

**BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KATI, SIVI VE DOKU ORTAMLARINDA DARBE-EKO KESTİRİMİ İLE**  
**ULTRASONİK HEDEF BELİRLEME**

**ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**  
**DOKTORA TEZİ**  
**TUĞBA ÖZGE ONUR**

**ARALIK 2016**

**BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KATI, SIVI VE DOKU ORTAMLARINDA DARBE-EKO KESTİRİMİ İLE  
ULTRASONİK HEDEF BELİRLEME**

**ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**Tuğba Özge ONUR**

**DANIŞMAN: Yrd. Doç. Dr. Rifat HACIOĞLU**

**ZONGULDAK**

**Aralık 2016**

**KABUL:**

Tuğba Özge ONUR tarafından hazırlanan “Katı, Sıvı ve Doku Ortamlarında Darbe-Eko Kestirimi İle Ultrasonik Hedef Belirleme” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından değerlendirilerek Bülent Ecevit Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak oybirliğiyle kabul edilmiştir. 20/12/2016

**Danışman:** Yrd. Doç. Dr. Rıfat HACIOĞLU

Bülent Ecevit Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik  
Mühendisliği Bölümü

**Üye:** Prof. Dr. Ş. Hakan KUTOĞLU

Bülent Ecevit Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Geomatik  
Mühendisliği Bölümü

**Üye:** Doç. Dr. Zehra SARAÇ

Bülent Ecevit Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik  
Mühendisliği Bölümü

**Üye:** Yrd. Doç. Dr. Yalçın İŞLER

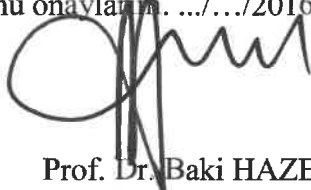
İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal  
Mühendisliği Bölümü

**Üye:** Yrd. Doç. Dr. Ahmet Hayrettin YÜZER

Karabük Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik  
Mühendisliği Bölümü

**ONAY:**

Yukarıdaki imzaların, adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylandı. .../.../2016



Prof. Dr. Baki HAZER

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

*“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”*



Tuğba Özge ONUR

## **ÖZET**

**Doktora Tezi**

### **KATI, SIVI VE DOKU ORTAMLARINDA DARBE-EKO KESTİRİMİ İLE ULTRASONİK HEDEF BELİRLEME**

**Tuğba Özge ONUR**

**Bülent Ecevit Üniversitesi**

**Fen Bilimleri Enstitüsü**

**Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Rifat HACIOĞLU**

**Aralık 2016, 195 sayfa**

Ultrasonik transdüktör dizileri, tıbbi görüntüleme uygulamalarında ve endüstrinin birçok alanında sıklıkla kullanılmaktadır. Dizilerin kullanımı, ses hüzmesine alıcı ya da verici modunda odaklanmayı sağlar ancak donanım maliyetini artırır. Bu nedenle, donanım maliyetinin yüksek olduğu teknikler yerine düşük maliyetli tekniklerin geliştirilebilmesi önemli bir araştırma konusudur.

Bu doktora tez çalışmasında, transdüktör dizisi yerine tek transdüktör kullanılarak katı, sıvı ve doku ortamlarında ultrasonik dalga yayılımı incelenmektedir. Katı ortam olarak ele alınan ince düzlemde dalga yayılım ortamında oluşan eko yok edilerek, ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için türetilen elastik dalga modeli ile uyartım noktası kestirilmektedir. Modellenen dalga yayılımında ultrasonik dalganın hızı ile birlikte zaman gecikmesi uyartım noktasının hedefe olan uzaklığı ile ilintili olduğu için, uyarlamalı algoritma ile darbe cevabı başlangıç noktası belirlenerek hedef konumunun tespit edilebildiği görülmektedir. Sıvı ortamlarda, türetilen elastik dalga modeli ile ultrasonun sıvı içinde yayılması modellenerek

## ÖZET (devam ediyor)

darbe cevabı kestirilmektedir. Ayrıca, türetilen teorik model ile ultrasonun homojen olmayan ortamlar olan doku içinde yayılması modellenerek dokudaki farklılıkların ortaya çıkarılması için ultrason zayıflaması incelenmektedir. Klasik spektral kayma ve spektral fark yöntemlerinin sınırlamalarını azaltan yeni bir zayıflama kestirim yöntemi sunulmuştur. Ultrason zayıflamasının kestirilmesi için frekans bölgesi yöntemler incelenerek canlı içinden alınan böbrek dokusu verisi için iki boyutlu görüntüleme çalışmaları yapılmaktadır. Bu tez çalışmasında sunulan spektral fark-kayma hibrid yönteminin hem düzgün zayıflamanın hem de geri saçılmada değişikliğin olduğu bölgelerde zayıflama katsayısını klasik spektral yaklaşımlara göre daha iyi performansla kestirebildiği gözlemlenmektedir. Farklı hastalardan alınan biyopsi sonucundan elde edilen doku verileri ile deneysel çalışmalar yapılmıştır ve dokularda oluşan farklı yapıların belirlenmesi için ultrason dalgasının yayılması ve yansımaları incelenerek elde edilen sonuçlar karşılaştırılmaktadır. Ayrıca, elde edilen sonuçlardan, dokudaki farklı yapılar ve kitle yerleşimleri hakkında bilgi sahibi olunacağı görülmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Ultrasonik dalga yayılımı, ultrasonik transdüktör, hedef tespiti, zayıflama katsayısı kestirimi.

**Bilim Kodu:** 608.04.02, 608.04.06

## **ABSTRACT**

**Ph.D. Thesis**

### **ULTRASONIC TARGET DETECTION IN SOLID, LIQUID AND TISSUE MEDIUMS VIA PULSE-ECHO ESTIMATION**

**Tuğba Özge ONUR**

**Bülent Ecevit University  
Graduate School of Natural and Applied Sciences  
Department of Electrical-Electronics Engineering**

**Thesis Advisor: Assist. Prof. Rifat HACIOĞLU**

**December 2016, 195 pages**

Ultrasonic transducer arrays are used commonly in medical imaging applications and many fields of industry. Using arrays provides focusing to beam as a receiver or transmitter mode. However, it increases hardware cost. Therefore, it is an important research area to be able to improve low cost techniques instead of high cost ones.

In this thesis study, ultrasonic wave propagation in solid, liquid and tissue mediums is investigated by using a single transducer instead of transducer array. Echo formed in the wave propagation medium of thin plate which is considered as solid medium is cancelled and excitation point is estimated by means of elastic wave model developed to model the ultrasonic wave propagation. Since ultrasound wave speed with time delay in the modelled wave propagation is related to the distance between excitation point and target, it has been seen that target location has been detected by determining the starting point of impulse response. In liquid mediums, the propagation of ultrasound in liquid is modelled by means of developed

## **ABSTRACT (continued)**

elastic wave model and impulse response is estimated. Also, by using developed theoretical model, the propagation of ultrasound in tissue mediums which are inhomogeneous is modelled and attenuation in tissue is investigated in order to detect the variances in the tissue. A new attenuation estimation method has been proposed which decreases the limitations of classical spectral downshift and difference methods. Examining frequency domain methods for estimating the attenuation of ultrasound 2D imaging study is performed for in vivo kidney data. It has been seen that spectral difference-downshift hybrid method proposed in this thesis study can estimate the attenuation coefficient with better performance than classical spectral approaches for both regions which have uniform attenuation and variations in backscattering. Experimental studies with tissue data obtained from biopsy results of different patients are carried out by using derived theoretical model and obtained results are compared by investigating the reflection and propagation of ultrasound wave in order to determine the different structures formed in tissues. Also, it has been seen that results give info about different structures and localizations of bulks in the tissue.

**Keywords:** Ultrasonic wave propagation, ultrasonic transducer, target detection, attenuation coefficient estimation.

**Science Code:** 608.04.02, 608.04.06



## TEŐEKKÖR

Çalıőmalarımın her aőamasında değerli fikirlerini ve yardımlarını esirgemeyen sayın hocam Yrd. Doç. Dr. Rıfat HACIOğLU'na, doktoramın deneysel kısmının yapılmasında, deneysel çalıőmalarım sırasında bana yol gösteren Prof. Dr. Johan Carlson'a (Lulea Technical University) ve Prof. Dr. Timothy J. Hall'a (University of Wisconsin), ilgi ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim aileme ve eőime teőekkÖrÖ bir borç bilirim.



## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL .....	ii
ÖZET .....	iii
ABSTRACT .....	v
TEŞEKKÜR .....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xv
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	xxi
EK AÇIKLAMALAR DİZİNİ.....	xxiii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xxv
BÖLÜM 1 GİRİŞ .....	1
BÖLÜM 2 ULTRASONİK DALGALAR.....	7
2.1 ULTRASONUN YAPISI.....	7
2.2 AKUSTİK DALGA EŞİTLİĞİ .....	9
2.3 ORTAMIN AKUSTİK ÖZELLİKLERİ .....	10
2.4 DALGA YAYILIMI: YANSIMA VE KIRILMA .....	11
2.5 DALGA YAYILIMI: KIRINIM VE SAÇILMA .....	12
2.6 SES ÖTESİ DALGALARIN ÜRETİLMESİ.....	14
2.7 ULTRASONİK TRANSDÜKTÖR: İŞİMA VE ALIM.....	15
2.8 SU ALTINDA DARBE-EKO TESPİTİ.....	18
BÖLÜM 3 KATILARDA SES VE ULTRASES DALGALARI .....	21
3.1 ELASTİK DALGA TÜRLERİ.....	22
3.1.1 Boylamsal Dalgalar .....	22
3.1.2 Enlemsel veya Kayma Dalgaları .....	23

## İÇİNDEKİLER (devam ediyor)

	<u>Sayfa</u>
3.1.3 Yüzey Dalgaları.....	23
3.2 İNCE SONSUZ İZOTROPİK DÜZLEMLERDE ELASTİK DALGALAR İÇİN TEORİK ÇÖZÜM .....	24
3.2.1 Düzlemin Darbe Cevabı .....	24
3.2.2 Sensör ve Uyarımın Modellenmesi.....	27
3.2.3 Eder Fonksiyonu ve Gradyantı.....	27
3.3 İNCE SONSUZ İZOTROPİK DÜZLEMLERDE ELASTİK DALGA YAYILIMININ MODELLENMESİ.....	28
3.3.1 Problem Formülasyonu .....	28
3.3.1.1 Düzlem modeli .....	28
3.3.1.2 İşaretlerin örneklenmesi .....	29
3.3.1.3 Gaus-Newton yaklaşımı ile parametre kestirimi.....	29
BÖLÜM 4 ELASTİK DALGA MODELİ KULLANILARAK UYARTIM NOKTASININ KESTİRİLMESİ.....	33
4.1 ALINAN İŞARETTE OLUŞAN $v(t)$ GÜRÜLTÜSÜNÜN YOK EDİLMESİ.....	33
4.2 UYARTIM VE SENSÖR DARBE CEVABI BİRLEŞİMİ $h_{cr}(t)$ MODELİ.....	35
BÖLÜM 5 İNCE DÜZLEMLERDE ULTRASONİK DALGA YAYILIMININ MODELLENMESİ VE HEDEF UZAKLIĞININ KESTİRİLMESİ İLE İLGİLİ DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	39
5.1 GİRİŞ.....	39
5.2 İNCE DÜZLEMLERDE ULTRASONİK DALGA YAYILIMININ MODELLENMESİ İÇİN ÖLÇÜM DÜZENİĞİNİN OLUŞTURULMASI .....	39
5.3 İNCE DÜZLEMLERDE ULTRASONİK DALGA YAYILMASININ MODELLENMESİ VE HEDEF UZAKLIĞININ KESTİRİLMESİ İLE İLGİLİ VARGILAR .....	44

## İÇİNDEKİLER (devam ediyor)

Sayfa

BÖLÜM 6 ULTRASONUN SIVI İÇİNDE YAYILMASI.....	49
6.1 GİRİŞ.....	49
6.2 PROBLEM FORMÜLASYONU .....	52
6.3 EMİLİM KATSAYISININ BELİRLENMESİ .....	55
6.4 ULTRASONUN SIVI İÇİNDE YAYILMASI İLE İLGİLİ DENEYSEL ÇALIŞMA. 57	
6.4.1 Deney Ekipmanları.....	58
6.4.2 Transdüktör ve Hidrofon Arasındaki Mesafenin Kestirimi .....	58
6.4.3 Ultrasonun Sıvı İçinde Yayılması İçin Yapılan Deneyler.....	59
6.5 ULTRASONUN SIVI İÇİNDE YAYILMASI İLE İLGİLİ VARGILAR.....	64
BÖLÜM 7 ULTRASONUN DOKU İÇİNDE YAYILMASI.....	67
7.1 GİRİŞ.....	67
7.2 DALGA EŞİTLİĞİNİN TÜRETİLMESİ .....	68
7.3 SAÇILMA ALANININ HESAPLANMASI.....	70
7.4 ANLIK BASINÇ ALANININ HESAPLANMASI.....	72
7.5 ALINAN İŞARETİN HESAPLANMASI.....	75
7.6 ULTRASONUN DOKU İÇİNDE YAYILMASI İLE İLGİLİ DENEYSEL ÇALIŞMALAR .....	79
7.6.1 Deney Ekipmanları.....	79
7.6.2 Ultrasonun Doku İçinde Yayılmasının İncelenmesi İçin Yapılan Deneyler.....	79
7.7 ULTRASONUN DOKU İÇİNDE YAYILMASI İLE İLGİLİ VARGILAR.....	84
BÖLÜM 8 ULTRASONUN HOMOJEN OLMAYAN ORTAMDA ZAYIFLAMASI .....	85
8.1 GİRİŞ.....	85
8.2 DOKULARDA ULTRASON ZAYIFLAMASI ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	86
8.3 ULTRASONİK ZAYIFLAMA KESTİRİM YÖNTEMLERİ .....	88
8.3.1 Zaman Bölgesi Zayıflama Kestirim Yöntemleri.....	88

## İÇİNDEKİLER (devam ediyor)

	<u>Sayfa</u>
8.3.2 Frekans Bölgesi Zayıflama Kestirim Yöntemleri .....	90
8.3.2.1 Spektral fark yaklaşımı.....	90
8.3.2.2 Spektral kayma yaklaşımı .....	92
8.4 ULTRASON ZAYIFLAMASININ KESTİRİLMESİ .....	93
8.4.1 Doğrusal Sistem Modeli.....	94
8.4.2 Geri saçılma Etkisi .....	95
8.4.3 Zayıflama Etkisi .....	96
8.4.4 Kapılama ve Pencereleme Etkisi.....	97
8.5 ULTRASON ZAYIFLAMASININ KESTİRİLMESİ İÇİN İŞARET İŞLEME TEKNİKLERİ .....	99
8.6 KAPILANMIŞ PENCERE BLOK BOYUTUNUN BELİRLENMESİ.....	102
8.7 KIRILMA ETKİSİNİN DÜZELTİLMESİ .....	106
8.8 SPEKTRAL ÇAPRAZ KORELASYON YÖNTEMİ.....	109
8.9 DOKUDA ZAYIFLAMA KATSAYISININ KESTİRİLMESİ İÇİN SİMÜLASYON VE DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	112
8.9.1 Zayıflama Katsayısının Kestirilmesi İçin Yapılan Simülasyon Çalışmaları.....	112
8.9.2 Zayıflama Katsayısının Kestirilmesi İçin Yapılan Simülasyon Çalışmalarının Sonuçları.....	113
8.9.3 Zayıflama Katsayısının Kestirilmesi İçin Yapılan Deneysel Çalışmalar .....	118
8.9.4 Zayıflama Katsayısının Kestirilmesi İçin Yapılan Deneysel Çalışmaların Sonuçları.....	121
8.10 SPEKTRAL FARK-KAYMA HİBRİD YÖNTEMİ.....	122
8.11 SPEKTRAL FARK-KAYMA HİBRİD YÖNTEMİ PERFORMANSININ İNCELENMESİ İÇİN YAPILAN SİMÜLASYON VE DENEYSEL ÇALIŞMALAR .....	126
8.11.1 Spektral Fark-Kayma Hibrid Yöntemi Performansı Simülasyon Çalışmaları ....	126
8.11.2 Spektral Fark-Kayma Hibrid Yöntemi Performansı Deneysel Çalışmaları .....	134
8.12 BÖBREK DOKUSUNDAKİ ZAYIFLAMA ÖLÇÜMLERİ.....	139
8.12.1 Böbrek Dokusundaki Zayıflamanın Kestirilmesi.....	140
8.12.2 Böbrek Dokusundaki Zayıflamanın Kestirilmesinde Kullanılan Yöntem .....	142

## İÇİNDEKİLER (devam ediyor)

### Sayfa

8.12.3 Hasta Verileri İle Elde Edilen Zayıflama Kestirim Sonuçları.....	147
8.12.3.1 İyi huylu böbrek kitleleri/tümörleri için zayıflama kestirim sonuçları .....	147
8.12.3.2 Diffüz böbrek hastalıkları için zayıflama kestirim sonuçları .....	159
8.12.4 Negatif Zayıflama Katsayısı Değerleri.....	167
8.12.5 Böbrek Verisi İçin Zayıflama Kestirim Sonuçları İle İlgili Vargılar .....	170
BÖLÜM 9 SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	173
KAYNAKLAR.....	177
EK AÇIKLAMALAR A SPEKTRAL ÇAPRAZ KORELASYON YÖNTEMİ.....	185
EK AÇIKLAMALAR B SPEKTRAL FARK-KAYMA HİBRİD YÖNTEMİ.....	191
ÖZGEÇMİŞ .....	195





## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>No</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1 Enlemsel ve boylamsal dalgalar.....	8
Şekil 2.2 Akustik spektrum. ....	8
Şekil 2.3 İki akışkan arasında düzlemsel sınırdaki bir düzlem dalganın yansıma ve kırılması. ....	12
Şekil 2.4 Ses ötesi dalganın piezoelektrik madde ile oluşturulması. ....	14
Şekil 2.5 Transdüktör bileşenleri .....	16
Şekil 2.6 Küresel odaklı transdüktör hüzmesi.....	17
Şekil 2.7 Suda darbe-eko tespit etme sistemi.....	19
Şekil 3.1 Katılardaki dalga türleri .....	24
Şekil 4.1 Uyarım ve alınan işaret elastik dalga modeli.....	37
Şekil 5.1 İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneylerde kullanılan veri aktarım cihazı.....	41
Şekil 5.2 İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan ölçüm verilerinin bilgisayara aktarılması. ....	42
Şekil 5.3 İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan ölçüm düzeneğinde uyarımın yapılması.....	43
Şekil 5.4 İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan ölçüm düzeneği.....	43
Şekil 5.5 Hedeften farklı uzaklıktaki uyarımlarla elde edilen parçacık yayılma hızı. ....	45
Şekil 5.6 FIR filtre genlik ve faz cevabı.....	46
Şekil 5.7 ARX model genlik ve faz cevabı. ....	46
Şekil 5.8 Farklı uzaklıklarda ölçülen ve FIR ve ARX filtre ile kestirilen işaretler.....	47
Şekil 6.1 Ultrasonik uyarım altında oluşan kavitasyon baloncuklarının büyümesi ve patlaması .....	51
Şekil 6.2 Kavitasyon baloncuğunun oluşumu, büyümesi ve bozulması .....	51
Şekil 6.3 Ultrasonun sıvı içinde yayılmasının incelenmesi için oluşturulan deneysel düzenek. ....	57
Şekil 6.4 Adım motoru ayarı yapılmadan önceki deney düzeneği.....	60
Şekil 6.5 Kalibrasyonda kullanılan darbelerin konumu.....	61
Şekil 6.6 Transdüktörün kestirilen elektro-akustik darbe cevabı ve transdüktörün merkez ekseninde ölçülen darbe.....	62

## ŞEKİLLER DİZİNİ (devam ediyor)

<u>No</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 6.7 Modellenen ses basınç enerjisi.....	63
Şekil 6.8 Ölçülen (sürekli çizgi) ve modellenen (kesikli çizgi) darbeler. ....	64
Şekil 7.1 Saçılma alanı için koordinat sistemi. ....	70
Şekil 7.2 Anlık alan için koordinat sistemi. ....	74
Şekil 7.3 Alınan işaretin hesaplanması için koordinat sistemi.....	76
Şekil 7.4 Doku yapısını oluşturmak için hazırlanan fantom. (a) Fantomun yandan görünüşü (b) Fantomun üstten görünüşü .....	80
Şekil 7.5 Kullanılan transdüktörden ölçülen darbe-eko grafiği. ....	81
Şekil 7.6 $x=120$ mm, $y=0$ mm için ölçülen ve hesaplanan cevaplar.....	82
Şekil 7.7 $x=120$ mm, $y=3$ mm için ölçülen ve hesaplanan cevaplar.....	83
Şekil 8.1 Hızlı Fourier dönüşümü (FFT) ve Çörp z dönüşümü (CZT) gerçekleşme zamanlarının kıyaslanması.....	101
Şekil 8.2 FWHM'nin belirlenmesi (a) Güç spektrumundan FWHM'nin belirlenmesi. (b) Geri saçılan eko işaretinin güç spektrumundan FWHM kestirimi.....	103
Şekil 8.3 FWHM ve zayıflama katsayısı kestirimleri (a) Gerçek FWHM değerinin 0.5 olduğu geri saçılan işaretlerden elde edilen FWHM kestirimleri (b) Farklı kapılanmış pencere boyutlarıyla elde edilen zayıflama katsayısı kestirimleri. Fantomdaki gerçek zayıflama katsayısı 0.5 dB/cm/MHz'tir. ....	105
Şekil 8.4 Blok güç spektrumunda farklı sayıda kapılanmış veri segmentleri ile elde edilen zayıflama katsayısı kestirimleri. ....	106
Şekil 8.5 Referans eko işaretine göre kırılmanın düzenlenmesi. (a) 20 mm'deki hüzmeye odağı (b) 60 mm'deki hüzmeye odağı.....	108
Şekil 8.6 Kırılma düzeltilmeden önce ve sonra zayıflama kestirimi.....	109
Şekil 8.7 Zayıflama katsayısı kestirimleri (a) 25 $\mu$ m cam boncuk saçıcı (b) 50 $\mu$ m polisitren boncuk saçıcı. ....	116
Şekil 8.8 Zeminle aynı geri saçılma yoğunluklu silindiriksel inklüzyona sahip TM fantomunun zayıflama katsayısı görüntüleri (a) Referans fantom yöntemi (b) Merkez kayma yöntemi (c) Spektral çapraz korelasyon.....	120
Şekil 8.9 Zeminden 3 dB daha fazla geri saçılma yoğunluklu silindiriksel inklüzyona sahip TM fantomunun zayıflama katsayısı görüntüleri (a) Referans fantom yöntemi (b) Merkez kayma yöntemi (c) Spektral çapraz korelasyon.....	121
Şekil 8.10 Hibrid yöntem performansının incelenmesi için referans ve örnek fantom (a) Üniorm fantom (b) Inklüzyonun geri saçılma yoğunluğu zeminden 6 dB düşük olan inklüzyon fantomu.....	127

## ŞEKİLLER DİZİNİ (devam ediyor)

<u>No</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 8.11 Simüle edilen TM fantomları ve zayıflama katsayısı görüntüleri. (b), (d), (f) Her bir satırdaki TM inklüzyon fantomlarının spektral fark yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüleri (a) -6 dB inklüzyon (c) 0 dB inklüzyon (e) +6 dB inklüzyon.....	128
Şekil 8.12 -6 dB, 0 dB ve +6 dB TM inklüzyon fantomlarının zayıflama katsayısı görüntüleri.....	129
Şekil 8.13 Spektral yöntemlerin kestirim performanslarının karşılaştırılması. (a) +6 dB inklüzyon fantomu (b) Zayıflama kestirim yöntemleri ile kestirilen zayıflama katsayısı .....	131
Şekil 8.14 Farklı geri saçılma seviyeleri için kestirilen zayıflama katsayıları (a) A Bölgesi- inklüzyon sınırının en üstü (b) C Bölgesi-inklüzyon sınırının en altı... 133	
Şekil 8.15 Düzgün arka zemin bölgesinin merkezinde silindirik inklüzyonlu doku benzeri fantom görüntüleri. (a) +3 dB inklüzyon fantomu (b) 0 dB inklüzyon fantomu .....	135
Şekil 8.16 Düzgün arka zemin bölgesinin merkezinde geri saçılma yoğunluğu arka zeminden 3 dB daha yüksek olan silindirik inklüzyonlu TM fantom (a) ve zayıflama katsayısı (b-d) görüntüleri. (b) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. (c) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. (d) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. ....	136
Şekil 8.17 Düzgün arka zemin bölgesinin merkezinde geri saçılma yoğunluğu arka zeminle aynı olan silindirik inklüzyonlu TM fantom (a) ve zayıflama katsayısı (b-d) görüntüleri. (b) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. (c) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. (d) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. ....	137
Şekil 8.18 Şekil 8.15'te verilen üç ROI için kestirilen zayıflama katsayıları (a) Inklüzyonun geri saçılma yoğunluğu arka zemininkinden 3 dB daha yüksektir (b) Inklüzyonun geri saçılma yoğunluğu arka zemininkiyle aynıdır... 138	
Şekil 8.19 Böbreğinde yüksek derecede nöroendokrin tümör bulunan hasta için böbrek görüntüsü (a) Taranan bütün alanın görüntüsü (b) Analiz için işlenecek tümör etrafındaki ROI görüntüsü. ....	143
Şekil 8.20 Böbreğinde yüksek derecede nöroendokrin tümör bulunan hasta böbrek veri kümesinin normalize edilmiş güç spektrası ve çeşitli blok boyutları için FWHM değerleri (a) Kapılanmış pencere boyutuna göre normalize edilmiş güç spektrası (b) Kapılanmış pencere boyutuna göre FWHM değerleri. ....	144
Şekil 8.21 Yüksek derecede nöroendokrin tümör bulunan böbrek için ROI ve zayıflama katsayısı görüntüleri (a) Zayıflama katsayısı kestiriminin elde edilmesi için işlenen ROI görüntüsü (b) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (c) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Hibrid yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.....	146

## ŞEKİLLER DİZİNİ (devam ediyor)

No

Sayfa

- Şekil 8.22 Böbreğinde adenokarsinom bulunan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü..... 149
- Şekil 8.23 Böbreğinde orta aktiviteli ve minimal fibrözlü karsinom bulunan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. .... 151
- Şekil 8.24 Böbreğinde ampüller karsinom içeren pankreatikobiliyer sistemden metastaz olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. .... 152
- Şekil 8.25 Böbreğinde nöroendokrin tümör bulunan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü..... 154
- Şekil 8.26 Böbreğinde yemek borusu primerli metastazla uyumlu adenokarsinom bulunan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. .... 155
- Şekil 8.27 Böbreğinde az diferansiye karsinom bulunan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü..... 157
- Şekil 8.28 Böbreğinde hepatosellüler karsinom bulunan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü..... 158

## ŞEKİLLER DİZİNİ (devam ediyor)

<u>No</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 8.29 İnflamasyonsuz, steatosissiz ve fibrözsüz böbreği olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Çeşitli pencereler kullanılarak elde edilen kestirilen zayıflama katayısı değerleri. ....	160
Şekil 8.30 İnflamasyonsuz, steatosissiz ve fibrözsüz böbreği olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. ....	161
Şekil 8.31 İnflamasyonsuz, nekrozsüz ve fibrözsüz böbreği olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Çeşitli pencereler kullanılarak elde edilen kestirilen zayıflama katayısı değerleri. ....	163
Şekil 8.32 İnflamasyonsuz, nekrozsüz ve fibrözsüz böbreği olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. ....	164
Şekil 8.33 Biliyer kanalda neoplazmasız reaksiyon olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Çeşitli pencereler kullanılarak elde edilen kestirilen zayıflama katayısı değerleri. ....	165
Şekil 8.34 Biliyer kanalda neoplazmasız reaksiyon olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. ....	166
Şekil 8.35 Böbrek hemanjiyomu görüntüsü (a) Bütün kesitin görüntüsü (b) Kitle etrafında 4 cm ~ 8cm derinlikte seçilen ROI görüntüsü. ....	168
Şekil 8.36 Böbrek hemanjiyomu olan hastanın zayıflama kestirim sonuçları (a) ROI görüntüsü (b) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (c) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Hibrid yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. ....	169



## ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>No</u>	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 Sesin çeşitli maddeler içindeki yayılma hızı.....	9
Çizelge 5.1 İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan cam plaka özellikleri.....	40
Çizelge 5.2 İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan sensör özellikleri.....	40
Çizelge 5.3 İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan veri aktarım cihazı özellikleri.....	41
Çizelge 5.4 Ölçülen ve kestirilen işaretler arasında hesaplanan MSE değerleri.....	48
Çizelge 5.5 Kestirilen işaretlerde ölçülen gecikme ve hesaplanan hata değerleri.....	48
Çizelge 6.1 Sıcaklık fonksiyonu olarak sesin saf sudaki Emilimi.....	56
Çizelge 6.2 30 °C'deki saf suda ses Emilimi için basınç katsayıları ve sesin saf sudaki Emilimi.....	57
Çizelge 6.3 Transdüktör-hidrofon arasındaki mesafe.....	59
Çizelge 8.1 0.5 dB/cm/MHz ve 0.7 dB/cm/MHz zayıflama katsayılı fantom için SCC algoritması ile kestirilen zayıflama katsayıları (dB/cm/MHz).....	114
Çizelge 8.2 0.5 dB/cm/MHz ve 0.7 dB/cm/MHz zayıflama katsayılı fantom için SCC algoritması ile kestirilen varyans değerleri.....	115
Çizelge 8.3 0.5 dB/cm/MHz ve 0.7 dB/cm/MHz zayıflama katsayılı fantomların sırasıyla örnek ve referans olarak simüle edildiğinde SCC algoritması ve merkez kayma algoritması için kestirilen zayıflama katsayıları.....	117
Çizelge 8.4 Doku benzeri fantomların kestirilen zayıflama katsayıları (dB/cm/MHz).....	118
Çizelge 8.5 Kestirilen zayıflama katsayıları ve standart sapmalar (dB/cm/MHz).....	132
Çizelge 8.6 Kestirilen zayıflama katsayıları ve standart sapmalar için ortalamaların standart hataları.....	132
Çizelge 8.7 Normal ve belirli hastalık türleri ile sınıflandırılmış diffüz böbrek dokularında ölçülen zayıflama katsayıları.....	141
Çizelge 8.8 Böbrekteki tümörler ve iyi huylu böbrek kitleleri için ölçülen zayıflama katsayıları.....	141
Çizelge 8.9 Böbrekteki tümörler ve iyi huylu böbrek kitleleri.....	148





## EK AÇIKLAMALAR DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Ek A: Spektral Çapraz Korelasyon Algoritması .....	187
Ek B: Spektral Fark-Kayma Hibrid Yöntemi.....	193



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

$u_s$	: Parçacık hızı
$P$	: Basınç
$\rho$	: Kütle yoğunluğu
$C$	: Sabit katsayı
$\gamma$	: Özgül sıcaklık
$p$	: Akustik basınç
$P_0$	: Ortamdaki hareketsiz basınç
$w$	: Radyan frekansı
$\mathbf{r}$	: Koordinat sisteminin orjinine göre (x, y, z) noktasının konumu
$\mathbf{k}$	: Yayılma vektörü
$c_0$	: Faz hızı
$\kappa$	: Ortamın sıkıştırılabilirliği
$\lambda$	: Dalgaboyu
$f$	: Frekans
$Z$	: Özgül akustik empedans
$Z_0$	: Ortamın karakteristik empedansı
$R$	: Akustik basınç yansımaya katsayısı
$T_{\text{trans}}$	: Akustik basınç iletim katsayısı
$\theta_i$	: Gelme açısı
$\theta_r$	: Yansımaya açısı
$\theta_t$	: Kırılma açısı
$D$	: Transdüktör çapı
$F_L$	: Odak uzunluğu
$F_Z$	: Odak derinliği
$BD$	: Hüzme çapı
$f^\#$	: Transdüktörün sayısal açıklığı
$f_0$	: Transdüktör merkez frekansı
$\Delta f$	: Band genişliği
$c$	: Ortamdaki ses hızı

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (devam ediyor)

$\tau$	: Geri saçılmış ekonun varış zamanı
$z(\tau)$	: Alıcı ve hedef arasındaki mesafe
$F$	: Kuvvet
$S$	: Kesit alanı
$L$	: Uzunluk
$\Delta L$	: Uzunluk değişimi
$k$	: Orantılılık katsayısı
$d$	: Çap
$\Delta d$	: Çap değişimi
$c_{long}$	: Boylamsal dalğanın yayılma hızı
$E$	: Young's modülü
$\sigma$	: Poisson oranı
$\rho$	: Ortamın yoğunluğu
$c_{trans}$	: Enlemsel dalğanın yayılma hızı
$\xi$	: Malzemenin kayma modülü
$w(t,r)$	: Konum ve zamana göre parçacık yer değiştirmesi
$\alpha$	: Düzlem parametresi
$\beta$	: Benzerlik parametresi
$D$	: Düzlem sertliği
$h$	: Düzlem kalınlığı
$c_p(t,r)$	: Konum ve zamana göre parçacık hızı
$f_s$	: Örnekleme frekansı
$\emptyset$	: Anlık frekans
$u(t,r)$	: Ölçülen işaret
$h_e(t)$	: Kaynak darbe cevabı (elektro-mekanik darbe cevabı)
$h_r(t)$	: Sensör darbe cevabı
$h_{er}(t)$	: Kaynak ve sensör darbe cevabı konvolüsyonu
$J$	: Eder fonksiyonu
$H(\theta)$	: Modelin gradyanı
$K$	: İterasyon sayısı
$\varepsilon$	: Eşik değeri
$v(t)$	: Gauss gürültüsü

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (devam ediyor)

$h_{SIR}$	: Dalganın yayıldığı düzlemin uzamsal darbe cevabı
$\sigma^2$	: Varyans
$q$	: Gecikme terimi
$e(n)$	: Kestirim hatası
$\mu$	: Adım boyutu parametresi
$\varphi(n)$	: Regresör vektörü
$\theta(n)$	: Ağırlık parametre vektörü
$\hat{\theta}(n)$	: Ağırlık parametre vektörü kestirimi
$\hat{\theta}(0)$	: Parametre vektörü başlangıç değeri
$h_M$	: Transdüktör ve gözlem noktası arasındaki ortamın darbe cevabı
$\alpha$	: Suyun emilim katsayısı
$A$	: Atmosferik basınç değeri
$T$	: Sıcaklık
$\Phi$	: Transdüktör dalga alanı
$G$	: Green fonksiyonu
$F_{op}$	: Saçılma operatörü
$\Psi$	: Hız potansiyeli
$H_{pe}$	: Darbe-eko uzamsal darbe cevabı
$v_{pe}$	: Darbe-eko dalgacığı
$\alpha$	: Zayıflama katsayısı
$l$	: Ortam derinliği
$\beta$	: Zayıflama katsayısı (dB/cm/MHz)
$P(z,f)$	: Güç spektrumu
$R_{gerisaçılan}$	: Geri saçılan işaretin güç spektrumu
$f_{giriş}$	: Giriş güç spektrumunun merkez frekansı
$\sigma_{giriş}^2$	: Giriş güç spektrumunun varyansı
$x[n]$	: Kapılanmış zaman bölgesi işareti
$v_w[n]$	: Pencere fonksiyonu
$P_{trans}(f)$	: İletim darbesinin ve transdüktör duyarlılığının birleştirilmiş etkisi

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (devam ediyor)

$D(f, z)$  : Kırılma etkisi

$A(f, z)$  : Yumuşak dokudaki kümülatif zayıflama

### KISALTMALAR

- TRM : Time-Reversal Mirror (Zaman Tersleme Aynası)
- DORT : Zaman Tersleme Operatörünün Ayırıştırılması (Decomposition of the Time Reversal Operator)
- TOA : Time of Arrival (Varış Zamanı)
- LMS : Least Mean Squares (En Küçük Ortalama Kareler)
- NDE : Nondestructive Evaluation (Tahribatsız Muayene)
- PD : Pulse Duration (Darbe Süresi)
- PRF : Pulse Repetition Frequency (Darbe Tekrarlama Frekansı)
- CGS : Santimetre, Gram-kütle, Saniye
- DZD : Doğrusal, Zamanla Değişmeyen
- FIR : Finite Impulse Response (Sonlu Darbe Cevabı)
- IIR : Infinite Impulse Response (Sonsuz Darbe Cevabı)
- LS : Least Square (En Küçük Kare)
- SIR : Uzamsal Darbe Cevabı (Spatial Impulse Response)
- ARX : Auto Regressive with eXogeneous Inputs
- LSE : Least Square Estimate (En Küçük Kare Kestirimi)
- MSE : Mean Squared Error (Ortalama Karesel Hata)
- NMR : Nuclear Magnetic Rezonans (Nükleer Manyetik Rezonans)
- VSA : Video Signal Analysis (Video İşaret Analizi)
- AR : Autoregressive
- RMSE : Root Mean Square Error (Ortalama Karesel Hata)
- CZT : Chirp-z Transform (Çörp-z Dönüşümü)
- FWHM : Full-width at half-maximum (Maksimumun yarısındaki tam genişlik)
- SNR : Signal to Noise Ratio (İşaret Gürültü Oranı)
- FFT : Fast Fourier Transform (Hızlı Fourier Dönüşümü)

## **SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (devam ediyor)**

SCC	: Spectral Cross Correlation (Spektral Çapraz Korelasyon)
TM	: Tissue Mimicking (Doku Benzeri)
AP	: Attenuation Phantom (Zayıflama Fantomu)
ROI	: Region of Interest (İlgilenilen bölge)
RFY	: Referans Fantom Yöntemi
CEN	: Merkez Kayma Yöntemi (Centroid Downshift)
HİB	: Spektral Fark-Kayma Hibrid Yöntemi
IRB	: Institutional Review Board (Kurumsal Gözlem Kurulu)
TGC	: Time Gain Compensation (Zaman Kazanç Kompanzasyonu)





## BÖLÜM 1

### GİRİŞ

Ses ötesi transdüktör dizileri tıbbi görüntüleme uygulamalarında ve endüstrinin birçok alanında uzun süredir kullanılmaktadır. Dizilerin kullanımı, ses hüzmesine alıcı ya da verici modunda odaklanmayı sağlar (Fink 1992). Odaklanma, transdüktörlerin herhangi bir mekanik yer değiştirilmesi yapılmadan elektronik olarak yapılır. Ayrıca endüstride tahribatsız test etme uygulamaları da vardır fakat yüksek donanım maliyeti gerektirdiğinden fazla kullanılmaz (Fink 1992). Bu nedenle, donanım maliyetinin yüksek olduğu bu teknikler yerine düşük maliyetli tekniklerin geliştirilebilmesi önemli bir araştırma konusudur. Bu doktora tez çalışmasında, ince düzlemlerde, sıvı ve doku içerisinde ultrasonik dalga yayılımının teorik olarak modellenmesi ve deneysel incelemesi yapılmaktadır. Yüksek maliyetli transdüktör dizisi yerine tek bir transdüktör kullanılarak, hedeften gelen bilginin gürültüden arındırılması ve hedef yerinin tespit edilmesi amaçlanmaktadır.

Ses, bir cismin yakın çevresindeki hava taneciklerini hareket ettirecek biçimde titreşmesi sonucunda oluşur. Katı ve sıvı cisimler de sesi iletir ancak hava boşluğunda yani vakumda ses dalgaları oluşmaz ve yol almaz. 16 Hz'nin altındaki frekanslara ses altı ya da infrasonik frekanslar denir. 20 kHz'nin (insan kulağı için üst sınır) üzerindeki frekanslar ise ses üstü ya da ultrasonik frekanslar olarak tanımlanır. Ses altı ve ses üstü frekanslar birlikte ses ötesi frekansları oluşturur (Ghadiali and Trivedi 2015). Ultrasonik sesler iki yoldan üretilebilir. Birinci yol, bir kuvars kristalinden yüksek frekanslı alternatif akım geçirerek kristalin titreşmesini sağlamaktır (piezoelektrik yöntem); ikinci yol ise, metal bir çubuğun çevresine sarılı bir bobinden geçirilen alternatif akımın yönünü tersine çevirerek ses üstü vurular üretmektir (magnetik büzülme yöntemi). Bu yöntemler transdüktör düzenekleri kullanılarak uygulanmaktadır (Halliday and Resnick 1992).

Transdüktör dizisi kullanılarak ses hüzmesine odaklanmanın teorik ve deneysel incelemesi birçok araştırmacı tarafından araştırma konusu olmuştur (Angelsen et al. 1995, Stephens et al.

2011, Fan et al. 2014). Bu doktora tez çalışmasının araştırma alanı ile ilgili yapılan makaleler, raporlar, doktora tezi gibi bazı çalışmalar aşağıda özetlenmiştir.

Odaklanma Fink'in ele aldığı akustik zaman-tersleme prensibine dayanarak yapılmaktadır (Fink 1992). Transdüktör dizisi kullanan geleneksel gecikme-hattı hüzmleme homojen ortamda sesi odaklamada kullanılmaktadır. Diziye yakın yerleştirilmiş homojensizlik olduğu zaman faz sapmalarını düzeltmek için farklı teknikler kullanılmalıdır (Fink 1992). Ortam saçıcılar veya farklı ses hızına sahip katmanlar içerdiğinde ise, gecikme-hattı hüzmleme çalışmayacaktır. Tek dizili Zaman-Tersleme Aynası (Time-Reversal Mirror- TRM) kullanılarak, çoklu saçılma olmadığı sürece ortamda ses hızı değişse bile tek bir saçıcı yerleştirilmektedir. Farklı hedef yerleşimleri oluşturulursa, TRM ortamda zaman-uzamsal uyumlu filtre gibi davranacağından çoklu saçıcı ortama rağmen odaklama için kullanılmaktadır. Birkaç hedef olduğu zaman ise iteratif TRM hedefi seçmek için kullanılmaktadır (Prada and Fink 1994).

Çoklu hedef belirlemede daha yüksek yansıtılabilirliğe sahip hedefe odaklamak için iteratif zaman tersleme tekniği kullanılmaktadır (Prada and Fink 1994). Ancak çoğu durumda diğer yansıtıcılara nasıl odaklanılacağını belirlemek oldukça zordur. Çoklu belirlemeyi gerçekleştirmek ve bilinmeyen çok hedefli bir ortamda her bir yansıtıcıya odaklamak için Prada ve arkadaşları tarafından zaman tersleme analizinin geliştirilmiş olan matris biçimli bir yaklaşım ileri sürülmüştür (Prada and Fink 1994, Prada et al. 1995, Prada et al. 1996). Bu metot iteratif TRM'nin teorik analizinden türetilmiştir ve zaman tersleme işleminin değişmezlik yapısına dayanmaktadır. Bu analiz, zaman tersleme işleminde değişmeden iletilen dalgaların belirlenmesinden oluşur. Bu dalga şekillerinin, zaman tersleme operatörünün özvektörlerinin hesaplanmasıyla belirlenebileceği gösterilmiştir. Prada ve arkadaşları tarafından geliştirilen bu metoda göre, tek hedefin ekoları zaman tersleme operatörünün bir özvektörüdür (Prada and Fink 1994, Prada et al. 1995, Prada et al. 1996). Bu temel fikir kullanılarak, her bir eleman zaman tersleme operatörünün bir özvektörüyle ilişkilendirilebilmiş, bütün zaman tersleme operatörlerini kaydetmek ve özvektörlere ayrışmasını hesaplamak mümkün olmuştur. Prada ve arkadaşları, bu sayısal özvektör ayrıştırması yardımıyla her bir hedefte seçici bir odaklanma sağlanabileceğini belirtmiştir (Prada and Fink 1994, Prada et al. 1995, Prada et al. 1996). Zaman Tersleme Operatörünün Ayrıştırılması (Decomposition of the Time Reversal Operator- DORT) olarak bilinen bu tekniği kullanarak Chambers ve Gautesen (2001) zaman tersleme operatörünün kompleks ve bilgi verici olabileceğini göstermişlerdir.

Montaldo ve arkadaşları (2004) tarafından da çok hedefli seçici odaklama için zaman tersleme operatörünün deneysel olarak elde edilmesini gerektirmeyen gerçek zamanlı bir teknik geliştirilmiştir. Bu tekniğe göre, operatör ayrıştırması hesapsal güç yerine sadece iteratif dalga aydınlatmasının kısmi dizisi kullanılarak yapılmaktadır. Montaldo ve arkadaşlarına göre, en parlak hedefte işaretlerin odaklanmasını kestirebilmek için iteratif zaman tersleme işlemi kullanılmaktadır (Montaldo et al. 2004). Bu işaretler daha sonra iteratif zaman tersleme kullanılarak sonraki en parlak noktanın seçimi süresince hedef ekolarını yok etmeye yarayan bir filtre üretmek için kullanılır. Ortamda ilk önce bir düzlem dalga yayılır. Geri saçılan işaretler her bir hedefe denk düşen farklı genlikli üç dalga cephesinden oluşur. Eğer bu işaretler zamanda terslenirse ve ortama geri gönderilirse, sonuçlanan dalga cephesi her bir hedefe odaklanır ve en parlak hedef diğerlerinden daha çok aydınlanır. Birkaç iterasyondan sonra bu zaman tersleme işlemi en çok yansıtıcı saçıcıyı seçmeyi sağlar (Montaldo et al. 2004).

R.K Ing ve arkadaşları (2001), tek transdüktör gerektiren yeni bir odaklama tekniği önermişlerdir. Daha sonra bu teknik geliştirilerek darbe-eko modunda kullanılması sağlanmıştır (Ing et al. 2001). Ultrasonik darbe-eko metodu, geri saçılmış ekoları inceleyerek konumları, boyutları, yönleri ve mikro yapılarına göre yansıtıcıların fiziksel özelliklerini tanımlamak için yayılma yolunu karakterize etmeyi amaçlar. Geri saçılmış ekoların oluşumu, transdüktör darbe cevabının giriş, alınan geri saçılmış ekoların çıkış olduğu darbe-eko sistemlerinde çalışılabilir (Saniie 1981). Bu doğrusal sistem, yayılma yolu cevabı (propagation filter, yayılma filtresi) ve hedef cevabı olarak ayrıştırılmaktadır. Yayılma filtresi, frekansa bağımlı emilim ve saçılmanın neden olduğu yayılma yolunun frekans etkilerini gösterir (Jensen 1991). Bu etkiler, frekans dağılması; kırınım; faz kayması ve transdüktör darbe cevabında zayıflama olarak gözlenmektedir. Hedef cevabı ise yansıma ve zayıflama açısından incelenmektedir (Saniie 1981). Sandell ve Grennberg'e (1995) göre hedefin konumu, yayılma yolunda empedans uyumsuzluğu ile belirlenen hedeften yansıtılan ekonun varış zamanının (Time of Arrival- TOA) kestirimine dayanır (Onur ve Hacıoğlu 2014).

Doktora tez çalışmasında, ilk olarak ince düzlemlerde tek transdüktör kullanılarak ultrasonik dalga yayılımının teorik ve deneysel incelemesi yapılmaktadır. Bu çalışmanın araştırma alanı olan eko yok etme veya iteratif yaklaşımlar ile dalga modelleme ile ilgili yapılan makaleler, raporlar, doktora tezi gibi çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda, ses dalgasının malzemede enine deformasyon oluşturarak yayıldığı ve malzemede ilerlerken sadece uyartım noktasından eşit uzaklıktaki konumlarda belirli bir gecikme ve zayıflamayla ifade edilebildiği

görülmektedir. Bu nedenle, tez çalışmasında ses dalgası elastik dalga olarak modellenmektedir. İlgili literatürde, transdüktör dizisi yerine tek transdüktör kullanıldığında, ultrasonik dalga yayılımının ne şekilde değişeceği, uyarım ve sensör bilgisinin ayrı ayrı nasıl modelleneceği ve bu model kullanılarak hedef bilgisinin nasıl elde edileceği konularında herhangi bir çalışma yoktur. Bu nedenle, tez çalışmasında, bu model ile ilgili elde edilen deneysel sonuçların literatüre yeni sonuçlar katacağı kesindir. Ayrıca, tez çalışmasında türetilen teorik model baz alınarak, farklı hastalardan alınan biyopsi sonucu ile elde edilen doku verileri kullanılarak deneysel çalışmalar yapılmış ve dokularda oluşan farklı yapıların belirlenebilmesi için ultrason dalgasının yayılması, yansımaları ve zayıflaması incelenerek elde edilen sonuçlar sunulmuştur.

Girişi takip eden ikinci bölümde, ultrasonun yapısı, dalga yayılımı, ses ötesi dalgaların üretilmesi, ultrasonik transdüktör konularında genel literatür bilgileri verilmektedir.

Üçüncü bölümde, ilk olarak katılardaki dalga türleri, dalganın yayıldığı malzemelerin karakteristik nicelikleri ve elastik dalga türleri incelenmiştir. Daha sonra, ince düzlemlerde tek transdüktör kullanılarak ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi yapılarak teorik çözüm türetilmektedir. Dördüncü bölümde, üçüncü bölümde türetilen teorik model kullanılarak uyarım noktasının kestirilebilmesi için ortamdaki gürültünün yok edilmesinde kullanılan algoritmalar verilmektedir. Daha sonra ise, uyarım ve sensör darbe cevabı modeli elde edilmektedir. Beşinci bölümde, sınırlı düzlem için teorik olarak modellenen elastik dalga yayılması, yani alıcıdan alınan dalga şekli, cam plaka üzerindeki ultrasonik sensörlerin uyarılmasıyla elde edilen ölçümlerle karşılaştırılmaktadır. Hedef konumunu belirleyen  $r$  uzaklık parametresi, deneysel çalışmalar sonucunda elde edilen ölçümler kullanılarak kestirilmektedir. Ayrıca, elastik dalga modeli kullanılarak uyarım noktasının kestirilmesi için oluşturulan modelde gürültü iteratif bir yaklaşım olan En Küçük Ortalama Kareler (Least Mean Squares- LMS) algoritması kullanılarak yok edilmektedir.

Altıncı bölümde, ultrasonun sıvı içinde yayılması sırasında oluşan olaylar incelenmektedir. Dalga yayılım modeli, elektro-mekanik darbe cevabı ve transdüktör parametreleri ayrı ayrı ifade edilerek türetilmektedir. Daha sonra, su tankında adım motoru kontrollü bir desteğe monte edilen transdüktör kullanılarak ölçümler alınmıştır. Matematiksel olarak türetilen modelle, ölçüm sonuçlarından elde edilen veriler karşılaştırılmaktadır.

Yedinci bölümde, üçüncü bölümde türetilen model temel alınarak yumuşak dokuda ultrason yayılımı için dalga modeli türetilmektedir. Bu modelde literatürde daha önce bulunan Gore ve Leeman (1977) ve Du ve arkadaşları (2010) tarafından yapılan modelden farklı olarak transdüktör uyarımına ve geometrisine sınırlandırma getirilmemiştir. Bu tez çalışmasında türetilen yeni modelle, farklı geometriler için olan analitik ifadelerin modele katılabilmesi mümkün olmaktadır. Ayrıca, su tankı içine yerleştirilen doku benzeri yapı olan fantom kullanılarak ölçümler alınmıştır ve elde edilen sonuçlar teorik model için yapılan benzetimlerle karşılaştırılmaktadır. Sekizinci bölümde, ultrasonun homojen olmayan ortamlar olan dokularda zayıflaması incelenmektedir ve altıncı bölümde dalga denklemi türetilen homojen olmayan ortamlar için spektral bölgede ultrason zayıflamasının kestirilmesi araştırılmaktadır. Yöntemlerin doğruluğunun ve performanslarının gösterilmesi için benzetimle elde edilen ultrason verisi kullanılmaktadır. Çoğu ultrason darbe-eko sistemi, ilgilenilen bölge civarında odaklamayı kullandığından, zayıflama katsayısının doğru ve durağan bir şekilde kestirilebilmesi için kırılma etkileri hesaba katılmalıdır. Bu nedenle, transdüktör hüzmeye odakına göre kırılma etkilerini düzenleyen bir algoritma verilmektedir. Ayrıca, güç spektrallerinin spektral kaymalarının doğru bir şekilde hesaplanması için yeni bir spektral kestirim algoritması verilmektedir. Spektral çapraz korelasyon yaklaşımı, spektral merkez veya merkez frekans kayması yerine güç spektrasının tamamını karşılaştırmaktadır ve gürbüz zayıflama katsayısı kestirimleri sağlamaktadır. Ayrıca, hibrid yöntemi, spektral fark ve spektral kayma yöntemlerinin sınırlamalarını azaltarak geri saçılma değişimlerinden bağımsız olmaktadır. Ultrason benzetimleri ve fantomlarla yapılan deneylerde, spektral fark-kayma hibrid yöntemin spektral fark ve spektral kayma yöntemlerine göre daha iyi kestirim performansı gösterdiği görülmüştür. Ayrıca, böbrek kitlesi ve diffüz böbrek rahatsızlığı olan hastalardan alınan verilerden elde edilen canlı içi zayıflama görüntüsü sonuçları verilmektedir. Zayıflama katsayısı görüntülerinin elde edilmesi için spektral kestirim yöntemleri kullanılmıştır ve performansları kıyaslanmıştır.

Sonuçlar bölümünde ise, bu doktora tez çalışmasında tek transdüktör kullanılarak incelenen ultrason dalgasının ince plakalarda, sıvı içinde, homojen olmayan ortamlar olan dokularda yayılması, bu model kullanılarak hedef konumunun belirlenmesi ile ilgili yapılan teorik modelleme ve deney sonuçları derlenerek elde edilen sonuçlar karşılaştırılmaktadır. Ayrıca, canlı içi dokuda ve fantomlarla yapılan deneysel çalışmalarla elde edilen sonuçlar kullanılarak elde edilen yeni spektral kestirim yönteminin performansı değerlendirilmektedir.



## BÖLÜM 2

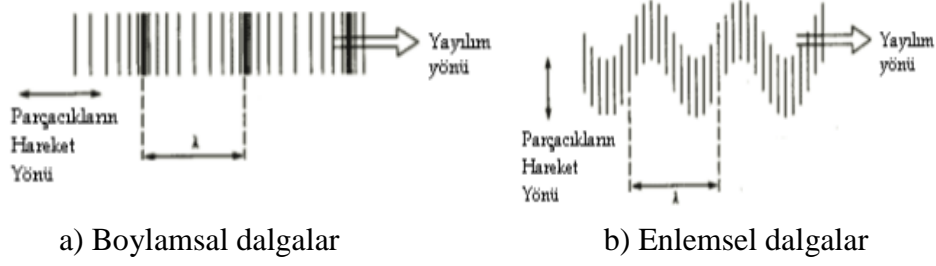
### ULTRASONİK DALGALAR

Bu bölümde, ses ötesi dalgaların özellikleri, yayılımı, üretilmesi, ultrasonik transdüktörler ve su altında darbe-eko tespiti ile ilgili bilgiler detaylı olarak verilmektedir.

#### 2.1 ULTRASONUN YAPISI

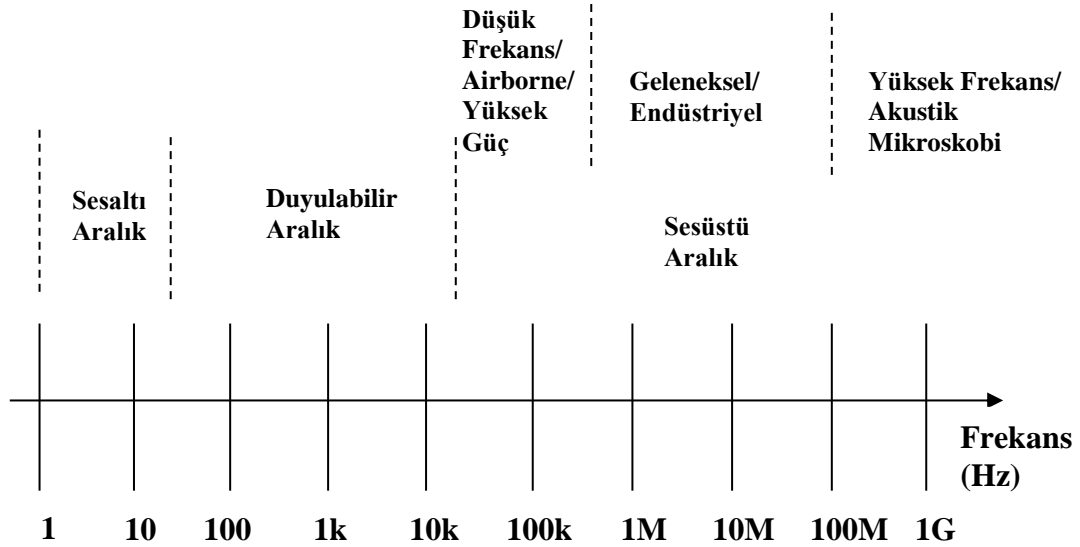
Ses, moleküllerin hızlı titreşim hareketidir ve gövde titreşim yaptığında oluşur. Dalga, konumu uzayda zamanda değişen karışıklıktır. Boşlukta hareket edebilen elektromanyetik dalgalardan farklı olarak ses dalgalarının yayılması için gaz, sıvı veya katı gibi fiziksel elastik bir ortam gerekir. Ses dalgaları, elastik veya mekanik yapının dalgalarıdır. Eğer ortamın bir parçacığı uygulanan bir gerilimle denge konumundan yer değiştirirse, iç kuvvetler sistemi orjinal dengesine getirmeye çalışırlar. Ortamı oluşturan parçacıklar karışıklıktan uzağa yayılmazlar sadece denge konumlarında ileri geri titreşim yaparlar. Mekanik titreşimler, titreşim yapan basınç dalgaları haline gelirler, ortama ve ortamın kütleleri arasında yakın temasla dalganın bağlandığı nesnelere enerji aktarırlar. Bir ses dalgası ortamda yayıldığında, mekanik enerji tanecikten taneciğe ilerleyerek hareket eder (Kinsler et al. 2000, Carlin 1964).

Ses dalgası yayılım yönü ile ilgili olarak, parçacık hareketine göre ses dalgalarının başlıca beş şekli vardır. *Boylamsal dalga*, parçacık hareketinin dalga yayılım yönüne paralel olduğu sıkışma dalgasıdır. *Enlemsel dalga*, parçacık hareketinin dalga yayılım yönüne dik olduğu kayma dalga hareketidir. Şekil 2.1’de enlemsel ve boylamsal dalgalar gösterilmektedir (Berktaş 1979). *Yüzey dalgaları*, eliptik parçacık hareketine sahiptir ve dalga yayılım yönüne dik elips ana eksenleriyle malzemenin yüzeyi boyunca hareket eder. *Düzlem (Lamb) dalgaları* ince düzlemlerde veya ultrasonun dalga boyundan daha düşük tek düze kalınlıklı örneklerde yayılır ve düzlemin bükülgen salınımına yol açar. *Burulma dalgaları* sürücü kaynak çubuk ekseninde titreşen burulma hareketi yaptığında çubuklarda veya tellerde oluşur. *Boyuna dalgalar* herhangi bir elastik/sıkıştırılabilir ortamda (katı, sıvı veya gaz) yayılabilir. Fakat diğer dalga tipleri, sadece sıvılarda veya gazlarda yayılabilir (Carlin 1964, Hellier 2001).



**Şekil 2.1** Enlemsel ve boylamsal dalgalar (Berktaý 1979).

Frekans, harmonik titreşen karışıklığın saniyedeki döngü sayısıdır. Akustik spektrum sesi, sesaltı aralık, duyulabilir aralık ve sesüstü aralık olmak üzere üç frekans aralığına böler. Ultrasonik dalga, insan kulağının en üst frekans cevap sınırı olan 20 kHz'nin üzerindeki frekans aralığına sahip insan kulağının duyamayacağı ses dalgasını ifade eder. Bu nedenle sesüstü aralık Şekil 2.2'de üç alt bölmeye ayrılmıştır. Ultrases duyulabilir sesle benzer bir şekilde davranır sadece çok daha kısa dalga boyu vardır. Sesüstü tahribatsız muayenede (Nondestructive Evaluation- NDE) kullanılan frekans aralığı genelde 100 kHz ile 50 MHz arasındadır. Bu nedenle, malzeme içindeki kusurlar gibi çok küçük yüzeyleri belirleyebilmektedir. Bu özellikler ultrasonu malzemelerin tahribatsız muayenesi için kullanışlı yapmaktadır (Hellier 2001).



**Şekil 2.2** Akustik spektrum.



Ses dalgalarının yayılma hızını; ortamın cinsi, yoğunluğu, ısısı ve diğer bazı faktörler belirlemektedir. Ortam ne kadar yoğun ise yayılma hızı o kadar artmaktadır. Çizelge 2.1’de sesin bazı maddeler içindeki yayılma hızları verilmiştir (Halliday and Resnick 1992). Bu tez çalışmasında, Bölüm 6’da ultrasonun sıvı içinde yayılmasının incelenmesi için yapılan deneylerde 22.16°C’deki saf su için yayılma hızı 1482 m/s olarak hesaplanmıştır. Bölüm 6’da yapılan deneylerde hesaplanan ses hızının Çizelge 2.1’de verilenle farklı olmasının nedeni, kullanılan suyun sıcaklık derecesi ve gazının 24 saat arındırılmış olmasıdır. Ayrıca, Bölüm 7’de yumuşak dokuda ultrason yayılımının incelenmesi için yapılan deneylerde agar içine yerleştirilen 45-53 µm aralığında olan cam boncuklardan hazırlanan fantomdaki ses hızı ortalama değeri 1545 m/s olarak hesaplanmıştır.

**Çizelge 2.1** Sesin çeşitli maddeler içindeki yayılma hızı.

Madde	Ses Yoğunluğu (gr/cm <sup>3</sup> )	Hızı (m/s)
Hava	0.001	331
Yağ	0.93	1450
Su	1.0	1540
Yumuşak doku	0.9-1.06	1540
Kemik	1.85	4080
Alüminyum	1.6	6400

## 2.2 AKUSTİK DALGA EŞİTLİĞİ

Fiziksel bir dalga matematiksel şekilde ifade edilebilir. Akıcı bir ortamdaki akustik dalga eşitliği, kütle korunumu (süreklilik eşitliği (2.1)), momentum eşitliği (hareket eşitliği (2.2)) ve mükemmel bir gaz için basınç-yoğunluk ilişkisi (durum eşitliği (2.3)) olmak üzere üç temel fizik kanunundan türetilir (Pierce 1989):

$$\partial\rho/\partial t + \nabla \cdot (\rho\mathbf{u}_s) = 0 \quad (2.1)$$

$$\rho \partial\mathbf{u}_s/\partial t + (\mathbf{u}_s \cdot \nabla)\mathbf{u}_s + \nabla \cdot P = 0 \quad (2.2)$$

$$P = C\rho^\gamma \quad (2.3)$$

Bu eşitliklerde  $u_s$  parçacık hızı vektörü,  $P$  basınç,  $\rho$  kütle yoğunluğu,  $C$  bir sabit ve  $\gamma$  özgül sıcaklık katsayısıdır (hava için  $\gamma = 1.4$ ).

Ortamın ideal olduğu varsayılmıştır. Bu durumda, (1) ortamın akışkanlığı ve enerji kaybı yoktur; (2) akustik bozukluk olmadığına ortam hareketsizdir; (3) ses yayılma işlemi adiyabatiktir (ısı ve kütle değişimi olmaz) ve (4) akustik karışıklık genliği ortam koşulları ile kıyaslandığında çok küçüktür. Akışkanlarda doğrusal, kayıpsız akustik dalga eşitliği  $c_0$  faz hızıyla (Kinsler et al. 2000, Pierce 1989);

$$\nabla^2 p = \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (2.4)$$

yazılabilir ki burada  $c_0$  faz hızı,  $p$  ise akustik basınçtır. (2.4) eşitliğinin düzlem dalga çözümü,

$$p(t, \mathbf{r}) = A \exp[j(\omega t - \mathbf{k} \cdot \mathbf{r})] \quad (2.5)$$

şeklinde. Bu eşitlikte  $\omega = 2\pi f$  radyan frekansı,  $\mathbf{r}$  koordinat sisteminin orjinine göre  $(x, y, z)$  noktasının konum vektörü ve  $\mathbf{k}$ ,  $|\omega/c_0|$  büyüklüğüne sahip, dalga yayılma yönünü gösteren sabit- faz yüzeyine dik yayılma vektörüdür.  $c_0$  faz hızı, kayıpsız ortam için gerçek sayıdır. Sadece sanal faz hızı, dalga yayıldıkça genliği azalarak gözden kaybolan dalgaya tekabül eder. Bu nedenle,  $\mathbf{k}$  dalga vektörü reel kısmı ilerleyen dalgayı, sanal kısmı giderek azalan dalgayı gösteren kompleks bir vektör olabilir.

### 2.3 ORTAMIN AKUSTİK ÖZELLİKLERİ

Ses, hızı ve kütle yoğunluğu ortamın temel akustik özellikleridir. Akışkan bir ortamda boyuna ses dalgasının yayılma hızı,  $\mathcal{B}$ 'nin ortamın sıkıştırılabilirliğini gösterdiği ve  $\rho$ 'nun ortamın kütle yoğunluğu olduğu,  $c = \sqrt{1/\mathcal{B}\rho}$  eşitliği ile tanımlanır. Genel olarak ses katılarda sıvılardan daha hızlı ve sıvılarda gazlardan daha hızlı olarak yayılır. Dalga boyu  $\lambda = c/f$ , ortam parçacıkları  $f$  frekansında bir tam titreşim döngüsünü bitirirken ses dalgasının yayılma mesafesi olarak tanımlanır (Kinsler et al. 2000).

Mekanikte, kuvvet büyüklüğünün hız büyüklüğüne oranı empedans olarak tanımlanır (Pierce 1989). Empedans, 1914 yılında Webster (Webster 1919) tarafından ve daha sonra 1921 yılında Kennelly ve Kurokawa (Kennelly and Kurokawa 1921) tarafından kullanılmıştır. Akustik dalganın özgül empedansı, akustik basıncın ortamdaki ortak parçacık hızına oranı olarak tanımlanır. Düzlem dalgası için özgül akustik empedansı,  $\rho_0$ 'ın ortamın kütle yoğunluğu ve  $c_0$ 'ın ses dalgasının yayılma hızı olduğu  $Z = \pm \rho_0 c_0$  ile tanımlanır. İşaret seçimi yayılma yönüne bağlıdır. Özgül akustik empedans birimi ( $\text{kg/m}^2\text{s}$ ) ile verilir. Akustik empedans için kullanılan bir diğer birim de (bilim adamı Lord Rayleigh ile ilgili olarak) *rayl* olarak bilinir (Kinsler et al. 2000). Ortamın karakteristik akustik empedansı ise ortamın ses hızı  $c_0$  ile kütle yoğunluğu  $\rho_0$ 'ın çarpımı  $Z_0 = \rho_0 c_0$  olarak tanımlanır. Düzlem dalga için akustik empedans, ortamın karakteristik akustik empedansına eşittir.

## 2.4 DALGA YAYILIMI: YANSIMA VE KIRILMA

Şekil 2.3'te gösterildiği gibi, bir ortamda ilerleyen dalga, ikinci bir ortamın sınıрыyla karşılaştığında yansıyan ve iletilen (kırılan) dalgalar oluşur (Kinsler et al. 2000). ( $x=0$ ) sınırında sesin bir kısmı ikinci ortama iletilebilir ve geri kalanı ilk ortama geri yansıtılır. Hem gelen dalganın hem de iki ortam arasındaki sınırın düzlemsel olduğu, her iki ortamın akışkan olduğu, ve gelen dalga  $p_i$ 'nin, yansıyan dalga  $p_r$ 'nin ve iletilen dalga  $p_t$ 'nin boylamsal dalgalar olduğu varsayılarak,

$$\begin{aligned} p_i(t, \mathbf{r}) &= T_{trans} \exp[j(\omega t - \mathbf{k}_1 \cdot \mathbf{r})] \\ p_r(t, \mathbf{r}) &= R T_{trans} \exp[j(\omega t + \mathbf{k}_1 \cdot \mathbf{r})] \\ p_t(t, \mathbf{r}) &= T_{trans} \exp[j(\omega t - \mathbf{k}_2 \cdot \mathbf{r})] \end{aligned} \quad (2.6)$$

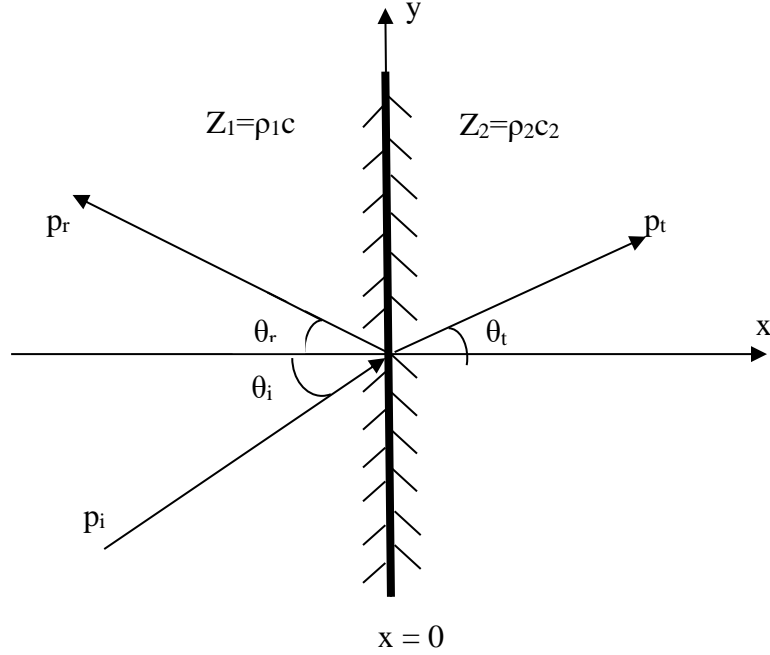
yazılabilir. Eşitlik (2.6)'da  $\omega = 2\pi f$  radyan frekansı,  $R$  ve  $T_{trans}$  sırasıyla akustik basınç yansıma ve iletim katsayılarıdır. 1 ve 2 ortamlarındaki dalga yayılım vektörleri,  $\mathbf{k}_1 = \frac{\omega}{c_1} (\hat{i} \cos \theta_i + \hat{j} \sin \theta_i)$  ve  $\mathbf{k}_2 = \frac{\omega}{c_2} (\hat{i} \cos \theta_t + \hat{j} \sin \theta_t)$  şeklindedir. Eşitlik (2.6)'da verilen üç dalga, sınırdaki bütün noktalarda iki sınır koşulunu sağlamalıdır: (1) Sınırın her iki tarafındaki akustik basınçlar eşit olmalıdır ve (2) Sınırın her iki tarafında parçacık hızlarının dik bileşenleri eşit olmalıdır. Akustik basınç yansıma ( $R$ ) ve iletim ( $T_{trans}$ ) katsayıları iki sınır koşulu ve  $\theta_i$ ,  $\theta_r$  ve  $\theta_t$ 'nin sırasıyla gelme, yansıma ve kırılma açıları olduğu  $\mathbf{k}_1 \sin \theta_i = \mathbf{k}_1 \sin \theta_r = \mathbf{k}_2 \sin \theta_t$  Snell yasası kullanılarak,

$$R = \frac{\frac{Z_2}{\cos\theta_t} - \frac{Z_1}{\cos\theta_i}}{\frac{Z_2}{\cos\theta_t} + \frac{Z_1}{\cos\theta_i}}, \quad T_{trans} = 1 + R = 1 + \frac{\frac{Z_2}{\cos\theta_t} - \frac{Z_1}{\cos\theta_i}}{\frac{Z_2}{\cos\theta_t} + \frac{Z_1}{\cos\theta_i}} \quad (2.7)$$

çözülebilir (Kinsler et al. 2000).  $R$  ve  $T_{trans}$  katsayıları hem ortamın hem de gelme açısının karakteristik empedansına bağlıdır. Dik gelme durumunda ( $\theta_i=0$ ),

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}, \quad T_{trans} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (2.8)$$

ile ifade edilir.



**Şekil 2.3** İki akışkan arasında düzlemsel sınırdaki bir düzlem dalganın yansıma ve kırılması.

## 2.5 DALGA YAYILIMI: KIRINIM VE SAÇILMA

Engeller tarafından kaynaktaki kırınım veya saçılma, ultrasonik dalganın ortamdaki yayılım yolunda yayılmasına veya sapmasına neden olan iki faktördür. Kırınım, dalgaların küçük aralıklardan (yarıklardan), engellerden veya keskin kenarlı yerlerden geçişi ile oluşur. Dalgalar böyle yerlerden geçerken doğrusal olan yollarından saparlar. Saçılma, ortamın uzamsal ve zamansal farklılıklarının sonucu olarak dalga yayılımının genlik, frekans, faz hızı veya yönünün

değişmesi olarak tanımlanabilir. Ortamdaki farklılıklar, akustik empedans farklarındaki veya sıkıştırılabilirlikteki değişimler nedeniyle oluşur (Greenleaf and Sehgal 1992). Ses dalgası saçılması olduğunda, ikincil ses çeşitli yönlerde yayılır (Pierce 1989, Kino 1987).

