

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RHOMBOİD VE HIFU DÖNÜŞTÜRÜCÜLERİN LİNEER OLMAYAN
AKUSTİK ALAN YAPILARININ İNCELENMESİ

Süreyya NUR

DOKTORA TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI

MALATYA

Aralık 2016

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RHOMBOİD VE HIFU DÖNÜŞTÜRÜCÜLERİN LİNEER OLMAYAN
AKUSTİK ALAN YAPILARININ İNCELENMESİ

Süreyya NUR

DOKTORA TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI

MALATYA

Aralık 2016

TEZ ONAYI

Tezin Başlığı : Rhomboid ve HIFU dönüştürücülerin lineer olmayan akustik alan yapılarının incelenmesi

Tezi Hazırlayan : Süreyya NUR

Sınav Tarihi : 02/12/2016

Yukarıda adı geçen tez jürimizce değerlendirilerek Fizik Ana Bilim Dalında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Sınav Jüri Üyeleri :

(Tez Danışmanı) Prof. Dr. Ali ŞAHİN
İnönü Üniversitesi

Prof. Dr. Halil İbrahim ADIGÜZEL
İnönü Üniversitesi

Prof. Dr. Hüseyin GENCER
İnönü Üniversitesi

Prof. Dr. Servet EKMEKÇİ
Adıyaman Üniversitesi

Doç. Dr. Bahar DİRİCAN
Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi

Prof. Dr. Halil İbrahim ADIGÜZEL
Enstitü Müdürü

ONUR SÖZÜ

Doktora Tezi olarak sunduğum “Rhomboid ve HIFU dönüştürücülerin lineer olmayan akustik alan yapılarının incelenmesi” başlıklı bu çalışmanın bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurmaksızın tarafımdan yazıldığını ve yararlandığım bütün kaynakların, hem metin içinde hem de kaynakçada yönetime uygun biçimde gösterilenlerden olduğunu belirtir, bunu onurumla doğrularım.



Süreyya NUR

ÖZET

Doktora Tezi

RHOMBOİD VE HIFU DÖNÜŞTÜRÜCÜLERİN LİNEER OLMAYAN AKUSTİK ALAN YAPILARININ İNCELENMESİ

Süreyya NUR

İnönü Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı

193 + xi sayfa

2016

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ali ŞAHİN

Son yıllarda ultrason, tıpta teşhis ve tedavi amacıyla yoğun bir şekilde kullanılmaktadır. Ultrasondan elde edilen ultrasonik dalgalar, herhangi bir ortamda yayılırken, ortam ile etkileşir ve ısı etkisi ortaya çıkarır.

Bu tezde Romboid ve HIFU türündeki vericilerden yayılan yüksek genlik ve şiddetli ultrasonik dalgaların ısı yaratma etkisi ve alan yapısı, su ortamında incelenmiştir.

Comsol multifizik software kullanılarak Romboid ve HIFU türünden vericiler için yeni bir teorik model geliştirilmiştir. Üç farklı HIFU model geliştirilmiş ve her bir model için teorik sonuçlar sunularak İnönü Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Ultrasonik&Medikal Fizik ve TÜBİTAK-UME araştırma laboratuvarlarında elde edilen deneysel veriler ile karşılaştırılmıştır.

Teorik ile deneysel sonuçlar arasında iyi uyum gözlenmiş ve bazı gelecek çalışmalar için önerilerde bulunulmuştur.

ANAHTAR KELİMELER: Ses dalgaları, HIFU, romboid transduser

ABSTRACT

Ph. D. Thesis

Experimental investigation of nonlinear pressure field of rhomboid and HIFU transducers

Süreyya NUR

Inonu University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Physics
193 + xi pages
2016

Supervisor : Prof. Dr. Ali ŞAHİN

Recently, ultrasound is frequently used in medicine, for diagnostic and imaging aims. While sonic waves from ultrasound device propagate in a medium, interact with that medium, generating heat in the propagating medium.

In this thesis, acoustic structure and thermal effect of high intensity ultrasonic wave propagation from Rhomboid and circular concave type HIFU transducers were investigated in water medium.

A new theoretical model is developed for Rhomboid and HIFU type transducer using Comsol multiphysics software. Three different model for developed for HIFU transducers and theoretical results are presented for each model. This theoretical results were compared with available experimental results measured in physics department and TÜBİTAK-UME laboratories.

Good agreement is shown between the experimental and theoretical results and some future works are advised.

KEY WORDS: Sound waves, HIFU, rhomboid transducer

TEŞEKKÜR

Rhomboid ve HIFU dönüştürücülerin lineer olmayan akustik alan yapılarını incelemek amacıyla yapılan bu çalışmada, bana her türlü çalışma olanağı sağlayan, çalışmamın her aşamasında eşsiz bilgi ve deneyimleriyle beni yönlendiren ve her konuda destekleyen danışmanım Sayın Prof. Dr. Ali ŞAHİN'e (İnönü Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Anabilim Dalı),

Özellikle Comsol programı konusunda beni çok değerli bilgileri ile destekleyen, Sayın Doç. Dr. Olgun Adem KAYA'ya (İnönü Üniversitesi Eğitim Fakültesi), TÜBİTAK-UME laboratuvar ortamında çalışmamızı sağlayan Sayın Dr. Baki KARABÖCE'ye (TÜBİTAK-UME),

Yardımlarını esirgemeyen Sayın Öğr. Görv. Serkan ALAGÖZ'e (İnönü Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Anabilim Dalı) ve deney sisteminin mekaniksel sorunlarında destekleyen teknisyen Kadir TOY'a (İnönü Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Laboratuvarı),

Bilgisayarla ilgili her türlü soruna çözüm bulan Sayın Doç. Dr. M. Kemal ÖZDEMİR'e (İnönü Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Matematik Anabilim Dalı)

Manevi olarak desteklerini eksik etmeyen Öğr. Görv. Berran ŞAHİN (İnönü Üniversitesi Eğitim Fakültesi) ve Doç.Dr. Mehtap GÜNAY'a (İnönü Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Anabilim Dalı)

Çalışmalarım süresince desteğini eksik etmeyen esim Mehmet NUR'a ve moral desteği için çocuklarım Eylül ve Kemal NUR'a,

Deneyisel çalışmalara katkılarından dolayı 2012/29 ve 2013/56 nolu projeler kapsamında İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimine,

HIFU Simülatör programını hazırlayan ve kullanmamıza izin veren Sayın J. Soneson'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Süreyya NUR

Malatya, Aralık 2016

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Tezin Amacı	1
1.2. Tezin Kapsamı	2
2. KURAMSAL TEMELLER	3
2.1. Giriş	3
2.2. Lineer ve Lineer olmayan Akustik Çalışmaların Tarihçesi	5
2.3. HIFU'nun Tarihçesi	10
3. GENEL TANIMLAR	15
3.1. Lineer ve Lineer Olmayan Durum	15
3.1.1. Lineer Akustik Dalga Denklemleri	15
3.1.1.1. Durum Denklemi	15
3.1.1.2. Süreklilik Denklemi	17
3.1.1.3. Momentum (Euler) Denklemi	19
3.1.1.4. Lineer Dalga Denklemi	22
3.1.2. Lineer Olmayan Akustik Dalga Denklemleri	24
3.1.2.1. Burger Denklemi	26
3.1.2.2. KZK Denklemi	28
3.1.3. Yüksek Şiddetli Odaklanmış Ultrasonik Dalgalar	30
4. TEORİK MODEL	33
4.1. Giriş	33
4.2. HIFU Simülatör	33
4.3. Comsol	34
5. DENEYSEL SİSTEM VE YÖNTEM	36
5.1. Giriş	36
5.2. Donanım	36
5.2.1. Su Tankı Ünitesi	38
5.2.2. Transduser (Ultrasonik Dalga Üretici)	39
5.2.3. Hidrofon (Ultrasonik Alıcı)	46
5.2.4. Stepper (Adımlayıcı) Motor Ünitesi	49
5.2.5. Bilgisayar Kontrol Ünitesi	49
5.2.6. RF Power (Amplifier) Sinyal Yükselteci	51
5.3. Yazılım	52
5.3.1. Parametreler ara yüzü	55
5.3.2. Alan ölçümü ara yüzü	56
5.3.3. Manuel ölçüm ara yüzü	58
5.3.4. Frekans tarama ara yüzü	59
5.3.5. Ölçüm değerlendirme ara yüzü	60
6. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA	62
6.1. Giriş	62
6.2. Comsol Multifizik simülasyon programı ile elde edilen teorik sonuçlar	62

6.2.1. Romboid transduser için elde edilen teorik sonuçlar	63
6.2.2. Genel bir HIFU transduser modeli için elde edilen teorik sonuçlar.....	68
6.2.3. HIFU transduser'ın ortasındaki açıklığın hava olduğu model için elde edilen teorik sonuçlar	74
6.2.4. HIFU transduser içindeki deliğin su olması durumu için elde edilen teorik sonuçlar.....	83
6.2.5. HIFU transduser içindeki deliğin hava ve su olduğu durumların mukayesesi.	88
6.3. HIFU Simülatör Programı ile elde edilen teorik sonuçlar	89
6.4. Ultrasonik&Medikal Fizik Araştırma Laboratuvarındaki Ultrasonik Deney sisteminden elde edilen deneysel sonuçlar	91
6.4.1. Akustik Eksen Ölçümleri	92
6.4.2. Radyal Eksen Ölçümleri	93
6.4.3. İki Boyutlu Ölçümler	94
6.5. Romboid transduser için elde edilen deneysel sonuçların mevcut literatür ile karşılaştırılması	98
6.6. TÜBİTAK UME'deki Ultrasonik Deney sisteminden elde edilen deneysel sonuçlar	101
6.6.1. Akustik Eksen Ölçümleri	101
6.6.2. Radyal Eksen Ölçümleri.....	103
6.7. HIFU transduser için teorik ve deneysel sonuçların karşılaştırılması.....	103
7. GENEL İRDELEMELER VE İLERİ ÇALIŞMALAR	106
8. KAYNAKLAR	109
9. EKLER.....	121
ÖZGEÇMİŞ	192

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. dV birim hacminden geçen kütle akısı	17
Şekil 3.2. Orjinal sinüs dalga ile nonlinearlikten dolayı bozulan sinüs dalgalarının farklı σ değerleri için karşılaştırılması	28
Şekil 3.3. Piston transduser'in, $G=10$ kazançlı bir boyutlu küresel yakınsak dalga (kalın çizgili) ve lineer odaklı demet (kesik çizgili) için harmonik dalganın boyutsuz genliğinin $z=x/F$ eksenı boyunca dağılımı	31
Şekil 3.4. Comsol Multifizik simülasyon programı ile elde edilen HIFU transduser ile odaklama	32
Şekil 3.5. Dizi transduser ile odaklama.....	32
Şekil 4.1. (a) Odaktaki dalga formu (b) Aksiyel şiddet (c) İlk 5 harmoniğin aksiyel basınç genliği (d) Aksiyel pozitif (P+) ve negatif P- basınç tepeleri	34
Şekil 4.2. Comsol simülasyonundan elde edilen örnek çalışma. Rhomboid kaynaklı bir ultrasonik verici ile odaklanma	35
Şekil 5.1. İnönü Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Ultrasonik&Medikal Fizik Araştırma Laboratuvarında oluşturulan Ultrasonik Deney sisteminin temel ünitelerinin farklı açılardan resimleri	37
Şekil 5.2. Ultrasonik Deney sisteminin genel konfigürasyonu	38
Şekil 5.3. Deney sisteminde kullanılan ultrasonik tank ünitesi	39
Şekil 5.4. Tıpta kullanılan tipik bir ultrasonik transduser	40
Şekil 5.5. Tipik bir Transduser'in genel konfigürasyonu	40
Şekil 5.6. Piezoelektrik etki	41
Şekil 5.7. Tipik bir transduser'in oluşturduğu ultrasonik alan yapısı	42
Şekil 5.8. Deney sisteminde kullanılmak üzere tasarlanan rhomboid transduser	43
Şekil 5.9. HIFU cihazından yayılan ultrasonik dalgaların sıcaklık etkisi.....	44
Şekil 5.10. HIFU cihazından yayılan ultrasonik dalgaların basınç ve şiddet etkisi ...	44
Şekil 5.11. TÜBİTAK UME'de HIFU transduser'in basınç ölçümleri için kurulan su tankı ve ölçüm sistemi.....	45
Şekil 5.12. TÜBİTAK-UME'de kullanılan HIFU ölçüm sisteminde kullanılan H-102 Transduser	45
Şekil 5.13. Zar tipi hidrofonların genel yapısı	46
Şekil 5.14. Deney sisteminde kullanılan bilaminar zar tipi hidrofon.....	47
Şekil 5.15. PVDF hidrofonun frekansa göre duyarlılığı	48
Şekil 5.16. HIFU çalışmasında kullanılan iğne uçlu hidrofon	48
Şekil 5.17. Deney sisteminde kullanılan stepper motor ünitesi	49
Şekil 5.18. Deney sisteminde kullanılan yazılımın ön paneli (kullanıcı ara yüzü) veya ana menü	53
Şekil 5.19. Şekil 5.18'de gösterilen başlangıç ara yüzün Blok Diyagramı.....	54
Şekil 5.20. Parametreler ara yüzü	56
Şekil 5.21. Alan ölçümünde kullanılan ara yüz	57
Şekil 5.22. Alan ölçümünde kullanılan alıcı, verici ve grafik türü için seçenekler ve ölçüm esnasında görünen grafikler	58
Şekil 5.23. Manuel ölçüm ara yüzü.....	59
Şekil 5.24. Frekans taraması ara yüzü.....	60
Şekil 5.25. Ölçüm değerlendirme ara yüzü.....	61
Şekil 5.26. Ölçüm değerlendirme ara yüzü.....	61
Şekil 6.1. Rhomboid transduser teorik model için geometrik tasarımın ekran görüntüsü.....	64
Şekil 6.2. Mesh'leme işlemi bittikten sonra teorik modelin görünümü	65

Şekil 6.3. Rombooid transduser'dan elde edilen odakta aksiyel eksen boyunca basınç genliği grafiği	66
Şekil 6.4. Rombooid transduser'dan elde edilen odakta radyal eksen boyunca basınç genliği grafiği	67
Şekil 6.5. Rombooid transduser'dan elde edilen acoustic intensity 2D grafiği	67
Şekil 6.6. Rombooid transduser'dan elde edilen acoustic intensity 3D grafiği	68
Şekil 6.7. Genel bir HIFU teorik model için geometrik tasarımın ekran görüntüsü..	69
Şekil 6.8. Mesh'leme işlemi bittikten sonra teorik modelin görünümü	70
Şekil 6.9. Genel bir HIFU transduser'dan elde edilen odakta aksiyel eksen boyunca basınç genliği grafiği.....	71
Şekil 6.10. Genel bir HIFU transduser'dan elde edilen odakta radyal eksen boyunca basınç genliği grafiği.....	72
Şekil 6.11. Genel bir HIFU transduser'dan elde edilen acoustic intensity 2D grafiği	72
Şekil 6.12. Farklı PZT değerleri için genel bir HIFU transduser'dan elde edilen acoustic intensity 2D grafikleri (a) PZT-5H, (b) PZT-8 (c) PZT-2 (d) PZT-Quartz.....	74
Şekil 6.13. Ortasındaki açıklığı hava olan HIFU transduser ile su ortamının geometrik tasarımının ekran görüntüsü	76
Şekil 6.14. 1. Mesh'leme işlemi bittikten sonra teorik modelin görünümü	77
Şekil 6.15. 2. Mesh'leme işlemi bittikten sonra teorik modelin görünümü	78
Şekil 6.16. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen Aksiyel eksen boyunca basınç genliği grafiği	79
Şekil 6.17. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen Odak düzleminde radyal eksen boyunca basınç genliği grafiği ...	80
Şekil 6.18. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen Radyal eksen boyunca normalize ısı artışı ve akustik şiddet profil grafiği	80
Şekil 6.19. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen Total acoustic pressure (Pa) field grafiği	81
Şekil 6.20. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen 2D Sound pressure (dB) level grafiği.....	82
Şekil 6.21. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen 3D Sound pressure (dB) level grafiği.....	82
Şekil 6.22. Ortasındaki açıklığı su olan HIFU transduser ile su ortamının geometrik tasarımının ekran görüntüsü	83
Şekil 6.23. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen Aksiyel eksen boyunca basınç genliği grafiği	85
Şekil 6.24. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen Radyal eksen boyunca odakta basınç genliği grafiği	85
Şekil 6.25. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen Radyal eksen boyunca akustik şiddet ile sıcaklık profilinin karşılaştırılması.	86
Şekil 6.26. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen Total acoustic pressure field grafiği	87
Şekil 6.27. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen 2 boyutlu Sound pressure level grafiği.....	87
Şekil 6.28. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen 3 boyutlu Sound pressure level grafiği.....	88
Şekil 6.29. (a) İlk 5 harmoniğin aksiyel basınç genliği, (b) Aksiyel pozitif (P+) ve negatif P- basınç tepeleri, (c) Aksiyel şiddet, (d) Aksiyel ısıtma hızı.....	90

Şekil 6.29'un devamı. (e) Odakta ilk 5 harmoniğin radyal basınç genliği, (f) Odakta radyal şiddet, (g) Odakta radyal ısıtma hızı, (h) Tepe basıncın olduğu mesafede (odakta) geçici dalga formu	91
Şekil 6.30. Ultrasonik&Medikal Fizik Araştırma Laboratuvarında deneysel ölçümlerin yapıldığı eksenlerin şematik gösterimi	92
Şekil 6.31. İlk beş harmoniğin akustik basıncının akustik eksen boyunca değişimi..	93
Şekil 6.32. Transduser'dan $x=10,95$ cm mesafede ilk beş harmoniğin akustik basıncının radyal eksen boyunca değişimi	94
Şekil 6.33. İlk beş harmoniğin akustik basınç alanının kontür gösterimi, a) 1. Harmonik, b) 2. Harmonik, c) 3. Harmonik, d) 4. Harmonik, e) 5. Harmonik.....	97
Şekil 6.33'ün devamı, İlk beş harmoniğin akustik basınç alanının kontür gösterimi f) P^+ , g) P^-	98
Şekil 6.34. (a) Matlab programından (b) Romboid transduser için elde edilen 1. harmoniğin akustik basıncının akustik eksen boyunca değişimi	99
Şekil 6.35. (a) Matlab programından (b) Deneysel verilerden elde edilen 1. Harmoniğin akustik basınç alanlarının kontür şekillerinin karşılaştırılması	100
Şekil 6.36. TÜBİTAK UME'de deneysel ölçümlerin yapıldığı eksenlerin şematik gösterimi.....	101
Şekil 6.37. Needle hidrofon ile ölçülen ilk üç harmoniğin akustik basıncının akustik eksen boyunca değişimi	102
Şekil 6.38. Needle hidrofon ile ölçülen P^+ ve P^- basınç değerlerinin akustik eksen boyunca değişimi.....	102
Şekil 6.39. HIFU transduser'in odağında akustik basıncın radyal eksen boyunca değişimi	103
Şekil 6.40. (a) HIFU simülatörden ilk beş harmoniğin (b) UME deneysel ölçüm sistemi verilerinden elde edilen ilk üç harmoniğin akustik eksen boyunca akustik basınç alanlarının değişiminin karşılaştırılması.....	104
Şekil 6.41. (a) HIFU simülatörden ilk beş harmoniğin (b) UME deneysel ölçüm sistemi verilerinden elde edilen ilk harmoniğin pozitif radyal eksen boyunca akustik basınç alanlarının değişiminin karşılaştırılması	105

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 6.1. Farklı PZT türlerine ait madde özellikleri	73
Çizelge 6.2. HIFU simülatör programına girilmesi gereken parametreler.....	89



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

a	Kaynağın yarıçapı
α	Lineer soğurma katsayısı
AMP	Amplifier
B	Bulk modülü
β	Nonlineerlik parametresi
BDF	Backward Differentiation Formula
BHT	Bioheat Transfer
c	Ses hızı
CT	Computed Tomography
$\mathcal{E}$	Bağlı yerel parçacık hızı
$\Delta\varphi$	Faz farkı
f	Frekans
F	Odak uzaklığı
FEMLAB	Finite Element Method Laboratory
G	Kazanç faktörü
GPL	Graphical Programming Language
Γ	Gold'berg katsayısı
H	Isı artışı
HIFU	High Intensity Focused Ultrasound
$\tilde{I}_n$	Ortalama şiddet
k	Dalga sayısı
KZK	Khoklov–Zabolotskaya–Kuznetsov
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench
l_d	Şok oluşum mesafesi
MATLAB	MAtrix LABoratory
Mb/s	Mega byte/second
MRI	Magnetic Resonans Imaging
NI	National Instruments
P	Akustik basınç değişimi
P_0	Denge durumundaki akustik basınç
PCI	Peripheral Component Interconnect
PML	Perfect Matched Layer-Mükemmel Uyum Tabakası
PVDF	Polyvinylidene fluoride
PZT	Plumbum (Lead)-Zirconate-Titanate
ρ	Herhangi bir andaki yoğunluk
ρ_0	Denge durumundaki yoğunluk
R_0	Rayleigh mesafesi
RF	Radio Frequency
RMS	Root Mean Square
σ	Şok parametresi
SONAR	Sound Navigation And Ranging
τ	Gecikme zamanı
u	Parçacık hızı
VI	Virtual Instrument
W	Normalize edilmiş parçacık hızı

1. GİRİŞ

1.1. Tezin Amacı

Günümüzde gelişmekte olan bilim ve teknolojiye paralel olarak akustik alandaki çalışmalar ve bu alandaki uygulamalar önemli bir gelişme kaydetmiştir. Bilimsel açıdan önemli bir konuma sahip olan ultrasonik vericiler, su altı akustiği, otomasyon, birçok endüstriyel ve askeri alanda etkin ve yaygın olarak kullanılmakla birlikte; tıp alanında birçok uygulamada yer almaktadır. Ancak, tıp alanındaki ultrasonik vericilerin kullanıldığı çoğu ortamların lineer olmaması, alt harmonik oluşumuna sebep olmaktadır. Akustik alanlarda harmonik oluşum çoğu zaman istenmemekle beraber, harmonik bileşenlerin vücut gibi ortamlarda soğurulması sonucu meydana gelen ısı etkisi, tedavi amaçlı kullanılabilir. Bu tedavilerden bir tanesi High Intensity Focused Ultrasound (HIFU) tekniğidir. Fakat tekniğin kullanımı esnasında ikincil yani aşırı doku hasarı ortaya çıktığından, bu hasarın önlenmesi gerekir. Bunun için, HIFU enerjisi, doğru doz seviyesi ile doğru noktaya odaklanmalıdır. Bu odaklanmayı ve aynı zamanda akustik alan yapılarını belirleyecek olan en temel faktör, ultrasonik dönüştürücülerin geometrik yapılarıdır.

Ultrasonik dönüştürücülerin kullanımı sırasında herhangi bir sorunla karşılaşmamak ve amaca göre güvenilir sonuçlar elde etmek, alan karakterizasyonlarının iyi bilinmesini gerektirmektedir. Tıpta tedavi amacıyla kullanılan tekniklerin dışına çıkılarak son yıllarda yoğun ve artan bir kullanıma sahip olan HIFU dönüştürücülerinin alan karakterizasyonunun yapılması, odaklama özelliklerinin bilinmesini ön plana çıkarmaktadır. Ultrasonik güç ölçümleri ve ultrasonik dönüştürücü alan karakterizasyonu ile ilgili daha önce bazı çalışmalar mevcut olmakla birlikte [1], HIFU dönüştürücülerinin karakterizasyonu ile ilgili henüz yeterli sayıda çalışma yapılmamıştır.

Ultrasonik vericinin demet yapısının dar olması HIFU tedavisinde önemlidir. Demet yapısı ne kadar dar olursa, tedavi süresi de o kadar kısa olur. Kaya vd, tarafından yapılan çalışmada; teorik olarak modellenmesi yapılmış eliptik ve romboid ultrasonik vericilerinin demet yapısının, dairesel ve dikdörtgensel olanlara kıyasla daha dar olduğu tespit edilmiştir [2].

HIFU alanları simüle edebilen programlar oluşturmak ve mevcut programlar yardımı ile model geliştirmek, HIFU model araştırmaları için farklı bir yöntemdir.

Bu çalışmada temel amaç, teorik olarak modellenmesi yapılmış olan romboid vericilerin alan yapılarını deneysel olarak incelemek ve bu çalışmanın HIFU tedavisinde kullanılabilirliğini araştırmaktır. Tezin diğer amacı ise, HIFU simülatör [3] ve Comsol Multiphysics [4] programları ile HIFU alan yapıları için model geliştirmek ve sunmaktır.

1.2. Tezin Kapsamı

Tezin ilk bölümünde, tezin amacı ve kapsamı açıklanmıştır.

Tezin ikinci bölümünde, lineer ve lineer olmayan akustik biliminin ve HIFU'nun tarihsel sürecinden bahsedilmiştir. Tezin üçüncü bölümünde, lineer ve lineer olmayan akustik kavramlar, detaylı olarak açıklanmıştır. Lineer durum için durum denklemi, süreklilik denklemi, euler denklemi ve lineer dalga denklemi türetilerek, lineer olmayan durum denklemleri tanıtılmıştır. Kayıpsız ortamlar için burger denklemi ve burger denkleminde soğurulma, saçılma ve lineer olmayan etkilerin dahil edilmesiyle elde edilen KZK denklemi tanıtılmıştır. Tezin dördüncü bölümünde, teorik modelleme için iki ayrı model tanıtılmıştır. Bunlar; HIFU simülatör ve Comsol simülasyon programlarıdır.

Tezin beşinci bölümünde, öncelikle ultrasonik verici kullanılarak odaklanan akustik dalgaların basınç alanlarının ölçülebilmesi için dizayn edilen bilgisayar kontrollü deneysel düzenek ve ekipmanları hakkında bilgi verilmiştir. Daha sonra deneysel düzenek için geliştirilen bilgisayar programı ayrıntıları ile tanıtılmıştır.

Tezin altıncı bölümünde, ilk kısmında romboid ve HIFU transduser için Comsol Multifizik simülasyon programında hazırlanan teorik modeller ve HIFU simülatör programında hazırlanan teorik sonuçlar sunulmuştur. İkinci kısmında romboid transduser ile ilgili, İ.Ü. Fen Edebiyat Fakültesi Ultrasonik&Medikal Fizik Araştırma Laboratuvarında oluşturulan ultrasonik deney sisteminden elde edilen deneysel sonuçlar sunulmuştur. Bu sonuçlar, Ref [2]'de eliptik ve romboid transduser kaynağın oluşturduğu akustik basınç alanları için elde edilen teorik sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Daha sonra, HIFU transduser ile ilgili, TÜBİTAK UME'deki deneysel ölçüm sisteminden elde edilen deneysel sonuçlar sunulmuş ve teorik çalışmalarla karşılaştırılmıştır.

Tezin yedinci bölümünde ise, genel irdelemeler ve ileri çalışmalar sunulmuştur.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1. Giriş

Akustik veya ses bilimi; mekanik dalgaların, katı, sıvı ve gaz ortamları içinde yayılımını, özelliklerini, bulundukları ortamla olan etkileşimlerini, canlılar üzerindeki fizyolojik ve psikolojik etkilerini inceleyen bir bilim dalıdır. Bu bilim dalı fizik, mühendislik, mimarlık, dil, müzik, fizyoloji, odyoloji, psikoloji, nöroloji gibi akademik alanları kapsayan geniş bir alandır [5].

Ses, insan kulağında işitsel duyulanma yaratan, nesnelerin titreşiminden meydana gelen ve maddesel bir ortam içerisinde (hava, su vb.) bir yerden başka bir yere, sıkışma ve genleşmeler şeklinde ilerleyen bir basınç dalgasıdır. Ses, titreşim hareketi yapan bir nesnenin etrafına yaydığı titreşim dalgaları olarak da tanımlanabilir. Sesin yayılması için maddesel ortama ihtiyaç vardır yani ses, boşlukta yayılmaz, genelde havada küresel dalgalar şeklinde yayılır. Seslerin frekanslarının ve şiddetlerinin farklı olmasından dolayı, titreşim hareketi yapan farklı nesnelerden farklı sesler duyulur [6].

İşitme frekansının üstündeki ses dalgaları, ultrasonik (ses üstü, 20 KHz) olarak adlandırılırken, işitme frekansının altındaki ses dalgaları, infrasonik (ses altı, 20 Hz) olarak adlandırılır. Bu sesler, sahip oldukları özelliklerden dolayı geniş bir şekilde incelenmekte ve bu özelliklerden dolayı birçok alanda kullanılmaktadır [7,8,9]. Tıp ve endüstriyel görüntülemelerde önemli bir yere sahip olan ultrasonik dalgalar (ultrasound), hem teşhis hem de tedavi gibi sayıları giderek artan tıbbi yöntemlerin temelini oluşturur. Özellikle katı [10] ve sıvılar [11,12] üzerine yapılan bilimsel araştırmalarda kullanılan ultrason, pek çok uygulamaya sahiptir.

Gaz, sıvı veya katı boyunca yayılan ses, lineer olmayan durumun oluşmasına sebep olmaktadır. Lineer olmayan etkiler, akustikte önemli bir rol oynar. Bu etkiler, bir ses dalgasının sinüsoidal dalga formunun, neredeyse şok dalga formu gibi üçgen olacak kadar bozulmasına sebep olur. Bu duruma lineer olmayan durum denir. Deneyssel olarak yapılan çalışmalarda lineer olmayan akustik dalgaların su içerisindeki yayılımı incelenmiş, dalga direnci su ortamına yakın olan ortamlar için medikal aletler dizayn edilmiştir. Bunun için önce KZK dalga denklemi su içerisinde çözülerek, vücut ortamına genelleştirilmiş ve bu verilere dayanarak ultrasonik medikal cihazları dizayn edilmiştir [5].

Ultrason cihazında kullanılan sesin oluşturulması için, önce elektriksel enerjinin bir levhayı, bir diyaframı, bir zarı titreştiren mekaniksel enerji haline dönüştürülmesi gerekir ve sonra bu mekaniksel enerjinin akustik enerjiye dönüştürülmesi gerekmektedir. Bu dönüşümü sağlayan malzemeler piezo-elektrik maddelerdir. Piezo-elektrik cisimlere herhangi bir basınç uygulandığında, kristalin yüzeyleri arasında bir AC gerilimi meydana gelmektedir. Bu durumda, düzgün kesilmiş bir kristal üzerine akustik enerjinin yapmış olduğu basınç (titreşim), elektriksel potansiyel oluşturur. Bu olay, “*piezo-elektrik olay*” olarak tanımlanır. Tam tersi durumda ise, kristale uygulanan elektriksel enerji sonucunda, akustik enerji meydana gelmektedir. Bu da “*ters piezo-elektrik*” olay olarak tanımlanır. Kristallerdeki piezoelektrik etkinin keşfedilmesi ile daha güçlü ultrason kaynakları elde edilmiştir. Daha sonra değişik kalınlıklarda üretilen quartz gibi bazı doğal kristallerin plakalarına elektrik alan uygulanabildiği keşfedilmiş ve son derece verimli seramik piezoelektrik transduserler, geliştirilmiş ve değişik ortamlarda kullanılmaya başlanmıştır [5, 13].

Yüksek genlikli ultrasonik dalganın, günümüzde en önemli kullanım alanı, tıpta ultrasonik görüntülemedir (sonogram). Ultrasonik dalgalar, pek çok tıbbi diagnostik prosedürlerle kullanılmaktadır. Bu dalgalar, hastanın incelenen organına doğru gönderilmekte ve farklı yoğunluklu dokular arasındaki sınıra ulaştığında yansımaktadır. Bu yansıyan dalgalar, aynı verici ile algılandıktan sonra bir monitörde gözlenmektedir. Ultrason, çeşitli organlarda maligniteyi (kötü huylu tümörü) ve hemorajiyi (kanamayı) tespit etmek için de kullanılabilir. Ayrıca, geniş kan damarları ve kalp kapakçıklarının gerçek zamanlı hareketini gözlemek için de kardiyolojik teşhiste kullanılmaktadır. Hava, kemik ve diğer kalsifiye olmuş (kireçleşmiş) dokular, ultrason demetinin çoğunu soğurmaktadır. Bu nedenle ultrasonun ilk kullanıldığı dönemlerde, kemik ve akciğeri incelemede ultrason, kullanılamamaktaydı [5].

Ultrason, görüntülemede kullanılmasının yanı sıra tedavide de kullanılmaya başlanmıştır. İlk tıp uygulamalarından birisi, derin dokularda terapötik ısınmadır çünkü doku tarafından ultrasonun soğurulması, ultrason enerjisinin ısıya dönüşmesiyle sonuçlanır. Bu ısı, kanser dokusunu ısıtarak kanser hücrelerinin kalkanlarını (hücre duvarlarını) ortadan kalkmasını sağlamaktadır. Kanser hücrelerinin hücre duvarları, normal hücrelerden daha kalın ve yağlı olduğundan tedavi için en etkili yöntem ısıdır [5, 14]. Isı yönteminin kullanımı, ultrasonun

tedavideki kullanım alanını genişletmiştir. Özellikle son zamanlarda üzerinde yoğun çalışmalar yapılan HIFU cihazı, glokom tedavisi, kanserle mücadele ve iç kanamayı kontrol etmede iyi bir performans göstermiştir. Kalpte delik açma ve hatta kafatasının tümüne ultrason ile müdahale yapılabildiği görülmüştür [15]

2.2. Lineer ve Lineer olmayan Akustik Çalışmaların Tarihçesi

Ses üzerine yapılan ilk çalışmalarla bilinen Pisagor (Pythagoras) doğa kanunlarının izin verdiği seslerin, matematiksel bir ifadesinin olduğuna inanarak notaların matematiksel formüllere dönüştürülebileceğini keşfetmiştir. 17. yüzyılın başlarında, akustiğin babası olarak nitelendirilen Marin Mersenne'in (1636) gerilen telin doğal titreşim frekansını tanımlaması, ardından Galileo Galilei'nin (1638) rezonans olayının genel prensiplerini bulup, basit sarkacın titreşim frekansı ile uzunluğu arasındaki ilişkiyi keşfetmesiyle akustik, farklı bir boyut kazanmıştır. Hemen akabinde Robert Boyle (1640), sesin üretilmesi veya yayılabilmesi için havanın gerekli olduğunu kanıtlayan deneyler yapmıştır. 1686'da Newton, sesin hızını teorik olarak hesaplayarak, sese mekaniksel bir yorum katmıştır [16, 17, 18].

17. yüzyılın başlarında Euler ve Lagrange, havada yayılan ses dalgasının teorisini, matematiksel ve fiziksel kavramlara dayandırarak geliştirmişlerdir. Sir Isaac Newton ve Gottfried Wilhelm Leibniz'in aynı dönemlerde birbirlerinden bağımsız olarak gerçekleştirdikleri diferansiyel ve integral teorileri, Jean Le Rond D'Alembert'e dalga denkleminin türetilmesinde ilham kaynağı olmuştur. 1826'da J.D. Colladon ve J.K.F. Sturm, Cenevre gölünde su altında sesin hızını ölçerek, su altı akustiği ile ilgili ilk ölçümü gerçekleştirmişlerdir [16, 19, 20].

Akustik bilimi üzerine yapılan çalışmalar ışığında, 1880 yılında Jacques ve Piere Curie kardeşlerin çalışmaları sırasında bazı kristallerin belli açılardan baskıya maruz bırakıldıklarında elektrik yaydıklarını görmeleri ile deneysel olarak ilk ultrasonik dalga gözlemi gerçekleşmiştir. Curie kardeşler, kristaller üzerine rezonans frekanslarında alternatif akım gönderdiklerinde maddelerin yüksek frekanslarda ses dalgaları yaydıklarını bulmuşlar [16, 21, 22]. J.G.Holmes 1954 yılında, su banyosu ve su yastığı yardımı ile hasta muayenesini gerçekleştirdiği, ilk sayılabilecek ultrasonografiyi yapmıştır. 4 yıl sonra, J.Donald ve T.G.Brown [23] karın organlarının, kalbin ve tiroidin iki boyutlu resimlerini veren Kontakt Scan'ırı (Transduser veya Prob da denilmektedir) kullanmıştır. Bunun üzerine, fizikçi George

Ludwig, araştırmacı Dr. Karl Dussik'in ilk kez kafa içindeki patolojik oluşumların tanısında kullandığı ultrason cihazının [24] eksikliklerini gidererek günümüzde kullanılan ultrason cihazının gelişmesine, öncülük etmiştir. II. Dünya Savaşından sonra Ludwig ve Struthers ilk kez safra kesesi içindeki taşları, ultrason cihazıyla görüntülemişlerdir. Fakat böbrek taşı ve safra kesesi taşını kırmak için odaklanan şok dalgalarının kullanımı, şok dalgaları ve Burger denklemi üzerine yapılan uzun çalışmalardan sonra, 1985 yılında gerçekleştirilmiştir [16].

Bjørnø [25] çalışmasında, Hooke kanunundan (1635-1703) bu yana her şeyin lineerlik üzerine kurulduğunu, bunun sebebinin de lineer olmayan temel kavramları anlamada ve bunlarla ilgili problemleri ele alma yönteminde eksiklik olduğunu ifade etmiştir. Ayrıca, lineer olmayan akustik alandaki ilk çalışmaların, 1848 yılı içerisinde Stokes'un [26] şok dalgalarının analizi ile başladığından da bahsetmiştir. Bu analiz ile Stokes, viskozite ve sıcaklık etkileşimlerinden kaynaklanan şok dalgalarının genliğindeki ani azalmaları göstermiştir. Ardından Earnshaw ve Riemann'ın buldukları kayıpsızlık teorisi uzun bir süre çözümsüz kalmıştır. Uzun süren bu durağanlık dönemi, II. Dünya savaşıdan sonra lineer olmayan akustik ile ilgili çalışmaların başlamasıyla sona ermiştir. İlk önce, 1931 yılında, Fay, şok parametresinin 3'e eşit ve 3'ten büyük ($\sigma \geq 3$) olduğu durumlar için ve ardından, Fubini, şok parametresinin 1'e eşit ve 1'den küçük ($\sigma \leq 1$) olduğu durumlar için, lineer olmayan akustik problemlerin çözümüne ilişkin birçok teorik çalışmalar yapmışlardır. Bu çalışmalar, Thuras, Jenkins, O'neil ve Langevin'in çalışmalarına hız kazandırmıştır [27]. Blackstock, 1966 çalışmasında, Fay ve Fubini'nin yapmış oldukları çalışmaları destekleyecek şekilde, şok parametresinin geçiş bölgesinde olduğu durumlar için ($1 < \sigma < 3$), lineer olmayan akustik problemlerin çözümünü gerçekleştirmiştir [28]. 1935 yılında, Fubini [29], kayıpsız bir sıvı için, lineer olmayan dalga denklemini, şok dalga oluşum mesafesine bağlı olarak frekans uzayında çözen ilk kişi olmuştur.

Khokhlov ve çalışma arkadaşları, türbülans olayındaki sorunları gidermek için geliştirilmiş olan Burger denkleminin, küresel [30] ve silindirik [31] dalgalar için modellemesini yaparak bu denklemin düzlemsel akustik dalgalar için kullanılabilirliğini göstermişlerdir. Beyer, Taylor serisi açılımını kullanarak nonlineerliği belirleyen B/A parametresini tanımlamasıyla birlikte, akustik bilimi üzerine yapılan çalışmaları genişletmiştir [32]. Blackstock, 1962 çalışmasında,

Burger denklemini, akustik dalgaların saçıcı ortamlardaki yayılmasını tanımlayan önemli bir bağıntı haline getirmiştir [33].

Burger denklemine, saçılma faktörü, lineer olmayan ve kayıp etkiler ilave edilerek, Khoklov–Zabolotskaya–Kuznetsov tarafından bundan sonra kısaca KZK (Khoklov–Zabolotskaya–Kuznetsov) denklemi olarak anılacak olan denklem elde edilmiştir [27]. 1970’li yılların başlarında literatürde KZK ile anılan ve ilerideki bölümlerde ayrıntıları ile tanıtılacak olan bu denklem, lineer olmama, soğurulma ve kırınım katsayılarını içeren, lineer olmayan dalga denklemi olarak literatürde yer almıştır [34]. Fakat KZK denkleminin [35], analitik çözümüne henüz ulaşamamıştır [36, 37]. Norveçli ünlü matematikçi olan J. Naze Tjøtta ve S. Tjøtta [38], asimptotik yaklaşım kullanarak KZK denkleminin farklı bir versiyonunu türetmişlerdir. Amaçları, transduserden nispeten uzak alanlarda özellikle dar demet profilleri için, lineer olmayan akustik alanın güvenilir bir ifadesini sağlamaktır. Fakat transdusere yakın alanlarda, bu yaklaşım yeterli düzeyde güvenilir sonuçlar vermemiştir. Bunun üzerine Bakhvalov, Zhileikin ve Zabolotskaya tarafından konuyla ilgili nümerik çalışmalarını arttırmışlardır [39]. KZK denkleminin düzlem dalgalar için nümerik çözümlerini, Aanonsen vd. [40], yakın alanlar için kullanırken, Hamilton vd. [41], uzak alanlar için kullanmıştır. Baker vd [42], dairesel kaynaklardan yayılan lineer olmayan ses alanlarını hesaplamada parabolik yaklaşım ve Fourier serisi açılımı (frekans uzayı çözümü) kullanarak, KZK denkleminin çözümünü genişletmişlerdir. Froya ve Berntsen [43], frekans uzayında, kırınım ve soğurulma etkilerini ve zaman uzayında lineer olmayan etkileri içeren algoritmalar geliştirmişlerdir. Christopher ve Parker [44] ise bu üç etkinin bileşimini içeren alternatif bilgisayar algoritmaları geliştirmişlerdir [45].

Berg vd [46] ve Cathignol vd [47], dairesel transduserler için çözümleri daha da geliştirmiş ve iyileştirmişlerdir. Hallaj ve Cleveland, lineer olmayan ısı etkilerini araştırmak için bioheat denklemi ile kombine edilmiş Westervelt denkleminin sayısal çözümlerini sunmuşlardır [48]. Yakın zamanda, Kostin vd tarafından yapılan bir çalışmada, KZK denkleminin heterojen ortamlar için çözümü yer almaktadır. Akustik basıncın çok küçük değişimi üzerine varsayım yapılarak elde edilen bu çözüm, homojen ortamlar için elde edilen KZK çözümlerine yakın bulunmuştur [49].

Lineer olmayan ortamlarda yüksek genlikli odaklanmış ultrasonun kullanımı tıpta teşhis ve tedavide yaygın olmasına rağmen odaklanmış sistemler için deneysel ölçümleri, uygun teorik sonuçlar ile ilişkilendiren yayınlanmış çalışmalar oldukça

azdır. Smith ve Beyer [50], suda 2.3 MHz'de çalışan odaklı bir radyatör için 4. harmoniğe kadar, ölçümler sunmuşlar fakat çalışmaya uyan teorik analiz eksikliğinden dolayı uygun teorik kıyaslama yapma olanakları olmamıştır. Aanonsen vd [40], lineer olmayan etkilerin yüksek seviyeleri için harmoniklerin çoğunun genlikleri ve fazlarını hesaplamak için kullanılabilen KZK denklemini de baz alarak daha etkin bir çözüm geliştirmişler. Aanonsen'in yakın alan için yaptığı çalışmaları Hamilton vd [41], uzak alanlar için yapmışlardır. Parabolik yaklaşımlı mevcut hareket denklemlerini çözmede Fourier serisi açılımı ve sayısal metodlar kullanarak kayıplı bir sıvı ortamında periyodik bir ses demetinin lineer olmayan yayılımını incelemişlerdir. Lineer olmayan etkiler, yakın alanda oluşmaya başlamasına rağmen, bu etkilerin, soğurulmanın zayıf olduğu Rayleigh mesafelerinin onlarca aralıklarına kadar yayıldığını bulmuşlardır. 1988'de Baker vd'nin çalışmaları [42], bu çözümün dairesel yüzeyli transduserin sürekli dalga basınç alanını doğru bir şekilde tahmini için kullanılabildiğini göstermiştir. Dairesel yüzeyli bir pistonun ölçülen yakın alan basınç seviyeleri ile yüksek lineer olmayan koşulları altında lineer olmayan dalga denkleminin parabolik yaklaşımlı sayısal çözümlerini kıyaslamıştır. Bu kıyaslamalar, uzun ve akustik eksen boyunca, temel, ikinci, üçüncü harmonik genlikleri ve ikinci, üçüncü harmonik fazları için yapılmış ve deneysel çalışmanın, teorisi ile uyum gösterdiği sonucuna varılmıştır. Hart ve Hamilton [51], odaklanmış ses demetlerindeki nonlinear etkileri, KZK parabolik dalga denkleminin sonlu fark çözümleri ile araştırmışlardır. Yüksek kazançlı sistemin odak bölgesindeki demet modellerinin, soğurulma ve kaynak genliğindeki değişimler, odaklanmamış kaynakların uzak alanlarındaki demet modellerinkinden daha az hassas olduklarını göstermişlerdir.

1992 yılında Baker, yayınladığı çalışmada [52], 2.25 MHz'te çalışan odaklanmış dairesel aralıktan ölçülen sürekli dalga basınç alanları ve nonlinear parabolik dalga denkleminin sayısal bir çözümü arasında kıyaslamalar yapmıştır. Ölçümler, odaklanmayı sağlayan perspekt lensli akustik kaynak olarak bir 38 mm çaplı dairesel düzlemli transduser kullanılarak suda yapılmış, 440, 216 ve 142 mm'lik odak mesafelerinde çalışılmıştır. Sonuçlar temel, ikinci ve üçüncü harmoniklerin genlikleri için ve kaynağın akustik eksenini üzerinde sunulmuştur. Genelde, teorik ve deneysel sonuçlar arasında iyi uyum elde edilmiştir. Çeşitli boyutlarda dikdörtgensel transduserlerin, düşük ve yüksek çalışma seviyelerini de kapsayan üç farklı çalışma seviyelerindeki detaylı harmonik analizleri, Şahin ve

Baker [53] tarafından odaklanma durumu dahil edilerek yayınlanmıştır. Dikdörtgensel transduserlerin odağı, akustik eksene her iki yönde dik, el yapımı, farklı odaklara sahip Perspex lensler ile elde edilmiştir.

1995 yılında Baker vd tarafından yapılan çalışmada [54], sonlu genlikli, düzlem, dikdörtgensel açıklıklardan gelen lineer olmayan ses basınç alanları incelenmiştir. 2.25 MHz'lik bir transduserdeki deneysel ölçümler çeşitli kaynak geometrileri için sunulmuştur. Bu sonuçlar, kaynak sınır koşullarında, demet denklemine dayalı simülasyonlarla karşılaştırılmış ve iyi uyum elde edilmiştir. Daha sonraki yıllarda, keyfi transduser şekilleri ve dizileri ile yaratılan akustiksel alanı simüle etmek için yeni bir algoritma, Epasinghe [55] tarafından geliştirilmiştir. Bu çalışmada 3D basınç alanları sunulmasına rağmen sadece dikdörtgensel aralıklardan gelen lineer dalga yayılımı düşünülmüştür. Bir zaman domain çözümü de Remenieras vd [56], tarafından sunulmuştur. Şahin, çalışmasında [57], sonlu genlikli dikdörtgensel bir kaynaktan elde edilen ikinci harmonik oluşumu teorik çalışmalarının, düzlem-dalga modelinden daha iyi sonuçlar verdiğini göstermiştir. Fakat bu model gereği, bir pertürbasyon metodu kullanıldığı için, model, birinci ve ikinci harmonikler için sınırlanmıştır.

2006 yılında Kaya vd tarafından yayınlanan çalışmada [2], çeşitli boyutlarda dikdörtgensel transduser'ların lineer olmayan basınç alanları üç boyutta modellenmiştir. Model, daha önceden dairesel kaynak için sunulan Aanonsen'in modeline dayandırılmıştır. Sonlu genlikte nonlinear dalga yayılımı, kare ve dikdörtgen tipli kaynaklar için üç harmoniğe kadar sunulmuştur. Sayısal sonuçlar, mevcut deneysel sonuçlar kullanılarak ayrıca test edilmiştir. Hem kare hem de dikdörtgen durumlar için, teorik ve deneysel sonuçlar arasında iyi uyum elde edilmiştir. 2008 yılında Kaya vd tarafından yayınlanan diğer bir çalışmadaki [58] amaç, 2.25 MHz'de çalışan dairesel tipte düz bir transduser tarafından üretilen lineer olmayan dalga yayılımını iki ve üç boyutta suda simüle etmektir. Bu çalışmada, iki ve üç boyutta lineer olmayan akustik alanları temsil etmesi için, Aanonsen, Baker ve Şahin tarafından sayısal bir yaklaşım ile geliştirilen teorik model kullanılmıştır. Alt harmonik unsurları ve yan lob azalımı arasındaki ilişki tartışılmıştır. 2011 yılında Kaya vd tarafından yayınlanan son çalışmada [59], görüntü kalitesini geliştirmek için lineer olmayan akustik prensiplerinde dar demetleri şekillendirerek farklı tipte transduserlerin dizaynı düşünülmüştür. Bunun için, eliptik ve romboid transduserlerin lineer olmayan basınç alanları üç boyutta simüle edilmiştir. Bu

çalışmada sunulan çalışma metodu, daha önceden dairesel kaynak için sunulan Aanonsen'in modeline dayandırılmış ve son zamanlarda, üç boyutlu, kare ve dikdörtgensel kaynaklardan yayılan lineer olmayan dalga için araştırılan model [2], yakından takip edilmiştir. Eliptik ve romboid kaynakların, düzlem kaynaklar olduğu ve 2.25 MHz temel frekansta çalıştığı farzedilmiştir. Eliptik ve romboid kaynaklar için lineer olmayan akustik basınç alan simülasyonunun tipik sonuçları, bu çalışmada üç boyutta sunulmuş ve dikdörtgensel kaynağın sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Dikdörtgen, eliptik ve romboid kaynakların lineer olmayan basınç alanları arasındaki benzerlikler ve farklılıklar tartışılmıştır. Sayısal sonuçlar, kırınım etkileri ve akustik demetin kesit yüzeyinin kaynak geometrisine çok fazla bağlı olduğunu ayrıntıları ile göstermiştir. Bir dikdörtgen kaynağın lineer olmayan basınç alanının eliptik ve romboid kaynağından daha geniş bir demet profiline sahip olduğu görülmüştür. Romboid kaynağın ise daha dar yapıda alanlar yarattığı, bu nedenle tıpta kullanımının ilginç olabileceği tartışılmıştır.

2.3. HIFU'nun Tarihçesi

Fransız Paul Langevin, birinci dünya savaşının ilk yıllarında, magnetostriktif'i (manyetik alan uygulandığında şekli veya boyutu değişen ferromanyetik malzeme) ve quartz piezoelektrik malzemelerini, denizaltı araçlarında Dedektör amaçlı kullanmıştır. Dedektör çevresinde balıkların öldüğü ve Dedektörü kumanda eden kişilerin ellerinde ciddi ağrılar olduğu tespit edilmiş ve o yıllarda, ilk defa ultrasonun biyolojik etkileri görülmüştür [60, 61, 62]. 10 yıl sonra, Wood ve Loomis, "Yüksek şiddetli yüksek frekanslı ses dalgasının fiziksel ve biyolojik etkileri" çalışmasında [63], küçük balık ve kurbağaların yüksek güçlü ultrason ile ısılandıktan sonra öldüğünü yayınlamışlardır. 1939 yılında Pohlman vd [64], ultrasonun tıp alanında ilk kullanımını gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada, sırt ağrısı, nevralji ve kas ağrısı çeken hastalara, 800 kHz ve 4–5 Watt/cm² yoğunlukta, 10 gün boyunca günde 10 dakika ultrason uygulanmış ve hastaların ağrılarında azalma olduğunu bildirmişlerdir. Bu dozun, dokularda belli derecede ısı artışı meydana getirirse de dokuda ısısal hasar oluşturmayacak bir miktar olduğu kabul edilmiştir. ABD'de, Fry tarafından, Parkinson hastalıkları dahil çeşitli nörolojik rahatsızlıkların tedavisi amacıyla yapılan, odaklanmış ultrason araştırmaları ve ultrasonun biyolojik etkilerini inceleme çalışmaları, odaklanmış ultrasonun gelişimine katkı sağlamıştır

[65-67]. Ultrason uygulaması, 1950’li yıllardan beri birçok hastalığın tedavisinde kullanılmaktadır. Fakat 1949 yılında, Halsscheidt vd [68], alt dudağında lezyonu olan bir hastada tedavi amaçlı uyguladıkları ultrasonun, alveoler kemikte osteomyelit geliştirdiğini rapor etmişlerdir. Bu rapordan sonra, genel kanı, kemik dokusunun ultrason enerjisinden zarar göreceği bu nedenle kemik dokunun ultrason dalgalarından uzak tutulması gerektiği yönünde olmuştur. Bu kanıyı değiştirebilecek ilk çalışma, kemik doku üzerine ultrason uygulamasının etkilerini incelemek üzere 1950 yılında Maintz tarafından yayınlanmıştır [69]. İlk defa ultrasonun kemik üzerine zararlı etkileri değil de iyileştirici etkisi ortaya konulması açısından bu çalışma, bu alanda bir dönüm noktası olma özelliği taşımıştır [70].

HIFU terimini ilk araştıran Lynn [71], HIFU’nun, vücut içerisindeki tümörlü derin dokulara ulaşabilmek için aradaki dokulara zarar vermeden ısı enerjisinin nasıl iletebildiğini tanımlamıştır. HIFU, ultrason demetini, birkaç milimetre kadar küçük bir odak bölgesine odaklayan akustik lensli düzlem disk transduser veya konkav transduser aracılığıyla üretmektedir. Odaktaki bu yoğun enerji birikimi, hedeflenen bölgede hücre nekrozuna sebep olan ısının hızlı bir şekilde artmasına sebep olmaktadır. HIFU ablasyon uygulamalarında tedavilerin amacı, sadece hedef doku hacmi içindeki dokuları öldürmektir. Bu amaca ulaşmak için, akustik çıkış gücü, dokunun soğurduğu enerji ve biyolojik etkilerin sonuçları arasındaki ilişki bilinmelidir. İlk HIFU çalışmalarında, hücrelerin ısıya cevabı iyi anlaşılmamıştır. Bu nedenle, araştırmacılar, çeşitli dokulardaki hücre ölümünün gözlemlendiği “şiddet eşik değerleri” ni yayınlamışlardır [72, 93]. Ardından, ısı etkilerinin rolü, daha detaylı bir şekilde araştırılmış [74] ve bu araştırma, “ısı dozu” kavramına öncülük etmiştir [75,76]. 1980’lerde HIFU teknolojisi, glokoma tedavisi için geniş ölçüde incelenmiştir [77, 78], fakat Parkinson hastalığına benzer hastalıklara, lazer tabanlı alternatif tedaviler sunulduğundan, bir süre bu alanla ilgili incelemeler bırakılmıştır. 1980’lerin sonu ve 1990’ların başlarında, teknik gelişmelerin yanı sıra, özellikle prostat tedavisi için HIFU ile yapılan yeni uygulamalar, HIFU’nun uygulanabilir bir medikal teknolojisi olarak yenilenmesine sebep olmuştur [78, 80].

Lineer olmayan akustiğin biyolojik dokuya etkisi, akustik basıncın yüksek seviyelerinde, şok cephesinin oluşumundaki ultrasonik dalga formunun bozulması ile sonuçlanır. Bu sonuç, HIFU’da etkili bir şekilde kullanılabilir. Odakta testere dişli dalga formu oluştuğunda soğurulmayla ilgili oran artar. Bu da, odaklı cerrahi ve hemostasis gibi HIFU’nun teröpatik uygulamalarında kullanılabilir. HIFU’nun ısı

etkileri, yarar sağlamasına rağmen, doku ısınmasına sebep olan mekanizmalar hala araştırılmaktadır. HIFU'nun çıkış seviyeleri yeterince yüksek olursa, keskin süreksizlik veya şok cephesi, HIFU aletinin odak bölgesinde değişebilir, ultrason enerjisinin soğurulmasında ilave artışlara yol açabilir. Terapötik ultrasondaki bu lineer olmayan etkilerin her ikisinin rolünü inceleyen önemli bir çalışma yapılmıştır. Son yayınlar ile tedavideki her iki mekanizmanın bağıl rolleri kanıtlanırken hala HIFU topluluğunda aktif bir şekilde tartışılmaktadır[81, 82, 83-85]. Sapozhnikov vd [86], ısıнын lineer olmayan etkisini araştırmak için doku fantomunda teorik ve deneysel çalışmalar yapmışlardır. Teorik model, ısıнын Bio-Heat denklemlerini de içine alan KZK denklemleriyle elde edilmiştir. Puls modunda, sürekli moddan daha etkili ısı alanı elde edilmiştir. Deneysel sonuçlar, ısı alanının sayısal modellenmesi ile kıyaslanmıştır [86]. Hayvan veya klinik çalışmalara geçilmeden önce, ultrasonik görüntü kılavuzluğunda HIFU aygıtlarının hızlı karakterizasyonu ve kalibrasyonu için Lafon vd [87], fantom üretmişlerdir. Bu zaman diliminde, Burov, kanser tedavisi için hem hayvan hem de klinik çalışmalarında, HIFU tekniğini kullanmıştır [88].

HIFU, ısı tedavisi açısından modern medikal bir teknolojidir [89-91]. HIFU aygıtları, bugünlerde, iç kanamayı yakarak durdurmak için [92,93], rahim miyomu gibi malign olmayan doku kütlelerini kesip atmak için [94,95], prostat [80, 96-98], beyin [99], göğüs [100, 101] karaciğer ve böbrekteki [102,103] solid tümörleri tedavi etmek için araştırılmaktadır. HIFU'nun minimal veya non-invaziv diğer ısı tedavilerine göre en büyük avantajı, tedavi aletinin vücudun dışında yer almasıdır ve vücudun içindeki derin dokuları, etrafındaki dokulara veya aradaki doku tabakalarına zarar vermeden tedavide kullanılabilmesidir [104]. Şu an mevcut olan HIFU şirketlerinin ve klinik aletlerin onlarcası Avrupa [105] ve Japonya'da [97] özellikle prostat kanseri tedavisinde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. HIFU cihazı, Fransa'da 49, İtalya'da 24, Almanya'da 40, Rusya'da 17 ve Tayvan'da 16 merkezde yoğun olarak kullanılmaktadır ve son on yıldır, Çin de, HIFU cihazı kullanmış ve binlerce hasta tedavi edilmiştir [106,107]. Türkiye'deki durum ise, İstanbul'da özel bir klinikte prostat kanserlerinde HIFU tekniği, 2006'dan beri birçok hastada kullanılmıştır[108].

Lineer olmayan yayılım, temel frekanstan çok daha hızlı soğurulup ısıya dönüşen, yüksek şiddetli ultrasonik dalgalarının oluşmasına sebep olur. Bu gibi lineer olmayan etkiler önceden araştırılmasına rağmen ve HIFU tedavilerini önemli ölçüde değiştirmedeği bulunmasına rağmen, Canney vd tarafından [109], sunulan

çalışmada, $25,000 \text{ W/cm}^2$ 'ye kadar şiddetlerde çalışan bir 2 MHz HIFU kaynağı, transparan dokuyu taklit eden fantomları ve ex vivo (dış ortamda) sığır karaciğer örneğini ısıtmak için kullanılmıştır. Kaynamanın başlaması, yüksek hızlı fotoğraflama, bir 20 MHz pasif kavitasyon dedektörü ve HIFU kaynakta kullanılan voltajın dalgalanması kullanılarak dedekte edilmiştir. Hesaplamalarla tahmin edildiği gibi, deneyde, şoklanmış odak dalga formları, 3ms'den daha az bir zamanda kaynama ürettiği ve kaynama başlama zamanının, HIFU çıkış gücündeki küçük değişimlere karşı hassas olduğu bulunmuştur. Şok dalgaların bir sonucu olarak oluşan lineer olmayan ısınma, HIFU için önemlidir ve tedaviyi değiştirdiği için klinisyenlerin, çok hızlı kaynama potansiyelinin farkında olması gerektiği vurgulanmıştır.

Derinlere doğru yerleşmiş kanser tedavisi için HIFU'nun gelişimi istenilmiştir fakat insan vücudunun inhomojenitesinden dolayı odak noktası, yer değiştirmektedir. Okital vd [110], bir dizi transduserin uygun faz kontrolünü gerçekleştirerek ve ablasyon bölgesinin sayısal tahmini ile HIFU tedavisinin ameliyat öncesi planlamasını desteklemeye çalışmışlardır. Çalışmalarında, canlı bir insan vücudunun BT/MRG verilerinden oluşturulan bir voksel fantom kullanarak bir HIFU simülatör geliştirmişlerdir. HIFU simülatör, dizi transduserlerin faz kontrolü sayesinde ablasyon bölgesinin hedefe yakın gelişeceğini tahmin etmektedir. Kütle ve momentum denklemleri, bir inhomojen ortam boyunca basınç yayılımını tekrar üretmek ve ortamın durum denklemi ile birleştirmek için çözülmüştür. Karaciğer kanseri için bir dizi transduserli HIFU tedavisi sayısal olarak yeniden oluşturulmuştur. Faz kontrolsüz sonuçlar, insan vücudunun inhomojenitesinden dolayı odak noktasının yer değiştirmesi ve difüzyonu göstermesine rağmen, ön hesaplardan elde edilen uygun bir faz gecikmeli dizi transduser kullanarak temiz bir odak noktası elde edilmiştir.

HIFU alanlarının akustik karakterizasyonu, hem dokularda ultrasonun tesir ettiği biyolojik etkilerin doğru tahmini için hem de klinik HIFU aygıtların düzenleyici standartların geliştirilmesi için önemlidir. Odakta ve odak etrafında HIFU alan parametrelerinin belirlenmesi için, Canney vd tarafından [111], bir metod önerilmiştir. Nonlineer dalga yayılımı, suda ve dokuyu taklit eden bir jel fantomda, odak uzunluğu 4,4 cm olan ve 2 MHz'lik bir transduser ile modellenmiş ve ölçülmüştür. HIFU alanlarının karakterizasyonu için hidrofon ölçüleri, ısıtılan gücün tüm menziline suda yapılması gerekmektedir, bununla birlikte hidrofonun

tahribatına yol açan kavitasyon, yüksek çıkış gücünde ortaya çıkar. Bu sorundan kaçınmak için, Bessonova vd tarafından [112], elektrodları kaplayan ilave koruyucu tabakalı yeni bir hidrofön geliştirilmiş ve deneylerle test edilmiştir. Tek bir elementli 1 MHz'e odaklanan ultrason kaynağı, aksiyel ve lateral düzlemde akustik alanın detaylı ölçümleri için kullanılmıştır. Başlangıçta tek tip genlik dağılımlı periyodik dalgaların demetleri için sayısal model, KZK denklemine dayandırılarak yapılmıştır. Sayısal çözümler, deneysel veriler ile karşılaştırılmış ve %10 içinde iyi bir uyum bulunmuştur.



3. GENEL TANIMLAR

3.1. Lineer ve Lineer Olmayan Durum

Akustik alanı, temel olarak lineer ve lineer olmayan akustik olmak üzere iki temel kısımda incelenmektedir. Lineer akustik alan, ortam içerisinde yayılan bir dalganın faz hızının sabit olarak kabul edildiği, ortamdaki moleküllerin birbirleriyle olan etkileşimleri ve ısı transferinin hesaba katıldığı çalışmalardır. Sıvıların denge durumunda, içerisindeki moleküllerin konumları ve ortalama basınçları yaklaşık olarak sabit olduğundan lineer akustik uygulamaları, daha çok sıvı ortam içerisinde yapılan çalışmaları içermektedir [36,37]. Genel olarak lineer akustik denklemleri, akustik basınç ve yoğunluğun her noktada sabit olduğu, gravitasyon kuvvetlerinin etkisinin ihmal edildiği, denge konumlarında çözümü elde edilebilmektedir. Sıvının homojen, ideal elastik özelliklere sahip, sıcaklık ve viskozite etkileşimlerinin olmaması, lineer ortamlarda çözüme ulaşımı kolaylaştırmıştır [113].

Nonlinear akustik alan ise, ortamda yayılan dalganın faz hızının sabit olmadığı, frekansın bir fonksiyonu olarak değiştiği çalışmalardır. Faz hızının frekansa bağlı olması, akustik dispersiyona yani alt harmoniklerin oluşmasına neden olmaktadır. Bu durum akustik problemlerin çözümlerini zorlaştırmakta ve analitik veya nümerik çözümleri gerekli kılmaktadır [36,37,113].

3.1.1. Lineer Akustik Dalga Denklemleri

3.1.1.1. Durum Denklemi

Ortam içerisinde ilerleyen akustik dalgalar, ortamda bulunan molekülleri titreşim yapmaya zorlar. Bu zorlama, ortamdaki parçacıkların yer değiştirmesine sebep olur ve dalganın ilerlemesiyle birlikte basınç alanı, yoğunluk ve sıcaklık değişimi meydana gelir. Bu esnada meydana gelen basınç ve yoğunluk değişimi arasındaki ilişkiyi *durum denklemi* ifade eder. P , akustik basınç ve ρ , ortam yoğunluğu olmak üzere durum denklemi,

$$P = P(\rho) \quad (3.1)$$

şeklinde yazılabilir. Sadece sıvılar ve gazlar için geçerli olan (3.1) durum denklemi yoğunluğun bir fonksiyonu olan akustik dalga basıncını verir. Akustik dalga basıncı, aynı zamanda sıcaklığın da bir fonksiyonu olduğundan sıcaklıktaki değişim akustik dalga basıncını değiştirir. Ancak lineer akustik denklemler oluşturulurken sıcaklığın etkisi ihmal edilir. Akustik yoğunlukta çok düşük değişimlerin olduğu kabul edilerek, durum denklemi, denge durumu ρ_0 civarında (dalga'nın ilerlediği ortamda herhangi bir etkinin olmadığı durum), yoğunluğa göre Taylor serisine açılarak daha da anlaşılır bir ifade edilir.

$$P = P_0 + \left(\frac{\partial P}{\partial \rho} \right)_{\rho_0} (\rho - \rho_0) + \frac{1}{2!} \left(\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2} \right)_{\rho_0} (\rho - \rho_0)^2 + \dots \quad (3.2)$$

Burada, P akustik basınç değişimini, P_0 denge durumundaki akustik basıncı, ρ herhangi bir andaki yoğunluğu ve ρ_0 denge durumundaki yoğunluğu ifade etmektedir. 3.2 denklemindeki $(\rho - \rho_0)$ ifadesi, özellikle küçük genliklere sahip uyarılmalarda denge halindeki yoğunluk ile yayılma esnasındaki yoğunluk farkının çok az olması nedeniyle küçüktür. Böylece Taylor serisindeki $(\rho - \rho_0)$ ifadesinin ikinci ve üçüncü dereceden terimleri ihmal edilip düzenlenerek aşağıdaki şekilde yazılabilir.

$$p = P - P_0 \approx B \left(\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right) = c^2 (\rho - \rho_0) \quad (3.3)$$

Burada $p = P - P_0$ net akustik basıncı verir. c , son derece küçük genliğe sahip bir akustik dalga'nın faz hızını verir ve $c^2 = \left(\frac{\partial P}{\partial \rho} \right)_{\rho_0}$ 'dır. $B = \rho_0 \left(\frac{\partial P}{\partial \rho} \right)_{\rho_0}$ olarak tanımlanır ve *Bulk Modülü*ni ifade eder. Bulk modülü, katıların ve sıvıların sıkıştırılabilirliğinin bir ölçüsüdür, değişen basınca karşılık yoğunlukta değişimin bulunması ile hesaplanmaktadır. $s = (\rho - \rho_0) / \rho_0$, herhangi bir noktadaki sıkışmayı belirten yoğunlaşma terimi olarak alınıp, Denklem 3.3 ifadesi düzenlenirse,

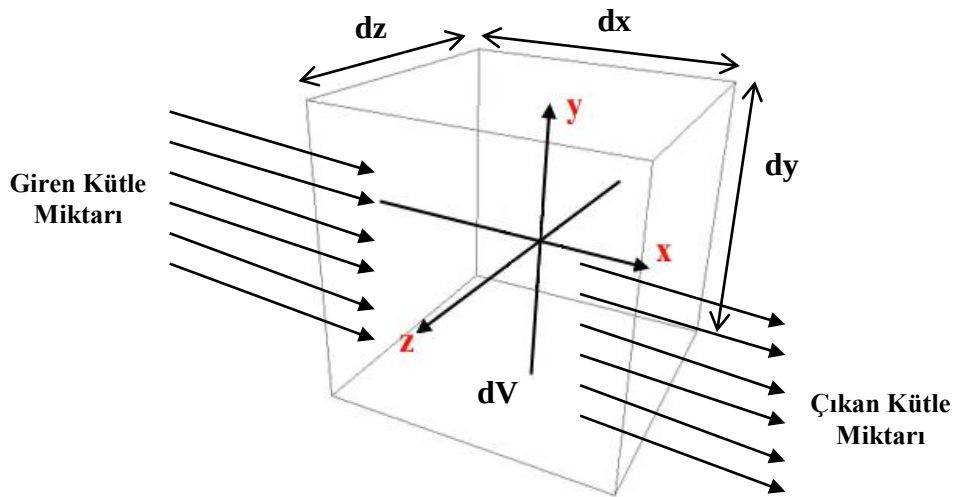
$$p = B \cdot s \quad (3.4)$$

şeklinde bulunur [36]. Denklem 3.4, akustik basınçtaki değişimin sıkıştırılabilirliğin bir ölçüsü olan Bulk modülüne ve yoğunluk değişimine bağlı olduğunu gösteren *lineer durum denklemi* olarak adlandırılır. Burada $s \ll 1$ koşulunun sağlanması gerekmektedir

Akustik dalga'nın sıvı bir ortam içerisinde ilerlerken meydana getirdiği akustik basınç değişiminin, sıvıyı oluşturan moleküllerin hareketine olan bağlılığının kesin olarak bilinmesi gerekmektedir. Bunun için akışkanlar mekaniğinin iki temel denklemi olan *Süreklilik denklemi* ve *Euler denkleminin* bilinmesi gereklidir [114, 115].

3.1.1.2. Süreklilik Denklemi

Süreklilik denklemi, akustik dalga, bir sıvı ortam içerisinde ilerlerken meydana getirmiş olduğu akustik basınç değişiminin, sıvıdaki moleküllerin hareketine bağlılığını açıklayan denklemdir. Genel olarak bu denklem akışkanlar için kütle korunumunu verir. Şekil 3.1'de dV birim hacimde, $+x$ yönünde, giren kütle ve çıkan kütle miktarına bağlı olarak, kütle akısında meydana gelen değişim gösterilmiştir.



Şekil 3.1. dV birim hacminden geçen kütle akısı [116]

ρ sıvının yoğunluğu, u_x sıvı içerisindeki parçacıkların $+x$ yönündeki hızı olsun. dV birim hacmine giren kütle akısı $\rho \vec{u}_x$ ise çıkan kütle akısı $\rho \vec{u}_x + \frac{\partial(\rho \vec{u}_x)}{\partial x} dx$ olur ve dV hacminden geçen $+x$ yönündeki net akı değişimi;

$$\rho \vec{u}_x - \left[\rho \vec{u}_x + \frac{\partial(\rho \vec{u}_x)}{\partial x} dx \right] = - \frac{\partial(\rho \vec{u}_x)}{\partial x} dx \quad (3.5)$$

şeklinde elde edilir. dV birim hacim elemanın her yönünde kütle akışı olduğu kabul edilirse, üç boyutta kütledeki net akı değişimi;

$$- \left[\frac{\partial(\rho \vec{u}_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \vec{u}_y)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \vec{u}_z)}{\partial z} \right] dV = - [\vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{u})] dV \quad (3.6)$$

şeklinde yazılır. dV birim hacim elemanından geçen toplam kütle miktarı ise,

$$M = \int \rho dV \quad (3.7)$$

şeklindedir. Bu durumda birim zamanda dV birim hacim elemanından geçen toplam kütle miktarı ise,

$$\frac{dM}{dt} = \frac{\partial}{\partial t} \int \rho dV \quad (3.8)$$

olarak bulunur. Kütle korunumu yasasına göre, dV birim hacim elemanı için üç boyutta kütledeki net akı değişimini veren denklem 3.6 ifadesi ile, birim zamanda birim hacimden geçen toplam kütle miktarını veren denklem 3.8 birbirine eşitlenirse;

$$\frac{\partial}{\partial t} \int \rho dV = - \int [\vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{u})] dV \quad (3.9)$$

ifadesi elde edilir. Denklem 3.9 ifadesi düzenlenirse,

$$\int \left[\frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{u}) \right] dV = 0 \quad (3.10)$$

integrali elde edilir. Denklem 3.10'dan çözüm elde edebilmek için integralin içerisindeki matematiksel ifadenin sıfıra eşit olması gerekmektedir. Buna göre,

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{u}) = 0 \quad (3.11)$$

ifadesi elde edilir. Denklem 3.11 ifadesi süreklilik denklemi olarak bilinir ve sabit bir hacimden çıkan kütle miktarının, hacimdeki kütle azalmasına eşit olduğunu ifade eder. Herhangi bir noktadaki sıkışmayı belirten yoğunlaşma terimi s 'nin yardımıyla 3.3 denklemi ile tanımlanmış olan $\rho = \rho_0(1 + s)$ ifadesi, 3.11 denkleminde yazılarak

$$\left(\frac{\partial s}{\partial t} \right) + \vec{\nabla} \cdot \vec{u} = 0 \quad (3.12)$$

elde edilir. Denge durumundaki yoğunluk ρ_0 değerini konuma ve zamana göre sabit olarak alıp, s 'nin ihmal edilebilecek kadar küçük olarak seçilmesi durumunda denklem 3.12 ifadesi elde edilir. Bu eşitlik lineer ortamlar için *Süreklilik Denklemi* olarak bilinir. Ortam içerisinde yoğunluk değişimlerinin çok küçük olması, ortamın lineer olarak alınabileceğini gösterdiğinden, bu ifade, lineer ortamlar için verilmiştir [113,115].

3.1.1.3. Momentum (Euler) Denklemi

Momentum (Euler) denklemi, belirli bir yönde hareket eden sıvının hızı ile aynı sıvının yoğunluk ve basıncı arasındaki ilişkiyi verir. Sıvılar, temelde belirli bir viskozite değerine sahiptirler ve kendi içinde termal etkileşimlerin meydana geldiği maddelerdir. Bu nedenle, sıvılar için Euler denklemi, termal etkileşimlerin olmadığı, viskozite etkilerinin ihmal edildiği sıkıştırılabilen sıvılar göz önüne alınarak oluşturulur.

