

**YÜKSEK GENLİKLİ ODAKLI ULTRASON TRANSDÜSER DİZİNİNE
VERİLECEK FAZLARIN MR GÖRÜNTÜLERİ YARDIMI İLE
OLUŞTURULMASI**

SERKAN AYKUL

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞUSTOS 2013

ANKARA

Fen Bilimleri Enstitü onayı

Prof. Dr. Necip CAMUŞCU
Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

Doç. Dr. Hamza KURT
Anabilim Dalı Başkanı

Serkan AYKUL tarafından hazırlanan “Yüksek genlikli odaklı ultrason transdüser demetine verilecek faz farklarının MR görüntüleri yardımı ile oluşturulması” adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Arif Sanlı ERGÜN
Tez Danışmanı

Tez Jüri Üyeleri

Başkan : Doç. Dr. Ali BOZBEY

Üye : Doç. Dr. Arif Sanlı ERGÜN

Üye : Yrd. Doç. Dr. Ahmet Murat ÖZBAYOĞLU

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Serkan AYKUL

Üniversitesi : TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Enstitüsü : Fen Bilimleri
Anabilim Dalı : Elektrik-Elektronik Mühendisliği
Tez Danışmanı : Doç.Dr. Arif Sanlı ERGÜN
Tez Türü ve Tarihi : Yüksek Lisans – Ağustos 2013

Serkan AYKUL

**YÜKSEK GENLİKLİ ODAKLI ULTRASON TRANSDÜSER DİZİNİNE
VERİLECEK FAZLARIN MR GÖRÜNTÜLERİ YARDIMI İLE
OLUŞTURULMASI**

ÖZET

Günümüzde, yüksek genlikli odaklı ultrason (HIFU) doku ısıtma, doku yakma, kan pıhtılaştırma ve taş kırma gibi pek çok uygulamada kullanılmakta ve önemi her geçen gün artmaktadır. HIFU uygulamalarında karşılaşılan önemli problemlerden biri faz hataları nedeni ile odak noktasının kayması ve dağılmasıdır. Homojen ortamlarda herhangi bir noktaya doğru bir şekilde odaklamak için ultrasonik transdüser elemanlarına uygulanacak fazlar kesin olarak hesaplanabilir. Fakat insan vücudu gibi homojen olmayan ortamlarda dokular arası ses hızı farklılıkları faz hatalarına sebep olur. Transdüser dizini ile hedef nokta arasında bulunan dokunun her bir noktasındaki ses hızlarını bilmemiz durumunda bu faz hatalarının oluşması engellenebilir. Manyetik Rezonans (MR) görüntüleri bize dokudaki ses hızı ile ilgili bilgileri sağlayabilir ve bu sayede MR güdümlü Isıl tedavi (MRgFUS) sürecinde bu faz hatalarının olması engellenerek bu süreç hızlandırılabilir. Bu çalışmada MR görüntülerinden dokudaki su ve yağ ağırlıkları belirlenerek dokunun ses hızının bulunmasına çalışılmış ve bulunan ses hızları ile yaratılan ortamlarda ters yayılım methodu ve sesin kırılmadığı varsayımı ile çeşitli denemeler yapılarak istenilen hedef noktası için transdüser dizinine verilmesi gereken fazlar başarı ile hesaplanmıştır.

Anahtar Kelimeler: HIFU Faz Bozulumu, Faz Düzeltimi, Ters Yayılım, MRgFUS

University : TOBB University of Economics and Technology
Institute : Institute of Natural and Applied Sciences
Science Programme : Electrical and Electronics Engineering
Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Arif Sanlı ERGÜN
Degree Awarded and Date : M.Sc. – August 2013

Serkan AYKUL

**COMPUTING THE BEAMFORMING PHASE DELAYS APPLIED TO
INDIVIDUAL ELEMENTS OF HIGH INTENSITY FOCUSED
ULTASOUND TRANSDUCER ARRAY BASED ON MR IMAGES**

ABSTRACT

High Intensity Focused Ultrasound (HIFU) is becoming increasingly available for ablation of unwanted tissue, for coagulation of blood and for crushing kidney stones. One of the important problems associated with HIFU is the smearing and spatial shift of the focal spot due to phase errors. For a homogeneous medium the phase delays associated with each ultrasonic array element to form a beam is known exactly. However, when the medium is inhomogeneous like human body, the variations in the speed of sound cause phase errors. Knowing the speed of sound in tissue between the transducer array and target greatly remedies this problem. The information obtained from MR images can be used to correct the phase of each transducer element. In this way, treatment duration for MRgFUS reduces. In this study we used water suppressed and fat suppressed MR images for determining the speed of sound in tissue then we used this information and some methods, like backprojection, to compute the phase delays associated with each array element of the HIFU transducer.

Keywords: HIFU Phase Abberation, Phase Correction, Backprojection, MRgFUS

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarını esirgemeyen danıőmanım Doç. Dr. Arif Sanlı ERGÜN'e ve yine önemli tecrübelerinden faydalandığım TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü öğretim üyelerine,

MR görüntülerini alırken her konuda yardımcı olan UMRAM'ın değerli öğretim üyelerine ve çalışanlarına,

Ve beni her zaman destekleyerek, bu günlere gelmemi sağlayan aileme teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez TÜBİTAK tarafından 110E270 referans numaralı “Yüksek Genlikli Odaklı Ultrason (HIFU) Frekansının ve Ultrason Demedi Olusturmak İçin Transdüser Dizin Elemanlarına Uygulanan Fazların Manyetik Rezonans (MR) Görüntülerinden Çıkarılan Doku Bilgisi İle Optimize Edilmesi” başlıklı proje tarafından desteklenmiştir

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
KISALTMALAR	xii
SEMBOL LİSTESİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. AMAÇ:	4
3. KULLANILAN CİHAZ VE PROGRAMLAR	5
3.1. CİHAZLAR.....	5
3.2. PROGRAMLAR	5
4. FAZ FARKLARININ HESAPLANMASI	7
4.1. TERS YAYILIM YÖNTEMİ.....	7
4.1.1. Homojen Ortam.....	8
4.1.2. Bölütlenmiş Ortam.....	12
4.1.3. Heterojen Ortam.....	16
4.2. SES DALGALARININ KIRILMADIĞI VARSAYIMI.....	20
4.2.1. Homojen Ortam.....	20

4.2.2.	Bölütlenmiş Ortam.....	21
4.2.3.	Heterojen Ortam.....	23
5.	YORUMLAR VE SONUÇLAR	26
5.1.	YORUMLAR.....	26
5.1.1.	Homojen Ortam.....	26
5.1.2.	Bölütlenmiş Ortam.....	27
5.1.3.	Heterojen Ortam.....	29
5.2.	SONUÇ.....	31
	KAYNAKLAR	33
	ÖZGEÇMİŞ	37

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3-1: Benzetimler için kullanılan bilgisayarın özellikleri	6
Çizelge 4-1: Homojen ortam için ters yayılım methodu ile bulunan süreler ve faz farkları.....	9
Çizelge 4-2: Şekil 4.1 de gösterilen yerdeki transdüser elemanları ve hedef noktası arasındaki süreler ve hesaplanan faz farkları	11
Çizelge 4-3: Bölütlenmiş ortam için ters yayılım methodu ile bulunan süreler ve faz farkları.....	15
Çizelge 4-4: Heterojen ortam için ters yayılım methodu ile bulunan süreler ve faz farkları.....	19
Çizelge 4-5: Bölütlenmiş ortam için dalganın kırılmadığı varsayımı sonucu bulunan süreler ve faz farkları	22
Çizelge 4-6: Heterojen ortam için dalganın kırılmadığı varsayımı sonucu bulunan süreler ve faz farkları	24

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4-1: Benzetimler yapılırken transdüser dizin elemanlarının koyulduğu yerlerin (mavi ve yeşil noktalar) ve hedef noktasının (kırmızı çizgilerin kesişim noktası) gösterimi.....	8
Şekil 4-2: Homojen ortam için ters yayılım methodu ile bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimin sonucu	10
Şekil 4-3: İnsan bacağı MRI görüntüsü	12
Şekil 4-4: MRI görüntüsünün bölütlenme işleminden sonraki hali	13
Şekil 4-5: Bölütlenmiş görüntü sayesinde elde edilen ses hızları haritası	13
Şekil 4-6: Bölütlenmiş ortam için ters yayılım methodu ile bulunan faz farkları uygulanarak yapılan ve ortam değişkenleri gözardı edilerek basit hesaplamalar yapılarak bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları	14
Şekil 4-7: Sırası ile su açısından bastırılmış ve yağ açısından bastırılmış MR görüntüleri.....	16
Şekil 4-8: MR görüntüleri ve denklem 4.1 kullanılarak elde edilen ses hızları haritası	17
Şekil 4-9: Heterojen ortam için ters yayılım methodu ile bulunan faz farkları uygulanarak yapılan ve ortam değişkenleri gözardı edilerek basit hesaplamalar yapılarak bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları	18
Şekil 4-10: Homojen ortam için dalganın kırılmadığı varsayımı sonucu bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimin sonucu	21
Şekil 4-11: Bölütlenmiş ortam için dalganın kırılmadığı varsayımı sonucu bulunan faz farkları uygulanarak yapılan ve ortam değişkenleri gözardı edilerek basit	

hesaplamalar yapılarak bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları	23
Şekil 4-12: Heterojen ortam için dalganın kırılmadığı varsayımı sonucu bulunan faz farkları uygulanarak yapılan ve ortam değişkenleri gözardı edilerek basit hesaplamalar yapılarak bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları	25
Şekil 5-1: İki yöntem ile homojen ortam için bulunan faz farklarının karşılaştırılması	26
Şekil 5-2: İki yöntem ile homojen ortam için bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları	27
Şekil 5-3: İki yöntem ile bölütlenmiş ortam için bulunan faz farklarının karşılaştırılması	28
Şekil 5-4: İki yöntem ile bölütlenmiş ortam için bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları	29
Şekil 5-5: İki yöntem ile heterojen ortam için bulunan faz farklarının karşılaştırılması	30
Şekil 5-6: İki yöntem ile heterojen ortam için bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları	31

KISALTMALAR

Kısaltmalar Açıklamalar

HIFU	High Intensity Focused Ultrasound
FUS	Focused Ultrasound Surgery
USgFUS	Ultrasound guided Focused Ultrasound Surgery
MRgFUS	Magnetic Resonance guided Focused Ultrasound Surgery
MRI	Magnetic Resonance Imaging
UMRAM	Ulusal Manyetik Resonans Araştırma Merkezi
TOBB ETÜ	Türkiye Odalar ve Borsalar Birliği Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

SEMBOL LİSTESİ

Simgeler	Açıklamalar
C_T	Dokunun belli bir pikseldeki ses hızı
X_t	İşlem uygulanmamış MR görüntüsünde belli bir pikselin değeri
X_f	Yağ açısından baskılanmış MR görüntüsünde belli bir pikselin değeri
X_w	Su açısından baskılanmış MR görüntüsünde belli bir pikselin değeri

1. GİRİŞ

Ultrason, insan kulağının algılayabileceği frekans aralığı olan 20 Hz ile 20.000 Hz aralığından daha yüksek frekanstaki ses dalgalarının aldığı genel isimdir [1]. 19. yüzyılın son çeyreğinde, özellikle Curie kardeşlerin çalışmaları sayesinde [2], piezoelektrik malzemelerin keşfi ve kullanımının başlaması ile birlikte ultrason dalgalarının da araştırılmasına ve kullanılmasına başlanılmıştır. Ultrasonik dalgalar ilk olarak su altında sonar sistemlerinde kullanılmış, gerek su üstü gerekse su altı taşıtların en önemli görüntüleme aracı olmuştur. 20. yüzyılın ikinci çeyreğinden itibaren ise ultrason dalgalarının medikal alanda kullanımına başlanılmış [3] ve günümüze kadar oldukça büyük bir gelişim göstermiştir. Ultrason ile görüntüleme diğer görüntülenme sistemlerine göre vucuda daha az zarar vermesi ve pek çok görüntüleme sisteminin sağlayamadığı gerçek zamanlı görüntüleme olanağını sunması ile, günümüzün en önemli görüntülenme sistemlerinden biri haline gelmiştir.

