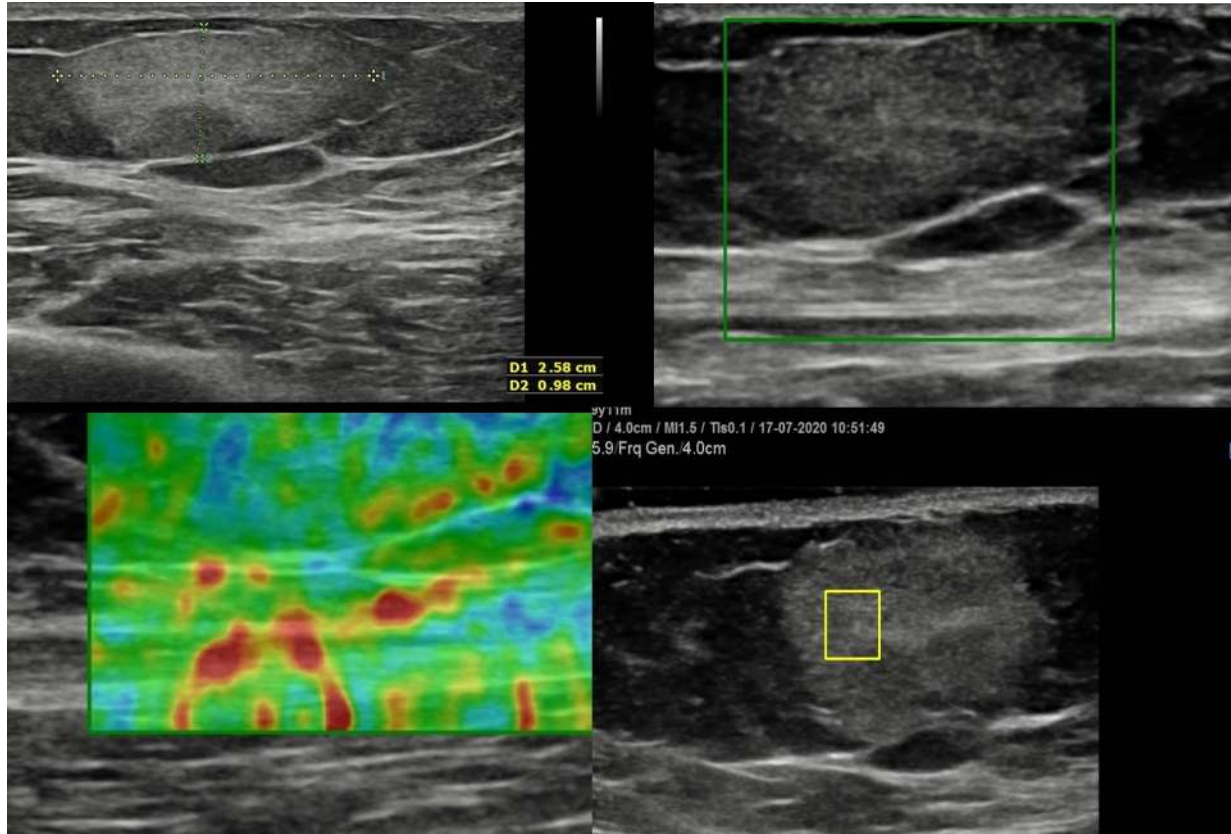
51. Jing Lu, Min Chen, Qiong-Hua Chen, Qin Wu, Jin-Na Jiang, Tak-Yeung Leung Elastogram: Physics, Clinical Applications, and Risks Maternal-Fetal Medicine: October 2019 - Volume 1 - Issue 2 - p 113 - 122
52. Helge Gilja, Prof., MD, PhD. Elastography of the GI Tract Odd National Center for Ultrasound in Gastroenterology Haukeland University Hospital, Bergen, and Department of Clinical Medicine, University of Bergen, Norway
53. Aigner et al Real-time Sonoelastography for the Evaluation of Testicular Lesions RSNA Radiology: Volume 263: Number 2 — May 2012
54. Roxana Şirli, Alina Popescu and Ioan Sporea. Liver Fibrosis Assessment by Point Shear-Wave Elastography Techniques. DOI: 10.5772/intechopen.87212
55. Choi K, Kong D, Hah Z, Lee H-K. A reliability index of shearwave speed measurement for shear wave elastography2015. 1-4 p.
56. Fang C, Jaffer OS, Yusuf GT, Konstantatou E, Quinlan DJ, Agarwal K, et al. Reducing the Number of Measurements in Liver Point Shear-Wave Elastography: Factors that Influence the Number and Reliability of Measurements in Assessment of Liver Fibrosis in Clinical Practice. Radiology. 2018; 287(3):844-52. PubMed PMID: 29514018.
57. Choi K, Kong D, Hah Z, Lee H-K, editors. A reliability index of shearwave speed measurement for shear wave elastography. 2015 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS); 2015: IEEE.
58. Mulabecirovic A, Mjelle AB, Gilja OH, Vesterhus M, Havre RF. Repeatability of shear wave elastography in liver fibrosis phantoms-Evaluation of five different systems. PLoS One. 2018;13(1):e0189671-e. PubMed PMID: 29293527. eng.
59. Sporea I, Gradinaru-Tascau O, Bota S, Popescu A, Sirli R, Jurchis A, et al. How many measurements are needed for liver stiffness assessment by 2D-Shear Wave Elastography (2DSWE) and which value should be used: the mean or median? Medical ultrasonography. 2013 12/01;15: 268-72
60. Abhiman Baloji 1, Ranjan Chandra 1, Neha Bagri 1, Ritu Misra 1, K Rajni 1, Sharathkumar S Prabhu 1Diagnostic accuracy of an integrated approach using conventional ultrasonography, and Doppler and strain elastography in the evaluation of superficial soft tissue lesions Pol J Radiol. 2020; 85: e293 - e300.
61. Paola Dal Gin.Soft tissue tumors: an overview Department of Pathology, Brigham and Women's Hospital, 75 Francis Street, Boston, MA 02115, USA (PD) 2003 Atlas of Genetics and Cytogenetics in Oncology and Haematology