Termal etkileşimlerin olmadığı bir sıvı içerisinde $dV = dx \cdot dy \cdot dz$ hacminde, sıvı ile beraber hareket edebilen dm kadar bir kütleyi göz önüne alalım. Seçilen dm kütlesine etkiyen net $\vec{df}$ kuvveti ve $\vec{a}$ ivmeyi temsil ederse, Newton'un ikinci yasasına göre $\vec{df} = \vec{a} \cdot dm$ şeklinde olur. Seçilen dm kütleli ve dV hacimli sıvıya $+x$ yönünde etkiyen net kuvvet,

$$df_x = \left[P - \left(P + \frac{\partial P}{\partial x} dx \right) \right] dydz = -\frac{\partial P}{\partial x} dV \quad (3.13)$$

şeklinde elde edilir [3]. Bu ifade sadece $+x$ yönünde etkiyen net kuvvet olduğuna göre, tüm yönlerden etkiyen kuvvetlerin toplamı $\vec{df} = df_x \hat{x} + df_y \hat{y} + df_z \hat{z}$ şeklinde olur. Bu durumda toplam kuvvet,

$$\vec{df} = df_x \hat{x} + df_y \hat{y} + df_z \hat{z} = -\vec{\nabla} P \cdot dV \quad (3.14)$$

şeklinde basınç terimine bağlı elde edilir. Sıvı içerisindeki parçacıkların hızları $\vec{u}$, konumun ve zamanın bir fonksiyonu olarak kabul edilirse, $\vec{u}(x, y, z, t)$ şeklinde ifade elde edilir. dt süresi sonrasında $\vec{u}$ hızı ile ilerlemekte olan bir hacim elemanın sahip olacağı hız $\vec{u}(x + dx, y + dy, z + dz, t + dt)$ şeklinde olur. Bu durumda seçilen hacim elemanın $\vec{a}$ ivmesi,

$$\vec{a} = \lim_{dt \rightarrow 0} \frac{\vec{u}(x + dx, y + dy, z + dz, t + dt) - \vec{u}(x, y, z, t)}{dt} \quad (3.15)$$

şeklinde yazılır. Hız, $\vec{u}(x, y, z, t) = \frac{d\vec{x}}{dt}$ şeklinde birim zamanda konumda meydana gelen değişim olduğuna göre, $dx = u_x dt$, $dy = u_y dt$ ve $dz = u_z dt$ şeklinde yazılabilir. Bu durumda $\vec{a}$ ivmesi,

$$\vec{a} = \lim_{dt \rightarrow 0} \frac{\vec{u}(x + u_x dt, y + u_y dt, z + u_z dt, t + dt) - \vec{u}(x, y, z, t)}{dt} \quad (3.16)$$

şeklinde ifade edilebilir. Sıvıdaki küçük yer değiştirmeler göz önüne alındığında, $\vec{u}$ hızındaki değişim dt süresi sonunda çok küçük kabul edilir ve $\vec{u}$ hız ifadesi Taylor serisine açılabilir. Taylor serisinde ikinci ve daha üst dereceden terimler ihmal edilerek,

$$\begin{aligned} \vec{u}(x + u_x dt, y + u_y dt, z + u_z dt, t + dt) = \\ \vec{u}(x, y, z, t) + \frac{\partial \vec{u}}{\partial x} u_x dt + \frac{\partial \vec{u}}{\partial y} u_y dt + \frac{\partial \vec{u}}{\partial z} u_z dt + \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} dt \end{aligned} \quad (3.17)$$

eşitliği elde edilir. Bu eşitlik, denklem 3.16'da yerine yazılırsa,

$$\vec{a} = \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \frac{\partial \vec{u}}{\partial x} u_x + \frac{\partial \vec{u}}{\partial y} u_y + \frac{\partial \vec{u}}{\partial z} u_z \quad (3.18)$$

ifadesi elde edilir. $(\vec{u} \cdot \nabla) = u_x \frac{\partial}{\partial x} + u_y \frac{\partial}{\partial y} + u_z \frac{\partial}{\partial z}$ şeklinde bir operatör tanımlanarak,

$$\vec{a} = \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla) \vec{u} \quad (3.19)$$

eşitliği elde edilir. Denklem 3.19 ile tanımlanmış olan $\vec{a}$ ivmesi ve $dm = \rho dV$ ifadesi, $d\vec{f} = \vec{a} \cdot dm$ denkleminde yerine yazılır ve 3.14 denklemi ile eşitlenerek,

$$-\nabla P = \rho \left[\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla) \vec{u} \right] \quad (3.20)$$

ifadesi elde edilir. Bu lineer olmayan inviscid (viskozitesi sıfır kabul edilen sıvılar) kuvvet denklemi, *Euler Denklemi* olarak bilinir. Bu denklemi lineer biçimde yazabilmek için daha önceki bölümde tanımlanmış olan s terimi, $|s| \ll 1$ şeklinde

olduğu kabul edilir ve $|(\vec{u} \cdot \nabla) \vec{u}| \ll \frac{\partial \vec{u}}{\partial t}$ yaklaşımı yapılırsa; ρ yerine ρ_0 yazılabilir

ve böylece $\left[\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla) \vec{u} \right]$ terimi $\frac{\partial \vec{u}}{\partial t}$ şeklinde sadeleşir. Denge durumundaki basınç değeri olan P_0 'ın konuma göre sabit olduğu farzedilerek, ∇P yerine net basınç cinsinden ∇p ifadesi yazılabilir. Böylece Denklem 3.20 eşitliği ile ifade edilen Euler denklemi,

$$\vec{\nabla} p = -\rho_0 \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} \quad (3.21)$$

şekline dönüşür. Bu son ifade, lineer yaklaşımlar yapılarak elde edildiğinden *Lineer Inviscid Kuvvet Denklemi* olarak adlandırılır ve sadece küçük genliğe sahip akustik dalgaların yayılma problemlerinde kullanılabilir [113].

3.1.1.4. Lineer Dalga Denklemi

Lineer akustiğin en temel denklemi olan lineer dalga denklemi, uzay ve zaman ekseninde akustik dalğanın özelliklerinin tanımlanmasında ve bu temel özelliklerinin hangi ölçüde değiştiğini ifade etmede kullanılır. Bu denklem, akustiğin üç temel denklemi olan *Durum Denklemi*, *Süreklilik Denklemi* ve *Euler Denkleminin* tek bir denklem haline getirilmesi ile elde edilir. Denklem 3.21 ile verilen Euler Denkleminin diverjansı alındığında,

$$\vec{\nabla}(\vec{\nabla} p) = \nabla^2 p = -\rho_0 \vec{\nabla} \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} \quad (3.22)$$

ifadesi elde edilir. Denklem 3.12 ifadesi ile verilen süreklilik denkleminin zamana

göre türevi alınarak $\frac{\partial}{\partial t}(\vec{\nabla} \vec{u}) = \vec{\nabla} \left(\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} \right)$ dönüşümü kullanılırsa,

$$\frac{\partial^2 s}{\partial t^2} + \vec{\nabla} \left(\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} \right) = 0 \quad (3.23)$$

ifadesi elde edilir. Denklem 3.23'teki $\vec{\nabla} \left(\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} \right)$ ifadesi çekilip Denklem 3.22'de yerine konulursa,

$$\nabla^2 p = \rho_0 \frac{\partial^2 s}{\partial t^2} \quad (3.24)$$

denklemini bulunur. Denklem 3.3'ten elde edilen s değeri ($s = \frac{p}{c^2 \rho_0}$), denklem 3.24 eşitliğinde kullanılırsa,

$$\nabla^2 p = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (3.25)$$

ifadesi elde edilir. Elde edilen 3.25 ifadesi, klasik dalga denklemi olup, sıvı içerisinde yayılan bir akustik dalga için lineer dalga denklemdir. 3.25 denklemindeki c , 3.3 denkleminde $c^2 = \left(\frac{B}{\rho_0} \right)$ şeklinde tanımlanmış olup sonlu genliğe sahip akustik bir dalganın yayılma hızı yani faz hızıdır.

Viskozitesinin sıfır olarak kabul edildiği (*inviscid*), fiziksel olarak akustik dalganın yayıldığı ortamın sıkışmayan bir özelliğe sahip olduğu, içerisinde türbülans ve kenar etkileşimleri sonucunda meydana gelen etkilerin olmadığı bir sıvı ortam göz önüne alındığında $\vec{\nabla} \times \vec{u} = 0$ yaklaşımı kullanılabilir. Bu durumda parçacık hızı,

$$\vec{u} = \vec{\nabla} \Phi \quad (3.26)$$

şeklinde hız potansiyeli olarak bilinen Φ gibi skaler bir fonksiyonun grandyenti cinsinden türetilmesi mümkündür. Denklem 3.26 ile tanımlanan skaler hız potansiyel ifadesi, Denklem 3.21'de yerine yazıldığında,

$$\rho_0 \frac{\partial \Phi}{\partial t} = -\vec{\nabla} p \quad \text{veya} \quad \vec{\nabla} \cdot \left(\rho_0 \frac{\partial \Phi}{\partial t} + p \right) = 0 \quad (3.27)$$

ifadesi elde edilir. Denklem 3.27'deki eşitliğin sağlanabilmesi için parantez içerisindeki ifadenin sıfır olmasını gerektirir. Bu durumda,

$$p = -\rho_0 \frac{\partial \Phi}{\partial t} \quad (3.28)$$

şeklinde p akustik basınç, hız potansiyelinin bir fonksiyonu olarak elde edilir. Denklem 3.25 ile verilen lineer dalga denkleminde p , yerine yazılırsa;

$$\nabla^2 \Phi = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial t^2} \quad (3.29)$$

şeklinde hız potansiyeline bağlı *Lineer Akustik Dalga Denklemi* elde edilir [113].

3.1.2. Lineer Olmayan Akustik Dalga Denklemleri

Akustik alandaki lineer yaklaşımlar, çok küçük genlikli akustik dalgaların ideal sıvılar içinde yayılmasını ifade ettiği için birçok problemin çözümünde yeterlidir. Fakat akustik dalganın genliği büyük ve $(\rho - \rho_0)$ değerinin ihmal edilecek kadar küçük olmadığı ortamlarda, lineer olmayan yaklaşımlar gerekmektedir. O halde, lineer dalga denklemleri türetilirken P 'nin ρ 'ya göre değişiminin ρ_0 denge durumu civarında Taylor serisine açılımını veren denklem 3.2'deki kareli ve daha üst mertebeden ifadelerin ihmalî söz konusu olmayacaktır. Bu durumda, lineer olmayan akustik problemler, lineer akustik problemlere göre birçok fiziksel parametre içereceğinden çözümleri oldukça zor ve karmaşık olacaktır [113, 57, 117].

Akustik dalgaların lineer olarak yayılmamasının sebepleri;

- a) Akustik dalganın ilerlediği ortamın lineer olmayışı,
- b) Parçacıklar ve ona eşlik eden dalgaların birbirleri ile etkileşmesi,

şeklinde özetlenebilir.

a) Akustik dalganın ilerlediği ortamın lineer olmayışı

Yayılmak için bir ortama ihtiyaç duyan akustik dalgalar, periyodik değişiklikleri zamana ya da koordinata bağlı olan mekaniksel titreşimlerdir. Bu durumda, akustik dalgaların yayılma hızları bulundukları ortama bağlı olarak değişim gösterir. Bu tür dalgalar, ortam içerisinde yayılırken mevcut olan molekülleri dalganın hareket doğrultusu boyunca titreştirmesiyle, ortam içerisinde bir basınç ve yoğunluk değişimi meydana gelir. Akustik basıncın akustik yoğunluğa bağlı olduğu bu ortamlar, *lineer olmayan ortamlar* olarak adlandırılır. Bu durum, faz hızının sabit olmadığı frekansın bir fonksiyonu olduğu ve bunun da alt harmoniklerin oluşmasına sebep olduğu sonucunu verir [37].

b) Parçacıklar ve ona eşlik eden dalgaların birbirleri ile etkileşmesi

Lineer olmayan ortamlarda yayılan akustik dalgalar, ortamın süreksizliğinden dolayı bozulmaya uğrarlar. Bu bozulmanın iki sebebi vardır. Birincisi, ortamdaki moleküllerin birbirleriyle etkileşmeleri sonucunda meydana gelen ısı transferidir. İkincisi, dalganın ilerleme doğrultusu boyunca ortam içerisinde basınç ve yoğunluk değişiklikleri yaratmasıdır.

Lineer olmayan akustik problemlerde, nonlinear parametre olan β oldukça önemli bir rol oynamaktadır ve genelde tüm akustik uygulamalarda kullanılmaktadır [118-120]. Nonlinear parametreyi ve lineer olmayan durumu tam olarak görebilmek için, akustik basıncı denge konumundaki akustik yoğunluk etrafında Taylor serisine açmak gerekir [121-124,60]. Taylor serisinin ikinci mertebeden katsayıları, lineer olmayan akustiği temsil etmekte ve akustik parametrelerin çarpımını içermektedir. Durum denklemini akustik yoğunluk etrafında Taylor serisine açtığımızda,

$$p = P - P_0 = \left(\frac{\partial P}{\partial \rho} \right)_{\rho_0} (\rho - \rho_0) + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2} \right)_{\rho_0} (\rho - \rho_0)^2 + \dots \quad (3.30)$$

ifadesi elde edilir. Denklemin sağ tarafı, ρ_0 parantezine alınır;

$$p = \rho_0 \left(\frac{\partial P}{\partial \rho} \right)_{\rho_0} \left(\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right) + \frac{1}{2} \rho_0^2 \left(\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2} \right)_{\rho_0} \left(\frac{\rho - \rho_0}{\rho_0} \right)^2 + \dots \quad (3.31)$$

olarak bulunur. Buradan $A = \rho_0 \left(\frac{\partial P}{\partial \rho} \right)_{\rho_0} = \rho_0 c^2$ ve $B = \rho_0^2 \left(\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2} \right)_{\rho_0}$ şeklinde elde edilen A ve B ifadeleri ile nonlinear parametre (β),

$$\beta = 1 + \frac{B}{2A} \quad (3.32)$$

denklemini ile ifade edilir. β , boyutsuz bir sabit olup, ortamın nonlinear olmasının bir göstergesidir ve ortam içerisinde ilerleyen sonlu genliğe sahip bir akustik dalganın lineer olmayan özelliklerini açıklamaktadır. Akustik dalganın yayılma hızına bağlı ifadesi;

$$\frac{dx}{dt} = c = c_0 + \beta u \quad (3.33)$$

şeklinde. c , akustik dalganın yayılma hızını, c_0 denge durumundaki dalganın yayılma hızını ve u yerel parçacık hızını ifade etmektedir.

Nonlinear parametre β , lineer olmayan akustikte oldukça önemli bir alana sahiptir ve başta medikal uygulamalar olmak üzere tüm akustik uygulamalarda kullanımı yaygındır [118-120].

3.1.2.1. Burger Denklemi

Tek boyutlu Burger denklemi, lineer olmayan ortamda ilerleyen düzlem bir dalganın ortam içindeki kayıplarını ve lineer olmayan etkileri açıklayan bir dalga denklemidir [125-127]. Genel olarak Burger Denklemi,

$$\frac{du}{dt} + \left(1 + \frac{\beta u}{c} \right) \frac{du}{dz} = 0 \quad (3.34)$$

şeklinde ifade edilir. Bu denklem, kayıpsız ortamlar (akustik dalganın ilerlediği sırada ortama enerji transferinin olmadığı durumlar) için geçerlidir. Burada z , akustik dalganın yayılma doğrultusundaki koordinatı ve β , nonlinear parametreyi ifade

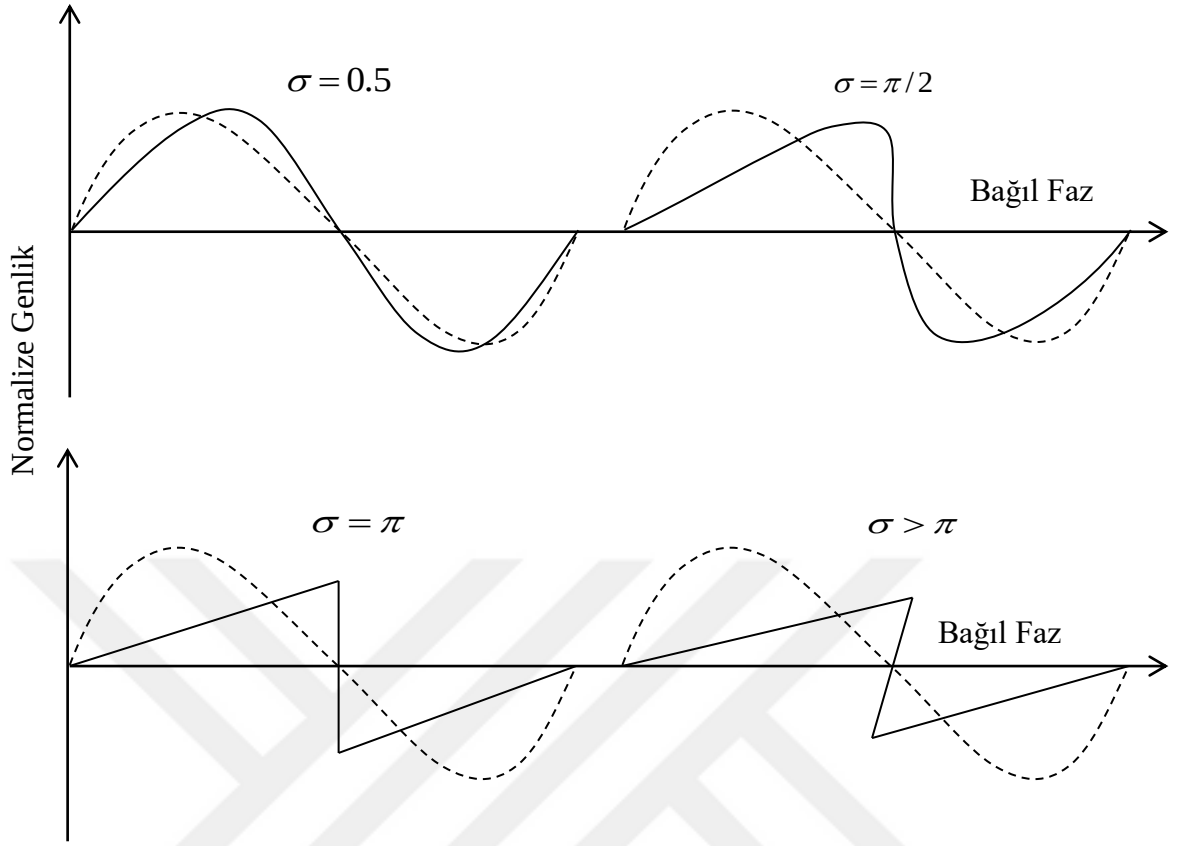
etmektedir. $\frac{\beta u}{c}$ terimi, ortamın nonlinearlık özelliğini belirler ve bu terim sıfıra eşit olursa 3.34 denklemi, basit bir lineer denklem şeklini alır. Nonlinear durumda β , sıfırdan farklı bir değer alacağından dalganın yayılma hızı, β 'ya bağlı olacaktır. $\frac{\beta u}{c}$ niceliği, her döngüdeki pozitif basınç pikindeki kayma olarak sayılabilir ve bir şok parametresini (denklem 3.35'i) tanımlamada sıkça karşılaşılır.

$$\sigma = \beta \epsilon k z \quad (3.35)$$

Burada $\epsilon = \frac{u}{c}$ bağıl yerel parçacık hızını ifade etmektedir. $\beta \epsilon k z$, k dalga sayısı ile bir z mesafesi üzerinde yayılan bir dalganın pozitif basınç pikindeki toplam kaymayı vermektedir. Şekil 3.2'ye göre σ 'nın küçük değerlerinde dalga simetrisindeki bozulmalar küçüktür. $\sigma = \frac{\pi}{2}$ olduğunda tam bir şok cephesi oluşur. $\sigma > \pi$ olduğu durumlarda ise, dalganın genliğinde önemli bir azalma meydana gelmektedir. Ancak bu açıklamalar kayıpsız ortamlar için geçerliydi. Eğer dalga, soğurucu bir ortam boyunca yayılırsa, dalga simetrisindeki bozulmanın derecesi, lineer olmamaya ve soğurulmaya bağlı olur [33]. Lineer olmayan bozulma ve soğurulmanın ters etkileri arasındaki oranı tanımlamak için Gold'berg Γ katsayısını tanımlamıştır [127].

$$\Gamma = \frac{\beta \epsilon k}{\alpha} = \frac{1}{\alpha l_d} \quad (3.36)$$

Burada α , lineer soğurma katsayısı ve l_d şok oluşum mesafesidir. Γ 'nın değeri değiştikçe, sonlu genlikli dalgalarda bozulmanın derecesi değişir.



Şekil 3.2. Orijinal sinüs dalga ile lineer olmamaktan dolayı bozulan sinüs dalgalarının farklı σ değerleri için karşılaştırılması

3.1.2.2. KZK Denklemi

Akustik bir dalgaının yayılma ortamındaki akustik saçılma etkilerinin ve soğurulma mekanizmasının hesaba katıldığı durumlarda, Burger denklemi yetersiz kalmaktadır. Bu nedenle ilk olarak Khoklov ve Zabolotskaya [128], soğurmanın olmadığı nonlinear bir ortamda sonlu genlikli akustik demetlerinin yayılımını ifade etmek için dairesel geometriye uygun bir denklem geliştirmişlerdi. Daha sonra Kuznetsov, soğurmanın etkisini ve daha sonra nonlinearlık, soğurulma ve kırınım arasındaki eşleştirmeleri, en basit olası yol ile tarif edilen ve yaygın bir şekilde KZK denklemi olarak bilinen denklem ile birleştirmiştir. Böylece KZK (Khokhlov-Zabolotskaya-Kuznetsov) Denklemi, Burger Denklemine soğurulma, saçılma ve lineer olmayan etkilerin dahil edilmesiyle bir denklem elde edilmiştir [34, 39].

$$\frac{\partial^2 W}{\partial \sigma \partial \tau} = \underbrace{\alpha r_0 \frac{\partial^3 W}{\partial \tau^3}}_{1. \text{Terim}} + \underbrace{\frac{r_0}{2l_d} \frac{\partial^2 (W^2)}{\partial \tau^2}}_{2. \text{Terim}} + \underbrace{\frac{1}{4} \nabla^2 W}_{3. \text{Terim}} \quad (3.37)$$

$$W = \frac{u}{u_0} \quad \blacktriangleright \text{Normalize edilmiş parçacık hızı}$$

$$\sigma = \frac{z}{r_0} \quad \blacktriangleright \text{Normalize edilmiş aksiyel mesafe}$$

$$\tau = wt - kz \quad \blacktriangleright \text{Gecikme zamanı}$$

$$\alpha \quad \blacktriangleright \text{Soğurma katsayısı}$$

$$r_0 = \frac{ka^2}{2} \quad \blacktriangleright \text{Rayleigh mesafesi}$$

$$l_d = \frac{1}{\beta \epsilon k} \quad \blacktriangleright \text{Şok oluşum mesafesi}$$

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial}{\partial r} \right) \quad \blacktriangleright \text{Enine Laplasyen operatörü}$$

3.37 Denklemindeki 1. terim, Akustik dalganın ortam içindeki soğurulma özelliklerini belirlemektedir. 2. Terim, şok parametresini içerdiğinden ve normalize parçacık hızının karesinin zamana göre ikinci türevine bağlı olduğundan akustik dalganın nonlineerlik özelliğini vermektedir. 3. Terim ise, difraksiyon terimidir.

$\alpha = 0$ ve difraksiyon terimi sıfıra eşitlenirse 3.37 nolu KZK denkleminde tekrar Burger denklemine geçilebilir.

KZK denklemi, açıklığın boydan boya birkaç dalga boyu, yani $ka \gg 1$ olduğu varsayılan parabolik yaklaşıma dayanmaktadır (k, akustik kaynağın yaydığı dalganın dalga sayısı ve a kaynağın yarıçapı). KZK Denkleminin çözümünün analitik olarak bulunması, sahip olduğu üçüncü mertebeden kısmi türevlerden dolayı oldukça zordur. Analitik çözüm ile ilgili literatürde çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalardan biri soğurulmayı hesaba katmadan Lapidus ve Rudenko'nun [129] yaptıkları çalışmadır fakat tam çözüm elde edilememiştir. Bu nedenle çalışmaların büyük bir kısmında nümerik yöntemler kullanılmış ve frekans ve zaman uzayında bazı yaklaşımlar altında çözüm aranmıştır [36, 37, 116, 130, 131].

3.1.3. Yüksek Şiddetli Odaklanmış Ultrasonik Dalgalar

Ultrasonik dalgaların ortamla etkileşmesi, vericilerin geometrik yapısına bağlı olduğu kadar ön yüzeylerinin düzlemsel ya da odak oluşturacak şekilde eğimli (konkav) olması ile de doğrudan ilişkilidir.

Bir vericiden çıkan dalgaların belli bir noktada odak oluşturabilmesi için ön yüzeylerindeki her iki nokta arasında faz farkı oluşması gerekir. Uzayda herhangi iki koordinat arasındaki yol farkı $\Delta \vec{r}$ olmak üzere, faz farkı $\Delta \varphi$, aşağıdaki şekilde tanımlıdır,

$$\Delta \varphi = \vec{k} \cdot \Delta \vec{r} \quad (3.38)$$

burada $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ olup, ilerleyen akustik dalganın dalga sayısı, λ ise dalga boyudur.

Faz farkı $\Delta \varphi$, odaklamada kilit rol oynayan bir parametredir. Faz farkı fazla olan bir dalga bileşeni, faz farkı az olan dalga bileşenine göre doğrultusundan daha fazla saparak odağa doğru daha çok yönelerek ilerler. Böylece Şekil 3.3.de F ile tanımlanan odak uzaklığı bölgesinde maksimum şiddet oluşmasına neden olur. Oluşan bu odak bölgesinde maksimum şiddet oluşacağı için ortam ile akustik dalganın da maksimum düzeyde etkileneceği aşıkardır. Bu etkileşmenin sonucu, ısı etkisi olarak kendini gösterecek olup, ısı artışı, genlik A, odak uzaklığı F, akustik basınç P, n harmonik sayısı ve ortalama şiddet $\tilde{I}_n$ olmak üzere;

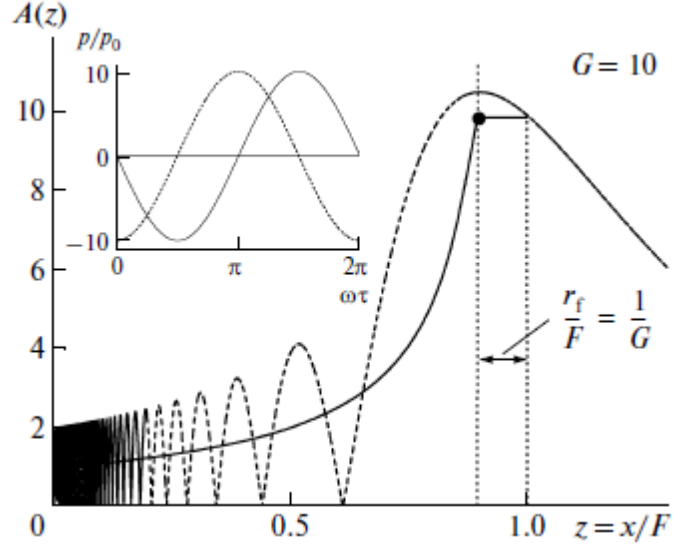
$$H(z, R) = -\frac{\tilde{I}(z + hz, R) - \tilde{I}(z, R)}{hz} \quad (3.39)$$

olarak tanımlanır [132].

$G = ka_0^2/2F$, kazanç faktörü olmak üzere A(x) ise;

$$A(x) = \frac{2A_0}{1 - x/F} \sin\left(G \frac{1 - x/F}{2x/F}\right) \quad (3.40)$$

şeklinde tanımlanır [132].



Şekil 3.3. Piston transduser'in, $G=10$ kazançlı bir boyutlu küresel yakınsak dalga (kalın çizgili) ve lineer odaklı demet (kesik çizgili) için harmonik dalganın boyutsuz genliğinin $z=x/F$ eksenı boyunca dağılımı [132]

Akustik basınç P ve n . harmonik ortalama şiddet $\tilde{I}_n$;

$$P(z, \theta, R) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} C_n(z, R) e^{-in\theta} \quad (3.41)$$

$$\begin{aligned} \tilde{I}(z, R) &= \langle 2P^2(z, \theta, R) \rangle = \frac{1}{\pi} \int_0^{2\pi} P^2(z, \theta, R) d\theta \\ &= 4 \sum_{n=1}^{N_{\max}} |C_n(z, R)|^2 = \sum_{n=1}^{N_{\max}} \tilde{I}_n(z, R) \end{aligned} \quad (3.42)$$

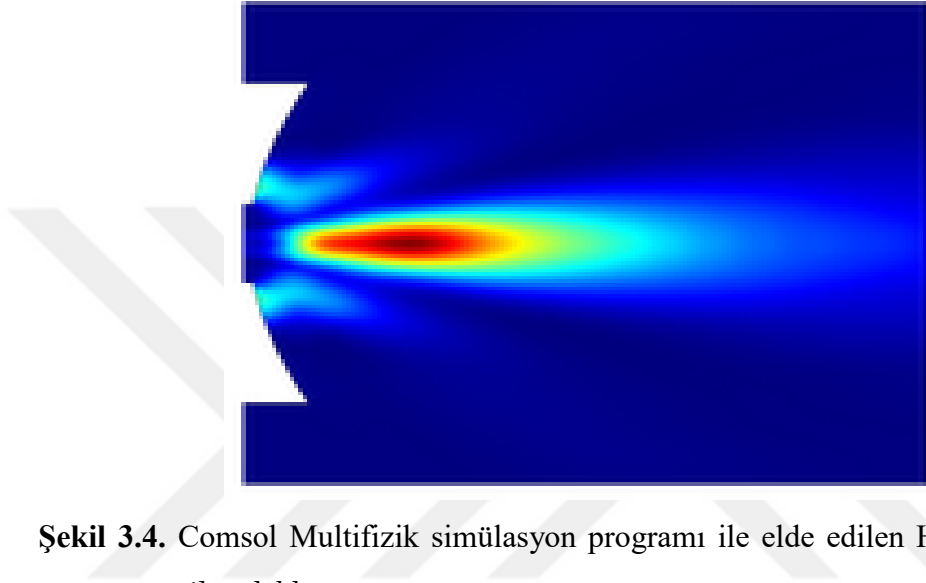
şeklinde tanımlanır [132].

Akustik basınç $P(z, \theta, R)$ her uzay koordinatı için nümerik olarak hesaplandıktan sonra $\tilde{I}_n(z, R)$ hesaplanarak, $H(z, R)$ hesaplanabilir. Bu tezdeki hesaplamalar, 3.37 KZK denklemi ile birlikte 3.39 ve 3.42 denklemlerine dayanarak Comsol programı yardımı ile çözülmüş ve simüle edilmiştir. Elde edilen sonuçlar, ilerleyen bölümlerde ayrıntılı olarak sunulacaktır.

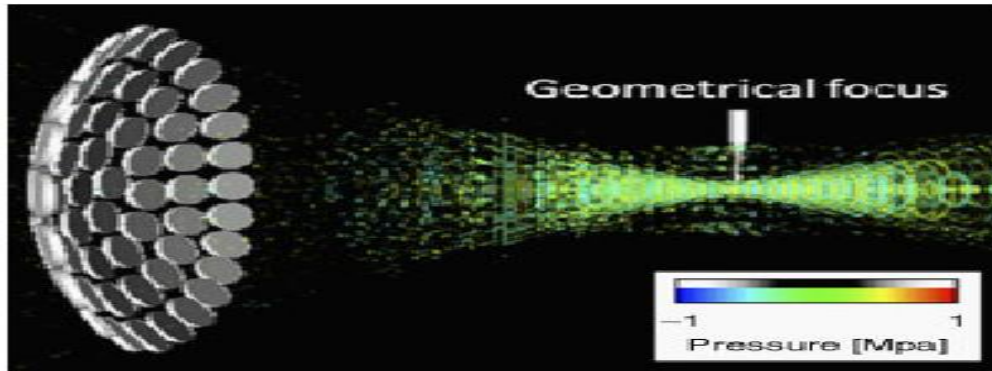
Ultrasonik bir dalga iki yolla odaklanır :

(a) Geometrik odaklama: Bir lens veya küresel eğimli bir transduser yardımı ile yapılır (Şekil 3.4),

(b) Elektronik odaklama: Transduserlerin bir dizisinde elementlerin bağıl fazları ayarlayarak (fazlanmış dizi) yapılabilir (Şekil 3.5). Bir faz kontrollü dizinin elementleri için elektronik sinyaller, elektronik olarak eş zamanlı faz kontrolü sağlanarak, demet farklı alanlara yönlendirilebilir [133].



Şekil 3.4. Comsol Multifizik simülasyon programı ile elde edilen HIFU transduser ile odaklama



Şekil 3.5. Dizi transduser ile odaklama [134]

4. TEORİK MODEL

4.1. Giriş

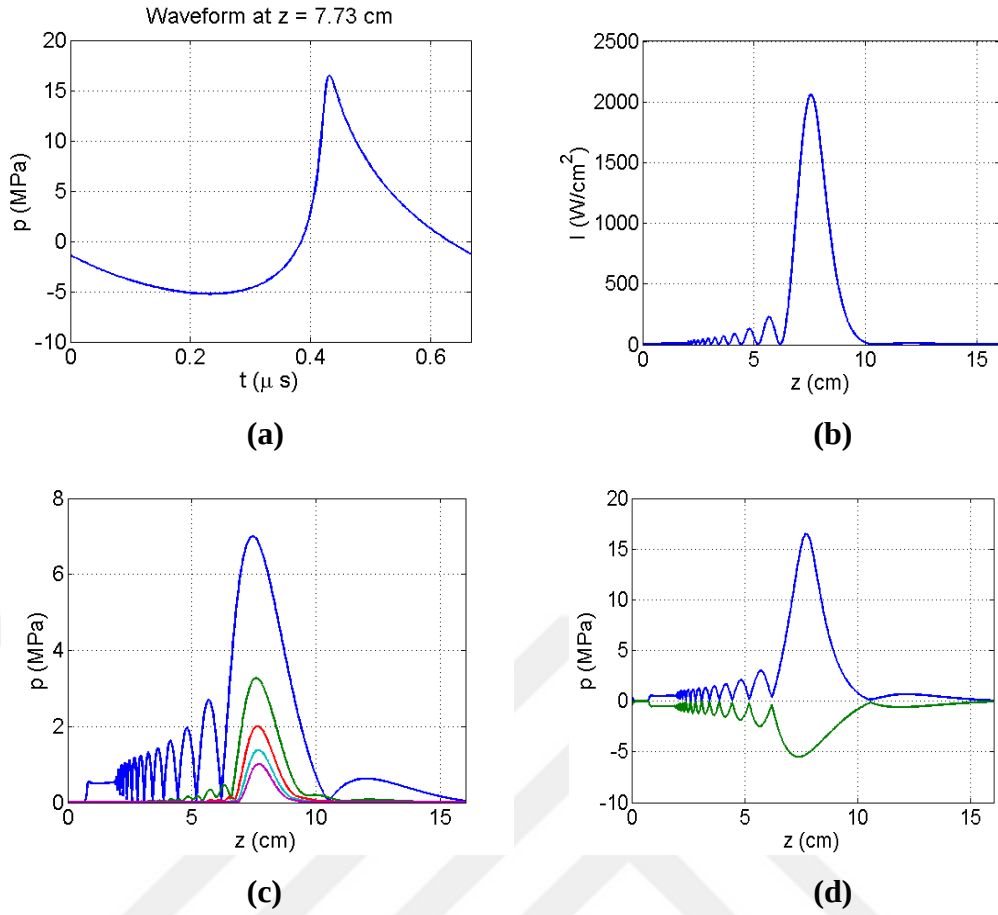
Bu bölümde, teorik sonuçların elde edilmesinde kullanılan iki farklı program hakkında bilgi verilecektir. Öncelikle HIFU transduser ile yapılacak olan deneysel ölçüm verileri ile mukayese edilecek teorik verilerin elde edileceği HIFU simülatör programı tanıtılacaktır. Daha sonra Romboid ve HIFU transduser için geometrik modellerin geliştirildiği Comsol multifizik simülasyon programı hakkında bilgi verilecektir.

4.2. HIFU Simülatör

HIFU simülatör, HIFU demetleri ve bu demetlerin ısı etkilerinin önemli birkaç özelliğini belirlemeye yardımcı olan MATLAB tabanlı bir programdır. Programda, frekans uzayında tanımlı ekstenel simetrik KZK denklemi kullanılmaktadır. Demet difraksiyonu, girişim etkileri, soğurmanın faz hızına ilişkin dağılım ve yüksek harmonik üretiminin nonlinear etkilerini hesaba katarak, her bir harmoniğin uzaysal akustik alan dağılımını veren bir programdır. Bu basınç alanlarından, geçici ortalama şiddet ve ısıtma hızı hesaplanmaktadır (Şekil 4.1). Isı oranı dağılımı, sıcaklık ve termal doz alanlarını belirlemek için Pennes'in Bioheat Transfer (BHT) denklemi [135] kullanılmaktadır. Gerekli başlangıç parametrelerin girilmesiyle başlatılan simülasyon programı tamamlandığında, toplam 8 farklı sonuç oluşturulmuştur: Bunlar sırasıyla; ilk 5 harmoniğin aksiyel basınç genliği, Aksiyel pozitif (P+) ve negatif P- basınç tepeleri, Aksiyel şiddet, Aksiyel ısıtma hızı, Odakta ilk 5 harmoniğin radyal basınç genliği, Odakta radyal şiddet, Odakta radyal ısıtma hızı, Şok olduğu mesafede (odakta) geçici dalga formu (eksen üzerinde) şeklindedir. Ayrıntılar için bakınız ref [3].

Bu çalışmada, teorik sonuçların elde edilmesinde çoğunlukla HIFU simülatör programı kullanılmıştır. Örnek bir hesaplama, Şekil 4.1'de sunulmuştur.

Odaklama etkisinin incelenmesi için ise, Comsol tabanlı olarak geliştirdiğimiz simülasyon programı kullanılmıştır. Özellikle odak ile yayılma ortamına bağlı akustik parametrelerin nasıl bir alan yarattığı konusunda geliştirilen bu programa fazla ihtiyaç duyulmuştur.



Şekil 4.1. (a) Odadaki dalga formu (b) Aksiyel şiddet (c) İlk 5 harmoniğin aksiyel basınç genliği (d) Aksiyel pozitif (P+) ve negatif P- basınç tepeleri (HIFU simülatörden elde edilmiştir) [3]

4.3. COMSOL

Kısmi diferensiyel denklemlere dayalı bilim ve mühendislik problemlerini modellemek ve çözmek için etkili ve güçlü bir ortam olan eski adıyla FEMLAB (Finite Element Method Laboratory) olarak bilinen Comsol Multiphysics, sonlu elemanlar yöntemini kullanarak çözüm alanını sonlu elemanlara bölen bir software programıdır. Fizik ve mühendislik uygulamalarının özellikle konuma ve zamana bağlı denklem (multifizik) çözümü için geliştirilmiş bir yazılım paketidir. Program, birden fazla işletim sisteminde çalışabilmektedir (Windows, Mac, Linux, Unix).

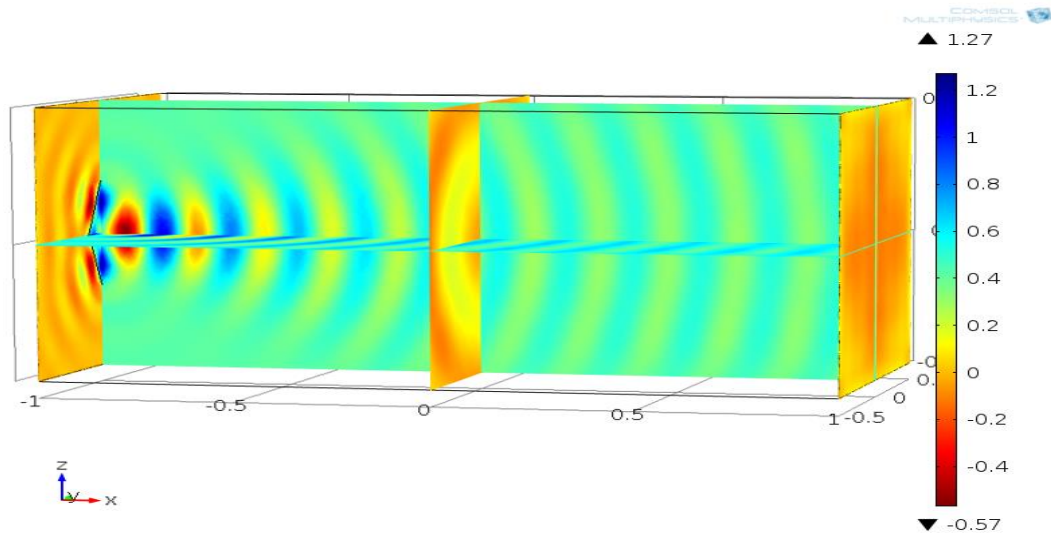
Modelin yapısı önceden tanımlanmış fizik ara yüzleri sayesinde, kimya, biyoloji, sıvı akış ve ısı transferinden yapısal mekanik ve elektromanyetik analizine kadar, ilgili alanda çoğu problemlere çözüm tahmin edebilen ve değerlendirebilen hızlı bir programdır. Bu tezde, deneysel aşamada yapılmak istenen sürecin tüm

adımlarını, geometri tanımlanmasını, mesh'lemeyi, istenen fizik uygulamalarını belirleyerek çözümlenmesini ve sonuçların görüntülenmesini sağlamıştır. Programda, malzemelerin özellikleri, sınır koşulları ve bağımlı değişkenlerin tümü için keyfi fonksiyon kullanılabilir. Önceden tanımlanmış multifizik şablonları, birçok genel fizik problemlerini çözebilmekte, farklı fizik alanı seçebilme ve bağımlılık değişkeni belirleme seçeneği bulunmaktadır. Ayrıca kendi kısmi diferansiyel denklemlerini belirleyebilen ve diğer fizik denklemler ile bağlantı kurabilen bir programdır [135,136].

Comsol tarafından kullanılan, akustik nonlinear dalga denklemini denklem 4.1'deki gibidir [137].

$$\nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho_0} (\nabla_{p-q}) \right) - (w^2 / (\rho_0 c_s^2) - k_z^2 / \rho_0)_p = Q \quad (4.1)$$

Comsol simülasyonu, son zamanlarda, bilim ve mühendislik dalının özel bir parçası haline gelmiştir. Yeni ürün geliştirme veya tasarımları optimize etmede özellikle bileşenlerin dijital analizlerinde önemli bir program olarak yer almaktadır. Örnek bir simülasyon olarak romboid kaynaklı bir ultrasonik verici ile yaptığımız odaklama çalışmasında akustik alan yapısı Şekil 4.2'de verilmektedir.



Şekil 4.2. Comsol simülasyonundan elde edilen örnek çalışma. Romboid kaynaklı bir ultrasonik verici ile odaklanma

5. DENEYSEL SİSTEM VE YÖNTEM

5.1. Giriş

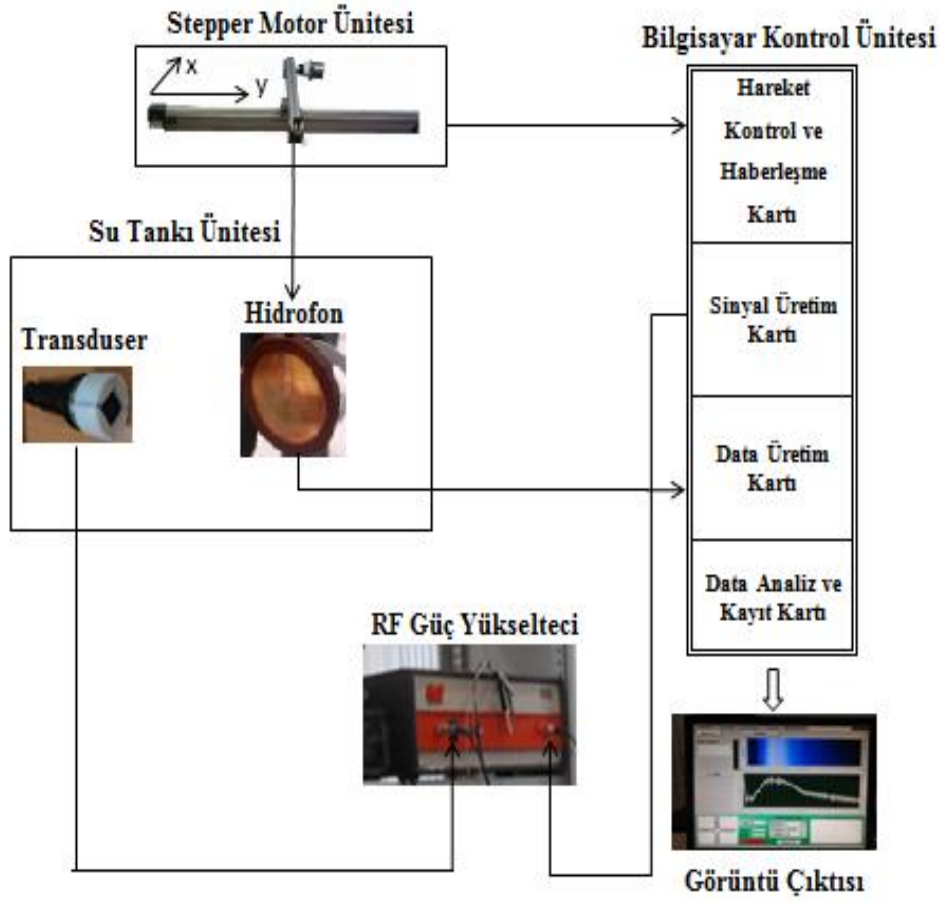
Bu bölümde, deney sisteminde kullanılan mekanik ve elektronik donanımlar ile deneysel ölçüm için geliştirilen bilgisayar yazılımı hakkında bilgiler verilecektir. Öncelikle temel donanım ünitelerine, daha sonra deney sisteminde bulunan cihazlar ile bilgisayar ve kartların özellikleri ve görevlerine değinilecektir. Son olarak, deney sistemimiz için geliştirmiş olduğumuz Labview tabanlı bilgisayar yazılımının temel yapısı ve özellikleri sunulacaktır.

5.2. Donanım

Deneyleerin gerçekleştirilebilmesi için bir ultrasonik deney sistemi kurulmuştur. Deney sisteminin farklı resimleri Şekil 5.1’de, görölmektedir. Şekil 5.2’de gösterilen deney sisteminin genel konfigürasyonunda göröldüğü gibi sistem, dört ana kısımdan oluşmaktadır. Birinci kısım, saf su ile dolu ve içinde transduser (ultrasonik verici) ve hidrofonun (ultrasonik alıcı) bulunduğı ultrasonik tank ünitesidir. İkinci kısım, hidrofonun iki boyutta hareketini sağlayan stepper motor ünitesidir. Üçüncü kısım, hareket kontrol ünitesinin yönetildiğı, elektriksel sinyallerin üretildiğı, elde edilen deneysel sinyallerin işlendiğı ve kaydedildiğı bilgisayar kontrol ünitesidir. Dördüncü kısım ise, elektriksel sinyalin yükseltilmesi için kullanılan Radyo Frekans (RF) güç yükselticisidir.



Şekil 5.1. İnönü Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Ultrasonik&Medikal Fizik Araştırma Laboratuvarında oluşturulan Ultrasonik Deney sisteminin temel ünitelerinin farklı açılardan resimleri



Şekil 5.2. Ultrasonik Deney sisteminin genel konfigürasyonu

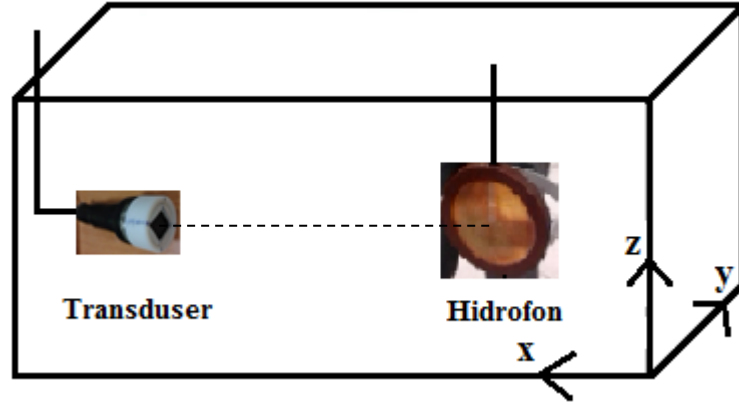
5.2.1. Su Tankı Ünitesi

Şekil 5.3'te akustik basınç alanı ölçümlerinin yapıldığı ultrasonik tank ünitesi görülmektedir. Bu ünite, 50 x 65 x 125 cm ebatlarına sahip, içine transduser ve hidrofonun monte edildiği ve 0.5 cm kalınlığında camdan yapılmış tanktır. Tank, demir profiller ile desteklenmiş ve stepper motorların monte edilebilmesi için profiller, özel olarak konumlandırılmıştır.

Mevcut şehir şebeke suyunun çok fazla kireçli olması ve kirecin hidrofon ve transduser'a zarar vermesi nedeniyle deneysel ortamı, distile su (saf su) ile doldurulmuş ve içindeki gazlardan arınması için 24 saat dinlendirilmiştir. Tüm ölçümler, oda sıcaklığında yapılmıştır. Sıcaklık artışına bağlı fazla dalgalanmalar görülmediği için, sıcaklık artışının faz hızına değişim etkisi hesaba katılmamıştır.

Transduser ve hidrofon Şekil 5.3'te görüldüğü gibi aynı eksenle olacak şekilde yerleştirilmiştir. Transduser, tüm ölçümler boyunca hareketsiz kalacak

şekilde, bir çubuk yardımıyla, tamamı suyun içinde kalacak şekilde tankın bir kenarına sabitlenmiştir. Hidrofonun iki ekseninde (x-y) hareketinin sağlanması için, hidrofon, bilgisayar kontrollü stepper motora bağlı bir çubuğa sabitlenirken, hidrofonun merkezi ile transduser'in merkezinin tam olarak çakışmasına dikkat edilmiştir.



Şekil 5.3. Deney sisteminde kullanılan ultrasonik tank ünitesi

Tipik bir deneysel ölçüm için, istenen ölçüm aralığında yapılacak ölçümler için, hidrofonun hareket adım aralığı, her ölçümde beklenecek süre, ölçüm yapılacak frekans ve genlik gibi ön parametreler, bilgisayar ünitesinde oluşturduğumuz Labview tabanlı yazılım aracılığıyla kaydedilmektedir. Böylece, hidrofonun tüm ölçüm alanını taraması sağlanmış, tarama esnasında alınan veriler bilgisayara kaydedilmiş ve belirlenen ölçüm aralığındaki ölçümlerin tamamının bitmesinden sonra deneysel çalışmanın otomatik olarak sonlandırılması yazılım sayesinde sağlanmıştır. Ölçümlerde, hidrofonun, akustik (x) ve radyal (y) eksen boyunca hareketi, bilgisayar yazılımı ile sağlanırken üçüncü eksen (z)'deki hareketi manuel olarak sağlanmıştır. Aynı zamanda, her z adımı için hidrofon, akustik ve radyal eksen boyunca otomatik olarak hareket ettirilerek ölçüm yapılmıştır.

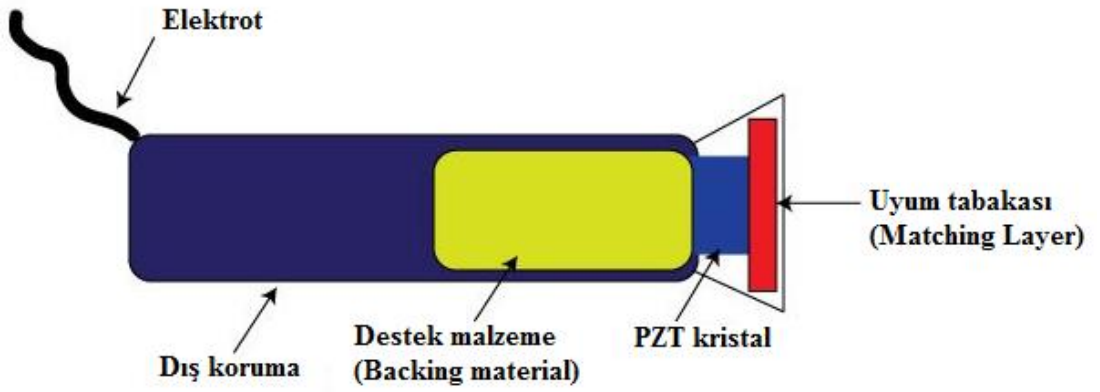
5.2.2. Transduser (Ultrasonik Dalga Üretici)

Transduser, çoğu medikal uygulamalarda hastanın vücudu ile doğrudan temasında yer alan ultrasonik teşhis ve tedavi sisteminin temel bileşenidir (Şekil 5.4). Şekil 5.5'te gösterildiği gibi, sıradan bir transduser: destek malzeme, aktif kristal

(PZT) ve empedans uyumunu sağlayan tabakadan oluşmaktadır. *Destek malzeme*, aktif elementin arka yüzüne yayılan enerjiyi soğurmak ve dönüştürücünün titreşimini kontrol etmek için kullanılan yüksek soğurucu ve yüksek yoğunluklu bir malzemedir. Destek malzemesinin empedansının, piezoelektrik malzeme ile benzer olması etkin bir ultrasonik salınım sağlar ve transduser'in daha geniş bir band genişliğinde yüksek hassasiyette çalışmasında etkili olur. Tıpta tanı amacıyla kullanılan transduser'lar merkezi frekans civarında geniş bantlıdır ama tedavi amacıyla kullanılanlar, daha dar bir bant aralığına sahiptir [139].



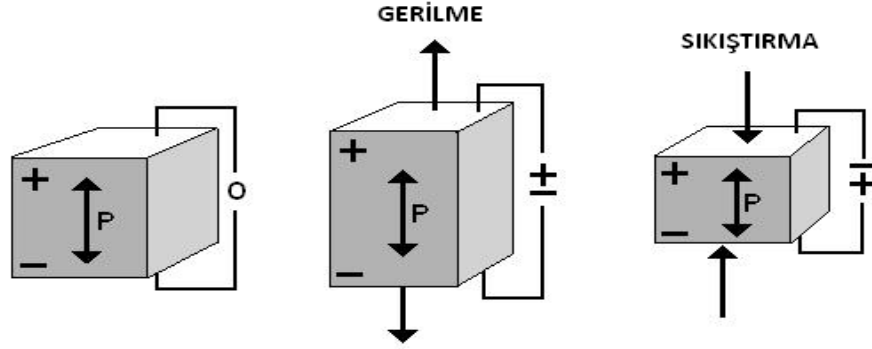
Şekil 5.4. Tıpta kullanılan tipik bir ultrasonik transduser [138]



Şekil 5.5. Tipik bir Transduser'in genel konfigürasyonu [139]

Aktif kristal, transduser'in en önemli parçasıdır. Bu element, elektrik enerjisini ses enerjisine (verici olarak) ve ses enerjisini elektrik enerjisine (alıcı olarak) dönüştürür. Aktif element, temel olarak bazı molekülleri pozitif, diğer molekülleri negatif elektrik yüküne sahip bir materyaldir. Bu materyalin karşılıklı iki

tarafına elektrotlar bağlanarak bir elektriksel alan oluşturulduğunda polarize olmuş moleküller elektriksel alan ile yer değiştirirler, bunun sonucunda materyalin boyutları değişir (Şekil 5.6). Quartz (SiO_2) ve Baryum Titanat (BaTiO_3) gibi kalıcı polarize malzemeler mekanik bir etkiye maruz kalıp boyut değiştirdiklerinde elektriksel alan oluştururlar. Bu etkiye *piezoelektrik etki* denir.



Şekil 5.6. Piezoelektrik etki [140]

Günümüzde aktif elementlerinin üretiminde farklı yöntemlerle elde edilen piezoelektrik kristaller kullanılmaktadır. Doğada mevcut olan Quartz, Barium-Titanate ve Rochelle tuzu gibi birçok kristal, piezoelektrik olmasına rağmen Plumbum (Lead)-Zirconate-Titanate (PZT) gibi sentetik seramik maddeler, deneysel ölçüm ve tedavi amaçlı en çok kullanılan maddelerdir.

Aktif kristalin kalınlığı, transduser tarafından oluşturulacak sinyalin frekansına göre ayarlanır. Yüksek frekans elde etmek için daha dar, düşük frekanslar için daha geniş bir aktif element kullanılır. Genellikle bu kalınlık, üretilen ultrasonik dalganın dalga boyunun yarısı ($\lambda/2$) kadar olmalıdır.

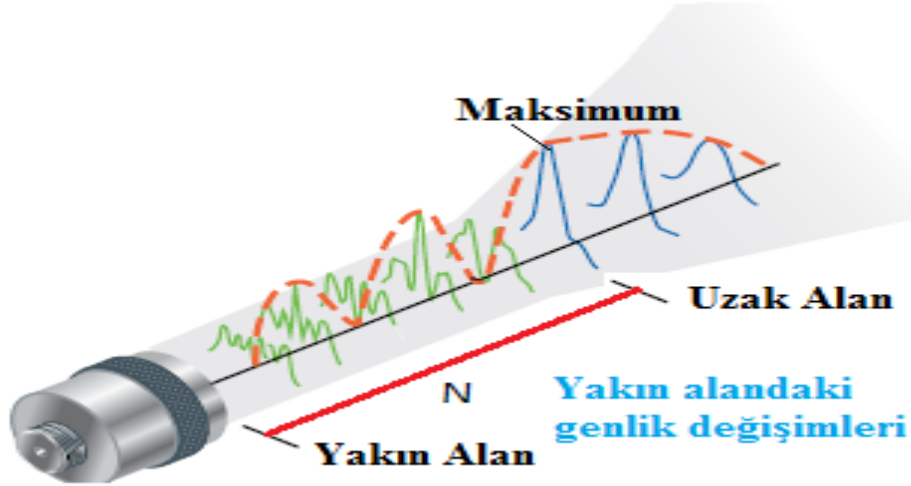
Transduser ve cilt arasında büyük bir empedans farkı vardır. Bu empedans farkını azaltmak ve Transduser'dan hastaya giden ultrasonik dalganın iletiminin en üst düzeye çıkmasını sağlamak için transduser'ın ön kısmına *empedans uyum tabakası* konulmaktadır. Uyum tabakasının kalınlığı genellikle, üretilen ultrasonik dalganın dalga boyunun dörtte biri ($\lambda/4$) kadar olmalıdır [138-144].

Oluşacak alan yapısını belirleyen en kilit parametrelerden biri, kristalin çapı, diğeri de kristalin beslendiği rezonans frekansıdır. Bu nedenle, transduser üretiminde aktif elementin yani piezoelektrik kristalin çapı önemlidir. Transduser'dan hastaya gönderilen ultrasonik dalgalar, bir noktadan değil, piezoelektrik kristalin kapladığı alan genişliği boyunca yayılır. Ultrasonik dalganın bu yayılımı esnasında yayıldığı

ortam içerisinde, yakın alan ve uzak alan olmak üzere iki bölge oluşur. Kaynağın çıkışında ultrasonik dalgaların birbirleri üzerindeki etkileşimleri, yakın alan (Fresnell Bölgesi) olarak tanımlanan bölgede yüksek miktarda dalgalanmalara yol açar. Bu bölgede difraksiyon etkisi baskın olduğundan ve akustik değişkenlerden ötürü bu alanda kalan bölge içerisinde sinyalin deneysel olarak değerlendirilmesi ve teorik çözüm bulunması oldukça güçtür. Bu nedenle, uygulama bölgesinden alınabilecek en iyi değer, dönüştürücünün yakın alan bölgesinin sonunda, sinyalin son maksimum seviyesine ulaştığı bölgedir (Şekil 5.7). Bu bölge, yakın alan ile uzak alandan ayıran sınır bölgesidir. Bir transduser'ın yakın alan mesafesi; dönüştürücünün frekansı, piezoelektrik kristalin çapı ve uygulama bölgesinde yayılan sesin hızı ile belirlenir.

$$N = D^2 f / 4c = D^2 / 4\lambda \quad (5.1)$$

Burada; N yakın alan mesafesi, D piezoelektrik kristalin çapı, f frekans, c uygulama bölgesindeki sesin faz hızı, λ dalga boyunu ifade etmektedir.

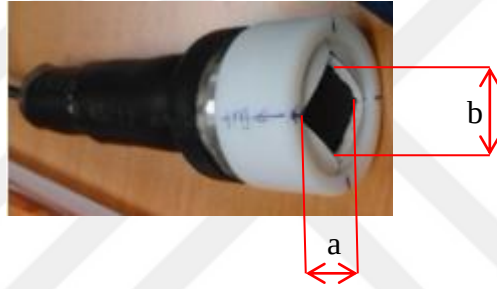


Şekil 5.7. Tipik bir transduser'ın oluşturduğu ultrasonik alan yapısı [145]

Uzak Alan (Fraunhofer Bölgesi), yakın alanın (Fresnell Bölgesinin) ötesinde olan bu bölgede akustik sinyalin radyal eksen üzerinde genliğin artık fazla difraksiyon etkisi göstermeyip lineer bir şekilde azaldığı bölgedir. Bu bölge içerisinde lineer olmayan etkiler ve soğurma mekanizması daha baskındır. Bu bölge dışında ise ultrasonik dalgaların genliği gittikçe azalmaya başlar. Bunun nedeni

difraksiyon etkisinin azalması ve ortam tarafından soğurulma etkisinin maksimum düzeye ulaşmasıdır [145].

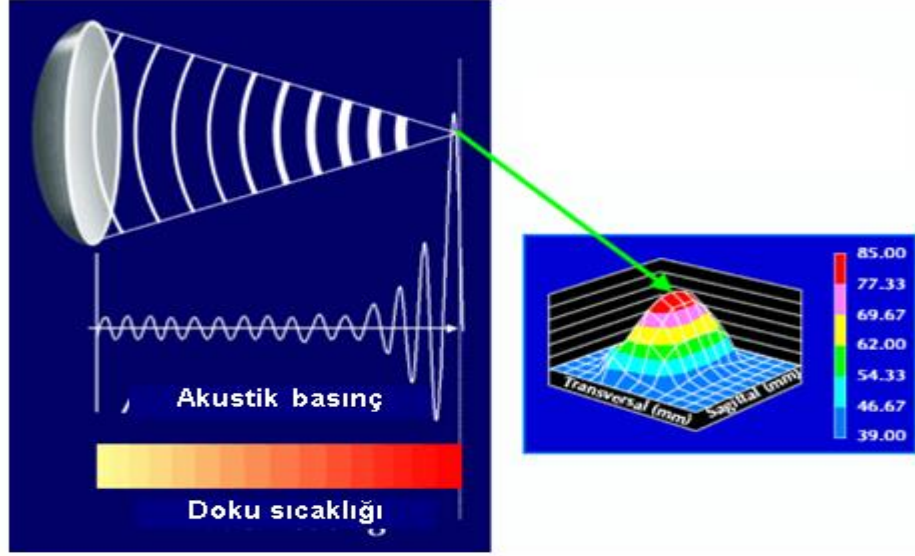
Bu çalışmada, İnönü Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Ultrasonik&Medikal Fizik Araştırma Laboratuvarında oluşturulan deney sisteminde kullanılan romboid transduser, TÜBİTAK UME ultrasonik laboratuvarında dizayn edilmiş ve test edilmiştir. 38 mm çaplı PA 113 kodlu dairesel bir transduser, önünde romboid bir yarık oluşturularak ve bir kılavuz yardımıyla sabitlenerek kullanılmıştır. Romboid yapıyı oluşturan malzeme, yüksek düzeyde akustik soğurma düzeyine sahip olan bir malzemeden yapılmıştır ve köşegen uzunlukları $a=10$ mm $b=14,5$ mm olarak tasarlanmıştır (Şekil 5.8). Bu transduser'ın merkezi frekansı 2 MHz ve sürekli formda sinüsoidal sinyalle beslenmiş ve ölçümler bu şekilde yapılmıştır.



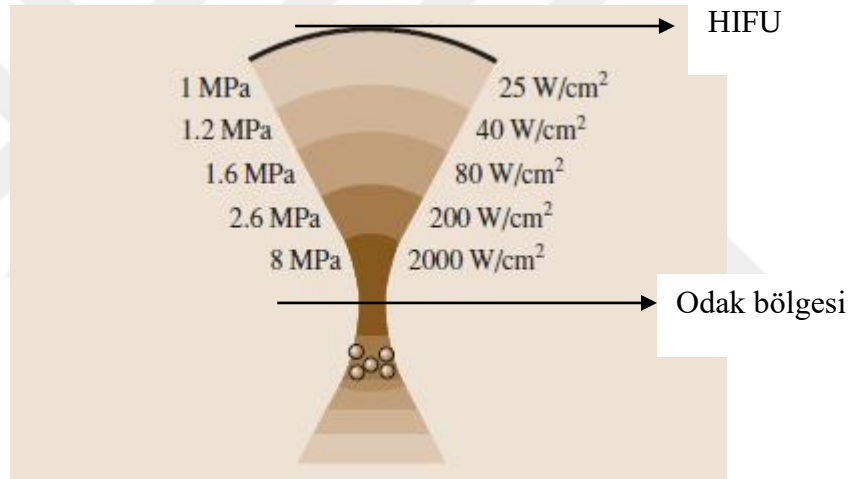
Şekil 5.8. Deney sisteminde kullanılmak üzere tasarlanan rhomboid transduser

HIFU Transduser

HIFU transduser, yüksek yoğunluklu ve odaklanabilen ultrasonik enerji üreten HIFU tedavi cihazlarında kullanılmak üzere tasarlanmış bir vericidir. Bu tip transduser'lerde ultrasonik dalgaların odaklanmasıyla enerjinin büyük bir kısmı, kısa bir süreliğine ani ve şiddetli bir şekilde dokuda bir ısı artışı yaratarak deneysel ortamda tank içerisindeki su, tedavi ortamlarında hastanın dokusu tarafından soğurulur. Bu ısı artışı, odaklanan bölgede doku hasarına sebep olur. Tıpta, HIFU ile tedavinin amacı, koagülasyon (pıhtılaşma) nekrozu (doku ölümü) ile dokuları yok etmek için malign (kötü huylu) dokuları 65°C üzerinde ısıtmaktır. Şekil 5.9'da sıcaklık etkisi ve Şekil 5.10'da odak bölgesine doğru artan basınç ve şiddet etkisi gösterilmektedir.



Şekil 5.9. HIFU cihazından yayılan ultrasonik dalgaların sıcaklık etkisi

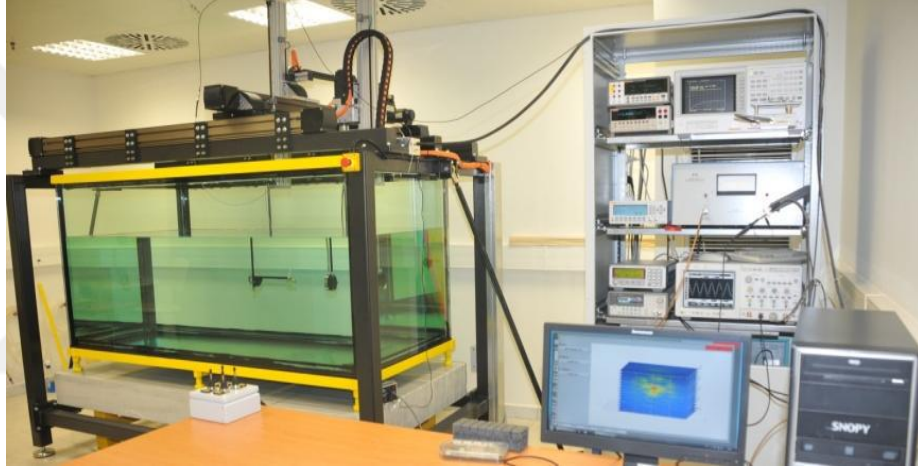


Şekil 5.10. HIFU cihazından yayılan ultrasonik dalgaların basınç ve şiddet etkisi [5]

Bu çalışmada bazı deneysel ölçümler, TÜBİTAK UME’de bulunan Ultrasonik Metroloji Laboratuvarında yapılmıştır. Bu laboratuvar, AB EUROMET projesi (JRD-7) kapsamında, Prof. Dr. Ali ŞAHİN danışmanlığında, Dr. Baki KARABÖCE ile birlikte kurulmuş olup, İnönü Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Ultrasonik&Medikal Fizik Araştırma Laboratuvarı ile paralel karşılaştırmalı ölçümler yapabilmek amacıyla ortak planlanmış ve karşılıklı işbirliği halinde kullanılabilmektedir.

TÜBİTAK UME’deki deney ölçüm sistemi Şekil 5.11’de gösterilmektedir. Bu ünite, 100 x 100 x 200 cm ebatlarına sahip, içinde HIFU transduser olarak H-102 kodlu transduser kullanılmıştır. Bu transduser’ın

merkezi frekansı 1,10 MHz, aktif yarıçapı 70 mm, odak noktası 62,6 mm ve Şekil 5.12’de gösterildiği gibi transduser’ın merkezinde 15 mm’lik bir açıklık vardır [146]. Bu transduser’a mahsus parametreler, tedavi amaçlı kullanılan HIFU transduser’ların tipik özelliklerine yakın seçilmiştir. Transduser’ın, çalışmayı 50 Ω ’da sonlandırması için, empedans uyum devresi (matching box) kullanılmıştır. HIFU transduser’ın merkezi ile alıcı olarak kullanılan iğne uçlu (needle) hidrofonun merkez eksenlerinin çakıştırılması ölçümlerde büyük önem arz etmektedir ve bu nedenle bu işleme büyük hassasiyet gösterilmiştir. Hatta deneysel ölçümlere geçilmeden önce, eksenel simetri, özel bir program aracılığı ile test edilmiştir.



Şekil 5.11. TÜBİTAK UME’de HIFU transduser’ın basınç ölçümleri için kurulan su tankı ve ölçüm sistemi



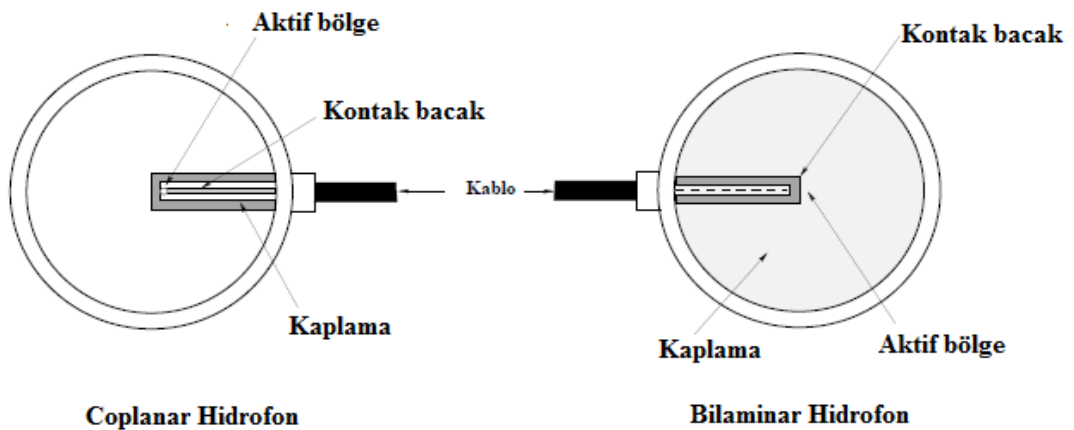
Şekil 5.12. TÜBİTAK-UME’de kullanılan HIFU ölçüm sisteminde kullanılan H-102 Transduser

5.2.3. Hidrofon (Ultrasonik Alıcı)

Deneyisel ölçümlerimizin temel parçası olan hidrofon, algıladığı ultrasonik dalgaları elektriksel sinyale dönüştüren hassas bir alettir. Hidrofon üzerine gelen ultrasonik dalgalar, dedekte edilerek dijital osiloskop aracılığıyla veri kayıt sistemine aktarılarak daha sonra matematiksel programla gerekli analizler yapılmaktadır. Transduser, ultrasonik dalgaları algılama özelliğine sahip olsa da hidrofonun transduser'dan farkı, hidrofonun frekansının oldukça geniş bant aralığına sahip olmasıdır.

Hidrofon üretiminde, piezoelektrik özelliğe sahip bir malzeme olan baryum titanat kullanılmaktadır. Hidrofonların piezoelektrik polimer ve PVDF (Polyvinylidene Fluoride) ile üretilmesi, ultrasonik metrolojide altın standart olarak kabul edilmiştir. Böylece, ultrasonik alanların uzaysal ve zamansal ölçümlerinde hidrofonların kullanımı, ulusal ve uluslararası standartlara bağlanmıştır [147].

PVDF'in ince tabakası, hidrofonun destek halkası üzerine gerilmiştir. Hidrofonun piezoelektriksel hassasiyet alanı, zarın orta kısmıdır. Genellikle bu bölge, milimetrenin altında bir çapa sahip ve hidrofonun uzaysal çözünürlüğünün tanımlandığı aktif bölgedir. Hidrofonda kullanılan PVDF film malzemesinin tek bir katman kalınlığı 25 μm olduğunda, kabaca 50 MHz'lık bir rezonans oluşturulabilmektedir. Hidrofonlar tek katman (coplanar) ya da çift katman (bilaminar) olarak imal edilmiştir (Şekil 5.13) [147, 149].



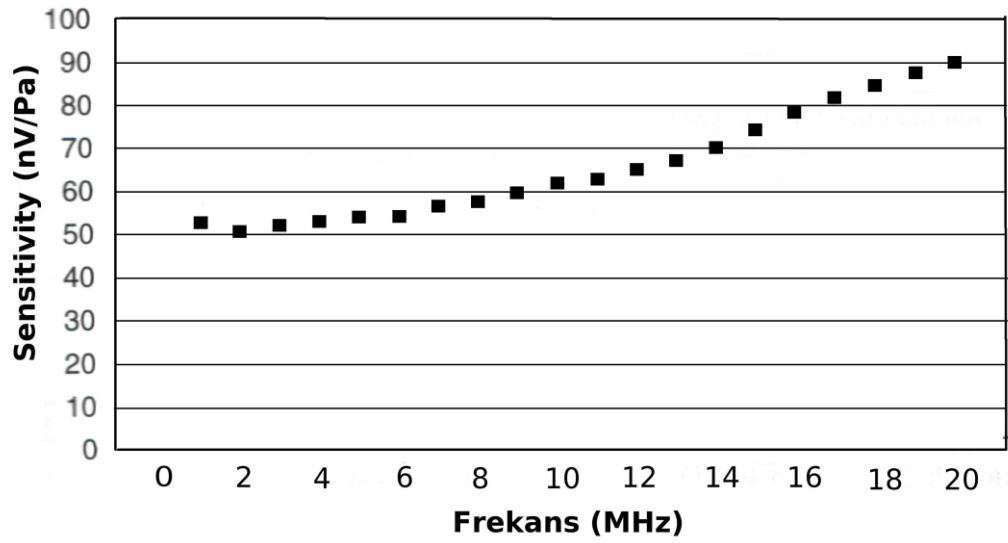
Şekil 5.13. Zar tipi hidrofonların genel yapısı (Ref [148]'den değiştirilerek alınmıştır)

Coplanar hidrofon, özel amaçlı ve 20-100 MHz yüksek frekanslı çalışmalar için tasarlanmıştır. Bu hidrofon, suya temas ettirilmeden kullanılmaktadır. Bilaminar hidrofon ise, genel amaçlı ve 1-20 MHz düşük frekanslı çalışmalar için tasarlanmıştır ve doğrudan suya batırılarak ölçüm alabilme özelliğine sahiptir. Hidrofonlar genellikle üretilen elektriksel dalga formunu desteklemek için bir ön-yükselteç ile sisteme bağlanmaktadır.

Bu çalışma için İnönü Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Ultrasonik&Medikal Fizik Araştırma Laboratuvarında oluşturulan deney sistemimizde, yarıçapı 65 mm, kablo direnci 50Ω olan, Marconi firması tarafından üretilmiş, PVDF bilaminar zar tipi hidrofon kullanılmıştır (Type: Y-34-3598, Serial No:MRQ-ER212) [150] (Şekil 5.14). Hidrofonun PVDF zar kalınlığı 50 μm ve 2.25 MHz frekansta yaklaşık olarak 50 mV/MPa oranında bir hassasiyete sahiptir [149-151]. Bu hidrofonun frekansa karşı hassasiyeti Şekil 5.15'te gösterilmektedir.



Şekil 5.14. Deney sisteminde kullanılan bilaminar zar tipi hidrofon



Şekil 5.15. PVDF hidrofonun frekansa göre duyarlılığı (Ref [150]'den alınmıştır)

İğne (Needle) Uçlu Hidrofon

İğne uçlu hidrofonlar, düşük frekanslara duyarlı özel ultrasonik alıcılardır. Daha küçük aktif elemanlar ile iğne uçlu hidrofon tasarımı yapılabilmektedir. Geometrik kısıtlamalardan dolayı zar tipi hidrofon ile transduser'a yaklaşmanın güç olduğu durumlarda, PVDF aktif element kullanılarak yapılan iğne uçlu hidrofon daha kullanışlı olmaktadır. Özellikle HIFU ölçümlerinde odak bölgesinde, yüksek genlik ve ısıya dayanabilmesi açısından tercih edilmektedir.



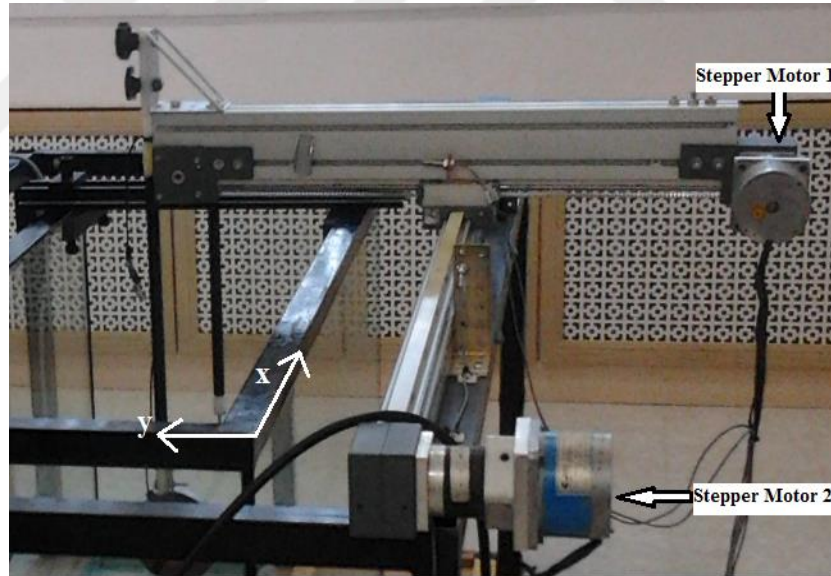
Şekil 5.16. HIFU çalışmasında kullanılan iğne uçlu hidrofon

TÜBİTAK UME'deki deney sisteminde, HIFU transduser'ın ürettiği yüksek basınç ultrason alanlarında kullanılabilen, iğne uçlu hidrofon cihazı olarak HNA-0400 kodlu hidrofon kullanılmıştır. Hidrofon, yaklaşık 10 μm kalınlığında bir metalik kılıf ile korunmuş olup çapı 400 μm 'lik PZT elemanına sahiptir. İğne uçlu

hidrofon, ölçüm ortamından yansıyan hataları ortadan kaldırmaktadır. Bu hidrofonun ölçüm karakteristiği ve kapasitesi 1-20 MHz arasındadır [151].

