

TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ULTRASONOGRAFİ EĞİTİMİ İÇİN BALİSTİK JELATİN ESASLI
FANTOM GELİŞTİRİLMESİ VE ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mertcan ÖZDEMİR

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Osman EROĞUL

ARALIK 2018

Fen Bilimleri Enstitüsü Onayı

.....
Prof. Dr. Osman EROĞUL
Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

.....
Prof. Dr. Osman EROĞUL
Anabilimdalı Başkanı

TOBB ETÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 161711038 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Mertcan ÖZDEMİR**'in ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "**ULTRASONOGRAFİ EĞİTİMİ İÇİN BALİSTİK JELATİN ESASLI FANTOM GELİŞTİRİLMESİ VE ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**" başlıklı tezi **14/12/2018** tarihinde aşağıda imzaları olan jüri tarafından kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Osman EROĞUL**
TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Doç. Dr. Aytekin ÜNLÜ (Başkan)**
SBÜ Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi

Doç. Dr. Fatih BÜYÜKSERİN
TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Mertcan Özdemir

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

ULTRASONOGRAFİ EĞİTİMİ İÇİN BALİSTİK JELATİN ESASLI FANTOM GELİŞTİRİLMESİ VE ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI

Mertcan Özdemir

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Osman Eroğul

Tarih: Aralık 2018

Simülasyon, ultrason görüntüleme modlarını öğrenmek için hastalara ulaşmakta güçlük çeken sağlık çalışanları için önemli bir araç haline gelmiştir. Ultrason fantomları, test cihazlarının performansını değerlendirmek, analiz etmek ve ayarlamak amacıyla kullanılan veya özel olarak tasarlanan nesnelere dir. Ultrasonografi cihazları için bu fantomlar pahalıdır ve düşük maliyetli alternatifler en iyi sonucu veremeyen bir eğitim deneyimi sağlamaktadır. Balistik jelatin, mekanik özellikleri açısından insan kas dokusuna benzeyen 250A-Bloom hidrojel ailesinin bir üyesidir. Bu tez kapsamında 250A-Bloom Balistik Jelatin, silah, sıkıştırma ve elektriksel iletkenlik ölçümü gibi testlerin yapılması amacıyla farklı karışım oranlarıyla hazırlanmıştır. Sonuçlar, hazırlanan modelin insan kas dokusuna benzerliğini ölçmek amacıyla insan kas dokusunun mekanik sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Fantom modelinin, mekanik test sonuçları zamana bağlı özelliklerinde insan kas dokusuna çok yakın mekanik özelliklere sahip olduğu gösterilmiştir. Ayrıca oluşturulan modelin, eğitimlerde kullanımında mekanik özellikleri açıdan bozunma olmadan ne kadar süre dayanabileceği belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlara dayanarak, hazırlanan modelin ultrason cihaz eğitimlerinde bir ultrason fantomu olarak kullanılması önerilmektedir. Bu model çok daha ekonomik bir alternatif olmasının yanında üretimi kolaydır.

Anahtar Kelimeler: Ultrason, Fantom, Tıp eğitimi, Balistik jelatin.

ABSTRACT

Master of Science

INVESTIGATING BALLISTIC GELATIN BASED PHANTOM PROPERTIES FOR ULTRASOUND TRAINING

Mertcan Özdemir

TOBB University of Economics and Technology
Institute of Natural and Applied Sciences
Biomedical Engineering Science Programme

Supervisor: Prof. Dr. Osman Eroğul

Date: December 2018

The simulation has become an important tool for healthcare practitioners who have difficulty in accessing patients to learn ultrasound imaging modes. The ultrasound phantoms are specially designed objects that are used or imagined to evaluate, analyze and adjust the performance of test devices. These phantoms for ultrasonography devices are expensive, and low-cost alternatives have provided an educational experience that does not give the best result. Ballistic gelatin is a member of the 250A-Bloom hydrogel family that resembles human muscle tissue in terms of its mechanical properties. The 250A-Bloom Ballistic Gelatin is prepared with different mixing ratios to be made the mechanical tests such as gunshot, compression and electrical conductivity measurement. The mechanical results are compared with in order to measure the similarity of our model we prepared to human muscle tissue. It is showed that the model phantom model has very close mechanical properties to human muscle tissue at time-dependent characteristics of mechanical test results. It is also measured how long it can last without degradation with the time required to use it in the simulation. Based on these results, our phantom model is recommended as a model for the creation of phantom limb model. Consequently, this model is a much more affordable alternative and easy to produce, it facilitates to work with any organ model in ultrasound imaging for healthcare practitioners.

Keywords: Ultrasound, Phantom, Medical education, Ballistic gelatin.

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren hocalarım Prof. Dr. Osman EROĞUL ve Arş. Gör. Galip ÖZDEMİR'e, lisans eğitimim boyunca kıymetli tecrübelerinden faydalandığım TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü öğretim üyelerine ve destekleriyle her zaman yanımda olan aileme ve arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca tarafıma sağladığı araştırma bursu ve çalıőmalarımda her türlü maddi ve manevi destekleri için TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi'ne teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	vii
ABSTRACT	ix
TEŞEKKÜR	xi
İÇİNDEKİLER	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ	xvii
KISALTMALAR	xix
SEMBOL LİSTESİ	xxi
RESİM LİSTESİ	xxiii
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı	3
1.2 Literatür Araştırması	4
2. ULTRASON GÖRÜNTÜLEME	5
2.1 Ultrason Tanımı	6
2.2 Temel Akustik.....	7
2.2.1 Dalga boyu ve frekans	7
2.2.2 Sesin yayılımı	9
2.2.3 Akustik empedans	10
2.2.4 Yansıma	11
2.2.5 Kırılma.....	14
2.2.6 Zayıflama.....	15
2.2.7 Derinlik ölçümü.....	16
2.3 Enstrümantasyon.....	16
2.3.1 Verici	17
2.3.2 Dönüştürücü	18
2.3.3 Alıcı	21
2.3.4 Ultrason dizileri	21
2.3.4.1 Doğrusal diziler	22
2.3.4.2 Kavisli diziler	22
2.3.4.3 Faz dizileri	22
2.3.4.4 İki boyutlu diziler	23
2.4 Ultrason Görüntüleme Modları.....	23
2.5 Doppler Sonografisi	26
2.6 Ultrason Görüntüleme İşlemi.....	29
3. GÖRÜNTÜLEME FANTOMLARI	31
3.1 Tarihsel Süreç	32
3.2 Ultrason Fantomları	33
3.3 Ultrason Görüntüleme Sistemlerinde Fantom Uygulamaları	34
4. MALZEMELER VE YÖNTEMLER	37
4.1 Balistik Jelatin.....	37
4.2 Balistik Jelatin Tozu Üretim Süreci.....	38
4.2.1 Kesim ve analiz işlemi.....	38

4.2.2	Yağdan arındırma ve ısıtma işlemleri.....	38
4.2.3	Asit/Alkalin işlemi.....	38
4.2.4	Sterilizasyon işlemi.....	39
4.2.5	Buharlaştırma ve öğütme işlemleri.....	39
4.3	Balistik Jelatinin Fantom Modelinin Hazırlanması	39
4.4	Silah Testi	40
4.5	Sıkıştırma Testi	41
4.6	Elektriksel İletkenlik Testi	42
4.7	Fantomun Ultrason Cihazında Görüntülenmesi.....	43
5.	DENEYSEL SONUÇLAR.....	49
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER.....	57
	KAYNAKLAR.....	59
	EKLER.....	65
	ÖZGEÇMİŞ.....	69



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 Üç ana bileşeni gösterilen bir ultrason görüntüleme sisteminin blok diyagramı.....	8
Şekil 2.2 Basınç-zaman eğrisinde dalga boyu, periyot ve frekansın gösterimi.	9
Şekil 2.3 Farklı ortam yoğunluklarında ses dalgasının kırılma örneği. Daha yoğun ortamda, açı daha küçük olacaktır.....	14
Şekil 2.4 Bir ses dalgasının hedefe olan mesafesinin hesaplanması.	17
Şekil 2.5 Ses dalgasının yoğunluk profilinin gösterimi.	20
Şekil 2.6 Ultrason dizi çeşitleri. (a) Doğrusal dizi. (b) Kavisli dizi. (c) Faz dizileri.	23
Şekil 2.7 A modu ultrason görüntüleme örneği.	24
Şekil 2.8 (a) Hareketsiz, (b) dönüştürücüye doğru hareket eden ve (c) dönüştürücüden uzağa doğru hareket eden hedeften yansıyan ses sinyalindeki frekans kaymalarının gösterimi.....	27
Şekil 2.9 Doppler denklemi, doppler frekans kaymasının hedef hıza olan ilişkisini tanımlar.	28
Şekil 2.10 Doppler fiziğinde gönderilen dalganın hedefe ulaşan açısının frekans kaymasına etkisi.	29
Şekil 3.1 Ticari olarak üretilen ultrason cihazı fantom örnekleri.....	34
Şekil 4.1 Kollajen proteinin yapısında bulunan amino asitlerin oransal dağılımı. ...	37
Şekil 4.2 Temel elektriksel iletkenlik ölçüm devresi.	43
Şekil 5.1 Balistik jelatin numunesinin soğuk ortamdan çıkarıldıktan; (a) 5 dakika, (b) 30 dakika, (c) 60 dakika sonra uygulanan sıkıştırma testi sonuçları ve (d) sıkıştırma testi mekanizmasının gösterimi.	53

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 Dokunun fiziksel özelliklerine göre vücutta sesin yayılma hızı.....	10
Çizelge 2.2 Speküler yansıtıcı örnekleri.....	12
Çizelge 2.3 Farklı doku ve ortamlarda ultrason dalgasının zayıflama değerleri	16
Çizelge 5.1 Model çerisinde peletlerin ilerleme uzunlarının ölçümü.....	50



KISALTMALAR

MRI	: Manetik Rezonans Görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging)
CT	: Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography)
US	: Ultrason (Ultrasound)
PET	: Positron Emisyon Tomografisi (Positron Emission Tomography)
FDA	: Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (Food and Drug Administration)
NATO	: Kuzey Atlantik Antlaşması Örgütü (North Atlantic Treaty Organization)
BG	: Balistik Jelatin (Ballistic Gelatin)
PVCP	: Polivinil Klorür Plastisol (Polyvinyl Chloride Plastisol)
PRF	: Darbe Tekrarlama Frekansı (Pulse Repetition Frequency)
TGC	: Zaman Kazancı Karşılıyıcı Kontrolü (Time Gain Compensation)

