

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANA BİLİM DALI**

**SAĞLIKLI GÖNÜLLÜLERDE POINT SHEAR WAVE VE 2D
SHEAR WAVE ELASTOGRAFİ İLE DALAK SERTLİĞİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**UZMANLIK TEZİ
Dr. SEDA NUR TOSUN**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. MAHİNUR CERİT**

**ANKARA
MAYIS 2026**

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANA BİLİM DALI

**SAĞLIKLI GÖNÜLLÜLERDE POINT SHEAR WAVE VE 2D
SHEAR WAVE ELASTOGRAFİ İLE DALAK SERTLİĞİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Dr. SEDA NUR TOSUN

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. MAHİNUR CERİT

ANKARA
MAYIS 2026

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, deneyim ve desteklerini esirgemeyen, katkılarıyla eğitimime değer katan kıymetli hocalarım Prof. Dr. Erhan T. ILGIT, Prof. Dr. Mehmet ARAÇ, Prof. Dr. Öznur L. BOYUNAĞA, Prof. Dr. A. Baran ÖNAL, Prof. Dr. Suna ÖZHAN OKTAR, Prof. Dr. Nil Tokgöz, Prof. Dr. Serap GÜLTEKİN, Prof. Dr. Gonca ERBAŞ, Prof. Dr. Koray KILIÇ, Prof. Dr. Murat UÇAR, Prof. Dr. M. Koray AKKAN, Doç. Dr. Emetullah CİNDİL, Doç. Dr. Halit Nahit ŞENDUR, Doç. Dr. Aydan AVDAN ASLAN, Doç. Dr. İsmail AKDULUM, Dr. Öğr. Üyesi Fatih ÖNCÜ, Dr. Öğr. Üyesi Atiye Cenay KARABÖRK KILIÇ, Dr. Öğr. Üyesi Merve YAZOL ve Öğr. Gör. Dr. Sevcihan KESEN ÖZBEK ve Öğr. Gör. Dr. Umut ASFUROĞLU'na teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmamın her aşamasında büyük katkıları olan hem tez çalışmam hem de uzmanlık eğitimim boyunca bilgi, deneyim ve özverisi ile desteğini her anlamda hissettiren tez danışmanım sayın Doç. Dr. Mahinur Cerit'e sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma, tezimin hazırlanma süreci ve uzmanlık eğitimim boyunca yardımlarını benden esirgemeyen Gazi Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Tüm hayatım boyunca sevgilerini ve desteklerini benden esirgemeyerek beni bugünlere getiren aileme; tez yazım süreci de dahil olmak üzere her zaman yanımda olan Tosun ailesine; bu yolculukta birlikte emek verdiğimiz, desteğini her zaman hissettiğim meslektaşım ve sevgili eşim Dr. Muhammed Furkan Tosun'a ve canım kızım Gökçe'ye sonsuz teşekkür ederim.

Dr. Seda Nur TOSUN

ANKARA, 2026

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
TABLolar	v
ŞEKİLLER.....	vi
KISALTMALAR	viii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dalak Embriyolojisi, Histolojisi ve Fizyolojisi	4
2.2. Dalak Anatomisi	7
2.3. Dalak Vaskularizasyonu.....	8
2.4. Dalağın Fonksiyonları.....	9
2.5. Dalağın Konjenital ve Edinsel Anomalileri	10
2.5.1. Splenik çentik, yarık ve lobulasyon.....	10
2.5.2. Füzyon ve Lokasyon Anomalileri	10
2.5.3. Polispleni ve Aspleni	11
2.5.4. Splenozis ve Küçük Dalak	11
2.6. Dalağın Görüntülenmesi	12
2.7. Ultrasonografi	12
2.7.1. Ses Dalgasının Temel Özellikleri.....	13
2.7.2. Ses-Madde Etkileşimleri.....	16
2.7.2.1. Yansıma (Refleksiyon).....	17
2.7.2.2. Kırılma (Refraksiyon)	17

2.7.2.3. Saçılma	17
2.7.2.4. Soğurulma (Absorbsiyon)	17
2.7.3. Ultrasonografi Transdüserinin Özellikleri ve Ses Üretimi	18
2.7.4. Ses Demetinin Özellikleri	19
2.7.5. Görüntüleme Modları	20
2.7.5.1. Amplitüd Mod (A-Mod) Görüntüleme	20
2.7.5.2. Brightness Mod (B-Mod) Görüntüleme	20
2.7.5.3. Motion Mod (M-Mod) Görüntüleme	21
2.7.6. Ultrasonografide Görüntü Kalitesi	21
2.7.7. Ultrasonografi Artefaktları.....	23
2.7.7.1. Ultrasonografi demetinin özelliklerinden kaynaklanan artefaktlar	23
2.7.7.2. Birden fazla yansımaya bağlı artefaktlar	24
2.7.7.3. Ses hızı ve Doğrultusuna Bağlı Artefaktlar	24
2.7.7.4. Atenuasyon Farklılığına Bağlı Artefaktlar	25
2.7.7.5. Donanıma Bağlı Artefaktlar	25
2.8. Sonoelastografi	26
2.8.1. Strain Görüntüleme	28
2.8.1.1. Strain Elastografi (SE)	28
2.8.1.2. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Görüntüleme	29
2.8.2. Shear Wave Elastografi (SWE).....	30
2.8.2.1. Transient Elastografi (TE).....	31
2.8.2.2. Point Shear Wave Elastografi (pSWE)	31
2.8.2.3. 2D Shear Wave Elastografi (2D-SWE).....	33

2.9. Dalak Elastografisi.....	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	36
3.1. Çalışma Tasarımı ve Kapsamı	36
3.2. İnceleme Tekniği ve Değerlendirme	36
3.2.1. Dalak pSWE ve 2D-SWE ölçüm örnekleri.....	38
3.3. İstatistiksel Analiz.....	40
4. BULGULAR	41
5. TARTIŞMA.....	54
6. SONUÇ.....	64
7. KAYNAKÇA	65
8. ÖZET	70
9. SUMMARY	73
10. ÖZGEÇMİŞ.....	76
11. EKLER.....	77
Ek 1: Etik Kurul Onay Belgesi.....	77

TABLÖLAR

Tablo 1. Temel demografik ve sonografik ölçümlerin ortalama ve standart sapmaları.....	41
Tablo 2. Dalak pSWE Ölçümleri	42
Tablo 3. Dalak 2D-SWE Ölçümleri	44
Tablo 4. Gözlemci 1'in iki ölçümünün ortalamasına dayalı oluşturulan referans değerler.	46
Tablo 5. Karaciğer parametreleri ile dalak elastografi ölçümleri arasındaki ilişki	51
Tablo 6. Dalak morfometrik parametreleri ve splenik ven çapı ile dalak elastografi ölçümleri arasındaki ilişki	52

ŞEKİLLER

Şekil 1. Dalak dokusunda kapsül (K), beyaz pulpa (BP) ve kırmızı pulpa (KP) yapılarının histolojik görünümü.....	5
Şekil 2. Dalağın beyaz pulpa ve kırmızı pulpa yapıları ile açık ve kapalı dolaşım modelinin şematik gösterimi.....	7
Şekil 3. Dalga boyu (λ), periyot (T), frekans (f), genlik (a) ve hız (c) arasındaki ilişkinin şematik gösterimi.....	15
Şekil 4. Frekans artışı ile dalga boyu arasındaki ters ilişkinin şematik gösterimi .	16
Şekil 5. Ses dalgasının doku ile etkileşimi:	18
Şekil 6. Ultrasonografi demeti ve uzaysal çözünürlük bileşenleri;.....	22
Şekil 7. Ultrasonografi artefakt örnekleri:	26
Şekil 8. Sonoelastografi yöntemlerinin sınıflandırılması	28
Şekil 9. Tiroid bezinde yerleşimli hipoekoik nodülün strain elastografi yöntemi ile değerlendirilmesi.....	29
Şekil 10. Strain (solda) ve SWE (sağda) teknikleri ile doku sertliğinin değerlendirilmesi.....	31
Şekil 11. Dalak sertliğinin pSWE yöntemi ile değerlendirilmesi.	32
Şekil 12. Dalak sertliğinin 2D-SWE yöntemi ile değerlendirilmesi.	33
Şekil 13. Dalak sertliğinin pSWE yöntemi ile ölçümüne ait örnek görüntü.	39
Şekil 14. Dalak sertliğinin 2D-SWE yöntemi ile ölçümüne ait örnek görüntü.	39
Şekil 15. pSWE ölçümlerine ait gözlemciler içi (solda) ve gözlemciler arası (sağda) uyumun Bland–Altman analizi ile değerlendirilmesi.	43

Şekil 16. 2D-SWE ölçümlerinde gözlemciler içi (solda) ve gözlemciler arası (sağda) uyumun Bland–Altman analizi ile değerlendirilmesi	45
Şekil 17. Gözlemci 1 ve 2’nin pSWE ölçüm başarı oranları karşılaştırması	47
Şekil 18. pSWE Ölçüm Başarısına Göre Dalak Morfometrik Parametrelerinin Karşılaştırılması	47
Şekil 19. pSWE Ölçüm Sayısı ile Dalak Kalınlığı ve Splenik İndeks Arasındaki İlişki.....	48
Şekil 20. Cinsiyet ile pSWE (sol) ve 2D-SWE (sağ) ilişkisi	49
Şekil 21. Yaş ile dalak elastografi ölçümleri arasındaki ilişki.....	50

KISALTMALAR

2D-SWE	: Two-dimensional shear wave elastografi
ARFI	: Acoustic Radiation Force Impulse
B-mod	: Brightness Mode
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
EFSUMB	: European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology
HIFU	: High-Intensity Focused Ultrasound
ICC	: Intraclass Correlation Coefficient
IQR/M	: Interquartile Range/Median
MR	: Manyetik Rezonans
PALS	: Periarteriyolar Lymphatic Sheath
PRF	: Pulse Repetition Frequency
pSWE	: Point Shear Wave Elastography
RMI	: Reliability Measurement Index
ROI	: Region of Interest
SD	: Standart sapma
SE	: Strain elastografi
SWE	: Shear wave elastografi
TE	: Transient elastografi
USG	: Ultrasonografi
VKİ	: Vücut kitle indeksi
WFUMB	: World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Elastografi yumuşak doku sertliğini (elastisitesini) ölçen görece yeni bir ultrasonografi tekniğidir. Yumuşak dokuda gerçekleşen patolojik değişikliklerin dokuda genellikle elastisite kaybı ile sonuçlanması mantığına dayanır. Genel olarak patolojik bir dokuda en hızlı değişen parametrenin elastisite olduğu kabul edilmektedir [1].

Doku sertliğinin non-invaziv olarak değerlendirilmesi için çeşitli ultrasonografi tabanlı elastografi teknikleri geliştirilmiştir. Bu teknikler strain elastografi ve shear wave elastografi (SWE) olarak kategorize edilebilir. Günümüzde daha çok SWE tekniği kullanılmakta olup bu teknik 3 farklı yöntemi içermektedir. Bu yöntemler transient elastografi (TE), point SWE (pSWE) ve iki boyutlu shear wave elastografi (two-dimensional SWE, 2D-SWE)'dir [2].

Bu üç yöntem de dokuda yayılan shear dalgalarının ölçülmesi ile doku sertliğinin kantitatif olarak değerlendirilmesine dayanır. TE ilk kullanılan teknik iken pSWE ve 2D-SWE görece daha yeni ve daha hassas tekniklerdir. TE ile karşılaştırıldığında, pSWE ve 2D-SWE vücut kitle indeksi (VKİ) yüksek olan veya asiti olan hastalarda dahi daha güvenilir ölçümlere izin verirler ayrıca elastografi incelemesi sırasında gerçek zamanlı gri-skala ultrasonografi bilgisi de sağlar [1, 3]. Günümüzde SWE karaciğer başta olmak üzere birçok doku ve organı değerlendirmek için kullanılmaktadır.

Dalak portal ven aracılığıyla karaciğer ile anatomik ve hemodinamik bağlantı içindedir. Portal venöz akımı etkileyen patolojiler dalak dolaşımını ve dolayısıyla dalak sertliğini etkileyebilmektedir [4]. Karaciğer sertliğinin fibrozis dışı hepatik patolojilerden etkilenebilmesi nedeniyle portal hipertansiyonun dolaylı bir göstergesi olduğu kabul edilirken, dalak sertliğinin portal sistem basıncını daha doğrudan yansıttığı düşünülmektedir [5]. Bu nedenle son yıllarda dalak elastografisi özellikle portal hipertansiyon ve kronik karaciğer hastalıkları üzerine yapılan çalışmaların önemli bir odağı haline gelmiştir [3]. Bunun dışında hematolojik hastalıklar, enfeksiyöz hastalıklar, depo hastalıkları, otoimmün hastalıklar, vasküler konjesyona yol açan durumlar splenomegaliye neden olarak dalak sertliğinde artışa yol açabilmektedir [6]. Son yıllarda dalak elastografi değerlerinin bu hastalık gruplarının ayırıcı tanısında yardımcı olabileceğini gösteren çalışmalar da yayınlanmıştır [7, 8]. Bununla birlikte, mevcut literatürde dalak sertliği çoğunlukla kronik karaciğer hastalığı, portal hipertansiyon ve özofageal varis gibi patolojik durumlarda incelenmiş; sağlıklı bireylerde normal dalak sertliği değerlerini araştıran çalışma sayısı ise oldukça sınırlı kalmıştır [1]. Ayrıca SWE ölçümleri, farklı ultrasonografi sistemleri arasında belirgin farklılıklar gösterebilmekte; aynı sistem kullanılsa dahi transdüser tipi ve ölçüm derinliği gibi faktörler sonuçları etkileyebilmektedir [9]. Bu durum, farklı ultrasonografi sistemleri kullanılarak normal dalak sertlik değerlerinin ortaya konulmasının hastalıkların tanı ve takip süreçlerinde önemini göstermektedir.

Bu çalışmanın amacı, sağlıklı gönüllülerde pSWE ve 2D-SWE yöntemleri kullanılarak, gelecekte referans olarak kullanılabilecek ortalama dalak sertliği

değerlerini belirlemek; ölçümlerin gözlemciler arası ve gözlemciler içi uyumunu değerlendirmek ve sertlik değerleri ile ölçüm güvenilirliğini etkileyebilecek olası parametreleri analiz etmektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dalak Embriyolojisi, Histolojisi ve Fizyolojisi

Embriyolojik olarak gastrointestinal traktı oluşturan organların çoğu endoderm kökenlidir. Dalak ise bu organlar ile yakın komşuluğuna rağmen mezenkimal dokudan köken almaktadır. İntrauterin hayatta ilk olarak 5. haftada, pankreas kuyruğu üzerindeki dorsal mezogastriumun iki yaprağı arasında mezenkimal hücre kümelenmesi şeklinde izlenir [10].

Midenin rotasyonu ve dorsal mezogastrium gelişimi ile 6-7. haftada dalak karın boşluğunun sol tarafına doğru hareket eder. Zamanla bu hücre kümeleri hızlıca çoğalır, damarlanma gerçekleşir ve kaynaşır. Bu dönemde düşükle sonuçlanan embriyolarda dalağın multifokal küçük hücre kümeleri şeklindeki yapısı gösterilmiştir.

Dalak büyüdükçe dorsal mezogastriumdan ayrışır. Dorsal mezogastrium ile arasında ligamentum lienorenale denilen sol böbrek ile dalak arasında yerleşen mezenterik bir bağlantı kalır. Bunun dışında intrauterin hayatın 2. Ayının başında dalak dorsal mezogastriumdan oluşan 2 bağ ile sabitlenir; bunlar gastrolienale (mide-dalak hilusu arasında) ve phrenicolienaledir (diyafram-dalak arasında). Dalak böylece intraperitoneal bir organ halini alır [11].

Dalak primordiumu geliştikten sonra dalağın ana yapısını oluşturan kırmızı ve beyaz pulpa gelişmeye başlar. İntrauterin hayatın 15-17. haftasında dalak

lobülleri gelişmeye başlar. Lobüller içerisinde bir kılıf ile çevrili santral arter, lobül periferinde ise kırmızı pulpa gelişir. Beyaz pulpa ise 18. hafta civarında gelişir.

Dalak vücuttaki en büyük lenfoid organdır. Histolojik olarak dalak kırmızı ve beyaz pulpadan oluşur. Bu yapılar birbirlerinden marjinal bölge ile ayrılır. Her iki pulpanın birbirinden farklı ve önemli işlevleri vardır. Beyaz pulpa dalağın yaklaşık %20'sini, kırmızı pulpa ise kalan büyük kesimini oluşturur. Beyaz pulpada lenfoid nodüller ve periarteriolar lenfatik kılıf (Periarteriolar Lymphatic Sheath, PALS) yer alırken; kırmızı pulpada kan dolu sinüzoidler ve splenik kordonlar (Billroth) yer alır. Ayrıca dalağın karakteristik bir fibröz kapsülü mevcut olup kapsül dalaktaki fibröz trabeküller ile devamlılık göstererek dalağa destek oluşturur [10].



Şekil 1. Dalak dokusunda kapsül (K), beyaz pulpa (BP) ve kırmızı pulpa (KP) yapılarının histolojik görünümü. Mescher'in "Junqueira's Basic Histology: Text

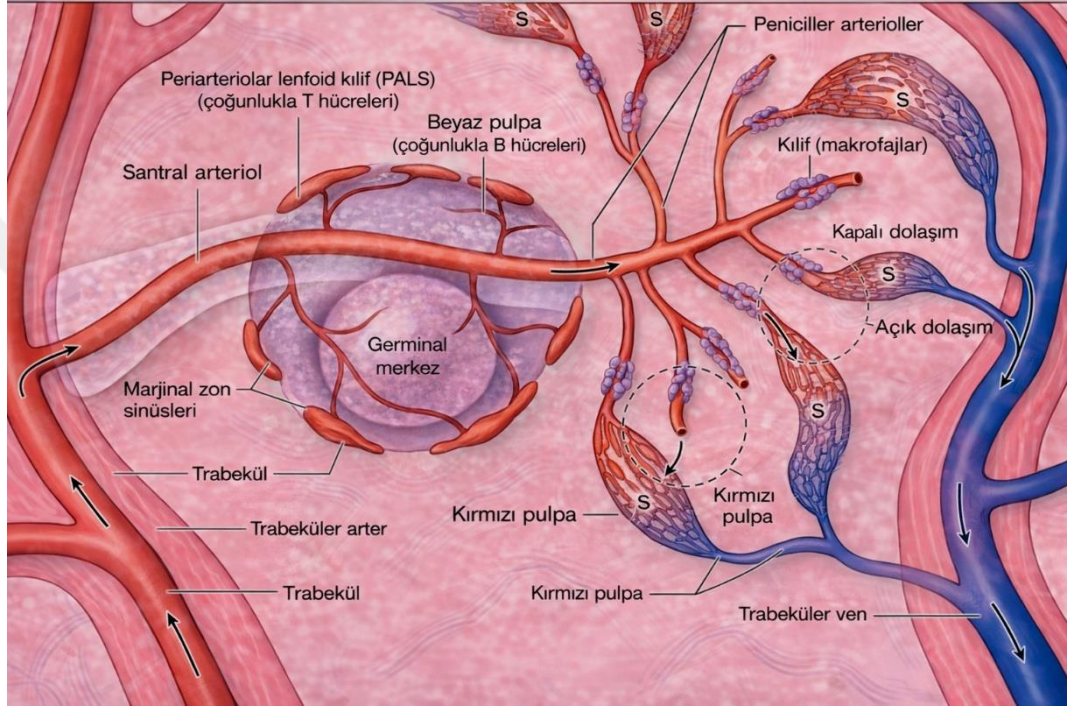
and Atlas” adlı eserinden uyarlanmıştır [12].

Hilustan giren splenik arter çok sayıda trabeküler artere ayrılır. Trabeküler arterler ise parankim içerisinde PALS ile çevrili santral arteriol dallarını verir. PALS içerisinde temel olarak T lenfositler daha az miktarda ise makrofaj, dendritik ve plazma hücresi yer alır. Beyaz pulpa santral arteriol boyunca kandan yakalanan antijenlere sekonder yer yer genişleyerek ağırlıklı B lenfositlerden oluşan lenfoid nodüller şeklinde izlenir. Lenfoid nodüllerin çevresinde ise periferik marjinal zon sinüsleri yer alır. Beyaz pulpadan ayrılan santral arteriol kılıfını kaybederek kırmızı pulpa içerisine çok sayıda küçük düz penisiller arteriollere dallanır. Bu arterioller kanı sinüzoidlere taşıyan kapillerler olarak devam eder ve bazı kapillerler antijen sunucu hücrelerden oluşan bir kılıfla sarılır [12].