5.2.4. Stepper (Adımlayıcı) Motor Ünitesi

Su tankı ünitesinde bulunan hidrofon'un iki boyutta hareketini sağlamak için deney sisteminde stepper motor ünitesi kullanılmıştır. Şekil 5.17'de görüldüğü gibi ünite iki ayrı motordan oluşmaktadır. Birincisi radyal eksen (y-ekseni), ikincisi akustik eksen (x-ekseni) boyunca birbirinden bağımsız olarak hareket edebilen stepper motorlar kullanılmış ve hareket kontrolü, bilgisayar ile sağlanmıştır. Her stepper motor, minimum 0,1 mm adım aralığı hassasiyetine sahiptir. Böylece, Şekil 5.17'deki 'stepper motor 1' ünitesine (akustik eksen tarayana) bir askı ile tutturulan hidrofon'un, belirlenen tüm ölçüm alanını taraması sağlanmıştır.



Şekil 5.17. Deney sisteminde kullanılan stepper motor ünitesi

5.2.5. Bilgisayar Kontrol Ünitesi

Bilgisayar kontrol ünitesi, bir adet kişisel bilgisayar ve PCI (Peripheral Component Interconnect) kartları, DSO ve DAQ kartları, sinyal jeneratör kartı gibi birçok dijital kart içeren bir ünedir. Bu ünite, genel olarak dört temel işlemin kontrolünü sağlamaktadır:

i. Stepper motorların hareket kontrolünü sağlamak: Bilgisayar üzerinde bulunan hareket kontrol kartı kullanılarak, her bir stepper motorun hareketini kontrol eder ve stepper motor 1 ünitesine bağlı bulunan hidrofona istenilen noktaya ya da noktalara hareket etmesini sağlar.

Hareket Kontrol Kartı

Deney sisteminde kullanılan hareket kontrol kartı, National Instrument (NI) firması tarafından üretilmiş olan *NI PCI-7344* tipinde bir karttır [152]. Bu kart, her bir stepper motorun birbirinden bağımsız hareket etmesine olanak sağlar. Deney sisteminde tüm hareketler, sabit adımlarla noktadan noktaya hareket şeklinde gerçekleştirilmiştir. Stepper motor, her adım aralığı için belli bir süre (delay time) bekletilip bir sonraki harekete geçirilmiştir. Böylece deneysel ölçümler esnasında oluşan titreşimlerden kaynaklanan hatalar minimize edilmeye çalışılmıştır.

ii. Transduser’ı besleyecek sinyalin oluşturulmasını sağlamak : İstenilen genlikte, frekansta ve tipte (*CW-Continuous Wave veya pulsed wave*) ultrasonik sinyal üretmek için sinyal üretici kart kullanılmıştır. Beslenecek dalga şekli bir software yardımı ile, ve gerekirse bir Mouse yardımı ile çizilecek şekilde dizayn edilmiştir.

Sinyal Üretici

Deney sisteminde kullanılan sinyal üretici, National Instrument firması tarafından üretilmiş olan *NI PCI-54H* tipinde bir karttır [153]. Bu kart, 40 Mb/s (Mega byte/second) hızında, dalga üretme özelliğine sahiptir. Aynı zamanda bu kart, istenilen türde dalga formu üretici, sweep jeneratörü ve fonksiyon jeneratörü özelliklerinin tamamını içermektedir. Kart tarafından dijital bir sinyal üretildiğinde, sinyalin türü kullanıcı tarafından belirlenebilmekte ve onboard hafıza kartı yardımı ile sinyalin görüntüsü kaydedilebilmektedir. Tipik olarak 16 MB hafıza kartı ile 8 milyon örnekleme yapmak mümkündür. Ayrıca bu kartla, standart matematiksel fonksiyonlar kullanıldığında keyfi sinyal türleri üretmek de ayrıca mümkün olmaktadır.

iii. Hidrofon'un algıladığı akustik basınç alanlarının alınmasını sağlamak: Hidrofon'dan elektriksel sinyallerin alınmasını sağlamak için dijital osiloskop kartı (DSO) kullanılmıştır.

Digital Storage Osiloskop (DSO) ve DAQ Kartı

Deney sisteminde kullanılan dijital osiloskop kartı, National Instrument firması tarafından üretilmiş olan *NI BNC-2110* tipinde bir DAQ (Data Acquisition) kartıdır [154]. Bu kart, çift kanallı 20 Mb/s örnekleme (sample) oranına sahip olmakla birlikte gerçek zamanlı olarak 20 Mb/s'den 15 kb/s'ye kadar örnekleme yapabilmektedir. Her bir kanal 15 MHz analog giriş bant genişliğine sahip olup ± 50 mV ile ± 5 V arası değerleri ve kullanılacak yazılım ile AC veya DC sinyalleri algılayabilmektedir.

iv. Dijital osiloskop kartı tarafından alınan dataların işlenmesini, görüntülenmesini ve depo edilmesini sağlamak: Bu işlev için Labview ortamında tarafımızca geliştirilmiş olan özel bir yazılım kullanılmıştır. Bu özel yazılım bölüm 5.3'te ayrıntıları ile anlatılmıştır.

5.2.6. RF Power (Amplifier) Sinyal Yükseltici

Amfi (Amplifikatör), yetersiz veya düşük seviyedeki herhangi bir sinyalin genliğini sinyalde herhangi bir bozulma olmaksızın arttırmak amacı ile kullanılan elektronik devre elemanıdır. Deney sisteminde kullanılan RF (Radio Frequency) güç yükseltici, giriş sinyalini (voltaj, akım v.s.) baz alan fakat tamamen yeni olan bir çıkış sinyali üretir. Çoğu uygulamalarda giriş sinyali ile çıkış sinyalinin genlikleri dışında her şeyleri aynı olmaktadır.

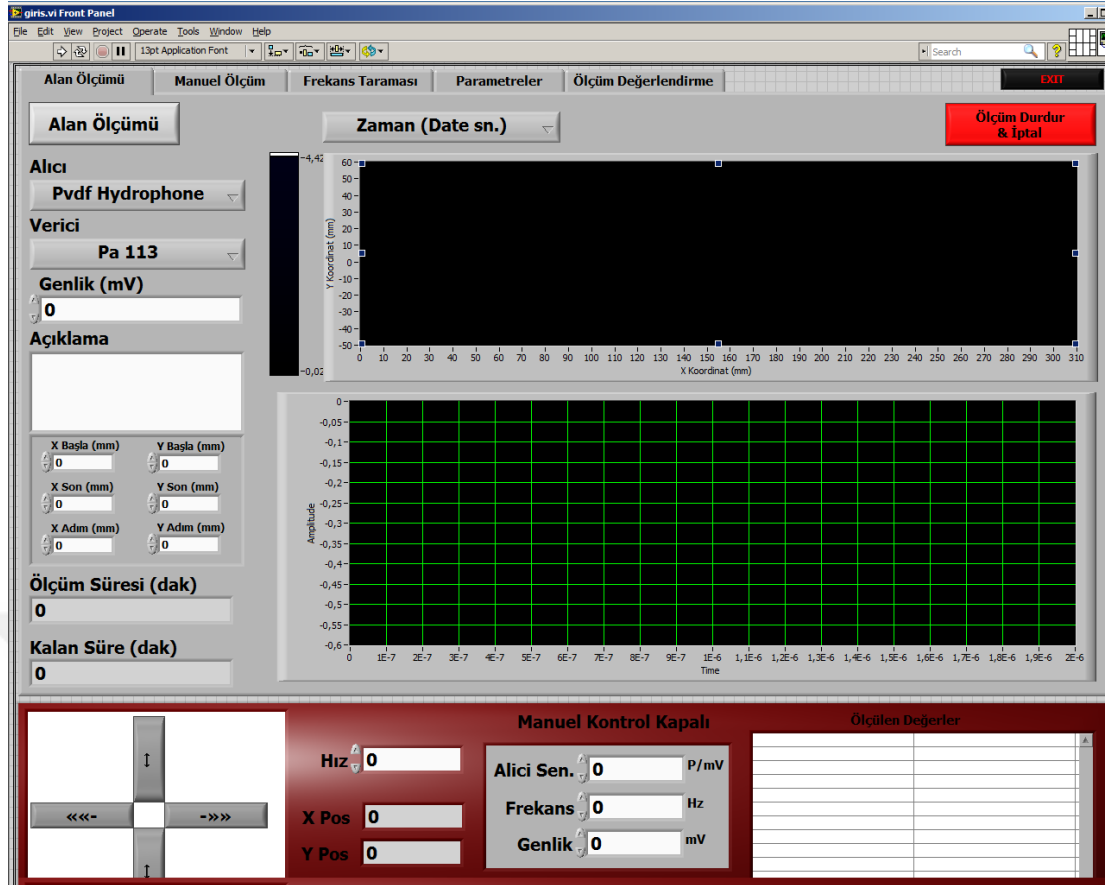
Deney sisteminde kullanılan *RF* (Radio Frequency) Amplifier, 9 kademeli güç yükselteçli Amplifier Research 10kHz- 250 MHz frekans aralığında çalışan 50Ω empedansa sahip kazancı 0-30 dB kazanç sağlayabilen Amplifier Research tipinde bir modelidir [155].

5.3. Yazılım

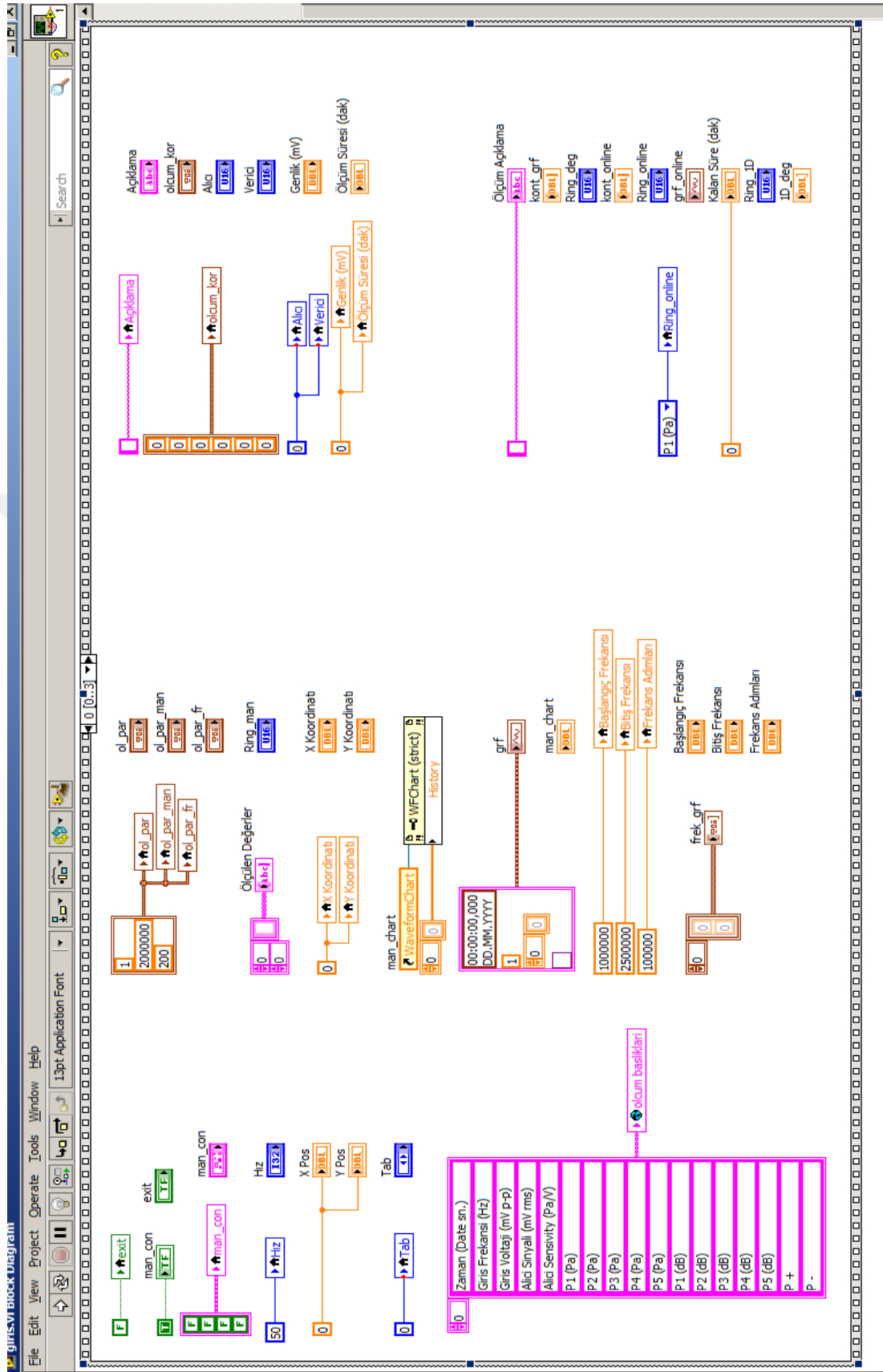
Deney sisteminde kullanılan yazılım, National Instrument firması tarafından üretilmiş olan LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) programı ortamında özel olarak geliştirilmiştir. LabVIEW, blok diyagram olarak adlandırılan bir akış diyagram formunda grafiksel dil teknolojisi (GPL'i) kullanan bir programlama ortamıdır. GPL, metin tabanlı kodlama yerine tamamen sembolleştirilmiş komut setine sahiptir. LabVIEW'in, metin tabanlı bir dil kullanan C, C++, BASIC'e veya Java gibi birçok ticari programdan farkı, GPL'i kullanmasıdır. LabVIEW uygulamaları, Windows, Mac OSX veya Linux işletim sistemleri altında çalışabilmektedir.

LabVIEW, Fizik, Kimya, Biyoloji, Fizyoloji, Tarım, Eğitim, mühendislikte ve daha birçok endüstriyel alanda, veri toplama ve kontrolünde, veri analizi ve veri sunumunda kullanılmaktadır.

Tipik bir LabVIEW dosyası, *vi* uzantılı bir dosyadan oluşur. Bir *vi* dosyası, ön panel ve blok diyagramı olmak üzere iki ana parçaya sahiptir. *Ön panel*, *vi*'nin interaktif kullanıcı ara yüzüdür ve fiziksel bir aletin ön görünüşüne benzediği için bu şekilde isimlendirilmiştir. Ön panel, basılabilir butonları, grafikleri, diğer birçok kontrolleri (kullanıcı girişleri) ve göstergeleri (program çıktıları) kapsayabilir. Veri girişi için klavye, mouse veya DAQ kartları kullanılır ve sonra ekranda programın meydana getirdiği sonuçlar görüntülenir. Deney sisteminde kullanılan yazılımın ön paneli (ana menü), Şekil 5.18'de gösterilmiştir. *Blok Diyagram* ise, LabVIEW'in GPL programlama dilinde kurulmuş *vi*'nin grafiksel kaynak kodudur (Şekil 5.19, diğer blok diyagramlar için EK1'e bakınız). Blok diyagramdaki veri akışını göstermek için resimli görünen nesneler (ikonlar), teller çizilerek birbirine bağlanarak diyagram oluşturulur [156,157].



Şekil 5.18. Deney sisteminde kullanılan yazılımın ön paneli (kullanıcı ara yüzü) veya ana menü



Şekil 5.19. Şekil 5.18’de gösterilen başlangıç ara yüzün Blok Diyagramı

Deney sistemi için geliştirilen bu yazılımla, stepper motorların ölçüm alanı içerisindeki hareketi ve transduser'a gönderilen ultrasonik sinyalin özellikleri kontrol edilebilmektedir. Ayrıca, hidrofondan veri alınabilmekte ve bu veriler işlenebilmektedir. Kullanılan yazılımla, stepper motorların birbirinden bağımsız olarak iki boyutlu bir düzlem içerisinde hem radyal eksen (y-ekseni) hem de akustik eksen (x-ekseni) boyunca hareket etmesi sağlanmaktadır. Bu sayede, stepper motora bir askı yardımıyla monte edilmiş olan hidrofonun ölçüm alanını, belirlenen bir şekilde taraması, istenilen bir noktada belirli bir süre beklemesi ve bunun sonucunda alınan tüm dataların analizinin yapılması sağlanmaktadır.

Deney sistemi için geliştirilen yazılım, beş temel fonksiyonu yerine getirmektedir. Bunlar; *alan ölçümü*, *manuel ölçüm*, *frekans taraması*, *parametreler*, *ölçüm değerlendirme* kısımlarıdır (Şekil 5.18). Bu kısımların her biri için, ayrı bir ara yüz yazılmıştır. Sistemi ölçüme hazır hale getirmek için *parametreler* ara yüzünden başlanarak, sisteme bilgiler girilmelidir. Ardından eğer otomatik ölçüm yapılmak istenirse *alan ölçümü* ara yüzü, manuel ölçüm yapılmak istenirse *manuel ölçüm* ara yüzü, frekans taraması yapılmak istenirse *frekans taraması* ara yüzü kullanılmalıdır.

5.3.1. Parametreler ara yüzü

Bu ara yüzde, **Alıcılar** sütununa deney sisteminde kullanılmak istenen alıcılar ve hassasiyet değerleri, *mV/Pa* cinsinden yazılır. **Vericiler** sütununa deney sisteminde kullanılmak istenen vericiler ve frekans değerleri *Hz* cinsinden yazılır. **Sistem Parametreleri** sütununa **scope range** (kapsam aralığı), *V* cinsinden ve iki ölçüm arası bekleme süresi için **hareket bekleme**, *sn* cinsinden yazılır (Şekil 5.20).

Şekil 5.20'de görüldüğü gibi, en altta yeşil zeminli bölgede bulunan simgeler, bütün ara yüzlerde mevcuttur ancak bu kısımda bir defa açıklanacaktır. Oklarla simgelenen komutlar, hidrofonun x ve y eksenini boyunca, sistemden kumanda edilmesini sağlamaktadır. Bu ara yüzde kaydedilen parametre değerlerinden farklı bir değer girilmek istendiğinde, **Manuel Kontrol Açık** kısımda yer alan, *hidrofon hızı*, *Alıcı Sensitivite*, *Frekans* ve *Genlik* değerleri, manuel olarak girilebilmektedir. Sisteme bir referans noktası belirlemek için, yazılım sisteminden bağımsız bir joystick kullanılarak, hidrofon hareket ettirilir ve transduser ile eş merkezli ve aynı ekseninde olacak şekilde

orjin noktası belirlenir. Belirlenen bu nokta, **Set Orjin** butonuna tıklanarak başlangıç noktası sisteme kaydedilir. Böylece her ölçümden sonra sistem, aynı başlangıç noktasından ölçüme başlar. Bütün bu işlemler bittikten ve parametreler girildikten sonra ölçüme başlanmak istendiğinde, **Ölçüm Yap** butonuna tıklanır. Ölçümün başlamasıyla birlikte çıkış genliği-zaman grafiğinin sayısal verileri, **Ölçülen Değerler** göstergesinde, gösterilmektedir.

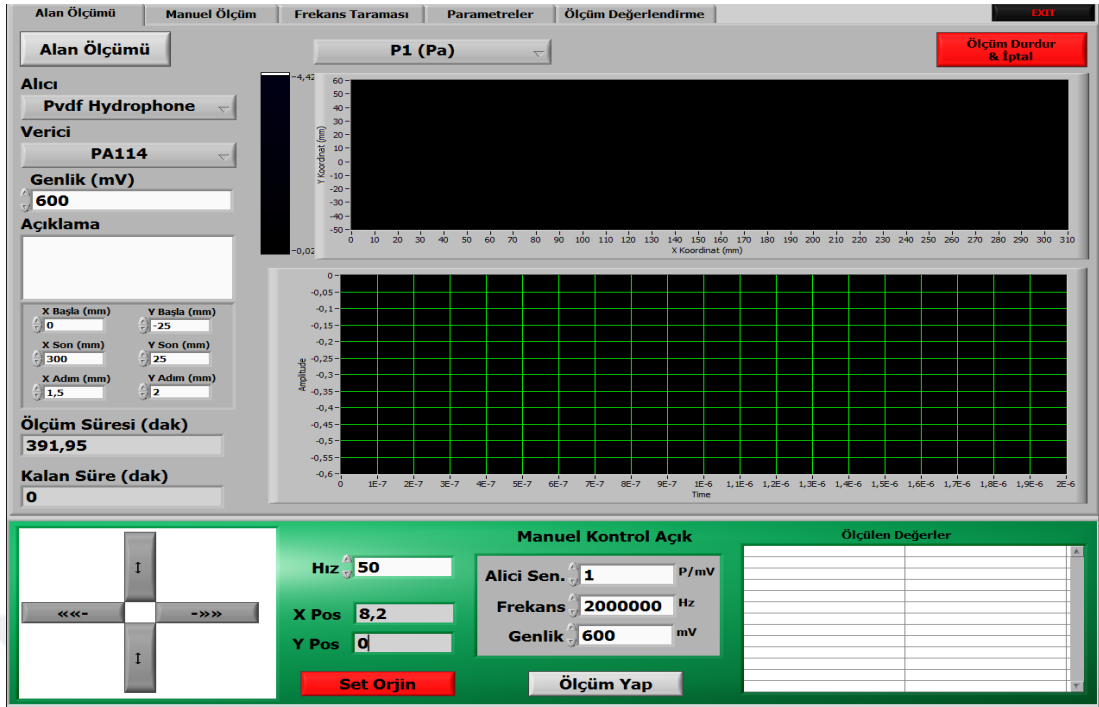
Alıcılar		Vericiler		Sistem Parametreleri	
Alici Ismi	mV/Pa	Verici Ismi	Frekans	Parametre	Değer
Pvdf Hydrophone	1	Pa 113	2000000	scope range (V)	0,1
pcb mikrofon	1	Baki Gebze 1	940000	hareket bekleme(sn)	2
HIFU Hydrophone Gebze	1	Hopporlor	5000		
		HIFU Gebze	1100000		
		PA114	2000000		

Manuel Kontrol Açık		Ölçülen Değerler
Hız	50	
X Pos	8,2	
Y Pos	0	
Alici Sen.	1 P/mV	
Frekans	2000000 Hz	
Genlik	600 mV	

Şekil 5.20. Parametreler ara yüzü

5.3.2 Alan ölçümü ara yüzü

Bu ara yüz, deneysel sistemde kullanılan alıcı ve verici tipini seçmek, giriş genliğini girmek, hidrofonun orjin (başlangıç) noktasını ayarlamak, çıkış genliği-zaman (amplitude-time) grafik tipini seçmek, hidrofonun x ve y ekseninde gitmesi istenen mesafeleri ve adımları girebilmek için hazırlanmıştır (Şekil 5.21).



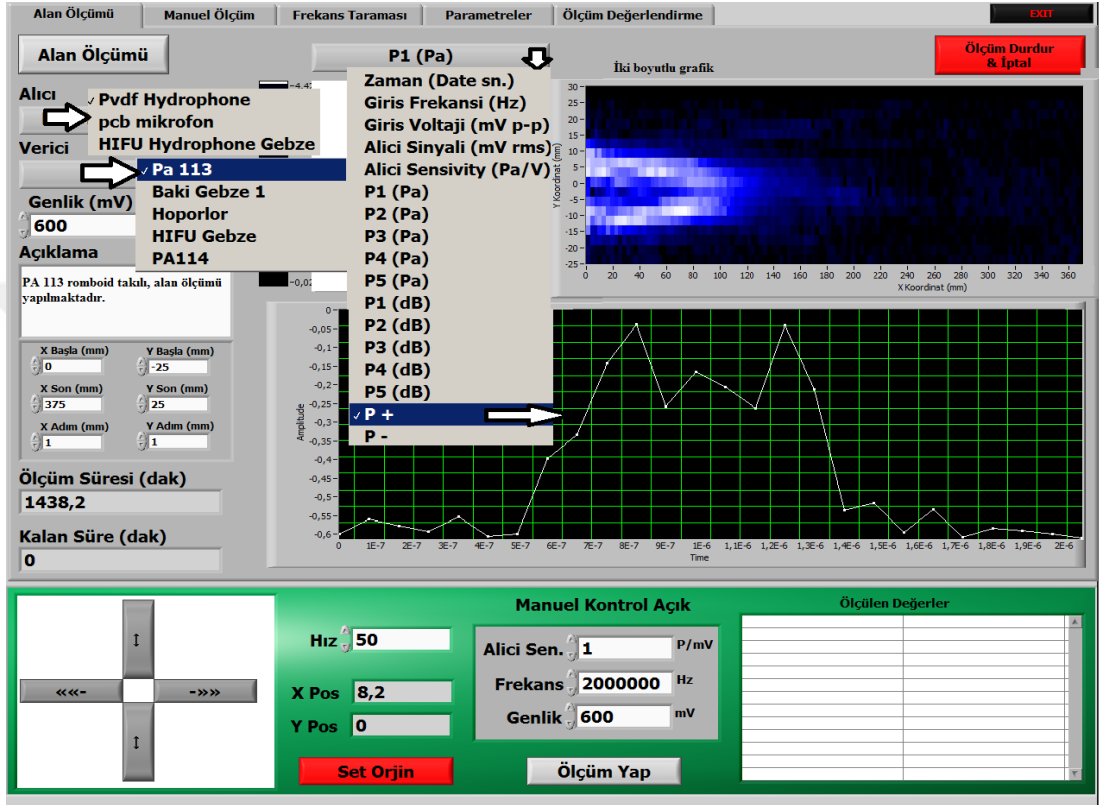
Şekil 5.21. Alan ölçümünde kullanılan ara yüz (ölçüm başlamadan önceki görünüm)

Alıcı tipi için **Alıcı** kısmına, verici tipi için **Verici** kısmına tıklanarak, Şekil 5.22’de gösterildiği gibi, parametreler ara yüzünde sisteme önceden tanıtılmış seçeneklerden, deneysel sistemde kullanılmak istenen alıcı ve verici seçilir. Giriş genliği için, klavye yardımıyla *mV* cinsinden hidrofonun hassasiyetine uygun bir değer girilir.

Açıklama bölümüne, yapılan deney hakkında kısa bir bilgi veya uyarı niteliğinde yazılar yazılabilmektedir. Açıklama bölümünün altında yer alan **X Başla** ve **Y Başla** kısımlarına, hidrofonun her iki eksenindeki başlangıç noktası, **X Son** ve **Y Son** kısımlarına ise hidrofonun her iki eksenindeki bitiş noktası, *mm* cinsinden yazılır. Daha alt kısımda bulunan **X Adım** ve **Y Adım** kısımlarına her iki eksenindeki ölçüm aralıkları, *mm* cinsinden girilir. Bu başlangıç ve bitiş noktalarına göre, sistem, ölçümün ne kadar süreceğini dakika cinsinden hesaplayarak **Ölçüm Süresi** kısmında göstermektedir. Onun altında, ölçüm başladıktan sonra, kalan süreyi dakika cinsinden gösteren bir gösterge bulunmaktadır.

Ayrıca Şekil 5.22’de görüldüğü gibi ara yüzün sağ tarafında yer alan üstteki grafik, iki boyutlu akustik basınç alanını (kontür şeklinde) göstermekte, alttaki grafik ise hidrofonun ayarlandığı konumda algılanan dalganın genliğinin grafiğini göstermektedir. Bu dalganın genlik-zaman grafik türü için **P1(Pa)**

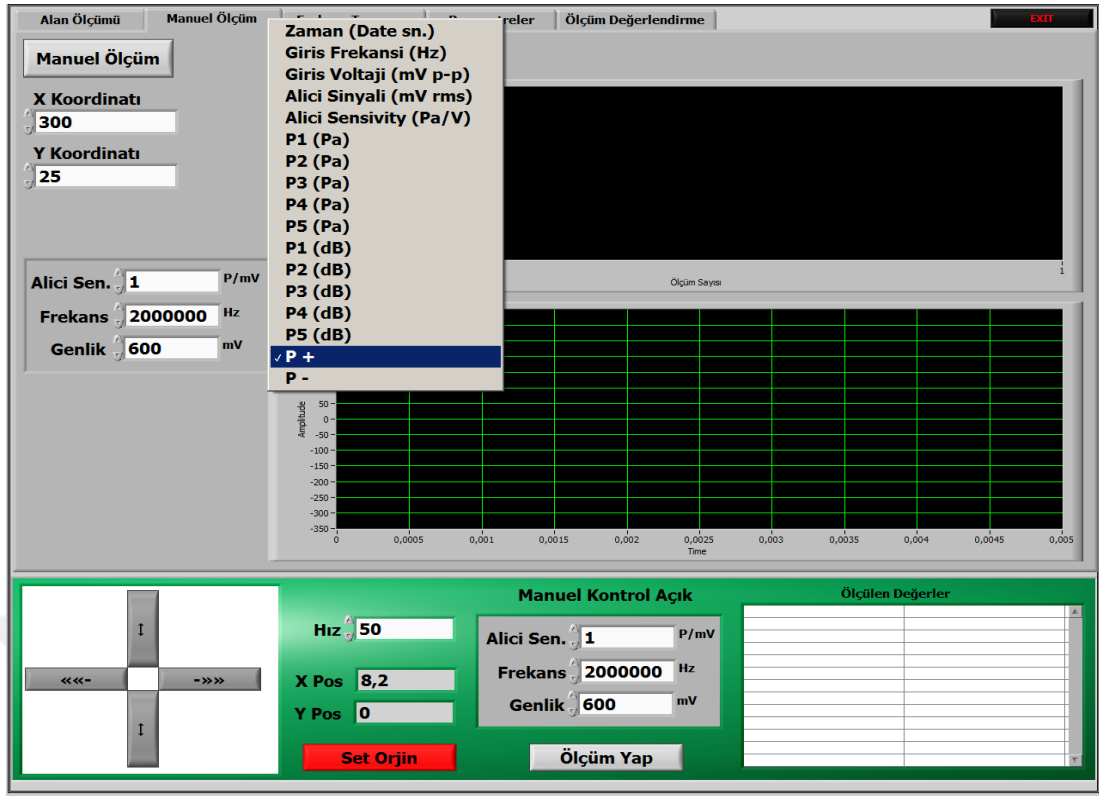
butonuna tıklanarak seçim yapılabilir. Değerler girildikten sonra ölçüme başlanmak istendiğinde, **Ölçüm Yap** butonuna tıklanır ve eş zamanlı olarak amplitude-time ve kontür grafikleri görülebilmektedir (Şekil 5.22). Son olarak, sistemden çıkmak ve verileri kaydetmek için **EXIT** butonuna tıklanır. Sistem, verileri, metin belgesi ve xls uzantılı excel dosyası şeklinde kaydeder.



Şekil 5.22. Alan ölçümünde kullanılan alıcı, verici ve grafik türü için seçenekler ve ölçüm esnasında görünen grafikler

5.3.3. Manuel ölçüm ara yüzü

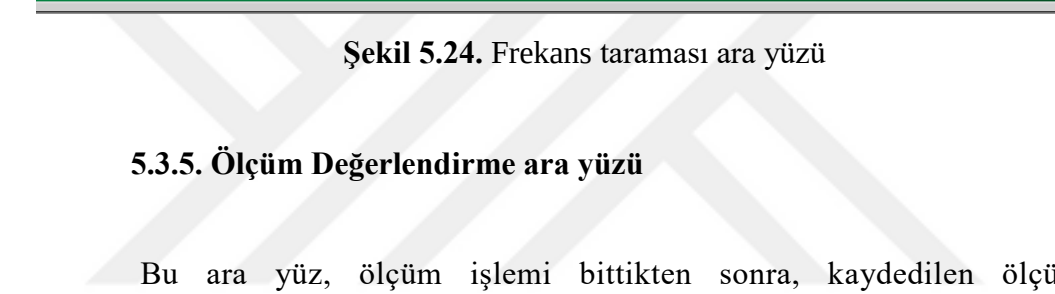
Bu ara yüz, hidrofonun sabit x ve y noktalarında tek bir ölçümün alınmasını sağlar. *Alıcı Sensitivite*, *Frekans* ve *Genlik* değerleri, parametreler ara yüzünde kayıtlı değerlerden farklı girilebilir. Grafik türü seçimi yapılabilir (Şekil 5.23). Değerler girildikten sonra ölçüme başlanmak istendiğinde, **Ölçüm Yap** butonuna tıklanır ve eş zamanlı olarak amplitude-time grafiği görülebilmektedir. Sistemden çıkmak ve verileri kaydetmek için **EXIT** butonuna tıklanır.



Şekil 5.23. Manuel ölçüm ara yüzü

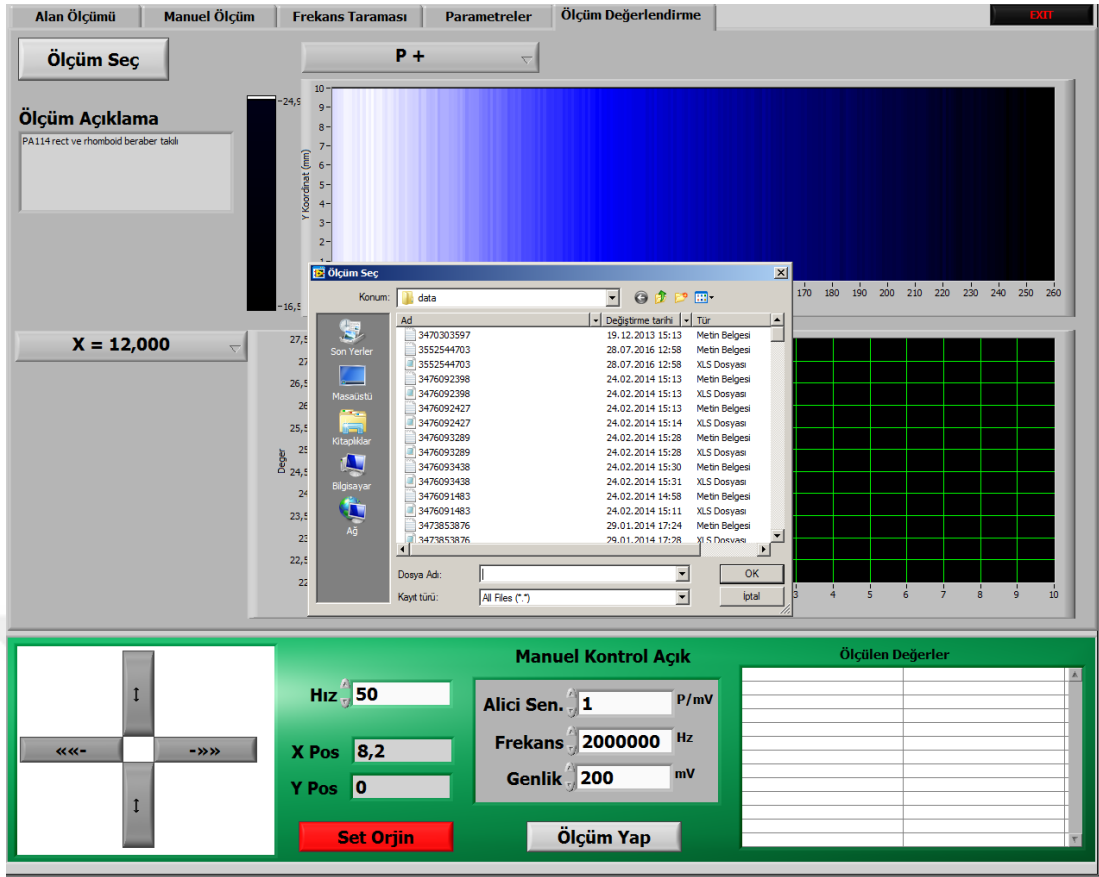
5.3.4. Frekans tarama ara yüzü

Bu ara yüz, belli frekans aralıklarında transduser'ın rezonans frekansını tam ve doğru belirleyebilmek için tarama işleminin yapılmasını sağlamaktadır. Başlangıç-bitiş frekansı ve frekans adımları, *Hz* cinsinden yazılır. *Alici Sensitivite*, *Frekans* ve *Genlik* değerlerinde değişiklik istenirse, bu değişiklikler yapıldıktan sonra ölçüme başlamak için, **Ölçüm Yap** butonuna tıklanır ve eş zamanlı olarak RMS (Root-Mean-Square)-frekans grafiği görülebilmektedir (Şekil 5.24). Bu sayede kullanılan transduser'ın etkin çalışabilmesi için gerekli rezonans frekansı hassas bir şekilde belirlenmiş olur.

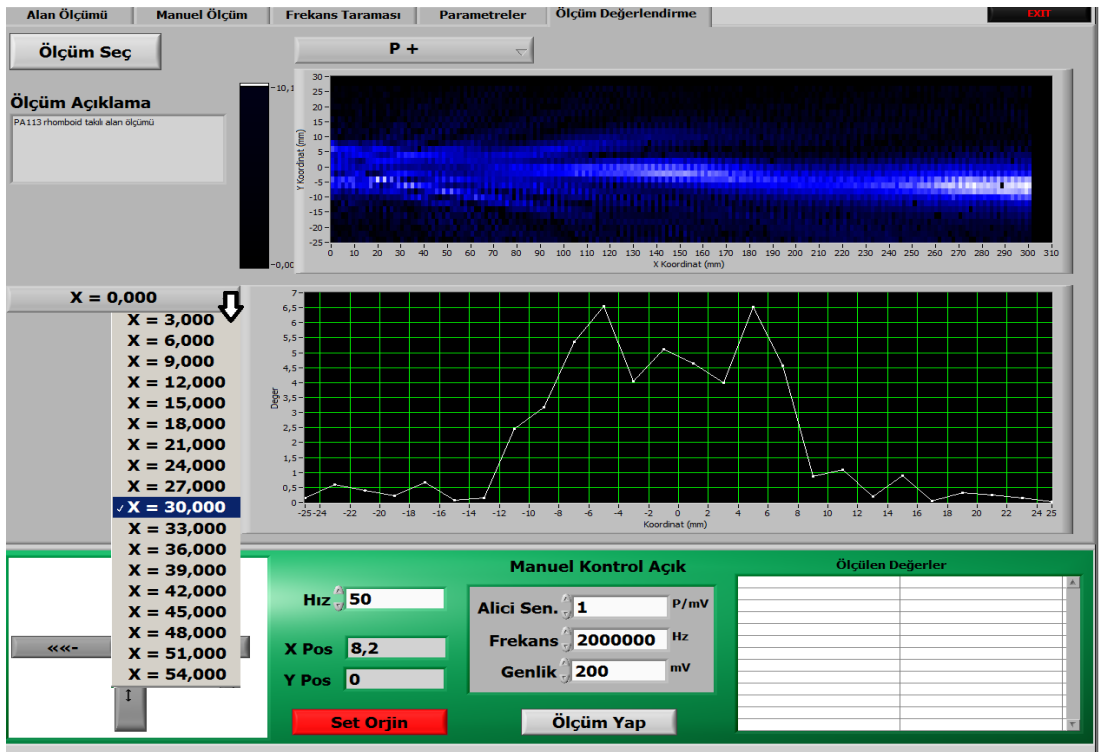


5.3.5. Ölçüm Değerlendirme ara yüzü

60



Şekil 5.25. Ölçüm değerlendirme ara yüzü (dosyadan kayıtlı ölçüm seçme)



Şekil 5.26. Ölçüm değerlendirme ara yüzü (dosyadan kayıtlı ölçüm analizi)

6. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

6.1. Giriş

Bu bölümün ilk kısmında sunulan teorik sonuçlar, KZK denkleminin HIFU simülatör içerisinde tezin amacına uygun bir şekilde modifiye edilmesiyle ve Comsol Multifizik simülasyon programında yeni model geliştirilmesiyle elde edilmiştir. Öncelikle romboid ve HIFU transduser için Comsol Multifizik simülasyon programında hazırlanan teorik modeller, daha sonra HIFU simülatör programında hazırlanan teorik sonuçlar sunulmuştur.

Bu bölümün ikinci kısmında ise, romboid transduser ile ilgili, İ.Ü. Fen Edebiyat Fakültesi Ultrasonik&Medikal Fizik Araştırma Laboratuvarında oluşturulan ultrasonik deney sisteminden elde edilen deneysel sonuçlar sunulmuştur. Ve bu sonuçlar Ref [2]'de eliptik ve romboid transduser kaynağın oluşturduğu akustik basınç alanları için elde edilen teorik sonuçlarla karşılaştırılmıştır.

Üçüncü kısımda ise HIFU transduser ile ilgili, TÜBİTAK-UME'deki deneysel ölçüm sisteminden elde edilen deneysel sonuçlar sunulmuş ve teorik çalışmalarla karşılaştırılmıştır.

6.2. Comsol Multifizik simülasyon programı ile elde edilen teorik sonuçlar

Comsol Multiphysics 3.5a ve 4.4 sürümleri kullanılarak, biri romboid ve üçü HIFU transduser için olmak üzere, toplam 4 farklı model tasarlanmıştır. Bu tasarımların gerçekleştirilebilmesi için, programın içinde yer alan nümerik kütüphaneden yararlanılmış ve tasarlanmak istenen modele en yakın örnek modele ulaşılmıştır. Her çalışma için ayrı bir örnek çalışma kullanılmış ve bu çalışma üzerinden yeni tasarımlar yapılmıştır. Deneysel çalışma ortamına benzer bir ortam oluşturabilmek için en basit modelden başlanarak gerçek modele ulaşmaya kadar birçok tasarım yapılmıştır. Oluşturulan modeller, deneysel verilerle uyum sağlayacak şekilde planlanmıştır.

İlk önce, Ultrasonik&Medikal Fizik Araştırma Laboratuvarındaki Ultrasonik Deney sisteminde kullanılan romboid transduser için, daha sonra genel bir HIFU transduser için yapılan tasarımdan bahsedilmiştir. Diğer

bölümlerde ise, TÜBİTAK-UME ultrasonik laboratuvarında kullanılan, ortasında açıklık bulunan HIFU transduser için iki farklı tasarım yapılmıştır. Bu açıklığın HIFU odaklanmaya ve odaktaki ısı dağılımına etkisini incelemek amacıyla deliğin (açıklığın) içinin hava ve su olduğu iki ayrı model tasarlanmıştır.

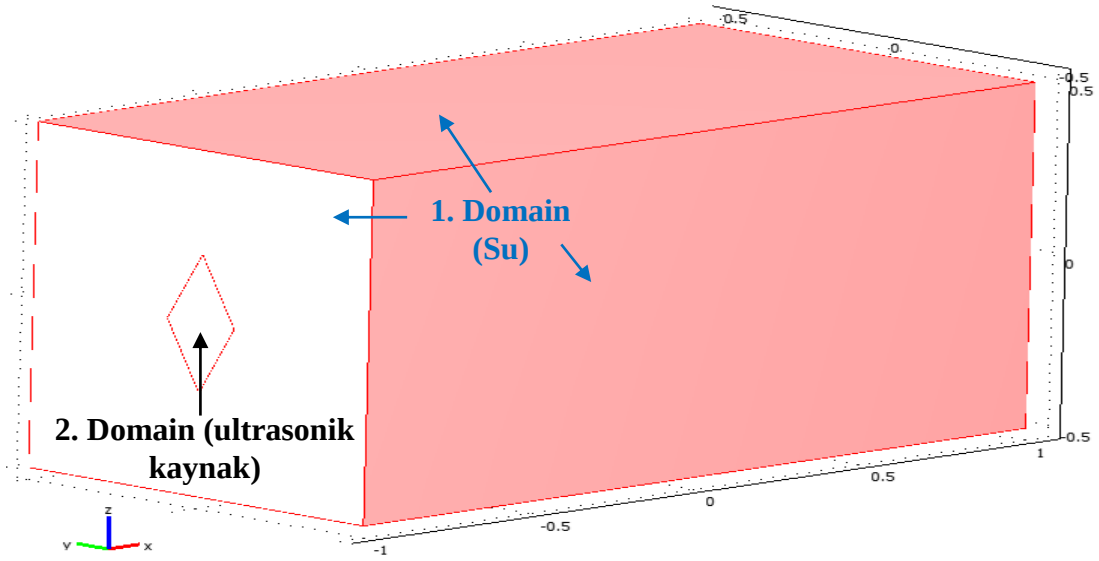
6.2.1. Romboïd transduser için elde edilen teorik sonuçlar

Romboïd transduser'ı teorik olarak modellemek için, öncelikle programın *Model Navigator* penceresinde, '*Model Library*' sekmesinden sırasıyla, *Acoustics Module » Tutorial Models » Piezoacoustic Transducer* seçimi yapılarak, örnek çalışmanın tasarımı hakkında bilgi elde edilmiştir. Daha sonra bu model üzerinden yeni tasarımlar yapılmıştır. Romboïd transduser'ın su ortamı içerisinde odaklanmasını temsil eden teorik modelin nasıl yapıldığı, aşama aşama Ek 2'te verilmiştir.

Çalışma modelimizde seçilen Romboïd transduser, *Acoustics Module>Pressure Acoustics>Time-harmonic analysis* uygulama modları kullanılarak modellenmiştir. Geometrik modelin tasarımına geçmeden önce gerekli skaler nicelikler tanımlanmış ve Ek 2'deki ilk 7 adım uygulanmıştır. Ardından, bir Romboïd transduser ve su ortamı çizmek için dikdörtgen ve romboïd şekillerden yararlanılarak, Ek 2'deki 8-19 arası adımlar uygulanmıştır.

Planlanan modeli elde etmek için çizilen geometrik şekillerin birleştirilmesi işleminden sonra Şekil 6.1'deki model elde edilmiştir. Çizim işleminden sonra çalışma ortamının su ortamı olarak tanıtılması için suyun yoğunluğu ve sesin sudaki hız değeri girilmiştir (Bakınız, Ek 2 20-23 arası adımlar).

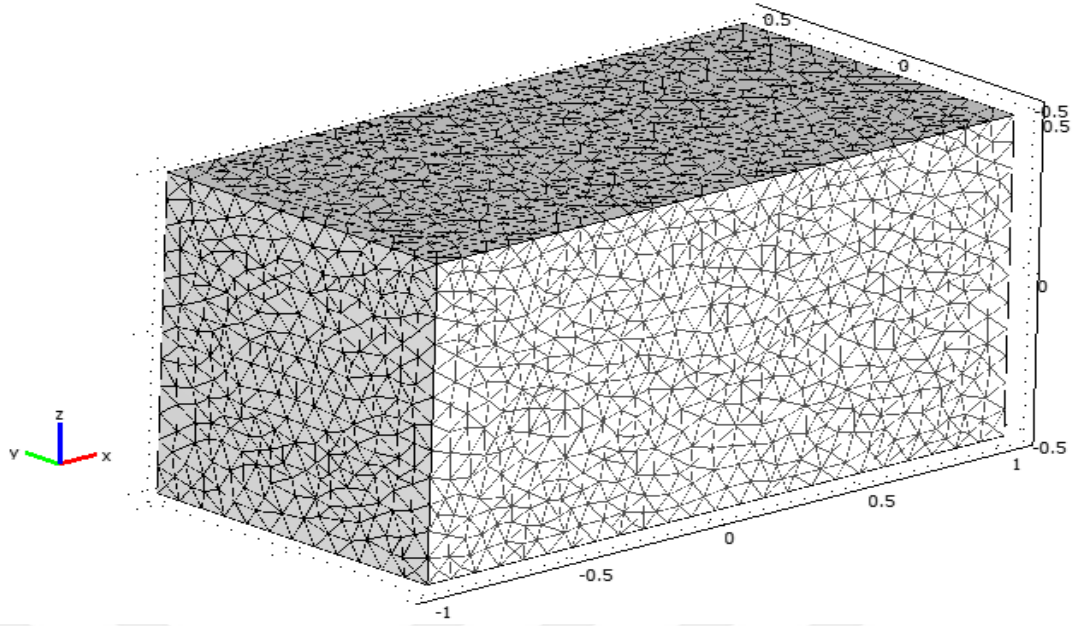
Tasarlanan modelde, programın kullanacağı fiziksel denklemler için sınır koşulları ve transduser'ın bir ultrasonik dalga kaynağı olduğu belirlenmiştir. Geometriyi oluşturan 7 alan sınırı için, Ek 2'deki 24-27 arası adımlar arasında gerekli tanımlamalar yapılmıştır.



Şekil 6.1. Romboïd transduser teorik model için geometrik tasarımın ekran görüntüsü

Teorik modelin oluşumunda hesaplama kısmını sağlayacak en önemli aşama, **Mesh**'lemedir. *Mesh*; kolay ve hızlı nümerik hesaplama yapmak amacıyla bir domain'i, eşdeğer küçük elementlere (alanlara) bölmek demektir. Bu küçük elementler, üçgen, dörtgen, gibi şekillerden seçilebilir. Mesh'leme işleminde element boyutu, kullanılan dalga boyu ($\lambda=c/f$)'nun en az 1/5'i kadar olmalıdır. Aksi takdirde, nümerik çözüm aralığını sağlayacak uygun parametrelere ulaşamayacağından sonuçlar, gerçek dışı çıkabilmektedir. Ayrıca ne kadar yoğun mesh'leme yapılırsa, sonuçlar, o kadar hassas ve gerçeğe yakın olur, ancak bu durum, bilgisayarın performansına bağlı olarak çözüm sürecinin uzamasına sebep olur [159].

Bu çalışmada, tüm geometrik alanda mesh'leme yapmak için Ek 2'deki 28-30 arası adımlar uygulanarak, element boyutu için *Maximum element size* = 1/12 değeri girilmiştir. Mesh aşaması bittikten sonra elde edilen ekran görüntüsü Şekil 6.2'deki gibidir.



Şekil 6.2. Mesh'leme işlemi bittikten sonra teorik modelin görünümü

Son olarak, $f=2\text{ kHz}$ değeri kontrol edildikten sonra *Solve* butonu seçilerek, hesaplama işlemi başlatılmıştır (EK 2, 32-34 arası adımlar). Şekil 6.3, 6.4, 6.5 ve 6.6'da sunulan veriler, Ek 2'deki 35-68 arası adımlar uygulanarak elde edilmiştir.

Akustik bir kaynağın oluşturduğu basınç alanının temel bileşeni (1. Harmonik) akustik eksen üzerindeki değişime göre yakın alan ve uzak alan şeklinde iki farklı bölgede incelenebilir. Bu iki bölgeyi birbirinden ayıran sınır bölgesi, sinyalin son maksimum seviyesine ulaştığı bölge olarak kabul edilmektedir (Kesim 5.2.2) [145]. Bu bölgeler, ilk olarak akustik eksen üzerinde tartışılacaktır. Daha sonra bu bölgelerde radyal eksen boyunca basınç genliğinin nasıl değiştiği incelenecektir. Son olarak çizilen iki ve üç boyutlu grafikler yardımı ile genel karakteristik özellikleri ortaya çıkmış olacaktır.

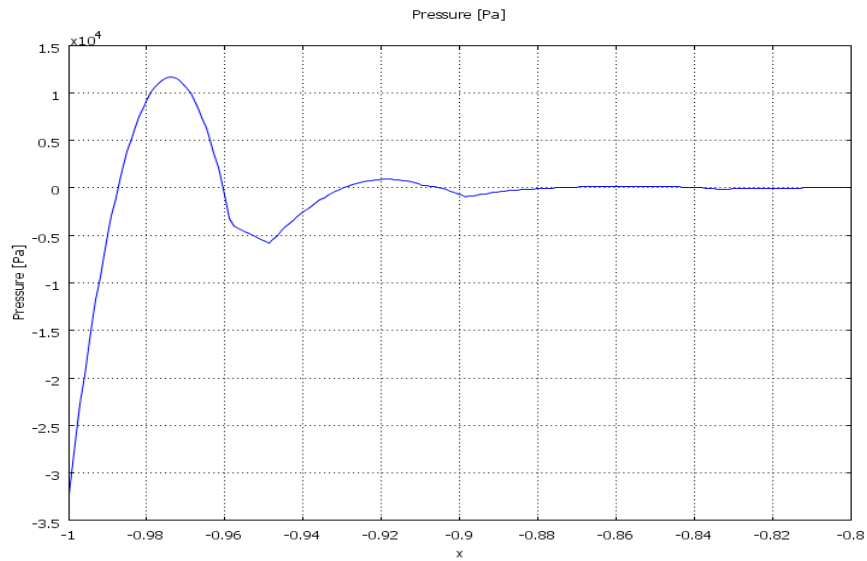
Comsol simülasyon sonucunda elde edilen Şekil 6.3 grafiği, romboid transduserdan yayılan 2 MHz'lik bir frekansa sahip ultrasonik dalganın, akustik eksen boyunca basınç genliğinin değişimini göstermektedir. Bu grafiğe bakıldığında basınç genliğinin son maksimum seviyeye ulaştığı mesafenin yaklaşık olarak 0.9179 m olduğu görülmektedir. Bu mesafedeki radyal eksen boyunca basınç genliğinin grafiği, Şekil 6.4'te görülmektedir.

Akustik eksenin yakın alan bölgesinde difraksiyon etkisinin çok fazla olmasından dolayı basınç alanı, keskin değişimler göstermektedir. Uzak alanda ise

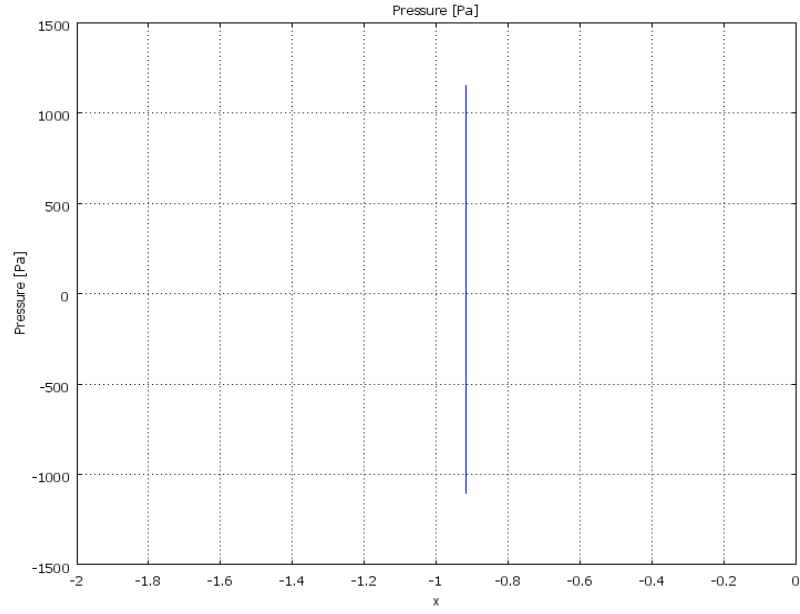
basınç alanının değişiminin, soğurulma ile birlikte çok hızlı bir şekilde azaldığı hatta 0.88 m aksiyel mesafede sıfıra düştüğü görülmektedir (Şekil 6.3).

Şekil 6.4'te akustik basınç genliğinin, yakın alan içinde radyal eksene göre olan değişimi görülmektedir. Akustik eksen üzerine düşen noktada ($x=0.9179$ m) maksimum değere tam ulaşmaktadır. Ancak radyal eksen üzerinde pozitif ve negatif yönde ilerledikçe genliklerin sıfır olduğu görülmektedir. Bu durumun sebebi, akustik alandaki son maksimumun genliğinin az olması ve yakın alanda oldukça fazla görülebilen difraksiyon etkisi ile uzak alandaki soğurulmanın etkisidir.

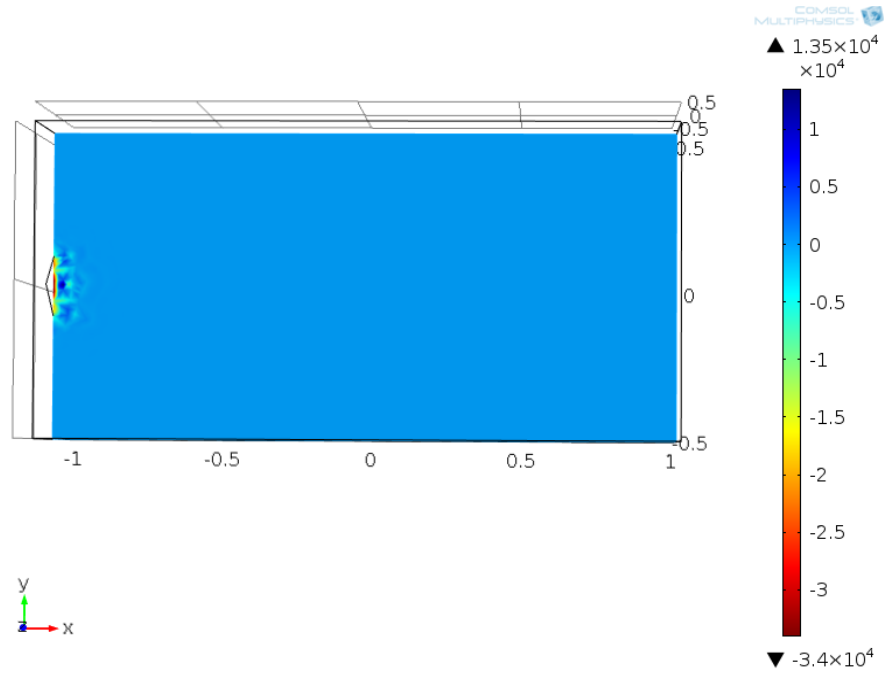
Akustik ve radyal eksenlerde çok anlamlı sonuçlara ulaşamadığından, 2 boyutta ve 3 boyutta akustik şiddet dağılımını gösteren Şekil 6.5, Şekil 6.6 grafiklerinde de anlamlı bir sonuç görülmemiştir. Şekil 6.5, x-y düzlemine ait 2 boyutta akustik şiddet dağılımını göstermektedir. Bu grafikte, maksimum basınç genliğinin kaynağa çok yakın bir mesafede olduğu ve yan lobların olmadığı görülmektedir. Şekil 6.6 akustik şiddetin 3D grafiğinde de, maksimum genliğin yakın alanda olduğu ve uzak alanlarda herhangi bir basınç genliğinin olmadığı görülmektedir.



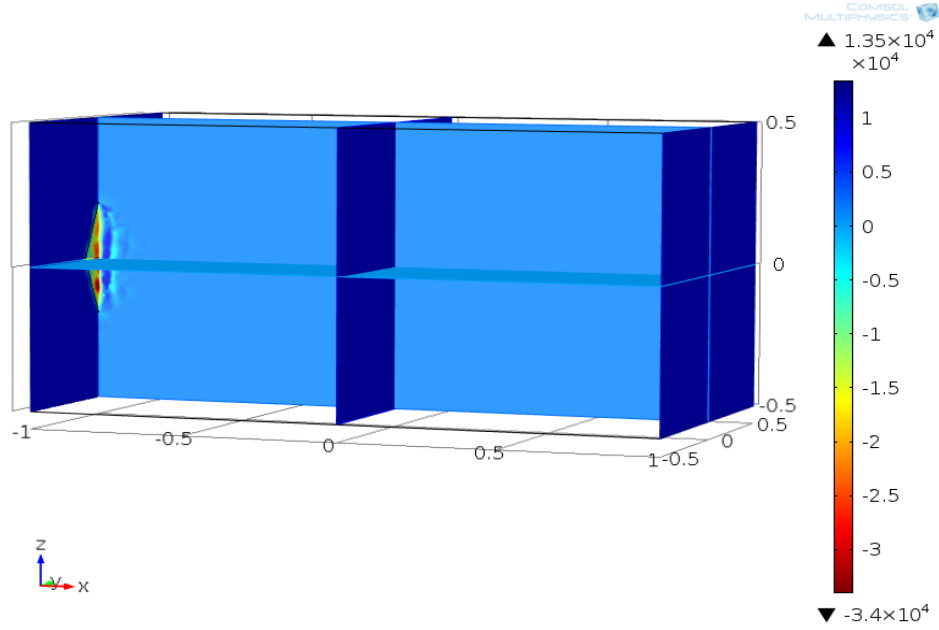
Şekil 6.3. Romboid transduser'dan elde edilen odakta *aksiyel eksen boyunca basınç genliği* grafiği



Şekil 6.4. Romboid transduser'dan elde edilen odakta *radyal eksen boyunca basınç genliği* grafiği



Şekil 6.5. Romboid transduser'dan elde edilen *acoustic intensity 2D* grafiği



Şekil 6.6. Romboïd transduser'dan elde edilen *acoustic intensity* 3D grafiğı

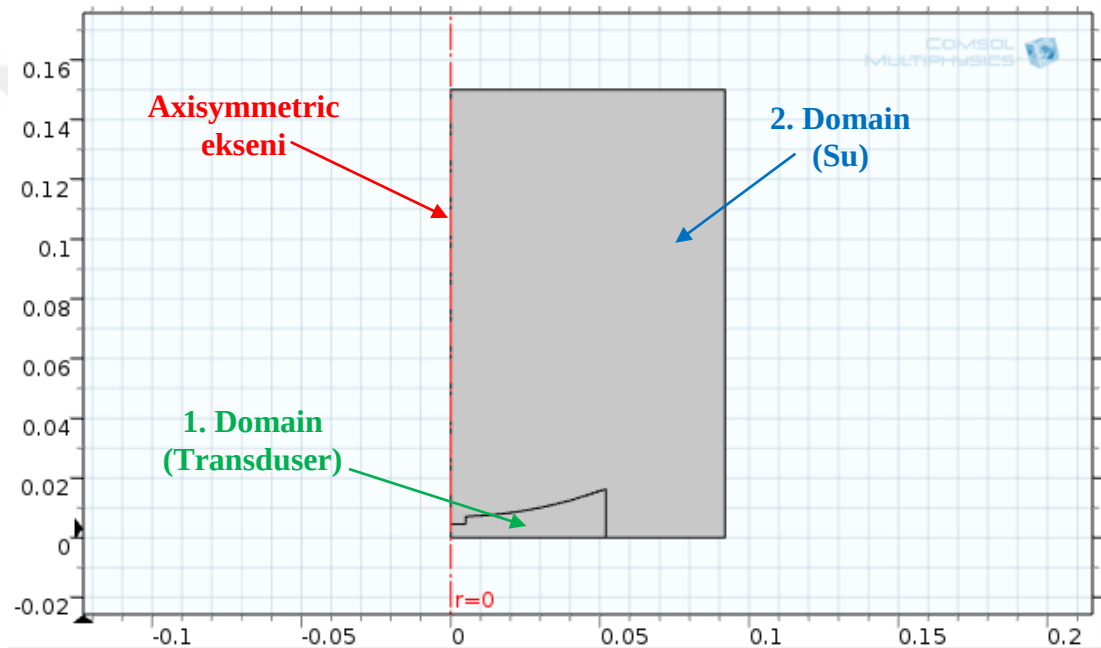
6.2.2. Genel bir HIFU transduser modeli için elde edilen teorik sonuçlar

HIFU transduser'ı teorik olarak modellemek için, öncelikle programın *File* dosyasının içinde yer alan, '*Model Libraries*' penceresinden sırasıyla, *Acoustics Module* » *Tutorial Module* » *Piezoacoustic Transducer* seçimi yapılarak, örnek çalışmanın tasarımı hakkında bilgi elde edilmiştir. Daha sonra bu model üzerinden yeni tasarımlar yapılmıştır. HIFU transduser'ın su ortamı içerisinde odaklanmasını temsil eden teorik modelin nasıl yapıldığı, aşama aşama Ek 3'te verilmiştir.

Çalışılan modelde seçilen HIFU transduser, 2D *Axisymmetric* boyutunda, COMSOL Akustik Modülüne ait *Acoustics>Acoustics-Structure Interaction>Acoustics-Piezoelectric Interaction, Frequency Domain (acpz)* uygulama modları kullanılarak modellenmiştir. *Axisymmetric* boyutu, elektrik yüklü piezoelektrik materyalin titreşim modunu hesaplamak ve simülasyonlarda hesaplama zamanını kısaltmak için kullanılmıştır. Bu modelde, *Acoustics-Structure Interaction* ara yüzünün kullanımı, PZT gibi katı bir maddenin sıvı ortamla akustik etkileşimi sonucu meydana gelen basınç değişimlerinin incelenmesini sağlamıştır.

Geometrik modelin tasarımına geçmeden önce gerekli tanımlamalar yapılmış ve Ek 3'teki ilk 8 adım uygulanmıştır. Ardından, bir HIFU transduser

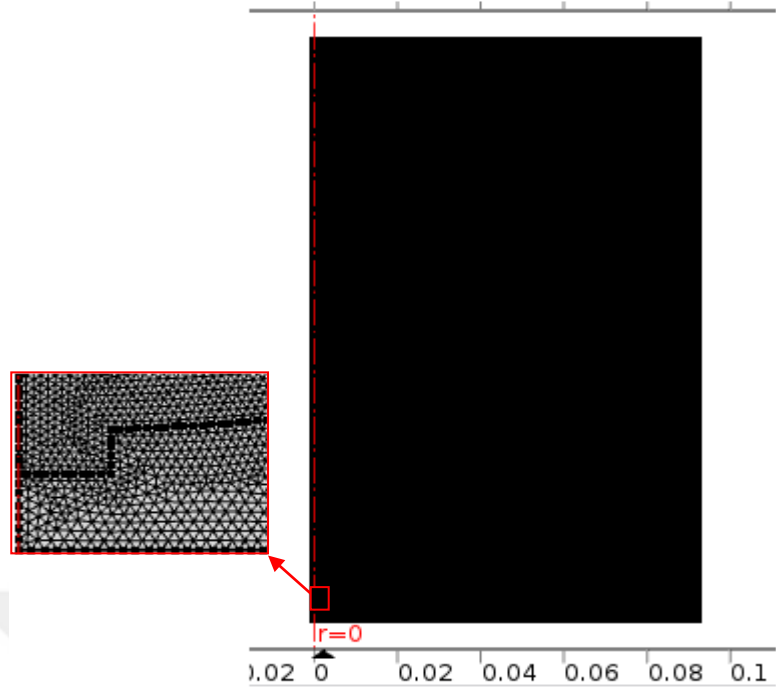
ve su ortamı çizmek için kare, dikdörtgen ve dairelerden yararlanılarak, Ek 3'teki 9-28 arası adımlar uygulanmıştır. Planlanan modeli elde etmek için geometrik çıkarma ve kesişim işlemlerinden sonra Şekil 6.7'deki model elde edilmiştir. Çizim işleminden sonra bu domain'ler ile ilgili malzemeler, deneysel ortamla aynı olacak şekilde programa tanıtılmıştır. Şekil 6.7'de görüldüğü gibi, 1. domain ise, ultrasonik dalga üreten transduser'dir ve bunun için de, *Material* kısmından *PZT* seçilmiştir. 2.domain olarak adlandırılan ortam, dalgaların yayılacağı su ortamıdır. Bunun için, Comsol menülerinden *Material* penceresi altında yer alan *Water (su)* seçilmiştir (Bakınız Ek 3, 29-35 arası adımlar).



Şekil 6.7. Genel bir HIFU teorik model için geometrik tasarımın ekran görüntüsü

Tasarlanan modelde, programın kullanacağı fiziksel denklemler için sınır koşulları ve transduser'ın bir ultrasonik dalga kaynağı olduğu belirlenmelidir. Geometriyi oluşturan 9 alan sınırı için, Ek 3'teki 36-45 arası adımlar uygulanarak gerekli tanımlamalar yapılmıştır.

Bu çalışmada, tüm geometrik alanda mesh'leme yapmak için Ek 3'teki 46-57 arası adımlar uygulanarak, element tipi olarak *Free Triangular*, element boyutu *Maximum element size* = 0.0099067 değerleri girilmiştir. Ultrasonik dalgaların yayıldığı varsayılan ortam olan su domain'ini daha hassas mesh'lemek için *Maximum element size* = 0.0005 şeklinde daha küçük bir değer girilmiştir. Mesh aşaması bittikten sonra elde edilen ekran görüntüsü Şekil 6.8'deki gibidir.



Şekil 6.8. Mesh'leme işlemi bittikten sonra teorik modelin görünümü

Son olarak hesaplamanın başlatılabilmesi ve sonuçların elde edilebilmesi için Study menüsünden *Frequency domain* seçilmiş ve $f=200\text{ kHz}$ değeri girildikten sonra *Compute* butonu seçilerek, hesaplama işlemi başlatılmıştır (EK 3, 58-60 arası adımlar). Şekil 6.9, 6.10 ve 6.11'de sunulan veriler, Ek 3'teki 61-92 arası adımlar uygulanarak elde edilmiştir.

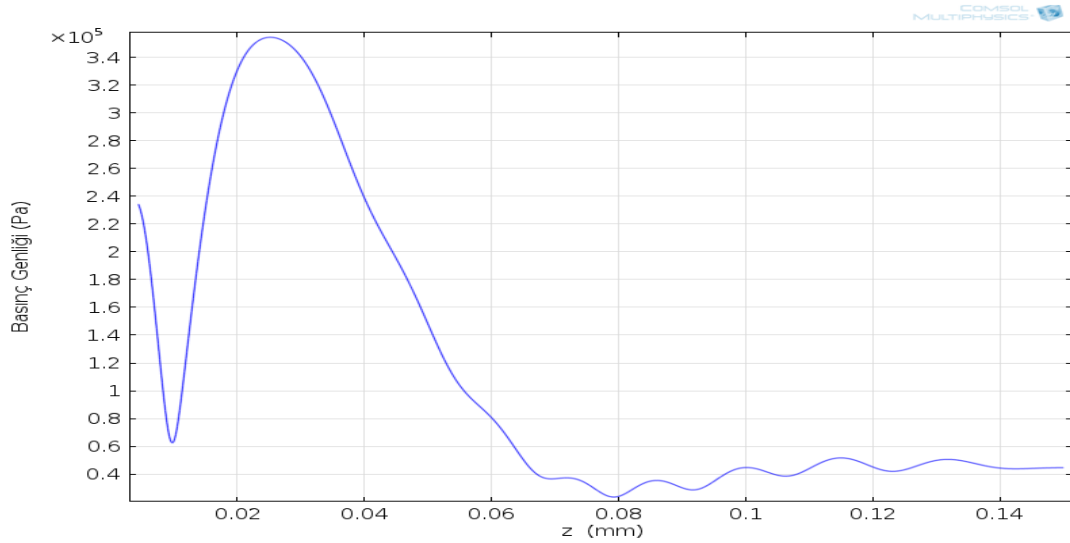
Comsol simülasyon sonucunda elde edilen Şekil 6.9 grafiği, genel bir HIFU transduser'dan yayılan 200 kHz'lik frekansa sahip ultrasonik dalganın, akustik eksen boyunca basınç genliğini göstermektedir. Grafiğe göre basınç genliğinin son maksimum seviyeye ulaştığı mesafenin yaklaşık olarak 0.025 mm olduğu görülmektedir. Bu mesafedeki radyal eksen boyunca basınç genliğinin grafiği, Şekil 6.10'da görülmektedir.

Akustik eksen için elde edilen grafikte, son maksimum genliği transduser'a çok yakın alan bölgesinde oluştuğu için, difraksiyon etkisini yakın alan bölgesinde görmek zordur. Uzak alanda ise basınç alanının değişiminin, soğrulma ile birlikte çok hızlı bir şekilde azaldığı hatta 0.08 mm aksiyel mesafede neredeyse sıfıra düştüğü söylenebilir (Şekil 6.9).

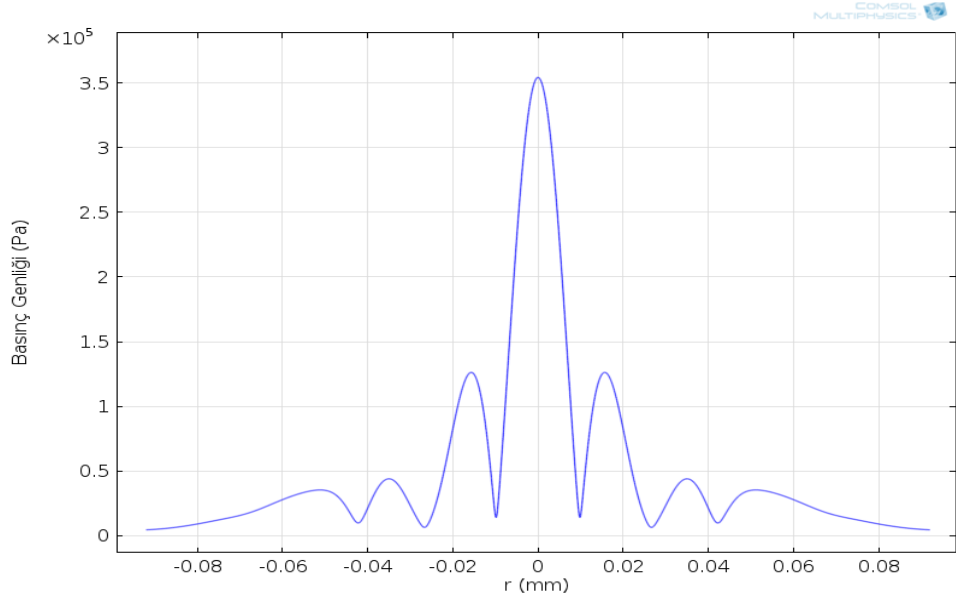
Şekil 6.10'da verilen sonuçlarda, yakın alan ile uzak alanı birbirinden ayıran sınır bölgede, HIFU transduser'dan elde edilen basınç genliğinin radyal eksen

boyunca değişimi gösterilmektedir. Akustik eksen üzerindeki noktadan başlayan bir ana lob ve buna eşlik eden birden fazla yan lobların oluştuğu görülmektedir. Sıfır noktasının transduser'in tam merkezi kabul edilirse, ideal bir dalga demeti için şeklin sağ ve sol tarafının simetrik olması beklenir. Aynı zamanda ana lobun demet genişliğinin olabildiğince dar ve yan lobların genliklerinin olabildiğince düşük olması gerekir [37]. şekil 6.10'da verilen sonuçlarda, ana lob demet genişliği ve yan lobların düşük genliği açısından ideale yakın bir grafik olduğu söylenebilir.

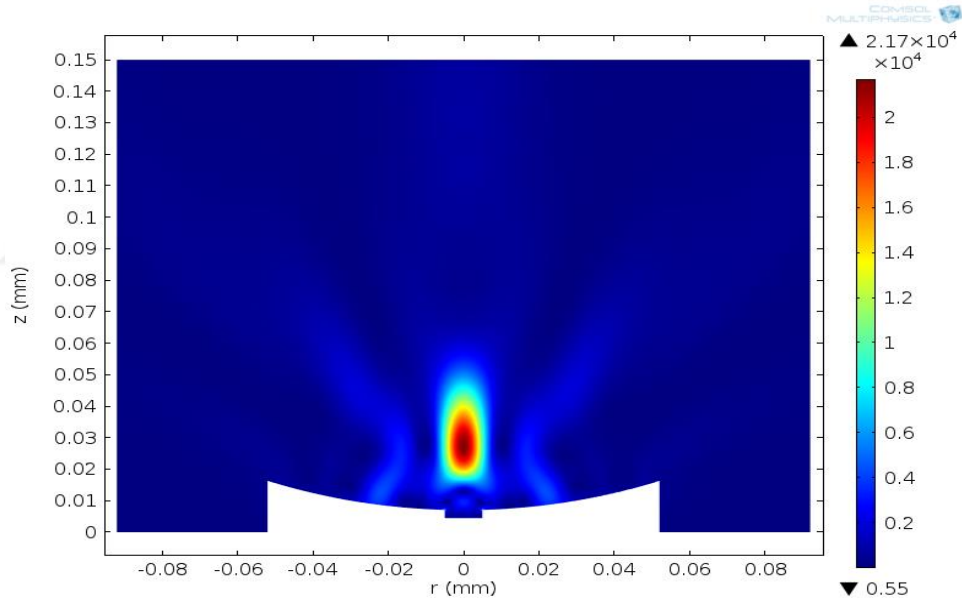
şekil 6.11'de verilen sonuçlarda ise, 2 boyutta akustik şiddet dağılımının akustik ve radyal eksenlere göre kontur grafiği gösterilmektedir. Bu grafikte, yakın alanda ortada bir lob ve yanlarda iki lob görülmektedir. Bu alan içinde yan lobların genliği ana lobtan düşük ve yakın alanda mesafe açısından ana loba yakındır. Uzak alanda ise, akustik eksen boyunca pozitif ve negatif yönde ilerledikçe genliklerin oldukça düştüğü ve ana lobtan ayrıldığı görülmektedir. Bu hızlı iniş ve çıkışların sebebi yine uzak alanda oldukça fazla görülebilen soğrulma etkisidir.