Saçılma davranışı, emilim, akustik empedans uyumsuzluğu, uzamsal dağılım ve homojensizliklerin ölçüsü, saçıcının şekli, birim hacimdeki ve ortam hareketindeki saçıcıların sayısı vb. birkaç faktöre bağlıdır (Greenleaf and Sehgal 1992, Pierce 1989, Kino 1987). Ultrasonun emilimi, sürtünme kuvvetleri ve ısı iletimi ile ultrasonik enerjinin ısıya dönüşümü olarak tanımlanır (Greenleaf and Sehgal 1992). Emilim işaret genliğini azaltır. Genel olarak, frekans yükseldikçe emilim artar.

Saçıcıların boyutu ve aralarındaki boşlukları içeren homojensizliklerin ölçüsü, farklı saçılma olaylarını sınıflandırmak için kullanılır. Eğer bu ölçü dalga boyundan önemli ölçüde küçükse, Rayleigh saçılması oluşur (Pierce 1989). Eğer ölçü dalga boyuna benziyor ise kırınım oluşur. Eğer ölçü dalga boyu ile kıyaslandığında çok büyük ise ve yüzey pürüzlülüğü dalga boyu ile kıyaslandığında çok küçük ise, obje düzgün yüzey gibi davranır (düzgün yansıtıcı veya ayna yansıtıcı) ve yansıma ve kırılma gibi geometrik olaylar oluşur.

Saçılmış akustik enerji dağılımı, saçıcıların şekli ve uzamsal dağılımlarından etkilenir. Farklı saçıcı şekilleri uzayda ve saçılma kesit alanında farklı saçılma örnekleri oluşturur. Saçılma kesit alanı, birim katı açıda ve birim yoğunlukta saçılan güç olarak tanımlanır. Saçılma kesit alanı saçıcı ve alıcı arasındaki mesafeye ve saçıcıdan alıcıya olan yöne bağlıdır. Periyodik, rastgele veya iki sınır arasında ortada olsa da olmasa da homojensizliklerin uzamsal dağılımı ya uzun-mesafeli ya da kısa-mesafeli saçılmaya neden olur (Pierce 1989).

Birim hacimdeki saçıcı sayısındaki değişiklik aynı zamanda çoklu saçılma ile ortamın ekojenitesini (doku veya maddelerin ses dalgalarını yansıtma özellikleri) etkiler. Çoklu saçılma, etkin saçılma kesit alanını etkiler.

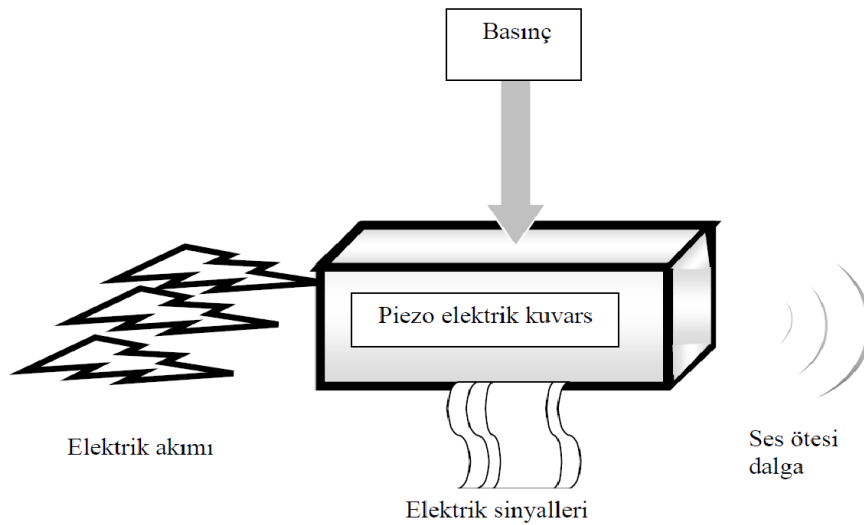
Saçıcının hareketi uzak alıcıyla belirlenen ekoda Doppler kaymasına neden olabilir. Bu, hız bileşenlerinin birinin eko frekansından sonuç çıkarmayı sağlar. Ortamın hareketi, frekans kayması, eko modülasyonu ve zamansal kaymaya neden olur.

Ultrasonik NDE ve biyomedikal uygulamalarda, bu faktörlerin her biri saçılma davranışını etkiler. Bu faktörlerin arkasındaki fizik, akustik karışıklık ve malzeme bileşimi ve yapısı arasındaki mekanik etkileşimdir.

## 2.6 SES ÖTESİ DALGALARIN ÜRETİLMESİ

1917 yılında Fransız fizikçi Langevin, frekansı işitme eşiğinin üzerinde olan bir ses kullanarak böyle bir sesin geminin motorlarından kaynaklanan parazitlerden ve denizdeki çeşitli gürültülerden etkilenmeyeceğini düşünmüştür. Bu amaçla kullandığı ses kaynağı, bol miktarda bulunan bir kristalden elde edilen bir kuvars parçası olmuştur. Uygun şekilde kesilmiş bir kuvars parçası piezoelektrik özelliği göstermektedir. Yani, kristale belli bir doğrultuda basınç uygulandığında, buna dik bir doğrultuda bir elektrik sinyali oluşur. Bunun tersi de geçerlidir, kristale alternatif bir gerilim uygulandığında kristal titreşmeye başlar. Şekil 2.4 ile verilen ses ötesi dalganın piezoelektrik madde ile oluşturulmasında kristalin büyüklüğü, doğal titreşim frekansı uygulanan elektrik sinyalinin frekansına eşit olacak şekilde ayarlanırsa, titreşimler çok büyük olabilmekte ve yoğun bir ses dalgası üretmektedir. Kuvars ve benzeri birkaç madde, günümüzde de ses ötesi dalga üretmek için kullanılmaktadır (Halliday and Resnick 1992).

Gücü, bir halden diğerine dönüştüren herhangi bir aygıt dönüştürücü (transdüktör) olarak adlandırılır. Bazı dönüştürücüler ses ötesi dalgalar oluşturabilir (Halliday 1992, Halliday and Resnick 1992).



Şekil 2.4 Ses ötesi dalganın piezoelektrik madde ile oluşturulması.

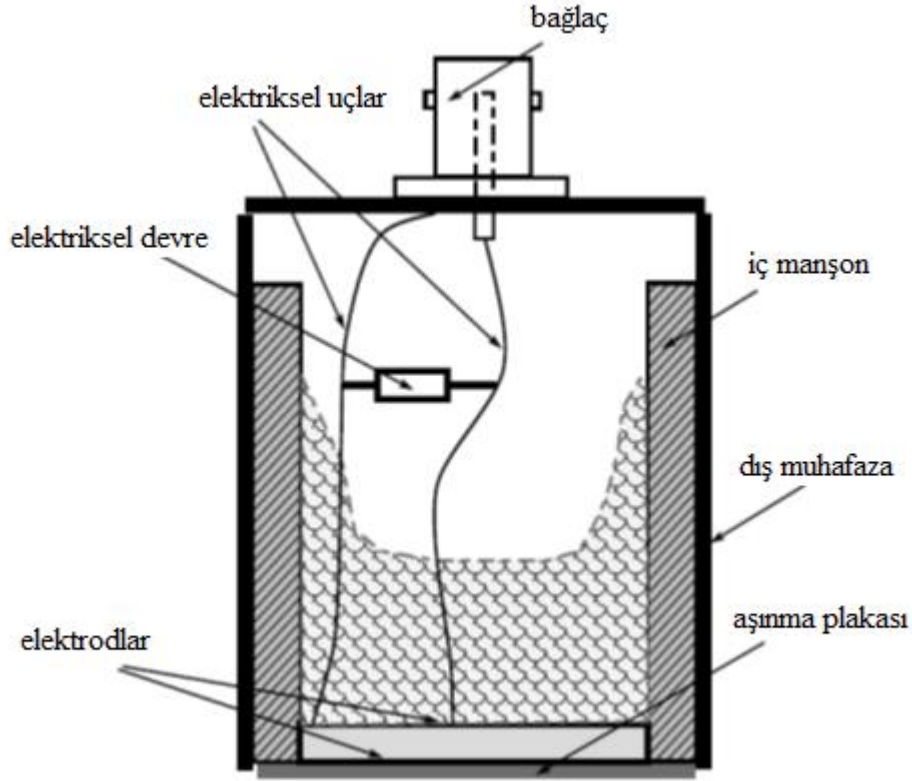
## 2.7 ULTRASONİK TRANSDÜKTÖR: İŞİMA VE ALIM

Piezoelektrik ilk olarak 1980 yılında Curie kardeşler, Pierre ve Jacques Paul tarafından keşfedilmiştir (Hellier 2001). Piezoelektrik malzemeler, gerilmeye maruz kaldıklarında veya üzerlerindeki elektrik alanı dağılımları değiştiğinde gerilme ürettiklerinde yük üreten yalıtkan malzemelerdir (Thompson 1996). Ultrasonik transdüktörün, hem elektrik işaretinden ultrases üretmek için ışıma cihazı hem de ultrasesi elektrik işaretine dönüştürmek için bir alıcı cihaz olarak davranmak üzere iki görevi vardır.

Şekil 2.5'te gösterildiği gibi transdüktörün başlıca bileşenleri, aktif eleman, arka parça ve aşınma plakasıdır. Piezoelektrik ya da ferroelektrik malzeme olan aktif eleman, elektrik-mekanik enerji ve mekanik-elektrik enerji dönüşümünü sağlar. En yaygın kullanılan piezoelektrik malzemeler polarize seramiklerdir. Piezo polimerler ve kompozitler gibi yeni malzemeler de transdüktöre ve sisteme faydalı oldukları için kullanılırlar. Arka parça genellikle aktif elemanın arka yüzeyinden yayılan enerjiyi emen, oldukça çok azaltan yüksek yoğunluk malzemesidir. Transdüktörün band genişliğini artırmak için kullanılır. İmersiyon (suya daldırma) uygulamaları için aşınma plakası sadece aktif eleman için koruma sağlamaz aynı zamanda aktif elemanın yüksek akustik empedansı ve sıvının düşük akustik empedansı (genellikle eş fazlı çıkışa ulaşmak için dörtte bir dalga boyu kalınlığa uyumlu tabaka) arasında akustik empedans dönüştürücü olarak çalışır (Hellier 2001).

Ultrasonik transdüktörlerin elektrik-mekanik enerji dönüşümü aktif elemanın iki yüzeyini gösteren iki akustik kapılı ve bir elektrik kapılı Mason eşdeğer devresi olarak adlandırılan üç-kapılı devre ile modellenenir. Akustik kapılardaki gerilme ve elektrik kapısındaki gerilim arasındaki bağlantı elektromekanik transformatör ile modellenir (Kino 1987).

Odaklamasız transdüktör (düz piston transdüktör), kırınımdan dolayı radyal olarak yayılan ultrasonik hüzme yayar. Hüzme yoğunluğu düşer ve uzak alandaki objeyi incelerken iyi yanıl çözünürlük elde etmek için hüzme çapı çok büyüktür. Bu nedenle, optikte olduğu gibi iyi lateral çözünürlük ve ilgilenilen noktada yüksek akustik hüzme yoğunluğu elde etmek için çoğunlukla odaklanmış akustik hüzme kullanılır (Kino 1987).



Şekil 2.5 Transdüktör bileşenleri (Hellier 2001).

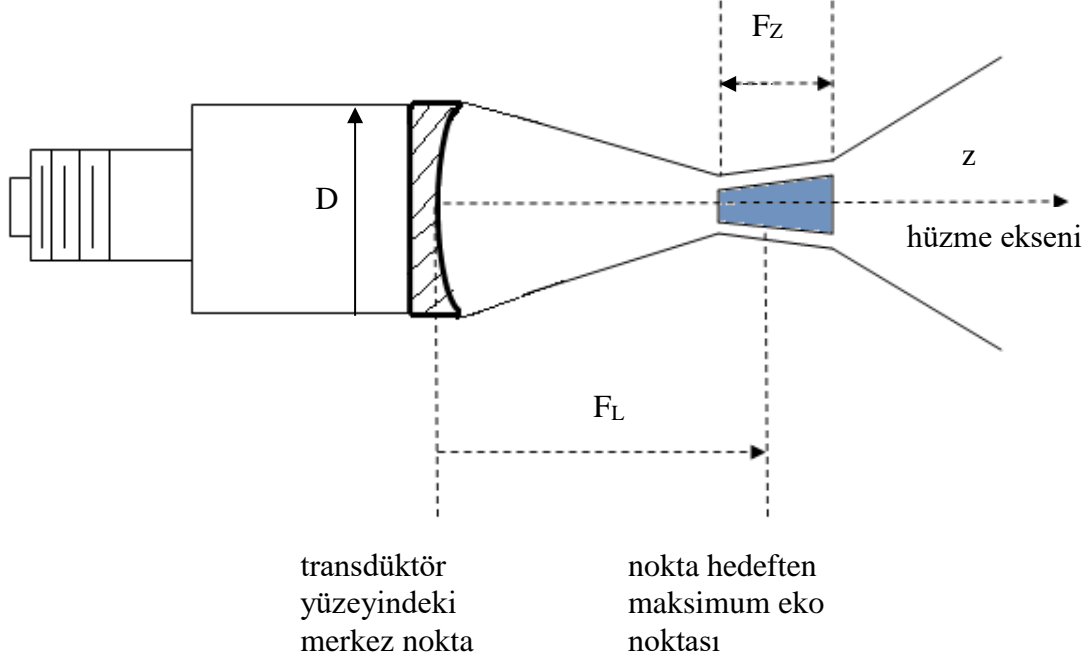
Odaklanmış ses ötesi darbe dalgaları, fonksiyonları odaklı optik lenslere benzeyen küresel veya silindirik yüzey gibi konkav (içbükey) yüzeyli tek eleman transdüktörle oluşturulur. Bir ultrason hüzmesine odaklanmak için, gerçek transdüktör salınım elemanını şekillendirmek; transdüktör yüzüne bir konkav lens takmak ve büyüteç kullanarak güneşten ışığı odaklamaya benzeyen ses ötesi enerji yoluna bikonveks (iki yüzü dışbükey) lens koymak olmak üzere üç temel yaklaşım vardır (Hellier 2001).

Transdüktörün ses alanı, ses yoğunluğunun değiştiği hüzmelerdir. Odaklamasız hüzmeye yakın alan ve uzak alan şeklinde ayrılabilir. Yakın alan, eko genliğinin bir dizi maksimum ve minimumlarla incelendiği ve en son aksenal maksimumda, transdüktörden  $N = D^2/4\lambda$  ( $D$ , transdüktör yüzeyinin çapıdır) uzaklıkta sonlandığı transdüktörün hemen ön yüzündeki bölgedir. Uzak alan,  $N$ 'den daha büyük uzaklıktaki bölgedir (Hellier 2001). Sönümlenme, enerjideki aşamalı kayıptır. Ses ötesi hüzmeye ortama yayıldıkça zayıflar. Yakın alandaki sönümlenme, kenar kırınımı, emilim (sürtünme ve ısı) ve saçılma ile ilişkilidir.

Şekil 2.6'da gösterildiği gibi küresel odaklı transdüktör önemli karakteristiklere sahiptir; çap ( $D$ ), nokta hedeften alınan maksimum eko noktası ve transdüktör yüzeyindeki merkez nokta



arasındaki mesafe olan odak uzunluğu ( $F_L$ ), odak noktası genişliğine ait eko genlikleri -6 dB olan iki nokta arasındaki darbe- eko hızme aksenal mesafesi olan odak derinliği ( $F_Z$ ),  $F_L$ 'deki -6 dB darbe- eko hızme lateral çapı olan hızme çapı ( $BD_{(-6dB)}$ )' dir (Kino 1987).



**Şekil 2.6** Küresel odaklı transdüktör hızmesi (Kino 1987).

Bir transdüktörün sayısal açıklığı, odak uzunluğunun çapına oranı olarak tanımlanır ( $f^\# = F_L/D$ ). Transdüktör dalgası, merkez frekansı ( $f_0$ ), -3 dB frekans band genişliği ( $\Delta f_{(-3 dB)}$ ), -20 dB seviyesinde veya % 10 tepe genişliğinde dalga süresi olan darbe süresi (Pulse Duration- PD), saniyede üretilen darbelerin sayısı olan darbe tekrarlama frekansı (Pulse Repetition Frequency- PRF) parametrelerine sahiptir. Transdüktör genellikle merkez frekansı  $f_0$ , çapı  $D$  ve sayısal açıklığı  $f^\#$  ile tanımlanır.

Küresel odaklı bir transdüktörün odak düzleminde ( $z=ROC$ , transdüktör eğriliği) lateral akustik basınç dağılımı,

$$\left| \frac{p(\rho = r, z = ROC)}{p(\rho = 0, z = ROC)} \right| = \left| \frac{2J_1(k \frac{D}{2} r)/ROC}{(k \frac{D}{2} r)/ROC} \right| \quad (2.9)$$

ile tanımlanır (Kino 1987, Raum and O'Brien 1997). Eşitlik (2.9)'da  $z$  eksen, transdüktör yüzeyi merkez noktasında başlayan hüzmeye eksen ve  $\rho$  eksen lateral eksenlerdir. Küresel odaklı bir transdüktörün aksenal basınç dağılımı (Kino 1987, Raum and O'Brien 1997);

$$\left| \frac{p(\rho = 0, z)}{p(\rho = 0, z = ROC)} \right| = \frac{ROC}{z} \left| \text{sinc} \left[ \frac{D^2}{2\lambda ROC} \left( \frac{ROC}{z} - 1 \right) \right] \right| \quad (2.10)$$

ile ifade edilir. Eşitlik (2.9) ve (2.10) vasıtasıyla -6 dB darbe-eko hüzmeye lateral çapı ( $BD_{(-6dB)}$ ) ve -6 dB darbe-eko hüzmeye aksenal odak derinliği ( $F_Z$ ),

$$BD_{(-6dB)} = 1.028\lambda f^\# = 1.028\lambda \frac{F_L}{D} \quad (2.11)$$

$$F_Z = 7.08\lambda f^{\#2} \quad (2.12)$$

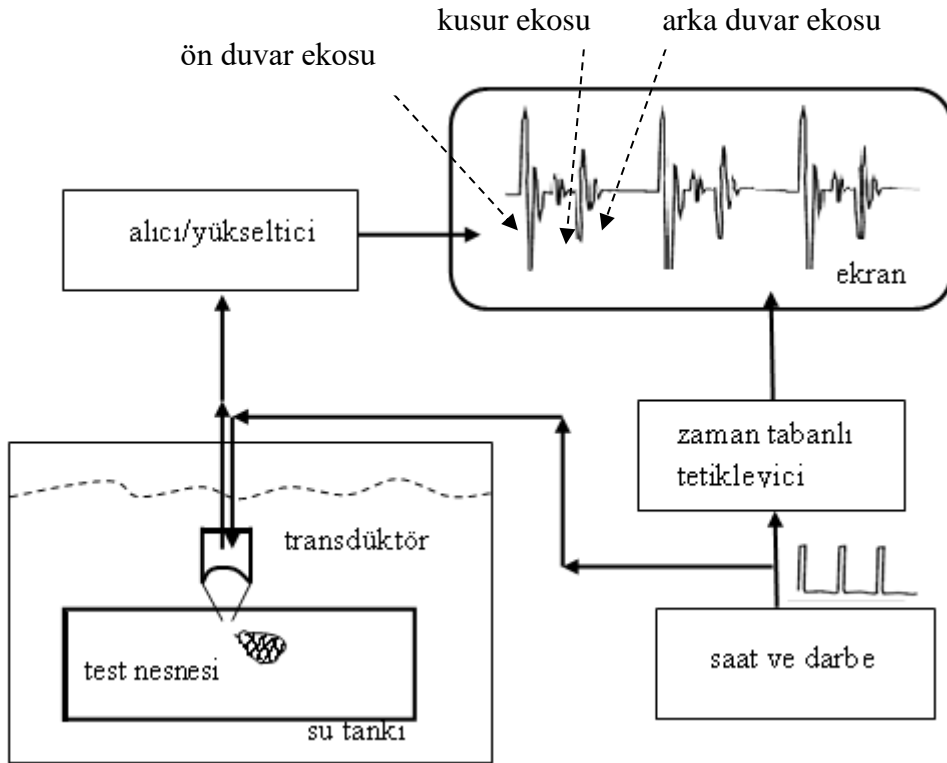
ile bulunabilir (Kino 1987).

## 2.8 SU ALTINDA DARBE-EKO TESPİTİ

Ultrasonik darbe-eko tespit etme tekniği, çok kısa zamanda hızlı bir şekilde gelişerek kabul edilen bir NDE tekniği olmuştur (Thompson 1996). Darbe-eko tespit etme, ultrasonik kaynakla ses ötesi darbe dalgasının oluşumunu, tespit edilecek hedeflerle toplanan ses ötesi ekoların alımını ve eko dalga şeklinin yorumlanmasını gerektirir. Temel olarak, darbe-eko tespit etmede, ses ötesi hüzmeye bir engelle karşılaşınca kadar farkedilir kayıp olmadan hareket ettiği test nesnesine gönderilir. Ses ötesi dalga, ortamda gelen enerjinin bir kısmını alıcıya geri yansıtan homojensizliklerle karşılaştığında ekolar üretir (Thompson 1996).

Şekil 2.7'de gösterildiği gibi tipik bir ultrasonik su altında darbe-eko tespit etme sistemi, su tankı, transdüktör, darbe (saat), alıcı/yükseltici ve ekrandan oluşur (Hellier 2001). Darbeleyici, zaman tabanlı tetikleyici modülüne gerilim sağlarken aynı zamanda transdüktörü uyarmak için kısa, yüksek-gerilimli darbe üretir. Transdüktör, suya ultrasonik darbe gönderen ve test nesnesinden gelen ekoları alan alıcı/verici modunda çalışır. Ekolar daha sonra transdüktörle elektriksel gerilime dönüştürülür ve alıcı/yükseltici tarafından yükseltilir. Darbeleyici darbe

tekrarlama frekansında, bir dizi darbe üretir böylece darbe-eko tespit etmede tekrarlanan zaman gecikmiş darbeler kullanılır. Tetikleyici ile senkronize edilmiş alınan elektriksel işaretler zaman dizisi işareti olarak ekranda gösterilir. Bu dalga şekillerinin gecikmesi ve genliği, hedeflerin mesafesi ve saçılma gücüyle orantılı olan ekoların varış zamanı ve genliği ile uyumludur. Test nesnesi üzerinde farklı konumlarda ekoları elde etmek için, transdüktör genellikle bir konum sistemine monte edilir ve bu sistemle hareket ettirilir (Pierce 1989). Ultrasonik darbe-eko belirleme işlemi, genellikle geri saçılmış ölçüm olarak adlandırılır. Küresel odaklamalı bir transdüktör hem alıcı hem de verici olarak çalışır. Genellikle, geri saçılmış ekonun genliği, hedefin boyutu, şekli ve hedef ve onu çevreleyen ortam arasındaki empedans farkı gibi hedefin saçma gücü hakkında bilgi verir. Ortamda  $c$  ses hızının sabit olduğu varsayılırsa, geri saçılmış ekonun varış zamanı  $\tau$ , alıcı ve hedef arasındaki mesafe  $z(\tau)$  hakkında bilgi verir ( $z(\tau)=c\tau/2$ ). Mesafenin ve hedefin boyutunun kestirimi ortamın homojensizliği, gürültüler, hedef hareketi, zayıflama, çeşitli saçılmalar gözönüne alındığında pratikte zor bir problemdir.



Şekil 2.7 Suda darbe-eko tespit etme sistemi.

Bu tez çalışmasında, Bölüm 4'te modellenen dalga yayılımı, Şekil 2.7'de verilen darbe-eko tespit etme yöntemi esas alınarak, Şekil 6.4 ile verilen deney düzeneği kurularak test edilmiştir.



## BÖLÜM 3

### KATILARDA SES VE ULTRASES DALGALARI

Bu tez çalışmasında ilk olarak ince düzlemlerde tek transdüktör kullanılarak ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi yapılmaktadır. Bu nedenle, katılardaki dalga türleri ve dalganın yayıldığı malzeme özellikleri hakkında bilgi sahibi olunması önemlidir. Bu amaçla, bu bölümde, ilk önce dalganın yayıldığı malzemelerin karakteristik nicelikleri ve elastik dalga türleri incelenecek, daha sonra ise ince düzlemlerde elastik dalgalar için teorik çözüm türetilmektedir.

Elastik dalgalar sadece gaz ve sıvılarda değil aynı zamanda katılarda da yayılırlar. Gazların ve sıvıların elastik özellikleri sadece kütle elastisiteleri ile belirlenir. Bu nedenle gazlarda ve sıvılarda hareket edebilen tek dalga şekli, boylamsal elastik dalgalardır. Katıların elastik özellikleri farklıdır. Katılar, sıvı ve gazlarda olmayan form elastisitesine sahiptirler. Bu nedenle, sadece boylamsal dalgalar değil aynı zamanda diğer dalgalar da katılarda yayılabilir.

Hooke yasasına göre, kuvvet etkisi altında malzemenin  $\Delta L$  uzaması,

$$\Delta L = kL (F/S) \quad (3.1)$$

ile uygulanan gerilme ile orantılı olmalıdır (Kaner and Segal 1963). Burada,  $F$  uygulanan kuvvet;  $S$  kesit alanı;  $L$  malzeme uzunluğu;  $k$  ise malzemenin özelliklerine bağlı orantılılık katsayısıdır ve Young modülünün tersidir ( $k=1/E$ ). Young modülü, elastisite modülüdür. Elastik sınır aşılmadığı sürece verilen bir malzeme için elastisite modülü sabittir ve malzemenin elastik özelliklerini belirleyen karakteristik bir niceliktir. Young modülü  $\text{kg/mm}^2$  ya da CGS (Santimetre-Gram-Saniye) ölçü sisteminde  $\text{din/cm}^2$  olarak ifade edilir ( $1\text{kg}=981.000 \text{ din}$ ,  $1\text{cm}^2= 100\text{mm}^2$ ) (Kaner and Segal 1963).

Uygulanan  $F$  kuvvetinin etkisi altında malzeme gerildiği zaman, kesit alanı küçülür. Gerilmeden önceki  $d$  çapı  $\Delta d$  kadar azalır,  $L$  uzunluğu  $\Delta L$  kadar artarsa, verilen malzeme için küçülmenin uzamaya oranı sabit olacaktır. Bu oran,  $\sigma$  ile gösterilir ve

$$\sigma = \frac{\Delta d}{d} / \frac{\Delta L}{L} \quad (3.2)$$

Poisson oranı ya da yanal kısalma olarak adlandırılır (Kaner and Segal 1963).

### 3.1 ELASTİK DALGA TÜRLERİ

#### 3.1.1 Boylamsal Dalgalar

Katılarda da sıvılarda olduğu gibi parçacıkların hareketinin dalga ilerleme yönünde olduğu boylamsal elastik dalgalar yayılabilir. Akışkanlarda elastik dalga ortamın elastisitesinden ve parçacıklarının eylemsizliğinden kaynaklanır ve katılarda da aynı durum geçerlidir (Kaner and Segal 1963).

Metal bir çubuk asılır ve kenarına çekiçle vurulursa darbe sonucu olarak çubuğun kenarında sıkışma oluşur ve parçacıklar darbe yönünde yer değiştirirler. Metal çubuğun elastisite ve eylemsizlik özelliklerinden dolayı, bu sıkışma diğer katmanlara iletilir ve havaya yayılan ses darbesine benzer bir elastik darbe çubukta ilerler. Bu elastik darbe veya sıkıştırma dalgası karşı uca ulaşır, yansır, geri döner ve tekrar yansır. Çubuğun kenarından elastik dalganın yansıma katsayısı metal-hava arayüzeyinde 1'e yakındır. Bu nedenle çekiçle vurmanın sonucunda oluşan elastik darbe, çubukta ileri ve geri hareket edecektir ve çok sayıda yansımaya maruz kalacaktır. Dalga boyundan daha küçük çaplı bir çubukta boylamsal dalganın yayılma hızı,

$$c_{long} = \sqrt{\frac{E(1 - \sigma)}{\rho(1 + \sigma)(1 - 2\sigma)}} \quad (3.3)$$

olur ki burada  $E$  Young's modülü,  $\sigma$  eşitlik (3.2) ile verilen Poisson oranı ve  $\rho$  malzemenin yoğunluğudur.

### 3.1.2 Enlemsel veya Kayma Dalgaları

Her katı şeklindeki değişikliklere karşı koyar (Kaner and Segal 1963). Metal bir çubuk asılır ve çubuğa yanal yüzeye dik doğrultuda darbe uygulanırsa, vurulan noktadaki parçacıklar denge noktasından yer değiştirir ve kayma gerilmesine maruz kalır. Çubuğun parçacıkları arasındaki elastik bağlamdan dolayı, bu kayma yakın katmanlara iletilir. Elastik kuvvetler ve parçacıkların eylemsizliği, çubukta kayma dalgasının oluşmasına neden olur. Dalga çubuk boyunca ilerler ancak parçacıkların hareketi dalga yayılımına diktir. Bu nedenle dalga enlemesindedir (Kaner and Segal 1963). Bir çubukta enlemsel dalganın yayılma hızı,

$$c_{trans} = \sqrt{\frac{\xi}{\rho}} \quad (3.4)$$

olacaktır ve burada  $\xi$ , malzemenin kayma modülüdür. Kayma modülü  $\xi$  ile, Young's modülü  $E$  ve Poisson oranı  $\sigma$  arasındaki ilişki,

$$\xi = \frac{E}{2(1 + \sigma)} \quad (3.5)$$

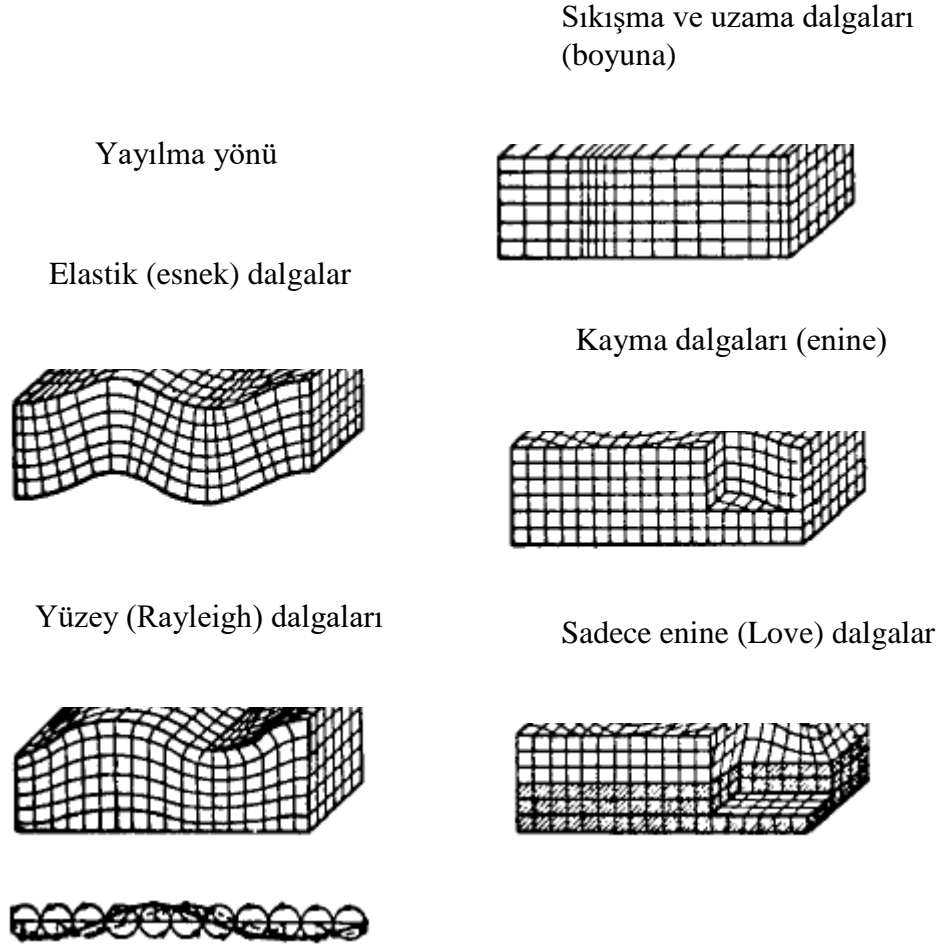
şeklindedir.

### 3.1.3 Yüzey Dalgaları

Yüzey dalgaları, elastik katının serbest yüzeyinde oluşurlar. Yüzeyden içlere doğru hareket ettikçe sönümlenirler, katı parçacıkların hareket yolları tekrar yüzeye dik düzlemler oluşturur. Bu nedenle, parçacıkların yer değiştirmesi yüzeye dik ve paralel bileşenlere sahiptir. Bu dalgaların oluşumu ilk kez İngiliz bilim adamı Rayleigh tarafından incelendiğinden Rayleigh dalgaları olarak da adlandırılırlar. Katılarda, yüzey dalgalarının hızı enlemsel dalgaların yayılma hızının yaklaşık olarak 0.9 katıdır (Kaner and Segal 1963).

Yüzey dalgalarının yayılma hızı, dalga boyundan bağımsızdır. Şekil 3.1'de katılardaki boyuna (sıkışma veya uzama), enine (kayma), elastik, yüzey (Rayleigh) ve enine (Love) dalga türleri gösterilmiştir. Enine (Love) dalga türü, en azından iki ortamın temas eden katmanları

olduğunda en üst tabakada oluşur. Yayılma hızları, Rayleigh dalgasından daha büyüktür ve dalga boyuna bağlıdır.



Şekil 3.1 Katılardaki dalga türleri (Kaner and Segal 1963).

## 3.2 İNCE SONSUZ İZOTROPİK DÜZLEMLERDE ELASTİK DALGALAR İÇİN TEORİK ÇÖZÜM

### 3.2.1 Düzlemin Darbe Cevabı

Fällström ve arkadaşlarına göre darbeden  $r$  uzaklıktaki bir mesafede  $t$  zamanında parçacık yer değiştirmesi  $w(t,r)$ ,



$$w(t, r) = \frac{a}{4\pi D} \left( \frac{\pi}{2} - \int_0^{\frac{\beta^2}{4}} \frac{\sin x}{x} dx \right) \quad (3.6)$$

ifade edilir (Fallström et al. 2002). Eşitlik (3.6)'da,

$$\beta = \frac{r}{\sqrt{at}}, \quad a = \sqrt{\frac{D}{\rho h}}, \quad D = \frac{Eh^3}{12(1 - \sigma^2)} \quad (3.7)$$

olup  $\beta$  benzerlik parametresi,  $a$  düzlem parametresi,  $D$  düzlem sertliği,  $h$  düzlem kalınlığı,  $E$  Young's modülü ve  $\sigma$  Poisson oranıdır. İnce düzlemlerde elastik dalga yayılımının teorik olarak modellenebilmesi için (3.7) eşitliği ele alınarak (3.6) eşitliği tekrar düzenlenirse,

$$\begin{aligned} w(t, r) &= \frac{a}{4\pi D} \left( \frac{\pi}{2} - \int_0^{\left(\frac{r}{\sqrt{at}}\right)^2} \frac{\sin x}{x} dx \right) \\ &= \frac{a}{4\pi D} \left( \frac{\pi}{2} - \int_0^{\frac{r^2}{4at}} \frac{\sin x}{x} dx \right) \\ &= \frac{a}{4\pi D} \left( \frac{\pi}{2} - \pi \int_0^{\frac{r^2}{4at}} \frac{\sin(\pi x)}{\pi x} dx \right) \\ &= \frac{a}{4D} \left( \frac{1}{2} - \int_0^{\frac{r^2}{4at}} \frac{\sin(\pi x)}{\pi x} dx \right) \end{aligned} \quad (3.8)$$

elde edilir. (3.8) eşitliğinde elde edilen parçacık yer değiştirmesi kullanılarak parçacık hızı,

$$c_p(t, r) = \frac{\partial w(t, r)}{\partial t} \quad (3.9)$$

olarak hesaplanır ve (3.9) eşitliğinde  $w(t, r)$  yerine yazılırsa,

$$\begin{aligned} c_p(t, r) &= \frac{\partial w(t, r)}{\partial t} \\ &= \frac{\partial}{\partial t} \frac{a}{4D} \left( \frac{1}{2} - \int_0^{\frac{r^2}{4\pi at}} \frac{\sin(\pi x)}{\pi x} dx \right) \\ &= -\frac{\partial}{\partial t} \frac{a}{4D} \int_0^{\frac{r^2}{4\pi at}} \frac{\sin(\pi x)}{\pi x} dx \end{aligned}$$

$$= \frac{a}{4D\pi t} \sin\left(\frac{r^2}{4at}\right) \quad (3.10)$$

elde edilir. Bu eşitlikten  $t \rightarrow 0$  oldukça sinüs ifadesinin sonsuza gittiği görülebilir. Buna fiziksel bir anlam katmak için ayrıca  $t \rightarrow 0$  oldukça ses hızının (faz hızı) sonsuza gittiği varsayılmalıdır. Ancak bu varsayım, gerçekte bir düzlemdeki durum için geçerli değildir. Aslında,  $c_p(t,r)$ 'nin örneklenmiş haliyle çalışıldığı için, elde edilen işaretler  $f \in [0, f_s/2)$  'ye bandsınırlıdır. Burada,  $f_s$  ölçüm sisteminin örnekleme frekansıdır. Bu nedenle, işaretin bu band sınırını içermesi için, sinüs frekansının  $f_s/2$ 'den yüksek olduğu zaman çalışılmalıdır.  $\sin \theta(t,r)$ 'nin anlık frekansı,

$$\emptyset(t,r) = \frac{d}{dt} \theta(t,r) \quad (3.11)$$

ile tanımlanır ve (3.11) eşitliği, (3.10) eşitliğinde elde edilen  $\theta(t,r)$  değeri ile tekrar düzenlenirse,

$$\begin{aligned} \emptyset(t,r) &= \frac{d}{dt} \frac{r^2}{4at} \\ &= -\frac{r^2}{4a} \frac{1}{t^2} \\ &= \frac{r^2}{4a} \frac{1}{t^2} \end{aligned} \quad (3.12)$$

elde edilir. Bu durumda, hangi  $t$  zamanı değerinin  $\emptyset(t,r) \geq f_s/2$  anlık frekansı olduğunun belirlenmesi gerekir.

$$\begin{aligned} \frac{r^2}{4a} \frac{1}{t^2} &\geq \frac{f_s}{2} \\ t &\leq \frac{r}{\sqrt{2af_s}} \end{aligned} \quad (3.13)$$

(3.13) eşitliğinde elde edilen  $t$  zamanının altındaki değerlerde parçacık hızı  $c_p(t,r)$  sıfırdır. Başka bir deyişle  $f_s$  örnekleme frekansı ile örneklenen bir sistem için, parçacık hızı,

$$c_p(t, r) = \begin{cases} \frac{a}{4D\pi t} \sin(\theta(t, r)), & t > \frac{r}{\sqrt{2af_s}} \\ 0, & t \leq \frac{r}{\sqrt{2af_s}} \end{cases} \quad (3.14)$$

yazılabilir.

### 3.2.2 Sensör ve Uyarımın Modellenmesi

Düzlemin sensörden  $r$  uzaklıkta bulunan bir kaynak işareti ile uyarıldığı ve sensörün doğrusal, zamanla değişmez bir sistem olduğu varsayılır. Doğrusal, zamanla değişmeyen (DZD) sistemlerde, giriş işareti belli bir miktar ötelendiğinde çıkış işareti de aynı miktarda ötelenir. Böyle bir sistemde doğrusal dönüşüm veya öteleme sırasının önemi yoktur. DZD sistemin girişine birim darbe işlevi uygulandığında elde edilen çıkış DZD sistemin birim darbe yanıtıdır. Sistem doğrusal olduğu için, giriş bir sabit katsayı ile ölçeklendiğinde çıkış da aynı oranda ölçeklenir. Dolayısıyla DZD sistemlerde, süperpozisyon ilkesi geçerlidir (Schetzen 2002).

Bu tez çalışmasında, Bölüm 5'te kaynak uyarımı ve ultrasonik sensör darbe cevabının modellenmesi için sonlu darbe cevabı (Finite Impulse Response- FIR) ve sonsuz darbe cevabı (Infinite Impulse Response- IIR) model yapıları kullanılmıştır.

### 3.2.3 Eder Fonksiyonu ve Gradyantı

(3.14) eşitliği (3.7)'de tanımlanan, bilinmeyen  $\alpha$  ve  $D$  parametrelerini içerir. Yoğunluk  $\rho$  ve düzlem kalınlığı  $h$ 'nin bilindiği varsayılarak,  $\alpha$  kullanılarak kolaylıkla hesaplanabileceğinden bilinmeyen parametreler kestirilebilir. (3.14) ile elde edilen parçacık hızı eşitliği kullanılarak bilinmeyen  $D$  parametresine göre model gradyanı,

$$\frac{\partial}{\partial D} c_p(t, r) = \frac{\partial}{\partial D} \left[ \frac{\sqrt{\frac{D}{\rho h}}}{4D\pi t} \sin \left( \frac{r^2}{4\sqrt{\frac{D}{\rho h}} t} \right) \right]$$

$$\begin{aligned}
&= \frac{1}{8\pi h t \rho D} \frac{\sin\left(\frac{r^2}{4t\sqrt{\frac{1}{\rho h}}D}\right)}{\sqrt{\frac{1}{\rho h}}D} - \frac{r^2}{32\pi t^2 D^2} \cos\left(\frac{r^2}{4t\sqrt{\frac{1}{\rho h}}D}\right) \\
&\quad - \frac{\sqrt{\frac{1}{\rho h}}D}{4\pi t D^2} \sin\left(\frac{r^2}{4t\sqrt{\frac{1}{\rho h}}D}\right)
\end{aligned} \tag{3.15}$$

şeklinde elde edilir. Bilinmeyen  $\alpha$  ve  $D$  parametrelerini En Küçük Kareler (Least Squares- LS) kullanarak kestirmek mümkündür. Bu tez çalışmasında, (3.26) eşitliği ile parametre vektörü kestirilmektedir.

### 3.3 İNCE SONSUZ İZOTROPİK DÜZLEMLERDE ELASTİK DALGA YAYILIMININ MODELLENMESİ

#### 3.3.1 Problem Formülasyonu

##### 3.3.1.1 Düzlem modeli

Sonsuz ince bir düzlem ya da kenarlardan uzakta sensörleri (ya da sensörü) olan bir düzlem için, sensörden  $r$  uzaklıkta bir noktadan başlayan elastik dalga yayılımı (parçacık hızı) (3.14) eşitliğinde elde edilmiştir. Eğer, düzleme ait kalınlık  $h$  ve yoğunluk  $\rho$  parametrelerinin bulunduğu varsayılırsa, (3.14) eşitliği ile elde edilen model sadece bir bilinmeyen ile parametre ( $D$ ) ile ifade edilebilir. Başka bir deyişle, dalga yayılımı  $c_p(t, r; D)$  şeklinde yazılabilir.

Pratikte, ölçülen işaret  $u(t, r; D)$ ; uyartım işareti, düzlem transfer fonksiyonu ve sensör transfer fonksiyonunun kombinasyonudur. Böylece  $u(t, r; D)$ ,

$$u(t, r; D) = h_e(t) * c_p(t, r; D) * h_r(t) \tag{3.16}$$

şeklinde ifade edilebilir. (3.17) eşitliğinde;  $*$  konvolüsyon işlemi gösterir.  $h_e(t)$  ve  $h_r(t)$  işaretleri ise sırasıyla uyartımın (kaynak işaretinin) ve alıcının (sensörün) darbe cevaplarıdır. Başka bir deyişle, ölçülen işaret  $c_p(t, r; D)$  değil  $u(t, r; D)$  olacaktır. İşaret modeli,

$$u(t, r; D) = h_{er}(t) * c_p(t, r; D) \quad (3.17)$$

şeklinde basitleştirilebilir. Burada,  $h_{er}(t) = h_e(t) * h_r(t)$ 'dir. Bu yüzden, kestirim problemi, bilinmeyen düzlem parametresi  $D$ 'nin eşzamanlı kestirimini ve uyarım ve sensör darbe cevabı birleşiminin deneysel (gözlemsel) modelini gerektirir.

### 3.3.1.2 İşaretlerin örnekleme

Hem modellenen hem de ölçülen işaretlerin, (3.16) ile verilen sürekli zaman modelinin ayrık versiyonu olduğu varsayılmıştır. Verilen bir örnekleme periyodu  $T_s = 1/f_s$  için bu,

$$c_p[n, r; D] = c_p(t, r; D) \Big|_{t = nT_s} \quad (3.18)$$

anlamındadır. Burada  $n = 0, 1, \dots, N_p - 1$  şeklindedir. Ayrıca, örtüşmeden kaçınmak için ölçülen işaretlerin örneklemeden önce alçak geçiren filtre ile filtrelendiği varsayılmıştır. Benzer bir şekilde, uyarım ve sensör cevaplarını içeren tam model,

$$u[n, r; D] = h_{er}[n] * c_p[n, r; D], \quad n = 0, 1, \dots, N_u - 1 \quad (3.19)$$

ile ifade edilir .

### 3.3.1.3 Gaus-Newton yaklaşımı ile parametre kestirimi

En küçük kareler hata kriteri kullanılarak, hataların karesi toplamı,

$$J = (\mathbf{u} - \hat{\mathbf{u}}(\boldsymbol{\theta}))^T (\mathbf{u} - \hat{\mathbf{u}}(\boldsymbol{\theta})) \quad (3.20)$$

şeklinde yazılabilir. Eşitlik (3.20)'de  $\mathbf{u}$ , (3.19) eşitliğinde verilen ölçülen işaret,  $\hat{\mathbf{u}}(\boldsymbol{\theta})$  ise  $\boldsymbol{\theta}$  parametreleri ile verilen modellenen işarettir. Optimizasyon algoritmasının amacı, eşitlik (3.20)'de verilen eder fonksiyonu  $J$ 'yi minimize eden  $\boldsymbol{\theta}$ 'yı bulmaktır. Eder fonksiyonu parametrelere göre doğrusal olmadığı durumda ve  $\boldsymbol{\theta}$ 'ya bağımlılık ile çarpanlara ayrılmadığında, doğrusal olmama probleminin çözülmesi gerekir (Kay 1993). Eder fonksiyonun minimum değeri, gradyanı sifıra eşit olduğunda elde edilir;

$$\frac{\partial J}{\partial \theta} = 0 \quad (3.21)$$

veya matris formunda eşitlik (3.20), eşitlik (3.21)'de yerine yazılır ve çözülürse,

$$g(\theta) = \frac{\partial \hat{u}(\theta)^T}{\partial \theta} (u - \hat{u}(\theta)) = 0 \quad (3.22)$$

elde edilir.

Eşitlik (3.20)'de verilen doğrusal olmayan en küçük kareler problemini çözmenin bir yolu Gauss-Newton yöntemidir. Bu yöntem,  $\hat{u}(\theta)$  modelini bazı  $\theta_0$  çalışma noktalarında doğrusallaştırarak ve daha sonra doğrusal en küçük kareler problemini çözerek çalışır.  $\hat{u}(\theta)$  'nın  $\theta_0$  civarındaki bir doğrusal yaklaşımı eşitlik (3.23) ile verilebilir,

$$\hat{u}(\theta) \approx \hat{u}(\theta_0) + \left. \frac{\partial \hat{u}(\theta)}{\partial \theta} \right|_{\theta = \theta_0} (\theta - \theta_0) \quad (3.23)$$

$H(\theta)$  modelin gradyanı olarak tanımlanırsa,

$$H(\theta) = \frac{\partial \hat{u}(\theta)}{\partial \theta} \quad (3.24)$$

şeklinde yazılır. Eşitlik (3.20)'deki en küçük kareler kriteri,

$$\begin{aligned} J &= [u - \hat{u}(\theta)]^T [u - \hat{u}(\theta)] \\ &\approx [u - \hat{u}(\theta_0) - H(\theta)(\theta - \theta_0)]^T [u - \hat{u}(\theta_0) + H(\theta_0)(\theta - \theta_0)] \\ &= [u - \hat{u}(\theta_0) + H(\theta_0)\theta_0 + H(\theta_0)\theta]^T [u - \hat{u}(\theta_0) + H(\theta_0)\theta_0 + H(\theta_0)\theta] \end{aligned} \quad (3.25)$$

ile yazılır ve  $u - \hat{u}(\theta_0) + H(\theta_0)\theta_0$  ifadesinin bilindiği varsayılırsa,  $\theta$  için çözüm tekrar düzenlenebilir ve  $\theta$  parametre vektörü iteratif bir işlemle kestirilebilir.  $K$  iterasyon sayısı için Gauss-Newton yöntemi ile verilen parametre vektörü,

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}_{K+1} = \hat{\boldsymbol{\theta}}_K + (\mathbf{H}^T(\boldsymbol{\theta}_K)\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_K))^{-1}\mathbf{H}^T(\boldsymbol{\theta}_K)(\mathbf{u} - \hat{\mathbf{u}}(\boldsymbol{\theta}_K)) \quad (3.26)$$

olarak yazılabilir. Burada  $\hat{\boldsymbol{\theta}}_K$ ,  $K$  iterasyonu için parametre kestirimlerini gösterir,  $\mathbf{u}$  gözlemlenen cevapların vektörüdür,  $\hat{\mathbf{u}}$  ise modellenen cevapların vektörüdür.  $\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_K)$  matrisi,

$$\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}) = \frac{\partial \hat{\mathbf{u}}(\boldsymbol{\theta})}{\partial \boldsymbol{\theta}} = \begin{bmatrix} \frac{\partial \hat{\mathbf{u}}(\boldsymbol{\theta})}{\partial \boldsymbol{\theta}_1} \\ \frac{\partial \hat{\mathbf{u}}(\boldsymbol{\theta})}{\partial \boldsymbol{\theta}_2} \\ \vdots \\ \frac{\partial \hat{\mathbf{u}}(\boldsymbol{\theta})}{\partial \boldsymbol{\theta}_{N_\theta}} \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

her bir parametreye göre modelin gradyantıdır. Bu durumda iteratif algoritma aşağıdaki şekilde çalışır:

1. İterasyon sayısı  $K = 0$  olarak ayarlanır.
2. Parametre vektörü  $\boldsymbol{\theta}_0$  için başlangıç tahmini yapılır.
3. Gradyant  $\mathbf{H}(\boldsymbol{\theta}_K)$  ve modellenen cevap  $\hat{\mathbf{u}}(\boldsymbol{\theta}_K)$  hesaplanır.
4. Eşitlik (3.26)'ya göre parametre kestirimleri güncellenir.
5. Durma kriteri kontrol edilir.
6. Eğer herhangi bir durma kriteri ile karşılaşırsa, algoritma durdurulur, diğer durumlarda iterasyon sayacı  $K \leftarrow K+1$  olacak şekilde artırılır ve 3. adımdan başlanır.

İteratif algoritma herhangi bir durma kriteriyle karşılaşılması durumunda duracaktır. Örneğin bir iterasyondan sonraki iterasyona göre parametre vektöründeki değişim yeterince küçükse, yani  $\|\hat{\boldsymbol{\theta}}_K - \hat{\boldsymbol{\theta}}_{K-1}\| < \varepsilon$  durumu sağlanırsa algoritma sonlanacaktır. Burada,  $\varepsilon$  seçilen küçük bir eşik değeridir. Algoritmayı sonsuz döngüden kurtarmak için, maksimum iterasyon sayısı tanımlanmalıdır. Algoritma, yakınsaması veya maksimum iterasyon sayısına ulaşılması durumunda sonlanmaktadır.





## BÖLÜM 4

### ELASTİK DALGA MODELİ KULLANILARAK UYARTIM NOKTASININ KESTİRİLMESİ

Bu bölümde, elastik dalga modeli kullanılarak uyartım noktasının kestirilmesi için oluşturulan modelde gürültünün yok edilmesi için kullanılan LMS ve uyartım ve sensör darbe cevabı birleşimi  $h_{er}(t)$  modelinin kestirimi anlatılmaktadır.

(3.17) eşitliği düzenlenerek gerçek ortamda oluşturulan deney düzeneği ile alınan işaret,

$$u(t, r; D) = h_{er}(t) * h_{SIR}(t, r; D) + v(t) \quad (4.1)$$

olarak yazılabilir. Burada, dalganın yayıldığı düzlemin uzamsal darbe cevabı (SIR- Spatial Impulse Response)  $h_{SIR}(t, r; D)$  olarak yazılabilir. Ayrıca (4.1) eşitliğinde  $r$  uyartım ve sensör arasındaki mesafeyi;  $t$  zamanı;  $v(t)$  sıfır ortalamalı  $\sigma^2$  varyanslı Gauss gürültüsünü göstermektedir. Bu durumda problem, alınan işaretin iki bilinmeyen niceliğin konvolüsyonu şeklinde ifade edilmesidir. Ancak  $h_{SIR}(t, r; D)$  dalga eşitliği çözümü olarak elde edildiğinde,  $h_{er}(t)$ 'nin faz ve band genişliği sınırlamalarına maruz kaldığı varsayılabilir. Bu varsayım altında, uyartım ve sensörün birleştirilmiş darbe cevabı ayrıştırılabilir ve sensör ve uyartım arasındaki  $r$  mesafesi kestirilebilir.

#### 4.1 ALINAN İŞARETTE OLUŞAN $v(t)$ GÜRÜLTÜSÜNÜN YOK EDİLMESİ

En küçük kareler metoduna göre, ağırlıklı hata karelerinin toplamını içeren başarı göstergesi minimize edilir. Burada hata istenen cevap ile gerçek eko modeli arasındaki fark olarak tanımlanır. Uyarlanır süzgeç katsayılarının güncellenmesi için yinelemeli bir algoritma olan LMS, en önemli uyarlama algoritmalarından biridir (Haykin 1996, Özdiç ve Hacıoğlu 2013).

LMS algoritmasında FIR ya da IIR model yapıları kullanılabilir. Ancak burada FIR model yapısı kullanılarak LMS algoritması yeniden türetilacaktır (Özdeş ve Hacıoğlu 2008). Uyarlanır FIR filtre model yapısında giriş, (3.19) eşitliği ile verilen  $u(n,r;D)$  işareti kolaylık olması açısından  $u(n)$  olarak tanımlanırsa, gecikme girişleri  $u(n), u(n-1), \dots, u(n-M+1)$ , M-1 gecikme sayısı olmak üzere  $\varphi(n)$  elamanlarını oluştururlar.  $\hat{\theta}_0(n), \hat{\theta}_1(n), \dots, \hat{\theta}_{M-1}(n)$ ;  $\hat{\theta}(n)$  elemanlarını oluşturur. Filtreleme işlemi süresince, istenilen  $y(n)$  cevabı elde edilir. Verilen bu girişe karşın FIR filtre,  $y(n)$ 'nin kestirimi olan  $\hat{y}(n)$  şeklinde bir çıkış üretir. İstenilen cevapla filtrenin gerçek çıkışı arasındaki fark olan  $e(n)$  kestirim hatası tanımlanır. Regresör vektörü  $\varphi(n)$  ve kestirim hatası  $e(n)$ , kontrol mekanizmasına uygulanır; geri-besleme döngüsü kapatılır. Bu durumda regresör vektörü ve parametre vektörü kestirimleri sırasıyla (4.2) ve (4.3) eşitliklerinde tanımlanmaktadır.

$$\varphi(n) = \begin{bmatrix} u(n) \\ \vdots \\ u(n-M+1) \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

$$\hat{\theta}(n) = \begin{bmatrix} \hat{\theta}_0(n) \\ \vdots \\ \hat{\theta}_{M-1}(n) \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Eşitlik (4.2) ve (4.3) kullanılarak filtre çıkışı;

$$\hat{y}(n) = \varphi^T(n) \hat{\theta}(n) \quad (4.4)$$

ile verilir ve kestirim hatası veya hata işareti;

$$e(n) = y(n) - \hat{y}(n) \quad (4.5)$$

Bu durumda ağırlık parametre vektörü;

$$\hat{\theta}(n+1) = \hat{\theta}(n) + \mu \varphi(n) e(n) \quad (4.6)$$

ile iteratif olarak elde edilir. Burada  $\mu$ , adım boyutu parametresi olup kestirilen parametrelerin yakınsama hızını belirleyen küçük bir sabit olarak seçilmelidir (Haykin 1996).

## 4.2 UYARTIM VE SENSÖR DARBE CEVABI BİRLEŞİMİ $h_{er}(t)$ MODELİ

(3.14) eşitliği ile türetilen parçacık hızı  $c_p(t,r)$  kullanılarak elde edilen ve (3.19) eşitliği ile verilen işaret modeli  $u(t,r;D)$ , band sınırlı değildir. Sadece sistemin örnekleme frekansı  $f_s$ 'ye dayanan bir band sınırı katılmıştır fakat bu durumda sistemin etkili band genişliği azalmaktadır.

Hem uyarımın hem de sensörün sonsuz band genişlikli darbe cevabına sahip olması pratikte mümkün olamayacağından, yapılabilecek tek sınırlama varsayımı, uyarım ve sensörün birleşmiş etkisinin DZD sistem olarak modellenmesidir. Bu yüzden,  $h_{er}(t)$  için FIR model kullanılmaktadır. Ancak performans karşılaştırması yapılabilmesi için IIR yapıda olan ARX (Auto Regressive with EXogeneous Inputs) model de kullanılmaktadır.

ARX model yapısı, ayrık modeller söz konusu olduğunda aşağıdaki fark denkleminde karşılık gelmektedir,

$$A(q)y(t) = B(q)u(t - n_k) + v(t) \quad (4.7)$$

Burada  $q$ , zamansal gecikme operatörünü,  $y(t)$ , çıkış işaretini,  $u(t-n_k)$  giriş işaretini,  $v(t)$  ise model hatalarını göstermektedir.  $n_k$  ise, giriş-çıkış arasındaki gecikmedir.  $A(q)$  ve  $B(q)$ ,  $q$  cinsinden polinomlardır.

$$A(q) = 1 + a_1q^{-1} + a_2q^{-2} + \dots + a_{na}q^{-na} \quad (4.8)$$

$$B(q) = b_0 + b_1q^{-1} + b_2q^{-2} + \dots + b_{nb}q^{-nb} \quad (4.9)$$

Dolayısı ile (4.7) eşitliği, daha açık bir şekilde girişin türetilen parçacık hızı  $c_p(t,r)$  ve çıkışın ölçülen işaret  $u(t,r;D)$  olduğu sistem için,  $h_{er}(t)$  modeli giriş-çıkış ilişkisi aşağıdaki şekilde yazılabilir;

$$\begin{aligned}
u(t) + a_1 u(t-1) + a_2 u(t-2) + \dots + a_{n_a} u(t-n_a) \\
= b_1 c_p(t-n_k) + b_2 c_p(t-n_k-1) + \dots + b_{n_b} c_p(t-n_k-n_b+1) \\
+ v(t)
\end{aligned} \tag{4.10}$$

$n_a$ , modele çıkış işaretinin kaç örnekleme zamanı gerisine kadar olan kısmının katılacağını, benzer şekilde  $n_b$  de modele, giriş işaretinin kaç örnekleme zamanı gerisine kadar olan kısmının katılacağını göstermektedir.  $n_a+n_b$  değeri, parametre sayısıdır.

(4.10) eşitliği daha genel formda yazılacak olursa,

$$\begin{aligned}
\hat{u}(t, r|\theta) &= - \sum_{k=1}^{n_a} a_k u(t-k) + \sum_{k=1}^{n_b} b_k c_p(t-k) \\
&= [1 - A(q)]u(t) + B(q)c_p(t) = \varphi(t)^T \theta
\end{aligned} \tag{4.11}$$

eşitliği elde edilir. Burada,

$$\begin{aligned}
\varphi(t) &= [c_p(t-1), c_p(t-2), \dots, c_p(t-n_b), -u(t-1), -u(t-2), \dots, \\
&\quad -u(t-n_a)]^T \\
\theta &= [b_1, b_2, \dots, b_{n_b}, a_1, a_2, \dots, a_{n_a}]^T
\end{aligned} \tag{4.12}$$

ile ifade edilir.

(4.12) eşitliği ile verilen parametre vektörü  $\theta$ 'yı en iyi şekilde kestirmek için parametrelere göre kestirim hatası  $u(t) - \hat{u}(t, r|\theta)$  boyutu minimize edilir. Bu boyutu belirlemenin bir yolu, kestirim hatası varyansıdır. Bu durumda, minimum varyans kestirimi;

$$\hat{\theta}_{MV} = \arg \min_{\theta} E\{[u(t) - \varphi(t)^T \theta]^2\} \tag{4.13}$$

olarak hesaplanır. Eşitlik (4.13)'te  $E\{.\}$  beklenen değeri gösterir. Ancak, pratikte sonlu veri kümesine ulaşıldığından minimum varyans kriteri hesaplanamaz.  $N$  veri çifti  $\{c_p(t), u(t)\}_{t=1}^N$  için varyans kestirimi,

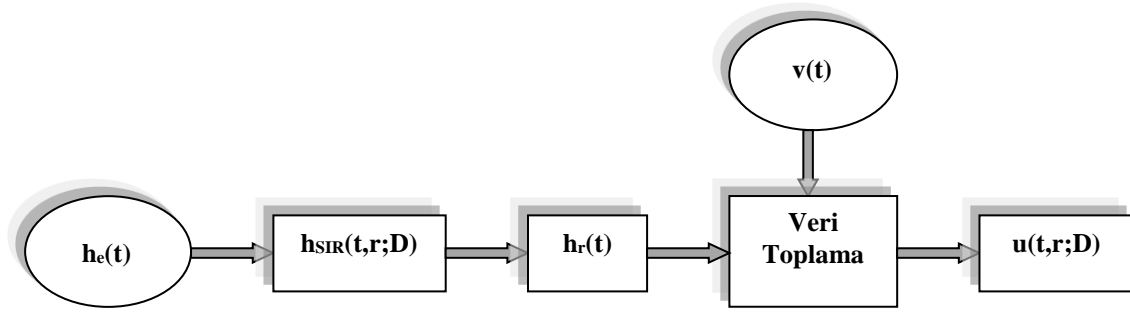
$$V(\theta) \triangleq \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \|u(t) - \hat{u}(t, \theta)\|^2 = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \|u(t) - \varphi^T(t)\theta\|^2 \quad (4.14)$$

şeklinde gerçekleştirilmektedir. En küçük kare kestirimi (Least Square Estimate- LSE);

$$\hat{\theta}_{LS} \triangleq \arg \min_{\theta} V(\theta) \quad (4.15)$$

olarak elde edilir.

Eşitlik (4.1) ile verilen gerçek ortamda deney düzeneği ile alınan işaret  $u(t,r;D)$ 'nin elde edilmesi için gerçekleştirilen işlem adımları Şekil 4.1'deki blok diyagramı ile verilmektedir.



**Şekil 4.1** Uyarıtım ve alınan işaret elastik dalga modeli.

Uyarıtım ve sensörün birleşmiş darbe cevabı  $h_{er}(t)$  bütün saçılımların dalga yayılımına katılabilmesi için (4.11) eşitliği ile doğrusal olarak modellenmektedir ve model parametreleri (4.14) ve (4.15) eşitlikleri ile verilen LSE kullanılarak kestirilmektedir.  $h_{er}(t)$  kestirimi, frekans bölgesinde;

$$\tilde{H}_{er}(w) = \frac{\tilde{P}_{SIR}(w, r; \theta)}{\tilde{U}(w, r; \theta)} \quad (4.16)$$

şeklinde ifade edilir. (4.16) eşitliğinde  $\sim$  işareti, band sınırlı işaretleri göstermektedir.



## BÖLÜM 5

### İNCE DÜZLEMLERDE ULTRASONİK DALGA YAYILIMININ MODELLENMESİ VE HEDEF UZAKLIĞININ KESTİRİLMESİ İLE İLGİLİ DENEYSEL ÇALIŞMALAR

#### 5.1 GİRİŞ

Bu tez çalışmasında, ince düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi ve hedef uzaklığının kestirilmesi ile ilgili deneysel kısım, Luleå Teknik Üniversitesi, Division of Signals and Systems laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir. Ses dalgası malzemede enine deformasyon oluşturarak yayılmaktadır. Malzemede ilerlerken sadece uyarım noktasından eşit uzaklıktaki konumlarda belirli bir gecikme ve zayıflamayla ifade edilebilir. Bu nedenle, ses dalgası elastik dalga olarak modellenmektedir. Tez çalışmasının bu bölümünde, (3.17) eşitliği ile türetilen ve (4.1) eşitliği ile gerçek ortam için düzenlenen sınırlı düzlem için teorik olarak modellenen elastik dalga yayılması yani alıcıdan alınan dalga şekli cam plaka üzerindeki ultrasonik sensörün uyarılmasıyla elde edilen ölçümlerle karşılaştırılmaktadır. Ölçüm düzeneği cam dikdörtgen plakadan oluşmaktadır ve ultrasonik sensör plaka üzerinde bulunmaktadır. Cam üzerinde belirli noktalarda uyarım yapıldığında sensörden alınan işaretler, simülasyonlar ve yapılan ölçümler karşılaştırılarak incelenmiştir. Hedef konumunu belirleyen  $r$  uzaklık parametresi, deneysel çalışmalar sonucunda elde edilen ölçümler kullanılarak kestirilmiştir.

#### 5.2 İNCE DÜZLEMLERDE ULTRASONİK DALGA YAYILIMININ MODELLENMESİ İÇİN ÖLÇÜM DÜZENEGİNİN OLUŞTURULMASI

Bu çalışmada, kullanılan cam plaka özellikleri Çizelge 5.1’de verilmiştir.

**Çizelge 5.1** İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan cam plaka özellikleri.

Plaka Özellikleri	
Kalınlık (m)	0.002
Yoğunluk (kg/m <sup>3</sup> )	2.5 x 10 <sup>3</sup>
Ağırlık (kg)	1.2
Boyut (m)	0.49 x 0.57
Yüzey Yoğunluğu (kg/m <sup>2</sup> )	5
Düzlem Sertliği (Nm)	49.4635

Düzlem sertliği parametresi  $D$ , Poisson oranı  $\sigma$  ve Young's modülü  $E$  değerleri deney düzeneğindeki plaka için literatür verileri kullanılarak belirlenmiştir (Le Bourhis 2008). Belirlenen bu literatür verileri ve Çizelge 5.1'de verilen yüzey yoğunluğu, kalınlık ve düzlem sertliği değerleri kullanılarak (3.14) eşitliği ile verilen parçacık hızı ve (4.1) eşitliğinde kullanılan düzlemin uzamsal darbe cevabı hesaplanmaktadır. Deney düzeneğinde alıcı olarak kullanılan sensör, cam plaka üzerinde orta noktaya yerleştirilmiştir. Bunun nedeni, düzenek üzerinde uyarım yapıldığında kalibrasyonun sağlanabilmesidir. Sensör cam plaka üzerine izole band kullanılarak sabitlenmiştir. Ölçümler sırasında kullanılan sensör ve teknik özellikleri Çizelge 5.2'de verilmiştir.

**Çizelge 5.2** İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan sensör özellikleri.

Part Numarası	7BB-20-6C
Rezonant Frekansı (kHz)	6.3±0.6
Rezonant Empedansı (ohm)	500 max.
Kapasitansı (nF)	8.5±30% [1 kHz]
Düzlem Boyut Çapı (mm)	20.0
Eleman Boyut Çapı (mm)	14.0
Elektrod Boyut Çapı (mm)	12.8
Kalınlık (mm)	0.42
Düzlem Kalınlığı (mm)	0.20
Düzlem Malzemesi	Pirinç



Ölçüm düzeneği üzerine uygun bir şekilde yerleştirilen sensörden alınan ölçüm verilerinin bilgisayara aktarılabilmesi için veri toplama düzeneğinin kullanılması gerekmektedir.



**Şekil 5.1** İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneylerde kullanılan veri aktarım cihazı.

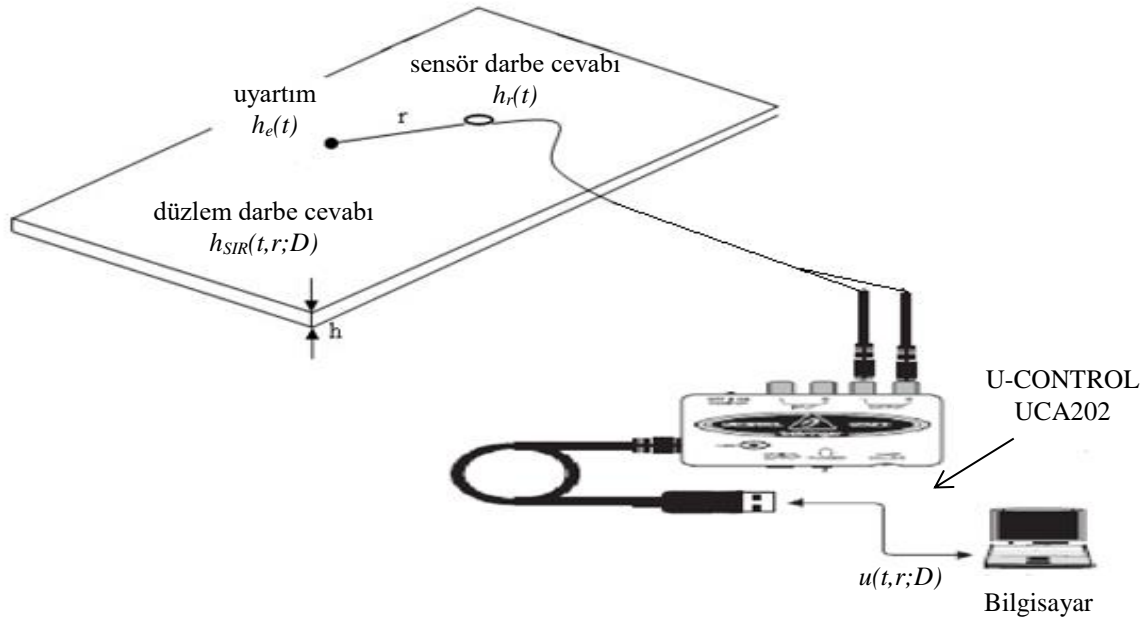
Bunun için Şekil 5.1’de verilen iki giriş-iki çıkışlı, USB kontrollü, Behringer marka, U-CONTROL UCA202 model cihaz ile Şekil 5.2’de verilen blok şema kullanılarak veriler bilgisayara aktarılmıştır. Veri aktarımı için kullanılan cihazın teknik özellikleri Çizelge 5.3’te verilmiştir.