62. Avneesh Chhabra¹ Theodoros Soldatos. Soft-Tissue Lesions: When Can We Exclude Sarcoma? American Journal of Roentgenology. 2012; 199: 1345-1357.
63. Mark D. Murphey, Mark J. Kransdorf Soft Tissue Tumors chapter 6.6
64. Mark J. Kransdorf, MD Mark D. Murphey, MD. Imaging of Soft-Tissue Musculo skeletal Masses: Fundamental Concepts¹ RadioGraphics 2016; 36: 1931—1948
65. Henry J Mankin ¹, Francis J Hornicek .Diagnosis, classification, and management of soft tissue sarcomas Cancer Control. Jan-Feb 2005; 12 (1): 5-21.
66. Joel L Mayerson, Thomas J Scharschmidt, Valerae O Lewis, Carol D Morris Diagnosis and Management of Soft-tissue Masses J Am Acad Orthop Surg. 2014 Nov;22(11):742-50.
67. Shusa Ohshika et al. Distinction between benign and malignant soft tissue tumors based on an ultrasonographic evaluation of vascularity and elasticity Oncology Letters 21: 281, 2021
68. Morel M, Taieb S, Penel N, Mortier L, Vanseymortier L, Robin YM, etget. Imaging of the most frequent superficial soft-tissue sarcomas. Skeletal Radiol 2011; 40: 271-284.
69. Jingfeng Zhang, ¹ Yanyuan Li, ² Yilei Zhao, ¹ and Jianjun Qiao CT and MRI of superficial solid tumors Quant Imaging Med Surg. 2018 Mar; 8 (2): 232–251.
70. Orlando Catalano Carlo Varelli Carolina sbordone Antonio corvino Dario De Rosa Gianfranco vallone Ximena Wortsman. A bump: what to do next? Ultrasound imaging of superficial soft tissue palpable lesions. Journal of Ultrasound (2020) 23: 287—300
71. Marzena Kamińska Tomasz Ciszewski, Karolina Łopacka-Szatan, Paweł Miotła, Elżbieta Starosławska. Breast cancer risk factors. Prz Menopauzalny. 2015 Sep; 14 (3): 196--202.
72. Peter H Gann, MD, ScD. Risk Factors for Prostate Cancer Rev Urol. 2002; 4 (Suppl 5): S3 – S10.
73. Sughra Raza, MD Allison L. Goldkamp, MD Sona A. Chikarmane, MD Robyn L. Birdwell, MD US of Breast Masses Categorized as BI-RADS 3, 4, and 5: Pictorial Review of Factors Influencing Clinical Management¹ RadioGraphics 2010; 30: 1199--1213
74. Bradley J. Carra^{1, 2}, Liem T. Bui-Mansfield^{2,3}, Seth D. O'Brien^{2,3} and Dillon C. Chen^{2,3} Sonography of Musculoskeletal Soft-Tissue Masses: Techniques, Pearls, and Pitfalls American Journal of Roentgenology. 2014; 202: 1281-1290.
75. Nagano S, Yahiro Y, Yokouchi M, et al. Doppler ultrasound for diagnosis of soft tissue sarcoma: efficacy of ultrasound-based screening score. Radiol Oncol 2015; 49 (2): 135-40.