SEMBOL LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış olan simgeler açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
θ	Açı değeri
c	Ses hızı
f	Frekans (Hertz)
I	Enerji yoğunluğu
\log	Logaritmik değer
F_R	Hareketli hedeften yansıyan ses frekansı
F_T	Dönüştürücüden yayılan ses frekansı
v	Hedefin dönüştürücüye doğru hızı
L_p	Penetrasyon derinliği (milimetre)
V_i	Hava tabancası namlusundan çıkan peletin hızı
t	Zaman
Pa	Gerilim değeri (Paskal)
λ	Ses dalgasının dalga boyu
ω	Ses dalgasının açısal frekansı
Z	Akustik empedans
ρ	Sesin yayıldığı ortamın yoğunluğu
R	Sesin yansıma katsayısı
P	Güç
A	Alan

RESİM LİSTESİ

Sayfa

Resim 2.1 Tanı amaçlı kullanılan tıbbi ultrason sistemleri.....	7
Resim 2.2 Ultrason görüntüleme ile bir lezyon görüntülenmesi sırasında görüntüde oluşan gürültü ve artefaktlar	12
Resim 2.3 Küçük bir kist içeren göğüs bölgesi ultrason görüntüsünün yakından incelenmesi.....	13
Resim 2.4 M modu kullanılarak oluşturulmuş fetüsün gri skala görüntüsündeki üç ana hareketli yapı: (a) yakın ventriküler duvar, (b) interventriküler septum ve (c) uzak ventriküler duvarı.	25
Resim 2.5 B-modu görüntüleme örneği: SonoAce ultrason görüntüleme cihazı ile üretilen parasternal bölge görüntüsü.	25
Resim 2.6 Ultrason görüntüleme sistemlerinde kullanılan B modu ile iki boyutlu (2D) ve gerçek zamanlı görüntünün oluşum örneği.....	26
Resim 2.7 Geçmişten günümüze ultrason cihazı ile elde edilen fetal görüntü örnekleri. (a) 1960'da I. Donald tarafından fetal siyah-beyaz görüntü. (b) 1970'lerden itibaren erken gri ölçekli negatif fetüs görüntüsü. (c) 1980'lerde yüksek çözünürlüklü fetal görüntü. (d) 2000'lerde elde edilmiş ayrıntılı fetal yüz ve el görüntü	30
Resim 3.1 Tahtadan üretilmiş bilgisayarlı görüntüleme fantomu.....	33
Resim 4.1 Tüm üretim aşamalarından geçirilmiş jelatin tozu.....	39
Resim 4.2 Manyetik karıştırıcı yardımıyla jealtin tozu/su karışımı hazırlama süreci.	40
Resim 4.3 Bu görüntüde; ısı ile eritilip tekrar kalıba dökülmüş model (a), içerisine taş ve su yerleştirilmiş plastik balon bulunan model (b), üretiminde tarçın yağı yaprağı yağı kullanılmayan model (c), içerisine oyun hamuru ve yumurta yerleştirilen model (d), içerisine su bulunan balon yerleştirilmiş model (e) ve içerisine sırasıyla 5, 7 ve 10 mm çapında serum borusu yerleştirilmiş model (f) gösterilmiştir.	41
Resim 4.4 Sıkıştırma testi mekanizması.	42
Resim 4.5 Sıkıştırma testi için hazırlanan numunelerin boyutu. (a) Yatay görünüm. (b) Lateral görünüm.	43
Resim 4.6 İçerisine yumurta yerleştirilmiş fantom modelinin ultrason görüntüsü. ...	44
Resim 4.7 İçerisine oyun hamuru yerleştirilmiş fantom modelinin ultrason görüntüsü.	44
Resim 4.8 İçerisine 10, 7, 5 mm çaplarında serum borusu yerleştirilmiş fantom modelinin ultrason görüntüsü.....	45

Resim 4.9 Tarçın yaprağı yağı eklenmemiş fantom modelinin üzerinde oluşan pürüzlü yapının ultrason görüntülerinde artefakta sebep olması.	45
Resim 4.10 İçerisine iğne batırılmış fantom modelinin ultrason görüntüsü.	46
Resim 4.11 İçerisine iğne batırıldıktan sonra çıkartılmış fantom modelinin ultrason görüntüsü.	46
Resim 4.12 İçerisinde yumurta bulunan fantom modeline iğne yaklaştırılmış görüntüsü.	47
Resim 4.13 İçerisine oyun hamuru yerleştirilmiş fantom modelinde oyun hamurunun lateral görüntüsü.	47
Resim 4.14 İçerisine serum borusu yerleştirilmiş modelden elde edilen dopple ultrasonografi görüntüsü.	48
Resim 5.1 Pürüzlü bir yüzeye sahip fantom modelinin ultrason görüntüsü.	49
Resim 5.2 Fantom modelinin ultrason cihazında görüntülenmesi.	52
Resim 5.3 Altı farklı modelin X-ışını cihazı görüntüsü.	52
Resim 5.4 Farklı fantom modellerinin bilgisayarlı tomografi ile görüntülenmesi.	54
Resim 5.5 İçerisine oyun hamuru yerleştirilmiş fantom modelinin ultrason görüntüsü.	54
Resim 5.6 Eritilip tekrar kalıplanmış fantom modelinin ultrason görüntüsü.	55

1. GİRİŞ

Ultrason, insanların duyu organlarından işittiği seslerden daha yüksek frekanslara sahip ses dalgalarıdır. Ultrasonografik görüntüler, bir prob kullanılarak dokuya ultrason darbeleri gönderilerek uygulanır. Gönderilen bu sesler, dokulardan ve değişik dokuların ara yüzlerinden farklı şekilde yansır, yankılanır. Bu yansıyan ses dalgalarına eko adı verilir. Oluşan eko dalgaları, bir alıcı ile kaydedilir ve kaydedilen sinyaller kullanılarak operatörde bir görüntü oluşturulur ve görüntülenir.

Sonografik cihazlar kullanılarak birçok farklı görüntü tipi oluşturulabilir. En iyi bilinen tip, iki boyutlu bir kesitin akustik empedansını gösteren B-mod görüntüsüdür. Diğer görüntü tipleri kan akışını, zamanla bağlı bir şekilde doku hareketini, kanın yerini, belirli moleküllerin varlığını, dokunun sertliğini veya üç boyutlu bölgenin anatomisini gösterebilir.

Ultrason görüntüleme, tıbbi amaçla vücudun iç kısımlarını görüntülemek için yüksek frekanslardaki ses dalgalarını, vücudun iç organlarında ağrı, şişme ve enfeksiyon nedenlerinin teşhisine yardımcı olmak ve hamile kadınlarda bebeği tespit ve sağlık durumunu takip etmek için kullanılabilir. Ayrıca, biyopsileri yönlendirmek, kalp hastalıklarını teşhis etmek ve kalp krizi sonrası hasarı değerlendirmek amacıyla da kullanılmaktadır. Ultrason görüntüleme, hastaların değerlendirilmesi ve tedavi etkinliğinin incelenmesinde önemli bilgiler sunabilen bir yöntemdir.

Yaygın olarak kullanılan diğer tıbbi görüntüleme (X-ray, BT ve MR görüntüleme gibi) yöntemleriyle karşılaştırıldığında, ultrason görüntülemenin bir çok avantajı vardır: Gerçek zamanlı görüntüler sağlar, portatiftir ve hasta yatağına taşınabilir, maliyeti diğer görüntüleme cihazlarına göre oldukça düşüktür ve zararlı iyonlaştırıcı radyasyon kullanılmaz. Ultrasonografinin dezavantajları arasında; hastaya duyulan ihtiyaç, bünyeye bağımlılık, kemik ve havanın arkasındaki yapıların görüntülenme zorluğu, eğitilmiş bir uzman operatörün gerekliliği ve bu uzmanlara gerekli eğitimin verilmesi gibi çeşitli zorluklar bulunmaktadır.

Bir çok sağlık kuruluşunda sonografi eğitimi ve ultrason cihazı kullanabilen uzman doktorlara ihtiyaç duyulmaktadır [1]. Bu nedenle, cihaz simülasyonları, sağlık hizmeti uygulayıcıları için ultrason görüntüleme modlarını öğrenmek, ideal bir ortamda bir uygulama aracı sağlamak ve hastalara müdahale etmeden önce deneyim kazanmak için önemli bir araç haline gelmiştir [2]. Son yıllarda özellikle operasyonel simülasyon eğitimi için kullanılabilir, sağlık çalışanlarına gerçekçi bir dokunsal, görsel ve bilişsel deneyim sağlayabilecek bir modele olan ihtiyaç ortaya çıkmıştır [3]. Bu ihtiyaı karşılamak üzere bir çok ultrason fantomları üretilmektedir. Fantom, gerçek insan dokusunun mekanik, elektriksel vb. özelliklerini taklit edebilen yapılardır. Bu sayede eğitim tecrübesi kazanılmasında ve araştırma çalışmalarında ön bilgi elde etmek amacıyla kullanılabilirler. Ancak bu fantomların değerleri oldukça yüksek olduğundan, alım gücü açısından gelişmekte olan ülkelerde kullanılması zorlaşmıştır.

Ticari amaçla satılan fantomlar piyasada mevcuttur. Ancak fantomun kalitesine ve taklit edilen vücut kısmına bağlı olarak \$200 ile \$19,000 (Blue Phantom Corporation, Universal Medical, GT Simulator) arasında değişen fiyatlara sahiptirler [Url 1-3]. Bu fiyat seviyeleri, bir çok düşük ve orta gelirli ülkeler için yüksek kabul edilmektedir. Araştırmacılar bu yüksek maliyeti azaltabilmek amacıyla, metamucil, jelatin, tavuk göğsü veya bologna gibi ana maddeler kullanarak görece daha düşük maliyetli fantom modelleri üretmekte ve çalışmalarında bu fantomlardan yararlanmaktadırlar [4-6]. Ancak tüm bu tür doku taklit modellerinin (fantom) yeniden kullanım kapasiteleri sınırlıdır ve bazıları Salmonella ve Campylobacter gibi patojenler tarafından enfeksiyon riskini ortaya çıkarabilir.

Jelatin tozu, asidik (tip A) veya alkali (tip B) bir ortamda sıcak su kullanılarak ekstraksiyon yoluyla domuz, sığır ve balık gibi hayvanların deri, kemik dokuları ve tendonlarında bulunan doğal protein olan kollajeninden elde edilen biyolojik proteinler içerir [7]. Jelatin sertliği Bloom sayısıyla tanımlanır (50'den 300'e kadar). Yüksek bir Bloom sayısı olan jel, daha yüksek erime ve jelasyon noktalarına sahip olacak ve bu sayede gerekli jelatinleşme süresi daha kısa olacaktır [8]. Tip A ve 250 Bloom Jelatin, insan kas dokusunu taklit etmek amacıyla yaygın olarak kullanılan bir malzemedir.

