

T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GÖĞÜS ULTRASON GÖRÜNTÜLERİNDE BENEK
GÜRÜLTÜLERİN GİDERİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ
Erman KILIÇALP

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 30 Temmuz 2015
Danışman: Prof. Dr. Abdulkadir ŞENGÜR

TEMMUZ-2015

T.C
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GÖĞÜS ULTRASON GÖRÜNTÜLERİNDE BENEK GÜRÜLTÜLERİN GİDERİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Erman KILIÇALP

(112131101)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 30.07.2015

Tezin Savunulduğu Tarih : 19.08.2015

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Abdulkadir ŞENGÜR (F.Ü.)

Diğer Jüri Üyeleri : Doç. Dr. Sami EKİCİ (F.Ü.)

Yrd. Doç. Dr. Mehmet ÜSTÜNDAĞ (B.Ü.)

AĞUSTOS-2015

ÖNSÖZ

Çalışma sırasında, bilimsel katkıları, bilgi birikimi ve tecrübeleriyle yardımcı olan tez danışmanım Prof. Dr. Abdulkadir ŞENGÜR ile Saint Thomas Üniversitesi öğretim üyelerinden Assist.Prof. Dr. Yanhui Guo'e ve Yüksek Lisans Öğrenimim süresince emeği geçen tüm hocalarıma ve bana maddi ve manevi her türlü desteği veren aileme, en içten teşekkürlerimi sunarım.

Erman KILIÇALP
ELAZIĞ-2015

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET	V
SUMMARY	VI
ŞEKİLLER LİSTESİ	VII
TABLolar LİSTESİ	VIII
SEMBOLLERİN LİSTESİ.....	IX
KISALTMALAR.....	X
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Tez Çalışmasının Amacı.....	3
1.2. Literatür Araştırması.....	3
2. ULTRASON GÖRÜNTÜLEME	5
2.1 Ultrasonun Çalışma Prensipleri	5
2.2. Ultrason Cihazının Bölümleri.....	6
2.2.1. Göndermeç.....	6
2.2.2. Transduser (prob).....	6
2.2.3. Almaç.....	8
2.2.4. Sinyal işleyici.....	9
2.2.5. Kayıt üniteleri	9
2.3. Görüntüleme Modları	10
2.3.1. A-Mod (Amplitude-Genlik) Görüntüleme	10
2.3.2. B-mod Görüntüleme	10
2.3.3. Sürekli Dalga (Continuous Wave-CW)	11
2.3.4. Darbe Dalga (Pulse Wave-PW)	11
2.3.5. Renkli Doppler.....	11
2.3.6. Güç Doppler (Power Doppler).....	12
2.3.7. Spektral Doppler	12
2.3.8. M-Mod Görüntüleme.....	12
2.3.9. Harmonik Görüntüleme	12

2.3.10.	Esneklik/Gerilme görüntüleme.....	13
2.4.	Fonksiyonel Farklılıklar.....	13
2.4.1.	Hacim Hesaplamaları.....	13
2.4.2.	Hacim Akış Hesaplaması.....	13
3.	ÖN ÇALIŞMALAR.....	15
4.	İNCELENEN ALGORİTMA ve PERFORMANS DEĞERLENDİRME METOTLARI	20
4.1.	Benek Gürültüsü Azaltma Algoritması	20
4.1.1.	Doku Bilgisi Çıkarımı	20
4.1.2.	2-b Homojenlik Histogramı.....	21
4.1.3.	Homojenlik eşik değerinin belirlenmesi.....	22
4.1.4.	Yönlü süzgeç kullanarak homojen olmayan küme işlenmesi.....	23
4.1.5.	Tekrar eden işlemin iptal kriteri	25
4.2.	Performans Değerlendirme Metotları	27
4.3.	Göğüs Ultrason Görüntü Bölümlemesi	28
5.	UYGULAMALAR.....	29
6.	SONUÇ	35
	KAYNAKLAR	36
	ÖZGEÇMİŞ	41

ÖZET

Ultrason görüntülerinin çözünürlüğünü ve kontrastını düşüren en önemli faktör benek gürültüsüdür. Benek gürültü tıbbi ultrason görüntüleme sisteminde rasgele dalgalanma ile meydana gelir. Benek gürültü özellikle yumuşak doku organlarında meydana gelir. Düzgün yansıyan ve kısmen saçılan ses demetleri ultrason görüntüsünün alışılmış grenli yapısını oluşturur. Ancak bu durum kontrastı ve görüntü netliğini azaltır. Görüntü kalitesinin düşmesinden dolayı tanılama işleminde zorluklar yaşanır.

Günümüzde ultrason görüntülerinde ki benek gürültüsünün giderilmesi için kullanılan yöntemler dört ana başlık altında toplanır. Bunlar sırası ile filtre tabanlı yöntemler, dalgacık dönüşümü tabanlı yöntemler, bölge büyütme yöntemleri ve model tabanlı yöntemlerdir.

Bu tez çalışmasında, benek gürültüsünün azaltılması için bulanık küme teorisine dayanan maksimum entropi ilkesi, dokusal analiz teknolojisi ve homojenlik ölçütü kullanılarak yeni bir yaklaşım ele alınmıştır. İncelenen yöntemin başarımını test etmek için çok sayıda klinik meme ultrason görüntüleri kullanılmıştır. Deneysel sonuçlar çeşitli kriterleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar, önerilen yöntemin kenar ve doku bilgilerini koruyarak etkili bir şekilde benek gürültüsünü azaltabildiğini göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Benek Azaltma, Homojenlik, Ultrason görüntüsü, Model Tabanlı Yöntem

SUMMARY

SPECKLE NOISE REDUCTION IN BREAST ULTRASOUND IMAGE

Speckle noise is an important factor that reduces the resolution and contrast of the ultrasound images. Speckle noise occurs with random fluctuating in medical ultrasound imaging system. Speckle noise occurs especially in soft tissue organs. Properly reflected and partly scattered sound beams form the structure of the usual grainy ultrasound image. However, this reduces the contrast and sharpness of the images. Therefore, difficulties in diagnosis due to poor image quality are realized.

Today, the methods used to eliminate the speckle noise in ultrasound images are grouped under four main headings. These methods are the filter-based methods, wavelet-based methods, region growing based methods and model-based method, respectively.

In this thesis, an approach is proposed for speckle reduction using 2-b homogeneity and directional average filters. We have conducted experiments on numerous clinic breast ultrasound images. The experimental results are evaluated using several criterions. The obtained results demonstrate that the proposed approach can reduce the speckle noise effectively without blurring the edges and damaging the textual information.

Key Words: Speckle Reduction, Homogeneity, Ultrasound Image, Model-Based Method

ŞEKİLLER LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1.1. Mamografi ve Ultrason cihazı.....	2
Şekil 2.1 Ultrason Cihazının Parçaları	5
Şekil 2.2. Ultrason Transduserin Yapısı.....	7
Şekil 2.3 Piezo elektrik kristallerin gerilimle değişimi	7
Şekil 2.4. Ultrason Transdüser Tipleri	8
Şekil 2.5 Almacın Yapısı ve Çalışması.....	9
Şekil 2.6. Ultrasonda resmin kaydedilmesi ve görüntülenmesi	10
Şekil 3.1. Orijinal ultrason görüntüsüne incelenen metodun uygulanmasıyla elde edilen sonuç	15
Şekil 3.2 (a) Orijinal görüntü. (b) Benek gürültülü görüntü (0,1 gürültü seviyesi). (c) dalgacık bazlı yaklaşım tarafınca ortaya çıkan sonuç. (d) İncelenen metod tarafınca ortaya çıkan sonuç.....	16
Şekil 3.3. SOKH'in karşılaştırılması. *: incelenen metod; x: dalgacık bazlı metod.....	18
Şekil 3.4. ρ 'nin karşılaştırılması. *: incelenen metod; x: dalgacık bazlı metod.....	19
Şekil 3.5. β 'nin karşılaştırılması. *: incelenen metod; x: dalgacık bazlı metod.	19
Şekil.4.1 İncelenen Metodun Akış şeması	26

TABLÖLAR LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Farklı gürültü seviyelerindeki göğüs ultrason görüntüleri üzerine 2 metot kullanarak elde edilen üç ölçüm;	18
Tablo 5.1. İncelenen yöntemin uygulanmasıyla elde edilen görüntüler ;	29
Tablo 5.2. Dalgacık tabanlı yöntemle ve incelenen yöntemle elde edilen görüntüler;	33
Tablo 5.3. Dalgacık tabanlı yöntem ve incelenen yöntemle elde edilen sonuçların karşılaştırılması;	34

SEMBOLLERİN LİSTESİ

ΔW	: Düzeltme miktarı
CR_s	: Benek gürültü kontrastı
f	: Frekans
F	: Eşik Fonksiyonu
H	: Görüntünün yüksekliği
$h_0(i,j)$	: Homojenlik değeri
HR	: Homojenlik oranı
H_s	: Homojen küme
m	: Görüntüyü oluşturan gri seviye piksellerinin yataydaki boyutları
n	: Görüntüyü oluşturan gri seviye piksellerinin düşeydeki boyutları
NH_s	: Homojen olmayan küme
$Num(H_s)$	: Homojen kümedeki eleman sayısı
$\emptyset$	: Referans açısı
$Q(m,n)$	: Görüntünün eğimi
T	: Eşik değeri
v	: Ses dalgalarının yayılma hızı(m/s)
W	: Görüntünün genişliği
W_i	: Ağırlık
X_i	: Ortalama sinyal değeri
β	: Kenar koruma ölçütü
λ	: Hata oranı
ρ	: Korelasyon ölçümü
K	: Görüntünün büyüklüğü
S_i	: Orijinal görüntüdeki i . piksel
$\hat{S}_i$	: Benek gürültüsü azaltıldıktan sonraki görüntüdeki i . pikselidir

KISALTMALAR

ADC	: Analog/Dijital çevirici
VCA	: Değişken kontrollü yükseltici
FFT	: Bir pencerele hızlı fourier dönüşümü
CW	: Sürekli dalga
PW	: Darbeli dalga
ROC	: Alıcı işlemci karakteristik
BUS	: Breast ultrasound
BDT	: Bilgisayar Destekli Tanı
DDA	: Doğrusal Diskriminant Analizi
DVM	: Destek Vektör Makinesi
YSA	: Yapay Sinir Ağları
OKH	: Ortalama Karesel Hata
ZKD	: Zaman Kazanç Dengelemesi
PSGO	: Pik Sinyal Gürültü Oranı
NOKH	: Normalize Edilmiş Ortalama Karesel Hata
VTR	: Video Kaset Kaydedici

1. GİRİŞ

Göğüs kanseri dünya üzerindeki kadınların ölüm sebebinde akciğer kanserinden sonra ikinci sıradadır. % 8'den fazla kadın hayatları boyunca bu hastalığa yakalanmışlardır. 2008 yılında ABD'de yaklaşık 40.480 ölüm vakası ile 182.460 yeni hastalık teşhisi yapıldığı rapor edilmiştir [1]. Göğüs kanserinin nedenleri henüz bilinmediği için erken teşhis göğüs kanserinden ölümlerin % 40 oranında azaltılmasında anahtar rol oynamaktadır [2]. Erken tanı iyi ve kötü huylu tümörlerin belirlenmesi kanser hastalığının tamamen tedavi edilebilme şansını çok artırmaktadır.

Meme tümörlerinin erken teşhisi için en etkili yöntem mamografidir [2-4]. Fakat mamografinin meme kanserini tespit etmesinde bazı sınırlamaları vardır. Mamografinin düşük görüntüleme özelliği nedeniyle %65-85 oranında gereksiz birçok biyopsi yapılmaktadır [5]. Gereksiz bu biyopsiler maliyeti artırmakla kalmaz, ayrıca hastanın psikolojik yapısını olumsuz yönde etkiler. Mamografi insidans göğüslü ve genç kadınlardaki meme kanserlerini ortaya çıkaramaz. Bunun yanında mamografinin iyonlaşan radyasyonu hastalarda ve radyologlarda kronik rahatsızlıklar, kanser gibi sağlık problemleri oluşturabilmektedir.

Son zamanlarda mamografiye önemli bir alternatif olan ultrasonun göğüs kanserleri tespiti için kullanımına olan ilgi artmıştır [6-8]. İstatistikler her dört araştırmacıdan birinden fazlasında ultrason kullanım düşüncesi hızla artmaktadır [3]. Çalışmalar zararlı ve iyi huylu kitlelerin yüksek hızla belirlenmesi için ultrason kullanım düşüncesini göstermiştir [9,10]. Ultrason kullanımı kanserin ortaya çıkarılmasını % 17 artırabilir [11] ve gereksiz biyopsi alımlarını % 40 düşürebilir. Bu durum ABD'de yılda 1 milyar dolara kadar tasarruf sağlayabilmektedir [12]. Böylece göğüs ultrason görüntülerinin mamografiden daha üstün olduğu görülmektedir.

Günlük klinik uygulamalarda ultrason, radyasyon yaymadığından dolayı hastalar ve radyologlar için mamografiden daha güvenli ve uygundur [11,13,16]. Ayrıca mamografiden daha ucuz ve hızlıdır. Özellikle farklı kıtalardaki geliri düşük ülkeler için göğüs kanserinin teşhisinde kullanılabilecek ideal bir yöntemdir [46]. Ultrason insidans göğüslerde anormallikleri tespit etmek için mamografiye göre daha duyarlıdır. Bundan dolayı 35 yaşından küçük kadınlar için özellikle faydalıdır [11,14].