76. Oebisu N, Hoshi M, Ieguchi M, et al. Contrast-enhanced color Doppler ultrasonography increases diagnostic accuracy for soft tissue tumors. *Oncol Rep* 2014; 32 (4): 1654-60
77. Galant J, Martí-Bonmatí L, Soler R, Saez F, Lafuente J, Bonmatí C, et al. Grading of subcutaneous soft tissue tumors by means of their relationship with the superficial fascia on MR imaging. *Skeletal Radiol.* 1998;27: 657–63. [PubMed] [Google Scholar]
78. Tadashi Iwai, Manabu Hoshi, Naoto Oebisu, Masanari Aono, Masatugu Takami, Makoto Ieguchi, and Hiroaki Nakamura. Diagnostic value of tumor-fascia relationship in superficial soft tissue masses on magnetic resonance imaging *PLoS One*. 2018; 13 (12): e0209642.
79. Ching-Lan Wu, Yi-Chen Lai, Hsin-Kai Wang, Paul Chih-Hsueh Chen, Hong-Jen Chiou, Correlation between histological and ultrasonographic findings of soft tissue tumors: To verify the possibility of cell-like resolution in ultrasonography. *Journal of the Chinese Medical Association* 80 (2017) 721e728
80. Hong-Jen Chiou, Yi-Hong Chou, See-Ying Chiou, Hsin-Kai Wang. High-resolution Ultrasonography in Superficial Soft Tissue Tumors *J Med Ultrasound* 2007;15(3):152–174
81. Ueno E, Tohno E: Spectral and color Doppler signals related to pathology. In Solbiati L, Rizzatto G (Eds): *Ultrasound of Superficial Structures*. London, Churchill Livingstone, 1995, p 41 Livingstone, 1995, s. 41
82. J.F. Griffith, D.P.N. Chan, S.M. Sandta, L.T.C. Chow, A.T. Ahuja. Does Doppler analysis of musculoskeletal soft-tissue tumors help predict tumoral malignancy? *Clinical Radiology* (2004) 59, 369—375
83. Paolo Belli, MD, Melania Costantini, MD, Paoletta Mirk, MD, Giulia Maresca, MD, Francesco Priolo, MD, Pasquale Marano, MD. Role of Color Doppler Sonography in the Assessment of Musculoskeletal Soft Tissue Masses. *J Ultrasound Med* 19: 823--830, 2000
84. Huseyin Toprak, Erkan Kiliç¹, Asli Serter, Ercan Kocakoç, Salih Ozgocmen¹. Ultrasound and Doppler US in Evaluation of Superficial Soft-tissue Lesions. *Clin Imaging Sci* 2014; 4: 12.
85. Garra BS, Cespedes EI, Ophir J et al (1997) Elastography of breast lesion: initial clinical result. *Radiology* 202: 79-86
86. Lyshchik A, Higashi T, Asato R et al (2005) Thyroid gland tumor diagnosis at US elastography. *Radiology* 237: 202—211
87. Bhatia KS, Rasalkar DD, Lee YP, Wong KT, King AD, Yuen YH, et al. Real-time qualitative ultrasound elastography of miscellaneous non-nodal neck masses: applications and limitations. *Ultrasound Med Biol* 2010;36:1644-1652.

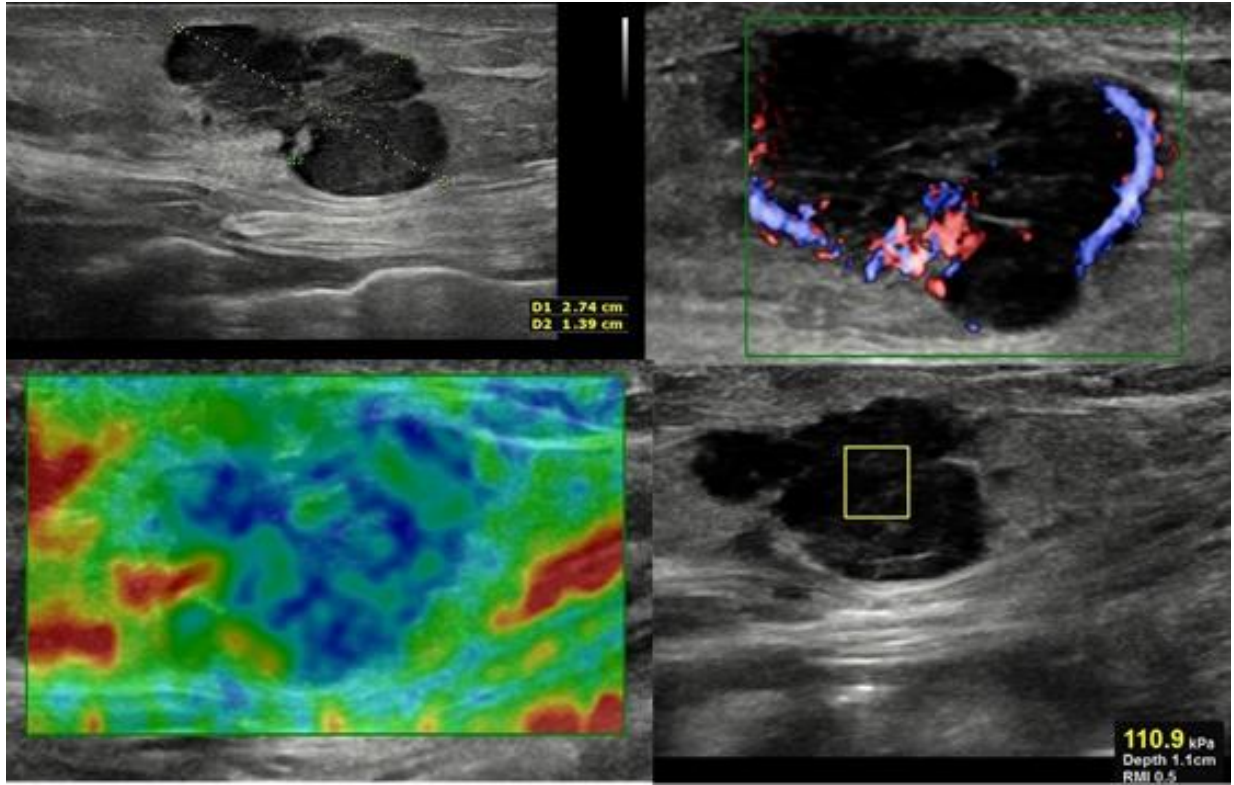
88. Magarelli N, Carducci C, Bucalo C, Filograna L, Rapisarda S, DeWaure C et al. Sonoelastography for qualitative and quantitative evaluation of superficial soft tissue lesions: a feasibility study. *EurRadiol* 2014; 24: 566-573.
89. Park HJ, Lee SY, Lee SM, Kim WT, Lee S, Ahn KS. Strain elastography features of epidermoid tumors in superficial soft tissue: differences from other benign soft-tissue tumors and malignant tumors. *Br J Radiol* 2015; 88: 20140797.
90. Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. *Br J Radiol* 2012; 85: 1435-1445.
91. Hyun Jung Yeoh , Tae-Yoon Kim , Jeong Ah Ryu .The feasibility of shear wave elastography for diagnosing superficial benign soft tissue masses *Ultrasonography* 2019 Jan;38(1):37-43.
92. Choi JY, Hong SH, Yoo HJ, Kim SJ. Musculoskeletal application of ultrasound elastography: soft tissue lipoma. *J Korean Soc Ultrasound Med* 2010;29:241-245.
93. Pass B, Johnson M, Hensor EM, Gupta H, Robinson P. Sonoelastography of musculoskeletal soft tissue masses: a pilot study of quantitative evaluation. *J Ultrasound Med* 2016;35:2209-2216.
94. Taware AN, Alfuraih FAM, Hensor EMA, Alfuraih AM, Hensor EMA, Astrinakis E, et al. Shear-wave elastography of benign versus malignant musculoskeletal soft-tissue masses: comparison with conventional US and MRI. *Radiology*. 2019; 00: 1--8.
95. N. Winn¹ & J. Baldwin¹ & V. Cassar-Pullicino & P. Cool & M. Ockendon & B. Tins & J. L. Jaremko. Characterization of soft tissue tumors with ultrasound, shear waveelastography and MRI. *Skeletal Radiology* (2020) 49: 869—881
96. Xueyi Zheng, et al . Shear-Wave Elastography of the Breast: Added Value of a Quality Map in Diagnosis and Prediction of the Biological Characteristics of Breast Cancer *Korean J Radiol* 2020;21(2):172-180