şekil 6.9. Genel bir HIFU transduser'dan elde edilen odakta *aksiyel eksen boyunca basınç genliği* grafiği



Şekil 6.10. Genel bir HIFU transduser'dan elde edilen odakta *radyal eksen boyunca basınç genliği grafiği*



Şekil 6.11. Genel bir HIFU transduser'dan elde edilen *acoustic intensity 2D grafiği*

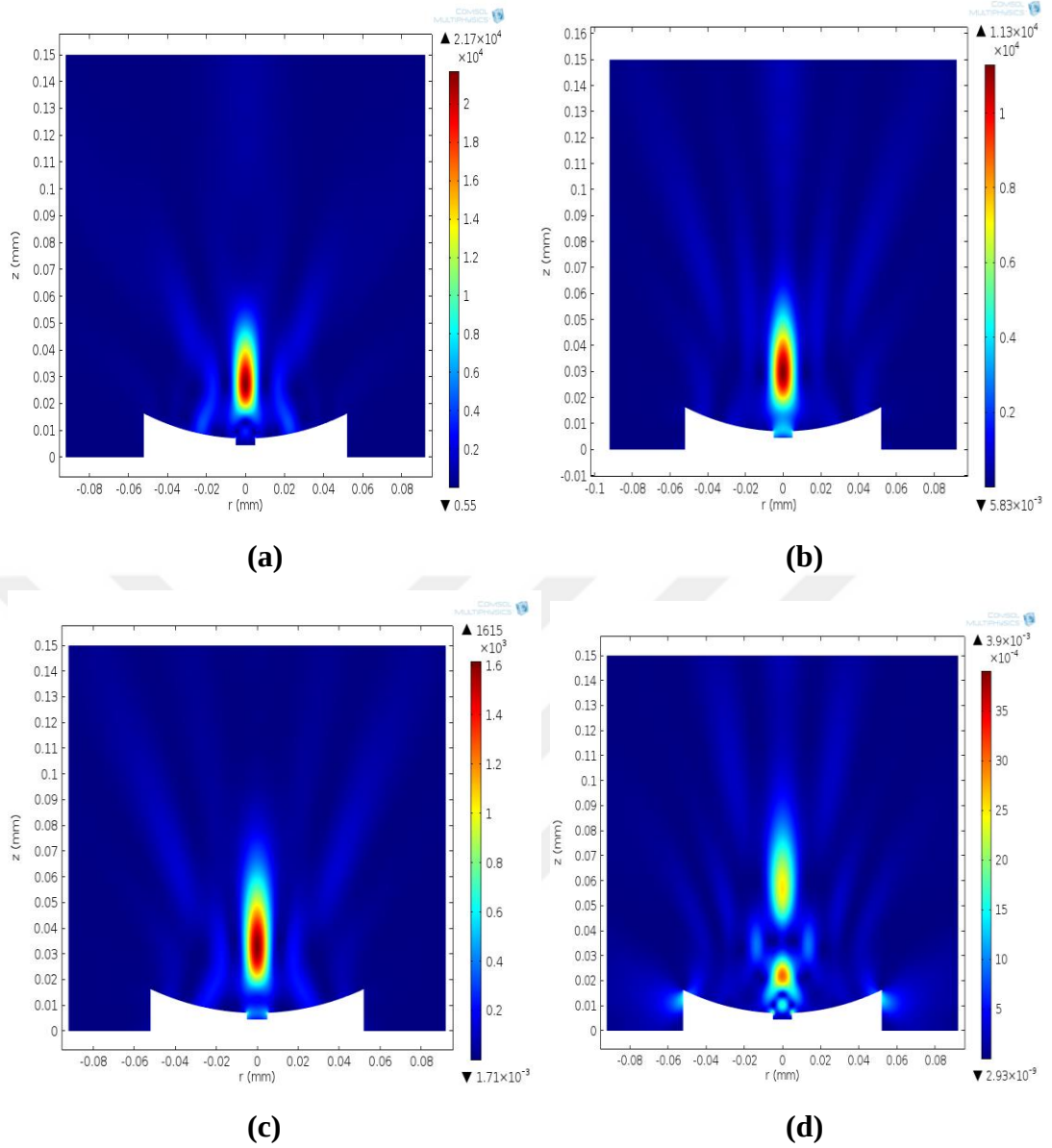
Comsol multifizik programında ultrasonik kaynağı tanımlamak için sistemde var olan materyallerden yararlanılmaktadır. Bu modelde 2. domain'in *Material* seçiminin sonuçlara etkisini incelemek amacıyla 32. adımda yer alan 4 farklı PZT (PZT-5H, PZT-2, PZT-8 ve Quartz) türü seçilmiştir. Bu seçim işlemi yapıldıktan sonra Sound pressure (dB) level 2D grafikleri ayrı ayrı hesaplanmış ve karşılaştırılmıştır (Şekil 6.12). Aynı zamanda Comsol multifizik programında yer alan bu PZT türlerinin özellikleri, Çizelge 6.1'de verilmiştir.

Çizelge 6.1. Farklı PZT türlerine ait madde özellikleri (Comsol Multifizik programından alınmıştır)

PZT türü	Maddelerin özellikleri		
	Yoğunluk, ρ (kg/m ³)	Elastikiyet (Pa)	Dielektrik sabiti (ϵ)
PZT-5H	7500	1,27205	1704,4
PZT-8	7600	1,46876	904,4
PZT-2	7600	1,34868	504,1
PZT-Quartz	2651	8,67362	4,4093

Çizelge 6.1 ve Şekil 6.12 birlikte değerlendirildiğinde, PZT'nin türü değiştikçe, 2 boyutlu sound pressure level grafiklerinin merkezindeki basınç genliği azalıp artmaktadır.

Merkezdeki demet genişliği ince ve dar olup, yan lobları az ve düşük genliği olan ses basınç seviye grafiği (ideal durum), Şekil 6.12 (c)'de görülmektedir. Çizelge 6.1'e göre, PZT-2, en yoğun malzemelerden biridir. Eş yoğunlukta olan PZT-8'den farkı, elastikiyet ve dielektrik sabitinin daha düşük olmasıdır. Bu durum göz önüne alınarak değerlendirme yapılırsa, Şekil 6.12 (c)'nin, 6.12 (b)'ye göre yan lob sayısı ve genliğinin daha yüksek olduğu söylenebilir. Ancak bu iki grafik arasındaki farkın, sadece elastikiyet ve ϵ sabitinden kaynaklandığını söylemek güçtür. Bu nedenle, en yüksek elastikiyet ve ϵ sabitine sahip olan PZT-Quartz ile PZT-2'yi kıyaslamakta fayda vardır. Şekil 6.12 (d) grafiği, 6.12 (c)'ye göre yan lob sayısı ve genliğinin çok daha yüksek olduğu görülmektedir. Ancak demetin genliği daha düşüktür. Bunun sebebinin yoğunluk farkı olduğu söylenebilir. Bu durumu desteklemek amacıyla Şekil 6.12 (a) grafiği, 6.12 (c)'ye göre, yoğunluk farkından dolayı, demet genişliğinde ve uzunluğunda azalma görülmektedir. Elastikiyet ve ϵ sabiti farkından dolayı yan lobların sayısında ve genliklerinde azalma görülmektedir. Bu sonuçlara göre, HIFU'da kullanılan PZT materyalin seçiminde ideal grafiği elde edebilmek için yoğun bir madde kullanmak gerekir. Ancak yan lobların sayısında ve genliğinde azalma elde edebilmek için yüksek elastikiyet mi yoksa yüksek dielektrik sabiti mi kullanmak gerekir, karar vermek güçtür.



Şekil 6.12. Farklı PZT değerleri için genel bir HIFU transduser’den elde edilen *acoustic intensity* 2D grafikleri (a) PZT-5H, (b) PZT-8 (c) PZT-2 (d) PZT-Quartz

6.2.3. HIFU transduser’ın ortasındaki açıklığın hava olduğu model için elde edilen teorik sonuçlar

HIFU transduser’ın ortasında bulunan açıklığın hava olduğu modeli tasarlamak için, öncelikle programın **File** dosyasının içinde yer alan, ‘**Model Libraries**’ penceresinden sırasıyla, **Acoustics Module » Tutorial Module » Ultrasound induced heating** seçimi yapılarak örnek model seçilmiştir. Bu model, modifiye edilerek tezin amacına uygun yeni tasarımlar yapılmıştır. HIFU transduser’ın su ortamı içerisinde odaklanmasını ve odakta oluşan ısıyı temsil

eden teorik modelin nasıl tasarlandığı, aşama aşama Ek 4'te verilmiştir.

Bu çalışmada model olarak seçilen HIFU transduser, *2D Axisymmetric* boyutunda, *fizik* menüsünden iki fizik ara yüzü kullanılarak modellenmiştir. Birinci fizik ara yüzü, *Acoustics> Pressure Acoustics> Pressure Acoustics, Frequency Domain (acpr)* uygulama modları kullanılarak seçilmiştir. Bu ara yüzün kullanımı, soğurulma, sıcaklık değerleri, ısı kayıpları gibi bazı niceliklerin kullanıcı tarafından girilmesine olanak sağlamaktadır. İkinci fizik ara yüzünde, *fizik* menüsünden *Heat Transfer>Bioheat Transfer (ht)* uygulama modları kullanılmıştır. Bu ara yüzün kullanımı ise, kaynaktan odağa kadar olan mesafede ısı denklemlerini kullanarak, ısıнын iletimi-yayılımı ve odadaki sıcaklık bölgesi hakkında bilgiyi elde etmeyi sağlamaktadır.

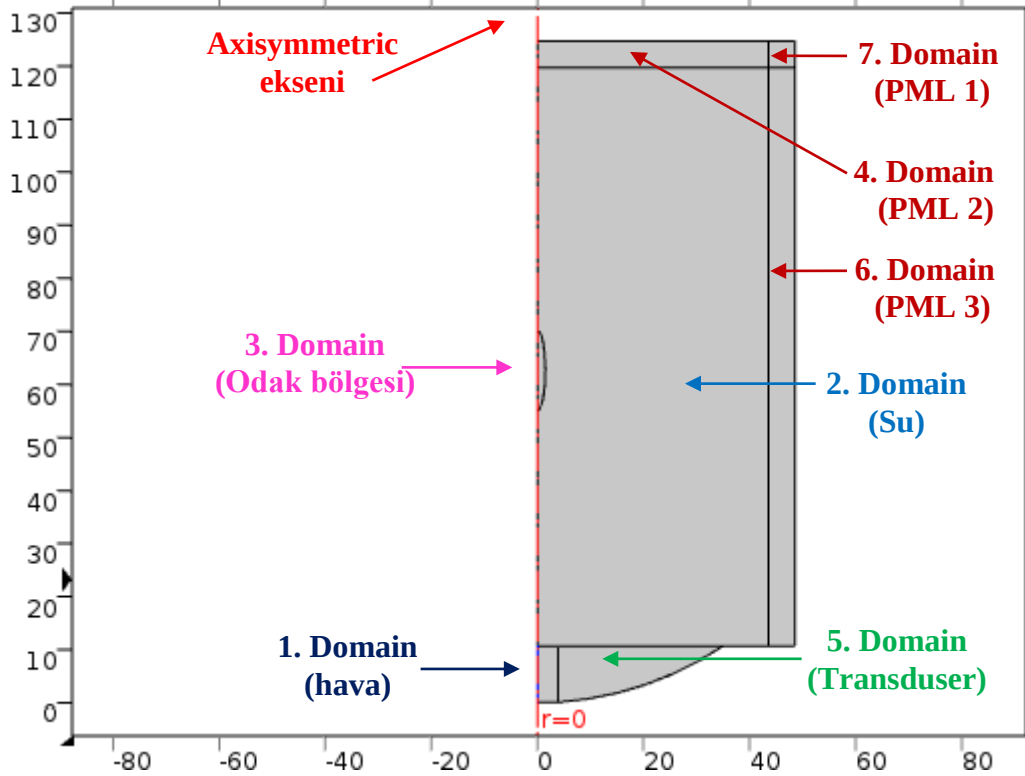
Geometrik modelin tasarımına geçmeden önce gerekli parametreler tanımlanmış, fonksiyon tipi *step* olarak seçilmiş ve Ek 4'teki ilk 13 adım uygulanmıştır. Ardından, geometrik modelde ihtiyaç duyulan ultrasonik kaynak (HIFU transduser), kaynak içinde bir açıklık, bu kaynağın odaklandığı bir odak bölgesi ve bu odağın olduğu su ortamı çizmek için kare, dikdörtgen ve dairelerden yararlanılarak, Ek 4'te 14-41 arası adımlar uygulanmıştır. Planlanan modeli elde etmek için geometrik kesişim işleminden yararlanılarak Şekil 6.13'teki model elde edilmiştir. 1. Domain'in kenarlarına, sistemde mevcut olan soğurucu ve yansımaları engelleyici özelliklere sahip bir tabaka olan PML (Perfect Matched Layer-Mükemmel Uyum Tabakası) ilave edilmiştir. Bu tabakanın tanımlanması, *Pressure Acoustics* grafiğinin oluşması açısından önemlidir (Bakınız Ek 4, 42-45 arası adımlar).

Pressure Acoustics, Frequency Domain için gerekli referans parametreler ve 4. dereceden denklem tipi tanımlanmıştır. Bu denklemlerin sağlıklı çözümü için su ve hava ortamına göre iki ayrı fiziksel ara yüz tanımlanmıştır. Birinci ara yüzde, su ortamının lineer soğurma katsayısı, daha önce tanımlanmış parametrelerden α_{water} değerine eşitlenmiştir. İkinci fiziksel ara yüzde ise, hava ortamı için ideal gaz tanımlaması yapılmıştır. Material kısmında hava ortamı tanımlandıktan sonra gerekli parametreler sistem tarafından otomatik tanınmaktadır. Bu ara yüzde tanımlanması gereken bir diğer parametre de transduser yüzeyindeki ivmedir. Yer değiştirmenin zamana göre ikinci türevi olan ivme, frekans domain'inde, parametrelerde verilmiş olan d_0 değerinin, $(i\omega)^2$ ile çarpımıdır. Transduser yüzeyini tanımlayan sınır çizgisi seçilerek ivme,

$a_n = d_0 \cdot \text{acpr} \cdot \omega^2$ şeklinde tanımlanmış ve P_0 başlangıç değeri 10MPa olarak değiştirilmiştir (Bakınız Ek 4, 42-63 arası adımlar).

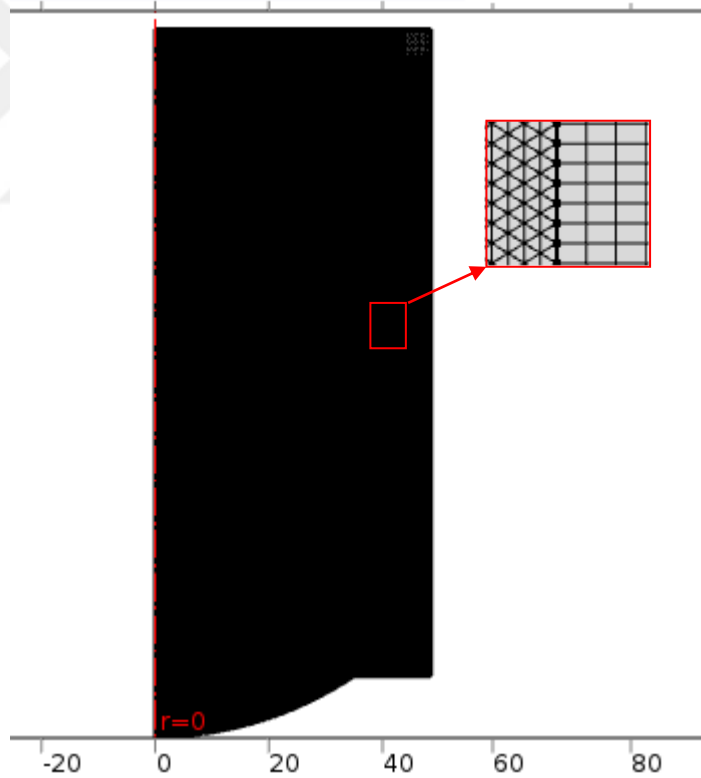
Bioheat Transfer fizik ara yüzü için çalışma ortamı olarak 2. ve 3. domainler seçilmiştir. Başlangıç sıcaklık değeri, T_0 girilmiş ve bu domain'lerin ısı kaynağı olarak tanımlanabilmesi için soğurulan akustik enerji ifadesi, $Q = \text{acpr} \cdot I_{\text{rms}} \cdot 2 \cdot \text{acpr} \cdot \alpha_1 \cdot \text{step1}(t[1/s]-1)$ şeklinde tanımlanmıştır. Termal simülasyon hesaplaması için sabit sıcaklık sınır koşulu, 2 nolu domain'in bazı alan sınırlarına uygulanmıştır (Bakınız Ek 4, 64-76 arası adımlar).

Çizim işleminden sonra bu domain'lerin malzemelerinin, deneysel ortamla aynı olacak şekilde programa tanıtılması gerekmektedir. Şekil 6.13'te gösterilen domain'lerden 1.domain hariç tüm (2,3,4,5,6,7) domain'ler, dalgaların yayılacağı su ortamı olarak seçilmiştir. Bunun için, Comsol menülerinden *Material* penceresi altında yer alan *Water (su)* seçilmiştir. 1. domain ise, HIFU transduser'in ortasında bulunan açıklıktır ve bunun için de, *Material* kısmından *Air (hava)* seçilmiştir. Havanın gaz sabiti değeri, Ref [160]'dan yararlanılarak 287 J/K.kg olarak girilmiştir (Bakınız Ek 4, 77-84 arası adımlar).

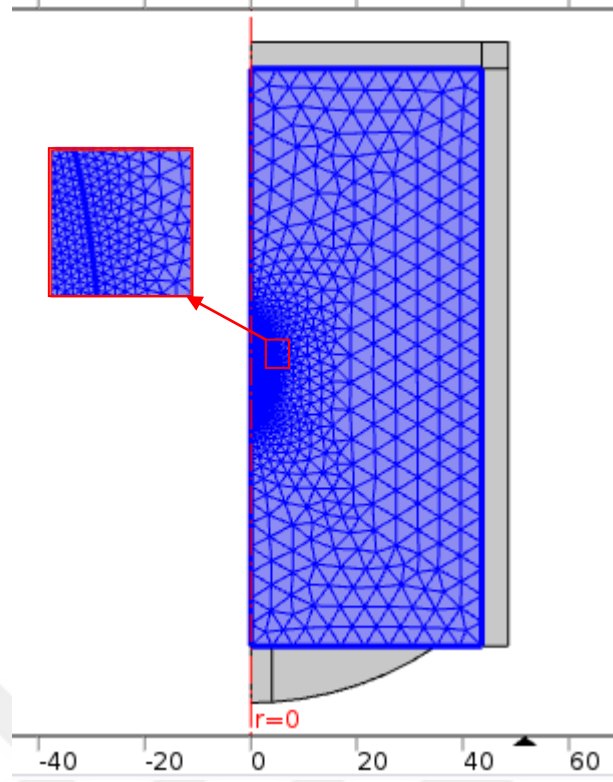


Şekil 6.13. Ortasındaki açıklığı hava olan HIFU transduser ile su ortamının geometrik tasarımının ekran görüntüsü

Bu çalışmadaki domain'lere, iki ayrı mesh işlemi yapılmıştır. 1. Mesh işlemi, 1, 2, 3 ve 5 nolu domainlere, 2. Mesh işlemi, 2 ve 3 nolu domainlere uygulanmıştır. 1. Mesh işlemi için, element tipi olarak *Free Triangular*, element boyutu *Maximum element size*= $1483[m/s]/f_0/4$ şeklinde tanımlanmıştır. Odak bölgesinde, basınç alanındaki değişimleri daha iyi çözümleyebilmek için, 3 nolu domain olan odak bölgesine, element boyutu *Maximum element size* = $1483 [m/s]/f_0/6$ değeri ile extra bir mesh işlemi daha uygulanmıştır (Şekil 6.14). 2. Mesh işlemi için ise, Bioheat transfer domain'ine, element tipi olarak *Free Triangular*, element boyutu *Maximum element size* = 5 değeri girilerek daha kaba bir mesh uygulanmıştır. Odak bölgesinde yoğun ısı değişimini inceleyebilmek için 3 nolu domain olan odak bölgesine, element boyutu *Maximum element size* = $1483 [m/s]/f_0/8$ değeri ile extra bir mesh işlemi daha uygulanmıştır. Mesh aşaması bittikten sonra elde edilen ekran görüntüsü Şekil 6.15'teki gibidir (Bakınız Ek 4'teki 85-113 arası adımlar).



Şekil 6.14. 1. Mesh'leme işlemi bittikten sonra teorik modelin görünümü



Şekil 6.15. 2. Mesh'leme işlemi bittikten sonra teorik modelin görünümü

Tasarlanan teorik modelin verilerinin elde edilebilmesi için study olarak adlandırılan iki ayrı çalışma sayfası oluşturulmuştur. Study 1'den Pressure Acoustics, study 2'den ise Bioheat Transfer fiziği verileri elde edilmiştir. Study 1'de hesaplamının başlatılabilmesi için Study menüsünden $Frequency = f_0$ değeri girilir ve Bioheat Transfer'in çözümü engellenir. Daha hassas olan mesh 1'in seçilmiş olduğu kontrol edildikten sonra *Compute* butonuna basılarak hesaplama işlemi başlatılmıştır (Bakınız Ek 4, 114-118 arası adımlar). Bioheat Transfer'in verilerinin elde edilebilmesi için study 2 sayfası oluşturulmuştur. Bu sayfada Pressure Acoustics, Frequency Domain (acpr)'in çözümü engellenmiş olup zamana bağlı bir çalışma ortamı açılmıştır. Mesh 2'nin seçilmiş olduğu kontrol edildikten sonra *Compute* butonuna basılarak hesaplama işlemi başlatılmıştır (Bakınız Ek 4, 119-135 arası adımlar). Şekil 6.16 ile Şekil 6.21 arası sunulan veriler, Ek 4'te verilen 135-226 arası adımlar uygulanarak elde edilmiştir.

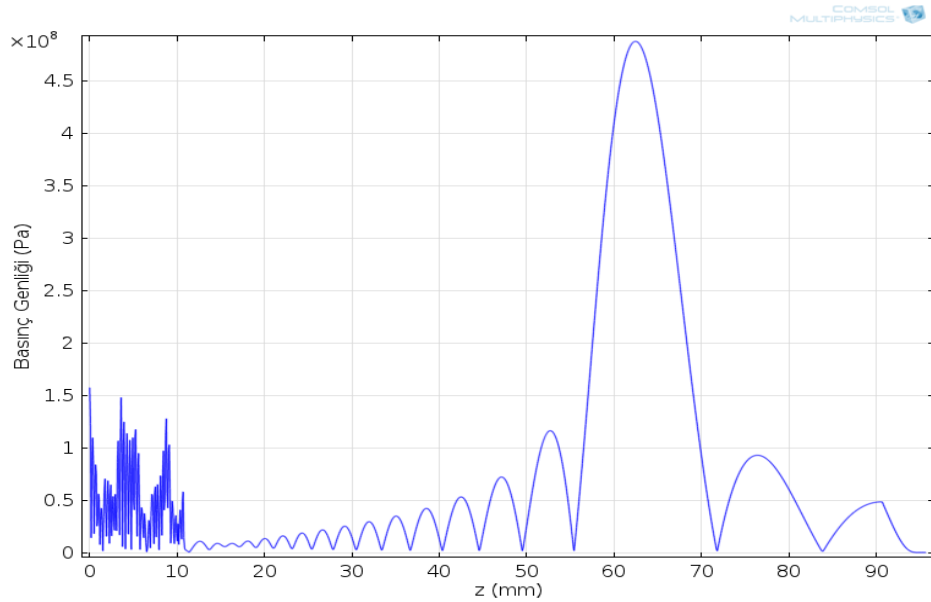
Comsol simülasyon sonucunda elde edilen Şekil 6.16 grafiği, ortasındaki açıklığı hava olan HIFU transduser'dan yayılan 1.1 MHz'lik frekansa sahip ultrasonik dalganın, akustik eksen boyunca basınç genliğini göstermektedir. Grafiğe göre basınç genliğinin son maksimum seviyeye ulaştığı mesafenin yaklaşık olarak

62.64 mm (odak mesafesi) olduğu görülmektedir. Son maksimumun olduğu mesafe, aynı zamanda geometrik odak mesafesidir. Bu mesafedeki radyal eksen boyunca basınç genliğinin grafiği, Şekil 6.17’de görülmektedir.

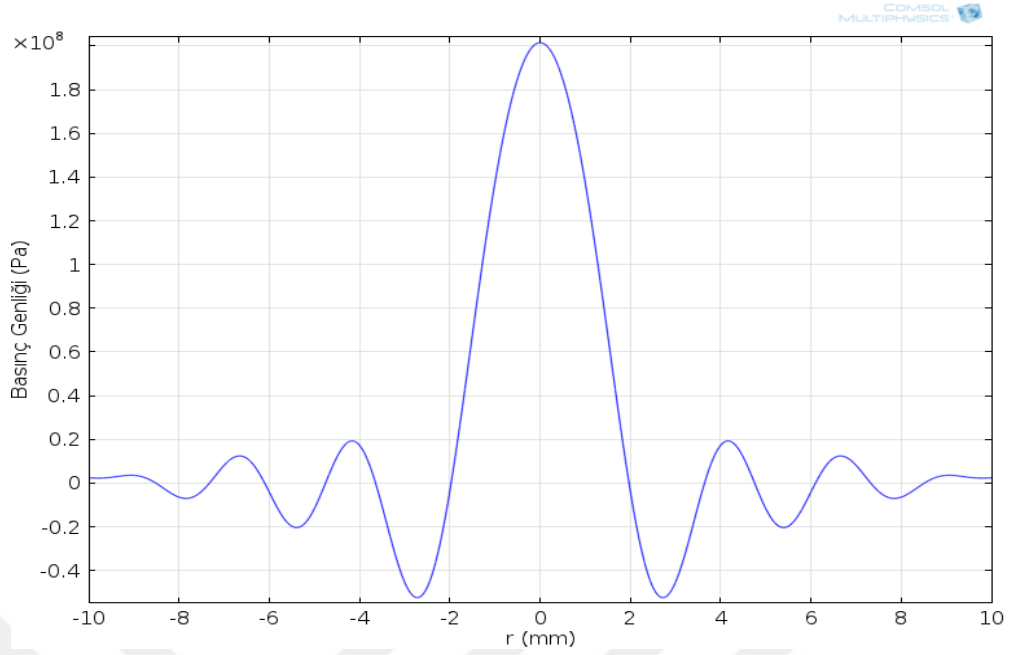
Akustik eksen için elde edilen grafikte, yakın alan bölgesinde difraksiyon etkisini görmek mümkündür. Uzak alanda ise, soğrulma etkisinin, nonlinear etkilerden fazla olduğu görülmektedir (Şekil 6.16).

Şekil 6.17’de verilen sonuçlarda, yakın alan ile uzak alanı birbirinden ayıran sınır bölgede (odak bölgesi =62.64 mm), HIFU transduser’den elde edilen basınç genliğinin radyal eksen boyunca değişimi gösterilmektedir. Akustik eksen üzerindeki noktadan başlayan bir ana lob ve buna eşlik eden birden fazla düşük genlikli yan lobların olduğu görülmektedir. Bu yan lobların genliğinin düşük olması ve şeklin sağ ve sol tarafının simetrik olması, ideal bir dalga demetine ulaşıldığını göstermektedir.

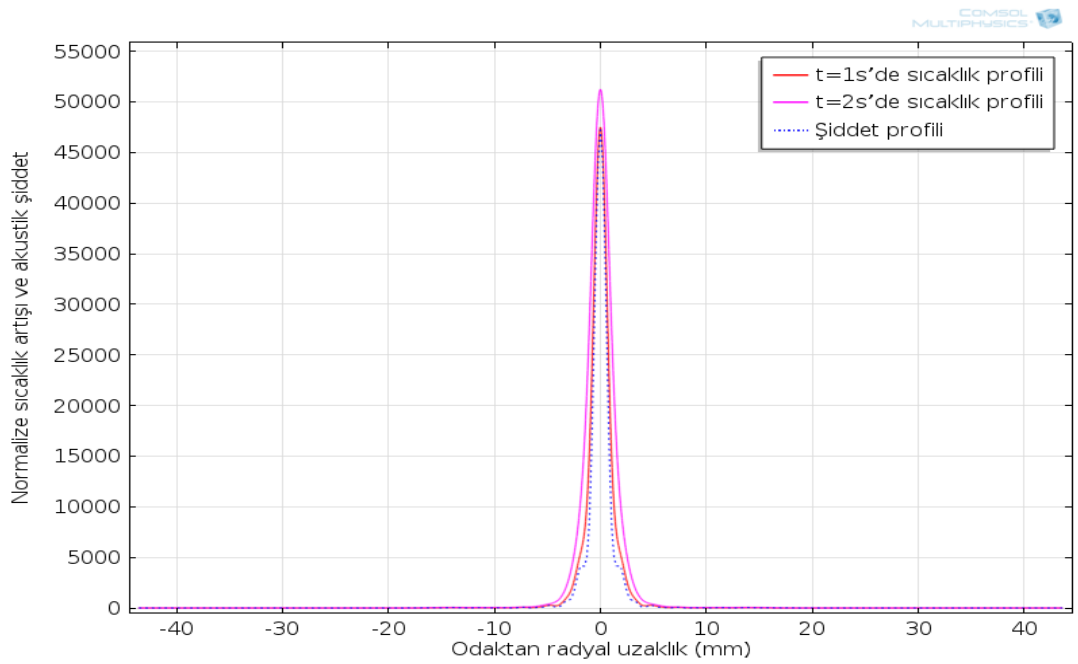
Şekil 6.18’de, HIFU transduser’ın ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen radyal eksen boyunca akustik şiddet ile sıcaklık profilinin karşılaştırılması grafiği verilmektedir. $t=1s$ ’deki sıcaklık genliği ile akustik şiddet grafiğinin eşit olduğu görülmektedir. Isı, $t=2s$ ’ye çıkarıldığında, yaklaşık 5000^0K ’lik bir ısı artışı gözlenmiştir.



Şekil 6.16. HIFU transduser’ın ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen *Aksiyel eksen boyunca basınç genliği* grafiği



Şekil 6.17. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen *Odak düzleminde radyal eksen boyunca basınç genliği grafiği*

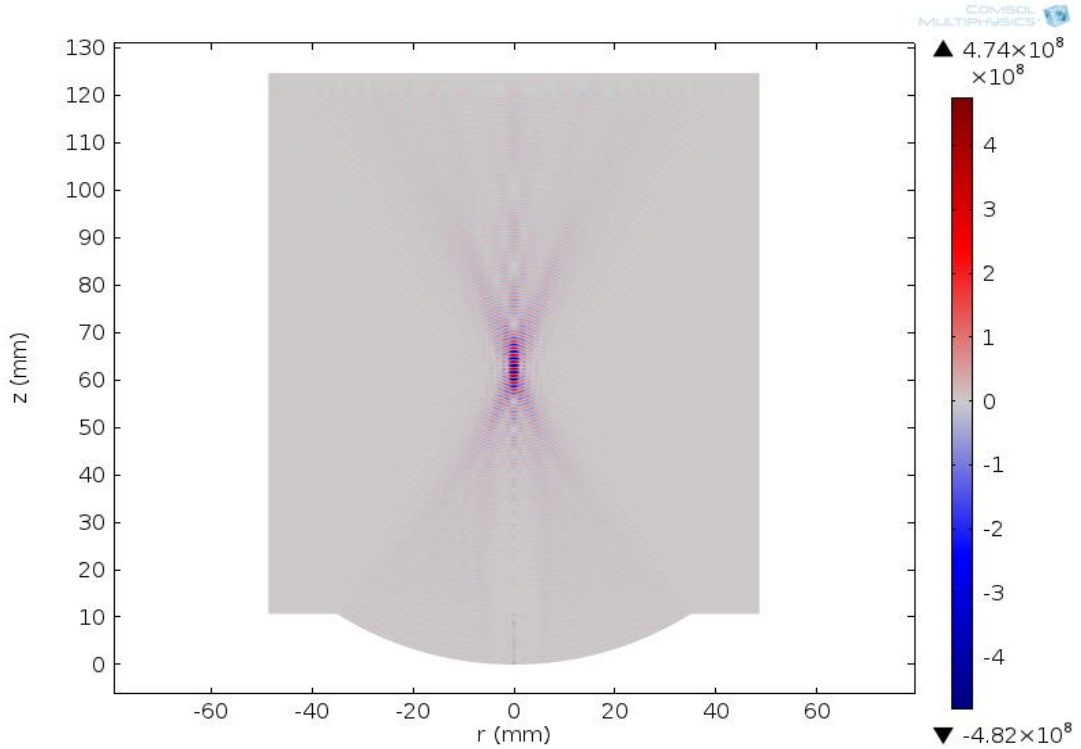


Şekil 6.18. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen *Radyal eksen boyunca normalize ısı artışı ve akustik şiddet profil grafiği*

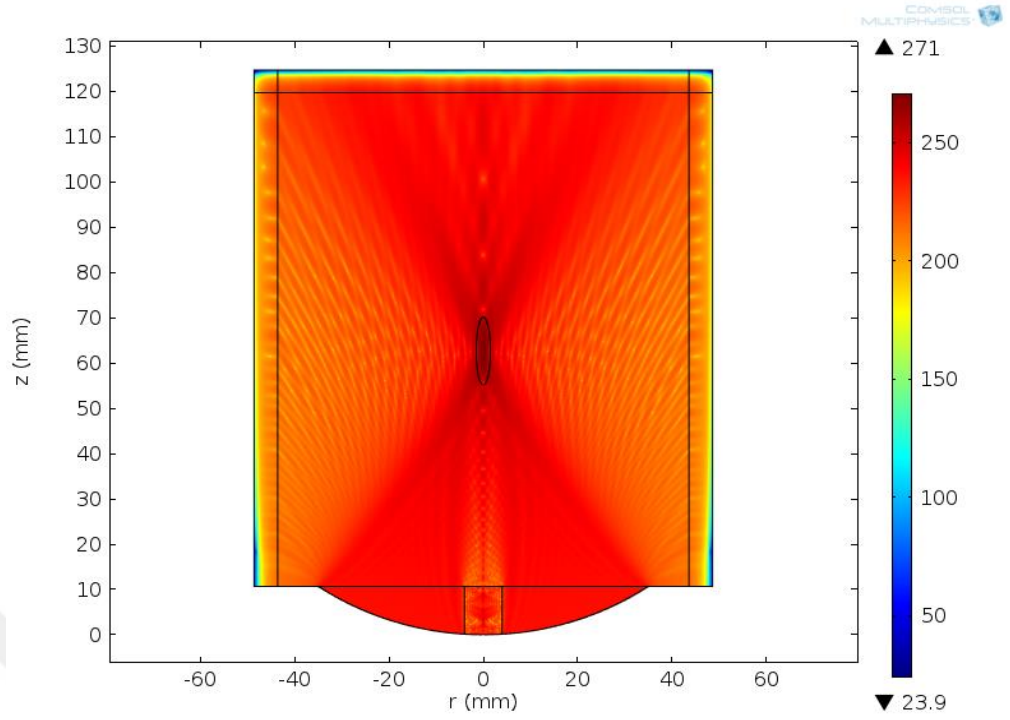
Şekil 6.19'da verilen sonuçlarda ise, 2 boyutta akustik basınç seviyesinin akustik ve radyal eksenlere göre kontur grafiği gösterilmektedir. Bu grafiğe bakıldığında, transduser'dan yayılan ultrasonik dalgaların, daha önceden çizilmiş olan geometrik odakta yoğunlaşarak dağıldığı görülmektedir. Transduser'in ortasındaki

açıklık hava olduğundan, açıklığın olduğu bölgeden ultrasonik dalganın etkin olarak yayılmadığı görülmektedir. Ancak Şekil 6.20’de verilen, 2 boyutta akustik ve radyal eksenlere göre ses basınç seviyesinin dB cinsinden dağılım grafiğine bakıldığında transduser’ın açıklığın hava olduğu bölgeden yoğun olmasa da yaklaşık 150-200 dB arası ses dalgasının yayıldığı gözlenmektedir. Geometrik odağın olduğu bölgede, ses basınç değerinin 271 dB olduğu görülmektedir. PML bölgesinde ise, bu değerin 150 dB’e kadar düştüğü görülmektedir.

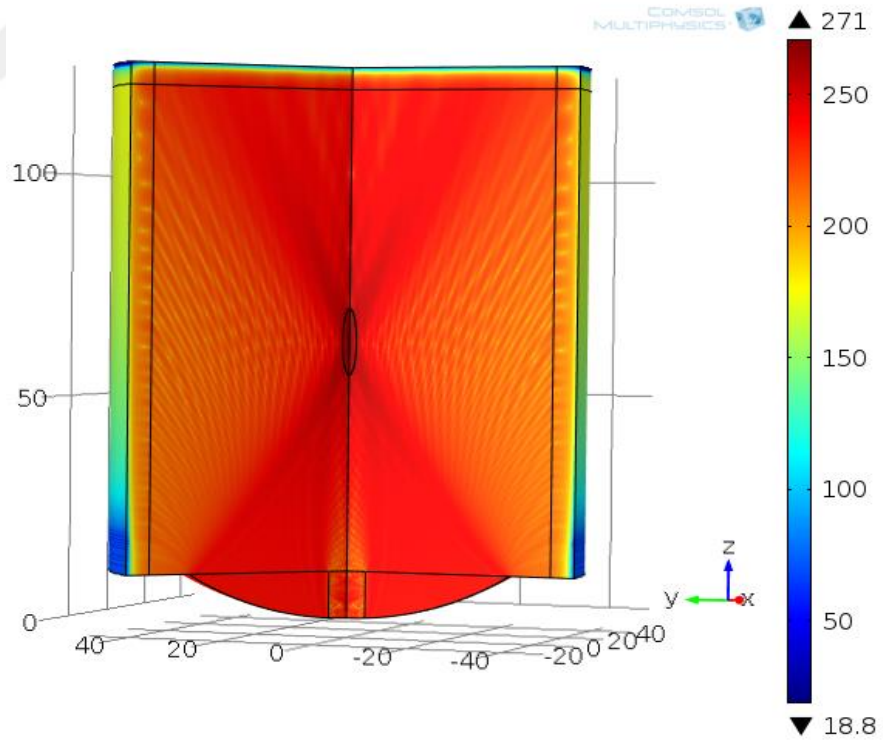
Şekil 6.21’de, 3D akustik ve radyal eksenlere göre ses basınç seviyesinin dB cinsinden dağılım grafiği verilmektedir. Grafiğe bakıldığında, ses basınç seviyelerinin odak bölgesinde odaklandığı ve transduser’ın hava açıklığının olduğu bölgeden yayılan dalganın düşük seviyede olduğu daha net görülmektedir. Ayrıca PML bölgesinde, ses basınç değerinin 50 dB’e kadar düştüğü görülmektedir.



Şekil 6.19. HIFU transduser’ın ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen *Total acoustic pressure (Pa) field* grafiği



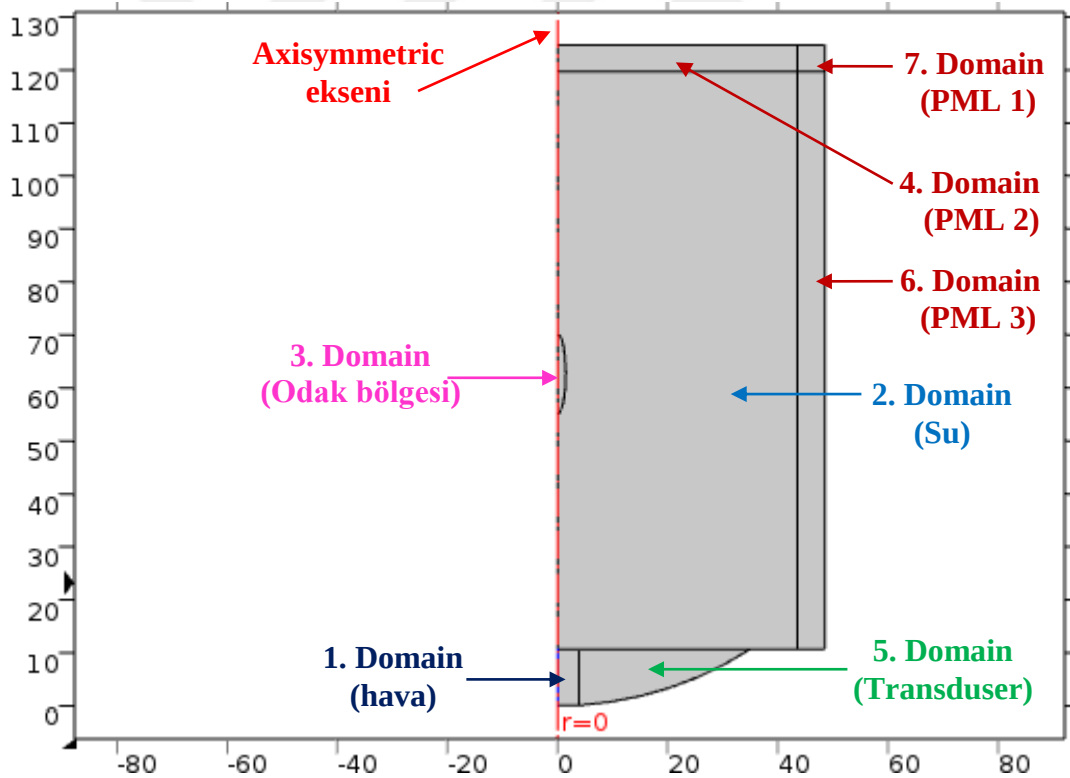
Şekil 6.20. HIFU transduser'ın ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen 2D Sound pressure (dB) level grafiği



Şekil 6.21. HIFU transduser'ın ortasındaki açıklığın hava olması durumunda elde edilen 3D Sound pressure (dB) level grafiği

6.2.4. HIFU transduser içindeki deliğin su olması durumu için elde edilen teorik sonuçlar

HIFU transduser'ın ortasında bulunan açıklığın su olduğu modeli tasarlamak için, önceki kısımda bahsedilen Ek 7'de verilen uygulama adımlarından 1-42 arası adımlar aynı şekilde uygulanmıştır. Bu bölümde tasarlanmak istenen modelin içinde hava ortamı yerine su ortamı kullanıldığı için iki *Pressure Acoustics* fizik ara yüz kullanılmasına gerek duyulmamıştır. Bu nedenle Ek 4'teki 55-57 arası adımlar, uygulama dışı bırakılmıştır. Ayrıca, Şekil 6.22'deki geometrik çizim işleminden sonra domain'lerin malzemelerinin seçiminde, tüm domain'ler için, *Material* kısmından *Water (su)* seçilmiştir. Bu nedenle, Ek 4'teki 81-84 arası adımlar, uygulama dışı kalmıştır (Bakınız Ek 7, 1-85 arası adımlar).



Şekil 6.22. Ortasındaki açıklığı su olan HIFU transduser ile su ortamının geometrik tasarımının ekran görüntüsü

Pressure acoustics ve bioheat transfer fizik ara yüzleri için, iki ayrı mesh işlemi yapılmış ve iki ayrı çalışma sayfası oluşturulmuştur (Bakınız Ek 4'teki 85-135

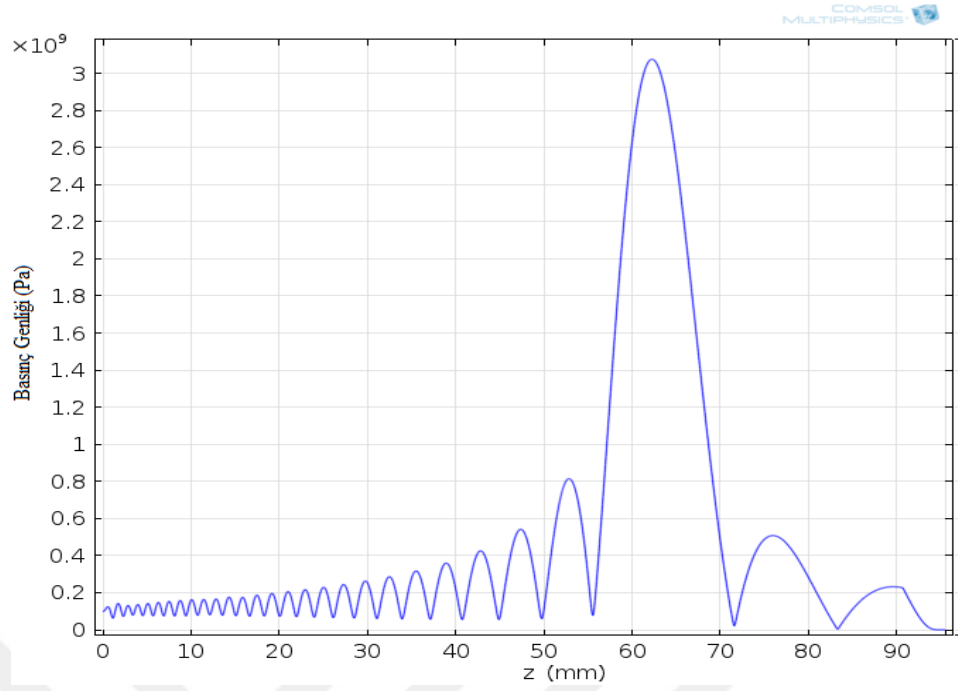
arası adımlar) Şekil 6.23 ile Şekil 6.28 arası sunulan veriler, Ek 4'te verilen 135-226 arası adımlar uygulanarak elde edilmiştir.

Comsol simülasyon sonucunda elde edilen Şekil 6.23 grafiği, ortasındaki açıklığı su olan HIFU transduser'dan yayılan 1.1 MHz'lik frekansa sahip ultrasonik dalganın, akustik eksen boyunca basınç genliğini göstermektedir. Grafiğe göre basınç genliğinin son maksimum seviyeye ulaştığı mesafenin yaklaşık olarak 62.64 mm (odak mesafesi) olduğu görülmektedir. Son maksimum oluştuğu mesafe, aynı zamanda geometrik odak mesafesidir. Bu mesafedeki radyal eksen boyunca basınç genliğinin grafiği, Şekil 6.24'te görülmektedir.

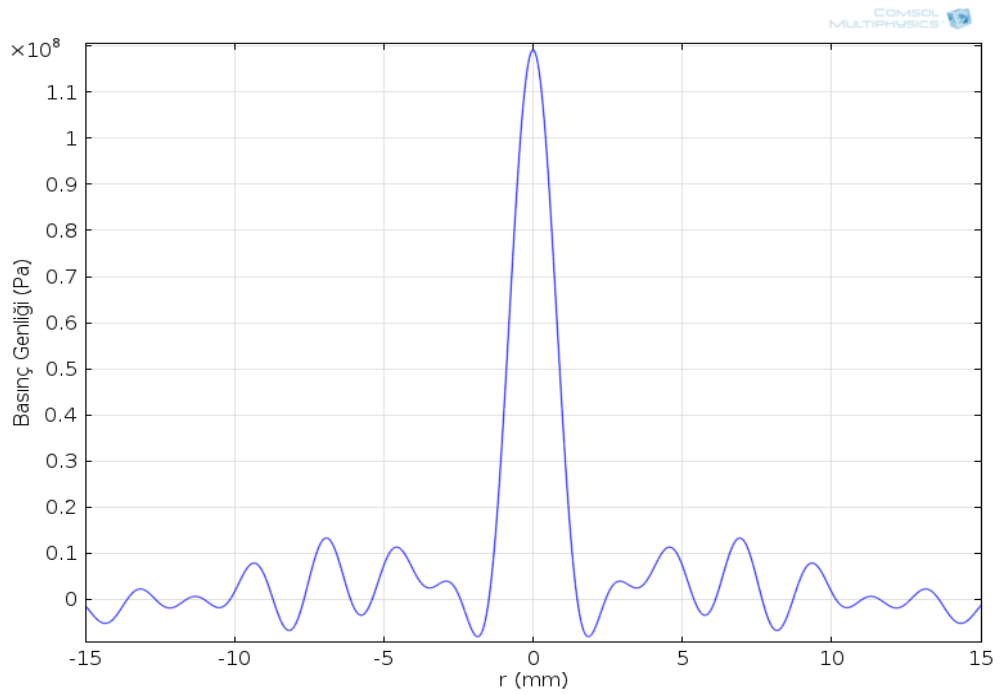
Akustik eksen için elde edilen grafikte, yakın alan bölgesinde difraksiyon etkisini görmek mümkündür. Uzak alanda ise, soğrulma etkisinin, nonlinear etkilerden fazla olduğu görülmektedir (Şekil 6.23).

Şekil 6.17'de verilen sonuçlarda, yakın alan ile uzak alanı birbirinden ayıran sınır bölgesinde (odak bölgesi =62.64 mm), HIFU transduser'dan elde edilen basınç genliğinin radyal eksen boyunca değişimi gösterilmektedir. Akustik eksen üzerindeki noktadan başlayan bir ana lob ve buna eşlik eden birden fazla düşük genlikli yan lobların oluştuğu görülmektedir. Bu yan lobların genliğinin düşük olması ve şeklin sağ ve sol tarafının simetrik olması, ideal bir dalga demetine ulaşıldığını göstermektedir.

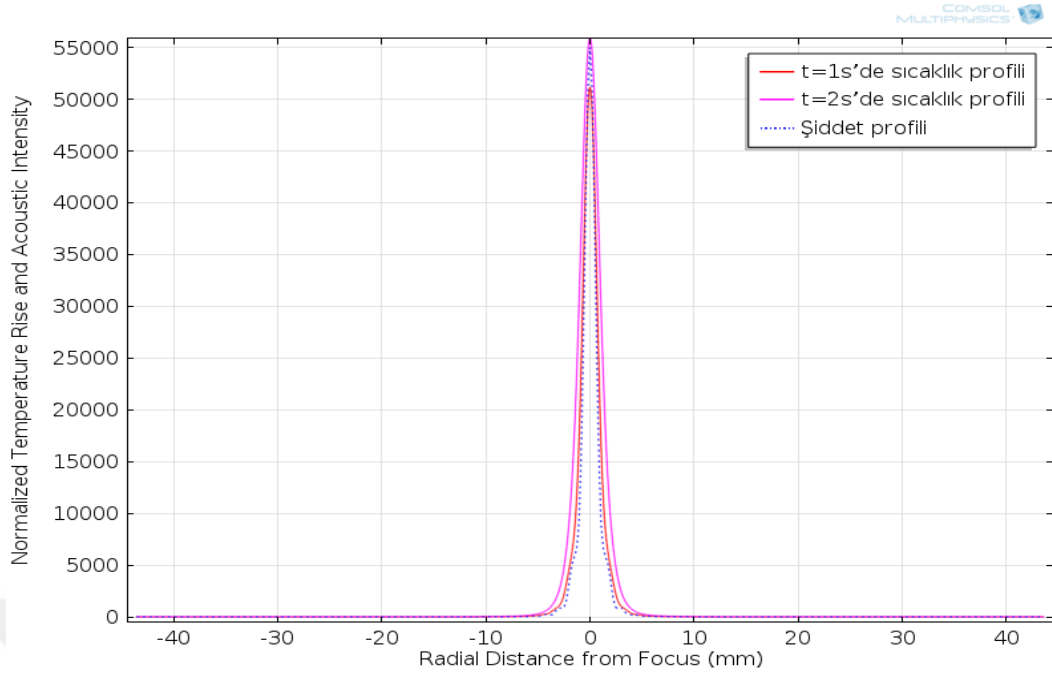
Şekil 6.25'te, HIFU transduser'ın ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen radyal eksen boyunca akustik şiddet ile sıcaklık profilinin karşılaştırılması grafiği verilmektedir. $t=2s$ 'deki sıcaklık genliği ile akustik şiddet grafiğinin eşit olduğu görülmektedir. Isı, $t=1s$ 'den $2s$ 'ye çıkarıldığında, yaklaşık 5000^0K 'lik bir ısı artışı gözlenmiştir.



Şekil 6.23. HIFU transduser'ın ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen Aksiyel eksen boyunca basınç genliği grafiği



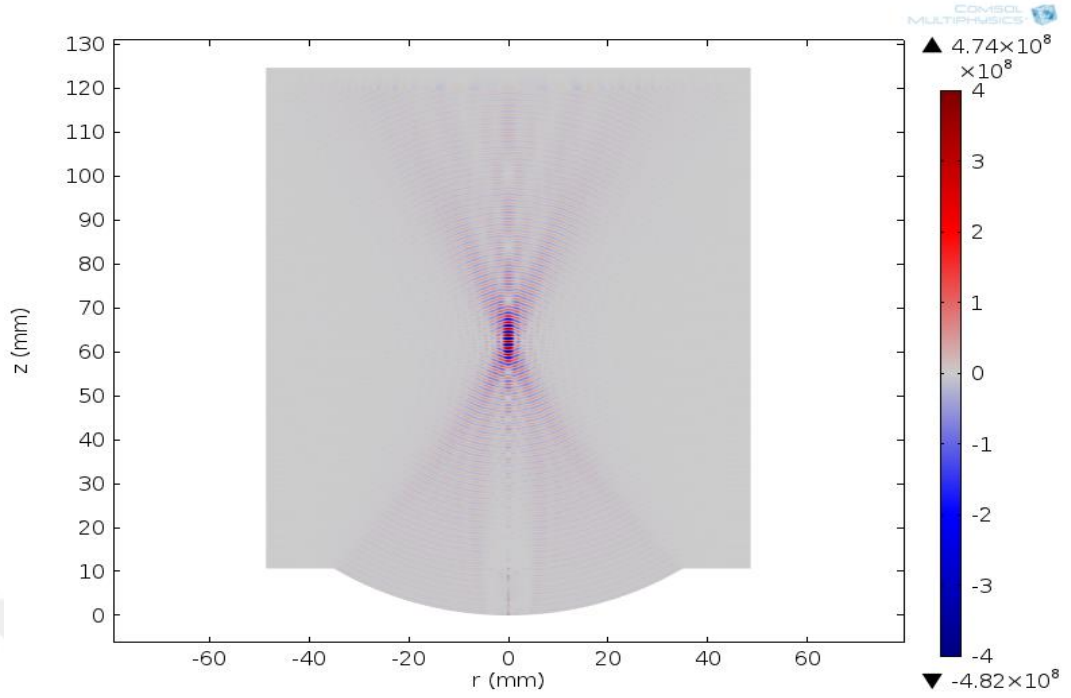
Şekil 6.24. HIFU transduser'ın ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen Radyal eksen boyunca odakta basınç genliği grafiği



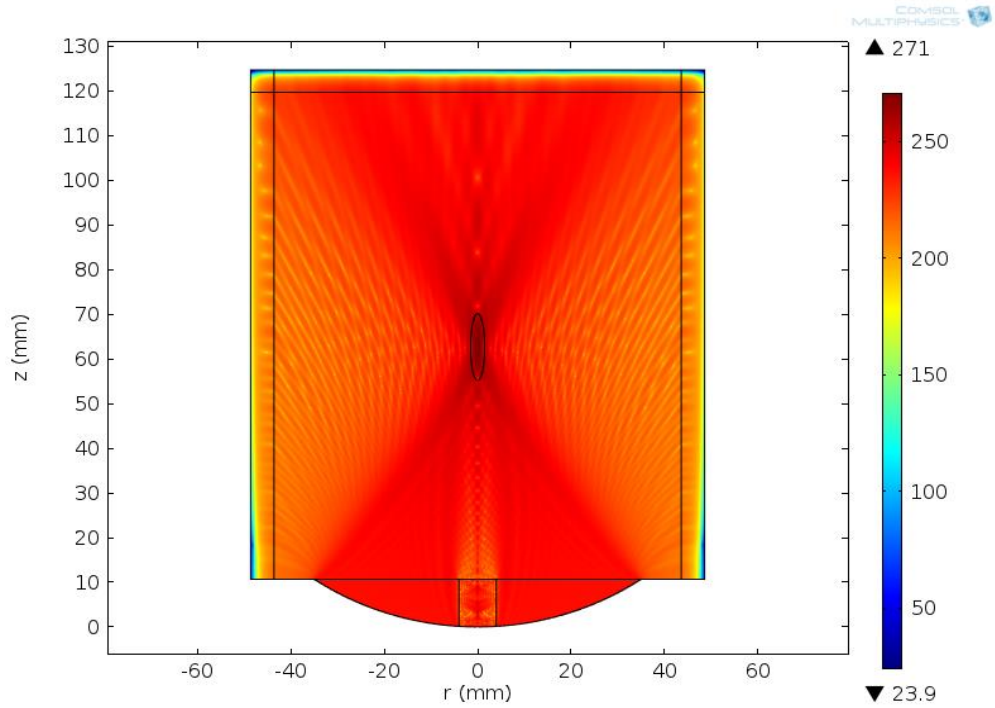
Şekil 6.25. HIFU transduser'in ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen Radyal eksen boyunca akustik şiddet ile sıcaklık profilinin karşılaştırılması

Şekil 6.26'da verilen sonuçlarda ise, 2 boyutta akustik basınç seviyesinin akustik ve radyal eksenlere göre kontur grafiği gösterilmektedir. Bu grafiğe bakıldığında, transduser'in ortasındaki açıklık su olan bölge hariç, transduser'dan yayılan ultrasonik dalgaların, daha önceden çizilmiş olan geometrik odakta yoğunlaşarak dağıldığı görülmektedir. Ancak Şekil 6.27'de verilen, 2 boyutta akustik ve radyal eksenlere göre ses basınç seviyesinin dB cinsinden dağılım grafiğine bakıldığında transduser'in açıklığın su olduğu bölgeden yoğun olmasa da yaklaşık 150-200 dB arası ses dalgasının yayıldığı gözlenmektedir. Geometrik odağın olduğu bölgede, ses basınç değerinin 271 dB olduğu görülmektedir. PML bölgesinde ise, bu değerin 150 dB'e kadar düştüğü görülmektedir.

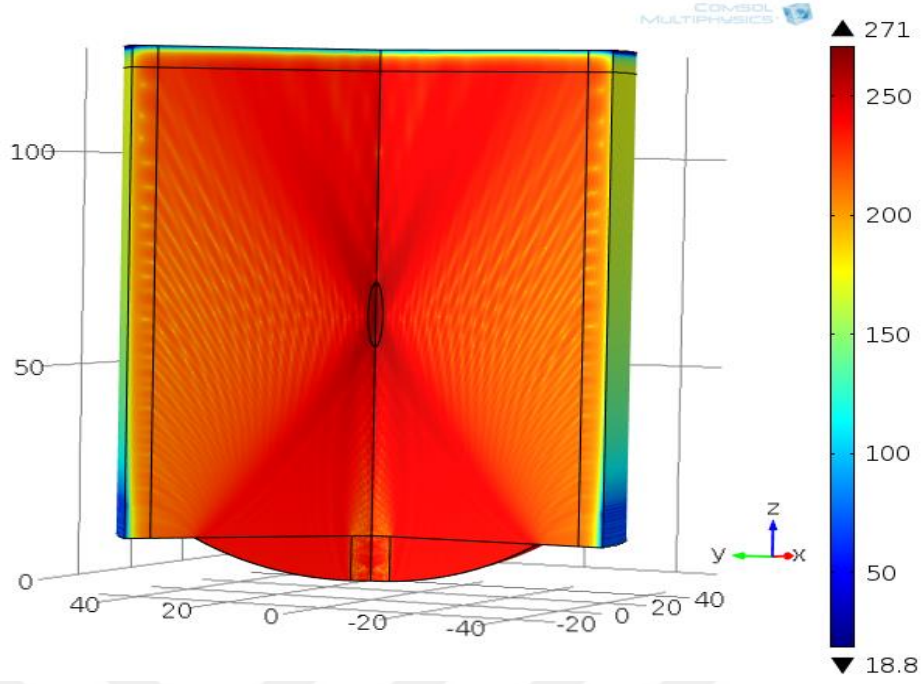
Şekil 6.21'de, 3D akustik ve radyal eksenlere göre ses basınç seviyesinin dB cinsinden dağılım grafiği verilmektedir. Grafiğe bakıldığında, ses basınç seviyelerinin odak bölgesinde odaklandığı ve transduser'in su açıklığının olduğu bölgeden yayılan dalgaının düşük seviyede olduğu daha net görülmektedir. Ayrıca PML bölgesinde, ses basınç değerinin 50 dB'e kadar düştüğü görülmektedir.



Şekil 6.26. HIFU transduser'ın ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen *Total acoustic pressure field* grafiği



Şekil 6.27. HIFU transduser'ın ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen 2 boyutlu *Sound pressure level* (dB) grafiği



Şekil 6.28. HIFU transduser'ın ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen 3 boyutlu *Sound pressure level* grafiği

6.2.5. HIFU transduser içindeki deliğin hava ve su olduğu durumların mukayesesi

Şekil 6.16 ve Şekil 6.23 grafikleri kıyaslanacak olursa, Şekil 6.16'da verilen sonuçlarda transduser'a 10mm mesafe bölgesinde, HIFU'nun açıklığının hava olmasından kaynaklanan genlik bozulmaları görülmektedir. Her iki transduser için odak bölgesi aynı noktada elde edilmiştir. Ortasındaki açıklığı hava olan HIFU transduser'dan elde edilen basınç genliği (Şekil 6.16), odak bölgesindeki maksimum genliğin (4.9×10^8 Pa), ortasındaki açıklığı su olan HIFU transduser'dan elde edilen basınç genliğinden (3.2×10^9 Pa) küçük olduğu görülmüştür.

Şekil 6.17 ve Şekil 6.24 grafikleri kıyaslanacak olursa, Şekil 6.17'de verilen sonuçlarda ana lobun maksimum genliği (2×10^8 Pa), Şekil 6.24'de verilen sonuçlardaki maksimum genliğinden (1.2×10^8 Pa) büyük olduğu görülmüştür. Fakat Şekil 6.24'deki ana lobun genişliği, Şekil 6.17'dekinden daha az ve yan lobların genliğinin daha az olduğu gözlenmiştir.

Şekil 6.18 ve Şekil 6.25 grafikleri kıyaslanacak olursa, Şekil 6.25'de, HIFU transduser'ın ortasındaki açıklığın su olması durumunda elde edilen akustik şiddetin Şekil 6.18'dekin daha yüksek olduğu ve $t=2s$ 'deki sıcaklık profiline eşit bir genlikte

olduğu görülmüştür. Aynı zamanda demet profilinin daha dar olduğu gözlemlenmiştir.

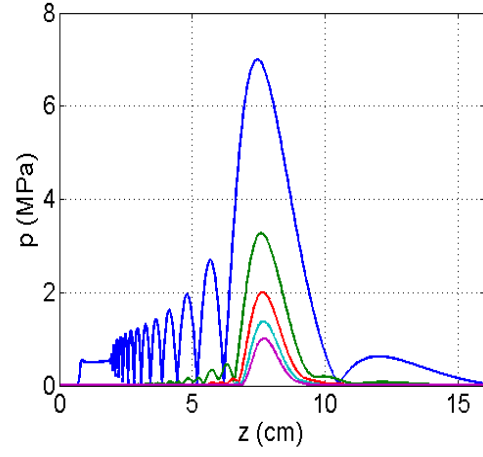
Şekil 6.19, 6.20, 6.21, Şekil 6.26, 6.27, 6.28 grafikleri birbirleri içinde kıyaslandığında, hava ve su açıklığı olan transduser'lar için herhangi bir farklılığın gözlenmediği görülmüştür.

6.3. HIFU Simülatör Programı ile elde edilen teorik sonuçlar

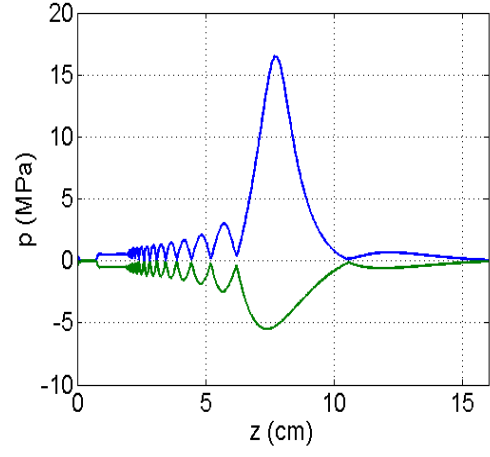
Bu çalışmada, Joshua Soneson tarafından yazılan HIFU simülatör [3] kullanılarak, HIFU demetleri ve bu demetlerin ısı etkileri hakkında önemli sonuçlar üretilmiştir. Ölçüm ortamında kullanılan Çizelge 6.2'deki parametreler, ilgili programa girilmiştir. Parametrelerin girilmesiyle başlatılan simülasyon programından, her bir harmoniğin uzaysal basınç dağılımı elde edilmiş ve bu basınç alanlarından, geçici ortalama şiddet ve ısıtma hızı hesaplanmıştır. z aksiyel eksen, r radyal eksen olmak üzere, ısı oranı dağılımı, sıcaklık ve termal doz alanlarını belirlemek için Pennes'in Bioheat Transfer (BHT) denklemini kullanan bu simülasyon programından, hesaplama işlemi bittikten sonra Şekil 6.29'daki grafikler elde edilmiştir.

Çizelge 6.2. HIFU simülatör programına girilmesi gereken parametreler

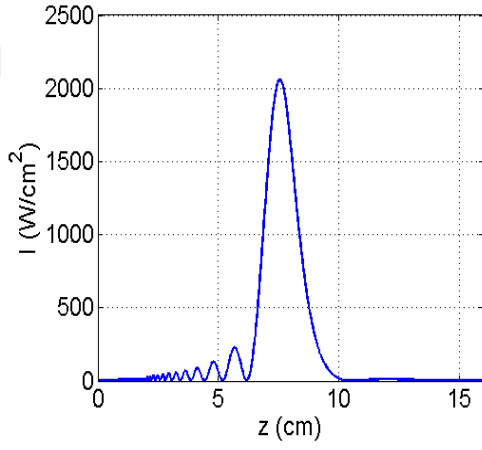
Parametre	Simgesi	Değeri ve birimi
Sesin sudaki hızı	c_s	1483 m/s
Suyun yoğunluğu	ρ	10^3 kg/m^3
Suyun soğurma katsayısı	$\alpha_{(1 \text{ MHz})}$	0,217 dB/m
Nonlinearite parametresi	β	3,5
Transduser yüzeyindeki basınç	P_0	0,42 MPa
Transduserin iç yarıçapı	b	15 mm
Transduserin dış yarıçapı	a	70 mm
Odak derinliği	d	62,6 mm
Maximum yarıçap	R	R=a
Maximum aksiyel mesafe	Z	Z=1,5d



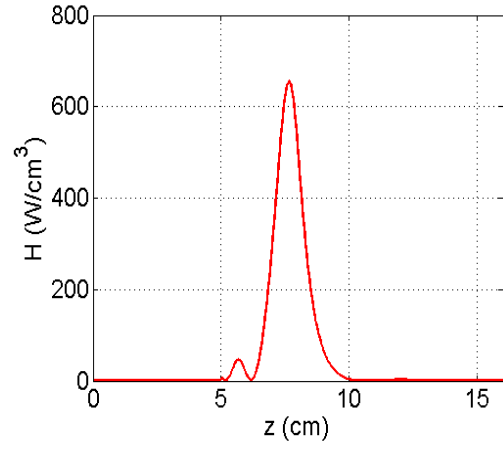
(a)



(b)

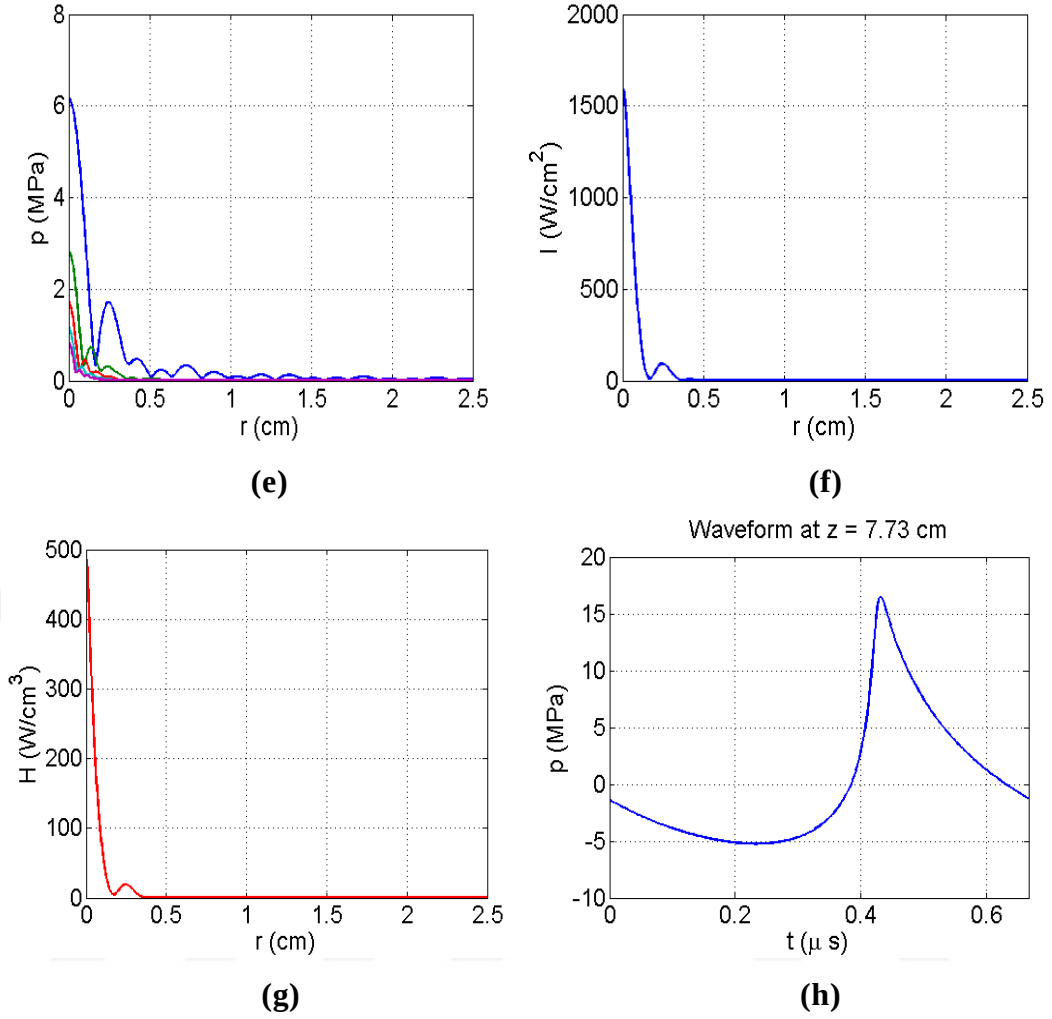


(c)



(d)

Şekil 6.29. (a) İlk 5 harmoniğin aksiyel basınç genliği, (b) Aksiyel pozitif (P+) ve negatif P- basınç tepeleri, (c) Aksiyel şiddet, (d) Aksiyel ısıtma hızı



Şekil 6.29'un devamı. (e) Odakta ilk 5 harmoniğin radyal basınç genliği, (f) Odakta radyal şiddet, (g) Odakta radyal ısıtma hızı, (h) Tepe basıncın oluştuğu mesafede (odakta) geçici dalga formu (eksen üzerinde)

6.4. Ultrasonik&Medikal Fizik Araştırma Laboratuvarındaki Ultrasonik Deney sisteminden elde edilen deneysel sonuçlar

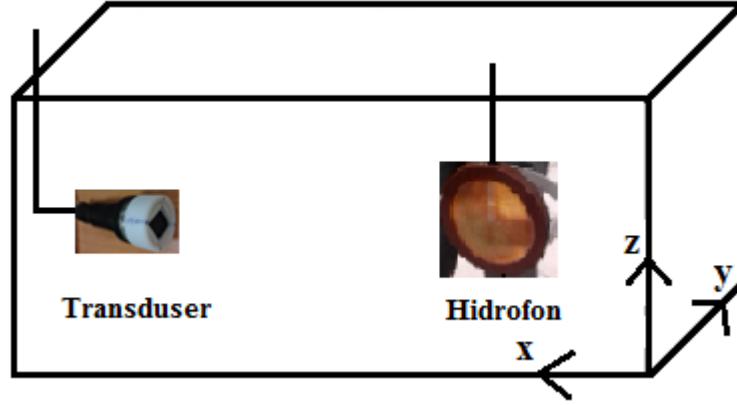
Bu bölümde, ilk olarak, Romboïd transduser'in akustik eksen ve radial eksen boyunca ilk beş harmoniğin akustik basınç alanları ile ilgili deneysel ölçüm sonuçları verilmiştir. Daha sonra, yine ilk beş harmoniğin iki boyutta (y-z düzlemi üzerinde) kontur çizimleri sunulmuştur.

Deneysel ölçümler, toplam üç kategoride yapılmıştır. Bunlar;

- i. Akustik eksen ölçümleri:** Transduser düzlemine dik doğrultu boyunca yapılan ölçümlerdir (x yönünde).
- ii. Radyal eksen ölçümleri:** Transduser'in tam ortasında havuzun enine

paralel olan eksen boyunca transduser'dan belli mesafelerde yapılan ölçümlerdir (y yönünde).

iii. İki boyutta ölçümler: Akustik eksen ve radyal eksenin oluşturduğu yüzeyde yapılan ölçümlerdir (x ve y yönünde) (Şekil 6.30).



Şekil 6.30. Ultrasonik&Medikal Fizik Araştırma Laboratuvarında deneysel ölçümlerin yapıldığı eksenlerin şematik gösterimi

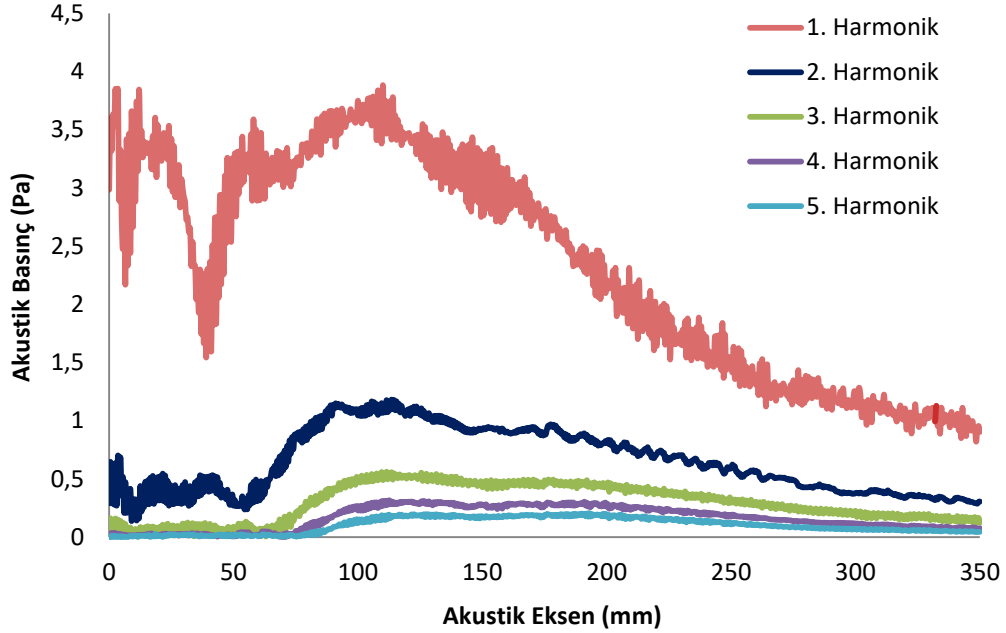
6.4.1. Akustik Eksen Ölçümleri

Akustik eksen ölçümleri, akustik basınç alanlarının karakteristik özelliklerini ve özellikle akustik difraksiyon sonucu ortaya çıkan minimum ve maksimumlarının yapısını incelemek amacıyla yapılmıştır.

Hidrofonun merkezi, romboid transduser'ın merkezi ile çakışacak şekilde ve x yönünde transduser'dan 20 mm uzaklıkta bir referans noktası belirlendikten sonra ölçüme başlanmıştır. Akustik eksen boyunca yapılan tüm ölçümler, 0-350 mm arasında 0.5 mm'lik aralıklarla ölçüm yapılmıştır. Hidrofon ile stepper motor arasındaki bağlantı çubuğundaki titreşimi minimuma indirmek amacıyla her iki ölçüm arasında 2 saniyelik bir bekleme süresi bırakılmıştır.

Şekil 6.31'de, 600 mV giriş genliği ve 2 MHz frekans değeri için akustik eksen boyunca ilk beş harmoniğin akustik basınç değişimleri gösterilmektedir. Grafik incelendiğinde, ilk beş harmoniğin hem yakın alan hem de uzak alanda oluştuğu, hatta difraksiyon desenlerinin de oldukça belirginleştiği görülmektedir. Ancak alt harmonik oluşumu artması, 1. harmoniğin (ana harmoniğin) genliğinin azalmasına sebep olmaktadır. Bu durum, ana harmoniğin enerjisinin bir kısmının alt harmoniklere aktarıldığı anlamına gelmektedir. Kaynaktan yeteri kadar uzaklaşıldıkça ortamın soğurma mekanizmasının etkisinin diğer tüm lineer

olmayan etkilere göre baskın olması nedeniyle, tüm harmoniklerin genliğinde, son maksimum (ana harmonik için 105-110 cm, alt harmonikler için 100-110 cm) değerinden sonra bir azalma gözlenmektedir.