**Çizelge 5.3** İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan veri aktarım cihazı özellikleri.

Giriş Hattı	Bağlantı Aparatları	RCA, balanssız
	Giriş Empedansı	27 k $\Omega$
	Maximum Giriş Seviyesi	2 dBV
Çıkış Hattı	Bağlantı Aparatları	RCA, balanssız
	Çıkış Empedansı	400 $\Omega$
	Maximum Çıkış Seviyesi	2 dBV
Dijital Çıkış	Soket	Toslink, Optik kablo
	Çıkış Formatı	S/PDIF
Hoparlör Çıkışı	Soket	1/8" TRS stereo uç
	Çıkış Empedansı	50 $\Omega$
	Maximum Çıkış Pegel	-2 dBu, 2 x 3.7 mW@100 $\Omega$
USB 1.1	Bağlantı Aparatı	A tipi

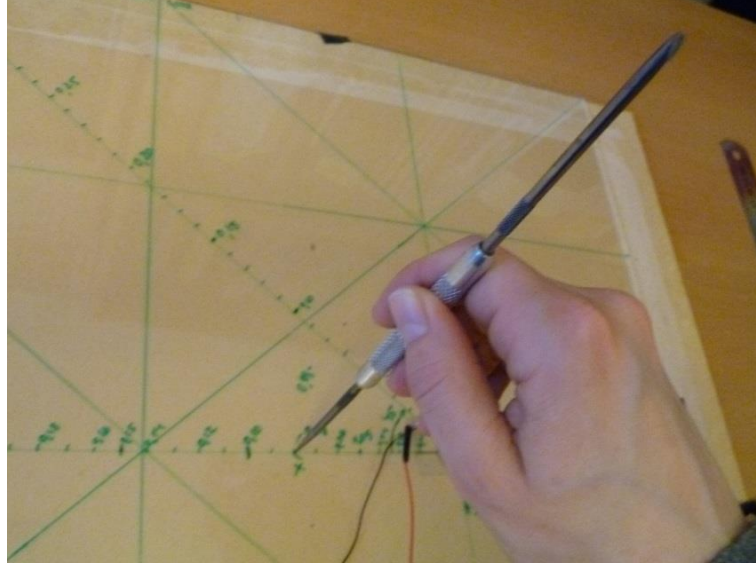
Çizelge 5.3 (devam ediyor)

Sayısal İşleme	Dönüştürücü	16-bit dönüştürücü
		Örnekleme Oranı
Sistem Verisi	Frekans Cevabı	10 Hz-20 kHz, $\pm 1$ dB@44.1 kHz örnekleme değeri 10 Hz-22 kHz, $\pm 1$ dB@48.0 kHz örnekleme değeri
	THD	0.05% tip@48.0 kHz örnekleme değeri
	Karışma	-77 dB@0 dBV, 1kHz
	İşaret-Grültü Oranı	A/D 89 dB @ 1kHz
Güç Kaynağı	USB Bağlantı	5 V, 100 mA max.
Boyutlar/Ağırlık	Boyutlar (YxGxD)	Yaklaşık 0.87x2.36x3.46" Yaklaşık 22x60x88 mm
	Ağırlık	Yaklaşık 0.22 lbs/0.10 kg



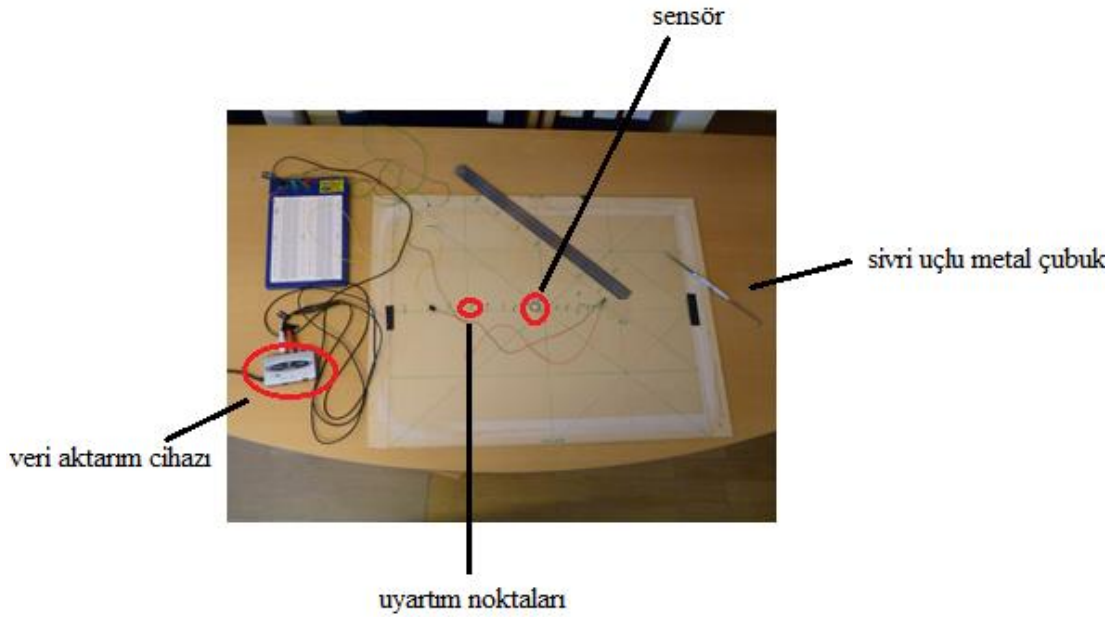
Şekil 5.2 İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan ölçüm verilerinin bilgisayara aktarılması.

Ölçüm düzeneğinde uyartım, kalibrasyonun sağlanabilmesi için Şekil 5.3'te gösterildiği gibi sensöre eşit uzaklıktaki belirli noktalarda sivri uçlu metal bir çubuk kullanılarak manuel olarak yapılmıştır. Uyartım yapılırken kullanılan metal çubuğun ucunun ölçüm yüzeyine tam olarak temas etmesine ve uyartımların ritmik bir şekilde yapılmasına dikkat edilmiştir.



**Şekil 5.3** İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan ölçüm düzeneğinde uyartımın yapılması.

Uyartım süresince sensörden alınan ölçümler Şekil 5.4'te verilen düzenek kullanılarak bilgisayara aktarılmıştır.



**Şekil 5.4** İnce düzlemlerde ultrasonik dalga yayılımının modellenmesi için yapılan deneysel çalışmalarda kullanılan ölçüm düzeneği.

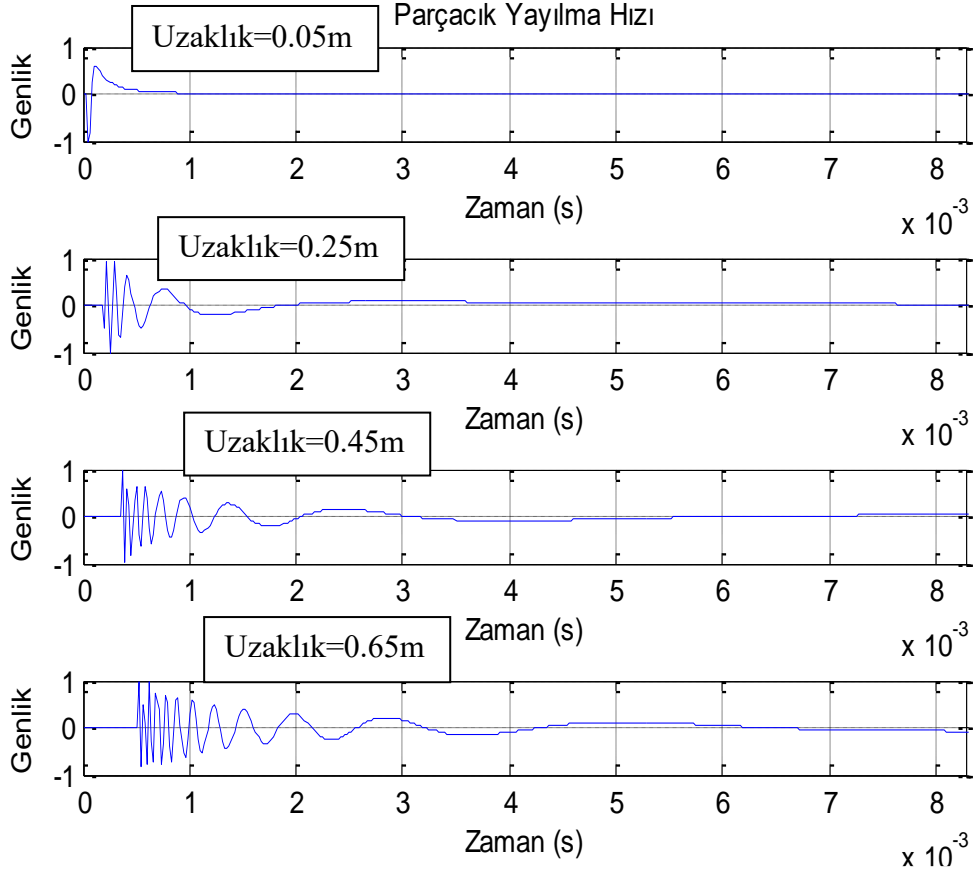
### 5.3 İNCE DÜZLEMLERDE ULTRASONİK DALGA YAYILMASININ MODELLENMESİ VE HEDEF UZAKLIĞININ KESTİRİLMESİ İLE İLGİLİ VARGILAR

Çizelge 5.1'de özellikleri verilen cam plaka ve Çizelge 5.2'de verilen sensör kullanılarak Şekil 5.4'teki deney düzeneğinden elde edilen sonuçlar incelenmiştir. Ölçümler sırasında, kullanılan her mazeme için elde edilen sonuçlarda örnekleme frekansı  $f_s$  için 48 (kHz) değeri, düzlem sertliği parametresi  $D$  için [34.2091 64.7179] (Nm) değer aralığı, Poisson oranı  $\sigma$  için [0.16 0.27] değer aralığı, Young's Modülü  $E$  için [50x10<sup>9</sup> 90x10<sup>9</sup>] (Pa) alınmıştır (Le Bourhis 2008). (3.17) eşitliğinde teorik olarak türetilen dalga yayılım modeli ölçümlerden elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır ve Bölüm 4'te verilen işlem adımları uygulanarak hedef konumu kestirilmeye çalışılmıştır. Kullanılan plaka için Çizelge 5.2'de verilen sensör kullanılarak ölçüm alınmıştır.

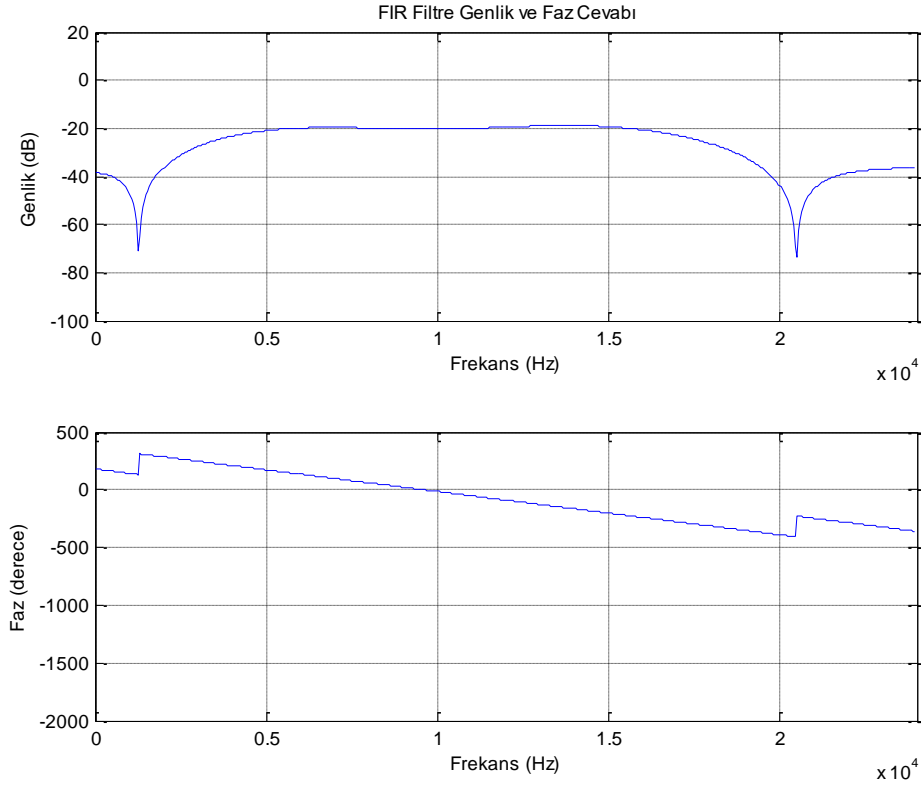
İlk olarak (3.14) eşitliğinde türetilen parçacık yayılma hızı ifadesinin belirli bir süre uyartım yapıldığında hedef uzaklığıyla nasıl değiştiği incelenmiştir. Şekil 5.5'te yatay eksen zaman ve dikey eksen normalize genlik olmak üzere sensörden farklı uzaklıklarda yapılan uyartımlar sonucu elde edilen parçacık yayılma hızı grafikleri görülmektedir. Uyartım, sensörden sırası ile 0.05 m, 0.25 m, 0.45 m ve 0.65 m uzaklıklarda Şekil 5.3'te gösterildiği gibi sivri uçlu bir metal çubuk kullanılarak yapılmıştır. Alınan işaretler yaklaşık 8 ms kaydedilmiştir. Şekil 5.5'te de görüldüğü gibi uyartım noktasının hedefe olan uzaklığı arttıkça parçacık hızı genliği azalmaktadır ve daha gecikmeli ve salınımlı işaretler elde edilmektedir.

Kaynak uyartımı ve ultrasonik sensör darbe cevabının modellenmesi için FIR filtre ve IIR yapıda olan ARX model kullanılmaktadır. Ölçümlerden elde edilen sonuçlar, (3.17) eşitliğinde teorik olarak türetilen dalga yayılım modelinde, 0.65 m mesafede performans kıyaslaması için 10. derece FIR filtre ve (4.15) eşitliği ile verilen bir adet sıfır ve 15 adet kutup içeren ARX filtre kullanılarak türetilen model ile kıyaslanmıştır. Kullanılan filtre dereceleri, ölçülen ve modellenen işaretler arasındaki minimum hatayı sağlayacak şekilde belirlenmiştir. Kullanılan FIR filtre katsayıları {-0.0487, -0.0014, -0.0453, -0.2748, 0.0761, 0.5068, 0.0761, -0.2748, -0.0453, -0.0014, -0.0487} şeklindedir. Ayrıca, Eşitlik (4.15)'te verilen ARX modelde, sistemin  $a_k$  katsayıları  $a_1$ 'den  $a_{15}$ 'e kadar sırası ile {0.0012, -0.0116, 0.0030, -0.0093, 0.0079, 0.0010, -0.0222, -0.0266, -0.0648, -0.0311, -0.0300, 0.1108, 0.0805, 0.1051, -0.0821} ve  $b_1$  1 olarak belirlenmiştir. Tasarlanan FIR ve ARX filtrenin genlik ve faz cevapları Şekil 5.6 ve 5.7'de

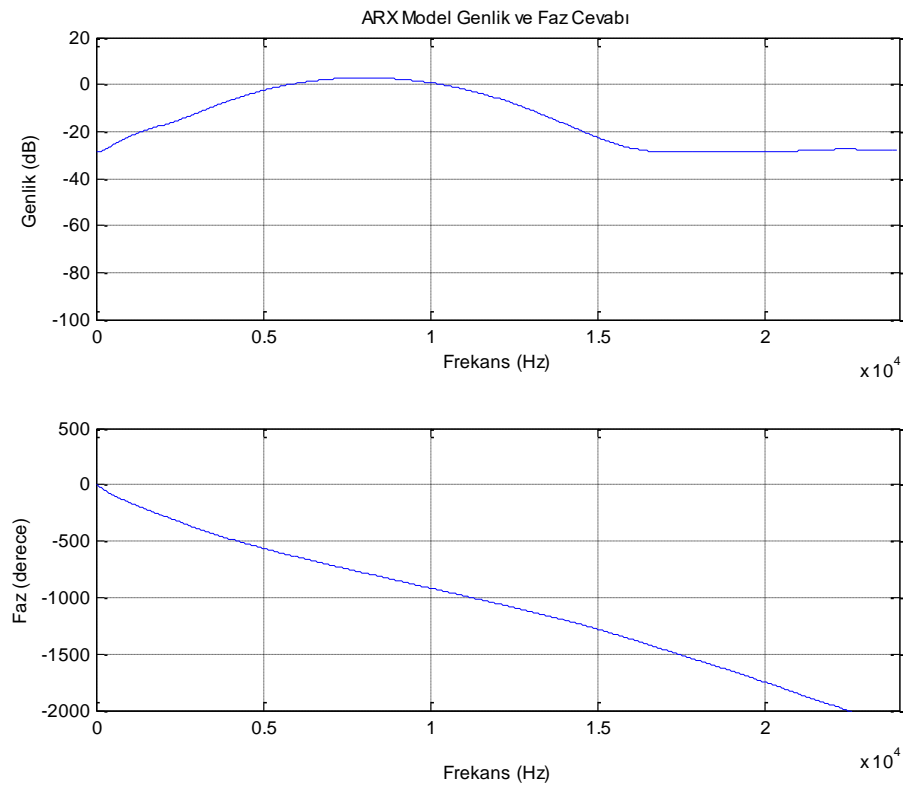
verilmektedir. Şekil 5.6'dan görülebileceği gibi, FIR filtre belirlenen frekans bandı aralığında doğrusal faz cevabına sahiptir. Buna rağmen Şekil 5.7'de verilen ARX modelin, belirlenen 5-15 kHz frekans aralığında faz cevabının doğrusal olmadığı görülmektedir.



Şekil 5.5 Hedeften farklı uzaklıktaki uyarımlarla elde edilen parçacık yayılma hızı.

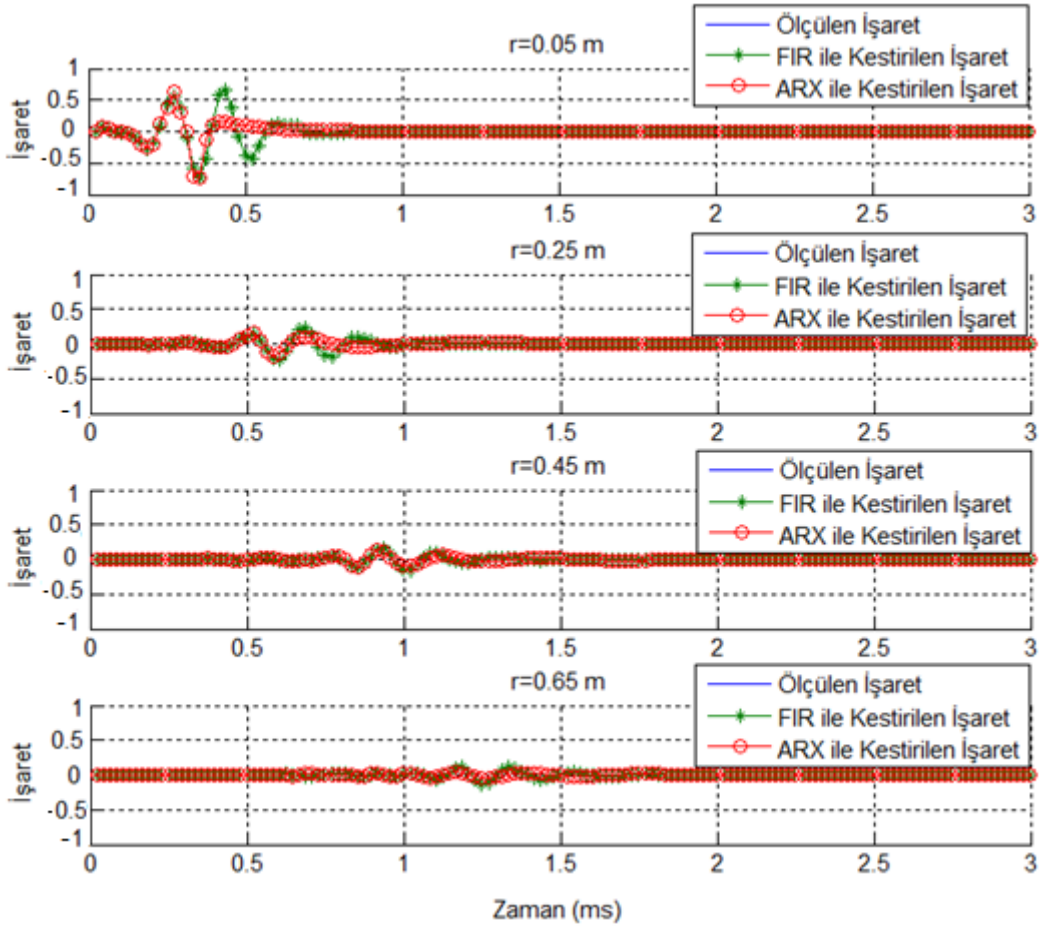


Şekil 5.6 FIR filtre genlik ve faz cevabı.



Şekil 5.7 ARX model genlik ve faz cevabı.

Şekil 5.8’de sensörden 0.05 m, 0.25 m, 0.45 m ve 0.65 m uzaklıklar için ölçülen ve FIR ve ARX filtre kullanılarak kestirilen işaretler gösterilmektedir. Şekil 5.8’de dikey eksen normalize genliği, yatay eksen zamanı göstermektedir. Uyarım, sensörden sırası ile 0.05 m, 0.25 m, 0.45 m ve 0.65 m uzaklıklarda Şekil 5.3’te gösterildiği gibi sivri uçlu bir metal çubuk kullanılarak yapılmıştır. Transdüktörden alınan işaretler yaklaşık 8 ms kaydedilmiştir. Ancak, belirli bir süreden sonra alınan işaretlerin genliği yaklaşık olarak sıfıra yakın olduğundan Şekil 5.8’de 3 ms kadarlık kısımları gösterilmektedir. Şekil 5.8’de de gösterildiği gibi, dört uzaklık için de, transdüktörden alınan işaret, istenilen frekans aralığında (5-15 kHz) doğrusal faz etkisine sahip olduğundan, FIR filtre kullanılarak Çizelge 5.4’te de verildiği gibi küçük bir hata ile kestirilebilmektedir.



**Şekil 5.8** Farklı uzaklıklarda ölçülen ve FIR ve ARX filtre ile kestirilen işaretler.

Şekil 5.8’de verilen ölçülen ve kestirilen işaretler arasındaki fark, ortalama karesel hata (Mean Squared Error- MSE) ile hesaplanmıştır. Hesaplanan ortalama karesel hata değerleri Çizelge 5.4’te gösterilmektedir. Çizelge 5.4’ten de görüleceği gibi, sensöre çok yakın iken ve sensörden

uzaklaştıkça ölçülen ve kestirilen işaretler arasındaki MSE değeri her iki filtre için de artmaktadır. Ancak, minimum MSE değeri tasarlanan FIR filtre ile elde edilmektedir. Ayrıca, ölçülen ve modellenen işaretler arasındaki minimum hata 10. derece FIR filtre ile sağlanırken, ARX filtre için 15 adet kutup ve 1 adet sıfır kullanılarak türetilen model ile sağlanmıştır. Uyarım ve sensörün birleşmiş darbe cevabı  $h_{er}(t)$  performans kıyaslaması için FIR ve ARX filtre olarak modellendikten sonra model parametreleri (4.15) ve (4.16) eşitlikleri ile verilen LSE kullanılarak kestirilmektedir.

**Çizelge 5.4** Ölçülen ve kestirilen işaretler arasında hesaplanan MSE değerleri.

Tasarlanan Filtre	r= 0.05 m için MSE	r= 0.25 m için MSE	r= 0.45 m için MSE	r= 0.65 m için MSE
<b>FIR</b>	$6.5115 \times 10^{-15}$	$8.6411 \times 10^{-16}$	$3.2783 \times 10^{-14}$	$5.1321 \times 10^{-11}$
<b>ARX</b>	$4.2981 \times 10^{-1}$	$6.6510 \times 10^{-2}$	$1.7501 \times 10^{-2}$	$3.2631 \times 10^{-2}$

Ayrıca Şekil 5.8’de verilen uyarım sensörden 0.005 m, 0.25 m, 0.45 m ve 0.65 m uzaklıkta olduğunda, modellenen işarettaki gecikme Çizelge 5.5’te verilmektedir. Şekil 5.8’de de görüldüğü gibi, ölçümler kullanılarak modellenen işarettaki gecikme yaklaşık olarak  $10^{-4}$  seviyelerindeki hata ile uyarım noktasının sensöre olan uzaklığı kadardır. Modellenen dalga yayılımında ultrasonik dalganın hızı ile birlikte zaman gecikmesi uyarım noktasının sensöre olan uzaklığı ile ilintili olduğu için, uyarılamalı algoritma ile darbe cevabı başlangıç noktası belirlenerek hedef konumunun tespit edilebildiği görülmektedir.

**Çizelge 5.5** Kestirilen işaretlerde ölçülen gecikme ve hesaplanan hata değerleri.

	r= 0.05 m için	r= 0.25 m için	r= 0.45 m için	r= 0.65 m için
<b>Gecikme (ms)</b>	0.00454	0.24532	0.44183	0.63456
<b>Hata</b>	0.0455	0.0047	0.0082	0.0154



## BÖLÜM 6

### ULTRASONUN SIVI İÇİNDE YAYILMASI

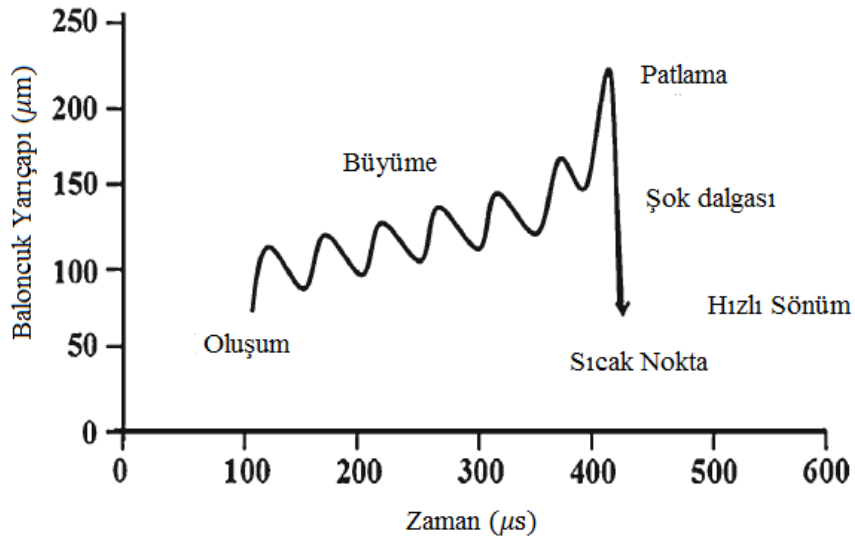
#### 6.1 GİRİŞ

Sıvılarda ses ötesi dalgalar uygulandığında oluşan kavitasyon, vb. olaylar nedeniyle, transdüktör veya transdüktör dizileri tarafından yayılan ses alanı, ultrasona dayalı yeni ölçüm teknolojileri geliştirilerek belirlenmektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan birkaç yazılım paketi bulunmaktadır. Bunların en sık kullanılanları Jensen (Jensen and Svendsen 1992, Jensen 1996), tarafından geliştirilen Field II araç kutusu, diğeri ise Lingvall (Lingvall 2008) tarafından geliştirilen DREAM araç kutusudur. DREAM araç kutusu Field II gibi fonksiyonellik sağlamaktadır fakat bu araç kutusunda bütün işlemler direkt olarak ayırık zamanda yapılmaktadır. Ayrıca modern bilgisayarlarda hızı belirgin bir şekilde arttıran çok çekirdekli işlemcileri desteklemektedir. Bu araç kutuları kullanılarak ultrasonik ölçüm sistemi davranışları simüle edilebilmektedir ancak bu araç kutuları kullanılarak Bölüm 4'te modellendiği gibi dalga yayılımı transdüktörün elektro-mekanik darbe cevabı ve uzamsal darbe cevabı ayrıştırılarak modellenememektedir. Bu araç kutuları kullanılarak simülasyon yapılırken kullanılan her bir transdüktör modeli bilindiği varsayılan parametrelerle tanımlanır. Ayrıca, elektro-mekanik darbe cevabının (örneğin, transdüktör yüzeyindeki akustik darbe türü) da bilindiği varsayılr. Ancak, pratikte bunların hiçbiri bilinmemektedir. Bu nedenle dalga yayılım modeli türetilirken elektro-mekanik darbe cevabı ve transdüktör simülasyon parametreleri ayrı ayrı ifade edilmiştir.

Ultrason sıvıya uygulandığında, ses ötesi dalgalar mekanik titreşimle açığa vurulan sıkışma ve genleşme (basıncın azalması) fazlarından oluşur (Tang 2003). Sıkışma döngüsü pozitif basınç uygulayıp sıvı moleküllerini birlikte iterken, genleşme saykılı negatif basınç uygulayarak molekülleri ayrı ayrı çeker (Vajnhandl and Marechal 2005). Basınç genliği basınç azalma bölgelerinde sıvının gerilme direncini aşarsa, buhar dolu kavitasyon kabarcıkları denilen küçük boşluklar oluşur (Chen 2012). Genelde, saf sıvıların gerilme dirençleri yüksektir bu nedenle

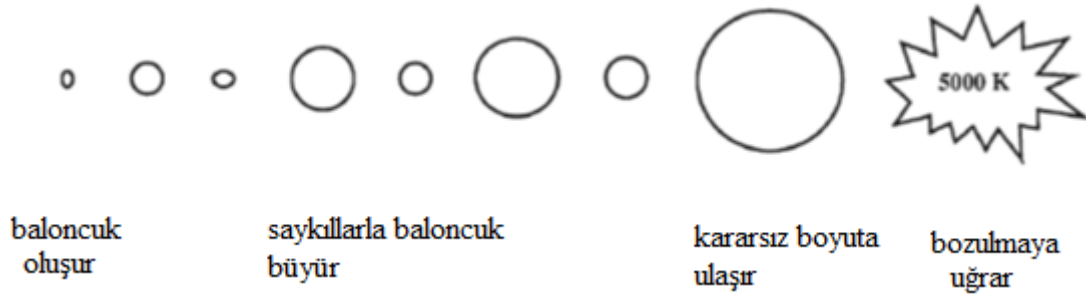
ultrasonik üreteçler kavitasyona yol açacak kadar yüksek negatif basınç sağlayamazlar. Ancak, sıvıların çoğu saf değildir ve küçük parçacıkların, daha önce çözünen katıların ve atıkların olmasından dolayı gerilme dirençleri düşmüştür (Vajnhandl and Marechal 2005). Örneğin, saf su kullanıldığında kavitasyon için 1.000 ATM'den fazla negatif basınç gerekirken, musluk suyu kullanıldığında baloncukların oluşması için sadece birkaç atmosfer basınç yeterli olmaktadır (Chowdhury and Viraraghavan 2009).

Baloncuk oluştuğunda, sıvıda kalıcı ve geçici kavitasyon olmak üzere iki farklı kavitasyon olayı yer alır. Kalıcı kavitasyonda, baloncuk duvarı akustik alanla eşleşir ve birkaç saykıl denge yarıçapında salınım yapar. Bu, baloncuk boyutunun genleşme ve sıkışma saykılıları fazlarında salınım yaptığı düşük akustik yoğunluklarda olur ve baloncuklar akustik saykılılarla yavaşça büyürler (Thangavadiel et al. 2012). Baloncuk boyutundaki küçük değişimler nedeniyle bu işlem ultrasonik işlemler açısından pek önemli sayılmaz (Destailats et al. 2003). Yüksek yoğunluklu akustik alan olduğunda, genellikle geçici kavitasyon oluşur. Bu, birkaç saykıldan sonra kararsız olmaya, kavitasyon baloncuklarının büyümesine neden olur ve ultrasonik dalganın sıkışma saykılı boyunca küçülür. Bu kavitasyon olayında, baloncuğun boyutu bir mikrosaniyeden daha kısa sürede hızlı bir şekilde küçülmeden önce denge yarıçapının onlarca katından yüzlerce katına kadar artar (Destailats et al. 2003, Vajnhandl and Marechal 2005). Özet olarak, kavitasyon olayı üç farklı aşamanın tekrarlanmasıyla oluşur: oluşum (çekirdeklenme), kritik boyuta ulaşmaya kadar saykılar süresince hızlı büyüme (genleşme) ve Şekil 6.1'de gösterildiği gibi sıvıda hızlı küçülme şeklindedir (Pang et al. 2011).



**Şekil 6.1** Ultrasonik uyarım altında oluşan kavitasyon baloncuklarının büyümesi ve patlaması (Pang et al. 2011).

Düşük veya yüksek yoğunluklu akustik alanda, kavitasyon kabarcığı hızlıca büyüdüğünde, enerjiyi etkin bir şekilde daha fazla absorbe edemez, sıvı aniden gelir ve baloncuk içeriye doğru patlar (Suslick 1990). Küçülme sırasında, her bir baloncuk sıcaklık ve basıncı sırasıyla 5.000 K ve 500 ATM'ye yükselten enerjiyi üreten ve soğutma oranı  $10^9$  K/s kadar hızlı olan sıcak nokta olarak hareket eder (Suslick 1990). Kavitasyon baloncuklarının oluşumu ve büyümesi Şekil 6.2'de gösterilmiştir.



**Şekil 6.2** Kavitasyon baloncuğunun oluşumu, büyümesi ve bozulması (Chowdhury and Viraraghavan 2009).

Kavitasyonu ve baloncukların bozulması işlemini etkileyen birçok parametre vardır. Bunlardan bazıları şöyledir:

a) *Ses dalgası frekansı*: Yüksek frekansın kavitasyon etkisini azaltmasının belirli iki nedeni vardır;

(1) genişleme saykılında üretilen negatif basınç kavitasyonu başlatmak için süre ve/veya yoğunlukta yetersizdir.

(2) sıkışma saykılı mikrobaloncukların bozulması için geçen süreden daha hızlı olur (Adewuyi 2001). Düşük frekansta, yüksek sıcaklık ve basınçla sonuçlanan daha şiddetli kavitasyonlar oluşur (Adewuyi 2001).

b) *Ses dalgasının yoğunluğu*: Artan yoğunluk, daha şiddetli kavitasyon bozulmalarına neden olan akustik genliği artırır (Adewuyi 2001).

c) *Çözücü karakteristikleri*: Boşluklar çözücülerde daha yüksek buhar basıncı, düşük viskozite ve düşük yüzey gerilmesiyle oluşur (Adewuyi 2001). Ancak, buhar basıncının daha yüksek olmasıyla baloncuklara giren buhar daha fazla olacağından baloncuk bozulması daha az şiddetli olur (Peters 1996).

d) *Harici basınç*: Yüksek harici basınç sıvının buhar basıncını azaltır ve kavitasyona neden olan yoğunluğu artırır (Vajnhandl and Marechal 2005).

e) *Sıcaklık*: Uçucu olmayan tabakalar için, sıcaklığın azalması buhar basıncının düşmesine neden olur ve buhar basıncındaki bu düşüş kavitasyon yoğunluğunu artırır (Destailats et al. 2003, Adewuyi 2001).

## 6.2 PROBLEM FORMÜLASYONU

Transdüktöre darbe uygulandığı anda, elektro-mekanik darbe cevabı  $h_e(t)$ , yüzeyin titreşmesine neden olacaktır ve basınç alanı oluşacaktır. Doğrusal akustik uygulandığı varsayılarak, alıcının  $(x_i, y_i, z_i)$  konumunda alınan işaret eşitlik (3.16)'da tanımlandığı üzere,

$$u_i(t, x_i, y_i, z_i) = h_e(t) * h_{SIR}(t, x_i, y_i, z_i; \theta) * h_M(t, x_i, y_i, z_i) \quad (6.1)$$

olarak yazılır. Burada  $h_{SIR}(t, x_i, y_i, z_i; \theta)$  transdüktör yüzeyi ve gözlem noktası arasındaki uzamsal darbe cevabıdır ve  $h_M(t, x_i, y_i, z_i)$  transdüktör ve gözlem noktası arasında ortamın darbe cevabıdır. \* sembolü, konvolüsyon işlemini göstermektedir. Kolaylık açısından  $(x_i, y_i, z_i)$  koordinatları  $r_i$  vektörü ile gösterilecektir. Bu durumda (3.16) eşitliği ile türetilen ve (6.1) eşitliği ile düzenlenen işaret modeli,

$$u_i(t, r_i) = h_e(t) * h_{SIR}(t, r_i; \theta) * h_M(t, r_i) \quad (6.2)$$

şekline dönüşür. (6.2) eşitliğinde her iki tarafın da Fourier dönüşümü alınır,

$$U_i(w) = H_e(w)H_{SIR}(w, \mathbf{r}_i; \boldsymbol{\theta})H_M(w, \mathbf{r}_i) \quad (6.3)$$

yazılabilir.

Eğer yayılma ortamı saf su ise ve bütün gözlem noktaları transdüktörden uzakta ise, pratikte ortamın transfer fonksiyonu yaklaşık olarak yayılım mesafesine ve transdüktör frekansına bağlı olan sönüm katsayısı  $\|r_i\| = \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2}$  olarak alınabilir. Bu yaklaşımla (6.3) eşitliğinde verilen model,

$$U_i(w, \mathbf{r}_i) = H_e(w)H_{SIR}(w, \mathbf{r}_i; \boldsymbol{\theta})e^{-\alpha\|r_i\|} \quad (6.4)$$

olarak yazılabilir. (6.4) eşitliğinde  $\alpha$  suyun emilim katsayısıdır. Hesaplama yapılırken  $\alpha$  değerinin bilindiği varsayılabilir ya da ölçülen sıcaklık ve transdüktör frekansı kullanılarak hesaplanır. Deneyler sırasında,  $\alpha$  değeri hesaplanarak bulunmuştur.

(6.4) eşitliğindeki işaret modeli;

$$U_i = H_e H_{SIR}(\mathbf{r}_i; \boldsymbol{\theta}) * e^{-\alpha\|r_i\|} \quad (6.5)$$

şeklinde kolaylık olması bakımından frekansı gösteren  $w$  terimi kaldırılarak tekrar düzenlenebilir. Bu formda,  $h_{SIR}(\mathbf{r}_i; \boldsymbol{\theta})$  parametre vektörü  $\theta$  ve  $r_i$  bilinmediği için DREAM araç kutusu kullanılamaz. Bu nedenle Bölüm 4'teki işlem basamakları kullanılmaktadır.

Bütün niceliklerin örneklenmiş halleri kullanıldığından, eşitlik (6.5) matris notasyonunda tekrar yazılırsa,

$$\mathbf{U}_i = \mathbf{H}_i \mathbf{H}_e \quad (6.6)$$

elde edilir. Eşitlik (6.6)'da  $U_i$  ve  $H_e$  örneklenmiş sürekli-zaman alınan işaret ve transdüktör elektro-mekanik darbe cevabının frekans bölgesindeki karşılığıdır ve

$$\mathbf{H}_i = \text{diag} \begin{bmatrix} H_{SIR}(w_1, \mathbf{r}_i; \boldsymbol{\theta}) e^{-\alpha \|\mathbf{r}_i\|} \\ H_{SIR}(w_2, \mathbf{r}_i; \boldsymbol{\theta}) e^{-\alpha \|\mathbf{r}_i\|} \\ \vdots \\ H_{SIR}(w_N, \mathbf{r}_i; \boldsymbol{\theta}) e^{-\alpha \|\mathbf{r}_i\|} \end{bmatrix} \quad (6.7)$$

şeklinde diyagonal bir matristir.

$M$  farklı hedef konumunda ölçülen ses alanı  $i=1, 2, \dots, M$  için  $\{r_i\}$  kümesi ile gösterilsin. Bu durumda,

$$\mathbf{U} = \begin{bmatrix} \mathbf{U}_1 \\ \mathbf{U}_2 \\ \vdots \\ \mathbf{U}_M \end{bmatrix}, \quad \mathbf{H}_\theta = \begin{bmatrix} \mathbf{H}_1 \\ \mathbf{H}_2 \\ \vdots \\ \mathbf{H}_M \end{bmatrix} \quad (6.8)$$

şeklinde ifade edilir. (6.8) eşitliği kullanılarak bütün sistem ifadesi,

$$\mathbf{U} = \mathbf{H}_\theta \mathbf{H}_e \quad (6.9)$$

olarak yazılır.

(6.9) eşitliğinde tanımlanan sistem modeli, bilinmeyen iki kısım içermektedir. Birincisi, transdüktörün elektro-mekanik darbe cevabı yani iletilen ultrason darbesinin transdüktör yüzeyindeki şeklidir. Bu, darbenin örnek hacmin neresinde ölçüldüğünden yani  $r_i$ 'den bağımsızdır. İkincisi ise, ölçüm hacminde değişen transdüktörün uzamsal darbe cevabıdır. Verilen  $\theta$  parametre kümesi için, nümerik modeller kullanılarak hesaplanabilir. Bu nedenle, transdüktör önünde farklı hedef noktalarından ölçümler alınarak,  $\theta$  kestirimi (doğrusal olmayan optimizasyon)  $H_e$  kestiriminden (doğrusal regresyon) ayrıştırılarak, iki bilinmeyen darbe cevabı iteratif olarak kestirilebilmektedir. Hedef, transdüktör arasındaki uzaklık ise ses hızı kullanılarak belirlenmektedir. Bu durumda,  $H_e$  (3.26) eşitliğinde tanımlandığı gibi LS algoritması kullanılarak,

$$\hat{\mathbf{H}}_e^{(k)} = \left( \mathbf{H}_\theta^{(k)T} \mathbf{H}_\theta^{(k)} \right)^{-1} \mathbf{H}_\theta^{(k)T} \mathbf{U} \quad (6.10)$$

olarak elde edilir. Alınan işaret ise,

$$\hat{U} = \mathbf{H}_{\theta}^{(k)} \hat{\mathbf{H}}_e^{(k)} \quad (6.11)$$

olarak yazılır. Transdüktör yüzeyi ve gözlem noktası arasındaki uzamsal darbe cevabında bilinmeyen  $\theta$  parametreleri, Bölüm 4'te verildiği gibi Gauss-Newton algoritması kullanılarak güncellenmektedir.

### 6.3 EMİLİM KATSAYISININ BELİRLENMESİ

Ses, su gibi bir ortamda yayılırken, ortam moleküllerinin neden olduğu emilim meydana gelir. Ortam, sesin akustik enerjisinin bir kısmını ısıya dönüştürür. Bunun oluşmasının nedeni, sesin akustik enerjisinin ortam moleküllerini titreştirmeye başlamasıdır. Ses dalgası ulaşmadan önce ortam molekülleri durgun haldedir. Titreşime başlayabilmeleri için ses, molekülün hareket direncini aşacak kadar güçlü olmalıdır. Moleküller sesin yayıldığı ortamın akışkanlığının üstesinden gelmelidir. Bunu, ses dalgasından enerjinin bir kısmını alarak yaparlar. Saf suyun akışkanlığından dolayı deniz suyundaki emilim daha yüksektir.

Kısaca emilim olayı, sesin yayıldığı veya ilerlediği ortamda, akustik enerjinin ısıya dönüşmesinden dolayı genliğinin azalmasıdır. Bu emilimin miktarı, ses frekansına bağlıdır. Yüksek frekanslı ses, saniyede birçok çevrim yapabilir ve böylece ortamdaki parçacıklar daha hızlı titreşim yapar. Bu, aynı koşullar altında, yüksek frekans sesinin alçak frekans sesi gibi ilerleyemeyeceği anlamındadır.

Sesin deniz suyundaki ve saf sudaki emilimi bir çok araştırmacı için araştırma konusu olmuştur. Çeşitli çalışmalar sonucunda, deniz suyundaki ve saf sudaki ses emilimini farklı ses frekans aralıkları, farklı ses hız aralıkları ve diğer bileşenlerin fonksiyonu olarak hesaplayan farklı formülasyonlar geliştirmişlerdir.

Pinkerton (1947), 7-66 MHz frekanslı radar darbeleri kullanarak saf sudaki ses emilimini ölçmüştür. Leonard (1948), rezonans yöntemi kullanarak saf sudaki emilimi 15-480 kHz frekanslarında ölçmüştür. Marsh ve Schulkin (1952), ses emilimi için eşitlikler geliştirmişlerdir. Fisher ve Simmons (1977), saf su ve deniz suyu için emilim tablosunu yayınlamışlardır. Bu tez çalışmasında sudaki emilim hızı, Fisher ve Simmons (1947)'de verilen,

$$\alpha (P) = APf^2 \quad (6.12)$$

eşitliği kullanılarak hesaplanmıştır. (6.12) eşitliğinde,  $A$  atmosferik basınç değerini,  $P$  de  $A$ 'nın basınca bağlılığını ifade eder ve

$$A = (55.9 - 2.37T + 4.77 \times 10^{-2}T^2 - 3.48 \times 10^{-4}T^3) \times 10^{-15} \quad (6.13)$$

$$P = \alpha (P) / \alpha (1) \quad (6.14)$$

şeklinde hesaplanır. (6.12), (6.13) ve (6.14) eşitliklerinde frekans değişkeni  $f$ , (Hz) cinsinden; atmosferik basınç değeri  $A$ , ( $\text{sn}^2\text{m}^{-1}$ ) cinsinden;  $P$  (atm) cinsinden; sıcaklık değişkeni  $T$ , ( $^{\circ}\text{C}$ ) cinsinden ve emilim katsayısı  $\alpha$ , ( $\text{m}^{-1}$ ) cinsinden ifade edilir.  $\alpha (1)$ , atmosferik basınçtaki emilim,  $\alpha (P)$  ise sabit sıcaklıkta  $P$  basıncı için emilimdir.  $\alpha$ 'yı (dB/km) cinsinden ifade etmek için 8.686 ile çarpılır.

Sıcaklık fonksiyonu olarak sesin saf sudaki emilimi Çizelge 6.1'de verilmiştir. Çizelge 6.1'den de görülebileceği gibi  $0^{\circ}\text{C}$  ve  $15^{\circ}\text{C}$  arasındaki sıcaklıklarda, sıcaklık etkisi ile  $\alpha/f^2$  değeri yaklaşık olarak yarı yarıya azalmıştır.

**Çizelge 6.1** Sıcaklık fonksiyonu olarak sesin saf sudaki emilimi (Fisher ve Simmons 1947).

T ( $^{\circ}\text{C}$ )	$\alpha/f^2 \times 10^{15}$ ( $\text{sn}^2/\text{m}$ )
0	56.9
5	44.1
10	36.1
15	29.6
20	25.3
30	19.1
40	14.6
50	11.99
60	10.2



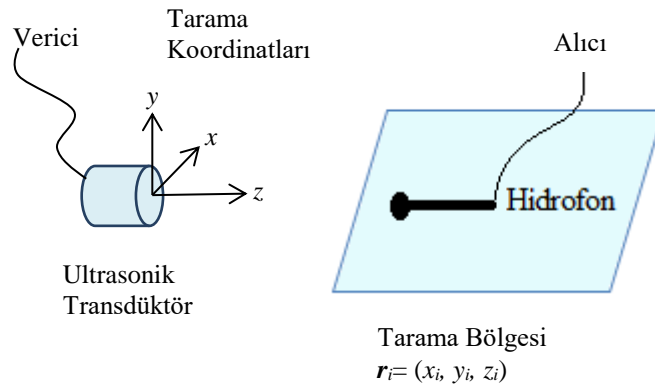
**Çizelge 6.2** 30 °C'deki saf suda ses emilimi için basınç katsayıları ve sesin saf sudaki emilimi (Fisher ve Simmons 1947).

$P_{\text{atm}}$	$P_{\text{saf su}}$	$\alpha/f^2 \times 10^{15}$ ( $\text{sn}^2/\text{m}$ )
500	0.83	15.4
1000	0.69	12.7
1500	0.60	11.1
2000	0.54	9.9

30°C'deki saf su için ses emiliminin basınca bağıllığı, Çizelge 6.2'de verilmiştir. Çizelge 6.2'den de görülebileceği gibi, atmosferik basınç değeri arttıkça, saf su için  $\alpha/f^2$  değeri azalmaktadır ve 2000 atmosferdeki basınç değeri için bu değer neredeyse yarıya inmiştir.

#### 6.4 ULTRASONUN SIVI İÇİNDE YAYILMASI İLE İLGİLİ DENEYSEL ÇALIŞMA

Ultrasonik transdüktör  $t=0$  anında uyarılmıştır. Deney düzeneği Şekil 6.3'te verilmiştir. Şekil 6.3'te, kullanılan odaksız dairesel transdüktör step motorla kontrol edilen bir üniteye monte edilmiştir. Ses alanının ölçülmesi için hidrofon kullanılmıştır. Transdüktörün monte edildiği ünitenin step motorla kontrol edilebilmesi, transdüktörün hidrofona göre hareket etmesini sağlamıştır.



**Şekil 6.3** Ultrasonun sıvı içinde yayılmasının incelenmesi için oluşturulan deneysel düzenek.

#### 6.4.1 Deney Ekipmanları

Şekil 6.3'te verilen deney düzeneğinde, 5 MHz merkez frekanslı odaksız transdüktör (V3428, Panametrics) (Bushberg et al. 2011); ses alanının kaydedilmesi için band genişliği aralığı 0.1-80 MHz olan genişbandlı hidrofona (MHA9-150, Force Technology, Danimarka); alınan işaretlerin sayısallaştırılması için 200 MHz örnek/s A/D dönüştürücü olan osiloskop (CompuScope 12400, Gage, Kanada) kullanılmıştır.

#### 6.4.2 Transdüktör ve Hidrofona Arasındaki Mesafenin Kestirimi

Transdüktör ve hidrofona arasındaki mesafenin kestirimi için su tankındaki ses hızı bilgisi kullanılmıştır. 22.16 °C'deki sudaki ses hızı, kullanılan transdüktörden cam düzleme yapılan ilk darbe ve bu darbeye oluşan eko başlangıç zamanları ve transdüktör-cam plaka arasındaki mesafe ölçülerek 1482 m/s olarak hesaplanmıştır. Daha sonra, 22.16 °C için hesaplanan bu ses hızı kullanılarak, transdüktör, hidrofona göre adım motoru ile konumlanırken verilen her darbe ekosuyla oluşan ilk ekonun başlangıç zamanları belirlenmiştir. Darbenin başlangıç zamanı ve ekonun başlangıç zamanı, osiloskop ekranı kullanılarak ölçülmüştür. Ölçülen her değer algoritmaya aktarılmıştır ve bu değerler kullanılarak,

$$uzaklık = (darbe\ başlangıç\ zamanı - eko\ başlangıç\ zamanı) * c_{su}/2 \quad (6.16)$$

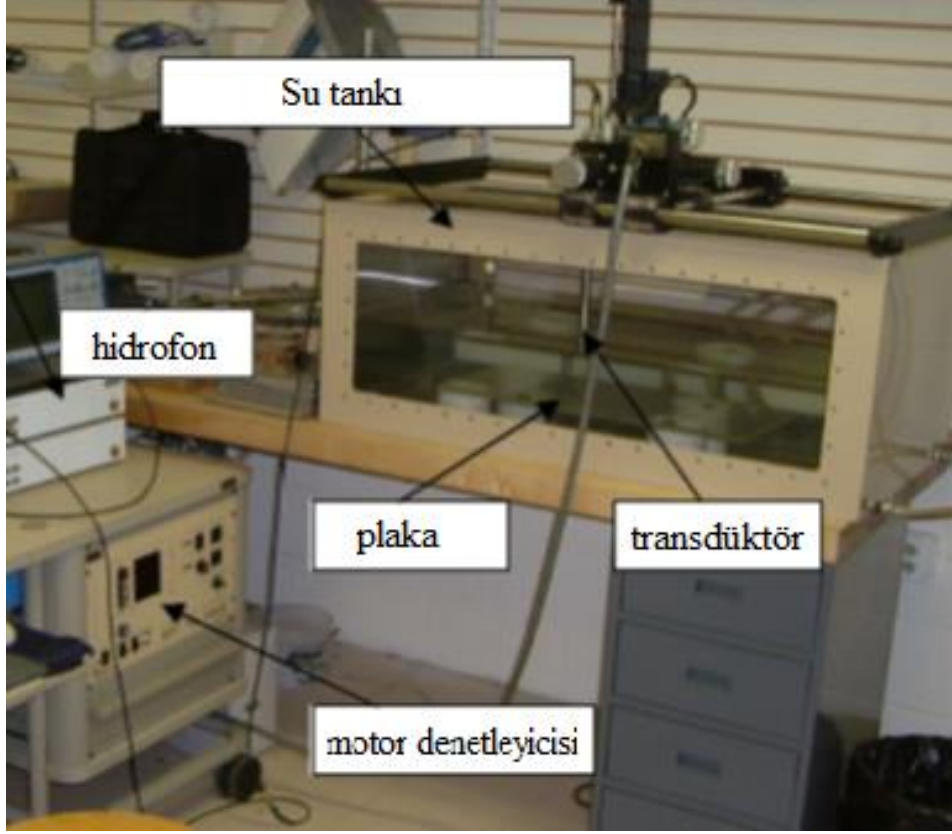
eşitliği ile transdüktör ve hidrofona arasındaki mesafenin kestirimi yapılmıştır. Yapılan kestirimin doğruluğunun kontrol edilmesi için, cam plaka tank içine çeşitli mesafelerde yerleştirilerek transdüktörle olan mesafesi hem milimetrik cetvel yardımıyla ölçülmüş hem de osiloskop görüntülerinden darbe-eko arasındaki zaman farkı ve ses hızı bilgisi kullanılarak hesaplanıp, elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Buna göre hesaplama ve milimetrik cetvelle ölçüm sonucunda elde edilen sonuçlar, Çizelge 6.3'te verilmiştir. Çizelge 6.3'ten elde edilen sonuçlar kullanılarak ortalama bağıl yüzde hata değeri, yaklaşık olarak %2 civarında hesaplanmıştır.

**Çizelge 6.3** Transdüktör-hidrofon arasındaki mesafe.

Ölçüm sonucu (cm)	Hesaplama sonucu (cm)
18.51	18.13
16.01	15.76
14.80	14.58
13.81	13.60
11.12	10.83
10.53	10.28
8.30	7.95
5.29	5.21

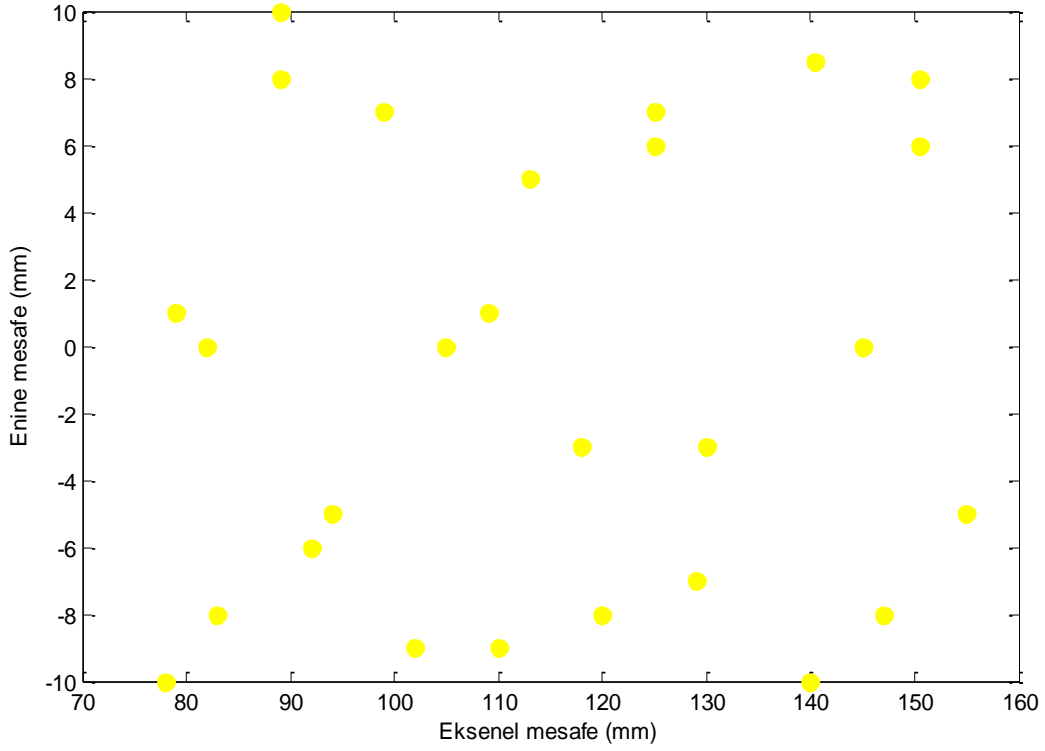
### **6.4.3 Ultrasonun Sıvı İçinde Yayılması İçin Yapılan Deneyler**

Deneyler için, Bölüm 6.4.1’de verilen 5 MHz merkez frekanslı odaksız dairesel transdüktör kullanılmıştır. Ses alanı Bölüm 6.4.1’de verilen kalibre edilmiş geniş band hidrofon kullanılarak ölçülmüştür. Transdüktör, adım motoru kontrollü bir desteğe monte edilmiştir ki böylece hidrofona göre hareket etmesi sağlanmıştır. Adım motoru denetleyicisi ve transdüktörün yerleştirildiği destek Şekil 6.4’te gösterilmiştir.



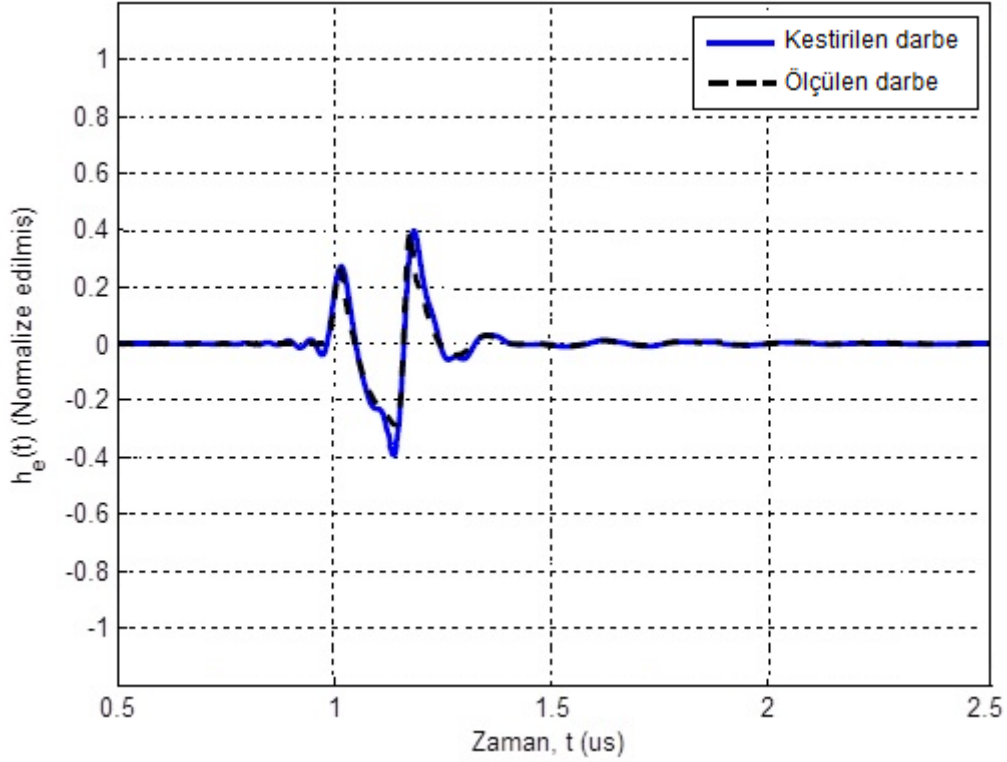
Şekil 6.4 Adım motoru ayarı yapılmadan önceki deney düzeneği.

Ses alanı, Bölüm 6.4.1’de verilen 200 MHz örnekleme frekanslı ve 12 bit çözünürlüklü sayısallaştırıcı osiloskop kullanılarak transdüktörün uzak alanında bir bölgede  $31 \times 40$  noktada ölçülmüştür. Ölçülen darbeler Eşitlik (6.8) ile verilen  $U$  vektöründe saklanmıştır. Her bir noktada ölçülen darbeler Şekil 6.5’te gösterilmiştir. Sarı noktalar, modelin kalibrasyonu için kullanılan noktaları göstermektedir. Kalibrasyon noktaları rastgele seçilmiştir. Simülasyon modelinde dairesel simetri olduğu varsayıldığından, bütün bir düzlemde düzgün olarak örnekleme ihtiyacı duyulmamıştır. Ayrıca, seçilen noktaların sayısı da rastgeledir. Bu deney çalışmasında, Şekil 6.5’te gösterildiği gibi 28 nokta kullanılmıştır.



**Şekil 6.5** Kalibrasyonda kullanılan darbelerin konumu.

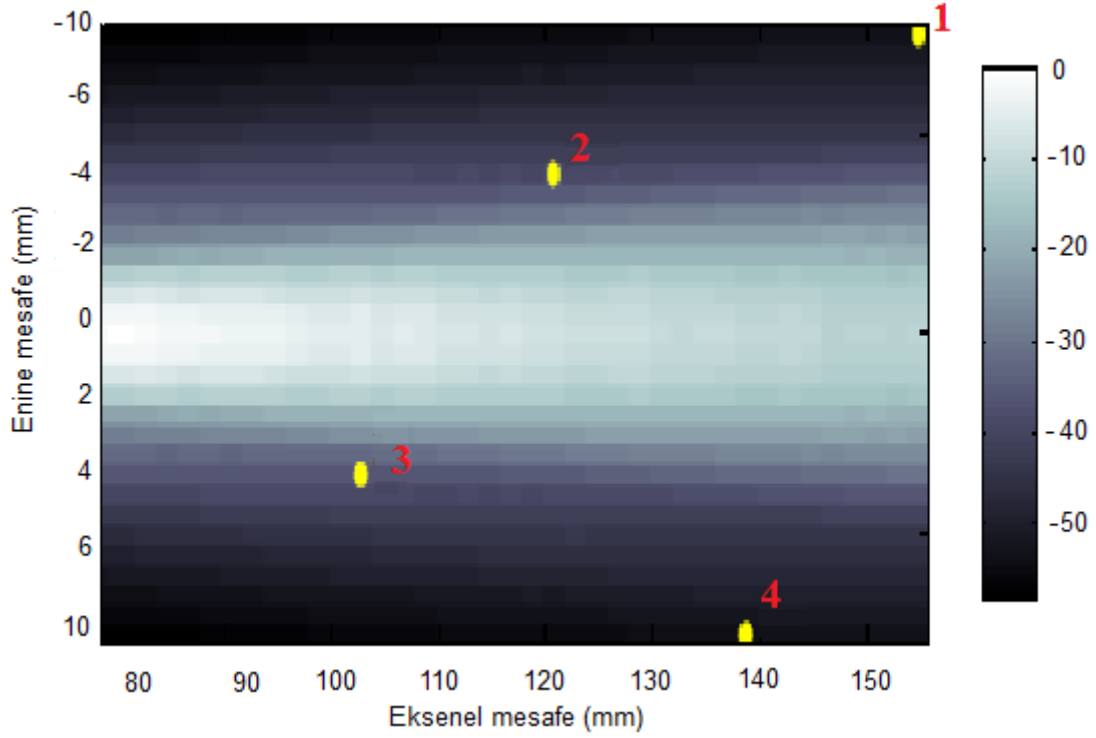
Eşitlik (6.5)'te, modelin başlangıç parametresi olarak transdüktörün efektif yarıçapı alınmıştır. Kumpas kullanılarak transdüktörün yarıçapı yaklaşık 3 mm olarak ölçülmüştür. Ortamın emilim katsayısının belirlenmesi için, ölçümler süresince su tankı içindeki ortalama sıcaklık ölçülmüştür ve  $T=22.16$  °C olarak belirlenmiştir. Elde edilen bu sıcaklık değeri (6.13) eşitliğinde yerine yazılarak suyun emilim katsayısı  $\alpha= 0.575$  Np/m olarak hesaplanmıştır. Kalibrasyondan sonra, transdüktörün efektif yarıçapı için 2.353 mm değeri elde edilmiştir. Elektro-mekanik darbe cevabının elde edilen kestirimi Şekil 6.6'da verilmiştir. Şekil 6.6'da hem ölçülen hem de kestirilen darbeler normalize edilmiştir.



**Şekil 6.6** Transdüktörün kestirilen elektro-akustik darbe cevabı ve transdüktörün merkez ekseninde ölçülen darbe.

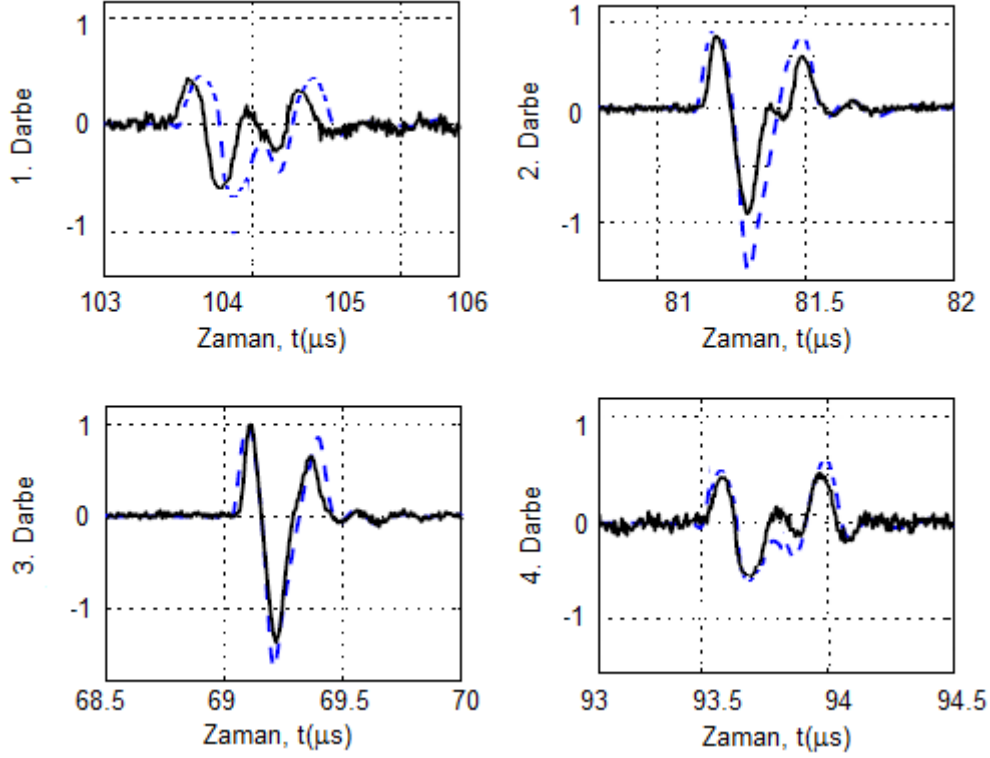
Şekil 6.6’da, transdüktör merkez hattı boyunca ses alanı ölçüldüğünde, kestirilen darbe cevabının türetilen matematiksel modelle büyük ölçüde uyduğu görülmektedir. Kestirilen ve ölçülen darbeler arasındaki ortalama karesel hata değeri 0.083 olarak hesaplanmıştır.

Transdüktörün kestirilen yarıçap değeri ve Şekil 6.6’da verilen elektro-mekanik darbe cevabı kullanılarak, ses alanı benzetimi yapılmıştır. Elde edilen ses basınç enerjisi Şekil 6.7’de verilmiştir. Şekil 6.7’de gösterilen sarı imgeçler (1-4), Şekil 6.8’de verilen darbelerin uygulandıkları noktaları göstermektedir. Şekil 6.7’de gösterilen noktalar için modellenen ve ölçülen darbeler Şekil 6.8’de verilmiştir.



Şekil 6.7 Modellenen ses basınç enerjisi.

Türetilen matematiksel ifadenin geçerliliğinin tam olarak gösterilebilmesi için, ses alanı ölçümlerinin benzetim modeliyle örtüşmesi gerekmektedir. Bu nedenle, dikkat edilmesi gereken en önemli husus, verinin alındığı ölçüm hacmi noktalarının tam olarak doğru bir şekilde belirlenebilmesidir. Bunun için bu tez çalışmasında, transdüktörün hidrofona göre doğru konumlanmasını sağlayan adım motorunun kullanılması yeterli olmuştur. Bölüm 6.1’de verilen matematiksel ifadeler türetilirken, ses basınç alanının dairesel simetrik olduğu varsayımı yapıldığından, uzak alanda, transdüktör yüzeyine paralel bir düzlemde maksimum genliğin aranması için adım motoru programlanmıştır. Transdüktörün otomatik merkezlenmesi Labview arabirimi kullanılarak sağlandıktan sonra, transdüktör ve hidrofona arasındaki mesafenin kestirimi için su tankındaki ses hızı bilgisi kullanılarak Bölüm 6.4.2’de verildiği gibi darbe-eko başlangıç zamanları incelenmiştir. Geri kalan ölçümler, tamamen transdüktörün adım motoru konumlanmasıyla elde edilmiştir. Bu nedenle, Şekil 6.8’de görüldüğü gibi ölçülen ve modellenen darbeler arasında çok az da olsa bir faz farkı bulunmaktadır.



**Şekil 6.8** Ölçülen (sürekli çizgi) ve modellenen (kesikli çizgi) darbeler.

Şekil 6.7’de verilen yaklaşık olarak 80 mm’lik aksenal mesafede darbelerin uygulandıkları noktalara göre, transdüktöre en yakın darbe 3 noktasında, en uzak darbe ise 1 noktasındadır. Şekil 6.7’de verilen darbe noktalarına göre Şekil 6.8’de ölçülen ve modellenen darbelerde, transdüktöre olan uzaklık arttıkça darbe genişliğinin arttığı ve genliğinin azaldığı görülmektedir. Şekil 6.8’de görülen ölçülen ve modellenen darbeler arasındaki küçük faz farkının bir nedeni, ölçümler sırasında transdüktörün adım motoru ile konumlandırılması sırasında çok küçük bir hatanın oluşması ve diğer bir nedeni ise modelleme yapılırken sadece transdüktör yarıçapının kullanılmasıdır. Ayrıca, Şekil 6.8’de, 1. ve 2. darbelerdeki faz farkının, diğer darbelerle göre daha fazla olduğu görülmektedir. Bunun da, enine mesafe nedeniyle hidrofona olan uzaklığın artmasıyla ölçümlerden alınan sonuçlardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

## 6.5 ULTRASONUN SIVI İÇİNDE YAYILMASI İLE İLGİLİ VARGILAR

Tez çalışmasının bu bölümünde, transdüktörün önünde yer alan bir ölçüm hacminde transdüktörden her hangi bir noktaya yayılan ses için Bölüm 3’te türetilen ve Bölüm 4’te (4.1) eşitliği ile düzenlenen model, 22.16°C’deki saf su içinde yapılan ölçümlerden elde edilen



sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Sistem, sabit elektro-mekanik darbe cevabı (bilinmeyen) ve uzamsal darbe cevabı olarak ayrıştırılarak parametrik sayısal modelle (bilinmeyen parametreler) tanımlanmıştır. Transdüktörün uzak alanında birkaç noktada hidrofonla ses basınç alanının ölçülmesiyle, bu iki bilinmeyenin eş zamanlı olarak kestirilmesi için bir frekans bölgesi kestirim yöntemi geliştirilmiştir. Kestirim algoritmasında, parametre kestirim adımı (transdüktör modeli), doğrusal regresyon adımı (elektro-mekanik darbe cevabı) ayrılmıştır. Geliştirilen bu yöntemde, transdüktör ve hidrofon arasındaki mesafenin kestirilebilmesi için, ilk olarak kullanılan saf su içindeki ses hızı hesaplanmıştır. Daha sonra, hesaplanan ses hızı değeri kullanılarak adım motorunun konumlandırılmasına göre her konum için transdüktör ve hidrofon arasındaki mesafe hesaplanarak, elde edilen değer algoritmaya aktarılmıştır. Basit dairesel transdüktörden yayılan ses alanı ölçümleri kullanılarak geliştirilen algoritma incelendiğinde, modellenen ve ölçülen ses alanları arasındaki çok küçük farklılıklar olduğu görülmüştür. Bu farklılıkların,

- 1) transdüktör ve hidrofon arasındaki mesafenin su tankındaki ses hızı kullanılarak kestiriminden elde edilmesinden,
- 2) transdüktörün sadece yarıçap parametresi kullanılarak modellenmesinden,
- 3) ölçümler sırasında transdüktörün adım motoru ile konumlandırılması sırasında çok küçük hataların oluşmasından,

kaynaklandığı düşünölmektedir. Ancak, kullanılan ölçüm düzeneği ve basit transdüktör modeline rağmen geliştirilen algoritmayla elde edilen sonuçların ölçümlerden elde edilen sonuçlarla büyük ölçüde uyumlu olduğu görülmüştür ve her bir ölçüm için yüzde bağıl hata değerinin ortalaması %1.37 olarak hesaplanmıştır.



## BÖLÜM 7

### ULTRASONUN DOKU İÇİNDE YAYILMASI

#### 7.1 GİRİŞ

Ultrason insan vücudunda yumuşak doku yapılarındaki anormalliklerin teşhisinde uzun yıllardır başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Kesitsel görüntüler, gerçek zamanlı tarayıcılarla B-mod tarama tekniği kullanılarak elde edilir (Onur ve Hacıoğlu 2016a). Yüksek görüntü kalitesi, doğrusal, faz dizili transdüktörler kullanılarak ve transdüktörden alınan işaretin zarfi işlenerek sağlanır (Sanches et al. 2012, Onur ve Hacıoğlu 2016b). Fakat, buna rağmen ultrason görüntüleri, X-ışınları ve Nükleer Manyetik Rezonans (Nuclear Magnetic Rezonans- NMR) görüntülerine göre daha az parlaklıkta ve kötü çözünürlüktedir. Görüntü kalitesinin artırılması için alınan darbe-eko basınç alanı bilgisi gerekmektedir. Bu nedenle, doku içinde ultrason yayılımı tam olarak modellenenmelidir.

Tıbbi ultrasonda, ses ötesi darbe vücuda gönderilir ve ortamdaki yoğunluk ve yayılma hızı farklılıkları nedeniyle yansır ve saçılır. Alınan ses basınç alanının bulunması için birçok çalışma yapılmıştır (Gore and Leeman 1977, Fatemi and Kak 1980). Yapılan ilk çalışmalarda, Gore ve Leeman (1977), ısı geçirmez ve yoğunluğun fonksiyonu olan bir saçıcı terimi ile dalga eşitliğini modellemişlerdir. Transdüktör, ayrılabilir aksenal ve yanal darbe ile modellenmiştir. Daha sonra, Fatemi ve Kak (1980) ise saçılmanın sadece hız değişimlerinden kaynaklandığı bir dalga eşitliği modellemişlerdir ve kullanılan transdüktörü dairesel simetrik ve odaksız olacak şekilde sınırlamışlardır.