10. OLGU ÖRNEKLERİ



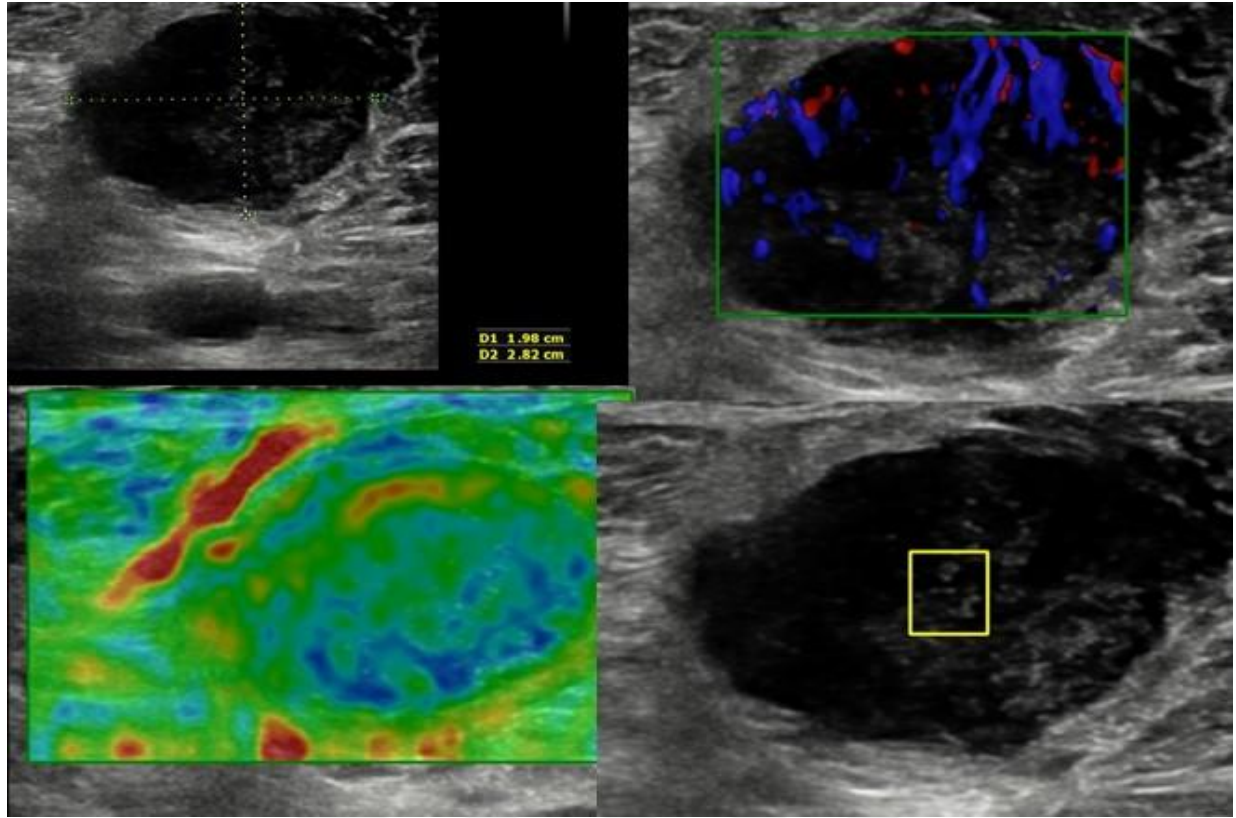
S-Shearwave	Stiffness (kPa)	Stiffness (m/s)	Depth (cm/s)	RMI
[1]	2.7	0.95	1.0	0.5
[2]	2.2	0.85	1.0	0.5
[3]	2.9	0.99	1.0	0.7
[4]	2.7	0.95	1.0	0.5
[5]	3.5	1.08	1.0	0.8
[6]	2.7	0.94	1.0	0.8
[7]	2.1	0.83	1.0	0.6
[8]	2.5	0.91	1.0	0.5
[9]	2.8	0.96	1.0	0.6
[10]	2.8	0.97	1.0	0.7
Median	2.7	0.95		
IQR/Med	14.8	8.42		