Sinüzoidler rezervuar olarak görev yapan içi kan dolu kaviteler olup kırmızı pulpaya rengini veren yapılardır. Splenik kordonlar ise lenfositler, plazma hücreleri, makrofajlar, granülositler, kırmızı kan hücreleri ve trombositler ile dolu bağ dokudur. Sinüzoidlerde kesintili duvara sahip özel bir endotel ile döşelidir. Bu sayede kan hücreleri sinüzoid ve kordon arasında geçiş yapabilir. Kırmızı pulpanın önemli işlevlerinden biri kanı çeşitli toksinlerden arındırmak, kordonlarındaki makrofajlar ile yaşlı ve hasarlı eritrositleri fagosite etmektir.

Kırmızı pulpadaki kan akımı ile ilgili açık ve kapalı dolaşım olmak üzere iki görüş vardır. Kapalı dolaşım görüşüne göre kan kapillerler aracılığı ile penisiller arteriollerden sinüzoidlere geçer. Açık dolaşım görüşüne göre ise kan splenik kordonlar arasına açılır ve buradan sinüzoidlere geçmektedir. Her iki

görüŖŖŖte de sinüzoidde geçen kan daha sonra trabeküler ven ile drene olmaktadır [10].



Ŗekil 2. Dalağın beyaz pulpa ve kırmızı pulpa yapıları ile açık ve kapalı dolaŖım modelinin Ŗematik gösterimi. Mescher'in "Junqueira's Basic Histology: Text and Atlas" adlı eserinden uyarlanmıŖtır [12].

2.2. Dalak Anatomisi

Dalak sol hipokondriyak bölgede, 9-11. kot komŖuluğunda mide fundusu ile diyafragma arasında yerleŖir, superomedial kesimi kısmen epigastriuma uzanır. Genel olarak kama Ŗekilli (%44) veya tetrahedral (%42), daha az olarak ise üçgen (%14) Ŗeklinededir. Dalak boyutları çok deėiŖken olmakla birlikte eriŖkinlerde yaklaşık 12 cm uzunluğunda, 7 cm geniŖliğinde, 3-4 cm kalınlığında ve ortalama

150 g ağırlığındadır. Diyafragmatik (konveks) yüzey ve visseral (konkav) yüzey olmak üzere 2 yüzeyi; anterior (lateral) ve posterior (medial) olmak üzere 2 ucu; margo superior ve margo inferior olarak adlandırılan iki kenarı bulunur. Diyafragmatik yüzey; diyafram alt yüzü ve sol akciğer alt lobu ile komşudur.

Dalak hilum dışında, dorsal mezogastriumdan gelişen periton tarafından tamamen sarılmıştır. Dorsal mezogastrium aynı zamanda kalınlaşarak dalağı sol hipokondriyak bölgede tutan ligamentleri oluşturmaktadır. Bu ligamentlerden en önemlileri; splenorenal (lineorenal), gastrosplenik, splenokolik ve frenikokolik ligamenttir [13].

2.3. Dalak Vaskularizasyonu

Splenik arter dalağın ana besleyicisidir. Genel olarak çölyak trunkustan köken almaktadır ancak çölyak trunkus varyasyonları sık görüldüğünden splenik arterde de varyasyonlar görülebilmektedir. Köken aldığı yerden bağımsız olarak splenik arter pankreas komşuluğu boyunca ilerleyerek hilustan dalağa giriş yapar. Bu sırada mide ve pankreasa küçük dallar verebilir. Dalak beslenmesinde splenik arter genel olarak superior ve inferior vaskular segmenti oluşturacak şekilde ikiye ayrılır. Dalağın superior ve inferioruna giden arterler anastomoz yapmaz, bulundukları alanı besler. Bu nedenle bu iki vasküler segment arasında “avasküler plan” olarak adlandırılan bir alan yer alır. Bu alan parsiyel splenektomi yapılacağı zaman önem arz eder.

Dalağın venöz drenajı kırmızı pulpadaki sinüzoidlerde başlar. Trabeküler arterlere eşlik eden trabeküler venler hilus düzeyinde birleşerek splenik ven

dallarını oluşturur. Splenik ven hilustan ayrıldıktan sonra pankreas boyun kesimine dek uzanır. Bu sırada kısa gastrik venler, sol gastroepiploik ven, pankreatik venler ile inferior mezenterik ven splenik vene katılır. Pankreas boyun kesimi düzeyinde ise splenik ven superior mezenterik ven ile birleşerek portal veni oluşturur. Karaciğer ve dalak bu şekilde birbiri ile ilişkilenmiş olur.

Dalak efferent lenfatik damarlar içeren zengin bir lenfatik drenaja sahiptir. Bu damarlar sırasıyla dalak hilusundaki lenf nodlarına, pankreatikosplenik lenf nodlarına ve çölyak lenf nodlarına drenaj sağlar [10, 14].

2.4. Dalağın Fonksiyonları

Dalağın en önemli görevi kan filtresi olarak çalışmasıdır. Yaşlı ve hasarlı kırmızı kan hücrelerini kandan temizler. Ayrıca kırmızı kan hücrelerinin yıkılması sırasında ortaya çıkan demir daha sonra kullanılmak üzere depolanır.

Dalağın diğer bir önemli görevi ise immünolojik fonksiyonudur. Dalak vücuttaki en büyük lenfoid organ olup immun yanıtı başlatan ve modüle eden yapıdır. Lenfositlerin maturasyonu ve aktivasyonunu stimüle eder, kandaki patojenleri tespit ederek yanıt oluşumunu sağlar.

Dalak intrauterin hayatın 5. Ayına kadar hematopoezde önemli rol oynar. Doğum sonrası ise hematopoezin merkezi kemik iliğidir. Ancak dalak gerekli durumlarda ekstramedüller hematopoez merkezi olarak görev alır.

Dalak trombositler, lenfositler, kırmızı kan hücreleri için depo görevi görür [10].

2.5. Dalağın Konjenital ve Edinsel Anomalileri

2.5.1. Splenik çentik, yarık ve lobulasyon

İntrauterin hayatta lobule konturlu izlenen dalakta, lobulasyonlar genellikle doğum öncesi kaybolur. Ancak bazen lobulasyonlar sebat edebilir. Bu durum genellikle dalağın medial kesiminde izlenmektedir. Klinik bir önemi olmamakla birlikte bazen sol böbrek ile yakın komşuluk nedeniyle bu lobulasyonlar böbrek kitlesi şeklinde yanlış yorumlanabilir. Yarık ve çentikler ise daha çok diyafragmatik yüzde izlenmekte olup abdominal travma gibi durumlarda dalak laserasyonu olarak yanlış yorumlanabilir.

2.5.2. Füzyon ve Lokasyon Anomalileri

Aksesuar dalak primordial splenik hücre kümelerinin füzyonundaki hatalar sonucu gelişir. Otopsi serilerinde insidansı %10-30 oranlarında gösterilmiştir. En sık dalak hilusu ve pankreas kuyruğu komşuluğunda görülmekle birlikte abdomende herhangi bir yerde de görülebilir. Boyutları değişmekle birlikte genellikle 1 cm çapında olup sayıları da 1-6 arasında değişir. Çoğu zaman insidental olarak saptanır, farklı lokalizasyonlarda malignitesi olan hastalarda yanlış yorumlamalara neden olabilir. Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve Manyetik Rezonans (MR) incelemelerinde dalak ile benzer görüntüleme özelliklerine sahip olması ve splenik arterden ayrılan ince bir besleyici arteri olması ayırıcı tanısında yardımcıdır.

Splenogonadal füzyon anomalisi tümörleri taklit ederek gereksiz

cerrahilere neden olabilir.

Splenopankreatik füzyon anomalisi; embriyolojik olarak dalak ve pankreas kuyruğunun yakın ilişkine sekonder oluşur. Pankreas kuyruğuna yerleşen ektopik dalak dokusu veya dalak/aksesuar dalağa yerleşen ektopik pankreatik doku şeklinde izlenir. Ayrıca pankreas kuyruğu ile hilumun yakın ilişkisi de füzyon ile sonuçlanabilir.

Gezici veya ektopik dalak, dalağın abdomen içerisinde normalden farklı bir lokalizasyonda olmasıdır. Genellikle dalağı sabitleyen ligamentlerin yanlış gelişimi veya laksitesine bağlı gelişir. Gezici dalak insidental olarak saptanabileceği gibi torsiyona bağlı akut batın tablosu ile de ortaya çıkabilir.

2.5.3. Polispleni ve Aspleni

Genellikle heterotaksi veya situs ambiguus olarak bilinen durumlarda ortaya çıkar. Situs ambiguus ve aspleni birlikteliği sağ izomerizm; situs ambiguus ve polispleni ise sol izomerizm olarak adlandırılır.

2.5.4. Splenozis ve Küçük Dalak

Splenozis ve küçük dalak, dalağın edinsel anomalileridir. Splenozis travma veya splenektomi sonrası dalak dokusunun peritoneal kavite içerisine heterotopik ototransplantasyonu ve implantasyonu sonucu gelişir. Genellikle çok sayıda ve çeşitli boyutlarda izlenir. Küçük dalak ise orak hücreli anemiye sekonder gelişir. Dalak grafilerde ve BT’de küçük ve kalsifiye şekilde izlenir [15].

2.6. Dalakın Görüntülenmesi

Dalak görüntülemesinde ultrasonografi, BT ve MR görüntüleme kullanılabilir.

Ultrasonografi sıklıkla ilk görüntüleme yöntemi olarak kullanılır. US'de dalak homojen olup renal kortekse göre hafif hiperkoekoik, karaciğer parankimine göre ise hafif hiperekoik veya izoekoik izlenir. Splenik fokal lezyonlar sıklıkla silik ve nonspesifiktir, hipoekoik lezyonlar olarak görülür. Bu nedenle US'de saptanan her fokal heterojenite BT veya MR görüntüleme ile daha ayrıntılı olarak değerlendirilmelidir.

Kontrastsız elde olunmuş BT incelemesinde dalak, 40-60 Hounsfield ünitesi (HU) atenüasyon değerlerinde homojen olarak izlenir. İntravenöz kontrast enjeksiyonundan sonra ise dalak arteriyel ve erken portal venöz fazlar sırasında heterojen şekilde kontrast tutulumu gösterir. Bu heterojen patern dalak patolojileri ile karıştırılmamalıdır. İlerleyen fazlarda ise parankim giderek homojenleşir.

T1 ağırlıklı görüntülerde normal dalak, karaciğer ve kasa göre hafif hipointens özellikte homojen izlenirken, T2 ağırlıklı görüntülemelerde karaciğer parankimine göre hiperintens izlenir. İntravenöz kontrast enjeksiyonundan sonra BT ile benzer şekilde kontrastlanma paterni gösterir [16].

2.7. Ultrasonografi

Ultrasonografi (USG), ses dalgaları ile gerçek zamanlı kesitsel görüntü elde edilen radyolojik inceleme yöntemidir. USG'nin en önemli avantajları;

iyonizan radyasyon içermemesi, gerçek zamanlı görüntü sağlanması, ucuz ve kolay ulaşılabilir olmasıdır.

İnsan kulağı 20-20,000 Hertz (Hz) frekans aralığında ses dalgalarını işitebilir. Bu aralık üzerindeki değerlere ultrases denilmekte olup USG incelemesinde 2-20 MHz aralığında oldukça yüksek frekansta ses dalgaları kullanılmaktadır. Dolayısıyla ultrasonografide görüntü oluşumunu anlayabilmek için ses dalgasının temel özelliklerini anlamak gerekir.

2.7.1. Ses Dalgasının Temel Özellikleri

Ses dalgaları enerjinin dalga formunda yayılmasının bir örneği olup mekanik özellik gösterir. Yayılmak için maddeye ihtiyaç duyar. Yayılırken sinüzoidal patern gösterir ve madde içerisinde seyrederken sıkışma ve gevşeme alanları oluşturur. Ses dalgası bu sıkışma ve gevşeme alanları ile aynı yönde olduğundan longitudinal yayılım gösterir. Ayrıca ses dalgası maddede ilerken az miktarda transvers salınım hareketi yapar ve transvers (shear wave) dalgalar oluşur. Transvers dalgalar doku tarafından hızlıca soğrulduğundan görüntü oluşumuna katkısı yoktur.

Ses dalgasının periyot, frekans, dalga boyu, yayılma hızı, amplitüd gibi özellikleri vardır.

Periyot; sıkışma ve gevşemeden oluşan tam bir döngüyü içeren süredir.

Frekans ise belli sürede oluşan döngü sayısı olup periyot ile frekans ters orantılıdır (frekans=1/periyot). Frekans birimi Hz olup 1 saniyede oluşan dalga

sayısıdır [17]. Frekans ile çözünürlük arasında doğru orantılı, penetrasyon derinliği ile ise ters orantılı bir ilişki bulunmaktadır. Kullanılan frekans arttıkça penetrasyon azalmakta, ancak görüntü çözünürlüğü artmaktadır [18].

Dalga boyu (λ) sesin bir döngü boyunca dokuda katettiği mesafe olup birimi metredir.

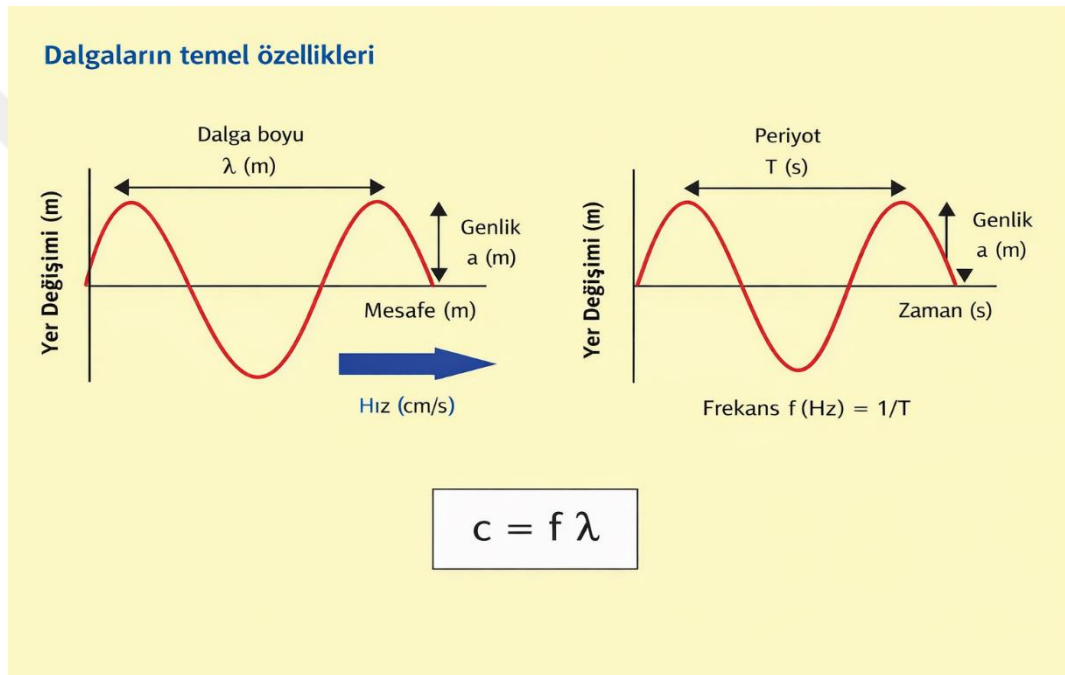
Sesin hızı, frekans ile dalga boyunun çarpılması ile elde edilir. Sesin yumuşak dokuda saniyede yaklaşık 1540 m/sn kabul edilir. Bu nedenle, 1 MHz frekansındaki sesin dalga boyu 1,54 mm'dir [17].

Amplitüd, bir dalganın yüksekliğini ifade eder ve dalganın tepe noktası ile en yüksek ve en düşük değerlerinin ortalaması arasındaki mesafe olarak tanımlanır [18]. Amplitüd sesin gücü ile ilişkili olup ses dokuda ilerlerken zamanla amplitüdü azalır. Bu durum atenüasyon (zayıflama) olarak adlandırılır [17].

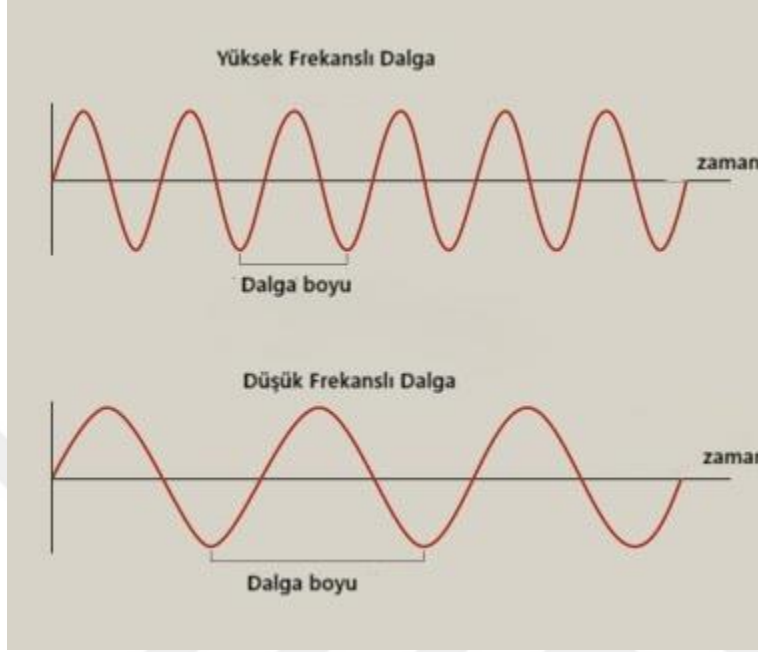
Güç, birim zamanda üretilen enerji (joule) olarak tanımlanır ve birimi Watt'dır. Gücü belirleyen ses kaynağıdır yani transdüserdir [17].

İntensite, bir dalganın ortalama gücünün, yayılım yönüne dik olan birim alana bölünmesiyle tanımlanır ve formülü “İntensite (W/cm^2) = Güç / Alan (cm^2)” şeklindedir. İşitilebilir ses dalgalarında aşırı şiddetin zararlı olabilmesi gibi, ultrasonografi dalgalarının da özellikle küçük bir alana odaklandığında zararlı etkileri olabilir [19]. Son yıllarda tanısal B-mod (Brightness Mode) görüntülemeye kıyasla oldukça yüksek intensitede ses enerjisi kullanılarak

dokudaki hücre ölümünü hedefleyen HIFU (high intensity focused ultrasound) ablasyon tekniği geliştirilmiştir. HIFU noninvaziv bir tedavi aracı olarak giderek artan bir öneme sahiptir ve çeşitli kanserlerin yanı sıra benign uterin miyomların tedavisinde de kullanılabilmektedir [20].



Şekil 3. Dalga boyu (λ), periyot (T), frekans (f), genlik (a) ve hız (c) arasındaki ilişkinin şematik gösterimi. Williams'tan uyarlanmıştır [21].



Şekil 4. Frekans artışı ile dalga boyu arasındaki ters ilişkinin şematik gösterimi. Powles ve ark.'dan uyarlanmıştır [22].

2.7.2. Ses-Madde Etkileşimleri

Ses dalgası dokuda ilerlerken; yansıma (refleksiyon), kırılma (refraksiyon), saçılma ve soğurulma (absorbsiyon) olmak üzere 4 temel etkileşimde bulunur.

Akustik impedans (Z) kavramı ise farklı dokuların ses dalgasına gösterdiği direnç olarak tanımlanır ve dokunun özelliklerine bağlıdır.

Birimi Rayl [$\text{kg}/(\text{m}^2\text{s})$] olup formülü “Akustik impedans (Z) = Dokudansitesi (kg/m^3) x Dokudaki ses hızı (m/sn)” şeklindedir.

Ses dalgası dokuda ilerken farklı bir dokuya geçiş yaptığında, iki doku

arasında akustik impedansın farkına göre yansıma oranı değişir. Fark arttıkça yansıma miktarı artar. Akciğerde akustik impedans düşük iken kemikte yüksektir. Örneğin barsak incelemesinde yumuşak doku ile barsak gazı arasındaki yüksek akustik impedansa bağlı ses dalgasının büyük bölümü yansır [17].

2.7.2.1. Yansıma (refleksiyon)

Görüntü oluşumunun temelini oluşturan etkileşimdir. Doku arayüzleri arasındaki akustik impedans farkına bağlı yansıyarak geri dönen ses dalgası (eko) miktarıdır. Fark attıkça yansıma artar ve bu alanlar parlak çizgiler şeklinde izlenir.

2.7.2.2. Kırılma (Refraksiyon)

Ses dalgasının, sesi farklı hızlarda ileten iki doku arasındaki bir arayüzle karşılaştığında yön değiştirmesidir.