Yapılan birçok araştırmada balistik jelatinin üretiminde karışım oranları oldukça farklılık göstermektedir. 4°C'de %10 (Fackler jelatin) ve 10°C'de %20 (NATO jelatin), literatürde mevcut olan karışım oranlarına sahip iki yaygın jelatin karışımıdır [9]. Bu iki değişik orandaki karışımlar, fantom modeli üzerinde birçok fiziksel ve kimyasal farklılığı ortaya çıkarabilmektedir.

Jelatin sertliği genellikle ateşli silah testi ile belirlenmektedir. Bu test prosedürü literatürde genellikle kalibrasyon olarak not edilmiştir ve insan dokusuna olan benzerliği ölçmek için kullanılan en yaygın testlerden biridir. İnsan kas dokusuna uyumun ölçülmesi için bir başka yöntem de sıkıştırma testidir. Sıkıştırma testi sonucunda elde edilen gerinme oranının balistik jelatinin mekanik özellikleri üzerindeki etkisini ölçmek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır [10-14]. Jelatinin mekanik özelliklerinin; jelatin sıcaklığına, üretim sürecine ve yaşlanmaya (jelatinin zamana göre bozulması) karşı duyarlı olduğu bilinmektedir [10]. Bu testlerin uygulanması ile jelatinin mekanik özelliğinin zamana bağlı değişimi anlaşılabilir. Bu testlerle, jelatinin elektriksel iletkenlik ölçümü, insan kas dokusunun benzerliğini karşılaştırmak için ek bilgi sunan bir yöntem olabilir. Bu nedenle, mekanik testlere ek olarak, balistik jelatinin iletkenliği, elektriksel iletkenlik testi ile insan kas dokusu ve üretilen modelin özellikleri karşılaştırılabilmektedir.

Bu çalışmada insan kas dokusu benzerliğini sağlayan ve ultrason eğitimlerinde kullanılmak üzere bir doku taklidi olarak balistik jelatin esaslı fantomun üretimi sağlanmış ve bu fantomun özelliklerinin araştırılmıştır.

1.1 Tezin Amacı

Bu çalışmada, insan kas dokusunu taklit eden 250A-Bloom Balistik Jelatin (BG), ultrason görüntüleme uygulamalarında; görüntü oluşturma ve cihaz operasyonunu, görüntü optimizasyonunu, görüntü yorumlamasını, iğne yerleştirme ve enjeksiyonu gibi eğitimlerde kullanma amaçlı olarak sağlık pratisyenleri için fantom modellerinin oluşturulması amaçlanmıştır. İnsan kas dokusu ve BG tabanlı fantom modeli arasındaki benzerliği test edebilmek ve kanıtlayabilmek amacıyla ateşli silah testi, sıkıştırma testleri ve elektriksel iletkenlik ölçümleri uygulanmıştır. Üretilen fantom modelinin, ultrason cihazı ile görüntülenmesi sağlanarak söz konusu eğitimler için uygun bir model olup olmadığına karar verilmesi amaçlanmaktadır.

1.2 Literatür Araştırması

Literatürde balistik jelatin esaslı fantom modelleri ile yapılan birçok çalışma bulunmaktadır. Balistik jelatin ile ilgili yapılan araştırmalar arasında en kapsamlı olanı Jorma Jussila(2003) tarafından yapılan çalışmadır. Bu çalışmada; tutarlı ve homojen jelatinin üretimi, jelatin üretimine su sıcaklığının ve asiditesinin önemli bir etkisi olup olmadığı, jelatin partiküllerinin önemli ölçüde farklılık gösterip göstermediği, soğuma süresindeki artışın jelatin sertleşmesine neden olup olmadığı araştırılmıştır. Çalışmaların sonucunda jelatinin hazırlanış sürecindeki karışıma eklenen suyun asiditesindeki değişikliklerin balistik jelatinin yapısında önemli bir etki yaratmadığı ancak sıcaklığın 80°C'yi geçtiği takdirde jelatinin mekanik özelliklerinin değiştiği görülmüştür. Ayrıca jelatinin üretiminden 48 saat sonra kadar özelliklerinin değişmediği gözlemlenmiştir [9]. Isabela Miller de Carvalho(2016) yaptığı çalışmada ise PVCP malzemesini bir ultrason fantomu ana maddesi olarak kullanmayı amaçlamıştır. Ancak bu malzeme kullanılarak yumuşak doku benzerliği tutturulamamış ve ultrason fantomu için tekrar kullanılabilirlik testleri uygulanmamıştır [15]. Lucas Lobianco De Mattheo(2018) de ultrason fantomu için PVCP malzemesi kullanmıştır. Ancak ultrason görüntüsünde çok fazla gürültü olduğunu tespit etmiştir. Bu gürültü sebebiyle oluşan ultrason görüntüsündeki bozulmalar ultrason eğitimleri sırasında istenmeyen ve algılanması güç görüntüler oluşturmuştur [16]. David L. Murphy(2017) ultrason görüntüleme ile elde edilen optik sinir kılıfı görüntülerini kullanarak gerçekçi bir eğitim aracı olarak bir oküler fantom geliştirmeyi amaçlamıştır [17]. Dustin S. Morrow(2015) çalışmasında jelatin esaslı fantom modelleri denemiştir [18]. Shao-Lun Chao(2012) yaptığı araştırmada jelatin esaslı fantom kullanmış ayrıca fiziksel yüzey bozulmasını en aza indirmek için fantom yüzeyini hidrokolloid ile kaplamıştır [19]. Ancak bu çalışmalarda insan kas dokusuna benzerlik testleri uygulanmamıştır. Bu nedenle, fantom modelinin, insan kas dokusuna benzerliği ile ilgili yapılan çalışmalar önem kazanmaktadır.

2. ULTRASON GÖRÜNTÜLEME

Tüm tanısal ultrason görüntüleme uygulamalarındaki amaç, vücut içerisindeki doku ve organ arayüzlerinden yansıyan akustik enerjinin saptanması ve görüntülenmesidir. Ultrason cihazı sayesinde gri ölçekli ve yüksek çözünürlüklü görüntüler oluşturularak tanısal anlamda gerekli doku ve organ bilgilerinin yanı sıra gerçek zamanlı olarak damarlardaki kan akışının yönü hakkında da bilgiler elde edilebilmektedir. Bu özellikleri sayesinde ultrason görüntüleme önemli ve çok yönlü bir tıbbi görüntüleme aracı haline gelmiştir.

Ultrason cihazlarında kullanılan yüksek maliyetli cihaz parçaları, tanısal görüntünün yüksek kaliteli sonuç vermesini garanti etmemektedir. Bu karmaşık teknolojiden maksimum fayda elde etmek, uygulama sırasında tanısal beceriler ile ultrason sinyalinin güçlendiren fiziksel prensiplerin bilgisi dahil olmak üzere bir beceri kombinasyonu gerektirmektedir. Kullanıcı, akustik enerjinin doku ile olan etkileşimlerinin temelini, ultrason görüntüsünü üretmek ve optimize etmek amacıyla kullanılan yöntemleri ve araçları iyi anlamalıdır. Bu beceriler ile kullanıcı, her bir tanısal incelemeden elde edilebilecek maksimum bilgiyi elde etmekte ve bilginin ihmalinden ya da görüntünün yanlış yorumlanmasından kaynaklanabilecek hatalardan kaçınabilmektedir [20].

Ultrason görüntüleme ve Doppler ultrason, farklı özelliklere sahip malzemelerin arayüzleri ile ses enerjisinin saçılma, kırılma ve yansıma gibi fiziksel akustik alanındaki kurallarına dayanmaktadır. Yansıyan enerjinin genliği ultrason görüntüleri oluşturmak amacıyla kullanılır. Saçılan sesten elde edilen frekans değişimleri sayesinde kan akışı gibi hareketli hedeflerin konum ve hız bilgileri hesaplanmaktadır. Kullanıcıların, ultrason görüntüleme verisini üretmek, tespit etmek ve işlemek amacıyla birçok değişkeni kontrol etmeleri gerekir. Ultrason cihaz operatörleri daha iyi bir tanısal görüntüleme uygulamak amacıyla, ultrason verilerinin üretilmesinde kullanılan yöntemleri ve klinik muayenelerde üretilen akustik sinyali tespit eden, görüntüleyen ve saklayan araçların teori ve işleyişini anlamalıdır.

2.1 Ultrason Tanımı

Sağlıklı bir insan kulağı 20 Hz ile 20 kHz arasındaki ses frekanslarını işitebilmektedir [26]. Ultrason terimi, insanların duyamayacağı kadar yüksek bir frekansa (>20 kHz) sahip ses dalgası anlamına gelmektedir. Gelen olarak, 20 kHz'in üzerindeki ses frekansları ultrason olarak tanımlanmaktadır [60]. Tıbbi alanlarda kullanılan tanınan ultrason sinyali, yaklaşık 1 ile 15 MHz arasında değişen ses frekansına sahiptir. Ancak bazı özel amaçlı oftalmik ve intravasküler görüntüleme sistemlerinde, daha yüksek frekansa sahip ses dalgaları kullanılabilir [25]. Megahertz gibi yüksek frekanslı sinyaller radyo frekans dalgaları olarak adlandırılırsa da, aynı frekans bandında olmasına rağmen ses dalgaları arasında bazı temel farklılıklar vardır. Radyo frekans dalgaları elektromanyetik dalga sınıfına girerken, ultrason dalgaları akustik dalga sınıfına girmektedir. Örneğin, bir antenden yayılan 2.5 MHz'lik bir sinyal elektromanyetik radyasyon üretirken, aynı frekansa sahip sinyal ses dalgası üreten bir yapıya uygulandığında ultrason dalgaları üretmektedir.

Ultrason sinyali, 1950'lerin ortalarından itibaren tıp alanında görüntüleme amaçlı olarak kullanılmaktadır. O tarihten günümüze ultrason görüntüleme sistemlerinde kullanılan teknoloji büyük ölçüde değişiklik göstermiştir. Günümüzde 2 kilogram ağırlığa sahip hafif el tipi sistemlerden 100 kilogramın üzerinde yüksek performanslı sistemlere kadar değişen ultrason görüntüleme sistemleri bulunmaktadır (Resim 2.1). Bu sistemlerin tümü cihazların tekerlekleri sayesinde hastalara ulaşabildiği için ve kullanıldığı hastane veya kurumun altyapısında bulunan elektrik gücüyle çalışabildiğinden dolayı taşınabilir cihazlar olarak kabul edilmektedir. Tüm modern ultrason sistemlerinin diğer bir ortak özelliği ise, görüntüleri gerçek zamanlı olarak üretmeleridir. Taşınabilirlik ve gerçek zamanlı görüntüleme, ultrason yöntemini manyetik rezonans görüntüleme ve bilgisayarlı tomografi gibi görüntüleme yöntemlerinden ayırt eden en temel özelliklerdir.