Mamografide birçok gereksiz biyopsilerin hatalı pozitifleri yüksek oranda bulunmasına rağmen tam tersi basit kistlerin tanısında göğüs ultrason görüntüleri %96-100 doğruluk oranına ulaşılabilir [9-10].

Ultrason görüntülerini okuma için iyi eğitilmiş ve deneyimli radyologlara ihtiyaç vardır. Günümüzde göğüs kanserinin tanısı ve sınıflandırmasında radyologlara yardımcı olması için Bilgisayar Destekli Tanı (BDT) araçları geliştirilmiştir [13]. Ultrason görüntüleme sistemlerinin doğası gereği operatöre bağımlılığı minimize etmek için çeşitli yaklaşımlar oluşturulmuştur [15]. Bilgisayar destekli tanı sistemleri tanı duyarlılığını artırarak göğüs kanserindeki iyi veya kötü huylu lezyonları tespit etme oranını arttırmaktadır [13,16]. BDT’de kitle tespiti ve sınıflandırma için Doğrusal Diskriminant Analizi (DDA), Destek Vektör Makinesi (DVM) ve Yapay Sinir Ağları (YSA) gibi birçok teknik kullanılmıştır[5, 10, 17-19].

BDT sistemlerin birçoğunun kurallarını ya da modellerini oluşturmak için çok sayıda özelliğe ihtiyaç vardır. Fakat çok az sayıda özellik gerektiren teşhis sistemi önerilmiştir [20].



Şekil 1.1. Mamografi ve Ultrason cihazı

1.1.Tez Çalışmasının Amacı

Ultrason görüntülerinde netliği bozan en önemli faktörlerden biri benek gürültüsüdür. Benek gürültüsü, küçük doku yansıtıcılarından saçılan ses dalgasının parçacıklarının alıcıya ulaşması ile ortaya çıkar. Ultrason görüntülerinde benek gürültüsünden dolayı göğüs kanseri teşhisinde radyologların zorlukla karşılaşabilmektedir. Bu tez çalışmasında ultrason görüntülerinde netliği bozan ve tanılama işlemini zorlaştıran benek gürültüsünün giderilmesi amaçlanmıştır. Ultrason görüntüsündeki benek gürültü bulanık küme teorisine dayanan maksimum entropi ilkesi, dokusal analiz teknolojisi ve homojenlik ölçütü kullanılarak ortaya çıkan yeni bir yöntemle giderilmiştir ve görüntünün netleştirilmesi sağlanmıştır.

1.2.Literatür Araştırması

Abd-Elmoniem ve diğ. Ultrason görüntülerindeki benek gürültüsünü azaltmak için başarımlı ölçütü olarak Ortalama Karesel Hata (OKH) kullanıldığı yeni bir yöntem önermişlerdir [21]. Bu yöntem tarama dönüştürme aşamasından önce çalışmaya başlamaktadır. Bundan dolayı 50 ms’de yani az bir sürede benek gürültü azaltma işlemi yapılabilmektedir.

Tsantis ve diğ. performans ölçütü olarak OKH ve ortalamanın standart sapmaya oranını kullanarak ultrason görüntüleri üzerindeki benek gürültüyü azaltmak için dalgacık tabanlı bir yöntem geliştirmişlerdir [22]. Görüntü piksellerinin benek gürültü sınıflandırması geri yayılım izleme ve tekillik algılama çerçevesinde yapılır. Bundan dolayı dalgacık dönüşümünü tercih etmişlerdir. Yazarlar bu yöntemi diğer yöntemlerle karşılaştırmışlardır ve diğer yöntemlerden daha iyi sonuçlar aldıklarını gözlemlemişlerdir.

Dutt ve Greenleaf performans ölçütü olarak piksel değerlerinin ortalama değerlere yaklaştırılmasını kullanarak ultrasonda benek gürültüyü azaltmak için uyarlanabilir bir yöntem geliştirmişlerdir [23].Öncelikle benek gürültüsünün miktarının belirlenmesi için istatistiksel K-dağılımı kullanarak bir parametre oluşturulmuş ve daha sonra bu parametre, görüntü üzerinde iyileştirme yapan bir maske ile kullanılarak benek gürültüsü azaltılmıştır.

Achim ve diğ. performans ölçütü olarak OKH kullanarak ultrason görüntülerinde benek gürültüyü azaltmak için Bayes tabanlı yeni bir yöntem geliştirmişlerdir [24].

Önerilen yöntem, ultrason görüntüsünün logaritmik dönüşümünün çok ölçekli dalgacık bölgesinde incelenmesi üzerine kurulmuştur. Ultrason görüntüsünün alt bantlarının ayrıştırılarak incelenmesi neticesinde benek gürültü ile ilgili istatistiksel bilgilere ulaşımlar ve bu istatistiksel veriler Bayes tabanlı tahmin edici yöntemi kullanılarak benek gürültüsü azaltılmıştır

Xiao ve diğ. performans ölçütü olarak kontrast artırma ve bireysel gözlem yöntemi kullanarak difüzyon çubuk yöntemiyle ultrason görüntüleri üzerinde benek gürültüyü azaltan bir çalışma yapmışlardır [25]. Bu yöntem; ilk önce görüntü üzerinde asimetrik olarak seçilen pikseller ile çubuklar oluşturulur. Daha sonra her bir çubuğun ağırlıklandırılmış ortalamalar toplamı hesaplanarak filtrelenmiş görüntü elde edilir. Yazarlar çalışmalarında, geliştirdikleri yöntemi ultrason görüntüleri üzerinde deneyerek benek gürültünün azaldığını gözlemlemişlerdir.

Aysal ve diğ. Rayleigh performans ölçütü olarak bireysel gözlem yöntemi kullanarak maksimum olasılık filtresi ile ultrason görüntüleri üzerindeki benek gürültüyü azaltmak için bir yöntem önermişlerdir [26]. Geliştirdikleri yöntem [23-27] çalışmalarında olduğu gibi benek gürültüyü tahmin edip azaltma temeline dayanmaktadır. Yazarlar geliştirdikleri yöntemin benek gürültüyü diğer yöntemlere göre daha çok azalttığının belirtmektedirler.

Zong ve diğ. performans ölçütü olarak bireysel gözlem yöntemi kullanarak ekokardiyogram görüntüler üzerinde benek gürültüyü azaltan ve kontrastı arttıran bir yöntem geliştirmişlerdir [27]. Bu yöntem, [23] çalışmasında olduğu gibi benek gürültüsünün tahmin edilmesi temeline dayanmaktadır. Geliştirdikleri yöntem benek gürültüyü azaltmanın yanı sıra kalp kası duvarlarını daha belirgin hale getirmekte ve tanı konmasını kolaylaştırmaktadır.

Adam ve diğ. benek gürültüsünü azaltmak için bir dizi doğrusal olmayan filtreyi birbirine bağlayan bir yöntem önermiştir [28]. Chen ve diğ. medyan filtreleme ile benek gürültüsünü gidermeyi amaçlamıştır [29]. Czerwinski ve diğ. kenarları korurken benek gürültüsünü azaltan yönlü medyan filtresi önermiştir [30].

2. ULTRASON GÖRÜNTÜLEME

2.1 Ultrasonun Çalışma Prensibi

Ultrason modern tıbbın vazgeçilmez görüntüleme yöntemlerinden biridir. Ultrasonun görevi, canlı vücudunun iç yapısını ve oluşabilecek değişiklikleri görüntülemektir. Prensip olarak, insan kulağının duyamayacağı ses dalgalarıyla çalışmaktadır. Bu da ultrasonun X-ışınlarını kullanmaması, yani radyasyon içermemesi özelliğiyle diğer görüntüleme cihazlarından üstün kılmaktadır. Diğer bir özelliği de elde edilen görüntünün işlem yapıldığı sırada görüntünün monitör ekranında izlenebilmesidir. 20Hz - 20KHz insan kulağının sesleri işitme aralığıdır. İnsan kulağının işitebileceği ses frekansının üzerindeki akustik dalgalara ultrasonik dalgalar denir. Birçok kaynakta ultrasonik dalgalar, 20 – 100 KHz arasında sınırlanmış olmasına rağmen, tıp elektronğinde üst sınır 30 MHz'e çekilebilmektedir. Ancak teşhis amacıyla kullanılan ultrason dalgaları 2 – 10 MHz olmaktadır.

Cildin üzerinde gezdirilen bir prob yardımıyla vücuda gönderilen ses iç organlardan geri yansır. Yansıyan dalgalar prob tarafından tekrar alınır ve alınan bu dalgalar bir ekranda iç organların görüntüleri haline dönüştürülür. Bu tip ultrason iki-boyutlu (2-b) ultrason olarak adlandırılır ve tıbbi görüntülemede en yaygın kullanılan ultrason tipidir. Bu mekanizma, aslında doğaya yabancı bir mekanizma değildir. Yarasaların uçarken, balinaların ise denizlerde yüzerken kullandıklarına benzer bir prensibe dayanmaktadır [42].



Şekil 2.1 Ultrason Cihazının Parçaları

2.2. Ultrason Cihazının Bölümleri

Ultrason cihazları birçok farklı parçalardan oluşur. Temel bir ultrason sistemi;

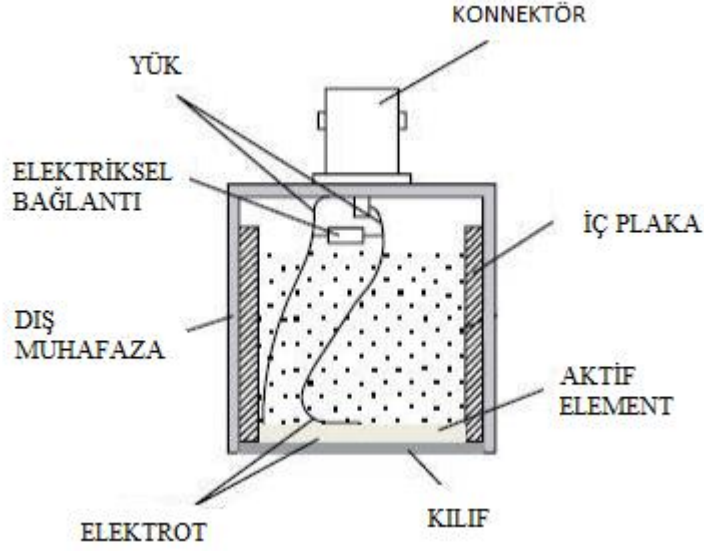
- **Göndermeç:** Yüksek genlikli darbe üretilir ve transdusere gönderir.
- **Transduser:** Ultrason dalgalarının dokulara gönderilmesi ve algılanmasını sağlar.
- **Almaç:** Gönderilen dalgaların gönderildiği ortamdaki çeşitli dokulardan yansıtılarak gelen kısmını algılamak ve yükseltme işlemlerini yapmaktadır.
- **Sinyal işleyici:** Ultrasonik dalgaların görüntüye dönüştürülmesi ile elde edilen veriler çıktı ünitelerine aktarılır.
- **Kayıt ünitesi:** Elde edilen görüntüler kayıt birimleri yardımıyla kaydedilip saklanabilir.

2.2.1.Göndermeç

Yüksek genlikli, kısa süreli vurumları üretir ve uygun vurum tekrarlama hızı ile gönderir. Vurumların genlikleri, transduserde mevcut kristalleri titreştirebilecek kadar büyük olmalıdır. Vurum süreleri yakın alandan gelen ve bir önce üretilmiş olan vurumların üzerine binmemesi için mümkün olduğu kadar kısa olmalıdır. Vurum tekrarlama frekansı, yeni bir vurum üretilmeden önce sinyallerin maksimum derinliğe nüfuz ederek transdusere geri gelmesini sağlayabilmek için vurumlar arasında yeterli zamanı bırakacak hızda olmalıdır. Eğer üretilen ikinci vurum çok kısa süre sonra gönderilirse bir önceki sinyalin yansıtılarak gelen ekosu ile üst üste çakışacaktır. Diğer taraftan vurumların arasındaki süre çok uzunsa belirli bir dönemde elde edilen bilgi miktarı azalacağından çözünürlük düşecektir.

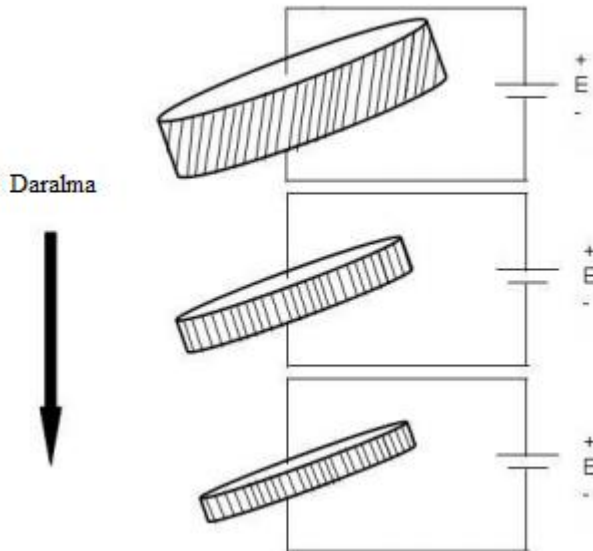
2.2.2.Transduser (prob)

Ultrason cihazının ortam ile direkt temas eden tek parçasıdır. Şekil 2.2’de transduserin yapısı gösterilmiştir. Ultrason görüntülemeye ultrason dalgalarının gönderilmesi ve algılanması prob yardımıyla olur.