Örnek Olgu 1: 49 yaşında kadın olgu. Kolda fossada iyi sınırlı, düzgün konturlu, 26mm çapında hiperkoik kitle mevcuttur. Tümör subkutan yerleşimi göstermektedir. Tip 1 damarlanmaya sahiptir. pSWE ölçümüne göre median değerler 2.7 kPa (0.95 m/s) olarak bulunmuştur. Eksizyonel biyopsi sonrası histopatolojik tanı: Sellüler Anjiolipom



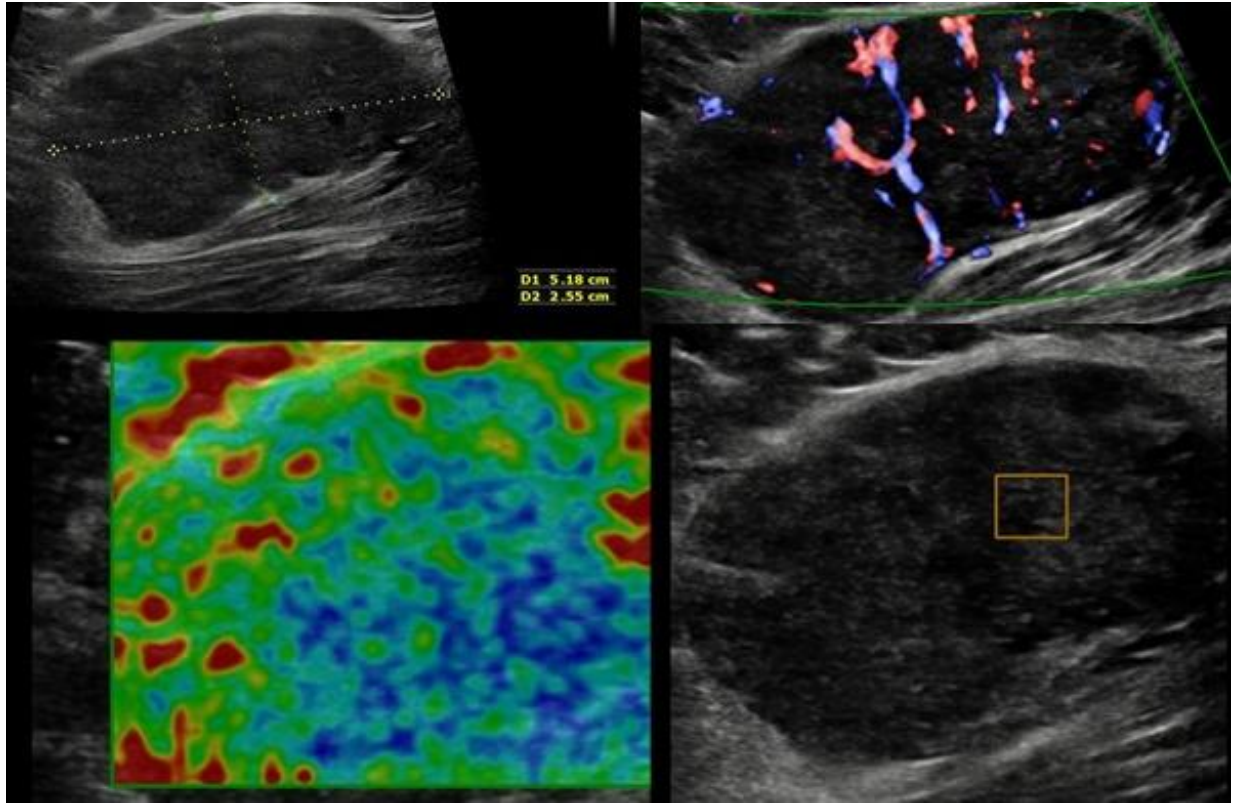
S-Shearwave	Stiffness (kPa)	Stiffness (m/s)	Depth (cm/s)	RMI
[1]	131.9	6.63	0.8	0.5
[2]	110.9	6.08	1.1	0.5
[3]	104.6	5.91	1.1	0.5
[4]	139.4	6.82	1.1	0.7
[5]	120.6	6.34	1.1	0.4
[6]	95.4	5.64	1.1	0.9
[7]	97.2	5.69	1.1	0.7
[8]	121.6	6.37	1.1	0.7
[9]	123.8	6.42	1.1	0.9
[10]	117.4	6.26	1.1	0.7
Median	119.0	6.3		
IQR/Med	19.4	9.80		