Günümüzde kullanılan tanı amaçlı ultrason görüntüleme sistemlerinde; sinyal ve görüntü işleme, sayısal hesaplamalar ve sistem girdisi-çıktısı üzerinde yapılan işlemleri yerine getirmek amacıyla dijital bir sistem kullanılmaktadır. Tıbbi görüntüleme amacıyla kullanılan bir ultrason görüntüleme sistemi; tarayıcı, görüntüleme ve kullanıcı ara yüzü olmak üzere üç ana bloktan oluşmaktadır (Şekil 2.1). Bir ultrason görüntüsünün oluşumu, cihazın dönüştürücü bölümünde bulunan

verici dizilerinden üretilen ve gönderilen sinyal huzmesinin alıcı diziye geri dönmesi ile başlamaktadır. Ultrason sinyal demeti vücuda gönderildikten sonra ses dalgasının eko (yankı) sinyalleri dokunun arayüzünden geri dönmekte (yansımakta) ve ardından sinyalin işleneceği alıcı dizi elemanlarına ulaşmaktadır. Dönüştürücüye geri dönen eko sinyalinin konumu daha sonra bir modelde sütun şeklinde sıralanmaktadır. Ardından bu sütunlar, ultrason cihazının ekranında görüntü elde etmek üzere işlenerek gri tonlamalı görüntüler oluşturulmaktadır.



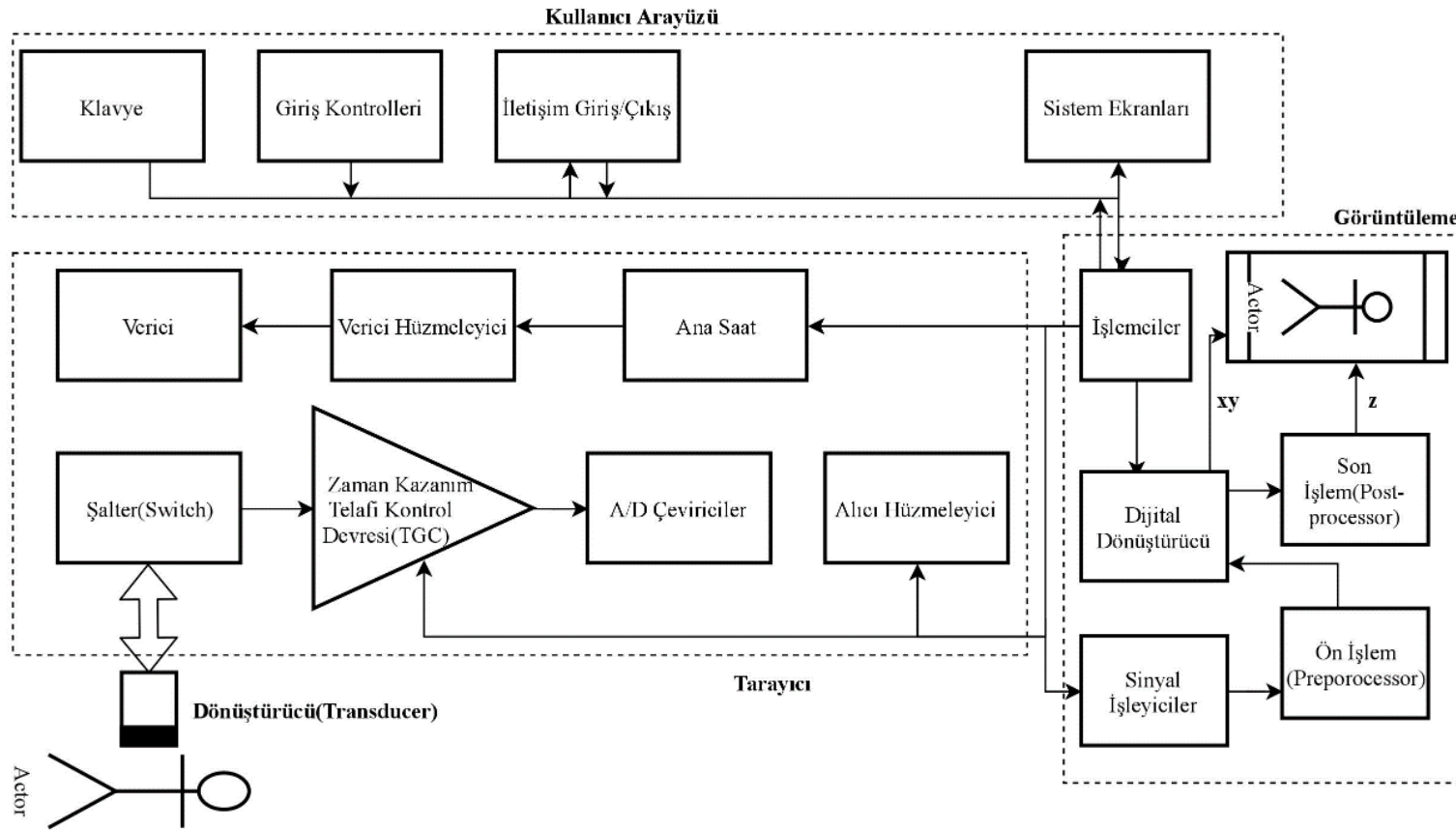
Resim 2.1 Tanı amaçlı kullanılan tıbbi ultrason sistemleri.

2.2 Temel Akustik

Akustik fiiği, titreşim, ses, ultrason ve infrasound gibi konular dahil olmak üzere, gazlar, sıvılar ve katılardaki tüm mekanik dalgaların incelenmesiyle ilgilenen fizik dalıdır. Bu bölümde ultrason cihazlarının temelini daha iyi anlamak için temel akustik bilgilerine yer verilmiştir.

2.2.1 Dalga boyu ve frekans

Ses, mekanik enerjinin ortamda bulunan bir madde sayesinde basınç üreten bir dalga şeklinde ortaya çıkmasının sonucudur. Ses sinyali ise, basınçtaki değişikliklerin y ekseninin belirli bir noktada basıncı gösterdiği ve x ekseninin ise zaman bölgesi olduğu sinüzoidal dalga şeklindedir (Şekil 2.2). Basınç zaman grafiğinde, sinyalin tekrarlanan bölgesine karşılık gelen noktalar arasındaki mesafe dalga boyu (λ) ve bu mesafeyi tamamlaması için geçen süre periyot (T) olarak adlandırılır.

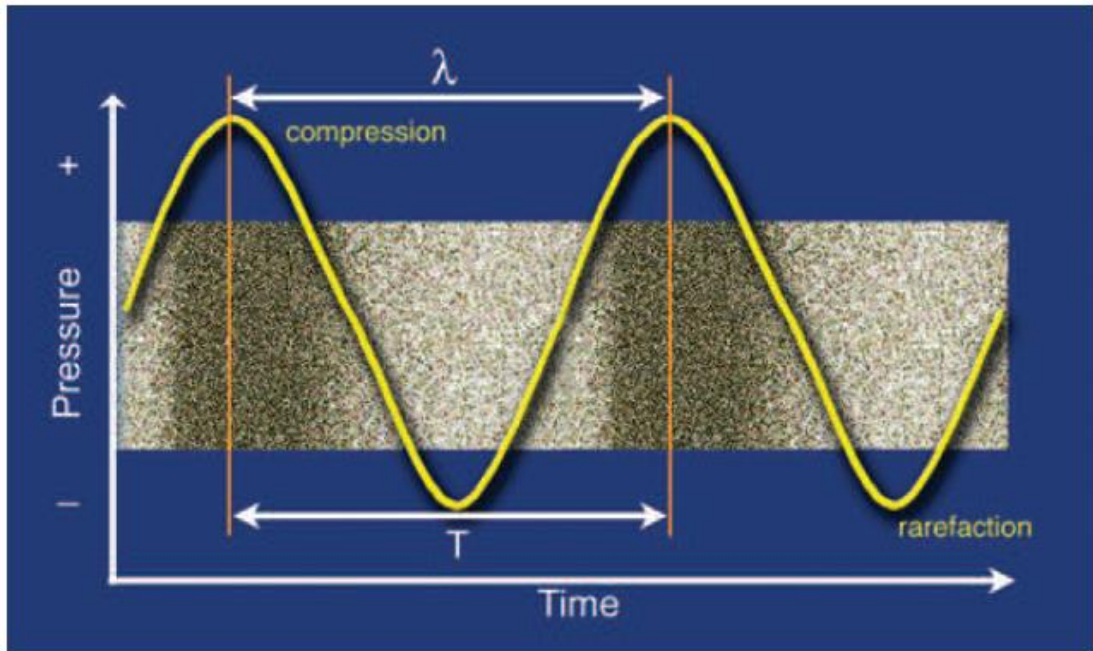


Şekil 2.1 Üç ana bileşeni gösterilen bir ultrason görüntüleme sisteminin blok diyagramı

Zaman bölgesinde sinyalin bir tam döngü sayısı sesin frekansını (f) belirtmektedir. Frekans ve periyot matematiksel olarak birbirinin tersidir ($f=1/T$).

Akustik frekans birimi Hertz (Hz)' olarak ifade edilmektedir. 1 Hz, 1 saniyede gerçekleşen döngü sayısı anlamına gelir. Yüksek frekanslar kilohertz (kHz) veya megahertz (MHz) olarak ifade edilir.

Ultrason, insanın duyu organları ile işitebileceği seslerden yalnızca frekans değerinde farklılık gösterir ve normalde duyduğumuz ses frekansının 500 ile 1000 katı kadardır. Ultrasonda tanı amacıyla kullanılan ses frekansları genel olarak 2 ile 15 MHz arasındadır. Ancak bazı özel görüntüleme uygulamalarda 60 MHz'e kadar yüksek ses frekansları kullanılabilir. Ayrıca ultrason sistemlerinde kullanılan ses frekansı aralıkları doppler ultrason sistemlerinde kullanılan ses frekanslarından daha yüksektir.



Şekil 2.2 Basınç-zaman eğrisinde dalga boyu, periyot ve frekansın gösterimi [25].