Su altında kullanılan sonar görüntüleme sistemleri ile medikal alanda kullanılan görüntüleme sistemlerinin temel prensibi aynıdır. Bu prensibi basitleştirerek anlatmak gerekirse, ses dalgaları mekanik dalgalar olduğu için katı, sıvı veya gaz ortamlarda hareket edebilirler. Bu ortamlarda hareket ederlerken ortamın yoğunluğu değiştiğinde ses dalgalarının bir kısmı kırılarak ilerlemesine devam ederken bir kısmı ise yansiyarak kaynağına geri döner. Kırılma açısı ve geriye yansıyan dalganın ne kadar fazla olduğu, ses dalgasının ilerlediği ortamın yoğunluğunun ne kadar değiştiği ile doğrudan orantılıdır. Yoğunluğun değiştiği yüzeyden geriye yansıyan dalgaları dinleyerek ortamın bir haritasını çıkartabiliriz. Geri yansıyan dalgaların ne kadar sürede yansıdığına bakarak yüzeyin kaynağa olan mesafesini, geriye yansıyan dalganın şiddetine bakarak ise yüzeyde ortamın yoğunluğunun ne kadar değiştiğini belirleyebiliriz.

20. yüzyılın ikinci çeyreğinden itibaren ultrasonun dokuyu ısıtma, dokuyu yakma, kan pıhtılaştırma ve taş kırma gibi pek çok uygulaması ile ilgili çalışmalar gitgide hız kazanmıştır. Ultrasonun bu amaçlar ile kullanımına genel olarak Yüksek Genlikli Odaklı Ultrason (HIFU) denmektedir. HIFU esas olarak görüntüleme amaçlı kullanılan ultrason ile aynı temele dayanmaktadır. Görüntüleme amaçlı kullanılan

ultrason dalgaları düşük enerjili olmaları sayesinde vücudumuz içerisinde zarar vermeden ilerleyebilirler fakat bu dalgaların yüksek enerjili olması ve küçük bir bölgede odaklanması durumunda bu bölgenin ısısının yükselmesine ve bu bölgedeki dokunun zarar görerek özelliğini kaybetmesine neden olurlar [4]. Bu durumda odak noktası haricinde herhangi bir bölgenin zarar görmüyor olması bu yöntem temel alınarak üretilen cerrahi aletleri oldukça cazip kılmaktadır. Bu prensibe dayalı olarak yapılan cerrahi müdahalelere genel olarak Focused Ultrasound Surgery (FUS) adı verilir.

FUS ile ilgili ilk fikri Lynn et al 1942 yılında yayınladığı makale [5] ile ortaya atmış ve bu fikrin yapılabilir olduğu 1950 li yıllarda kediler ve maymunlar ile yaptığı çalışmalar ile William Fry et al [6,7] göstermiştir. Bu çalışmalar FUS ile ilgili diğer çalışmaların önünü açmış ve pek çok hastalığın tedavisi için bu yöntemin kullanılabilir olduğunu göstermişlerdir. Bu sayede günümüzde FUS uterus myomları [8-11] ve göğüs kanseri [12-14] gibi pek çok hastalığın tedavisinde kullanımı her geçen gün artan bir prosedür haline gelmiştir. Doku görüntüleme sistemlerinin gelişmesi FUS için son derece olumlu olmaktadır. Bu görüntüleme sistemleri sayesinde prosedür sırasında hedeflenen dokunun takibi yapılarak FUS prosedürünün doğru ve çevre dokulara zararsız bir şekilde uygulanması sağlanmaya çalışılmaktadır.

Günümüzde FUS yaygın olarak iki farklı görüntüleme sistemi ile beraber kullanılmaktadır. Bunlar Ultrasound guided Focused Ultrasound Surgery(USgFUS) [15,16] ve Magnetic Resonance guided Focused Ultrasound Surgery(MRgFUS) [17,18]. USgFUS ultrason ile görüntüleme sistemi ve HIFU nun biraraya getirilmiş halidir. Bu sistem hem maliyet olarak diğer alternatifine göre avantajlı hem de boyut olarak küçük olması ile taşınabilir bir sistemdir. Fakat ultrason ile alınan görüntülerde gerçek zamanlı ısı bilgisi almak mümkün olmadığı için bu sistem kullanılırken ısıtılan bölgenin kaç dereceye çıktığı ve çevre bölgelerin hasar görüp görmediğinin belirlenmesi oldukça zordur. MRgFUS kullanımı için Manyetik Resonansla Görüntüleme (MRI) aleti ve Manyetik Resonans (MR) ile uyumlu bir transdüser dizinine ihtiyaç duyulmaktadır. Günümüz teknolojisi manyetik özelliği

bulunan metalleri içermeyen transdüserler üretmek için yeterli olduğu için MR uyumlu transdüser dizinini bulmakta herhangi bir sıkıntı olmamaktadır. MRI cihazının yüksek maliyet ve boyutuna rağmen gerçeğe yakın zamanlı ısı görüntü üretebilmesi ve bu vesileyle ısı tedaviyi gerçek zamanlı monitör etme olanağı sağlaması sayesinde günümüzde daha çok tercih edilen güdüm yöntemi olmuştur.. Bu iki yöntem birbirinden farklı olsa da amaçları aynıdır, FUS terapisi sırasında prosedürün uygulandığı bölgeyi gözlemleyerek prosedürün doğru noktaya doğru dozda uygulandığından emin olmak.

HIFU sistemleri ile yapılan cerrahi işlemlere olan ilgi günden güne artmaktadır. Bunun başlıca sebepleri, bu sistemler ile yapılan ameliyatların güvenli olması, yan etkilerin alternatiflerine göre daha az olması ve prosedür sonrası iyileşme ve toparlanma süresinin normal ameliyatlara göre çok kısa olmasıdır. Artan ilgi ile beraber bu işlem hakkındaki çalışmalar gün geçtikçe hızlanmakta ve bu hızlanma ile beraber prosedürün gelecekte çok daha kullanışlı bir hale geleceği öngörülmektedir [19].

2. AMAÇ:

Transdüser dizinini hedef noktasına odaklama işlemi transdüser dizin elemanlarından herbirine farklı fazlarda sinyaller verilmesi ile gerçekleştirilir. Homojen olan ve ses hızı bilinen ortamlarda istenilen bir hedef noktası için transdüser elemanlarına uygulanacak faz farkları basit matematiksel işlemler sayesinde hesaplanabilir. İnsan vücudunda ses hızları her bir doku için farklılık gösterir. Bu sebeple insan vücudu içerisinde bir hedef noktası belirlediğimizde transdüser dizinine uygulaması gereken faz farklarını basit matematiksel hesaplar ile belirlersek faz bozulmaları oluşur [20,21]. Bu faz bozulmalarını düzeltmek için pek çok çalışma yürütülmektedir [22,23].

Bu projede bizim uygulamaya ve göstermeye çalıştığımız şey prosedürün uygulanacağı bölgenin MRI görüntülerini kullanarak bu faz bozulmalarını engellemek, bu sayede prosedürü hasta için daha güvenli bir hale getirmek ve prosedürün uygulanma zamanını azaltarak prosedürü daha kullanışlı hale getirmektir. FUS prosedürü uygulanmadan önce alınan MRI görüntüsü, prosedür sırasında ses dalgalarının ilerleyeceği homojen olmayan ortam hakkında bize bilgi verir. Bu görüntüleri kullanarak ses dalgalarının ilerleyeceği ortamın değişken ses hızları belirlenebilir ve bu ses hızlarını kullanarak prosedürün gerçekleşeceği ortamın bir benzerini bilgisayar ortamında oluşturulabilir. Bu ortamda simülasyonlar yapılarak transdüser elemanlarına uygulanacak faz farklarına göre transdüserden yayılan ultrason ışınlarının odaklanacağı yer ve çevresine zarar verip vermeyeceği gözlemlenebilir.

3. KULLANILAN CİHAZ VE PROGRAMLAR

3.1. CİHAZLAR

MR makinası: Aşağıdaki örneklerde kullanılan MR görüntüleri Ulusal Manyetik Rezonans Araştırma Merkezi(UMRAM)'da bulunan 3 Tesla statik alana sahip Siemens MAGNETOM Trio manyetik rezonans görüntüleme cihazı ile alınmıştır. Örneklerde kullanılan bacak MR görüntüleri 320pixel x 320 pixel boyutlarında ve her bir pixelin boyutu 0.5 mm olarak alınmıştır.

Transdüser: Proje için kullanılması planlanan transdüser, proje kapsamında üniversitemiz TOBB ETÜ bünyesinde bulunan ve IMASONIC firmasının ürettiği MRI uyumlu lineer transdüser dizinidir. Bu transdüser dizini yüksek güç için uyumludur ve 0.8 Mhz ile 1.2 Mhz arası frekanslarda çalışabilmektedir.

3.2. PROGRAMLAR

Simülasyonları gerçekleştirmek için MATLAB programını ve bu program için oluşturulmuş k-wave alet çantasını kullandık. K-wave alet çantasını seçmemizin en önemli sebebi bu alet çantasının pek çok çalışmada kullanılarak [24-27] güvenilirliğini göstermiş bir alet çantası olması. K-wave alet çantası sayesinde boyutlarını kendi belirlediğimiz bir ortam yaratarak bu ortamın her bir noktasında akustik dalganın hangi hız ile hareket edeceğini ve her bir noktanın yoğunluğunun ne olacağını belirleyebiliyoruz. İstedığımız özelliklerdeki ortamı yarattıktan sonra bu ortam içerisinde kendi belirlediğimiz her noktaya ses kaynakları yerleştirebiliyor ve bu kaynaklardan yayılacak akustik dalganın frekansı ve süresi gibi pek çok değişkeni belirleyebiliyoruz. Ayrıca yine istediğimiz her noktaya akustik sensörler yerleştirerek istediğimiz her bölgede bu dalgalar sebebi ile olan değişimi gözlemleyebiliyoruz. Simülasyonlarımızı gerçekleştirirken ortamın boyutunu elimizdeki MR görüntülerinin boyutlarına uygun bir şekilde seçtik. Ortamdaki noktaların özelliklerini nasıl seçtiğimiz aşağıdaki kısımlarda daha detaylı bir şekilde anlatılmıştır. Ayrıca bu simülasyonların gerçekleştirildiği bilgisayarın özellikleri aşağıda çizelge 3-1 de belirtilmiştir.

Çizelge 3-1: Benzetimler için kullanılan bilgisayarın özellikleri

Üretici	DELL
Model	Inspiron 7520
İşlemci	Intel(R) Core (TM) i7-3612QM CPU @ 2.10GHz
Grafik İşlemci	AMD Radeon HD 7730M
Bellek	8 GB
Sabit Bellek	1 TB
İşletim Sistemi	Microsoft Windows 7 Ultimate 64 bit

4. FAZ FARKLARININ HESAPLANMASI

Transdüser elemanlarına verilecek faz farkları belirlenirken pek çok değişik yöntem kullanılır. Bunların en basiti olarak ortam değişkenlerini yok sayarak basit geometrik hesaplar ile transdüser elemanı ve hedef nokta arasındaki mesafenin hesaplanması gösterilebilir. Ortamın ses hızı gibi değişkenlerin sabit olduğu homojen ortamlarda bu yöntem çok kullanışlı olsa da gerçek hayatta bu yöntem ile hesaplanan faz farkları uygulandığı takdirde odak hedef noktasından uzaklaşıp odak noktasında güç kaybı yaşanması kaçınılmazdır. Aşağıda bu sorunları azaltmak için iki farklı yöntem inceledik ve bu incelemelerimiz sırasında bu yöntemlerin basit geometrik hesaplar sayesinde bulunan faz farklarından daha iyi sonuçlar ortaya çıkardıklarını gösterdik.