Şekil 2.2. Ultrason Transduserin Yapısı [41]

Bir piezoelektrik kristali gerilim uygulandığında uygulanan voltajın polaritesine, kristalin geometrisine ve ilk polarizasyonuna bağlı olarak boyuna, enine veya radyal olarak çevresine doğru genişler ya da daralır. Bu daralıp genişleme sonucunda ultrasonik dalgalar meydana gelir. Şekilde 2.3’de bir kristale uygulanan voltaja göre kristalin daralması gösterilmiştir.



Şekil 2.3 Piezo elektrik kristallerin gerilimle değişimi [41]

Günümüzde kullanılan problemlerin büyük bir bölümünde polarize edilmiş seramik kristal kullanılmaktadır. İstenilen frekansta ultrason dalgası üretmek için uygun kristal kalınlığı seçilmelidir. Örneğin 3,5 MHz'lık bir probda kullanılacak kristalin kalınlığı;

$$d = \frac{c}{2f} \quad (2.1)$$

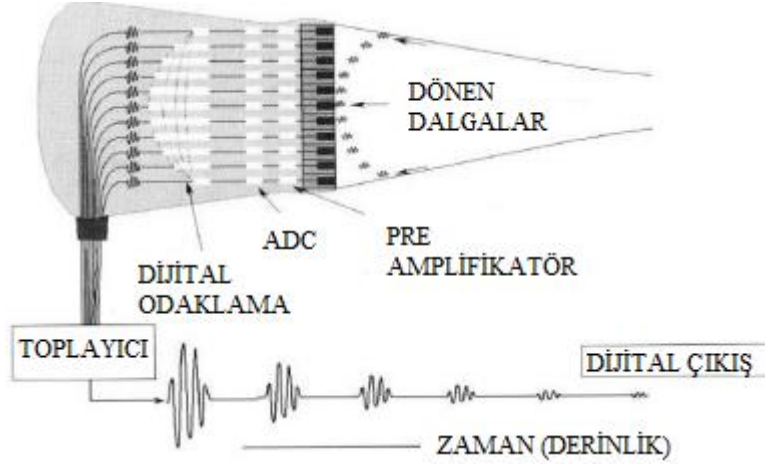
formülüyle hesaplanabilir. c: ışık hızı, f: İstenilen frekans (3,5 MHz olarak alınırsa). d: 0,50 mm bulunur. Transdüserler belirli sayıda piezo-elektrik eleman içeren çeşitli tiplere sahiptir. Uygulanacağı alan transdüser tipini ve boyutunu belirler. Temelde Şekil 2.4 de gösterildiği gibi üç ana transdüser tipi vardır: doğrusal, kavisli ve dairesel [32].



Şekil 2.4. Ultrason Transdüser Tipleri

2.2.3. Almaç

Şekil 2.5'de almaçın yapısı ve çalışması resimlendirilmiştir. Almaçın ana görevi, gönderilen dalgaların gönderildiği ortamdaki çeşitli objelerden yansıyarak gelen kısmını algılamak ve yükseltme işlemlerini yapmaktır. Alma işlemi sırasında probdaki kristallere geri gelerek çarpan eko sinyalleri kristali sıkıştırır veya gevşetir. Böylece göndermenin tersine olarak kristalin uçlarında bir gerilim oluşur. Bu gerilimin yükseltilmesi de almaçta yapılır. Almaçta özel bir yükselteç kullanılarak derindeki nesnelerden zayıf olarak gelen eko sinyalleri daha çok yükseltilirken yüzeydeki nesnelerden kuvvetli olarak yansıyan sinyaller daha az yükseltilir. Böylece Zaman-Kazanç dengesi (time gain compensation) (TGC) ile istenilen derinlikteki objeler istenilen netlikte gözlemlenebilmektedir.



Şekil 2.5 Almacın Yapısı ve Çalışması [41]

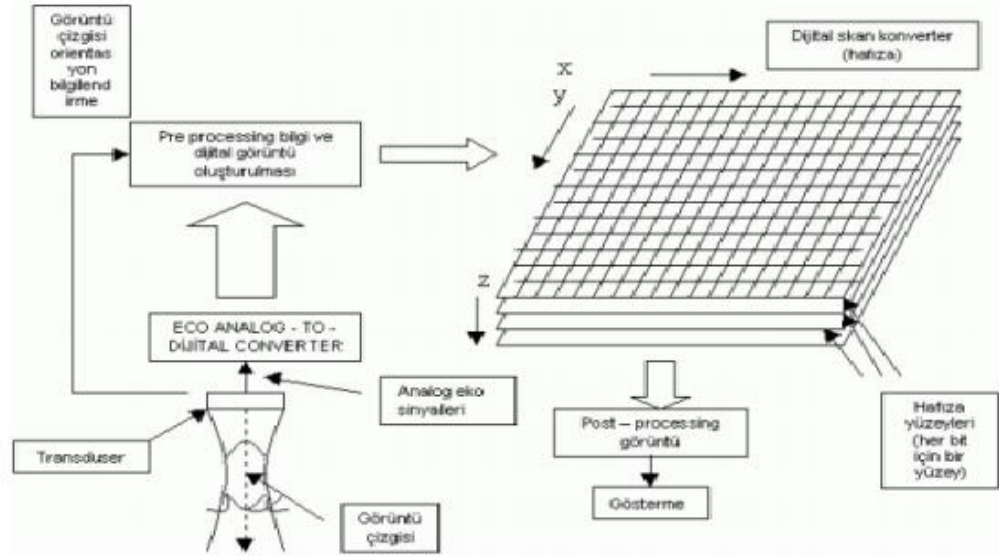
2.2.4.Sinyal işleyici

Ultrasonik dalgaların CPU'da işlenmesi ve görüntüye dönüştürülmesi ile elde edilen veriler çıktı ünitelerine aktarılır. Bu ünitelerin en çok kullanılanı monitördür. Bu monitör, bilgisayar monitörü ile benzerdir. Pek çok ultrasonda renkli monitör de olsa ekrana yansıyan görüntü siyahtan beyaza dek uzanan gri tonlardan oluşmuştur. Ekrandaki koyu renkli alanlar, ses dalgasını kıran ya da emen oluşumları temsil ederken; daha açık renkli alanlar, sesi yansıtan ya da proba çok yakın olan dokuları gösterir. Örneğin, sıvı ses dalgasını absorbe ettiği için içi idrarla dolu bir mesane ya da basit bir yumurtalık kisti ultrasonda siyah olarak görülür. Doppler etkisi ile çalışan ultrasonlar ise hareketleri de gösterebilir ve bu hareketler ekranda renkli olarak görülebilir. Bu etki en çok kan akımlarını izlemek için kullanılır. Probdan uzaklaşan cisimler ekranda mavi, yaklaşanlar ise kırmızı renkte görünür [41].

2.2.5.Kayıt üniteleri

Görüntüler ekranda gösterilebileceği gibi, aşağıdaki kayıt birimleri yardımıyla kaydedilip saklanabilir. Polaroid kamera yardımıyla görüntünün fotoğrafı çekilerek saklanabilir. Multiformat kamera yardımıyla birden çok görüntü, bir röntgen filmi gibi sert bir film üzerine düşürülerek saklanabilir.

Video kaset kaydedici (VTR) yardımıyla birden çok görüntü bir röntgen filmi gibi kaydedilebilir. Şekil 2.6’da genel olarak resmin kaydedilmesi ve görüntülenmesi gösterilmiştir.



Şekil 2.6. Ultrasonda resmin kaydedilmesi ve görüntülenmesi [41]

2.3. Görüntüleme Modları

2.3.1. A-Mod (Amplitude-Genlik) Görüntüleme

Ultrason sistemlerinde artık kullanılmayan bir görüntüleme modudur. Ekranda 1540 m/sn hızında bir sinus dalga görülmektedir. Zamanın bir fonksiyonu olarak tek bir ses dalgası için bir örnek gerilim sinyalinin genliğini görüntüler. Bu yöntem 1 boyutlu olarak kabul edilir. İki nesnenin arasındaki mesafeyi ölçmek için ses hızını A-mod grafiğindeki uç noktalar arasında hesaplanan zamana böler.

2.3.2. B-mod Görüntüleme

A-mod görüntüleme moduna benzer bir görüntüleme modu olup, farklılığı görüntünün parlaklığına veya karanlığına bağlı olarak ekrana grafiksel bir şekilde yansıtmasıdır. B mod görüntüleme 2-b görüntüleri yüzey üzerine gönderilmiş ses dalgasını süpürerek elde eder.

Tipik olarak, her bir tarama çizgisi için ses dalgalarını üretmek üzere birden çok darbeler kümesi üretilir. Her bir darbeler kümesi tarama çizgisi boyunca bulunan tekil bir odak noktasına yöneltilmiştir. B-mod ile taranan ultrason görüntüleri filtrelenirken organlar arasındaki geniş aralıklı parlak ara yüzler, benek gürültüsü boyutu ile karşılaştırılabilecek boyutlardaki yapılar ve farklı gri seviyelere sahip iki bölge arasındaki sınırlar gibi özellikler korunmalıdır [31].

2.3.3. Sürekli Dalga (Continuous Wave-CW)

Doppler için, tek frekansta bir ses dalgası bir piezo-elektrik bileşen tarafından sürekli olarak gönderilir ve ikinci bir piezoelektrik bileşen, yansıyan ses dalgalarını sürekli olarak kaydeder. Alınan sinyal sürekli olarak kaydedildiği için alınan sinyalde spektral örtüşme (bozucu bir etki) meydana gelmez. Bu sinyal kullanılarak, damarlarda akan kanın akışı kestirilebilir. Ancak, sensör sürekli olarak farklı derinliklerden veriler aldığı için hızın konumu tespit edilemez.

2.3.4. Darbe Dalga (Pulse Wave-PW)

Doppler için, her bir tarama çizgisi boyunca birçok darbe gönderilir ve alınan sinyaller arasındaki zaman göreliliği ile Doppler frekansı kestirilebilir. İşaretleme için darbeler kullanıldığı için hızın konumu da tespit edilebilir.

2.3.5. Renkli Doppler

Darbe dalga B-mod görüntünün üstüne birleştirilmiş renkli bir görüntü elde etmek için kullanılır. Akış miktarını ve yönünü göstermek için bir renk kodu kullanılır. Kırmızı, transdüsera doğru olan akışı ve mavi de transdüserden dışarıya olan akışı gösterir. Daha koyu renk genellikle daha yüksek akış miktarını ve daha açık renk de daha düşük akış miktarını gösterir.

2.3.6. Güç Doppler (Power Doppler)

Bu modda, akışın mevcut hızını tahmin etmek yerine akışın gücü veya şiddeti kestirilir ve görüntülenir. Bu, küçük hareketi görüntülemek için kullanışlıdır. Ölçümde yönle ilgili bir bilgi bulunmamaktadır.

2.3.7. Spektral Doppler

Zaman içinde değişen ölçülmüş hızın spektrumunu gösterir. PW ve CW Doppler sistemleri spektral doppleri gösterme kabiliyetine sahiptirler.

2.3.8. M-Mod Görüntüleme

M motion kelimesinin kısaltması olup, hareketli anlamına gelir. M modunda geliştirilmiş görüntülemeli standart A-modu enstrümanı kullanılır. M Modu gösterim; yatay X ekseninin 1 sn. de 1 taramadan daha düşük oranlı yavaş rampa fonksiyonu sürülmesi dışında B- Moduna benzer. Tek bir satırdaki nesnenin taranması ve ardı ardına elde edilen genlik sonuçlarının gösterilmesi anlamına gelir. Bir ultrason taramasında bir vücut bölgesinin örneğin kalp kapağının hareketinin ve atım sayısının sıklığının incelenebildiği bir görüntüleme modudur. Bu modun kullandığı yüksek darbe frekansından (saniyede 1000 darbeden daha fazla) dolayı, atış ve hareketi tayin etmekte kullanışlıdır.

2.3.9. Harmonik Görüntüleme

B-mod görüntülemenin, ikinci (veya daha fazla) harmonikleri üzerinde gerçekleştirilmesi temeline dayanan yeni bir yaklaşımdır. Harmoniklerin yüksek frekanslı olmasından dolayı bu görüntüler geleneksel görüntülemeden daha yüksek çözünürlüğe sahiptir. Bununla birlikte, daha yüksek kayıplardan dolayı görüntülemenin derinliği sınırlıdır. Bazı modern ultrason görüntüleme sistemleri, taramanın derinliğine göre harmonik ve geleneksel görüntüleme arasında geçiş yaparlar. Bu sistemler, sinyal zincir bileşenleri üzerinde sıkı doğrusallık ihtiyaçlarını dayatırlar.

2.3.10. Esneklik/Gerilme görüntüleme

Doku esnekliğinin (genellikle basınç altında) bazı ölçümlerini kestiren ve görüntüleyen yeni bir yaklaşımdır. Bu tür görüntüleme tipleri, kanserli ve normal dokuları birbirinden ayırt edebilme yeteneğine sahiptir. Bu, gerçek zamanlı ve klinik uygulamalarda aktif bir araştırma konusudur.

2.4. Fonksiyonel Farklılıklar

Ultrason cihazları, ölçüm ve hesaplamalarda fonksiyonel farklılıklar gösterebilir. Bazı ölçümler doppler modunda bazı ölçümlerin de 2-b modunda yapılması gerekebilmektedir.