2.2.2 Sesin yayılımı

Birçok tıbbi ultrason görüntüleme uygulamasında enerji darbeleri vücut içerisine iletilmekte, doku ve organ arayüzleri yoluyla yayılmaktadır. Bu yayılma esnasında akustik basınç dalgaları, yer değiştiren parçacıkların yönüne dik bir yönde hareket edebilir (enine dalgalar). Ancak doku ve vücut içindeki sıvı ortamlarda ses yayılımı esas olarak parçacık hareketinin yönünde hareket etmektedir (uzunlamasına dalgalar). Uzunlamasına dalgaların oluşumu ultrasonografik ve doppler görüntüleme

sistemlerinde önemlidir. Enine dalgalar ise transvers dalga elastografisinde kullanılmaktadır. Ses dalgaları dokuda ilerlediğinde, dokunun fiziksel özelliklerine bağlı olarak hızı büyük ölçüde değişmektedir. Yayılma hızı ortamın sıkıştırılmaya karşı direnci ile belirlenir. Bu direnç ortamın yoğunluğu ve sertliği veya esnekliğine göre değişiklik göstermektedir. Basınç dalgalarının yayılma hızı, iletiği maddenin sertlik oranı yükseldikçe artarken, madde yoğunluğu düştükçe azalmaktadır.

Vücut içerisinde uzunlamasına dalgaların yayılma hızı, belirli bir doku için sabit olarak kabul edilir ve sesin frekansı veya dalga boyundan etkilenmez. Enine dalgalarda ise, sesin vücut içindeki yayılma hızını ilgili dokunun sertliği veya esnekliği (Young modülü) belirler. Çizelge 2.1’de vücut içerisindeki farklı ortamlarda sesin yayılım hızları verilmiştir.

Çizelge 2.1 Dokunun fiziksel özelliklerine göre vücutta sesin yayılma hızı [25].

Ortam	Sesin yayılma hızı (metre/saniye)
Hava	330
Yağ	1450
Su	1480
Yumuşak doku(ortalama)	1540
Karaciğer	1550
Böbrek	1560
Kan	1570
Kas doku	1580
Kemik	4080

Vücutta sesin yayılma hızının ortalama olarak 1540 m/sn olduğu kabul edilmektedir. Bu değer normal yumuşak dokudan elde edilen ölçümlerin ortalamasıdır [21,22]. Sesin yayılma hızı, içi hava dolu akciğer ve yağ gibi dokularda 1540 m/sn’den daha düşük iken kemik gibi sert yapıları dokularda daha yüksek değerlere sahiptir. Bazı dokularda, yayılma değerleri ultrason tarayıcı tarafından varsayılan ortalama değerden önemli ölçüde farklı olduğundan, bu tür dokuların görüntülenmesi sırasında ölçüm hataları veya artefaktlar oluşabilmektedir (Resim 2.2).

2.2.3 Akustik empedans

Tanı amacıyla kullanılan ultrason tarayıcıları, yansıyan ses dalgalarının (ekoların) algılanmasına ve görüntülenmesine imkan vermektedir. Bir eko sinyalinin oluşumu için bir yansıtıcı arayüz mevcut olmalıdır. Tamamen homojen bir ortamdan geçen ses,

sesi yansıtacak hiçbir arayüz ile karşılaşmaz ise eko sinyali oluşmaz. Farklı fiziksel özelliklere sahip dokular ve organ birleşimleri (sınırları) akustik bir arayüz oluşturmaktadır. Bu arayüzler, dönüştürücüden gönderilen ses enerjisinin farklı oranlarda ve şekillerde yansımaya sebep olmaktadır. Ultrason darbesi bir dokudan diğerine geçerken veya bir damar duvarı ve dolaşımdaki kan hücresiyle karşılaştığında, gönderilen ses enerjisinin bir kısmını yansıtılmaktadır. Diğer kısmı doku tarafından emilebilir, farklı dokulara ilerleyebilir veya kırılabilir.

Yansıma veya geri saçılma miktarı, arayüzü oluşturan maddelerin akustik empedanslarındaki farka göre değişmektedir (Denklem 2.1).

$$Z = \rho \cdot c \quad (2.1)$$

Bu denklemde Z, akustik empedansı ($\text{kg/m}^2\text{sn}$), ρ sesin yayıldığı ortamın yoğunluğunu (kg/m^3) ve c aynı ortamda sesin yayılma hızını (m/s) ifade etmektedir.

Hava veya kemik dokusu gibi yüksek akustik empedans farklılıklarından oluşan arayüzler, ultrason cihazı dönüştürücüsüne geri dönen ses enerjisinin neredeyse tümünü yansıtır. Kas ve yağ dokusu gibi akustik empedans farklılıkları düşük maddelerden oluşan arayüzler, enerjinin sadece bir kısmını yansıtmakta ve kalan kısmının doku ve organ içerisine doğru devam etmesine izin vermektedir. Sesin yayılma hızında olduğu gibi, akustik empedans ilgili dokuların fiziksel özelliklerine bağlıdır ve ultrason kaynağından gönderilen sinyalin frekansındaki değişimlerden bağımsızdır.

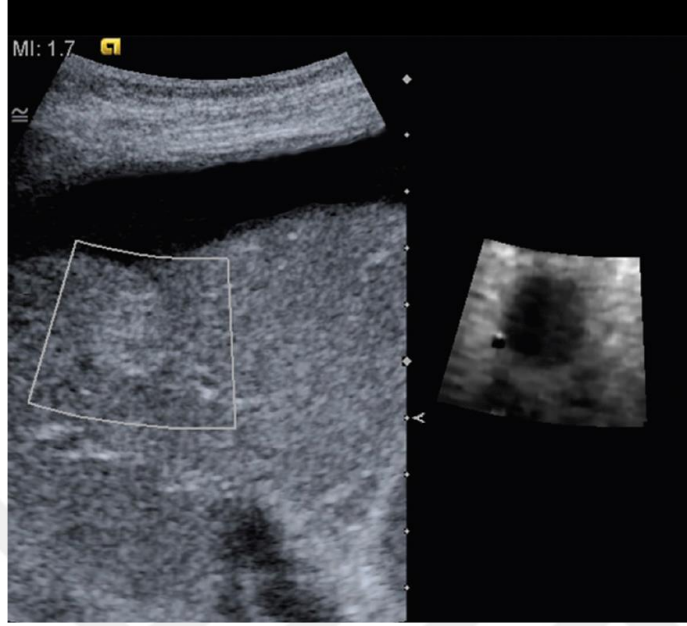
2.2.4 Yansıma

Akustik ses dalgası bir maddeye çarptığında, sesin yansdıktan sonra izlediği yol, maddenin boyutuna ve yüzey özelliklerine göre belirlenmektedir. Sesin iletiildiği madde büyük ve nispeten pürüzsüz ise, bir görüntünün aynadan yansıması gibi ses dalgasını yansıtılmaktadır. Bu tür arayüzler, sesi ayna gibi yansıtılabildiklerinden dolayı speküler yansıtıcılar olarak adlandırılmaktadır [62]. Çizelge 2.2’de speküler yansıtıcılara örnekler verilmiştir.

Akustik bir arayüz tarafından yansıtılan enerji miktarı yansıma katsayısı (R) olarak adlandırılır. Ses dalgası, speküler bir yansıtıcıya dik olarak gönderiliyorsa, yansıyan ses enerjisinin miktarı aşağıdaki ilişkiyle belirlenmektedir:

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (2.1)$$

Z_1 ve Z_2 , arayüzü oluşturan maddelerin akustik empedanslarıdır.



Resim 2.2 Ultrason görüntüleme ile bir lezyon görüntülenmesi sırasında görüntüde oluşan gürültü ve artefaktlar [27].

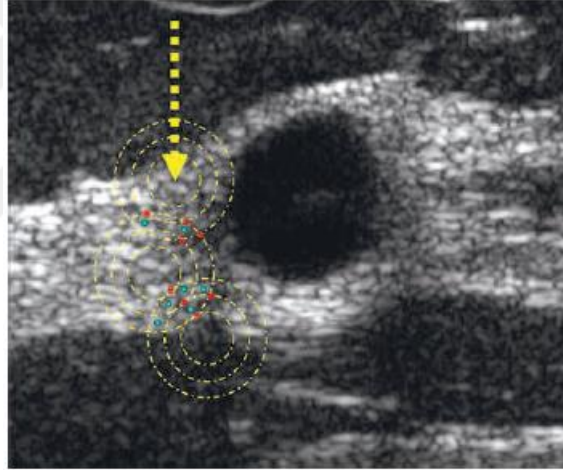
Ultrason cihazları sadece dönüştürücüye geri dönen yansımaları algılayabildiğinden, speküler arayüzlerin görüntülenmesi, büyük ölçüde ultrason dalgalarına maruz kalma açısına bağlıdır. Speküler yansıtıcı arayüzlerine gönderilen ses dalgaları, eko sinyallerinin dönüştürücüye dik bir açıda olduğunda iletilebilmektedir. Sesin iletildiği arayüz, ses dalgasına 90 derecelik bir açıda değilse, dönüştürücüden yankı tespit edilememektedir.

Çizelge 2.2 Speküler yansıtıcı örnekleri.

İdrar dolu mesanenin duvarı
Damar duvarı
Diyafram
Endometriyal şerit

Vücuttan dönüştürücüye geri dönebilen çoğu eko sinyali, speküler yansıtıcılardan ziyade çok daha küçük katı organlardaki arayüzlerden kaynaklanmaktadır. Bu durumda akustik arayüzler, dönüştürücüye ulaşabilen sesin dalga boyundan çok daha

küçük boyutlara sahip yapıları içerir. Doku arayüzlerinden geri dönen yankılar her yöne dağıldığından dolayı bu tür yansıtıcılara dağınık yansıtıcılar denir. Dağınık yansıtıcı arayüzleri, katı organlarda ve dokularda gözlemlenen karakteristik eko sinyalleri oluşturmaktadır. Dağınık yansıtıcılar, meydana getirdiği parazitli görüntü sebebiyle katı organların görüntülenmesinde ultrason beneklerinin (gürültüsünün) oluşmasına sebep olmaktadır. Ultrason görüntüleme işleminde oluşan benekler, küçük dokulardan ultrasonun yayılmasıyla oluşan akustik alanların yapıcı ve yıkıcı etkileşimlerinden kaynaklanmaktadır. Bu girişim deseni, ultrason görüntülerine gürültülü bir görünüm vermekte ve kontrastı azaltmaktadır. Resim 2.3’de bir hastanın göğüs bölgesinde bulunan bir kist görüntüsünde, dağınık yansıtıcılardan kaynaklanan ultrason beneği oluşumu gösterilmektedir. Bu görüntüde ultrason benekleri, küçük doku yansıtıcılarından ultrason sinyalinin saçılmasıyla oluşan akustik alanların (sarı halkalar) yapıcı (kırmızı) ve yıkıcı (yeşil) etkileşimlerinden kaynaklanmaktadır.



Resim 2.3 Küçük bir kist içeren göğüs bölgesi ultrason görüntüsünün yakından incelenmesi [25].