Tez çalışmasının bu kısmında, Bölüm 3'te (3.16) eşitliği ile türetilen model temel alınarak yumuşak dokuda ultrason yayılımı için dalga modeli türetilmiştir. Yumuşak dokuda ultrason yayılımı için dalga modeli türetilirken ilk önce dokudaki yoğunluk değişimi dikkate alınarak dalga eşitliği türetilmiştir. Daha sonra, dokuda bulunan saçıcılar nedeniyle oluşabilecek saçılma alanı hesaplanmıştır. En son olarak da alınan işaret için matematiksel ifade, (3.16) eşitliği ile

türetilen ve düzenlenen (4.1) eşitliği temel alınarak (7.42) eşitliğinde yazılmıştır. Yumuşak doku için türetilen dalga modeli, saçılma, yoğunluk ve yayılma hızı farklılıklarının fonksiyonu olarak ele alınmıştır. Gore ve Leeman (1977) çalışmasından farklı olarak transdüktör geometrisi ve uyarımına sınırlandırma getirilmemiştir. Yani, farklı geometriler için olan analitik ifadeler modele katılabilir. Elde edilen teorik modelin, dokulara uygulanması ile ilgili deneysel kısım, Wisconsin Üniversitesi, Medikal Fizik Bölümü laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

## 7.2 DALGA EŞİTLİĞİNİN TÜRETİLMESİ

Anlık akustik basınç ve yoğunluk,

$$p_{anlık}(t, r) = P + p_1(t, r) \quad (7.1)$$

$$\rho_{anlık}(t, r) = \rho(r) + \rho_1(t, r) \quad (7.2)$$

olarak tanımlandığında  $P$ , ortamın basıncı;  $\rho$  bozulmamış ortamın yoğunluğudur. Ultrason dalgası,  $p_1$  basınç değişimine neden olmaktadır ve  $p_1$  basınç değişiminin  $P$  basıncına göre çok küçük olduğu varsayılmaktadır.  $\rho_1$ , dalganın neden olduğu yoğunluk değişimidir ve yoğunluk değişiminin de çok küçük olduğu varsayılmıştır.

Ayrıca, dalga eşitliği türetilirken ultrasonun termal enerjiye dönüşümünün yani ısı iletiminin olmadığı varsayılmıştır. Entropi sabit olduğu için, akustik basınç ve yoğunluk adiyabatik eşitliği sağlar (Chernov 1960) ve eşitlik (7.3) ile,

$$\frac{dp_{anlık}}{dt} = c^2 \frac{d\rho_{anlık}}{dt} \quad (7.3)$$

olarak verilir. Eşitlik (7.3)'te,  $c$  ortamdaki ses hızıdır. Eşitliğin herhangi bir zamanda, herhangi bir noktadaki akışkan parçacığının özelliklerini tanımladığı düşünülürse,

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial p_1}{\partial t} = \frac{\partial \rho_1}{\partial t} + p \cdot \nabla \rho \quad (7.4)$$

yazılır (Chernov 1960). Eşitlik (7.4)'te  $\nabla$  gradyant operatörünü ve  $\cdot$  skaler çarpımı göstermektedir. Basınç, yoğunluk ve parçacık hızı aynı zamanda,

$$\rho_{anlık} \frac{dp}{dt} = -\nabla p_{anlık} \quad (7.5)$$

$$\frac{\partial \rho_{anlık}}{\partial t} = -\nabla \cdot (\rho_{anlık} p) \quad (7.6)$$

yazılarak hidrodinamik eşitlikleri de sağlamalıdır (Chernov 1960). (7.1) ve (7.2) eşitlikleri kullanılarak ve yüksek dereceli terimler ihmal edilerek,

$$\rho \frac{\nabla p}{\partial t} = -\nabla p_1 \quad (7.7)$$

$$\frac{\nabla \rho_1}{\partial t} = -\nabla \cdot (\rho p) \quad (7.8)$$

eşitlikleri elde edilir. (7.8) eşitliğinin  $t$ 'ye göre türevi alınarak ve (7.7) eşitliğinde yerine yazılarak,

$$\frac{\partial^2 \rho_1}{\partial t^2} = -\nabla \cdot \left( \rho \frac{\partial p}{\partial t} \right) = -\nabla \cdot (-\nabla p_1) = \nabla^2 p_1 \quad (7.9)$$

elde edilir. (7.4) eşitliğinin  $t$ 'ye göre türevi alınır,

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p_1}{\partial t^2} = \frac{\partial^2 \rho_1}{\partial t^2} + \frac{\partial p}{\partial t} \cdot \nabla \rho \quad (7.10)$$

ve (7.9) ve (7.7) eşitliklerinde yerine yazılırsa,

$$\nabla^2 p_1 - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p_1}{\partial t^2} = \frac{1}{\rho} \nabla \rho \cdot \nabla p_1 \quad (7.11)$$

elde edilir. Yayılma hızı ve yoğunluğun ortalama değerinden  $\Delta$  kadar değiştiği varsayılırsa,

$$\rho(r) = \rho_0 + \Delta\rho(r) \quad c(r) = c_0 + \Delta c(r) \quad (7.12)$$

eşitliği yazılır. (7.12) eşitliğinde,  $\rho_0 \gg \Delta\rho$  ve  $c_0 \gg \Delta c$  olduğu varsayılmaktadır. Bu durumda,

$$\nabla^2 p_1 - \frac{1}{(c_0 + \Delta c)^2} \frac{\partial^2 p_1}{\partial t^2} = \frac{1}{(\rho_0 + \Delta\rho)} \nabla(\rho_0 + \Delta\rho) \cdot \nabla p_1 \quad (7.13)$$

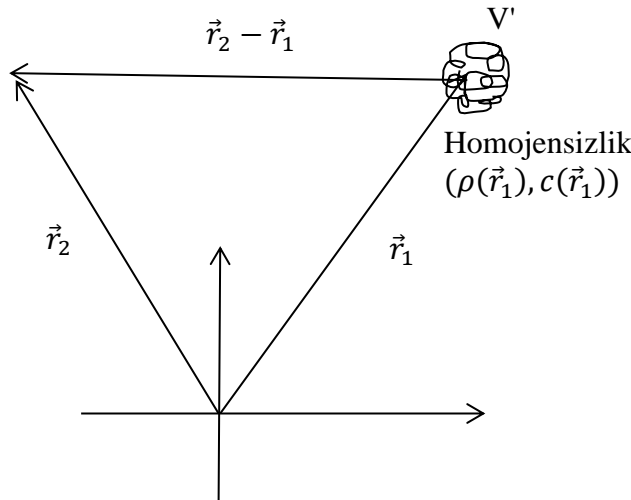
yazılır. (7.13) eşitliğinde  $1/(1+\Delta) \approx 1 - \Delta$  yaklaşımı kullanılarak ve  $(\Delta\rho/\rho_0^2) \nabla(\Delta\rho) \cdot \nabla p_1$  ikinci derece terimi ihmal edilirse,

$$\nabla^2 p_1 - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p_1}{\partial t^2} = -\frac{2\Delta c}{c_0^3} \frac{\partial^2 p_1}{\partial t^2} + \frac{1}{\rho_0} \nabla(\Delta\rho) \cdot \nabla p_1 \quad (7.14)$$

şeklinde dalga eşitliği elde edilmiştir. Eşitlik (7.14)'te, eşitliğin sağ tarafındaki iki terim homojen ortamlarda ortadan kalkan saçılma terimleridir.

### 7.3 SAÇILMA ALANININ HESAPLANMASI

Şekil 7.1'de gösterildiği gibi homojen bir ortamda bulunan küçük bir saçıcı nedeniyle oluşan saçılma alanı, zamandan bağımsız Green fonksiyonları kullanılarak hesaplanmıştır (Gore and Leeman 1977). Elde edilen saçılma alanı, Teorem 7.1 ile verilmektedir. Şekil 7.1'de,  $\vec{r}_1$  ve  $\vec{r}_2$  iki farklı sensörün yayılma düzlemini gösterirken  $V'$  hacmindeki homojensizlikten dolayı yansıma olmaktadır.



Şekil 7.1 Saçılma alanı için koordinat sistemi.

**Teorem 7.1** Küçük nesnelere saçılmanın zayıf olduğu varsayıldığında, homojen bir ortamda bulunan küçük bir saçıcı nedeniyle oluşan saçılma alanı,

$$p_s(t, \mathbf{r}_2) \approx \int_{V'} \int_T \left( \frac{1}{\rho_0} \nabla[\Delta\rho(\mathbf{r}_1)] \cdot \nabla p_{anlık}(t_1, \mathbf{r}_1) - \frac{2\Delta c(\mathbf{r}_1)}{c_0^3} \frac{\partial^2 p_1(t_1, \mathbf{r}_1)}{\partial t^2} \right) \times G(t_1, \mathbf{r}_1 | t, \mathbf{r}_2) dt_1 d^3 \mathbf{r}_1 \quad (7.15)$$

olarak yazılır.

**İspat:** Saçılma alanı,

$$p_s(t, \mathbf{r}_2) = \int_{V'} \int_T \left[ \frac{1}{\rho_0} \nabla[\Delta\rho(\mathbf{r}_1)] \cdot \nabla p_1(t_1, \mathbf{r}_1) - \frac{2\Delta c(\mathbf{r}_1)}{c_0^3} \frac{\partial^2 p_1(t_1, \mathbf{r}_1)}{\partial t^2} \right] \times G(t_1, \mathbf{r}_1 | t, \mathbf{r}_2) dt_1 d^3 \mathbf{r}_1 \quad (7.16)$$

şekindedir (Gore and Leeman 1977). (7.16) eşitliğinde,  $d^3 \mathbf{r}_1$ ,  $\mathbf{r}_1$  'e göre  $V'$  hacmi üzerinden integrali,  $T$  zaman üzerinden integrali gösterir.  $G$  Green fonksiyonudur ve

$$G(t_1, \mathbf{r}_1 | t, \mathbf{r}_2) = \frac{\delta(t - t_1 - |\mathbf{r}_2 - \mathbf{r}_1|/c_0)}{4\pi|\mathbf{r}_2 - \mathbf{r}_1|} \quad (7.17)$$

eşitliği ile tanımlanır. Eşitlik (7.16)'da saçılma operatörü,

$$F_{op} = \frac{1}{\rho_0} \nabla[\Delta\rho(\mathbf{r}_1)] \cdot \nabla - \frac{2\Delta c(\mathbf{r}_1)}{c_0^3} \frac{\partial^2}{\partial t^2} \quad (7.18)$$

ile gösterilir.

Saçılma bölgesindeki basınç alanı ise,

$$p_1(t, \mathbf{r}) = p_{anlık}(t, \mathbf{r}) + p_s(t, \mathbf{r}) \quad (7.19)$$

olur. (7.19) eşitliğinde  $p_{anlık}$ , anlık basınç alanını göstermektedir. (7.16)'da verilen saçılma basınç alanı eşitliği  $p_s$  integrali direkt olarak çözülememektedir. Bu integralin çözülebilmesi

için, Born-Neumann açılımı uygulanmıştır (Viergever and Todd-Pokropek 1988).  $G_i$ , Green fonksiyonunu ve integral işlemi gösteren integral operatörünü ve  $F_{op}$  da saçılma operatörünü gösterirse, birinci derece Born yaklaşımı,

$$p_{s_1}(t, \mathbf{r}_2) = G_i F_{op} p_{anlık}(t_1, \mathbf{r}_1) \quad (7.20)$$

olarak tanımlanır. Burada, (7.19) eşitliğinde verilen  $p_s$  sıfır alınmıştır. (7.20) eşitliğinin (7.19) eşitliğinde yerine yazılmasıyla elde edilen  $p_I$  değerinin de (7.16) eşitliğinde yerine yazılmasıyla,

$$\begin{aligned} p_{s_2}(t, \mathbf{r}_2) &= G_i F_{op} [p_{anlık}(t_1, \mathbf{r}_1) + G_i F_{op} p_{anlık}(t_1, \mathbf{r}_1)] \\ &= G_i F_{op} p_{anlık}(t_1, \mathbf{r}_1) + (G_i F_{op})^2 p_{anlık}(t_1, \mathbf{r}_1) \end{aligned} \quad (7.21)$$

eşitliği elde edilir. (7.21) eşitliğinden hareket edilerek saçılma alanı için genel ifade,

$$\begin{aligned} p_s(t, \mathbf{r}_2) &= G_i F_{op} p_{anlık}(t_1, \mathbf{r}_1) + (G_i F_{op})^2 p_{anlık}(t_1, \mathbf{r}_1) + (G_i F_{op})^3 p_{anlık}(t_1, \mathbf{r}_1) \\ &+ \dots \end{aligned} \quad (7.22)$$

olarak yazılır.  $(G_i F_{op})^N p_{anlık}(t_1, \mathbf{r}_1)$  terimi,  $N$ 'nin 1'den büyük olduğu durumlarda  $N$ . dereceden çoklu saçılmayı ifade eder. Küçük nesnelere saçılmanın genellikle zayıf olduğu varsayılır bu nedenle yüksek dereceli terimler ihmal edilirse, (7.16) eşitliği, Teorem 7.1 ile verilen (7.15) eşitliği olarak yazılabilir. Eşitlik (7.15)'ten de görüleceği gibi, saçılma alanının hesaplanabilmesi için anlık basınç alanı hesaplanmalıdır.

#### 7.4 ANLIK BASINÇ ALANININ HESAPLANMASI

Dokuda, başka hiç bir kaynak olmadığı varsayıldığında, anlık basınç alanı transdüktör tarafından üretilir. Ultrasonik transdüktörün alanının hesaplanması için farklı yaklaşımlar Tupholme (1969), Stephanishan (1971) ve Harris (1981) tarafından verilmiştir. Tez çalışmasında elde edilen anlık basınç alanı Teorem 7.2'de verilmektedir.



**Teorem 7.2** Hız potansiyeli ve uygulanan sınır koşulları kullanılarak ses basınç alanı,

$$\begin{aligned} p(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_3) &= \rho_0 \frac{\partial \Psi(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_3)}{\partial t} \\ &= \rho_0 c_p(t) * \frac{\partial h_{SIR}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_3)}{\partial t} \end{aligned} \quad (7.23)$$

ile (3.16)'da modellendiği gibi transdüktör geometrisi ve uyartım fonksiyonu ile ifade edilebilmektedir.

**İspat:** Tupholme (1969), Stephanishan (1971) ve Harris (1981) tarafından verilen yaklaşımlara göre anlık basınç alanı, homojen durum için dalga eşitliği çözülerek,

$$\nabla^2 p_1 - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p_1}{\partial t^2} = 0 \quad (7.24)$$

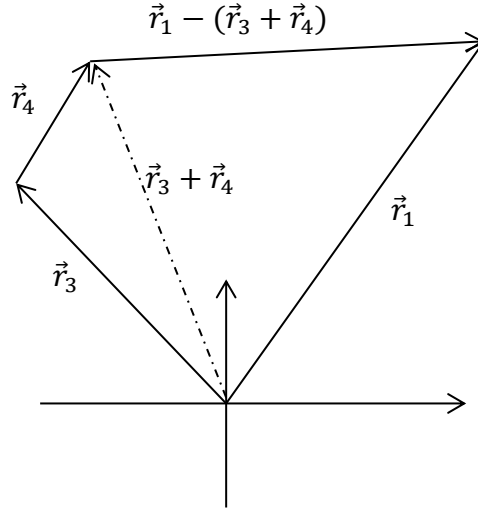
bulunur. Buna göre, alanın hesaplanabilmesi için hız potansiyeli  $\Psi$  ve uygulanan sınır koşulları kullanılır (Tupholme 1969, Stephanishen 1971). Hız potansiyeli, homojen ortam için,

$$\nabla^2 \Psi - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 \Psi}{\partial t^2} = 0 \quad (7.25)$$

eşitliğini sağlar. Basınç ise,

$$p(t, \mathbf{r}) = \rho_0 \frac{\partial \Psi(t, \mathbf{r})}{\partial t} \quad (7.26)$$

eşitliği kullanılarak hesaplanır. Anlık alanın hesaplanması için koordinat düzlemi Şekil 7.2'de gösterilmiştir. Burada,  $\vec{r}_1$  ve  $\vec{r}_3$  iki farklı sensörün yayılma düzlemini gösterirken,  $\vec{r}_4$  yansıma düzlemini göstermektedir.



Şekil 7.2 Anlık alan için koordinat sistemi.

Transdüktör yüzeyine dik parçacık hızı,  $c_p(t, r_3+r_4)$  ile gösterilmiştir. Homojen dalga eşitliği için çözüm,

$$\Psi(t, \mathbf{r}_3 + \mathbf{r}_4) = \int_S \int_T c_p(t_3, \mathbf{r}_3 + \mathbf{r}_4) g(t, \mathbf{r}_1 | t_3, \mathbf{r}_3 + \mathbf{r}_4) dt_3 d^2 \mathbf{r}_4 \quad (7.27)$$

eşitliği ile sağlanır (Stephanishen 1971). (7.27) eşitliğinde  $S$ , transdüktör yüzeyini göstermektedir. (7.17) eşitliğinde verilen Green fonksiyonu, sınırlı ortam için tekrar düzenlenirse,

$$g(t, \mathbf{r}_1 | t_3, \mathbf{r}_3 + \mathbf{r}_4) = \frac{\delta(t - t_3 - |\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_4|/c_0)}{2\pi |\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_4|} \quad (7.28)$$

olarak yazılır. (7.28) eşitliğinde,  $|\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_4|$  S'den alanın hesaplanacağı noktaya olan uzaklık ve  $c_0$  ortalama yayılma hızıdır.

Parçacık hızının, transdüktör yüzeyinde aynı olduğu varsayılırsa, (7.27) eşitliği,

$$\Psi(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_3) = \int_T c_p(t_3) \int_S g(t, \mathbf{r}_1 | t_3, \mathbf{r}_3 + \mathbf{r}_4) d^2 \mathbf{r}_4 dt_3 \quad (7.29)$$

olarak yazılır. Bu durumda, transdüktör geometrisini akustik alanla ilişkilendiren uzamsal darbe cevabı  $h_{SIR}(t, r)$ ,

$$\begin{aligned} h_{SIR}(t - t_3, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_3) &= \int_S g(t, \mathbf{r}_1 | t_3, \mathbf{r}_3 + \mathbf{r}_4) d^2 \mathbf{r}_4 \\ &= \int_S \frac{\delta(t - t_3 - |\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_4|/c_0)}{2\pi |\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_4|} d^2 \mathbf{r}_4 \end{aligned} \quad (7.30)$$

olarak ifade edilirse hız potansiyeli, paçacık hızı ve uzamsal darbe cevabının konvolüsyonu olarak yazılacağından,

$$\Psi(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_3) = c_p(t) * h_{SIR}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_3) \quad (7.31)$$

elde edilir. Ses basınç alanı ise Teorem 7.2'de verilen eşitlik (7.23) ile elde edilmektedir. Elde edilen eşitlik (7.23), hesaplanan basınç alanının ölçülen alana daha yakın bir şekilde bulunmasını sağlamaktadır.

## 7.5 ALINAN İŞARETİN HESAPLANMASI

Alınan işaret, saçılan basınç alanının transdüktör elektro-mekanik darbe cevabı  $h_e(t)$  ile konvolüsyonu alınarak elde edilir. Alınan işaret ifadesi Şekil 7.3'teki koordinat sistemi kullanılarak Teorem 7.3 ile verilmektedir.

**Teorem 7.3** Alıcı ve verici olarak aynı transdüktör kullanıldığında alınan işaret,

$$u(t, \mathbf{r}_5) = v_{pe}(t) * f_m(\mathbf{r}_1) * h_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5) \quad (7.32)$$

ile elde edilir. (7.32) eşitliğinde,  $*$  uzamsal konvolüsyonu gösterir ve  $v_{pe}$  darbenin iletimi ve alımı süresince transdüktör uyarımını ve elektro-mekanik darbe cevabını içeren darbe-eko dalgacıdır.  $f_m$  terimi ise, saçılan işaretin oluşumuna neden olan, yayılma hızı ve yoğunluk farklılıklarından dolayı dokudaki homojensizlikleri hesaba katmak için kullanılmaktadır.  $h_{pe}$  terimi, transdüktör geometrisini saçılan alanın uzamsal boyutuyla ilişkilendiren modifiye edilmiş darbe-eko uzamsal darbe cevabıdır. Eşitlik (7.32)'de,  $v_{pe}$  ve  $f_m(\mathbf{r}_1) * h_{pe}$  sırasıyla

Eşitlik (3.16)'da türetilen ve (4.1) ile düzenlenen alınan işaret modelinde kullanılan  $h_{er}$  ve  $h_{SIR}$  olarak düşünülebilir. Türetilen (7.32) eşitliğinde verilen bu terimler,

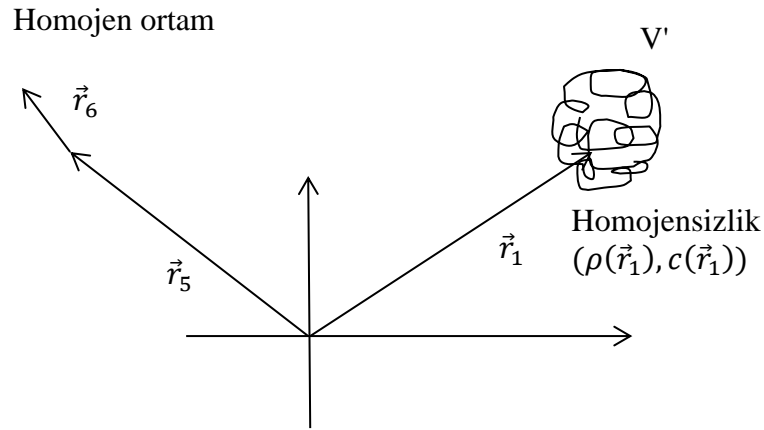
$$v_{pe}(t) = \frac{\rho_0}{2} h_e(t) * \frac{\partial c_p(t)}{\partial t} \quad (7.33)$$

$$f_m(\mathbf{r}_1) = \frac{\Delta \rho(\mathbf{r}_1)}{\rho_0} - 2\Delta c(\mathbf{r}_1)/c_0 \quad (7.34)$$

$$h_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5) = \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 H_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5)}{\partial t^2} \quad (7.35)$$

ile ifade edilmektedir.

**İspat:** Şekil 7.3 ile verilen koordinat sisteminde,  $\vec{r}_1$  ve  $\vec{r}_5$  iki farklı sensörün yayılma düzlemini gösterirken,  $\vec{r}_6$  homojen ortamı göstermektedir.  $\vec{r}_1$  düzleminde bulunan  $V'$  hacmindeki homojensizliğin yoğunluğu  $\rho(\vec{r}_1)$  ve bu homojensizlikteki ses hızı  $c(\vec{r}_1)$ 'dir.



**Şekil 7.3** Alınan işaretin hesaplanması için koordinat sistemi.

Alınan işaret,

$$u(t, \mathbf{r}_5) = h_e(t) * \int_S p_s(t, \mathbf{r}_6 + \mathbf{r}_5) d^2 \mathbf{r}_6 \quad (7.36)$$

ile verilmiştir.  $(\mathbf{r}_6 + \mathbf{r}_5)$  ifadesi,  $\mathbf{r}_5$  konumunda yer alan transdüktör yüzeyinden alınan elemanı gösterir.

Saçılan alan ise,

$$p_s(t, \mathbf{r}_6 + \mathbf{r}_5) = \frac{1}{2} \int_{V'} \int_T F_{op} [p_{anlık}(t_1, \mathbf{r}_1)] \times \frac{\delta(t - t_1 - |\mathbf{r}_6 + \mathbf{r}_5 - \mathbf{r}_1|/c_0)}{2\pi|\mathbf{r}_6 + \mathbf{r}_5 - \mathbf{r}_1|} dt_1 d^3\mathbf{r}_1 \quad (7.37)$$

ile ifade edilir. Eşitlik (7.36) ve (7.37) birleştirildiğinde ve (7.30) ile karşılaştırıldığında, transdüktör yüzeyi üzerinden integrali alınan sınırlı uzay için  $u$ 'nun Green fonksiyonu içerdiği görülmektedir. Teorem 7.2 ile verilen (7.23) eşitliğindeki ses basınç alanı ifadesi yazılarak ve transdüktör yüzeyi ve zaman üzerinden integral alınarak,

$$u(t, \mathbf{r}_5) = h_e(t) * \frac{1}{2} \int_{V'} F_{op} \left( \rho_0 \frac{\partial c_p(t)}{\partial t} * h_{SIR}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_3) \right) * h_{SIR}(t, \mathbf{r}_5, \mathbf{r}_1) d^3\mathbf{r}_1 \quad (7.38)$$

eşitliği elde edilir. Bu tez çalışmasında, verici ve alıcı olarak aynı transdüktör kullanıldığından konumları aynıdır ( $\mathbf{r}_1 = \mathbf{r}_3$ ) ve (7.38) eşitliği yeniden düzenlenirse,

$$u(t, \mathbf{r}_5) = \frac{\rho_0}{2} h_e(t) * \frac{\partial c_p(t)}{\partial t} * \int_{V'} F_{op} [H_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5)] d^3\mathbf{r}_1 \quad (7.39)$$

elde edilir. (7.39) eşitliğinde  $H_{pe}$  darbe-eko uzamsal darbe cevabıdır ve

$$H_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5) = h_{SIR}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5) * h_{SIR}(t, \mathbf{r}_5, \mathbf{r}_1) \quad (7.40)$$

olarak ifade edilir. Ölçüm yapılan alanda saçılma zayıflaması tanımlanan sınırlar dahilinde ise (7.39) eşitliğindeki integral ifadesi,

$$\int_{V'} \left( \frac{1}{\rho_0} \nabla[\Delta\rho(\mathbf{r}_1)] \cdot \nabla H_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5) - \frac{2\Delta c(\mathbf{r}_1)}{c_0^3} \frac{\partial^2 H_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5)}{\partial t^2} \right) d^3\mathbf{r}_1 \quad (7.41)$$

olarak yazılır.  $H_{pe}$ ,  $\mathbf{r}_1$  ve  $\mathbf{r}_5$  arasındaki mesafenin fonksiyonudur ancak  $\Delta\rho$  ve  $\Delta c$  sadece  $\mathbf{r}_1$ 'in fonksiyonudur. Bu nedenle, ilgilenilen hacimde  $\mathbf{r}_5$  değiştiğinde darbe-eko uzamsal darbe cevabı da değişir. Eğer, darbe-eko uzamsal darbe cevabının yavaş değiştiği ve bu nedenle uzamsal frekansın sonlu hacimde sabit olduğu düşünülürse, (7.41) eşitliği,

$$\int_{V'} \left[ \frac{1}{\rho_0} \Delta\rho(\mathbf{r}_1) \nabla^2 H_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5) - \frac{2\Delta c(\mathbf{r}_1)}{c_0^3} \frac{\partial^2 H_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5)}{\partial t^2} \right] d^3\mathbf{r}_1 \quad (7.42)$$

olarak düzenlenir. Burada,  $H_{pe}$  transdüktör ve saçıcı arasındaki uzaklığın ya da

$$t = |\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_5|/c_0 \quad (7.43)$$

ile bu mesafeye denk düşen sürenin fonksiyonu olarak ifade edilir. Uzaklığa göre ikinci türev olan Laplace operatörü bu durumda zamana göre ikinci türeve denk düşer ve ortalama yayılma hızından küçük sapmalar olduğu varsayılarak,

$$\nabla^2 H_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5) = \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 H_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5)}{\partial t^2} \quad (7.44)$$

ile ifade edilir. Bu yaklaşımlar kullanılarak, (7.39) eşitliği tekrar yazılırsa,

$$u(t, \mathbf{r}_5) = \frac{\rho_0}{2} h_e(t) * \frac{\partial c_p(t)}{\partial t} * \int_{V'} \left( \frac{\Delta\rho(\mathbf{r}_1)}{\rho_0} - \frac{2\Delta c(\mathbf{r}_1)}{c_0} \right) \times \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 H_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5)}{\partial t^2} d^3\mathbf{r}_1 \quad (7.45)$$

elde edilir. Eşitlik (7.45) düzenlendiğinde Teorem 7.3 ile (7.32) eşitliğinde verilen alınan işaret ifadesi elde edilir.

## **7.6 ULTRASONUN DOKU İÇİNDE YAYILMASI İLE İLGİLİ DENEYSEL ÇALIŞMALAR**

Tez çalışmasının bu bölümünde, Bölüm 7.1-7.5'te türetilen ultrasonun doku içinde yayılmasının ve alınan işaretin matematiksel ifadesinin test edilmesi için yapılan deneysel çalışmalar anlatılmaktadır. Deneyler 850×430×500 mm'lik (uzunluk, yükseklik, genişlik) su tankı kullanılarak Bölüm 7.6.1'de verilen ekipmanlar ile gerçekleştirilmiştir. Su tankı içinde kullanılan su, 24 saat gazı arıtılarak damıtılmıştır.

### **7.6.1 Deney Ekipmanları**

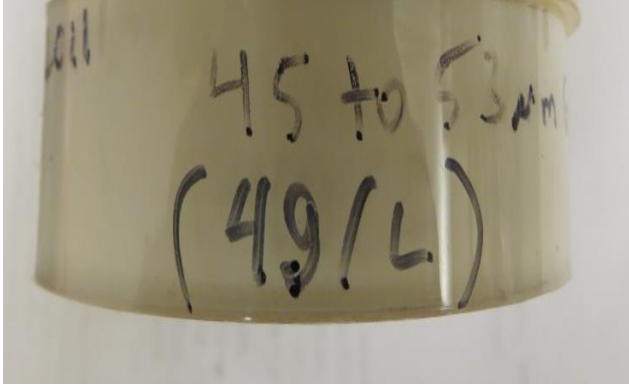
Ultrasonun doku içinde yayılması ve alınan işaretin incelenmesi için yapılan deneyler sırasında, odak yarıçapı 8.1 mm olan 3.5 MHz nominal frekanslı konkav transdüktör (8529, Brüel & Kjaer, Danimarka); transdüktörden darbeyi almak ve transdüktöre darbeyi iletmek için ses ötesi tarayıcı (1846, Brüel & Kjaer, Danimarka); alıcı yükselteçten elde edilen yüksek frekanslı işaretleri örneklemek için örnekleme frekansı 100 MHz olan osiloskop (9400, LeCroy, Almanya) kullanılmıştır.

### **7.6.2 Ultrasonun Doku İçinde Yayılmasının İncelenmesi İçin Yapılan Deneyler**

Homojen bir ortamda bir saçıcı olması durumunda Bölüm 7.5'te Teorem 7.3'te (7.32) eşitliği ile verilen model doğruluğunun gösterilebilmesi için Bölüm 7.6.1'de belirtilen ekipmanlar kullanılarak deneyler yapılmıştır.

Yapılan deneylerde, kullanılan su tankına agar içine yerleştirilen 45-53  $\mu\text{m}$  aralığında olan cam boncuklardan hazırlanan doku benzeri yapı olan bir fantom yerleştirilmiştir (Maksuti et al. 2016). Hazırlanan fantom Şekil 7.4'te gösterilmiştir. Fantom üzerine, bakır telden yalıtımı ayrılarak elde edilen 0.3 mm'lik tel batırılmıştır.

Deneyler sırasında, tarayıcı darbe yayılımı osiloskobun örnekleme frekansı ile senkronize edilmiştir. Bu senkronizasyon sayesinde, ölçülen ve simülasyonla elde edilen işaret karşılaştırılabilmiştir. Elde edilen her bir ölçüm, yapılan 10 ölçümün ortalaması olarak alınmıştır.



(a)



(b)

**Şekil 7.4** Doku yapısını oluşturmak için hazırlanan fantom. (a) Fantomun yandan görünüşü (b) Fantomun üstten görünüşü

Yapılan simülasyonlarda, ölçümlerde kullanılan tele denk düşen  $f_m$ 'nin Dirac darbesi olduğu varsayılmıştır. Bu nedenle Teorem 7.3 ile verilen (7.32) eşitliği,

$$u(t, \mathbf{r}_5) = v_{pe}(t) * h_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5) \quad (7.46)$$

olur. Eşitlik (7.46)'da kullanılan  $v_{pe}(t)$ , Bölüm 3'te (3.16) eşitliğinde türetilen ve Bölüm 4'te (4.1) eşitliği ile düzenlenen alınan işaret modelinde kullanılan  $h_{er}(t)$ 'ye eşdeğerdir.  $h_{pe}$ , transdüktörün fiziksel boyutlarından hesaplanabileceğinden hesaplamaların yapılabilmesi için, transdüktör uyarımını ve elektro-mekanik darbe cevabını içeren  $v_{pe}$ 'nin bilinmesi gerekir.  $v_{pe}$ , transdüktörün elektro-mekanik özelliklerinden çıkarılabilir ya da ölçülebilir. Yapılan simülasyonlar için  $v_{pe}$  ölçülerek elde edilmiştir. Hazırlanan fantomdaki ses hızı ortalama değeri, kullanılan transdüktörden gelen darbeler ve bu darbelerle oluşan eko başlangıç zamanları ve transdüktör-fantom arasındaki mesafe ölçülerek 1545 m/s olarak hesaplanmıştır.

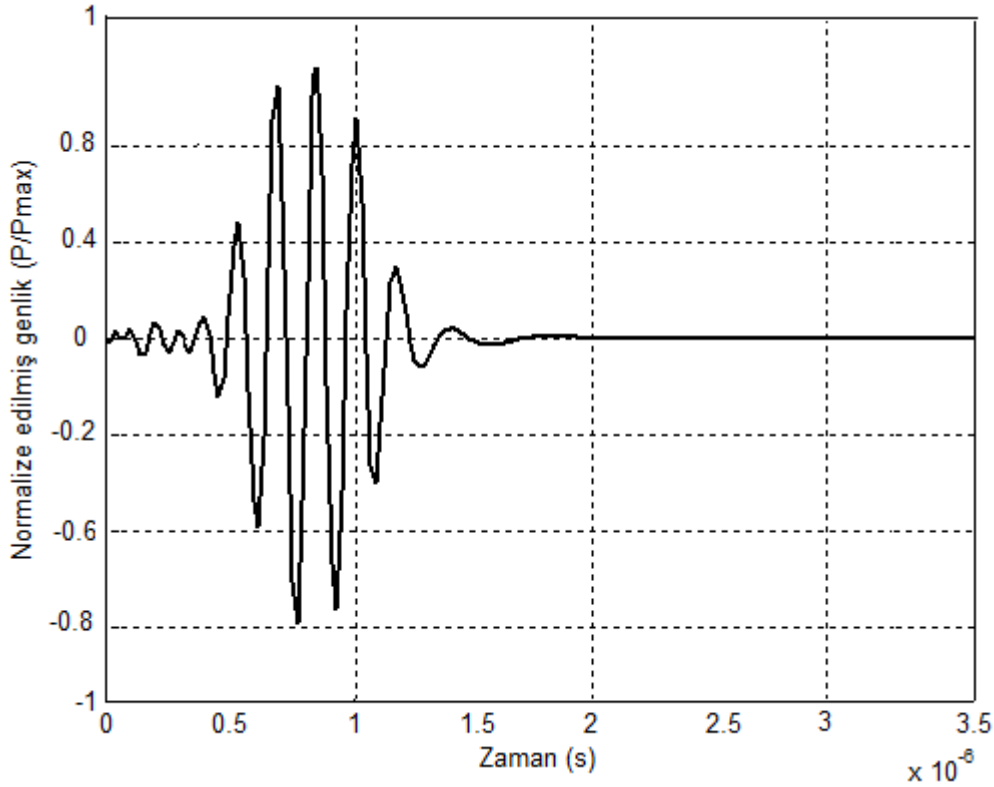
Düzlemsel yansıtıcıya darbe geldiğinde ölçülen cevap, orijinal darbenin genliği ölçeklenmiş halidir. Konkav transdüktörün odak noktasındaki uzamsal darbe cevabı, Dirac darbedir. Eşitlik (7.46), Teorem 7.3 ile verilen (7.33) ve (7.35) eşitlikleri yerine yazılarak tekrar düzenlenirse,

$$\begin{aligned} u(t, \mathbf{r}_5) &= \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 v_{pe}(t)}{\partial t^2} * H_{pe}(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5) \\ &= \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 v_{pe}(t)}{\partial t^2} * h(t, \mathbf{r}_1, \mathbf{r}_5) * h(t, \mathbf{r}_5, \mathbf{r}_1) \end{aligned} \quad (7.47)$$



elde edilir. Düzlemsel yansıtıcı odak noktasına konularak, iki kez türevi alınmış darbe elde edilir ve (7.46) eşitliği (7.47) eşitliğine dönüşür. Bu ölçümle, alan hesaplamasına katılacak darbe belirlenmiştir.

Transdüktör darbesi, transdüktör yüzeyinin 150 mm uzağına 10 mm kalınlığında ve 150×500 mm boyutunda pleksiglas düzlem yerleştirilerek LeCroy 9400 osiloskop ile ölçülmüştür. Elde edilen darbe şekli Şekil 7.5'te gösterilmiştir.

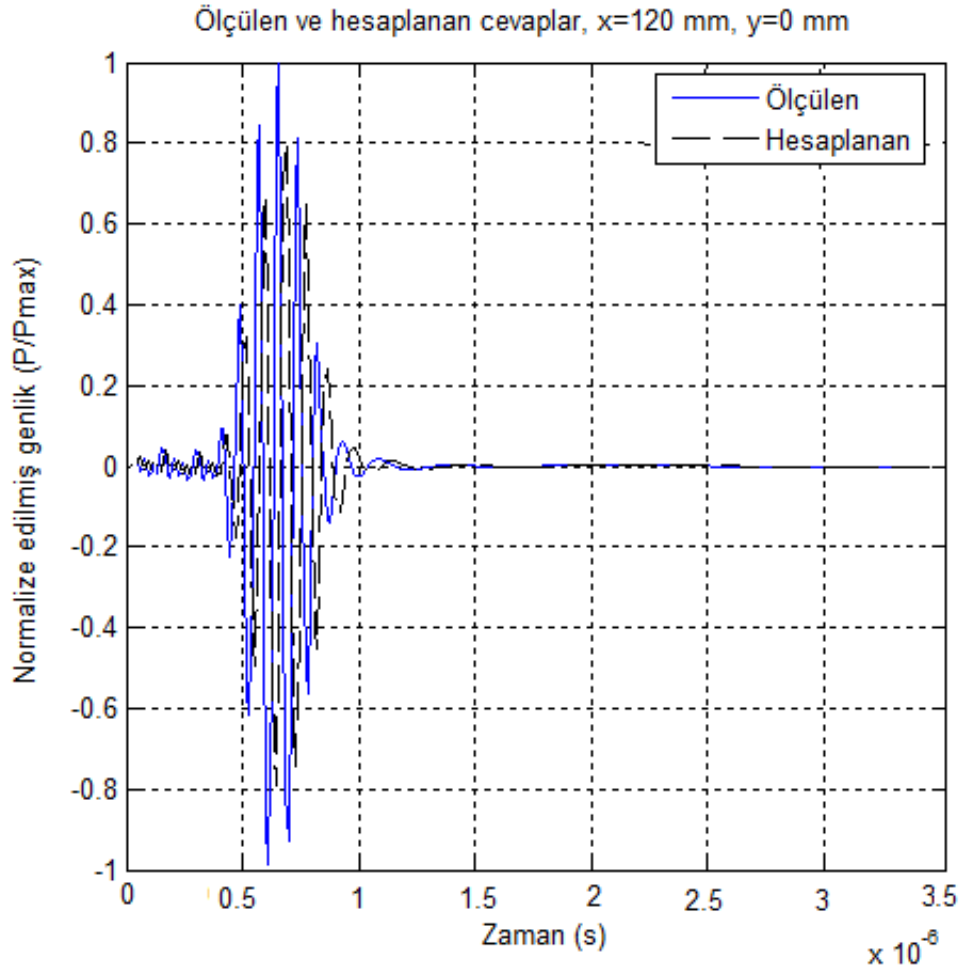


Şekil 7.5 Kullanılan transdüktörden ölçülen darbe-eko grafiği.

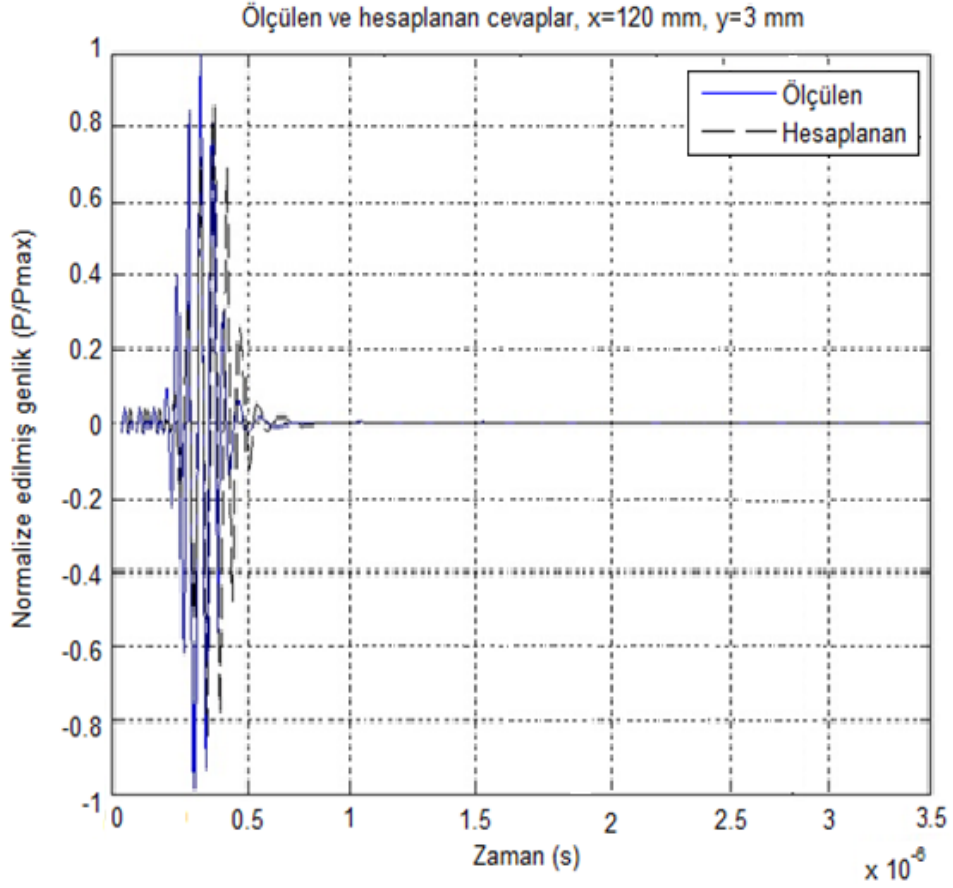
Şekil 7.5'te verilen dalgacık elde edilirken, gürültünün uzaklaştırılması için transdüktörden elde edilen işaret frekans bölgesinde 7 MHz'in üzerindeki bütün bileşenleri uzaklaştırılarak filtrelenmiştir.  $h$  değeri hesaplanırken, bütün değişimlerinin hesaba katılabilmesi için küçük zaman adımları alınmıştır.

Transdüktör yüzeyinden 120 mm uzaklıkta bir mesafeden ölçümler alınmıştır. Aynı zamanda Bölüm 7.5'te elde edilen model kullanılarak aynı uzaklık için simülasyonlar yapılmıştır. Ölçümler, su tankı içine yerleştirilen fantomun 0.2 mm aralıklarla hareket ettirilmesi ile transdüktörün akustik eksenini içeren düzlemde alınmıştır. Veriler, 100 MHz frekansta

örneklenmiştir.  $x=120$  mm,  $y=0$  mm ve  $x=120$  mm,  $y=3$  mm mesafeleri için ölçülen ve simüle edilen cevaplar sırasıyla Şekil 7.6 ve Şekil 7.7’de gösterilmiştir.



Şekil 7.6  $x=120$  mm,  $y=0$  mm için ölçülen ve hesaplanan cevaplar.



Şekil 7.7 x=120 mm, y=3 mm için ölçülen ve hesaplanan cevaplar.

Şekil 7.6 ve Şekil 7.7’de verilen modellenen ve ölçülen cevaplar karşılaştırıldığında, (7.47) eşitliğinde türetilen model kullanılarak ölçümlerden elde edilen cevaplar yaklaşık olarak elde edilebilmektedir. x=120 mm, y=0 ve y=3 mm için yapılan ölçümler ve modellemelerde, elde edilen cevapların genliklerinde ve zamanda oluşumlarında çok az farklılıklar olduğu görülmektedir. Hesaplanan ortalama karesel hata değerleri Şekil 7.6 için  $1.4970 \times 10^{-5}$ , Şekil 7.7 için ise  $2.2391 \times 10^{-5}$  şeklindedir. Bu farklılıklar, kullanılan fantom homojensizliklerinden ve fantom içine yerleştirilen bakır telin saçıcılığında kaynaklanmaktadır. Ayrıca, transdüktör yüzeyinden 120 mm uzaklıkta odak (y=0 mm) noktasında ve odak noktasından 3 mm daha yukarıda (y=3 mm) olan noktadan alınan ölçümler arasında farklılıklar olduğu, y=3 mm noktasında ölçülen ve hesaplanan cevapların y=0 mm noktasındaki cevaba göre daha dar olduğu ve maksimum değer alındığı zaman anının yaklaşık olarak 0.3 ms kaydığı görülmüştür.

## 7.7 ULTRASONUN DOKU İÇİNDE YAYILMASI İLE İLGİLİ VARGILAR

Tez çalışmasının bu bölümünde, homojen olmayan ortamda ses ötesi dalgaların yayılımını ve saçılmasını modellemek için Bölüm 3'te türetilen ve Bölüm 4'te düzenlenen model temel alınarak, yeni bir dalga eşitliği türetilmiştir. Türetilen dalga eşitliğinde, saçılma teriminin yoğunluğun ve yayılma hızının fonksiyonu olduğu düşünülmüştür. Model, farklı transdüktör türleri ve uyarımlar için de kullanılabilir. Homojen olmayan ortamlar için türetilen bu dalga eşitliği, üç terim içermektedir. İlk terim olan  $f_m(\mathbf{r}_1)$ , kullanılan dokudaki homojensizlikleri ve yayılma hızı farklılıklarını hesaba katar. İkinci terim olan  $v_{pe}$ , uyarımı ve transdüktörün elektromekanik transfer fonksiyonunu modele eklemek için kullanılmıştır. Üçüncü terim olan  $h_{pe}$  ise, transdüktör geometrisinden kaynaklanan modifiye edilmiş darbe-eko uzamsal darbe cevabıdır.

Bu bölümde türetilen model, yayılma ve saçılmadan kaynaklanan zayıflamayı içermektedir. Fakat dalga homojen olmayan ortam ya da doku içinde yayılırken gözlenen dağınık zayıflamayı içermemektedir. Bu durumda, dalga doku içinde iç kısımlara yayıldıkça darbe şeklini sürekli olarak değiştirmektedir. Ancak, Bölüm 7'de türetilen model için, darbenin bu değişiminin uzamsal olarak değişen  $h_{pe}$  ile ifade edilebileceği varsayılmıştır.

Transdüktörün önünde yer alan bir ölçüm hacminde transdüktörden herhangi bir noktaya yayılan ses için Bölüm 7'de türetilen model, saf su içine oluşturulan cam boncuklardan hazırlanan fantom yerleştirilerek yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Konkav bir transdüktör kullanılarak, ölçülen ses basınç alanı, modellenenle kıyaslandığında genlik ve zamanda çok küçük farklılıklar olduğu görülmüştür. Bu farklılıklara, kullanılan fantom içine yerleştirilen saçıcı bakır telin ve emilimin neden olduğu düşünülmektedir. Fantom içine yerleştirilen bakır tel, fantom içinde yayılma hızı ve yoğunluk farkı oluşturduğu için saçıcılığı artırmıştır. Ayrıca, ses ötesi dalga saf su içinde bulunan fantomda yayıldıkça, ölçülen ses basınç alanının genliğinde azalma meydana gelmektedir. Bu nedenle Bölüm 8'de homojen olmayan ortamda ya da doku içinde ses ötesi dalganın zayıflaması incelenmiştir.

## BÖLÜM 8

### ULTRASONUN HOMOJEN OLMAYAN ORTAMDA ZAYIFLAMASI

#### 8.1. GİRİŞ

Doku gibi homojen olmayan ortamlarda doku ile etkileşen ultrason dalgaları kullanılarak dokunun mikro yapısı ve hastalık özellikleri hakkında bilgi sahibi olunabilir (Lizzi et al. 1987). Ses ötesi darbe gönderildiğinde, dokuda yayılır ve hedeften yansıtılarak gelen eko geri alınır. Ses ötesi dalgalar, farklı dokularda farklı şekilde yayılırlar ve bu yayılma farklılıkları, dalganın sönümlenmesi ve saçıcıların şekil, boyut, yerleşim ve yoğunluğuna göre parametrelendirilebilir. Akustik karakteristiklerine göre insan dokularını farklılaştırmak ve tespit etmek için en sık kullanılan akustik parametreler; zayıflama (Narayana and Ophir 1983, Berger et al. 1990), ses hızı (Levy et al. 2006), saçıcı boyutu (Insana and Wagner 1990, Hall et al. 1996), saçıcı yoğunluğu (Chen et al. 1998), saçıcı yerleşimi (Wear et al. 1993)'dir.

Zayıflama, işaretin genliği ve şiddetindeki azalma olarak tanımlanabilmektedir. Zayıflama ortamda alınan mesafeye göre genellikle dB cinsinden ifade edilir. Zayıflama, işaret gücünü uzaklık fonksiyonu olarak tanımladığından sesötesi uygulamalarında önemli bir özelliktir. Hedeften yansıtılarak gelen ekolu işaret belirli bir zayıflamayla alıcıya ulaşır. Genellikle ortamın birim uzunluğu başına desibel (dB/cm) cinsinden ölçülür (Zagzebski 1996).

Ultrasonda zayıflama,

$$Zayıflama (dB) = \alpha (dB /cm /MHz) \times l (cm) \times f^n (MHz) \quad (8.1)$$

ile tanımlanır ve mesafenin fonksiyonu olan ultrason dalgasının görüntüleme ortamında yayıldıkça genliğinde oluşan azalmadır. Eşitlik (8.1)'de verilen  $\alpha$  ile tanımlanan zayıflama katsayısı, ortamda oluşan dB cinsinden toplam zayıflamayı tanımlamak için kullanılır.

Eşitlik (8.1)'de verildiği gibi, zayıflama ortam derinliği ve zayıflama katsayısının yanı sıra frekansa da bağlıdır. Yumuşak dokular için, zayıflamanın gelen ultrason dalgasının frekansına doğrusal olarak bağlı olduğu düşünülür (Flax et al. 1983).

Ultrason zayıflaması, birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir (Ophir et al. 1984, Kuc 1985). Bu tez çalışmasında, Bölüm 7'de homojen olmayan ortamda ses ötesi dalganın yayılımı teorik olarak modellenerek, türetilen teorik model, saf su içine oluşturulan cam boncuklardan hazırlanan doku benzeri fantom yerleştirilerek yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Bölüm 7'de yapılan bu deneylerde, fantom içine yerleştirilen bakır telin, fantom içinde yayılma hızı ve yoğunluk farkı oluşturduğu ve ses ötesi dalganın saf su içinde bulunan fantomda yayıldıkça ölçülen ses basınç alanının genliğinde azalma meydana geldiği görülmüştür. Bu durum, canlı içi dokularında, doku içinde bulunan herhangi bir istenmeyen yapıya benzediğinden, tez çalışmasının bu bölümünde, Bölüm 7'de türetilen dalga yayılımı modelinin gerçek dokulara uygulanabilirliği ve bu durumda spektral bölgede ultrason zayıflamasının yani alıcıya ulaşan eko işaretinin ne kadar zayıfladığının kestirilmesi araştırılmıştır. Bu amaçla, literatürde bulunan spektral kestirim yöntemlerinin avantajlarını birleştiren yeni bir kestirim yöntemi türetilmiştir. Wisconsin Üniversitesi Medikal Fizik Bölümü laboratuvarlarında yapılan deneylerde, canlı içinden alınan böbrek verileri literatürdeki farklı spektral kestirim yöntemleri ve bu tez çalışmasında önerilen hibrid yöntem kullanılarak analiz edilmiştir. Kullanılan yöntemlerin performansları değerlendirilerek homojen olmayan ortamlarda ultrason dalgasının zayıflaması belirlenmiştir.

## **8.2 DOKULARDA ULTRASON ZAYIFLAMASI ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ultrason zayıflaması yumuşak dokular için önemli bir akustik parametredir. Bazı durumlarda, dokuların patolojik durumları emilim, yansıma ve saçılmayla değişebilir. Bu durumda, ultrasonun zayıflama parametresinin bütün değerleri incelenerek tanı koyulabilir (Ophir et al. 1984). Bu nedenle, homojen olmayan ortamlarda ya da dokularda ultrason zayıflamasının belirlenebilmesi önemlidir.

Ultrason zayıflaması böbrekteki rahatsızlıkları tespit etmek için sıklıkla kullanılmaktadır (Narayana 1983, Fujii et al. 2002, Meziri et al. 2005). Böbrek insan vücudundaki en büyük boyutlu organlardan biri olduğundan ve çoğu böbrek hastalıkları büyük alan kapladığından,

böbreğin normal ve anormal durumları arasındaki ultrason zayıflamasındaki fark, doku değişiklikleri hakkında oldukça doğru bilgi sağlamaktadır. Maklad ve arkadaşları, 3 MHz'teki ölçümleri kullanarak normal böbrekteki zayıflama değerini yaklaşık  $0.52 \pm 0.03$  dB/cm/MHz olarak bulmuşlardır (Maklad et al. 1984). Alkolik sirozu olan hastalardan alınan verilerden yüksek zayıflama değerleri elde edilirken, biliyer sirozu, kronik aktif hepatiti ve lenfoma veya lösemi ile yayılan enfiltrasyonu olan hastalardan alınan verilerden düşük değerler elde edilmiştir (Maklad et al. 1984). Parker ve arkadaşları, normal insan böbreğinin zayıflama değerinin  $0.47$  dB/cm/MHz olduğunu ancak artan yağlanma ve fibrozis olması durumunda daha yüksek değerler elde edilebileceğini belirtmişlerdir (Parker et al. 1988). Çeşitli kronik böbrek hastalıkları Duerinckx ve arkadaşları tarafından karşılaştırılmıştır (Duerinckx et al. 1988). Lu ve arkadaşları, 3 MHz'te yağlı böbrekler için ortalama zayıflama değerinin  $0.85$  dB/cm/MHz civarında iken sağlıklı böbreklerde  $0.55$  dB/cm/MHz olduğunu söylemişlerdir (Lu et al. 1999).

Böbrek rahatsızlıklarının yanı sıra, ultrason dalgasının zayıflaması böbrekteki iyi huylu ve kötü huylu tümörler arasındaki farklılıkları ve tümörlerin yerini tespit etmek için de kullanılabilir. Dong ve arkadaşları ortalama zayıflamayı, normal böbrekte  $0.53 \pm 0.03$  dB/cm/MHz, karaciğer hemanjiyomunda  $0.29 \pm 0.05$  dB/cm/MHz, karaciğer hücrelerine ait habis urda  $0.43 \pm 0.05$  dB/cm/MHz ve metastatik böbrek tümörlerinde  $0.41 \pm 0.12$  dB/cm/MHz olarak belirlemişlerdir. Ayrıca, karaciğer adenomalarının ve böbreğin fokal nodüler hiperplazisinin ortalama  $0.66 \pm 0.09$  dB/cm/MHz gibi yüksek değerli zayıflamaya neden olduğunu göstermişlerdir (Dong et al. 1994). Diğer taraftan, Huisman ve arkadaşları tarafından böbrek metastazları için yapılan ölçümler, bütün metastatik doku tiplerindeki zayıflama özelliklerinin normal böbrek parankiminin zayıflama değerinden çok farklı olmadığını göstermiştir (Huisman et al. 1998).

Böbrek dokusuna ek olarak tıbbi ultrason zayıflama kestirimi için diğer uygulama alanları göğüs (Tadayyon et al. 2014), kemik (Wear 2001, 2003), interkostal doku (Towa et al. 2002) ve miyokardiyumdur (Baldwin 2006). Çeşitli dokuların patolojik durumlarına bağlı olarak, akustik zayıflama özelliğindeki değişimlerin normal ve anormal doku tiplerinde farklılık gösterdiği ve taranan doku içindeki tümörlerin iyi huylu ya da kötü huylu olduğunun farkedilmesini sağladığı gösterilmiştir (McFarlin et al. 2010).

Ayrıca, ilgilenilen bölge ve transdüktör arasındaki doku zayıflamasının doğru bir şekilde ölçülmesi, saçıcı boyutu gibi diğer ultrasonik doku karakterizasyon parametrelerinin kestirimi için de oldukça önemlidir (Bigelow and O'Brien 2003, Liu 2007). Zayıflama katsayısının doğru

bir şekilde ölçülmemesi durumunda saçıcı boyutunun ve diğer parametrelerin de kestirimi hatalı olarak elde edilebilir.

### **8.3 ULTRASONİK ZAYIFLAMA KESTİRİM YÖNTEMLERİ**

Yumuşak dokulardaki zayıflama doğrudan frekansa bağlı olduğundan, literatürde bu varsayımı kullanan çeşitli zayıflama kestirim yöntemleri verilmiştir (Flax et al. 1983). Bu yöntemler, zaman bölgesi ya da frekans bölgesi yaklaşımları olarak sınıflandırılabilir. Genelde, zaman bölgesi tekniklerinin uygulaması frekans bölgesi tekniklerinden daha kolaydır ve hesapsal olarak daha hızlıdır. Ancak, ses alanında bölgesel değişimlerin düzenlenmesinde zaman bölgesi yaklaşımlarının zorlukları olduğundan (örneğin kırılma etkileri), birçok frekans bölgesi yaklaşımı çalışılmış ve geliştirilmiştir. Ayrıca, gelen dalganın band genişliği, hüzmeye profili, iletim merkez frekansı gibi birçok faktör farklı yöntemlerin kestirim performanslarını etkilemektedir (Rahimian and Tavakkoli 2013).

#### **8.3.1 Zaman Bölgesi Zayıflama Kestirim Yöntemleri**

Zaman bölgesinde zayıflama değerlerini kestirmek için kullanılan yaklaşım, akustik dalga dokuda yayıldıkça işaret genliğindeki değişimleri incelemektir. Gelen dalganın Gaussian olması varsayımı altında, dokuda incelenen iki bölgeden saçılan geri saçılmış ekoların genliklerindeki farklılıklar ölçülür. Ancak bu yöntemle yapılan kestirim, hüzmeye duyarlılığına ve gelen dalganın band genişliğine bağlı olarak gerçek değerlerden %30 farklılık gösterebilir (Dines and Kak 1979).

Zaman ve frekans bölgelerinin eşdeğerliğine dayanarak, Rice stokastik bir dalgada bulunan sıfır geçiş sıklığının, o dalganın güç spektrumunun ikinci momentinin kare kökü ile ilişkili olduğunu göstermiştir (Rice 1944). Kademeli band genişliğinin (fractional bandwidth) küçük olduğu varsayıldığında, zayıflama katsayısının kestiriminde geri saçılan ultrason işaretinin sıfır geçiş sıklığı kullanılabilir (Flax et al. 1983). Bu yöntem, frekans bölgesindeki spektral kayma yöntemiyle ilişkilidir. İşaretin sıfır geçişlerinin belirlenmesi, frekans bölgesindeki spektral kaymanın kestirilmesini sağlar. Sıfır geçiş sıklığı  $\lambda$  ve zayıflama parametresi  $\alpha$  arasındaki ilişki,



$$\lambda = 2 \left( \frac{f_0 - 2n(2 - n)f_0^{n-1}\sigma^2\alpha_0\ell}{1 + 2n(n - 1)f_0^{n-2}\sigma^2\alpha_0\ell} \right) \quad (8.2)$$

ile verilir (Narayana and Ophir 1984). Eşitlik (8.2)'de,  $f_0$  ve  $\sigma^2$  sırasıyla iletilen darbenin merkez frekansı ve varyansı,  $\ell$  ise transdüktör ve ilgilenilen alan arasındaki mesafedir. Dokudaki zayıflama için güç faktörü olan  $n$ , genellikle 1'e eşit ya da 1'den büyük olarak alınır. Bu yöntem, frekansa bağlı zayıflama özelliğini zaman bölgesi gösterimine dönüştürse de, kestirimin doğruluğu büyük ölçüde frekans bölgesindeki değişimleri çıkarmak için kullanılan ultrason verisinin segment uzunluğuna bağlıdır.

He ve Greenleaf, zaman bölgesinde zayıflama katsayılarını kestirmek için eko işaretinin zarfının lokal maksimumunu kullanmışlardır (He and Greenleaf 1986). Jang ve arkadaşları, darband eko işaretlerinin iki yakın segmenti arasındaki entropi farklılıklarını ölçmek için bir yöntem önermişlerdir. İlgilenilen bölgede düzgün zayıflama olduğu varsayımı altında, bu yöntem iki segment arasındaki entropi farklılıklarını minimize ederek zayıflamayı kestirmektedir. Oldukça kısa ultrason veri segmenti kullanıldığında, bu yöntemin makul kestirim sonuçları verdiği görülmüştür (Jang et al. 1988).

Yapılan son çalışmalarda, zayıflama kestirimi için video işaret analiz (Video Signal Analysis-VSA) yöntemi kullanılmıştır (Knipp et al. 1997). VSA yöntemi, özdeş transdüktör kullanılarak taranan referans fantomda dalga yayıldıkça elde edilen işaretin ortalama genlik değerinin, örneğin ortalama genlik değerine oranını hesaplar. Bu işlem kullanılarak, sisteme bağlı parametreler etkin bir biçimde ayarlanır. Derinliğe göre ekojenite, örneğin zayıflaması ile ilgili bilgi verir. Bu yöntem, taranan dokuda düzgün zayıflamanın olduğu bölgelerde iyi kestirim performansı sağlasa da, geniş band darbeler kullanıldığında zayıflama değerlerini kestirmede başarısız olmuştur. Daha sonra yapılan çalışmalarda, dar band band geçiren filtreleme teknikleri kullanılarak bu sorunun çözülebileceği gösterilmiştir (Chaffaï et al. 2000, Klimonda et al. 2014).

Zaman bölgesi tekniklerinin uygulanması frekans bölgesi tekniklerinden daha kolay ve hızlı olsa da, daha önceki çalışmalar frekansa bağlı zayıflamanın ultrason verisinin spektral bileşenleri ile yakından ilgili olduğunu göstermiştir. Ayrıca, zaman bölgesinde hüzme yayıldıkça ses alanında oluşan lokal değişimleri (kırılma etkileri) gidermek zordur. Bu nedenle,

yumuşak dokulardaki zayıflama özelliklerinin kestirilmesi için frekans bölgesi algoritmalar çalışılmıştır.

### 8.3.2 Frekans Bölgesi Zayıflama Kestirim Yöntemleri

Yumuşak dokudaki ultrason zayıflaması, emilim ve saçılmadan dolayı ultrason hüzmesinde oluşan enerji kaybına göre ifade edilmektedir. Bu nedenle, frekans bölgesinde geri saçılmış ultrason işaretlerinin gücü, direkt olarak hüzmeye yayıldıkça oluşan enerji kaybı miktarını gösterir. Frekans bölgesinde zayıflama katsayısını kestirmek için spektral fark ve spektral kayma yöntemleri olmak üzere iki temel yaklaşım vardır. Spektral fark yöntemleri direkt olarak geri saçılan ultrason işaretinin güç spektrasındaki genlik veya yoğunluk azalmasını kullanır. Hüzmeye yayılım yolunda benzer geri saçılma özellikleri değişiminin olduğu varsayılırsa, iki farklı derinlikteki güç spektrasının farkı (veya oranı) taranan dokunun zayıflama karakteristikleri ile ilişkilendirilir (Klimonda et al. 2014).

Diğer taraftan spektral kayma yöntemleri, geri saçılan ultrason işaretlerinden zayıflamayı kestirmek için kullanılan bir diğer yaklaşımdır. Yumuşak doku, alçak geçiren filtre özellikleri gösterir çünkü ultrason işaretinin kaybı frekansla monotonik bir şekilde artar. Frekansa bağlı bu zayıflama özelliği, hüzmeye yayılım yönünde güç spektrasının alçak frekanslarına doğru bir kaymaya sebep olur. İki farklı derinlikteki veri segmenti veya bölgesi arasında elde edilen güç spektrasındaki kayma, taranan dokunun zayıflama karakteristiği ile ilgilidir (Kuc 1985).

#### 8.3.2.1 Spektral fark yaklaşımı

Taranan dokunun doğrusal sistem olarak modellenebileceği varsayılırsa, spektral fark yöntemi iki farklı derinlikteki güç spektrasının oranını kullanır.  $z$  derinliğindeki geri saçılmış ultrason işaretinin güç spektral yoğunluğu veya güç spektrumu  $P(z, f)$  ise, dokunun  $z_1$  ve  $z_2$  farklı derinlikleri arasındaki çift yönlü güç spektrumlarının oranı ile elde edilen transfer fonksiyonu,

$$|H(f)|^2 = \frac{P(z_2, f)}{P(z_1, f)} \quad (8.3)$$

ile ifade edilir. Doğrusal frekans bağımlı zayıflama varsayımı altında, Eşitlik (8.3)'te verilen spektral oran logaritmik olarak spektraller arasındaki fark olarak yazılırsa,

$$\begin{aligned}
10\log_{10}|H(f)|^2 &= 10\log_{10}P(z_2, f) - 10\log_{10}P(z_1, f) \\
&= -2\beta f(z_2 - z_1)
\end{aligned}
\tag{8.4}$$

elde edilir. (8.4) eşitliğinde,  $f$  frekansı ve  $\beta$  dB/cm/MHz cinsinden zayıflama katsayısını göstermektedir. Eşitlik (8.4)'ten de görüldüğü gibi log-spektral fark,  $\beta$  ile orantılı eğimi olan frekansa doğrusal bağımlılık gösterir. Zayıflamanın frekansa doğrusal olarak bağlı olduğu varsayıldığından, zayıflama katsayısı  $\beta$ ,

$$\beta = -\frac{1}{2(z_2 - z_1)} \cdot \frac{1}{f} \{10\log_{10}P(z_2, f) - 10\log_{10}P(z_1, f)\}
\tag{8.5}$$

ile log-spektral farkın frekansa göre türevi alınarak bulunabilir. Frekansa göre log-spektral fark çiziminin eğiminden  $\beta$  değerinin hesaplanması, zayıflama katsayısı kestirimi için spektral fark yaklaşımı olarak bilinmektedir (Klimonda and Nowicki 2007).

Ophir ve arkadaşları, dar band darbeleri kullanarak hüzme yayılım yönünde genlik zayıflamasından yararlanarak organizma içinde ve dışında doğru zayıflama kestirimlerinin hangi koşullar altında elde edildiğini araştırmışlardır (Ophir et al. 1985). Bu yöntem, böbrek ve dalak gibi homojen doku materyallerinde bazı frekans bandlarının üzerinde zayıflama katsayılarını iyi kestirse de, ortalama saçılma özelliklerinin değiştiği homojen olmayan materyallerde zayıflama katsayısının kestiriminde başarısız olmuştur.

Kuc, dokuda farklı derinliklerden elde edilen eko işareti güç spektrasının logaritması arasındaki farkın eğimini kullanarak zayıflamayı kestirmiştir (Kuc 1985). Ayrıca, en büyük olabilirlik kestirimi algoritmasını kullanarak spektral fark ve spektral kayma yöntemleri için zayıflama kestirimi değişimlerinin en düşük sınırını araştırmıştır. Kuc'e göre, zayıflama kestiriminin değişimindeki alt sınır, güç spektrumunu hesaplamak için kullanılan aksenal blok uzunluğunun ( $D$ ), geri saçılan işaretlerdeki kullanılabilir band genişliği ( $W$ ) ile çarpımıyla ters orantılıdır. Ayrıca, bütün tarama bölgesi için en alt sınır  $(WD)^{-4}$  ile orantılı iken, saçılmış işaretlerin her biri için  $(WD)^{-3}$  ile orantılı olduğunu göstermiştir.

Wilson ve arkadaşları tarafından düzgünleştirilmiş log güç spektrasını kullanan doğrusal regresyon teknikleri geliştirilmiştir (Wilson et al. 1984). Geliştirilen teknikler, belirli frekanslardaki ve fokal lezyonlardaki zayıflamanın ölçümü için kullanılmıştır.

Yao ve arkadaşları, kırınım etkilerinin azaltılmasını içeren sistem ve transdüktör bağımlılıklarını azaltan referans fantom yöntemini geliştirmişlerdir. Referans fantom yönteminde, zayıflama parametreleri önceden bilinir (Yao et al. 1990). Bu yöntem, diğer spektral fark yöntemleri ile karşılaştırıldığında doğru kestirim performansı sağladığından, önerilen diğer yöntemler de kırılma etkileri ve sistem parametrelerinden bağımsız normalize güç spektrumunu elde etmek için aynı yöntemi kullanmaktadır (Rubert and Varghese 2014).

Ancak, spektral fark yöntemlerinde, farklı geri saçılma özellikleri olan sınırlarda sorun oluşur. Geri saçılan işaretlerin güç spektrumu zayıflamanın yanı sıra saçılmaya da bağlı olduğundan, spektral fark yöntemleri geri saçılma yoğunluğu arttığında sınırın başlangıcındaki zayıflama katsayılarını eksik ve aynı sınırın sonundaki zayıflama katsayılarını fazla tahmin eder. Geri saçılma azaldığında bu durumun tersi olur.

### 8.3.2.2 Spektral kayma yaklaşımı

$z$  derinliğinde geri saçılmış ultrason işaretinin Gaussian şekilli güç spektrumu,

$$P(z, f) = S_o \cdot \exp\left\{-\frac{(f - f_z)^2}{2\sigma^2}\right\} \quad (8.6)$$

olarak tanımlanır ise  $S_o$  başlangıç iletim gücü ile ilgilidir ve  $f$  frekanstır.  $f_z$  ve  $\sigma^2$  parametrelerinin şekilleri, sırasıyla  $z$  derinliğindeki merkez frekansı ve iletim darbesinin varyansını gösterir. Geri saçılmış ultrason işareti için spektrum, Gaussian zarfı ile modüle edilen sinusoidal darbe ile elde edilir (Kuc et al. 1976).

Zayıflamanın frekansla doğrusal olarak değiştiği varsayılırsa,  $z_1$  ve  $z_2$  ( $z_1 < z_2$ ) olmak üzere iki derinlikteki geri saçılmış işaretlerin güç spektrumu, farklı merkez frekanslı Gaussian şeklindedir. Farklı derinliklerdeki iki merkez frekans arasındaki ilişki,

$$f_{z_2} = f_{z_1} - 2\sigma^2\beta(z_2 - z_1) \quad (8.7)$$

olarak yazılır. Eşitlik (8.7)'de  $f_{z_1}$  ve  $f_{z_2}$  sırasıyla  $z_1$  ve  $z_2$  derinliklerindeki merkez frekanslardır ve  $\beta$ ,  $z_1$  ve  $z_2$  arasındaki bölgenin zayıflama katsayısını gösterir. Geri saçılmış işaret

spektrasının merkez frekansındaki aşağı kaymadan  $\beta$  değerinin hesaplanması, spektral kayma yaklaşımı olarak bilinir.

Fink ve arkadaşları, spektral kayma kestiricisi olarak, kısa zamanlı Fourier analizi tekniklerini kullanarak merkez kayma (centroid downshift) yöntemini geliştirmişlerdir (Fink et al. 1983). Kısa zamanlı Fourier analizi tekniği kullanımında, dokunun durağan olmayan özellikleri hesaba katılmıştır ve spektral merkez değerinin zamana bağlılığı, frekansa bağlı zayıflamanın kestirimini mümkün kılmıştır. Bu kestirim yöntemi, frekans bölgesinde spektral kaymayı kestiren temel yöntemlerden biridir.

İkinci dereceden özyineli (Autoregressive- AR) modeller de, güç spektrumundaki merkez frekans kaymasını kestirmek için kullanılmaktadırlar (Baldeweck et al. 1995). Bu çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre, AR modeller zaman bölgesindeki sıfır geçiş yönteminden ve klasik Fourier spektrogram tekniklerinden daha iyi kestirim performansı sağlar (Labyed et al. 2011).

Spektral kayma yöntemleri, geri saçılma değişimleri olan sınırlardaki zayıflama katsayılarının kestirimi için spektral fark yöntemlerinden daha gürbüz olmalarına rağmen, lokal spektral gürültü etkilerine daha çok duyarlıdırlar ve hüzmeye odaklanmasından dolayı oluşan kırılma etkilerinin giderilmesinde zorlukları vardır. Tez çalışmasının bu bölümünde, ultrason işaretlerinin modellenerek zayıflama katsayısının kestirilmesi için Gaussian dönüşümü kullanılmıştır.