Örnek Olgu 2: 55 yaşında erkek olgu, mide ca öyküsü mevcuttur. Batın duvarında subkutan yerleşimli 28 mm çapında lobule konturu hipoekoik kitle mevcuttur. Tip 3 damarlanmaya sahiptir. pSWE ölçümüne göre median değerler 119.0 kPa (6.3 m/S) olarak bulunmuştur. Kesici iğne biopsi sonrası histopatolojik tanı: Mide taşlı yüzük hücreli karsinom



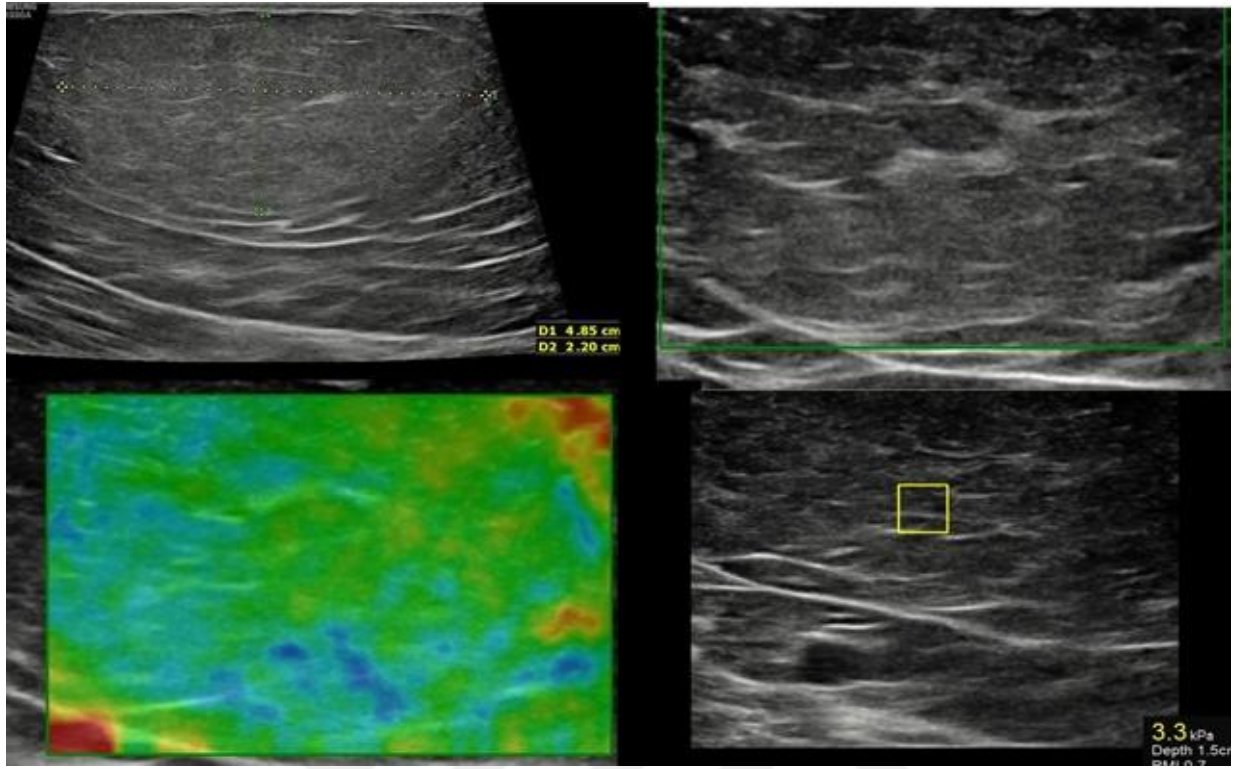
S-Shearwave	Stiffness (kPa)	Stiffness (m/s)	Depth (cm/s)	RMI
[1]	52.1	4.17	0.8	1.0
[2]	51.9	4.16	0.8	1.0
[3]	53.5	4.22	0.8	1.0
[4]	52.3	4.18	0.8	1.0
[5]	47.2	3.97	0.8	1.0
[6]	49.9	4.08	0.8	1.0
[7]	55.9	4.32	0.8	1.0
[8]	56.3	4.32	0.8	1.0
[9]	59.9	4.47	0.9	1.0
[10]	59.5	4.45	0.9	1.0
Median	52.9	4.20		
IQR/Med	10.8	5.24		