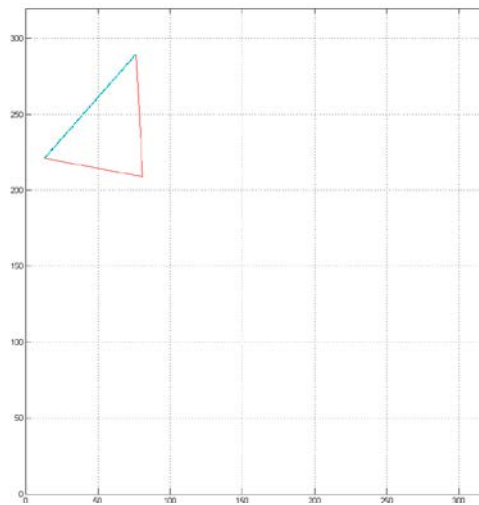
4.1. TERS YAYILIM YÖNTEMİ

Transdüser elemanlarına verilecek faz farklarını belirlerken, en yüksek başarıda doğru sonuçları verecek yöntemlerden biri ters yayılım yöntemidir [28-30]. Bu yöntemde hedef olarak belirlediğimiz noktaya bir ses kaynağı yerleştirir ve transdüser elemanlarının bulunduğu noktalardan hedefe yerleştirilen kaynaktan gelen sesi dinleriz. Ses dalgalarının iki nokta arasında ilerlerken kullandığı yol bu iki noktanın hangisinin başlangıç hangisinin bitiş olduğundan bağımsız olarak aynı olduğu için hedefte bulunan kaynaktan çıkan ses dalgasının transdüser elemanlarına geliş sürelerindeki farka bakarak transdüser elemanlarına uygulamamız gereken faz farklarını kesin olarak belirleyebiliriz. Bu yöntemi, HIFU operasyonu sırasında hedef olarak belirlediğimiz yere ses kaynağı koyamayacağımız için pratikte uygulayamayız, fakat prosedürün uygulanacağı ilgili bölgeyi bilgisayar ortamında oluşturarak bu yöntemin simülasyonunu yapmamız mümkün. Öncelikle bu yöntemin doğruluğundan emin olmak için insan vücudu yerine bir su tankının içerisini bilgisayar ortamında oluşturarak ilk simülasyonlarımızı bu ortamda yapmanın uygun olacağını düşündük ve tamamen sudan oluşan homojen bir ortam oluşturduk. Bu ortam oldukça basit bir ortam olduğundan fazlar basit geometrik hesaplar kullanılarak bulunabilir. Bunun ardından insan vücudunda basit denemeler yapmak için bölütlenmiş ortamlar yarattık ve denemelerimize bu ortamlarda devam ettik. Bölütlenmiş ortam homojen ortama göre daha gerçekçi bir ortam. Bu ortamı

yaratmak için literatürden farklı dokular için daha önce ölçülmüş ses hızlarını aldık. Bu ortamda faz farklarını bulmak için benzetimler yapmak durumundayız. Son olarak heterojen ortamlar yaratarak çalışmalarımızı bu ortamlardaki denemelerimize yoğunlaşarak tamamladık. Bu ortam, ses hızının doku içerisindeki değişimini de dikkate aldığı için insan vücuduna en yakın ortam olmaktadır. Bu ortamı yaratmanın zorluğu her pikselin ses hızını tek tek tayin etme zorunluluğundan kaynaklanıyor. Doku içerisindeki yağ ve su oranına bağlı olarak her pikseldeki ses hızını belirleyebileceğimizi aşağıda göstereceğiz. Bu ortamların oluşturulması ve bu ortamlarda yaptığımız benzetimlerle ilgili daha detaylı bilgileri aşağıda bulabilirsiniz.

4.1.1. Homojen Ortam

Ses dalgalarının ilerleyeceği bölgenin tamamen homojen olduğu durum için bu simülasyon ortamını yarattık. Bu ortam yaratılırken, gerçek hayatta deney yapabileceğimiz durumları düşünülerek, ortamın ses hızını 1500m/s, yoğunluğunu 1000kg/m³ olarak belirledik. Bu ortamda transdüser dizinini ve hedefi şekil 4-1 de görüldüğü gibi yerleştirdiğimiz örnekte hedefte bulunan kaynaktan çıkan ses dalgalarının transdüser elemanlarına ne kadar sürede ulaştığını ve bu süreler kullanılarak hangi transdüser elemanına ne kadar faz farkı vermemiz gerektiğini aşağıda çizelge 4-1 den görebilirsiniz.

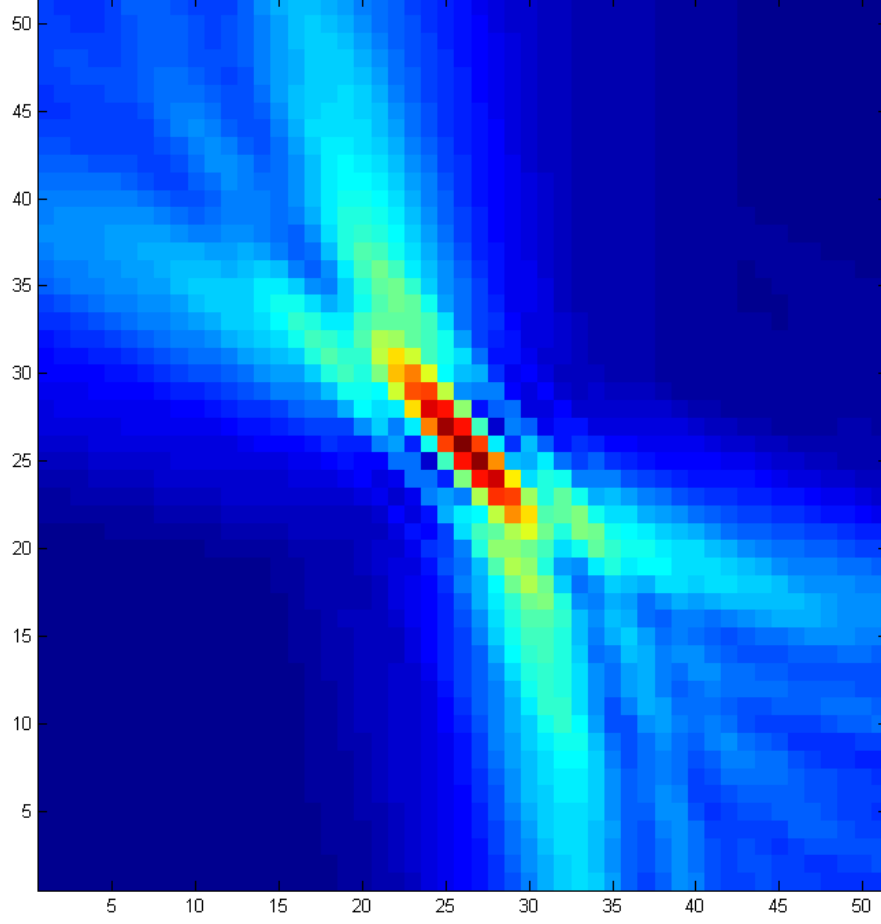


Şekil 4-1: Benzetimler yapılırken transdüser dizin elemanlarının koyulduğu yerlerin (mavi ve yeşil noktalar) ve hedef noktasının (kırmızı çizgilerin kesişim noktası) gösterimi.

Çizelge 4-1: Homojen ortam için ters yayılım methodu ile bulunan süreler ve faz farkları

Transdüser numarası	Ölçülen süre(ns)	Hesaplanan faz farkı(°)	Transdüser numarası	Ölçülen süre(ns)	Hesaplanan faz farkı(°)
1	27354,12	247,5	33	24083,29	150
2	27083,29	150	34	24145,79	172,5
3	26833,29	60	35	24229,13	202,5
4	26583,29	330	36	24312,46	232,5
5	26333,29	240	37	24416,63	270
6	26187,46	187,5	38	24520,79	307,5
7	25958,29	105	39	24645,79	352,5
8	25729,13	22,5	40	24770,79	37,5
9	25520,79	307,5	41	25208,29	195
10	25333,29	240	42	25374,96	255
11	25145,79	172,5	43	25520,79	307,5
12	24958,29	105	44	25708,29	15
13	24791,63	45	45	25874,96	75
14	24624,96	345	46	26062,46	142,5
15	24458,29	285	47	26270,79	217,5
16	24312,46	232,5	48	26479,12	292,5
17	24187,46	187,5	49	26687,46	7,5
18	24229,13	202,5	50	26916,62	90
19	24124,96	165	51	27145,79	172,5
20	24041,63	135	52	27708,29	15
21	23958,30	105	53	27958,29	105
22	23874,96	75	54	28208,29	195
23	23812,46	52,5	55	28458,29	285
24	23770,80	37,5	56	28729,12	22,5
25	23729,13	22,5	57	28999,95	120
26	23687,46	7,5	58	29270,79	217,5
27	23666,63	0	59	29562,45	322,5
28	23666,63	0	60	29854,12	67,5
29	23916,63	90	61	30145,79	172,5
30	23937,46	97,5	62	30437,45	277,5
31	23979,13	112,5	63	30749,95	30
32	24020,79	127,5	64	31395,78	262,5

Çizelge 4-1 de belirtilen faz farkları transdüser elemanlarına uygulandığında hedef noktasında oluşan odak bölgesini şekil 4-2 de görebilirsiniz.



Şekil 4-2: Homojen ortam için ters yayılım methodu ile bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimin sonucu

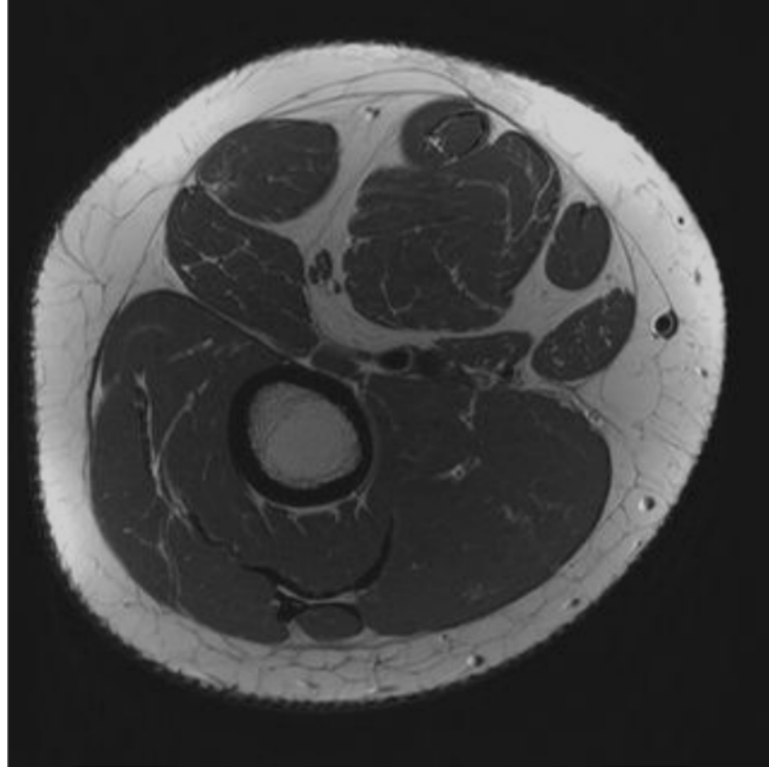
Basit geometrik hesaplar ile transdüser elemanları ve hedef noktası arasındaki süreleri ve bu süreler sayesinde hesaplanan faz farklarını bulduğumuz durum, ortamın tamamen homojen olması nedeni ile, ters yayılım methodunda bulunan faz farkları ile çok yakın çıkmaktadır. Bu hesaplamalar ile bulunan süreleri ve faz farklarını çizelge 4.2 de görebilirsiniz.