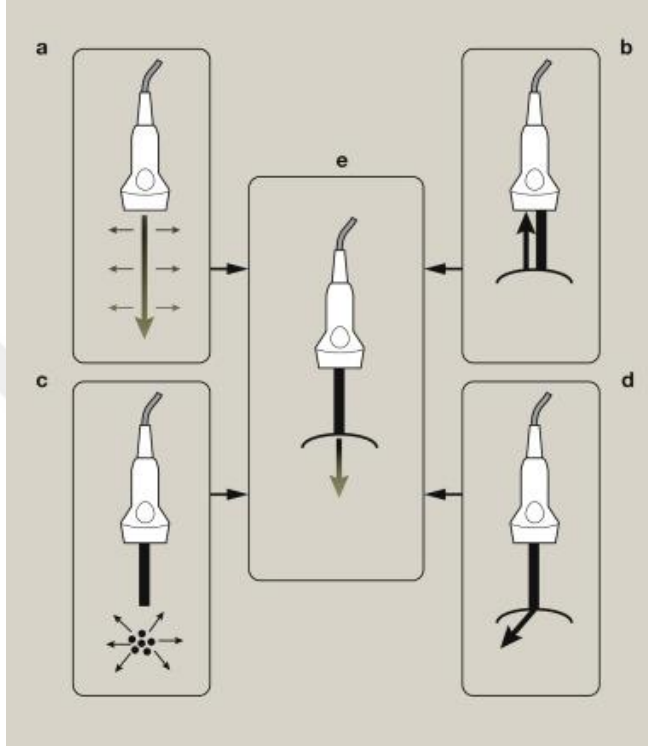
2.7.2.3. Saçılma

Ses, kendi dalga boyundan daha küçük ve farklı akustik empedansa sahip yüzeye çarptığında tüm yönlere doğru saçılır. Saçılmaya neden olan nesneler “diffüz reflektörler” olarak bilinir ve genellikle kırmızı kan hücreleri ile iç organların küçük yüzey düzensizlikleri bunlara örnektir. Organların tipik gri-granül görünümü bu şekilde oluşur.

2.7.2.4. Soğurulma (Absorbsiyon)

Ses enerjisinin termal enerjiye dönüşümüne bağlı olarak kaybını tanımlar. Yumuşak dokularda sıvıya göre, kemikte ise yumuşak dokulara göre daha

fazladır. Absorpsiyon, akustik gölgelenmenin başlıca nedenidir [22].



Şekil 5. Ses dalgasının doku ile etkileşimi: A)Absorbisyon, B) Refleksiyon, C) Saçılma, D) Refraksiyon, E) Atenüasyon. Powles ve ark.’dan alınmıştır [22].

2.7.3. Ultrasonografi Transdüserinin Özellikleri ve Ses Üretimi

Transdüser, enerjiyi bir formdan diğerine dönüştüren bir cihazdır. Ultrasonografi cihazından transdüser “prob” olarak adlandırılır. Problar piezoelektrik materyalleri sayesinde elektrik ve ses enerjisini birbirine çevirir. Piezoelektrik materyaller aktif eleman denilen katmanda yer alırken önünde eşleştirici katman, arkasında ise sönümleyici katman bulunur. Bu katmanlar akustik yalıtıcı ve en dışta kaplama ile çevrilidir.

Elektrik akımı ile piezoelektrik kristaller titreşip şekil değiştirerek ses dalgaları üretir (Ters piezoelektrik etkisi), vücuttan geri yansıyan ekolar da benzer şekilde kristallerde şekil değişikliğine neden olur ve elektrik akımı oluşur (Piezoelektrik etkisi). Bu enerji çevriminin en iyi yapıldığı frekansa “rezonans frekansı” denilmekte olup rezonans frekansı piezoelektrik materyalin kalınlığı tarafından belirlenir. Piezoelektrik materyali düşük frekanslı transdüserlerde kalın, yüksek frekanslıda transdüserlerde ise incedir.

Transdüserlerde hastaya temas eden kısım “footprint” olarak adlandırılır ve jel bu kısma sürülür. Jel sürülmesinin amacı yüksek akustik impedans farkını ortadan kaldırarak ses dalgalarının vücuda iletilebilmesini sağlamaktır.

Farklı incelemeler için mekanik, sekansiyel, faz dizilimli ve endokaviter gibi farklı transdüser tipleri mevcuttur. Günlük pratikte en çok sekansiyel transdüserler olan lineer ve konveks probalar kullanılır [17].

2.7.4. Ses Demetinin Özellikleri

Transdüserden çıkan odaklanmamış ses demeti başlangıçta silindirik haldeyken derine gittikçe konik hal alır [17]. Transdüsera yakın kesimi yakın bölge (fresnel zon), uzak kesimi ile uzak bölge (Fraunhofer zon) olarak adlandırılır; uzak bölgede ses demeti genişlediği için yoğunluğu azalır ve görüntü netliği azalır. Transdüserde aktiflenen eleman genişliği ve frekans yakın bölgenin uzunluğunu belirler [21]. Klinik kullanımda ses demeti inceltirilerek istenilen derinliğe odaklanır ve çözünürlük artırılır. Ses demetinin en dar izlendiği bu alan fokal zon olarak adlandırılır ve en iyi görüntü kalitesi fokal zonda elde edilir.

Tanısal USG’de anatomik görüntü oluşturmak için transdüserler ile kısa pulslar üretilir. Bir pulsun vücutta kapladığı uzunluk spasyal (uzaysal) puls uzunluğu olarak adlandırılır ve pulstaki ses dalga boylarının toplamı kadardır [23]. Puls tekrarlama frekans (Pulse Repetition Frequency, PRF), saniyede üretilen puls sayısı olup birimi Hertz’dir. Rutinde en çok PRF 4 kHz kullanılır; bu 4000 puls demektir. 4000 puls ise 4000 tarama çizgisi oluşturur. Bir görüntü karesi oluşturmak için 100 arama çizgisi gerekir. Yani PRF 4 kHz ile saniyede 40 görüntü karesi oluşturulur bu da USG’de gerçek zamanlı görüntü oluşumunu sağlar [17].

2.7.5. Görüntüleme Modları

2.7.5.1. Amplitüd Mod (A-Mod) Görüntüleme

En basit ultrasonografi modu olup günümüzde tek başına kullanımı yoktur ancak bazen M modu görüntüleme ile birleştirilerek terapötik ultrasonografide kullanılır

2.7.5.2. Brightness Mod (B-Mod) Görüntüleme

Klinikte en yaygın kullanılan görüntüleme modudur. Ekoların amplitüdünün parlak noktalar şeklinde temsil edilmesi ile iki boyutlu bir görüntü oluşur. Siyah, hava veya sıvı gibi geri dönen ekonun olmadığı alanları temsil ederken beyaz yüksek ekojenik arayüzleri temsil eder.

2.7.5.3. Motion Mod (M-Mod) Görüntüleme

Ekokardiyografide yaygın olarak kullanılır. Kardiyak döngü boyunca farklı yapıların hızları hesaplanabilir ve hareket anormalliği tanımlanabilir [24].

2.7.6. Ultrasonografide Görüntü Kalitesi

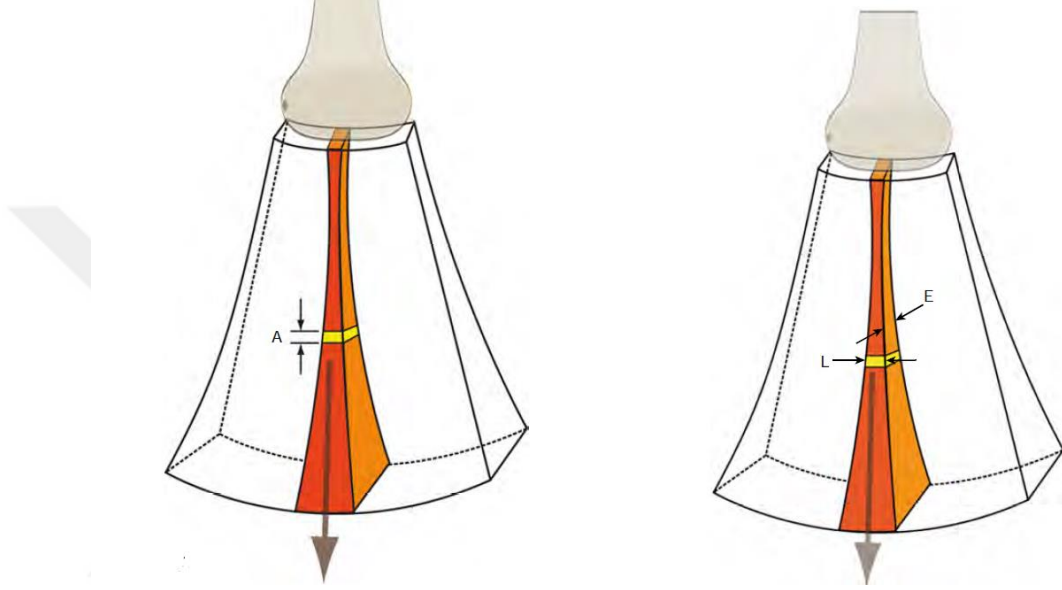
Bir ultrasonografi görüntüsünün kalitesini belirli artefaktları içermemesinin dışında uzaysal çözünürlüğü, kontrast çözünürlüğü ve zamansal (temporal) çözünürlüğü belirler.

Uzaysal çözünürlük; birbirine komşu iki yapıyı ayırt edebilme yeteneğidir. Kendi içerisinde aksiyel, lateral ve elevasyonel çözünürlük olarak üçe ayrılır.

Aksiyel çözünürlük; ses dalgası doğrultusunda farklı derinliklerdeki iki yapıyı ayırt edebilme yeteneğidir ve puls uzunluğu ile ilişkilidir. Kısa puls uzunluğu yüksek aksiyel çözünürlük demektir. Frekans arttıkça puls uzunluğu kısalır yani yüksek frekanslı transdüserler ile daha yüksek aksiyel çözünürlük elde edilir.

Lateral çözünürlük; ses dalgası doğrultusuna dik bir düzlemde aynı derinlikte yerleşimli iki farklı noktayı ayırt edebilme yeteneğidir ve transdüserden çıkan ses dalgası demeti kalınlığı ile ilişkilidir. Demet kalınlığı azaldıkça lateral çözünürlük artar. Fokal zonda yani demetin en ince olduğu yerde lateral çözünürlük en yüksektir. Kullanıcı tarafından fokal zonun ayarlanması ile değiştirilebilir.

Elevasyonel çözünürlük; transdüser ve ses dalgası doğrultusuna dik kesit kalınlığı yönündeki çözünürlüktür. Transdüser tarafından belirlenir, kullanıcı tarafından değiştirilemez [25].



Şekil 6. Ultrasonografi demeti ve uzaysal çözünürlük bileşenleri; aksiyel (A), lateral (L) ve elevasyonel (E). Zhang ve ark.’nın “Physics of Ultrasound” bölümünden uyarlanmıştır [25].

Kontrast çözünürlüğü; birbirine komşu yapıların eko amplitüdlerini ayırt edebilme yeteneğidir. Objenin zeminden ayırt edilebilmesi; objenin kontrastına (çevre ile olan parlaklık farkı), gürültüye ve obje boyutuna bağlıdır.

Temporal çözünürlük, hareketli yapıların gerçek zamanlı olarak izlenebilme yeteneğini ifade eder ve çerçeve hızı (frame rate) ile doğrudan ilişkilidir. Çerçeve hızı, saniyede oluşturulan görüntü sayısıdır. PRF’nin artırılması, birim zamanda gönderilen puls sayısını artırarak temporal çözünürlüğü ve dolaylı olarak çerçeve hızını yükseltir [26].

2.7.7. Ultrasonografi Artefaktları

Artefakt, görüntünün incelemede doğru temsil edilmeyen bölümüdür. USG incelemesi sırasında görüntüleme artefaktları yanlış yorumlamaya yol açabileceği gibi belirli durumlarda operatöre yardımcı da olabilir. Görüntü oluşumunun herhangi bir aşamasına bağlı görülebilir. Artefakt nedenleri; ultrasonografi demetinin özelliklerinden kaynaklanan artefaktlar, birden fazla yansımaya bağlı artefaktlar, ses hızı ve doğrultusuna bağlı artefaktlar, atenüasyon farklılığına bağlı artefaktlar ve donanıma bağlı artefaktlar olarak gruplandırılır.

2.7.7.1. Ultrasonografi demetinin özelliklerinden kaynaklanan artefaktlar

Yan lob artefaktı ve ses demeti kalınlığı artefaktını kapsar. Papyon şeklindeki ana ses demetinin yanı sıra, ana eksen dışında daha düşük şiddetli ve farklı doğrultularda ilerleyen yan loblar olarak adlandırılan ses demetleri bulunur. Bu yan lob demetleri, ana demet dışında yer alan güçlü bir yansıtıcı ile karşılaştığında ekolar oluşturur. Oluşan bu ekolar sistem tarafından hatalı biçimde ana demet içerisinde kaynaklanıyormuş gibi konumlandırılır ve sonuçta yan lob artefaktı meydana gelir. Ses demeti kalınlığı artefaktında ise fokal zon sonrası genişleyen ses demeti güçlü yansıtıcıya bağlı ekoyu hatalı olarak santralize eder. Genellikle anekoik olması beklenen bir yapının (örneğin mesanenin) periferinde ekojenik sinyaller izlenmesiyle fark edilebilir. Bu artefakt tarama sırasında tanınırsa, incelenen yapının derinliğine göre fokal zonun ayarlanması ve transdüserin ilgi alanının merkezine yerleştirilmesi ile görüntü kalitesi artırılabilir.

2.7.7.2. Birden fazla yansımaya bağı artefaktlar

Reverberasyon artefaktı, kuyruklu yıldız (Comet-tail) artefaktı, Ring-Down artefaktı ve ayna görüntüsü (mirror image) artefaktı bu grupta yer alır.

Reverberasyon artefaktı, transdüsere paralel yerleşimli güçlü arayüze bağı olarak ses dalgası enerjisi bitene kadar yansıması ile oluşur. Mesane lümenindeki paralel ekojen çizgilenmeler buna örnektir.

Kuyruklu yıldız artefaktı bir tür reverberasyon artefaktı olup yansımalar kuyruklu yıldız benzer şekilde görülür.

Ring-down artefaktı, görünüm olarak kuyruklu yıldız artefaktına benzediği için geçmişte onun bir varyantı olarak kabul edilmiştir; ancak oluşum mekanizmasının farklı olması nedeniyle bu artefaktan ayrılır. Ring-down artefaktı, gaz kabarcıkları arasında hapsolmuş sıvı tabakasının rezonans şeklinde sürekli titreşmesi sonucu ortaya çıkar. Klinik olarak varlığının saptanması, görüntülenen bölgede hava bulunduğunu düşündürür.

Ayna görüntüsü artefaktı da aslında bir tür reverberasyon artefaktıdır. Transdüsere oblik yerleşen güçlü yansıtıcı arayüze bağı olarak bir yapının arayüzün diğer tarafında da görülmesidir. En tipik örnekleri diyafram ile karaciğer arasındadır.

2.7.7.3. Ses hızı ve Doğrultusuna Bağı Artefaktlar

Bu grupta ses hızı artefaktı ve kırılma (refraksiyon) artefaktı yer alır.

Ses hızı artefaktı, ses dalgasının ilerlediği dokudaki gerçek hızın, görüntüleme sisteminin varsaydığı sabit hızdan (1540 m/sn) belirgin şekilde farklı olması durumunda ortaya çıkar. Ses hızının daha düşük olduğu bir ortamdan geçen dalgaya ait ekoların transdüser'e daha geç ulaşması sonucu ekolar gerçekte olduklarından daha derinde konumlandırılır.

Kırılma (refraksiyon) artefaktı ise ses dalgasının, sesi farklı hızlarda ileten iki doku arasındaki arayüzle dik olmayan bir açıyla karşılaşması sonucu yön değiştirmesiyle oluşur. Yön değiştiren (kırılan) demetten dönen ekolar, sistemin ses dalgasının doğrusal bir hat boyunca ilerlediği varsayımına dayanması nedeniyle görüntüde gerçek konumlarından farklı bir yerde konumlandırılır.

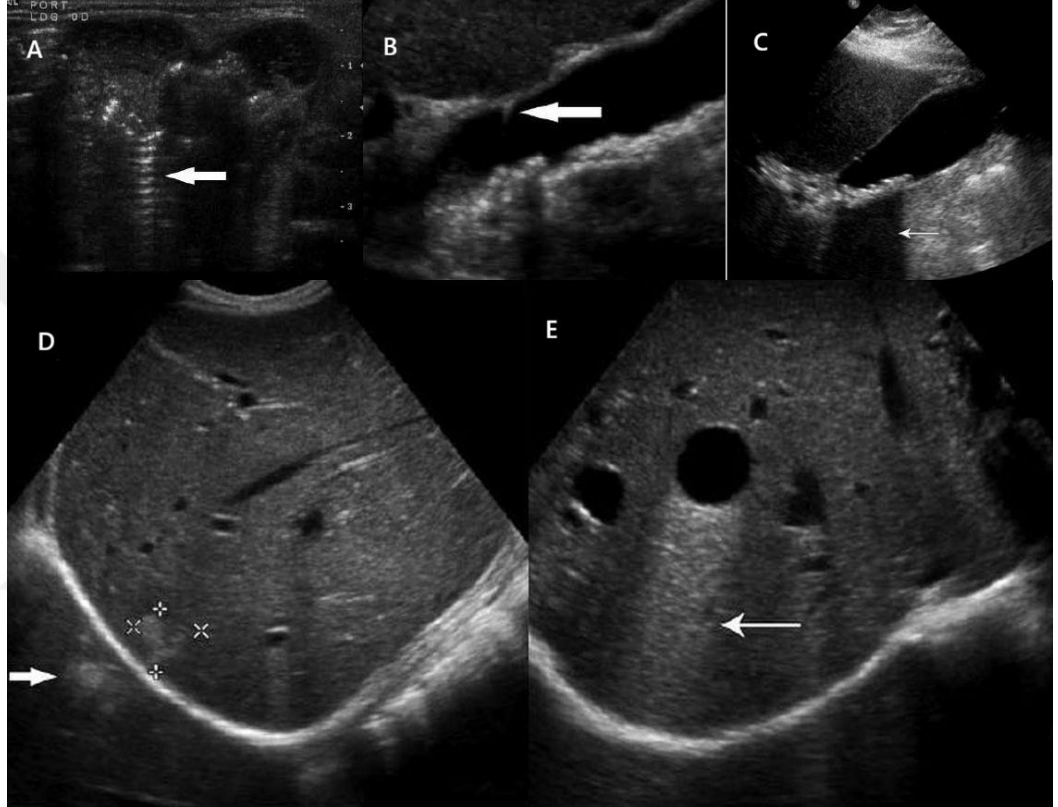
2.7.7.4. Atenüasyon Farklılığına Bağlı Artefaktlar

Akustik güçlenme ve gölgelenme artefaktı bu grupta yer almaktadır. Klinik uygulamada operatöre yardımcı artefaktlardır. Akustik güçlenmede sıvı dokudan geçen ses dalgası yumuşak dokudan geçen dalgaya göre daha az atenüe olduğu için sıvı yapının posteriorundaki doku görece daha parlak izlenir. Solid ve kistik lezyon ayırımında yardımcıdır. Akustik gölgelenmede ise ses dalgasını soğuran veya yansıtan yapının derinindeki doku görece daha siyah izlenir. Kemik, taş, kalsifikasyon gibi yapıların arkasında siyah “temiz gölgelenme”, gazın arkasında ise gri “kirli gölgelenme” oluşur.

2.7.7.5. Donanıma Bağlı Artefaktlar

Elektriksel girişim artefaktı ve transdüser kaynaklı artefaktlar bu gruptadır.

Elektriksel girişim artefaktında görüntü periferinde veya derininde gürültü oluşturan çizgilenmeler; transdüser kaynaklı artefaktlarda ise görüntü boyunca sinyalsiz sütun şeklinde uzanan çizgilenmeler görülür [26, 27].



Şekil 7. Ultrasonografi artefakt örnekleri: A) Reverberasyon artefaktı, B) Kuyruklu yıldız artefaktı, C) Akustik gölgelenme, D) Ayna artefaktı, E) Akustik güçlenme. Feldman ve ark.'nın çalışmasından uyarlanmıştır [27].

2.8. Sonoelastografi

Palpasyon, anormal dokuyu tespit etmek için kullanılan tarihi binlerce yıl öncesine dayanan bir tanı yöntemi olup günümüzde de hala önemini korumaktadır. Elastografi de aslında bir nevi palpasyon yöntemidir [25]. Dokuda gelişen patolojik süreçlerin genellikle elastisite kaybı ile sonuçlanması, elastografi

incelemelerinin temelini oluşturmaktadır [1].

Dokudaki elastisite değişiklikleri konvansiyonel görüntüleme yöntemleri normal olduğu zamanlarda bile hastalıkların en erken bulgusu şeklinde elastografi incelemeleri ile ortaya koyulabilir. Sonoelastografinin en önemli avantajı ise biyopsi gibi girişimsel işlemlere gerek kalmadan non-invaziv bir şekilde elastisite bilgisi sağlayan bir yöntem olmasıdır [25].