2.4.1. Hacim Hesaplamaları

Hacim hesaplamalarını tamamlamak için D1, D2, D3 (2-b uzaklık) ölçümleri gereklidir. Hacim ölçümleri 2-b modunda yapılır.

2.4.2. Hacim Akış Hesaplaması

Hacim akış ölçümleri 2-b ve Doppler modlarında yapılır. Hacim akış hesaplaması için her iki ölçüm de gereklidir. Doppler örnekleme hacmi, damarı tam olarak ultrason dalgalarına maruz bırakmalıdır. Hacim akış ölçümleri elde ederken aşağıdaki faktörlerin değerlendirilmesi gerekmektedir:

- ❖ Kullanıcılar, hacim akış hesaplama uygulamaları için mevcut tıbbi uygulamaları izlemelidir.
- ❖ Hacim akış hesaplamasının doğruluğu, büyük ölçüde kullanıcıya bağlıdır.

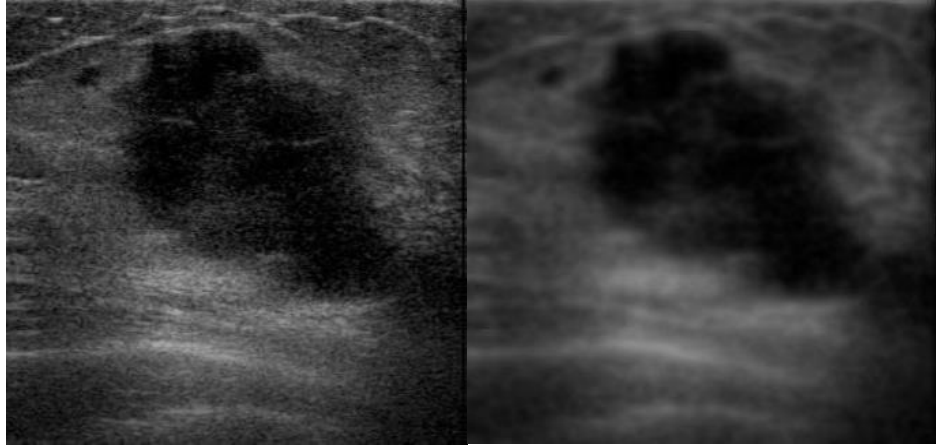
Literatürde tanımlanmış doğruluğu etkileyen faktörler şunlardır:

- ❖ 2-b alanlar için çap metodunun kullanılması
- ❖ Damarın muntazam şekilde ultrason dalgalarına maruz bırakılmasını sağlamalıdır.
- ❖ Pergelin yerleştirilmesindeki kesinlik
- ❖ Açı düzeltmedeki doğruluk

3. ÖN ÇALIŞMALAR

Harbin Üniversitesine bağlı hastaneden tedarik edilen göğüs ultrason görüntüleriyle bir veri tabanı oluşturulmuştur. Bu görüntüler, bir 5-14 MHz lineer ölçüm ucu ile VIVID 7 kullanarak bir araya getirilmiştir ve direkt olarak video sinyallerinden çekilmiştir. Bu veri tabanı, 30 adet görüntü ve her görüntü tek bir lezyondan oluşmaktadır. Bütün lezyonlar, biyopsi veya operasyonla teyit edilmiştir ve tümörler radyologlar tarafından ana hatlarıyla belirtilmiştir.

Burada, incelenen metodun başarımını göstermek için veri tabanındaki bazı göğüs ultrason görüntüleri kullanılmıştır. Şekil 3.1’de bir deneysel sonuç gösterilmektedir. Şekil 3.1 (a) Merkezi bölgede serbest kitle görülmektedir. Bu kitle benek gürültüden dolayı etkilenmiştir. Şekil 3.1 (b)’de, uygulanan yöntemle kitle üzerindeki benek gürültü kaldırılmıştır ve kenarları belirgin hale gelmiştir. Kitle bölgeleri pürüzsüz hale gelmiştir ve lezyon özellikleri önemli ölçüde gelişmiştir [40].

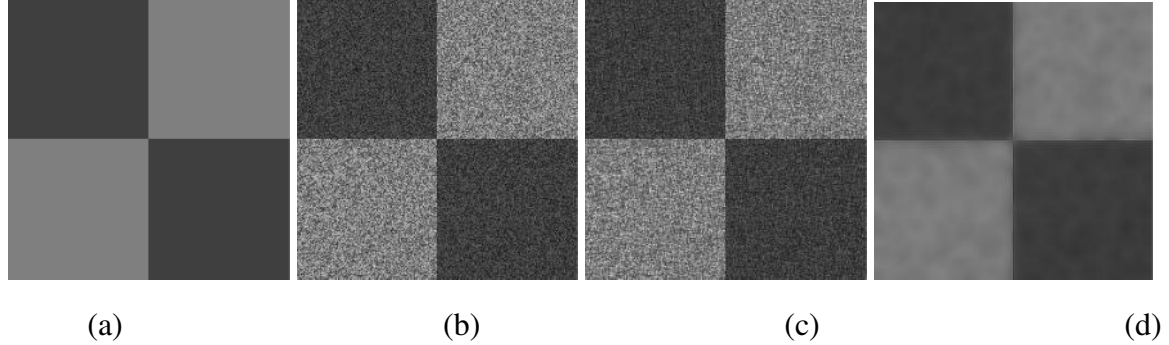


(a) Orijinal Ultrason Görüntüsü (b) Uygulanan metodun sonucunda ultrason görüntüsü

Şekil 3.1. Orijinal ultrason görüntüsüne incelenen metodun uygulanmasıyla elde edilen sonuç [40]

İncelenen metodun performansını değerlendirmek için, incelenen metodun bazı sonuçları, dalgacık-bazlı metot kullanarak elde edilen değerlerle karşılaştırılmıştır [33] ve bu benek gürültüsü azaltma performansının diğer algoritmalarından çok daha iyi olduğu belirtilmektedir [40].

İlk olarak yapay görüntü ele alınmaktadır. Şekil 3.2 (a), gri değerleri 63 ve 127 olan bir yapay görüntüdür.



Şekil 3.2 (a) Orijinal görüntü. (b) Benek gürültülü görüntü (0,1 gürültü seviyesi). (c) dalgacık bazlı yaklaşım tarafınca ortaya çıkan sonuç. (d) İncelenen metot tarafınca ortaya çıkan sonuç. [40]

Yöntemlerin performanslarını ölçmek için bazı ölçümler incelenmiştir. Yapılan deneylerde sinyal ortalama karesel hata (SOKH) [34], korelasyon katsayısı ρ ve kenar koruma ölçüsü β [35], sırasıyla gürültüsüz ve işlenmiş görüntüler için hesaplanmıştır.

SOKH oranı, çarpımsal gürültünün bastırma gürültüsünü değerlendirmek için hesaplanmıştır.

$$SOKH = 10 \log_{10} \left[\frac{\sum_{i=1}^K S_i^2}{\sum_{i=1}^K (S_i - \hat{S}_i)^2} \right] \quad (3.1)$$

S_i orijinal görüntüdeki i . piksel, $\hat{S}_i$ benek gürültüsü azaltıldıktan sonraki görüntüdeki i . pikselidir ve K görüntünün boyutudur.

Ultrason görüntülemeye, orijinal görüntünün benek gürültüsü azaltılması yanı sıra aynı zamanda teşhis için sıklıkla özellik teşkil eden orijinal görüntünün kenarlarını korumakla da ilgilenilmektedir. Bu yüzden, kenar koruması için niteliksel bir ölçüm de göz önünde bulundurulmalıdır. Korelasyon ölçümü ρ ve kenar koruma ölçümü β kullanılmaktadır [35]

$$\rho = \frac{\Gamma\left(S - \bar{S}, \hat{S} - \bar{\hat{S}}\right)}{\sqrt{\Gamma\left(S - \bar{S}, S - \bar{S}\right) \cdot \Gamma\left(\hat{S} - \bar{\hat{S}}, \Delta S - \bar{\Delta S}\right)}} \quad (3.2)$$

$$\beta = \frac{\Gamma\left(\Delta S - \bar{\Delta S}, \Delta S - \bar{\Delta S}\right)}{\sqrt{\Gamma\left(\Delta S - \bar{\Delta S}, \Delta S - \bar{\Delta S}\right) \cdot \Gamma\left(\Delta S - \bar{\Delta S}, \Delta S - \bar{\Delta S}\right)}} \quad (3.3)$$

$$\Gamma\left(S_i, S_i\right) = \sum_{i=1}^K S_i \cdot S_i \quad (3.4)$$

Burada S ve $\hat{S}$ sırasıyla orijinal görüntü ve benek azaltıldıktan sonrasındaki görüntüdür. $\bar{S}$ ve $\bar{\hat{S}}$ sırasıyla S ve $\hat{S}$ 'nin ortalama değerleridir. ΔS ve $\bar{\Delta S}$, 3×3 laplasyen operatörüyle elde edilen ile S ve $\hat{S}$ 'in yüksek geçiren filtrelenenmiş versiyonlarıdır. $\bar{\Delta S}$ ve $\bar{\bar{\Delta S}}$, sırasıyla ΔS ve $\bar{\Delta S}$ 'nin ortalama değerleridir.

Kantitatif performans değerlendirmek için, benek gürültünün farklı seviyeleriyle ultrason görüntüleri elde edilebilmektedir:

$$I(i, j) = S(i, j) \cdot V(i, j) \quad (3.5)$$

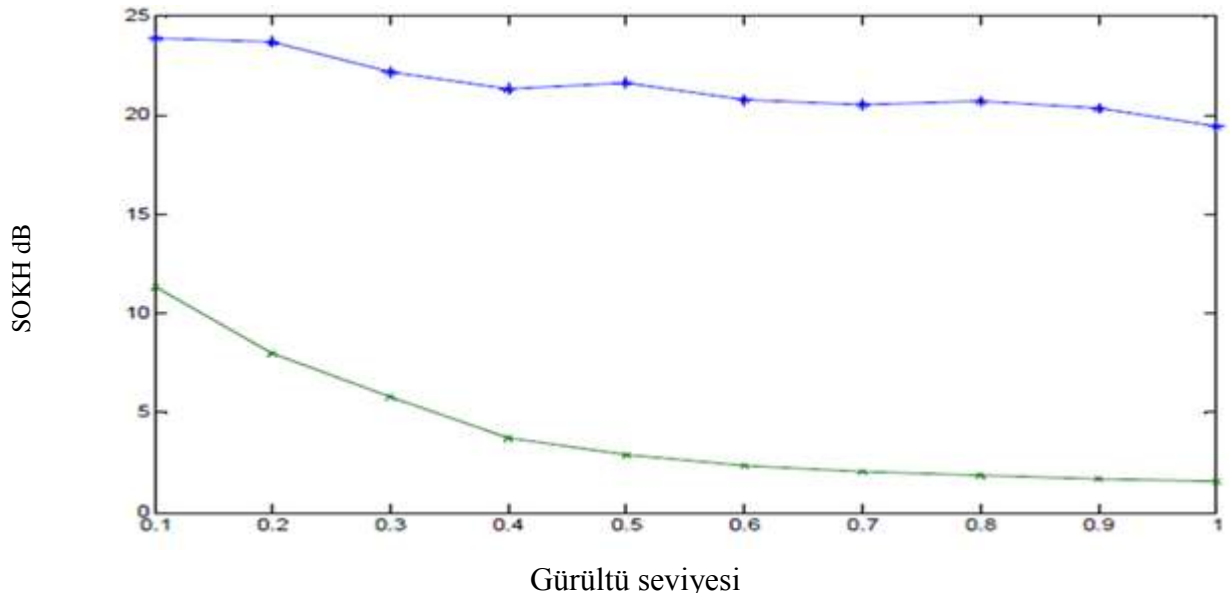
$S(i, j)$ 'nin referans olduğu yerlerde, gürültüsüz ultrason görüntü ve $V(i, j)$ karmaşık Gauss dağılım alanıdır. Gauss dağılım alanının varyansı değiştirerek, farklı gürültü seviyelerinde görüntüler üretilebilir. Çeşitli gürültü seviyelerinde hesaplanmış olan bu parametrelerin rakamsal değerleri, Tablo-3.1 'te gösterilmektedir.

Şekil 3.2 ve Şekil 3.4 'te, SOKH karşılaştırması, ρ ve β arasındaki dalgacık bazlı metot ve incelenen metot listelenmiştir. Şekillerden, gözlemleyebiliriz ki; SOKH değerleri, incelenen metodun ρ ve β 'si, bütün gürültü seviyelerinde dalgacık bazlı metoda göre daha yüksek çıkmıştır. Bu durum, hem bastırıcı benek gürültü hem de kenarları koruma da incelenen metodun dalgacık bazlı yaklaşımdan daha iyi performans ortaya koyduğunu göstermektedir.