Çizelge 4-2: Şekil 4.1 de gösterilen yerdeki transdüser elemanları ve hedef noktası arasındaki süreler ve hesaplanan faz farkları

Transdüser numarası	Hesaplanan süre(ns)	Hesaplanan faz farkı(°)	Transdüser numarası	Hesaplanan süre(ns)	Hesaplanan faz farkı(°)
1	23020,80	247,5	33	19729,14	142,5
2	22749,96	150	34	19791,64	165
3	22479,13	52,5	35	19874,97	195
4	22229,13	322,5	36	19979,13	232,5
5	21999,96	240	37	20062,47	262,5
6	21833,30	180	38	20187,47	307,5
7	21624,97	105	39	20291,63	345
8	21395,80	22,5	40	20437,47	37,5
9	21187,47	307,5	41	20874,97	195
10	20979,13	232,5	42	21020,80	247,5
11	20791,63	165	43	21187,47	307,5
12	20624,97	105	44	21354,13	7,5
13	20437,47	37,5	45	21541,63	75
14	20270,80	337,5	46	21729,13	142,5
15	20124,97	285	47	21937,46	217,5
16	19979,13	232,5	48	22145,80	292,5
17	19854,13	187,5	49	22354,13	7,5
18	19895,80	202,5	50	22583,30	90
19	19791,64	165	51	22812,46	172,5
20	19687,47	127,5	52	23354,13	7,5
21	19604,14	97,5	53	23604,13	97,5
22	19541,64	75	54	23854,13	187,5
23	19479,14	52,5	55	24124,96	285
24	19416,64	30	56	24395,79	22,5
25	19374,97	15	57	24666,63	120
26	19354,14	7,5	58	24937,46	217,5
27	19333,30	0	59	25229,13	322,5
28	19333,30	0	60	25499,96	60
29	19583,30	90	61	25812,46	172,5
30	19604,14	97,5	62	26104,12	277,5
31	19624,97	105	63	26416,62	30
32	19687,47	127,5	64	27041,62	255

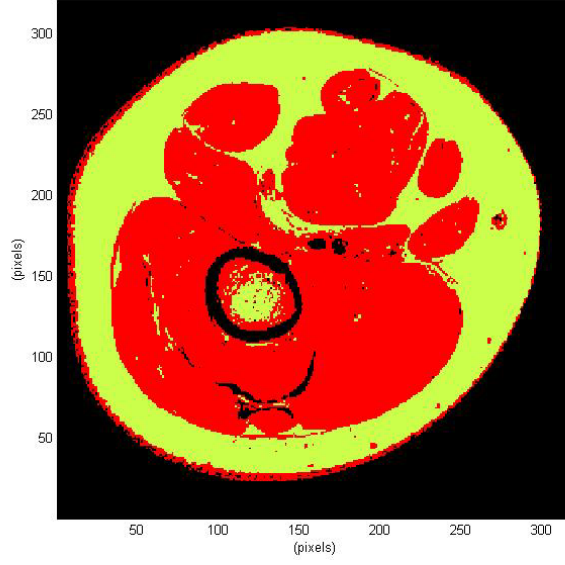
4.1.2. Bölütlenmiş Ortam

Ses dalgalarının ilerleyeceği bölgenin, insan vücuduna yakın bir şekilde, kendi içlerinde homojen fakat birbirlerine göre heterojen olan birkaç bölge içerisinde nasıl davrandığını gözlemlemek için bu ortamı oluşturduk. Bu ortamın oluşturulması için MR görüntülerini kullandık. Şekil 4-3 te görünen insan bacağı MR görüntüsünde kas dokularının birbirleri ile yakın koyuluklarda, yağ dokularının ise bu koyuluktan farklı fakat yine kendi içerisinde yakın koyuluklarda olduğunu görebiliriz.



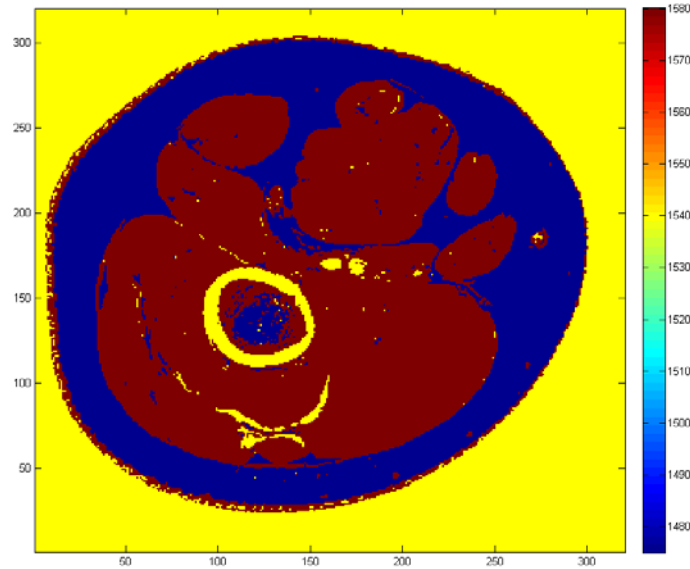
Şekil 4-3: İnsan bacağı MRI görüntüsü

Bu farktan yararlanarak MR görüntüsü üzerinde bir bölütleme işlemi yapılarak kas dokusunu ve yağ dokusunu birbirlerinden ayırdık. MR görüntüsünün bölütlenme yapıldıktan sonraki halini şekil 4-4 te görebilirsiniz.



Şekil 4-4: MRI görüntüsünün bölütlenme işleminden sonraki hali

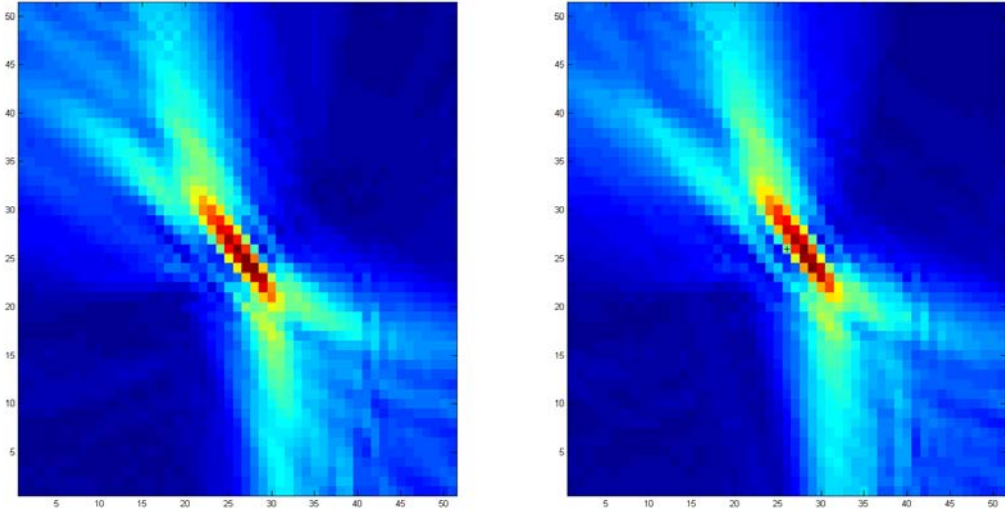
Daha sonra bu ayrılmış bölgeleri kendi içlerinde homojen olarak kabul ettik. Bu ortamı yaratırken gerçek hayattaki ses hızlarını kullanarak yağ dokusu için 1475m/s ses hızı ve 920kg/m³ yoğunluk değeri, kas dokusu için 1580m/s ses hızı ve 1070 kg/m³ yoğunluk değerlerini kullandık. Şekil 4-5 te bu işlemlerden sonra oluşturulan ses hızları haritasını görebilirsiniz.



Şekil 4-5: Bölütlenmiş görüntü sayesinde elde edilen ses hızları haritası

Ortamı yarattıktan sonra şekil 4-1 de bulunan koordinatlara transdüser dizini ve hedef noktasını koyarak simülasyonumuzu gerçekleştirdik. Bu simülasyon sonuçlarına göre transdüser dizini elemanlarına kaynaktan çıkan ses dalgalarının ne kadar sürede geldiğini ve bu elemanlara uygulamamız gereken faz farklarını çizelge 4-3 te görebilirsiniz.

Çizelge 4-3 de belirtilen faz farkları uygulanarak transdüserden çıkan ses dalgalarının dağılımını simüle ettiğimizde hedef bölgemizde oluşan sonucu şekil 4-6 da sol tarafta çizelge 4.2 de belirtilen faz farkları uygulanarak ulaştığımız sonucu ise sağ tarafta görebilirsiniz.



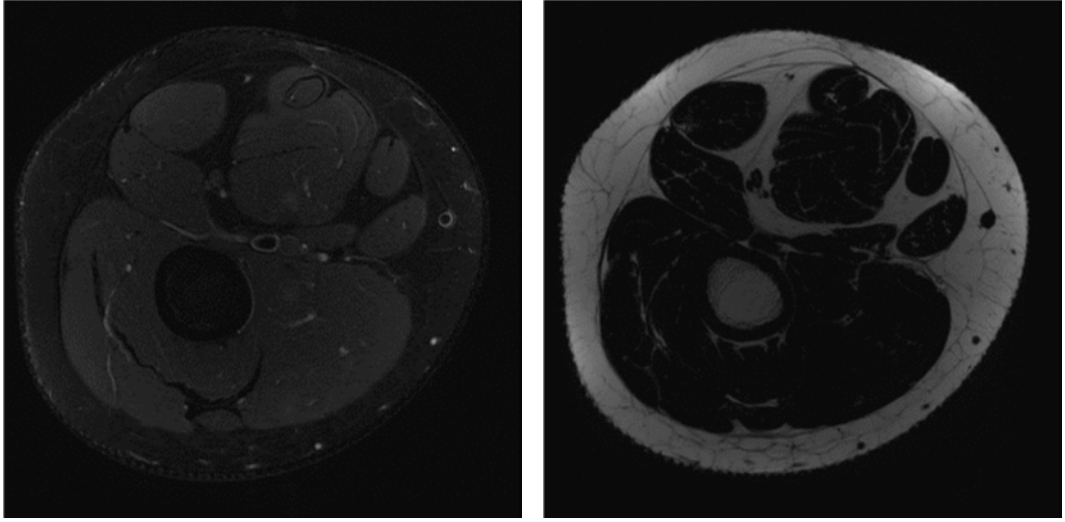
Şekil 4-6: Bölütlenmiş ortam için ters yayılım methodu ile bulunan faz farkları uygulanarak yapılan ve ortam değişkenleri gözardı edilerek basit hesaplamalar yapılarak bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları

Çizelge 4-3: Bölütlenmiş ortam için ters yayılım methodu ile bulunan süreler ve faz farkları

Transdüser numarası	Ölçülen süre(ns)	Hesaplanan faz farkı(°)	Transdüser numarası	Ölçülen süre(ns)	Hesaplanan faz farkı(°)
1	27374,96	315	33	23833,30	120
2	27124,96	225	34	23874,96	135
3	26854,12	127,5	35	23937,46	157,5
4	26583,29	30	36	24020,79	187,5
5	26354,12	307,5	37	24083,29	210
6	26166,62	240	38	24187,46	247,5
7	25937,46	157,5	39	24333,29	300
8	25729,13	82,5	40	24437,46	337,5
9	25520,79	7,5	41	24854,13	127,5
10	25291,63	285	42	24999,96	180
11	25145,79	232,5	43	25145,79	232,5
12	24958,29	165	44	25333,29	300
13	24749,96	90	45	25479,13	352,5
14	24562,46	22,5	46	25645,79	52,5
15	24416,63	330	47	25833,29	120
16	24229,13	262,5	48	26062,46	202,5
17	24104,13	217,5	49	26291,62	285
18	24145,79	232,5	50	26520,79	7,5
19	24041,63	195	51	26749,96	90
20	23916,63	150	52	27291,62	285
21	23812,46	112,5	53	27562,46	22,5
22	23729,13	82,5	54	27791,62	105
23	23666,63	60	55	28020,79	187,5
24	23604,13	37,5	56	28270,79	277,5
25	23583,30	30	57	28520,79	7,5
26	23520,80	7,5	58	28791,62	105
27	23499,96	0	59	29062,45	202,5
28	23499,96	0	60	29354,12	307,5
29	23749,96	90	61	29645,79	52,5
30	23729,13	82,5	62	29958,29	165
31	23791,63	105	63	30249,95	270
32	23770,80	97,5	64	30874,95	135

4.1.3. Heterojen Ortam

Ses dalgalarının ilerleyeceği yerin MR görüntülerinden faydalanarak tamamen heterojen olarak yaratılması ile ortaya çıkan ortam. Bu ortamı yaratmak için işlenmemiş MR görüntüsünü, yağ açısından bastırılmış MR görüntüsünü ve su açısından bastırılmış MR görüntüsünü kullandık. Bu ortamın çözünürlüğü kullanılan MR görüntülerinin çözünürlüğü ile aynıdır. Şekil 4-7 de, şekil 4-3 te görülen MR görüntüsünün, su açısından bastırılmış ve yağ açısından bastırılmış hallerini görebilirsiniz.