Elastografi tekniklerinin tümü ortak bir prensibe dayanır: İncelenen dokuya dış bir mekanik kuvvet uygulanır ve bu kuvvete bağlı olarak dokuda oluşan yer değiştirme ve deformasyon yanıtı izlenerek analiz edilir. Mekanik yanıt matematiksel olarak Young modülü (E) ile tanımlanır. Young modülü, birim alana uygulanan kuvvetin dokuda oluşturduğu birim şekil değiştirmeye oranı olarak ifade edilir ve kilopaskal (kPa) cinsinden ifade edilir [28].

Elastografi yöntemleri, dokuya uygulanan mekanik uyarı yöntemine göre strain görüntüleme ve shear wave görüntüleme olarak iki ana başlıkta incelenir [29].

Sonoelastografi				
Strain Görüntüleme		Shear Wave Görüntüleme		
Strain Elastografi	Acoustic Radiation Force Impulse(ARFI) Görüntüleme	Transient Elastografi (TE)	Point Shear Wave Elastografi (pSWE)	2D Shear Wave Elastografi (2D-SWE)

Şekil 8. Sonoelastografi yöntemlerinin sınıflandırılması.

2.8.1. Strain Görüntüleme

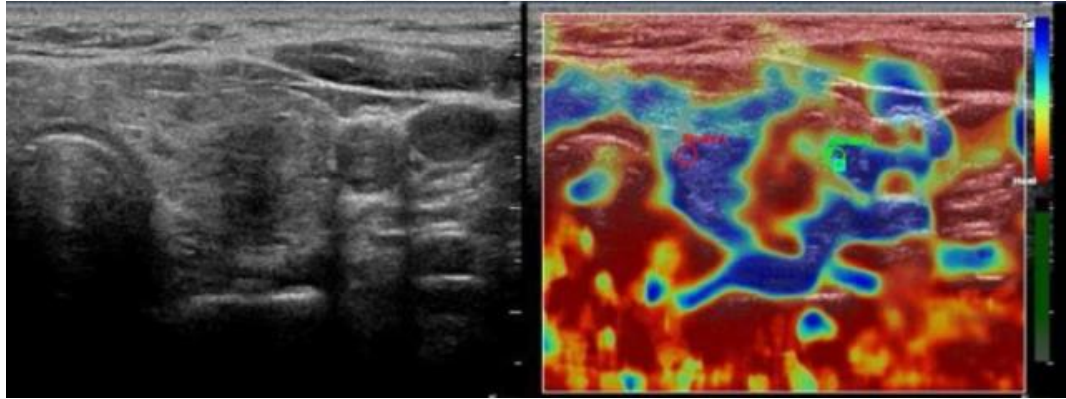
Kullanılmaya başlanan ilk sonoelastografi tekniğidir. Strain Elastografi (SE) ve Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) strain görüntüleme olmak üzere iki alt gruba ayrılır

2.8.1.1. Strain Elastografi (SE)

Kendi içinde iki farklı yöntem ayrılır. Birinci yöntemde dokunun elastisitesini değerlendirmek için uygulayıcı transdüser ile manuel kompresyon uygulanır ve dokunun yer değiştirmesi incelenir. İkinci yöntemde ise transdüser sabit iken vücuttaki fizyolojik hareketler (kardiyovasküler, respiratuar) ile dokunun yer değiştirmesi incelenir. Birinci yöntem yüzeysel yapıları değerlendirmede, ikinci yöntem ise derin yapıları değerlendirmede daha iyidir.

Her iki yöntemde de kantitatif bilgi sağlanmaz. Elastografi ile sertlik değerlendirilmesi B-mod görüntü üzerinde gösterilen elastogram olarak adlandırılan bir renk haritası ile kalitatif olarak yapılır. Genel olarak patolojik dokular yani sert dokular mavi renk ile yumuşak dokular ise kırmızı renk ile kodlanır ancak renk kodları cihaz bağımlı olarak değişebilir. Elastogram üzerinden yarı-kantitatif bir ölçüm olan “strain-ratio” (strain indeks)

hesaplanabilir. Bunun için patolojik alan ile komşuluğundaki normal alandan elde olunan region of interest (ROI) değerleri oranlanır. Strain ratio>1 hedef dokunun normal dokudan daha az komprese olduğunu yani daha sert olduğunu gösterir. SE incelemeleri özellikle tiroid ve meme gibi yüzeysel organların değerlendirilmesinde sıkça kullanılmaktadır. Lezyonların değerlendirilmesi için renk haritalarına dayanan Ueno ve Tsukuba skorlama sistemleri oluşturulmuştur [30, 31].



Şekil 9. Tiroid bezinde yerleşimli hipoeoik nodülün strain elastografi yöntemi ile değerlendirilmesi. Solda B-mod incelemede tiroid bezinde yerleşimli belirsiz sınırlı hipoeoik lezyon, sağda elastogram haritasında kırmızı renk (sert doku) ile kodlanmışken, lezyonu çevreleyen normal tiroid bezi dokusu mavi renk (yumuşak doku) ile kodlanmıştır. Sigrist ve ark.'dan alınmıştır [30].

2.8.1.2. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Görüntüleme

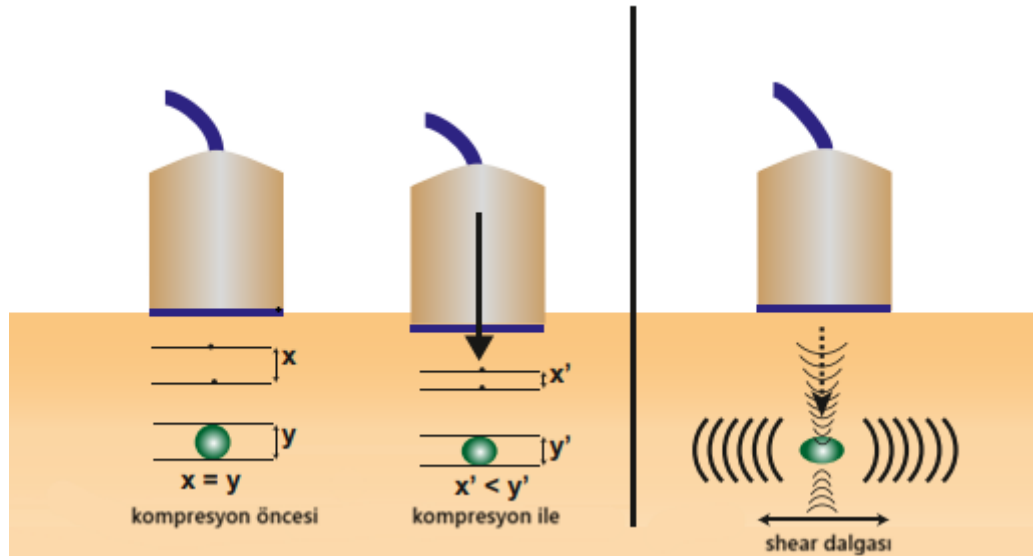
Strain ölçümü için alternatif bir yaklaşımdır. Bu teknikte kısa süreli, yüksek enerjili akustik radyasyon kuvveti (Acoustic Radiation Force) uygulanarak dokunun yüzeye dik şekilde yer değiştirmesi sağlanarak sertlik değerlendirilir.

Dokunun yer değiştirme miktarı ARFI g ile doğrudan ilişkilidir [30, 31].

2.8.2. Shear Wave Elastografi (SWE)

Dokuda oluşan shear dalgaları yayılımını değerlendiren elastografi yöntemidir. Shear dalgaları, diğer yöntemlerin aksine akustik dalgalara ve doku yer değiştirme yönüne dik şekilde oluşur. SWE yönteminde oluşan shear dalgalarının hızının lm ile doku sertliği değerlendirmesi yapılır [32]. lm sonuçları shear dalga hızı veya Young modülü ile raporlanabilir. Young modülü, ölçülen shear dalga hızı kullanılarak cihaz yazılımı tarafından otomatik olarak hesaplanıp kPa cinsinden sunulur [31].

Shear dalgaları çeşitli yöntemler ile oluşturulabilir [32]. Buna göre günümüzde; Transient elastografi (TE), point shear wave elastografi (pSWE) ve two dimensional shear wave elastografi (2D-SWE) olmak üzere üç SWE yöntemi bulunmaktadır [30].



Şekil 10. Strain (solda) ve SWE (sağda) teknikleri ile doku sertliğinin değerlendirilmesi. Strain elastografide dış kompresyon sonrası dokuda oluşan yer değiştirme analiz edilerek göreceli sertlik değerlendirilirken, SWE’de transdüserden gönderilen akustik impulslar sonucu oluşan shear dalgalarının yayılım hızı ölçülerek doku sertliği kantitatif olarak belirlenir. Zhang ve ark.’nın “Physics of Ultrasound” bölümünden uyarlanmıştır [25].

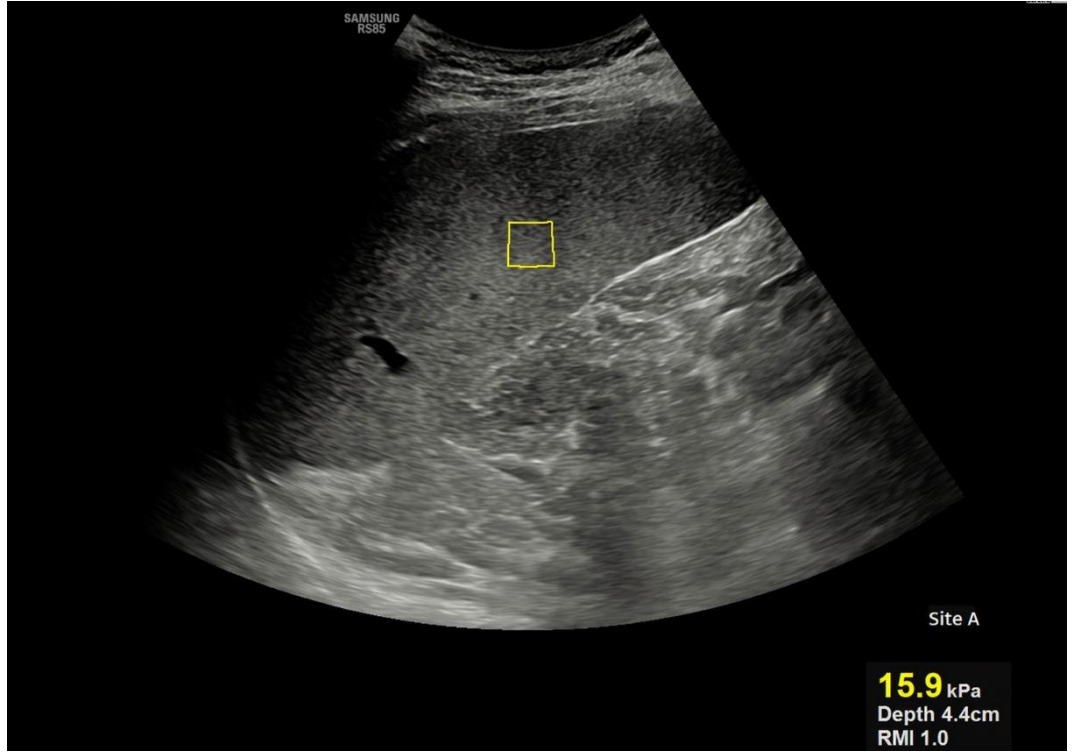
2.8.2.1. Transient Elastografi (TE)

FibroScanTM (Echosens, Paris, Fransa) piyasada bulunan ilk SWE sistemi olup karaciğeri değerlendirmek için kullanılmaktadır. Cihazın probu hem bir ultrasonografi transdüseri hem de mekanik vibrasyon cihazı olarak çalışır. Ultrasonografi temelli bir yöntem olmasına rağmen B-mod görüntü bilgisi vermez [30]. Transdüser ile öncelikle düşük frekanslı (50 Hz) mekanik titreşim dokuya gönderilir, shear dalgaları oluşur. Shear dalgalarının hızı yine transdüser tarafından ölçülür [33]. Shear dalgalarının yayılım hızı doku sertliği ile orantılıdır. En az 10 ölçüm yapılmalı, ölçümlerin %60’ı kabul edilebilir sınırlarda olmalıdır. Önemli bir dezavantajı bu yöntemle oluşturulan shear dalgalarının sıvılarda iletilememesi nedeniyle asitli hastalarda kullanılamamasıdır.

2.8.2.2. Point Shear Wave Elastografi (pSWE)

ARFI incelemesi ile benzer şekilde dokuda tek bir lokasyona ARFI dalgası uygulanır. Ancak bu yöntemde ARFI yönteminden farklı olarak dokunun yer değiştirmesi yerine, ARFI dalgasının uygulanması ile dokuda açığa çıkan transvers shear dalgalarının hızı incelenir. SE’den farklı olarak renk haritası olmadan kantitatif sertlik değeri verir. TE’den farklı olarak özel bir proba ihtiyaç

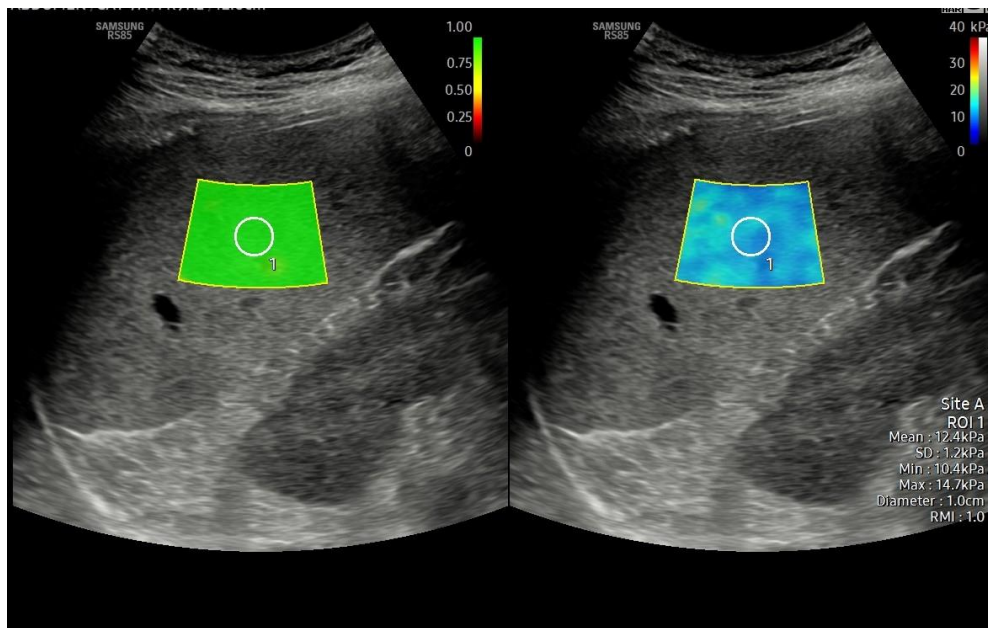
yoktur ve eş zamanlı B-mod bilgisi sağlar. Böylece uygulayıcının vasküler yapılardan, geniş safra kanallarından uzak homojen bir alandan ölçüm yapabilmesini sağlar. Ayrıca obez ve asitli hastalarda kullanılabilmesi de TE'ye göre avantajlarından [30]. Son yıllarda shear wave elastografi verilerinin kalitesini kantitatif olarak değerlendirmek amacıyla Güvenilirlik Ölçüm İndeksi (Reliability Measurement Index, RMI) tanımlanmıştır. RMI değeri 0 ile 1 arasında değişmekte olup, daha yüksek değerler daha iyi sinyal kalitesini göstermektedir. RMI'nin güvenilir olmayan ölçümleri elimine ederek shear wave elastografinin genel performansını artırabildiği gösterilmiştir [34]. Ayrıca RMI'nin, pSWE ölçümlerinde tanısal performansı koruyarak ölçüm güvenilirliğini artırdığı ve gerekli ölçüm sayısını azaltmaya katkı sağladığı bildirilmiştir [35].



Şekil 11. Dalak sertliğinin pSWE yöntemi ile değerlendirilmesi.

2.8.2.3. 2D Shear Wave Elastografi (2D-SWE)

Günümüzdeki en yeni SWE tekniğidir. Doku içerisine aynı anda çok sayıda ARFI dalgası uygulanarak shear dalgaları oluşturulur. B-mod üzerinde gerçek zamanlı renkli elastogram haritaları oluşturularak uygulayıcının anatomik olarak uygun bir lokasyondan, doku sertliği bilgisine sahip şekilde ROI ile ölçüm yapması sağlanır [30]. Son yıllarda bazı ultrasonografi sistemleri, kullanıcılarına 2D-SWE ölçümü sırasında elastogram haritalarına eş zamanlı olarak renk kodlu RMI haritaları da sunmaktadır. Bu haritalar, oluşturulan shear dalgalarının kalitesine göre şekillenmekte olup ölçüm güvenilirliğini görsel olarak değerlendirmeye olanak tanır. Genellikle yeşil renk ölçüm için uygun ve güvenilir shear dalgalarını temsil ederken, kırmızı renk ölçüm açısından yetersiz veya güvenilir olmayan dalgaları göstermektedir [36].



Şekil 12. Dalak sertliğinin 2D-SWE yöntemi ile değerlendirilmesi. Solda yeşil

renk ile kodlanmış RMI haritası, sağda ise mavi renk ile kodlanmış elastogram haritası izlenmektedir.

2.9. Dalak Elastografisi

Dalak vücuttaki en büyük lenfoid organ olup kan hücrelerinin yapımı, depolanması ve yıkımı gibi birçok görevi vardır. Bunun yanı sıra immun yanıtta rol oynar. Bu önemli görevlere bağlı olarak enfeksiyonlar, hemolitik anemi, myeloproliferatif ve lenfoproliferatif hastalıklar, otoimmün hastalıklar gibi çeşitli lokal ve sistemik hastalıklar splenomegaliye neden olabilir ve dalak sertliğini artırabilir [37].

Bunun dışında splenik venöz sistem içerisinde kapakçık bulunmaz dolayısıyla splenik ven basıncı portal vendeki basıncı yansıtır. Portal hipertansiyonlu hastalarda dalak remodelinge uğrar, splenomegali ve dalak sertliğinde artış izlenir. Yani portal hipertansiyonun bir diğer göstergesi de dalak sertliğindeki artıştır [38].

Dalak elastografisi uygulamaları günümüzde giderek artmakla birlikte, literatürde ölçüm tekniğine ilişkin validasyon (yöntem geçerliliği) kriterleri yeterince tanımlanmamıştır. Bu nedenle dalak elastografi ölçümlerinde genellikle karaciğer elastografisi için önerilen kılavuz kriterleri uygulanmaktadır [37]. Özellikle European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology (EFSUMB) ve World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology (WFUMB) tarafından karaciğer elastografisine yönelik tanımlanan kalite ve güvenilirlik kriterleri, dalak elastografisi uygulamalarında da referans

alınmaktadır. Bu kriterler göz önünde bulundurulduğunda, dalak SWE yöntemi ile dalak sertliği değerlendirilirken dikkat edilmesi gereken noktalar şunlardır:

- pSWE ve 2D-SWE ölçümlerinin güvenilir şekilde gerçekleştirilebilmesi için operatör B-mod ultrasonografi konusunda yeterli deneyime sahip olmalıdır.
- Portal ven basıncını ve dolayısıyla splenik ven basıncını etkileyebileceği için inceleme en az 3 saat açlık ve en az 10 dk dinlenme sonrası yapılmalıdır.
- Ölçümler hasta dorsal dekübitus pozisyonunda ve sol kol maksimal abduksiyonda iken interkostal aralıktan, optimal B-mod görüntü sağlandıktan sonra yapılmalıdır.
- Erişkinler için konveks prob kullanılmalıdır.
- Maksimum inspirasyon ve maksimum ekspirasyondan kaçınılmalı, hasta nötral pozisyonunda nefes tutmalıdır.
- Ölçümler sırasında artefaktlardan, vasküler yapılardan kaçınılmalıdır.
- Örneklem alanı görüntü merkezinde olacak şekilde ayarlanmalıdır.
- ROI kapsülün en az 2 cm altında olmalıdır.
- PSWE incelemesinde ROI boyutu sabit olup cihaza bağlıdır, değiştirilemez. 2D-SWE incelemesinde ise en az 10 mm ROI boyutu kullanılmalıdır.
- Ölçümler arasındaki değişkenliği gösteren Interquartile Range/Median (IQR/M) oranı $\leq 30\%$ olmalıdır.
- Elastografi incelemesinde ayrıca pSWE ve 2D-SWE panelinde sunulan

RMI değerine dikkat edilmelidir.

- PSWE için en az 10 geçerli ölçüm yapılmalıdır, 2D-SWE için ise en az 3 geçerli ölçüm önerilmektedir [39-41].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışma Tasarımı ve Kapsamı

Çalışma prospektif olarak tasarlanmış olup Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu onayı alınmıştır (Tarih:06.12.2024, Karar no:024); Aralık 2024- Mart 2025 tarihleri arasında Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmaya karaciğer ve dalak dışı patolojilerin görüntülenmesi amaçlı ultrasonografi birimimize başvuran, bilinen karaciğer ve hematolojik hastalığı olmayan, son 6 ay içerisinde yapılan tam kan sayımı ile karaciğer fonksiyon testlerinde patoloji saptanmayan, 18 yaşından büyük sağlıklı gönüllüler dahil edilmiştir. Çalışmaya dahil edilen tüm bireyler çalışma hakkında bilgilendirilip yazılı onamları alınmıştır.