#### **8.4 ULTRASON ZAYIFLAMASININ KESTİRİLMESİ**

Tıbbi ultrason uygulamalarında, geri saçılmış işaretlerin güç spektrası genellikle Gaussian şekliyle modellenir (Narayana and Ophir 1983). Bu bölümde ultrason zayıflaması kestirilirken, Bölüm 3'te (3.16) eşitliğinde  $h_{er}$  ile ve Bölüm 7'de (7.46) eşitliğinde  $v_{pe}$  ile ifade edilen transdüktör elektro-mekanik darbe cevabı ve kırılma etkilerini içeren sistem darbe cevabı, transdüktör merkez frekansına eşit taşıyıcı frekanslı Gaussian modüleli sinüsoidal işaret ile modellenmektedir. Ayrıca, frekans bölgesinde frekansa bağlı saçılma ve kapılama (gating, uzamsal çözünürlüğe ulaşmak ve sınırlardaki spektral hataları azaltmak için) etkilerinin de Gaussian olduğu varsayılmıştır (Wear et al. 1995, Chaffaï et al. 2000). Sistem darbe cevabı olarak zayıflama, saçılma ve kapılama etkilerini kapsayan Gaussian yapısı, frekans bölgesinde

geri saçılmış ultrason işaretlerinin analizi için kullanışlıdır. Wear, Gaussian modeller için bu etkileri değerlendiren ifadeler türetmiştir (Wear 2002).

#### 8.4.1 Doğrusal Sistem Modeli

Geri saçılmış ultrason işaretlerinin matematiksel olarak modellenmesi bazı varsayımlara dayanmaktadır (Insana and Wagner 1990):

- 1) Geri saçılan basınç, gelen basınçla karşılaştırıldığında oldukça küçüktür (zayıf saçılma) (Born yaklaşımı).
- 2) Bir merkezden etrafa dağıtan transdüktör yüzeyi düzgün olarak titreşim yapar.
- 3) Transdüktör-hedef mesafesi transdüktör çapından büyükken, hüzmeye genişliği transdüktör- saçılma-hacim mesafesiyle karşılaştırıldığında dardır.
- 4) İstatistiksel olarak bağımsız ölçümlerin uzamsal ortalaması alınarak, ortalama güç spektrası pratik olarak kestirilebilir (ergodiklik).
- 5) Saçılma kaynak dağılımının otokorelasyon fonksiyonu, sadece iki nokta arasındaki uzamsal gecikmenin fonksiyonudur (durağan).
- 6) Yumuşak dokulardaki eş evreli saçılma (coherent scattering), genellikle ihmal edilir.

Bu varsayımlar altında, aralık kapılı (range-gated) hacime (transdüktöre  $z_1$  mesafede olan ve  $\Delta z$  uzaması olan) denk düşen işaretin güç spektrumunun beklenen değer ifadesi,

$$|S(f, z_1, \Delta z)|^2 = \frac{2.76A_o\Delta z}{z_1^2} \cdot |S_o(f, \bar{z})|^2 \cdot A(f, z_1, \Delta z) \cdot \sigma_b(f) \quad (8.8)$$

ile verilmektedir (Insana and Wagner 1990). Eşitlik (8.8)'de,  $A_o$  transdüktör açıklığı (transducer aperture) alanı,  $A(f, z_1, \Delta z)$  incelenen hacimdeki ortalama zayıflamayı tanımlayan fonksiyon ve  $|S_o(f, \bar{z})|^2$  referans ortamda (örneğin suda),  $\bar{z} = z_1 + \Delta z/2$  derinliğinde yer alan düzlemsel yansıtıcıdan geri dönen işaretin Fourier dönüşümünün genliğinin karesidir. Burada referans ortam içindeki zayıflama ihmal edilmiştir.

Düzlemsel yansıtıcıdan gelen eko Gaussian modüleli sinüsoidal işaret olarak modellenmektedir (Ghoshal and Oelze 2012) ve frekans bölgesinde,

$$S_o(f, \bar{z}) = B\sigma_t\sqrt{2\pi} \cdot e^{-(f-f_o)^2/2\sigma_a^2} \cdot e^{-i2\pi t_o f} \quad (8.9)$$

olarak ifade edilir. (8.9) eşitliğinde,  $B$  işaretin genliği;  $\sigma_t$  darbe süresinin ölçüsü;  $\sigma_a = 1/(2\pi \sigma_t)$  ve  $f_o$ ,  $\bar{z}$  derinliğindeki merkez frekanstır. Geri saçılmış ultrason işaretleri için Gaussian yapısı, giriş Gaussian güç spektrumunun değiştirilmiş genlikli, merkez frekanslı ve sırasıyla geri saçılma, zayıflama ve kapılama etkilerine bağlı olan band genişlikli çıkış Gaussian güç spektrumuna dönüşümü olarak ele alınacaktır.

#### 8.4.2 Geri saçılma Etkisi

Geri saçılan işaretin güç spektrumu,

$$R_{gerisaçılan}(f) = B(f) \cdot R_{gelen}(f) \quad (8.10)$$

ile tanımlanır (Chaffaï et al. 2000). Eşitlik (8.10)'da,

$$B(f) = C \cdot f^n \quad (8.11)$$

$$R_{gelen}(f) = M_{giriş} \cdot e^{-(f-f_{giriş})^2/2\sigma_{giriş}^2} \quad (8.12)$$

şeklinde ve  $C$  ve  $M_{giriş}$  işaret genlikleri,  $f_{giriş}$  ve  $\sigma_{giriş}^2$  sırasıyla giriş güç spektrumunun merkez frekansı ve varyansıdır.

Geri saçılmış işaretin güç spektrumu  $R_{gerisaçılan}(f)$ , Gaussian olarak,

$$\begin{aligned} R_{gerisaçılan}(f) &= C \cdot M_{giriş} \cdot f^n \cdot e^{-(f-f_{giriş})^2/2\sigma_{giriş}^2} \\ &\approx M_{çıkış} \cdot e^{-(f-f_{çıkış})^2/2\sigma_{çıkış}^2} \end{aligned} \quad (8.13)$$

yazılır. Yeni merkez frekansı,  $R_{gerisaçılan}(f)$ 'nin frekansa göre türevi alınarak ve sıfıra eşitlenerek,

$$f_{çıkış} = \frac{f_{giriş} \pm \sqrt{f_{giriş}^2 + 4n\sigma_{giriş}^2}}{2} = \frac{f_{giriş} \left[ 1 \pm \sqrt{1 + 4n\varepsilon_{giriş}^2} \right]}{2} \quad (8.14)$$

olarak bulunur. Eşitlik (8.14)'te  $\varepsilon_{giriş} = \sigma_{giriş}/f_{giriş}$  'dir. Çok küçük frekans kaymaları ( $f_{giriş} \ll 1$ ) için  $f_{çıkış} \approx f_{giriş}(1 + n\varepsilon_{giriş}^2)$  şeklinde indirgenebilir.

Yeni genlik faktörü  $M_{çıkış}$ , Eşitlik (8.13) eşitliğindeki iki  $R_{gerisaçılan}(f)$  ifadesinin maksimum genlikleri eşitlenerek bulunur,

$$M_{çıkış} = C \cdot M_{giriş} \cdot f_{çıkış}^n \cdot e^{-(f_{çıkış}-f_{giriş})^2/2\sigma_{giriş}^2} \quad (8.15)$$

Yeni  $\sigma_{çıkış}^2$  varyansı, Eşitlik (8.13)'te verilen iki  $R_{gerisaçılan}(f)$  ifadesinin altındaki alan eşitlenerek bulunur,

$$\sigma_{çıkış}^2 \approx \sigma_{giriş}^2 \left( \frac{f_{giriş}}{f_{çıkış}} \right)^n \left[ 1 + \frac{1}{2} n(n-1) \varepsilon_{giriş}^2 \right] e^{(f_{çıkış}-f_{giriş})^2/2\sigma_{giriş}^2} \quad (8.16)$$

Eşitlik (8.13)'te verilen Gaussian yaklaşımı ve  $R_{gerisaçılan}(f)$  arasındaki ortalama karesel hata (Root Mean Square Error- RMSE) band genişliğinin %2.33 üzerindedir ve  $f_{giriş} \pm 2\sigma_{giriş}$  değerine denk düşer (Wear 2002).

### 8.4.3 Zayıflama Etkisi

Tıbbi ultrasonda, yumuşak dokuda zayıflamanın frekansa doğrusal olarak bağlı olduğu varsayıldığından, zayıflamanın bu doğrusal faktörü zayıflama katsayısı olarak isimlendirilir ve  $\beta$  ile gösterilerek Neper/cm/MHz (veya dB/cm/MHz) cinsinden ifade edilir. Transdüktör ve  $z_1$  derinliği arasında zayıflatan malzemeden dolayı gidiş-dönüş güç kaybı  $e^{-4\beta f z_1}$  iken,  $\Delta z$  kalınlığında ultrason yayılımından dolayı oluşan gidiş-dönüş ortalama güç kaybı,

$$\begin{aligned} \frac{1}{\Delta z} \int_0^{\Delta z} e^{-4\beta f x} dx &= \frac{1 - e^{-4\beta f \Delta z}}{4\beta f \Delta z} \\ &= e^{-2\beta f \Delta z} \left( \frac{e^{2\beta f \Delta z} - e^{-2\beta f \Delta z}}{4\beta f \Delta z} \right) \end{aligned} \quad (8.17)$$

şeklindedir. Güçteki toplam azalma,



$$A(f, z_1, \Delta z) = e^{-4\beta f \bar{z}} \left( \frac{e^{2\beta f \Delta z} - e^{-2\beta f \Delta z}}{4\beta f \Delta z} \right) \quad (8.18)$$

olarak yazılabilir. Eşitlik (8.18)'de  $\bar{z}$ , transdüktör ve  $z_1$  derinliği arasında bulunan zayıflatan malzemenin kalınlığı da hesaba katıldığında,  $\bar{z} = z_1 + \Delta z/2$  şeklinde tanımlanan derinliktir. Uzunluğu 1-2 cm'den az ve zayıflama katsayısı 1 dB/cm/MHz'ten küçük bölgeler için (8.18) eşitliğinde parantez içindeki ifade yaklaşık olarak 1 kabul edilir. Bu nedenle,  $\bar{z}$  derinliğinde zayıflayan işaretin güç spektrumu,

$$\begin{aligned} R_{zayıflama}(f) &= A(f, \bar{z}) \cdot R_{gelen}(f) \\ &\approx M_{giriş} \cdot e^{-(f-f_{giriş})^2/2\sigma_{giriş}^2} \cdot e^{-4\beta f \bar{z}} \end{aligned} \quad (8.19)$$

İki üstel sayının çarpımı tek bir üstel olarak ifade edilebileceğinden,  $R_{zayıflama}(f)$ 'nin yeni Gaussian şeklinin,

$$f_{çıkış} = f_{giriş} - 4\sigma_{giriş}^2 \beta \bar{z} \quad (8.20)$$

olarak tanımlanan azalan yeni merkez frekansı vardır. Yumuşak dokuda zayıflamanın frekansla doğru orantılı olduğu varsayıldığından, çıkış güç spektrumunun varyansı giriş güç spektrumununkiyle aynıdır.

#### 8.4.4 Kapılama ve Pencereleme Etkisi

Belirli bir derinliğin üzerindeki verilerin analizinde, alınan işaretin sayısal hali veya geri saçılan eko genellikle kapılanır yani istenmeyen işaretlerin geçişi maskelenir. Daha düzgün spektral kestirimlerin oluşturulması için, kapılanmış zaman bölgesi işareti  $x[n]$ , ayırık Fourier dönüşümünden önce pencere fonksiyonu  $v_w[n]$  ile çarpılırsa,

$$\hat{R}_{kapı}(f) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} v_w[n] x[n] e^{-i2\pi(f/f_s)n} \right|^2 \quad (8.21)$$

elde edilir. Eşitlik (8.21)'de  $f_s$ , örnekleme frekansıdır. Kullanılan pencere fonksiyonunun toplam işaret gücünü etkilememesi için katsayılar,

$$\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} v_w^2 [n] = 1 \quad (8.22)$$

ile ölçeklenir.

Spektral kestirimin beklenen değeri,

$$\begin{aligned} E\{\hat{R}_{kaplı}(f)\} &= \frac{1}{f_s} V_w(f) * R_{gelen}(f) \\ &= \frac{1}{f_s} \int_{-f_s/2}^{f_s/2} V_w(f - \xi) R_{gelen}(\xi) d\xi \end{aligned} \quad (8.23)$$

ile kapılanmamış ve pencerelenmemiş spektral kestirim  $R_{gelen}(f)$  ile ilişkilendirilebilir (Therrien 1992). Eşitlik (8.23)'te,

$$V_w(f) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} v_w[n] e^{-i2\pi(f/f_s)n} \right|^2 \quad (8.24)$$

ile ifade edilir. Kullanılan pencere fonksiyonlarının katsayıları (8.22) eşitliğini sağlayacak şekilde seçilir.

Yeterli örnekleme frekansı ile, kapılama fonksiyonu  $\sigma_g^2$  varyanslı Gaussian'a yaklaştırılır. Kapılanmış işaret,

$$\begin{aligned} R_{kaplı}(f) &= \frac{1}{f_s} V_w(f) * R_{gelen}(f) \\ &= M_{giriş} \cdot e^{-(f-f_{giriş})^2/2\sigma_{giriş}^2} * \frac{1}{\sigma_s \sqrt{2\pi}} \cdot e^{-f^2/2\sigma_s^2} \end{aligned} \quad (8.25)$$

ile ifade edilir. Eşitlik (8.25) düzenlendiğinde yeni Gaussian güç spektrumu,

$$R_{kapı}(f) = M_{giriş} \frac{\sigma_{giriş}}{\sqrt{\sigma_{giriş}^2 + \sigma_g^2}} \cdot e^{-(f-f_{giriş})^2/2(\sigma_{giriş}^2 + \sigma_g^2)} \quad (8.26)$$

olarak elde edilir. Kapılama fonksiyonu sıfır ortalamalı Gaussian olarak modellendiğinden, yeni merkez frekansı giriş merkez frekansı ile aynıdır. Kapılanmış güç spektrumu  $\sqrt{\sigma_{in}^2/\sigma_{in}^2 + \sigma_g^2}$  kadar azalırken, varyansı  $\sigma_{giriş}^2 + \sigma_g^2$  kadar artmıştır.

Gaussian dönüşümü kullanılarak saçılma, zayıflama ve kapılama etkilerinin birlikte analiz edilmesi için, frekans bölgesinde her bir işlem sırayla gerçekleştirilir. Bazı kestirim yöntemleri bütün bu etkilerin eş zamanlı olarak hesaba katılmasını gerektirmese de, Gaussian yapısında ultrasonun geri saçılması ve zayıflaması ile ilgili çalışmaların yorumlanması ve düzenlenmesi için önemlidir.

Bu yaklaşımların, kademeli band genişliğine sahip geniş band sistemler için bile oldukça doğru sonuç verdiği gösterilmiştir. Wear, güç spektrumunun Gaussian yaklaşımının karesel hata analizinde oldukça geçerli sonuç verdiğini göstermiştir. Teori, agar içinde cam parçacıkları içeren fantomlarda yapılan deneylerle doğrulanmıştır (Wear 2002).

## 8.5 ULTRASON ZAYIFLAMASININ KESTİRİLMESİ İÇİN İŞARET İŞLEME TEKNİKLERİ

Frekans bölgesinde uygulanan zayıflama kestirim yöntemlerinin çoğu, ilgilenilen bölgeden elde edilen işaretlerin güç spektrumunun doğru bir şekilde hesaplanmasına bağlıdır. Çok derinlerdeki eko işaretleri için kısa zamanlı Fourier dönüşümü kullanarak güç spektrumunun hesaplanması önemlidir. Ayrıca, güvenilir bir güç spektrumu kestiriminin elde edilmesi için, yeterli sayıdaki bağımsız spektranın Fourier spektrasının beklenen değerinin elde edilmesi gerekir.

Geri saçılan işareten frekans bilgisinin doğru kestirimi, zayıflama katsayısı kestirimini belirlediğinden, yeterli spektral çözünürlüklü blok güç spektrumunu kestirmek için Çörp z dönüşümünü (Chirp z-transform- CZT) kullanan kısa zamanlı Fourier analizi tekniklerinden yararlanılmaktadır (Mostarac et al. 2012). Blok güç spektrumu, beklenen değeri veya güç

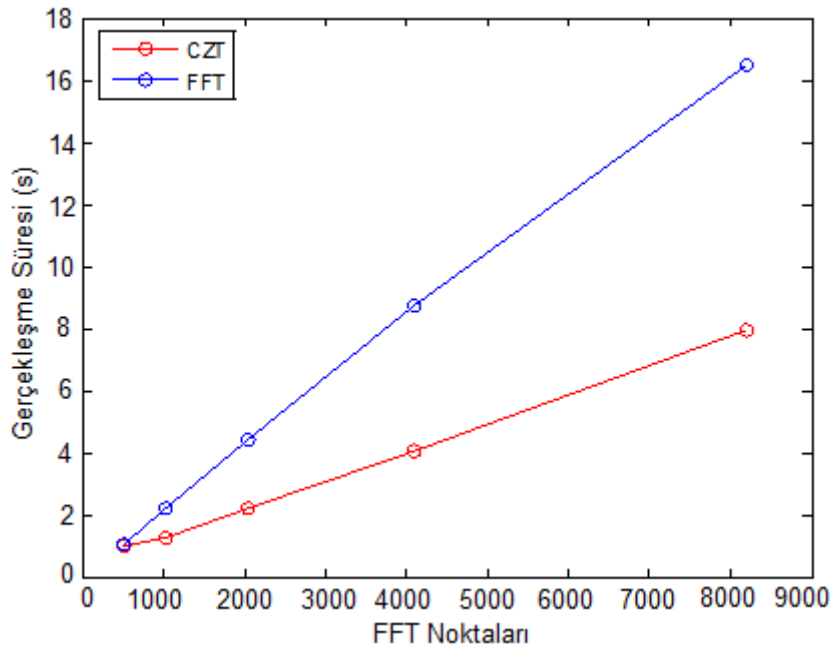
spektrumunu elde etmek için verinin dikdörtgen bloğu üzerinden hesaplanan ayrı ayrı Fourier spektralarının ortalamasından elde edilen güç spektrumunu ifade eder. Zayıflamanın kestirilmesinde, güç spektrumunun hesaplanması için uygun blok boyutunun belirlenmesi önemlidir. Bu bölümde, blok güç spektrumunun hesaplanmasında kullanılan genel işaret işleme yöntemlerinin yanı sıra aksel yönde uygun blok boyutunun belirlenmesinde kullanılan algoritmalar ve ayrıca, zayıflamanın kestirilmesinde hüzme odaklamasından dolayı oluşan kırılma etkilerinin de hesaba katılması gerektiğinden, kırılma etkilerinin düzenlenmesi için kullanılan algoritmalar verilmektedir. Kullanılan zayıflama katsayısı kestirim algoritmalarının kestirim performanslarını göstermek için, doku benzeri fantomlardan elde edilen deneysel verinin yanı sıra simülasyon ile elde edilen fantomlar kullanılmaktadır.

Ultrason işaretleri elde edildikten sonra, tutarlı bir güç spektrumunun elde edilmesi için (8.12) eşitliği ile verilen giriş güç spektrumu yeterli uzunluklu örtüşen küçük 2-D bloklara ayrılır. Uygun uzamsal çözünürlüğün elde edilmesinde küçük blok boyutları önemlidir. Ancak, çok küçük blok boyutları doğru bir güç spektrumu oluşturmak için doku ile ilgili yeterli bilgiyi içermeyebilir. Genelde ideal blok boyutu, sadece uzamsal çözünürlük varsayımlarını ve durağanlık varsayımını sağlayacak kadar küçük olmamalıdır ayrıca doğru ve durağan güç spektrasının oluşturulması için yeteri kadar büyük olmalıdır. 2-D blok boyutunun (aksel ve yanal yönler için uzunluklar) belirlenmesi kestirim performansını etkileyen önemli parametrelerden biri olduğundan, bu tez çalışmasında en iyi blok boyutunun belirlenmesi için güç spektrumunun maksimumunun yarısındaki tam genişlik (Full-width at half-maximum-FWHM) değeri kullanılmıştır.

Eksel ve yanal yönlerde belirli blok boyutları için, her bir bloğun güç spektrumu seçilen bloklarda pencerelenen segmentlerin Fourier spektrasının ortalaması alınarak kısa zamanlı Fourier analizi teknikleri kullanılarak hesaplanmıştır (Barbé et al. 2010). Bu tez çalışmasında, spektradaki yüksek işaret gürültü oranı (Signal to Noise Ratio- SNR) değerleri olan bölgelerde, aynı sayıda ayırık dönüşüm noktası kullanılarak daha iyi frekans çözünürlüğü elde etmek için pencerelenen segmentlerde hızlı Fourier dönüşümü (Fast Fourier Transform- FFT) yerine Çörp z dönüşümü kullanılmaktadır. Geri saçılan işaretler genellikle sayısallaştırma süresince yüksek seviyelerde örneklendiğinden, bütün frekans değerlerindeki Fourier dönüşümü spektral bilgisinde düşük SNR'li kullanılmayan yüksek frekanslar, frekans çözünürlüğünü azaltır. Örneğin, 5 MHz iletim merkez frekanslı ve %80 band genişlikli geri saçılan işaretler 40 MHz'te sayısallaştırıldığında, taranan dokuda akustik bilgi taşıyan anlamlı frekans aralığı sadece

10 MHz'e kadardır. Doku frekans cevabının çok geniş frekans aralığına yayılmasına rağmen, bu durum ultrason sisteminin band geçiren yapısından kaynaklanmaktadır. Eğer bu işaretlere hızlı Fourier dönüşümü uygulanırsa, dönüştürülen frekans bilgisinin yarısından fazlası, frekans bölgesinde zayıflamanın kestirilmesinde kullanılmaz. Çörp z dönüşümü, anlamlı frekans aralığının belirlenmesini ve aynı frekans çözünürlüğünü korurken ayırık dönüşümün hesaplanmasında hesapsal zamanın azalmasını sağlar.

Şekil 8.1'de MATLAB programı kullanılarak hızlı Fourier dönüşümü ve Çörp z dönüşümü gerçekleştirme süreleri karşılaştırılmaktadır. Oluşturulan ultrason işaretleri 5 MHz'te iletim merkez frekansına ve %80 band genişliğine sahiptir ve 40 MHz örnekleme frekansında sayısallaştırılmıştır. Dönüşüm frekans aralığı Çörp z dönüşümü için 0 MHz'ten 10 MHz'e kadar ve hızlı Fourier dönüşümü için 0 MHz'ten 40 MHz'e kadardır. Fourier dönüşümü için ayırık dönüşüm noktaları 512, 1024, 2048, 4096, ve 8192 olarak alınmıştır ve aynı frekans çözünürlüğünü elde etmek için Çörp z dönüşümünde de aynı noktalar kullanılmıştır.



**Şekil 8.1** Hızlı Fourier dönüşümü (FFT) ve Çörp z dönüşümü (CZT) gerçekleştirme zamanlarının karşılaştırılması.

Şekil 8.1'de gösterildiği gibi, küçük ayırık dönüşüm noktaları için hesaplama süresi iki yöntem için yaklaşık olarak aynı iken, ayırık dönüşüm noktaları arttığında Çörp z dönüşümü için hesaplama süresi hızlı Fourier dönüşümününkinden yaklaşık iki kat daha hızlı olmaktadır. Aynı

frekans çözünürlüğü korunurken elde edilen hesaplama verimliliğinden dolayı, bu tez çalışmasında blok güç spektrumunun hesaplanmasında Çörp z dönüşümü kullanılmıştır.

Her blok içinde durağan güç spektrumu elde etmek için, hüzme hatlarının her birinde ayrı ayrı kapılanan pencereler kullanılmıştır. 2-D bloğun her birinde kapılanan pencerelerin boyu, blok güç spektrumunu hesaplamak için kullanılan %50 pencere örtüşmesiyle bloğun aksenal uzunluğunun yarısı olacak şekilde ayarlanmıştır. Pencereleyen her bir segment ortalama değeri çıkarılarak düzenlenmiştir ve spektral sızıntıyı minimize etmek için Hanning penceresi kullanılarak kapılanmıştır. Her bir blok lateral yönde birkaç hüzme hattı içermektedir ve blok güç spektrumu bütün hüzme hatlarının Fourier spektrallarının ortalamalarından elde edilmiştir. Ayrıca, güç spektrasındaki spektral gürültünün daha çok azaltılması için hareketli ortalama pencere kullanılarak frekans kestirimlerinin ortalamasının alındığı frekans düzleştirme yapılmıştır (Varghese and Donohue 1995).

## 8.6 KAPILANMIŞ PENCERE BLOK BOYUTUNUN BELİRLENMESİ

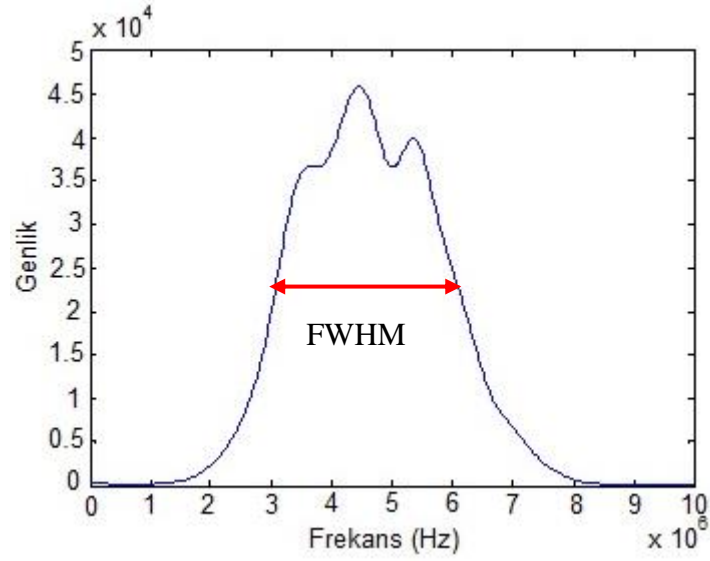
İletilen darbenin şeklinin genellikle merkez frekansta pikli Gaussian olduğu varsayılmaktadır ve band genişliği FWHM ile belirlenir. Zayıflama kestirim algoritmalarının çoğunda, zayıflama katsayısının hesaplanması için iletim darbesinin varyansı kullanılır. Bu nedenle, iletim darbesinin varyansının doğru bir şekilde ölçülmesi kestirimin doğruluğu açısından önemli bir parametredir. Tez çalışmasının bu bölümünde, geri saçılan ultrason işaretlerinin güç spektrumundan FWHM hesaplanarak iletim darbesinin varyansının kestirilmesi için bir algoritma geliştirilmiştir. FWHM ve Gaussian dağılımının varyansı arasındaki ilişki bilindiğinden, zayıflama katsayısı kestiriminin hesaplanması için, kestirilen FWHM,

$$FWHM = 2\sqrt{2\ln 2}\sigma \quad (8.27)$$

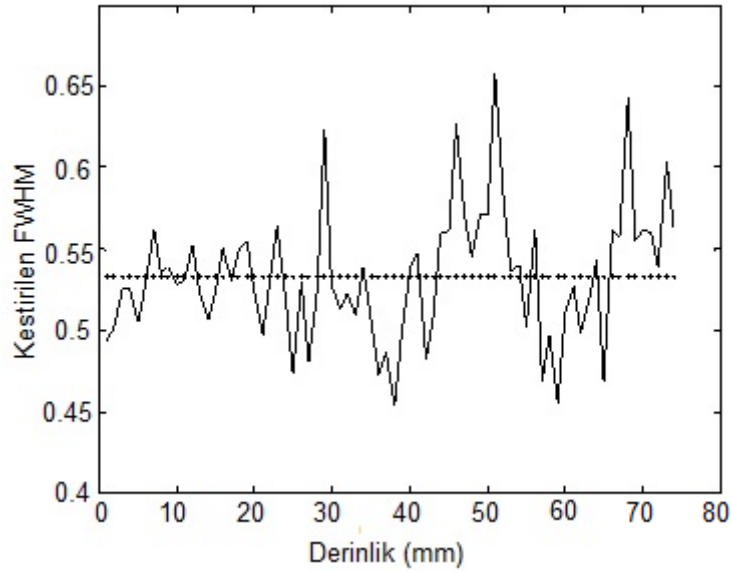
kullanılarak varyans ölçümüne dönüştürülmektedir.

Bu tez çalışmasında, güç spektrumunun FWHM'si Şekil 8.2(a)'da gösterildiği gibi eko işaretinin güç spektrumunun merkez frekansı ve yarım güç band genişliği oranı kullanılarak hesaplanmıştır. 0.5 dB/cm/MHz zayıflama katsayısına ve 0.5 FWHM'li 5 MHz merkez frekansına denk düşen derinliğe göre güç spektrasının ölçülen FWHM'si Şekil 8.2(b)'de gösterilmiştir.

Şekil 8.2(b)'de ölçülen FWHM'nin farklı derinliklerde farklı değerler almasına rağmen ortalama FWHM değeri simülasyon sonuçlarında kullanılanla yaklaşık olarak aynı değerdedir. Ölçülen FWHM ve simülasyon sonuçlarında elde edilen FWHM'ler arasındaki ortalama karesel hata değeri 0.0026 olarak hesaplanmıştır. Bu nedenle, eşitlik (8.27)'de iletim darbesinin varyansının hesaplanmasında ölçülen ortalama FWHM değeri kullanılmıştır.



(a)



(b)

**Şekil 8.2** FWHM'nin belirlenmesi (a) Güç spektrumundan FWHM'nin belirlenmesi. (b) Geri saçılan eko işaretinin güç spektrumundan FWHM kestirimi.

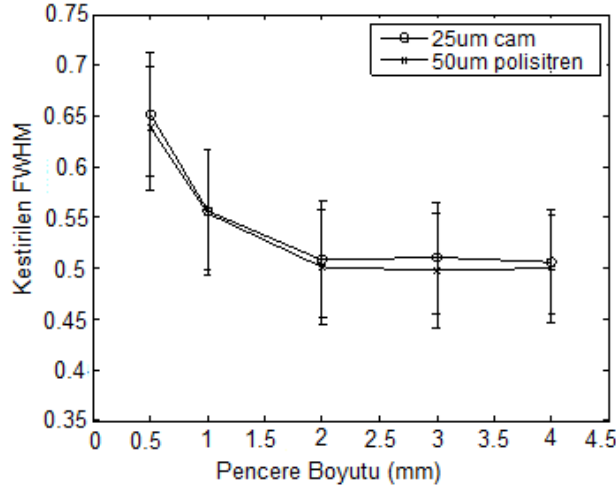
Kapılanmış pencerenin boyutu zayıflama kestirimi için yeterli uzamsal çözünürlüğü sağlayacak kadar küçük, geri saçılan işaretlerin doğru güç spektrumunu oluşturacak kadar büyük olmalıdır.

Kapılanmış pencere içindeki akustik darbenin darbe boyu, kapılanmış pencerenin uygun boyutunu belirleyen bir diğer parametredir. Kapılanmış pencerenin boyutu iletim darbesinin merkez frekansına göre çok küçükse, kestirilen blok güç spektrumu spektral genişlemeye uğrar ve FWHM değeri artar. Bu nedenle, küçük kapılanmış pencere için kestirilen güç spektrumu, spektrumdaki frekans aralığında güç dağılımını etkin bir şekilde göstermez ve zayıflama katsayısının gerçek değerinden daha küçük kestirilmesine neden olur.

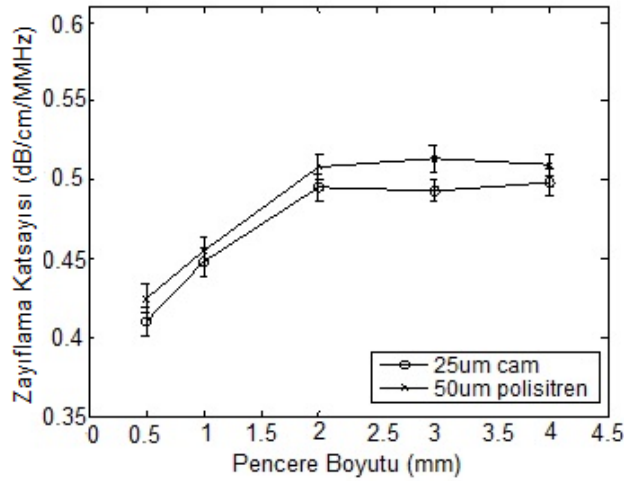
Şekil 8.3'te pencere uzunluğuna göre geri saçılan işaretlerin kestirilen FWHM'si gösterilmektedir. Ayrıca, 25  $\mu\text{m}$  cam boncuk ve 50  $\mu\text{m}$  polisitren boncuk ile oluşturulan fantomlar için kestirilen zayıflama katsayıları verilmiştir. Uygun bir kapılanmış pencere boyutu kestirmek için, 0.5 mm ve 4 mm aralığındaki pencere boyutlarında zayıflama katsayısı kestirilmiştir. Kapılanmış pencerelerin örtüşme değeri %50 olarak ayarlanmıştır ve beklenen değerin veya güç spektrumunun hesaplanması için 60 segmentin Fourier spektrasının ortalaması alınmıştır. Şekil 8.3(a)'da görüldüğü gibi, küçük kapılanmış pencere boyutları için kestirilen FWHM değeri oldukça büyüktür. Kapılanmış pencere boyutu arttıkça, doğru FWHM değerine yaklaşılmaktadır.

Şekil 8.3(b)'de gösterilen zayıflama katsayısı kestirim değeri, küçük kapılanmış pencereler için gerçek değerinden daha küçüktür ve 2 mm'den daha büyük pencere boyutları için sabitlenmiştir. Kestirilen zayıflama katsayısı değeri iletim darbesinin varyansı ile normalize edildiğinden, iletim darbesinin FWHM'sinin doğru bir şekilde kestirilmesi önemlidir. Elde edilen simülasyon sonuçlarına göre, 2.0 mm'den veya 7 dalga boyundan daha büyük pencere boyutu doğru güç spektrumunu sağlamaktadır.





(a)

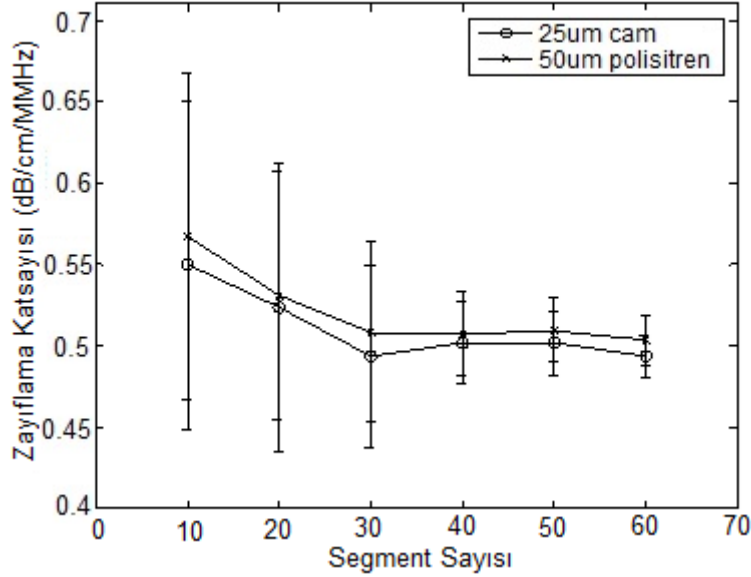


(b)

**Şekil 8.3** FWHM ve zayıflama katsayısı kestirimleri (a) Gerçek FWHM değerinin 0.5 olduğu geri saçılan işaretlerden elde edilen FWHM kestirimleri (b) Farklı kapılanmış pencere boyutlarıyla elde edilen zayıflama katsayısı kestirimleri. Fantomdaki gerçek zayıflama katsayısı 0.5 dB/cm/MHz'tir.

Blok güç spektrumunun kestiriminde bağımsız kapılanmış pencere segmentlerinin sayısı bir diğer önemli faktördür. Blok güç spektrasını elde etmek için kullanılan kapılanmış pencere segmentlerinin sayısı, genellikle hem pencere örtüşmesine hem de bloğun lateral genişliğine bağlıdır. Simülasyonlarda, pencere örtüşme değeri %50'ye sabitlenmiştir ve çok sayıda bağımsız veri segmentinin elde edilebilmesi için bloğun lateral genişliği artırılmıştır. Şekil 8.4'te, blok güç spektrasını elde etmek için kullanılan 2.0 mm'lik kapılanmış pencere boyutu için veri segmentleri sayısına göre kestirilen zayıflama katsayısı değeri gösterilmiştir. Segment sayısı arttıkça, kestirilen zayıflama katsayısı değerinin gerçek zayıflama değerine ulaştığı görülmektedir. Ayrıca, elde edilen sonuçlara göre, durağan blok güç spektrasının elde

edilebilmesi için veri bloğunun içindeki segmentlerin sayısının 30'dan büyük olması gerekmektedir. Şekil 8.4'te görülen hata barı kestirilen değerlerin standart sapmasını göstermektedir.



**Şekil 8.4** Blok güç spektrumunda farklı sayıda kapılanmış veri segmentleri ile elde edilen zayıflama katsayısı kestirimleri.

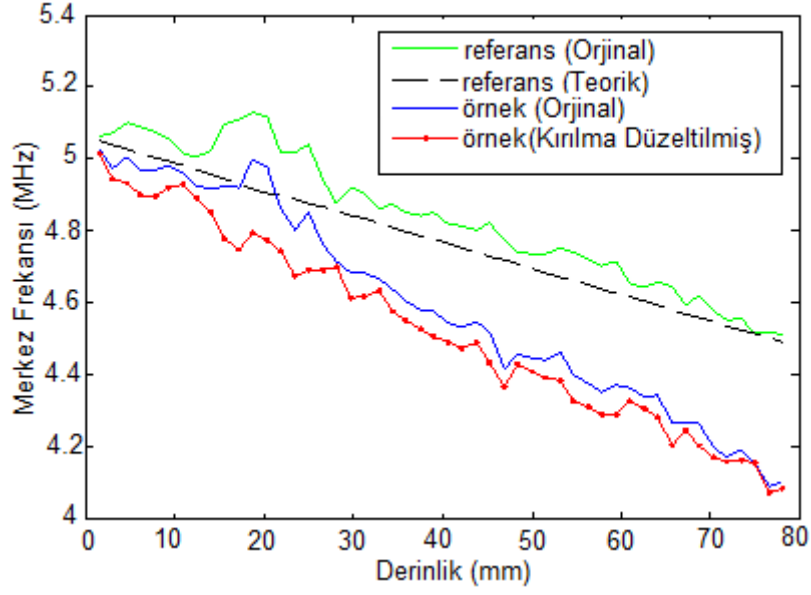
## 8.7 KIRILMA ETKİSİNİN DÜZELTİLMESİ

Kırılma etkileri, güç spektrasının spektral özelliklerini etkiler ve ultrason işareti eksenel yönde yayıldıkça elde edilen zayıflama kestirimi etkilenir. Fink ve arkadaşları (1984), klasik akustik teorisini ve odaklamalı transdüktör modellerini kullanarak kırılma etkilerini incelemişlerdir ve zayıflama katsayısı değerinin ön odak bölgesinde normal değerinin altında, arka odak bölgesinde normal değerinin üzerinde kestirildiğini belirtmişlerdir.

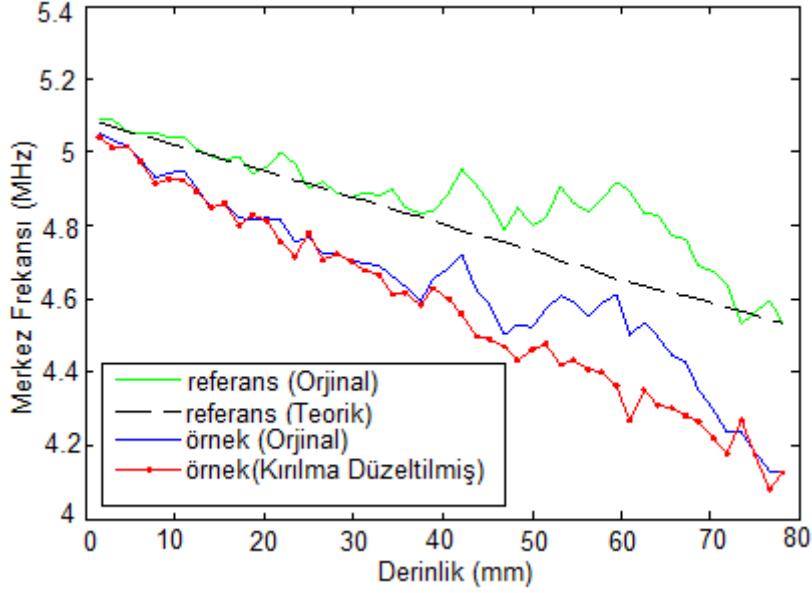
Bu tez çalışmasında zayıflama katsayısının kestiriminde kırılma etkilerinin düzenlenmesi için, geri saçılma ve zayıflama katsayısı bilinen düzgün referans fantom kullanımına dayanan yöntem kullanılmıştır. Aynı transdüktör kullanılarak hem referans fantom hem de örnek fantom için geri saçılan işaretler toplanmıştır. Referans fantomun zayıflama katsayısı bilindiğinden, derinlikle merkez frekansın teorik olarak azalması kolaylıkla hesaplanmaktadır. Bu azalma, eğimi zayıflama katsayısı ile orantılı olan doğru çizgi şeklindedir. Referans fantomda ölçülen deneysel merkez frekans değişimleri, hüzme odak özelliklerindeki akustik değişimlerden dolayı bozulmaktadır.

Sistem ve transdüktör ayarları her iki durum için de aynı olduğundan, referans fantomda, derinlikle değişen merkez frekansların ölçülen ve teorik değerleri karşılaştırılarak merkez frekans üzerindeki kırılma etkileri kestirilebilir. Referans fantomda, her bir derinlikte teorik ve ölçülen değerler arasındaki merkez frekans farkı frekansa göre normalize edilmektedir ve örnek fantomda kırılmanın düzeltilmesi için kullanılmaktadır. Ayrıca, aynı sistem ayarları kullanıldığından kırılma etkilerinin örnek ve referans fantom için benzer davranış gösterdiği görülmektedir.

Şekil 8.5, referans ve örnek eko işaretlerinde kırılmanın düzenlenmesinden önce ve sonra elde edilen merkez frekans kestirimlerindeki değişimleri göstermektedir. Referans fantomun zayıflama katsayısı 0.3 dB/cm/MHz ve örnek fantomun zayıflama katsayısı 0.5 dB/cm/MHz'tir. Fantomların toplam aksenal derinlikleri 8 cm'dir. Şekil 8.5(a) ve (b)'de gösterildiği gibi, transdüktör odağı sırasıyla 20 mm ve 60 mm'ye ayarlanmıştır. İletim darbesi, FWHM'si 0.5 olan 5 MHz merkez frekanslı Gaussian olarak alınmıştır. Referans fantomun zayıflama katsayısı bilindiğinden, referans eko işaretinin eğimi hesaplanabilmektedir. Şekil 8.5'te noktalı olarak çizdirilmiştir. Kırılmanın düzenlenmesinden önce referans ve eko işaretleri için ölçülen merkez frekans değişimleri hüzme odaklama özelliğinden dolayı odakta 20 mm ve 60 mm civarında pik yapmaktadır. Ancak, teorik ve ölçülen değerler arasındaki fark her bir derinlikteki frekansa göre normalize edilerek kırılma düzenlendikten sonra, örnekte gözlenen merkez frekans değişimleri derinlik boyunca doğrusal olmaktadır.



(a)

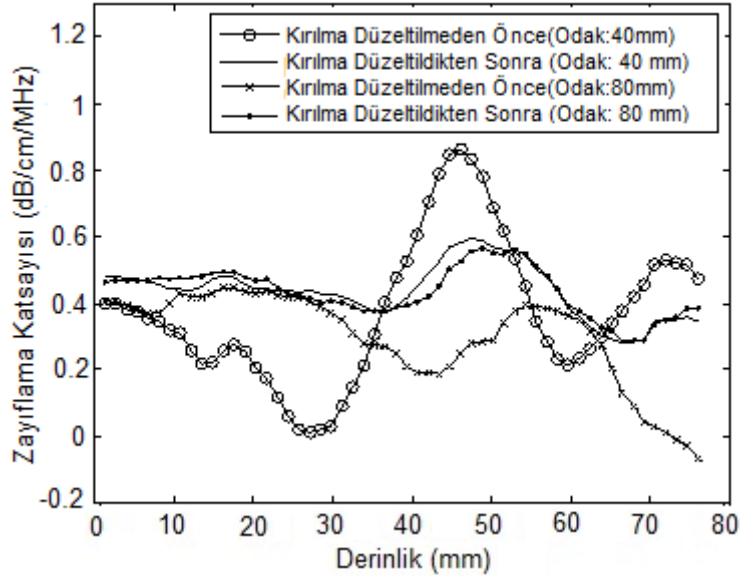


(b)

**Şekil 8.5** Referans eko işaretine göre kırılmanın düzenlenmesi. (a) 20 mm'deki hüzme odağı (b) 60 mm'deki hüzme odağı.

Şekil 8.6'da kırılma düzeltilmeden önce ve sonra yapılan zayıflama katsayısı kestirimi verilmiştir. Kullanılan örneğin zayıflama katsayısı 0.5 dB/cm/MHz ve referansın zayıflama katsayısı 0.3 dB/cm/MHz'tir. 15.6 mm uzunluğunda doğrusal pencere kullanılmıştır. Şekil 8.5'te verilen merkez frekans değerlerindeki değişimden beklenildiği gibi, kırılma düzeltilmeden önce zayıflama değerleri odak bölgesinden önce normal değerinden az olarak, odak bölgesinden sonra ise normal değerinden fazla olarak kestirilmiştir. Elde edilen sonuçlar, Fink ve arkadaşları tarafından odaklamalı transdüktör için verilen sonuçlarla benzerdir (Fink and Cardoso 1984). Ancak, örneğin

merkez frekansı ile düzenlenen kırılmanın eğimi yaklaşık olarak sabit olduğundan, kırılma düzeltildikten sonra kestirilen zayıflama katsayıları odaklama etkilerinden bağımsızdır ve taranan bütün derinliklerde durağan sonuçlar sağlamaktadır.



Şekil 8.6 Kırılma düzeltilmeden önce ve sonra zayıflama kestirimi.

## 8.8 SPEKTRAL ÇAPRAZ KORELASYON YÖNTEMİ

Bu tez çalışmasında, farklı derinliklerdeki geri saçılan işaretlerden elde edilen ard arda güç spektralleri arasındaki spektral çapraz korelasyonu kullanan spektral kaymaya dayanan yeni bir zayıflama kestirim yöntemi sunulmuştur. Spektral çapraz korelasyon yöntemi (Spectral Cross Correlation- SCC) bütün güç spektrasını karşılaştırarak spektral kaymayı kestirdiğinden, spektral gürültüye diğer spektral kayma yöntemlerinden daha çok dayanıklıdır. Zayıflama katsayısı bilinen referans fantomu kullanan kırılma düzeltme tekniği yerine spektral çapraz korelasyon kullanan zayıflama katsayısı kestirimleri ile gerçek değerlerin %2.3'ü içinde değerler elde edilmektedir.

Farklı derinliklerden elde edilen iki güç spektrası arasındaki çapraz korelasyon analizini kullanarak yumuşak dokudaki zayıflamayı kestirmek için yeni bir frekans bölgesi yöntemi sunulmuştur. Merkez kayma yöntemi güç spektrumunun  $n$ . momentini hesaplayarak güç spektrumunun merkez frekans azalmasını kestirirken, SCC yöntemi güç spektrumunun tamamının spektral kaymasını hesaplar (Omari et al. 2013).

Biyolojik dokuda zayıflamayı kestirmek için kullanılan yöntemlerin çoğu, ultrason zayıflama modelini basitleştirmek için zayıflamanın frekansa doğrusal olarak bağlı olduğunu ve ilgilenilen bölgedeki ses hızının sabit olduğunu varsaymaktadır. Ayrıca, dokuda zayıf saçılma olduğu varsayılır ve iletim darbesinin çoklu saçılmaları ihmal edilir. Bu varsayımlar altında transdüktörden alınan işaret  $R(f, z)$ , frekans bölgesinde, iletim darbesinin, zayıflamanın ve geri saçılma terimlerinin çarpımı olarak,

$$R(f, z) = G(f) \cdot A(f, z) \cdot B(f) \quad (8.28)$$

ile ifade edilmektedir. Eşitlik (8.28)'de  $z$ , ilgilenilen bölgenin transdüktöre göre derinliğini ve  $G(f)$  transdüktör tasarımına bağlı olan iletim darbesini gösterir. İletim darbelerinin Gaussian olduğu kabul edilmiştir (Wear 2002). İletim darbesi için Gaussian şekilli zarf kullanılarak, frekans bölgesindeki darbe,

$$G(f) = \exp\left\{-\frac{(f - f_c)^2}{2\sigma^2}\right\} \quad (8.29)$$

olarak yazılabilir. Eşitlik (8.29)'da  $f_c$  merkez frekans ve  $\sigma^2$  iletim darbesinin varyansdır.  $A(f, z)$  yumuşak dokudaki kümülatif zayıflamayı göstermektedir. Çoğu yumuşak dokudaki zayıflama, frekansla doğru orantılı olduğundan,

$$A(f, z) = \exp\{-4\beta fz\} \quad (8.30)$$

yazılabilir. Eşitlik (8.30)'da  $\beta$ , dB/cm/MHz cinsinden zayıflama katsayısıdır.

Eşitlik (8.28)'de  $B(f)$  ile gösterilen geri saçılan eko işaretleri, yumuşak dokuda çok sayıda bulunan rastgele saçıcılardan dolayı, stokastik işlem olarak modellenmektedir (Shankar 2013). Ancak, frekans bölgesindeki çoğu zayıflama kestirimi yaklaşımda, sadece doğrusal frekans bağımlılığı özelliklerini içeren geri saçılma modelleri kullanılmaktadır. Geri saçılmanın frekans bağımlılığı genellikle frekans kuvveti olarak modellenir ve

$$\begin{aligned}
B(f) &= f^n = \exp\{n \cdot \log(f)\} \\
&= \exp\left\{n \cdot \log(f_c) + n \cdot \log\left(1 + \frac{f - f_c}{f_c}\right)\right\} \\
&\approx f_c^n \cdot \exp\left\{n \cdot \left(\frac{f - f_c}{f_c} - \frac{(f - f_c)^2}{2f_c^2}\right)\right\} \\
&\propto \exp\left\{-\frac{n \cdot (f^2 - 4f_c f)}{2f_c^2}\right\}
\end{aligned} \tag{8.31}$$

ile Taylor serisi açılımının eksponansiyel formunda ifade edilebilir (Treece et al. 2005). Eşitlik (8.31)'de verilen ifadede, Taylor serisi açılımının yüksek dereceli terimleri ihmal edilmektedir. İnsan dokusu için  $n$  parametresinin tipik değerleri 1 ve 2 arasındadır.

SCC algoritması, iki farklı derinlikte elde edilen güç spektrasının tamamında spektral kaymanın ölçülmesine dayanır. Farklı derinliklerdeki iki güç spektrası arasındaki çapraz korelasyon fonksiyonu,

$$S(f_0) = \int_{-\infty}^{\infty} R(f + f_0, z_1)R(f, z_2)df \tag{8.32}$$

ile verilir. Eşitlik (8.32)'de,  $f_0$  merkez frekanstaki spektral kaymayı ve  $z_1$  ve  $z_2$  ( $z_1 < z_2$ ) transdüktöre göre iki farklı derinliği gösterir. Küçük alanda bölgesel zayıflama katsayısının anormal bir şekilde değişmediği ve  $z_1$  ve  $z_2$ 'nin birbirine yakın olduğu varsayılırsa,  $z_1$  ve  $z_2$ 'deki zayıflama katsayılarının benzer olduğu kabul edilebilir. Yapılan bu varsayımlarla, Ek A'da türetilen eşitlik (A-16) ile verilen çapraz korelasyon algoritması kullanılarak iki güç spektrası arasındaki spektral kayma ifadesi,

$$f_{0(\max)} = -\frac{4\sigma^2\beta(z_1 - z_2)}{1 + \frac{n\sigma^2}{f_c^2}} \tag{8.33}$$

olarak elde edilir.

Merkez frekansı, iletim darbesinin varyansının kare kökünden genellikle büyük olduğundan ve insan dokusu için  $n$  parametresi 1 ve 2 arasında olduğundan, iki farklı derinlikte elde edilen güç spektrası arasındaki spektral kayma, zayıflama katsayısı ve spektranın elde edildiği

derinliklerin farkının çarpımıyla doğru orantılıdır.  $z_1$  ve  $z_2$  derinliklerindeki iki güç spektrasi arasındaki spektral kayma, zayıflama katsayısının direkt olarak kestirilmesini sağlamaktadır. Eşitlik (8.33)'ün  $z$ 'e göre türevi alındığında, derinlik boyunca spektral kaymanın türevi zayıflama katsayısı  $\beta$  ile orantılıdır. Yumuşak dokuda doğrusal frekans bağımlılığı varsayımı altında, zayıflama katsayısını kestirmek için bölgesel spektral kaymalardaki doğrusal regresyon kullanılmaktadır.

## 8.9 DOKUDA ZAYIFLAMA KATSAYISININ KESTİRİLMESİ İÇİN SİMÜLASYON VE DENEYSEL ÇALIŞMALAR

### 8.9.1 Zayıflama Katsayısının Kestirilmesi İçin Yapılan Simülasyon Çalışmaları

Kullanılan ultrason darbe eko sisteminde zayıflama katsayısının kestirilmesi, yumuşak dokudaki farklı frekans bileşenlerinin frekansa bağlı zayıflamasının belirlenmesine dayanmaktadır. Yüksek frekans bileşenleri düşük frekans bileşenlerinden daha yüksek zayıflama gösterdiğinden, kısa zamanlı Fourier analizinden elde edilen eko işaretlerinin güç spektrumu, merkez frekansın derinlikle çiziminde düşük frekanslara kayma gösterir. Literatürde yapılan daha önceki çalışmalara göre yumuşak dokudaki zayıflama katsayısı, 10 MHz frekansa kadar hemen hemen doğrusal orantılıdır (Kuc 1985). Frekansla zayıflamadaki doğrusal artıştan dolayı, derinliğe göre merkez frekansın eğimi zayıflama katsayısı ile orantılıdır. Derinlik boyunca varyansı sabit olan Gaussian şekilli iletim darbesi olduğu varsayılarak, derinliğe göre aşağı kaydırılmış merkez frekansın eğimi ve zayıflama katsayısı arasındaki ilişki,

$$\beta (dB/cm/MHz) = -\frac{8.686}{4\sigma^2} \cdot \frac{df_c(z)}{dz} \quad (8.34)$$

eşitliği ile verilmiştir. Eşitlik (8.34)'te  $z$ , ilgilenilen bölgeden transdüktöre olan uzaklıktır ve  $\sigma^2$  iletim darbesinin varyansıdır.  $f_c(z)$  terimi,  $z$  derinliğindeki güç spektrumunun merkez frekansını göstermektedir (Fink et al. 1983).

Merkez frekans kaymasını kestiren yöntemler gibi, SCC metodu da bütün güç spektrasının spektral kaymasını ölçer ve kaydırılmış merkez frekansın eğimi yerine spektral kaymanın eğimini kestirir. Eşitlik (8.34)'te gösterildiği gibi zayıflama, mesafeye (derinliğe) göre merkez



frekansın türeviyle doğru orantılı olduğundan, zayıflama katsayısının kestirimi için geri saçılan işaretlerin merkez frekansının tam olarak kestirimi gerekli değildir.

Düzgün zayıflama katsayılı iki fantom, ses hızı 1540 m/s olan bir ortamda rastgele dağılımlı 50 µm polisitren ve 25 µm cam boncukla simüle edilmiştir. Saçıcı sayısı yoğunluğu Rayleigh istatistiklerini sağlayacak şekilde 10 mm<sup>3</sup> olacak şekilde ayarlanmıştır. Modellenen fantom boyutları 40 mm×80 mm (genişlik×yükseklik) ve 10 mm kalınlıktır. Fantomun merkezi transdüktörden 40 mm derinliğe yerleştirilmiştir.

### **8.9.2 Zayıflama Katsayısının Kestirilmesi İçin Yapılan Simülasyon Çalışmalarının Sonuçları**

Saçıcıların 25 µm cam boncuk ve 50 µm polisitren boncuk olması durumu için eko işaretlerinin simülasyonu yapılmıştır. 0.3, 0.5 ve 0.7 dB/cm/MHz olmak üzere üç farklı zayıflama katsayısı değerli eko işareti elde edilmiştir. Bu fantomların sırasıyla biri referans, diğeri örnek olarak kullanılmıştır. Fantomda seçilen farklı derinlikte iki bölgede, zayıflama katsayısı hesaplanmıştır. A Bölgesi transdüktör yüzeyine yakın (1 cm ~ 3 cm civarında), B Bölgesi uzak (5 cm ~ 7 cm civarında) olacak şekilde seçilmiştir. Güç spektrası için 2-D bloğu boyutu aksel ve lateral boyutlarda olmak üzere 2 × 2 mm, 3 × 2 mm ve 4 × 2 mm olarak seçilmiştir. Zayıflama katsayısının hesaplanmasında güç spektrasını kestirmek için 2-D bloklar her iki yönde %50 örtüştürülmüştür. Her bir blokta kapılanan pencere boyutları aksel uzunluğun yarısı olacak şekilde seçilmiştir ve aksel yönde %50 örtüştürülmüştür. Her bloğun güç spektrası 30 segmentin Fourier spektrasından elde edilmiştir. Spektral gürültü etkilerini azaltmak için güç spektrumuna frekans düzgünleştirme uygulanmıştır.

SCC yöntemi kullanılarak kestirilen zayıflama katsayıları Çizelge 8.1'de verilmiştir. Blok boyutunu gösteren satırlarda, '2x2x1' ifadesi "1 mm kapılanan pencere 2 mm (aksel), 2 mm (yanal) blok"u göstermektedir. Çizelge 8.1'de B Bölgesinde zayıflama katsayıları düşük değerli kestirilmesine rağmen, kestirilen zayıflama katsayısı değerleri gerçek değerine oldukça yakındır. Küçük bloklar ve pencere boyutları için kestirilen zayıflama katsayıları değerleri daha düşükken, blok ve pencere boyutlarındaki artışla gerçek değerine yakınsamaktadır. Uygun bir kapılanmış pencere boyutu seçimiyle, elde edilen ortalama zayıflama katsayısı ile gerçek değerler arasındaki fark %2.25- %2.35 arasında değişmektedir.

**Çizelge 8.1** 0.5 dB/cm/MHz ve 0.7 dB/cm/MHz zayıflama katsayılı fantom için SCC algoritması ile kestirilen zayıflama katsayıları (dB/cm/MHz).

Referans: 0.3, Örnek: 0.5				
Blok Boyutu		2x2x1	3x2x1.5	4x2x2
25µm cam	A Bölgesi	0.4766	0.4872	0.4914
	B Bölgesi	0.4139	0.4527	0.4669
50µm polisitren	A Bölgesi	0.4646	0.4823	0.4907
	B Bölgesi	0.3920	0.4292	0.4569

Referans: 0.5, Örnek: 0.7				
Blok Boyutu		2x2x1	3x2x1.5	4x2x2
25µm cam	A Bölgesi	0.6783	0.6879	0.6921
	B Bölgesi	0.6157	0.6539	0.6671
50µm polisitren	A Bölgesi	0.6655	0.6829	0.6911
	B Bölgesi	0.6141	0.6445	0.6598

Geri saçılan ultrason işaretleri, saçıcı gruplarından oluşan eko işaretlerinden dolayı benek gürültüsü etkisi içerir. Küçük kapılanmış pencere boyutları için bu gürültü etkileri ilave kestirim hatalarına neden olur. Bu nedenle, kestirilen zayıflama katsayılarının doğruluğunun yanı sıra kestirim varyansı, kestirim yönteminin değerlendirilmesinde bir diğer önemli ölçüdür. Çizelge 8.2, üniform zayıflama bölgesinin 30 küçük bloğu için SCC metodunun kestirim varyansını göstermektedir. Kestirim varyansları oldukça küçüktür ve ölçümde kullanılan bölgeden bağımsızdır. Simülasyon sonuçlarında, kapılanmış pencere boyutu değişmesine rağmen, kestirim varyansının çok belirgin bir şekilde değişmediği görülmüştür.

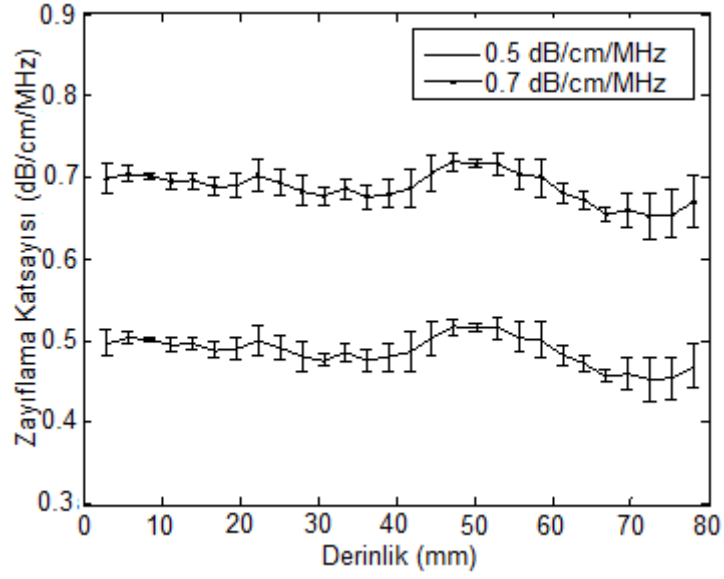
**Çizelge 8.2** 0.5 dB/cm/MHz ve 0.7 dB/cm/MHz zayıflama katsayılı fantom için SCC algoritması ile kestirilen varyans değerleri.

Referans : 0.3, Örnek: 0.5				
Blok Boyutu		2x2x1	3x2x1.5	4x2x2
25µm cam	A Bölgesi	0.0332	0.0245	0.0199
	B Bölgesi	0.0522	0.0311	0.0331
50µm polisitren	A Bölgesi	0.0347	0.0331	0.0344
	B Bölgesi	0.0425	0.0293	0.0261

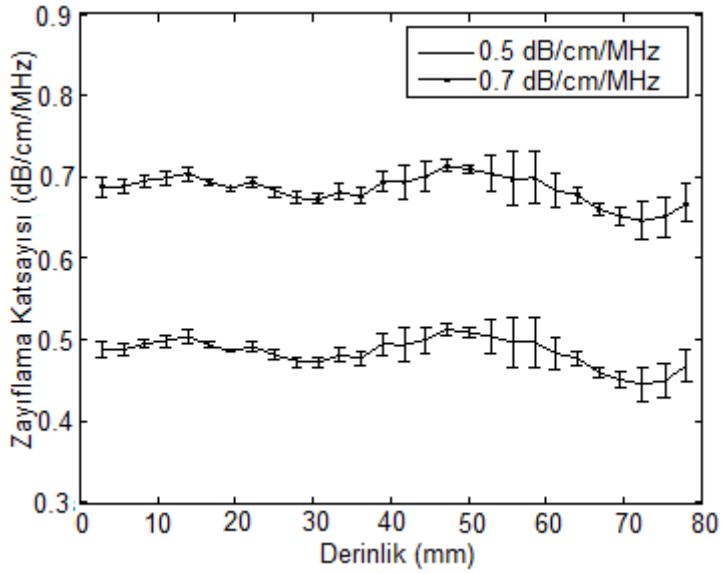
  

Referans : 0.5, Örnek: 0.7				
Blok Boyutu		2x2x1	3x2x1.5	4x2x2
25µm cam	A Bölgesi	0.0325	0.0228	0.0192
	B Bölgesi	0.0536	0.0324	0.0330
50µm polisitren	A Bölgesi	0.0352	0.0335	0.0363
	B Bölgesi	0.0395	0.0243	0.0241

Bütün hüzmeye yolu boyunca simülasyonlar kullanılarak kestirilen zayıflama katsayıları, Şekil 8.7’de verilmiştir. Şekil 8.7’de de verildiği gibi, spektral çapraz korelasyon algoritması kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı değerlerinde, yayılma derinliğine ve hüzmeye odak özelliklerine bağlı olmayan küçük bir kestirim varyansı görülmektedir. Şekil 8.7’de SCC algoritması kullanılarak bütün hüzmeye yolunca simüle edilen düzgün fantomlar için zayıflama katsayısı kestirimleri gösterilmektedir. 2 mm pencere boyutlu 4 mm aksenal, 2 mm yanıl blok boyutu kullanılmıştır. Kullanılan pencerenin boyu 15.6 mm’dir. Referans fantom için zayıflama katsayısı 0.3 ve 0.5 dB/cm/MHz iken örnek için 0.5 ve 0.7 dB/cm/MHz’tir. Grafikteki hata barları 25 µm cam boncuk ve 50 µm polisitren boncuk saçıcılar için kestirim varyansını göstermektedir.



(a)



(b)

**Şekil 8.7** Zayıflama katsayısı kestirimleri (a) 25 µm cam boncuk saçıcı (b) 50 µm polisitren boncuk saçıcı.

SCC yönteminin performansı merkez kayma yöntemiyle karşılaştırılmıştır ve sonuçlar Çizelge 8.3'te verilmiştir. Merkez kayma yöntemi ile zayıflama katsayıları, yakın bölgede normal değerinden az, uzak bölgede normal değerinden fazla kestirilirken, SCC algoritması bütün bölgeler için durağan kestirimler sağlamaktadır. Parantez içinde verilen kestirim varyansları, çoğu blok boyutu için SCC metodunda merkez kayma metodundakinden küçüktür.

**Çizelge 8.3** 0.5 dB/cm/MHz ve 0.7 dB/cm/MHz zayıflama katsayılı fantomların sırasıyla örnek ve referans olarak simüle edildiğinde SCC algoritması ve merkez kayma algoritması için kestirilen zayıflama katsayıları.

Blok Boyutu			3x2x1.5	4x2x2	5x2x2.5	
25µm cam	Merkez	A Bölgesi	0.4506 (0.0135)	0.4697 (0.0102)	0.4714 (0.0081)	
		Kayma	B Bölgesi	0.5243 (0.0117)	0.5856 (0.0115)	0.5795 (0.0083)
	SCC	A Bölgesi	0.4785 (0.0137)	0.4895 (0.0090)	0.4914 (0.0069)	
		B Bölgesi	0.4886 (0.0133)	0.5043 (0.0074)	0.5045 (0.0057)	
	50µm polisitren	Merkez	A Bölgesi	0.4499 (0.0116)	0.4673 (0.0085)	0.4697 (0.0069)
			Kayma	B Bölgesi	0.5039 (0.0108)	0.5608 (0.0090)
SCC		A Bölgesi	0.4786 (0.0125)	0.4891 (0.0082)	0.4911 (0.0064)	
		B Bölgesi	0.4892 (0.0125)	0.5047 (0.0073)	0.5048 (0.0054)	

### 8.9.3 Zayıflama Katsayısının Kestirilmesi İçin Yapılan Deneysel Çalışmalar

Simüle edilen eko işaretlerinin yanı sıra, laboratuarda üretilen doku benzeri (Tissue Mimicking-TM) iki fantom kullanılarak SCC algoritmasının doğruluğu test edilmiştir. Jelatin zeminde 45-53  $\mu\text{m}$  cam boncuk içeren, 0.5 dB/cm/MHz zayıflama katsayılı fantomlardan biri referans fantom olarak kullanılmıştır (Wilson et al. 2002). Diğeri, zeminde 20  $\mu\text{m}$ 'lik cam boncuklu iki silindir şeklinde inklüzyon içeren zayıflama fantomu (Attenuation Phantom- AP) olarak adlandırılan örnek fantomdur. Zemin, 0.5 dB/cm/MHz zayıflama katsayısına sahiptir. Her iki inklüzyon zeminle karşılaştırıldığında 0.8 dB/cm/MHz'lik yüksek zayıflama katsayısına sahiptir. Sağ inklüzyonun geri saçılma katsayısı zemin materyali ile aynı iken, sol inklüzyonunki zemin materyalinden 3 dB yüksektir.

TM fantomları 4 MHz merkez frekansta çalışan transdüktör ile taranmıştır. Örnek fantom (AP), inklüzyonsuz üniform zemin bölgesi (AP\_UNI), sol (AP\_SOL) ve sağ (AP\_SAĞ) inklüzyon bölgeleri olmak üzere sırasıyla üç farklı bölgede taranmıştır. Bu bölgelerin her birinden silindiriksel inklüzyon boyunca veri beş bağımsız yerden elde edilmiştir ve istatistiksel doğruluğun artırılması için her bir bölgenin blok güç spektrasının ortalaması alınmıştır.

Çizelge 8.4, TM fantomları ile elde edilen zayıflama kestirimlerini göstermektedir. İki farklı blok ve kapılanmış pencere boyutu test edilmiştir ve bütün blokların kestirilen zayıflama katsayıları her bir hedefin 2 cm  $\times$  1 cm'lik bölgesinde ortalananmıştır. Sol sütun taranan bölgeleri göstermektedir ve kestirim varyansları parantez içinde verilmiştir.

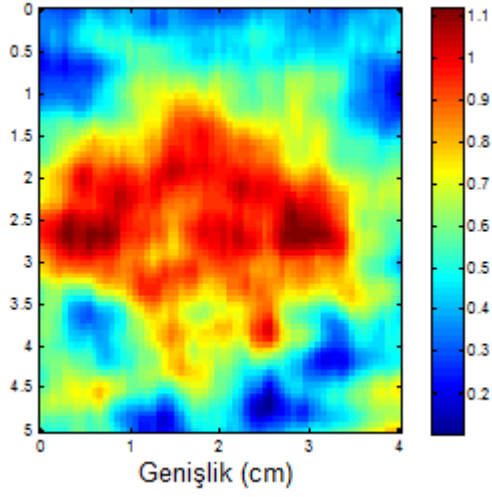
**Çizelge 8.4** Doku benzeri fantomların kestirilen zayıflama katsayıları (dB/cm/MHz).

Blok Boyutu	2 x 2 x 1	4 x 2 x 2
AP_UNI	0.4989 (0.0017)	0.4970 (0.0081)
AP_SOL	0.7150 (0.0009)	1.0537 (0.0088)
AP_SAĞ	0.6293 (0.0017)	0.8284 (0.0187)

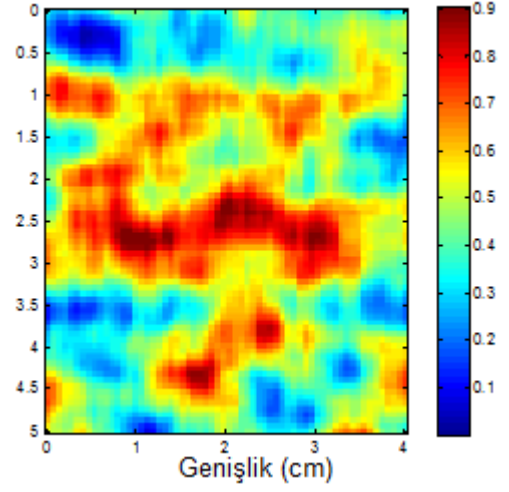
Üniform zemin bölgesi, AP\_UNI için kestirilen zayıflama katsayıları kullanılan her iki blok boyutu için gerçek değerine yakındır. Ancak, küçük bloklar, simülasyon verisinde olduğu gibi inklüzyon bölgelerinde zayıflama katsayısını gerçek değerinin altında kestirmektedir. Yüksek geri saçılma katsayılı inklüzyon AP\_SOL için zayıflama katsayıları geri saçılmanın frekansa bağlılığından dolayı normal değerinden fazla kestirilmiştir.

Şekil 8.8 ve 8.9'da sırasıyla zeminle aynı ve zeminden 3 dB daha yüksek geri saçılma yoğunluklu silindiriksel inklüzyona sahip TM fantomlarının zayıflama katsayısı görüntüleri gösterilmiştir. Şekil 8.8 ve 8.9'da zayıflama katsayısı görüntüleri referans fantom yöntemi, merkez kayma yöntemi ve spektral çapraz korelasyon yöntemi olmak üzere üç farklı yöntemle oluşturulmuştur.