Şekil 4-7: Sırası ile su açısından bastırılmış ve yağ açısından bastırılmış MR görüntüleri

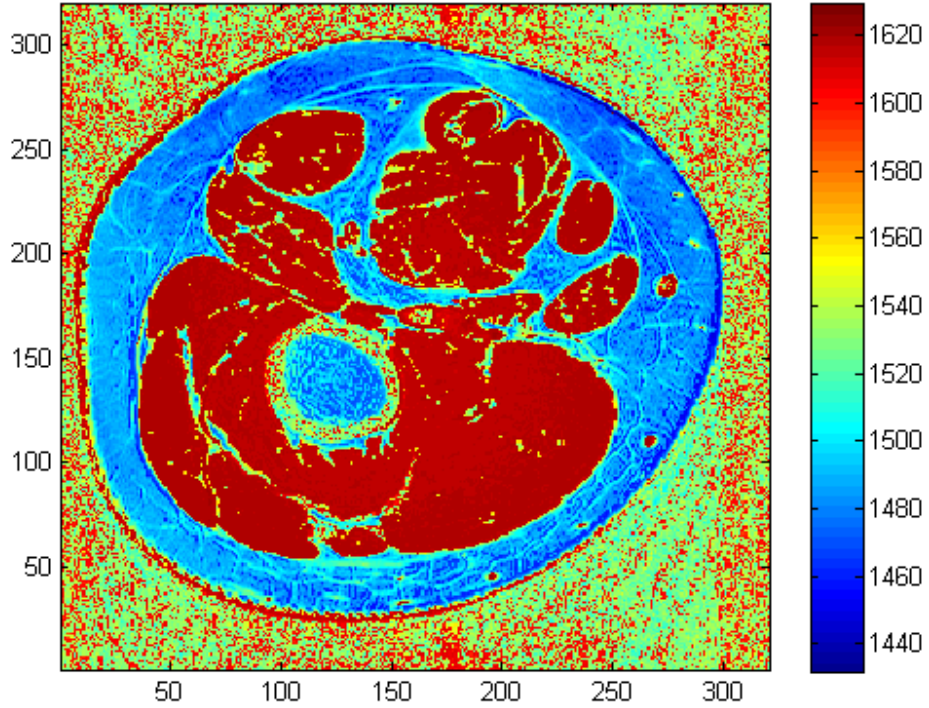
Şekil 4-7 de de görülebileceği gibi vücudumuzdaki yağ dokusu yağ açısından bastırılmış MR görüntülerinde son derece silik bir görüntüye sahiptir. Su açısından bastırılmış MR görüntüsünde ise işlem görmemiş MR görüntüsü ile çok yakın bir koyulukta görünür. Vücudumuzdaki kas dokusu ise yağ dokusunun tam tersine su açısından bastırılmış MR görüntüsünde oldukça silik bir şekilde görünürken, yağ açısından bastırılmış olan MR görüntüsünde işlenmemiş MR görüntüye oldukça yakın bir koyulukta görünür. Bu sayede vücudumuzun herhangi bir bölgesindeki yağ veya su yoğunluğunu bu görüntülere bakarak anlayabiliriz. Bulduğumuz yağ ve su

yoğunluğu ile o bölgenin ses hızı arasında ampirik ilişkiler geliştirebileceğimiz daha önce yapılan çalışmalarda görünüyor[31-33]. Biz Ses hızlarını bulmak için önce işlem görmemiş MR görüntüsünün yağ açısından bastırılmış MR görüntüsü ile arasındaki koyuluk farkına bakıyor ve bu fark ne kadar fazla ise oranın ses hızını önceden belirlediğimiz sabit bir değerden o kadar yavaşlatıyoruz. Ardından işlem görmemiş MR görüntüsünün su açısından bastırılmış MR görüntüsü ile olan farkına bakıyoruz ve bu fark ne kadar büyükse ses hızını o kadar artırıyoruz. Bu işlem için aşağıda görünen denklem 4.1'i uyguluyoruz;

$$C_T = 1530 - 100 * (X_t - X_f)^{0.3} + 100 * (X_t - X_w)^{0.3} \quad (4.1)$$

Bu formülde C_T pikseldeki ses hızını, X_t pikseldeki işlem görmemiş MR görüntüsü değerinin normalize edilmiş değerini, X_f pikseldeki yağ açısından bastırılmış MR görüntüsü değerinin normalize edilmiş halini ve X_w pikseldeki su açısından bastırılmış MR görüntüsü değerinin normalize edilmiş halini ifade etmektedir.

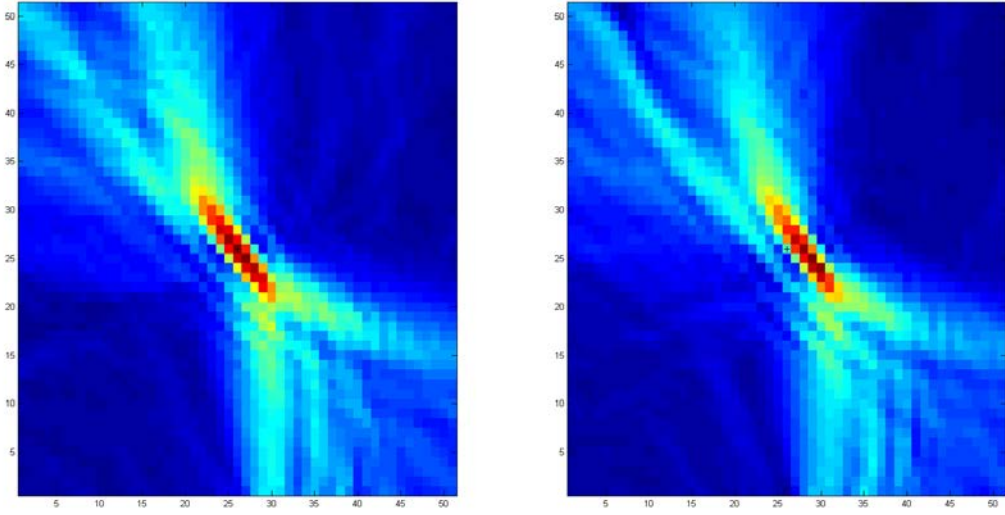
Bu işlemler sonucu ortaya çıkan ses hızları haritasını Şekil 4-8 de görebilirsiniz.



Şekil 4-8: MR görüntüleri ve denklem 4.1 kullanılarak elde edilen ses hızları haritası

Ortamı yarattıktan sonra diğer ortamlarda yaptığımız gibi simülasyonlarımızı gerçekleştirmek için ortamın şekil 4-1 de görüldüğü koordinatlara transdüser dizinimizi ve hedef noktamızı yerleştirdik. Çizelge 4-4 te bu ortam için kaynaktan transdüser dizin elemanlarına ses dalgasının geliş zamanını ve bu zamanlar sayesinde hesapladığımız transdüser elemanlarına uygulamamız gereken faz farklarını görebilirsiniz.

Çizelge 4-4 teki faz farklarının uygulandığı durumda bu ortamda hedef noktasında oluşan görüntüyü şekil 4-9 da sol tarafta çizelge 4.2 de belirtilen faz farkları uygulanarak ulaştığımız sonucu ise sağ tarafta görebilirsiniz.



Şekil 4-9: Heterojen ortam için ters yayılım methodu ile bulunan faz farkları uygulanarak yapılan ve ortam değişkenleri gözardı edilerek basit hesaplamalar yapılarak bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları

Çizelge 4-4: Heterojen ortam için ters yayılım methodu ile bulunan süreler ve faz farkları

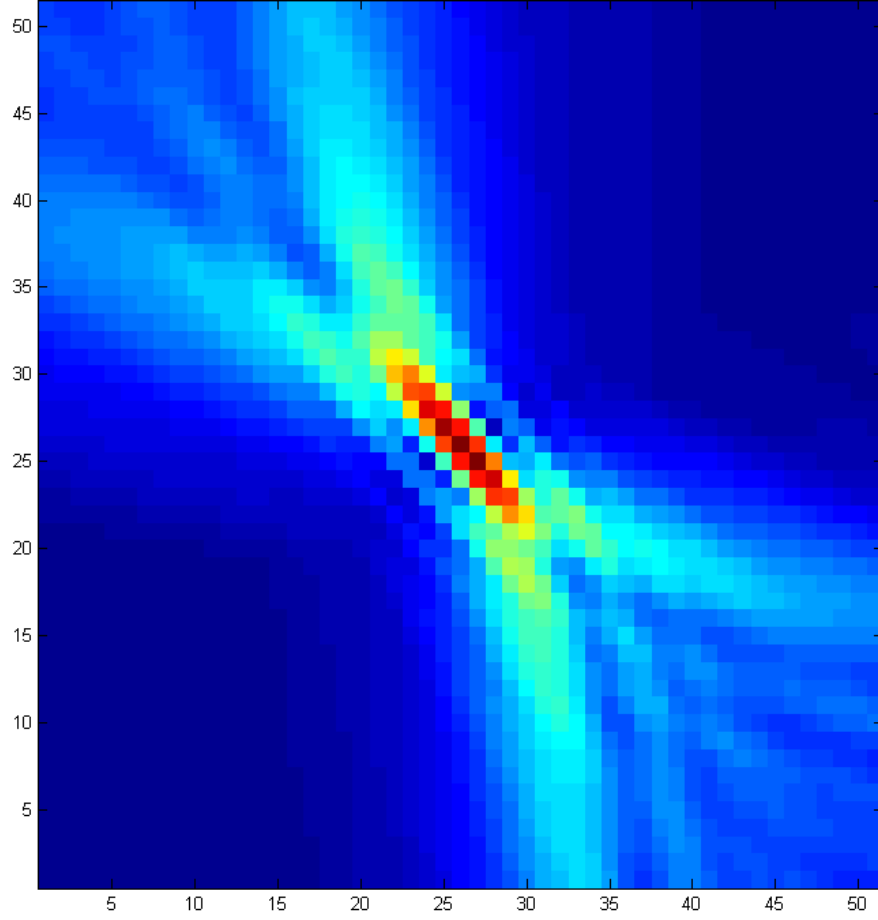
Transdüser numarası	Ölçülen süre(ns)	Hesaplanan faz farkı(°)	Transdüser numarası	Ölçülen süre(ns)	Hesaplanan faz farkı(°)
1	27124,96	292,5	33	23645,80	120
2	26895,79	210	34	23687,46	135
3	26604,12	105	35	23749,96	157,5
4	26333,29	7,5	36	23854,13	195
5	26124,96	292,5	37	23937,46	225
6	25937,46	225	38	23999,96	247,5
7	25729,13	150	39	24166,63	307,5
8	25520,79	75	40	24270,79	345
9	25312,46	0	41	24687,46	135
10	25083,29	277,5	42	24833,29	187,5
11	24937,46	225	43	24999,96	247,5
12	24729,13	150	44	25166,63	307,5
13	24520,79	75	45	25291,63	352,5
14	24333,29	7,5	46	25416,63	37,5
15	24187,46	315	47	25624,96	112,5
16	24041,63	262,5	48	25812,46	180
17	23874,96	202,5	49	25083,29	277,5
18	23958,30	232,5	50	26312,46	0
19	23854,13	195	51	26583,29	97,5
20	23749,96	157,5	52	27062,46	270
21	23645,80	120	53	27333,29	7,5
22	23604,13	105	54	27583,29	97,5
23	23541,63	82,5	55	27812,46	180
24	23458,30	52,5	56	28062,46	270
25	23395,80	30	57	28333,29	7,5
26	23374,96	22,5	58	28583,29	97,5
27	23333,30	7,5	59	28833,29	187,5
28	23312,46	0	60	29083,29	277,5
29	23541,63	82,5	61	29333,29	7,5
30	23562,46	90	62	29645,79	120
31	23583,30	97,5	63	29999,95	247,5
32	23583,30	97,5	64	30604,12	105

4.2. SES DALGALARININ KIRILMADIĞI VARSAYIMI

Yukarıda bahsettiğimiz ters yayılım yöntemi son derece doğru ve gerçeğe yakın sonuçlar veriyor olmasına rağmen bazı dezavantajlar da içeriyor. Bunların en önemlisi bu yöntem ile uygulanacak fazları bulmak için benzetimler gerçekleştirmemiz gerekiyor ve bu nedenle bu yöntemi uygulamak uzun bir süre alıyor. İşlem uyguladığımız alan içerisinde akustik dalganın ilerlediği ortamın ses hızında çok büyük bir değişiklik olmadığı için ses dalgasının ilerlerken olan kırılmasını ihmal etmemiz durumunda ve sesin düz bir çizgi üzerinde hareket ediyormuş gibi davrandığını düşündüğümüzde ne boyutta bir hata yaparız acaba diye düşündük ve bu durum için benzetimlerimizi gerçekleştirip yaptığımız hataları gözlemleyerek yaptığımız hatanın kabul edilebilir bir seviyede olduğunu gördük. Bu sayede sesin transdüser dizin elemanından hedeflenen odağa kadar gittiği yolu belirleyip bu yol üzerinde sesin ne kadar hızlı hareket ettiğini hesaplayarak transdüserlere uygulanması gereken faz farklarını çok daha hızlı bir şekilde belirleyebildik. Bu yöntemi de ters yayılım methodunu gözlemlediğimiz ortamların aynılarında denedik. Bu yöntemle ortaya çıkan sonuçları aşağıda görebilirsiniz.