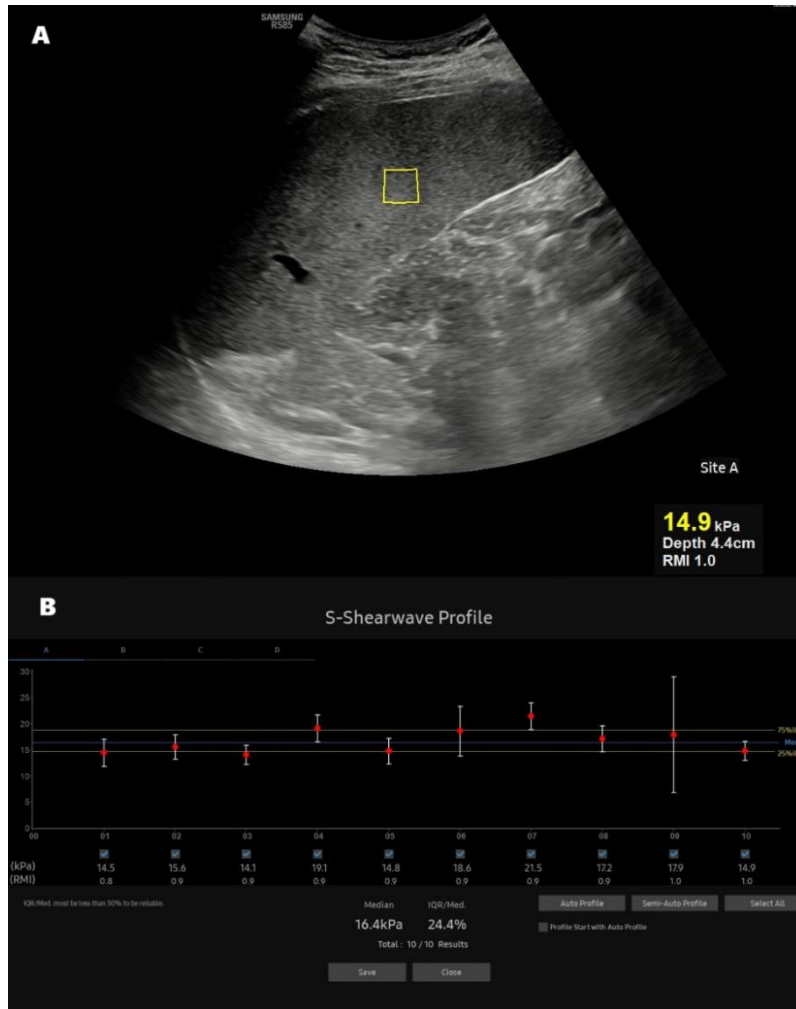
3.2. İnceleme Tekniği ve Değerlendirme

İncelemede lmler ultrasonografi ve elastografi konusunda 5 yıl (1. Gözlemci) ve 3 yıl (2. Gözlemci) deneyime sahip iki farklı radyolog tarafından yapılmıştır. Çalışmaya dahil olan bireylerde en az 3 saatlik açlık olması

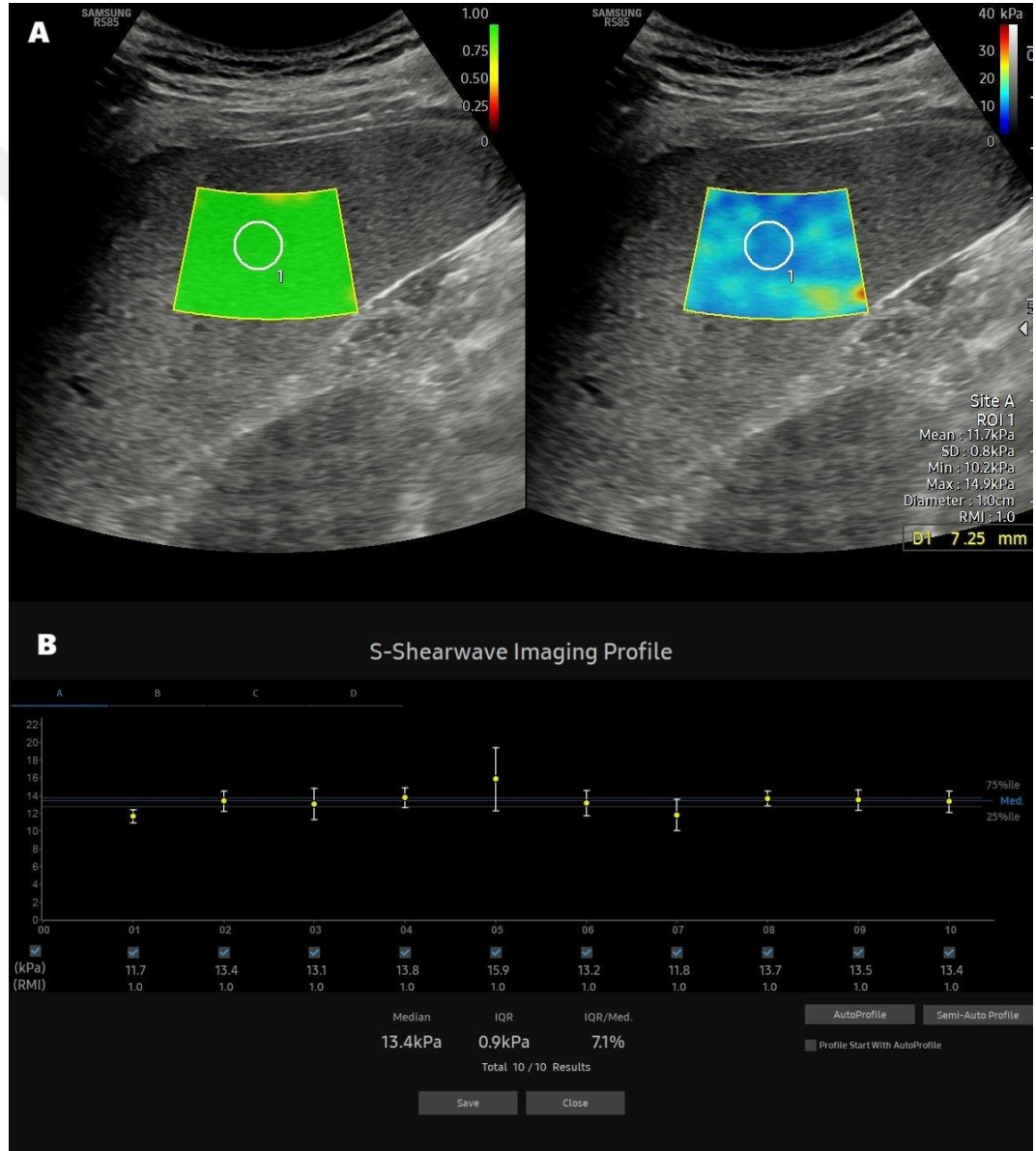
gözetilmiştir. Gönüllülerin yaş, boy, kilo bilgileri kaydedilmiştir. Tüm incelemeler aynı cihaz ile (RS85 Prestige, Samsung Medison Co. Ltd.) aynı konveks (1–7 MHz) ve lineer (2-14 MHz) probalar kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Ölçümler supin pozisyonda, kollar maksimum abduksiyonda iken interkostal aralıktan yapılmıştır. Maksimum ekspirasyon ve maksimum inspirasyondan kaçınılmış, nefes nötral pozisyonda tutulur şekilde iken ölçümler yapılmıştır. İlk önce karaciğer ve dalak sonografik olarak tanınmıştır. Gri-skala inceleme sonrası karaciğerde orta ve ileri derece yağlanması olanlar ile yoğun gaz süperpozisyonu, interkostal aralıktan kısıtlı görüş, nefes inkooperasyonu gibi nedenler ile optimal B-mod görüntü elde edilemeyen gönüllüler ve insidental olarak karaciğer-dalak patolojisi saptanan gönüllüler çalışmadan dışlanmıştır. Karaciğer kraniokaudal boyutu, portal ven çapı, karaciğer pSWE ve 2D-SWE değerleri, dalak boyutları, splenik ven çapı, dalak-cilt mesafesi, cilt-cilt altı yağ doku kalınlığı, dalak pSWE, dalak 2D-SWE değerleri ilk gözlemci tarafından kaydedilmiştir. İkinci gözlemci dalak pSWE ve 2D-SWE ölçümlerini gerçekleştirmiştir. Gönüllü 15 dk istirahat ettikten sonra 1. Gözlemci dalak pSWE ve 2D-SWE ölçümlerini tekrarlamıştır. SWE ölçümlerinde, ölçümlerin geçerli kabul edilebilmesi için IQR/M oranının %30'un altında olması esas alınmıştır. Ayrıca ölçümler sırasında pSWE ve 2D-SWE profilinde sunulan RMI değeri de gözetilmiş, RMI değeri <0,5 olan ölçümler analiz dışı bırakılmıştır. 2D-SWE ölçümlerinde cihaz tarafından sunulan renkli RMI haritaları kullanılarak dual modda ölçümler gerçekleştirilmiştir. 2D-SWE ölçümleri 10 mm çapındaki ROI ile yapılmıştır. Bu kriterleri karşılayan 10 geçerli pSWE ve 10 geçerli 2D-SWE ölçümü yapılarak median değerleri kPa

cinsinden kaydedilmiştir. Ayrıca pSWE ölçümlerinde, 10 geçerli ölçüme ulaşmak için yapılan toplam deneme sayısı kaydedilmiştir. Dalak elastografisine özgü standart bir kalite kriteri bulunmamakla birlikte, karaciğer TE incelemelerinde ölçümün güvenilir kabul edilebilmesi için en az 10 geçerli ölçüm elde edilmesi ve başarı oranının $\geq 60\%$ olması önerilmektedir [42]. Literatürde bazı karaciğer pSWE çalışmalarında da benzer kalite kriterlerinin kullanıldığı bildirilmektedir [43-45]. Bu doğrultuda çalışmamızda, başarı oranının 60% 'ın altına düşmesini önlemek amacıyla, 10 geçerli ölçüme ulaşmak için ≥ 18 deneme gerektiren olgular başarısız ölçüm olarak tanımlanmıştır.

3.2.1. Dalak pSWE ve 2D-SWE ölçüm örnekleri



Şekil 13. Dalak sertliğinin pSWE yöntemi ile ölçümüne ait örnek görüntü. (A) Dalak parankimi içerisinde uygun bölgeye yerleştirilen ROI üzerinden dalak sertliği 14.9 kPa olarak ölçülmüştür. (B) Ölçüm profilinde, RMI değerlerinin ≥ 0.5 olduğu ve IQR/medyan oranının %24.4 olduğu görülmekte olup, bu bulgular ölçümlerin geçerli ve güvenilir olduğunu göstermektedir.



Şekil 14. Dalak sertliğinin 2D-SWE yöntemi ile ölçümüne ait örnek görüntü. (A) Dalak parankimi üzerinde elde edilen RMI haritası (sol) ve elastografi haritası (sağ) gösterilmektedir. Ölçüm, RMI haritasında yeşil, elastografi haritasında mavi tonlarla kodlanan güvenilir bölgeden seçilen 10 mm çapında ROI ile

gerçekleştirilmiştir. (B) On ölçüm sonrası elde edilen ölçüm profilinde ortalama sertlik değeri 13.4 kPa olup IQR/medyan oranının %7.1 olması ölçümlerin yüksek güvenilirlikte olduğunu göstermektedir.

3.3. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler SPSS (IBM Corp., Armonk, NY, ABD) yazılımı kullanılarak gerçekleştirildi. Sürekli değişkenlerin dağılımı Shapiro–Wilk testi ile değerlendirildi. Normal dağılım gösteren veriler ortalama $\pm$ standart sapma (SD), normal dağılmayan veriler ise medyan (IQR) olarak sunuldu. Kategorik değişkenler sayı ve yüzde olarak ifade edildi. Gözlemciler arası ve gözlemciler içi uyum intraclass correlation coefficient (ICC) kullanılarak değerlendirildi. ICC değerleri <0,50 düşük, 0,50–0,75 orta, 0,75–0,90 iyi ve >0,90 mükemmel uyum olarak yorumlandı. Ölçümler arasındaki uyum ayrıca Bland–Altman analizi ile ortalama fark ve %95 uyum sınırları hesaplanarak değerlendirildi. Dalak elastografi ölçümleri ile demografik, antropometrik ve sonografik parametreler arasındaki ilişkiler Spearman korelasyon analizi ile incelendi. Cinsiyet grupları arasındaki karşılaştırmalarda dağılıma göre bağımsız örneklem t-testi veya Mann–Whitney U testi kullanıldı. Dalak sertliğini etkileyen bağımsız faktörleri belirlemek amacıyla çoklu lineer regresyon analizi uygulandı. Referans olarak kullanılacak ortalama pSWE ve 2D-SWE değerlerinin belirlenmesinde ölçüm varyasyonunu azaltmak ve daha güvenilir sonuçlar elde etmek amacıyla daha deneyimli olan Gözlemci 1’in iki ölçümünün ortalaması kullanıldı. Parametre

analizlerinde ise Gözlemci 1'in birinci ölçümü esas alındı. Tüm analizlerde $p<0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Çalışmaya başlangıçta toplam 138 sağlıklı gönüllü dahil edilmiştir. Optimal B-mod görüntü kalitesinin sağlanamaması nedeniyle 10 gönüllü, inceleme sırasında insidental olarak evre 2–3 hepatosteatoz saptanan 6 gönüllü ve dalakta multiple mikrokalsifikasyon tespit edilen 1 gönüllü çalışma dışı bırakılmıştır. Sonuç olarak, ortalama yaşı $34\pm9,7$ yıl olan 62 kadın ve 59 erkekten oluşan toplam 121 gönüllü çalışmaya dahil edilmiştir.

Tablo 1. Temel demografik ve sonografik ölçümlerin ortalama ve standart sapmaları

Parametre	Ortalama $\pm$ SD / n
Yaş (yıl)	$34,1 \pm 9,5$
Cinsiyet (Kadın/Erkek)	62 / 59
Boy (m)	$1,7 \pm 0,1$
Kilo (kg)	$70,6 \pm 14,1$
Vücut Kitle İndeksi (kg/m^2)	$24,1 \pm 3,4$
Karaciğer Kraniokaudal Uzunluk (mm)	$120,0 \pm 13,7$
Karaciğer pSWE (kPa)	$4,3 \pm 2,6$
Karaciğer 2D-SWE (kPa)	$5,0 \pm 0,6$
Dalak Uzun Aks (mm)	$9,9 \pm 1,3$
Dalak Kalınlık (mm)	$4,4 \pm 0,8$
Dalak 3. Boyut (mm)	$3,9 \pm 0,7$

Parametre	Ortalama $\pm$ SD / n
Splenik İndeks	173,6 $\pm$ 50,4
Dalak Hacim (ml)	245,1 $\pm$ 80,2
Portal Ven Çapı (mm)	9,8 $\pm$ 1,4
Splenik Ven Çapı (mm)	6,8 $\pm$ 1,2
Dalak-Cilt Mesafesi (mm)	17,7 $\pm$ 3,7
Cilt Altı Yağ Kalınlığı (mm)	7,5 $\pm$ 2,1

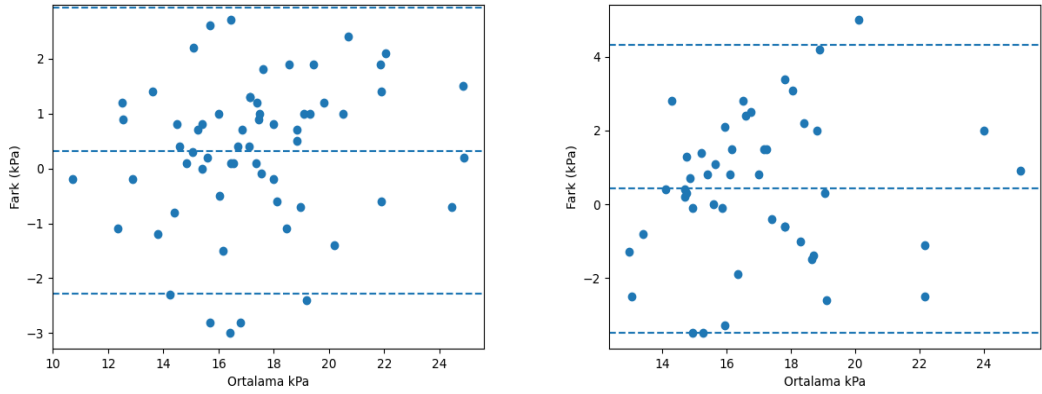
Dalak pSWE ölçümlerinde, Gözlemci 1'in birinci ölçümünde ortalama sertlik değeri $17,30 \pm 3,01$ kPa, ikinci ölçümünde $17,33 \pm 2,95$ kPa olarak bulunmuştur. Gözlemci 2 ölçümlerinde ise ortalama sertlik değeri $17,18 \pm 2,89$ kPa olarak saptanmıştır. PSWE ölçümlerine ait IQR/median oranları Gözlemci 1'in birinci ve ikinci ölçümlerinde sırasıyla %23,4 ve %24,1, Gözlemci 2 ölçümlerinde ise %23,8 olarak hesaplanmıştır. Ortalama ölçüm sayıları Gözlemci 1'in birinci ve ikinci ölçümlerinde sırasıyla 14 ve 15, Gözlemci 2 ölçümlerinde ise 16 olarak belirlenmiştir (Tablo 2).

Tablo 2. Dalak pSWE Ölçümleri

	Ortalama $\pm$ SD (kPa)	IQR/Median (%)	Ortalama Ölçüm Sayısı
Gözlemci 1. Ölçüm	$17,30 \pm 3,01$	23,4	14
Gözlemci 1 2. Ölçüm	$17,33 \pm 2,95$	24,1	15
Gözlemci 2	$17,18 \pm 2,89$	23,8	16

Çalışmamızda pSWE ölçümlerinde tutarlılığın değerlendirilmesi intraclass correlation coefficient (ICC) testi ile yapılmıştır. Gözlemciler içi tutarlılık için

Gözlemci 1'in birinci ve ikinci pSWE ölçümleri değerlendirilmiş, ölçümler arasında iyi-mükemmel düzeyde uyum saptanmıştır (ICC=0,90). Bland–Altman analizinde ölçümler arasındaki ortalama fark +0,32 kPa olarak bulunmuş olup, ölçümlerin %95'inin –2,29 ile +2,93 kPa sınırları içerisinde yer aldığı görülmüştür. Bu sonuç, aynı gözlemci tarafından yapılan pSWE ölçümleri arasında iyi düzeyde uyum bulunduğunu göstermektedir. Gözlemciler arası tutarlılığın değerlendirilmesi için Gözlemci 1'in birinci ölçümü ile Gözlemci 2'nin ölçümü karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada iyi düzeyde gözlemciler arası uyum elde edilmiştir (ICC=0,74). Bland–Altman analizinde Gözlemci 1 ve Gözlemci 2 ölçümleri arasındaki ortalama fark +0,42 kPa olarak hesaplanmış, %95 uyum sınırları –3,50 ile +4,34 kPa arasında bulunmuştur.



Şekil 15. pSWE ölçümlerine ait gözlemciler içi (solda) ve gözlemciler arası (sağda) uyumun Bland–Altman analizi ile değerlendirilmesi.

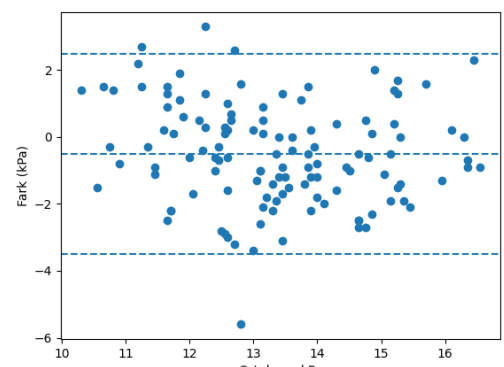
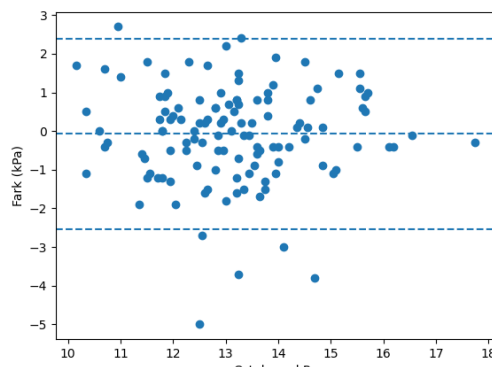
Dalak 2D-SWE ölçümlerinde, Gözlemci 1'in birinci ölçümünde ortalama

sertlik değeri $13,10 \pm 1,55$ kPa, ikinci ölçümünde $13,18 \pm 1,57$ kPa, Gözlemci 2 ölçümlerinde ise $13,61 \pm 1,75$ kPa olarak bulunmuştur. IQR/median oranları Gözlemci 1'in birinci ve ikinci ölçümlerinde sırasıyla %16,2 ve %16,7, Gözlemci 2 ölçümlerinde ise %17,0 olarak hesaplanmıştır (Tablo 3).