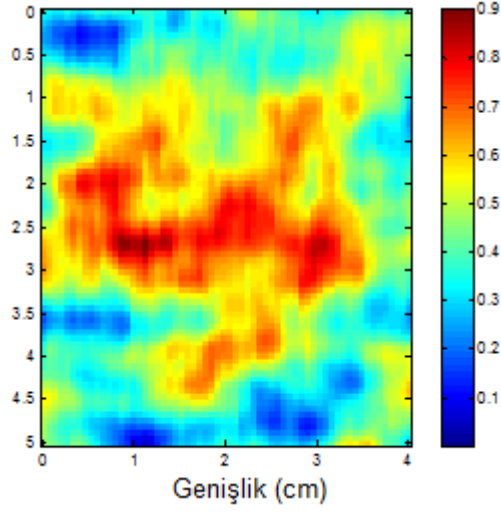
Şekil 8.8'de gösterildiği gibi, aynı geri saçılma yoğunluklu fantom için spektral çapraz korelasyon yöntemi merkez kayma yönteminden daha az gürültülü olmasına rağmen en iyi kestirim sonucunu referans fantom yöntemi vermektedir. Inklüzyon çevreleyen zeminle aynı geri saçılma yoğunluğuna sahip olduğundan, farklı derinliklerde güç spektrasının genliğindeki azalma zayıflama özelliğinin kestirilmesinde gürbüz bir yöntem sağlamaktadır. Ancak Şekil 8.9'da gösterildiği gibi inklüzyon zeminden farklı ya da yüksek geri saçılma yoğunluğuna sahip olduğunda, referans fantom yöntemi inklüzyonun üst sınırında zayıflama katsayısını gerçek değerinin üzerinde, hüzmeye yayılma yolu boyunca en alt sınırdaki ise gerçek değerinin altında kestirir. Bununla birlikte, spektral çapraz korelasyon ve merkez kayma yöntemleri geri saçılma değişimlerinden bağımsızdır. Spektral çapraz korelasyon yöntemi ile, Şekil 8.9'da gözlemlendiği gibi inklüzyon bölgelerinin yanısıra zeminde de gürültü azalmıştır.



(a)



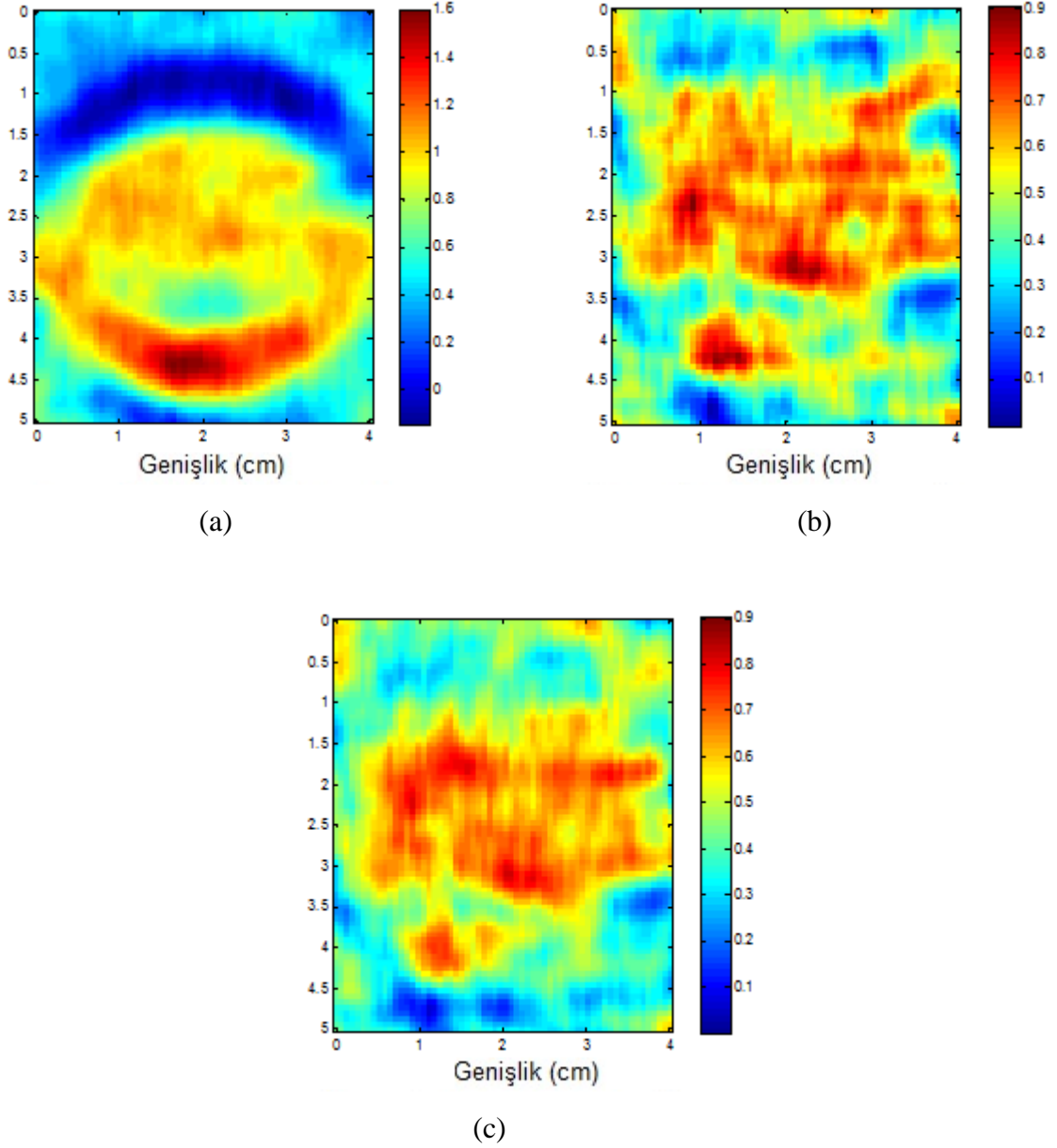
(b)



(c)

**Şekil 8.8** Zeminle aynı geri saçılma yoğunluklu silindiriksel inklüzyona sahip TM fantomunun zayıflama katsayısı görüntüleri (a) Referans fantom yöntemi (b) Merkez kayma yöntemi (c) Spektral çapraz korelasyon.





**Şekil 8.9** Zeminden 3 dB daha fazla geri saçılma yoğunluklu silindirik inklüzyona sahip TM fantomunun zayıflama katsayısı görüntüleri (a) Referans fantom yöntemi (b) Merkez kayma yöntemi (c) Spektral çapraz korelasyon.

#### 8.9.4 Zayıflama Katsayısının Kestirilmesi İçin Yapılan Deneysel Çalışmaların Sonuçları

Bu tez çalışmasında, frekans bölgesinde arda arda güç spektralleri arasındaki spektral kaymanın kestirilmesi için spektral çapraz korelasyon yönteminin kullanılması önerilmiştir. SCC yöntemi bütün güç spektrisinin spektral azalmasını hesapladığından yapılan deneysel çalışmalarda, frekans bölgesinde spektral kaymanın doğru ve kararlı kestirimini sağladığı görülmüştür. Elde edilen sonuçlar, zayıflama katsayısının kestiriminde SCC yönteminin doğruluğunu

göstermektedir. SCC yöntemi kullanılarak elde edilen ortalama zayıflama katsayısı TM fantomları için gerçek değerlere oldukça yakındır.

Yapılan deneysel çalışmalarda, SCC yönteminin diğer frekans bölgesi yöntemlerinden olan merkez kayma ve referans fantom yöntemleri ile kıyaslandığında en iyi kestirim sonucunu sağladığı görülmüştür. Ancak eğer kırılma etkileri doğru bir şekilde düzenlenmezse, kestirim doğruluğu referans ve örnek arasındaki zayıflama katsayısı farkıyla orantılı bir sabit kadar sapacaktır. Ayrıca, üniform bir şekilde zayıflamanın olduğu alanlarda yani geri saçılma değişimlerinin olmadığı durumlarda, referans fantom yöntemi daha iyi kestirim sonuçları sağlamaktadır. Bu durumda, iki farklı derinlik arasındaki güç spektrasının genliğindeki azalma spektral kaymanın ölçümünden daha iyi bir gösterge olacaktır. Bu sınırlamalar altında, literatürde kullanılan spektral kayma ve spektral fark yaklaşımları birleştirilerek yeni bir kestirim yöntemi olan spektral fark-kayma hibrid kestirim yöntemi oluşturulmuştur.

## **8.10 SPEKTRAL FARK-KAYMA HİBRİD YÖNTEMİ**

Klasik spektral kayma ve spektral fark yöntemleri zayıflama katsayısı kestirimi için sıklıkla kullanılan yöntemlerdir ancak her iki yöntemin de belirli sınırlamaları vardır (Omari et al. 2013). Ultrasonik zayıflamanın kestirilmesinde klasik spektral kayma yaklaşımları lokal spektral gürültü etkilerine çok duyarlıdır. Diğer taraftan spektral fark yaklaşımları, geri saçılmada çeşitliliğin olduğu doku sınırlarında zayıflama katsayısını doğru bir şekilde kestiremezler.

Tez çalışmasının bu bölümünde, spektral fark ve spektral kayma yaklaşımlarının belirli sınırlamalarının üstesinden gelmek için bu yöntemlerin avantajlarını birleştiren hibrid zayıflama kestirim yöntemi sunulmuştur. Hibrid metodu, kırılma etkilerini içeren sistem bağımlı parametrelerin etkilerini azaltmak için ilk olarak spektral fark yaklaşımını kullanır. Daha sonra, geri saçılma değişimlerinden dolayı görülen varyasyonlar içeren normalize edilmiş güç spektrumu, sistemin iletim merkez frekansında merkezlenmiş Gaussian filtre kullanılarak filtrelenir. Bu filtrelenmiş güç spektrumundan zayıflama katsayısının kestirilmesi için, spektral kaymaların hesaplanmasında spektral kayma yöntemi olan spektral çapraz korelasyon algoritması kullanılır. Ultrason simülasyon sonuçları, üniform bir şekilde zayıflayan bölgelerde, hibrid yönteminin merkez kayma (spektral kayma yöntemi) yönteminden daha iyi kestirim yaptığını göstermektedir. Ayrıca, bu yöntem geri saçılmada çeşitliliğin olduğu

sınırlarda referans fantom yöntemi (spektral fark yöntemi) ile kıyaslandığında daha iyi sonuç vermektedir. Doku benzeri fantomlarla yapılan deneysel sonuçlar da, hibrid yöntemin hem üniform olarak zayıflayan bölgelerde hem de geri saçılma çeşitliliğinin olduğu sınırlarda daha iyi sonuç verdiğini göstermektedir.

Tez çalışmasının bu bölümünde, hibrid yöntem teorik olarak türetilmiştir ve hem simülasyon verileri hem de deneysel veriler kullanılarak literatürde bulunan geleneksel spektral kayma ve spektral fark yöntemleri ile kıyaslanmıştır.

**Teorem 8.1** Tez çalışmasının bu bölümünde türetilen spektral fark-kayma hibrid yöntemine göre  $z$  derinliğinde  $GRS(f, z)$ 'nin merkez frekansı,

$$f_c(z) = \frac{f_c - 4\sigma^2(\beta_s - \beta_r)z + \frac{\sigma^2(n_s - n_r)}{f_c^2}}{1 + \frac{\sigma^2(n_s - n_r)}{f_c^2}} \approx f_c - 4\sigma^2(\beta_s - \beta_r)z \quad (8.35)$$

ile hesaplanır.

**İspat:** Ultrason sistemlerinde zayıflama katsayısı kestiriminde kullanılan yöntemlerin çoğu, zayıflamanın frekansla doğru orantılı olduğunu, ilgilenilen bölgede (Region of Interest- ROI) üniform geri saçılma ve sabit ses hızının olduğunu varsaymaktadır. Ayrıca, dokuda zayıf saçılmanın olduğu varsayılmaktadır böylece çoklu saçılma ihmal edilmektedir. Bu varsayımlar altında, ultrason transdüktöründen alınan geri saçılan işaret  $S(f, z)$  frekans bölgesinde, iletim darbesi, kırılma etkileri, zayıflama etkileri ve geri saçılma terimlerinin çarpımı olarak,

$$S(f, z) = P_{trans}(f) \cdot D(f, z) \cdot A(f, z) \cdot B(f) \quad (8.36)$$

tanımlanabilir. Eşitlik (8.36)'da  $z$ , ilgilenilen bölgenin transdüktöre göre derinliğini,  $P_{trans}(f)$  transdüktör tasarımına ve iletilen darbeye bağlı olan iletim darbesinin ve transdüktör duyarlılığının birleştirilmiş etkisini (elektroakustik ve akustoelektrik transfer fonksiyonları),  $D(f, z)$  transdüktör geometrisiyle ilişkili olan kırılma etkisini,  $A(f, z)$  yumuşak dokudaki kümülatif zayıflamayı göstermektedir. Eşitlik (8.36) hesaplanırken iletim darbesi (8.29) eşitliği

ile verilen şekilde alınmıştır. Ayrıca  $P_{trans}(f)$ , Bölüm 3'te türetilen ve Bölüm 4'te (4.1) eşitliği ile düzenlenen alınan işaret modelinde kullanılan  $h_{er}$ 'ye ve ultrasonun doku içinde yayılmasının modellendiği Bölüm 7'de (7.46) eşitliğinde kullanılan  $v_{pe}$ 'ye eşdeğerdir. Zayıflamanın dB/cm'de frekansla doğru orantılı olduğu varsayıldığından (Flax et al. 1983), (Kuc 1985), kümülatif zayıflama Eşitlik (8.30)'da verildiği gibi yazılabilir.

Eşitlik (8.36)'da  $B(f)$  ile gösterilen geri saçılmış eko işaretleri frekansın kuvveti olarak modellenebilir ve (8.31) eşitliğinde verildiği gibi Taylor seri açılımının eksponansiyel formunda ifade edilebilir (Treece et al. 2005). Eşitlik (8.31)'de yüksek dereceli Taylor serisi açılımı terimleri ihmal edilmiştir. Ayrıca, (8.31) eşitliğinde frekansın fonsiyonu olmayan terimler ihmal edilebilir çünkü bu terimler spektral kayma kestirim yönteminde merkez kestirimini etkilemez. İnsan dokusu için  $n$  parametresinin tipik değerleri, 1 ve 2 arasındadır (Wear et al. 1995).

Üniform geri saçılma bölgesinde aynı derinlikte, aynı transdüktör ve sistem ayarları kullanılarak kaydedilen örnekten geri saçılan işaretlerin referans fantomdan saçılanlara oranı,

$$\begin{aligned}
 RS(f, z) &= \frac{B_s(f)}{B_r(f)} \exp\{-4(\beta_s - \beta_r) f z\} \\
 &= \exp\left\{-\frac{(n_s - n_r) \cdot (f^2 - 4f_c f)}{2f_c^2}\right\} \cdot \exp\{-4(\beta_s - \beta_r) f z\} \quad (8.37)
 \end{aligned}$$

ile ifade edilir (Yao et al. 1990). Eşitlik (8.37)'de  $r$  ve  $s$  indisleri sırasıyla referans ve örnek fantomları göstermektedir.

Spektral fark yönteminde, eko işaretlerinin oranı  $RS(f, z)$ , güç spektrasının logaritması alınarak ve daha sonra derinlikle doğrusal regresyon kullanılarak zayıflama katsayısını kestirmek için kullanılır. Ancak, eko işaretlerinin şiddetleri hem taranan nesnenin zayıflama özellikleriyle hem de lokal geri saçılma özellikleriyle ilgili olduğundan, geri saçılma özelliklerinin değiştiği sınırlarda zayıflama kestirimi hatalı olacaktır.

Bu tez çalışmasında önerilen hibrid yöntem için, eko işaretlerinin oranı  $RS(f, z)$ 'ye iletim darbesi frekansı civarında merkezlenmiş Gaussian filtreleme uygulanır ve spektral kayma

algoritması kullanılarak derinlik fonksiyonu olarak merkez frekans azalması kestirilir. Gaussian filtre uygulanarak elde edilen oran,

$$\begin{aligned}
 GRS(f, z) &= G(f) \cdot RS(f, z) \\
 &= \exp\left\{-\frac{(f - f_c)^2}{2\sigma^2}\right\} \cdot \exp\left\{-\frac{(n_s - n_r) \cdot (f^2 - 4f_c f)}{2f_c^2}\right\} \\
 &\quad \cdot \exp\{-4(\beta_s - \beta_r) f z\}
 \end{aligned} \tag{8.38}$$

ile hesaplanır. Eşitlik (8.38)'de  $G(f)$  iletim merkez frekansı  $f_c$ 'deki Gaussian fonksiyonudur ve iletim darbesinin varyansı  $\sigma^2$  ile aynı varyansa sahiptir. Ek B'de verilen (B-7) eşitliğinde tanımlandığı gibi (8.38) eşitliği düzenlenirse, Teorem 8.1 ile verilen (8.35) eşitliği elde edilir.

İletim merkez frekansı, iletim darbesinin varyansının karekökünden büyük olduğundan ve insan dokusu için frekansa bağlı  $n$  parametresinin değeri 1 ve 2 arasında olduğundan, (8.35) eşitliğinde verildiği gibi  $z$  derinliğinde merkez frekansın spektral kayması, referans ve örneğin zayıflama katsayıları arasındaki farkın çarpımıyla ve derinlikle doğru orantılıdır. Eşitlik (8.35)'in  $z$ 'e göre türevi alındığında, derinlik boyunca spektral kaymanın eğimi referans ve örnek fantomların zayıflama katsayıları arasındaki farkla orantılıdır. Zayıflamanın frekansla doğru orantılı olduğu varsayımı altında, zayıflama katsayılarını hesaplamak için lokal spektral kayma kestirimlerinde doğrusal regresyon kullanılır. Zayıflama katsayısı ve derinliğe göre azaltılmış merkez frekansın eğimi arasındaki ilişki,

$$\beta_s(dB/cm/MHz) = -\frac{8.686}{4\sigma^2} \cdot \frac{df_c(z)}{dz} + \beta_r \tag{8.39}$$

ile ifade edilir. Eşitlik (8.39)'da  $z$  ilgilenilen bölgenin transdüktöre göre derinliğidir ve  $\sigma^2$  iletim darbesinin varyansıdır.  $f_c(z)$  terimi,  $z$  derinliğinde normalize edilmiş güç spektrumunun merkez frekansını göstermektedir.

Hibrid yöntemde spektral kaymanın doğru bir şekilde kestirilmesi için, normalize edilmiş güç spektrumunun merkez frekansının hesaplanması yerine spektral çapraz korelasyon algoritması kullanılmaktadır. Spektral çapraz korelasyon algoritması bütün güç spektrumunun spektral kaymasını hesapladığından, frekans bölgesinde artan spektral kaymayı daha doğru bir şekilde kestirir.

Spektral fark-kayma hibrid yöntemi algoritması aşağıdaki şekilde çalışır:

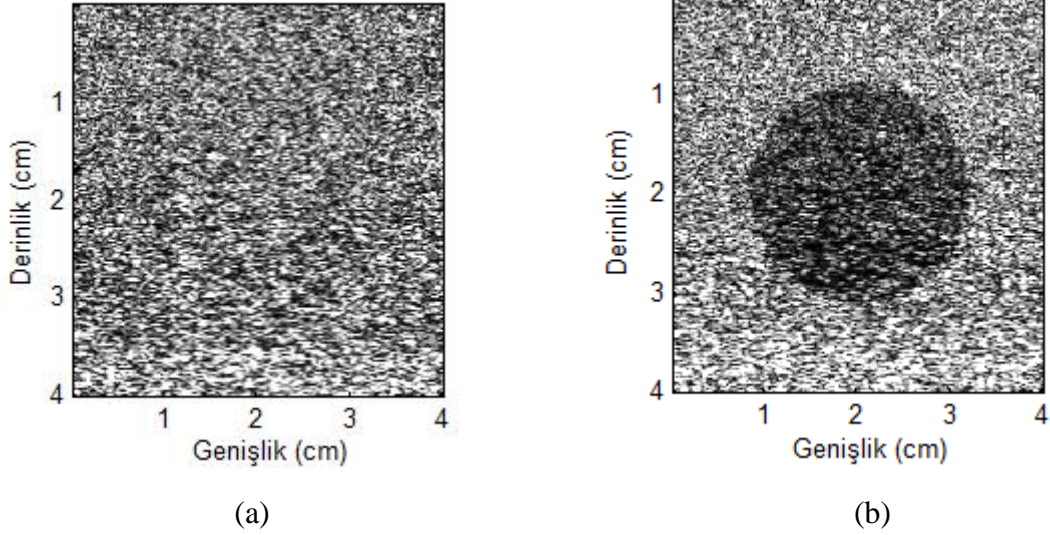
1. Aynı derinlikte, aynı transdüktör ve sistem ayarları kullanılarak örnek ve referans fantomdan geri saçılan işaretler kaydedilir.
2. Ultrason transdüktöründen alınan geri saçılan işaretlerde kırılma etkilerinin azaltılması için spektral fark yaklaşımı kullanılarak (8.37) eşitliği ile verilen  $RS(f, z)$  hesaplanır.
3. Eko işaretlerinin oranı  $RS(f, z)$  sistemin merkez frekansında merkezlenmiş Gaussian filtre kullanılarak filtrelenir ve (8.38) eşitliği ile verilen  $GRS(f, z)$  hesaplanır.
4.  $GRS(f, z)$  işaretinin  $z$  derinliğindeki merkez frekansı  $f_c(z)$ , Teorem 8.1 ile verilen (8.35) eşitliği kullanılarak hesaplanır.
5.  $GRS(f, z)$  işareti kullanılarak (8.32) eşitliğinde verilen SCC algoritması ile farklı derinliklerdeki güç spektralleri arasındaki çapraz korelasyon hesaplanır ve zayıflama katsayısı elde edilir.

## **8.11 SPEKTRAL FARK-KAYMA HİBRİD YÖNTEMİ PERFORMANSININ İNCELENMESİ İÇİN YAPILAN SİMÜLASYON VE DENEYSEL ÇALIŞMALAR**

Hibrid yöntemin kestirim performansını karşılaştırmak için simülasyon ve doku benzeri fantomlarla deneyler yapılmıştır.

### **8.11.1 Spektral Fark-Kayma Hibrid Yöntemi Performansı Simülasyon Çalışmaları**

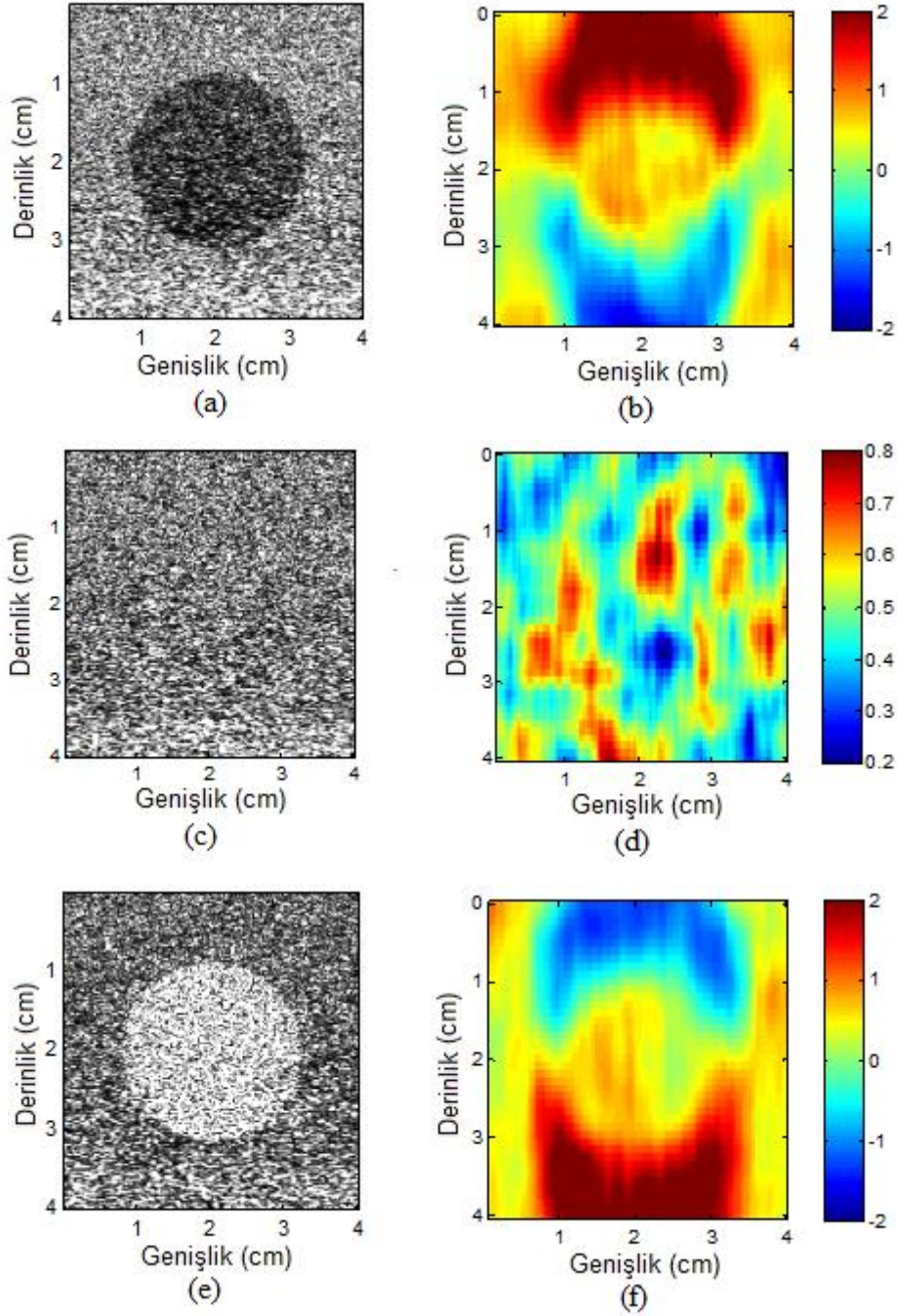
Referans fantom ve örnek fantom için işaretler simülasyon programı kullanılarak oluşturulmuştur (Chen 2004). Zayıflama kestirim yöntemlerinin performanslarını karşılaştırmak için farklı saçılma özellikli inklüzyon içeren beş farklı fantom simüle edilmiştir. Beş inklüzyon fantomu rastgele dağılımlı 50  $\mu$ m polistren boncuk içermektedir ve saçıcı yoğunluğu değiştirilerek elde edilen 3 dB artışlarda, zeminin 6 dB düşüğünden 6 dB yükseğine kadar değişen geri saçılma yoğunluğu olan inklüzyonlara sahiptir. Hem inklüzyonun hem de zeminin zayıflama katsayıları 0.5 dB/cm/MHz olarak ayarlanmıştır. Diğer parametreler, Bölüm 8.9.1'de yapılan simülasyonla aynıdır. Şekil 8.10, referans ve örnek fantomu göstermektedir. Referans ve inklüzyon fantomu olan örnek fantomun zayıflama katsayıları sırasıyla, 0.7 dB/cm/MHz ve 0.5 dB/cm/MHz ve kalınlıkları 10 mm olarak ayarlanmıştır.



**Şekil 8.10** Hibrid yöntem performansının incelenmesi için referans ve örnek fantom (a) Üniorm fantom (b) İnküzyonun geri saçılma yoğunluğu zeminden 6 dB düşük olan inklüzyon fantomu.

Şekil 8.11’de ilk sütun simüle edilen TM fantomlarını göstermektedir. Her durumda zemin ve silindirik inklüzyon için zayıflama katsayıları aynıdır ve  $0.5 \text{ dB/cm/MHz}$ ’tir. İnküzyonun geri saçılma seviyesi zeminle ilişkili olarak  $-6 \text{ dB}$ ,  $0 \text{ dB}$  ve  $+6 \text{ dB}$  olarak farklılık göstermektedir. Çeşitli blok boyutları için güç spektrallarının FWHM’leri hesaplandıktan sonra, güç spektrasının hesaplanması için 2-D blok boyutu sırasıyla aksenal ve yanal yönlerde  $4 \times 4 \text{ mm}$  olacak şekilde seçilmiştir. Zayıflama katsayısı görüntüsünün hesaplanması için kullanılan pencere  $1 \text{ cm}$  olarak ayarlanmıştır.

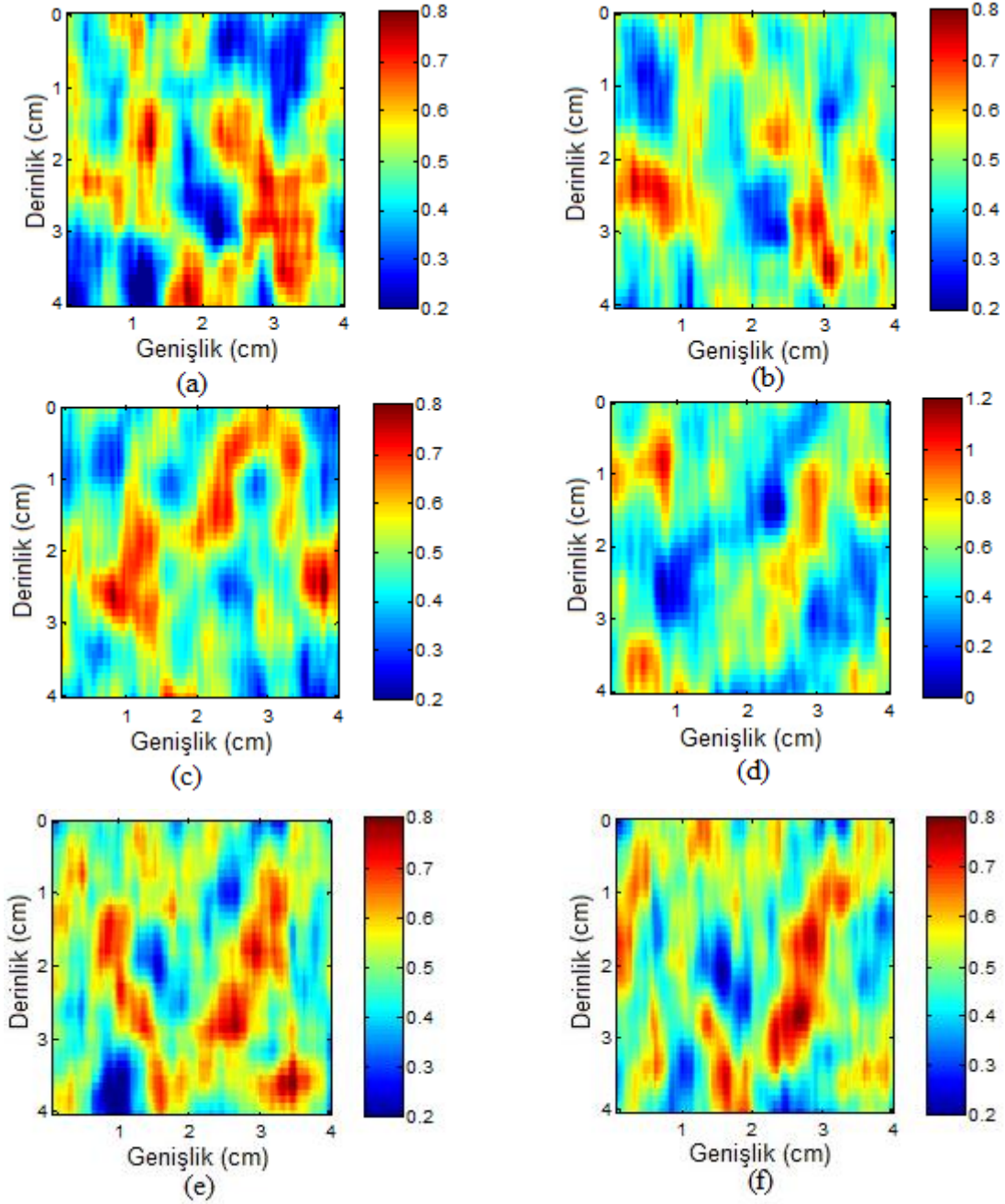
Şekil 8.11’de ikinci sütun spektral fark yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntülerini göstermektedir. Şekil 8.11’de görüldüğü gibi, saçıcıdan  $6 \text{ dB}$  düşük inklüzyon için, spektral fark yöntemi inklüzyonun en üstünde zayıflama katsayısını normal değerinden fazla, geri saçılma yoğunluklarında değişikliğin olduğu inklüzyonun en altında zayıflama katsayısını normal değerinden az kestirir. Bunun nedeni, inklüzyonun sınırlarındaki geri saçılma seviyesine bağlı olarak eko işaretlerinin yoğunluklarındaki değişimdir. Geri saçılma değerinden  $6 \text{ dB}$  daha yüksek inklüzyon için, Şekil 8.11(f)’de gösterildiği gibi spektral fark yöntemi, geri saçılma yoğunluğu farklılıklarının başlangıcında zayıflama katsayısını normal değerinden az kestirirken, inklüzyonun bitişinde normal değerinden fazla kestirmektedir. Ancak, Şekil 8.11(d)’de gösterildiği gibi inklüzyon zeminle aynı geri saçılma seviyesine sahipse, spektral fark yöntemi için sınır etkisi gözlenmemektedir.



**Şekil 8.11** Simüle edilen TM fantomları ve zayıflama katsayısı görüntüleri. (b), (d), (f) Her bir satırdaki TM inklüzyon fantomlarının spektral fark yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüleri (a) -6 dB inklüzyon (c) 0 dB inklüzyon (e) +6 dB inklüzyon.

Şekil 8.12’de sırasıyla spektral kayma yöntemi ve hibrid yöntem kullanılarak kestirilen zayıflama katsayısı görüntüleri verilmektedir. Şekil 8.12’de her bir satır Şekil 8.11’de verilen -6 dB, 0 dB ve +6 dB inklüzyonlarını, ilk sütun ((a), (c), (e)) spektral kayma yöntemi ve ikinci sütun ((b), (d), (f)) hibrid yöntem ile elde edilen zayıflama katsayısı görüntülerini göstermektedir.



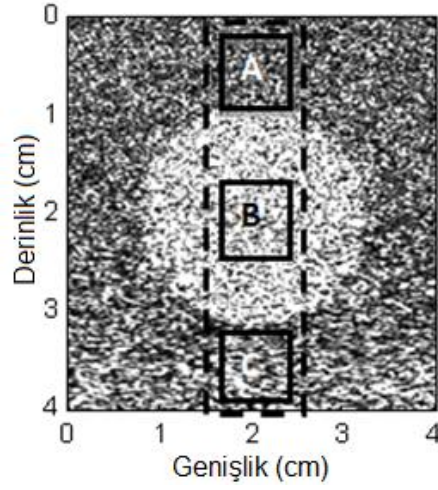


**Şekil 8.12** -6 dB, 0 dB ve +6 dB TM inklüzyon fantomlarının zayıflama katsayısı görüntüleri. (a), (c), (e) spektral kayma yöntemi ve (b), (d), (f) hibrid yöntem ile elde edilen zayıflama katsayısı görüntüleri.

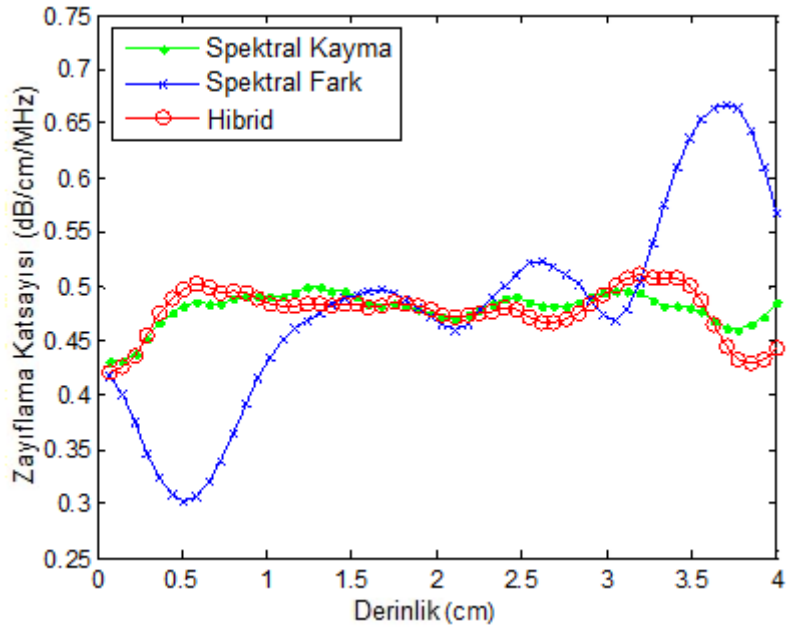
Şekil 8.12'den de görülebileceği gibi, bu iki yöntem büyük geri saçılma değişimleri göstermesine rağmen sınır etkisi göstermez ve görüntünün tamamında oldukça düzgün zayıflama katsayısı oluşturur. Her iki kestirim yönteminin zayıflama katsayılarının kestiriminde dalgalanmalar göstermesine rağmen, hibrid yöntem spektral kayma yönteminden daha küçük kestirim varyansları

sağlar. Çünkü spektral kayma yöntemi, spektral pik bölgesinde gürültü etkilerinden dolayı oluşan dalgalanmalara spektral çapraz korelasyon yönteminden daha duyarlıdır.

Kestirim performanslarının karşılaştırılabilmesi için, +6 dB inklüzyon fantomu örneğinin eksenel yönünde ROI'lar seçilmiştir. Seçilen alan Şekil 8.13(a)'da kesik çizgili dikdörtgen ile gösterilmektedir. Şekil 8.13(a)'da inklüzyon başlangıcı A bölgesi, inklüzyon B bölgesi ve inklüzyonun altındaki fantom bölgesi C bölgesi olarak isimlendirilmiştir. Seçilen alanın genişliği 1.2 cm'dir. Şekil 8.13(b)'de üç zayıflama kestirim yöntemi kullanılarak derinliğe göre kestirilen zayıflama katsayısı verilmektedir. Şekil 13(b)'de yaklaşık olarak 0-1 cm, 1.5-2.5 cm ve 3-4 cm derinlikleri arasındaki bölgeler Şekil 13(a)'da sırasıyla A, B ve C bölgeleridir. Şekil 8.11(f)'de gösterildiği gibi spektral fark yöntemi, inklüzyonun en üst sınırı olan A bölgesinde zayıflama katsayısını gerçek değerinden az ve eksenel yönde en alt sınır olan C bölgesinde gerçek değerinden fazla kestirmektedir. Inklüzyon bölgesi olan B bölgesinde ise yaklaşık olarak gerçek değerine yakın bir değer kestirmektedir. Spektral kayma ve hibrid yöntemlerinin her ikisi de ROI'nın tamamında kararlı zayıflama katsayısı kestirimleri sağlamaktadır.



(a)



(b)

**Şekil 8.13** Spektral yöntemlerin kestirim performanslarının karşılaştırılması. (a) +6 dB inklüzyon fantomu (b) Zayıflama kestirim yöntemleri ile kestirilen zayıflama katsayısı

Çizelge 8.5, Şekil 8.13(a)'da sürekli çizgi ile gösterilen farklı derinliklerde üç farklı ROI'da kestirilen zayıflama katsayılarını ve standart sapmalarını göstermektedir. Gösterilen her bir ROI'nın boyutu  $0.8 \times 0.8$  mm'dir. Spektral kayma ve hibrid yöntemlerinin her üç bölgede benzer performans göstermesine rağmen, hibrid yöntemin kestirim doğruluğunun spektral kayma yönteminden daha iyi olduğu görülmektedir.

**Çizelge 8.5** Kestirilen zayıflama katsayıları ve standart sapmalar (dB/cm/MHz).

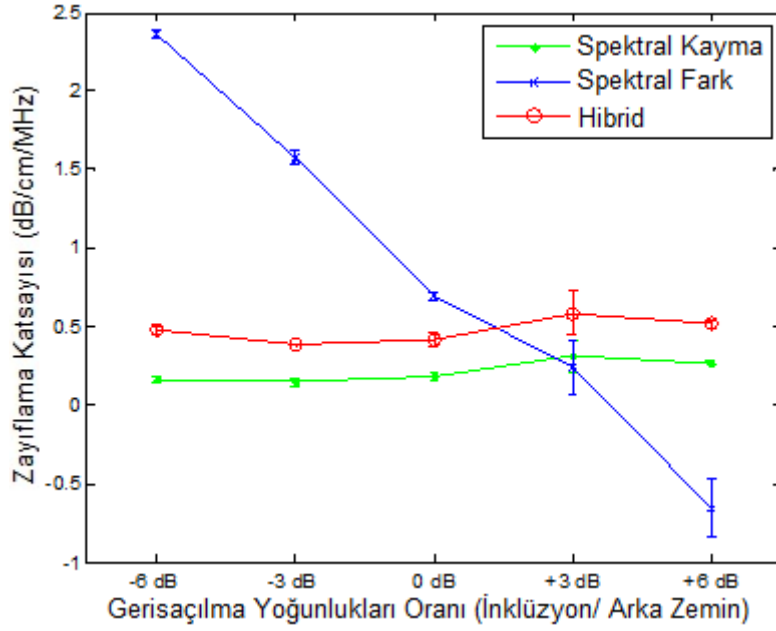
	Spektral Kayma Yöntemi		Spektral Fark Yöntemi		Spektral Fark-Kayma Hibrid Yöntemi	
	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma	Ortalama	Standart Sapma
A Bölgesi	0.4844	0.0279	0.3503	0.0187	0.4949	0.0303
B Bölgesi	0.4881	0.0336	0.4726	0.0147	0.4867	0.0301
C Bölgesi	0.4792	0.0344	0.5786	0.0369	0.4954	0.0319

Çizelge 8.6’da ise, Şekil 8.13(a)’da sürekli çizgi ile gösterilen farklı derinliklerde üç farklı ROI’da kestirilen ve Çizelge 8.5’te verilen zayıflama katsayıları ve standart sapmalara göre hesaplanan ortalamanın standart hataları gösterilmektedir. 0.8×0.8 mm’lik ROI’lardan alınan 30 örnekle, her bir ROI için standart hatalar hesaplanmıştır. Spektral kayma ve hibrid yöntemlerinin her üç bölgede birbirine yakın standart hatalara sahip olmalarına rağmen, hibrid yöntemin standart hatasının B ve C bölgelerinde spektral kayma yönteminden istatistiksel olarak daha az olduğu görülmektedir.

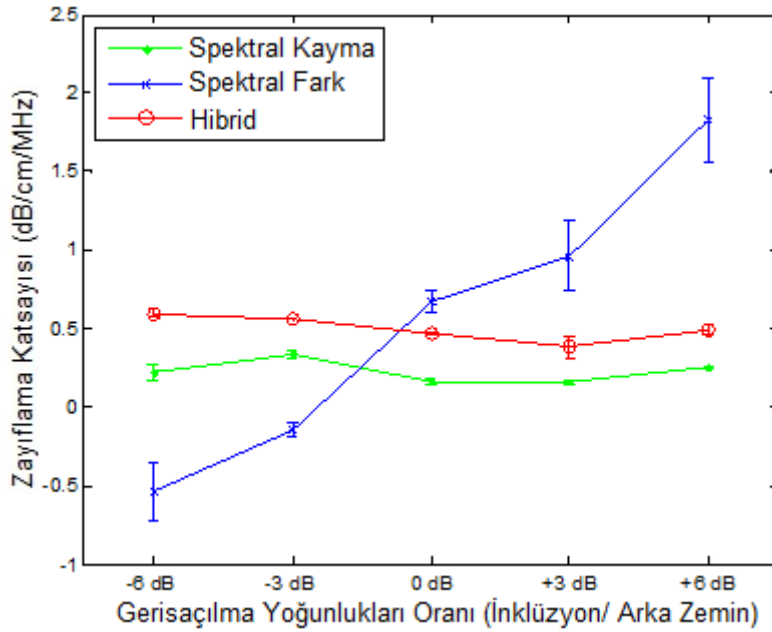
**Çizelge 8.6** Kestirilen zayıflama katsayıları ve standart sapmalar için ortalamaların standart hataları.

	Spektral Kayma Yöntemi	Spektral Fark Yöntemi	Spektral Fark-Kayma Hibrid Yöntemi
	Ortalamanın Standart Hatası	Ortalamanın Standart Hatası	Ortalamanın Standart Hatası
A Bölgesi	0.0051	0.0034	0.0055
B Bölgesi	0.0061	0.0027	0.0055
C Bölgesi	0.0063	0.0067	0.0058

Şekil 8.14’te farklı zayıflama katsayısı kestiricilerinin sonuçları, arka zemine göre inklüzyonun geri saçılma şiddetinin fonksiyonu olarak gösterilmektedir. Şekil 8.13(a)’da gösterilen A ve C bölgelerinde aynı boyutta iki ROI alınmıştır.



(a)



(b)

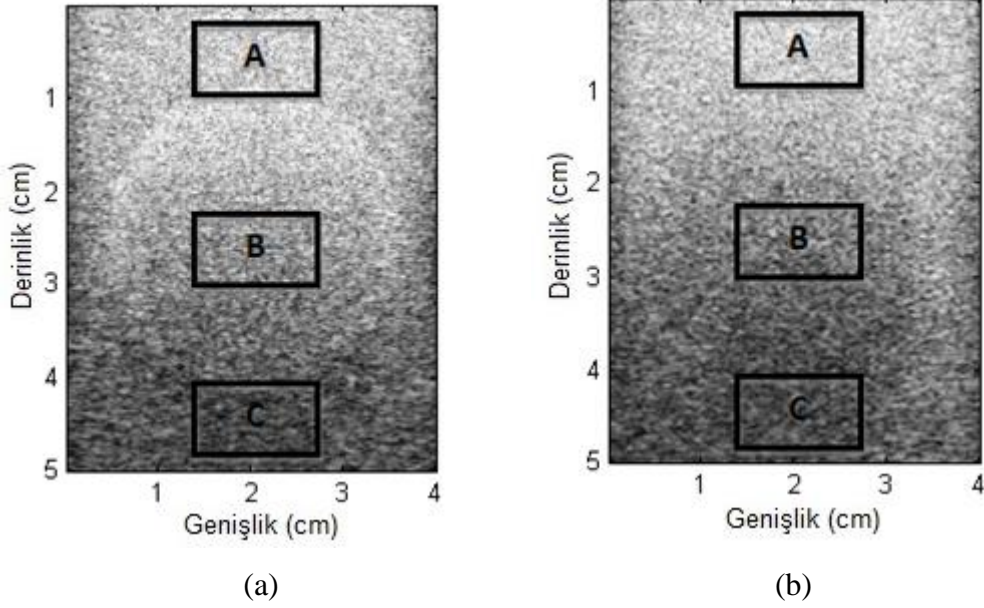
**Şekil 8.14** Farklı geri saçılma seviyeleri için kestirilen zayıflama katsayıları (a) A Bölgesi-inklüzyon sınırının en üstü (b) C Bölgesi-inklüzyon sınırının en altı.

Şekil 8.14'ten de görüldüğü gibi A bölgesinde, inklüzyon ve arka zemin arasındaki geri saçılma yoğunluğundaki mutlak fark arttıkça spektral fark yöntemi kullanılarak elde edilen kestirim hatası artmaktadır. Inklüzyon ve arka zemin arasındaki geri saçılma yoğunluğundaki fark küçük veri segmentlerinde zayıflama etkisinden daha büyük olduğunda, spektral fark yöntemi negatif zayıflama değerleri bile üretmektedir. Spektral kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama kestirimi ise inklüzyonda geri saçılma yoğunluklarında sabit kalmaktadır. Simüle

edilen fantomların beşinde de zayıflama katsayısı düzgün ve aynı olduğundan, bu durum spektral kayma yönteminin spektral fark yöntemine göre daha doğru kestirim yaptığını göstermektedir. Ancak, spektral kayma (merkez kayma) yöntemi kırılma etkilerini gidermemektedir. Hibrid yöntemi ise, geri saçılma yoğunluğundaki değişimlerden bağımsız olarak durağan kestirim sonuçları sağlamaktadır. C bölgesinde elde edilen kestirim, A bölgesinde gözlenenin ayna görüntüsü şeklindedir. İnküzyon ve arka zemin arasındaki geri saçılma yoğunluğu farkı arttığında, spektral fark yöntemi kullanılarak elde edilen kestirim hataları belirgin bir şekilde artmaktadır.

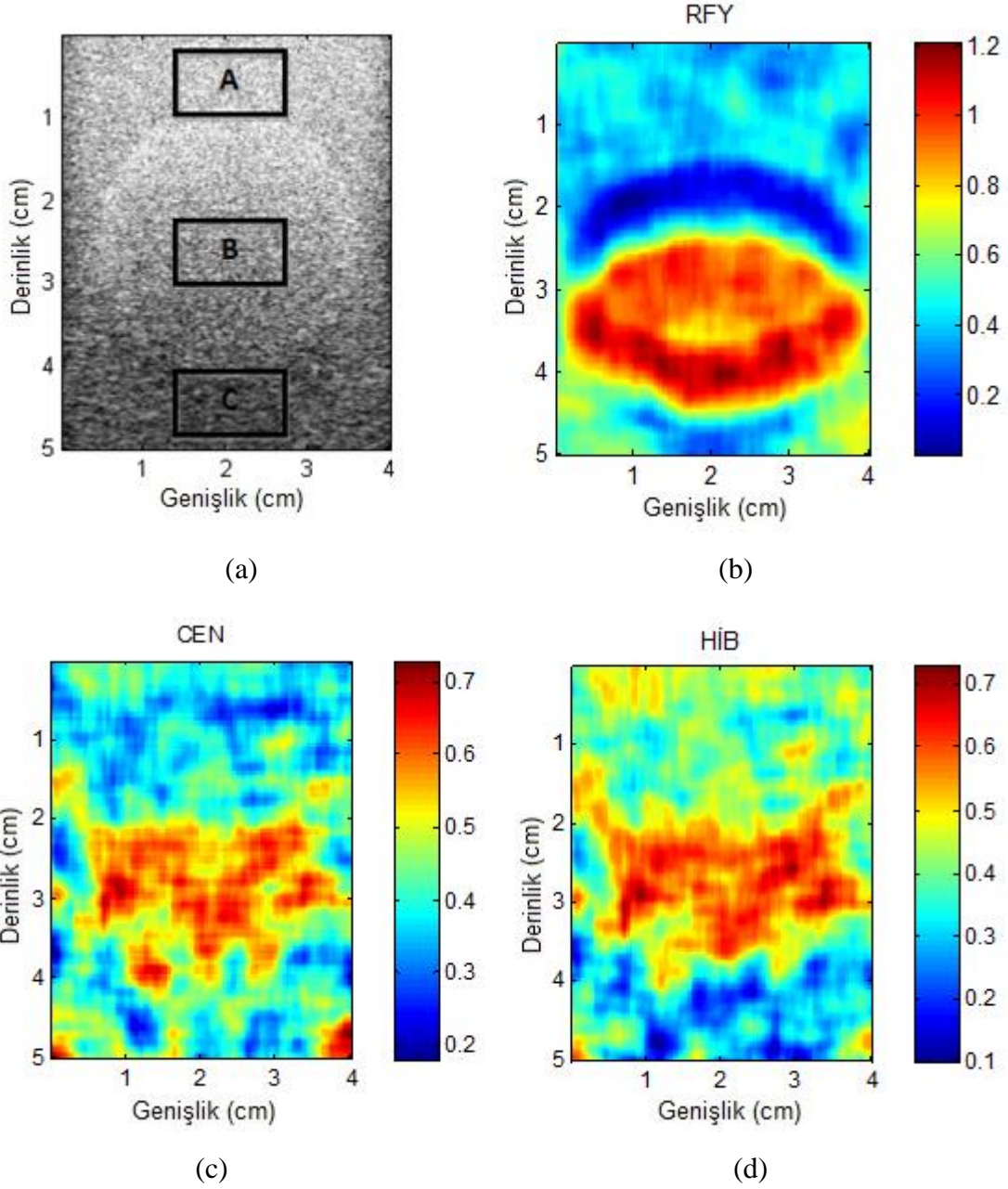
### **8.11.2 Spektral Fark-Kayma Hibrid Yöntemi Performansı Deneysel Çalışmaları**

Bölüm 8.11.1’de yapılan simülasyon çalışmalarının yanı sıra, Bölüm 8.9.3’te oluşturulan TM fantomlar kullanılarak üç spektral algoritmanın kestirim performansları deneysel olarak da değerlendirilmiştir. Referans TM fantomunun 0.5 dB/cm/MHz düzgün zayıflama değeri olmasına rağmen, örnek TM fantomu arka zemin bölgesinin ortasında yer alan 0.8 dB/cm/MHz zayıflama katsayılı iki silindiriksel inküzyona sahiptir. Şekil 8.15(a)’da soldaki görüntüdeki inküzyon arka zeminden 3 dB daha yüksek geri saçılma yoğunluğuna sahipken, Şekil 8.15(b)’de verilen diğer inküzyon arka zeminle aynı geri saçılma yoğunluğuna sahiptir. Arka zeminle aynı geri saçılma yoğunluğuna sahip olduğundan, sağdaki inküzyon görüntüde tam olarak görülmemektedir. Hibrid yöntemin performansını diğer iki klasik spektral yönteminkile karşılaştırmak için, yerleşimi Şekil 8.15’te verilen üç dikgörtgen ROI seçilmiştir. Seçilen ROI’lar Şekil 15(a)’da verilen 3 dB inküzyon fantomunda, inküzyonun üstündeki bölge A, inküzyon bölgesi B ve inküzyonun altındaki bölge C olacak şekilde belirlenmiştir. Şekil 15(b)’de verilen 0 dB inküzyon fantomunda ise Şekil 15(a)’da belirlenen bölgelerin derinlikleriyle aynı derinliklere aynı ROI isimleri verilmiştir. Buna göre Şekil 15(b)’de Şekil 15(a)’da olduğu gibi, yaklaşık olarak 0-1 cm arası A bölgesi, 2-3 cm arası B bölgesi ve 4-5 cm arası C bölgesi olarak isimlendirilmiştir.



**Şekil 8.15** Düzgün arka zemin bölgesinin merkezinde silindirik inklüzyonlu doku benzeri fantom görüntüleri. (a) +3 dB inklüzyon fantomu (b) 0 dB inklüzyon fantomu

Şekil 8.16, 3 dB daha yüksek geri saçılma seviyeli inklüzyonun zayıflama katsayısı görüntüsünü göstermektedir. Referans fantom yöntemi, geri saçılma seviyelerindeki değişimlerden dolayı inklüzyonun en üstünde ve en altında sınır etkileri göstermektedir. Referans fantom yöntemi, zayıflama katsayısını geri saçılma yoğunluğu farklılıklarının başlangıcında normal değerinden az kestirirken, inklüzyonun bitişinde normal değerinden fazla kestirmektedir. Diğer taraftan, merkez kayma ve hibrid yöntemleri için sınır etkileri gözlenmemektedir ve güvenilir kestirim sonuçları elde edilmektedir. Hibrid yöntemi spektral gürültü etkilerine daha az duyarlı olmasına rağmen, bütün yöntemler benzer zayıflama katsayısı kestirim sonuçları vermektedir. Ayrıca, her üç kestirim yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntülerinde yaklaşık 2-3 cm derinliklerde seçilen inklüzyon bölgesi zemine göre yüksek zayıflama katsayısı değeriyle açık bir şekilde belirli olmaktadır. Bu da, ilgilenilen inklüzyon bölgesinin zayıflama katsayısı görüntüleri kullanılarak açık bir şekilde elde edilebileceğini göstermektedir.

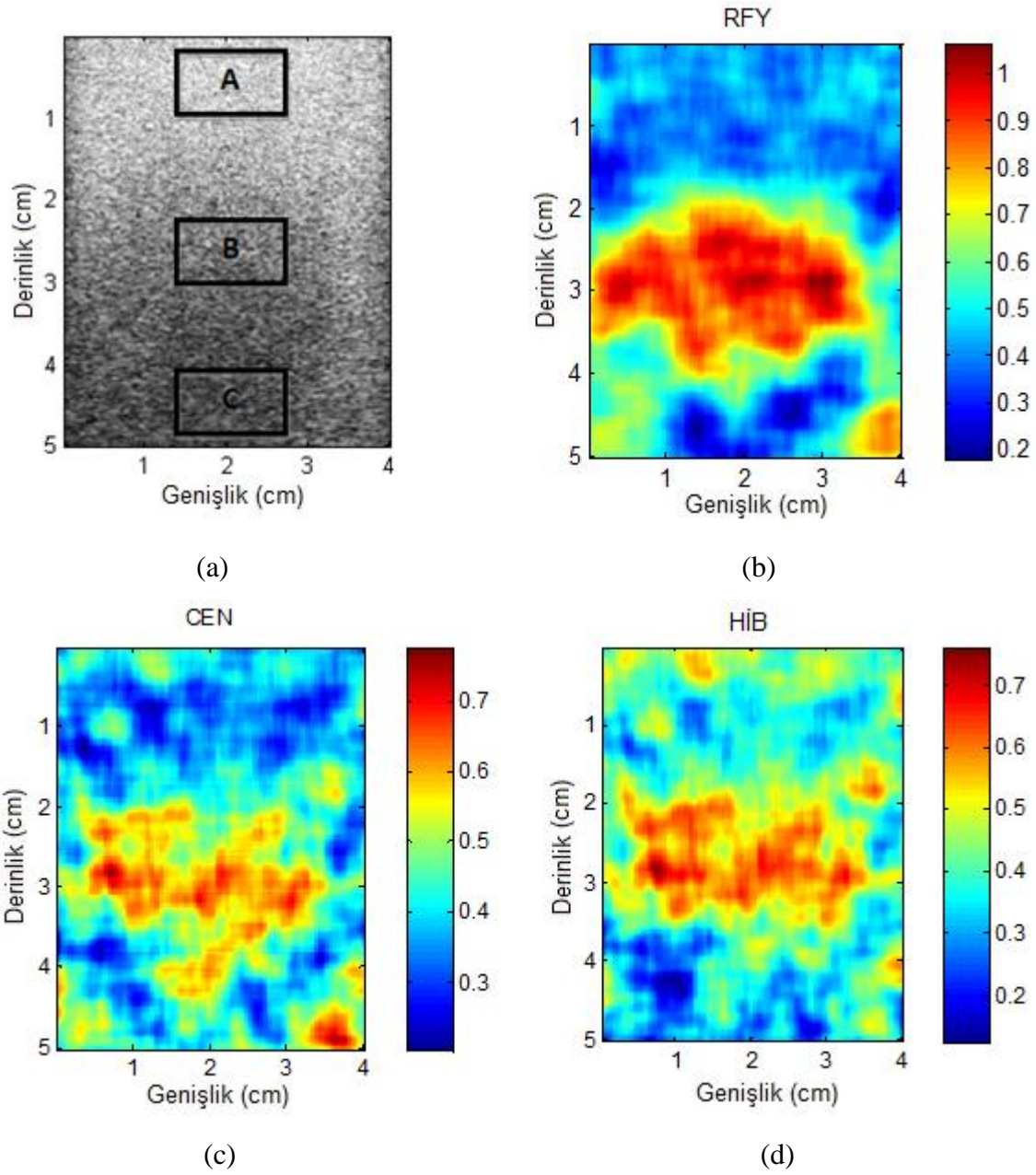


**Şekil 8.16** Düzgün arka zemin bölgesinin merkezinde geri saçılma yoğunluğu arka zeminden 3 dB daha yüksek olan silindirik inklüzyonlu TM fantom (a) ve zayıflama katsayısı (b-d) görüntüleri. (b) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. (c) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. (d) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

Arka zeminle aynı geri saçılma yoğunluğuna sahip inklüzyonun kestirilen zayıflama katsayısı görüntüleri Şekil 8.17’de verilmiştir. Inklüzyon ve arka zemin arasında geri saçılma değişimleri olmadığı için, yöntemlerin üçü de makul kestirim sonuçları vermektedir. Ancak, inklüzyonun en iyi yerleşimini referans fantom yöntemi sağlamaktadır. Çünkü inklüzyon, kullanılan pencereden büyüktür ve inklüzyon ve arka zemin arasında geri saçılma değişimleri

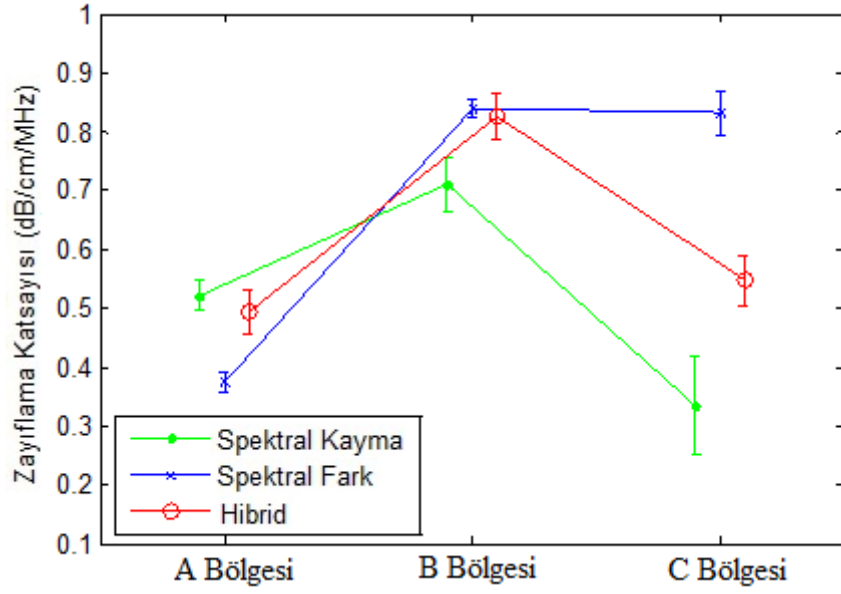


olmadığından geri saçılma düzgündür. Hibrid yöntemi, hem inklüzyon hem de arka zemin bölgelerinde merkez kayma yönteminden daha iyi performans göstermektedir.

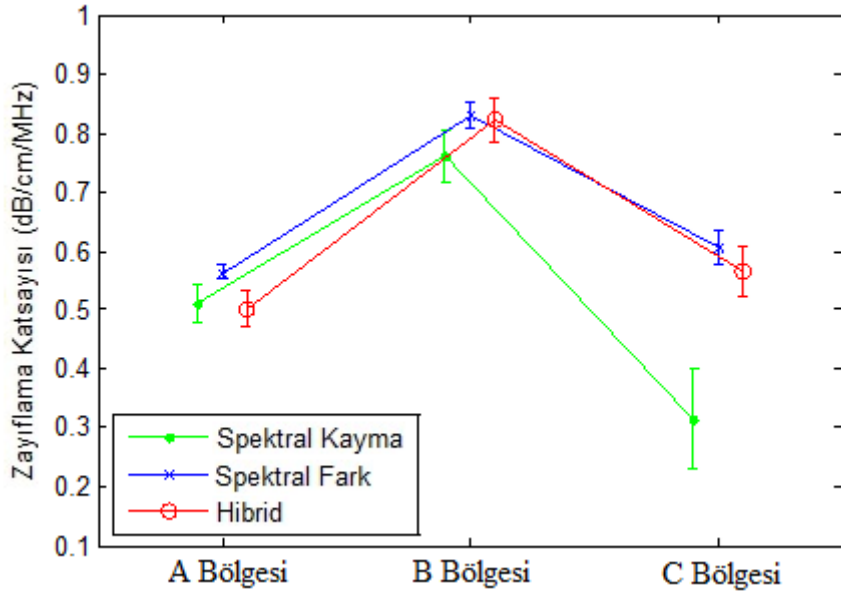


**Şekil 8.17** Düzgün arka zemin bölgesinin merkezinde geri saçılma yoğunluğu arka zeminle aynı olan silindirik inklüzyonlu TM fantom (a) ve zayıflama katsayısı (b-d) görüntüleri. (b) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. (c) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü. (d) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

Şekil 8.18, Şekil 8.16 ve 8.17’de gösterilen üç ROI için üç spektral yöntemin kestirim sonuçlarını vermektedir. Şekil 8.18’de hata barları, her bir ROI’da kestirilen zayıflama katsayılarının standart sapmasını göstermektedir.



(a)



(b)

**Şekil 8.18** Şekil 8.15'te verilen üç ROI için kestirilen zayıflama katsayıları (a) İnküzyonun geri saçılma yoğunluğu arka zemininkinden 3 dB daha yüksektir (b) İnküzyonun geri saçılma yoğunluğu arka zemininkiyle aynıdır.

Geri saçılma yoğunluğu arka zeminden 3 dB daha yüksek olan inklüzyon için Şekil 8.18(a)'da gösterildiği gibi, spektral fark yöntemi inklüzyonun başlangıcında (A bölgesi) zayıflama katsayısını gerçek değerinden az ve inklüzyonun sonunda (C bölgesi) gerçek değerinden fazla kestirmektedir. Zayıflama katsayısını kestirmek için doğrusal regresyon kullanıldığından,

zayıflama katsayısının fazla/eksik kestirilen değerleri inklüzyon sınırlarından önce ve sonra görülmektedir. Spektral kayma yöntemi ve hibrid yöntemi karşılaştırıldığında, hibrid yönteminin kestirilen zayıflama katsayısının doğruluğu açısından 0.00063 ortalama karesel hata ile daha iyi kestirim sonuçları verdiği görülmektedir.

Şekil 8.18(b)'de verilen geri saçılma yoğunluğu arka zemininkiyle aynı olan inklüzyon için, hem spektral fark yöntemi hem de hibrid yöntemi üç bölge için de zayıflama katsayısı değerlerini doğru bir şekilde kestirmektedir. Ancak spektral kayma yöntemi, C bölgesindeki zayıflama katsayısı değerlerini gerçek değerinden az kestirmektedir.

Şekil 16-18'den de görülebileceği gibi zayıflama katsayısı değerlerini kestirmek için kullanılan klasik spektral kayma ve spektral fark yöntemlerinin sınırlamaları bulunmaktadır. Spektral kayma yöntemi kırılma etkilerini düzeltememektedir ve spektral fark yöntemi geri saçılma yoğunluğu değişimlerine duyarlıdır. Bu nedenle, tez çalışmasının bu bölümünde hem spektral fark yönteminin hem de spektral kayma yönteminin avantajlarını birleştiren frekans bölgesinde yeni bir hibrid kestirim yöntemi önerilmektedir.

TM fantomları kullanılarak yapılan deneysel sonuçlara göre, hem düzgün zayıflamanın olduğu bölgelerde hem de geri saçılmada değişimlerin olduğu bölgelerde hibrid yöntemin daha gürbüz ve doğru zayıflama kestirimleri sağladığı görülmektedir. Hibrid yöntemi, spektral kayma ve spektral fark yaklaşımlarının dezavantajlarını elimine ederken, avantajlarını korumaktadır. Bu durum da, zayıflama kestiriminin gürbüzlüğünü ve doğruluğunu artırmaktadır.

Ayrıca, elde edilen zayıflama katsayısı kestirimlerinden fantom içindeki inklüzyona sahip olan bölgelerin belirlenebildiği görülmektedir. Kullanılan TM fantomları içinde oluşturulan inklüzyonlu bölgelerde geri saçılma değişimleri olduğundan, elde edilen zayıflama katsayısı kestirimlerinden inklüzyonun TM fantomu içindeki yerleşim bilgisi de elde edilmektedir. Bu da, doku içinde hastalıklı bölgelerin ya da tümör yerleşiminin belirlenmesini sağlar.

## **8.12 BÖBREK DOKUSUNDAKİ ZAYIFLAMA ÖLÇÜMLERİ**

Ultrason görüntüsünün, dokunun ses dalgalarını yansıtma özelliği ile ilgili anlamlı bilgi sağlamasına rağmen, görsel fonksiyonelliği patolojik durumunun belirlenmesi ve değerlendirilmesi için yeterli bilgi sağlamaz. İnsan organlarındaki pek çok diffüz veya fokal

hastalıklar ses dalgalarının yansıtılmasında değişikliğe neden olmaz. Ayrıca, hüzme odaklama karakteristiklerini ve kazanç kontrolünü içeren ultrason sistemi ayarları, ultrason görüntüsünün görsel kalitesini etkileyebilir. Bu nedenle, Bölüm 3'te verilen tek transdüktörlü sistem kullanılarak dokunun patolojik durumunun değerlendirilmesi için ultrason zayıflaması, saçıcı boyutu ve yerleşimi gibi akustik parametrelerin niceliksel analizi yapılmıştır.

Böbrek için ultrason zayıflamasının niceliksel analizi, farklı diffüz böbrek hastalığı tiplerini ayırt etmeye yarayacak bilgi sağlayabilmektedir (Guimond et al. 2007). Böbrekteki tümörler veya iyi huylu kitleler çok çeşitli boyutlarda olabilmektedir ve böbrek dokusunu çevreleyen alanlarla karşılaştırıldığında farklı geri saçılma seviyelerine, zayıflama değerlerine ve ses hızı özelliklerine sahip olabilmektedir. Bu nedenlerden dolayı, zayıflama kestirim yöntemlerinin çoğu zayıflama katsayısı değerlerini doğru bir şekilde kestirememektedir. Tez çalışmasının bu bölümünde, canlı içinde böbrek tümörlerinin ve iyi huylu kitlelerinin zayıflama katsayısının kestirimi yapılmaktadır. Ayrıca, Bölüm 8'de verilen klasik spektral kestirim yöntemleri ile bu tez çalışmasında önerilen hibrid yöntemin kestirim performansı karşılaştırılmaktadır.

### **8.12.1 Böbrek Dokusundaki Zayıflamanın Kestirilmesi**

Böbreğin patolojik durumunun belirlenmesi ve ayırt edilmesi için son yıllarda zayıflama yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Narayana and Ophir 1983, Fujii et al. 2002, Meziri et al. 2005). Bazı araştırmacılar normal böbrekteki zayıflama katsayısını 0.5 dB/cm/MHz civarında ölçmüşlerdir (Maklad et al. 1984, Parker et al. 1988). Alkolik sirozu olan hastalarda belirgin bir şekilde yüksek zayıflama katsayısı değerleri elde edilirken, biliyer sirozu, kronik aktif hepatiti ve lenfoma veya lösemi nedeni ile diffüz infiltrasyonu olan hastalarda ise düşük değerler elde edilmiştir (Parker et al. 1988). Böbrek dokusunun patolojik durumuna göre literatürde verilen zayıflama katsayıları Çizelge 8.7'de verilmiştir (Parker et al. 1988, Duerinckx et al. 1988, Lu et al. 1999).

**Çizelge 8.7** Normal ve belirli hastalık türleri ile sınıflandırılmış diffüz böbrek dokularında ölçülen zayıflama katsayıları.

Tür	Zayıflama (dB/cm/MHz)	Tür	Zayıflama (dB/cm/MHz)
Normal	0.5	<b><u>Alkolik</u></b>	
	$0.55 \pm 0.21 @ 3\text{MHz}$	Pasif	$0.58 \pm 0.08$
	$0.47 \pm 0.09$	Akut	$0.51 \pm 0.03$
Yağlı	$0.61 \pm 0.13$	Yağlı infiltrat	$0.85 \pm 0.25 @ 3\text{MHz}$ $0.37 \sim 0.66$
<b><u>Sirozlu</u></b>	$0.59 \pm 0.31 @ 3\text{MHz}$	<b><u>Hepatit</u></b>	
Alkolik	$0.83 \pm 0.09 @ 3\text{MHz}$	Viral	$0.52 \pm 0.04 @ 3\text{MHz}$ $0.51 \pm 0.07$
Biliyer	$0.40 \pm 0.01 @ 3\text{MHz}$	Kronik Aktif	$0.41 \pm 0.01 @ 3\text{MHz}$
	$0.52 \pm 0.05$	Kronik Devamlı	$0.51 \pm 0.02 @ 3\text{MHz}$
Nekroz sonrası	$0.56 \pm 0.01 @ 3\text{MHz}$	Mevcut	$0.46 \pm 0.08$
Mide ağzına ait	$0.66 \pm 0.07 @ 3\text{MHz}$	Alkolik	$0.42 \pm 0.05 @ 3\text{MHz}$

Zayıflama katsayısının doğru kestirimleri, ilişkisiz ve bağımsız eko işaretleri elde edilmesi için dokunun büyük bir bölümünü gerektirdiğinden, böbrekteki tümörlerin zayıflama görüntüleri ile çoğu araştırmacı ilgilenmemektedir. Böbrekteki bazı tümör türlerinin zayıflama katsayıları Çizelge 8.8’de gösterilmiştir (Dong et al. 1994).