4.2.1. Homojen Ortam

Ters yayılım methodu için yarattığımız homojen ortamı bu simülasyonumuz için de kullandık. Ortamın ses hızları bilindiği için hedef ile transdüser dizin elemanları arasındaki mesafeyi ve bu mesafe üzerinde kalan yerlerdeki ses hızlarını basit matematiksel hesaplar ile bulabiliriz. Ortam tamamı ile homojen olduğu için bu hesaplamalarımız çizelge 4.2 yi oluştururken yaptığımız hesaplar ile birebir aynı sonucu vermektedir. Bu sebeple ses dalgasının transdüser dizin elemanından hedeflenen odağa kadar ne kadar zamanda varacağı bilgisini ve bu bilgiden yararlanarak hesapladığımız uygulanması gereken faz farklarını çizelge 4-2 de, çizelge 4-2 de görülen faz farklarının transdüser elemanlarına uygulandığında hedef bölgesinde oluşan odağı ise şekil 4-10 da görebilirsiniz.



Şekil 4-10: Homojen ortam için dalganın kırılmadığı varsayımı sonucu bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimin sonucu

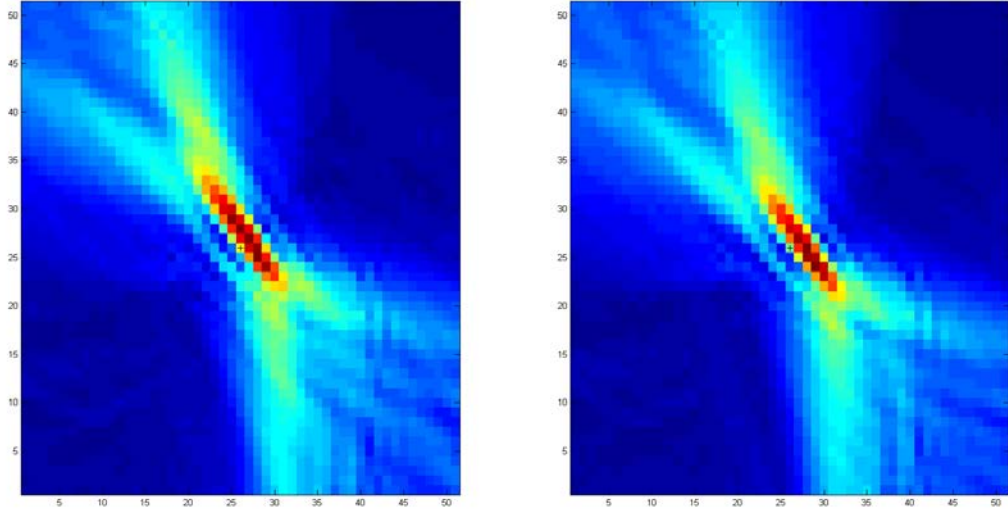
4.2.2. Bölütlenmiş Ortam

Homojen ortamda olduğu gibi bu ortam için de ters yayılım methodu için yarattığımız yarı heterojen ortamı kullandık ve bu ortam için transdüser dizin elemanlarından çıkan ses dalgalarının hedeflenen odak noktasına ne kadar zamanda varacağını hesapladık. Bu hesaptan orataya çıkan süreleri ve bu süreleri kullanarak bulduğumuz uygulanması gereken faz farklarını çizelge 4-5 te görebilirsiniz.

Çizelge 4-5: Bölütlenmiş ortam için dalganın kırılmadığı varsayımı sonucu bulunan süreler ve faz farkları

Transdüser numarası	Hesaplanan süre(ns)	Hesaplanan faz farkı(°)	Transdüser numarası	Hesaplanan süre(ns)	Hesaplanan faz farkı(°)
1	22583,30	217,5	33	19437,47	165
2	22333,30	127,5	34	19479,14	180
3	22062,46	30	35	19541,64	202,5
4	21833,30	307,5	36	19624,97	232,5
5	21604,13	225	37	19708,30	262,5
6	21437,47	165	38	19812,47	300
7	21229,13	90	39	19937,47	345
8	21020,80	15	40	20083,30	37,5
9	20854,13	315	41	20499,97	187,5
10	20624,97	232,5	42	20645,80	240
11	20437,47	165	43	20791,63	292,5
12	20249,97	97,5	44	20958,30	352,5
13	20083,30	37,5	45	21145,80	60
14	19937,47	345	46	21333,30	127,5
15	19770,80	285	47	21499,97	187,5
16	19624,97	232,5	48	21729,13	270
17	19499,97	187,5	49	21937,46	345
18	19541,64	202,5	50	22187,46	75
19	19458,30	172,5	51	22416,63	157,5
20	19354,14	135	52	22958,30	352,5
21	19291,64	112,5	53	23166,63	67,5
22	19187,47	75	54	23437,46	165
23	19124,97	52,5	55	23687,46	255
24	19062,47	30	56	23958,30	352,5
25	19020,80	15	57	24229,13	90
26	18979,14	0	58	24479,13	180
27	18979,14	0	59	24770,79	285
28	18999,97	7,5	60	25020,79	15
29	19229,14	90	61	25333,29	127,5
30	19249,97	97,5	62	25624,96	232,5
31	19291,64	112,5	63	25916,63	337,5
32	19354,14	135	64	26541,62	202,5

Çizelge 4-5 te görülen faz farklarının transdüser elemanlarına uygulandığında hedef bölgesinde oluşan odağı şekil 4-11 de sol tarafta çizelge 4.2 de belirtilen faz farkları uygulanarak ulaştığımız sonucu ise sağ tarafta görebilirsiniz.



Şekil 4-11: Bölütlenmiş ortam için dalganın kırılmadığı varsayımı sonucu bulunan faz farkları uygulanarak yapılan ve ortam değişkenleri gözardı edilerek basit hesaplamalar yapılarak bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları

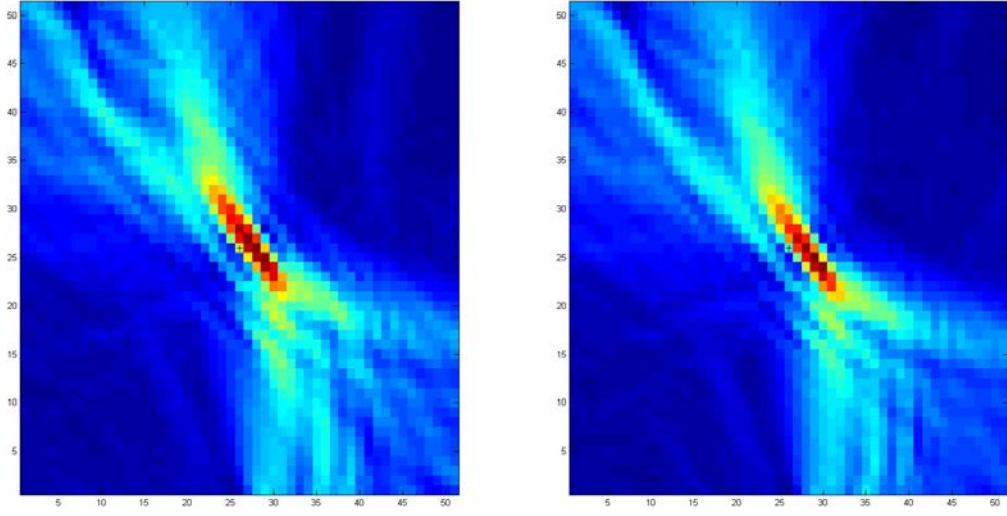
4.2.3. Heterojen Ortam

Homojen ve yarı heterojen ortamlarda olduğu gibi bu ortam için de ters yayılım methodu için yarattığımız heterojen ortamı kullandık ve yine homojen ve yarı heterojen ortamlarda uyguladığımız basit matematiksel hesaplar ile transdüser dizin elemanlarından çıkan ses dalgasının hedefe ne kadar zamanda varacağını hesapladık. Hesaplanan süreleri ve bu süreler kullanılarak bulunan faz farklarını çizelge 4-6 da görebilirsiniz.

Çizelge 4-6: Heterojen ortam için dalganın kırılmadığı varsayımı sonucu bulunan süreler ve faz farkları

Transdüser numarası	Hesaplanan süre(ns)	Hesaplanan faz farkı(°)	Transdüser numarası	Hesaplanan süre(ns)	Hesaplanan faz farkı(°)
1	22645,80	225	33	19458,30	157,5
2	22354,13	120	34	19499,97	172,5
3	22104,13	30	35	19541,64	187,5
4	21874,97	307,5	36	19645,80	225
5	21604,13	210	37	19729,14	255
6	21499,97	172,5	38	19854,13	300
7	21291,63	97,5	39	19979,13	345
8	21020,80	0	40	20083,30	22,5
9	20833,30	292,5	41	20499,97	172,5
10	20666,63	232,5	42	20604,13	210
11	20479,13	165	43	20749,97	262,5
12	20291,63	97,5	44	20999,97	352,5
13	20187,47	60	45	21145,80	45
14	19999,97	352,5	46	21312,47	105
15	19833,30	292,5	47	21562,47	195
16	19624,97	217,5	48	21770,80	270
17	19520,80	180	49	22041,63	7,5
18	19624,97	217,5	50	22270,80	90
19	19499,97	172,5	51	22458,30	157,5
20	19374,97	127,5	52	22999,96	352,5
21	19291,64	97,5	53	23229,13	75
22	19208,30	67,5	54	23479,13	165
23	19166,64	52,5	55	23749,96	262,5
24	19083,30	22,5	56	24020,79	0
25	19062,47	15	57	24291,63	97,5
26	19062,47	15	58	24541,63	187,5
27	19020,80	0	59	24770,79	270
28	19041,64	7,5	60	25124,96	37,5
29	19249,97	82,5	61	25416,63	142,5
30	19270,80	90	62	25645,79	225
31	19333,30	112,5	63	25979,13	345
32	19395,80	135	64	26624,96	217,5

Çizelge 4-6 da görülen faz farklarının transdüser elemanlarına uygulandığında hedef bölgesinde oluşan odağı şekil 4-12 de sol tarafta çizelge 4.2 de belirtilen faz farkları uygulanarak ulaştığımız sonucu ise sağ tarafta görebilirsiniz.