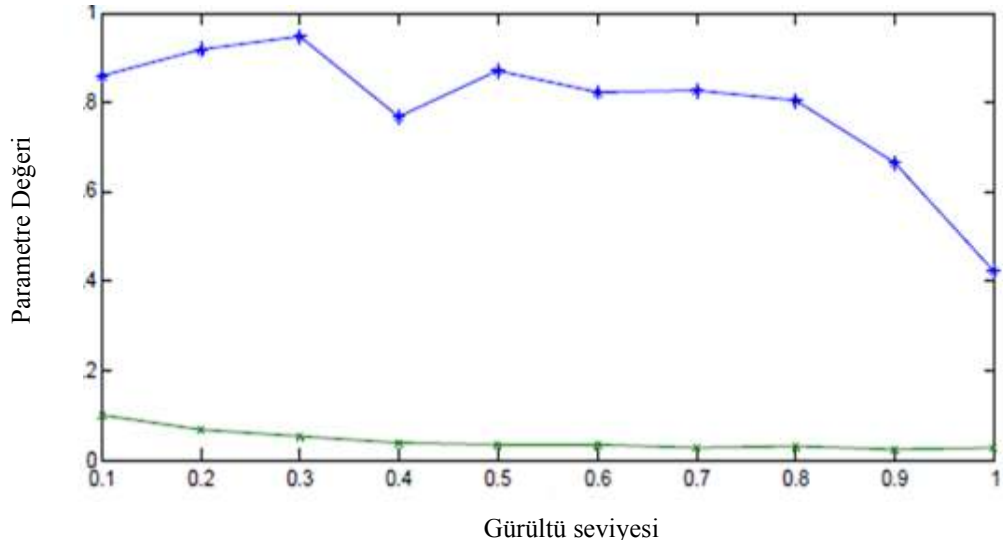
Yapay görüntüler üzerine yapılan deneylerden, incelenen yaklaşımın, [33]'de öne sürüldüğü gibi var olan diğer tüm yaklaşımlara göre daha iyi performans ortaya koyduğu gözlemlenebilmektedir [40].

Tablo 3.1. Farklı gürültü seviyelerindeki göğüs ultrason görüntüleri üzerine 2 metot kullanarak elde edilen üç ölçüm;

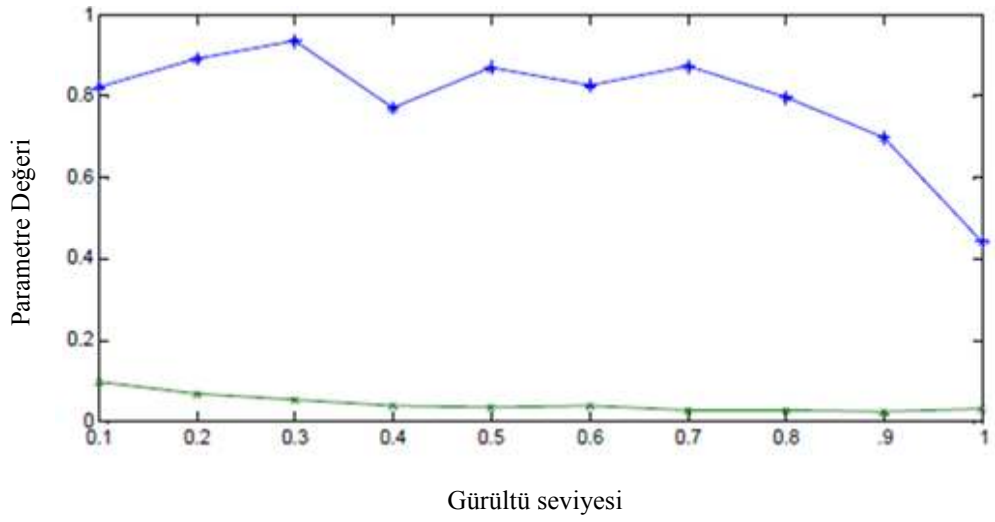
Metot	Gürültü Seviyesi	SOKH dB	ρ	β	Gürültü Seviyesi	SOKH dB	ρ	β	Gürültü Seviyesi	SOKH dB	ρ	β
İncelenen metot	0.1	23.867	0.858	0.824	0.2	23.671	0.919	0.894	0.3	22.168	0.946	0.936
Dalgacık bazlı metod	0.1	11.355	0.100	0.096	0.2	7.997	0.069	0.066	0.3	5.813	0.054	0.052



Şekil 3.3. SOKH'in karşılaştırılması. *: incelenen metot; x: dalgacık bazlı metod.[40]



Şekil 3.4. ρ 'nin karşılaştırılması. *: incelenen metot; x: dalgacık bazlı metot.[40]



Şekil 3.5. β 'nin karşılaştırılması. *: incelenen metot; x: dalgacık bazlı metot.[40]

4. İNCELENEN ALGORİTMA ve PERFORMANS DEĞERLENDİRME METOTLARI

4.1. Benek Gürültüsü Azaltma Algoritması

Ultrason görüntülerinin benek gürültüsünü azaltmak için bulanık küme teorisi, dokusal homojenlik histogramı ve maksimum entropi ilkesini baz alarak bir algoritma önerilmektedir. Homojenlik histogramı, benek özelliklerini tanımlamak için kullanılır. Homojenlik histogram değeri HO doku bilgisi F kullanılarak tanımlanır ve görüntü I gri etki alanından G homojenlik etki alanına dönüştürülür. Eğer homojenlik değeri yüksekse bölge homojendir ve az miktarda benek gürültüsü vardır. Aksi takdirde bölge homojen değildir ve benek gürültüleri oluşmuştur. 2-b bir homojenlik histogramı oluşturulur. Maksimum entropi ilkesi baz alınarak eşik değeri elde edilir. Pikseller eşik değerine göre iki gruba ayrılır; homojen küme (Hs) ve homojen olmayan küme (NHs). Son olarak, homojen olmayan kümedeki pikseller komşu piksellere uyarak tekrarlanarak işlenir. Böylece ultrason görüntüleri benek gürültüden arındırılmış olur [40].

4.1.1.Doku Bilgisi Çıkarımı

Doku bilgisi benek gürültüsünü tanımlamak için kullanılmıştır. Bu işlem için dört tane 5x5 maskeler kullanılmaktadır. Her bir maske resimle konvolüsyon işlemine tabi tutulur sonrasında doku bilgisi $f(i,j)$ elde edilir.

Dört maske;

$$L5^T \times E5 = \begin{bmatrix} -1 & -2 & 0 & 2 & 1 \\ -4 & -8 & 0 & 8 & 4 \\ -6 & -12 & 0 & 12 & 6 \\ -4 & -8 & 0 & 8 & 4 \\ -1 & -2 & 0 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

$$L5^T \times S5 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 2 & 0 & -1 \\ -4 & 0 & 8 & 0 & -4 \\ -6 & 0 & 12 & 0 & -6 \\ -4 & 0 & 8 & 0 & -4 \\ -1 & 0 & 2 & 0 & -1 \end{bmatrix}$$

$$E5^T \times L5 = \begin{bmatrix} -1 & -4 & -6 & -4 & -1 \\ -2 & -8 & -12 & -8 & -2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 2 & 8 & 12 & 8 & 2 \\ 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \end{bmatrix} \quad S5^T \times L5 = \begin{bmatrix} -1 & -4 & -6 & -4 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 2 & 8 & 12 & 8 & 2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & -4 & 6 & -4 & -1 \end{bmatrix}$$

Piksellerin doku değeri;

$$f(i, j) = \sqrt{(f_{L5 \times E5}(i, j))^2 + (f_{L5 \times S5}(i, j))^2 + (f_{E5^T \times L5}(i, j))^2 + (f_{S5^T \times L5}(i, j))^2} \quad (4.1)$$

Doku bilgisi değeri normalize edilir;

$$F(i, j) = \frac{f(i, j) - f_{\min}}{f_{\max} - f_{\min}} \quad (4.2)$$

$$f_{\max} = \max(f(i, j)) \text{ ve } f_{\min} = \min(f(i, j)) , (0 \leq i \leq H-1, 0 \leq j \leq W-1)$$

Burada H ve W sırasıyla görüntünün yüksekliği ve genişliğidir.

4.1.2. 2-b Homojenlik Histogramı

Her bir pikselin homojenlik değeri $[0-K]$ dizisinin değeri arasına normalize edilir. K sabit bir sayıdır. Burada, $K=100$ ve piksellerin homojenlik değeri;

$$Ho(i, j) = \left\lfloor K \times (1 - F(i, j)) \right\rfloor \quad (4.3)$$

Daha sonra komşu piksellerin ortalama homojenlik değeri $\overline{Ho}(i, j)$ hesaplanır.

$$\overline{Ho}(i, j) = \left\lfloor \frac{1}{w \times w} \sum_{m=i-(w-1)/2}^{i+(w-1)/2} \sum_{n=j-(w-1)/2}^{j+(w-1)/2} Ho(m, n) \right\rfloor \quad (4.4)$$

Burada w lokal pencereleme boyutudur ve $w=5$ alınmıştır.

Sonuçta 2-b homojenlik histogramı $h_{Ho, \overline{Ho}}(m, n)$, $Ho(i, j)$ ve $\overline{Ho}(i, j)$ baz alınarak oluşturulmuştur.

$$h_{Ho, \overline{Ho}}(m, n) = \sum_{\substack{Ho_{min} \leq m \leq Ho_{max} \\ Ho_{min} \leq n \leq Ho_{max} \\ 0 \leq i \leq H-1, 0 \leq j \leq W-1}} \delta(Ho(i, j) - m, \overline{Ho}(i, j) - n) \quad (4.5)$$

Ho_{min} ve Ho_{max} sırasıyla minimum ve maksimum homojenlik değerleridir.

4.1.3. Homojenlik eşik değerinin belirlenmesi

Her bir pikselin ve komşusundaki pikselin homojenlik değeri ve ortalaması hesaplanır. İki boyutlu homojenlik histogramının özellikleri baz alınarak homojenlik eşik değeri $T(Ho_{th}, \overline{Ho}_{th})$, maksimum entropi ilkesine dayalı olarak belirlenir.

$$H_{HoB}(s, t) = - \sum_{i=1}^s \sum_{j=1}^t \frac{Hop(i, j)}{HoP(s, t)} \ln \frac{Hop(i, j)}{HoP(s, t)} \quad (4.6)$$

$$H_{HoF}(s, t) = - \sum_{i=s+1}^N \sum_{j=t+1}^N \frac{Hop(i, j)}{1 - HoP(s, t)} \ln \frac{Hop(i, j)}{1 - HoP(s, t)} \quad (4.7)$$

$$Hop(i, j) = \frac{1}{H \times W} h_{Ho, \overline{Ho}}(i, j) \quad (4.8)$$

$$HoP(s, t) = \sum_{i=1}^s \sum_{j=1}^t Hop(i, j) \quad (4.9)$$

$H_{HoF}(s, t)$ görüntünün ön planının ve $H_{HoB}(s, t)$ arka planının 2-b etropisini temsil etmektedir. Ön ve arka planın maksimum etropisi hesaplanır ve eşik değer elde edilebilmektedir.

$$T(Ho_m, \overline{Ho}_m) = \underset{1 \leq s \leq N}{\text{Arg max}} \{H_{HoF}(s, t) + H_{HoB}(s, t)\} \quad (4.10)$$

Pikseller iki gruba ayrılır: Hs ve NHs

$$Hs = \{P(i,j), Ho(i,j) \geq Ho_{th} \text{ ve } \overline{Ho}(i,j) \geq \overline{Ho}_{th}\} \quad (4.11)$$

$$NHs = \{P(i,j), Ho(i,j) < Ho_{th} \text{ ya da } \overline{Ho}(i,j) < \overline{Ho}_{th}\} \quad (4.12)$$

Hs homojen küme ve NHs homojen olmayan kümedir. $P(i, j)$ ise koordinatlardaki (i,j) pikselleri temsil etmektedir.

4.1.4. Yönlü süzgeç kullanarak homojen olmayan küme işlenmesi

Homojenlik değerleri ve ortalama değerleri eşik değerden $T(Ho_{th}, \overline{Ho}_{th})$ yüksek olan pikseller değiştirilmezler ve diğer pikseller yeni bir yönlü ortalama filtre ile filtrelendir. Bu işlem durana kadar tekrarlanır.

Homojen olmayan pikseller yeni bir yönlü ortalama filtreyle işleme tabi tutularak benek gürültü azaltılır ve kenarlar üzerindeki pikseller daha belirgin hale gelmektedir.

$$\tilde{g}(i,j) = \begin{cases} g(i,j) & (i,j) \in Hs \\ DAF(g(i,j)) & (i,j) \in NHs \end{cases} \quad (4.13)$$

Burada $DAF(g)$ yönlü ortalama filtreleme fonksiyonudur.

Geleneksel bir ortalama filtrenin hiçbir yönü yoktur ve bulanık kenarları düzleştirirken sesleri kaldırır. Ancak yönlü ortalama filtre gürültüyü azaltmak ve aynı zamanda kenarları geliştirmek için kullanılmaktadır.

Bir pikselin yönü komşu piksellerin bilgilerine göre belirlenir. Piksellerin yönleri; yatay, dikey ve tek-yönlüdür. Eğer yatay kenar değeri dikey kenar değerinden yüksekse, pikselin yönü yataydır. Tam tersi durumda pikselin yönü dikeydir ve diğer durumlarda piksel tek-yönlüdür.

Kenar değerleri normalize edilir;

$$Eh(i,j) = \frac{e_h(i,j) - e_{\min}}{e_{\max} - e_{\min}} \quad (4.14)$$

$$Ev(i, j) = \frac{e_v(i, j) - e_{\min}}{e_{\max} - e_{\min}} \quad (4.15)$$

Burada $e_h(i, j)$ ve $e_v(i, j)$, Sobel operatör kullanılarak elde edilen yatay ve dikey kenar mutlak değerleridir.