Örnek Olgu 3: 76 yaşında erkek olgu, malign melanom öyküsü mevcuttur. Uylukta intramüsküler yerleşimli 20 mm çapında lobüle konturlu hipoekoik kitle mevcuttur. Tip 4 damarlanmaya sahiptir. pSWE ölçümüne göre median değerler 52.9 kPa (4.2 m/s) olarak bulunmuştur. Kesici iğne biopsi sonrası histopatolojik tanı: Malign melanom metastazı



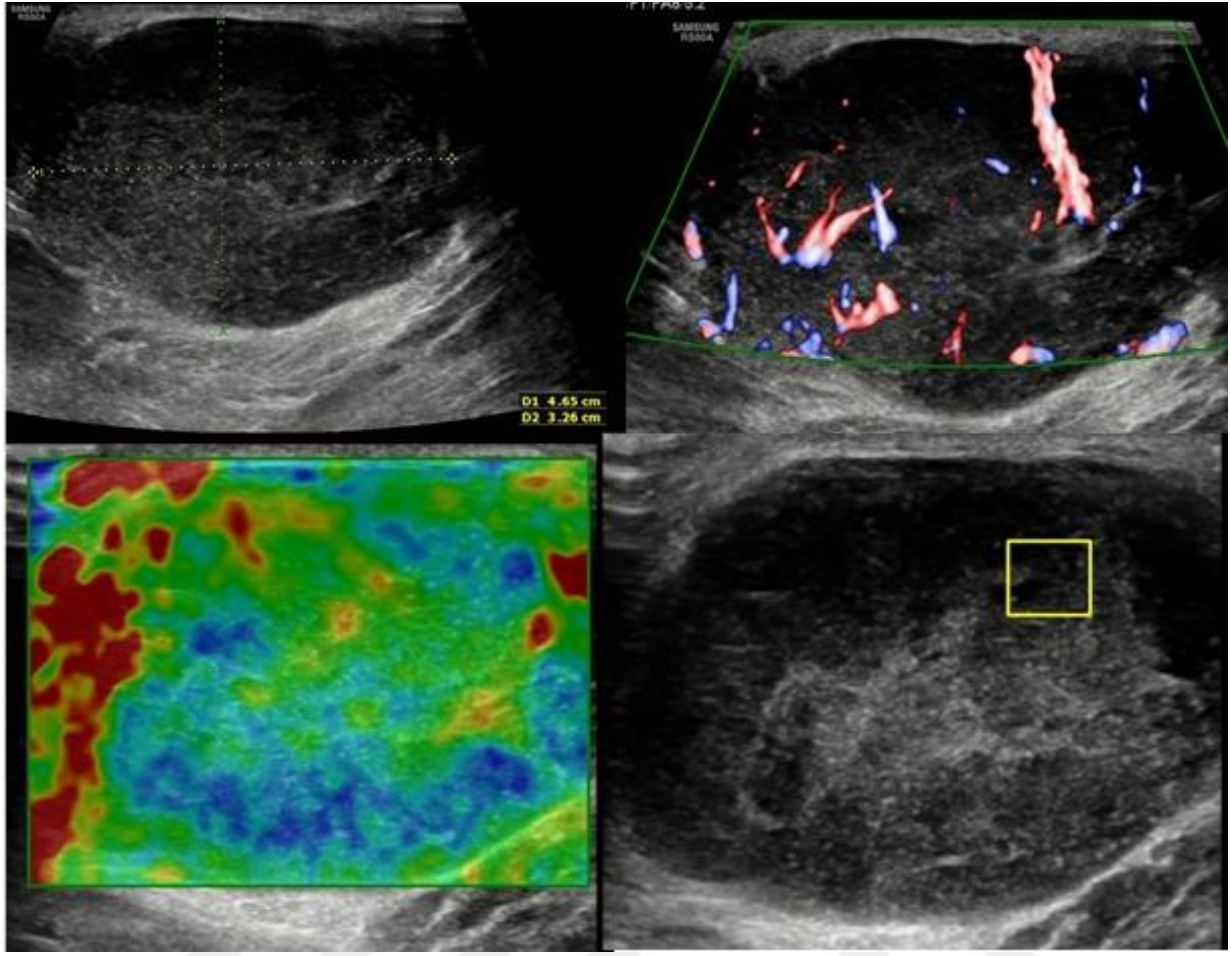
S-Shearwave	Stiffness (kPa)	Stiffness (m/s)	Depth (cm/s)	RMI
[1]	71.9	4.89	2.3	0.6
[2]	55.9	4.32	2.5	0.7
[3]	59.4	4.45	2.3	0.7
[4]	53.0	4.20	2.7	0.6
[5]	61.7	4.54	2.7	0.4
[6]	70.9	4.86	2.2	0.4
[7]	82.5	5.24	2.3	0.9
[8]	68.6	4.78	2.3	0.8
[9]	65.4	4.67	2.3	0.7
[10]	66.7	4.72	2.3	0.7
Median	66.7	4.70		
IQR/Med	19.1	9.58		