Şekil 4-12: Heterojen ortam için dalganın kırılmadığı varsayımı sonucu bulunan faz farkları uygulanarak yapılan ve ortam değişkenleri gözardı edilerek basit hesaplamalar yapılarak bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları

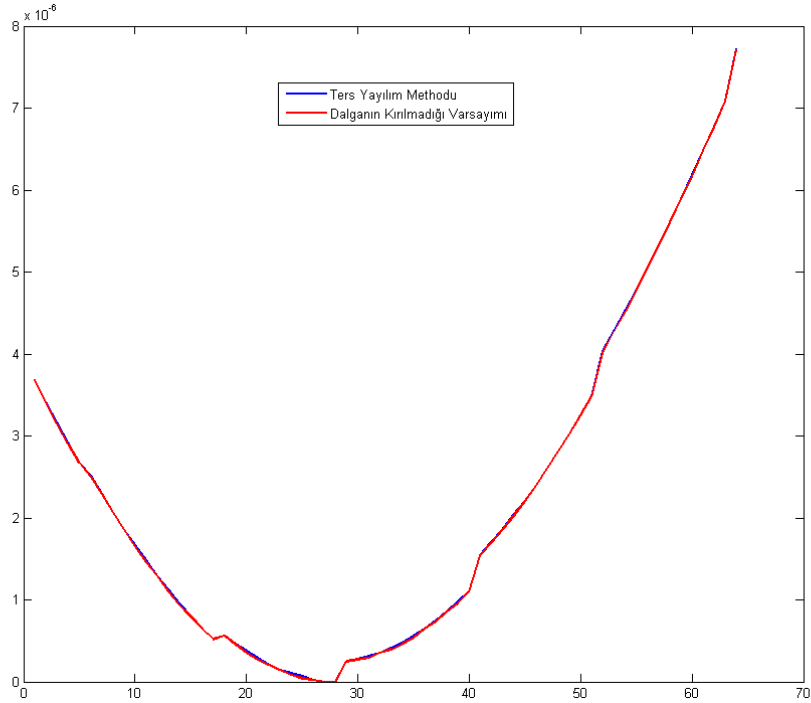
5. YORUMLAR VE SONUÇLAR

5.1. YORUMLAR

Yukarıdaki şekillerden de anlaşılacağı gibi her iki yöntem ile bulunan faz farkları da ortamın değişkenlerini yok sayarak yapılan basit geometrik hesaplar ile bulunan faz farklarından daha iyi sonuç veriyor. Bu iki yöntemi kendi aralarında karşılaştırarak hangi durumlarda hangi yöntemin kullanılmasının daha mantıklı olacağını belirlemeye çalıştık. Her bir ortam için yaptığımız bu karşılaştırmaları aşağıda görebilirsiniz.

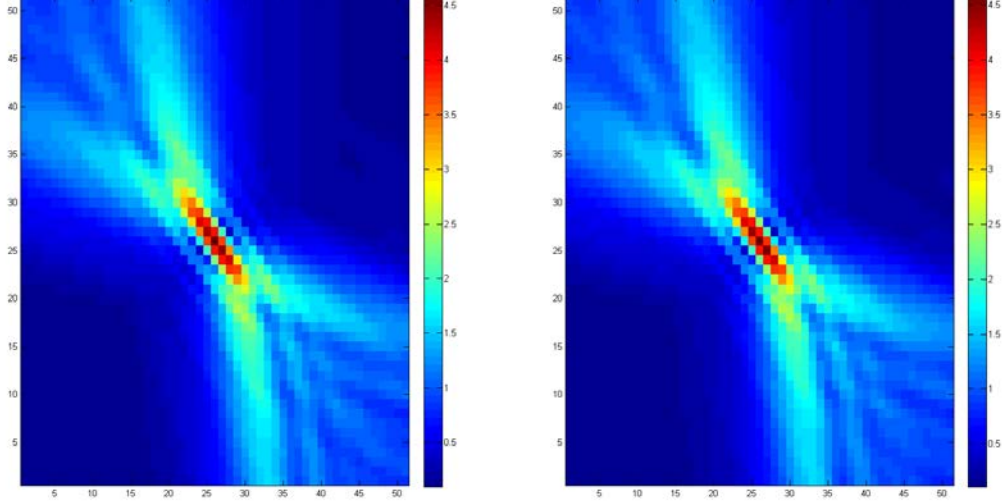
5.1.1. Homojen Ortam

Tamamen homojen olan ortamda ses dalgası yayılırken herhangi bir kırılma gerçekleşmez bu sebeple iki yöntemin de sonuçlarının birbirleri ile çok yakın hatta aynı olmasını bekliyoruz. Her iki yöntemle bulunmuş faz farklarının karşılaştırıldığı grafiği şekil 5-1 de görebilirsiniz.



Şekil 5-1: İki yöntem ile homojen ortam için bulunan faz farklarının karşılaştırılması

Bu grafikten de görülebildiği gibi homojen ortam için bulunan faz farkları birbirlerine oldukça yakın. Bu faz farklarının uygulandığı durumda hedef bölgesinin nasıl görüldüğünü ise aşağıda şekil 5-2 de görebilirsiniz.

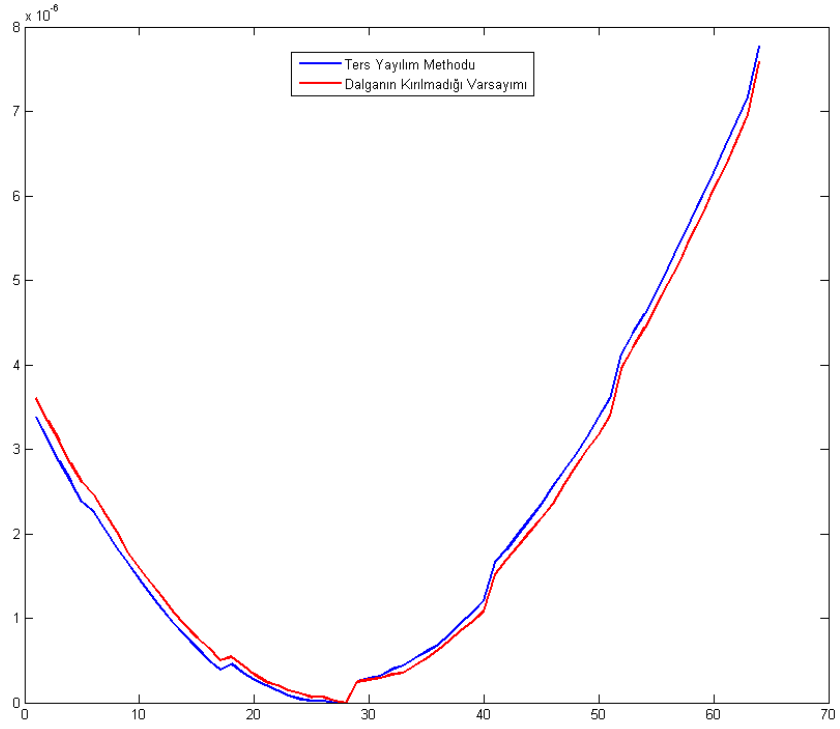


Şekil 5-2: İki yöntem ile homojen ortam için bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları

Şekil 5-2 den de görülebileceği gibi hedef noktası her iki yöntem için de aynı noktada. Ayrıca hedef noktasındaki toplam güçte %0.13 lük çok düşük bir güç kaybı yaşanıyor. Yukarıdaki karşılaştırmalara bakarak böyle bir ortamda daha hızlı sonuç verdiği için ikinci yöntemin kullanılmasının daha mantıklı olduğunu söyleyebiliriz.

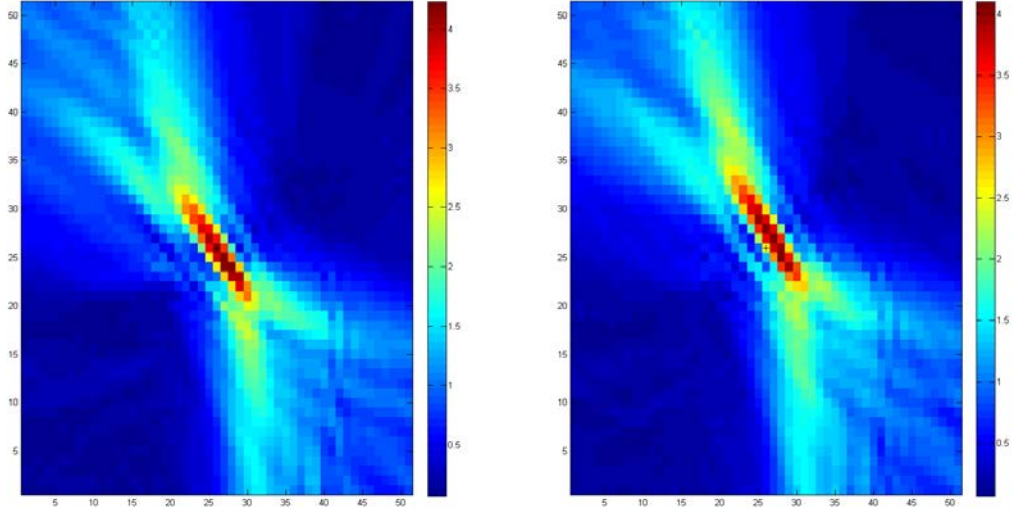
5.1.2. Bölütlenmiş Ortam

Bu ortamda ses dalgası ilerlerken birbirine göre heterojen olan ortamlar arası geçişte Snell yasasına uygun bir şekilde kırılır. Bu kırılma ters yayılım methodunda gerçekleştirilirken dalganın düz bir çizgi üzerinde gittiği varsayımımızda göz ardı edildiği için bu ortamdaki sonuçlar arasında biraz fark olması fakat bu ortamlar arasındaki ses hızı farkları çok yüksek olmadığı için bu farkların çok büyük olmamasını bekliyoruz. Aşağıda her iki yöntem ile bulunmuş faz farklarının karşılaştırıldığı şekil 5-3 te görünen grafikte de bu beklentimizin doğruluğunu görebiliyoruz.



Şekil 5-3: İki yöntem ile bölütlenmiş ortam için bulunan faz farklarının karşılaştırılması

Aşağıda şekil 5-4 te hedef bölgelerinin karşılaştırılmasından sesin ilerleyişini doğrusal kabul ederek bulduğumuz farkları uyguladığımızda odak noktamızın hedef noktamızdan yaklaşık 1 mm uzaklaştığını görebiliriz. Ayrıca odak noktasında %3.09 luk bir güç kaybının yaşandığını söyleyebiliriz.

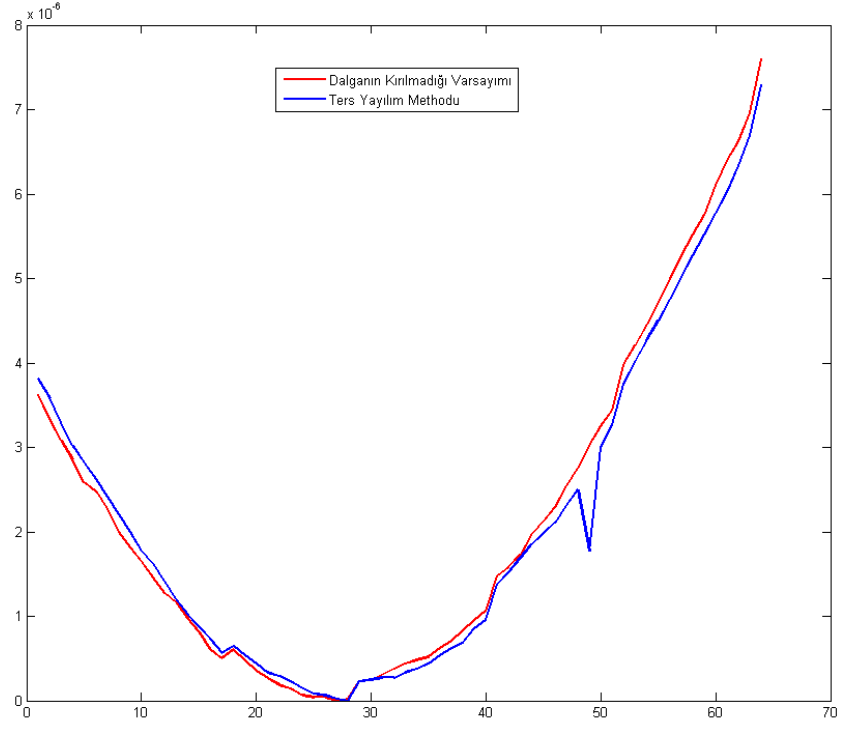


Şekil 5-4: İki yöntem ile bölütlenmiş ortam için bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları

Bu karşılaştırmalara göre çok yüksek hassasiyet gerektirmeyen ve hızlı olmasının faydalı olduğu durumlarda ikinci yöntem kullanılabilir fakat yüksek hassasiyet gerektiren uygulamalarda ters yayılım methodunun kullanılması çok daha iyi bir sonuç almamızı sağlar.