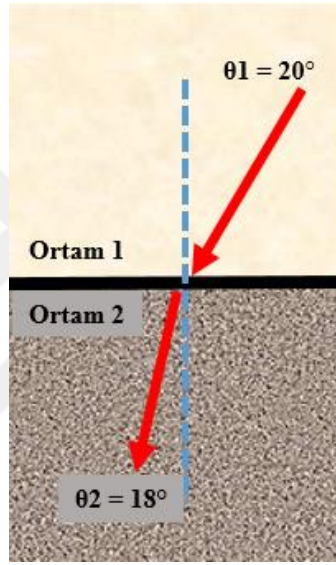
Bazı tanısal uygulamada, ses dalgasını yansıtan arayüzlerin yapısı büyük önem taşımaktadır. Örneğin, damar duvarı 90 derecelik bir açı kullanıldığında speküler yansıtıcılar gibi davranır. Bu sayede ultrason görüntüleme en ideal bir şekilde görüntü oluşturulur. Doppler görüntüleme ise kan akış yönünün tespit edilebilmesi amacıyla ses dalgasının iletimi ve damar duvarı arasında 90 dereceden daha az bir açıya ihtiyaç vardır.

2.2.5 Kırılma

Ses dalgası, akustik yayılma hızıyla bir dokudan daha yüksek veya daha düşük bir ses hızına sahip bir dokuya geçiş yaptığında, ses dalgasının yeni dokudaki ilerleme yönünde bir değişiklik meydana gelmektedir. Yayılma yönündeki bu değişime kırılma adı verilir ve Snell yasası denklemleri kullanılır:

$$\sin\theta_1 + \sin\theta_2 = c_1/c_2 \quad (2.2)$$

burada θ_1 , arayüze yaklaşan sesin geliş açısı, θ_2 , kırılma açısıdır ve c_1 ve c_2 , arayüzü oluşturan ortamda sesin yayılma hızlarıdır. Şekil 2.3'te farklı ortamlardan iletilen ses sinyalinin kırılma örneği gösterilmiştir.



Şekil 2.3 Farklı ortam yoğunluklarında ses dalgasının kırılma örneği. Daha yoğun ortamda, açı daha küçük olacaktır.

Sesin kırılması ultrason görüntüleme sistemlerinde önemli bir fiziksel olaydır. Çünkü yapılan ölçümsel bir hata, ultrason görüntüsünde bir yapının yanlış kaydedilmesine neden olabilmektedir. Bir ultrason dönüştürücüsüne eko sinyali iletildiğinde, eko kaynağının dönüştürücünün sabit olan bir görüş hattı içerisinde yer aldığı varsayılmaktadır. Ancak ses kırılması göz ardı edilirse tespit edilen yankı, dokunun ekranda gösterilen görüntüsünden farklı bir derinlikten veya konumdan yansımış olduğu sonucu çıkarılır. Bu olayın meydana gelmesi durumunda, dönüştürücüden gönderilen ultrason dalgası açısının arayüze dik olacak şekile getirilmesi bu hataları en aza indirmektedir.

2.2.6 Zayıflama

Akustik enerji, bir ortam içerisinde hareket ettikçe iş yapmış sayılır ve bu enerji, iletilen ortama ısı enerjisi olarak aktarılmaktadır. İş yapma kapasitesi, üretilen akustik enerjinin miktarına göre belirlenmektedir. Watt (W) veya miliwatt (mW) cinsinden ifade edilen akustik güç, bir zaman aralığında üretilen akustik enerjinin miktarını tanımlamaktadır. Akustik güç değerinin ölçümü enerjinin bir göstergesi olmasına rağmen, enerjinin çevresel dağılımı hesaba katılmamaktadır.

Enerji yoğunluğu (I), gücün çevresel dağılımını tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır. Matematiksel olarak gücün dağıldığı alan değerine bölünmesiyle hesaplanmaktadır (Denklem 2.3).

$$I = P / A \quad (2.3)$$

Burada I, enerji yoğunluğunu (W/cm²), P, gücü(W), A ise gücün dağıldığı alanı (cm²) belirtmektedir.

Ses enerjisinin dokudan geçişi sırasında zayıflaması, yararlı bilginin elde edilebildiği dokudaki derinliği etkilediğinden dolayı tıbbi görüntüleme de önemlidir. Ses enerjisindeki zayıflama, mutlak birimlerden ziyade göreceli olarak ölçülmektedir.

Desibel (dB) genellikle farklı seviyelerde ultrason gücü veya enerji yoğunluğunu karşılaştırmak amacıyla kullanılmaktadır. Bu değer, karşılaştırılan güç veya enerji yoğunluğu değerleri oranının logaritmasının 10 katı şeklinde gösterilmektedir. Örneğin, dokudaki bir noktada ölçülen enerji yoğunluğu 100 mW/cm² ise ve daha derin bir noktada bu değer 0.1 mW/cm² değerine düşüyorsa, enerji yoğunluğundaki fark aşağıdaki gibi hesaplanır:

$$10(\log_{10}0.1/100) = 10(\log_{10}0.001) = 10(-3) = -30 \text{ dB} \quad (2.4)$$

Ses dalgası, doku arayüzlerinden geçerken enerjisini kaybetmekte ve ses kaynağından uzaklaştıkça genliği azalmaktadır. Bu azalma, enerjinin dokuya aktarılması (dokunun ısınması), yansımaları ve saçılması gibi birleşik etkilerinin sonucundan kaynaklanmaktadır. Zayıflama, ultrason dalgasının frekansının yanı sıra zayıflatıcı ortama da bağlıdır. Yüksek frekanstaki ultrason dalgaları düşük frekanslara göre daha hızlı zayıflamaktadır. Ultrason dalgasının spesifik bir dokuya nüfuz ettiğinde kaynaklanan zayıflama farklı dokularda önemli ölçüde değişiklik göstermektedir (Çizelge 2.3).

Çizelge 2.3 Farklı doku ve ortamlarda ultrason dalgasının zayıflama değerleri [25].

Ortam	Zayıflama (dB/(cm*MHz))
Su	0.00
Kan	0.18
Yağ	0.63
Yumuşak doku(ortalama)	0.70
Karaciğer	0.94
Böbrek	1.00
Paralel kas doku	1.30
Enine kas doku	3.30
Kemik	5.00
Hava	10.00

2.2.7 Derinlik ölçümü

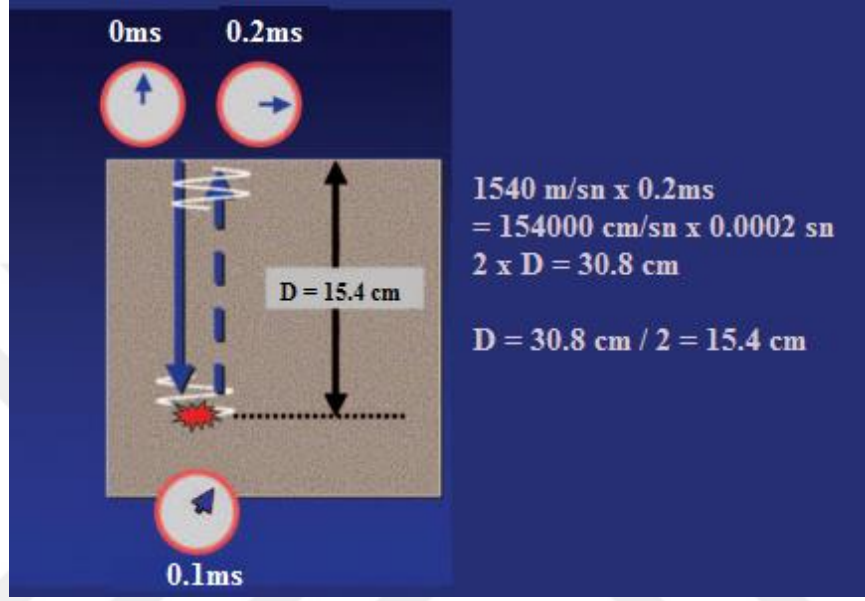
Sesin yayılma hızı, tıbbi ultrason görüntüleme sistemlerinde doku arayüzünün derinliğinin belirlenmesinde kritik öneme sahiptir. Ultrason taraması uygulamak amacıyla kullanılan bilgilerin büyük bir bölümü ses dalgasının doku ve organ arayüzlerinden dönen eko sinyallerinin zamandaki değişimin ölçümüne dayanmaktadır. Bir ultrason darbesi vücuda gönderilir ve eko sinyalinin geri dönüşünde geçen süre ölçülürse, dokudaki sesin yayılma hızının bilinmesi şartıyla yankıyı meydana getiren doku arayüzünün derinliği hesaplanabilmektedir. Örneğin, bir ses darbesinin gönderilmesinden ve yankının geri dönüşüne kadar geçen süre 0.2 ms (milisaniye) ve sesin hızı 1540 m/sn ise, sesin kat ettiği mesafe 30.8 cm olmalıdır ($1540 \text{ m/sn} \times 0.2 \text{ ms} = 0.308 \text{ m} = 30.8 \text{ cm}$). Ses dalgasının kat ettiği yol bilgisi, vücut içerisindeki arayüze iletilmesi ve aynı yol boyunca dönüştürücüye geri dönüş mesafesi bilgilerini içerdiğinden dolayı dönüştürücüden yansıyan arayüze olan mesafe $30.8/2=15.4\text{cm}$ olarak ölçülür (Şekil 2.4). Ultrason görüntüsünü oluşturmak amacıyla bu işlemler hızlı bir şekilde tekrarlanarak iki boyutlu bir arayüz haritası oluşturulur. Dolayısıyla bu ölçümün doğruluğu, sesin gönderilen doku arayüzündeki varsayılan hızının, gözlemlenen gerçek hıza ne kadar yakın olduğuna bağlıdır.

2.3 Enstrümantasyon

Ultrason tarayıcılar karmaşık ve sofistike görüntüleme cihazlarıdır, ancak hepsi temel işlevleri yerine getirmek için aşağıdaki temel bileşenlerden oluşur:

- Ultrason dönüştürücüsü

- Dönüştürücüye enerji sağlayan verici
- Arayüzlerden yansıyan enerjiyi algılamak, yükseltmek ve yansıtılan sinyalleri görüntülemek için alıcı ve işlemci
- Ultrason görüntüsünü veya verilerini analiz ve yorumlamaya uygun bir biçimde gösteren bir ekran
- Ultrason görüntüsünü kaydetme veya saklama için gerekli bellek



Şekil 2.4 Bir ses dalgasının hedefe olan mesafesinin hesaplanması.