**Çizelge 8.8** Böbrekteki tümörler ve iyi huylu böbrek kitleleri için ölçülen zayıflama katsayıları.

Tür	Zayıflama (dB/cm/MHz)	Tür	Zayıflama (dB/cm/MHz)
Karaciğer hücrelerini etkileyen habis ur	$0.43 \pm 0.05$	Hemanjiyom	$0.29 \pm 0.05$
Metastaz	$0.41 \pm 0.12$	Diğer iyi huylu tümörler	$0.66 \pm 0.09$

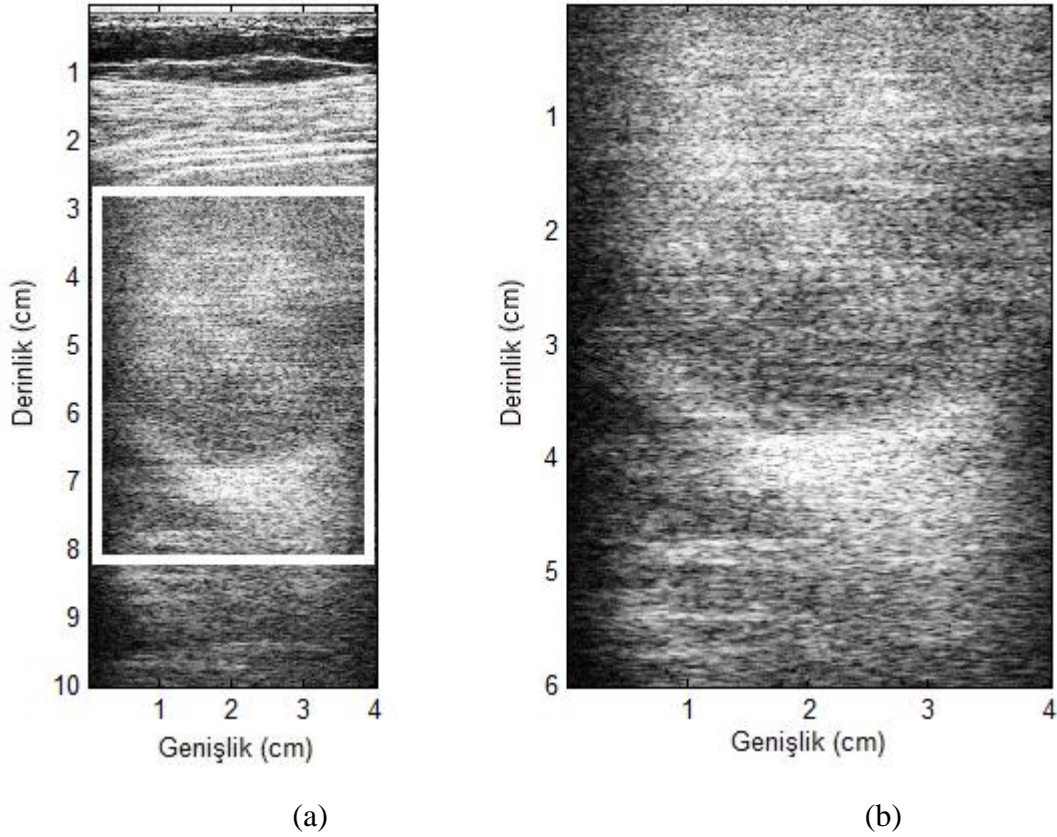
Tez çalışmasının bu bölümünde, 17 hastadan alınan böbrek verisinden elde edilen zayıflama katsayısı kestirilmektedir. Zayıflama katsayısının lokal kestirimlerini oluşturmak için referans fantom (RFY), merkez kayma (CEN) ve spektral fark-kayma hibrid (HİB) yöntemi olmak üzere üç farklı spektral kestirim yöntemi kullanılmaktadır. Canlı içinden toplanan bütün ultrason verileri, Wisconsin Üniversitesi hastanesi ve kliniklerinde çalışan klinik personeli tarafından alınmıştır. Hastalardan veri alınması için UW-Madison Kurumsal Gözlem Kurulu (Institutional Review Board- IRB) ile protokol yapılarak böbrek biyopsisi yaptırması planan hastalar bu çalışmada yer almıştır. Hasta verileri Siemens SONOLINE Antares tarayıcı kullanılarak toplanmıştır. Zayıflama katsayısının kestirimi ve kitleli böbrek dokusunun zayıflama görüntüsü çevrimdışı olarak verilerin işlenmesiyle elde edilmiştir.

Canlı içindeki zayıflama katsayısı görüntülerinin kıyaslanması ve analizi için, kestirim algoritmaları incelenmiştir. Bölüm 7 ve 8’de verilen üç spektral algoritmanın sayısal ve deneysel sonuçları kullanılarak zayıflama görüntülerinin karşılaştırılması yapılmaktadır. Canlı içinde görüntülenen bölgenin gerçek zayıflaması belirlenemeyeceğinden, kestirim algoritmalarının doğruluğu tam olarak yorumlanamamaktadır. Zayıflama görüntülerinin yorumlanmasında, tümörün veya kitlenin gölgelemesine veya artan etkilerine göre zayıflama özellikleri incelenmektedir.

### **8.12.2 Böbrek Dokusundaki Zayıflamanın Kestirilmesinde Kullanılan Yöntem**

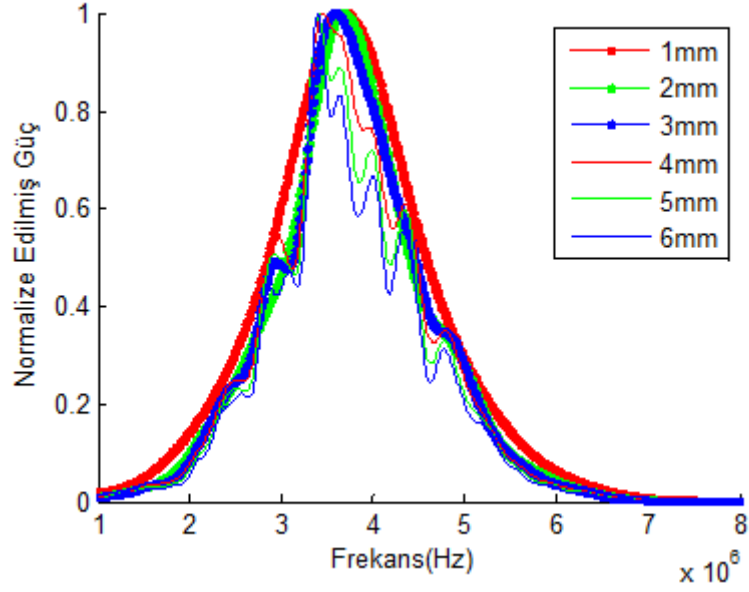
Spektral bölgede kullanılan zayıflama kestirim yöntemlerinin çoğunda, ilk olarak ilgilenilen küçük bölgeler için eko işareti güç spektrası hesaplanmaktadır. Daha sonra, hesaplanan güç spektrasına belirli bir kestirim algoritması uygulanır. Son olarak ise eksenal yönde birkaç kestirim noktası kullanan istatistiksel dalgalanmaları azaltmak için doğrusal regresyon teknikleri kullanılır. Güç spektrumunun hesaplanmasında kullanılan blok boyutu, hesaplanan güç spektrumunun kalitesi ve durağanlığı ile ilgilidir ve verinin küçük bloklarından hesaplanan güç spektrası kestirilen zayıflama katsayısının doğruluğunu bozmaktadır. Canlı içi ölçümlerden elde edilen verinin güç spektrası, 1 mm-6 mm aralığında ve bazı veri setleri için 8 mm olarak değişen Hanning kapılı pencereler kullanılarak hesaplanmaktadır. Ayrıca, uygun pencere boyutunun seçimi için FWHM değerleri kullanılmaktadır.

Böbreğinde yüksek derecede nöroendokrin tümör bulunan bir hasta için böbrek verisi işlenmiştir. Böbreğin ultrason görüntüsü Şekil 8.19(a)'da verilmektedir. Şekil 8.19(b)'de ise tümör etrafındaki ROI görüntüsü detaylı gösterilmiştir.

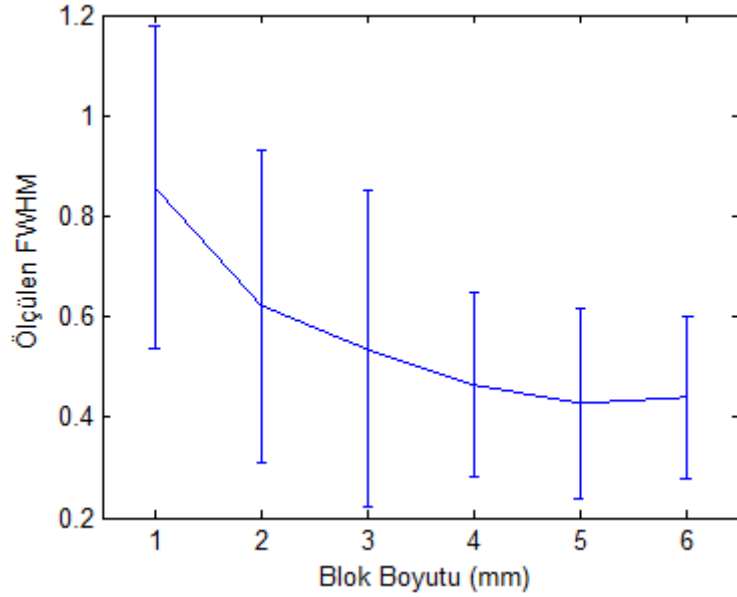


**Şekil 8.19** Böbreğinde yüksek derecede nöroendokrin tümör bulunan hasta için böbrek görüntüsü (a) Taranan bütün alanın görüntüsü (b) Analiz için işlenecek tümör etrafındaki ROI görüntüsü.

Referans verinin toplanmasında kullanılan referans fantom, 0.5 dB/cm/MHz düzgün zayıflama katsayısına sahiptir. Hastanın taramaları yapıldıktan hemen sonra aynı sistem ayarları kullanılarak referans fantom taranmıştır. Bağımsız veri setlerinin elde edilmesi ve istatistiksel doğruluğun artırılması için sıfır derece civarında -1.5, 0 ve +1.5 derece yönlendirilmiş üç çerçevenin ortalaması alınmıştır. Bu veri kümesinin güç spektrumunun hesaplanmasında uygun blok boyutunun belirlenmesi için, birkaç blok boyutuyla elde edilen güç spektrasının FWHM değerleri karşılaştırılmıştır. Normalize edilmiş güç spektrası ve çeşitli blok boyutları için FWHM değerleri sırasıyla Şekil 8.20(a) ve (b)'de gösterilmektedir.



(a)



(b)

**Şekil 8.20** Böbreğinde yüksek derecede nöroendokrin tümör bulunan hasta böbrek veri kümesinin normalize edilmiş güç spektrası ve çeşitli blok boyutları için FWHM değerleri (a) Kapılanmış pencere boyutuna göre normalize edilmiş güç spektrası (b) Kapılanmış pencere boyutuna göre FWHM değerleri.

Küçük kapılanmış pencerelerin güç spektrası, büyük kapılanmış pencerelerin güç spektrasından daha düzgün ve geniştir. Kapılanmış pencere boyutu arttıkça, hesaplanan güç spektrası frekans bileşenlerinin her biri için daha detaylı spektral bilgi içermektedir. Ancak, artan kapılanmış pencere boyutu, zayıflama katsayısı görüntüsünün uzamsal çözünürlüğünün azalmasına ve eko işareti verisinde durağansızlığa neden olur. Kullanılacak kapılanmış pencere boyutu seçimi,

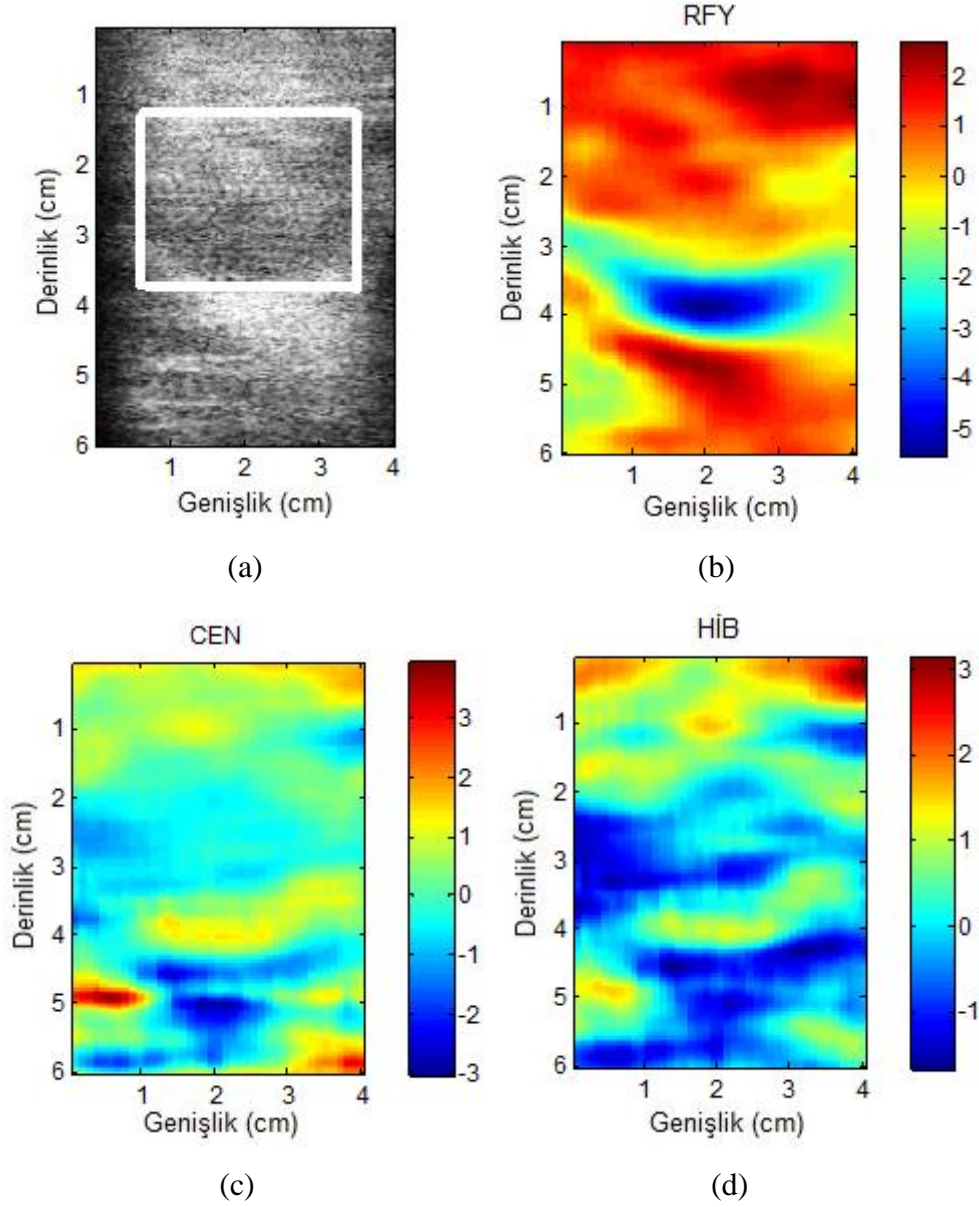


Şekil 8.20(b)'de gösterilen FWHM çizimleri kullanılarak belirlenebilir. Çeşitli pencere boyutları için FWHM eğrilerine göre, 4 mm'den daha büyük pencereler için FWHM değerleri gürbüz bir spektrum gösteren sabit bir değere ulaştığından, kapılanmış pencere boyutu 4 mm olarak ayarlanmıştır. Daha büyük blok boyutları, verinin spektral bilgisinin daha iyi kestirilmesini sağlasa da, zayıflama katsayısı çözünürlüğünü azaltmaktadır.

Blok güç spektrası hesaplandıktan sonra, üç kestirim yöntemi kullanılarak seçilen ROI'nın zayıflama katsayısı görüntüleri oluşturulmaktadır. Kestirilen spektral kaymaların doğrusal regresyonu uygulandığında, spektral yöntemlerin her biriyle elde edilen zayıflama katsayısı görüntülerinde aynı uzamsal çözünürlüğün elde edilmesi için aynı boyutlar kullanılmaktadır. Zayıflama katsayısı görüntülerinin oluşturulması için pencere boyutları 1 cm olarak ayarlanmıştır. Şekil 8.21, bu hasta için kestirilen zayıflama katsayısı görüntülerini göstermektedir.

Şekil 8.21'de gösterilen derinlikler seçilen ROI'nın en üstüne göre konumlardır ve böbrek kitlesinin hastadaki fiziksel konumu ile ilgili değildir. Farklı kestirim yöntemleri kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüleri sırasıyla Şekil 8.21(b), (c) ve (d)'de gösterilmektedir. Her bir görüntünün kestirilen zayıflama katsayısındaki renk çubukları, değişimlerin açık bir şekilde gösterilebilmesi için kestirilen değerlerin değer aralığında optimize edilmiştir.

Şekil 8.21(a) görüntüsüne göre, bölgeden uzakta gözlenen güçlü etkiden dolayı tümör bölgesinde yaklaşık 1.5~3.5 cm derinlikte düşük zayıflama katsayıları beklenmektedir. Tümör düşük geri saçılma yoğunluğu değerine sahiptir çünkü ultrason görüntüsünde etrafındaki alanla kıyaslandığında daha koyu (hipoekojen) görülmektedir. Referans fantom yöntemi için, tümör sınırları etrafındaki geri saçılma değişimlerinden dolayı sınır etkisi Şekil 8.21(b)'de sınırın altında açıkça görülmektedir. Ayrıca, referans fantom yöntemi kullanılarak kestirilen zayıflama katsayıları değer aralığı, merkez kayma ve hibrid yöntemleri kullanılarak elde edilen değer aralıklarından büyüktür.



**Şekil 8.21** Yüksek derecede nöroendokrin tümör bulunan böbrek için ROI ve zayıflama katsayısı görüntüleri (a) Zayıflama katsayısı kestiriminin elde edilmesi için işlenen ROI görüntüsü (b) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (c) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Hibrid yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

Spektral kayma yöntemlerinden olan merkez kayma ve hibrid yöntemlerinde, tümör bölgesindeki geri saçılma değişimlerinden dolayı sınır etkisi gözlenmemektedir ve her iki yöntem de benzer kestirim sonuçları vermektedir. İki yöntemde de, tümör bölgesindeki zayıflama katsayıları çevreleyen böbrek dokusundaki zayıflama katsayısı değerinden düşüktür. Ancak, Şekil 8.21(d)'de verilen hibrid yöntem kullanılarak elde edilen görüntüde tümör bölgesi, Şekil 8.21(c)'de verilen merkez kayma yöntemi ile elde edilene göre daha belirgindir.

### **8.12.3 Hasta Verileri İle Elde Edilen Zayıflama Kestirim Sonuçları**

Tez çalışmasının bu bölümünde, her bir hastadan alınan canlı içi böbrek verilerinin zayıflama katsayısı görüntüleri analiz edilmektedir. Analizi yapılan veriler için, ultrason görüntüsünün tamamı ile tümör/kitle yerleşimine veya anormal tekstür (dokuyu belirleyen kendine özgü yapı) varlığına göre böbrek ultrason görüntüsü içinden seçilen ROI'lar verilmektedir. Daha sonra, üç spektral kestirim yöntemi kullanılarak zayıflama katsayısı görüntüleri elde edilmektedir.

Böbrek dokuları taranan bütün hastalara, böbrek biyopsisi yapılmıştır. Bu hastalarda kestirilen zayıflama katsayılarının değerlendirilmesi ve ayrıca tanı konulması için, kullanılan biyopsi sonuçları incelenmiştir. Klinik uzmanları biyopsi yapılacak bölgeyle aynı yeri taramak isteseler de, aynı bölge tam olarak taranamayabilir ve patolojik sonuçlar taranan böbrek kesitini tam olarak göstermeyebilir. Bu nedenle, ultrason görüntüleri özellikle seçilen ROI referans alınarak kestirim sonuçları analiz edilmiş ve kıyaslanmıştır. Biyopsi sonrası elde edilen patolojik sonuçlar Çizelge 8.9'da verilmektedir. Çizelge 8.9'da verilen patolojik sonuçlarda, farklı hastalar için çeşitli nedenlerle oluşan böbrek tümörleri ve iyi huylu böbrek kitlelerinin buldukları ROI'lar görülmektedir.

#### **8.12.3.1 İyi huylu böbrek kitleleri/tümörleri için zayıflama kestirim sonuçları**

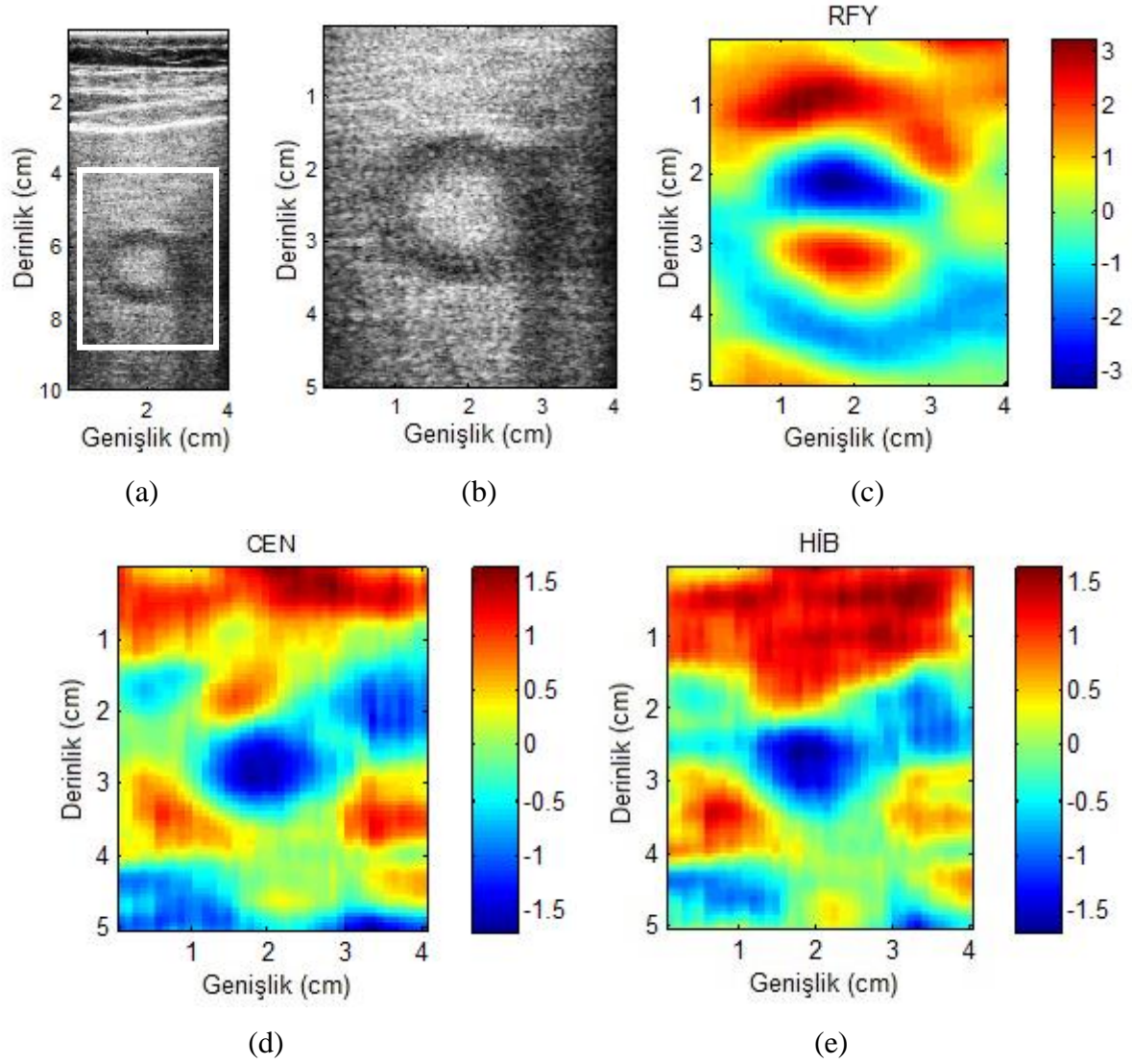
Tez çalışmasının bu bölümünde, böbrek tümörleri ve iyi huylu diğer kitleleri olan hastalar için zayıflama kestirim sonuçları verilmiştir. Böbrekteki tümörler, genellikle çevreleyen dokudan farklı geri saçılma karakteristikleri gösterdiklerinden, ultrason görüntülerinde farklı parlaklık seviyeleri ile gösterilirler. Ancak, bazı durumlarda zayıflama özellikleri sadece ultrason görüntüleri ile açık bir şekilde tanımlanamaz. Üç spektral yöntem kullanılarak kestirim sonuçları kıyaslanmaktadır ve biyopsi sonuçları ile birlikte tümörün/iyi huylu kitlenin zayıflama özellikleri analiz edilmektedir. Bazı hastalar için yapılan analizler, bu bölümde detaylı bir şekilde ultrason görüntüleri, tümörün olduğu bölgeye göre seçilen ROI görüntüsü ve kestirilen zayıflama katsayısı görüntüleri ile birlikte verilmektedir.

**Çizelge 8.9** Böbrekteki tümörler ve iyi huylu böbrek kitleleri.

ROI (cm)	Patolojik Sonuç
2-8	Kronik Hepatit/ Hafif, ılımlı siroz
3-9	Böbrekte nöroendokrin tümör- yüksek derece
3-10	Hepatosellüler karsinom, orta diferansiye
2-7	Az diferansiye karsinom
3-8	Kronik Hepatit C, 3. Grad, I. Evre (orta aktiviteli ve minimal fibrözlü)
3-10	Adenokarsinom, orta diferansiye, yemek borusu primerli metastaz ile uyumlu
1-7	Mesaneden metastaz
2-7	İnflamasyonsuz, steatosissiz ve fibrözsüz böbrek
3-8	Ampüller karsinom içeren pankreatikobiliyer sistemden metastaz
2-9	İnflamasyonsuz, nekrozsüz ve fibrözsüz böbrek
3-9	Periferide biliyer duktal reaksiyon, neoplazmasız
3-10	Multifokal hepatosellüler tek hücre kayıplı (nekroz), steatosisli, sirozlu, kanser olmayan böbrek
3-10	Minute lobuler nekrotizan olmayan granülom, habasetlik yok.
2-9	Pozitif, nöroendokrin tümörle uyumlu
4-9	Adenokarsinom, pankreatik
3-10	Hodgkin lenfoma tutulumlu böbrek dokusu parçacıkları

- **Böreğinde adenokarsinom bulunan hasta:**

Biyopsi sonucuna göre bu hastada adenokarsinom tespit edilmiştir. Şekil 8.22(a) ve (b)'de sırasıyla bütün ultrason görüntüsü ve seçilen ROI verilmektedir. Şekil 8.22(c), (d) ve (e)'de sırasıyla referans fantom yöntemi, merkez kayma yöntemi ve hibrid yöntemi kullanılarak kestirilen zayıflama katsayısı görüntüleri verilmektedir.



**Şekil 8.22** Böbreğinde adenokarsinom bulunan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

Tümör ultrason görüntüsünde, ROI'nın merkezinde bulunmaktadır ve çevreleyen bölgeden daha düşük zayıflama değerine sahiptir çünkü tümör bölgesinde etki artışı daha fazla gözlenmektedir. Ayrıca, kitle merkezinden uzakta gölgeleme etkileri gözlenmektedir. Ultrason görüntüsünde tümörün görünüşü ilginçtir çünkü kitle az yankılı çeper ile çevrilmiş çok yankılı merkezi varmış gibi görülmektedir. Referans fantom yöntemi tümör bölgesinin üstünde zayıflama katsayılarını eksik kestirirken, geri saçılma değişimlerinden dolayı tümörün tabanında fazla kestirir. Merkez kayma ve hibrid yöntemlerinde ise, tümörün içinde kestirilen

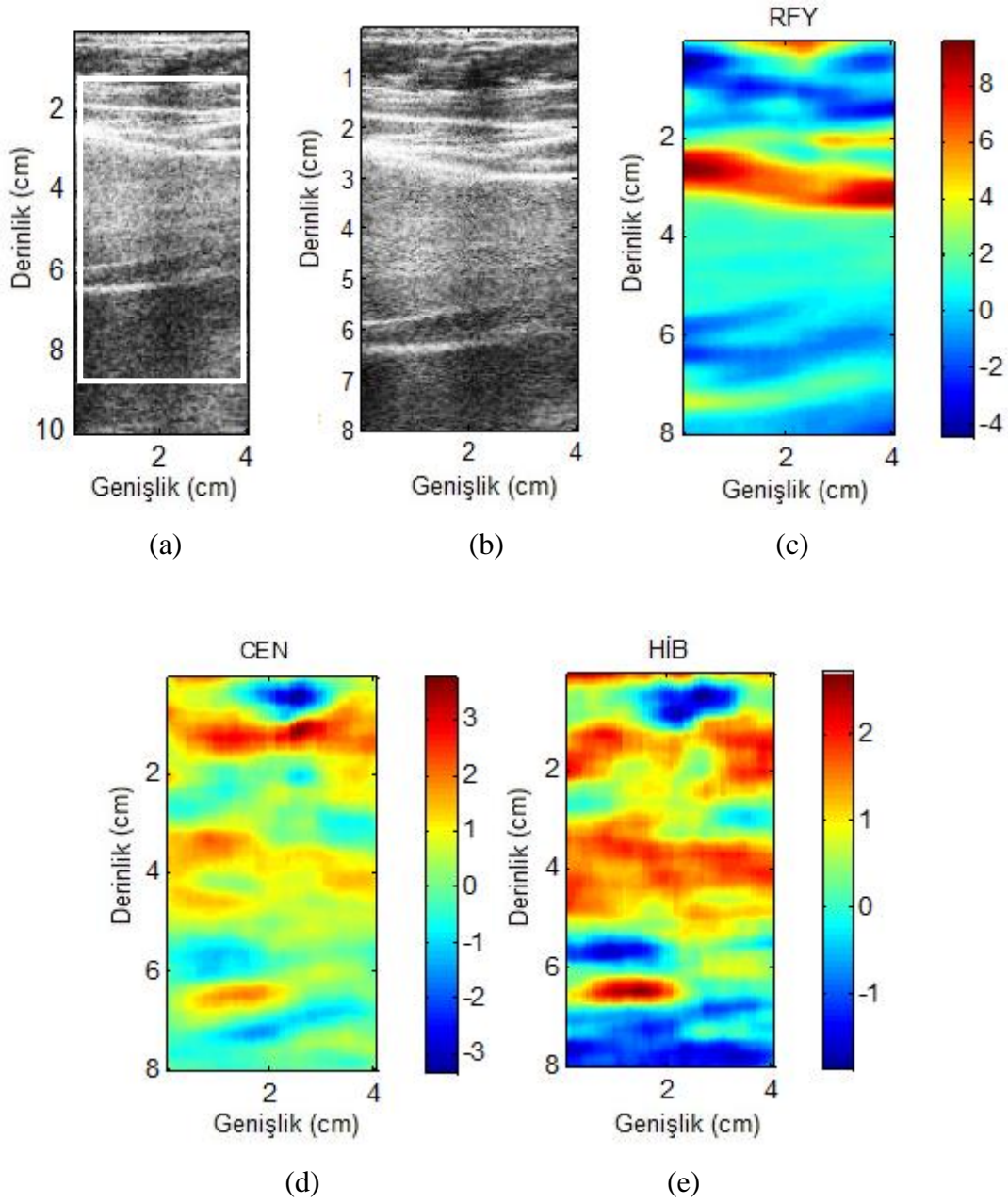
zayıflama katsayılarının çevreleyen alandakinden daha düşük olduğu görülmektedir. İki yöntemin de kestirim performansı benzerdir.

- **Böbreğinde orta aktiviteli ve minimal fibrözleşme bulunan hasta:**

Bu hastada biyopsi sonucuna göre, minimal fibrozitli ve moderat hareketli karsinomla (3. Grad, 1. Evre) birlikte kronik hepatit tespit edilmiştir. Ultrason görüntüsü, seçilen ROI görüntüsü ve kestirilen zayıflama görüntüleri Şekil 8.23'te gösterilmektedir. Tümör 0.5 ve 1.5 cm arasındaki derinliklerde bulunmaktadır. Ultrason görüntüsünde, 6 cm ve 6.5 cm arasındaki derinliklerde çok yankılı katmanlı 2-3 cm derinlik civarında kompleks doku yapıları görülmektedir.

Şekil 8.23(c)'de referans fantom yöntemi, 2-3 cm derinlikte yüksek zayıflama katsayılı doku katmanı gösterirken, merkez kayma ve hibrid yöntemleri sırasıyla Şekil 8.23(d) ve (e)'de gösterildiği gibi, tümör bölgesini kestirilen düşük zayıflama katsayılı zayıflama katsayısı görüntülerinde saptamaktadırlar.

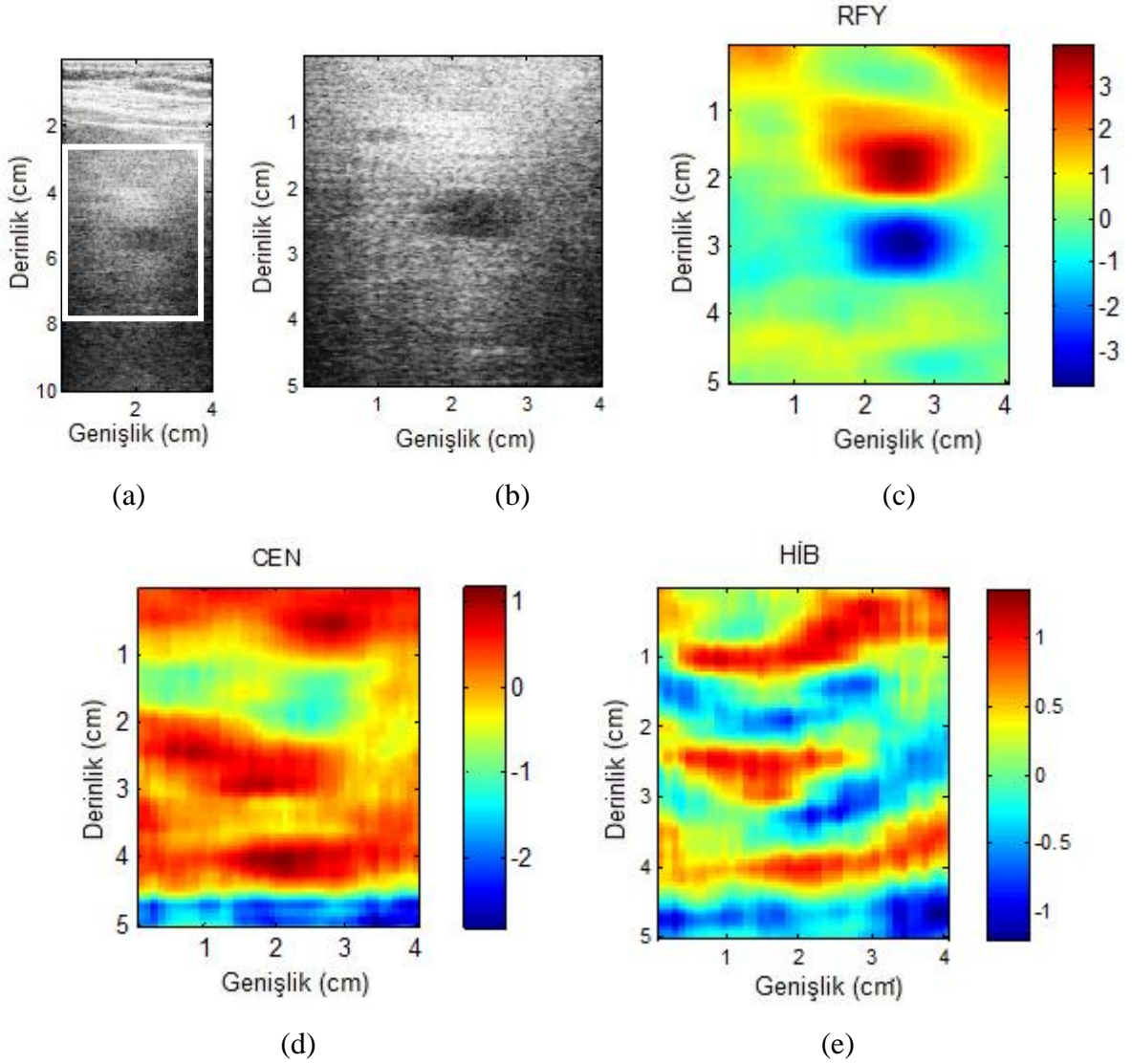
2-3 cm arasındaki derinliklerdeki kompleks doku tabakası için, merkez kayma ve hibrid yöntemleri oldukça düşük zayıflama değerleri kestirmektedir ancak zayıflama katsayısı görüntülerinde herhangi bir açık tanımlama göstermemektedir. ROI'nın 6-6.5 cm arasındaki derinliklerindeki çok yankılı katman için, her iki yöntem de bu bölgeden önce ve sonra sırasıyla düşük ve yüksek zayıflama değerleri kestirmektedir. Bu durum, kestirilen blok güç spektralarının farklı doku katmanlarından dolayı bozulmasından kaynaklanmaktadır. Kestirim doğruluğu açısından, şeklin renk çubuğundan görülen zayıflama değer aralığına göre hibrid yöntem, merkez kayma yöntemine göre daha iyi performans göstermektedir.



**Şekil 8.23** Böbreğinde orta aktiviteli ve minimal fibrözülü karsinom bulunan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

- Böbreğinde ampüller karsinom içeren pankreatikobiliyer sistemden metastaz olan hasta:

Bu hastada biyopsi sonuçlarına göre, ampül şeklinde karsinom içeren pankreatik biliyer sistemden metastaz tespit edilmiştir. Ultrason görüntüsü, seçilen ROI görüntüsü ve kestirilen zayıflama görüntüleri Şekil 8.24’te verilmektedir.



**Şekil 8.24** Böbreğinde ampüller karsinom içeren pankreatikobiliyer sistemden metastaz olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.



Tümör, 2 cm ve 3 cm arasındaki derinliklerde ROI'nın merkezinde bulunmaktadır ve Şekil 8.24(b)'de verildiği gibi çok yankılı bölge olarak tanımlanabilir. Kitle etrafındaki alandan daha düşük geri saçılma seviyesine sahiptir. Hiç bir gölgeleme ya da artan etki gözlenmediğinden zayıflama karakteristikleri tam olarak belirli değildir.

Referans fantom yöntemi için verilen Şekil 8.24(c)'de, tümör bölgesinin altında ve üstünde sınır etkileri açık bir şekilde görülmektedir. Daha önceki sonuçlardan elde edildiği gibi, zayıflama katsayıları tümör bölgesinin üst sınırında fazla, alt sınırında eksik kestirilmektedir. Merkez kayma ve hibrid yöntemleri için, kestirilen zayıflama katsayıları benzerdir. Tek fark, hibrid yönteminin tümör bölgesinin altında ve üstünde, 3 cm~4 cm derinlikleri arasında, düşük zayıflama katsayısı değerleri kestirmesidir.

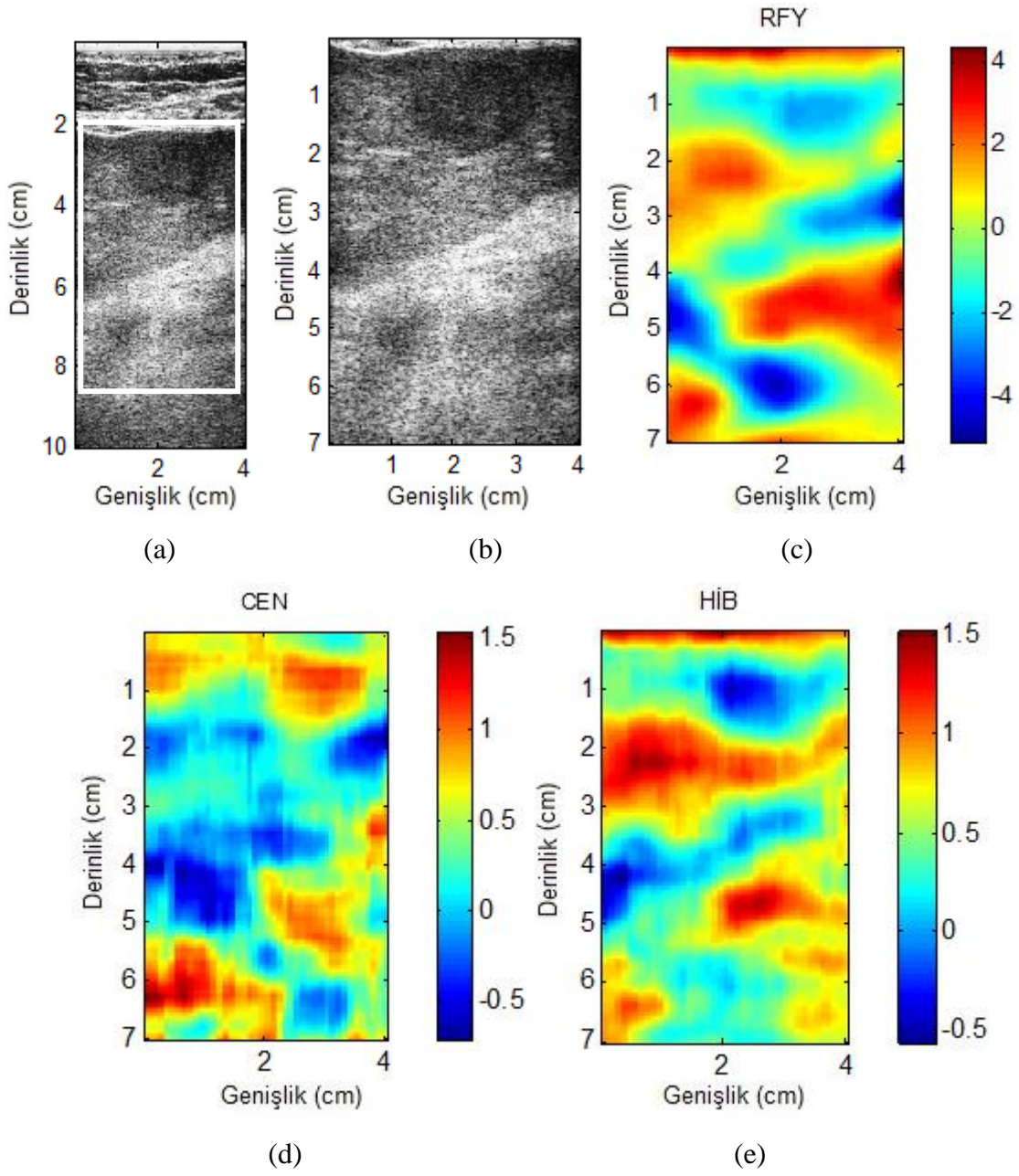
- **Böbreğinde nöroendokrin tümör bulunan hasta:**

Bu hastanın biyopsi raporuna göre nöroendokrin tümör bulunmaktadır. Şekil 8.25'te kestirilen zayıflama görüntüleri, ultrason görüntüsü ve seçilen ROI görüntüsü verilmektedir.

Şekil 8.25(b)'de verilen ultrason görüntüsünde tümör, 0.5 cm ve 2 cm arasındaki derinliklerde ROI'nın merkezine yerleşmiştir. Ultrason görüntüsüne göre, kitlenin çok yankılı olduğu (düşük geri saçılma seviyesine sahip) ve tümör bölgesinin uzağında gözlenen artıştan dolayı düşük zayıflama özelliğine sahip olduğu görülmektedir.

Referans fantom yöntemi, tümör bölgesinde sınır etkilerini göstermemektedir. Tümör bölgesinde düşük zayıflama katsayısı değeri göstermektedir fakat geniş kestirim aralığından dolayı kestirim doğruluğu tam olarak güvenilir değildir. Hibrid yöntemi de tümör bölgesinde düşük zayıflama katsayısı değeri kestirmektedir ve kestirim sonuçları referans fantom yöntemi ile elde edilen sonuçlar ile benzerdir. Kestirim doğruluğuna göre, hibrid yöntemi daha iyi sonuçlar sağlamaktadır ve referans fantom yöntemiyle kıyaslandığında düşük zayıflama değerli bölge tümörü açık bir şekilde ayırmaktadır.

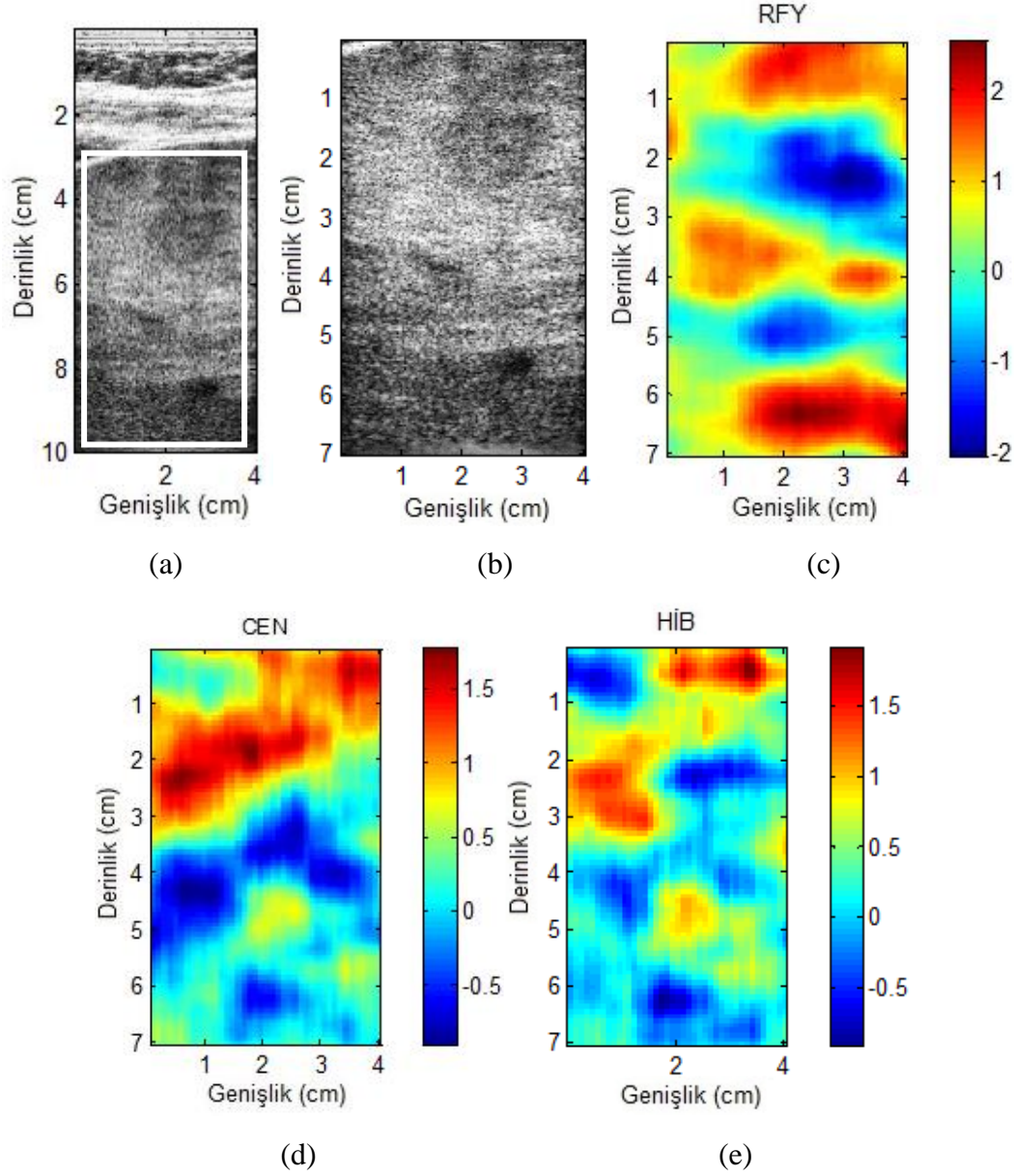
Merkez kayma yöntemine göre, referans fantom yöntemi ve hibrid yöntemden elde edilen sonuçların aksine, tümör bölgesinde kestirilen zayıflama katsayısı çevreleyen alaninkinden daha yüksektir.



**Şekil 8.25** Böbreğinde nöroendokrin tümör bulunan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

- Böreğinde yemek borusu primerli metastazla uyumlu adenokarsinom bulunan hasta:

Yapılan biyopsi sonuçlarında bu hastada böbrek kitlesi olarak adenokarsinom tespit edilmiştir. Bütün kesitin ultrason görüntüsü, seçilen ROI'nın görüntüsü ve kestirilen zayıflama görüntüleri Şekil 8.26'da gösterilmektedir.



**Şekil 8.26** Böbreğinde yemek borusu primerli metastazla uyumlu adenokarsinom bulunan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

Şekil 8.26(b)'de gösterildiği gibi tümör, 0 cm ve 3 cm arasındaki derinliklerdeki ROI'nın en üstünde bulunmaktadır. Ultrason görüntüsüne göre, kitlenin etrafındaki alandan daha düşük geri saçılma özelliğine (çok yankılı) sahip olduğu görülmektedir ve görüntüde gölgeleme görülmemektedir.

Referans fantom yöntemi, zayıflama katsayısı küçük olan tümör bölgesi etrafındaki geri saçılma değişimli bölgeler için beklenen sınır etkilerini göstermektedir. Referans fantom yöntemi, ultrason görüntüsünde tanımlanan tümör bölgesindeki düşük değerli zayıflamayı kestirmektedir. Diğer taraftan merkez kayma yöntemi, bu bölgedeki yüksek zayıflama değerini kestirmektedir. Hibrid yöntemi tümör bölgesindeki düşük zayıflama katsayısını kestirmektedir ancak referans fantom yöntemi ile gözlenen kadar fazla değildir.

Merkez kayma ve hibrid yöntemleri için kestirim aralıkları (zayıflama katsayısı görüntüsündeki renk çubukları) hemen hemen aynı olsa da, hibrid yöntemi kestirilen zayıflama katsayılarında küçük değişimler gösterirken ve tümör bölgesini belirgin bir şekilde saptarken, merkez kayma yöntemi ROI'nın üst yarısında oldukça büyük dalgalanmalar göstermektedir.

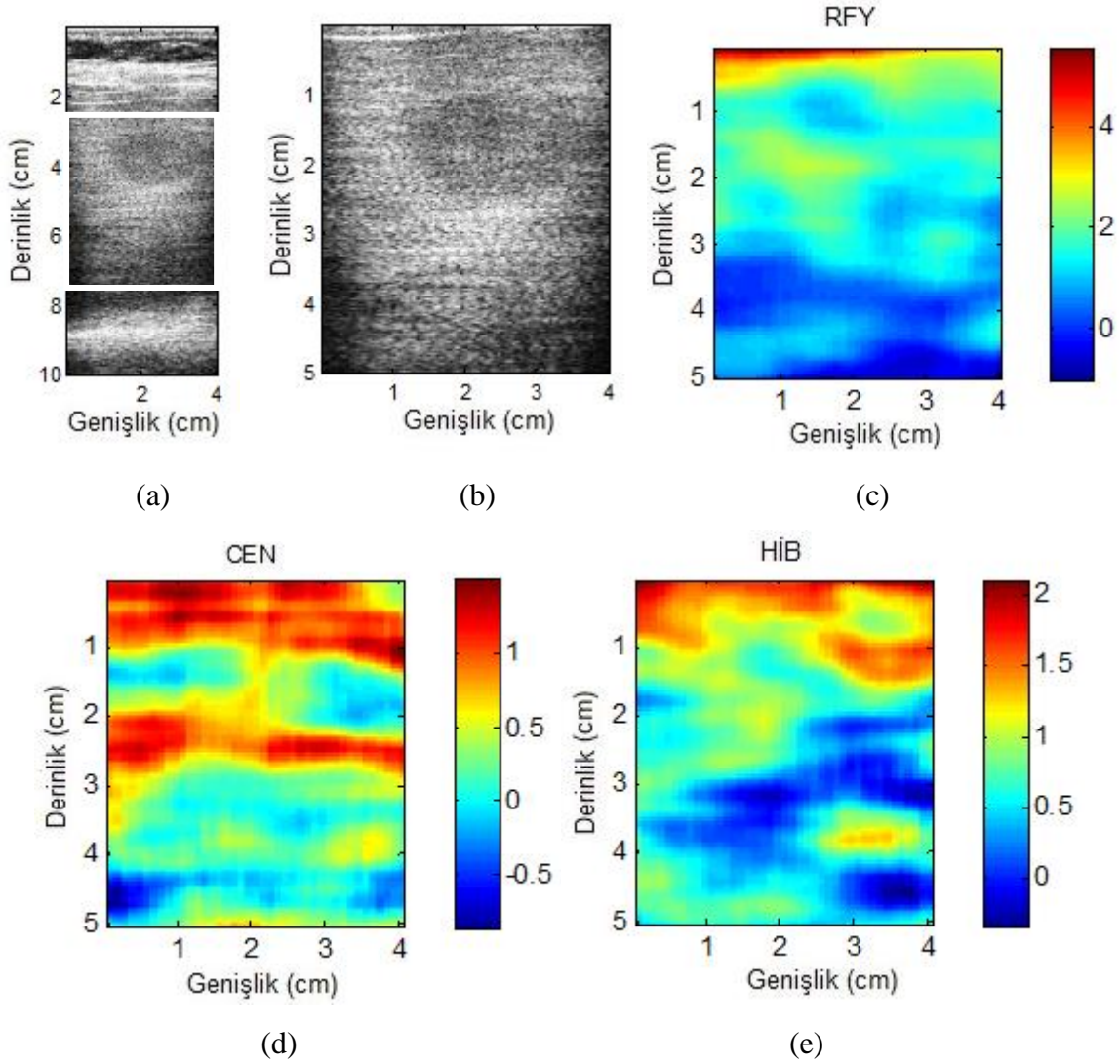
- **Böbreğinde az diferansiye karsinom bulunan hasta:**

Biyopsi sonucuna göre, bu hastada böbrek kitlesi olarak az diferansiye karsinom tespit edilmiştir. Tüm kesitin ultrason görüntüsü, seçilen ROI ve kestirilen zayıflama görüntüleri Şekil 8.27'de verilmektedir. Tümör ROI'nın merkezinde bulunmaktadır ve Şekil 8.27(b)'de verilen ultrason görüntüsünde 1 cm ve 2.5 cm arasındaki derinliklerde çok yankılı olarak görülmektedir.

Referans fantom yöntemi için, tümör bölgesinde sınır etkileri görülmemektedir ve tümörde kestirilen zayıflama katsayıları etrafındaki alaninkinden belirgin bir şekilde ayrılmaktadır. Bu durum ultrason görüntüsü sonuçları ile uyumludur. Üst sol gövde duvarının dışında, seçilen ROI içindeki bütün alan oldukça düzgün zayıflama göstermektedir.

Merkez kayma yöntemi, 1 cm ve 2 cm arasındaki derinlikler için düşük zayıflama katsayısı bandları ve etrafındaki alanda yüksek zayıflama katsayıları kestirmektedir. 1 cm ve 2 cm arasındaki derinlikteki bölge tümör bölgesi iken, tümör Şekil 8.27(d)'de gösterilen kestirilen zayıflama katsayısı görüntüsünde belirgin bir şekilde yer almamaktadır.

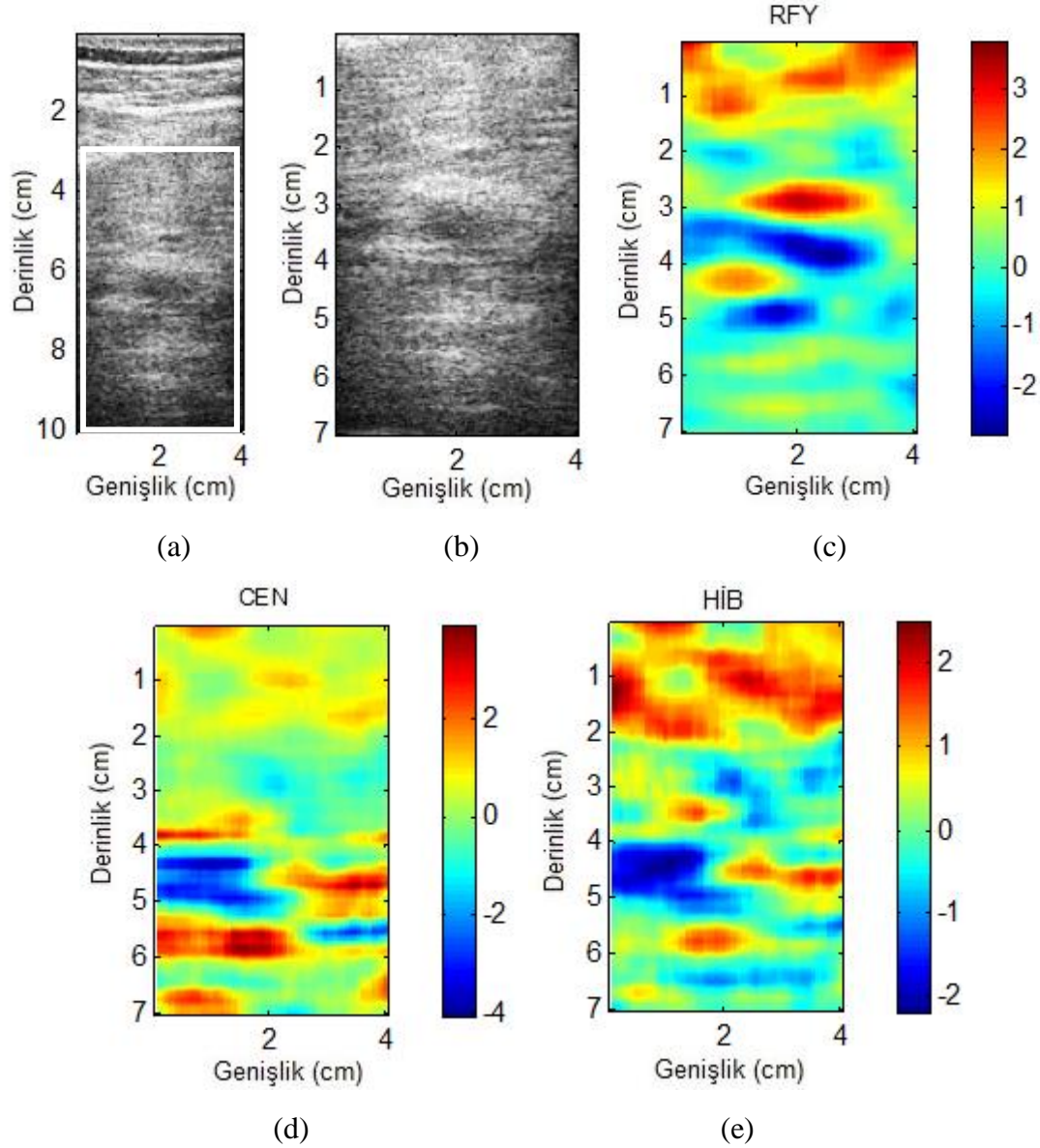
Hibrid yöntemi için, tümör bölgesinde kestirilen zayıflama katsayısı değişim aralığının orta değeridir ve derinlikle belirgin zayıflama katsayısı değişimleri göstermemektedir. Hibrid yöntem ile elde edilen sonuçlar, referans fantom yöntemi ile elde edilen sonuçlara benzemektedir ancak merkez kayma yöntemi ile elde edilen sonuçlardan farklıdır. Az diferansiye karsinom için tümör bölgesinin, merkez kayma yöntemi kullanılarak zayıflama katsayısı ile belirgin bir şekilde tespit edilemediği görülmüştür.



**Şekil 8.27** Böbreğinde az diferansiye karsinom bulunan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

- **Böbreğinde hepatosellüler karsinom bulunan hasta:**

Bu hastada, biyopsi sonucunda böbrek kitlesi olarak hepatosellüler karsinom tespit edilmiştir. Seçilen ROI ile birlikte tüm kesit görüntüsü ve kestirilen zayıflama görüntüleri Şekil 8.28’de verilmektedir. Tümör, Şekil 8.28(b)’de verilen görüntüde ROI’nın merkezinde 2.5 cm ve 4 cm arasındaki derinliklerde bulunmaktadır.



**Şekil 8.28** Böbreğinde hepatosellüler karsinom bulunan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

Üç kestirim yöntemi, tümör bölgesi üzerinde 0 cm ve 2 cm arasında oldukça yüksek kestirim katsayıları vermektedir. Bu alanın kestirilen zayıflama katsayıları üç yöntem için de 1.5~2 dB/cm/MHz civarındadır.

Geri saçılma değişimlerinden dolayı sınır etkileri, referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsünde açık bir şekilde görülmektedir. Merkez kayma ve hibrid yöntemleri tümör bölgesi etrafında düşük zayıflama katsayıları kestirmektedir. Merkez kayma yöntemi, taranan 4 cm derinliğin altında zayıflama katsayılarını büyük dalgalanmalarla kestirirken, hibrid yöntemi bu bölgede oldukça küçük değişimler göstermektedir. Ayrıca, Şekil 8.28(e)'de verilen hibrid yöntemi kullanılarak elde edilen sonuçlara dayanılarak, hepatosellüler karsinomun oldukça düşük değerli zayıflaması olduğu görülmektedir.

### **8.12.3.2 Diffüz böbrek hastalıkları için zayıflama kestirim sonuçları**

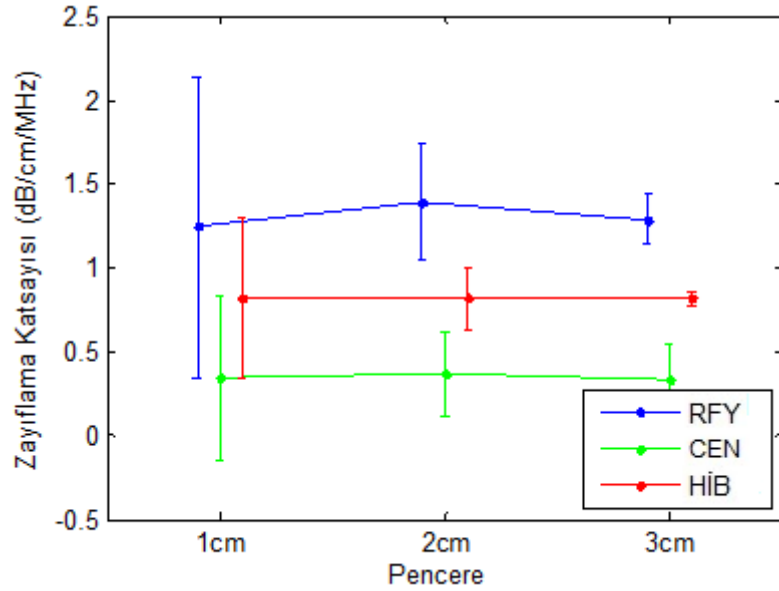
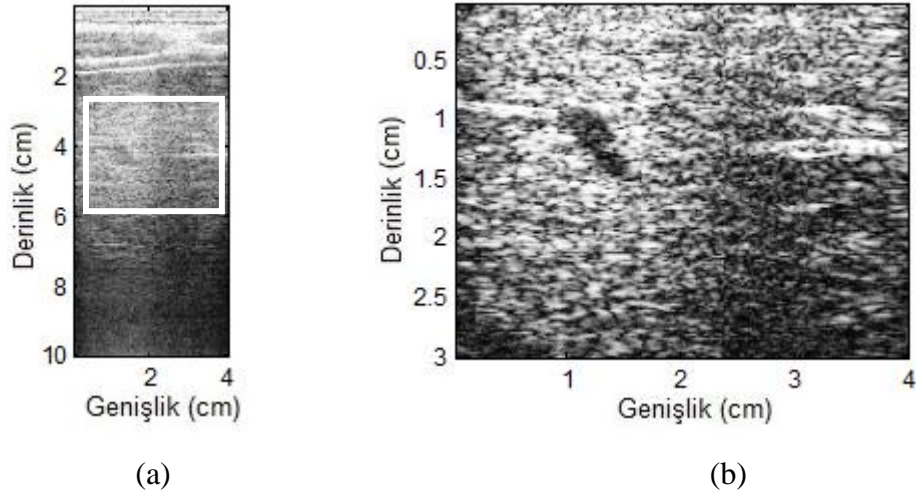
Diffüz böbrek hastalıkları olan hastalar için, fokal lezyonlar olmadığından, kestirilen zayıflama katsayıları farklı pencere boyutları kullanılarak karşılaştırılmaktadır. Kullanılan güç spektrasını hesaplamak için aynı blok boyutundan yararlanılmasına rağmen, pencerenin boyutu kestirim doğruluğu ile yakından ilgilidir. Zayıflama katsayılarını kestirmek için 1 cm ve 3 cm arasında değişen birkaç farklı pencere kullanılmaktadır. Bölüm 8.12.3.1'de 1 cm'lik pencere, böbrek tümörü olan hastaların zayıflama katsayısı görüntülerini oluşturmak için kullanılmıştır.

Kestirilen blok güç spektrasındaki spektral dalgalanmalardan dolayı, taranan dokuda üniform bir şekilde zayıflama olduğunda uzun pencere istatistiksel varyansı etkili bir şekilde azaltmaktadır. Diğer taraftan, kısa pencere kestirilen zayıflama katsayılarında daha iyi uzamsal çözünürlük sağlar ve tümörler/kitleler ve çevreleyen böbrek alanları arasındaki farklılığı artırır. Bu nedenle, farklı pencere boyutları kullanılarak kestirilen zayıflama katsayılarının karşılaştırılması, kestirim doğruluğuna göre zayıflama katsayılarının kestirilmesinde yararlı bilgi sağlar.

Kullanılan pencerelerin kestirim varyansları değişirken, farklı boyutlu pencerelerle elde edilen zayıflama katsayısının ortalama değerleri bütün hasta durumlarına uymaktadır. Pencere uzadıkça, kestirilen zayıflama katsayısının varyansı azalmaktadır.

- **İnflamasyonsuz, steatosissiz ve fibrözsüz böbreği olan hasta:**

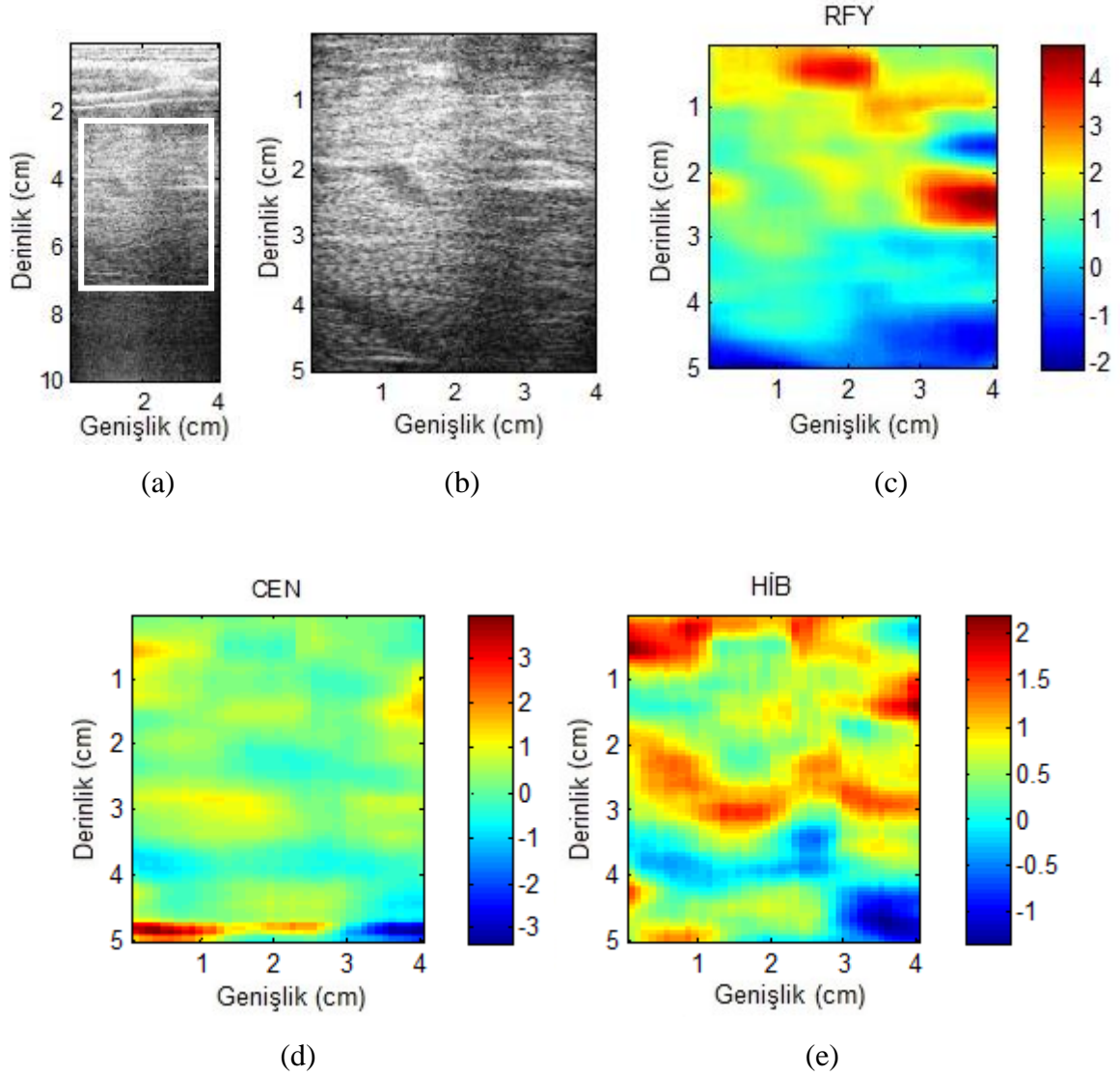
Biyopsi sonuçlarına göre bu hastanın böbreğinde inflamasyon, fibröz veya yağlanma (steatosis) bulunmamaktadır. Şekil 8.29(a) ve (b)'de sırasıyla tüm kesit görüntüsü ve seçilen ROI görüntüsü verilmektedir.



**Şekil 8.29** İnflamasyonsuz, steatosissiz ve fibrözsüz böbreği olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Çeşitli pencereler kullanılarak elde edilen kestirilen zayıflama katsayısı değerleri.



Bu hastada, ultrason görüntüsünün bir yarısının diğer yarısından daha çok yankılı olduğu görülmektedir. Şekil 8.29(c), çeşitli uzunluktaki pencereler kullanılarak seçilen ROI'nın kestirilen zayıflama katsayılarını göstermektedir. Biyopsi sonuçlarından beklenildiği gibi, referans fantom yöntemi ve hibrid yöntemi, seçilen ROI içinde pencerelerin bütün boyutlarında normal böbrek durumları için verilen 0.5 dB/cm/MHz değerinden daha yüksek zayıflama katsayıları kestirmektedir. Diğer taraftan, merkez kayma yöntemi, normal durumdan daha düşük zayıflama katsayıları kestirmektedir.



**Şekil 8.30** İnflamasyonsuz, steatosisiz ve fibrözsüz böbreği olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

Kullanılan pencere boyutu arttıkça, bütün spektral yöntemler için kestirim varyansı önemli ölçüde azalmaktadır. Bu hasta için gerçek zayıflama katsayısı bilinmediğinden, spektral yöntemlerin kestirim doğruluğunu kıyaslamak zordur. Ancak yapılan kestirime göre, hibrid yöntemi uzun pencere boyutunun kullanıldığı diğer spektral yöntemlere göre daha iyi performans göstermektedir. Ayrıca, tümör olması durumunda zayıflama değerlerindeki lokal değişimlerin karşılaştırılması için, Şekil 8.30'da zayıflama katsayısı görüntüleri verilmektedir. Şekil 8.30'dan da görüldüğü gibi, hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsünde değer aralığı, referans fantom ve merkez kayma yöntemine göre daha küçüktür.