Örnek Olgu 4: 20 yaşında kadın olgu. Uylukta intramüsküler yerleşimli 52 mm çapında düzgün konturlu hipoeoik kitle mevcuttur. Tip 4 damarlanmaya sahiptir. pSWE ölçümüne göre median değerler 66.1 kPa (4.7 m/S) olarak bulunmuştur. Eksizyonel biyopsi sonrası histopatolojik tanı: Şvannom



S-Shearwave	Stiffness (kPa)	Stiffness (m/s)	Depth (cm/s)	RMI
[1]	3.0	1.00	1.5	0.8
[2]	2.5	0.92	1.5	0.7
[3]	3.3	1.05	1.5	0.7
[4]	2.1	0.83	1.5	0.5
[5]	2.7	0.95	1.5	0.5
[6]	2.6	0.94	1.5	0.8
[7]	2.6	0.93	1.5	0.5
[8]	2.2	0.85	1.5	0.5
[9]	4.0	1.15	1.5	0.4
[10]	3.1	1.02	1.5	0.3
Median	2.7	0.95		
IQR/Med	27.4	13.23		

Örnek Olgu 5: 70 yaşında erkek olgu. Sırtta subkutan yerleşimli 52 mm çapında iyi sınırlı düzgün konturu hiperkoik kitle mevcuttur. Tip 1 damarlanmaya sahiptir. pSWE ölçümüne göre median değerler 2.7 kPa (0.95 m/s) olarak bulunmuştur. Eksizyonel biyopsi sonrası histopatolojik tanı: Lipom



S-Shearwave	Stiffness (kPa)	Stiffness (m/s)	Depth (cm/s)	RMI
[1]	12.8	2.06	1.1	0.7
[2]	14.2	2.17	1.1	0.9
[3]	20.0	2.58	1.1	1.0
[4]	22.1	2.71	1.1	1.0
[5]	22.6	2.75	1.1	0.9
[6]	21.7	2.69	1.1	1.0
[7]	19.1	2.52	1.1	0.9
[8]	16.0	2.31	1.1	0.8
[9]	25.3	2.90	1.1	1.0
[10]	31.2	3.22	1.1	0.8
Median	20.7	2.60		
IQR/Med	28.9	14.90		

Örnek Olgu 6: 35 yaşında kadın olgu. Sol popliteada fossada iyi sınırlı, düzgün konturlu, 47mm çapında hipoeoik kitle mevcuttur. Tümör multikompartman yerleşimi göstermektedir. Tip 4 damarlanmaya sahiptir. pSWE ölçümüne göre median değerler 20,4 kPa (2.6 m/S) olarak bulunmuştur. Eksizyonel biyopsi sonrası histopatolojik tanı: Miksifibrosarkom

11. EK

ADÜ Evrak Tarih ve Sayısı: 09/09/2020-E.46591



T.C.
AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Tıp Fakültesi Dekanlığı
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 53043469-050.04.04
Konu : Kararlar

Sayın Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÖK
Öğretim Üyesi

Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 03.09.2020 tarihinde yapılan olağan toplantısında çalışmanızla ilgili alınan 1 nolu karar aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinize sunarım.

e-imzadır
Prof.Dr. Hatice ERTABAKLAR
Kurul Başkanı

KARAR 1

Protokol No : 2020/170
Sorumlu Yürütücü : Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÖK
Radyoloji Anabilim Dalı

Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Dah Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÖK'ün "Yumuşak doku tümörlerinde malign ve benign ayırımında ultrasonografinin etkinliği ve tanıya katkısı" konulu yukarıda bilgileri verilen klinik araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde (ADÜBAP başvuru onay belgesinin alınıp dosyaya konulmak üzere gelmesi şartıyla) gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına oy birliğiyle karar verilmiştir.

Yine sorumlu araştırmacıya; Form 2'nin 14.1.'in son bölümünde taahhüt edilen çalışma bittikten sonra nihai raporun, [Sonuç Raporu (web'te), BCOF (Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu-gönüllüler tarafından bizzat kendilerinin kendi adı-soyadını yazması ve imzalamasının sağlanması ile adreslerinin eksiksiz olarak formlara yazılmasına dikkat edilmelidir.) ve ORF (Olgu Rapor Formu/Anket)] gönderilmesi gerektiğinin hatırlatılmasına ve sorumlu yürütücülerinin bu hususa özen göstermesi gerektiğinin bir kez daha vurgulanmasına oy birliğiyle karar verilmiştir.

Evrakın Doğrulanması İçin: <http://ebys.adu.edu.tr/enVision/Dogrula/ZL595LU>

ADÜ Merkez Kampüsü Aytıpı Merkez 09100 Efeler/AYDIN
Telefon No: 0256 225 31 66 / 4224 / 4225 Faks No: 0256 212 31 69
E-Posta: gostik@adu.edu.tr İnternet Adresi: akademik.adu.edu.tr/fakulte/mod/

Bilgi İçin: Tuğba BOĞA
Uzman: Bilgisayar İşletmeni

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.