Yönlü ortalama filtre pikselin yönüne göre üç farklı maskeye sahiptir.

$$M_1 = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad M_2 = \frac{1}{3} \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad M_3 = \frac{1}{3} \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.16)$$

$$R_1 = \text{cov}(M_1, I) \quad R_2 = \text{cov}(M_2, I) \quad R_3 = \text{cov}(M_3, I) \quad (4.17)$$

M1, M2 ve M3 sırasıyla tek-yönlü, yatay ve dikey pikselleri işleyecek olan 3x3 ebatlı maskelerdir. R1, R2 ve R3 görüntünün M1, M2 ve M3 ile konvolüsyona işlemine tabi olduktan sonraki filtreleme sonuçlarıdır ve conv(g) konvolüsyon fonksiyonudur.[40]

Yönlü ortalama filtre DAF fonksiyonu şöyle tanımlanır:

$$DAF(g(i, j)) = \begin{cases} R_1 & Eh(i, j) = Ev(i, j) \\ R_2(1 + \delta_1) & Eh(i, j) > Ev(i, j) \\ R_3(1 + \delta_1) & Eh(i, j) < Ev(i, j) \end{cases} \quad (4.18)$$

δ_l yerel pencerelerinin varyansıdır. $Eh(i, j)$ yatay yön üzerindeki gradyan değer ve $Ev(i, j)$ dikey yön üzerindeki gradyan değerdir.

Eğer $Eh(i, j) = Ev(i, j)$ ise, incelenen bölgenin pürüzsüzdür ve ortalama filtreleme sonucunda mevcut yoğunluk değişmektedir. Eğer $Eh(i, j) \neq Ev(i, j)$ ise, yerel bölgede kenarlar meydana gelir. Kenar değeri geliştirilir ve bir ağırlıklı yönlü filtre sonucu ile yer değiştirilmektedir.

Görüntüler ortalama yönlü filtre ile işlendikten sonra kenarlar ve detaylar güçlendirilirken gürültüler keskin bir şekilde azaltılmaktadır. Görüntü kalitesi iyi bir şekilde arttırılmaktadır.

4.1.5. Tekrar eden işlemin iptal kriteri

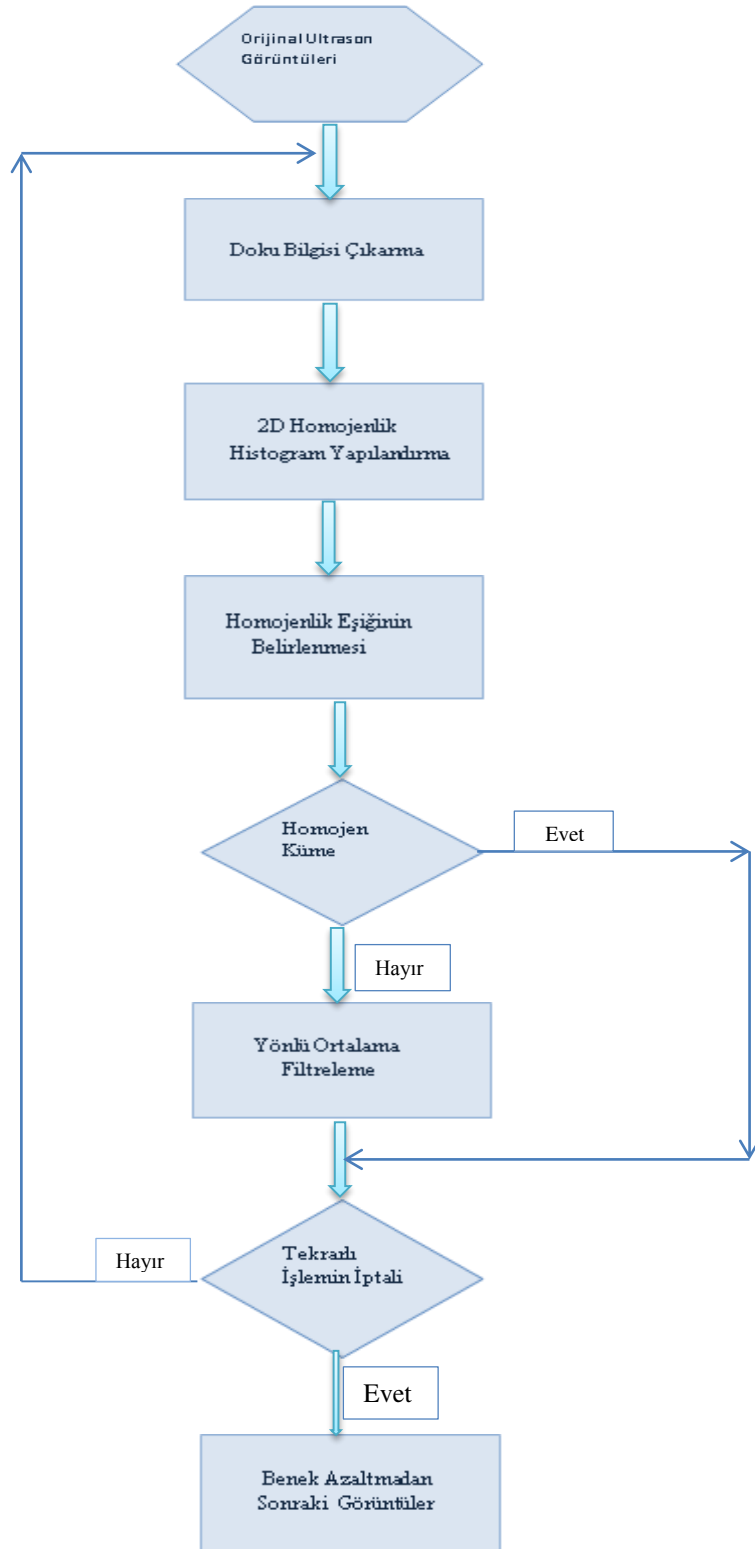
Homojen olmayan kümedeki pikseller tekrar eden işlem aracılığı ile işlendikten sonra, benek gürültüsü azaltılmaktadır. Eğer tekrar eden işlem uygun bir süre boyunca yürütülürse kenarlar ve detaylar korunurken benek gürültüsünün çoğu elimine edilebilir. Tekrarlı işlemi iptal etmek için bir kriter kullanılmalıdır. Tekrarlı işlemi iptal etme kriteri için homojenlik oranı (HR) kullanılmaktadır. Eğer HR düşük ise görüntü homojen değildir. HR daha yüksek olduğunda görüntü daha homojen olur ve tekrarlı işlem sona ermektedir.

Homojenlik oranı şöyle tanımlanır:

$$HR = \frac{Num(Hs)}{H*W} \quad (4.19)$$

$Num(Hs)$ Hs deki elemanların sayısıdır. H ve W sırasıyla görüntünün yüksekliği ve genişliğidir.

Benek azaltma için tüm yaklaşım şekil 4.1’ de gösterilmiştir.



Şekil.4.1 İncelenen Metodun Akış şeması [40]

4.2. Performans Değerlendirme Metotları

Gerçekte beneksiz ultrason görüntüsü olmadığı için, gerçek ultrason görüntüleri için dünya çapında kabul edilmiş bir benek azaltma algoritmalarının performanslarını değerlendirme kriteri henüz yoktur. Bu bölümde daha önce bahsettiğimiz performans değerlendirme metotlarından SOKH, korelasyon katsayısı ρ ve kenar koruma ölçüsü β 'nin yanı sıra CRS filtre, normalize edilmiş ortalama karesel hata NOKH, ortalama karesel hata OKH ve pik sinyal gürültü oranı PSGO anlatılacaktır.

Algoritmanın performansı gerçek ultrason görüntüleri ve simule edilmiş hayali görüntüleri temel alınarak değerlendirilebilmektedir.

Benek gürültü oranı kontrastı CRS filtrelerin performansını değerlendirir [36] ve bir gözlemleyicinin beneğin arka planına karşıt yankısız alanları algılama yetisini ölçümler.

Şu şekilde tanımlanır [37];

$$CRS = \frac{X_0 - X_I}{\sqrt{\sigma_0^2 - \sigma_I^2}} \quad (4.20)$$

X_I ve σ_I sırasıyla bölge içindeki ortalama sinyal değeri ve sapma, X_0 ve σ_0 ise sırasıyla bölge dışında ortalama sinyal değeri ve sapmadır.

[38]'da, yeniden oluşturulan görüntünün kalitesi normalize edilmiş ortalama karesel hata (NOKH) , pik sinyal gürültü oranı (PSGO) ve orijinal ve yeniden oluşturulan görüntüler arasındaki korelasyon katsayıları gibi geleneksel bozulma ölçütleri ile ölçümlenebilmektedir [39].

Yeniden oluşturulmuş görüntünün normalize edilmiş ortalama karesel hatası şöyle tanımlanır:

$$NOKH = \frac{\sum_{i=1}^K (S_i - S_i)^2}{\sqrt{\sum_{i=1}^K S_i^2 \sum_{i=1}^K S_i^2}} \quad (4.21)$$

Yeniden oluşturulan görüntünün ortalama karesel hatası (OKH) şöyle tanımlanır:

$$OKH = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K (S_i - S_i)^2 \quad (4.22)$$

Pik sinyal gürültü oranı şöyle tanımlanır:

$$PSGO = 20 \log_{10} \left(\frac{2^n - 1}{\sqrt{OKH}} \right) \quad (4.23)$$

n görüntü pikselini gösteren bitlerin sayısını gösterir. Gri ölçek görüntüleri için n= 8 dir.

4.3.Göğüs Ultrason Görüntü Bölümlemesi

Bu uygulamada bölümleme metodu iki görüşü birleştirir. “Bölge tabanlı” yaklaşımlar global bilgiye model oluşturabildiği ve birleşme sınırı ile benek gürültüsüne iyi bir şekilde adapte edilebildiği için benek örneğini modellemek için “bölge tabanlı” bir yaklaşım kullanılmaktadır[40].

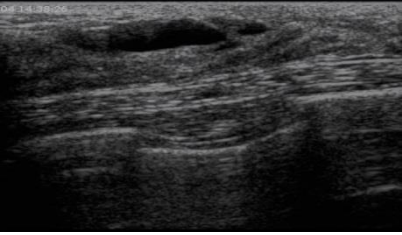
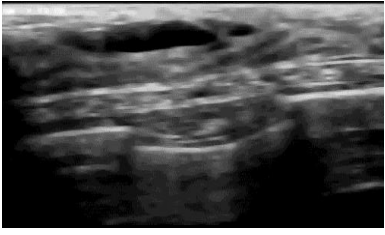
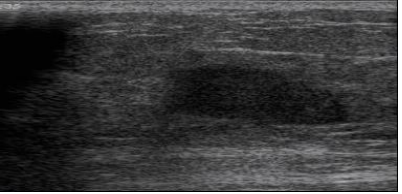
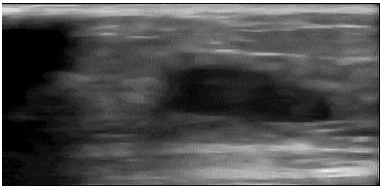
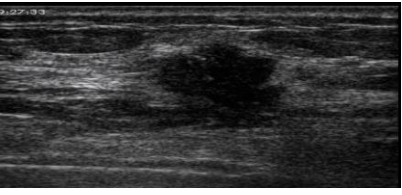
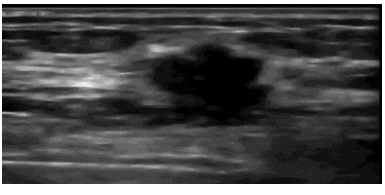
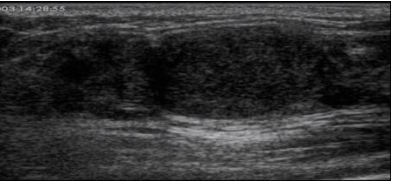
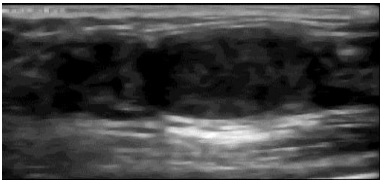
Bununla birlikte bölge tabanlı yaklaşımlar genellikle yerel karakteristikleri iyi bir şekilde göz önünde bulunduramazlar. Bu problemi çözmek için sınırları bulurken bölümleme metoduna yardımcı olabilecek bir “kenar tabanlı” bileşen kullanılacaktır.