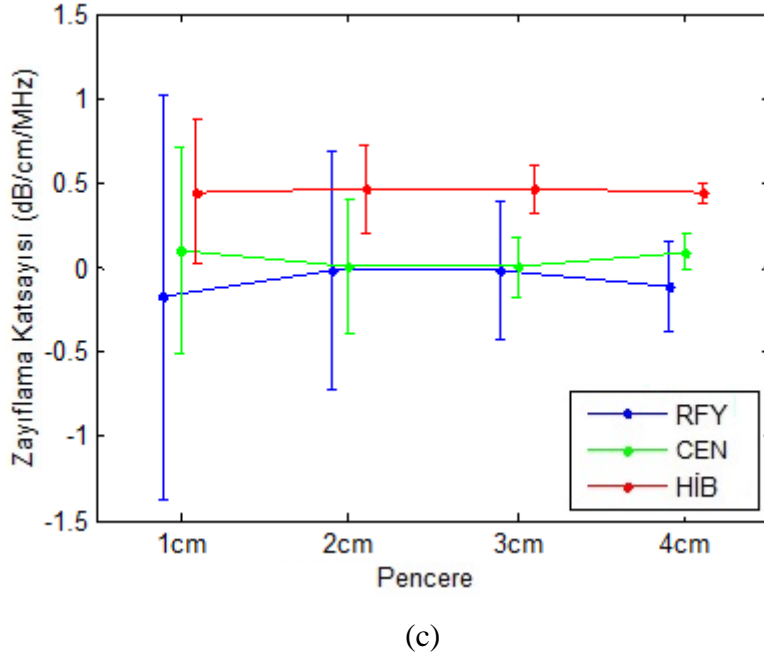
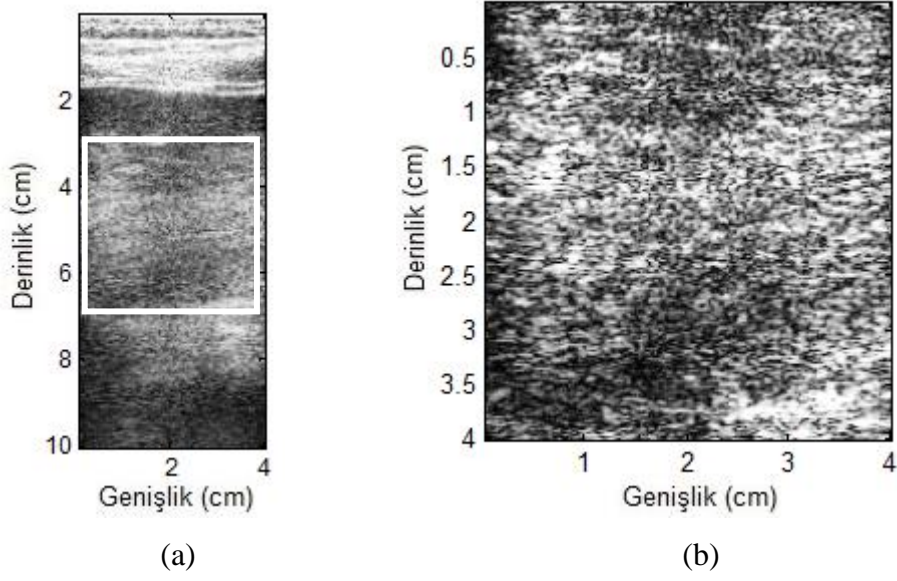
- **İnflamasyonsuz, nekrozsüz ve fibrözsüz böbreği olan hasta:**

Biyopsi sonucuna göre, bu hastada inflamasyon (fibröz veya nekroz) tespit edilmemiştir. Tüm kesit ultrason görüntüsü, seçilen ROI görüntüsü ve çeşitli uzunluktaki pencerelerle kestirilen zayıflama katsayıları Şekil 8.31'de verilmektedir.

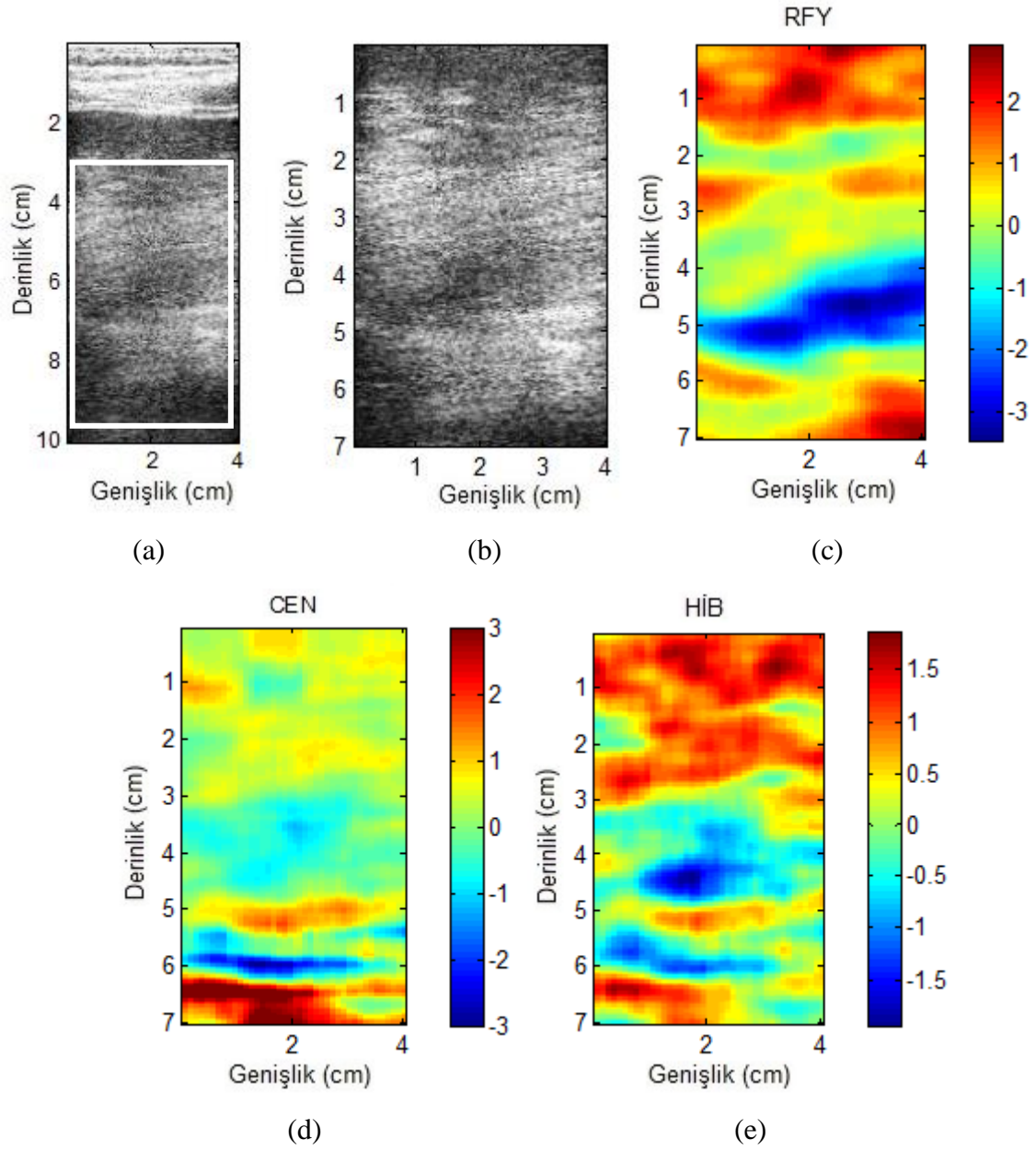
Biyopsi sonucunda böbrekte kitle tespit edilmemesine rağmen, ultrason görüntüsünde seçilen ROI'nın üst ve alt bölgelerinde çok yankılı iki alan görülmektedir. Bu bölgelerin, etrafındaki alanlarla kıyaslandığında farklı geri saçılma özelliklerine sahip oldukları görülmektedir. Bu bölgelerden dolayı, kullanılan bütün pencereler için referans fantom yöntemi düşük zayıflama katsayıları kestirmektedir ve büyük kestirim varyansları göstermektedir. Bu nedenle, referans fantom yönteminin, geri saçılma değişimleri olduğunda zayıflama özelliğini kestirmede başarısız olduğu görülmektedir. Ayrıca, merkez kayma yöntemi de referans fantom yöntemi gibi seçilen ROI'da düşük zayıflama katsayıları kestirmektedir.

Hibrid yöntemi ise kullanılan bütün pencereler için zayıflama katsayısını 0.5 dB/cm/MHz civarında kestirmektedir ve spektral yöntemler arasında en küçük kestirim varyansını vermektedir. Gerçek zayıflama katsayıları bilinmemesine rağmen, uzun pencereler kullanıldığında hibrid yöntemi diğer yöntemler içinde doğruluk ve kestirim aralığındaki varyansa göre en iyi performansı göstermektedir.

Şekil 8.32'de zayıflama katsayısı görüntüleri verilmektedir. Şekil 8.32'den de görüldüğü gibi, hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsünde değer aralığı, referans fantom ve merkez kayma yöntemine göre daha küçüktür.



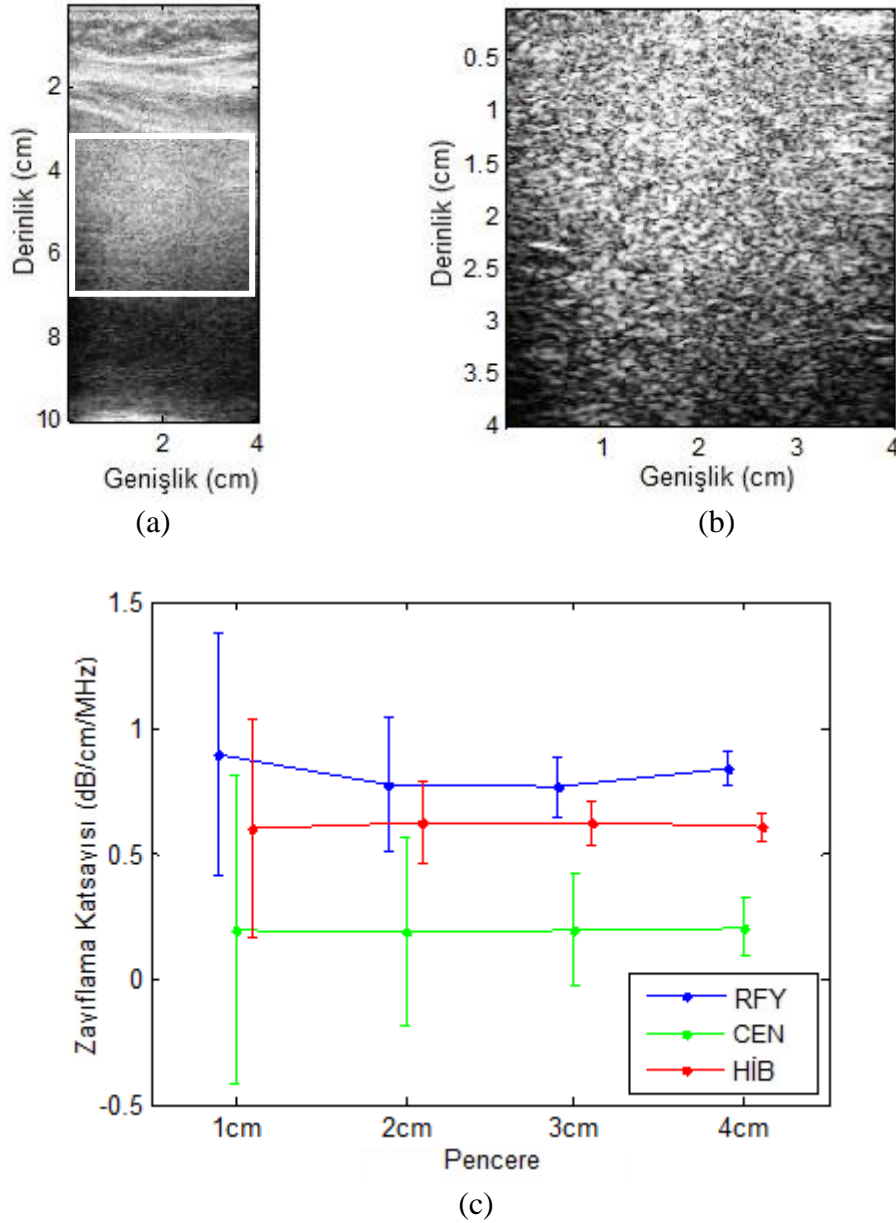
**Şekil 8.31** İnflamasyonsuz, nekrozsüz ve fibrözsüz böbreği olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Çeşitli pencereler kullanılarak elde edilen kestirilen zayıflama katsayısı değerleri.



**Şekil 8.32** İnflamasyonsuz, nekrozsüz ve fibrözsüz böbreği olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

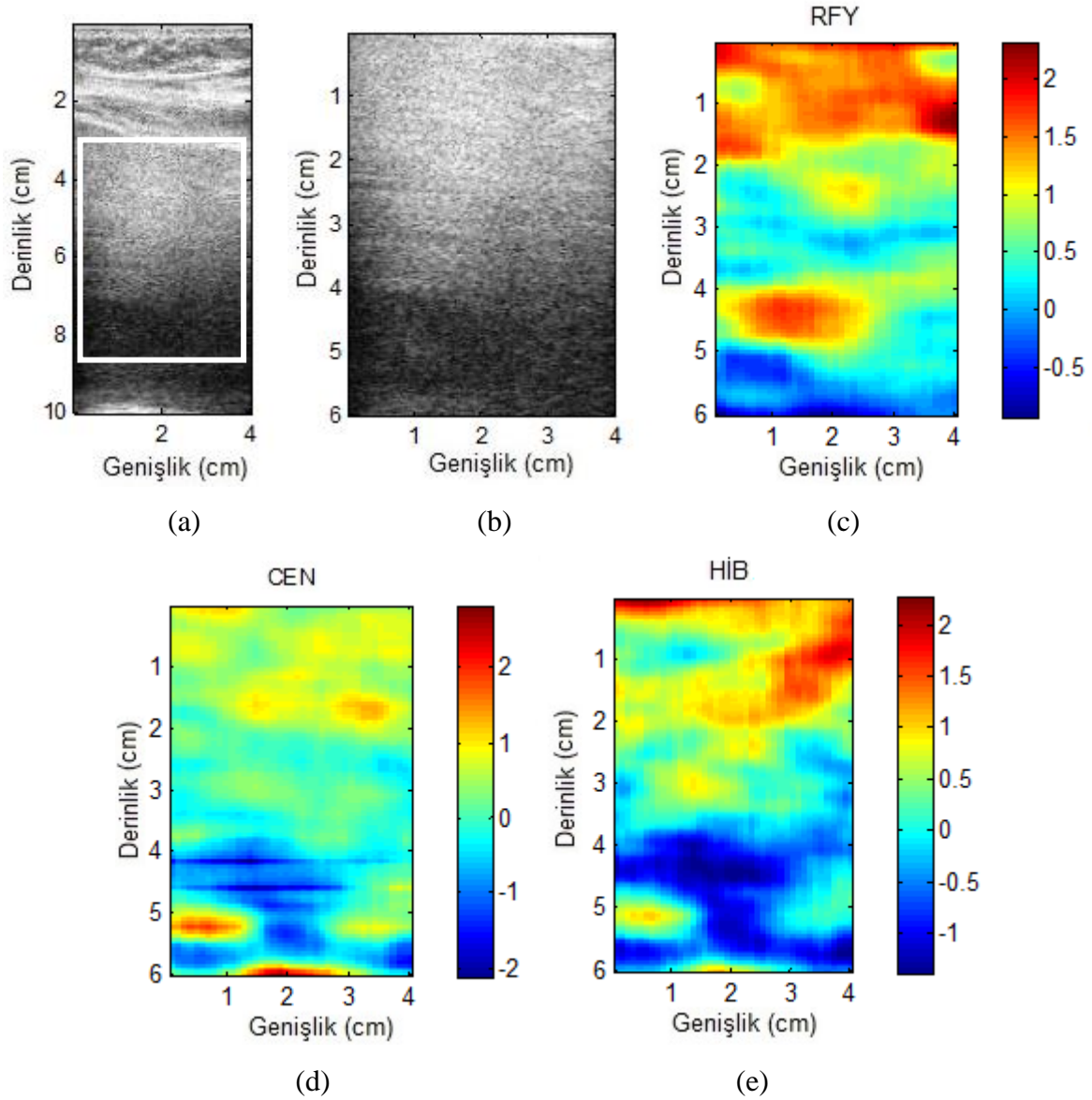
- Periferide biliyer kanalda neoplazmasız reaksiyon olan hasta:

Biyopsi sonucuna göre bu hastada, dış yüzeyde biliyer kanalda neoplazmasız reaksiyon tespit edilmiştir. Bütün kesitin ultrason görüntüsü, seçilen ROI görüntüsü ve farklı uzunlukta pencerelerle kestirilen zayıflama katsayıları Şekil 8.33'te verilmektedir.



**Şekil 8.33** Biliyer kanalda neoplazmasız reaksiyon olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Çeşitli pencereler kullanılarak elde edilen kestirilen zayıflama katayısı değerleri.

Şekil 8.33(b)'de verilen ultrason görüntüsünde, böbrek bölgesi oldukça üniform olduğundan, referans fantom yöntemi ve hibrid yöntemi normal böbrek durumundan çok daha büyük zayıflama katsayısı değerleri vermektedir. Ancak, referans fantom yöntemi kullanılarak kestirilen ortalama zayıflama katsayısı, hibrid yöntem kullanılarak elde edilenden biraz daha yüksektir. Merkez kayma yöntemi ise ROI'da zayıflama katsayısını düşük kestirmektedir.



**Şekil 8.34** Biliyer kanalda neoplazmasız reaksiyon olan hasta için ultrason görüntüleri ve zayıflama katsayısı kestirim sonuçları (a) Bütün kesitin ultrason görüntüsü (b) Seçilen ROI görüntüsü (c) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (e) Hibrid yöntem kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

Zayıflama katsayısı görüntüleri Şekil 8.34'te gösterilmektedir. Şekil 8.34'ten de görülebileceği gibi, referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsünde değer aralığı, hibrid yöntem kullanılarak elde edilenden biraz daha düşüktür.

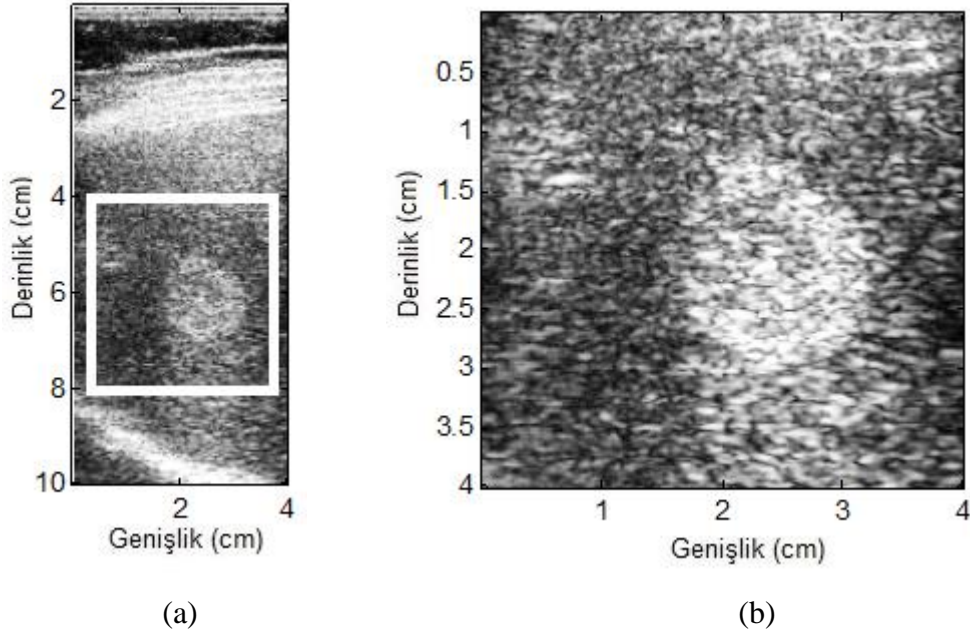
#### 8.12.4 Negatif Zayıflama Katsayısı Değerleri

Ultrason görüntüleri, sadece sesin aynı hızda olduğu ve zaman kazanç kompanzasyonu (Time Gain Compensation- TGC) uygulandıktan sonra, zayıflama özelliklerinin gölgeleme ve etki artışı ile gösterilmesi varsayımı altında, geri saçılan işaretlerin log-sıkıştırılmış zarfını göstermektedir. Ayrıca, çoğu durumda ultrason görüntüsünde zayıflama özellikleri belirgin bir şekilde ayırt edilemez. Zayıflama katsayısı görüntüleri ise ilave doku bilgisi sağlamaktadır. Referans fantom yöntemi, genellikle üniform bir şekilde zayıflayan bölgeler için, özellikle oldukça büyük alanlarda, zayıflama katsayısını doğru bir şekilde kestirmektedir. Ancak, sınır etkileri ile geri saçılmada değişiklik olan bölgelerde zayıflama katsayısının fazla ya da eksik kestirilmesi bu görüntülerin olumsuz tarafıdır. Merkez kayma yöntemi ve hibrid yöntemi zayıflama katsayısı görüntülerinde benzer davranış gösterirken, hibrid yöntemi, kestirim doğruluğu ve hem üniform bölgeler hem de fokal kitleli bölgeler için kestirilen lokal zayıflamada azalan değişimler açısından daha iyi kestirim sonuçları vermektedir.

Ancak, canlı içi zayıflama kestirimlerinde, fiziksel olarak mümkün olamayacak negatif zayıflama katsayıları ile karşılaşmaktadır. Negatif zayıflama, dalgalar dokuda yayıldıkça, iletilen akustik dalgaların gücünün arttığını göstermektedir. Bu durum, yumuşak dokuda fiziksel olarak mümkün olamayacağından, bu olaya neden olabilecek diğer faktörlerle birlikte zayıflama katsayısının güvenilirliği incelenmelidir. Tez çalışmasının bu bölümünde, zayıflama katsayısının hesaplanması için kestirim yöntemlerinin her biri değerlendirilmektedir ve kestirim algoritmalarından elde edilen negatif değerler incelenmektedir.

Kestirilen negatif zayıflama katsayılarının incelenmesi için, Şekil 8.35(a)'da verilen böbrek kitlesi olarak hemanjiyomu olan bir hastadan elde edilen veriler kullanılmaktadır. Ultrason görüntüsünde kitle belirgin bir şekilde farkedilebildiğinden, zayıflama katsayıları kestirilmeden önce, kitlenin zayıflama ve geri saçılma özellikleri iki açıdan belirlenebilir. Zayıflama özelliği için, kitlenin uzağındaki etki artışından dolayı, kitlenin zayıflama katsayısının böbrek çevresinden daha düşük olduğu görülmektedir. Ayrıca, ultrason görüntüsünde çevreleyen alanla kıyaslandığında daha çok yankılı olduğundan, kitlenin geri saçılma seviyesi böbrek

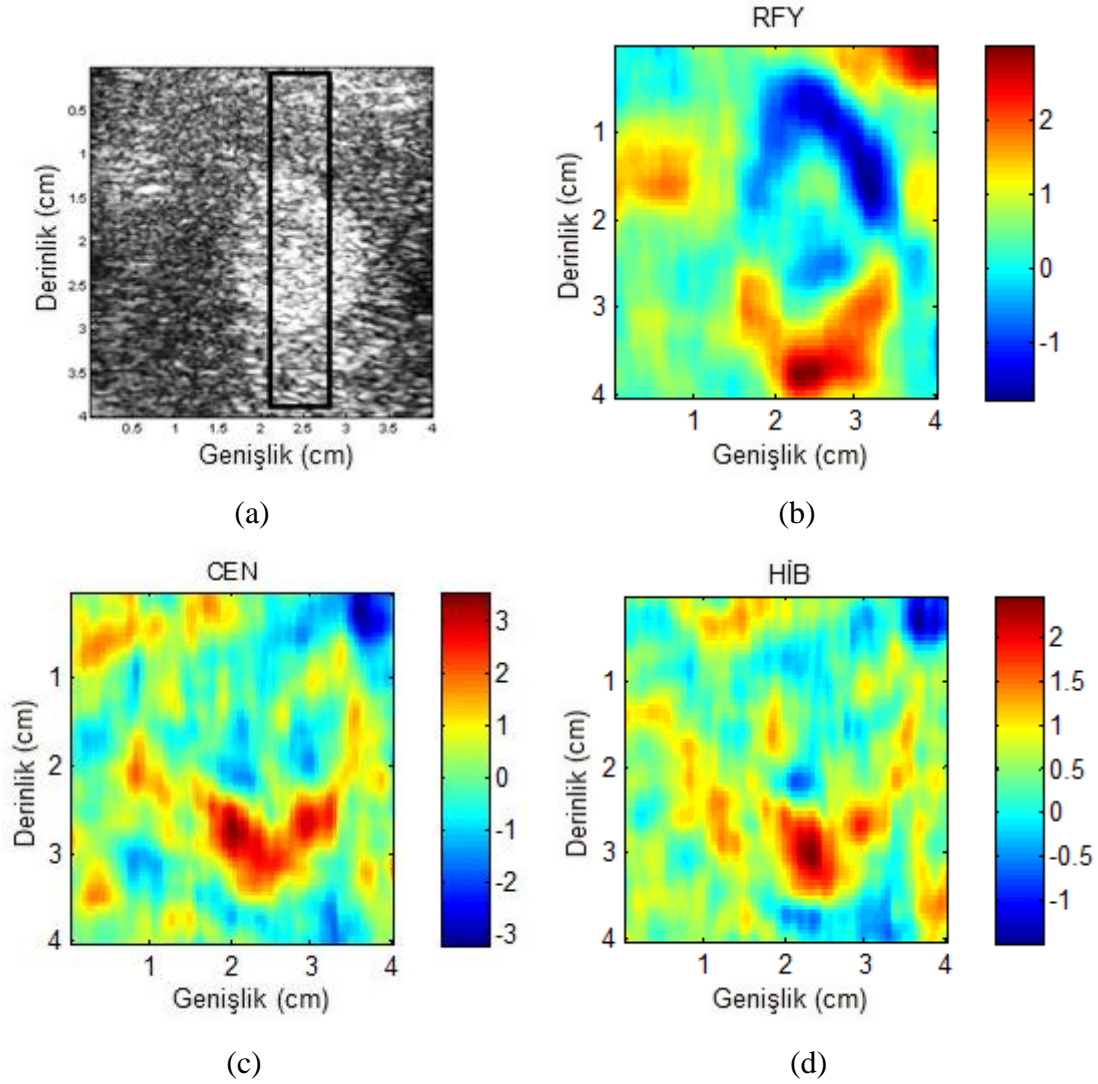
çevresininkinden daha yüksektir. Zayıflama katsayısı görüntülerinin oluşturulması için, Şekil 8.35(b)'de gösterildiği gibi 4 cm ve 8 cm arasında değişen derinlikler arasındaki ROI seçilmiştir.



**Şekil 8.35** Böbrek hemanjiyomu görüntüsü (a) Bütün kesitin görüntüsü (b) Kitle etrafında 4 cm ~ 8cm derinlikte seçilen ROI görüntüsü.

Şekil 8.36, üç kestirim yöntemi için zayıflama katsayısı görüntülerini göstermektedir. Referans fantom yöntemi için, hemanjiyom artan geri saçılmaya sahip olduğundan, zayıflama katsayısını hemanjiyomun üst sınırında az, alt sınırında ise fazla kestirilmiştir. Referans fantom yöntemi, zayıflama katsayısını çok yankılılıktan veya işaret büyüklüğünden kestirdiğinden, sınırlardaki geri saçılma değişimleri zayıflamanın neden olduğu çok yankılılık değişimlerini etkilemektedir. Merkez kayma ve hibrid yöntemlerinin her ikisi de çevresindeki alana benzeyen hemanjiyom alanı içindeki zayıflama katsayılarının kestirimini sağlarlar. Ancak, 3 cm-3.5 cm civarında olan hemanjiyom alanının merkezinden uzakta oldukça yüksek zayıflama katsayısı değerleri elde edilmektedir. Hibrid yöntemi, bütün ROI'da küçük kestirim varyanslarına sahiptir.





**Şekil 8.36** Böbrek hemanjiyomu olan hastanın zayıflama kestirim sonuçları (a) ROI görüntüsü (b) Referans fantom yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (c) Merkez kayma yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü (d) Hibrid yöntemi kullanılarak elde edilen zayıflama katsayısı görüntüsü.

Üç yöntemle elde edilen negatif zayıflama katsayıları ile ilgili, Şekil 8.37’de derinliğe göre güç spektrasının logaritması ve merkez frekansı değişimleri çizdirilmiştir. Şekil 8.37(a)’da verilen referans ve örnek arasındaki güç spektrası oranı logaritmasının eğimi, referans fantom yöntemi için zayıflama katsayısının hesaplanmasında kullanılmaktadır. Güç spektrası oranının logaritması ve zayıflama katsayısı arasındaki ilişki,

$$\beta(\text{dB} / \text{cm} / \text{MHz}) = -8.686/2f \cdot d\log(RS(f, z))/dz + \beta_r \quad (8.40)$$

ile verilmektedir. Eşitlik (8.40)’da güç spektrasının logaritmasının eğiminin dışındaki bütün parametreler pozitif olduğundan, bu terim direkt olarak kestirilen zayıflama katsayısı değerini

belirlemektedir. Zayıflama katsayısını kestirmek için iki farklı derinlikte güç spektral kaymasını kullanan merkez kayma, spektral çapraz korelasyon ve hibrid yöntemlerini içeren spektral kayma algoritmaları için, derinlikle değişen merkez frekansın eğimi zayıflama katsayısını belirlemektedir. Bu  $\beta$  değeri, merkez kayma yöntemi için (8.34) eşitliği ile ve spektral çapraz korelasyon ve hibrid yöntemleri için (8.39) eşitliği ile verilmiştir.

Geri saçılmış işaretlerdeki rastgele saçılma ve diğer gürültü etkilerinden dolayı, merkez frekansı değişimlerinde dalgalanmalar olmaktadır. Uygun pencere uzunluğunun seçilmesiyle, doğrusal regresyon teknikleri bu dalgalanmaları genellikle azaltırken, zayıflama katsayısı görüntüsündeki uzamsal çözünürlüğü bozmaktadır. Uzun pencereler kullanıldığında, kestirim varyansı azalmaktadır ve daha düzgün zayıflama katsayısı görüntüleri elde edilebilmektedir. Ancak, tümör veya kitlenin boyutu 1 cm veya daha az olabileceğinden, uzamsal çözünürlüğün elde edilebilmesi için uzun pencere kullanılmamaktadır. Bu tez çalışmasında, canlı içinde yapılan kestirimlerde 1 cm'lik pencere kullanılmıştır. Kısa olan bu pencere boyutunun kullanılmasıyla genellikle negatif zayıflama katsayısı değerleri elde edilmiştir. Daha uzun pencereler kullanıldığında, merkez frekansında bazı değişimler olsa bile zayıflama katsayısı değerleri pozitifdir.

Spektral kayma yaklaşımları kullanılarak zayıflama eğiminin kestirilmesindeki bir diğer problem, merkez frekansında büyük kaymalar olduğunda merkez frekansı değişimlerinin bozukluğudur. Merkez frekansında derinlikle büyük azalmalar olduğunda, spektral kayma yaklaşımlarını kullanan bütün kestirim yöntemleri bu bölgede daha yüksek zayıflama katsayısı vermektedir. Böbrek hemanjiyomu bölgesinin hemen altında ultrason görüntüsünde açık bir şekilde görülmeyen, oldukça yüksek zayıflama alanının olması, bu duruma neden olabilir. Başka bir neden de, bu bölgede güç spektrumunun merkez frekansını bozan oldukça yüksek yansıtıcı bir katmanın olabilme ihtimalidir. Spektral kayma yaklaşımını kullanan bu kestirim yöntemleri, doku yapısındaki olası ani değişikliklerden dolayı bozulan güç spektrası ile sınırlandırılabilir.

### **8.12.5 Böbrek Verisi İçin Zayıflama Kestirim Sonuçları İle İlgili Vargılar**

Sabit TGC kullanılarak elde edilen tipik ultrason görüntülerinde, akustik dalgaların yayılım yolundaki zayıflama değişikliklerinden dolayı gölgeleme ve artan etkiler görülmektedir. Zayıflama katsayısının doğru kestirimi, taranan yumuşak dokuların özelliklerine ilave bilgi

sağlayacağı gibi ultrason görüntülerinin kalitesini artırır. Tez çalışmasının bu bölümünde, kestirilen zayıflama katsayısı görüntüleri kullanılarak referans fantom, merkez kayma ve bu tez çalışmasında Bölüm 8.10'da türetilen hibrid yöntemin kestirim performansları karşılaştırılmıştır.

Referans fantom yöntemi, üniform bir şekilde zayıflayan alanlar için zayıflama katsayısını doğru bir şekilde kestirmektedir ancak geri saçılma özelliklerinin değiştiği bölgelerde sınır etkileri göstermektedir. Merkez kayma ve spektral kayma yöntemleri, geri saçılma özelliği değişimlerine daha az duyarlı kestirim sonuçları vermektedir. Hibrid yöntemi de geri saçılma özelliği değişimlerinden bağımsızdır ve diğer spektral bölgesi yaklaşımları ile kıyaslandığında gürbüz ve durağan kestirim sonuçları sağlamaktadır.

Ancak, dokuların kompleks yapısından ve karakteristiğinden dolayı canlı içi zayıflama katsayısı kestiriminde birçok ilginç problem oluşmaktadır. Bazı bölgelerde oluşan zayıflama katsayısı değerleri dikkatli bir şekilde incelenmelidir. Hesaplanan blok güç spektrumu, doku katmanları ve bilinmeyen doku yapıları ile bozulabilir ve bu da kestirilen zayıflama katsayısının güvenilirliğini etkileyebilir. Bu sınırlamalara rağmen, kestirilen zayıflama katsayısı görüntülerinin ultrason görüntüsü verilerini destekleyici ilave bilgi sağladığı görülmektedir. Bu bilgiler, seçilen ROI'da gözlenen zayıflamaya dayanılarak bölgeleri ve kitleleri karakterize etmek için klinik teşhiste kullanılabilir.



## BÖLÜM 9

### SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, yüksek maliyetli transdüktör dizisi yerine tek bir transdüktör kullanan ultrasonik sistem ile katı, sıvı ve dokuların içindeki hedeflerin belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu nedenle ilk olarak ses ötesi dalgaların ince düzlemlerde, daha sonra sıvılarda ve en son olarak da homojen olmayan ortamlar olan dokularda yayılması modellenmiştir. Türetilen modeller, Bölüm 5'te ince düzlemlerde, Bölüm 6'da sıvı içinde, Bölüm 7'de doku içinde ses ötesi dalgaların yayılımının incelenmesi için deneysel olarak yapılan ölçümlerle karşılaştırılmıştır ve geliştirilen algoritmalar ile hedef konumunu belirleyen  $r$  uzaklık parametresi kestirilmiştir. Ayrıca tez çalışmasında, Bölüm 7'de türetilen doku içinde ses ötesi dalgaların yayılımının incelenmesi için canlı içi böbrek dokusu da kullanıldığından ve yumuşak dokuda çok sayıda rastgele saçıcı bulunabileceğinden, Bölüm 8'de geri saçılan eko işaretleri stokastik işlem olarak modellenerek doku içinde ses ötesi dalganın zayıflaması incelenmiştir.

Ses ötesi dalgalar, ince düzlemlerde yayılırken malzemede enine deformasyon oluştururlar. Bu bilgi kullanılarak, ses ötesi dalgalar ince düzlemlerde elastik dalga olarak modellenmiştir. Sınırlı düzlem için teorik olarak modellenen elastik dalga yayılması yani alıcıdan alınan dalga şekli, deneysel olarak elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlarda, uyarım noktasının hedefe olan uzaklığı arttıkça, yayılma hızının azaldığı ve işaretlerin salınımının ve gecikmesinin arttığı görülmüştür. Ayrıca, deneysel olarak elde edilen sonuçlarla modellenen işaretle gecikmenin yaklaşık olarak  $10^{-4}$  seviyelerindeki hata ile uyarım noktasının sensöre olan uzaklığı kadar olduğu görülmüştür.

Ultrason dalgalarının sıvılarda yayılırken ise ince düzlemlerden farklı olarak, kavitasyon, yansıma, emilim vb. olaylara maruz kaldığı görülmüştür. Ancak, türetilen yayılım modelinde elektro-mekanik darbe cevabı ve transdüktör parametreleri ayrı ayrı ifade edildiği için, deneysel olarak yapılan ölçümlerle benzetim sonuçlarının benzer sonuçlar verdiği görülmüştür ve her bir ölçüm için ortalama hata değeri %1.37 olarak hesaplanmıştır. Geliştirilen algoritma ile hedef

konumunu belirleyen  $r$  uzaklık parametresi, deneysel çalışmalar sonucunda elde edilen ölçümler kullanılarak yaklaşık olarak %2 civarında hata ile kestirilmiştir.

Ultrason dalgasının, homojen olmayan ortamlar olan dokularda yayılırken ise doku yapısına göre farklılık gösterdiği görülmüştür. Bu nedenle, dalga modeli oluşturulurken dokudaki saçılma, yoğunluk ve yayılma hızı farklılıkları dikkate alınmıştır. Türetilen modele, farklı transdüktör geometrileri ve uyartım için olan analitik ifadeler katılabilmektedir.

Doku ile etkileşen ultrason dalgaları kullanılarak dokunun mikro yapısı ve hastalık özellikleri hakkında bilgi sahibi olunabileceğinden, kullanılan ultrasonik sistemle yapılan deneylerle ses ötesi dalgaların, farklı dokularda farklı şekilde yayılması, dalganın sönümlenmesi ve saçıcıların yerleşimleri incelenmiştir. Ayrıca, türetilen model homojen olmayan ortamlar olan dokulara uygulanmıştır. Yumuşak dokuda zayıflama katsayısının kestirilmesi, hem klinik teşhis hem de diğer akustik parametrelerin daha sonraki analizi için önemli olduğundan elde edilen sonuçlarda zayıflama parametresi incelenmiştir. Ancak, geri saçılan gürültülü ultrason işaretlerinden ilgilenilen küçük bir bölgenin spektral özelliklerinin doğru bir şekilde çıkarılabilmesi zordur. Bu tez çalışmasında yapılan çalışmalarda, ultrason işaretlerinin zayıflama kestirimleri için kullanılan spektral çapraz korelasyon algoritmasının, spektral gürültü etkilerine diğer spektral kayma yöntemlerinden daha dayanıklı ve daha az duyarlı olduğu görülmüştür. Çünkü, spektral çapraz korelasyon algoritması farklı derinliklerdeki geri saçılmış ultrason işaretlerinden elde edilen ard arda güç spektralleri arasındaki çapraz korelasyonu kullanmaktadır ve güç spektrasının tamamını karşılaştırarak zayıflamadan dolayı oluşan spektral kaymayı hesaplamaktadır.

Ayrıca, klasik spektral kayma ve spektral fark yöntemlerinin avantajlarını birleştirip, sınırlamalarını azaltan yeni bir zayıflama kestirim yöntemi sunulmuştur. Spektral fark-kayma hibrid yönteminin sadece geri saçılma değişimleri olan sınırlarda durağan olmadığı, aynı zamanda üniform bir şekilde zayıflayan bölgelerde klasik spektral kayma tekniklerinden daha iyi performans gösterdiği görülmüştür ve zayıflama katsayısını gerçek değerinden yaklaşık olarak 0.0307 ortalama standart sapma ile kestirebilmiştir.

Spektral çapraz korelasyon ve hibrid yöntemi, zayıflama katsayısı görüntülerinin kestirilmesi ve spektral fark yöntemi olan referans fantom yöntemi ve spektral kayma yöntemi olan merkez kayma yöntemi gibi diğer klasik frekans bölgesi yöntemleri ile performanslarının

karşılaştırılması için canlı içi böbrek dokusuna uygulanmıştır. Referans fantom yönteminin kitle etrafında geri saçılma seviyelerinin değiştiği yerlerde zayıflama katsayısını doğru bir şekilde kestiremediği ve merkez kayma yönteminin de spektral gürültü etkilerine ve kırılma hatalarına çok duyarlı olduğu görülmüştür. Spektral fark-kayma hibrid yöntemi ise, hem düzgün zayıflayan hem de geri saçılmada değişikliğin olduğu kitleli bölgelerde zayıflamayı doğru bir şekilde kestirebilmiştir. Ayrıca, elde edilen zayıflama katsayısı görüntüleri ile dokudaki farklı yapılar ve kitle yerleşimleri hakkında bilgi sahibi olunacağı görülmüştür. Ancak, canlı içi veri kullanılarak zayıflama katsayılarının kestirilmesinde, kullanılan pencerenin kısa olduğu durumlarda ve hesaplanan güç spektrasında bozulmalar olduğunda negatif zayıflama katsayısının oluşması gibi bazı sınırlamaların olduğu görülmüştür. Bu nedenle, zayıflama katsayıları elde edilirken güç spektrasının kestirilmesinde uygun pencere uzunluğunun seçilmesi önemlidir.





## KAYNAKLAR

- Adeuyi Y G** (2001) Sonochemistry: environmental science and engineering applications. *Industrial & Engineering Chemistry Research*, 40: 4681–4715.
- Angelsen B A J, Torp H, Holm S, Kristoffersen K and Whittingham T A** (1995) Which transducer array is best? *European Journal of Ultrasound*, 2: 151-164.
- Baldeweck T, Laugier P, Herment A and Berger G** (1995) Application of autoregressive spectral analysis for ultrasound attenuation estimation: interest in highly attenuating medium. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 42: 99-109.
- Baldwin S L, Marutyan K, Yang M, Wallace K D, Holland M R and Miller J G** (2006) Measurements of the anisotropy of ultrasonic attenuation in freshly excised myocardium. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 119(5): 3130-3139.
- Barbé K, Pintelon R and Schoukens J** (2010) Welch Method revisited: nonparametric power spectrum estimation via circular overlap. *IEEE Trans. Signal Process.*, 58(2): 553-565.
- Berger G, Laugier P, Thalabard J C and Perrin J** (1990) Global breast attenuation: control group and benign breast diseases. *Ultrason Imaging*, 12(1): 47-57.
- Berktaý O** (1979) *Underwater Acoustics and Sonar*, TÜBİTAK Internal Report, No: UI-79/07, (ELE 50), Turkey.
- Bigelow T A and O'Brien W D** (2003) Scatterer size estimation using a generalized ultrasound attenuation compensation function to correct for focusing. *IEEE International Ultrasonics Symposium*, Honolulu, Hawaii, October 5-8.
- Bushberg J T, Seibert J A, Leidholdt Jr. E M and Boone J M** (2011) *The Essential Physics of Medical Imaging*. LWW, Third, North American Edition.
- Carlin B** (1964) *Physical Acoustics - Principles and Methods*. Vol. I, part B. New York: Academic Press.
- Chaffaı̂ S, Roberjot V, Peyrin F, Berger G and Laugier P** (2000) Frequency dependence of ultrasonic backscattering in cancellous bone: autocorrelation model and experimental results. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 108: 2403-2411.
- Chambers D H and Gantesen A K** (2001) Erratum: Time reversal for a single spherical scatterer. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 109(6): 2616-2624.
- Chen D** (2012) *Applications of Ultrasound In Water and Wastewater Treatment*. Boca Raton,
- Chen J F, Madsen E and Zagzebski J A** (1994) A method for determination of frequency-dependent effective scatterer number density. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 95(1): 77-85.
- Chen Q** (2004) Computer Simulations in Parametric Ultrasonic Imaging, PhD Thesis, Medical Physics, University of Wisconsin-Madison, 212 pages.
- Chernov L A** (1960) *Wave Propagation in a Random Medium*. New York, McGraw-Hill.

## KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Chowdhury P and Viraraghavan T** (2009) Sonochemical degradation of chlorinated organic compounds, phenolic compounds and organic dyes—a review. *Total Environ*, 407: 2474–2492. CRC Press, Taylor & Francis Group.
- Destailats H, Hoffmann M R and Wallace H C** (2003) *Sonochemical Degradation of Pollutants*. In: Tarr MA (ed) Chemical degradation methods for wastes and pollutants. Environmental and industrial applications. USA, Marcel Dekker, Inc.
- Dines K A and Kak A** (1979) Ultrasonic attenuation tomography of soft tissues. *Ultrason Imaging*, 1: 16-33.
- Dong B W, Wang M, Xie K and Chen M H** (1994) In vivo measurements of frequency-dependent attenuation in tumors of the liver. *J. Clin. Ultrasound*, 22: 167-174.
- Du Y, Jensen H and Jensen J A** (2010) Simulation of second harmonic ultrasound fields. in *Proc. IEEE Int. Ultrason. Symp.*, pp. 2191-2194.
- Duerinckx A, Rosenberg K, Joefs J, Aufrichtig D, Cole-Beuglet C, Kanel G, Lotternberg S and Ferrari L A** (1988) In vivo acoustic attenuation in liver: correlations with blood tests and histology. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 14(5): 405-413.
- Fallström K E, Gren P and Mattsson R** (2002) Determination of paper stiffness and anisotropy from recorded bending waves in paper subjected to tensile forces. *NDT&E International*, 35: 465-472.
- Fan C, Caleap M, Pan M and Drinkwater B W** (2014) A comparison between ultrasonic array beamforming and super resolution imaging algorithms for non-destructive evaluation. *Ultrasonics*, 54(7): 1842-1850.
- Fatemi M and Kak A C** (1980) Ultrasonic B-scan imaging: Theory of image formation and a technique for restoration. *Ultrason. Imag.*, 2: 1- 47.
- Fink M** (1992) Time-reversal of ultrasonic fields-Part I: Basic Principles. *IEEE Trans. on Ultrason. Ferroelec. and Freq. Contr.*, 39(5): 555–566.
- Fink M A and Cardoso J** (1984) Diffraction effects in pulse-echo measurement. *IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics*, 31(4): 313-329.
- Fink M, Hottier F and Cardoso J F** (1983) Ultrasonic signal processing for in vivo attenuation measurement: short time Fourier analysis. *Ultrason Imaging*, 5: 117-135.
- Fisher F H and Simmons V P** (1977) Sound absorption in sea water. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 62(3): 558–564.
- Flax S W, Pelc N J, Glover G H, Gutmann F D and McLachlan M** (1983) Spectral characterization and attenuation measurements in ultrasound. *Ultrason. Imaging*, 5(2): 95-116.
- Fujii Y, Taniguchi N, Itoh K, Shigeta K, Wang Y, Tsao J W, Kumasaki K and Itoh T** (2002) A new method for attenuation coefficient measurement in the liver: comparison with the spectral shift central frequency method. *J. Ultrasound Med.*, 21(7): 783-788.
- Ghadiali A S and Trivedi M** (2015) Infrasonic waves sources, effects, generation and applications. *International Journal of Recent Advances in Engineering and Technology*, 3(11): 37–42.

## KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Ghoshal G and Oelze ML** (2012) Time domain attenuation estimation method from ultrasonic backscattered signals. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 132(1): 533-543.
- Gore J C and Leeman S** (1977) Ultrasonic backscattering from human tissue: a realistic model. *Phys. Med. Biol.*, 22(2): 317-326.
- Gore J C and Leeman S** (1977) Ultrasonic backscattering from human tissue: A realistic model. *Phys. Med. Biol.*, 22: 317-326.
- Greenleaf J F and Sehgal C M** (1992) *Biological System Evaluation With Ultrasound*. New York: Springer- Verlag.
- Guimond A, Teletin M, Garo E, D'Sa A, Selloum M, Champy M F, Vonesch J L and Monassier L** (2007) Quantitative ultrasonic tissue characterization as a new tool for continuous monitoring of chronic liver remodeling in mice. *Liver Int.*, 27: 854–864.
- Hall T J, Insana M, Harrison L A and Cox G G** (1996) Ultrasonic measurement of glomerular diameters in normal adult humans. *Ultrasound Med. Biol.*, 22(8): 987-997.
- Halliday D and Resnick R** (1992) *Physics Part I*. New Delhi: Wiley Eastern.
- Harris G R** (1981) Review of transient field theory for a baffled planar piston. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 70: 10–20.
- Haykin S** (1996) *Adaptive Filter Theory*. New Jersey: Prentice Hall.
- He P and Greenleaf J** (1986) Application of stochastic analysis to ultrasonic echoes estimation of attenuation and tissue heterogeneity from peaks of echo envelope. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 79(2): 526-534.
- Hellier C J** (2001) *Handbook of Nondestructive Evaluation*. New York: McGraw-Hill.
- Huisman H J, Thijssen J, Wagener D J and Rosenbusch G J** (1998) Quantitative ultrasonic analysis of liver metastases. *Ultrasound Med. Biol.*, 24(1): 67-77.
- Ing R K, Catheline S, Quieffin N and Fink M** (2001) Dynamic focusing using a unique transducer and time reversal process. *In Proc. of the 8th Int. Congress on Sound and Vibrations*, July 2–6.
- Insana M F and Wagner R** (1990) Describing small-scale structure in random media using pulse-echo ultrasound. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 87: 179-192.
- Jang H S, Song T and Park S B** (1988) Ultrasound attenuation estimation in soft tissue using the entropy difference of pulsed echoes between two adjacent envelope segments. *Ultrasound Imaging*, 10(4): 248-264.
- Jensen J A** (1991) A model for the propagation and scattering of ultrasound in tissue. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 89(1): 182-190.
- Jensen J A** (1996) Field: A program for simulating ultrasound systems. *Medical & Biological Engineering & Computing*, Part 1(Supplement 1): 351–353.

## KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Jensen J A and Svendsen** (1992) Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 39: 262–267.
- Kaner N and Segal M** (1963) *Sound and Ultrasound Waves In Air, Water and Solid Bodies*. 3rd ed. Published for the National Science Foundation, Washington, by the Israel Program for Scientific Translations.
- Kay S M** (1993) *Fundamentals of Statistical Signal Processing: Estimation Theory*. vol. 1. Prentice Hall.
- Kennelly E and Kurokawa K** (1921) Acoustic impedance and its measurement. *Proc. Am. Acad. Arts Sci.*, 61: 3-37.
- Kinsler L E, Frey A R, Coppens A B and Sanders J V** (2000) *Fundamentals of Acoustics*. 4th ed. New York: John Wiley&Sons.
- Kino G S** (1987) *Acoustic Waves: Devices, Imaging and Analog Signal Processing*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice- Hall, Inc.
- Klimonda Z and Nowicki A** (2007) Imaging of the mean frequency of the ultrasonic echoes. *Archives of Acoustics*, 32(4): 77-80.
- Klimonda Z, Litniewski J, Karwat P and Nowicki A** (2014) Spatial and frequency compounding in application to attenuation estimation in tissue. *Archives of Acoustics*, 39(4): 519-527.
- Knipp B S, Zagzebski J, Wilson T A, Dong R and Madse E L** (1997) Attenuation and backscatter estimation using video signal analysis applied to B-mode images. *Ultrason Imaging*, 19: 221-233.
- Kuc R** (1985) Bounds on estimating the acoustic attenuation of small tissue regions from reflected ultrasound. *Proc. IEEE*, 73(7): 1159-1168.
- Kuc R and Li H** (1985) Reduced-order autoregressive modeling for center-frequency estimation. *Ultrason Imaging*, 7: 244-251.
- Kuc R, Schwartz M and Von Micsky L** (1976) Parametric estimation of the acoustic attenuation coefficient slope for soft tissue. *Ultrasonic Symposium Proceedings*, pp. 44-47, New York, USA, September 29-October 1.
- Labyed Y, Bigelow T A and McFarlin B L** (2011) Estimate of the attenuation coefficient using a clinical array transducer for the detection of cervical ripening in human pregnancy. *Ultrasonics*, 51(1): 34-39.
- Le Bourhis E** (2008) *Glass-Mechanics and Technology*. Weiheim: Wiley-VHC.
- Leonard R W** (1948) The attenuation of ultrasonic waves in water. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 20: 224-232.
- Levy Y, Agnon Y and Azhari H** (2006) Measurement of speed of sound dispersion in soft tissues using a double frequency continuous wave method. *Ultrasound Med Biol.*, 32(7): 1065-1071.
- Lingvall F** (2008) The DREAM toolbox user manual. Signals and Systems Group, Uppsala University, Sweden.

## KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Liu W** (2007) In-vivo Ultrasound Scatterer Size Imaging on Liver Tumors with a Clinical Scanner. PhD Thesis, Medical Physics, University of Wisconsin-Madison, 210 pages.
- Lizzi F L, Ostromogilsky M, Feleppa E J, Rorke M C and Yaremko M M** (1987) Relationship of ultrasonic spectral parameters to features of tissue microstructure. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 34(3): 319-329.
- Lu Z F, Zagzebski J A and Lee F T** (1999) Ultrasound backscatter and attenuation in human liver with diffuse disease. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 25(7): 1047-1054.
- Maklad N F, Ophir J and Balsara V** (1984) Attenuation of ultrasound in normal liver and diffuse liver disease in vivo. *Ultrasonic Imaging*, 6: 117-125.
- Maksuti E, Widman E, Larsson D, Urban M W, Larsson M and Bjllmark A** (2016) Arterial stiffness estimation by shear wave elastography: validation in phantoms with mechanical testing. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 42: 308-321.
- Marsh H W and Schulkin M** (1952) Report on the status of Project AMOS Tch. Memo. No.1110-023-52, U.S.Navy Underwater Sound Lab., New London, CT.
- McFarlin B L, Bigelow T A, Laybed Y, O'Brien Jr W D, Oelze M L and Abramowicz J S** (2010) Ultrasonic attenuation estimation of pregnant cervix: a preliminary report. *Ultrasound Obstet Gynecol.*, 36(2): 218-225.
- Meziri M, Pereira W, Abdelwahab A, Degott C and Laugier P** (2005) In vitro chronic hepatic disease characterization with a multiparametric ultrasonic approach. *Ultrasonics*, 43(5): 305-313.
- Montaldo G, Tanter M and Fink M** (2004) Revisiting iterative time reversal processing: application to detection of multiple targets. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 115: 776-784.
- Mostarac P, Malarić R and Hegeduš H** (2012) Adaptive Chirp Transform for frequency measurement. *Measurement*, 45: 268-275.
- Narayana P A and Ophir J** (1983) A closed form method for the measurement of attenuation in nonlinearly dispersive media. *Ultrason Imaging*, 5(1): 17-21.
- Narayana P A and Ophir J** (1983) On the frequency dependence of attenuation in normal and fatty liver. *IEEE Trans. Sonics Ultrason*, 30: 379-383.
- Narayana P A and Ophir J** (1984) The measurement of attenuation in nonlinearly attenuating media by the zero crossing method. *Ultrasound Med. Biol.*, 10(6): 715-718.
- Omari E A, Varghese T, Madsen E L and Frank G** (2013) Evaluation of the impact of backscatter intensity variations on ultrasound attenuation estimation. *Med. Phys.*, 40(8): 082904.
- Onur T Ö ve Hacıoğlu R** (2013) Araçlarda Eller Serbest Sesli Haberleşme İçin Uyarlamalı Eko ve Gürültü Yok Etme. 21. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, 24-26 Nisan 2013, Girne, Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti, *IEEE Conference Publications*, ISBN: 978-1-4673-5562-9, e-kitap, 1-4.
- Onur T Ö ve Hacıoğlu R** (2014) Dalga Kılavuzu ile Ultrasonik Konum Belirleme. 22. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, 23-25 Nisan 2014, Trabzon, Türkiye, *IEEE Conference Publications*, e-kitap, 1323-1326.

## KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Onur T Ö ve Hacıoğlu R** (2016a) Ultrason Görüntülemeye Görüntü Kalitesinin Artırılması. 24. *Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı*, 16-19 Mayıs 2016, Zonguldak, Türkiye, *IEEE Conference Publications*, ISBN: 978-1-5090-1680-8, e-kitap, 821-824.
- Onur T Ö ve Hacıoğlu R** (2016b) Ultrasonik Görüntülemeye Halka Transdüser Sisteminin Etkisi. 24. *Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı*, 16-19 Mayıs 2016, Zonguldak, Türkiye, *IEEE Conference Publications*, ISBN: 978-1-5090-1680-8, e-kitap, 825-828.
- Ophir J, McWhirt R, Maklad N F and Jaeger P M** (1985) A narrowband pulse-echo technique for in vivo ultrasonic attenuation estimation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 32(3): 205-212.
- Ophir J, Shawker T, Maklad N F, Miller J G, Flax S W, Narayana P A and Jones J P** (1984) Attenuation estimation in reflection: progress and prospects. *Ultrason Imaging*, 6(4): 349-395.
- Özdiñç T Ö ve Hacıoğlu R** (2008) Akustik Eko Yok Etme Algoritmasında Uyarlamalı Hammerstein Filtre Yaklaşımları. 16. *Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı*, 20-22 Nisan 2008, Aydın, Türkiye, *IEEE Conference Publications*, ISBN: 978-1-4244-1998-2, e-kitap, 1-4.
- Pang Y L, Abdullah A L and Bhatia S** (2011) Review on sonochemical methods in the presence of catalysts and chemical additives for treatment of organic pollutants in wastewater. *Desalination*, 277(1-3): 1-14.
- Parker K J, Asztely M, Lerner R M, Schenk E A and Waag R C** (1988) In-vivo measurements of ultrasound attenuation in normal or diseased liver. *Ultrasound in Med. & Biol.*, 14(2): 127-136.
- Peters D** (1996) Ultrasound in materials chemistry. *Journal of Materials Chemistry*, 6: 1605-1618.
- Pierce D** (1989) *Acoustics: An Introduction to Its Physical Principles and Applications*. Woodbury, NY: The Acoustical Society of America.
- Pinkerton J M M** (1947) A pulse method for the measurement of ultrasonic absorption in liquids: results for water. *Nature* 160: 128-141.
- Prada C and Fink M** (1994) Eigenmodes of the time reversal operator: A solution to selective focusing in multiple-target media. *Wave Motion*, 20: 151-163.
- Prada C, Manneville S, Spoliansky D and Fink M** (1996) Decomposition of the time reversal operator: Detection and selective focusing on two scatterers. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 99(4): 2067-2076.
- Prada C, Thomas J L and Fink M** (1995) The iterative time reversal process: Analysis of the convergence. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 97(1): 62-71.
- Rahimian S and Tavakkoli J** (2013) Estimating dynamic changes of tissue attenuation coefficient during high-intensity focused ultrasound treatment. *J. Ther. Ultrasound*, 1: 1-14.

## KAYNAKLAR (devam ediyör)

- Raum K and O'Brien Jr. W D** (1997) Pulse-echo field distribution measurement technique for high frequency ultrasound sources. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, 44(4): 810-815.
- Rice S O** (1944) Mathematical analysis of random noise. *Bell Syst. Tech. J.*, 23: 282-332.
- Rubert N and Varghese T** (2014) Scatterer number density considerations in reference phantom-based attenuation estimation. *Ultrasound Med. Biol.*, 40(7): 1680-1696.
- Sanches J M, Laine A F and Suri J S** (2012) *Ultrasound Imaging*. Boston, MA: Springer US.
- Sandell M and Grennberg A** (1995) Estimation of the spatial impulse response of an ultrasonic transducer using a tomographic approach. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 98(4): 2094-2103.
- Saniie J** (1981) *Ultrasonic Signal Processing: System Identification and Parameter Estimation of Reverberant and Inhomogeneous Targets*. PhD Thesis, Purdue University, West Lafayette, 323 pages.
- Schetzen M** (2002) *Linear Time-Invariant Systems*. 1st ed. Wiley-IEEE Press.
- Shankar P** (2013) A statistical model for the ultrasonic backscattered echo from tissue containing microcalcifications. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 60(5): 932-942.
- Stephanishen P R** (1971) The time-dependent force and radiation impedance on a piston in a rigid infinite planar baffle. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 49: 841-849.
- Stephens D N, Kruse D E, Qin S and Ferrara K W** (2011) Design aspects of focal beams from high-intensity arrays. *IEEE Trans. on Ultrason. Ferroelec. and Freq. Contr.*, 58(8): 1590-1602.
- Suslick K S** (1990) Sonochemistry. *Science*, 247: 1438-1445.
- Tadayyon H, Sadeghi-Naini A, Wirtzfeld L, Wright F C and Czarnota G** (2014) Quantitative ultrasound characterization of locally advanced breast cancer by estimation of its scatterer properties. *Med. Phys.*, 41(1): 012903.
- Tang W Z** (2003) *Physicochemical Treatment of Hazardous Wastes*. US, CRC Press.
- Thangavadivel K, Megharaj M, Mudhoo A and Naidu R** (2012) *Degradation of Organic Pollutants Using Ultrasound*. In: Chen D, Sharma SK, Mudhoo A (eds) Handbook on application of ultrasound: sonochemistry for sustainability. Boca Raton, CRC Press, Taylor & Francis Group.
- Therrien C W** (1992) *Discrete Random Signals and Statistical Signal Processing*. Prentice-Hall.
- Thompson R B** (1996) Ultrasonic measurement of mechanical properties. in *Proc. IEEE Int. Ultrason. Symp.*, pp. 735-744.
- Towa R T, Miller R, Frizzell L A, Zachary J F and O'Brien Jr W D** (2002) Attenuation coefficient and propagation speed estimates of rat and pig intercostal tissue as a function of temperature. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 49(10): 1411-1420.

## KAYNAKLAR (devam ediyor)

- Treese G, Prager R and Gee A** (2005) Ultrasound attenuation measurement in the presence of scatter variation for reduction of shadowing and enhancement. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 52(12): 2346-2360.
- Tupholme G E** (1969) Generation of acoustic pulses by baffled plane pistons. *Mathematika*, 16: 209-224.
- Vajnhandl S and Marechal A M L** (2005) Ultrasound in textile dyeing and the decolourization/ mineralization of textile dyes. *Dyes Pigments*, 101: 65-89.
- Varghese T and Donohue K D** (1995) Estimating mean scatterer spacing with the frequency-smoothed spectral autocorrelation function. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 42(3): 451-463.
- Viergever M A and Todd- Pokropek A E** (1988) *Mathematics and Computer Science in Medical Imaging*. Nato ASI Series, Vol. F39, Berlin Heidelberg, Springer-Verlag.
- Wahlberg B** (1994) Laguerra and Kautz models. *10th IFAC Symposium on System Identification*, 3: 3.1-3.2.
- Wear K A** (2001) Ultrasonic attenuation in human calcaneus from 0.2 to 1.7 MHz. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 48: 602-608.
- Wear K A** (2002) A Gaussian framework for modeling effects of frequency-dependent attenuation, frequency-dependent scattering, and gating. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 49(11): 1572-1582.
- Wear K A** (2003) Characterization of trabecular bone using the backscattered spectral centroid shift. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 50(4): 402-407.
- Wear K A, Garra B and Hall T J** (1995) Measurements of ultrasonic backscatter coefficients in human liver and kidney in vivo. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 98(4): 1852-1857.
- Wear K A, Wagner R, Insana M F and Hall T J** (1993) Application of autoregressive spectral analysis to cepstralestimation of mean scatterer spacing. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 40(1): 50-58.
- Webster G** (1919) Acoustical impedance and the theory of horns and of the phonograph. *Proc. Natl. Acad. Sci.*, 5: 275-282.
- Wilson L S, Robinson D and Doust B D** (1984) Frequency domain processing for ultrasonic attenuation measurement in liver. *Ultrason Imaging*, 6(3): 278-292.
- Wilson T, Zagzebski J and Li Y** (2002) A test phantom for estimating changes in the effective frequency of an ultrasonic scanner. *J. Ultrasound Med.*, 21(9): 937-945.
- Yao L X, Zagzebski J and Madsen E L** (1990) Backscatter coefficient measurements using a reference phantom to extract depth-dependent instrumentation factors. *Ultrason Imaging*, 12: 58-70.
- Zagzebski J A** (1996) *Essentials of Ultrasound Physics*. 1st ed. Mosby, Inc.



## **EK AÇIKLAMALAR A**

### **SPEKTRAL ÇAPRAZ KORELASYON YÖNTEMİ**



## EK A: SPEKTRAL ÇAPRAZ KORELASYON ALGORİTMASI

$z_1$  ve  $z_2$  ( $z_1 < z_2$ ) olmak üzere iki farklı derinlikteki güç spektralleri arasındaki çapraz korelasyon fonksiyonu Eşitlik (8.32) kullanılarak,

$$S(f_0) = \int_{-\infty}^{\infty} R(f + f_0, z_1) \cdot R(f, z_2) df \quad (\text{A-1})$$

şeklinde yazılır. (A-1) eşitliğinde,  $f_0$  spektral kaymayı göstermektedir. İlgilenilen bölgede zayıflama katsayısının fazla değişmediği,  $z_1$  ve  $z_2$ 'nin birbirine yakın olduğu varsayılırsa,  $z_1$  ve  $z_2$  derinliklerindeki zayıflama katsayılarının benzer olduğu düşünülebilir. Eşitlik (8.30)'da verilen  $R(f, z)$  eşitliği, (A-1) eşitliğinde yerine yazılarak,

$$S(f_0) = \int_{-\infty}^{\infty} [G(f + f_0) \cdot A(f + f_0, z) \cdot B(f + f_0) \cdot G(f) \cdot A(f, z) \cdot B(f)] df \quad (\text{A-2})$$

elde edilir. (8.29), (8.30) ve (8.31) eşitliklerinde verilen  $G(f)$ ,  $A(f, z)$  ve  $B(f)$  ifadeleri eşitlik (A-2)'de yerine yazılırsa,

$$S(f_0) = \int_{-\infty}^{\infty} \left[ \exp\left\{-\frac{(f + f_0 - f_c)^2}{2\sigma^2}\right\} \cdot \exp\{-4\beta(f + f_0)z_1\} \cdot (f + f_0)^n \cdot \exp\left\{-\frac{(f - f_c)^2}{2\sigma^2}\right\} \cdot \exp\{-4\beta f z_2\} \cdot f^n \right] df \quad (\text{A-3})$$

eşitliği elde edilir.  $f^n \cdot (f + f_0)^n$  Taylor seri açılımının eksponansiyel formuyla yer değiştirilirse,

$$S(f_0) = \int_{-\infty}^{\infty} \left[ \exp\left\{-\frac{(f + f_0 - f_c)^2}{2\sigma^2}\right\} \cdot \exp\{-4\beta(f + f_0)z_1\} \cdot \exp\left\{-\frac{(f - f_c)^2}{2\sigma^2}\right\} \cdot \exp\{-4\beta f z_2\} \cdot \exp\left\{-\frac{n \cdot \{2f^2 + (2f_0 - 8f_c)f + f_0^2 - 4f_c f_0\}}{2f_c^2}\right\} \right] df \quad (\text{A-4})$$

eşitliği yazılabilir. (A-4) eşitliği basitleştirilerek,

$$S(f_o) = \int_{-\infty}^{\infty} \exp \left[ -\frac{A}{2\sigma^2 f_c^2} \right] df \quad (\text{A-5})$$

yazılabilir. (A-5) eşitliğinde,

$$A = 2B \left( f + \frac{C}{2B} \right)^2 + \frac{2BD - C^2}{2B} \quad (\text{A-6})$$

şeklindedir ve B, C, D ifadeleri eşitlik (A-7)-(A-9)'da sırasıyla verilmiştir.

$$B = f_c^2 + n\sigma^2 \quad (\text{A-7})$$

$$C = Bf_o - 2f_c^3 + 4\sigma^2\beta(z_1 + z_2)f_c^2 - 4n\sigma^2 f_c \quad (\text{A-8})$$

$$D = Bf_o^2 + 2(4\sigma^2\beta z_1 f_c^2 - f_c^3 - 2n\sigma^2 f_c)f_o + 2f_c^4 \quad (\text{A-9})$$

SCC fonksiyonu,

$$S(f_o) = \int_{-\infty}^{\infty} \exp \left[ -\frac{\left( f + \frac{C}{2B} \right)^2}{\frac{\sigma^2 f_c^2}{B}} \right] \cdot \exp \left[ \frac{C^2 - 2BD}{4\sigma^2 f_c^2 B} \right] df \quad (\text{A-10})$$

olarak yazılır. Sabit ifade integral dışına çıkarılarak (A-10) eşitliği tekrar düzenlenirse,

$$S(f_o) = \exp \left[ \frac{C^2 - 2BD}{4\sigma^2 f_c^2 B} \right] \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \exp \left[ -\frac{\left( f + \frac{C}{2B} \right)^2}{\frac{\sigma^2 f_c^2}{B}} \right] df \quad (\text{A-11})$$

elde edilir. Eşitlik (A-11),  $\int_{-\infty}^{\infty} \exp(-\alpha x^2) dx = \sqrt{\frac{\pi}{\alpha}}$  formundadır. Buna göre tekrar düzenlenirse,

$$S(f_o) = \exp\left\{\frac{E}{4\sigma^2 f_c^2}\right\} \cdot \sqrt{\frac{\sigma^2 f_c^2 \pi}{B}} \quad (\text{A-12})$$

elde edilir. Eşitlik (A-12)'de,

$$E = \frac{C^2 - 2BD}{B} \quad (\text{A-13})$$

şeklindedir. Çapraz korelasyon fonksiyonunun maksimum değerinde olan spektral kaymayı bulmak için,  $S(f_o)$ 'ın  $f_o$ 'a göre türevi alınıp sıfıra eşitlenir.

$$\frac{dS(f_o)}{df_o} = \sqrt{\frac{\sigma^2 f_c^2 \pi}{B}} \cdot \exp\left\{\frac{E}{4\sigma^2 f_c^2}\right\} \cdot \frac{dE}{df_o} = 0 \quad (\text{A-14})$$

Eşitlik (A-14) çözüldüğünde,

$$-2B^2 f_o - 8B\sigma^2 \beta(z_1 - z_2) f_c^2 = 0 \quad (\text{A-15})$$

veya

$$f_{o(max)} = -\frac{4\sigma^2 \beta(z_1 - z_2)}{1 + \frac{n\sigma^2}{f_c^2}} \quad (\text{A-16})$$

elde edilir. Merkez frekansı genellikle iletim darbesinin varyansının karekökünden büyük olduğundan ve insan dokusu için  $n$  parametresi 1 ve 2 arasında olduğundan, iki farklı derinlikte elde edilen güç spektralleri arasındaki spektral kayma, zayıflama katsayısı ve spektrallerin elde edildiği derinliklerin farkı ile doğru orantılıdır.



## **EK AÇIKLAMALAR B**

### **SPEKTRAL FARK-KAYMA HİBRİD YÖNTEMİ**





## EK B: SPEKTRAL FARK-KAYMA HİBRİD YÖNTEMİ

Eşitlik (8.38)'de verilen Gaussian filtre uygulanmış güç spektrumu,

$$\begin{aligned} GRS(f, z) &= G(f) \cdot RS(f, z) \\ &= \exp\left\{-\frac{(f - f_c)^2}{2\sigma^2}\right\} \cdot \exp\left\{-\frac{(n_s - n_r) \cdot (f^2 - 4f_c f)}{2f_c^2}\right\} \\ &\quad \cdot \exp\{-4(\beta_s - \beta_r) f z\} \end{aligned} \quad (\text{B-1})$$

olarak ifade edilir. Eşitlik (B-1)'de,  $f_c$  ve  $\sigma^2$  sırasıyla merkez frekansı ve iletim darbesinin varyansını göstermektedir. Referans fantomun ve örneğin geri saçılma özellikleri sırasıyla  $n_r$  ve  $n_s$  ile gösterilmektedir. (B-1) eşitliğinde bütün terimler eksponansiyel olarak verildiği için,

$$GRS(f, z) = \exp\left\{-\frac{A}{2\sigma^2 f_c^2}\right\} \quad (\text{B-2})$$

şeklinde sadeleştirilebilir. (B-2) eşitliğinde,

$$A = (f - f_c)^2 f_c^2 + \sigma^2 (n_s - n_r) \cdot (f^2 - 4f_c f) + 8\sigma^2 f_c^2 (\beta_s - \beta_r) f z \quad (\text{B-3})$$

şeklinindedir. Gaussian filtrelenmiş güç spektrumunun kaydırılmış merkez frekasının kestirilmesi için (B-3) eşitliği,

$$A = B \cdot \left(f - \frac{C}{B}\right)^2 - \frac{C^2}{B} + f_c^4 \quad (\text{B-4})$$

olarak yazılabilir. Burada,

$$B = f_c^2 + \sigma^2 (n_s - n_r) \quad (\text{B-5})$$

$$C = f_c (f_c^2 + 2\sigma^2 (n_s - n_r) - 4\sigma^2 f_c (\beta_s - \beta_r) z) \quad (\text{B-6})$$

$z$  derinliğindeki kaydırılmış merkez frekansı  $f_c(z)$ ,

$$f_c(z) = \frac{C}{B} = \frac{f_c - 4\sigma^2(\beta_s - \beta_r)z + \frac{\sigma^2(n_s - n_r)}{f_c^2}}{1 + \frac{\sigma^2(n_s - n_r)}{f_c^2}} \approx f_c - 4\sigma^2(\beta_s - \beta_r)z \quad (\text{B-7})$$

olarak elde edilir. Merkez frekansı genellikle iletim darbesinin varyansının karekökünden büyük olduğundan ve insan dokusu için  $n$  parametresi 1 ve 2 arasında olduğundan, elde edilen merkez frekansının spektral kayması zayıflama katsayılarının farkının çarpımıyla ve (B-7) eşitliğinde gösterildiği gibi derinlikle doğru orantılıdır.

## **ÖZGEÇMİŞ**

Tuğba Özge ONUR 1984'te Erzincan'da doğdu; lise öğrenimini Erzincan Anadolu Lisesi'nde tamamladı. Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümünden 2005 yılında mezun oldu. 2008 yılında Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim dalında yüksek lisans eğitimini tamamladı. 2010 yılında Bülent Ecevit Üniversitesi (Zonguldak Karaelmas Üniversitesi) Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim dalında doktora eğitimine başladı. Halen BEÜ Elektrik-Elektronik Mühendisliği Devreler ve Sistemler Teorisi Anabilim Dalı'nda araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.

### **ADRES BİLGİLERİ**

Adres : B.E.Ü Elektrik-Elektronik Mühendisliği  
İncivez-ZONGULDAK

Tel : 0372 291 1860

E-posta : ozdincozge@gmail.com