Şekil 6.31. İlk beş harmoniğin akustik basıncının akustik eksen boyunca değişimi

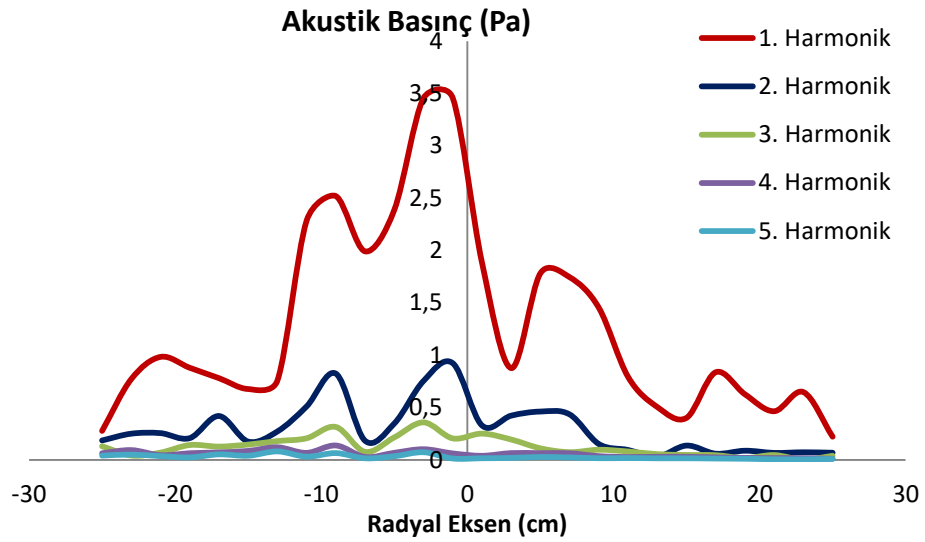
6.4.2. Radyal Eksen Ölçümleri

Radyal eksen boyunca yapılan tüm ölçümler, -25 cm ile +25 cm arasında 0.2 cm'lik aralıklarla ölçüm yapılmıştır. Akustik eksen boyunca yapılan ölçümlerde kullanılan bütün değerler aynı olduğu gibi her iki ölçüm arasında 2 saniyelik bir bekleme süresi bırakılmıştır. Radyal eksen ölçümlerine akustik eksen boyunca transduser'dan 2 mm uzaklıktan başlanarak ve 35 cm'ye kadar 0,1 cm aralıklarla tekrarlanarak tamamlanmıştır. Fakat sadeliğin korunması amacıyla, 6.31'de verilen sonuçlarda ana harmoniğin son maksimumun olduğu mesafe değeri ($x=10,95$ cm) için sunulmuştur (Şekil 6.32).

Şekil 6.32'de, akustik eksen ölçümlerinde kullanılan aynı parametreler için, yakın alan ile uzak alanı birbirinden ayıran sınır bölgede ($x=10,95$ cm), radyal eksen boyunca ilk beş harmoniğin akustik basınç değişimleri gösterilmektedir. İlk üç harmonikte merkezde bir ana lob ve buna eşlik eden birden fazla yan lobun olduğu görülmektedir. Ancak 4. ve 5. harmoniklerde ana lob ve yan loblar görülmemektedir.

1. ve 2. Harmoniğin genel görüntüsü birbirine benzese de, 1. harmoniğin demet genişliği diğer tüm alt harmoniklerin demet genişliğinden daha büyüktür,

Sıfır noktasının transduser'ın tam merkezi olduğu kabul edilirse, ideal bir dalga demeti için şeklin sağ ve sol tarafının simetrik olması beklenir. Ancak deneysel ortamdaki transduser'ın tam simetrik bir dalga demeti üretmemesinin bir sonucu olarak, tüm radyal eksen ölçümlerinde merkezden radyal yönde ilerledikçe simetride bir bozulma gözlemlenmektedir. Bu nedenle, akustik basınç, akustik eksenini kesen noktada değil de radyal yönde -1 mm'de maksimum değere ulaşmakta ve akustik eksenenden uzaklaştıkça ani bir düşüş gözlemlenmektedir.



Şekil 6.32. Transduser'dan $x=10,95$ cm mesafede ilk beş harmoniğin akustik basıncının radyal eksen boyunca değişimi

6.4.3. İki Boyutlu Ölçümler

İki boyutta ölçümler için 300 mm'ye kadar akustik eksen boyunca ve 500 mm'ye kadar radyal eksen boyunca, toplam 300×500 mm² lik yüzey alanı taranmıştır. Her iki eksende 1 mm'lik adım aralığı ve her iki ölçüm arasında 2 saniyelik bir bekleme süresi bırakılmıştır.

İlk beş harmoniğe ait akustik basınç alanlarının değişimi, akustik eksen ve bazı radyal eksen boyunca yukarıda sunulan grafikler yardımı ile açıklanmaya çalışılmasına rağmen, bu sonuçlarda değerlendirilmemiş birçok ara bölge bulunmaktadır. Bu nedenle akustik basınç alanlarının daha açık ve anlaşılır bir şekilde görülebilmesi için hem akustik eksenini hem de radyal eksenini

içeren iki boyutlu kontür ve üç boyutlu grafikler elde edilmiştir. Bahsedilen kontür grafikler, ölçüm esnasında kullanılan programın oluşturduğu kontür grafiği ekran görüntüsü alınarak elde edilmiştir (Şekil 6.33).

Şekil 6.33'te, ilk beş harmoniğin basınç alanlarının iki boyutta kontür çizimleri gösterilmektedir. Daha önceki kesimde radyal eksende verilen sonuçlarda görüldüğü gibi $x=10,95\text{cm}$ 'de, ilk üç harmonikte, ortada bir ana lob, pozitif ve negatif radyal yönde iki yan lob görülmektedir. Bu alan içinde yan lobların genliği, ana lobtan küçük ve ana loba oldukça yakındır. 4. ve 5. Harmonikte ana lob ve yan loblar görünmemektedir.

Şekil 6.33. (a)'da, ilk harmonikte radyal ve akustik eksen boyunca ilerlendiğinde, birçok minimum ve maksimum oluştuğu görülmektedir. Özellikle kaynağa çok yakın bölgelerde, akustik alanın oldukça karmaşık bir yapısının olduğunu göstermektedir. Akustik demetin yakın alan içinde daha dar olduğu, uzak alana gidildikçe genişlediği görülmektedir. Yan lobların genliği, yakın alan içinde daha büyük ve genlik değeri ana loba daha yakın olmalarına rağmen uzak alana doğru yan loblar, ana lobtan belirgin bir şekilde ayrılık göstermekte ve ana lob daha etkin hale gelmektedir.

Şekil 6.33. (b)'de, ikinci harmonikte radyal ve akustik eksen boyunca ilerlendiğinde, yakın alan içinde, akustik eksen üzerindeki basınç alanı, çok küçük değerlere sahip olmasına rağmen, radyal doğrultuda akustik eksenin her iki yanında basınç değerinin hissedilir biçimde arttığı gözlenmektedir. Uzak alanda ise, maksimum bir ana lob ve radyal yönde birkaç tane yan lob görülmektedir. Akustik eksen üzerinde meydana gelen minimum ve maksimumlardan farklı olarak, radyal doğrultuda çok ani değişim göstermeyen alan yapılarının mevcut olduğu da görülebilmektedir. Fakat beklendiği üzere genlik 1. harmoniğe göre değeri daha küçüktür.

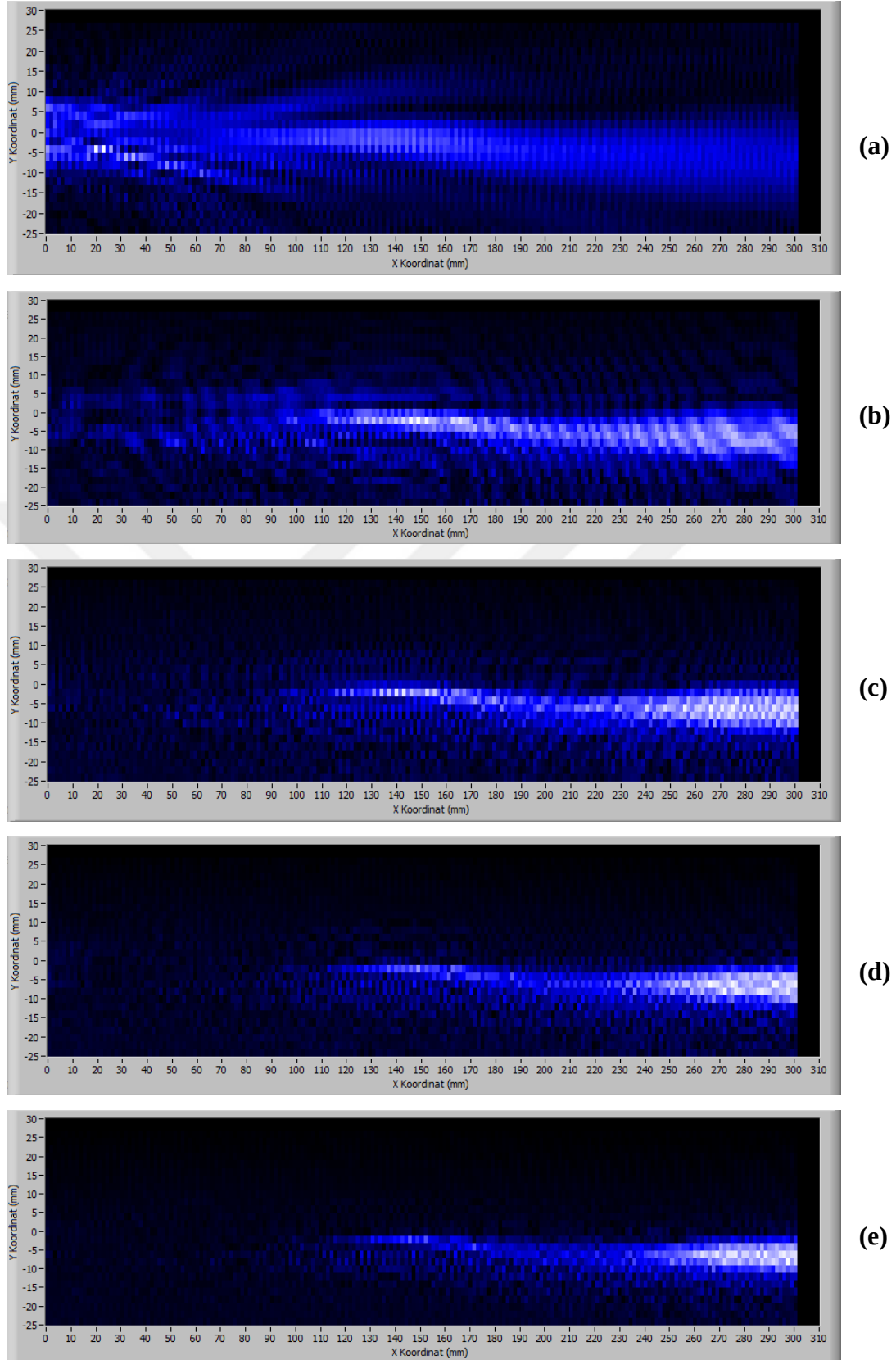
Şekil 6.33. (c)'de, üçüncü harmoniğin yakın alanda az da olsa belirginlik kazandığı ancak yakın alanın sonlarına doğru maksimum genliğe ulaştığı görülmektedir. Uzak alanda ise, akustik eksen doğrultusunda yan lobların genliğinin azaldığı görülmektedir.

Şekil 6.33. (d) ve (e)'de, dördüncü ve beşinci harmoniklerin basınç alanlarının iki boyutta kontür çizimleri gösterilmektedir. Bu harmonikler, yakın alan ile uzak alanı birbirinden ayıran sınır bölgesi civarında oldukça belirginleşmiş ve genel görüntü olarak birbirlerine oldukça benzemektedirler.

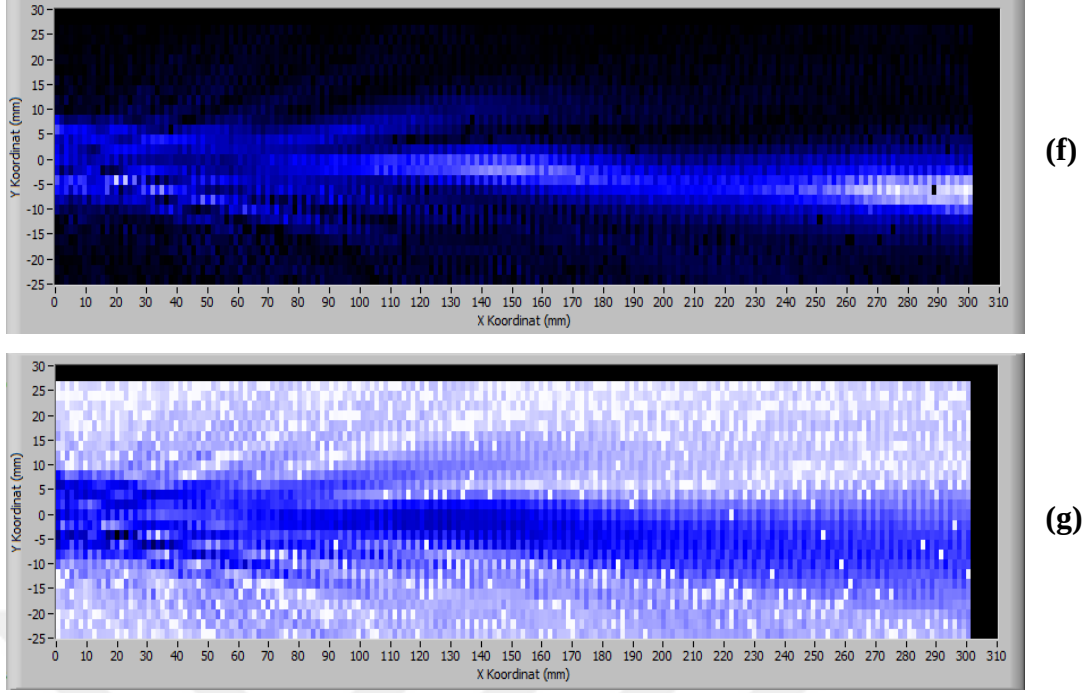
Akustik eksen üzerinde çizilen grafiklerde görülemeyen radyal doğrultudaki değişim burada daha açık bir şekilde görülebilmektedir.

Şekil 6.33. (f) ve (g)'de, 1. (ana) harmoniğin pozitif ve negatif basınç alanlarının iki boyutta kontür çizimleri gösterilmektedir. Pozitif basınç alanı kontüründe, akustik eksen üzerinde meydana gelen minimum ve maksimumların ve de yan lobların daha belirgin olduğu görülmüştür. Negatif basınç alanı kontüründe ise, yan lobların daha az görünmesinden ötürü ana lobun daha da belirginleştiği görülmektedir.





Şekil 6.33. İlk beş harmoniğin akustik basınç alanının kontür gösterimi, **a)** 1. Harmonik, **b)** 2. Harmonik, **c)** 3. Harmonik, **d)** 4. Harmonik, **e)** 5. Harmonik



Şekil 6.33'ün devamı, İlk beş harmoniğin akustik basınç alanının kontür gösterimi f) P+, g) P-

6.5. Romboid transduser için elde edilen deneysel sonuçların mevcut literatür ile karşılaştırılması

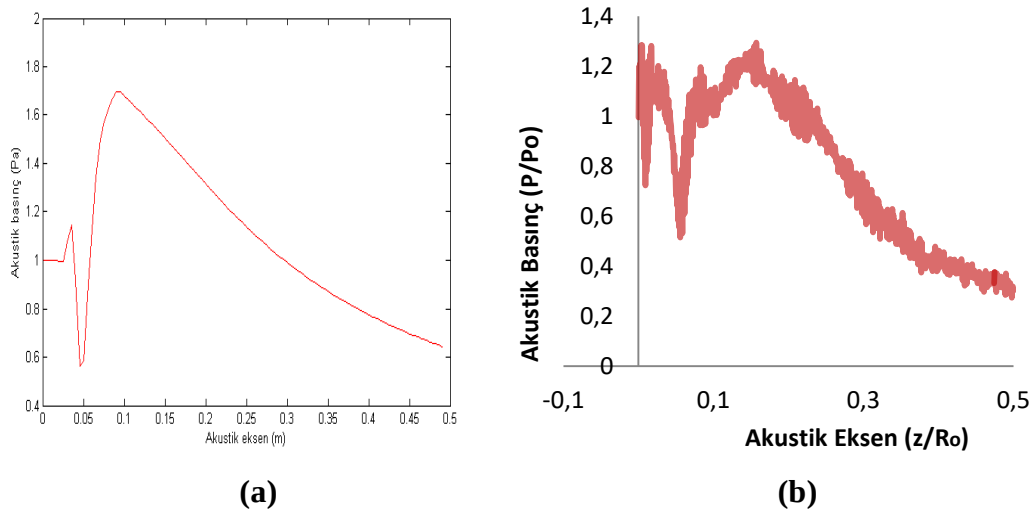
Elde edilen tipik sonuçlardan birkaç tanesi seçilerek, literatürde mevcut çalışmalardan Kaya ve arkadaşları tarafından Ref [59]'da sunulan eliptik ve romboid kaynak geometriye sahip kaynak için geliştirilen Matlab programının için elde edilen sonuçlar ile karşılaştırılması, Şekil 6.34 ve Şekil 6.35'te verilmiştir. Literatüre yansıyan birebir başka çalışma gözlenemediğinden sonuçlar, ancak bu çalışma ile kıyaslanabilmektedir.

MATLAB'da yazılan kodlarla hazırlanmış bir simülasyon programına, $a=0,005\text{m}$, $b=0,01\text{m}$, $z_{\min}=5.10^{-4}\text{m}$, $z_{\max}=0,495\text{m}$, $z_{\text{step}}=0,005\text{m}$, $c=1350\text{m/s}$, $P_0=0,23\text{MPa}$ ve $f=2\text{MHz}$ değerlerinin girilmesiyle oluşturulan romboid yapıya sahip bir transduser için elde edilen temel harmonik bileşenin akustik alan yapıları, Şekil 6.34 (a) ve Şekil 6.35 (a) verilmiştir. Şekil 6.34 (b) ve Şekil 6.35 (b)'de ise, bu çalışmada elde edilen temel harmonik bileşenin tipik bir aksiyel eksen boyunca akustik basıncın değişimi ve iki boyutlu akustik alan yapısı sunulmuştur. Kullanılan geometri ve parametrelerin farklılığından ötürü, bu iki sonucu birebir karşılaştırmak mümkün olmasa da akustik basınç değişimi ve iki

boyutlu alan yapılarındaki benzerlik dikkat çekicidir. Karşılaştırmalar yapılırken, teorik akustik eksen $\sigma = z/700$ ve akustik basınç $p = P/P_0$ şeklinde ve deneysel akustik eksen ise $\sigma = z/700$ ve akustik basınç $p = P/300$ şeklinde boyutsuz parametrelere normalize edilmiştir. Burada R_0 , Rayleigh mesafesini göstermektedir.

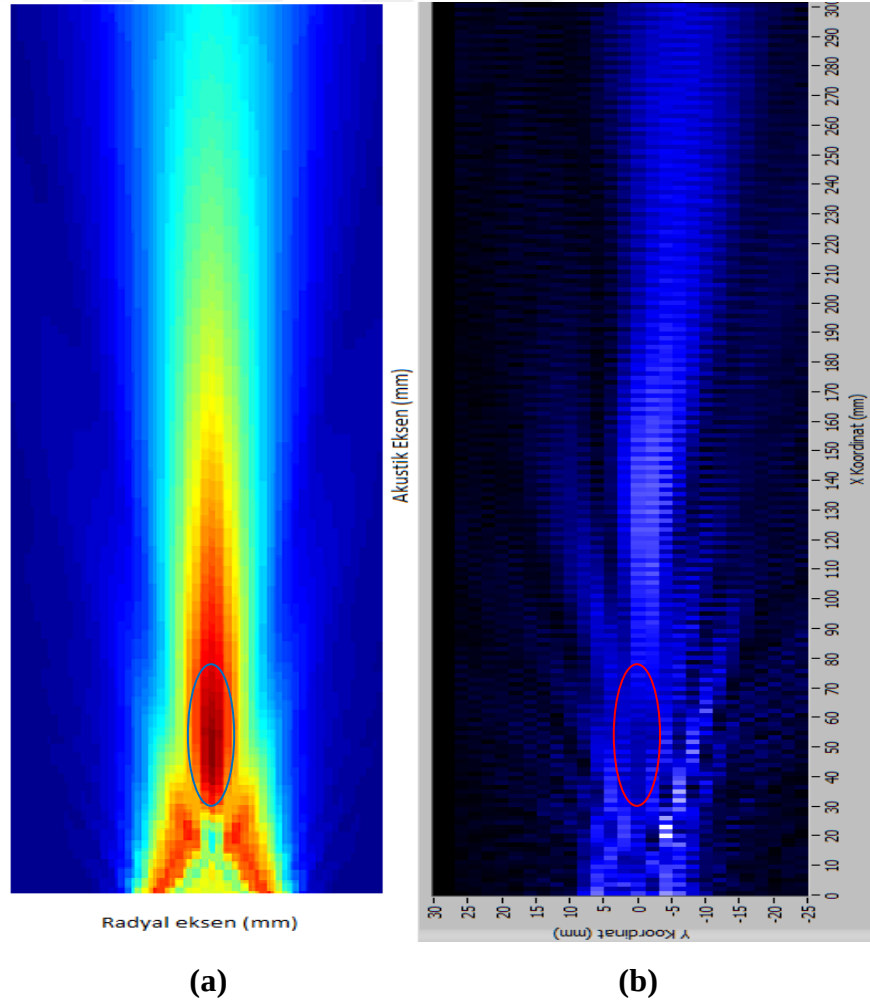
Şekil 6.34'de, Matlab programından elde edilen teorik sonuçlar için 1. harmoniğin son maksimum değerinde keskin bir düşüş varken, deneysel sonuçlarda bu düşüşün daha az olduğu görülmektedir. Bunun sebebi, teorik sonuçların, bir kısım yaklaşımlar ve sınırlamalar yapılarak elde edilmiş olmasıdır. Bu yaklaşım ve sınırlamalar özellikle uzak alanda kendini hissettirmektedir. Buna karşın, difraksiyon etkisinin yakın alanın sonlarına doğru etkisini iyice kaybetmesinin sonucu olarak, deneysel sonuçlarda 1. harmonik için son maksimumdaki düşüş, teorik sonuçlar kadar keskin değildir.

Teorik sonuçlardaki diğer yaklaşım da, tüm transduser yüzeyinde aynı basınç değeri üretecek ve her yönde bir simetriye sahip olacak şekilde kusursuz bir teorik transduser modelin ürettiği ultrasonik dalganın kullanılmasıdır. Oysa daha önceki kesimde, radyal eksen sonuçlarında tartışıldığı gibi, deney sisteminde kullanılan transduser'ın ürettiği demette bir simetri bozulması gerçekleşmektedir. Ve demetteki bu simetri bozulması, yakın alanda fazladan difraksiyona neden olmaktadır.



Şekil 6.34. (a) Matlab programından **(b)** Romboid transduser için elde edilen 1. harmoniğin akustik basıncının akustik eksen boyunca değişimi (Kaya ve arkadaşları tarafından hazırlanan Matlab programı tekrar çalıştırılarak elde edilmiştir)

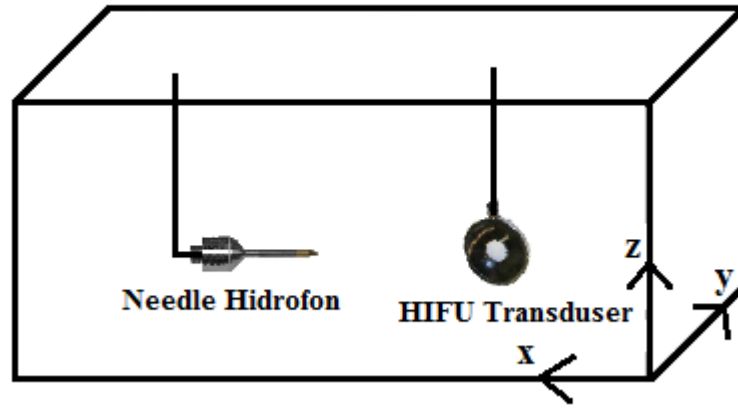
Şekil 6.35'te, Akustik basıncın ilk harmoniğinin deneysel ve teorik basınç alanlarının kontür çizimlerinin karşılaştırılması görülmektedir. Deneysel ve teorik sonuçların alan yapılarında benzerlik görülmektedir. Şekil 6.35 (a), Şekil 6.35 (b)'ye göre, demet genişliği daha dar ve yan loblar biraz daha az görülmektedir. Şekil 6.35 (b)'de, 1. harmonik için özellikle yakın alanda transduser'ın ürettiği dalga'nın simetrik olmamasından kaynaklanan difraksiyon etkisi açıkça görülmektedir. Bu etki, özellikle transduser'a çok yakın bölgelerde daha yoğun ve karmaşıktır. Akustik eksen sonuçlarından da görüldüğü üzere, son maksimum genliğinin oluştuğu mesafeler yaklaşık aynı görünse de genlik değerlerinde az da olsa bir uyumsuzluk söz konusudur. Bu uyumsuzluk, teorik modellemedeki yaklaşımların ve deney sisteminde kullanılan transduser'ın oluşturduğu dalga demetinin simetrik olmamasının sonucudur.



Şekil 6.35. (a) Matlab programından **(b)** Deneysel verilerden elde edilen 1. Harmoniğin akustik basınç alanlarının kontür şekillerinin karşılaştırılması

6.6. TÜBİTAK-UME'deki Ultrasonik Deney sisteminden elde edilen deneysel sonuçlar

Bu bölümde, deneysel ölçümler, toplam iki kategoride yapılmıştır. İlk olarak, akustik eksen boyunca (x yönünde) ilk üç harmoniğin ve radial eksen boyunca (y yönünde) ilk harmoniğin akustik basınç alanları ile ilgili deneysel ölçüm sonuçları verilmiştir (Şekil 6.36).



Şekil 6.36. TÜBİTAK-UME'de deneysel ölçümlerin yapıldığı eksenlerin şematik gösterimi

6.6.1. Akustik Eksen Ölçümleri

Needle hidrofonun merkezi, HIFU transduser'ın merkezi ile çakışacak şekilde ve x yönünde transduser'a en yakın mesafede ($x \approx 0$), bir referans noktası belirlendikten sonra ölçüme başlanmıştır. Akustik eksen boyunca yapılan tüm ölçümler, 0-110 mm arasında 0.5 mm'lik aralıklarla yapılmıştır.

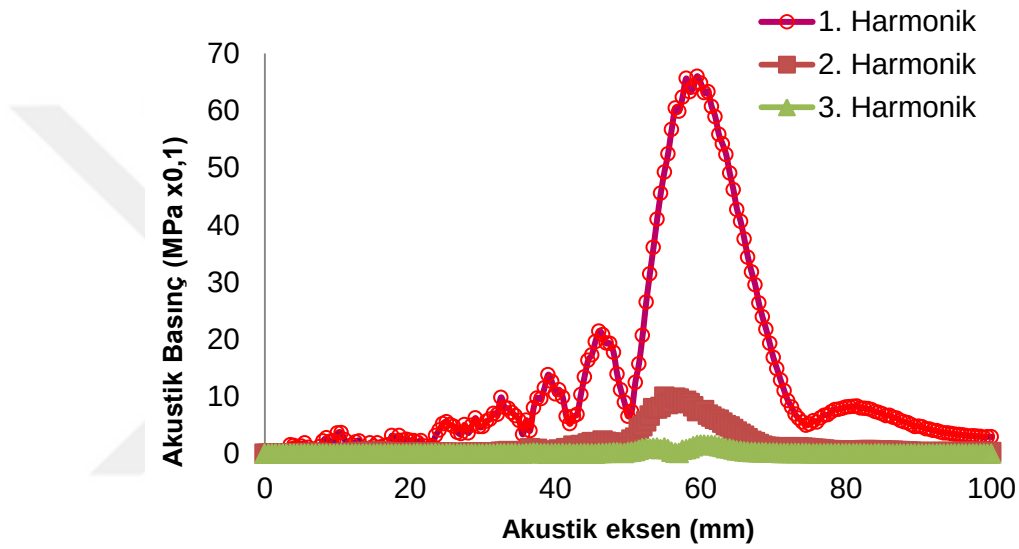
Şekil 6.37'de, 100 Watt'lık elektrik gücü ve 1,10 MHz frekans değeri için akustik eksen boyunca ilk üç harmoniğin akustik basınç değişimleri ve Şekil 6.38'da akustik eksen boyunca P+ ve P- basınç değerleri gösterilmektedir.

Şekil 6.37 grafiği incelendiğinde, ilk harmoniğin hem yakın alan hem de uzak alanda oluştuğu, hatta difraksiyon desenlerinin de oldukça belirginleştiği görülmektedir. Son maksimum genlik değerinin, diğer harmoniklere göre oldukça yüksek bir değerde olması ve demetin daha dar olması, HIFU cihazı için beklentiyi karşılamaktadır.

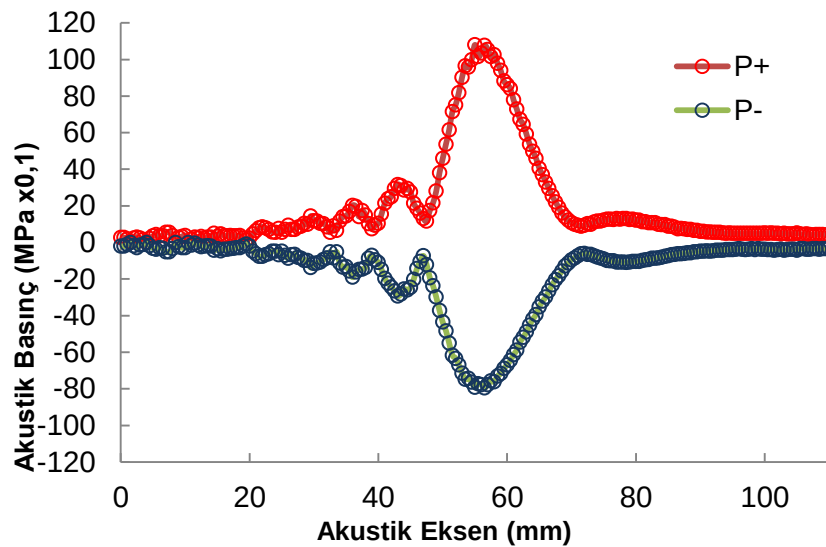
İkinci harmoniğin oluşumu ve üçüncü harmoniğin hem oluşumu hem de

bitimi, yakın alan ile uzak alanı birbirinden ayıran bölgeye denk gelmektedir. Kaynaktan yeteri kadar uzaklaşıldıkça ortamın soğurma mekanizmasının etkisinin diğer tüm lineer olmayan etkilere göre baskın olması nedeniyle, tüm harmoniklerin genliğinde, son maksimum (ana harmonik için 55-60 mm, alt harmonikler için 50-55 mm) değerinden sonra keskin bir azalma gözlenmektedir. Ayrıca uzak alandaki soğrulmanın etkisiyle son minimum genliklerinin, çabuk kaybolduğu gözlenmiştir.

Şekil 6.38 grafiği de, akustik eksen boyunca P+ ve P- basınç değerlerinin akustik eksene göre simetrik olduğu gözlenmiştir.



Şekil 6.37. Needle hidrofon ile ölçülen ilk üç harmoniğin akustik basıncının akustik eksen boyunca değişimi



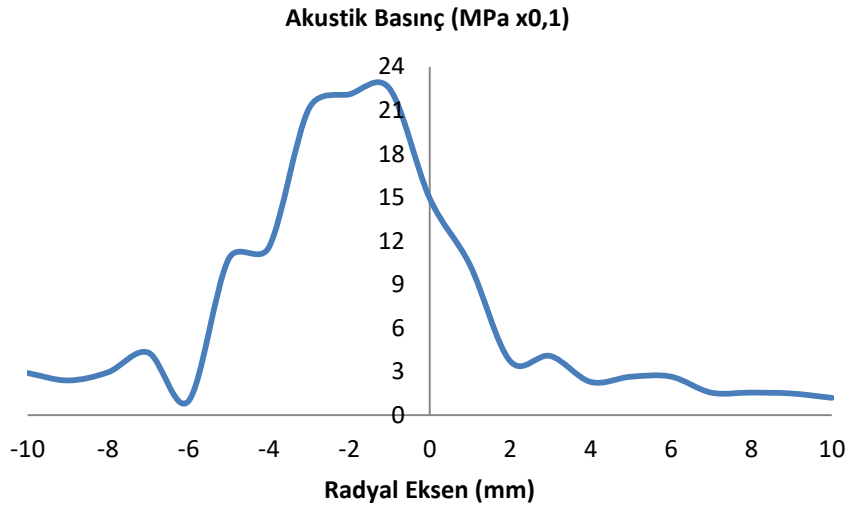
Şekil 6.38. Needle hidrofon ile ölçülen P+ ve P- basınç değerlerinin akustik eksen boyunca değişimi

6.6.2. Radyal Eksen Ölçümleri

Radyal eksen de ölçümün anlamlı olması açısından, akustik eksen de yapılan ölçümlerden yararlanarak yakın alan ile uzak alan birbirinden ayıran mesafe (odak mesafesi) $x=57$ mm elde edilmiştir. Bu odaktaki radyal eksen ölçümleri, -10 mm ile +10 mm arasında 1 mm'lik aralıklarla yapılmıştır (Şekil 6.39).

Şekil 6.39'da, akustik eksen ölçümlerinde kullanılan aynı parametreler için, odakta ($x=57$ mm), radyal eksen boyunca ilk harmoniğin akustik basınç değişimi gösterilmektedir. Harmoniğin merkezinde bir ana lob ve buna eşlik eden birden fazla yan lobun olduğu görülmektedir. Bu yan lobların genliği azalmasına rağmen, ana lobun keskinliğini kaybedip biraz genişlediği görülmektedir.

Romboid transduser'da olduğu gibi HIFU transduser'da da dalga simetrisi elde edilemediğinden, akustik basınç, akustik eksen kesen noktada değil de radyal yönde -1 mm'de maksimum değere ulaşmakta ve akustik eksenden uzaklaştıkça ani bir düşüş gözlemlenmektedir.



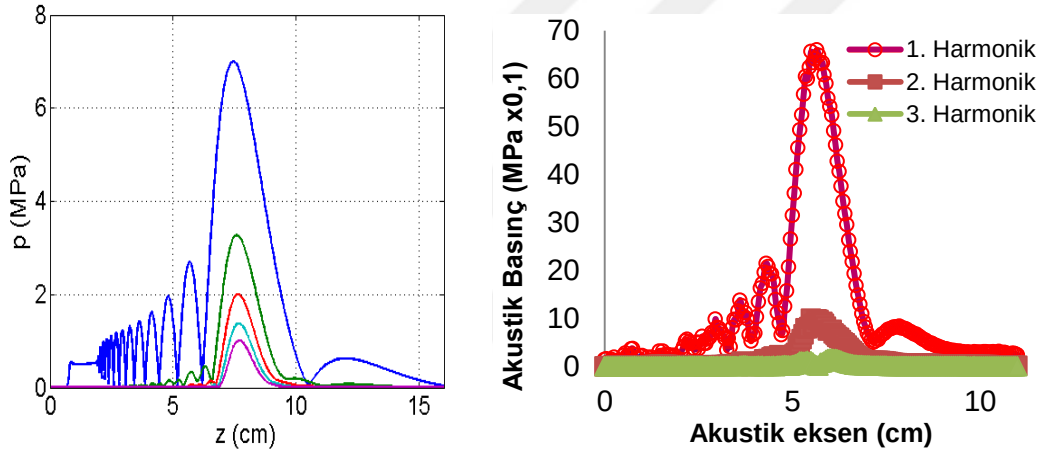
Şekil 6.39. HIFU transduser'ın odağında akustik basıncın radyal eksen boyunca değişimi

6.7. HIFU transduser için teorik ve deneysel sonuçların karşılaştırılması

Kesim 6.3'te HIFU simülatörden elde edilen teorik sonuçlardan birkaç tanesi seçilerek, deneysel sonuçlar ile karşılaştırılması, Şekil 6.40 ve Şekil 6.41'de verilmiştir. Teorik sonuçların, bir kısım yaklaşımlar ve sınırlamalar

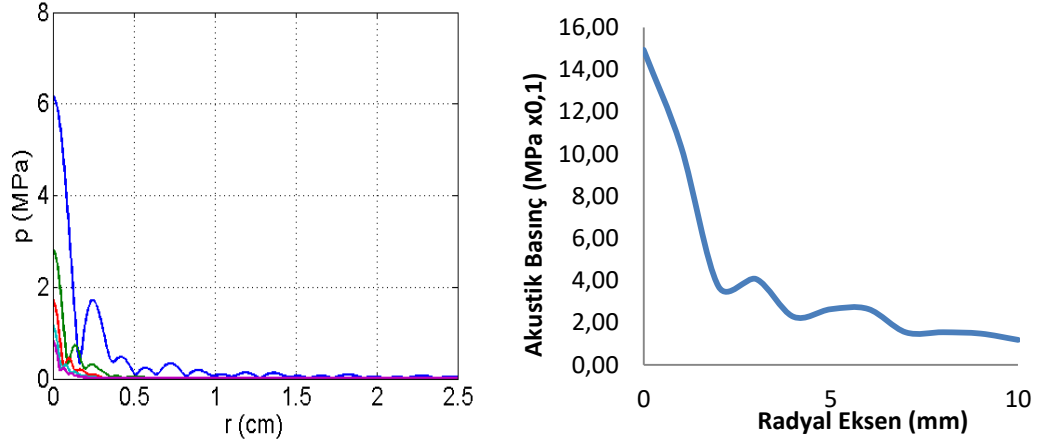
yapılarak elde edilmiş olması ve geometrik büyüklüklerin aynı olmamasından ötürü, Şekil 6.40'da gösterilen ilk üç harmoniğin akustik eksen boyunca akustik basınç alanlarının değişimi, deneysel ve teorik açıdan uyumlu görünmektedir. Her iki grafikte de yakın alanda difraksiyonun etkisi ile dalgalanmalar, ardından yüksek bir akustik genlik ve sonrasında uzak alanda keskin bir düşüş ile genlik, neredeyse sıfıra yaklaşmaktadır. Ancak deneysel sonuçlarda elde edilen grafikteki son maksimum genliğin daha dar bir demet yapısına sahip olması dikkat çekicidir.

Deneysel verilerden elde edilen alt harmoniklerin genliklerinin, teoriklerden elde edilenlere oranla daha düşük hatta 2. harmonikten sonraki genliklerin gözlenemeyecek kadar küçük olduğu görülmektedir.



Şekil 6.40. (a) HIFU simülatörden ilk beş harmoniğin **(b)** UME deneysel ölçüm sistemi verilerinden elde edilen ilk üç harmoniğin akustik eksen boyunca akustik basınç alanlarının değişiminin karşılaştırılması

Şekil 6.41'de gösterilen pozitif radyal eksen boyunca akustik basınç alanlarının değişiminin ilk harmoniği, deneysel ve teorik açıdan uyumlu görünmektedir. Her iki grafik, harmoniğin merkezinde odakta bir ana lob ve buna eşlik eden pozitif eksen yönünde birden fazla yan lobun oluştuğu görülmektedir. Özellikle Şekil 6.41 (b)'de, bu yan lobların genliği, azalmasına rağmen, ana lobun keskinliğini kaybedip biraz genişlediği görülmektedir. Şekil 6.41 (a)'da ise akustik basınç, 1 cm'den sonra neredeyse sıfır değerine yaklaşmaktığı görülmektedir.



Şekil 6.41. (a) HIFU simülatörden ilk beş harmoniğin **(b)** UME deneysel ölçüm sistemi verilerinden elde edilen ilk harmoniğin pozitif radyal eksen boyunca akustik basınç alanlarının değişiminin karşılaştırılması

7. GENEL İRDELEMELER VE İLERİ ÇALIŞMALAR

Ultrasonik vericilerde kullanılan PZT malzemesinin ve ultrasonik vericinin geometrik yapısına bağlı olarak odaklanmanın sağlanmasıyla ultrasonik demet yapısının daraltılabileceği düşünülmektedir. Genel olarak elde edilen teorik sonuçlar ve Ref [59]'da yapılmış olan teorik modelleme sonucunda elde edilen veriler, bu fikri destekler nitelikte olduğu görülmüştür. Bu sonuç PZT seçiminde ne kadar dikkatli olunması gerektiğini gözler önüne sermektedir.

Bu tez çalışması, teorik ve deneysel çalışmalar olmak üzere iki kategoride hazırlanmıştır. Hem teorik hem de deneysel aşamada iki farklı transduser kullanılmıştır. Teorik sonuçlar, iki farklı simülasyon programından elde edilmiştir. Comsol simülasyon programında hem romboid hem de HIFU transduser için gerçek ortama en yakın geometrik modeller tasarlanarak, lineer olmayan akustik basınç alanlarının teorik sonuçları elde edilmiştir. HIFU transduser için ekstra, iki özel tasarım yapılarak odaklanmayı etkileyen faktörler üzerinde durulmuştur. HIFU simülasyon programından, HIFU transduser için teorik sonuçlar üretilmiştir. Geliştirilen program, modifiye edilmeye, farklı basınç ve frekanslarda sonuç verebilecek tarzda yeni araştırmalara olanak sağlayacağı düşünülmektedir.

Romboid transduser, bu çalışma için özel olarak tasarlanmıştır. Köşegen uzunlukları $a=10$ mm $b=14,5$ mm olan bir romboid bir yarığın, 38 mm çapında ve rezonans frekansı 2MHz olan bir transduser'a, kılavuz yardımıyla sabitlenmesiyle kullanıma hazır hale gelmiştir. Ardından, romboid geometriye sahip transduser'ın oluşturduğu lineer olmayan akustik basınç alanlarının deneysel sonuçları elde edilmiştir. Deneysel ölçümlerin tamamı saf su ortamında yapılmış olup, akustik eksen, radyal eksen ve iki boyutlu ölçümler olmak üzere üç aşamada gerçekleştirilmiştir. Ayrıca merkezi frekansı 1,10 MHz, aktif yarıçapı 70 mm, odak noktası 62,6 mm ve transduser'ın merkezinde 15 mm'lik bir açıklığı olan bir HIFU transduser kullanılmıştır. HIFU ölçümlerin tamamı da yine saf su ortamında yapılmış olup, akustik eksen ve radyal eksen olmak üzere iki aşamada gerçekleştirilmiştir. Deneysel ortamda elde edilen sonuçlar, elde edilmiş olan teorik sonuçlarla kıyaslanmıştır. Elde edilen grafiklerde uyum yakalanmıştır.

Romboid transduser için, sisteme gerçek parametrelerin değerini girme zorluğu yaşandığından, romboid yapı için, Comsol simülasyonundan elde edilen veriler, bekleneni karşılamamıştır. Bu nedenle, diğer verilerle kıyaslaması

yapılmamıştır. Rombooid için elde edilen deneysel sonuçlar, Ref [59]'dan elde edilen teorik sonuçlarla kıyaslanmıştır. Elde edilen grafiklerde uyum yakalanmıştır. Rombooid'in geometrik yapısına bağlı olarak demet yapısının incelendiği gözlenmiştir.

HIFU transduser için, Comsol simülasyonundan 3 ayrı veri elde edilmiştir. Birincisi, genel bir HIFU'nun genel karakteristiğini incelemek için tasarlanmış ve sonuçlar üretilmiştir. Bu modelin tasarımında kullanılan PZT malzemesinin değişiminin sonuçlara etkisi incelenmiştir. PZT materyalinin yoğunluğunun azalması, demet genişliğini azalttığını ve materyalin diğer özelliklerinin (elastikiyet ve dielektrik sabiti) değişmesiyle yan lobların genliğinin değiştiği gözlenmiştir.

İkinci ve üçüncü HIFU transduser'ların ortalarındaki açıklığın hava ve su olması durumunda elde edilen veriler, kendi içlerinde kıyaslanmıştır. Transduser'ın ortasındaki açıklığın hava ve su olması geometrik odaklanmayı etkilemediği görülmüştür. Ancak aksiyel eksen üzerindeki akustik basınç genliğinde farklılıklar olduğu ve sadece suyun kullanıldığı modelde, ısı ve şiddetin arttığı görülmüştür. HIFU transduser için elde edilen deneysel sonuçlar, HIFU simülatörden elde edilen teorik sonuçlarla kıyaslanmıştır. Elde edilen grafiklerde uyum yakalanmıştır.

Bu tezde, elde edilen deneysel verilerin son yıllarda geliştirilmeye başlanan HIFU tekniği ile kanser tedavisine ışık tutacağı düşünülmektedir. Bu teknolojinin gelişimi açısından sunulan deneysel verilerin önem arz ettiği düşünülmektedir. Özellikle HIFU transduser için yapılan yeni tasarımlar ve deneysel sonuçlar, HIFU tekniğinin kullanımına kolaylıklar katması beklenmektedir.

İleri Çalışmalar

1. Rombooid tasarımındaki eksikliklerin giderilerek, geliştirilmesi ve dar demet elde edebilmek için farklı geometrilerin oluşturulması düşünülmektedir.
2. Düşük genlikli az yan lobların olduğu dar bir demet grafiği veren yeni geometrik tasarımlar ve bu tasarımlarda kullanılan PZT materyallerin geliştirilmesi düşünülmektedir.
3. Odaklanmayı arttıran HIFU transduser'ın ortasındaki açıklığın hava ve su dışında farklı maddelerin denenmesi ve bu konunun tekrar incelenmesi gerektiği düşünülmektedir.

4. Bu çalışma ile yapılan deneysel ölçümler, teorik veriler ile desteklendiği için HIFU cihaz tasarımlarına yol gösterecek ve uygulama alanı bulabileceği düşünülmektedir.
5. Yapılan teorik ve deneysel çalışmada, nonlinear ortam olarak su ortamı seçilmiş ve tüm hesaplamalar bu ortam için yapılmıştır. Odaklanma üzerine yapılan çalışmaların temel sebebi, ultrasonik dalgaların tedavide kullanımını kolaylaştırmaktır. Bu nedenle, bu çalışmaların, insan vücuduna eşdeğer sayılan farklı ortamlarda, odaklanmış yapılar için yapılması, akustik alan yapılarının ve alt harmonik oluşumunun teorik ve deneysel olarak incelenmesi ve odaklamanın alt harmoniklerin alan yapısı üzerindeki etkilerinin incelenmesi gerektiği düşünülmektedir.
6. Bu sonuçların gerçek doku üzerinde genişletilmesi önerilmektedir.

8. KAYNAKLAR

- [1] F.Parlaktürk, *Ultrasonik dönüştürücülerin tasarımı ve karakterizasyonu*, Yüksek Lisans Tezi, Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü, Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Kocaeli, 2001.
- [2] O.A. Kaya, **D.Kaleci**, **A. Şahin**, *Pressure Fields Of Elliptical And Rhomboid Transducers At Finite Amplitude In Three Dimensions*, Journal of Acoustical Physics, ISSN 1063-7710, Vol.57, No.2, 2011, p.127-135.
- [3] J. Soneson, HIFU Simulator v1.0 User's Manual, U.S. 2008.
- [4] http://fab.cba.mit.edu/classes/S62.12/docs/COMSOL_Multiphysics.pdf (06.03.2015)
- [5] T. D. Rossing (Ed.), *Springer Handbook of Acoustics*, Springer, USA, 2007.
- [6] <http://science.howstuffworks.com/sound-info.htm> (11.09.2015)
- [7] V. K. Sudarshan, M. R. K. Mookiah, U. R. Acharya, V. Chandran, F.Molinari, H. Fujita, K. H. Ng, *Application of wavelet techniques for cancer diagnosis using ultrasound images: A Review*, **Computers in Biology and Medicine Volume 69**, 1 February 2016, Pages 97–111.
- [8] Y. Zhang, C. Wang, Y. Xu, Q. Zhu, Y. Zhou, J. Zhang, F. Mao, Y. Jiang, Q. Sun, *Sensitivity, Specificity and Accuracy of Ultrasound in Diagnosis of Breast Cancer Metastasis to the Axillary Lymph Nodes in Chinese Patients*, *Ultrasound in Medicine & Biology*, Volume 41, Issue 7, July 2015, p. 1835–1841
- [9] E. R. C. Feijoo, A. Sivaraman, E. Barret, R. Sanchez-Salas, M. Galiano, F. Rozet, D. Prapotnich, N. Cathala, A. Mombet, X. Cathelineau, *Focal High-intensity Focused Ultrasound Targeted Hemiblation for Unilateral Prostate Cancer: A Prospective Evaluation of Oncologic and Functional Outcomes*, *European Urology Volume 69*, Issue 2, February 2016, p. 214–220
- [10] Y. Jia, V. Chernyshev, M. Skliar, *Ultrasound measurements of segmental temperature distribution in solids: Method and its high-temperature validation*, *Ultrasonics*, Volume 66, Pages 1-172 (March 2016), Pages 91-102
- [11] B. Raeymaekers, C. Pantea, D. N. Sinha, *Creating a collimated ultrasound beam in highly attenuating fluids*, *Ultrasonics*, Volume 52, Issue 4, April 2012, p. 564–570.
- [12] J. Lighthill, *Waves in Fluids*, Cambridge Univ. Press, Cambridge, 1978.
- [13] <http://www.turkcebilgi.com/piezoelektrik#bilgi> (23.01.2016)
- [14] <http://www.onkoklinik.com.tr/> (24.01.2016)

- [15] S.E. Burgess , R.H. Silverman , D.J. Coleman , M.E. Yablonski , F.L. Lizzi , J. Driller , A. Rosado , P.H. Jr. Dennis , *Treatment of glaucoma with high-intensity focused ultrasound*, Pubmed, Ophthalmology, 1986 Jun;93(6):831-8.
- [16] A.P. Contreras, C.E.S. Forgach, *Principles of Acoustics*, Fundametal of Physics, Vol.1, 2005.
- [17] <http://catalogue.museogalileo.it/indepth/Acoustics.html> (29.01.2016)
- [18] <http://galileo.rice.edu/sci/instruments/pendulum.html> (29.01.2016)
- [19] <http://filozof.net/Turkce/filozof-biyografi-a/20176-jean-le-rond-dalembert-kimdir-hayati-eserleri-hakkinda-bilgi.html?showall=1> (29.01.2016)
- [20] <http://www.dosits.org/people/history/pre1800/> (29.01.2016)
- [21] P. J. and Pierre Curie, Comptes Rendus Hebdomadaires des Seances de l'Academie des Sciences, Paris 91, 294 (1880).
- [22] J. Schortinghuis, B. Stegenga, G.M. Raghoobar, L.G. de Bont, *Ultrasound stimulation of maxillofacial bone healing*, Crit Rev Oral Biol Med, 2003;14:63-74.
- [23] M. Duman, Ultrasonografi ve Tıpta Kullanıldığı Yerler, Toplum ve Hekim, 1984)
- [24] <http://www.ob-ultrasound.net/dussikbio.html> (29.01.2016)
- [25] L. Bjørnø, *Introduction to Nonlinear Acoustics*, Physics Procedia 3, 2010, p.5-16.
- [26] G. G. Stokes, *On a difficulty in the theory of sound*, Philos. Mag., Ser. 3-33, 1848, p.349-356.
- [27] M.F. Hamilton, D.T. Blackstock, (1997), *Nonlinear Acoustics*, Academic Press, San Diego, USA, , 18-22 p.
- [28] D.T. Blackstock, *Connection between the Fay and Fubini Solutions for plane sound waves of finite amplitude*, J Acoust Soc Am., 39,1966, p.1019–1026.
- [29] E. Fubini, *Alta Frequenza* 4, 1935, p.530-581.
- [30] K.A. Naugol'nykh, S.I. Soluyan and R.V. Khokhlov, *Spherical waves of finite amplitude in a viscous thermally conducting medium*, Sov. Phys. Acoustic. 9, 1943, p.42-46.
- [31] R.V. Khokhlov, K.A. Naugol'nykh and S.I. Soluyan, *Waves of moderate amplitude in absorbing media*, Acoustica 14. 1964, p.248-253.
- [32] R. T. Beyer, J. Acoust. Soc. Am, 3, 1960, p.222-241.

- [33] D. T. Blackstock, *Propagation of plane sound waves of finite amplitude in nondissipative fluids*, J. Acoust. Soc. Am., 34, 1962, p.9-30.
- [34] V. P. Kuznetsov, *Equation of nonlinear acoustics*, Sov. Phys. Acoust, 16, 1971, p.467-470, 476-470.
- [35] W.S. Gan, *Analytical solutions of the KdV-KZK equation*, NonLinear Acoustics and Vibration, 2005, p.104-107.
- [36] A. Şahin, *Nonlinear Pressure Fields Due to Focused Rectangular Aperatus in Water*, Thesis for the PhD of the University of Bath, School of Physics, Bath, 1992.
- [37] O. A. Kaya, *İki ve Üç Boyutta Nonlineer Akustik Alan Yapılarının Nümerik İncelenmesi*, Doktora Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İnönü Üniversitesi, Malatya, 2004.
- [38] J. N. Tjøtta ve S. Tjøtta, *An analytical model fort he near field of a baffled piston transducer*, J. Acoust. Soc. Am., Vol.68, 1980, p.334-339.
- [39] N. S. Bakhvalov, Ya. M. Zhileikin and E. A. Zabolotskaya, *Nonlinear Theory of Sound Beams*, Nauka, Moscow (in Russian, to appear in English through the American Instute of Physics), 1982.
- [40] S.I. Aanonsen, T. Barkve, J. N. Tjøtta, S. Tjøtta, *Distortion and harmonic generation in the nearfield of a finite amplitude sound beam*, J. Acoust. Soc. Am., Vol.75, 1984, p.749-768.
- [41] M.F. Hamilton, G.N. Tjotta, S. Tjotta, *Nonlinear effects in the farfield of a directive sound source*, J. Acoust. Soc. Am. 78, 1985, p.202–216.
- [42] A.C. Baker, K. Anastasiadis, V.F. Humphrey, *The nonlinear pressure fields of a plane circular transducer piston, theory and experiment*, J. Acoust. Soc. Am. 84, 1988, p.1483–1489.
- [43] K.E. Froyso, J.N. Tjotta and J. Berntsen, *Finite amplitude effects in sound beams. Pure tone and pulsed excitation*, in Advances in Nonlinear Acoustics: 13th ISNA, edited by H.Hobaek (World Scientific, Singapore, 1992), pp. 233-238.
- [44] P.T. Christopher, K.J. Parker, “*New approaches to nonlinear diffractive field propagation*”, J. Acoust. Soc. Am. 90(1), (1991), 388 –399.
- [45] Y.S. Lee, *Numerical solution of the KZK equation for pulsed finite amplitude sound beams in thermoviscous fluids*, Thesis for the PhD, The University of Texas at Austin, 1993.
- [46] A.M. Berg, J.N. Tjotta, S. Tjotta, S. Nacheff, *A theoretical investigation of a highly intense sound beam from a plane circular transducer*, J. Acoust. Soc. Am. 92(2), 1992, p.2360.

- [47] D. Cathignol, S. Nachev, J.N. Tjøtta, A.M. Berg, S. Tjøtta, *Investigation of a high intensity sound beam from plane transducer. Experimental and theoretical results*, J. Acoust. Soc. Am. 98, 1995, p.2303–2323.
- [48] M. Hallaj and R. O. Cleveland, *FDTD simulation of finite-amplitude pressure and temperature fields for biomedical ultrasound*, J. Acoust. Soc. Am. 105, L7–L12, 1999.
- [49] I. Kostin, G. Panasenkov, *Khokhlov–Zabolotskaya–Kuznetsov type equation: nonlinear acoustics in heterogeneous media*, C. R. Mecanique 334 (2006) 220–224.
- [50] C. W. Smith and R. T. Beyer, *Ultrasonic radiation field of a focusing spherical source at finite amplitudes*, J. Acoust. Soc. Am. 46, 806–813 (1969).
- [51] Hart T.S., Hamilton M.F., *Nonlinear effects in focused sound beams*, J. Acoust. Soc. Am. Volume 84, Issue 4, 1988, p. 1488–1496.
- [52] A.C. Baker, *Nonlinear pressure fields due to focused circular apertures*, J. Acoust. Soc. Am. Volume 91, Issue 2, 1992, p. 713–717.
- [53] A. Sahin, A.C. Baker, *Ultrasonic pressure fields due to rectangular Apertures*, J. Acoust. Soc. Am. 96(1), 1994, p.552–556.
- [54] A.C. Baker, A.M. Berg, A. Sahin, and J. N. Tjøtta, *The nonlinear pressure field of plane, rectangular apertures: Experimental and theoretical results*, J. Acoust. Soc. Am. Volume 97, Issue 6, 1995, p. 3510–3517.
- [55] K. Epasinghe, *Simulation and visualization of ultrasound fields*, Ph.D. thesis, University of Oslo, Department of Informatics, 1997.
- [56] J.P. Remenieras, B. Matar, V. Labat, F. Patat, *Time domain modelling of nonlinear distortion of pulsed finite amplitude sound beams*, Ultrasonics 38, 2000, p.3005–3011.
- [57] A. Şahin, *Numerical Solution to the Nonlinear Acoustic Wave Equation*, International Journal of Applied Mathematics. Vol. 2, No. 3, pp. 339–352, 2000. (Tübitak)
- [58] O. A. Kaya, A. Şahin and D. Kaleci, *Nonlinear Acoustic Pressure Field Structure in Two and Three Dimensions*, Balkan Physics Letters, 2008 Special Issue, Boğaziçi University Press, ISSN 1301-8329, 2008, p.186–190.
- [59] O.A. Kaya, **D.Kaleci**, **A. Şahin**, *Finite Amplitude Pressure Field of Elliptical and Rhomboid Transducers in Three Dimensions*, Journal of Acoustical Physics, ISSN 1063-7710, Vol.57, No.2, 2011, p.127–135.

- [60] D. T. Blackstock, *History of nonlinear acoustics and a survey of Burgers and relate aquations*, Prosedings of the Symposium Held at Applied Research Laboratories, The University of Texas at Austin, Edited by T. G. Muir, 1969, 1-27.
- [61] M.R. Bailey, V.A. Khokhlova, O.A. Sapozhnikov, S.G. Kargl, and L.A. Crum, *Physical mechanisms of the therapeutic effect of ultrasound (a review)*, Acoust. Phys, 49 (4), 2003, p.437-464.
- [62] K. Graff, *Historical highlights in ultrasonics-2*, In Proceedings of the 2004 IEEE Frequency Control Symposium and Exposition, 2004, p.5-10.
- [63] R.W. Wood and A.L. Loomis, *The physical and biological effects of high frequency sound waves of great intensity*, Phil. Mag, 4(22), 1927, p.417-437.
- [64] R. Pohlman, R. Richter, E. Parow, *Über die ausbreitung und absorption des ultraschalls im menschlichen gewebe und seine therapeutische wirkung an ischias und plexusneuralgia*, Dstch Med Wochenschr, 1939;65;261-256.
- [65] W.J. Fry, V.J. Wulff, D. Tucker, and F.J. Fry, *Physical Factors Involved in Ultrasonically Induced Changes in Living Systems: I. Identification of Non-Temperature Effects*. J. Acoust. Soc. Am, 22(6), 1950, p.867-876.
- [66] W.J. Fry, and R.B. Fry, *Temperature Changes Produced in Tissue during Ultrasonic Irradiation*, J. Acoust. Soc. Am, 25(1), 1953, p.6-11.
- [67] W.J. Fry, *Biological and medical acoustics*, J. Acoust. Soc. Am, 30, 1958, p.387-393.
- [68] W. Halsscheidt, A. Holfed, U. Rheinwald, *Die ultraschall therapie in der Zahn-Mund-Kieferheilkunde*, Zahnarztl Welt, 1949;22; 572-579.
- [69] G. Maintz, *Tierexperimentelle untersuchungen über die wirkung de untreschallwellen auf die knochenregeneration*, Strahlentherapie, 1950;82:631-638.
- [70] Ö. Erdoğan, *Düşük yoğunlukta kesikli ultrason uygulamasının mandibuler kırık iyileşmesi üzerine etkisi*, Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Adana, 2007.
- [71] J.G. Lynn, R.L. Zwemer, A.J. Chick, and A.E. Miller, *A New Method for the Generation and Use of Focused Ultrasound in Experimental Biology*, J. Gen. Phys, 26(2), 1942, p.179-193.
- [72] J.Y. Chapelon, J. Margonari, D. Cathignol, A. Gelet, C. Guers, and Y. Theillere, *Thresholds for tissue ablation by focused ultrasound*, IEEE Ultrasonic Symposium, 3, 1990, p.1653-1656.

- [73] F.J. Fry, G. Kossoff, R.C. Eggleton and F. Dunn, *Threshold Ultrasonic Dosages for Structural Changes in the Mammalian Brain*, J. Acoust. Soc. Am, 48, 1970, p.1413.
- [74] A.R. Moritz and F.C. Henriques, *Studies of thermal injury. II. The relative importance of time and surface temperature in the causation of cutaneous burns*, Am. J. Pathol, 23, 1947, p.695-720.
- [75] S.A. Sapareto and W.C. Dewey, *Thermal dose determination in cancer therapy*, Int. J. Radial Oncol. Biol. Phys, 10(6), 1984, p.787-800.
- [76] M.W. Dewhirst, B.L. Viglianti, M. Lora-Michiels, M. Hanson, and P.J. Hoopes, *Basic principles of thermal dosimetry and thermal thresholds for tissue damage from hyperthermia*, Int. J. Hyperthermia, 19(3), 2003, p.267-294.
- [77] D.J. Coleman, F.L. Lizzi, J. Driller, A.L. Rosado, S.E. Burgess, J.H. Torpey, M.E. Smith, R.H. Silverman, M.E. Yablonski, and S. Chang, *Therapeutic ultrasound in the treatment of glaucoma, II. Clinical applications*, Ophthalmology, 92(3), 1985, p.347-53.
- [78] R.H. Silverman, B. Vogelsang, M.J. Rondeau and D.J. Coleman, *Therapeutic ultrasound for the treatment of glaucoma*, Am. J. Ophthalmol, 111 (3), 1991, p.327-37.
- [79] N.T. Sanghvi, R.S. Foster, F.J. Fry, R. Bihrlé, C. Hennige, and L.V. Hennige, *Ultrasound intracavity system for imaging, therapy planning and treatment of focal disease*, IEEE Ultrasonic Symposium, 2, 1992, p.1249-1253.
- [80] N.T. Sanghvi, F.J. Fry, R. Bihrlé, R.S. Foster, M.H. Phillips, J. Syrus, A.V. Zaitsev, and CW Hennige, *Noninvasive surgery of prostate tissue by high-intensity focused ultrasound*, Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on, 43(6), 1996, p.1099-1110.
- [81] S.D. Sokka, R. King and K. Hynynen, *MRI-guided gas bubble enhanced ultrasound heating in in vivo rabbit thigh*, Phys. Med. Biol, 48, 2003, p.223-241.
- [82] V.A. Khokhlova, M.R. Bailey, J.A. Reed, B.W. Cunitz, P.J. Kaczkowski and L.A. Crum, *Effects of nonlinear propagation, cavitation, and boiling in lesion formation by high intensity focused ultrasound in a gel phantom*, J. Acoust. Soc. Am., 119(3), 2006, p.1834-1848.
- [83] N.J. McDannold, N.I. Vykhodtseva and K. Hynynen, *Microbubble Contrast Agent with Focused Ultrasound to Create Brain Lesions at Low Power Levels: MR Imaging and Histologic Study in Rabbits*, Radiology, 241(1), 2006, p.95.
- [84] C.C. Coussios and R.A. Roy, *Applications of Acoustics and Cavitation to Noninvasive Therapy and Drug Delivery*, Annu. Rev. Fluid Mech, 40, 2008, p.395-420.

- [85] T.D. Khokhlova, M.S. Canney, D. Lee, K.I. Marro, L.A. Crum, V.A. Khokhlova and M.R. Bailey, *Magnetic resonance imaging of boiling induced by high intensity focused ultrasound*, J. Acoust. Soc. Am, 125(4), 2009, p.2420-2431.
- [86] O.A. Sapozhnikov, V.A. Khokhlova, T.V. Sinilo, E.A. Filonenko, and L.A. Crum, *Thermal Effects of Sawtooth Waveform HIFU in Tissue Phantoms*, 17th International Congress on Acoustics, Volume 4, Biomedicine, Acoustics in Medicine, 2001, p.12-13.
- [87] C. Lafon, V. Zderic, M. L. Noble, J. C. Yuen, P. J. Kaczkowski, O. A. Sapozhnikov, F. Chavrier, L. A. Crum, and S. Vaezy, *Gel Phantom For Use In High-Intensity Focused Ultrasound Dosimetry*, Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 31, No. 10, 2005, p. 1383–1389.
- [88] V.A. Burov, N.P. Dmitrieva and O.V. Rudenko, *Nonlinear Ultrasound: Breakdown of Microscopic Biological Structures and Nonthermal Impact on a Malignant Tumor*, Doklady Biochemistry and Biophysics, 383(3), 2002, p.401-404.
- [89] G.R. ter Haar, *Ultrasound focal beam surgery*, Ultrasound Med. Biol, 21(9), 1995, p.1089-1100.
- [90] G.R. ter Haar and C.C. Coussios, *High intensity focused ultrasound: Physical principles and devices*, Int. J. Hyperthermia, 23(2), 2007, p.89-104.
- [91] S. Vaezy, M. Andrew, P. Kaczkowski and L.A. Crum, *Image-guided acoustic Therapy*, Annu. Rev. Biomed. Eng, 3, 2001, p.375-390.
- [92] R.J. Siegal, S. Vaezy, R. Martin, and L.A. Crum, *Therapeutic Ultrasound, Part II. High Intensity Focused Ultrasound: A Method of Hemostasis*, Echocardiography, 18(4), 2001, p.309-315.
- [93] V. Zderic, A.A. Brayman, S.R. Sharar, L.A. Crum and S. Vaezy, *Microbubbleenhanced hemorrhage control using high intensity focused ultrasound*, Ultrasonics, 45(1-4), 2006, p.113-120.
- [94] F.M. Fennessy, C.M. Tempny, N.J. McDannold, M.J. So, G. Hesley, B. Gostout, H.S. Kim, G.A. Holland, D.A. Sarti, K. Hynynen, et al, *Uterine Leiomyomas: MR Imaging-guided Focused Ultrasound Surgery-Results of Different Treatment Protocols*, Radiology, 243(3), 2007, p.885-893.
- [95] N.J. McDannold, C.M. Tempny, F.M. Fennessy, M.J. So, F.J. Rybicki, E.A. Stewart, F.A. Jolesz, and K. Hynynen, *Uterine Leiomyomas: MR Imagingbased Thermometry and Thermal Dosimetry during Focused Ultrasound Thermal Ablation*, Radiology, 240(1), 2006, p.263-272.
- [96] A. Blana, B. Walter, S. Rogenhofer, and W.F. Wieland, *High-intensity focused ultrasound for the treatment of localized prostate cancer: 5-year experience*, Urology, 63(2), 2004, p.297-300.

- [97] T. Uchida, H. Ohkusa, H. Yamashita, S. Shoji, Y. Nagata, T. Hyodo, and T. Satoh, *Five years experience of transrectal high-intensity focused ultrasound using the Sonablate device in the treatment of localized prostate cancer*, Int. J. Urol, 13(3), 2006, p.228-233.
- [98] L. Poissonnier, J.Y. Chapelon, O. Rouviere, L. Curiel, R. Bouvier, X. Martin, J.M. Dubernard and A. Gelet, *Control of prostate cancer by transrectal HIFU in 227 patients*, Eur. Urol, 51(2), 2007, p.81-387.
- [99] K. Hynynen and G. Clement, *Clinical applications of focused ultrasound—The brain*, Int. J. Hyperthermia, 23(2), 2007, p.193-202.
- [100] P.E. Huber, J.W. Jenne, R. Rastert, I. Simiantonakis, H.P. Sinn, H.J. Strittmatter, D. von Fournier, M.F. Wannenmacher, and J. Debus, *A New Noninvasive Approach in Breast Cancer Therapy Using Magnetic Resonance Imaging-guided Focused Ultrasound Surgery*, Cancer Research, 61, 2001, p.8441-8447.
- [101] F. Wu, Z.B. Wang, Y.D. Cao, W.Z. Chen, J. Bai, J.Z. Zou and H. Zhu, *A randomised clinical trial of high-intensity focused ultrasound ablation for the treatment of patients with localised breast cancer*, Br. J. Cancer, 89, 2003, p.2227-2233.
- [102] J.E. Kennedy, F. Wu, G.R. ter Haar, F.V. Gleeson, R.R. Phillips, M.R. Middleton and D. Cranston, *High-intensity focused ultrasound for the treatment of liver tumours*, Ultrasonics, 42(1-9), 2004, p.931-935.
- [103] R.O. Illing, J.E. Kennedy, F. Wu, G.R. ter Haar, A.S. Protheroe, P.J. Friend, F.V. Gleeson, D.W. Cranston, R.R. Phillips and M.R. Middleton, *The safety and feasibility of extracorporeal high-intensity focused ultrasound (HIFU) for the treatment of liver and kidney tumours in a Western population*, Br.J. Cancer, 93, 2005, p.890-895.
- [104] J.E. Kennedy, *High-intensity focused ultrasound in the treatment of solid tumours*, Nat. Rev. Cancer, 5(4), 2005, p.321-7.
- [105] A. Blana, F.J. Murat, B. Walter, S. Thuroff, W.F. Wieland, C. Chaussy and A. Gelet, *First analysis of the long-term results with transrectal HIFU in patients with localised prostate cancer*, European Urology, 53(6), 2008, p.1194-1203.
- [106] www.hifu-planet.co.uk/hifu-centers/ (31.03.2016)
- [107] F. Wu, Z. Wang, W. Chen, J. Zou, J. Bai, H. Zhu, K. Li, F. Xie, C. Jin, H. Su, and G. Gao, *Extracorporeal Focused Ultrasound Surgery for Treatment of Human Solid Carcinomas: Early Chinese Clinical Experience*. Ultrasound Med. Biol, 30(2), 2004, p.245-260.
- [108] <http://www.andromed.com.tr/prostat-kanseri-tedavisi> (31.03.2016)

- [109] M. S. Canney, V. A. Khokhlova, O.V. Bessonova, M. R. Bailey and L. A. Crum, *Shock-Induced Heating And Millisecond Boiling In Gels And Tissue Due To High Intensity Focused Ultrasound*, *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 36, No. 2, 2010, p.250–267.
- [110] K. Okita¹, K. Ono, S. Takagi, Y. Matsumoto, *Numerical simulation of the tissue ablation in high-intensity focused ultrasound therapy with array transducer*, *International Journal For Numerical Methods In Fluids*, Vol. 64, 2010, p. 1395–1411.
- [111] M. S. Canney, M. R. Bailey, L. A. Crum, V. A. Khokhlova and O. A. Sapozhnikov, *Acoustic characterization of high intensity focused ultrasound fields: A combined measurement and modeling approach*, *Acoustical Society of America*, *J. Acoust. Soc. Am.* 124 (4), 2008, p.2406-2420.
- [112] O. V. Bessonova and V. Wilkens, *Membrane Hydrophone Measurement and Numerical Simulation of HIFU Fields up to Developed Shock Regimes*, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Fr 294 equency Control*, Vol. 60, No.2, 2013, p.290-300.
- [113] L. E. Kinsler, A. R. Frey, B. Coppers, J. V. Sanders, *Fundamentals of Acoustics*, John Wiley&Sons Inc., New York, 1982, p.92-115.
- [114] J. R. Frederick, *Ultrasonic Engineering*, John Wiley&Sons, Inc., P 24, USA, 1965.
- [115] H. Fjellestad, *Simulation of nonlinear ultrasound fields Mathematical modeling*, Cand ScientThesis, University of Oslo, 2000.
- [116] S. Alagöz, *Farklı Kristal Geometrilere Sahip Sonik Kristallerin Odaklama Özelliklerinin Deneyisel Olarak İncelenmesi*, Doktora Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İnönü Üniversitesi, Malatya, 2009.
- [117] Dong A. Shermenev, *Nonlinear wave equation in special coordinates*, *J. of Nonlinear Math. Phys.* Volume 11, Supplement, 2004, p.110-115.
- [118] Z. Lu, J. L. Daridon, B. Lagourette, S. Ye, *A phase-comparison method for measurement of the acoustic nonlinearity parameter B/A*, *Meas. Sci. Technol.* 9, 1989, p.1699-1705.
- [119] Z. Dong, G. Xiu-Fen, L. Xiao-Zhou, K. Jun-ichi, N. Hideo, *Analysis and correction of diffraction effect on the B/A measurement at high frequencies*, *Chin. Phys. Lett.*, Vol. 21, No. 1, 2004, p.107-109.
- [120] X. F. Gong, Y. S. Yan, D. Zhang, H. L. Wang, *The Study of acoustic nonlinearity parameter tomography in reflection mode*, State Key Lab of Modern Acoustics, Institute of Acoustics, Nanjing University, China.
- [121] S. D. Poisson, *Memoir on theory of sound*, *J. L'Ecole Polytech.* 7, 1808.

- [122] J. Lagrange, *New research on the nature and propagation of sound*, Misc. Taur. 2, p.1760-61, 11-172.
- [123] L. Euler, *1759 Mem. Acad. Sci*, Berlin 15, (1766), p.185-209.
- [124] M. F. Hamilton, *Fundamentals and applications of nonlinear acoustics*, The American Society of Mechanical Engineers, New York, 1986.
- [125] D. Kaleci, *Ultrasonik Bozulma ile Yayılma Mesafesi Arasındaki İlişki*, Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İnönü Üniversitesi, Malatya, 2002.
- [126] M. F. Hamilton, D. T. Blackstock (editors), *Nonlinear Acoustics, Theory and Applications*, Academic Press, New York, 1998.
- [127] Z. A. Gol'dberg, *On the Propagation of Plane Waves of Finite Amplitude*, Sov. Phys. Acoust, 2, 1956, p.246-350.
- [128] R. V. Khokhlov, E. A. Zabolotskaya, *Quasi-plane waves in the nonlinear acoustics of confined beams*, Sov. Phys. Acoust., 15, 1969, 35-40.
- [129] Y. R. Lapidus, O. V. Rudenko, *New approximations and results of the theory of nonlinear acoustic beams*, Sov. Phys. Acoust, 30(6), 1984, p.473-476.
- [130] A. C. Baker, K. Anastasiadis, V. F. Humphrey, *The nonlinear pressure field of a plane circular piston: Theory and experiment*, J. Acoust. Soc. Am. 84 (4), 1988.
- [131] A. Odegard, S. Holm, A. Tveito, *Finite element modeling of pulsed bessel beams and x-waves using diffpack*, to appear in Proceedings of 25th International Acoustical Imaging Symposium, Bristol, UK, 2000.
- [132] O. V. Bessonova, V. A. Khokhlova, M. R. Bailey, M. S. Canney and L. A. Crum, *Focusing of High Power Ultrasound Beams and Limiting Values of Shock Wave Parameters*, Acoustical Physics, 2009, Vol. 55, No. 4–5, pp. 463–473.
- [133] http://en.wikipedia.org/wiki/High-intensity_focused_ultrasound
- [134] K. Okita, K. Ono, S. Takagi and Y. Matsumoto, *Numerical simulation of the tissue ablation in high-intensity focused ultrasound therapy with array transducer*, International Journal For Numerical Methods in Fluids, nt. J. Numer. Meth. Fluids 2010; 64:1395–1411.
- [135] <http://www.che.wsu.edu/~suha/ChE310/comsol/heat1.pdf> (05.03.2015).
- [136] www.comsol.com/products/tutorials (06.03.2015).
- [137] http://fab.cba.mit.edu/classes/S62.12/docs/COMSOL_Multiphysics.pdf (06.03.2015).