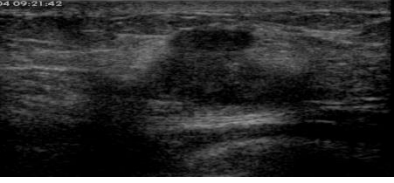
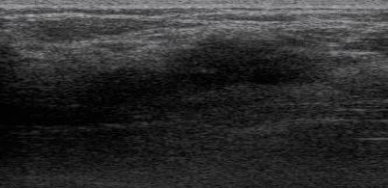
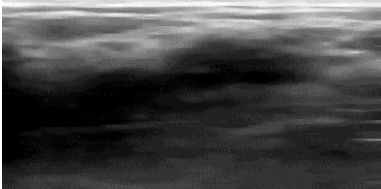
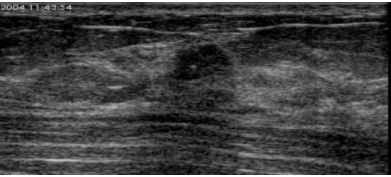
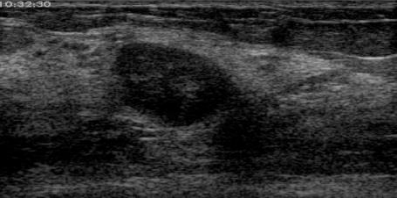
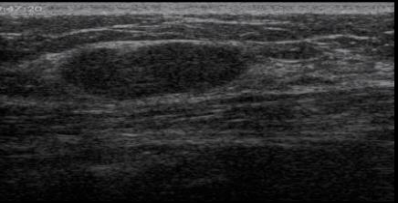
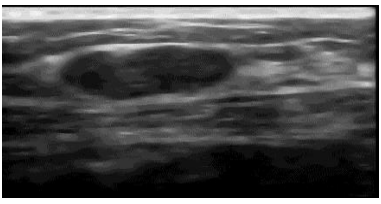
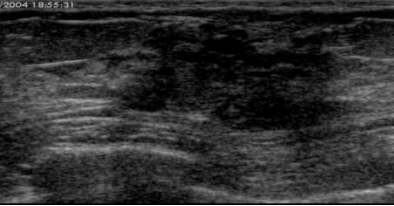
Hem “bölge tabanlı” yaklaşımdan elde edilen bilgiden (orijinal görüntüyü kullanarak) hem de “kenar tabanlı” yaklaşımdan (benek azaltmadan sonraki görüntüyü kullanarak) yararlanılacaktır. Buna ek olarak göğüs ultrason görüntüleri üzerindeki kütlenin şekil ve konumları çok fazla değişkenlik gösterir. Göğüs ultrason görüntülerindeki meme bezelerinin özellikleri analiz edilecek ve kullanılacaktır. Benekli ve beneksiz bilgilerini ve göğsün karakteristik özelliklerini temel alarak, göğüs ultrason görüntüsü için yeni bir bölümleme algoritması önerilmiştir. Önerilen yaklaşım otomatik lezyon tanımlaması ve göğüs kanserinin bilgisayar destekli tanımlama sistemleri uygulamalarında geniş yer bulacaktır.

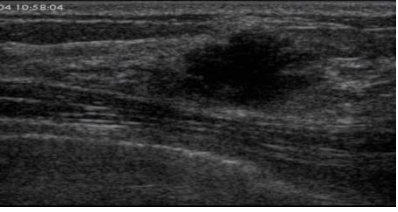
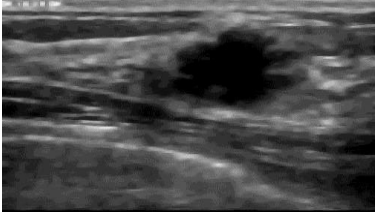
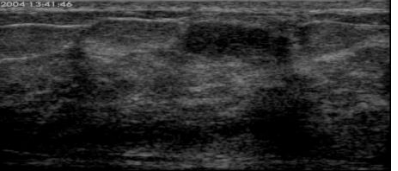
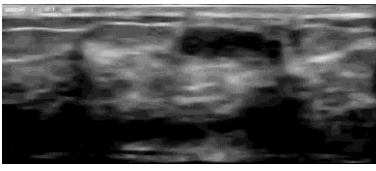
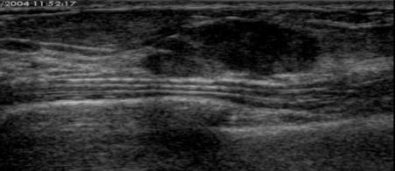
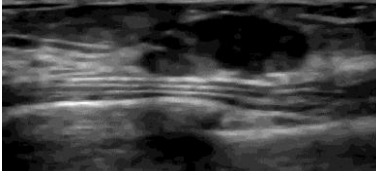
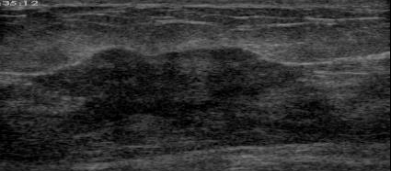
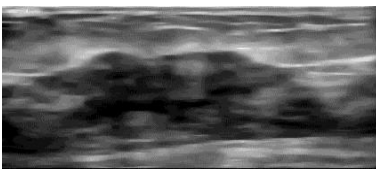
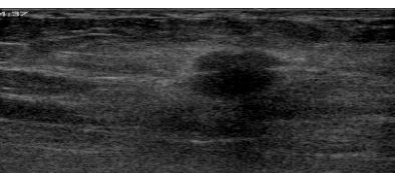
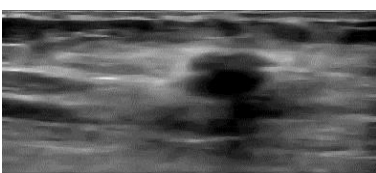
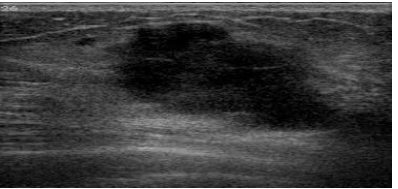
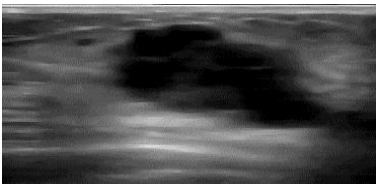
5. UYGULAMALAR

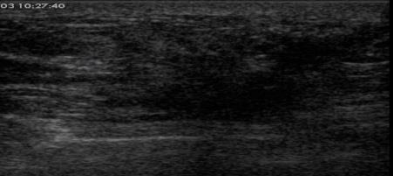
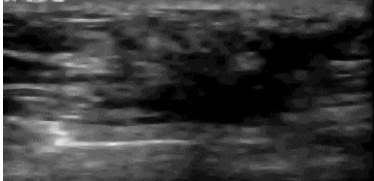
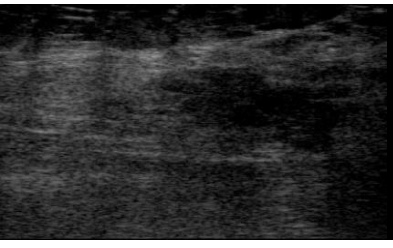
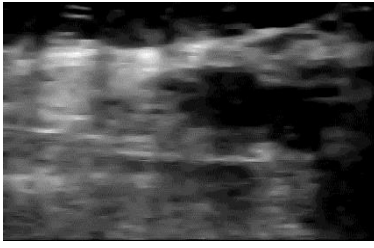
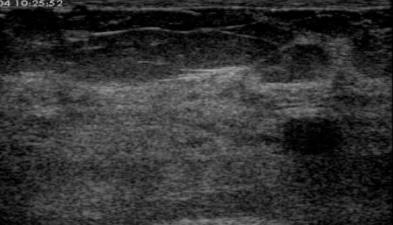
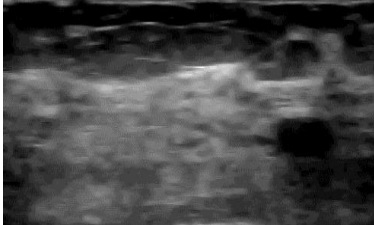
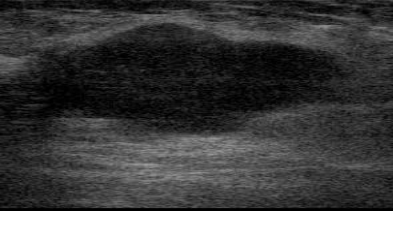
Bu bölümde incelenen yöntemi orijinal ultrason görüntülerine uyguladıktan sonra elde edilen deneysel sonuçlar ele alınacak ve şekiller yorumlanacaktır. Ayrıca uygulama sonucunda elde edilen benek gürültüsüz ultrason görüntülerinin normalize edilmiş ortalama karesel hata(NOKH) değerleri tablo 5.1 'de gösterilmiştir.

Tablo 5.1. İncelenen yöntemin uygulanmasıyla elde edilen görüntüler ;

Şekil Listesi	Orijinal Ultrason Görüntüsü	İncelenen Yöntem Sonucu Elde Edilen Görüntü	NOKH
Şekil 5.1.			0.1837
Şekil 5.2.			0.1747
Şekil 5.3.			0.0741
Şekil 5.4.			0.1030

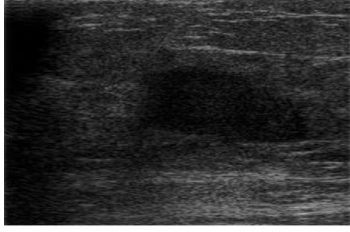
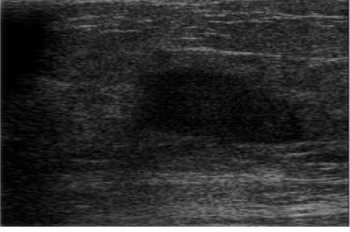
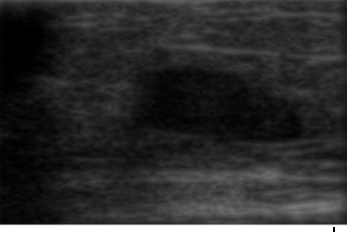
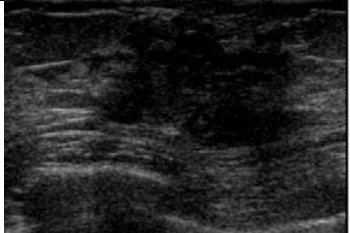
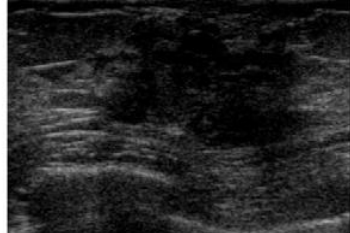
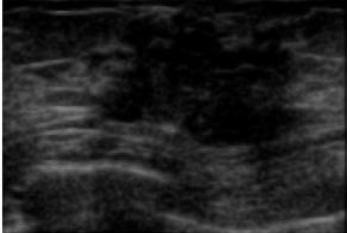
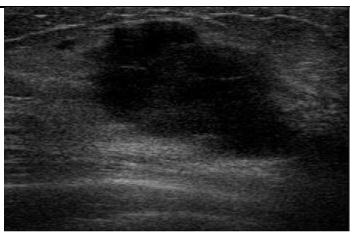
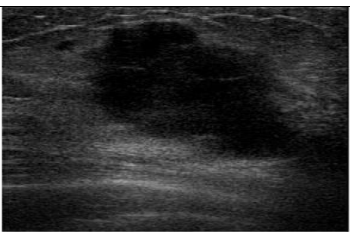
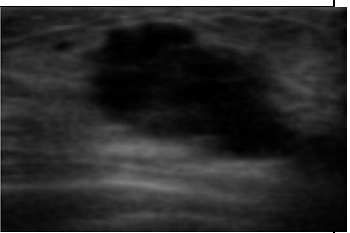
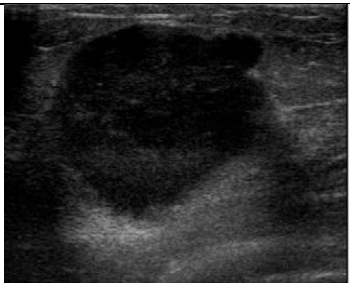
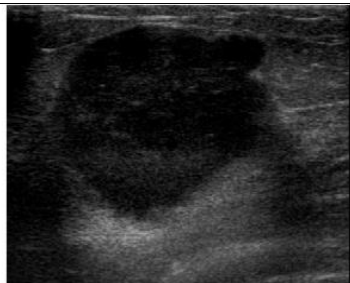
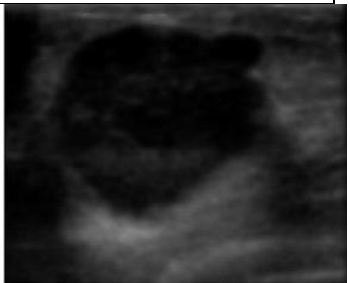
Şekil 5.5.			0.2565
Şekil 5.6.			0.2407
Şekil 5.7.			0.0744
Şekil 5.8.			0.0793
Şekil 5.9.			0.2002
Şekil 5.10.			0.1656

Şekil 5.11.			0.2371
Şekil 5.12.			0.2194
Şekil 5.13.			0.0920
Şekil 5.14.			0.2172
Şekil 5.15.			0.1965
Şekil 5.16.			0.1309

Şekil 5.17.			0.2691
Şekil 5.18.			0.3586
Şekil 5.19.			0.1470
Şekil 5.20.			0.2253

Tablo 5.1’de orijinal ultrason görüntülerine incelenen yöntemin uygulanmasıyla benek gürültüsü azaltılmış görüntüler elde edilmiştir. Elde edilen yeni görüntülerin benek gürültüsü azalması yanı sıra görüntüler üzerindeki tümörlü bölgelerin kenarlarını koruduğu görülmektedir. Tümörlü bölgenin kenarlarını koruması, incelenen yöntemin başarımını değerlendirmede önemli özelliklerden birisidir. Ayrıca Şekil 5.6. , Şekil 5.7. gibi bazı görüntülerde üst veya alt kısımlarda yatay şekilde olan ince çizgiler oluştuğu görülmektedir. Oluşan bu yatay ve ince çizgiler kas dokularından dolayı meydana gelmiştir.

Tablo 5.2. Dalgacık tabanlı yöntemle ve incelenen yöntemle elde edilen görüntüler;

Şekil Listesi	Orijinal Görüntüsü	Dalgacık Yöntemle Görüntü	İncelenen Yöntemle Elde Edilen Görüntü
Şekil 5.21.			
Şekil 5.22.			
Şekil 5.23.			
Şekil 5.24.			