2.3.1 Verici

Çoğu tıbbi ultrason görüntüleme uygulamalarında, kısa darbeler halinde akustik enerjinin vücuda iletiildiği bir sistem kullanılmaktadır. Bu darbe sinyallerinin kaynağı olan ultrason vericileri, tam zamanlı ve yüksek genlikli gerilimin (voltajın) vericiye uygulanmasıyla birlikte vücuda iletilmektedir. Vericilerden iletilen maksimum akustik enerjisi iletimi, hastanın ultrason enerjisine daha fazla maruz kalmasıyla sonuçlanmaktadır. Güç seviyelerini tutarlı olarak en alçak seviyelere düşürmek amacıyla çıkış sinyalini zayıflatma kontrollerinin kullanılmasını gerektirmektedir [23].

Verici ayrıca, dönüştürücü tarafından yayılan darbelerin hızını ve darbe tekrarlama frekansını (PRF) kontrol etmektedir. PRF, ultrason darbeleri arasındaki zaman aralığını belirlemektedir. Bu değer ultrason ve doppler görüntüleme uygulamalarında, vücut içerisindeki doku ve organ arayüzleri derinliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Ultrason darbelerinin vücut içerisinde istenilen derinliğe iletilmesi ve bir sonraki darbe

gönderilmeden önce geri dönmesine izin verilebilmesi amacıyla darbe atımları arasında yeterli zaman aralıkları yaratılması gerekmektedir. Bunun için ultrason görüntüleme uygulamalarında, 1 ile 10 kHz arasında PRF değerleri kullanılmaktadır. Bu darbeler tekrarlama frekansı sayesinde 0.1 ile 1 ms arasında ultrason darbeleri vücuda gönderilebilmektedir. Örneğin 5 kHz'lik bir PRF değeri, alıcılara dönen eko sinyalinin bir sonraki darbenin gönderilmesinden önce 15.4 cm'lik bir vücut derinliğine ilerleyebilmesi için kullanılmaktadır.

2.3.2 Dönüştürücü

Dönüştürücü, bir enerji formunu diğerine dönüştüren cihaz anlamına gelmektedir. Ultrason görüntüleme cihazlarında dönüştürücünün işlevi; elektrik enerjisini mekanik enerjiye, aynı zamanda mekanik enerjiyi elektrik enerjisine dönüştürmektedir. Ultrason dönüştürücüsü iki ayrı görevi yerine getirir: Verici tarafından sağlanan elektrik enerjisinin vücut içerisine yönlendirilen akustik darbe sinyallerine dönüştürülmesi ve iletilen arayüzlerden geriye dönen yankıların alıcısı olarak işlev görmektedir.

Ultrason cihazı dönüştürücülerinde, 1880 yılında Pierre ve Jacques Curie tarafından keşfedilen piezoelektrik kristal malzemeler kullanılmaktadır [24]. Piezoelektrik malzemeler, sıkıştırıldığında elektrik potansiyeli oluşturabilme özelliğine sahiptirler. Dönüştürücüye uygulanan bir potansiyelin polaritesinin değiştirilmesi, dönüştürücünün kalınlığını değiştirmektedir. Polaritenin değişmesiyle birlikte piezoelektrik malzeme genişlemekte veya daralmaktadır. Bu sayede vücuda iletilebilen mekanik basınç dalgalarının oluşması sağlanabilmektedir. Piezoelektrik etki aynı zamanda, vücut içerisinden yansıyan sinyallerin (ekoların) dönüştürücü tarafından algılanması durumunda, dönüştürücü boyunca küçük potansiyellerin de oluşması sağlanmaktadır. Bu küçük polarite değişiklikleri ve voltaj farklılıkları, bir ultrason görüntüsü veya doppler ekranı görüntüsü oluşturmak amacıyla gerekli olan tüm bilgilerin kaynağını oluşturur.

Ultrason dönüştürücüsü, bir elektriksel gerilim farkı sebebiyle uyarıldığında titreşmektedir. Bu titreşim frekansı dönüştürücü tarafından belirlenmektedir. Dönüştürücü elektriksel olarak uyarıldığında, piezoelektrik malzemeye iletilen sinyalin belirli bir frekans aralığı olmaktadır. Bu frekans aralığı bant genişliği olarak adlandırılmaktadır. Dönüştürücü tarafından üretilen frekans değeri, dönüştürücü

malzemenin yayılım hızı ve kalınlığı ile belirlenmektedir. Genel olarak, üretilen ultrasonun darbe sıklığı ne kadar kısa olursa, bant genişliği de o kadar büyük olmaktadır.

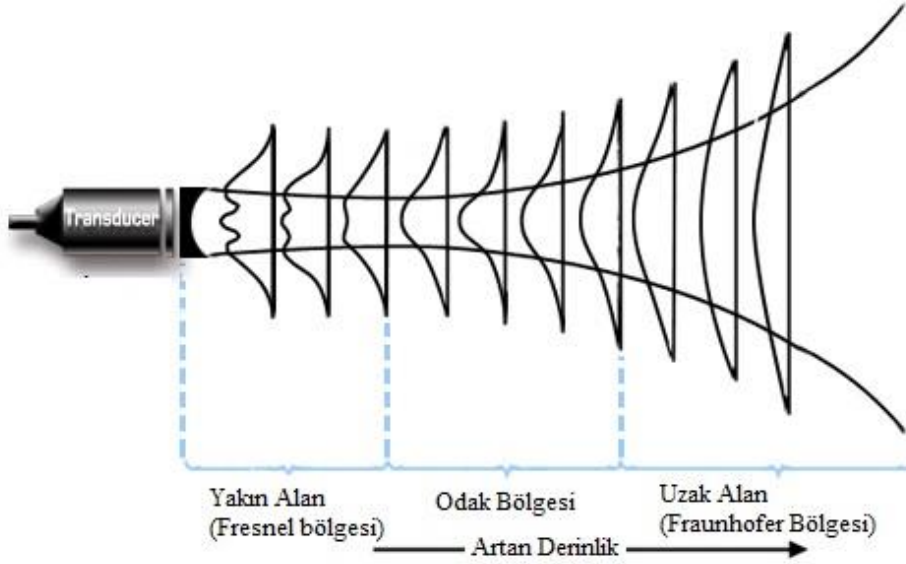
Ultrason darbesinin uzunluğu, dönüştürücüye uygulanan alternatif akımdaki voltaj değişikliklerinin sayısına göre belirlenmektedir. Sürekli dalga ultrason cihazlarında, transdüser (dönüştürücüye) sabit bir alternatif akım uygulanmakta ve oluşan polarite sayesinde sürekli bir ultrason dalgası üretilmektedir. Görüntüleme amacıyla, dönüştürücüye tek bir kısa voltaj değişimi uygulanmaktadır. Bu sayede piezoelektrik malzemenin tercih edilen frekansta titreşmesi sağlanmaktadır.

Dönüştürücü, voltaj değişimi ile uyarıldıktan kısa bir süre sonra titreşmeye başladığından dolayı, ultrason darbesi birkaç döngü uzunluğunda olmaktadır. Her bir atımdaki döngü sayısı, darbe uzunluğunu belirlemektedir. Ultrason görüntü oluşumu için, kısa darbe süresi tercih edilmektedir. Çünkü daha uzun darbe süreleri daha zayıf çözünürlük sağlamaktadır. Darbe uzunluğunu azaltmak amacıyla, dönüştürücü üretiminde sönümlenme özelliğine sahip malzemeler kullanılmaktadır. Tıbbi ultrason görüntüleme uygulamalarında kullanılan dönüştürücü yüksek düzeyde etkili bir sönümleme özelliğine sahip olduğundan, dönüştürücüye çok kısa darbe süreleri uygulanabilir. Bu süre, genellikle sadece iki veya üç ses döngüsünden oluşan, çok kısa ultrason darbelerinden oluşmaktadır.

Bir dönüştürücü tarafından üretilen ultrason sinyali tıbbi amaçlı bilgi sağlamak amacıyla dokuda yayılmalıdır. Özel ultrason dönüştürücü kaplamaları ve ultrason jelleri, dönüştürücüden vücuda iletim esnasında kayıpları azaltarak yeterli enerji transferine izin vermektedir. Ultrason darbeleri vücutta, daha önce özetlenen temel akustik prensiplere uygun olarak yayılır, yansır, kırılır ve emilir.

Dönüştürücünün ürettiği ultrason darbeleri, bir dizi üç boyutlu ışın demeti oluşturmaktadır. Bu ışın demetinin özellikleri, basınç dalgalarının yapıcı ve yıkıcı girişiminden, dönüştürücünün eğriliğinden ve ışını şekillendirmek amacıyla kullanılan akustik merceklerden etkilenmektedir. Basınç dalgalarının girişi, basınç genliğinin büyük ölçüde değiştiği, dönüştürücünün yakınındaki bir alanın oluşmasına sebep olmaktadır. Bu bölgeye, yakın alan veya Fresnel bölgesi denir. Dönüştürücünün yarıçapına ve gönderdiği ses dalgası frekansına bağlı olarak, dönüştürücüden belirli bir mesafe uzaklıkta ses alanında sapmalar başlar. Ses basıncının genliği,

dönüştürücüden gönderilen sinyalinin ilerlediği mesafe ile sabit bir oranda azalır. Bu bölge de uzak alan veya Fraunhofer bölgesi olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2.5). Dönüştürücüye geri dönen ses darbelerinin yansımaları, dönüştürücünün küçük basınç değişiklikleri ile uyarılmasını sağlar. Bu basınç değişiklikleri; algılanır, yükseltilir ve yankı bilgilerine dayanan bir görüntü oluşturmak amacıyla voltaj değişikliklerine dönüştürülür.



Şekil 2.5 Ses dalgasının yoğunluk profilinin gösterimi.

Gerçek zamanlı görüntüleme amacıyla kullanılan dönüştürücüler, her bir görüntüyü hızlı bir şekilde oluştururken ultrason ışını yönlendirmesine göre sınıflandırılır. Ultrason ışını yönlendirme, mekanik dönme ve dönüştürücünün salınımı hareketleri elektronik yollarla yapılabilmektedir. Elektronik ışın yönlendirme yaklaşımı, doğrusal dizi ve faz dizi dönüştürücülerinde kullanılmaktadır. Hali hazırda kullanımda olan elektronik olarak yönlendirmeyi sağlayan çoğu dönüştürücü aynı zamanda derinlik ölçümü için ayarlanabilen elektronik odaklama da sağlamaktadır. Mekanik ışın yönlendirme, sabit bir odağa sahip tek elemanlı dönüştürücüler veya elektronik kontrollü odaklama sayesinde elemanların halka şeklindeki dizilerini kullanabilmektedir. Gerçek zamanlı görüntüleme amacıyla, mekanik veya elektronik sistemlerin kullanıldığı dönüştürücüler, dikdörtgen şeklinde bir formatta görüntüler oluşturmaktadır. Dikdörtgen görüntü ekranı, yüzeye yakın arayüzlerde daha geniş bir görüş açısı avantajına sahip olmasına karşın dönüştürücü teması için geniş bir yüzey alanı gerektirmektedir.