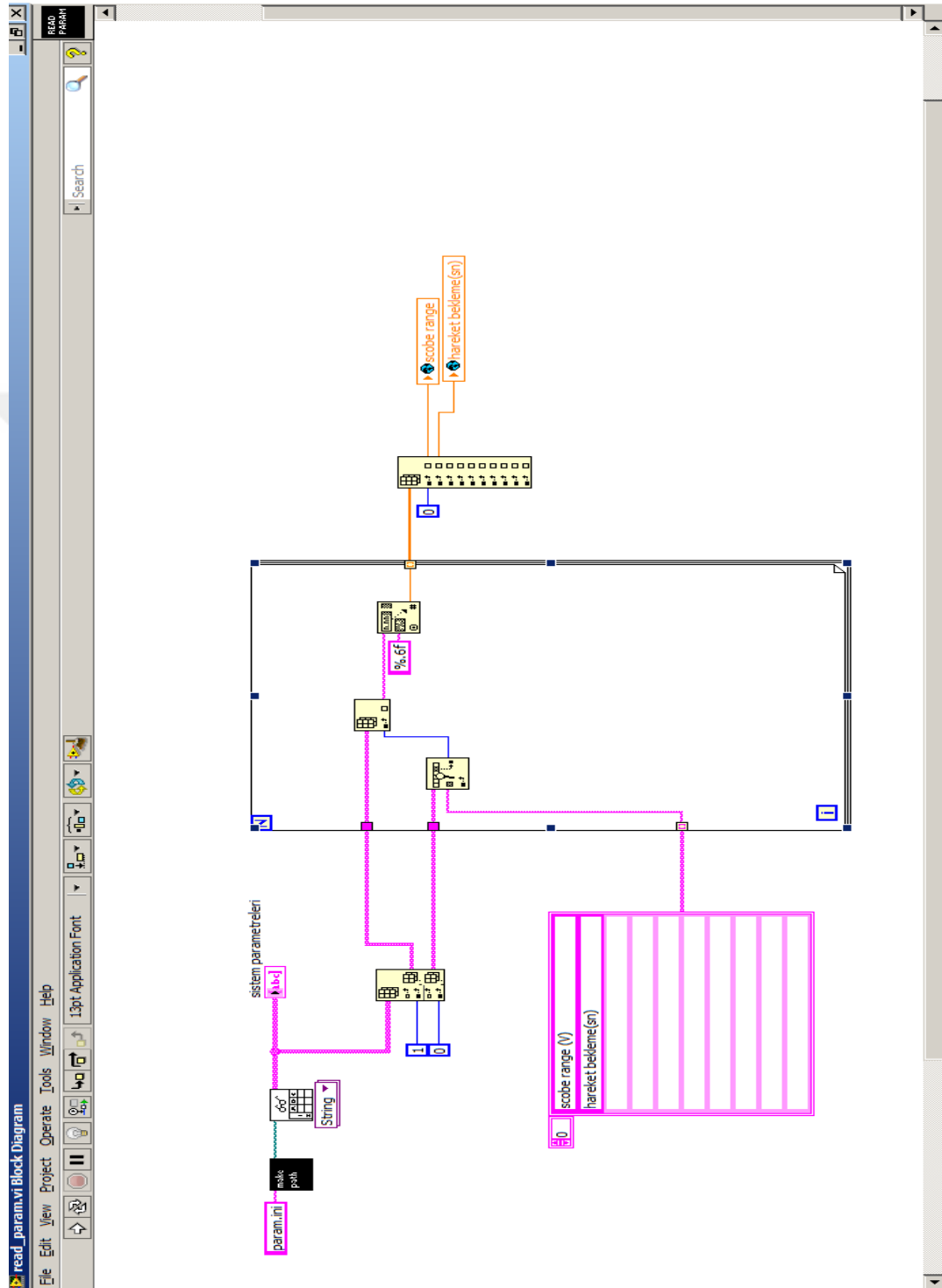
- [138] <http://www.imagepointservices.org/services.html> (19.07.2016).
- [139] <http://www.echocardiographer.org/Echo%20Physics/BasicTransducers.html> (19.07.2016)
- [140] <http://www.ece.stevens-tech.edu/sd/archive/07F-08S/websites/grp3/piezoelectric.html> (19.07.2016)
- [141] <http://www.sprawls.org/ppmi2/USPRO/#Transducer>
- [142] Zagzebski JA, *Essentials of Ultrasound Physics*, St. Louis, Missouri: Mosby Inc, 1996, 1-20.
- [143] Kremkau FW, *Diagnostic Ultrasound Principles and Instruments*, 5th Ed., Philadelphia: WB Saunders, 1998, 20-125.
- [144] Mason, T.J, *Developments in ultrasound–non-medical*, Progress in Biophysics and Molecular Biology, 2007, 93:166-175.
- [145] www.olympus-ims.com (19.07.2016)
- [146] http://demo.pmgroupsolutions.com/123/sonicconcepts/wpcontent/uploads/2015/07/h-102_datasheet.pdf
- [147] https://www.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/335014/RCE-14_for_web_with_security.pdf (Health Effects of Exposure to Ultrasound and Infrasound) (22.07.2016)
- [148] Kaleci D., İki ve Üç boyutlu Lineer olmayan Akustik alan yapılarının deneysel incelenmesi, Doktora Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İnönü Üniversitesi, Malatya, 2007.
- [149] E. C. Preston, D. E. Bacon, A. J. Livett, K. Eajendran, *PVDF membrane hydrophone performance properties and their relevance to the measurement of the acoustic output of medical ultrasonic equipment*, J. Phys, E: Sci. Instrum, Vol. 16, 1983.
- [150] Y-34-3598 EE-212, *PVDF Membrane Hydrophone Information Sheet*, NPL Calibration Certificate: U709, GEC- Marconi Research Center.
- [151] http://www.ondacorp.com/images/brochures/Onda_HNA_DataSheet.pdf
- [152] <http://sine.ni.com/nips/cds/print/p/lang/en/nid/13244>
- [153] <http://digital.ni.com/manuals.nsf/websearch/8BCB60B78C3D803586256C4D0072419A>
- [154] <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/12618>
- [155] <http://www.arww-rfmicro.com/html/18200>

- [156] Ünsaçar F., Eşme E, *LABVIEW Grafik Programlama Dili*, Ankara, 2009, 9-18.
- [157] <http://www.pegem.net/dosyalar/dokuman/26092012140900LabVIEW%20baski.pdf>
- [158] Piezoacoustic Transducer, Solved with Comsol Multiphysics 4.4 version, Model Libraries, pp.1-12.
- [159] http://emerald.tufts.edu/~rwhite07/PRESENTATIONS_REPORTS/comsol-acoustics.pdf
- [160] <http://www.mgm.gov.tr/FILES/genel/sss/temelformuller.pdf>

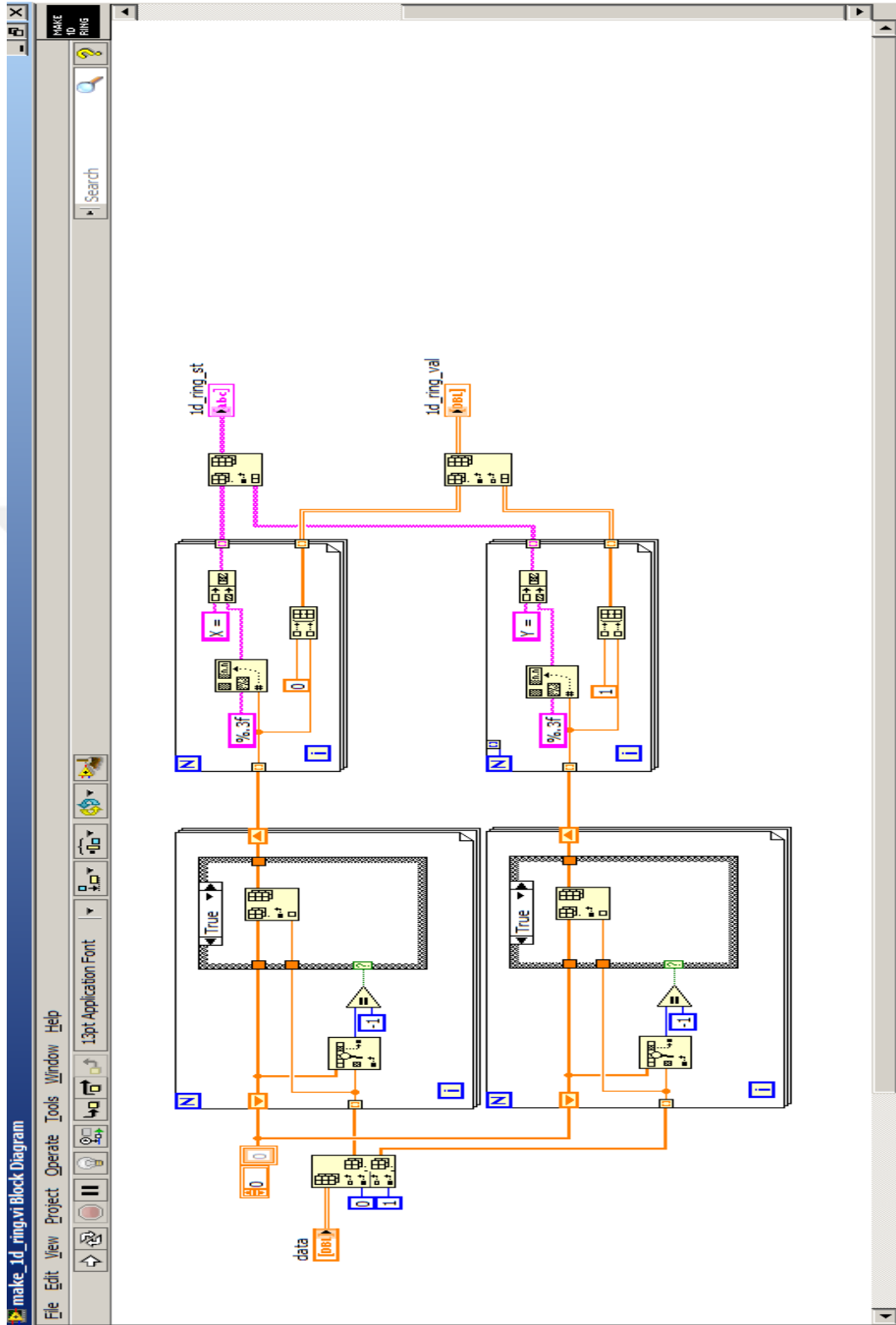


9. EKLER

EK 1 : LABVIEW BLOK DİYAGRAMLAR



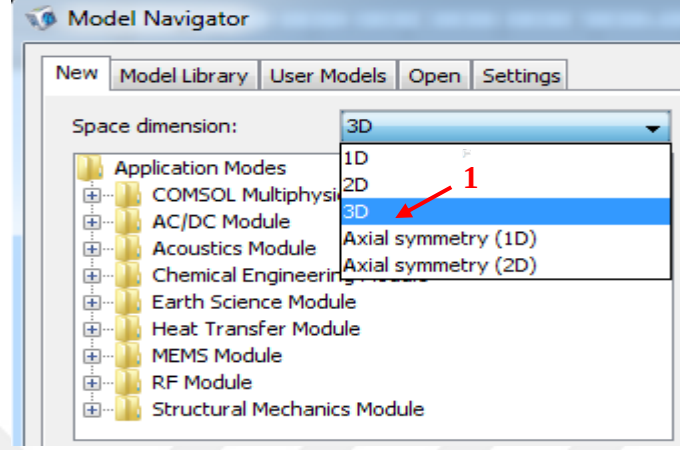
Şekil 9.1. Şekil 5.20’de gösterilen parametreler ara yüzün LabVIEW Blok Diyagramı



Şekil 9.3. Kesim 5.3'te kullanılan yazılımın ara yüzlerinin çalışmasını sağlayan döngüler için LabVIEW Blok Diyagramı

EK 2: ROMBOİD TRANSDUSER'IN COMSOL 3.5a VERSİYONU ile MODELLEME AŞAMALARI

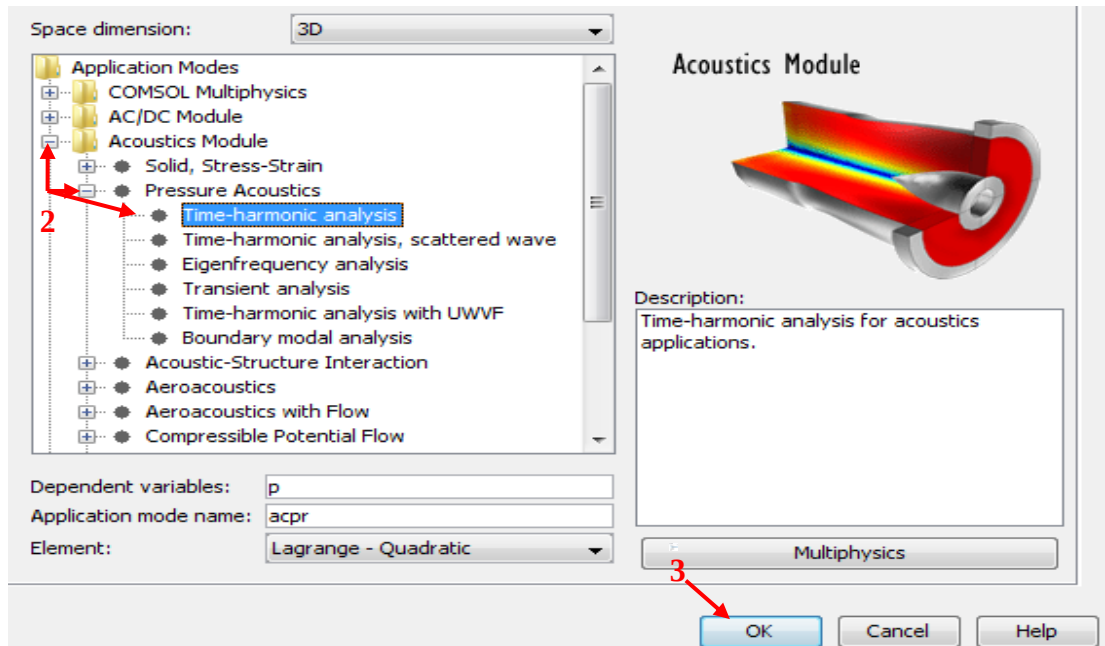
1. Adım : Model Navigator penceresinden Space Dimension **3D** ayarı yapılır.



Şekil 9.5. Comsol 3.5a versiyonu ile simülasyon programında yeni model üretmek için, 1. adım ekran görüntüsü

2. Adım : Sırasıyla **Acoustics Module>Pressure Acoustics>Time-harmonic analysis** seçimi yapılır.

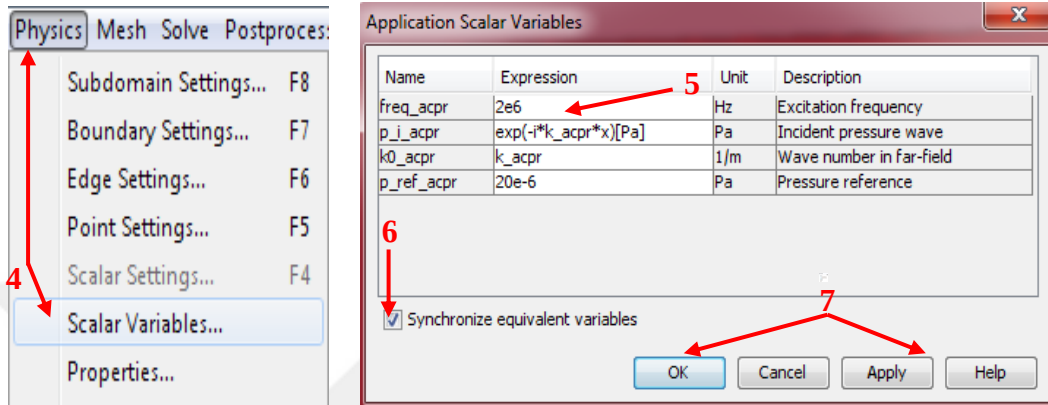
3. Adım : **OK** butonu seçilerek **Model Navigator** menüsünden çıkılır ve domain alanı (çalışma ortamı) açılır.



Şekil 9.6. Fizik ara yüzün seçilmesi, 2. ve 3. adımların ekran görüntüsü

Skaler Değişken Tanımlama:

4. Adım : **Physics** menüsünden **Scalar Variables** seçilir.
5. Adım : $freq_acpr = 2e6Hz$ değeri girilir.
6. Adım : **Synchronize equivalent variables** kutucuğu işaretlenir.
7. Adım : **Apply** ve **OK** butonu seçilir.

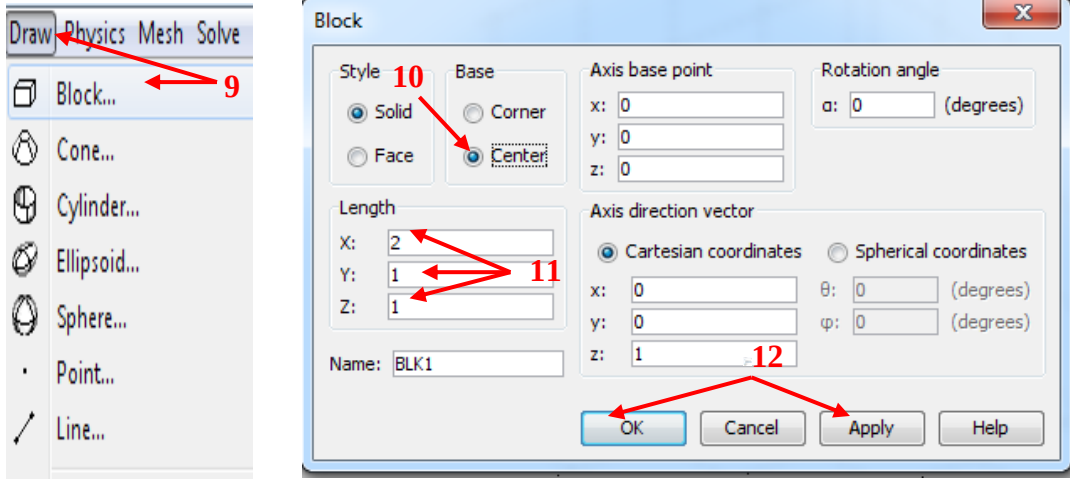


Şekil 9.7. Fizik ara yüzü için skaler niceliklerin girilmesi ve bu değerlerin eş zamanlı değişim seçeneğinin ayarlanması, 4., 5., 6. ve 7. adımların ekran görüntüsü

Geometrik Modelleme :

1.Model (BLK1) :

8. Adım : 3 boyutlu çalışma alanı çizdirmek için, **Draw** menüsünden **Block** seçilir.
9. Adım : Açılan pencerede, *Base* kısmında '**center**' işaretlenir.
10. Adım : *Length* kısmına $x=2$, $y=1$ ve $z=1$ değerleri yazılır (1. Model=BLK1)..
11. Adım : **Apply** ve **OK** butonu seçilir.



Şekil 9.8. Geometrik çizim için ilk modelin (BLK1) parametrelerinin tanıtımı, 9., 10., 11. ve 12. adımların ekran görüntüsü

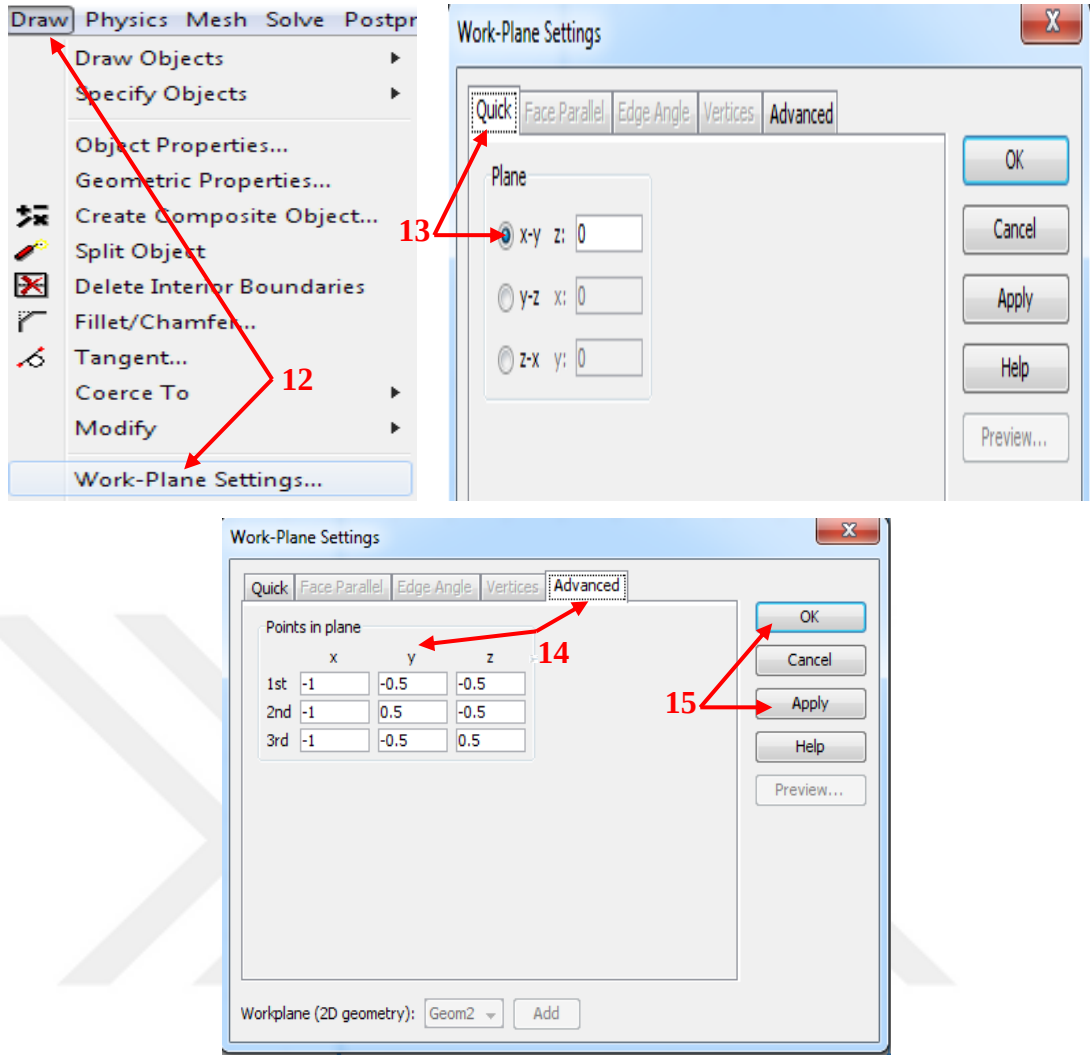
2. Çalışma Sayfasının seçimi :

12. Adım : Romboïd kaynağının yerleştirileceği 2 boyutlu düzlemin seçilip çiziminin yapılabilmesi için, **Draw** menüsünden **Work-Plane Settings** seçilir.

13. Adım : Açılan pencerede *Quick* sekmesinde yer alan, **x-y z:0** seçeneği çalışma düzlemi olarak seçilir.

14. Adım : *Work-Plane Settings* penceresinde yer alan *Advanced* sekmesinde x, y, z koordinatlarına ilişkin 1. 2. ve 3. değerler girilir (Şekil 9.9).

15. Adım : **Apply** ve **OK** butonu seçilir.

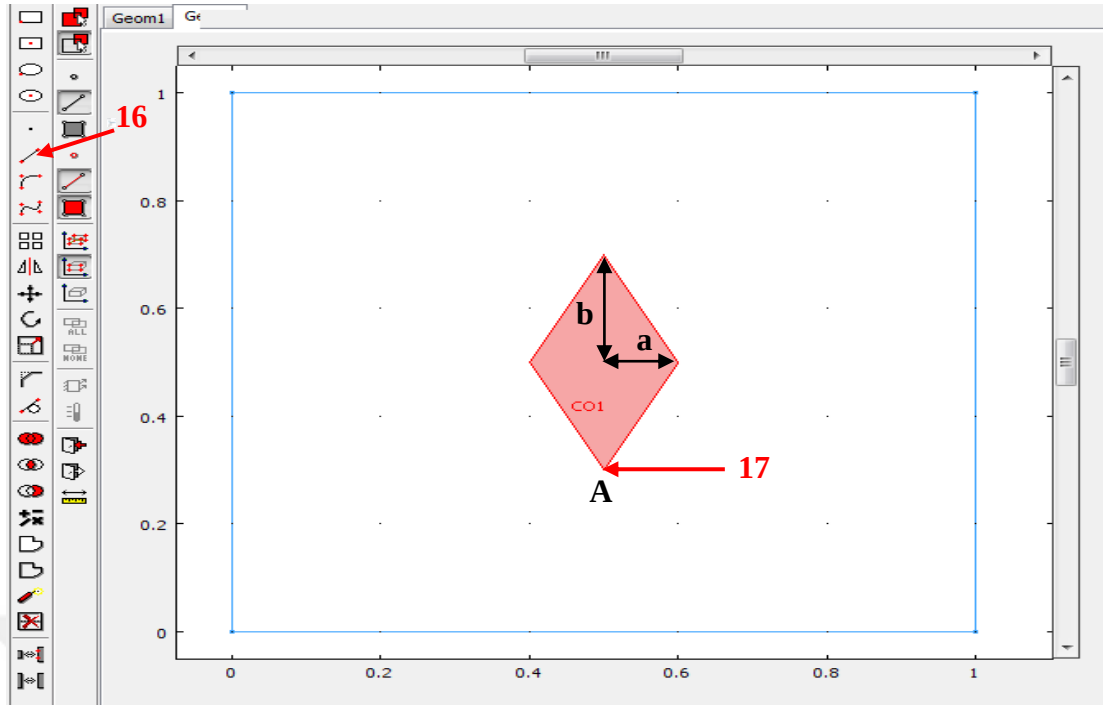


Şekil 9.9. Çalışma ortamının seçilmesi ve bu ortamda romboidin çizileceği düzleminin seçilmesi, 12., 13., 14. ve 15. adımların ekran görüntüsü

2.Model (CO1) :

16. Adım : Romboid çizimi için, çizim araçlarından **Line** aktif hale getirilir.

17. Adım: $x=0.5$ ve $y=0.3$ koordinatlı bir A noktasından başlanarak, $a=0.1$ ve $b=0.2$ köşegen uzunluklarına sahip bir romboid çizilir. Çizimin bitirilebilmesi için mouse'un sağ tuşu kullanılır (Şekil 9.10).

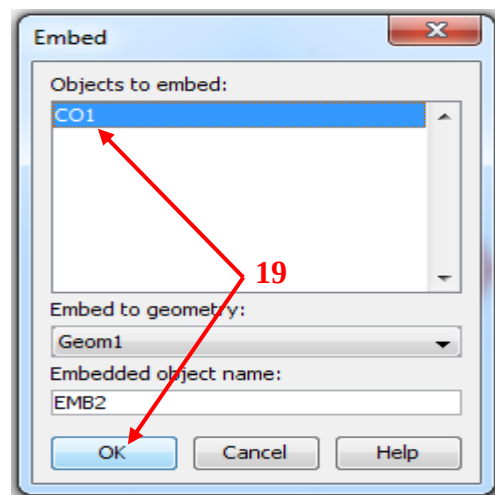
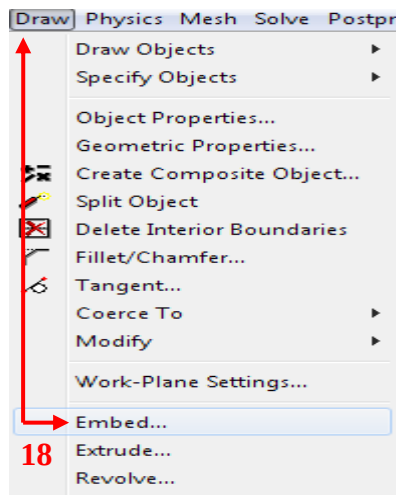


Şekil 9.10. 2.Model=CO1 şeklinin oluşturulması, 16. ve 17. adımların ekran görüntüsü

Intersection (Embed) :

18. Adım : 2. Modelin, 1. Model ile birleştirilmesi için, **Draw** menüsünden **Embed** seçilir.

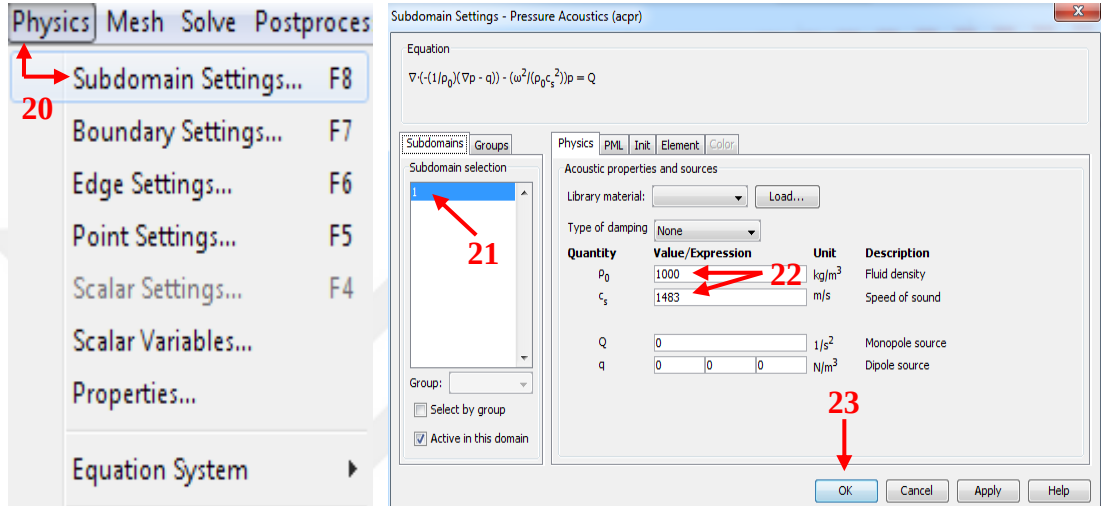
19. Adım : Açılan pencerede CO1 (2.Model) ve ardından **OK** butonu seçilir.



Şekil 9.11. 2.Modelin, 1. Model ile birleştirilmesi için gerekli seçimlerin yapılması, 18. ve 19. adımların ekran görüntüsü

Subdomain Ayarları :

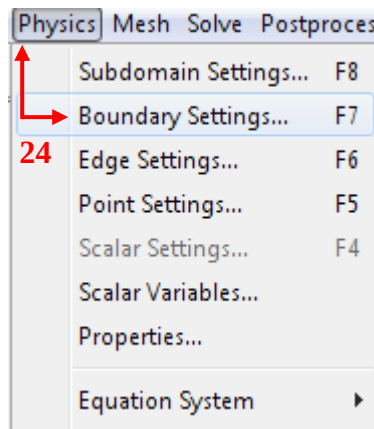
20. Adım : Physics menüsünden **subdomain settings** seçilir.
21. Adım : Açılan pencerede, **1 nolu subdomain** seçilir.
22. Adım : Sıvının yoğunluğu=1000kg/m³, sesin hızı 1483m/s olarak girilir.
23. Adım : **Apply** ve **OK** butonu seçilerek **Subdomain Settings** penceresi kapatılır.



Şekil 9.12. Subdomain ayarlarının yapılması, 20-23 arası adımların ekran görüntüsü

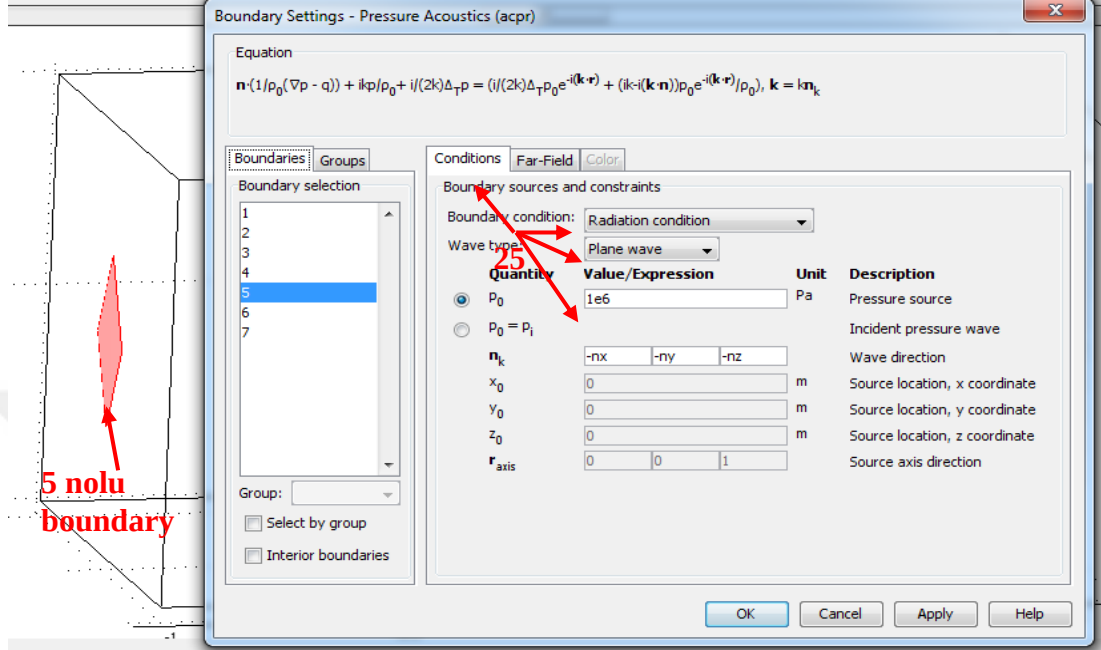
Boundary Conditions :

24. Adım : Physics menüsünden **boundary settings** seçilir.



Şekil 9.13. Boundary ayarları seçimi, 24. adımın ekran görüntüsü

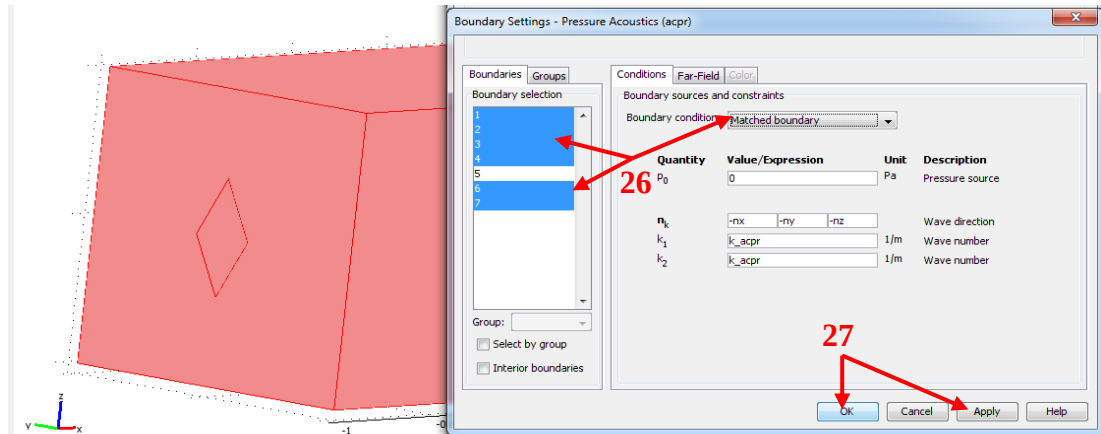
25. Adım : Açılan pencereden, **5 nolu** boundary seçilir ardından sağda yer alan Boundary condition seçeneklerinden **radiation condition** seçilir ve $P_0=1e6$ Pa değeri girilir.



Şekil 9.14. 5 nolu boundary'nin gösterimi ve romboïd kaynağın boundary koşulunun seçilmesi, 25. adımın ekran görüntüsü

26. Adım : 1,2,3,4,6,7 (kaynak dışında geriye kalan tüm yüzeyler) boundary'ler seçildikten sonra *boundary condition* seçeneklerinden **matched boundary** seçilir.

27. Adım : **Apply** ve **OK** butonu seçilerek **Boundary Settings** penceresi kapatılır.



Şekil 9.15. 1,2,3,4,6,7 boundary koşullarının ayarlanması, 26. ve 27. adımların ekran görüntüsü

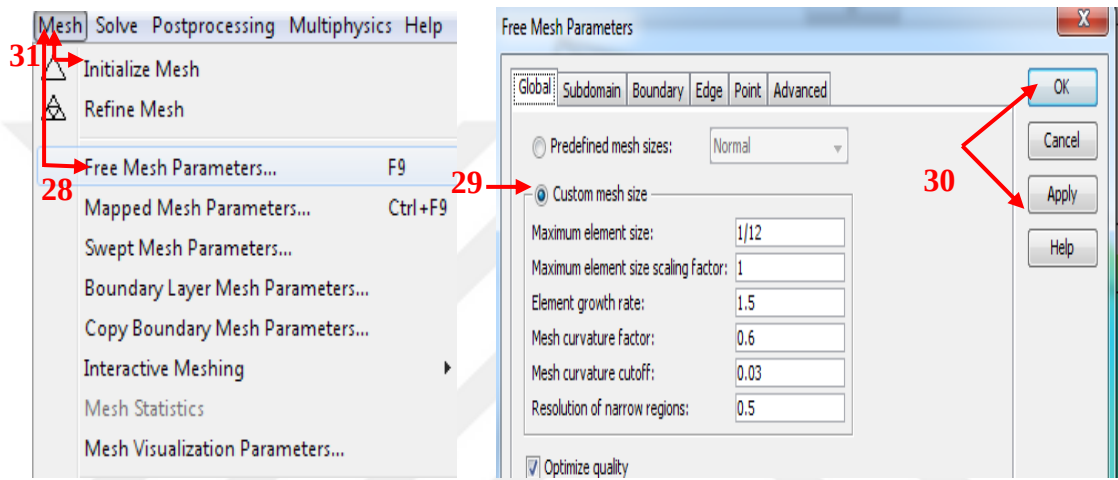
Mesh Generation:

28. Adım : *Mesh* menüsünden **free mesh parameters** seçilir.

29. Adım : **Custom mesh size** seçilir ve maximum element size=**1/12** girilir (4GB hafızaya sahip bilgisayar kullanıldığı için daha küçük mesh değerlerinde hafıza yetersiz kalmaktadır).

30. Adım : **Apply** ve **OK** butonu seçilir.

31. Adım : *Mesh* menüsünden **initialize mesh** seçilir ve oluşturulan alan mesh'lenir.



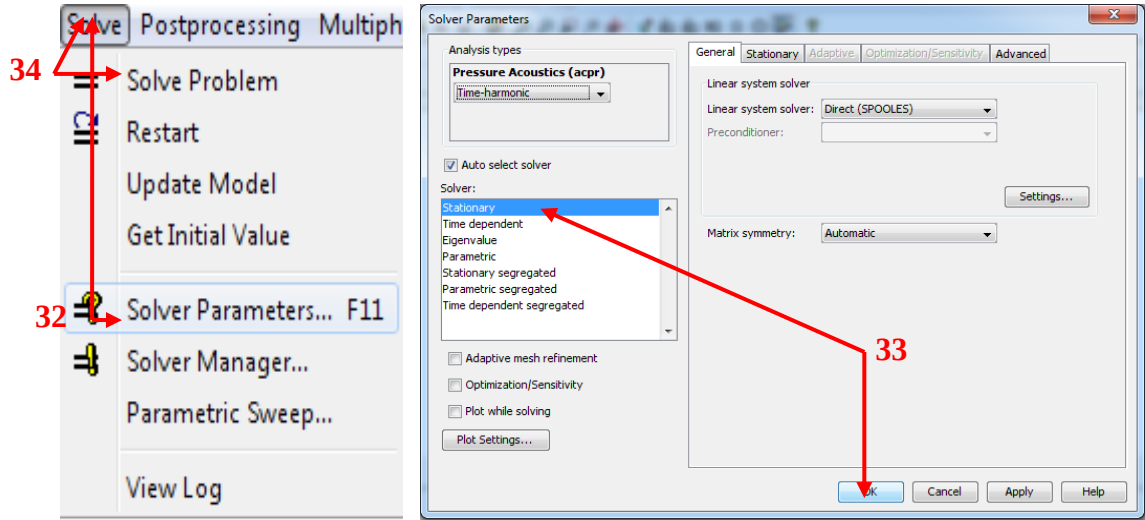
Şekil 9.16. Mesh işleminin yapılabilmesi için gerekli parametrelerin girilmesi, 28-31 arası adımların ekran görüntüsü

Study:

32. Adım : *Solve* menüsünden **Solver Parametres** seçilir.

33. Adım : Listedeki **Stationary** seçimi yapıldıktan sonra **OK** butonu seçilir.

34. Adım : *Solve* menüsünden **Solve Problem** seçilince program çalışmaya başlar.

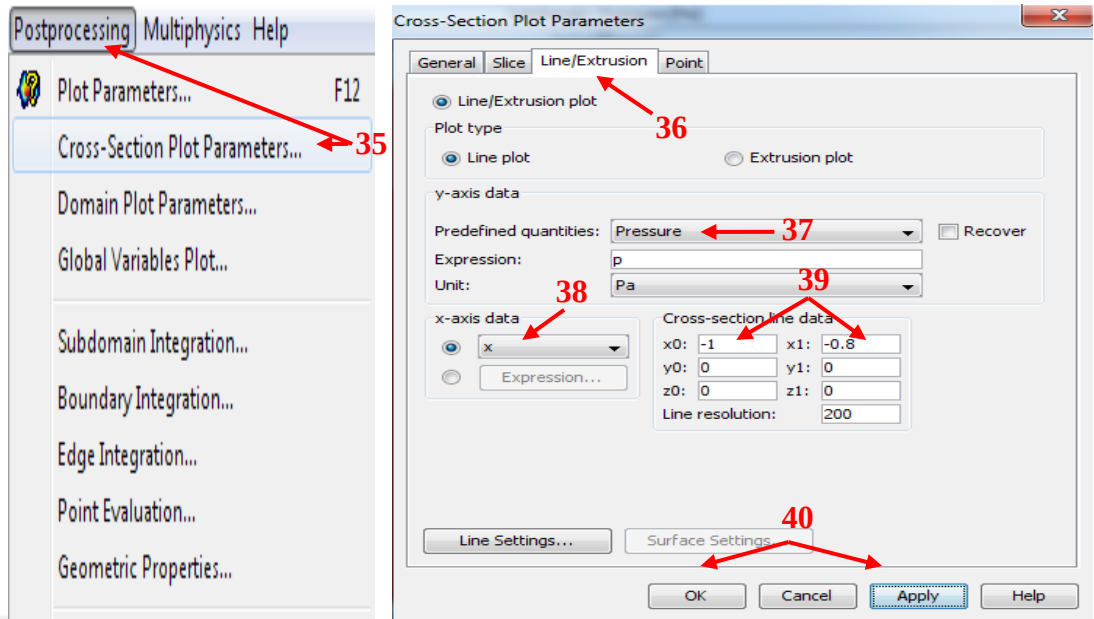


Şekil 9.17. Çözümleme işleminin başlatılması için gerekli ayarlamaların yapılması, 32. 33. Ve 34. adımların ekran görüntüsü

RESULTS :

Result 1: ‘Aksiyel eksen boyunca basınç genliği’ grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.3) :

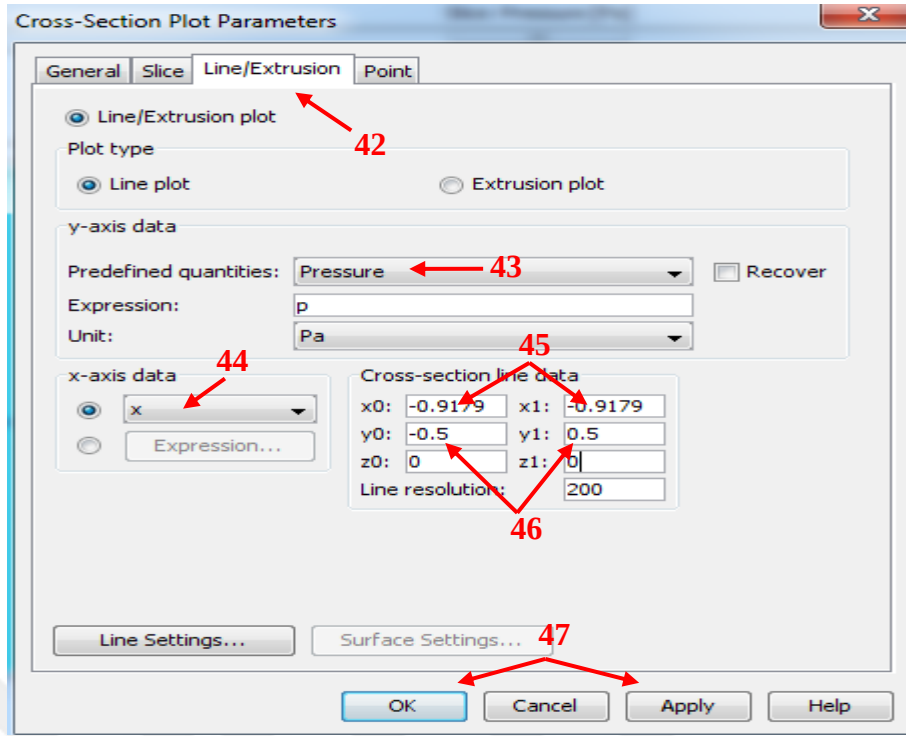
35. **Adım :** *Postprocessing* menüsünden **Cross-Section Plot Parameters** seçilir.
36. **Adım :** *Cross-Section Plot Parametres* penceresinden **Line/Extrusion** sekmesi seçilir.
37. **Adım :** Açılan pencerede *y-axis data* için, *Predefined quantities* listesinden **Pressure** seçilir.
38. **Adım :** *x-axis data* için, listeden **x** seçilir.
39. **Adım :** x ve y grafiğinin oluşturulacağı eksen koordinatlarının girilmesi için *Cross-section line data*’da $x_0 = -1$ ve $x_1 = -0.8$ değerleri girilir.
40. **Adım :** **Apply** ve **OK** butonlarının seçilmesiyle grafik çizdirilir.



Şekil 9.18. Aksiyel eksen boyunca basınç genliği grafiğinin elde edilmesi için gerekli ayarlamaların yapılması, 35-40 arası adımların ekran görüntüsü

Result 2: ‘Radyal eksen boyunca basınç genliği’ grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.4) :

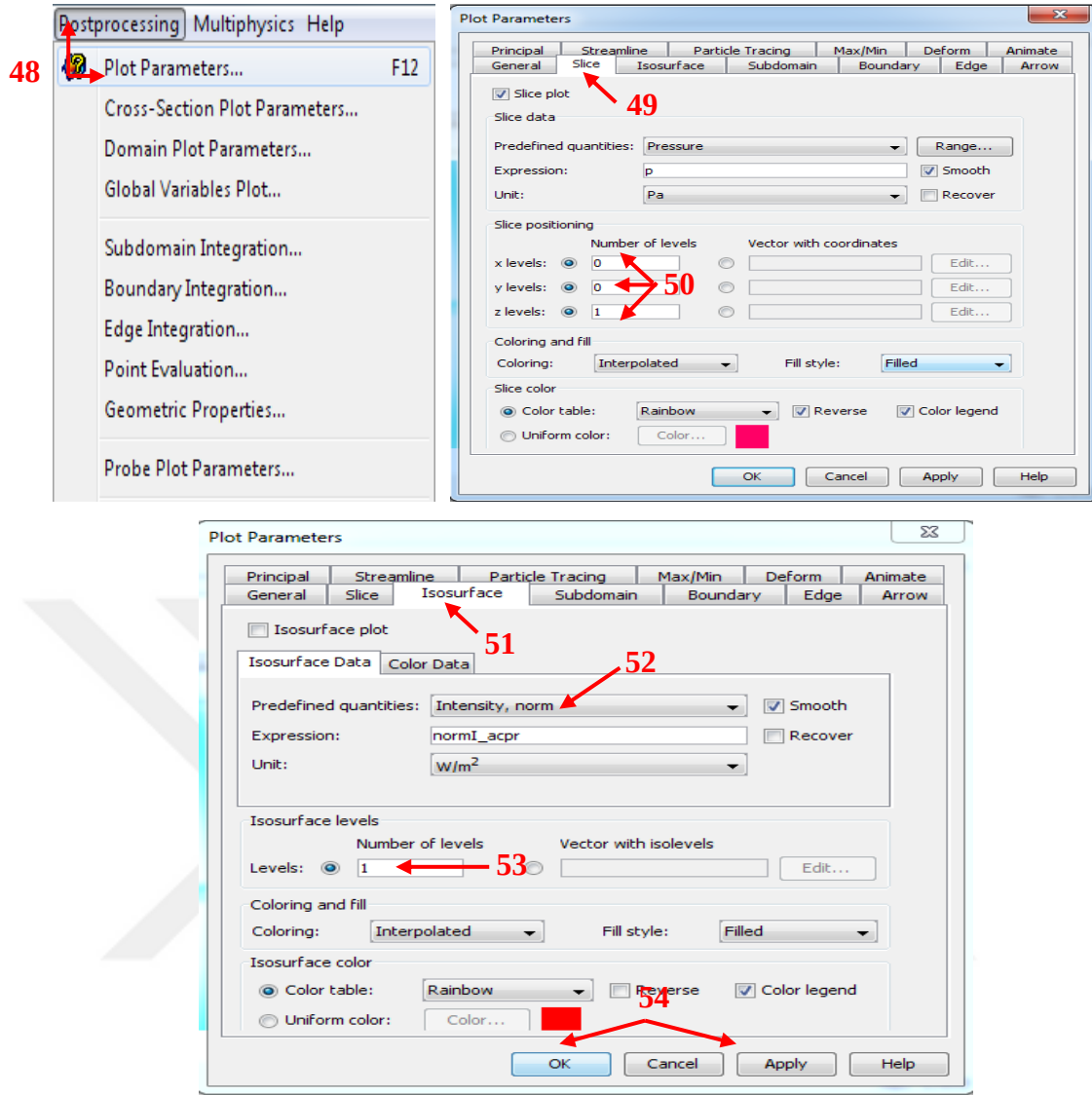
41. **Adım :** *Postprocessing* menüsünden **Cross-Section Plot Parameters** seçilir.
42. **Adım :** *Cross-Section Plot Parametres* penceresinden **Line/Extrusion** sekmesi seçilir.
43. **Adım :** Açılan pencerede *y-axis data* için, *Predefined quantities* listesinden **Pressure** seçilir.
44. **Adım :** *x-axis data* için, **y** seçilir.
45. **Adım :** x ve y grafiğinin oluşturulacağı eksen koordinatlarının girilmesi için *Cross-section line data*’da, aksiyel eksenden elde edilen odak noktası $x_0 = x_1 = -0.9179$ değeri girilir.
46. **Adım :** $y_0 = -0.5$ ve $y_1 = 0.5$ değerleri girilir.
47. **Adım :** **Apply** ve **OK** butonlarının seçilmesiyle grafik çizdirilir.



Şekil 9.19. Radyal eksen boyunca basınç genliği grafiğinin elde edilmesi için gerekli ayarlamaların yapılması, 42-47 arası adımların ekran görüntüsü

Result 3: 'Acoustic intensity 2D' grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.5) :

48. Adım : *Postprocessing* menüsünden **Plot Parametres** seçilir.
49. Adım : *Plot Parametres*'ta **Slice** sekmesi seçilir.
50. Adım : *Slice Positioning* kısmında **x=0, y=0 ve z=1** değerleri girilir.
51. Adım : *Plot Parametres*'ta **Isosurface** sekmesi seçilir.
52. Adım : **Predefined Quantities>Intensity norm** seçilir.
53. Adım : **Levels = 1** değeri girilir
54. Adım : **Apply** ve **OK** butonlarının seçilmesiyle 2D grafiği çizdirilir.



Şekil 9.20. *Acoustic intensity 2D* grafiğinin elde edilmesi için gerekli ayarlamaların yapılması, 48-54 arası adımların ekran görüntüsü

Result 4: '*Acoustic intensity 3D*' grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.6) :

55. **Adım :** *Postprocessing* menüsünden **Plot Parametres** seçilir.
56. **Adım :** *Plot Parametres* 'ta **Slice** sekmesi seçilir.
57. **Adım :** **Predefined Quantities>Pressure** seçilir.
58. **Adım :** *Slice Positioning* kısmında *x levels* için **Edit** butonu seçilir.
59. **Adım:** Açılan *Edit* penceresinde *First Value* = **-1**, *Last Value*=**1**, *Step size* =**1** değerleri girilir.
60. **Adım :** **Replace** butonu seçilir.
61. **Adım :** *Slice Positioning* kısmında *y levels* için **Edit** butonu seçilir.
62. **Adım :** Açılan *Edit* penceresinde *First Value* = **0**, *Last Value*=**0**, *Number of values* =**1** değerleri girilir.

63. Adım : **Replace** butonu seçilir.

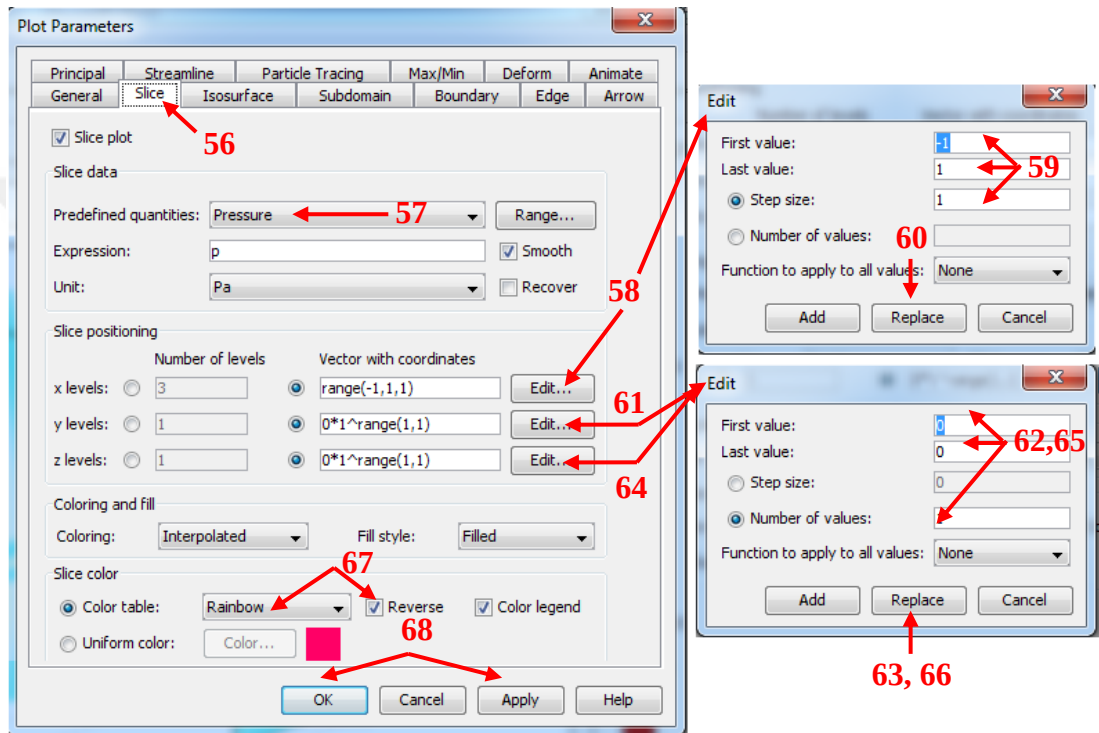
64. Adım : *Slice Positioning* kısmında *z levels* için **Edit** butonu seçilir.

65. Adım : Açılan *Edit* penceresinde *First Value* = 0, *Last Value*=0, *Number of values* =1 değerleri girilir.

66. Adım : **Replace** butonu seçilir.

67. Adım : *Color table* listesinden **Rainbow** seçilir ve **Reverse** aktif hale getirilir.

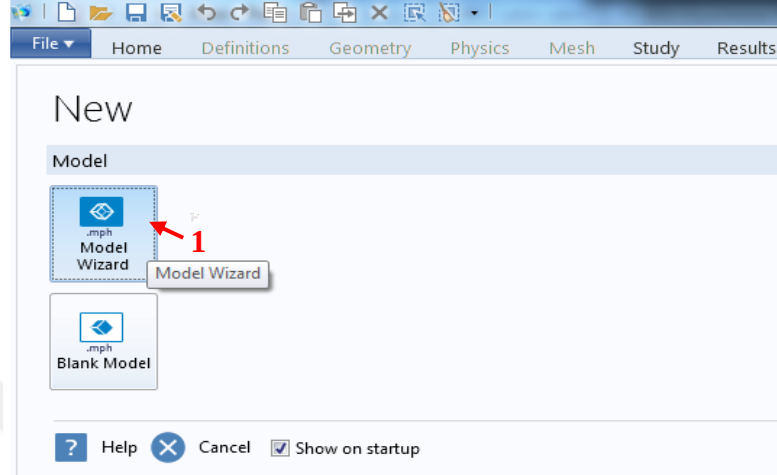
68. Adım : **Apply** ve **OK** butonlarının seçilmesiyle 3D grafiği çizdirilir.



Şekil 9.21. *Acoustic intensity* 3D grafiğinin elde edilmesi için gerekli ayarlamaların yapılması, 56-68 arası adımların ekran görüntüsü

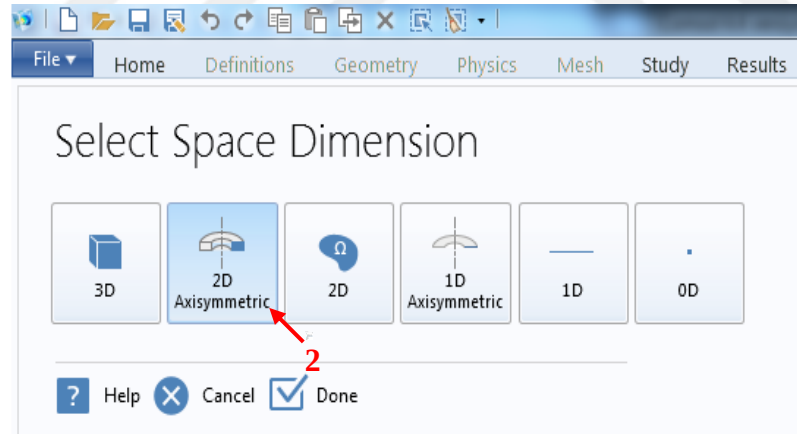
EK 3: HIFU TRANSDUSER'IN COMSOL 4.4 VERSİYONU ile MODELLEME AŞAMALARI

1. Adım : New penceresinden **Model Wizard** seçilir.



Şekil 9.22. Comsol 4.4 versiyonu simülasyon programında yeni model üretmek için 1. adım ekran görüntüsü

2. Adım : **Select Space Dimension** penceresinden **2D Axisymmetric** seçilir.

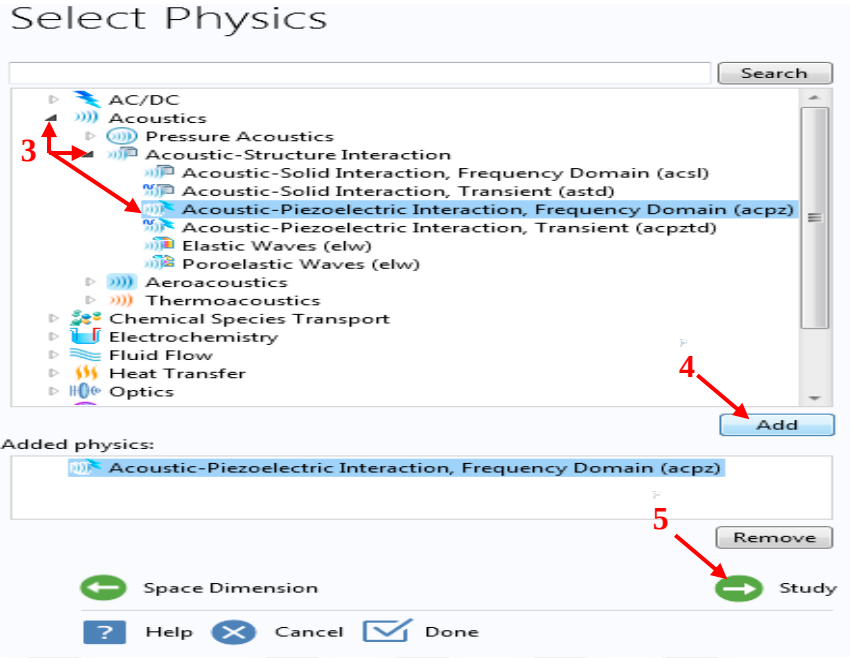


Şekil 9.23. Yeni modelin hangi boyutta çalışılacağına karar verilmesi, 2. adım ekran görüntüsü

3. Adım : **Select physics** penceresinden **Acoustics> Acoustics-Structure Interaction>Acoustics-Piezoelectric Interaction, Frequency Domain (acpz)** seçilir.

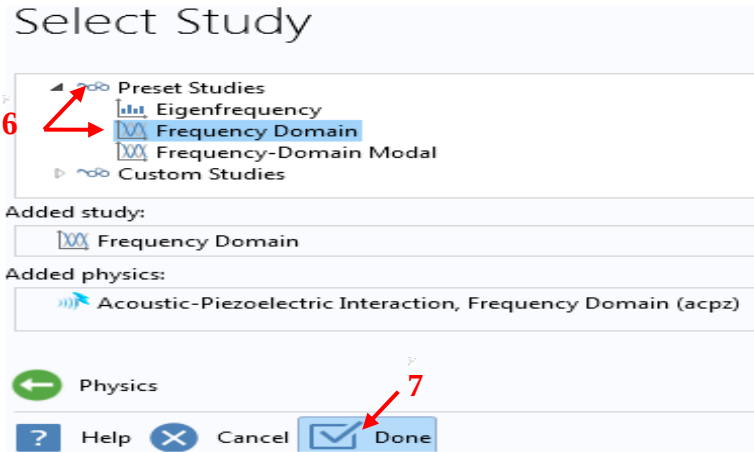
4. Adım : **Add** butonu seçilir.

5. Adım : **Study** butonu seçilir.



Şekil 9.24. Select Physics penceresinden fizik ara yüzün seçilmesi, 3., 4. ve 5. adımların ekran görüntüsü

6. Adım : **Select Study** penceresinden **Preset Studies> Frequency Domain** seçilir.
7. Adım : **DONE** butonuna tıklandıktan sonra domain (çalışma) alanı ekrana gelir.



Şekil 9.25. Sonuçların gösterileceği domain'in seçilmesi, 6. ve 7. adımların ekran görüntüsü

Parametre Tanımlama:

8. Adım : **Home** sayfasından **Parametres (Pi)** seçilir ve aşağıdaki parametreler girilir.

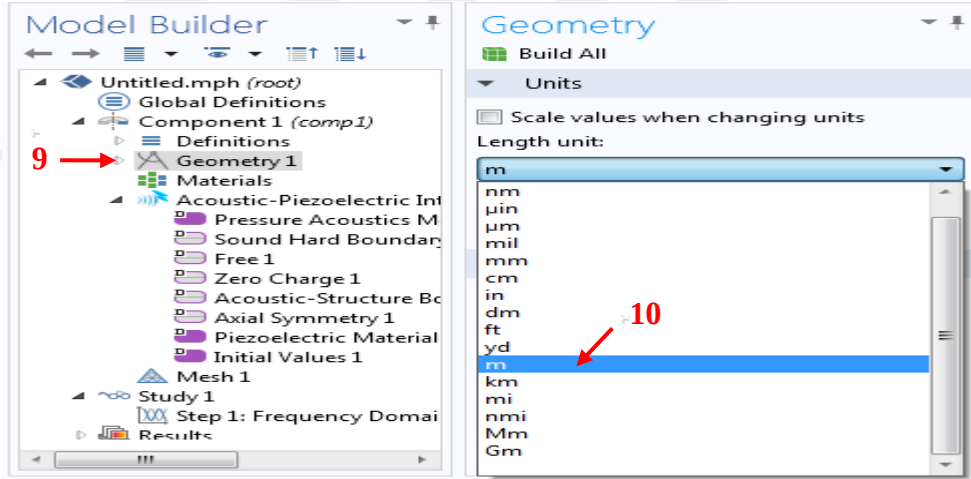
Parameters		
Name	Expression	Value
ic_yaricap	15[mm]	0.015000 m
dis_yaricap	50[mm]	0.050000 m
odak	120[mm]	0.12000 m
kal	7[mm]	0.0070000 m

Şekil 9.26. Teorik modelin tasarımında ve sonuçların elde edilmesinde kullanılan parametreler, 8. adımın ekran görüntüsü

Geometrik Modelleme :

9. Adım : **Model Builder** penceresinden **Component 1 (comp 1)**'in altından **Geomerty 1** seçilir.

10. Adım : Sağ tarafta açılan **Geometry** penceresinden **Length Unit** listesinden **m** seçilir.



Şekil 9.26. Geometrik çizim için ölçüm biriminin tanımlanması, 9. ve 10. adımların ekran görüntüsü

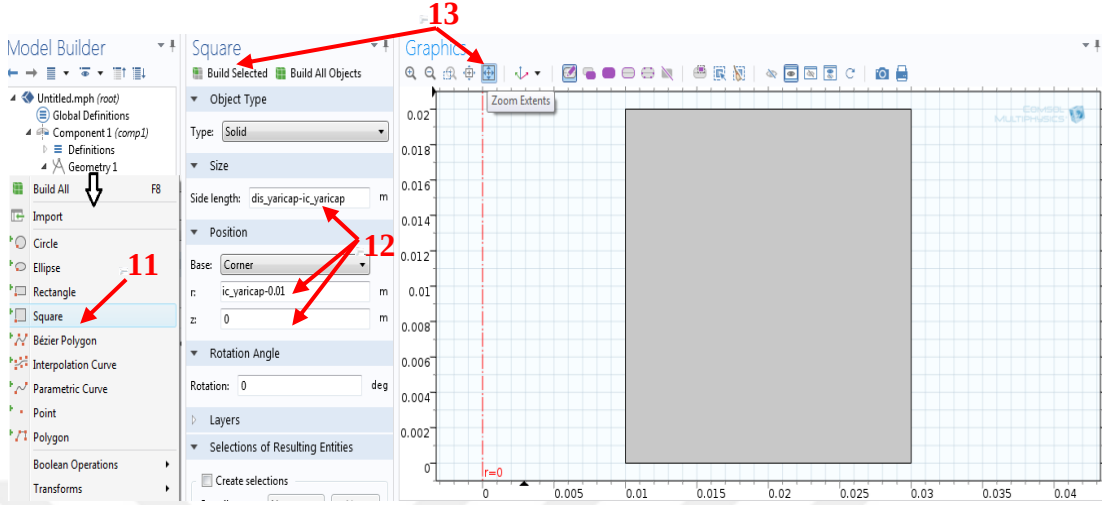
Square 1 (sq1):

11. Adım : **Component 1 (comp 1)**>**Geomerty 1** seçildikten sonra sağa tıklanır ve açılan seçenekler arasından **Square** seçilir.

12. Adım : Sağ rafta açılan **Size** ve **Position** penceresinde aşağıdaki değerler yazılır.

- **Side length** = dis_yaricap-ic_yaricap
- **r** = ic_yaricap-0.01 ve **z** = 0

13. Adım : Build Selected butonu seçilir (1. Model = sq1). Sağ taraftaki **Graphics** penceresinden **Zoom Extent** seçilerek çizilen obje görünür hale getirilir.



Şekil 9.27. 1.Model=sq1 şeklinin oluşturulması, 11., 12. ve 13. adımların ekran görüntüsü

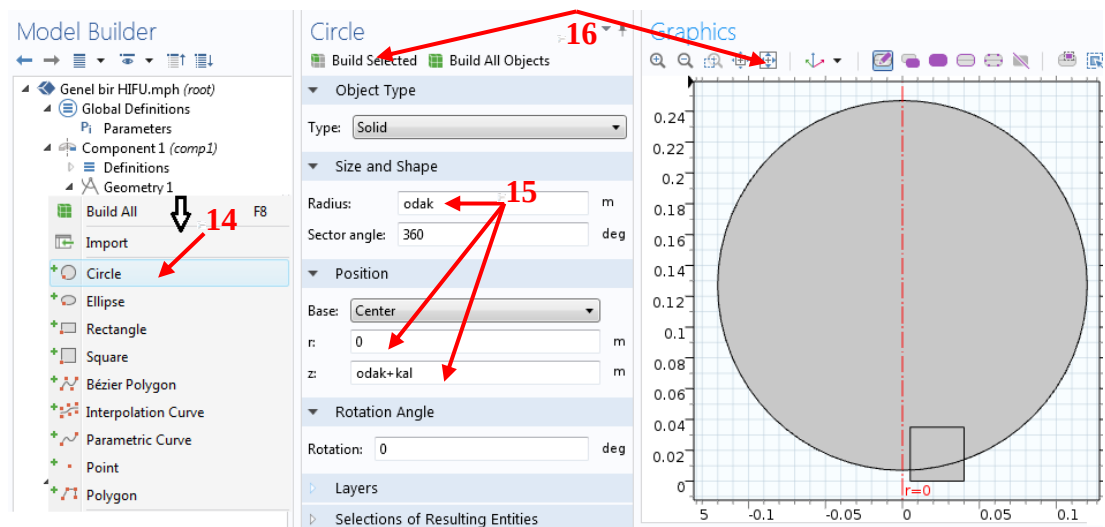
Circle 1 (c1):

14. Adım : Component 1 (comp 1)>Geomerty 1 seçildikten sonra sağa tıklanır ve açılan seçenekler arasından **Circle** seçilir.

15. Adım : Sağ rafta açılan **Size** ve **Position** penceresinde aşağıdaki değerler yazılır.

- **Radius** = odak
- **r** = 0 ve **z** = odak+kal

16. Adım : Build Selected butonu seçilir (2. Model = c1) ve ardından **Zoom Extent** seçilerek çizilen obje görünür hale getirilir.



Şekil 9.28. 2.Model=c1 şeklinin oluşturulması, 14-16. adımların ekran görüntüsü

Rectangle 1 (r1):

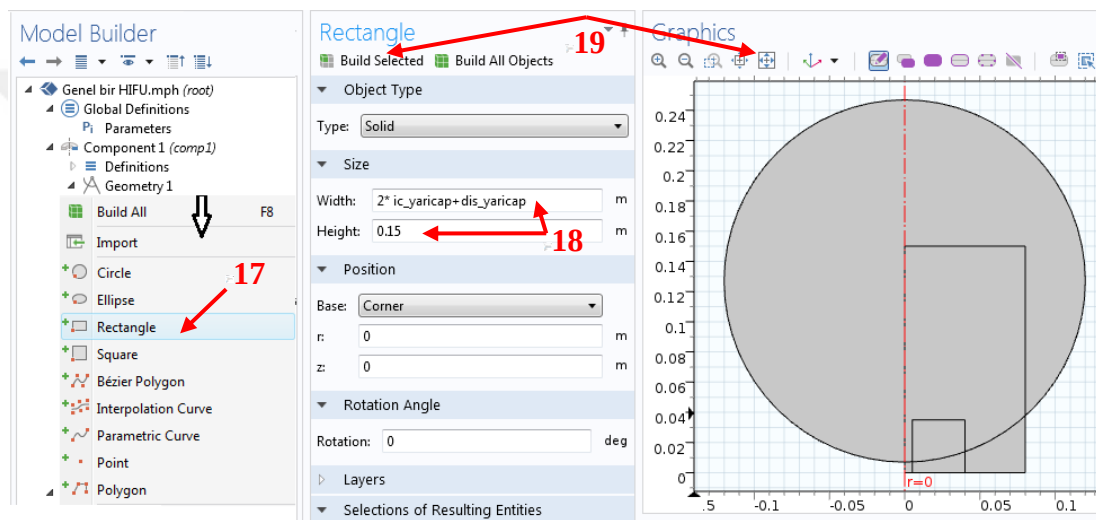
17. Adım : *Component 1 (comp 1)*>**Geomerty 1** seçildikten sonra sağa tıklanır ve açılan seçenekler arasından **Rectangle 1** seçilir.

18. Adım : Sağ rafta açılan **Size** ve **Position** penceresinde aşağıdaki değerler yazılır.

➤ **Width** = $2 * ic_yaricap + dis_yaricap$

➤ **Height** = 0.15

19. Adım : **Build Selected** butonu seçilir (3. Model = r1) ve ardından **Zoom Extent** seçilerek çizilen obje görünür hale getirilir.



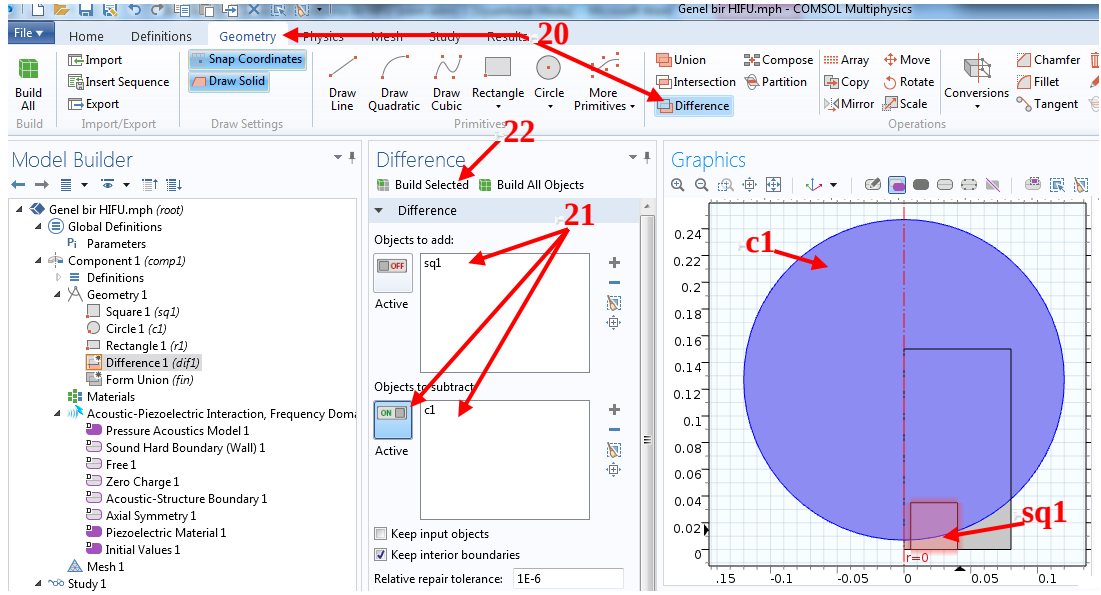
Şekil 9.29. 3.Model = r1 şeklinin oluşturulması, 17-19 arası adımların ekran görüntüsü

Difference 1 (dif1):

20. Adım : **Home** sekmesi hizasından **Geometry** seçilir ve geometrik işlem seçeneklerinden **Difference** butonu seçilir.

21. Adım : **Objects to add** kısmına şekiller üzerinden **sq1** seçilir, **Objects to subtract** kısmına geçerken butonu **Active** hale getirilir ve şekiller üzerinden **c1** seçilir.

22. Adım : **Build Selected** butonu seçilir (4. Model=dif1).



Şekil 9.30. 4.Model=dif1 şeklinin, sq1 ve c1 şekillerinden oluşturulması, 20., 21. ve 22. adımların ekran görüntüsü

Rectangle 2 (r2):

23. Adım : *Component 1 (comp 1)*>**Geomerty 1** seçildikten sonra sağa tıklanır ve açılan seçenekler arasından **Rectangle 1** seçilir.

24. Adım : Sağ rafta açılan **Size** ve **Position** penceresinde aşağıdaki değerler yazılır.

- **Width** = $ic_yaricap-0.01$
- **Height** = 0.0045

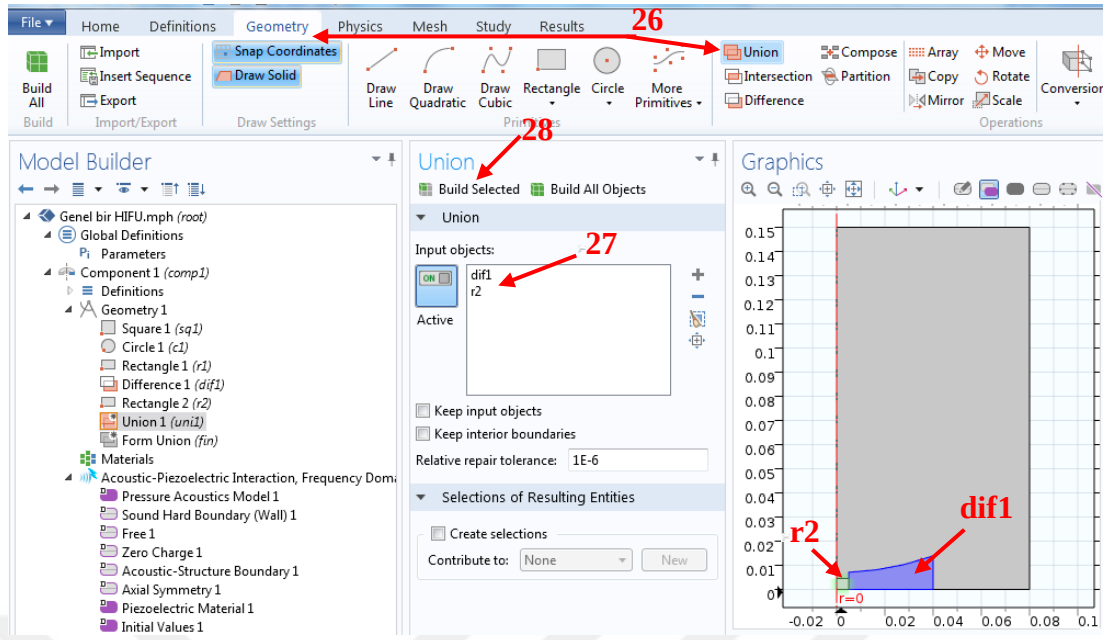
25. Adım : **Build Selected** butonu seçilir (5. Model = r1) ve ardından **Zoom Extent** seçilerek çizilen obje görünür hale getirilir.