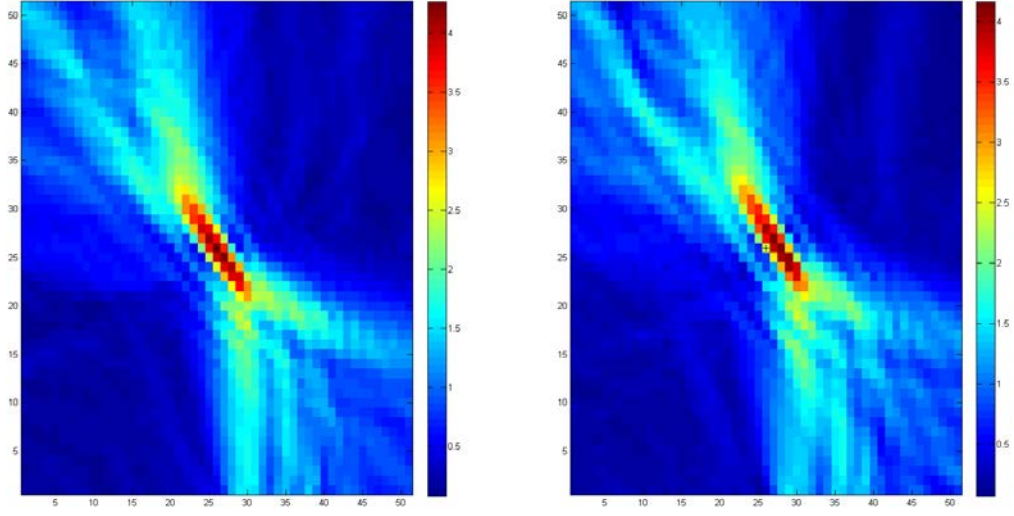
5.1.3. Heterojen Ortam

Bu ortamda ses dalgası ilerlerken her bir hareketi bir önceki doğrultusuna göre farklı açılarda kırılarak olur. Bu kırılmaların hepsi ters yayılım methodunda uygulanırken sesin doğrusal bir çizgide hareket ettiğini varsaydığımız durumda bunların tamamını ihmal ediyoruz. Bu sebeple yarı heterojen ortamda olduğu gibi bu ortamda da hesaplanan fazlar arasında bir takım farklar olmasını bekliyoruz. Şekil 5-5 de her iki yöntem ile bu ortam için bulunan faz farklarının karşılaştırılmalarını görebilirsiniz.



Şekil 5-5: İki yöntem ile heterojen ortam için bulunan faz farklarının karşılaştırılması

Bu grafikte de görüldüğü gibi iki yöntem ile bulunan faz farkları arasında ufak farklılıklar görülebiliyor. Aşağıda hedef bölgelerinin karşılaştırıldığı şekil 5-6 da odak noktasının hedeflenen noktadan yaklaşık 0.5 mm uzaklaştığı ve odak noktasında oluşan gücün yaklaşık %2.39 düştüğünü görebiliriz.



Şekil 5-6: İki yöntem ile heterojen ortam için bulunan faz farkları uygulanarak yapılan benzetimlerin sonuçları

Bu karşılaştırmalara bakınca hızın çok önemli olmadığı durumlarda ters yayılım methodunu uygulamamızın daha iyi olacağı, fakat hızın önemli olduğu durumlar için sesin kırılmadığı varsayımı sonucu bulunan faz farklarının da kullanılabileceğini görebiliriz.

5.2. SONUÇ

Bu tez çalışmasında yüksek genlikli odaklı ultrason transdüserini hedef noktaya odaklamak için her bir elemana verilmesi gereken faz değerlerinin MR görüntüleri yardımı ile hesaplanması üzerine çalışıldı. İlk bölümde ultrason, HIFU ve FUS hakkında genel bilgiler verilmiştir.

İkinci bölümde tezin amacı hakkında kısa bir bilgi verilmiş, üçüncü bölümde ise kullanılan donanım ve programlardan bahsedilmiştir.

Faz değerlerini belirlemek için kullandığımız yöntemler dördüncü bölümde yer almaktadır. Bu bölümde iki yöntem ele alınmıştır. Bunlardan ilki ters yayılım methodu ikincisi ise ses dalgalarının kırılmadığı varsayımıdır. Her iki yöntem ile

belirlediğimiz faz değerleri için bilgisayar ortamında benzetimler gerçekleştirilmiş ve her iki durum için de tatmin edici sonuçlara ulaşılmıştır.

KAYNAKLAR

- [1] Leighton, T. G., What is ultrasound, Progress in Biophysics and Molecular Biology, 93, 3-83, 2007
- [2] Manbachi, A., Cobbold, R.S.C., Development and application of piezoelectric materials for ultrasound generation and detection, Ultrasound, 19, 187-196, 2011
- [3] Erikson, K.R., Fry, F.J., Jones, J.P., Ultrasound in Medicine – A Review, IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, 21, 144-170, 1974
- [4] Kennedy, J.E, Ter Haar, G.R., Cranston, D., High intensity focused ultrasound: surgery of the future?, The British Journal of Radiology, 76, 590-599, 2003
- [5] Lynn, J.G., Zwemer, R.L., Chick, A.J., Miller, A.E., A New Method For The Generation And Use Of Focused Ultrasound In Experimental Biology, The Journal of General Physiology, 179-193, 1942
- [6] Fry, W. J., Mosberg, W. H., Barnard, J. W., Fry, F. J. Production of focal destructive lesions in the central nervous system with ultrasound. J. Neurosurg. 11, 471–478, 1954
- [7] Fry, W. J., Barnard, J. W., Fry, F.J., Krumins, R.F., Brennan, J.F., Ultrasonic lesions in the mammalian central nervous system, Science, 122, 517-518, 1955
- [8] Abdullah, BJJ., Subramaniam, RV., Omar, SS., Wragg, P., Ramli, N., Wui, AL., Lee, CC. Yusof, Y., Magnetic resonance-guided focused ultrasound surgery (MRgFUS) treatment for uterine fibroids, Biomedical Imaging and Intervention Journal, 2010
- [9] Stewart, E. A. *et al.*, Focused ultrasound treatment of uterine fibroid tumors: safety and feasibility of a noninvasive thermoablative technique, Am. J. Obstet. Gynecol, 189, 48–54, 2003
- [10] Zhou, X.D., Ren, X.L., Zhang ,J., He, G.B., Zheng, M.J., Tian, X., Li, L., Zhu, T., Zhang, M., Wang, L., Wen, L., Therapeutic response assessment of high intensity

focused ultrasound therapy for uterine fibroid: utility of contrast-enhanced ultrasonography, *European Journal of Radiology*, 62, 289-294, 2007

[11] Chapman, A., Ter Haar, G., Thermal ablation of uterine fibroids using MR-guided focused ultrasound—a truly non-invasive treatment modality, *Eur Radiol*, 17, 2505-2511, 2007

[12] Furusawa, H., Namba, K., Thomasen, S., Akiyama, F., Bendet, A., Tanaka, C., Yasuda, Y., Nakahara, H., Magnetic resonance-guided focused ultrasound surgery of breast cancer: reliability and effectiveness, *Journal of the American College of Surgeons* 203 (1), 54–63, 2006

[13] Wu, F., Wang, Z.B., Cao, Y. De., Chen, W.Z., Bai, J., Zou, J.Z., Zhu, H., A randomised clinical trial of high-intensity focused ultrasound ablation for the treatment of patients with localised breast cancer, *British Journal of Cancer*, 89, 2227-2233, 2003

[14] Huber, P.E., Jenne, J.W., Rastert, R., et al., A New Noninvasive Approach in Breast Cancer Therapy Using Magnetic Resonance Imaging-guided Focused Ultrasound Surgery, *Cancer Research*, 61, 8441-8447, 2001

[15] Wu, F., Wang, Z-B., Zhu, H., Chen, W-Z., Zou, J-Z., Bai, J., Li, K-Q., Jin, C-B., Xie, F-L., Su, H-B. Feasibility of ultrasound-guided high intensity focused ultrasound treatment in patients with advanced pancreatic cancer: initial experience, *Radiology*, 236, 1034-1040, 2005

[16] Xiao, X., Le, N., Corner, G., Nabi, G., Melzer, A., Huang, Z., Organ Motion Tracking In USgFUS - A Feasibility Study Using Sonoelastography, 12th International Symposium on Therapeutic Ultrasound, 1503, 135-139, Heidelberg, Germany, Haziran 2012

[17] Cline, H. E., Schenck, J. F., Hynynen, K., Watkins, R. D., Souza, S. P., Jolesz, A., MR-Guided Focused Ultrasound Surgery, *Journal of Computer Assisted Tomography*, 16(6), 956-965, 1992

- [18] Hynynen, K., Darkazanli, A., Unger, E., Schenck, J. F., MRI-guided noninvasive ultrasound surgery, *Medical Physics* 20(1), 107-115, 1992
- [19] Jolesz, F. A., McDannold, N., Current Status and Future Potential of MRI-Guided Focused Ultrasound Surgery, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27, 391-399, 2008
- [20] O'Donnell, M., Flax, S. W., Phase aberration measurements in medical ultrasound: human studies, *Ultrasonic Imaging*, 10(1), 1-11, 1988
- [21] Adrov, V. N., Chernomordik, V. V., Simulation of two-dimensional ultrasonic imaging of biological tissues in the presence of phase aberrations, *Ultrasonic imaging*, 17(1), 27-43, 1995
- [22] Fernandez, A. T., Trahey, G. E., Two-Dimensional Phase Aberration Correction Using An Ultrasonic 1.75D Array: Case Study On Breast Microcalcifications, *Ultrasonics*, 2003 IEEE Symposium, Vol1, 348-353, Honolulu, Hawaii, USA, Ekim 2003
- [23] Karaman, M., Atalar, A., Köymen, H., O'Donnell, M., A Phase Aberration Correction Method for Ultrasound Imaging, *IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL*, 40, 275-282, 1993
- [24] Treeby, B. E., Zhang, E. Z., Cox, B. T., Photoacoustic tomography in absorbing acoustic media using time reversal., *Inverse Problems*, 26(11), 115003, 2010
- [25] Treeby, B. E., Jaros, J., Rendell, A. P., Cox, B. T., Modeling nonlinear ultrasound propagation in heterogeneous media with power law absorption using a k-space pseudospectral method., *The Journal of the Acoustical Society of America*, 131, 4324-4336, 2012
- [26] Treeby, B. E., Cox, B. T., Modeling power law absorption and dispersion for acoustic propagation using the fractional Laplacian., *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127, 2741-2748, 2010.

- [27] Treeby, B. E., Cox, B. T., k-Wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave fields., *Journal of biomedical optics*, 15(2), 021314-1-021314-12, 2010
- [28] Tabei, M., Mast, T. D., Waag, R. C., Simulation of ultrasonic focus aberration and correction through human tissue., *The Journal of the Acoustical Society of America*, 113, 1166-1176, 2003
- [29] Mast, T. D., Hinkelman, L. M., Orr, M. J., Sparrow, V. W., Waag, R. C. Simulation of ultrasonic pulse propagation through the abdominal wall., *The Journal of the Acoustical Society of America*, 102, 1177-1190, 1997
- [30] Liu, D. L., Waag, R. C., Propagation and backpropagation for ultrasonic wavefront design., *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, IEEE Transactions on, 44(1), 1-13, 1997
- [31] Francis A. Duck, *Physical Properties of Tissue: A Comprehensive Reference Book*, Academic Press, 1990
- [32] CM Sehgal, GM Brown, RC Bahn, JF Greenleaf, "Measurement and use of acoustic nonlinearity and sound speed to estimate composition of excised livers," *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 12, No 11, pp 865-874, 1986.
- [33] AP Sarvazyan, AG Lyrchikov, SE Gorelov, "Dependence of Ultrasonic Velocity in Rabbit Liver on water content and structure of the tissue," *Ultrasonics* 25 (4), pp. 244-247, 1987.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : AYKUL, Serkan
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 10.04.1986 Beyoğlu
Medeni hali : Bekar
Telefon : 0 (536) 312 76 23
e-posta : serkanaykul@gmail.com

Eğitim

<i>Derece</i>	<i>Eğitim Birimi</i>	<i>Mezuniyet tarihi</i>
Lisans	TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği	2009
Yüksek Lisans	TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği	2013

İş Deneyimi

<i>Yıl</i>	<i>Yer</i>	<i>Görev</i>
01/2012 - 01/2013	UBS Elektronik Sanayi ve Ticaret LTD. STI	Mühendis

Yabancı Dil

İngilizce
İspanyolca