Tablo 3. Dalak 2D-SWE Ölçümleri

	Ortalama $\pm$ SD (kPa)	IQR/Median (%)
Gözlemci 1 1. Ölçüm	$13,10 \pm 1,55$	16,2
Gözlemci 1 2. Ölçüm	$13,18 \pm 1,57$	16,7
Gözlemci 2	$13,61 \pm 1,75$	17,0

2D-SWE ölçümlerinde gözlemciler içi tutarlılığın değerlendirilmesinde, Gözlemci 1'in birinci ve ikinci 2D-SWE ölçümleri karşılaştırılmış ve ölçümler arasında orta düzeyde uyum saptanmıştır (ICC=0,68). Bland–Altman analizinde, iki ölçüm arasındaki ortalama fark $-0,08$ kPa olarak hesaplanmış olup, ölçümlerin %95'inin $-2,54$ ile $+2,39$ kPa uyum sınırları içerisinde yer aldığı görülmüştür. Gözlemciler arası tutarlılığın değerlendirilmesinde Gözlemci 1'in birinci ölçümü ile Gözlemci 2'nin 2D-SWE ölçümü karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada orta düzeyde gözlemciler arası uyum elde edilmiştir (ICC=0,55). Bland–Altman analizinde ölçümler arasındaki ortalama fark $-0,51$ kPa olarak bulunmuş olup, %95 uyum sınırları $-3,51$ ile $+2,49$ kPa arasında saptanmıştır.



Şekil 16. 2D-SWE ölçümlerinde gözlemciler içi (solda) ve gözlemciler arası (sağda) uyumun Bland–Altman analizi ile değerlendirilmesi.

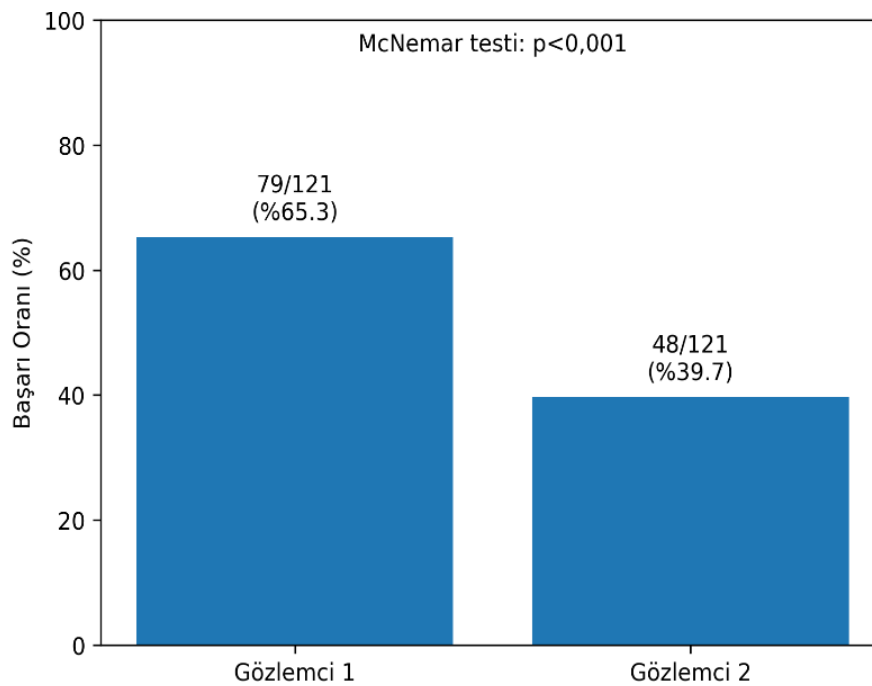
Gözlemciler içi ve gözlemciler arası tutarlılığı etkileyebilecek olası demografik, antropometrik ve sonografik parametreler ayrıntılı olarak değerlendirilmiştir. Bu kapsamda yaş, cinsiyet, boy, kilo, vücut kitle indeksi, dalak morfometrik parametreleri, dalak–cilt mesafesi, cilt–cilt altı yağ kalınlığı, portal ven çapı ve karaciğer kraniokaudal uzunluğunun etkisi analiz edilmiştir. Yapılan değerlendirmelerde, incelenen parametrelerin hiçbirinin gözlemciler arası uyum farkı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığı saptanmıştır (tüm $p > 0,05$).

Çalışmada dalak pSWE ve 2D-SWE elastografi ölçümlerine ait gözlemciler arası ve gözlemciler içi tutarlılık düzeyleri istatistiksel olarak anlamlı ve klinik olarak kabul edilebilir düzeyde bulunmuştur. Ölçümlerin güvenilirliği dikkate alınarak referans değerler, pSWE ve 2D-SWE için Gözlemci 1’in birinci ve ikinci ölçümlerinin ortalaması esas alınarak oluşturulmuştur. Buna göre, dalak pSWE ölçümleri için referans değer ortalama **17,30 ± 3,01 kPa (n=62)** olup, ölçümlerin **IQR/median oranı ortalama %23,4** olarak saptanmıştır. Dalak 2D-SWE ölçümleri için referans değer ortalama **13,14 ± 1,43 kPa** olup, **IQR/median oranı %16,5** olarak bulunmuştur.

Tablo 4. Gözlemci 1'in iki ölçümünün ortalamasına dayalı oluşturulan referans değerler.

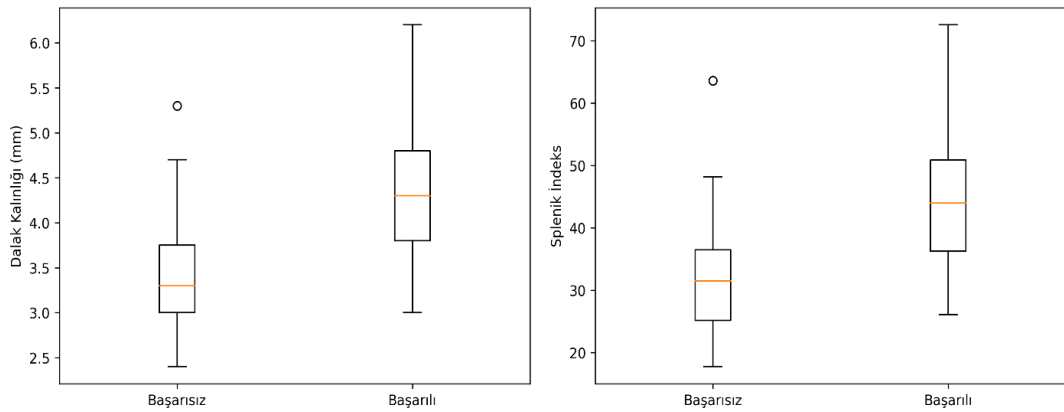
Ölçüm	Ortalama $\pm$ SD (kPa)	IQR/M oranı (%)
pSWE	17,30 $\pm$ 3,01	23,4
2D-SWE	13,14 $\pm$ 1,43	16,5

Dalak pSWE ölçüm sürecine ilişkin teknik performansı değerlendirmek amacıyla, her iki gözlemcinin ölçüm başarısı ve sayısı analiz edilmiştir. Ayrıca ölçüm başarısı ve sayısını ile demografik, antropometrik ve sonografik parametreler arasındaki ilişkiler incelenmiştir. Gözlemci 1, ilk ölçümünde 121 olgunun 79'unda (%65,3), Gözlemci 2'de ise 48'inde (%39,7) başarılı ölçüm elde edebilmiştir. Gözlemci 1'in ölçümü, Gözlemci 2 ölçümlerine kıyasla anlamlı derecede daha yüksek başarı oranına sahip olduğu saptanmıştır (McNemar testi, $p < 0,001$). Her iki gözlemcinin de başarılı ölçüm elde ettiği 47 olguda, Gözlemci 2'nin pSWE ölçüm sayısı Gözlemci 1'e kıyasla daha yüksek bulunmuştur ($14,19 \pm 1,74$ 'e karşı $12,91 \pm 2,09$; Wilcoxon testi, $p = 0,0003$).



Şekil 17. Gözlemci 1 ve 2'nin pSWE ölçüm başarı oranları karşılaştırması.

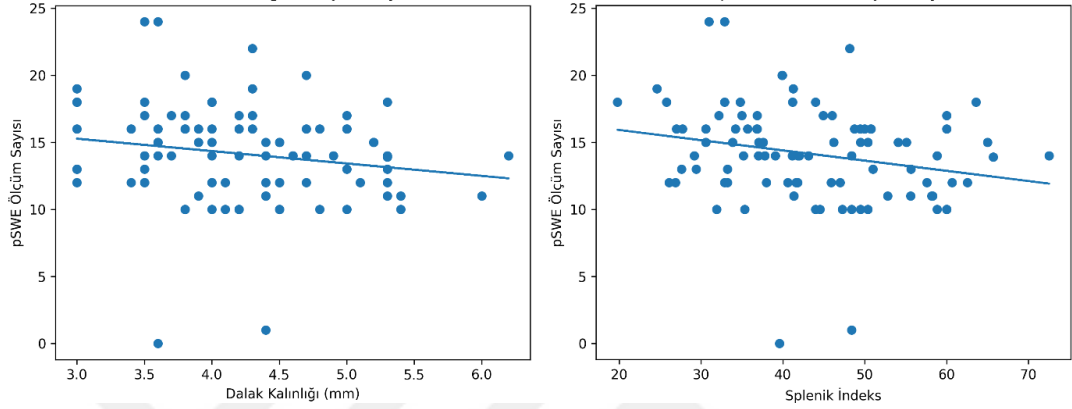
Gözlemci 1'in ölçümlerine göre başarılı ve başarısız olgular karşılaştırıldığında; dalak kalınlığı ve splenik indeksin daha yüksek olduğu olgularda başarılı ölçüm oranının daha yüksek olduğu saptandı ($p<0,05$). Yaş, cinsiyet, vücut kitle indeksi, dalak–cilt mesafesi ve cilt–cilt altı yağ kalınlığı gibi parametrelerin ölçüm başarısı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkisi izlenmedi ($p>0,05$).



Şekil 18. pSWE Ölçüm Başarısına Göre Dalak Morfometrik Parametrelerinin Karşılaştırılması.

Başarılı ölçüm elde edilen olgular içinde, pSWE ölçüm sayısının cilt–cilt

altı yağ kalınlığı, dalak–cilt mesafesi ve vücut kitle indeksi ile pozitif yönde; portal ven çapı ile ise negatif yönde zayıf düzeyde korelasyon gösterdiği saptandı ($p<0,05$).

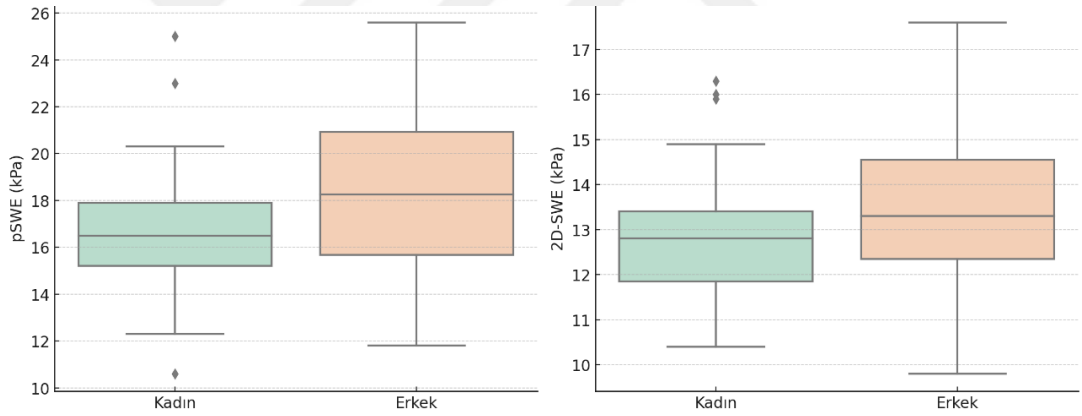


Şekil 19. pSWE Ölçüm Sayısı ile Dalak Kalınlığı ve Splenik İndeks Arasındaki İlişki.

IQR/M oranı ile dalak morfometrik parametreleri arasındaki ilişkiler Spearman korelasyon analizi ile değerlendirildiğinde, 2D-SWE ölçümlerinde dalak kalınlığı, dalak volümü ve splenik indeks arttıkça IQR/M oranının azalma eğilimi gösterdiği izlenmiştir olmakla birlikte, ilişki zayıf düzeydedir. Dalak pSWE ölçümlerinde ise IQR/M oranı ile dalak kalınlığı, dalak volümü, splenik indeks, dalak–cilt mesafesi ve cilt–cilt altı yağ kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptanmadı. Ayrıca çoklu lineer regresyon analizinde, model genel olarak istatistiksel olarak anlamlı bulunmakla birlikte ($R^2=0,153$; $p=0,002$), incelenen değişkenlerin hiçbirinin IQR/M oranı üzerinde bağımsız bir etkisi saptanmamıştır.

Cinsiyete göre yapılan karşılaştırmada, pSWE ölçümlerinde erkek katılımcıların ortalama dalak sertliği kadınlara kıyasla daha yüksek olduğu izlendi

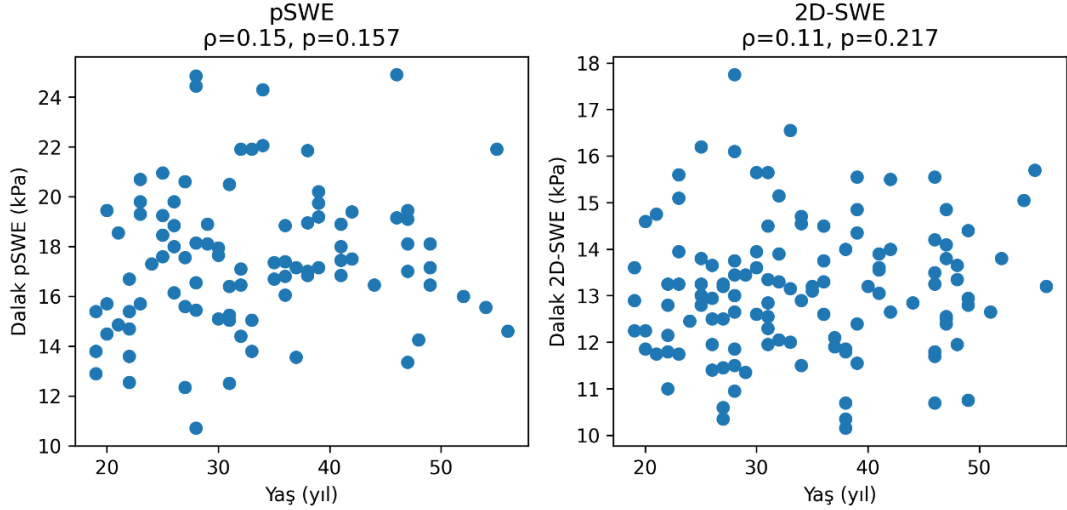
(Kadınlar: $16,80 \pm 2,84$ kPa; Erkekler: $18,06 \pm 3,31$ kPa); ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,080$). Buna karşın, 2D-SWE ölçümlerinde erkeklerde kadınlara göre daha yüksek ortalama dalak sertliği değerleri saptandı (Kadınlar: $12,77 \pm 1,34$ kPa; Erkekler: $13,45 \pm 1,69$ kPa) ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,025$). Çoklu lineer regresyon analizinde ise erkek cinsiyetinin hem pSWE ($n=79$; $B=+3,03$ kPa; $p<0,001$) hem de 2D-SWE ($n=121$; $B=+1,64$ kPa; $p<0,001$) üzerinde bağımsız ve pozitif etkili olduğu saptandı.



Şekil 20. Cinsiyet ile pSWE (sol) ve 2D-SWE (sağ) ilişkisi.

Yaş ile elastografi ölçüm değerleri arasındaki olası ilişki Spearman korelasyon analizi ile incelenmiştir. Analiz sonucunda yaş ile pSWE değerleri arasında zayıf düzeyde pozitif bir ilişki eğilimi gözlenmiş olmakla birlikte bu ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,187$; $p=0,099$; $n=79$). Benzer şekilde, yaş ile 2D-SWE değerleri arasında da zayıf düzeyde pozitif bir korelasyon saptanmış ancak bu sonuç istatistiksel olarak anlamlı değildir.

($\rho=0,099$; $p=0,280$; $n=121$). Bu bulgular, yaşın dalak elastografi ölçümleri üzerinde belirgin bir etkisinin olmadığını göstermektedir.



Şekil 21. Yaş ile dalak elastografi ölçümleri arasındaki ilişki.

Boy, kilo ve VKİ ile dalak elastografi ölçümleri arasındaki ilişkiler Spearman korelasyon analizi ile değerlendirildi. Analiz sonucunda pSWE ölçümleri ile boy ($\rho=0,187$; $p=0,099$), kilo ($\rho=-0,020$; $p=0,863$) ve VKİ ($\rho=-0,152$; $p=0,180$) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmadı. Benzer şekilde, 2D-SWE ölçümleri ile boy ($\rho=0,139$; $p=0,129$), kilo ($\rho=0,028$; $p=0,761$) ve VKİ ($\rho=-0,075$; $p=0,411$) arasında da anlamlı korelasyon izlenmedi.

Dalak–cilt mesafesi ile dalak elastografi ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptanmadı. Buna karşın, cilt–cilt altı yağ kalınlığı ile dalak sertliği arasında negatif yönde istatistiksel olarak anlamlı ilişkiler izlendi. Analizlerde, cilt–cilt altı yağ kalınlığı ile pSWE değerleri arasında zayıf düzeyde negatif korelasyon saptandı ($\rho=-0,222$; $p=0,049$). Benzer şekilde, cilt–cilt altı yağ kalınlığı ile 2D-SWE değerleri arasında da zayıf düzeyde negatif korelasyon

bulundu ($\rho=-0,219$; $p=0,016$). Ancak çoklu lineer regresyon analizlerinde, cilt–cilt altı yağ kalınlığının dalak sertliği üzerindeki bağımsız etkisi istatistiksel olarak anlamlı düzeye ulaşmadı.

Karaciğer kraniokaudal uzunluğu ile dalak elastografi ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmadı.

Portal ven çapı ile hem pSWE ($\rho=0,238$; $p=0,035$) hem de 2D-SWE ($\rho=0,185$; $p=0,042$) ölçümleri arasında zayıf düzeyde korelasyon saptanmış olmakla birlikte, çoklu karşılaştırma düzeltmesi sonrası istatistiksel anlamlılığını korumamıştır.

Karaciğer pSWE ölçümleri ile dalak pSWE arasında zayıf düzeyde pozitif korelasyon saptanırken ($\rho=0,222$; $p=0,049$), dalak 2D-SWE ile anlamlı ilişki izlenmedi ($p=0,999$). Benzer şekilde, karaciğer 2D-SWE ölçümleri ile dalak pSWE arasında zayıf pozitif korelasyon bulundu ($\rho=0,229$; $p=0,042$), ancak dalak 2D-SWE ile anlamlı ilişki saptanmadı ($p=0,588$). Bununla birlikte, çoklu karşılaştırma düzeltmesi sonrasında ilişkiler istatistiksel anlamlılığını korumamıştır.

Tablo 5. Karaciğer parametreleri ile dalak elastografi ölçümleri arasındaki ilişki

Karaciğer Parametresi	Dalak Ölçümü	n	Spearman ρ	p-değeri
Karaciğer kraniokaudal uzunluk	pSWE	79	+0,190	0,093
	2D-SWE	121	+0,143	0,118
Portal ven çapı	pSWE	79	+0,238	0,035
	2D-SWE	121	+0,185	0,042
Karaciğer pSWE	pSWE	79	+0,222	0,049

Karaciğer Parametresi	Dalak Ölçümü	n	Spearman ρ	p-değeri
	2D-SWE	121	+0,000	0,999
Karaciğer 2D-SWE	pSWE	79	+0,229	0,042
	2D-SWE	121	+0,050	0,588

Dalak morfometrik parametreleri (uzun aks, kalınlık, üçüncü boyut, splenik indeks ve dalak volümü) ile pSWE ve 2D-SWE ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon saptanmadı. Buna karşın, splenik ven çapı ile dalak 2D-SWE ölçümleri arasında zayıf düzeyde pozitif ve istatistiksel olarak anlamlı korelasyon ($\rho=0,261$; $p=0,004$) saptanmış olmakla birlikte, çoklu karşılaştırma düzeltmesi sonrasında bu ilişkinin istatistiksel anlamlılığı kaybolmuştur. Splenik ven çapı ile pSWE ölçümleri arasında ise anlamlı ilişki izlenmedi.