Tablo 5.3. Dalgacık tabanlı yöntem ve incelenen yöntemle elde edilen sonuçların karşılaştırılması;

Şekil Listesi	Dalgacık Tabanlı Yöntemle Elde Edilen Sonuçlar			İncelenen Yöntemle Elde edilen Sonuçlar		
	SOKH	ρ	β	SOKH	ρ	β
Şekil 5.21.	17.81	0.54	0.53	22.98	0.95	0.93
Şekil 5.22.	17.62	0.62	0.61	18.05	0.79	0.72
Şekil 5.23.	17.75	0.63	0.61	21.58	0.73	0.66
Şekil 5.24.	16.17	0.50	0.49	18.02	0.81	0.75

İncelenen yöntemin başarımını ölçmek için üç ölçüm ele alınmıştır. Tablo 5.2'deki orijinal görüntülerin hem dalgacık tabanlı hem de incelenen yöntemin SOKH, ρ ve β değerleri hesaplanmıştır. İncelenen yöntemde elde edilen sonuçların, dalgacık tabanlı yöntemle elde edilen sonuçlardan büyük çıktığı görülmektedir. Buna göre incelenen yöntemin benek gürültüyü daha iyi azalttığı anlaşılmaktadır ve diğer yöntemden performans olarak daha üstün olduğu görülmektedir.

6. SONUÇ

Bu çalışmada göğüs ultrason görüntülerinde yeni bir benek gürültü azaltma algoritması 2-b homogram ve yönlü ortalama filtre kullanılan bir yaklaşım incelenmiştir. Bu incelenen yaklaşım orijinal göğüs ultrason görüntülerine uygulanarak benek gürültüsü giderilmiş yeni göğüs ultrason görüntüleri elde edilmiştir. Ayrıca bu ultrason görüntülerinin bazı performans ölçütlerinden NOKH, SOKH, ρ , β değerleri bulunmuştur.

Bu tez çalışmasında, homojenlik histogramı, benek özelliklerini tanımlamak için kullanılmıştır ve homojenlik değeri doku bilgisi kullanılarak tanımlanmıştır. Pikseller homojen kümelerle ayrılmıştır. Maksimum entropi ilkesi kullanılarak homojen olmayan küme homojenlik eşik değeri baz alınarak elde edilmiştir. Homojen olmayan küme içindeki pikseller yönlü ortalama filtrelerle işlenmiştir.

Yapılan uygulamalar sonucunda incelenen yaklaşımın benek gürültüyü giderdiğini ve aynı zamanda göğüs ultrason görüntülerinin detaylarını ve kenarlarını koruyabildiğini göstermiştir. Böylelikle incelenen algoritmanın mevcut algoritmalarından çok daha iyi performansa sahip olduğu görülmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] **A. Jemal, R. Siegel, E. Ward, Y. Hao, J. Xu, T. Murray, M.J. Thun**, Cancer Statistics 2008, CA: A Cancer Journal for Clinicians 58 (2) (2008) 71–96
- [2] **H. Cheng, X. Shi, R. Min, L. Hu, X. Cai, H. Du**, Approaches for automated detection and classification of masses in mammograms, Pattern Recognition 39 (4) (2006) 646–668.
- [3] **R.F. Chang, W.J. Wu, W.K. Moon, D.R. Chen**, Improvement in breast tumor discrimination by support vector machines and speckle-emphasis texture analysis, Ultrasound in Medicine and Biology 29 (5) (2003) 679–686.
- [4] **H. Cheng, X. Cai, X. Chen, L. Hu, X. Lou**, **Computer-aided detection and classification of microcalcifications in mammograms: a survey**, Pattern Recognition 36 (2003) 2967–2991.
- [5] **J. Jesneck, J. Lo, J. Baker**, **Breast mass lesions: computer-aided diagnosis models with mammographic and sonographic descriptors**, Radiology 244 (2) (2007) 390–398.
- [6] **P. Shankar, C. Piccoli, J. Reid, J. Forsberg, B. Goldberg**, Application of the compound probability density function for characterization of breast masses in ultrasound B scans, Physics in Medicine and Biology 50 (10) (2005) 2241–2248.
- [7] **K. Taylor, C. Merritt, C. Piccoli, R. Schmidt, G. Rouse, B. Fornage, E. Rubin, D. Georgian-Smith, F. Winsberg, B. Goldberg, E. Mendelson**, Ultrasound as a complement to mammography and breast examination to characterize breast masses, Ultrasound in Medicine and Biology 28 (1) (2002) 19–26.
- [8] **H. Zhi, B. Ou, B. Luo, X. Feng, Y. Wen, H. Yang**, Comparison of ultrasound elastography, mammography, and sonography in the diagnosis of solid breast lesions, Journal of Ultrasound in Medicine 26 (6) (2007) 807–815.
- [9] **B. Sahiner**, Malignant and benign breast masses on 3D US volumetric images: effect of computer-aided diagnosis on radiologist accuracy, Radiology 242 (3) (2007) 716–724.

- [10] **C.M. Chen, Y.H. Chou, K.C. Han, G.S. Hung, C.M. Tiu, H.J. Chiou, S.Y. Chiou**, Breast lesions on sonograms: computer-aided diagnosis with nearly setting-independent features and artificial neural networks, *Radiology* 226 (2003) 504–514.
- [11] **K. Drukker, M.L. Giger, K. Horsch, M.A. Kupinski, C.J. Vyborny, E.B. Mendelson**, Computerized lesion detection on breast ultrasound, *Medical Physics* 29 (7) (2002) 1438–1446.
- [12] **M.P. Andr, M. Galperin, L.K. Olson, K. Richman, S. Payrovi, P. Phan**, Improving the accuracy of diagnostic breast ultrasound, *Acoustical Imaging* 26 (2002) 453–460.
- [13] **Y.L. Huang, D.R. Chen, Y.K. Liu**, Breast cancer diagnosis using image retrieval for different ultrasonic systems, in: *International Conference on Image Processing*, vol. 5, 2004, pp. 2598–2960.
- [14] **M. Costantini, P. Belli, R. Lombardi, G. Franceschini, A. Mule, L. Bonomo**, Characterization of solid breast masses use of the sonographic breast imaging reporting and data system lexicon, *Journal of Ultrasound in Medicine* 25 (5) (2006) 649–659.
- [15] **K.H. Hwang, J.G. Lee, J.H. Kim, H.J. Lee, K.S. Om, M. Yoon, W. Choe**, Computer aided diagnosis (CAD) of breast mass on ultrasonography and scintimammography, in: *Proceedings of Seventh International Workshop on Enterprise networking and computing in Healthcare Industry, HEALTHCOM 2005*, 2005, pp. 187–189.
- [16] **Y.-L. Huang**, Computer-aided diagnosis applied to 3-D US of solid breast nodules by using principal component analysis and image retrieval, in: *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, 2005, pp. 1802–1805.
- [17] **J.H. Song, S.S. Venkatesh, E.F.C. Md, T.W. Cary, P.H. Md**, Artificial neural network to aid differentiation of malignant and benign breast masses by ultrasound imaging, in: *Proceedings of SPIE*, vol. 5750, 2005, pp. 148–152.
- [18] **J. Segyeong, S.Y. Yoon, K.M. Woo, C.K. Hee**, Computer-aided diagnosis of solid breast nodules: use of an artificial neural network based on multiple sonographic features, *IEEE Transactions on Medical Imaging* 23 (10) (2004) 1292–1300.

- [19] **Y. Huang, K. Wang, D. Chen**, Diagnosis of breast tumors with ultrasonic texture analysis using support vector machines, *Neural Computing & Applications* 15 (2) (2006) 164–169.
- [20] **D.R. Chen, W.J. Kuo, R.F. Chang, W.K. Moon, C.C. Lee**, Use of the bootstrap technique with small training sets for computer-aided diagnosis in breast ultrasound, *Ultrasound in Medicine and Biology* 28 (7) (2002) 897–902.
- [21] Abd-Elmoniem, K. Z. ,Youssef, A. B. M., Kadah, Y. M., “Real-Time Speckle Reduction and Coherence Enhancement in Ultrasound Imaging via Nonlinear Anisotropic Diffusion”, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*,49(9): 997-1014 (2002).
- [22] Tsantis, S., Dimitropoulos, N., Ioannidou, M., Cavouras, D., Nikiforidis, G., “Inter-scale Wavelet Analysis for Speckle Reduction in Thyroid Ultrasound Images”, *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 31: 117–127 (2007).
- [23] Dutt, V., Greenleaf, J.F., “Adaptive speckle reduction filter for log-compressed B-scan images”, *IEEE Trans Med Imaging*, 15(6): 802-13 (1996).
- [24] Achim, A., Bezerianos, A., Tsakalides, P., “Novel Bayesian Multiscale Method for Speckle Removal in Medical Ultrasound Images”, *IEEE Trans Med Imaging*, 20(8): 772-783 (2001).
- [25] Xiao, C. Y., Su, Z., Chen, Y. Z., “A diffusion stick method for speckle suppression in ultrasonic images”, *Pattern Recognition Letters*, 25: 1867–1877 (2004)
- [26] Aysal, T.C., Kenneth, E. B., “Rayleigh-Maximum-Likelihood Filtering for Speckle Reduction of Ultrasound Images”, *IEEE Trans Med Imaging*, 26(5):712-727 (2007).
- [27] Zong, X., Laine A. F., Geiser E. A., “Speckle Reduction and Contrast Enhancement of Echocardiograms via Multiscale Nonlinear Processing”, *IEEE Trans Med Imaging*, 17(4): 532-540 (1998).
- [28] D. Adam, S. Beilin-Nissan, Z. Friedman, and V. Behar, "The combined effect of spatial compounding and nonlinear filtering on the speckle reduction in ultrasound images," *Ultrasonics*, vol. 44, no. 2, pp. 166, 2006.
- [29] Y. Chen, R. M. Yin, R. Flynn, and S. Broschat, "Aggressive region growing for speckle reduction in ultrasound images," *Pattern Recognition Letters*, vol. 24, no. 4-5, pp. 677-691, 2003.

- [30] R. N. Czerwinski, D. L. Jones, and W. D. O'Brien, Jr., "Ultrasound speckle reduction by directional median filtering," 1995 International Conference on Image Processing (ICIP'95), pp. 358 - 361, 1995.
- [31] Karaman, M., Kutay, M.A., Bozdagi, G., "An Adaptive Speckle Suppression Filter for Medical Ultrasonic Imaging", **IEEE Transactions On Medical Imaging**, 14(2): 283-292 (1995).
- [32] Ali, M., Magee, D., Dasgupta, U., "Signal Processing Overview of Ultrasound Systems for Medical Imaging", *Texas Instruments White Paper*, 7-14 (2008).
- [33] S. Gupta, R. C. Chauhan, and S. C. Sexana, "Wavelet-based statistical approach for speckle reduction in medical ultrasound images," Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 42, no. 2, pp. 189-192, 2004.
- [34] A. Achim, A. Bezerianos, and P. Tsakalides, "Novel Bayesian multiscale method for speckle removal in medical ultrasound images," IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 20, no. 8, pp. 772-783, 2001.
- [35] F. Sattar, L. Floreby, G. Salomonsson, and B. Lovstrom, "Image enhancement based on a nonlinear multiscale method," IEEE Transactions on Image Processing, vol. 6, no. 6, pp. 888-895, 1997
- [36] P. B. Caliope, F. N. S. Medeiros, R. C. P. Marques, and R. C. S. Costa, "A comparison of filters for ultrasound images," Telecommunications and Networking - Ict 2004, vol. 3124, pp. 1035-1040, 2004
- [37] K. Su Cheol and H. Seung Hong, "A speckle reduction filter using wavelet-based methods for medical imaging application," Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE, pp. 2480-2483, 2001
- [38] A. Thakur and R. S. Anand, "Image quality based comparative evaluation of wavelet filters in ultrasound speckle reduction," Digital Signal Processing, vol. 15, no. 5, pp. 455, 2005.
- [39] A. S. Tolba, "Wavelet Packet Compression of Medical Images," Digital Signal Processing, vol. 12, no. 4, pp. 441-470, 2002.
- [40] Guo, Yanhui, et al. "A novel approach to speckle reduction in ultrasound imaging." *Ultrasound in medicine & biology* 35.4 (2009): 628-640.
- [41] http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf

[42] http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/

UltrasonFonksiyonTestleri.pdf

[43] Y. H. Guo, H. D. Cheng, J. H. Huang, J. W. Tian, W. Zhao, L. T. Sun, and Y. X. Su, "Breast ultrasound image enhancement using fuzzy logic," *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 32, no. 2, pp. 237-247, 2006.

ÖZGEÇMİŞ

Erman KILIÇALP

Fırat Üniversitesi
Teknik Eğitim Fakültesi
Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümü
Elazığ

Tel: 0536 5822863
E-posta: ermankilicalp@gmail.com

- 1987** Elazığ ‘da doğdu.
- 2000 – 2004** Ramazan Atıl Lisesini tamamladı.
- 2006 – 2008** Fırat Üniversitesi, Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu, Endüstriyel Elektronik bölümünden mezun oldu.
- 2008 – 2011** Fırat Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Elektronik Öğretmenliği bölümünden mezun oldu
- 2012 –** Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektronik – Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında yüksek lisansa kayıt yaptırdı.
- 2014 –** Erciyes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümüne kayıt yaptırdı.