Union 1 (uni1):

26. Adım : **Home** sekmesi hizasından **Geometry** seçilir ve geometrik işlem seçeneklerinden **Union** butonu seçilir.

27. Adım : **Input objects** kısmına, şekiller üzerinden **dif1** ve **r2** seçilir.

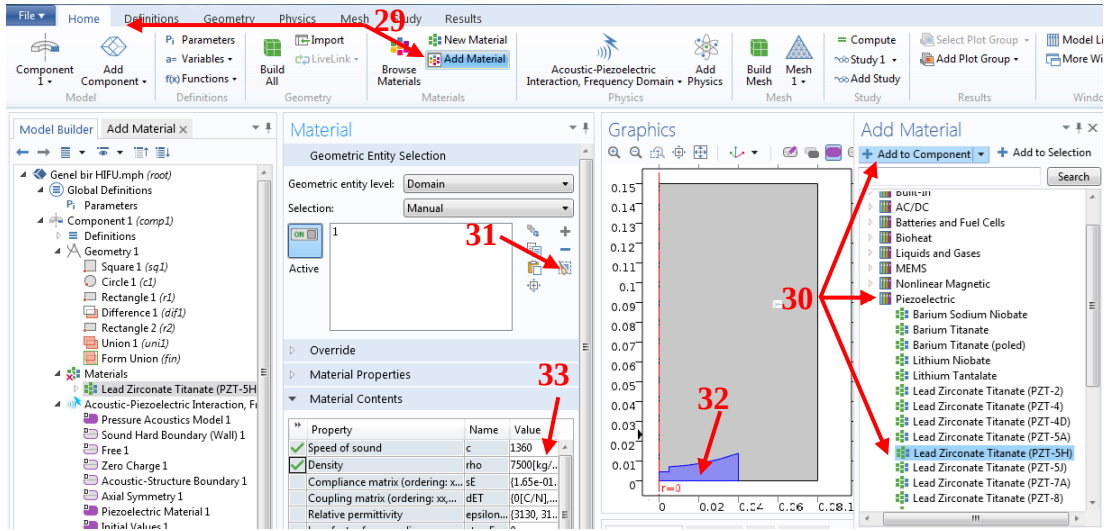
28. Adım : **Build Selected** butonu seçilir (6. Model= uni1).



Şekil 9.31. 6. Model= uni1 şeklinin, dif1 ve r2 şekillerinin birleşiminden oluşturulması, 26., 27. ve 28. adımların ekran görüntüsü

Materials:

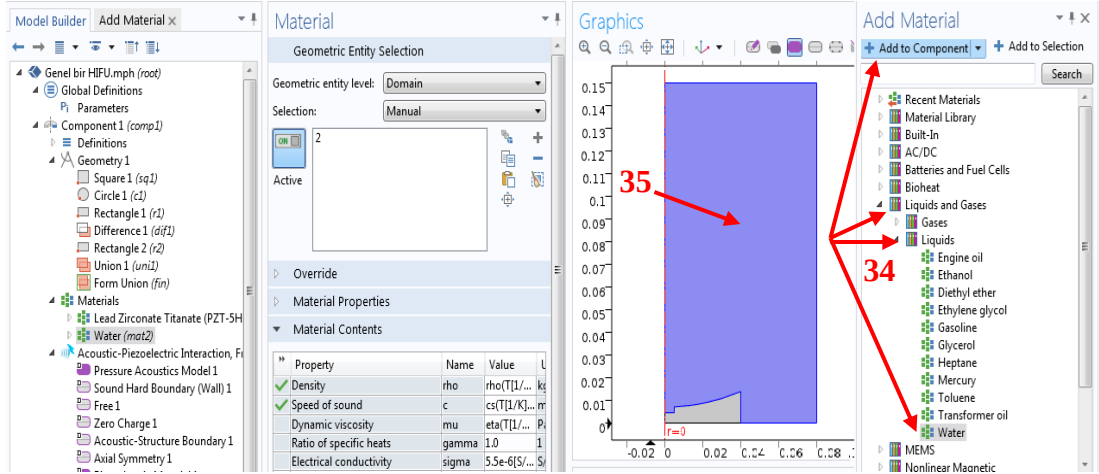
29. Adım : **Home** sekmesi seçilir. Ardından **Materials>Add Material** seçilir.
30. Adım : En sağda açılan **Add Material** sekmesinin altından **Piezoelectric>Lead Zirconate Titanate (PZT-5H)** seçilir. **Add to Component** butonu seçilir ve **Model Builder** penceresinin sağ tarafında **Geometric Entity Selection** penceresi açılır.
31. Adım : **+** ve **-** işaretlerinin altındaki **Clear Selection** seçilir.
32. Adım : Geometrik model üzerinden **1. domain** seçilir.
33. Adım : *Property*'nin hızasında bulunan *Value* sütununa *Speed of sound*'a karşılık, PZT'deki ses hızı = 1360 m/s olarak girilir.



Şekil 9.32. Transduser'ın malzemesi için PZT materyalinin tanıtılması ve ses hızının girilmesi, 29-33 arası adımların ekran görüntüsü

34. Adım : Add Material sekmesinin altından **Liquids and Gases>Liquids>Water** seçilir. **Add to Component** butonu seçilir ve **Model Builder** penceresinden ve **Model Builder** penceresinin sağ tarafında **Geometric Entity Selection** penceresi açılır.

35. Adım : Çalışma alanındaki geometrilerin malzeme tipinin programa tanıtımı için, geometrik model üzerinden **2. domain** seçilir.



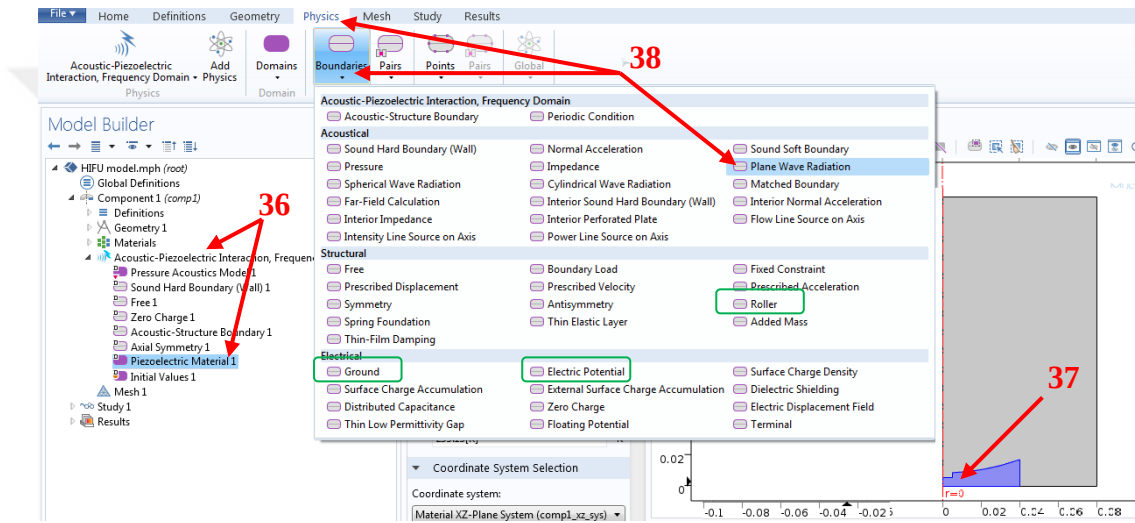
Şekil 9.33. Dalgaların yayılacağı ortam olarak su ortamının programa tanıtılması, 34. ve 35. adımların ekran görüntüsü

Boundaries:

36. Adım : Model Builder penceresinden *Acoustic-Piezoelectric Interaction, Frequency Domain (acpz) > Piezoelectric Material 1* seçilir.

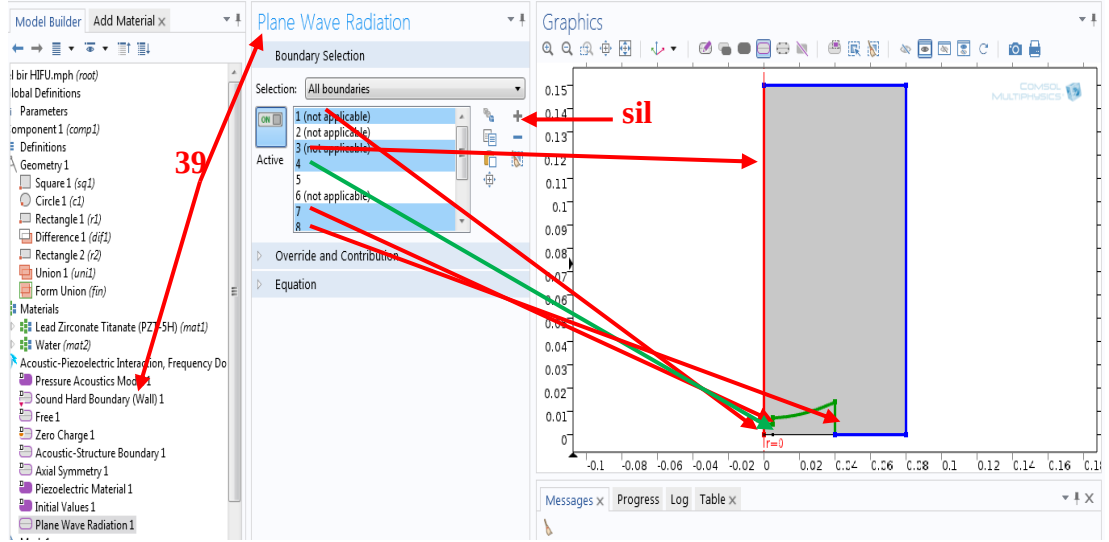
37. Adım : Geometrik model üzerinden **1. domain** seçilir.

38. Adım : *Component 1 > Acoustic-Piezoelectric Interaction, Frequency Domain (acpz) > Plane Wave Radiation 1*'in görünmesi için, **Home** sekmesi hizasından **Physics** seçilir ve ardından **Boundaries > Acoustical > Plane Wave Radiation** seçilir.



Şekil 9.34. PZT materyalinin sınır koşullarının belirlenmesi, 36., 37. ve 38. adımların ekran görüntüsü

39. Adım : **Plane Wave Radiation 1** seçilir. Yan tarafta açılan pencerede **Selection**'dan *All Boundaries* seçilince, bütün alan sınırlarının numaraları gelir. Bunların içinden '1,3,4,7,8,11' nolu alan çizgileri, Şekil 10.35'te görüldüğü gibi tek tek silindikten sonra 2,5,6,9,10 nolu alan sınırları kalır.



Şekil 9.35. 2,5,6,9,10 nolu alan sınırları için *Plane Wave Radiation* sınır koşulunun belirlenmesi, 39. adımın ekran görüntüsü

40. Adım : **Model Builder** penceresinde *Component 1>Acoustic-Piezoelectric Interaction, Frequency Domain (acpz) > Roller1*'in görünmesi için, **Boundaries>Structural>Roller** seçilir.

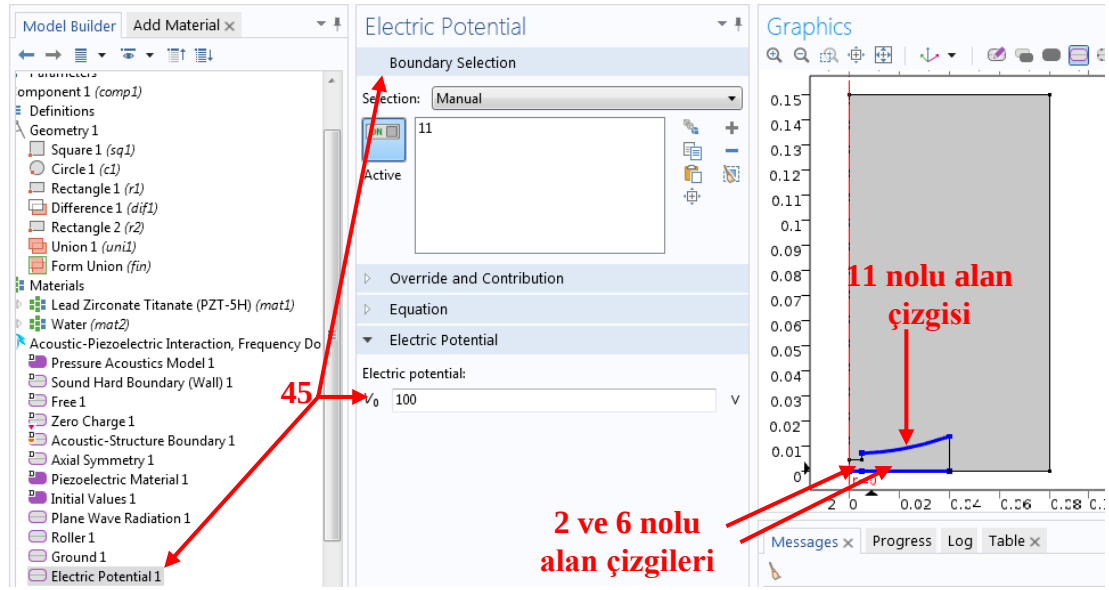
41. Adım : **Roller 1** seçiminden sonra yan tarafta açılan pencerede *Selection*'dan **All Boundaries** seçilerek bütün sınır numaralarının gelmesi sağlanır. Bunların içinden '2,6' nolu alan çizgileri kalacak şekilde diğerleri tek tek seçilip silinir.

42. Adım : **Model Builder** penceresinde *Component 1>Acoustic-Piezoelectric Interaction, Frequency Domain (acpz) > Ground 1*'in görünmesi için, **Boundaries>Electrical > Ground** seçilir.

43. Adım : **Ground 1** seçiminden sonra yan tarafta açılan pencerede *Selection*'dan **All Boundaries** seçilerek bütün sınır numaralarının gelmesi sağlanır. Bunların içinden '2,6' nolu alan çizgileri kalacak şekilde diğerleri tek tek seçilip silinir.

44. Adım : **Model Builder** penceresinde *Component 1>Acoustic-Piezoelectric Interaction, Frequency Domain (acpz)>Electric Potential 1*'in görünmesi için, **Boundaries>Electrical > Electric Potential** seçilir.

45. Adım : **Electric Potential 1** seçiminden sonra yan tarafta açılan pencerede **Selection**'dan **All Boundaries** seçilerek bütün sınır numaralarının gelmesi sağlanır. Bunların içinden sadece '11' nolu alan çizgisi kalacak şekilde diğerleri tek tek seçilip silinir ve $V_0 = 100V$ değeri yazılır.

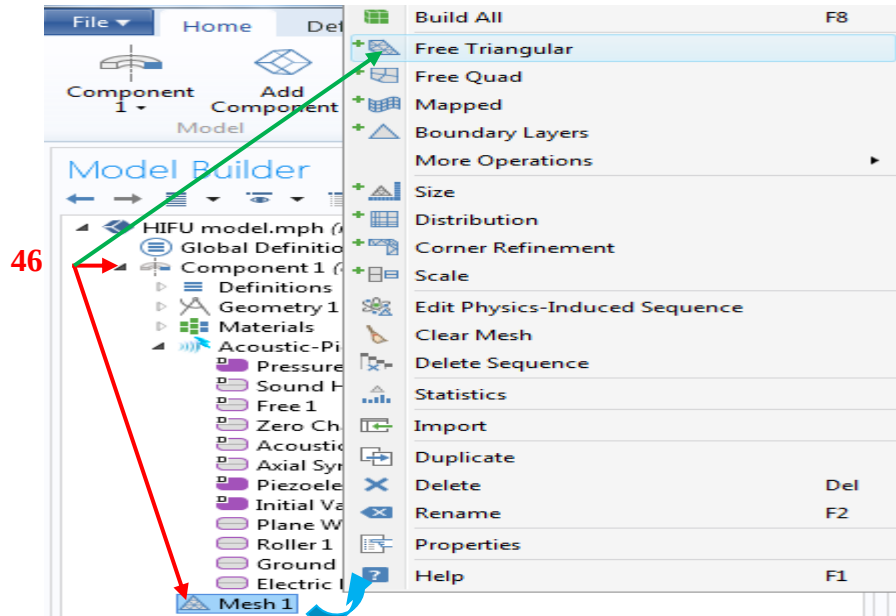


Şekil 9.36. 11 nolu alan sınırları için *Electrical Potential* sınır koşulunun belirlenmesi (2 ve 6 nolu alan çizgileri), 45. adımın ekran görüntüsü

MESH 1:

Free Triangular 1:

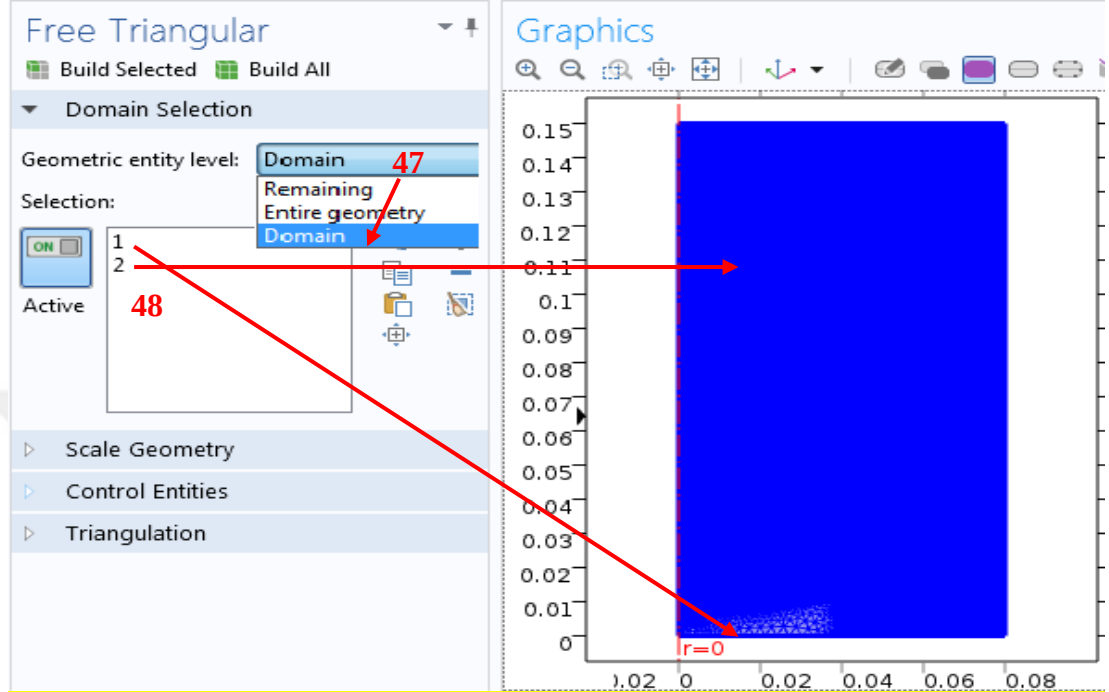
46. Adım : **Model Builder** penceresinde **Component 1>Mesh 1** seçildikten sonra sağa tıklanır ve açılan seçeneklerden **Free Triangular** seçilir.



Şekil 9.37. Geometrik modelin akustik alan hesabı öncesinde *mesh*'leme için *Free Triangular* seçiminin yapılması, 46. adımın ekran görüntüsü

47. Adım : *Free Triangular 1* penceresinde *Geometric Entity Level*'dan **Domain** seçilir.

48. Adım : Geometrik şekil üzerinden **1 ve 2** nolu domain'ler seçilir.



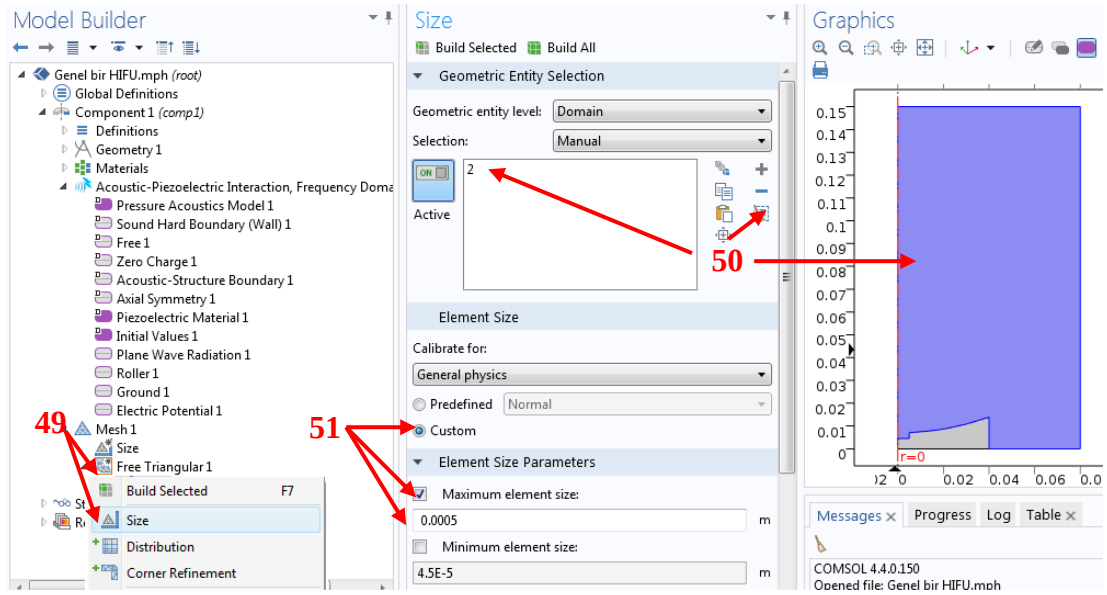
Şekil 9.38. Free Triangular için domain'lerin seçimi, 47. ve 48. adımların ekran görüntüsü

Size 1:

49. Adım : *Component 1>Mesh 1>Free Triangular 1* seçildikten sonra sağa tıklanır ve **Size** seçilir.

50. Adım : **Geometric Entity Selection** bölmesinden **Clear Selection** seçilir ve ardından geometrik şekil üzerinden **2** nolu domain seçilir.

51. Adım : *Element Size* bölmesinin altından **Custom** aktif hale getirildikten sonra *Element Size Parameters*'ta **Maximum Element Size** kutucuğu aktif hale getirilir ve **Maximum Element Size** = 0.0005 yazılır.



Şekil 9.39. *Free Triangular*'da *Size* ayarının yapılması, 49., 50., ve 51. adımların ekran görüntüsü

Size 2:

52. **Adım** : *Free Triangular 1* seçildikten sonra sağa tıklanır ve **Size** seçilir.

53. **Adım** : **Clear Selection** seçilir ve ardından geometrik şekil üzerinden **1** nolu domain seçilir.

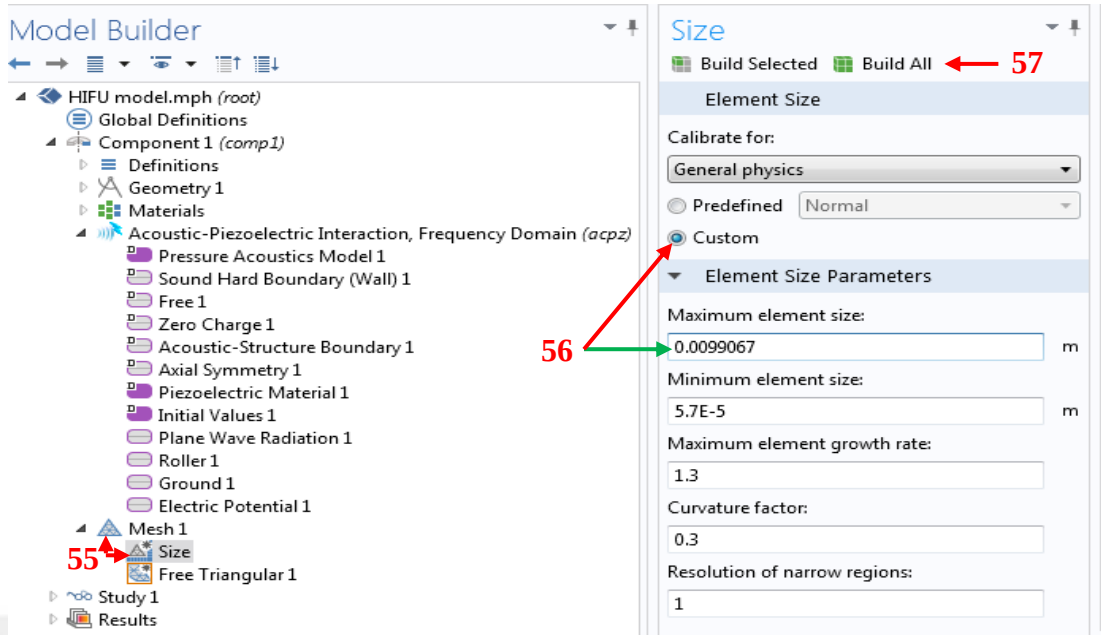
54. **Adım** : *Element Size* bölümünün altından **Custom** aktif hale getirildikten sonra *Element Size Parameters*'ta **Maximum Element Size** kutucuğu aktif hale getirilir ve **Maximum Element Size** = 0.0007 yazılır.

Size:

55. **Adım** : *Component 1 > Mesh 1*'in hemen altındaki **Size** seçilir.

56. **Adım** : *Element Size* bölümünün altından **Custom** aktif hale getirilince *Element Size Parameters*'ta **Maximum Element Size** = 0.0099067 yazılır.

57. **Adım** : **Build All** butonu seçilince mesh işlemi gerçekleşmiş olur.



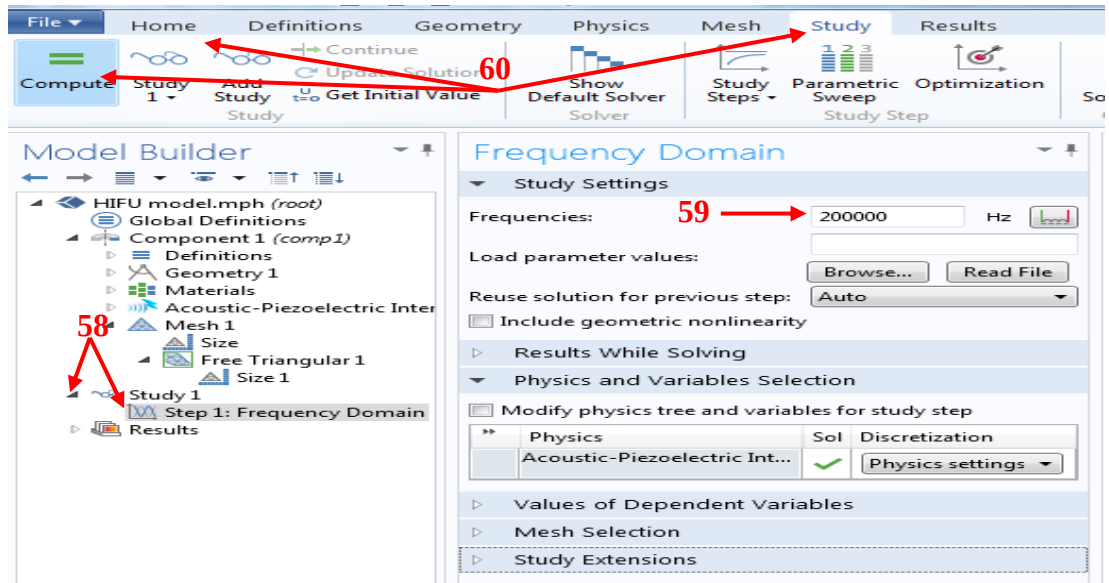
Şekil 9.40. Mesh'lemede Size ayarının yapılması, 55-57. adımların ekran görüntüsü

Study:

58. Adım : **Model Builder** penceresinde **Study 1 > Step 1: Frequency Domain** seçilir.

59. Adım : Sağ tarafta açılan *Frequency Domain* penceresinde **Frequencies = 200 kHz** yazılır.

60. Adım : **Home**'un hizasından **Study** seçilir, ardından = **Compute** seçilir.



Şekil 9.41. Frekans ortamında hesaplamanın başlatılması, 58., 59. ve 60., adımların ekran görüntüsü

RESULTS :

Result 1: ‘*Aksiyel eksen boyunca basınç genliği*’ grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.9) :

1D Plot Group 4:

61. Adım : *Home* sayfasından, **Add Plot Group>1D Plot Group** seçilir.
62. Adım : **Plot Settings** bölmesinden **x-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine ‘***z*** (***mm***)’ yazılır.
63. Adım : **y-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine ‘***Basınç Genliği (Pa)***’ yazılır.
64. Adım : *Results>1D Plot Group 4* seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanarak **Rename** seçilir ve **New name** kısmına ‘***Aksiyel eksen boyunca basınç genliği***’ yazılır. Sonra da **OK** seçilir.

Aksiyel eksen boyunca basınç genliği :

65. Adım : *Home*’un hemen altındaki butonlardan **Line Graph** seçilir.
66. Adım : Açılan *Line Graph* penceresinden **Selection** bölümünden **All Boundaries** seçilir.
67. Adım : Akustik eksen boyunca olan ‘**1 ve 3**’ alan sınırları kalacak şekilde, diğer alan sınırları silinir.
68. Adım : **y-Axis Data** hizasından **Replace Expression** listesinden, **Pressure Acoustics, Frequency Domain> Pressure and sound pressure level> Absolute pressure (acpr.absp)** seçilir.
69. Adım : **x-Axis Data> Parameter** listesinden, **Expression** seçilir.
70. Adım : **Expression = z** yazılır ve **Unit = m** seçilir.
71. Adım : **Plot (F8)** butonu seçilir.

Result 2: ‘*Radyal eksen boyunca basınç genliği*’ grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.10) :

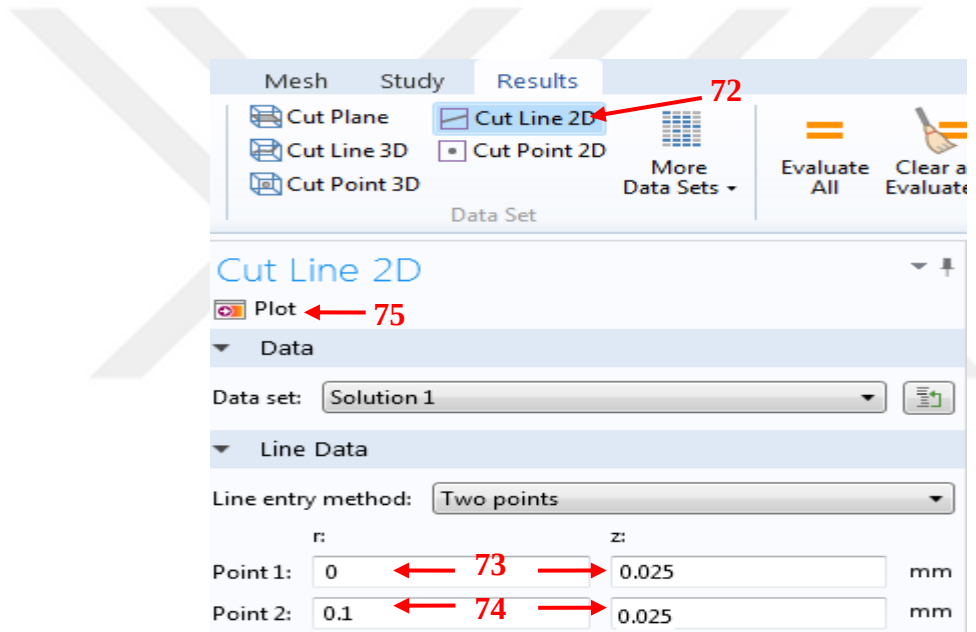
Data Sets :

72. Adım : *Home* sekmesinin hizasından *Results* seçildikten sonra **Cut Line 2D** seçilir.

73. Adım : **Cut Line 2D** penceresinde, **Line Data** bölümünde, **Point 1**, $r = 0$, $z=0.025$ yazılır.

74. Adım : **Point 2**, $r = 0.1$, $z = 0.025$ yazılır.

75. Adım : **Plot (F8)** butonu seçilir.



Şekil 9.42. *Radyal eksen boyunca basınç genliği* grafiğinin çizimi için veri oluşturma, 72-75 arası adımların ekran görüntüsü

1D Plot Group 5:

76. Adım : *Home* sayfasından, **Add Plot Group>1D Plot Group** seçilir.

77. Adım : **Plot Settings** bölmesinden **x-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine ‘*r* (*mm*)’ yazılır.

78. Adım : **y-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine ‘*Basınç Genliği (Pa)*’ yazılır.

Adım : *Results>1D Plot Group 5* seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanarak **Rename** seçilir ve **New name** kısmına ‘*Radyal eksen boyunca basınç genliği*’ yazılır. Sonra da **OK** seçilir.

Radyal eksen boyunca basınç genliği:

79. Adım : *Home*'un hemen altındaki butonlardan **Line Graph** seçilir.
80. Adım : Açılan *Line Graph* penceresinde, **x-Axis Data**> **Parameter** listesinden, **Expression** seçilir. *Expression* = **r** yazılır.
81. Adım : **Quality** bölümü açılır ve **Resolution** listesinden **Finer** seçilir.
82. Adım : **Plot (F8)** butonu seçilir.
83. Adım : *Results*> *Radyal eksen boyunca basınç genliği* >**Line Graph 1** seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanır ve **Duplicate** seçilir.
84. Adım : *Line Graph* penceresinde, **x-Axis Data** bölümünde *Expression*= **-r** ifadesi girilir.
85. Adım : Sırasıyla **Coloring and style**>**Line style**> **Color** listesinden, **Blue** seçilir.
86. Adım : *Model Builder* penceresinden *Radyal eksen boyunca basınç genliği* seçilir.
87. Adım : **Plot (F8)** butonu seçilir.

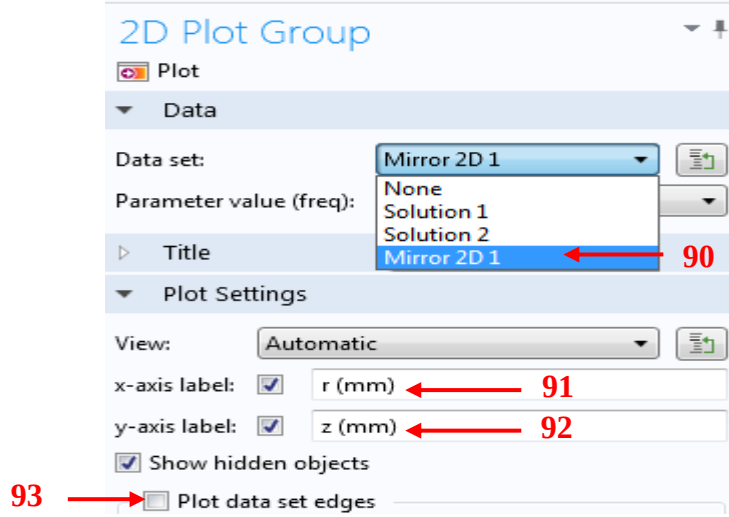
Result 3: '2D acoustic intensity' grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.11) :

Data Sets :

88. Adım : *Home* sekmesinin hizasından **Results** seçildikten sonra *More Data Sets*>*2D Data Sets*> **Mirror 2D** seçilir.

Acoustic Intensity :

89. Adım : *Model Builder* penceresinden, *Results*> **Acoustic Intensity** seçilir.
90. Adım : Açılan **2D Plot Group** penceresinden **Data Set** listesinden **Mirror 2D 1** seçilir.
91. Adım : **Plot Settings** bölümünden **x-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine **r** (mm) yazılır.
92. Adım : **y-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine **z** (mm) yazılır.
93. Adım : **Plot data set edges** kutucuğundaki işaret kaldırılır.



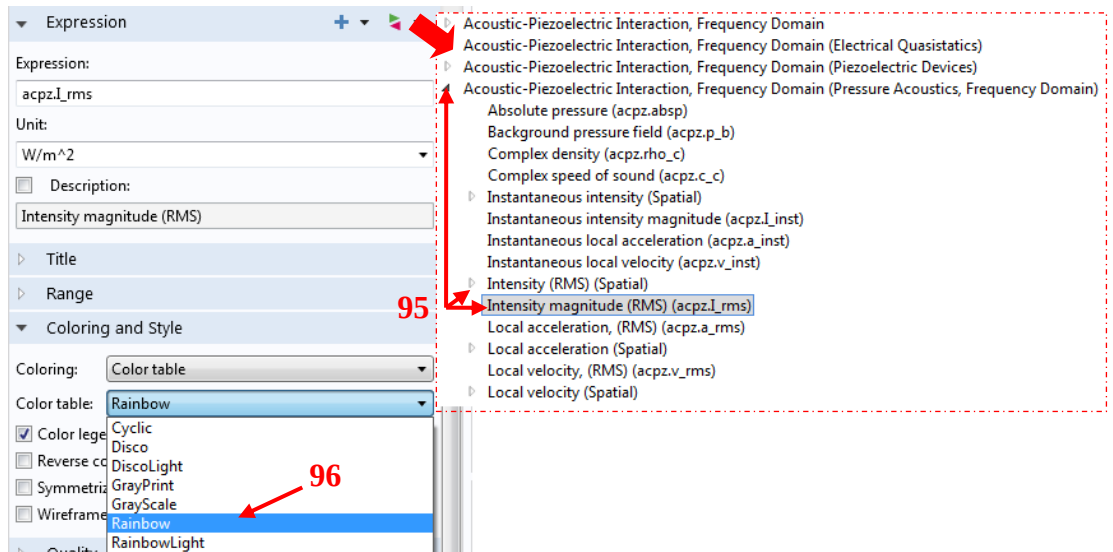
Şekil 9.43. 2D Plot Group için dataların alınacağı yerin belirlenmesi, x ve y koordinat tanımlaması, 90-93 arası adımların ekran görüntüsü

94. Adım : Model Builder penceresinden, **Results> Acoustic Intensity> Surface 1** seçilir.

95. Adım : Açılan **Surface** penceresinde, **Expression** hizasından **Replace Expression** listesinden, **Acoustics-Piezoelectric Interaction, Frequency Domain (Pressure Acoustics, Frequency Domain)> Intensity (RMS) (Spatial)> Intensity magnitude (RMS) (acpz.I_rms)** seçilir.

96. Adım : **Coloring and Style** bölümünde **Color table** listesinden, **Rainbow** seçilir.

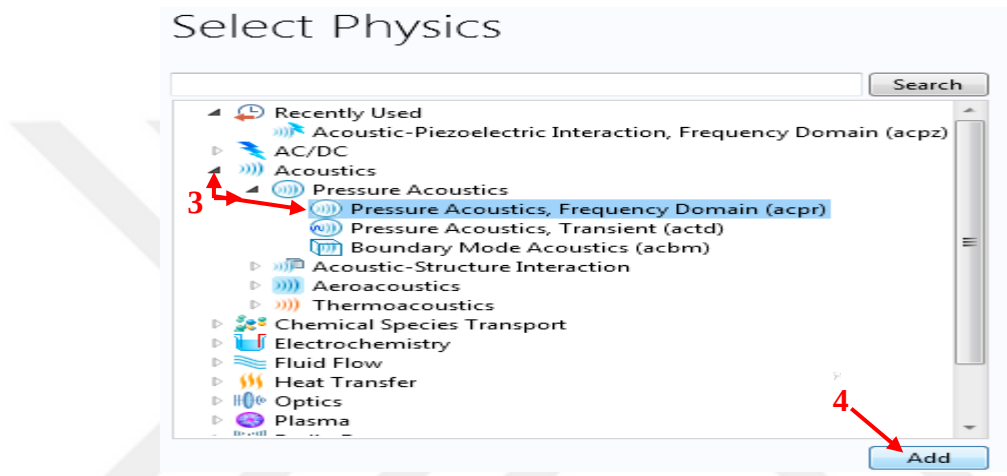
97. Adım : **Plot (F8)** butonu seçilir.



Şekil 9.44. Akustik intensity grafiğinin çizimi için y ekseninin belirlenmesi, 95. ve 96. adımların ekran görüntüsü

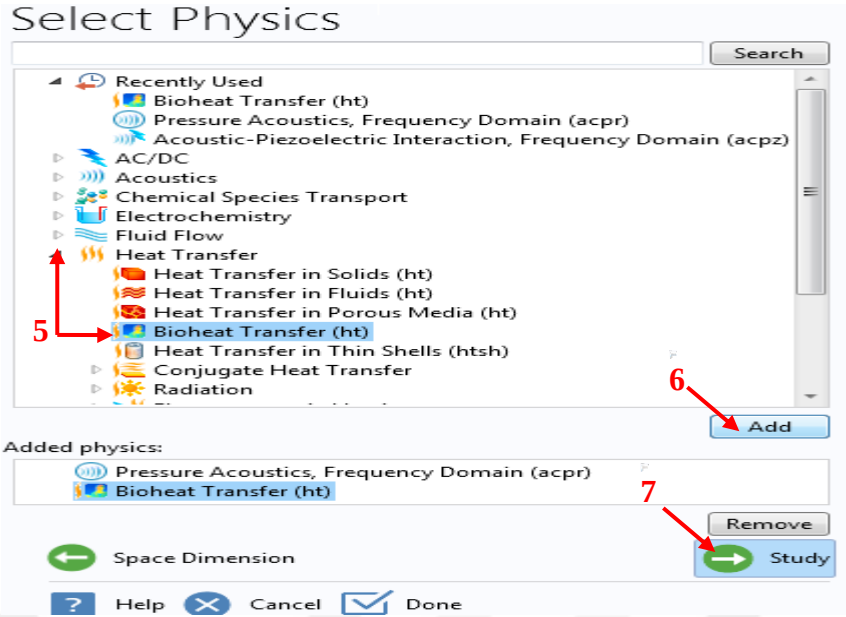
EK 4: ORTASINDA AÇIKLIK OLAN HIFU TRANSDUSER'IN COMSOL 4.4 VERSİYONU ile MODELLEME AŞAMALARI

1. Adım : New penceresinden **Model Wizard** seçilir.
2. Adım : **Select Space Dimension** penceresinden **2D Axisymmetric** seçilir.
3. Adım : **Select physics** penceresinden **Acoustics> Pressure Acoustics> Pressure Acoustics, Frequency Domain (acpr)** seçilir.
4. Adım : **Add** butonu seçilir.



Şekil 9.45. Select Physics penceresinden 1. fizik ara yüzün seçilmesi, 3. ve 4. adımların ekran görüntüsü

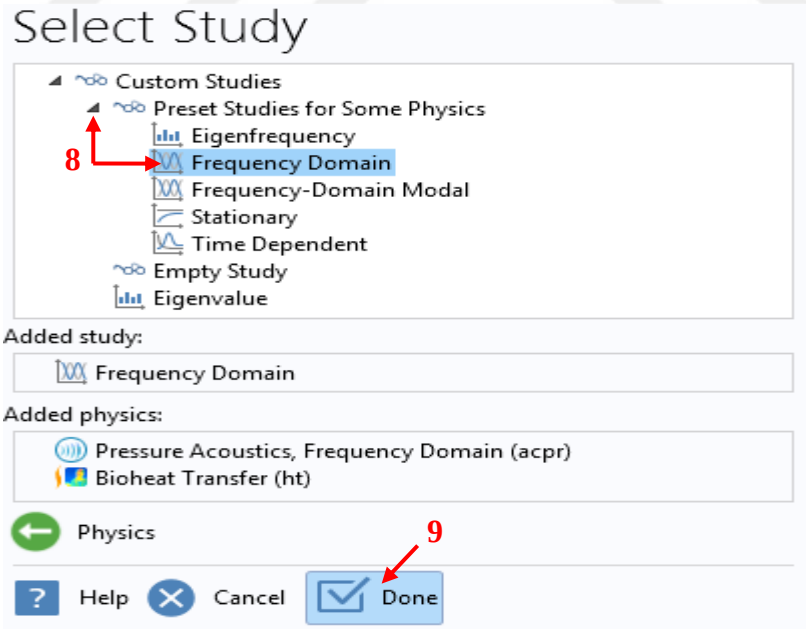
5. Adım : **Select physics** penceresinden **Heat Transfer>Bioheat Transfer (ht)** seçilir.
6. Adım : **Add** butonu seçilir.
7. Adım : **Study** butonu seçilir.



Şekil 9.46. Select Physics penceresinden 2. fizik ara yüzün seçilmesi, 5., 6. ve 7. adımların ekran görüntüsü

8. Adım : **Select Study** penceresinden **Custom Studies>Preset Studies for Some Physics>Frequency Domain** seçilir.

9. Adım : **DONE** butonu seçildikten sonra domain (çalışma) alanı ekrana gelir.



Şekil 9.47. Sonuçların gösterileceği ortamın seçilmesi, 8. ve 9. adımların ekran görüntüsü

Parametre Tanımlama:

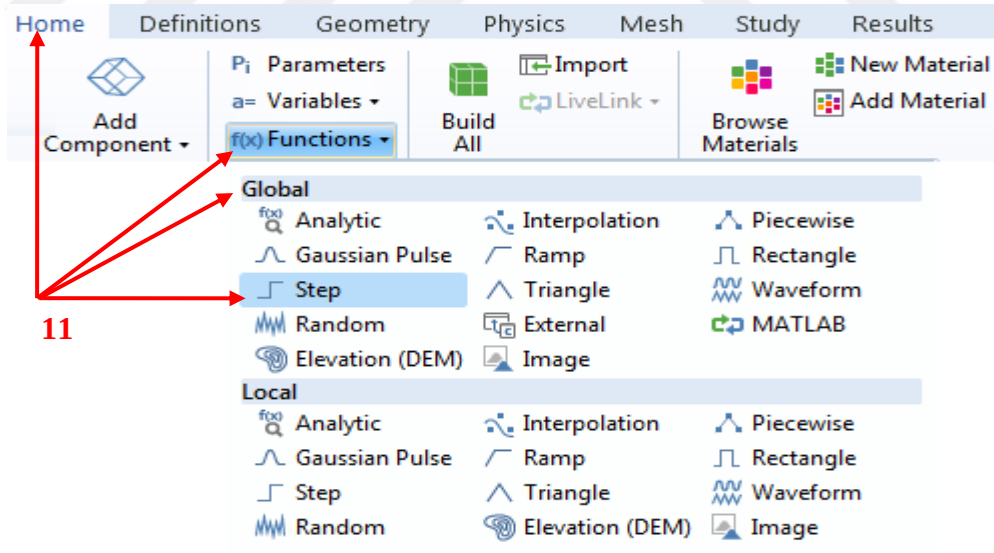
10. Adım : Home sayfasından **Parameters (Pi)** seçilir ve aşağıdaki parametreler girilir.

Parameters			
Name	Expression	Value	Description
d0	3.8[nm]	3.8000E-9 m	Transduser'ın yer değiştirme genliği
z_water	10.69[mm]	0.010690 m	Su ortamının başlangıç noktası
T0	293.7[K]	293.70 K	İlk sıcaklık değeri
alpha_water	0.025[1/m]	0.025000 1/m	Suyun soğurma katsayısı
f0	1.1[MHz]	1.1000E6 Hz	Kaynak frekansı

Şekil 9.48. Teorik modelin tasarımında ve sonuçların elde edilmesinde kullanılan parametreler, 10. adımın ekran görüntüsü

Step 1 :

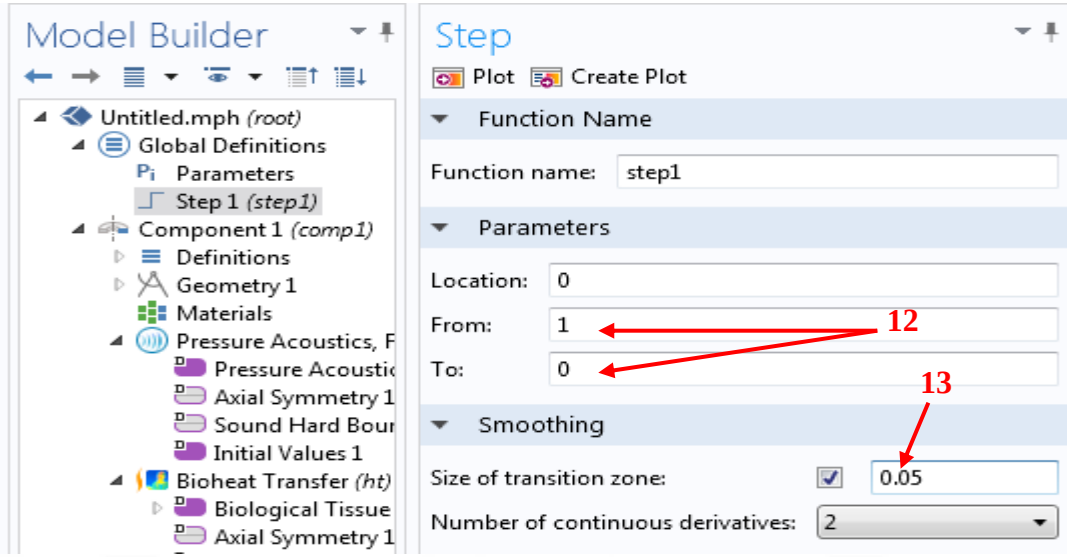
11. Adım : Home sayfasından **(fx) Functions** ve ardından **Global>Step** seçilir.



Şekil 9.49. Modelde kullanılan fonksiyon dalga şeklinin seçimi, 11. adımın ekran görüntüsü

12. Adım : Açılan *step* penceresinde *parameters*'in altında From=1, To=0 yazılır.

13. Adım : **Smoothing** sekmesinin altında bulunan **Size of transition zone** alanına 0.005 değeri girilir.

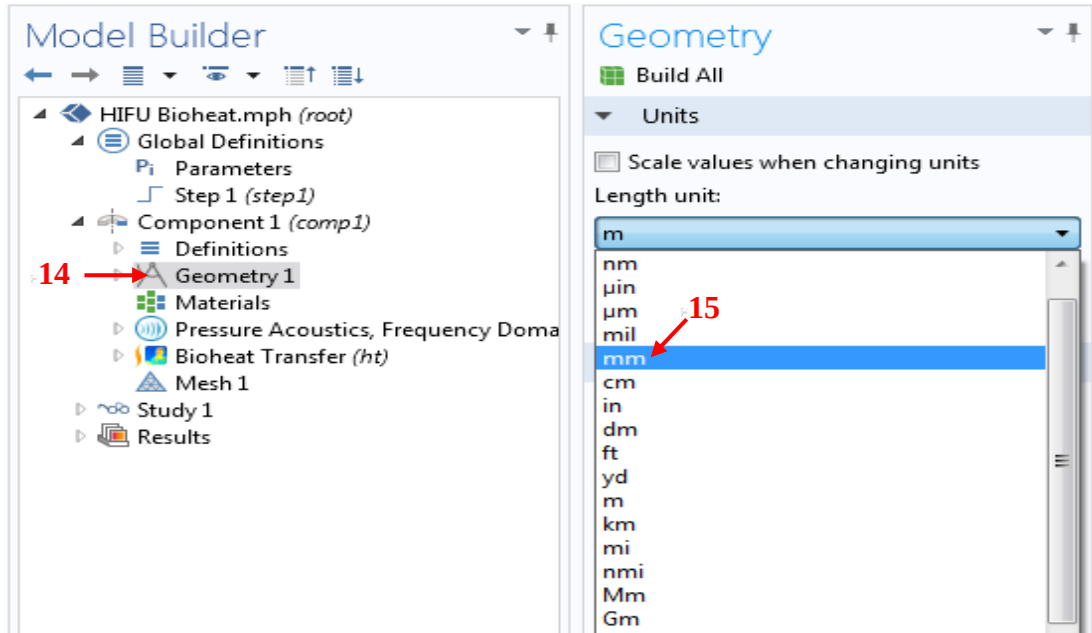


Şekil 9.50. Fonksiyon dalga şekli için gerekli parametrelerin tanımlanması, 12. ve 13. adımların ekran görüntüsü

Geometrik Modelleme :

14. Adım : **Model Builder** penceresinden **Component 1 (comp 1)**'in altından **Geomerty 1** seçilir.

15. Adım : Sağ tarafta açılan **Geometry** penceresinden **Length Unit** listesinden **mm** seçilir.



Şekil 9.51. Geometrik çizim için ölçüm biriminin tanımlanması, 14. ve 15. adımların ekran görüntüsü

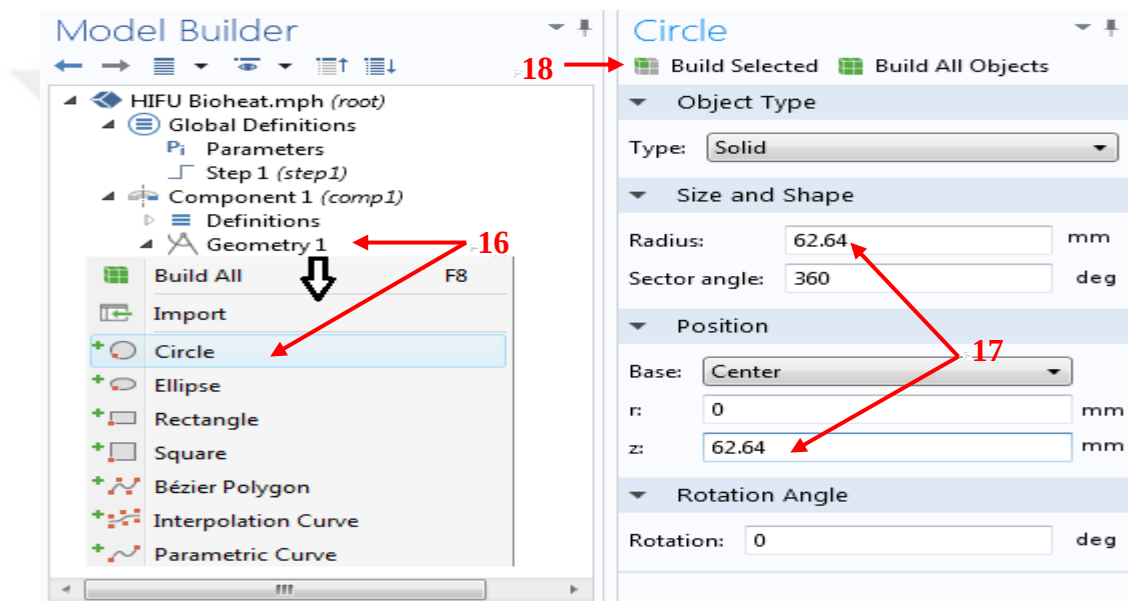
Circle 1 (c1):

16. Adım : Component 1 (comp 1)>Geomerty 1 seçildikten sonra sağa tıklanır ve **Circle** seçilir.

17. Adım : Sağ rafta açılan **Size** ve **Position** penceresinde aşağıdaki değerler yazılır.

- **Radius** = 62.64 (mm)
- **z** = 62.64 (mm)

18. Adım : Build Selected butonu seçilir (1. Model = c1) ve **Zoom Extent**'e tıklanarak çizilen obje görünür hale getirilir.



Şekil 9.52. 1.Model=c1 şeklinin oluşumu için gerekli parametrelerin girilmesi, 16., 17. ve 18. adımların ekran görüntüsü

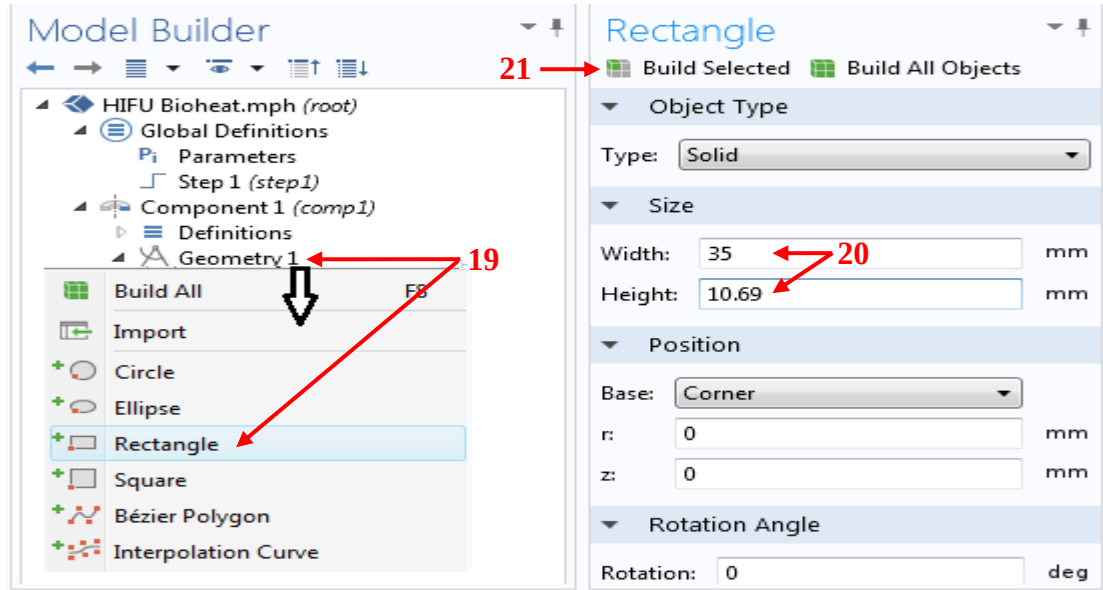
Rectangle 1 (r1):

19. Adım : Component 1 (comp 1)>Geomerty 1 seçildikten sonra sağa tıklanır ve **Rectangle1** seçilir.

20. Adım : Sağ rafta açılan **Size** ve **Position** penceresinde aşağıdaki değerler yazılır.

- **Width** = 35 (mm)
- **Height** = 10.69 (mm)

21. Adım : Build Selected butonu seçilir (2. Model = r1) ve **Zoom Extent** butonu seçilerek çizilen obje görünür hale getirilir.



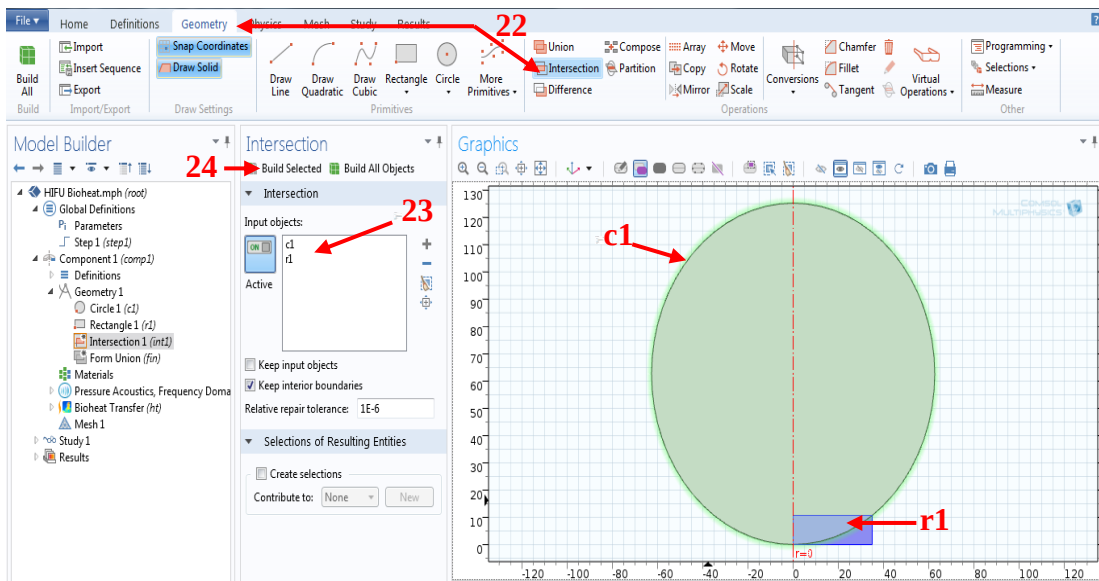
Şekil 9.53. 2.Model=r1 şeklinin oluşumu için gerekli parametrelerin girilmesi, 19., 20. ve 21. adımların ekran görüntüsü

Intersection 1 (int 1):

22. Adım : **Home** sekmesi hizasından **Geometry** seçimi yapıldıktan sonra **Intersection** butonu seçilir.

23. Adım : Şekiller üzerinden **c1** ve **r1** seçimi yapılır ve bunlar, **Input objects** kısmında görünür.

24. Adım : **Build Selected** butonu seçilir (3. Model= int1).



Şekil 9.54. 3. Model=int1 şeklinin, r1 ve c1 şekillerinin kesişiminden oluşturulması, 22., 23. ve 24. adımların ekran görüntüsü

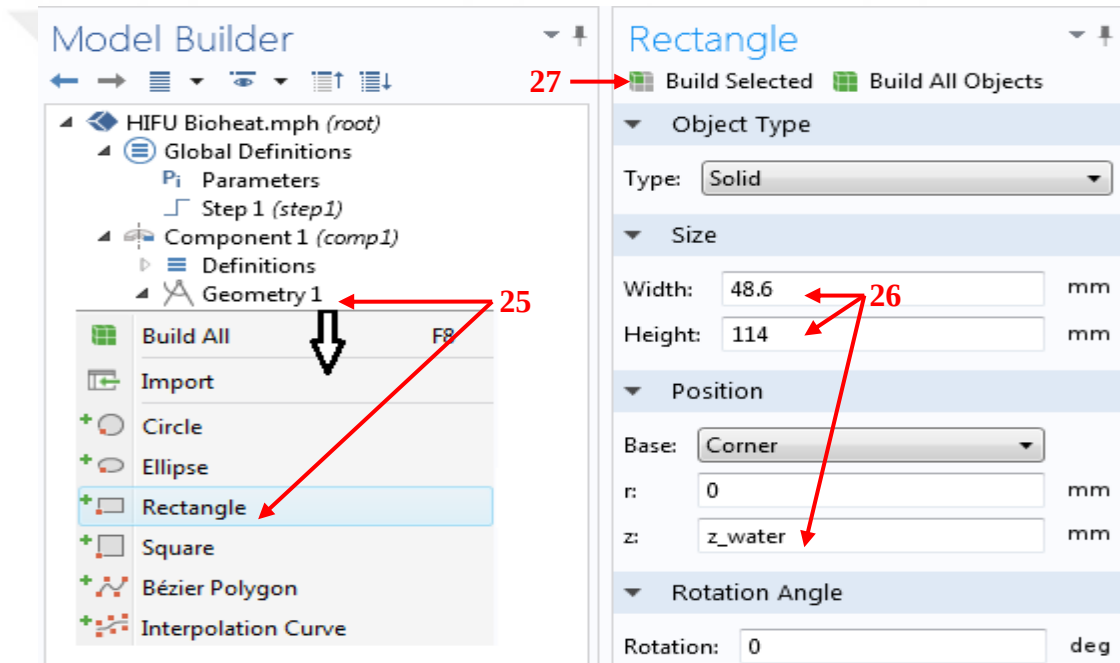
Rectangle 2 (r2):

25. Adım : **Component 1 (comp 1)>Geomerty 1** seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanır ve **Rectangle1** seçilir.

26. Adım : Sağ rafta açılan **Size** ve **Position** penceresinde aşağıdaki değerler yazılır.

- **Width** = 48.6 (mm)
- **Height** = 114 (mm)
- **z** = z_water

27. Adım : **Build Selected** butonu seçilir (4. Model = r2) ve **Zoom Extent** butonu seçilerek çizilen obje görünür hale getirilir.



Şekil 9.55. 4.Model=r2 şeklinin oluşumu için gerekli parametrelerin girilmesi, 25., 26. ve 27. adımların ekran görüntüsü

28. Adım : 4. Model'in kenarlarına PML (Perfect Matched Layer) eklemek için rectangle penceresinde **Layer** sekmesi seçilir ve 5 mm kalınlık değeri girilir.

29. Adım : 4. Modelin **sağına** ve **üstüne** ekleme, seçenekleri aktif edilir ve **Build Selected** butonu seçilir.



Şekil 9.56. 4.Model = r2 şeklinin sağına ve soluna Layer ekleme işlemi, 28. ve 29. adımların ekran görüntüsü

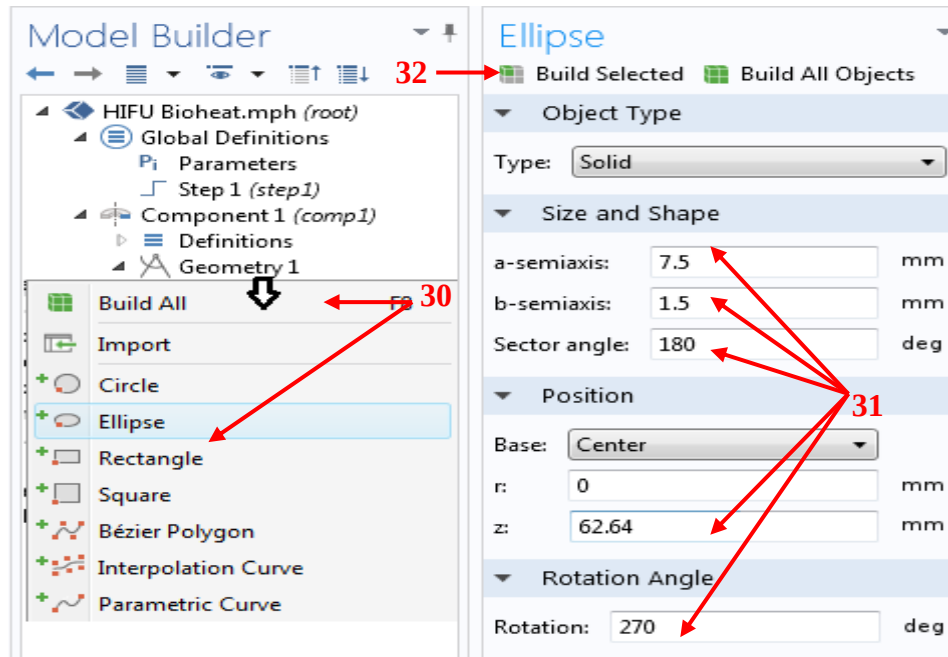
Ellipse 1 (e1):

30. Adım : **Component 1 (comp 1)>Geomerty 1** seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanır ve **Ellipse** seçilir.

31. Adım : Sağ rafta açılan **Size** ve **Position** penceresinde aşağıdaki değerler yazılır.

- **a-semiaxis** = 7.5 (mm)
- **b-semiaxis** = 1.5 (mm)
- **Sector angle** =180 (deg)
- **z** = 62.64
- **Rotation** = 270 (deg)

32. Adım : **Build Selected** butonu seçilir (5. Model = e1).



Şekil 9.57. 5.Model = e1 şeklinin oluşumu için gerekli parametrelerin girilmesi, 30., 31. ve 32. adımların ekran görüntüsü

Rectangle 3 (r3):

33. Adım : **Component 1 (comp 1)>Geomerty 1** seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanır ve **Rectangle1** seçilir.

34. Adım : Sağ rafta açılan **Size** ve **Position** penceresinde aşağıdaki değerler yazılır.

➤ **Width** = 4 (mm)

➤ **Height** = 10.69 (mm)

35. Adım : **Build Selected** butonu seçilir (6. Model = r3).

Circle 2 (c2):

36. Adım : **Circle1** seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanır ve **Duplicate** seçilir (7. Model = c2). **Zoom Extent** butonu seçilerek çizilen obje görünür hale getirilir.

Intersection 2 (int 2):

37. Adım : **Home** sekmesi hizasından **Geometry** seçimi yapıldıktan sonra **Intersection** butonu seçilir.

38. Adım : Şekiller üzerinden **c2 ve r3** seçimi yapılır ve bunlar, **Input objects** kısmında görünür.

39. Adım : **Build Selected** butonu seçilir (8. Model= int2).

From Union (fin):

40. Adım : **Model Builder** penceresinden **Geometry 1**'in altından *From Union (fin)* seçilir. *From Union/Assembly* penceresinden *Relative Repair Tolerance* = $1e^{-6}$ değeri girilir.

41. Adım : **Build All** butonu seçilir.

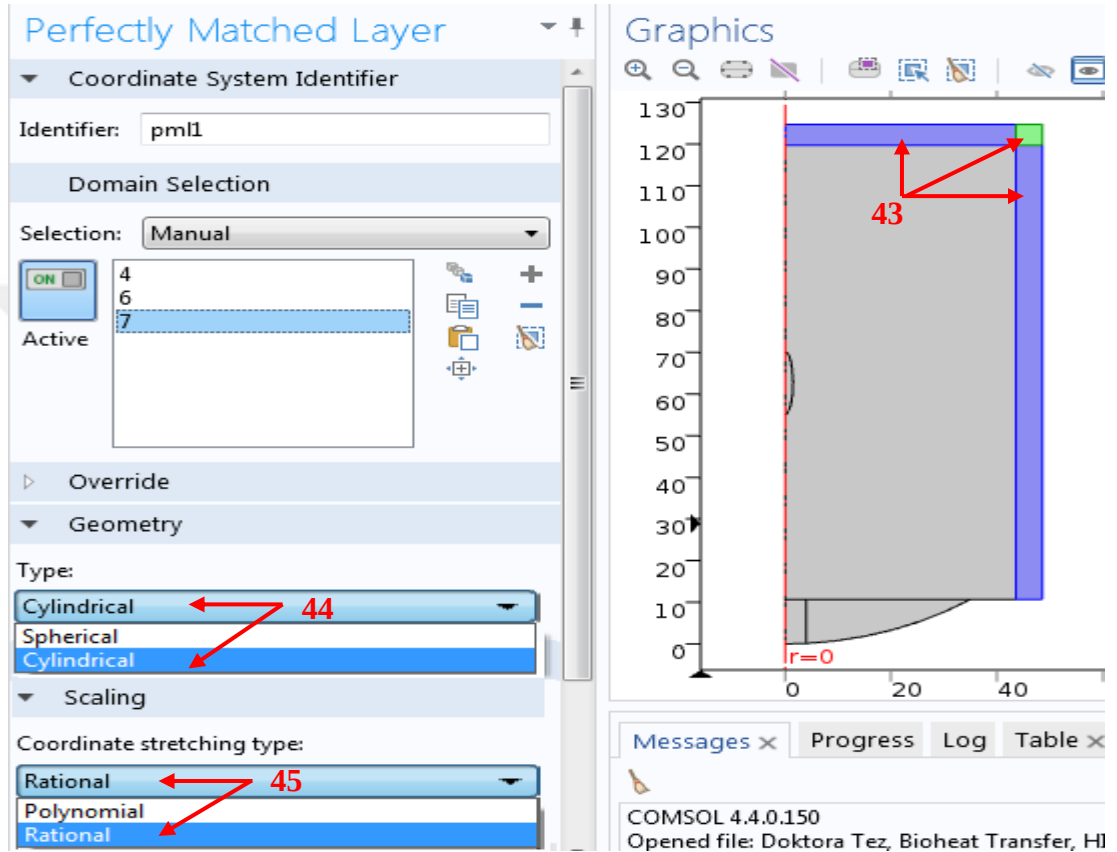
Perfectly Matched Layer 1:

42. Adım : **Home** sekmesi hizasından **Definitions** seçilir. **Perfectly Matched Layer** butonu seçildikten sonra *Graphics*'in soluna *Perfectly Matched Layer* penceresi açılır.

43. Adım : Geometrik model üzerinden 4,6 ve 7 nolu domain'ler seçilir.

44. Adım : *Perfectly Matched Layer* penceresinden *Geometry* tipi **Cylindrical** seçilir.

45. Adım : *Perfectly Matched Layer* penceresinden *Scaling*'in altında yer alan *coordinate stretching type*'i **Rational** seçilir.



Şekil 9.58. Perfectly Matched Layer'in geometrik ve koordinat tipinin tanımlanması, 43., 44. ve 45. adımların ekran görüntüsü

Pressure Acoustics, Frequency Domain 1:

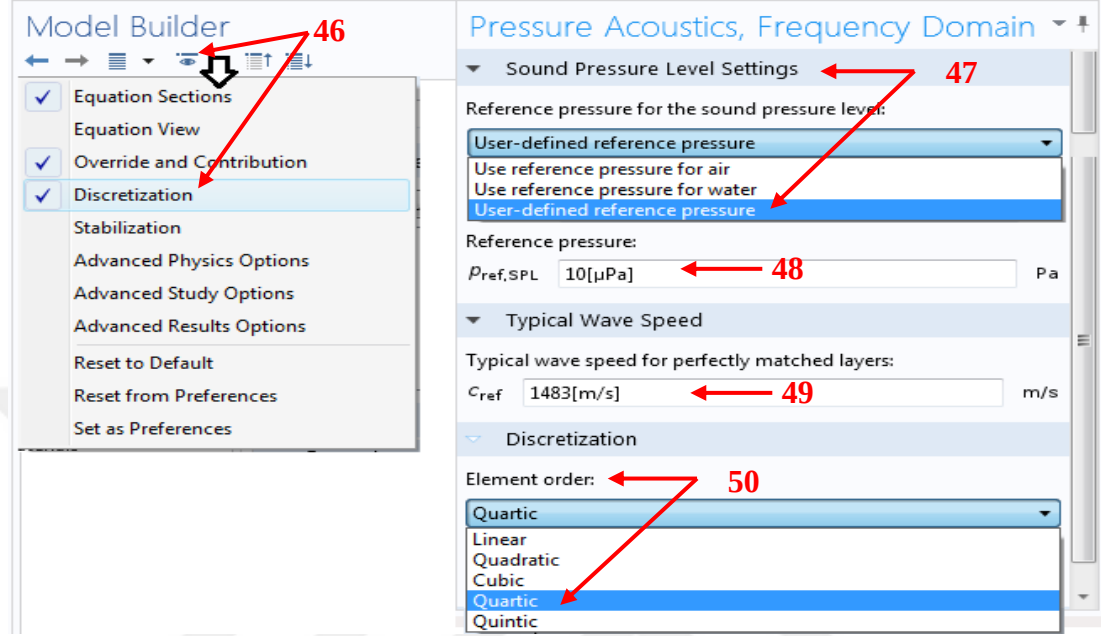
46. Adım : *Model Builder* penceresinin hemen altındaki **Show** simgesinden **Discretization** seçilir.

47. Adım : *Model Builder* penceresinin hemen altındaki *Component 1* > **Pressure Acoustics, Frequency Domain** seçilir. Açılan *Pressure Acoustics, Frequency Domain* penceresinden **Sound Pressure Level Settings**'in altında yer alan *Reference pressure for the sound pressure level* listesinden **User-defined reference pressure** seçilir.

48. Adım : $p_{\text{ref,SPL}} = 10 \text{ } [\mu\text{Pa}]$ değeri girilir.

49. Adım : *Typical Wave Speed*'in altında yer alan $c_{ref} = 1483$ [m/s] değeri girilir.

50. Adım : *Discretization*'un altında yer alan *Element order* listesinden **Quartic** seçilir.



Şekil 9.59. Pressure Acoustics, Frequency Domain 1 için gerekli parametrelerin tanımlanması, 46., 47., 48., 49. ve 50. adımların ekran görüntüsü

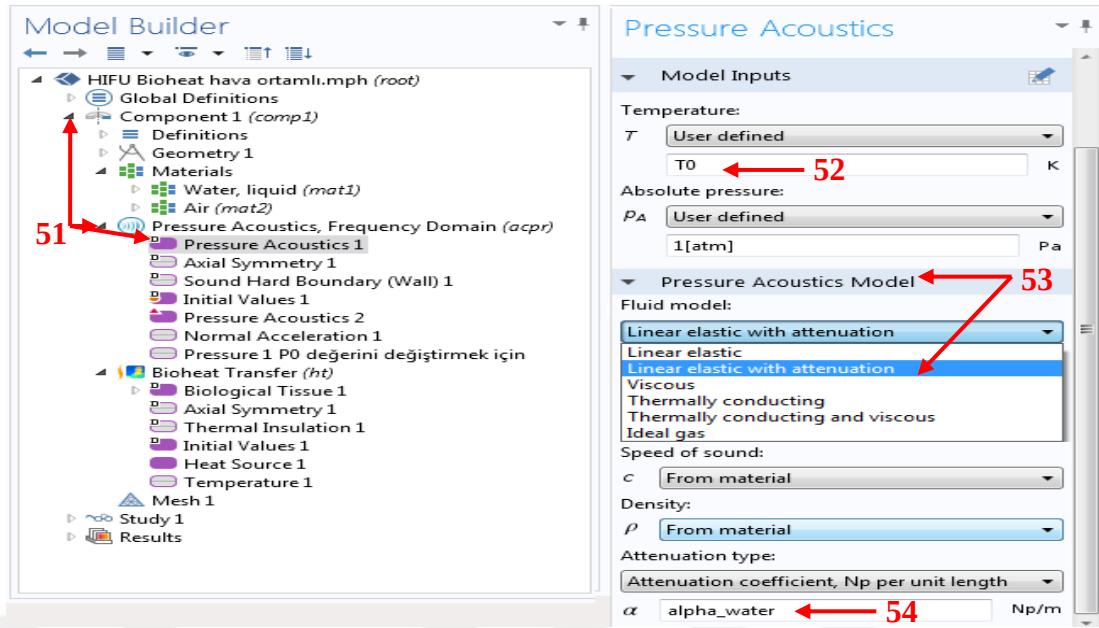
Pressure Acoustics 1:

51. Adım : *Model Builder* penceresinden *Component 1 > Pressure Acoustics, Frequency Domain*'in altındaki **Pressure Acoustics 1** seçilir.

52. Adım : *Pressure Acoustics* penceresinden *Model Inputs*'un altında yer alan **Temperature** değeri $T=T_0$ olarak girilir.

53. Adım : *Pressure Acoustics* penceresinden *Pressure Acoustics Model*'in altında yer alan **Fluid Model** listesinden **Linear elastic with attenuation** seçilir.