Tablo 6. Dalak morfometrik parametreleri ve splenik ven çapı ile dalak elastografi ölçümleri arasındaki ilişki

Parametre	Dalak pSWE (ρ)	p-değeri	Dalak 2D-SWE (ρ)	p-değeri
Dalak uzun aksı	0,089	0,398	0,062	0,501
Dalak kalınlık	0,025	0,815	0,150	0,101
Dalak 3. boyut	0,038	0,721	0,038	0,679
Splenik indeks	0,063	0,546	0,137	0,134
Dalak volümü	0,054	0,610	0,130	0,157
Splenik ven çapı	0,098	0,349	0,261	0,004

Çalışmada insidental olarak evre 1 hepatosteatoz saptanan gönüllüler kaydedilmiş, evre 2–3 hepatosteatoz varlığında olgular çalışma dışı bırakılmıştır. Yapılan analizlerde hafif hepatosteatozun ne dalak pSWE ve 2D-SWE değerleri

ne de karaciğer sertliği ölçümleri üzerinde anlamlı bir etkisi saptanmamıştır.

Dalak ve karaciğer elastografi ölçümleri arasındaki göreceli ilişkiyi değerlendirmek amacıyla, dalak elastografi değerlerinin karaciğer elastografi değerlerine oranları hesaplanmıştır. Buna göre, Dalak pSWE/Karaciğer pSWE oranı ortalama 4.52 ± 1.06 , Dalak 2D-SWE/Karaciğer 2D-SWE oranı ise ortalama 2.73 ± 0.47 olarak bulunmuştur. Aynı bireylerde hesaplanan dalak/karaciğer sertlik oranları karşılaştırıldığında, pSWE ile elde edilen oranların 2D-SWE'ye göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu saptanmıştır (paired analiz, $p < 0.001$)

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada sağlıklı gönüllülerde Samsung RS85 Prestige ultrasonografi sistemi kullanılarak ortalama dalak sertliği değerleri pSWE ve 2D-SWE yöntemleri ile belirlenmiştir. Ayrıca ölçümlerin gözlemciler içi ve gözlemciler arası tutarlılığı değerlendirilmiş; tutarlılığı ve sertlik değerlerini etkileyebilecek olası parametreler araştırılmıştır. Bulgularımız, gözlemciler içi ve gözlemciler arası uyumun genel olarak orta-iyi düzeyde olduğunu ve pSWE ölçümlerinde operatör deneyiminin ölçüm başarısı üzerinde etkili olabileceğini göstermektedir. Bunun yanı sıra, literatürde sınırlı olarak incelenmiş bir konuya katkı olarak 2D-SWE ölçümlerinde IQR/M oranının pSWE'ye kıyasla daha düşük olduğu ortaya konmuştur. Dalak sertlik değerleri ile yaş, boy, kilo, VKİ, dalak morfometrik parametreleri, splenik ve portal ven çapı, hepatosteatoz arasında anlamlı ilişki saptanmamıştır.

Elastografi yöntemleri ile dalak sertliğinin non-invaziv olarak belirlenmesi günümüzde giderek artan bir klinik önem kazanmaktadır. Ma ve ark.'nın yaptığı meta-analizde, kronik karaciğer hastalığında dalak sertliği ölçümlerinin özofageal varisleri saptanmasında karaciğer sertliği ölçümlerine kıyasla daha üstün bir tanısal performans gösterdiği bildirilmiştir [46]. Bunun dışında literatürde dalak

SWE yönteminin dalak sertliği ve splenomegali etyolojisindeki yerini, transjugular intrahepatic portosystemic shunt işlemi sonrası shunt fonksiyonunu değerlendirilmesindeki başarısını araştıran da çeşitli çalışmalar mevcuttur [7, 8, 47].

Sağlıklı bireylerde normal dalak sertliği değerlerini inceleyen çalışmalar ise sınırlı sayıdadır. PSWE yöntemi ile yapılan çalışmalarda Giuffrè ve ark. Philips Affiniti 70 ultrasonografi sistemi ile dalak sertliğini $18,14 \pm 3,08$ kPa, Patil ve ark. Samsung HS70A ultrasonografi sistemi ile $22,9 \pm 9,49$ kPa, Viceconti ve ark. İse Esaote MyLab 9 ultrasonografi sistemi ile 5 ölçümde 23 ± 6 kPa, 10 ölçümde ise $22,9 \pm 5$ kPa olarak bildirmiştir [4, 48, 49].

2D-SWE yöntemi ile yapılan çalışmalarda Pawluś ve ark. SuperSonic Imagine Aixplorer ultrasonografi sistemi ile dalak sertliğini $16,6 \pm 2,5$ kPa, Luekiatphaisan ve ark. GE Healthcare LOGIQ E10 ultrasonografi sistemi ile $12,6 \pm 1,18$ kPa ve Albayrak ve ark. GE Healthcare LOGIQ E9 XDclear ultrasonografi sistemi ile $13,82 \pm 2,91$ kPa olarak bildirmiştir [1, 2, 50]. Viceconti ve ark. ise Esaote MyLab 9 ultrasonografi sistemi ile 10 mm çapında ROI kullanıldığında $19,4 \pm 3,9$ kPa, 15 mm çapında ROI kullanıldığında ise $20 \pm 4,3$ kPa değerleri rapor etmiştir [49].

Çalışmamızda ortalama dalak sertliği pSWE için $17,42 \pm 2,98$ kPa, 2D-SWE için ise $13,14 \pm 1,43$ kPa olarak saptanmıştır. Bildiğimiz kadarıyla, Samsung RS85 Prestige ultrasonografi sistemi kullanılarak sağlıklı gönüllülerde dalak sertliğinin SWE yöntemi ile değerlendirildiği bir çalışma literatürde daha

önce bildirilmemiştir. Bu yönüyle çalışmamız, söz konusu cihaz için referans dalak sertlik değerlerini ortaya koyan ilk çalışma olma özelliğini taşımaktadır. Çalışmalar arasındaki belirgin farklılıklar, SWE ölçümlerinin cihaz ve teknik parametrelere bağlı olarak değişkenlik gösterebileceğini desteklemektedir. Nitekim Nowotny ve ark.'nın çalışmasında pSWE ve 2D-SWE yöntemleri farklı ultrasonografi sistemleri (Siemens Acuson S3000, Philips Epiq 7, GE Logiq E9 ve Toshiba Aplio 500) kullanılarak karşılaştırılmış ve elastografi değerlerinin üreticiler arasında doğrudan karşılaştırılamayacağı gösterilmiştir [3].

Dalak sonoelastografisinde ölçümlerin tekrarlanabilirliği ve tutarlılığını sağlıklı gönüllülerde inceleyen sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Pawlus ve ark. SuperSonic Imagine Aixplorer ultrasonografi sistemi ile en geniş çaptaki tek bir ROI kullanarak gerçekleştirdikleri iki ayrı 2D-SWE ölçümünü karşılaştırmış ve dalak 2D-SWE ölçümlerinde gözlemciler içi tekrarlanabilirliğin mükemmel düzeyde olmamakla birlikte iyi düzeyde olduğunu bildirmişlerdir [1]. Viceconti ve ark.'nın. pSWE için 10 ölçüm 2D-SWE için 5 ölçüm gerçekleştirdikleri çalışmalarında gözlemciler arası uyum Esaote MyLab 9 ultason sisteminde pSWE için mükemmel, 2D-SWE için orta düzeyde; SuperSonic Mach 30 ultrasonografi sistemi ile 2D-SWE iyi düzeyde olarak belirtilmiştir [49]. Çalışmamızda ise literatürle benzer şekilde pSWE ölçümlerinde gözlemciler içi mükemmel ($ICC=0,90$), gözlemciler arası iyi ($ICC=0,74$) düzeyde; 2D-SWE ölçümlerinde gözlemciler içi orta-iyi düzeyde ($ICC=0,68$) ve gözlemciler arası orta düzeyde ($ICC=0,55$) uyum elde edilmiştir. Yapılan analizde gözlemciler arası ve içi uyum üzerine etkili herhangi bir parametre saptanmamıştır. Farklı ultrasonografi

sistemleri ve ölçüm teknikleri ile SWE değerlerinde değişkenlik bildirilebilmekle birlikte gerek literatürde gerekse çalışmamızda ölçümlerin genel olarak orta-iyi düzeyde uyum göstermesi, yöntemlerin kendi sistemleri içerisinde tutarlı ve tekrarlanabilir sonuçlar verebildiğini göstermektedir. Bununla birlikte operatör deneyiminin ölçümler üzerindeki etkisi de göz ardı edilmemelidir. Ferraioli ve ark.'nın yaptıkları çalışmada dalak pSWE ölçümlerinde tekrarlanabilirliğinin operatörün deneyimine bağlı olduğunu ve ölçümler arasında iyi bir uyum sağlanabilmesi için bir eğitim sürecinin gerekli olduğunu göstermişlerdir [51]. Luekiatphaisan ve ark. dalak 2D-SWE ölçümlerinde gözlemciler arası uyumu karaciğere göre düşük olarak bildirmiş ve bu durumu operatör deneyimi ile ilişkilendirmiştir [2]. Bizim çalışmamızda 2D-SWE ölçümlerinde gözlemciler arasında ölçüm başarısı açısından anlamlı fark saptanmazken, pSWE ölçümlerinde Gözlemci 1'in başarı oranı Gözlemci 2'ye kıyasla anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur (sırasıyla %65,3 ve %39,7; McNemar testi, $p<0,001$). Bu bulgu, operatör deneyiminin özellikle pSWE tekniğinde ölçüm başarısı üzerinde daha belirgin bir rol oynayabileceğini düşündürmektedir.

Literatürde IQR/M oranı, çalışmamızda olduğu gibi, ölçümlerin güvenilirliğini değerlendirmede yaygın olarak kullanılan bir kriter olup %30'un altında olması önerilmektedir. Bununla birlikte, bu oranın farklı SWE yöntemleri arasında doğrudan karşılaştırıldığı bir çalışmaya bildiğimiz kadarıyla rastlanmamıştır. Bu yönüyle çalışmamızın literatürde sınırlı olarak incelenmiş bir konuya katkı sağladığını düşünmekteyiz. Çalışmamızda IQR/M oranları 2D-SWE yönteminde pSWE yöntemine göre daha düşük olduğu görülmüş olup (sırasıyla

%16,5 ve %23,4) olup bu durum ölçüm içi varyasyonun daha düşük olabileceğini düşündürmektedir. 2D-SWE’de kullanılan RMI haritasının ölçüm kalitesini gerçek zamanlı yönlendirmesi bu bulguya katkıda bulunmuş olabilir. Bununla birlikte ICC değerleri pSWE ölçümlerinde daha yüksek saptanmış olup bu sonuçlar, iki elastografi yönteminin farklı güvenilirlik parametrelerinde farklı performans gösterebildiğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda ayrıca pSWE yöntemi için ölçüm başarısını ve geçerli 10 ölçüme ulaşabilmek için gerçekleştirilen ölçüm sayısını etkileyebilecek parametreler analiz edilmiştir. Ölçüm başarısının splenik indeks ve dalak kalınlığı arttıkça yükseldiği; geçerli ölçüm sayısının ise cilt–cilt altı yağ kalınlığı, dalak–cilt mesafesi ve vücut kitle indeksi ile zayıf düzeyde pozitif, portal ven çapı ile ise zayıf düzeyde negatif korelasyon gösterdiği saptanmıştır. Bu bulgular, dalak boyutlarının artmasının uygun ölçüm alanı oluşturmayı kolaylaştırabileceğini; buna karşın vücut kompozisyonuna ve anatomik mesafeye ilişkin değişkenlerin ölçüm sürecini teknik açıdan etkileyebileceğini düşündürmektedir. Ayrıca 2D-SWE ölçümlerinde dalak kalınlığı, dalak volümü ve splenik indeks arttıkça IQR/M oranının azalma eğilimi göstermesi, daha büyük ve hacimli dalaklarda ölçüm içi varyasyonun azalabileceğine işaret etmektedir. Bu durum, parankim içinde daha homojen bir örnekleme alanı elde edilmesi ile ilişkili olabilir. Cho ve ark.’nın 2D-SWE yöntemi ile gerçekleştirdikleri çalışmada abdominal duvar kalınlığı ve dalak uzun aksının ölçüm başarısının bağımsız belirleyicileri olduğunu ve IQR/M oranının splenomegali grubunda splenomegali olmayan gruba kıyasla daha düşük olduğunu bildirilmiştir [52]. Ölçüm başarısının

anatomik ve vücut kompozisyonuna ilişkin parametrelerden etkilenebileceğini göstermesi bakımından bulgularımız literatürle benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda yaş ile dalak sertliği arasında anlamlı bir ilişki saptanmamış olup, bu bulgular literatürdeki mevcut verilerle uyumludur [1, 3, 4, 50, 52].

Literatürde cinsiyet ile dalak sertliği arasında anlamlı bir ilişki bulunmadığını bildiren birçok çalışma mevcuttur [1, 4, 50]. Nowotny ve ark. farklı model ultrasonografi cihazları ile gerçekleştirdikleri çalışmada ise dalak sertliği ve cinsiyet ilişkisi konusunda çelişkili bulgular bildirmiştir. Siemens (pSWE) ve GE (2D-SWE) cihazlarıyla yapılan ölçümlerde cinsiyete bağlı farklılıklar saptanırken, Philips (pSWE) cihazında böyle bir ilişki gösterilememiştir [3]. Jindal ve arkadaşları ise SWE çalışması olmamakla birlikte oldukça geniş bir sağlıklı gönüllü grubunda gerçekleştirdikleri TE çalışmasında erkeklerde dalak sertlik değerlerini kadınlara kıyasla anlamlı olarak yüksek bulmuştur (23.06 ± 6.2 kPa vs. 21.78 ± 5.93 kPa; $p = 0.028$). Bununla birlikte değerler arasındaki farkın minimal olması nedeniyle cinsiyetler arası farklı referans değerleri belirlenmesini gerekli görmemişlerdir [53]. Çalışmamızda da benzer şekilde hem pSWE hem de 2D-SWE ölçümlerinde erkeklerde daha yüksek dalak sertlik değerleri saptanmıştır. Çoklu lineer regresyon analizinde erkek cinsiyetinin bağımsız bir belirleyici olduğu gösterilmiş olmakla birlikte, mutlak farkın görece sınırlı olması bu farklılığın klinik anlamlılığının tartışmalı olabileceğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda hem pSWE hem de 2D-SWE yöntemleri ile boy, kilo, VKİ ve dalak-cilt mesafesi ile dalak sertliği arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır. Cilt-cilt altı yağ kalınlığı ile dalak sertliği arasında zayıf düzeyde negatif korelasyon izlenmekle birlikte, çoklu regresyon analizinde bu parametrelerinin dalak sertliği üzerinde bağımsız bir etkisi gösterilememiştir. Bu bulgular literatürdeki çoğu çalışma ile uyumludur [4, 50, 52]. Nowotny ve ark. ise farklı ultrasonografi sistemleri ile yaptıkları değerlendirmede sonuçların kullanılan cihaza göre değişkenlik gösterebildiğini bildirmiştir. Bu veriler birlikte değerlendirildiğinde, sağlıklı bireylerde dalak sertliğinin antropometrik parametrelerle anlamlı bir ilişki göstermediği görülmektedir.

Giuffrè ve ark. portal ven çapı ve portal akımı birlikte değerlendirmiş; portal ven çapı ile dalak sertliği arasında anlamlı ilişki saptamamış, ancak portal ven akımı ile anlamlı ilişki bildirmiştir [4]. Benzer şekilde, Jindal ve ark.'nın geniş kohortlu transient elastografi çalışmasında da portal ven çapı ile dalak sertliği arasında anlamlı bir ilişki gösterilememiştir [53]. Çalışmamızda ise farklı olarak hem pSWE hem de 2D-SWE ölçümleri ile portal ven çapı arasında istatistiksel olarak anlamlı ancak zayıf düzeyde korelasyon saptanmış olmakla birlikte, çoklu karşılaştırma düzeltilmesi sonrası istatistiksel anlamlılığını korumamıştır.

Luekiatphaisan ve ark. sağlıklı gönüllülerde gerçekleştirdikleri çalışmada karaciğer ve dalak sertliği arasında zayıf düzeyde negatif ve istatistiksel olarak anlamlı olmayan bir korelasyon bildirmiştir [2]. Çalışmamızda ise karaciğer

pSWE ve 2D-SWE ölçümleri ile dalak pSWE ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ancak zayıf düzeyde pozitif korelasyon saptanmıştır. Buna karşın dalak 2D-SWE ölçümleri ile karaciğer sertliği arasında anlamlı bir ilişki gösterilememiştir. Bununla birlikte çoklu karşılaştırma düzeltilmesi sonrasında ilişkiler istatistiksel anlamlılığını korumamıştır.

Bildiğimiz kadarıyla, bu çalışma sağlıklı gönüllülerde pSWE ve 2D-SWE yöntemleri kullanılarak karaciğer ve dalak sertliği arasındaki göreceli ilişkinin oransal olarak değerlendirildiği sınırlı sayıdaki çalışmalardan biridir. Literatürde bu oranı değerlendiren Kassym ve ark., ARFI yöntemi kullanarak sağlıklı bireylerde dalak/karaciğer sertlik oranını 4,72 (3,42–7,33) olarak bildirmiştir [54]. Çalışmamızda ise dalak/karaciğer sertlik oranı pSWE için $4,52 \pm 1,06$ ve 2D-SWE için $2,73 \pm 0,47$ olarak hesaplanmış ve iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır. Bu bulgu, ölçüm tekniğinin oran üzerinde sistematik farklılık oluşturabileceğini desteklemektedir. Sebesta ve ark. güncel çalışmalarında bu oranın karaciğer hastalıklarının etyolojisine göre değişiklik gösterebildiğini bildirmiştir [55]. Bu nedenle sağlıklı gönüllülerde normal oranların belirlenmesi, patolojik durumların yorumlanmasında klinik açıdan yol gösterici olabilir.

Çalışmamızda dalak boyutları, dalak volümü ve splenik indeks gibi farklı morфометrik parametreler ile dalak sertliği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki saptanmamış olup, bu bulgular literatür ile uyumludur [1, 2, 4]. Ayrıca çalışmamızda bu çalışmalardan farklı olarak splenik ven çapı da değerlendirilmiş

olup, literatürde bu parametre ile dalak SWE değerleri arasındaki ilişkinin doğrudan incelendiği çalışmaların oldukça sınırlı olduğu görülmektedir. Jindal ve ark.'nın geniş bir kohortta gerçekleştirdiği transient elastografi çalışmasında splenik ven çapı ve dalak uzun aksı ile dalak sertliği arasında anlamlı bir ilişki gösterilememiştir [53]. Çalışmamızda ise başlangıç analizinde splenik ven çapı ile dalak 2D-SWE arasında zayıf düzeyde korelasyon gözlenmiş olmakla birlikte, çoklu karşılaştırma düzeltilmesi sonrasında istatistiksel anlamlılığını korumamıştır.

Jindal ve ark.'nın geniş bir kohortta gerçekleştirdiği TE çalışmasında hepatosteatoz ile dalak sertliği arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır [53]. Benzer şekilde, çalışmamızda insidental olarak evre 1 hepatosteatoz saptanan gönüllülerde yapılan analizlerde hafif hepatosteatozun ne dalak pSWE ve 2D-SWE ölçümleri ne de karaciğer sertliği değerleri üzerinde anlamlı bir etkisi gösterilememiştir. Bununla birlikte, hafif hepatosteatozlu gönüllü sayısının sınırlı olması nedeniyle bu sonuçlar temkinli yorumlanmalı ve daha geniş örneklemli çalışmalarla doğrulanmalıdır.

Çalışmamızın tek merkezli gerçekleştirilmesi dışında bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Öncelikle çalışmanın temel amacı ortalama dalak sertlik değerlerinin belirlenmesi olduğundan, optimal B-mod görüntü elde edilemeyen olgular çalışma dışı bırakılmıştır. Bu durum gerçek klinik koşullarda ölçüm başarısının daha düşük olabileceğini düşündürmekte olup, özellikle 2D-SWE ölçümlerinde başarısız ölçüm saptanmamış olmasının olası nedenlerinden biri olabilir. Ayrıca dalak SWE ölçümlerine özgü standardize edilmiş bir kılavuz

bulunmadığından, ölçüm güvenilirliği EFSUMB ve WSUMB karaciğer elastografi kriterleri referans alınarak değerlendirilmiştir. EFSUMB kılavuzunda karaciğer 2D-SWE için en az üç geçerli ölçüm önerilmektedir. Literatürde ise 2,3,5,10 ölçüm ile gerçekleştirilmiş dalak 2D-SWE çalışmaları bulunmaktadır [1, 2, 49, 50]. Çalışmamızda ise referans ortalama değerlerin daha güvenilir biçimde belirlenmesi amacıyla 2D-SWE için on geçerli ölçüm gerçekleştirilmiştir. Ancak daha yüksek ölçüm sayısının ölçüm başarısı ve gözlemciler arası/gözlemciler içi uyum üzerinde etkili olmuş olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bunun dışında özellikle pSWE ölçümlerinde başarı oranının görece düşük olması analiz edilen örneklem büyüklüğünü azaltmış ve istatistiksel gücü sınırlamış olabilir. Son olarak, literatürde ölçüm lokalizasyonunun dalak sertliği üzerinde etkili olabileceğini bildiren çalışmalar bulunmakla birlikte, çalışmamızda ölçümler sabit bir anatomik noktadan değil, optimal B-mod görüntünün ve geçerli ölçümün sağlandığı bölgelerden gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım ölçüm kalitesini artırmayı amaçlamakla birlikte, ölçüm lokalizasyonunun sistematik olarak standardize edilmemiş ve kaydedilmemiş olması bir sınırlılık olarak değerlendirilebilir.