54. Adım : Önceden tanımlanmış olan parametre adı $\alpha = \text{alpha_water}$ şeklinde yazılır.



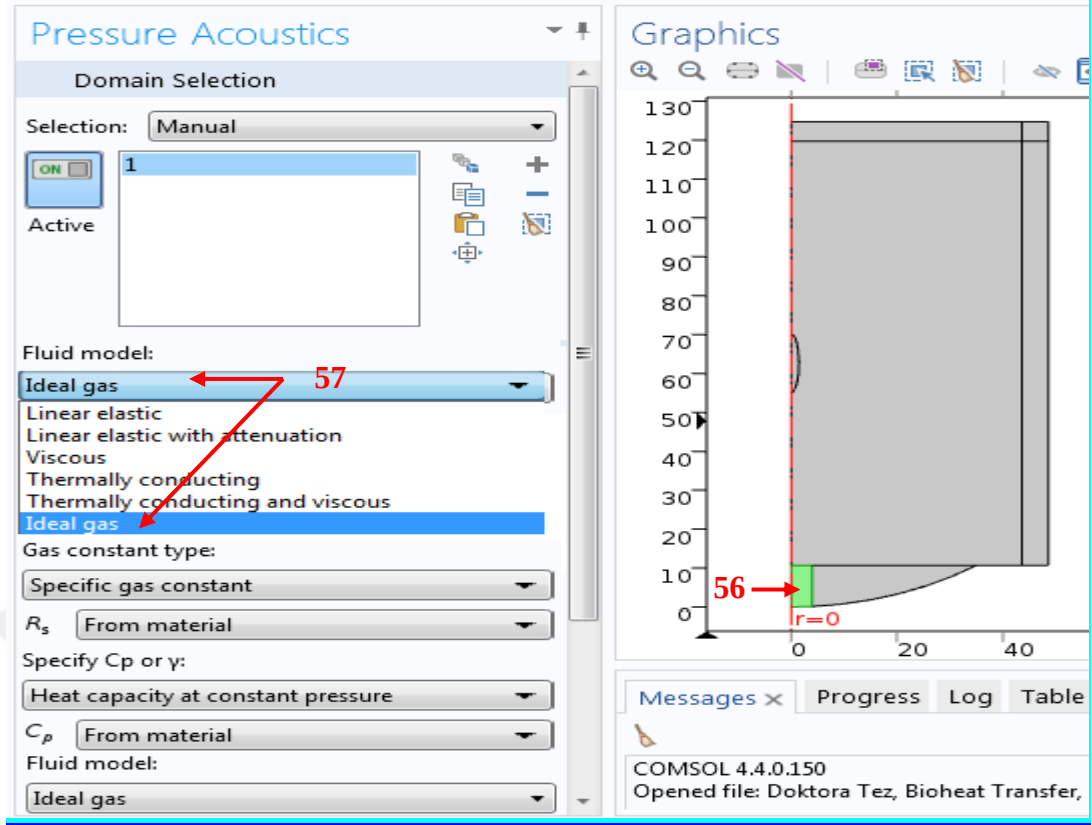
Şekil 9.60. Pressure Acoustics 1 ara yüzünde, soğurma katsayısı (α) ve T_0 değerinin tanımlanması, 51., 52., 53. ve 54. adımların ekran görüntüsü

Pressure Acoustics 2:

55. Adım : *Model Builder* penceresinden *Component 1* > *Pressure Acoustics, Frequency Domain*'in altındaki **Pressure Acoustics 1** seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanır ve **Duplicate** seçilir.

56. Adım : Geometrik model üzerinden, 1. domain seçilir.

57. Adım : *Pressure Acoustics* penceresinde *Pressure Acoustics Model*'in altında yer alan **Fluid Model** listesinden **Ideal gas** seçilir.



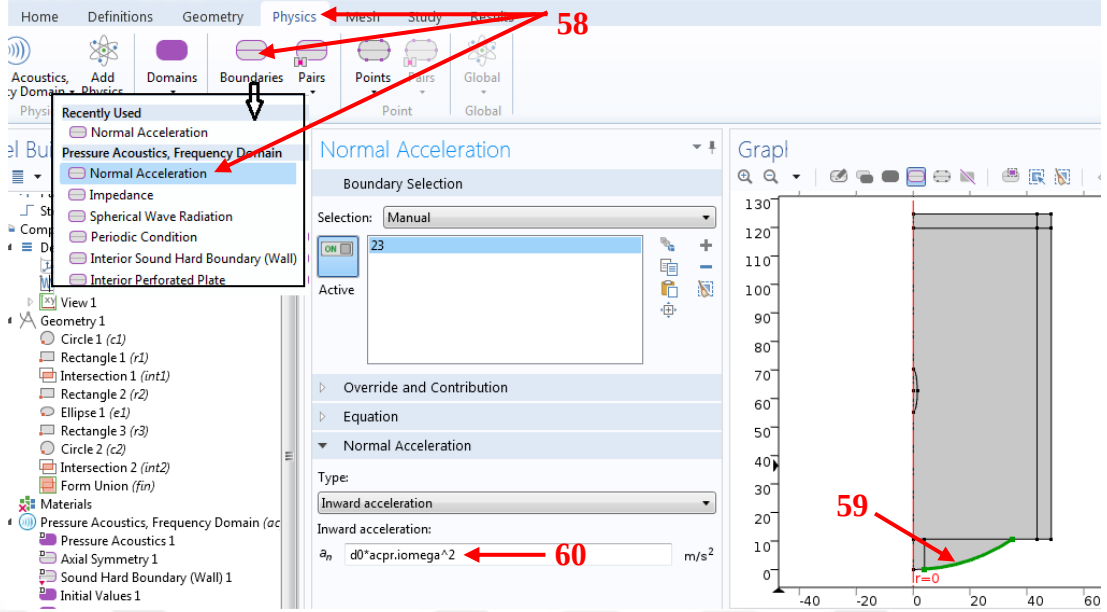
Şekil 9.61. Pressure Acoustics 2 ara yüzünde, 1.domain'in ideal gaz olarak tanımlanması, 56., ve 57. adımların ekran görüntüsü

Normal Acceleration 1:

58. Adım : Home sekmesi hizasından *Physics>Boundaries>Normal Acceleration* seçilir.

59. Adım : Geometrik model üzerinden **23 nolu** alan çizgisi seçilir.

60. Adım : *Normal Acceleration* penceresinden $a_n = d_0 \cdot acpr.i\omega^2$ ifadesi girilir.



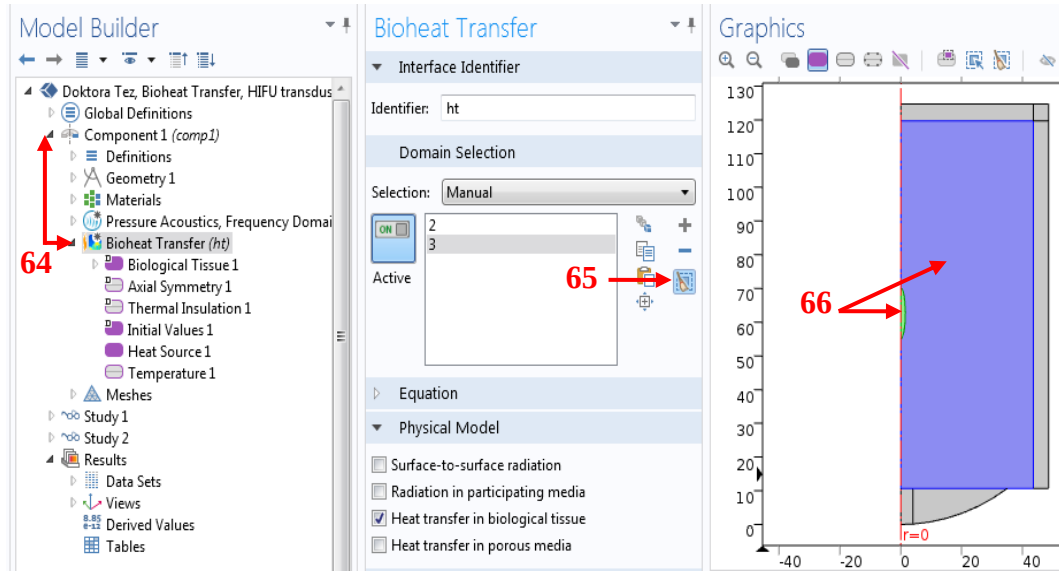
Şekil 9.62. Normal Acceleration 1 için alan sınırı ve ivme değerinin girilmesi, 58., 59., ve 60. adımların ekran görüntüsü

Pressure 1 (P_0 değerini değiştirmek için) :

61. Adım : *Home* sekmesi hizasından *Physics*>*Boundaries*>**Pressure** seçilir.
62. Adım : Geometrik model üzerinden **23 nolu** alan çizgisi seçilir.
63. Adım : *Pressure* penceresinden $p_0 = 10$ [MPa] ifadesi girilir.

Bioheat Transfer:

64. Adım : *Model Builder* penceresinden **Component 1>Bioheat Transfer (ht)** seçilir.
65. Adım : Bioheat Transfer penceresinde yer alan *Domain Selection*'da yer alan + ve – işaretlerinin altındaki **Clear Selection** seçilir.
66. Adım : Geometrik model üzerinden 2. ve 3. domain seçilir.



Şekil 9.63. Bioheat Transfer ara yüzü için alan tanımlaması, 64., 65. ve 66. adımların ekran görüntüsü

Initial Values 1:

67. Adım : *Model Builder* penceresinden *Component 1>Bioheat Transfer (ht)*'in altından **Initial Values 1** seçilir.

68. Adım : *Initial Values* penceresinden $T=T_0$ değeri girilir.

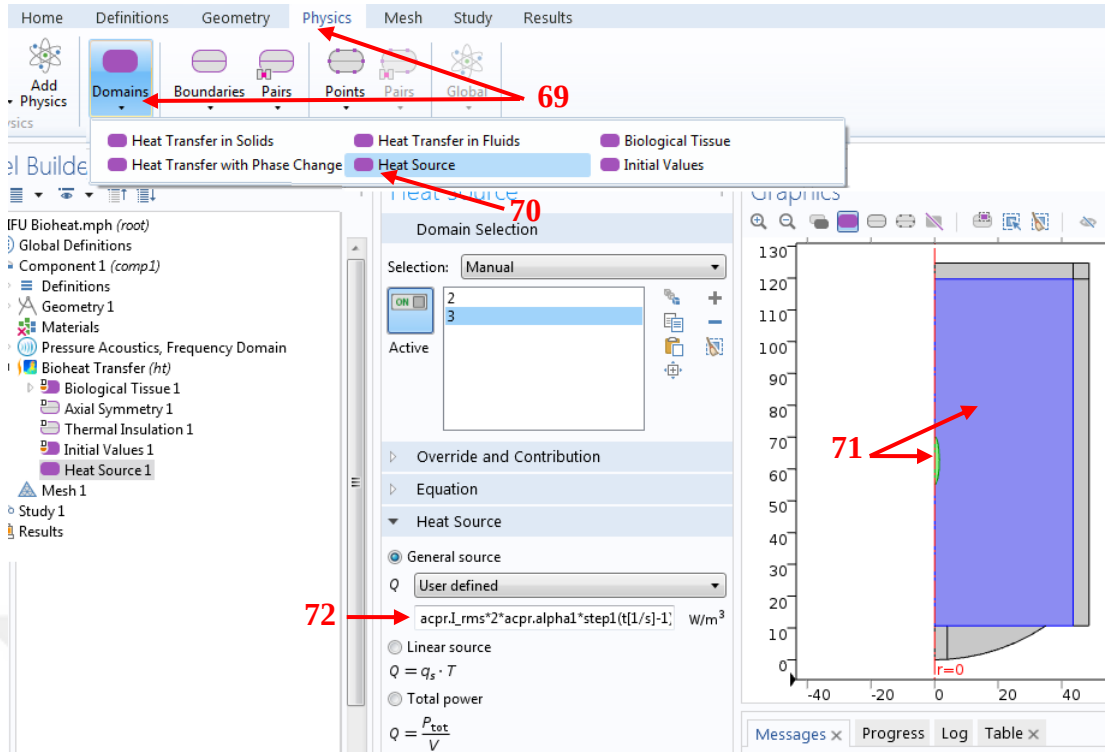
Heat Source 1:

69. Adım : *Home* sekmesi hizasından *Physics*'in altından **Domains** seçilir.

70. Adım : *Domains* listesinden **Heat Source** seçilir.

71. Adım : Geometrik model üzerinden **2. ve 3.** domain seçilir.

72. Adım : *Heat Source* penceresinden $Q=acpr.I_{rms}*2*acpr.alpha1*step1(t[1/s]-1)$ ifadesi girilir.



Şekil 9.64. Isı kaynağının tanımlanması, 69., 70., 71. ve 72. adımların ekran görüntüsü

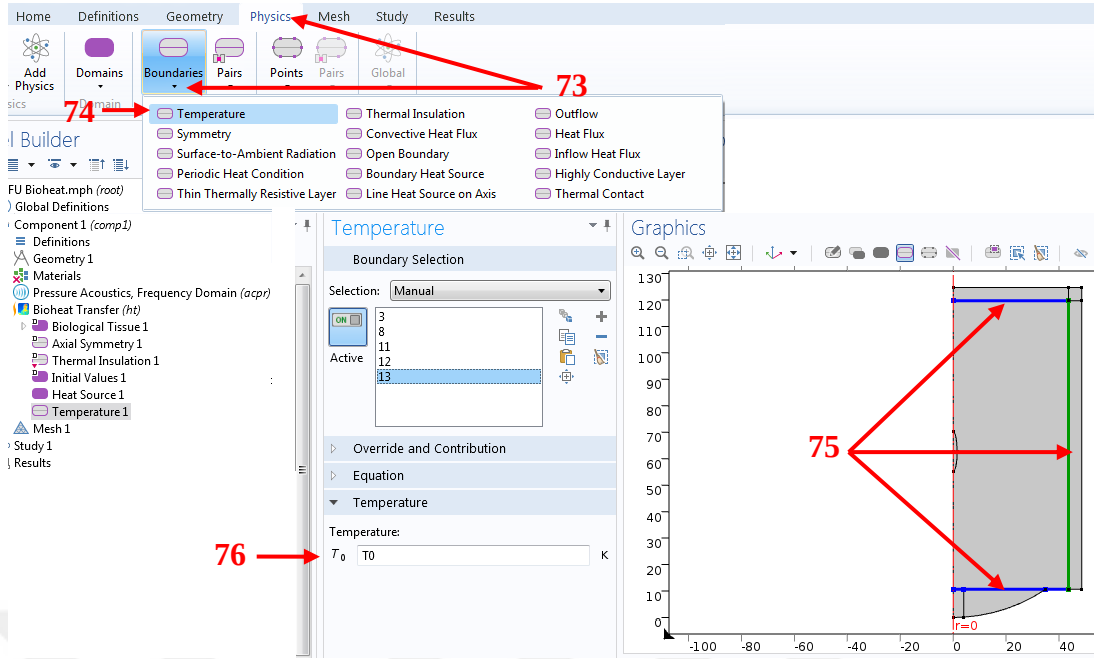
Temperature 1:

73. Adım : Home sekmesi hizasından *Physics*'in altından **Boundaries** seçilir.

74. Adım : Boundaries listesinden **Temperature** seçilir.

75. Adım : Geometrik model üzerinden **3, 8, 11, 12 ve 13 nolu** alan sınırları seçilir.

76. Adım : Temperature penceresinden $T=T_0$ değeri girilir.



Şekil 9.65. Sıcaklık sınır koşulunun belirlenmesi, 73., 74., 75. ve 76. adımların ekran görüntüsü

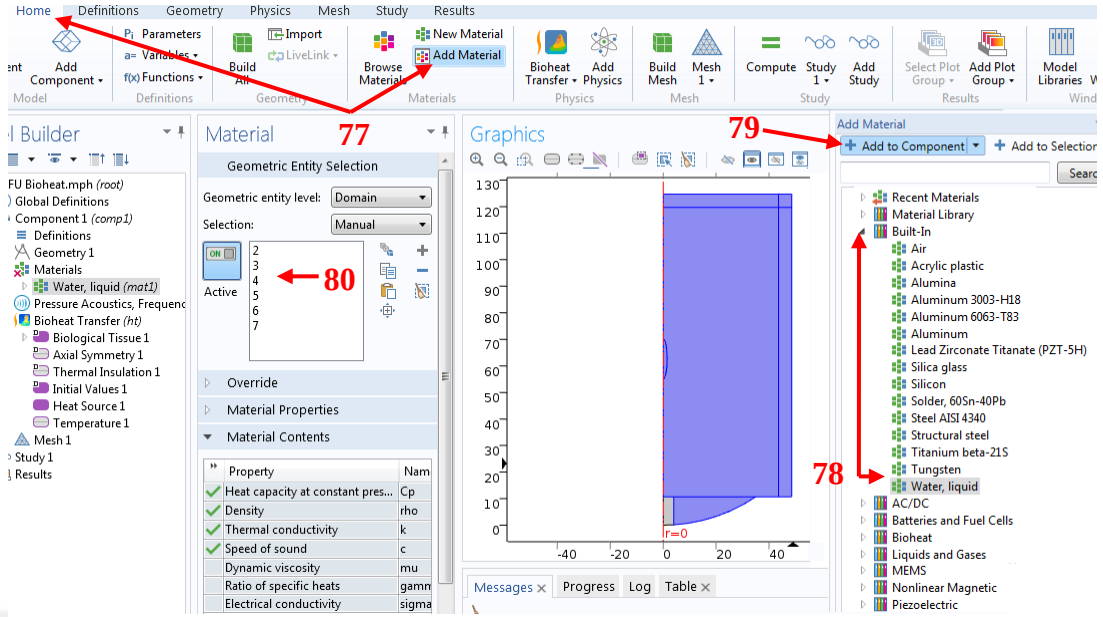
Materials:

77. Adım : *Home* sekmesinden **Add Material** seçilir.

78. Adım : En sağda açılan *Add Material* sekmesinin altından **Built-In>Water** seçilir.

79. Adım : **Add to Component** butonu seçildikten sonra **Model Builder** penceresinin sağ tarafında **Geometric Entity Selection** penceresi açılır.

80. Adım : Geometrik model üzerinden 1. domain hariç bütün domain'ler seçilir.



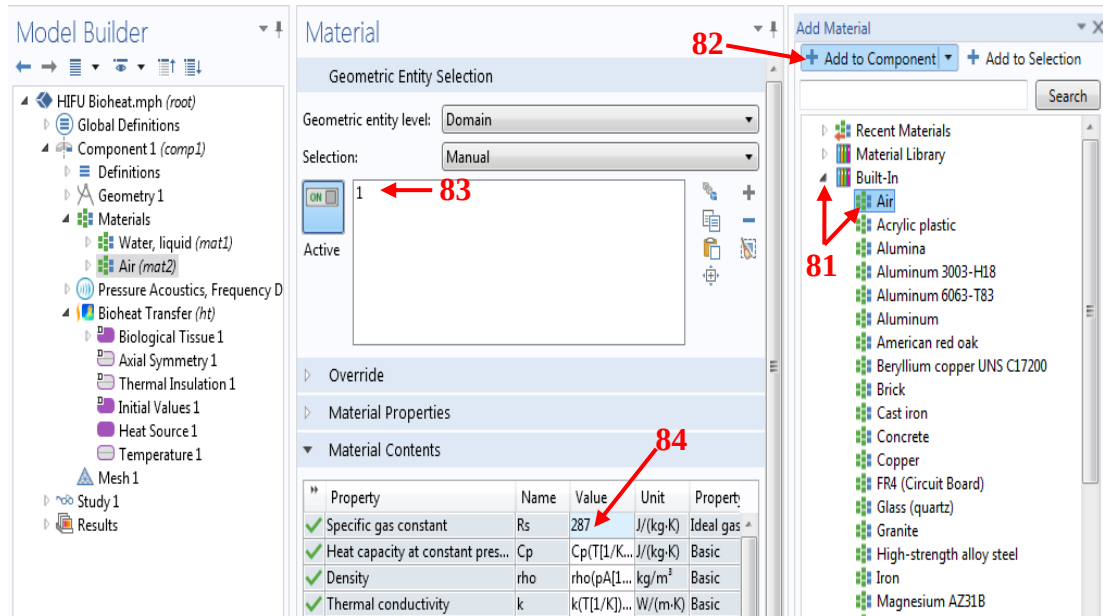
Şekil 9.66. Dalgaların yayılacağı ortamın 'water domain' olarak seçilmesi, 77., 78., 79., ve 80. adımların ekran görüntüsü

81. Adım : Add Material sekmesinin altından **Built-In>Air** seçilir.

82. Adım : Add to Component butonu seçildikten sonra Model Builder penceresinin sağ tarafında Geometric Entity Selection penceresi açılır.

83. Adım : Geometrik model üzerinden 1. domain seçilir.

84. Adım : Material Contents> Property'in altında yer alan, Specific gas constant $R_s=287 \text{ J/(kg.K)}$ [160] değeri girilir.



Şekil 9.67. HIFU'nun ortasındaki açıklığın hava olarak tanıtılması, 81., 82., 83. ve 84. adımların ekran görüntüsü

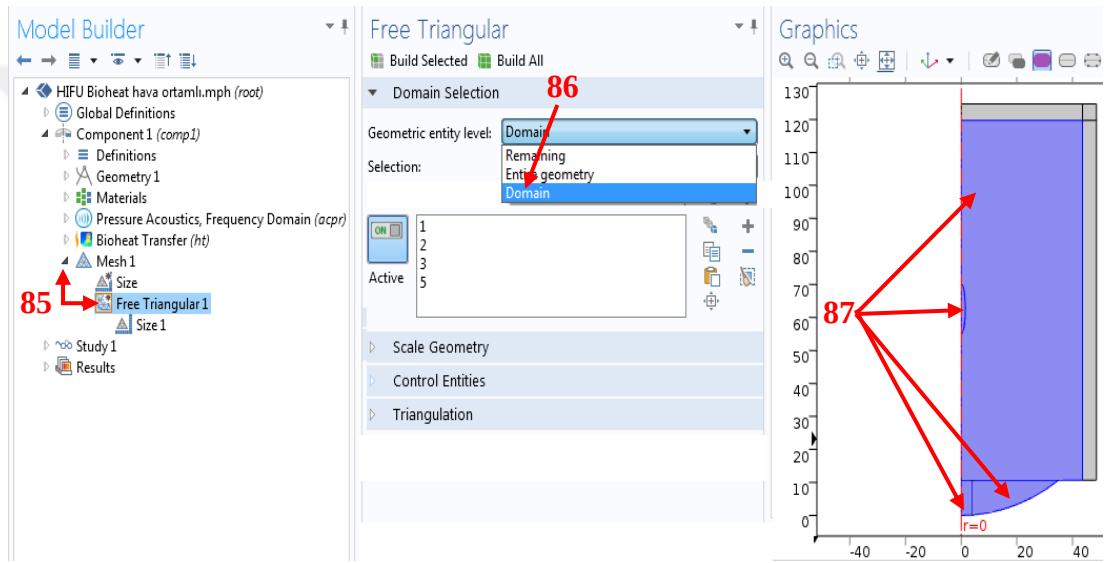
MESH 1:

Free Triangular 1:

85. Adım : *Model Builder* penceresinden **Component 1>Mesh 1** seçildikten sonra sağa tıklanır ve **Free Triangular 1** seçilir.

86. Adım : *Free Triangular 1* penceresinde *Geometric Entity Level*'dan **Domain** seçilir.

87. Adım : Geometrik şekil üzerinden **1, 2, 3 ve 5** nolu domain'ler seçilir.



Şekil 9.68. Su ve hava domain'lerinin mesh ayarı, 85., 86. ve 87. adımların ekran görüntüsü

Size 1:

88. Adım : *Component 1>Mesh 1>Free Triangular 1* seçildikten sonra sağa tıklanır ve **Size** seçilir. Aynı anda yan tarafta **Geometric Entity Selection** bölümü açılacaktır.

89. Adım : Öncelikle **Clear Selection** seçilir. Sonra geometrik şekil üzerinden **3** nolu domain seçilir.

90. Adım : *Element Size* bölümünün altından **Custom** aktif hale getirilince *Element Size Parameters*'ta **Maximum Element Size** kutucuğu aktif hale getirilir ve **Maximum Element Size** = $1483 \text{ [m/s]}/f_0/6$ yazılır.

Size 2:

91. Adım : *Free Triangular 1* seçildikten sonra sağa tıklanır ve **Size** seçilir. Aynı anda yan tarafta **Geometric Entity Selection** bölümü açılacaktır.

92. Adım : Öncelikle **Clear Selection** seçilir. Sonra geometrik şekil üzerinden 2 nolu domain seçilir.

93. Adım : *Element Size* bölümünün altından **Custom** aktif hale getirilince *Element Size Parameters*'ta **Maximum Element Size** kutucuğu aktif hale getirilir ve **Maximum Element Size** = 1483 [m/s]/f0/4 yazılır.

Size:

94. Adım : *Component 1>Mesh 1*'in hemen altındaki **Size** seçilir. Aynı anda yan tarafta **Geometric Entity Selection** bölümü açılacaktır.

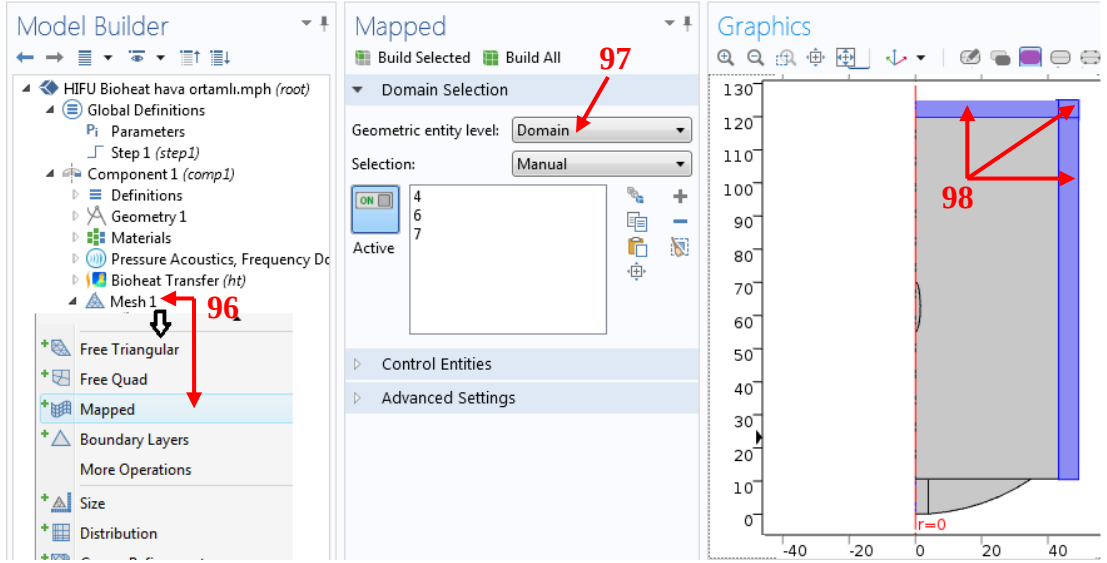
95. Adım : *Element Size* bölümünün altından **Custom** aktif hale getirilince *Element Size Parameters*'ta **Maximum Element Size** = 1483 [m/s]/f0/4 yazılır.

Mapped 1:

96. Adım : *Component 1>Mesh 1* seçildikten sonra sağa tıklanır ve **Mapped** seçilir. Aynı anda yan tarafta **Mapped** bölümü açılacaktır.

97. Adım : *Mapped* penceresinden *Geometric Entity Level*'dan **Domain** seçilir.

98. Adım : Geometrik şekil üzerinden **4, 6 ve 7** nolu domain'ler seçilir.



Şekil 9.69. Alan sınırındaki layer'ların mesh'leme türünün 'mapped' olarak seçilmesi, 96., 97. ve 98. adımların ekran görüntüsü

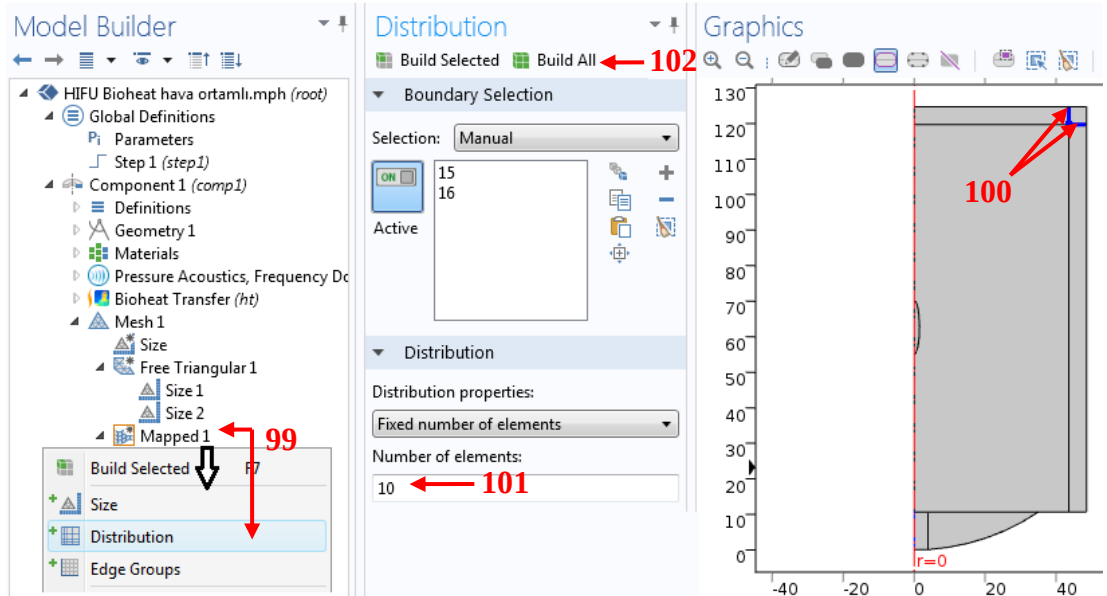
Distribution 1:

99. Adım : *Component 1* > *Mesh 1* > *Mapped 1* seçildikten sonra sağa tıklanır ve **Distribution** seçilir. Aynı anda yan tarafta **Distribution** bölmesi açılacaktır.

100. Adım : Geometrik şekil üzerinden **15 ve 16** nolu sınır çizgileri seçilir.

101. Adım : *Distribution*'un altında **Number of elements** değeri 10 olarak girilir.

102. Adım : **Build All** butonu seçilir.



Şekil 9.70. Mapped türündeki mesh'lemenin sınır çizgilerindeki dağılımı, 99., 100., 101. ve 102. adımların ekran görüntüsü

MESH 2:

Free Triangular 1:

103.Adım : *Model Builder* penceresinden **Component 1** seçildikten sonra sağa tıklanır ve **Add Mesh** seçilir.

104.Adım : *Mesh 2*'nin üzerinden sağa tıklanır ve **Free Triangular 1** seçilir.

105.Adım : *Free Triangular 1* penceresinde *Geometric Entity Level*'dan **Domain** seçilir.

106.Adım : Geometrik şekil üzerinden **2 ve 3** nolu domain'ler seçilir.

Size 1:

107.Adım : *Component 1>Meshes> Mesh 2>Free Triangular 1* seçildikten sonra sağa tıklanır ve **Size** seçilir. Aynı anda yan tarafta **Geometric Entity Selection** bölmesi açılacaktır.

108.Adım : Öncelikle **Clear Selection** seçilir. Sonra geometrik şekil üzerinden **3** nolu domain seçilir.

109.Adım : *Element Size* bölmesinin altından **Custom** aktif hale getirilince *Element Size Parameters*'ta **Maximum Element Size** kutucuğu aktif hale getirilir ve **Maximum Element Size = 1483 [m/s]/f0/8** yazılır.

Size:

110.Adım : *Component 1> Meshes> Mesh 2*'in hemen altındaki **Size** seçilir. Aynı anda yan tarafta **Geometric Entity Selection** bölmesi açılacaktır.

111.Adım : *Element Size* bölmesinin altından **Custom** aktif hale getirilince *Element Size Parameters*'ta **Maximum Element Size = 5** yazılır.

112.Adım : **Maximum element growth rate = 1.2** yazılır.

113.Adım : **Build All** butonu seçilir.

Study 1:

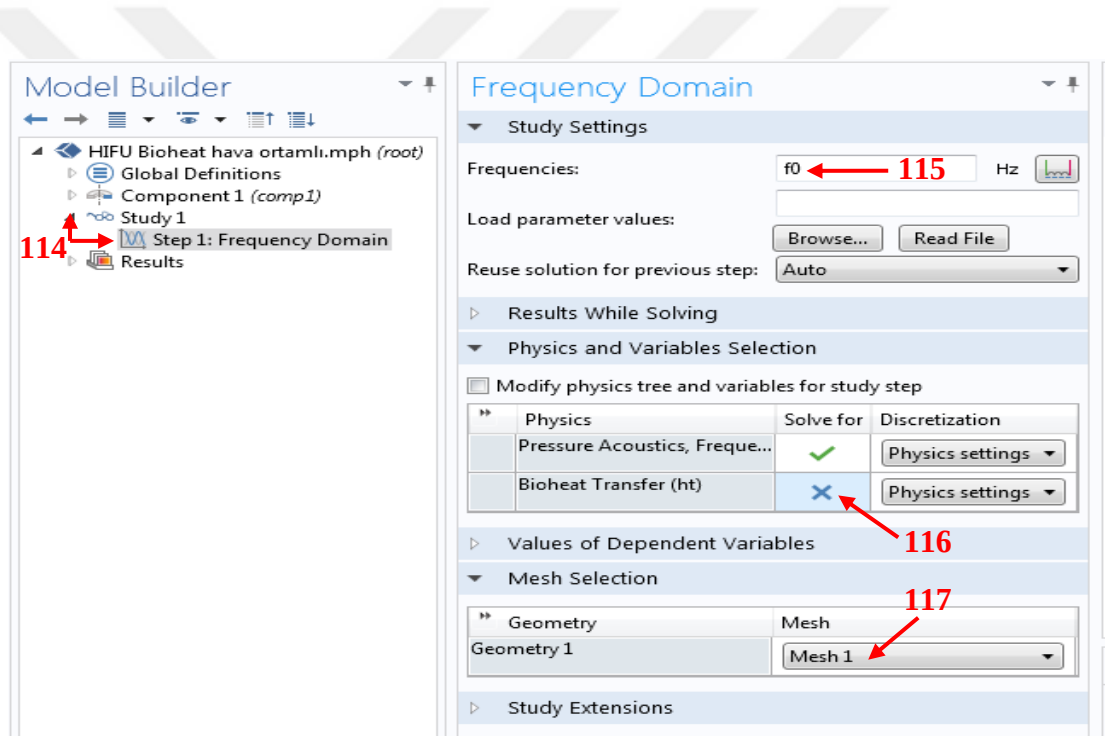
114.Adım : *Model Builder* penceresinden **Study 1**'in altından **Step 1: Frequency Domain** seçilir.

115.Adım : Sağ tarafta açılan *Frequency Domain* penceresinde **Study Settings** bölümünde **Frequencies** = f_0 değeri yazılır.

116.Adım : **Physics and Variables Selection** bölümünde *Physics* tablosunda **Bioheat Transfer**'in çözümünü engellemek için *Solve for* sütununa **X** işareti konulur.

117.Adım : *Mesh Selection* bölümünden **Mesh 1**'in seçili olup olmadığı kontrol edilir.

118.Adım : **Home**'un hizasından **Study** seçilir, ardından = **Compute** seçilir.



Şekil 9.71. Frekans ortamında Pressure Acoustics fiziğinin hesabı için bioheat'in kapatılması, frekans ve mesh ayarı, 114., 115., 116. ve 117. adımların ekran görüntüsü

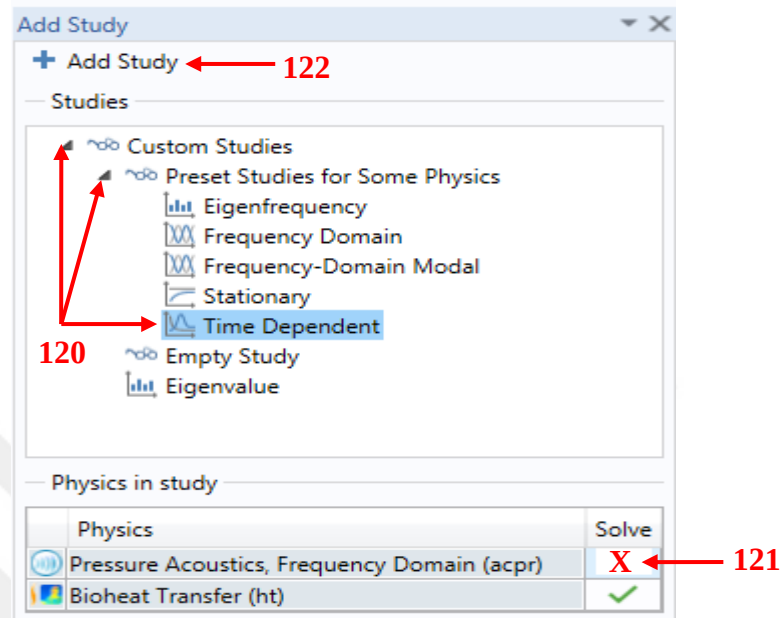
Study 2:

119.Adım : *Home* sekmesini açtıktan sonra **Add Study** seçilir.

120. Adım : Açılan *Add Study* penceresinde, sırasıyla *Custom Studies>Preset Studies for Some Physics>Time Dependent* seçilir.

121.Adım : Physics in Study bölümünde **Pressure Acoustics, Frequency Domain (acpr)**'in çözümünü engellemek için *Solve* sütununa **X** işareti konulur.

122.Adım : Add Study penceresinde **+Add Study** butonu seçilir.



Şekil 9.72. Zamana bağlı Bioheat Transfer fiziğinin hesabı için pressure acoustics'in kapatılması ve yeni bir çalışma sayfasının açılması, 120., 121. ve 122. adımların ekran görüntüsü

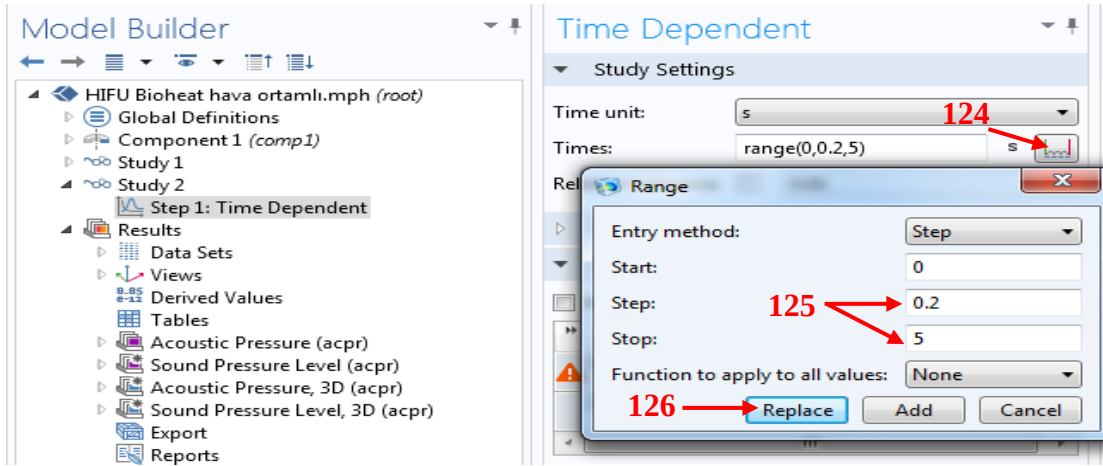
Step 1: Time Dependent :

123.Adım : *Model Builder* penceresinden **Study 2**'nin altından **Step 1: Time Dependent** seçilir.

124.Adım : Açılan *Time Dependent* penceresinde, **Range** butonu seçilir.

125.Adım : Açılan pencerede **step** = 0.2, **stop** = 5 yazılır.

126. Adım : **Replace** butonu seçilir.



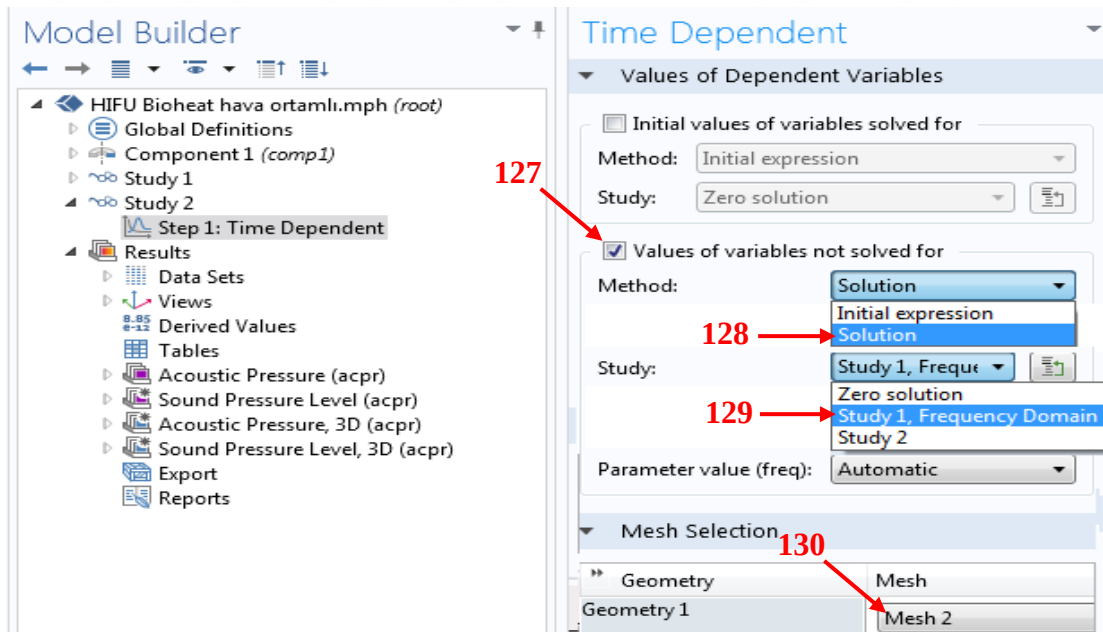
Şekil 9.73. Time Dependent penceresinde zaman aralığının tanımlanması, 124., 125. ve 126. adımların ekran görüntüsü

127.Adım : *Time Dependent* penceresindeki **Values of dependent variables** bölümünden **Values of variables not solved for** kutucuğu işaretlenir.

128.Adım : *Method* listesinden, **Solution** seçilir.

129.Adım : *Study* listesinden, **Study 1, Frequency Domain** seçilir.

130.Adım : *Mesh Selection* bölümünden **Mesh 2**'nin seçili olup olmadığı kontrol edilir.



Şekil 9.74. Study 2'de sonuçların hesaplanmasında hesaba katılmaması gereken kısımların Time Dependent penceresinden tanımlanması ve Mesh 2 kontrolü, 128., 129., 130. ve 131. adımların ekran görüntüsü

Solver :

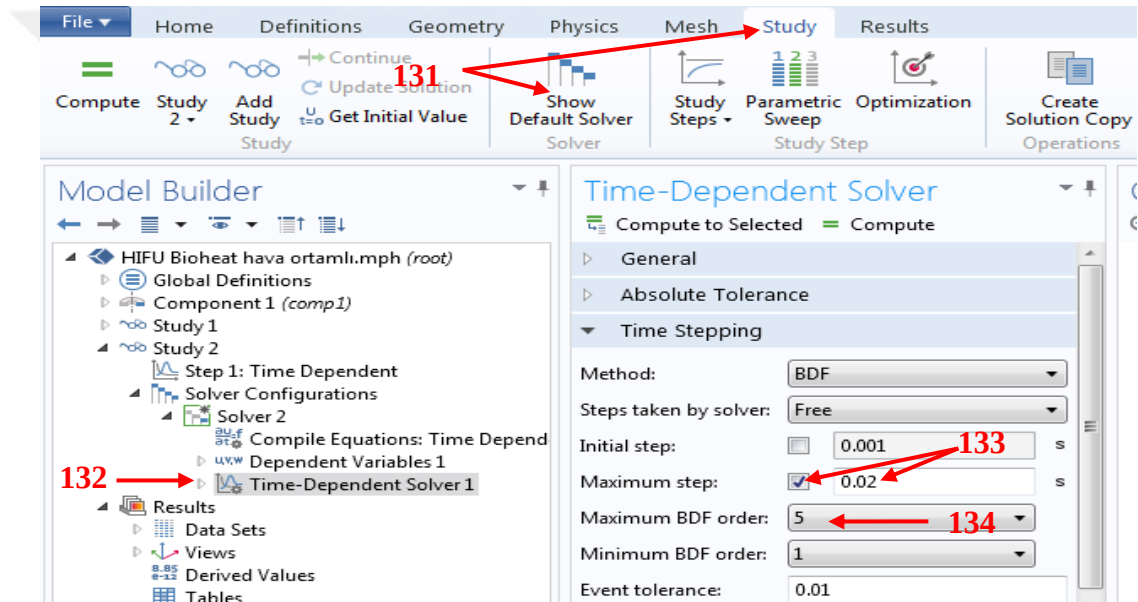
131.Adım : *Home* sekmesinin hizasından **Study** seçildikten sonra **Show Default Solver** seçilir.

132. Adım : **Model Builder** penceresinde, *Study 2>Solver configurations>Solver 2>Time-Dependent Solver 1* seçilir.

133.Adım : Açılan *Time Dependent Solver* penceresinde, **Time stepping**'in altında **Maximum step** kutucuğu işaretlenir ve **0.02** değeri girilir.

134.Adım : **Maximum BDF order** listesinden **5** seçilir.

135.Adım : *Home*'un hizasından **Study** seçilir, ardından = **Compute** seçilir.



Şekil 9.75. Time Dependent Solver zaman aralığının tanımlanması, 131., 132., 133. ve 134. adımların ekran görüntüsü

RESULTS :

Result 1: 'Total acoustic pressure field (Pa)' grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.16):

Data Sets :

136.Adım : *Home* sekmesinin hizasından **Results** seçildikten sonra *More Data Sets>2D Data Sets> Mirror 2D* seçilir.

Acoustic Pressure (acpr) :

137.Adım : *Model Builder* penceresinden *Results>Acoustic Pressure (acpr)* seçilir.

138.Adım : Açılan **2D Plot Group** penceresinden **Data Set** listesinden **Mirror 2D 1** seçilir.

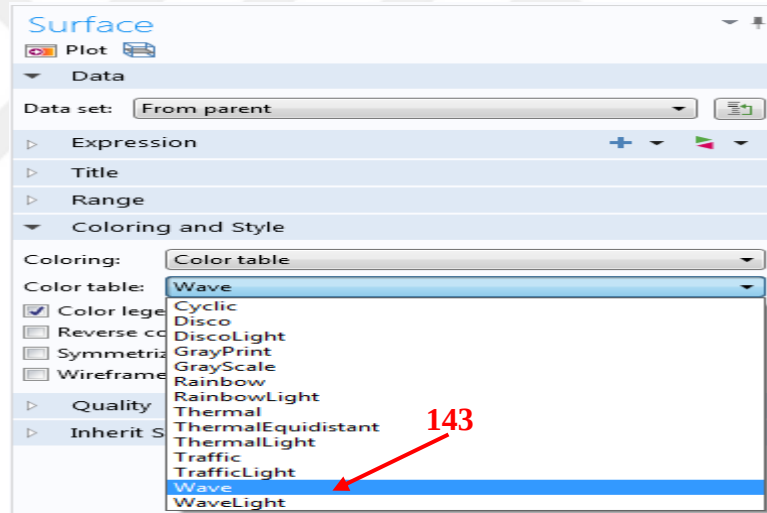
139.Adım : **Plot Settings** bölmesinden **x-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine r (mm) yazılır.

140.Adım : **y-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine z (mm) yazılır.

141.Adım : **Plot data set edges** kutucuğundaki işaret kaldırılır.

142.Adım : *Model Builder* penceresinden, *Results>Acoustic Pressure (acpr)>Surface 1* seçilir.

143.Adım : Açılan *Surface* penceresinde **Coloring and Style** bölümünde **Color table** listesinden, **Wave** seçilir.



Şekil 9.76. Total acoustics pressure grafiğinin çizimi için grafik deseninin seçimi, 143. adımın ekran görüntüsü

144.Adım : *Model Builder* penceresinden, *Results>Acoustic Pressure (acpr)* seçilir.

145.Adım : Açılan **2D plot group** penceresinden **Plot** butonu seçilir.

146.Adım : *Graphics* penceresinden **Zoom Extents** butonu seçilir.

Result 2: ‘2D Sound pressure (dB) level’ grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.17) :

Acoustic Pressure (acpr) :

147.Adım : **Model Builder** penceresinden, *Results*> **Sound pressure level (acpr)** seçilir.

148.Adım : Açılan **2D Plot Group** penceresinde, **Data Set** listesinden **Mirror 2D 1** seçilir.

149.Adım : **Plot Settings** bölmesinden **x-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine *r (mm)* yazılır.

150.Adım : **y-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine *z (mm)* yazılır.

151.Adım : **Plot data set edges** kutucuğundaki işaret kaldırılır.

152.Adım : Açılan **2D plot group** penceresinden **Plot (F8)** butonu seçilir.

153.Adım : *Graphics* penceresinden **Zoom Extents** butonu seçilir.

Result 3: ‘3D Sound pressure (dB) level’ grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.18) :

154.Adım : **Model Builder** penceresinden, *Results*> **Sound pressure level, 3D (acpr) > Surface 1** seçilir.

155.Adım : *Graphics* penceresinden **Zoom Extents** butonu seçilir.

Result 4: ‘Aksiyel eksen boyunca basınç genliği’ grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.19) :

1D Plot Group 7:

156.Adım : *Home* sayfasından, **Add Plot Group>1D Plot Group** seçilir.

157.Adım : **Plot Settings** bölmesinden **x-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine ‘*z (mm)*’ yazılır.

158.Adım : **y-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine ‘*Basınç Genliği (Pa)*’ yazılır.

159.Adım : *Results>1D Plot Group 7* seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanarak **Rename** seçilir ve **New name** kısmına '*z-aksiyel eksen boyunca basınç genliği*' yazılır. Sonra da **OK** seçilir.

z-aksiyel eksen boyunca basınç genliği :

160.Adım : *Home*'un hemen altındaki butonlardan **Line Graph** seçilir.

161.Adım : Açılan *Line Graph* penceresinden **Selection** bölümünden **All Boundaries** seçilir.

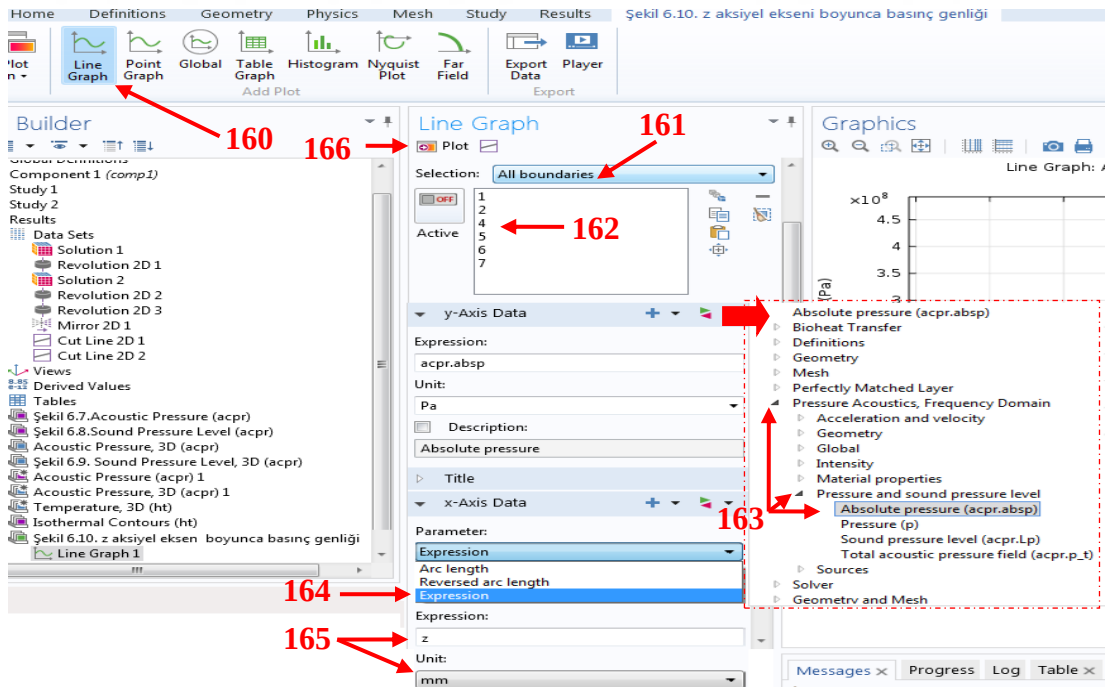
162.Adım : Akustik eksen boyunca olan '*1,2,4,5,6,7*' alan sınırları kalacak şekilde, diğer alan sınırları silinir.

163.Adım : *y-Axis Data* hizasından **Replace Expression** listesinden, **Pressure Acoustics, Frequency Domain> Pressure and sound pressure level> Absolute pressure (acpr.absp)** seçilir.

164.Adım : *x-Axis Data> Parameter* listesinden, **Expression** seçilir.

165.Adım : *Expression = z* yazılır ve *Unit = mm* seçilir.

166.Adım : **Plot (F8)** butonu seçilir.



Şekil 9.77. z-aksiyel eksen boyunca basınç genliği grafiğinin çizimi için y ve x eksenlerinin belirlenmesi, 161., 162., 163., 164., 165. ve 166. adımların ekran görüntüsü

Result 5: ‘*Odak düzleminde radyal eksen boyunca basınç genliği*’ grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.20) :

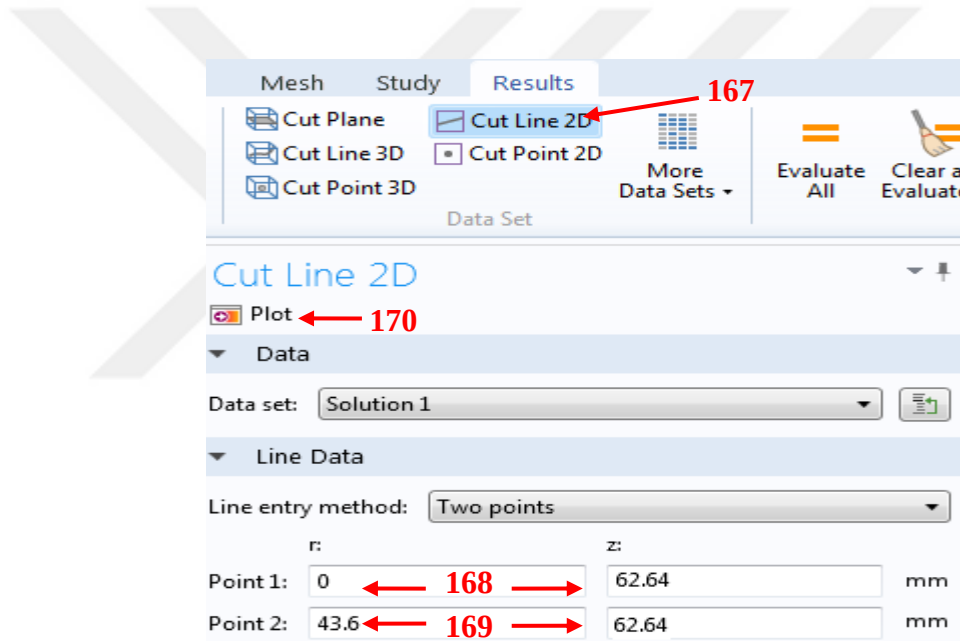
Data Sets :

167.Adım : *Home* sekmesinin hizasından *Results* seçildikten sonra **Cut Line 2D** seçilir.

168.Adım : **Cut Line 2D** penceresinde, **Line Data** bölümünde, **Point 1**, **r = 0**, **z=62.64** yazılır.

169.Adım : **Point 2**, **r = 43.6**, **z = 62.64** yazılır.

170.Adım : **Plot (F8)** butonu seçilir.



Şekil 9.78. *Odak düzleminde radyal eksen boyunca basınç genliği* grafiğinin çizimi için veri oluşturma, 167., 168., 169. ve 170. adımların ekran görüntüsü

1D Plot Group 8:

171.Adım : *Home* sayfasından, **Add Plot Group>1D Plot Group** seçilir.

172.Adım : Açılan **1D Plot Group** penceresinde, **Data Set** listesinden **Cut Line 2D 1** seçilir.

173.Adım : **Plot Settings** bölmesinden **x-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine ‘**r (mm)**’ yazılır.

174.Adım : **y-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine ‘**Basınç Genliği (Pa)**’ yazılır.

175.Adım : *Results>1D Plot Group 8* seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanarak **Rename** seçilir ve **New name** kısmına '*Odak düzleminde radyal eksen boyunca basınç genliği*' yazılır. Sonra da **OK** seçilir.

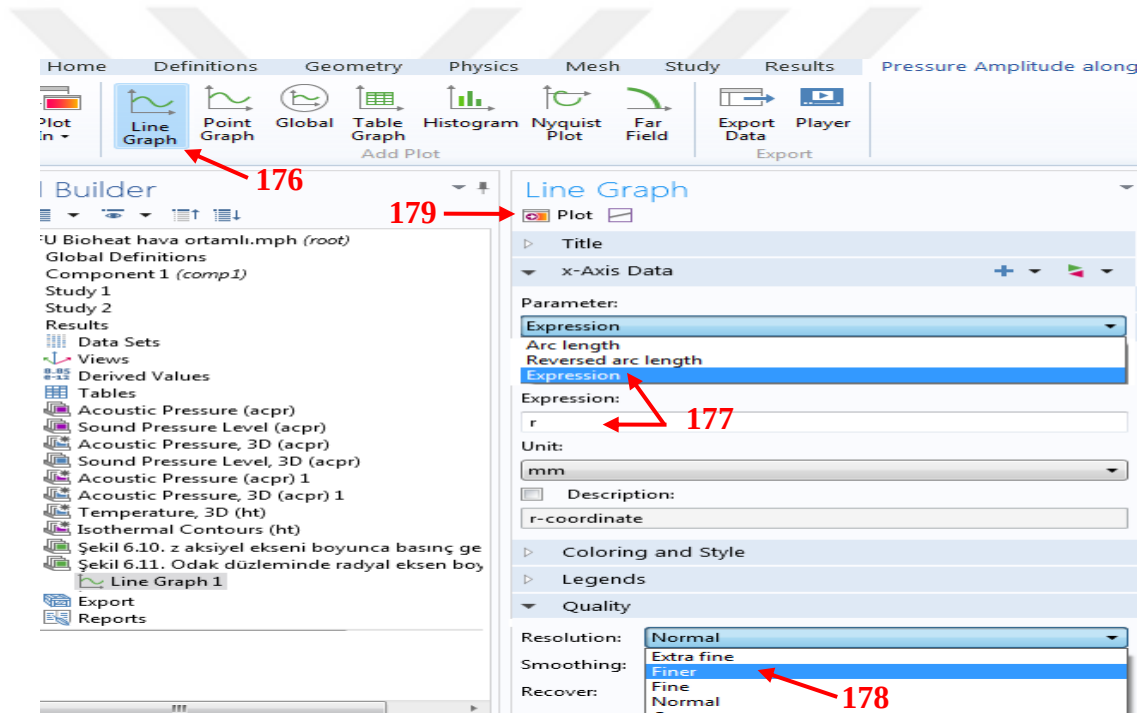
Odak düzleminde radyal eksen boyunca basınç genliği:

176.Adım : *Home*'un hemen altındaki butonlardan **Line Graph** seçilir.

177.Adım : Açılan *Line Graph* penceresinde, **x-Axis Data> Parameter** listesinden, **Expression** seçilir. *Expression = r* yazılır.

178.Adım : **Quality** bölümü açılır ve **Resolution** listesinden **Finer** seçilir.

179.Adım : **Plot (F8)** butonu seçilir.



Şekil 9.79. *Odak düzleminde radyal eksen boyunca basınç genliği* grafiğinin çizimi için $x = +r$ parametresinin ve rezolüsyonun belirlenmesi, 176., 177., 178. ve 179. adımların ekran görüntüsü

180.Adım : *Results> Odak düzleminde radyal eksen boyunca basınç genliği >Line Graph 1* seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanır ve **Duplicate** seçilir.

181.Adım : *Line Graph* penceresinde, **x-Axis Data** bölümünde *Expression= -r* ifadesi girilir.

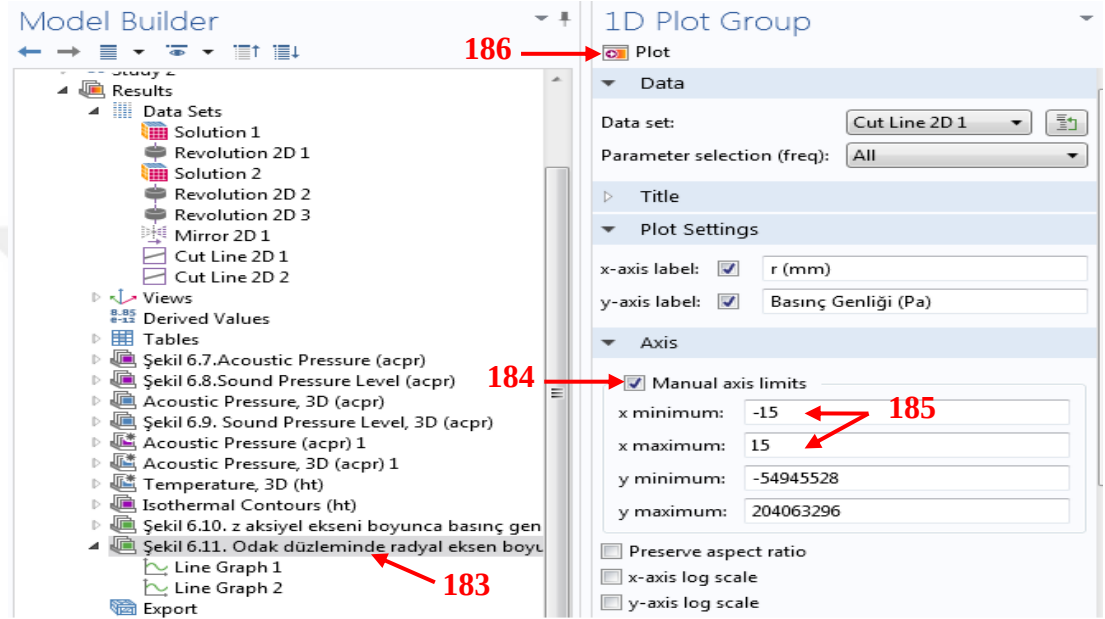
182.Adım : Sırasıyla **Coloring and style>Line style> Color** listesinden, **Blue** seçilir.

183.Adım : *Model Builder* penceresinden **Odak düzleminde radyal eksen boyunca basınç genliği** seçilir.

184. Adım : Açılan *1D Plot Group* penceresinde, **Axis** bölümünde, **Manual axis limits** kutusu aktif edilir.

185.Adım : **x minimum** = -15 ve **x maximum** = 15 değerleri yazılır.

186.Adım : **Plot (F8)** butonu seçilir.



Şekil 9.80. *Odak düzleminde radyal eksen boyunca basınç genliği* grafiğinin çizimi için **r** ve **-r** eksenlerinin birleştirilmesi, 183., 184., 185. ve 186. adımların ekran görüntüsü

Result 6: ‘*Odak düzleminde radyal eksen boyunca sıcaklık artışının akustik şiddet profili ile karşılaştırılması*’ grafiğinin elde edilme aşamaları (Şekil 6.21) :

Data Sets :

187.Adım : *Model Builder* penceresinden **Data Sets>Cut Line 2D 1** seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanarak **Duplicate** seçilir.

188.Adım : *Cut Line 2D* penceresinde, **Data** listesinden, **Solution 2** seçilir.

1D Plot Group 9:

189.Adım : *Home* sayfasından, **Add Plot Group>1D Plot Group** seçilir.

190.Adım : Açılan **1D Plot Group** penceresinde, **Plot Settings** bölümünden **x-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine '*Odaktan radyal uzaklık (mm)*' yazılır.

191.Adım : **y-axis label** kutucuğu işaretlenir ve içine '*Normalize sıcaklık artışı ve akustik şiddet*' yazılır.

192.Adım : *Results>1D Plot Group 9* seçimi yapıldıktan sonra sağa tıklanarak **Rename** seçilir ve **New name** kısmına '*Radyal eksen boyunca sıcaklık artışının akustik şiddet profili ile karşılaştırılması*' yazılır. Sonra da **OK** seçilir.

Odak düzleminde radyal eksen boyunca sıcaklık artışının akustik şiddet profili ile karşılaştırılması:

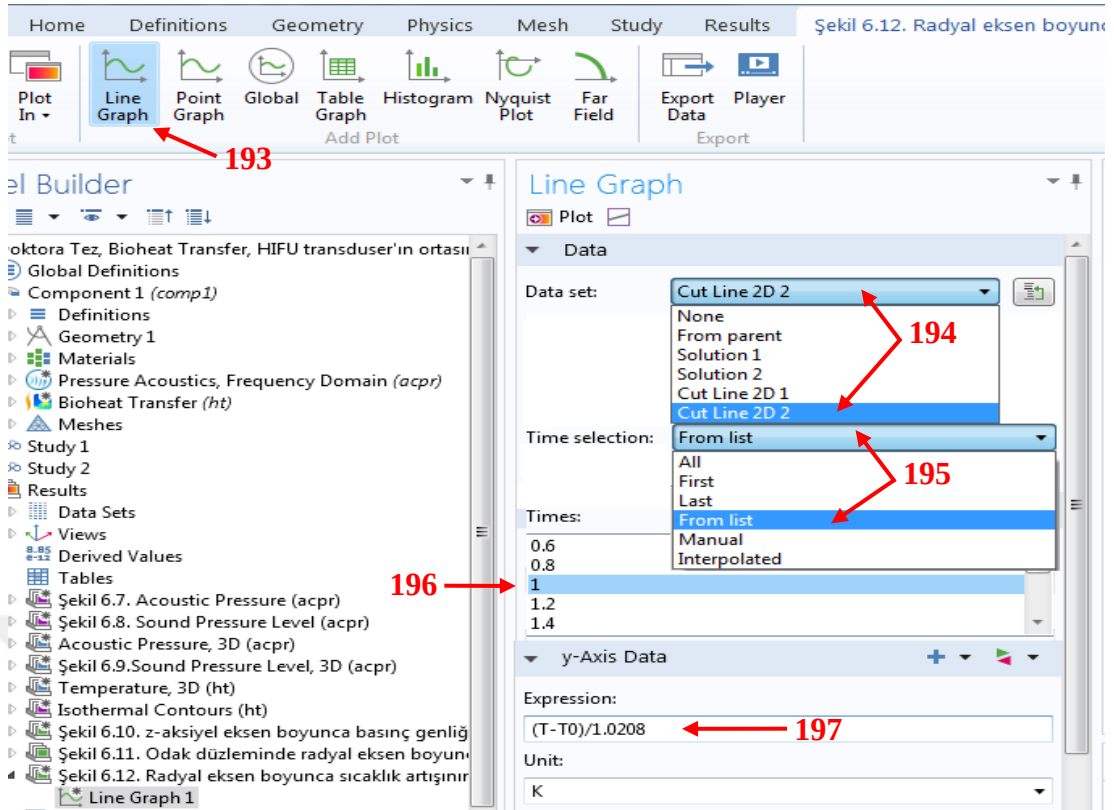
193.Adım : *Home*'un hemen altındaki butonlardan **Line Graph** seçilir.

194.Adım : Açılan *Line Graph* penceresinde, **Data Set** listesinden **Cut Line 2D 2** seçilir.

195.Adım : **Time selection** listesinden, **From list** seçilir.

196.Adım : Açılan **Times (s)** listesinden, **1** seçilir.

197.Adım : **y-Axis Data** bölümünde, **Expression** = $(T-T_0)/1.0208$ ifadesi yazılır.



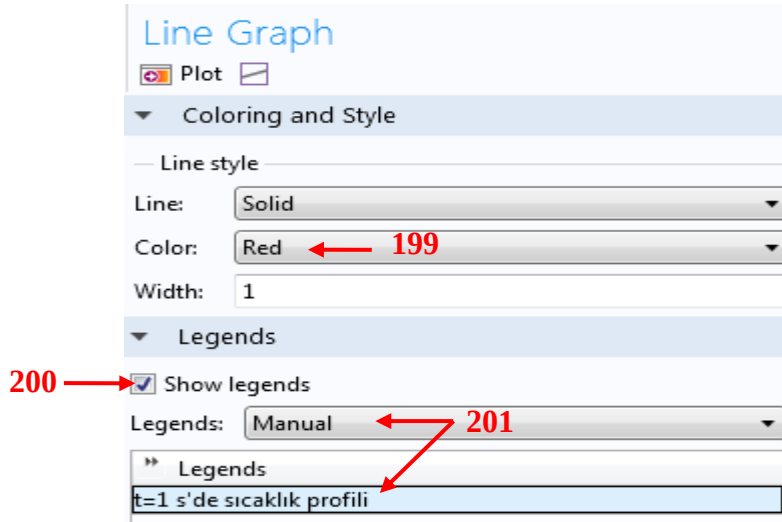
Şekil 9.81. Odak düzleminde radyal eksen boyunca sıcaklık artışının akustik şiddet profili ile karşılaştırılması grafiğinin çizimi için data seçilmesi, zaman diliminin belirlenmesi ve y ekseninin tanımlanması, 193., 194., 195., 196. ve 197. adımların ekran görüntüsü

198.Adım : Açılan *Line Graph* penceresinde, **x-Axis Data> Parameter** listesinden, **Expression** seçilir. *Expression = r* yazılır.

199.Adım : **Coloring and Style** bölmesi açıldıktan sonra, **Color** listesinden, **Red** seçilir.

200.Adım : **Legends** bölmesi açıldıktan sonra, **Show legends** kutucuğu işaretlenir.

201.Adım : **Legends** listesinden, **Manual** seçilir ve '*t=1s*'de sıcaklık profili' yazılır.



Şekil 9.82. Grafiğin rengi ve çizilen grafiğin isim göstergesinin belirlenmesi, 199., 200. ve 201. adımların ekran görüntüsü

202.Adım : *Results> Odak düzleminde radyal eksen boyunca sıcaklık artışının akustik şiddet profili ile karşılaştırılması> Line Graph 1* seçimi yapıldıktan sonra **Duplicate** seçilir.

203.Adım : Açılan *Line Graph* penceresinde, *x-Axis Data*'da *Expression = -r* yazılır.

204.Adım : **Legends** bölmesi açıldıktan sonra, **Show legends** kutucuğundaki işaret kaldırılır.

205.Adım : **Line Graph 1** seçimi yapıldıktan sonra **Duplicate** seçilir.

206.Adım : Açılan *Line Graph* penceresinde **Times (s)** listesinden, **2** seçilir.

207.Adım : *y-Axis Data* bölmesinde, **Expression = $(T-T_0)/0.5785$** ifadesi yazılır.

208.Adım : **Coloring and Style** bölmesi açıldıktan sonra, **Color** listesinden, **Magenta** seçilir.

209.Adım : **Legends** listesinden, **Manual** seçilir ve ' **$t=2s$ 'de sıcaklık profili**' yazılır.

210.Adım : *Results> Odak düzleminde radyal eksen boyunca sıcaklık artışının akustik şiddet profili ile karşılaştırılması> Line Graph 3* seçimi yapıldıktan sonra **Duplicate** seçilir.

211.Adım : Açılan *Line Graph* penceresinde, *x-Axis Data*'da *Expression = -r* yazılır.

212.Adım : **Legends** bölmesi açıldıktan sonra, **Show legends** kutucuğundaki işaret kaldırılır.

213.Adım : *Results> Odak düzleminde radyal eksen boyunca sıcaklık artışının akustik şiddet profili ile karşılaştırılması> Line Graph 1* seçimi yapıldıktan sonra **Duplicate** seçilir.

214.Adım : Açılan *Line Graph* penceresinde, **Data Set** listesinden **Cut Line 2D 1** seçilir.

215.Adım : **y-Axis Data** hizasından **Replace Expression** listesinden, **Pressure Acoustics, Frequency Domain> Intensity> Intensity Magnitude RMS (acpr.I_rms)** seçilir ve Expression = $acpr.I_rms/3.3743e5$ ifadesi yazılır.

216.Adım : **Coloring and Style** bölümü açıldıktan sonra, **Line** listesinden, **Dashed** seçilir.

217.Adım : **Coloring and Style** bölümü açıldıktan sonra, **Color** listesinden, **Blue** seçilir.

218.Adım : **Legends** bölümü açıldıktan sonra, **Show legends** kutucuğu işaretlenir ve '*şiddet profili*' yazılır.

219.Adım : *Results> Odak düzleminde radyal eksen boyunca sıcaklık artışının akustik şiddet profili ile karşılaştırılması> Line Graph 5* seçimi yapıldıktan sonra **Duplicate** seçilir.

220.Adım : Açılan *Line Graph* penceresinde, **x-Axis Data**'da Expression = **-r** yazılır.

221.Adım : **Legends** bölümü açıldıktan sonra, **Show legends** kutucuğundaki işaret kaldırılır.

222.Adım : **Plot (F8)** butonu seçilir.

223.Adım : *Results> Odak düzleminde radyal eksen boyunca sıcaklık artışının akustik şiddet profili ile karşılaştırılması* seçildikten sonra **1D Plot Group** penceresi açılır.

224.Adım : Açılan *1D Plot Group* penceresinde, **Axis** bölümünde, **Manual axis limits** kutusu aktif edilir.

225.Adım : **x minimum** = -15 ve **x maximum** = 15 değerleri yazılır.

226.Adım : **Plot (F8)** butonu seçilir.

ÖZGEÇMİŞ

- Adı Soyadı** : Süreyya NUR
- Doğum Yeri ve Tarihi** : Samandağ/1980
- Adres** : İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu
Kampüs/MALATYA
- E-Posta** : sureyya.nur@inonu.ed.tr
- Lisans** : Ankara Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği bölümü (2004)
Tez Konusu : Monte Carlo hesaplama metodu ile
Fotoelektrik, Compton ve Çift Oluşum Olaylarının Olasılık
Hesabı
- Tezsiz Yüksek Lisans** : Gazi Üniversitesi Eğitim Bilimleri Enstitüsü
Eğitim Bilimleri Anabilim Dalı (2006)
Orta Öğrenim Alan Öğretmenliği Tezsiz Yüksek Lisans
Eğitimi
- Tezli Yüksek Lisans** : Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı (2007)
Tez Konusu : Radyoterapide elektron demet tedavilerinde
doku heterojenitelerinin ve yüzey düzensizliklerinin doz
dağılımına etkisi
- Doktora** : İnönü Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı (2009-.....)
Tez Konusu : Rhomboid ve HIFU dönüştürücülerin lineer
olmayan akustik alan yapılarının incelenmesi
- Alınan ödül** : Fizik Müh. Bölüm Birinciliği (2004)
- Mesleki Deneyim** :
1. 2005-2006 yılları arasında GATA Onkoloji Merkezinde Radyoterapi Fiziği alanında görev yapmıştır.
 2. 2006 yılında (5 ay) Onko Ankara Onkoloji Merkezinde Radyoterapi Fiziği alanında görev yapmıştır.

3. 2006-2009 yılları arasında İnönü Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Öğretim Görevlisi kadrosunda hem Radyoterapi Fiziği alanında görev yapmış hem de derslere girmiştir.
4. 2009 yılında hastanedeki görevinden ayrılmış ve İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Tıbbi Görüntüleme Teknikleri Programında halen Öğretim Görevlisi olarak çalışmaya devam etmektedir.

Yayın Listesi :

1. Barlaz S., **Yıldız (Nur) S.**, Kaya E., Serin M., Erkal H. Ş., Elektron Demetlerinde Koruma Bloklarının Tedavi Konuna ve Cilde Yerleştirilmesi Durumlarında Blok Altındaki Cilt Dozlarının Karşılaştırılması. XI. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 14-18 Kasım 2007, Antalya, Türkiye.
2. **Yıldız (Nur) S.**, Kaya E., Radyoterapi Uygulamalarında Kullanılan Lineer Hızlandırıcı Cihazında Değişen Kolimatör ve Gantri Açılarının Doz Verimine Etkisi. 24. Uluslararası Fizik Kongresi, 28-31 Ağustos 2007, Malatya, Türkiye.
3. **Nur S.**, Dirican B., Farklı Enerjilerdeki Elektron Demetlerinin Değişen Gantri Açılarında %DD Eğrilerinin Değişimi. XII. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 22-24 Ekim 2009, Ankara, Türkiye.
4. Alagöz S., Alagöz B.B. , Şahin A., **Nur S.** ,“Negative refractions by triangular lattice sonic crystals in partial band gaps” , *Chinese Physics B*, 2015, 24(4): 046201.

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR/SUNUMLAR

1. Yüksek şiddetli Odaklanmış Ses Dalgaları (HIFU) ile Kansere Tedavisinin Fiziksel Temelleri, Şahin A., **Nur S.** XIV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 21-24 Kasım 2013, Antalya, Türkiye.
2. Karaböce B., Şahin A., Bilgiç E., Sadıkoğlu E., **Nur S.**, “High pressure focused ultrasound field characterization”, *J. Acoust. Soc. Am.* 2013, 134: 4153.