6. SONUÇ

Bu çalışmada, dalak elastografisinin portal sistem başta olmak üzere çeşitli patolojilerin değerlendirilmesindeki artan önemi, elastografi ölçümlerinin kullanılan cihaza bağlı olarak farklılık gösterebilmesi ve sağlıklı bireylerde dalak sertliği için referans değer eksikliği göz önünde bulundurularak, pSWE ve 2D-SWE yöntemleri ile ortalama dalak sertliği değerleri belirlenmiştir.

Elde edilen bulgular, her iki elastografi yönteminin dalak sertliği ölçümünde uygulanabilir olduğunu; ancak yöntemler arasında ölçüm değerleri ve dalak/karaciğer sertlik oranı açısından anlamlı farklılıklar bulunduğunu ve pSWE ölçümlerinde operatör deneyiminin önemli bir rol oynadığını göstermiştir. 2D-SWE ölçümlerinde ölçüm içi varyasyonun daha düşük olduğu, pSWE ölçümlerinde ise gözlemciler arası ve gözlemciler içi uyumun daha yüksek bulunduğu izlenmiştir. Bu durum, iki yöntemin farklı güvenilirlik parametrelerinde farklı performans gösterebileceğini ortaya koymaktadır.

Sonuç olarak, sağlıklı gönüllülerde Samsung RS85 Prestige ultrasonografi sistemi kullanılarak elde edilen dalak sertliği referans değerleri, gelecekte yapılacak çalışmalarda karşılaştırma amacıyla kullanılabilecek ve çeşitli hastalıkların tanı ve takip süreçlerinde klinik değerlendirmeye katkı sağlayabilecektir.

7. KAYNAKÇA

1. Pawluś, A., et al., *Shear wave elastography of the spleen: evaluation of spleen stiffness in healthy volunteers*. Abdominal Radiology, 2016. **41**: p. 2169-2174.
2. Luekiatphaisan, N. and N. Tanpowpong, *Normal Values of Spleen Stiffness in Healthy Volunteers and Effect of Meal on Liver Stiffness and Spleen Stiffness*. Journal of Medical Ultrasound, 2024: p. 10.4103.
3. Nowotny, F., et al., *Comparison of point and two-dimensional shear wave elastography of the spleen in healthy subjects*. World Journal of Radiology, 2021. **13**(5): p. 137.
4. Giuffrè, M., et al., *Evaluation of spleen stiffness in healthy volunteers using point shear wave elastography*. Annals of Hepatology, 2019. **18**(5): p. 736-741.
5. GIBIINO, G., et al., *Spleen ultrasound elastography: state of the art and future directions-a systematic review*. European Review for Medical & Pharmacological Sciences, 2019. **23**(10).
6. Boland, G.W., *Gastrointestinal imaging: the requisites*. 2013: Elsevier Health Sciences. 291-314.
7. Yalçın, K. and B.Ç. Demir, *Spleen stiffness measurement by shear wave elastography using acoustic radiation force impulse in predicting the etiology of splenomegaly*. Abdominal Radiology, 2021. **46**: p. 609-615.
8. Batur, A., et al., *Measurement of spleen stiffness by shear-wave elastography for prediction of splenomegaly etiology*. Ultrasound Quarterly, 2019. **35**(2): p. 153-156.
9. Shin, H.J., et al., *Comparison of shear wave velocities on ultrasound elastography between different machines, transducers, and acquisition*

depths: a phantom study. European radiology, 2016. **26**(10): p. 3361-3367.

10. Al-Salem, A.H., *The spleen: anatomy, physiology and diseases.* 2023: Springer.
11. Varga, I., et al., *Congenital anomalies of the spleen from an embryological point of view.* Med Sci Monit, 2009. **15**(12): p. 269-276.
12. Mescher, A.L., *Junqueira's Basic Histology: Text and Atlas.* 2023, McGraw Hill / Medical. p. 286-292.
13. Hegazy, A.A., et al., *An Overview about Anatomy and Development of Spleen.*
14. Bergman, R.A., P.M. Heidger, Jr., and C.E.H. Scott-Conner, *The Anatomy of the Spleen*, in *THE COMPLETE SPLEEN STRUCTURE, FUNCTION, AND CLINICAL DISORDERS* A.J. Bowdler, Editor. 2002, Humana Press: Totowa, NJ. p. 3–10.
15. Yildiz, A.E., M.O. Ariyurek, and M. Karcaaltincaba, *Splenic anomalies of shape, size, and location: pictorial essay.* The Scientific World Journal, 2013. **2013**(1): p. 321810.
16. Vancauwenberghe, T., et al., *Imaging of the spleen: what the clinician needs to know.* Singapore medical journal, 2015. **56**(3): p. 133.
17. Sarp, A.F., *Temel Ultrasonografi Fiziği*, in *Radyoloji Fiziği*, F. Gelal, Editor. 2019, Nobel Tıp Kitabevi. p. 108-116.
18. Grogan, S.P. and C.A. Mount, *Ultrasound physics and instrumentation*, in *StatPearls [Internet]*. 2023, StatPearls Publishing.
19. Case, T.D., *Ultrasound physics and instrumentation.* Surgical Clinics of North America, 1998. **78**(2): p. 197-217.
20. Turner, B. and D. Cranston, *A review of high-intensity focused ultrasound.* International Journal of Translational Medicine, 2024. **4**(1): p. 197-207.
21. Williams, D., *The physics of ultrasound.* Anaesthesia & Intensive Care Medicine, 2012. **13**(6): p. 264-268.
22. Powles, A.E., et al., *Physics of ultrasound.* Anaesthesia & Intensive Care Medicine, 2018. **19**(4): p. 202-205.

23. Shriki, J., *Ultrasound physics*. Critical care clinics, 2014. **30**(1): p. 1-24.
24. Patey, S.J. and J.P. Corcoran, *Physics of ultrasound*. Anaesthesia & Intensive Care Medicine, 2021. **22**(1): p. 58-63.
25. Zhang, D., et al., *Physics of Ultrasound*, in *Diagnostic Ultrasound*, C.M. Rumack and D. Levine, Editors. 2023, Elsevier. p. 1-46.
26. Sarp, A.F. and M. Bayav, *Ultrasonografide Görüntü Kalitesi ve Artefaktlar*, in *Radyoloji Fiziği*, F. Gelal, Editor. 2019, Nobel Tıp Kitabevi. p. 117-128.
27. Feldman, M.K., S. Katyal, and M.S. Blackwood, *US artifacts*. Radiographics, 2009. **29**(4): p. 1179-1189.
28. Suffredini, G., W.D. Gao, and J.M. Dodd-o, *Ultrasound shear wave elastography evaluation of the liver and implications for perioperative medicine*. Journal of Clinical Medicine, 2024. **13**(13): p. 3633.
29. Gennisson, J.-L., et al., *Ultrasound elastography: principles and techniques*. Diagnostic and interventional imaging, 2013. **94**(5): p. 487-495.
30. Sigrist, R.M., et al., *Ultrasound elastography: review of techniques and clinical applications*. Theranostics, 2017. **7**(5): p. 1303.
31. Altay, C. and M. Seçil, *Sonoelastografinin Temel İlkeleri*. Türk Radyoloji Seminerleri, 2019. **7**: p. 1-12.
32. Shiina, T., et al., *WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: basic principles and terminology*. Ultrasound in medicine & biology, 2015. **41**(5): p. 1126-1147.
33. Ozturk, A., et al., *Principles of ultrasound elastography*. Abdominal Radiology, 2018. **43**(4): p. 773-785.
34. Choi, K., et al. *A reliability index of shear wave speed measurement for shear wave elastography*. in *2015 IEEE international ultrasonics symposium (IUS)*. 2015. IEEE.
35. Kang, H.-J., et al., *Addition of reliability measurement index to point shear wave elastography: prospective validation via diagnostic performance and reproducibility*. Ultrasound in Medicine & Biology, 2019. **45**(7): p. 1594-

1602.

36. Barr, R.G., *Shear wave liver elastography*. Abdominal Radiology, 2018. **43**(4): p. 800-807.
37. Ferraioli, G., et al., *How to perform shear wave elastography. Part II. Medical ultrasonography*, 2022. **24**(2): p. 196-210.
38. Wall, D.J., *The Spleen*, in *Diagnostic Ultrasound*, C.M. Rumack and D. Levine, Editors. 2023, Elsevier. p. 172-200.
39. Dietrich, C.F., et al., *EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of liver ultrasound elastography, update 2017 (long version)*. Ultraschall in der Medizin-European Journal of Ultrasound, 2017. **38**(04): p. e16-e47.
40. Barr, R.G. and G. Ferraioli, *Liver Shear Wave Elastography: Guidelines. Multiparametric Ultrasound for the Assessment of Diffuse Liver Disease-E-Book: A Practical Approach*, 2022: p. 165.
41. Ferraioli, G., et al., *WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 3: liver*. Ultrasound in medicine & biology, 2015. **41**(5): p. 1161-1179.
42. Boursier, J., et al., *Determination of reliability criteria for liver stiffness evaluation by transient elastography*. Hepatology, 2013. **57**(3): p. 1182-1191.
43. Park, D.W., et al., *Diagnostic performance of a point shear wave elastography (pSWE) for hepatic fibrosis in patients with autoimmune liver disease*. PloS one, 2019. **14**(3): p. e0212771.
44. Kennedy, P., et al., *Magnetic resonance elastography vs. point shear wave ultrasound elastography for the assessment of renal allograft dysfunction*. European journal of radiology, 2020. **126**: p. 108949.
45. Jiang, W., et al., *Diagnostic accuracy of point shear wave elastography and transient elastography for staging hepatic fibrosis in patients with non-alcoholic fatty liver disease: a meta-analysis*. BMJ open, 2018. **8**(8): p. e021787.
46. Ma, X., et al., *Spleen stiffness is superior to liver stiffness for predicting esophageal varices in chronic liver disease: a meta-analysis*. PloS one,

2016. **11**(11): p. e0165786.

47. Gao, J., et al., *Shear wave elastography of the spleen for monitoring transjugular intrahepatic portosystemic shunt function: a pilot study*. Journal of Ultrasound in Medicine, 2016. **35**(5): p. 951-958.
48. Patil, P.V., S. Jain, and P. Patil, *Point Shear Wave Elastography for Splenic Assessment: A Comparative Study of Splenomegaly and Normal Spleens*. Cureus, 2024. **16**(6).
49. Viceconti, N., et al., *Shear wave elastography in healthy patients: Pancreatic stiffness is less reliable than liver and spleen measurements*. World Journal of Radiology, 2025. **17**(11): p. 111651.
50. Albayrak, E. and S. Server, *The relationship of spleen stiffness value measured by shear wave elastography with age, gender, and spleen size in healthy volunteers*. Journal of Medical Ultrasonics, 2019. **46**(2): p. 195-199.
51. Ferraioli, G., et al., *Ultrasound point shear wave elastography assessment of liver and spleen stiffness: effect of training on repeatability of measurements*. European radiology, 2014. **24**(6): p. 1283-1289.
52. Cho, Y.S., et al., *Spleen stiffness measurement using 2-dimensional shear wave elastography: the predictors of measurability and the normal spleen stiffness value*. Journal of Ultrasound in Medicine, 2019. **38**(2): p. 423-431.
53. Jindal, A., et al., *Derivation of Splenic Stiffness in Subjects with Normal Liver Stiffness and No Vascular Liver Disease Using Transient Elastography with a Spleen-Dedicated Module: A Large Cross Sectional Study*. Digestive Diseases and Sciences, 2024. **69**(10): p. 3942-3951.
54. Kassym, L., et al., *New combined parameter of liver and splenic stiffness as determined by elastography in healthy volunteers*. Saudi Journal of Gastroenterology, 2016. **22**(4): p. 324-330.
55. Sebesta, C., et al., *Diagnostic and Clinical Implications of High Spleen-To-Liver Stiffness Ratio in MASH—A Prospective, Comparative Study*. Liver International, 2025. **45**(10): p. e70261.

8. ÖZET

Amaç: Shear wave elastografi (SWE), dokuda oluşturulan shear dalgalarının yayılım hızını ölçerek doku sertliğini kantitatif olarak değerlendiren non-invaziv bir ultrasonografi tekniğidir. Point SWE (pSWE) ve two-dimensional SWE (2D-SWE) yöntemleri ise günümüzde doku sertliğinin değerlendirilmesinde kullanılan en yeni elastografi teknikleri olup başta karaciğer olmak üzere birçok organda yaygın olarak kullanılmaktadır. Dalak vücuttaki en büyük lenfoid organdır ve splenik ven aracılığıyla doğrudan portal ven ile bağlantılıdır. Dalak sertliğinin portal ven basıncını karaciğer sertliğine daha iyi yansıtılabileceği düşünülmektedir; dolayısıyla dalak elastografi incelemeleri özellikle kronik karaciğer hastalıklarında çalışmaların odak alanı haline gelmiştir. Ancak sağlıklı bireylerde normal dalak sertliği değerlerinin incelendiği çalışmalar oldukça sınırlıdır. Bununla birlikte SWE ölçümleri hem cihazlar arasında hem de kullanılan tekniklere göre belirgin farklılıklar göstermektedir. Bu nedenle dalak sertliği için cihaz ve yöntem spesifik referans değerlerin belirlenmesi klinik uygulamalar açısından önem taşımaktadır. **Gereç ve Yöntem:** Bu prospektif çalışmada Aralık 2024–Mart 2025 tarihleri arasında 121 sağlıklı gönüllü (62 kadın, 59 erkek; ortalama yaş $34,1 \pm 9,5$ yıl) değerlendirilmiştir. Ölçümler iki radyolog tarafından aynı ultrasonografi sistemi (RS85 Prestige, Samsung Medison Co. Ltd.) ve aynı problemler kullanılarak gerçekleştirilmiştir. İncelemeler en az 3 saat açlık sonrası, supin pozisyonda ve interkostal yaklaşımla gerçekleştirilmiş; derin

inspirasyon ve ekspirasyondan kaçınılmıştır. Ölçüm geçerliliği için EFSUMB ve WFUMB kılavuzlarında karaciğer elastografisi için belirlenmiş kriterler dikkate alınmış olup hem pSWE ve hem de 2D-SWE yöntemleri ile 10 geçerli ölçüm gerçekleştirilmiştir. Referans değerler, ölçüm varyasyonunu azaltmak amacıyla daha deneyimli olan Gözlemci 1'in birinci ve ikinci ölçümlerinin ortalaması kullanılarak oluşturulmuştur.

Bulgular: Başarılı ölçümler esas alınarak dalak pSWE referans değeri $17,30 \pm 3,01$ kPa (n=62), 2D-SWE referans değeri $13,14 \pm 1,43$ kPa olarak belirlenmiştir. Ölçümlerde genel olarak gözlemciler içi ve gözlemciler arası orta-iyi düzeyde uyum saptanmıştır. PSWE ölçümlerinde ICC değerlerinin daha yüksek, 2D-SWE ölçümlerinde ise IQR/M oranlarının daha düşük olduğu görülmüştür. Gözlemci 1'in pSWE ölçüm başarısı oranı, gözlemci 2'ye oranla anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. Erkek cinsiyet 2D-SWE ölçümlerinde daha yüksek dalak sertliği ile ilişkili bulunmuş ve çoklu regresyon analizinde her iki yöntem için de bağımsız belirleyici olarak saptanmıştır. Yaş, vücut kitle indeksi ve dalak-cilt mesafesi ile dalak sertliği arasında anlamlı ilişki gösterilememiştir. Portal ven çapı ve karaciğer elastografi değerleri ile zayıf korelasyonlar izlenmiş ancak çoklu karşılaştırma düzeltmesi sonrası anlamlılık korunmamıştır.

Sonuç: Dalak pSWE ve 2D-SWE yöntemleri ile kullanılan ultrasonografi sistemine bağlı farklı sonuçlar elde edilebilse bile her iki yöntemde de gözlemciler arası ve gözlemciler içi uyumun orta-iyi düzeyde olması bu yöntemlerin güvenilir ve tekrarlanabilir olduğunu göstermektedir. Çalışmamızda pSWE ölçümlerinde

ICC değerlerinin daha yüksek, 2D-SWE ölçümlerinde ise IQR/M oranlarının daha düşük bulunması iki yöntemin güvenilirliği değerlendiren farklı parametrelerde farklı performans sergileyebileceğini ortaya koymaktadır. Bununla birlikte pSWE ölçümlerinde operatör deneyiminin teknik başarı ve ölçüm sonuçları üzerinde etkili olabileceği göz ardı edilmemelidir. Sağlıklı gönüllülerde normal dalak sertliği değerlerinin cihaz ve yöntem bazlı belirlenmesi klinik uygulamalarda standardizasyon ve hastalıkların tanı-takip sreleri açısından nemlidir.

Anahtar kelimeler: Dalak, dalak sertliği, shear wave elastografi (SWE), pSWE, 2D-SWE, sağlıklı gönüllüler

9. SUMMARY

Objective: Shear wave elastography (SWE) is a non-invasive ultrasound technique that quantitatively evaluates tissue stiffness by measuring the propagation velocity of shear waves generated within the tissue. Point SWE (pSWE) and two-dimensional SWE (2D-SWE) are among the most recent elastography techniques used for the assessment of tissue stiffness and are widely applied in many organs, particularly the liver. The spleen is the largest lymphoid organ in the body and is directly connected to the portal vein via the splenic vein. It is thought that spleen stiffness may reflect portal venous pressure more accurately than liver stiffness; therefore, spleen elastography has become an area of growing interest, especially in studies on chronic liver diseases. However, studies evaluating normal spleen stiffness values in healthy individuals are limited. Moreover, SWE measurements may show significant variability depending on both the ultrasound system and the technique used. Therefore, establishing device- and method-specific reference values for spleen stiffness is important for clinical practice.

Materials and Methods: In this prospective study, 121 healthy volunteers (62 females, 59 males; mean age 34.1 ± 9.5 years) were evaluated between December 2024 and March 2025. Measurements were performed by two radiologists using the same ultrasound system (RS85 Prestige, Samsung Medison Co. Ltd.) and the same probes. Examinations were conducted after at least 3 hours

of fasting, in the supine position, via an intercostal approach, while avoiding deep inspiration and expiration. For measurement validity, the criteria defined in the EFSUMB and WFUMB guidelines for liver elastography were applied, and ten valid measurements were obtained using both pSWE and 2D-SWE techniques. Reference values were calculated using the mean of the first and second measurements of the more experienced observer (Observer 1) to reduce measurement variability.

Results: Based on successful measurements, the reference spleen stiffness value was determined as 17.30 ± 3.01 kPa (n=62) for pSWE and 13.14 ± 1.43 kPa for 2D-SWE. Overall, moderate-to-good intraobserver and interobserver agreement was observed in the measurements. ICC values were higher in pSWE measurements, whereas IQR/M ratios were lower in 2D-SWE measurements. The measurement success rate of Observer 1 in pSWE was significantly higher compared to Observer 2. Male sex was associated with higher spleen stiffness values in 2D-SWE measurements and was identified as an independent determinant for both methods in the multiple regression analysis. No significant association was found between spleen stiffness and age, body mass index, or spleen–skin distance. Weak correlations were observed between portal vein diameter and liver elastography values, but these associations did not remain significant after multiple comparison correction.

Conclusion: Although different results may be obtained depending on the ultrasound system used for spleen pSWE and 2D-SWE measurements, the

moderate-to-good interobserver and intraobserver agreement observed for both methods indicates that these techniques are reliable and reproducible. Higher ICC values in pSWE measurements and lower IQR/M ratios in 2D-SWE measurements suggest that the two methods may demonstrate different performance characteristics across different reliability parameters. In addition, the potential impact of operator experience on technical success and measurement results in pSWE should not be overlooked. Determining normal spleen stiffness values in healthy individuals according to device and method is important for standardization in clinical practice and for the diagnosis and follow-up of diseases.

Keywords: Spleen, spleen stiffness, shear wave elastography (SWE), pSWE, 2D-SWE, healthy volunteers

10. ÖZGEÇMİŞ



11. EKLER

Ek 1: Etik Kurul Onay Belgesi