2.3.3 Alıcı

Ultrason dönüştürücüsüne geri dönen yankılar dönüştürücü yüzeyine ulaştığında, piezoelektrik malzeme boyunca zayıf gerilimler oluşturur. Ultrason cihazlarında bulunan alıcılar, bu zayıf sinyalleri tespit eder ve güçlendirir.

Ses dalgaları vücut içerisinde yayılırken zayıflamakta ve eko sinyalleri dokudan dönüştürücüye geri döndükçe enerjisinin çoğunu kaybetmektedir. Sesin zayıflaması frekansla orantılıdır ve spesifik dokular için sabit kabul edilir. Vücut içerisindeki derin dokulardan dönen eko sinyalleri, yüzeysel yapılardan dönen sinyallere göre daha zayıftır. Orantısal bir doku görüntüsü elde etmek amacıyla vücut içerisindeki derin doku arayüzlerinden dönen eko sinyalleri alıcı tarafından daha fazla güçlendirilmelidir. Bu ayarlama, kullanıcının daha derin yapılardan sinyalleri seçici bir şekilde yükseltmesine veya yüzeysel dokulardan gelen sinyalleri bastırmasına izin veren zaman kazancı karşılayıcı kontrolleri (TGC) ile gerçekleştirilir. Günümüzde birçok ultrason cihazlarında otomatik TGC araçları bu işlemlerin gerçekleştirilmesini sağlamaktadır. Ancak bu kontrolün manuel olarak ayarlanması, en önemli kullanıcı kontrollerinden biri olmaktadır ve ultrason görüntülerinin yorumlanmasında büyük bir etkiye sahiptir.

Alıcının bir başka önemli işlevi ise, dönüştürücüye geri dönen yüksek genlikli ses sinyallerinin kullanıcıya gösterilebilecek bir aralığa sıkıştırılmasıdır. Gösterilebilecek en düşük ve en yüksek genliklerin oranı desibel cinsinden ifade edilmekte ve dinamik aralık olarak adlandırılmaktadır. Geri yansıyan sinyal yoğunluğunun dinamik aralığını ekranın dinamik aralığına uyarlamak amacıyla verilerin sıkıştırılması ve yeniden eşleştirilmesi gerekmektedir. Sıkıştırma işlemi, zayıf sinyallerin selektif amplifikasyonu ile alıcıda gerçekleştirilir. Bu kontroller, görüntüdeki farklı eko seviyelerinin parlaklığını etkilemekte ve görüntünün kontrastı bu sayede belirlenmektedir.

2.3.4 Ultrason dizileri

Günümüzde kullanılan ultrason görüntüleme cihazlarında, piezoelektrik malzemenin her biri kendi elektrotlarına sahip çok sayıda küçük çoklu dizilerden oluşan bir dönüştürücü kullanılmaktadır. Bu tür dönüştürücü dizileri çeşitli şekillerde oluşturulabilmektedir. Tipik olarak bu dönüştürücü dizileri doğrusal, eğri, aşamalı veya dairesel şekillerdedir. Bu dizilerdeki elemanların ultrason dalgası atımlarının

zamanlanmasıyla, her bir eleman tarafından oluşturulan dalgaların etkileşimi sayesinde ultrason ışınının yönü değiştirilebilmektedir.

2.3.4.1 Doğrusal diziler

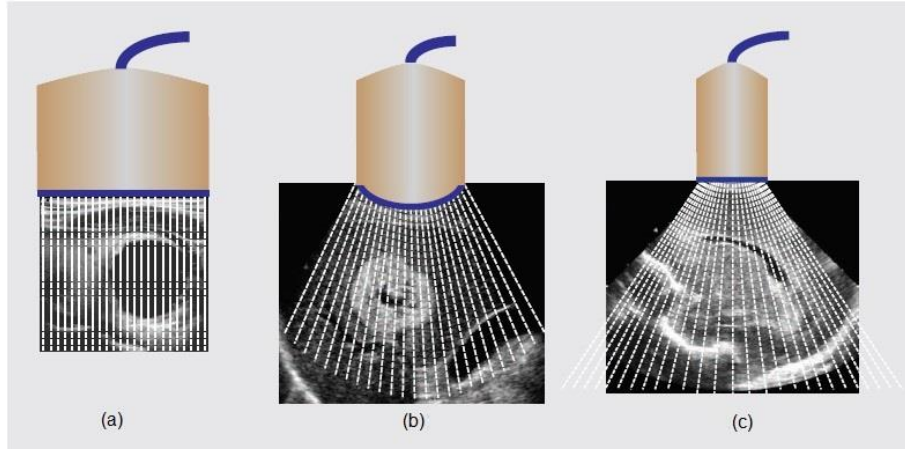
Bu dönüştürücü dizilerinde, dönüştürücü elemanları doğrusal bir şekilde yerleştirilmiştir. Dönüştürücü elemanları dönüştürücü yüzüne dik bir görüş hattı oluşturan bir dizi ultrason darbesi üretir. Bu ultrason darbe huzmesi, görüntü alanını oluşturmak amacıyla birleştirilir. Dönüştürücü elemanlarının sayısına ve ultrason dalgası huzmesinin gönderildikleri diziye bağlı olarak, vücut yüzeyinden istenilen bölgedeki derinliklere odaklama yapılabilir (Şekil 2.6A).

2.3.4.2 Kavisli diziler

Dışbükey eğri şeklinde üretilen lineer diziler, göreceli olarak geniş bir yüzey alanını sektör gösterim formatıyla birleştiren bir görüntü üretmektedir. Kavisli dizi dönüştürücüleri, çeşitli ultrason görüntüleme uygulamalarında kullanılmaktadır. Daha büyük yüzey alanına sahip kavisli diziler genellikle abdominal, obstetrik ve transabdominal pelvik görüntülemelerde kullanılmaktadır. Daha küçük yüksek frekanslı kavisli dizi tarayıcıları, transvajinal ve transrektal problemlerde ve pediatrik görüntüleme amacıyla kullanılmaktadır (Şekil 2.6B).

2.3.4.3 Faz dizileri

Faz dizilerinde ultrason darbe huzmesi, elektronik kontrol altında gönderilen çoklu dönüştürücü elemanlar tarafından üretilmektedir. Her bir dönüştürücü elemanın gönderilme zamanı ve dizi elemanları kontrol edilerek, ultrason dalgası farklı yönlere ve aynı zamanda farklı derinliklere odaklanabilmektedir. Dönüştürücünün bir tarafından diğer tarafına doğru değişen açılarda görüş hattı oluşturmak amacıyla ultrason dalgasını yönlendirerek bir sektör imaj formatı üretilmektedir. Bu işlem sayesinde geniş görüş alanına sahip göreceli olarak küçük boyutlu dönüştürücü dizilerinin üretilmesi sağlanmaktadır. Bu dönüştürücü dizileri; neonatal kafa ultrasonunda, interkostal taramada, kalp, karaciğer ve dalak gibi yapıları görüntüleme ve erişimin sınırlı olduğu diğer vücut arayüzleri incelemelerinde kullanılmaktadır (Şekil 2.6C).



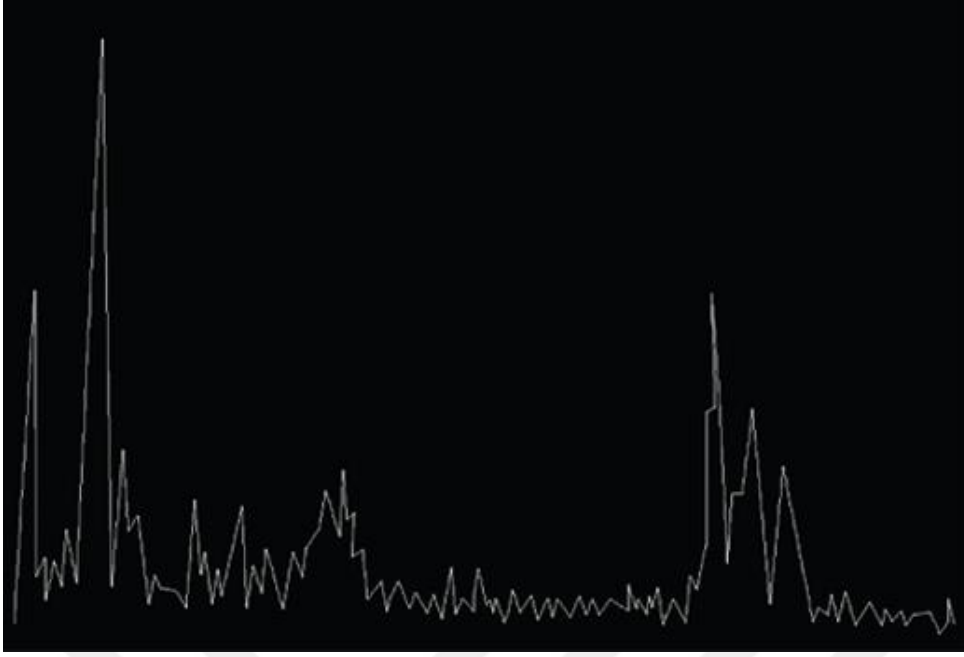
Şekil 2.6 Ultrason dizi çeşitleri. (a) Doğrusal dizi. (b) Kavisli dizi. (c) Faz dizileri [25].

2.3.4.4 İki boyutlu diziler

Küçük dikdörtgen şeklinde diziler üretmek amacıyla dönüştürücünün uzun eksenine dik olacak şekilde keserek veya halka şeklinde bir dizi üretmek amacıyla dairesel bir piezoelektrik malzemede birbirine içine yerleştirilmiş bir dizi eşmerkezli eleman oluşturularak iki boyutlu diziler üretilmektedir. Bu şekillerdeki çoklu elemanların kullanımı hassas odaklamaya izin vermektedir. İki boyutlu dizi yapısının özel bir avantajı, hem yükseklik düzlemine hem de yanal düzleme odaklanabilmesi ve yüksek odaklı bir ultrason dalgasının üretilebilmesidir. Bu diziler uzamsal çözünürlüğü ve kontrastı iyileştirir, gürültüyü azaltır ve üç boyutlu görüntü oluşturulmasında kullanılır.

2.4 Ultrason Görüntüleme Modları

Ultrason sinyalleri çeşitli şekillerde görüntülenebilmektedir. Yıllar boyunca ultrason görüntüleme, basit A-modundan (genlik modu) yüksek çözünürlüklü, gerçek zamanlı, gri tonlamalı görüntülemeye dönüşmüştür. A modu görüntüler, ultrasonun farklı dokularda karşılaştığı yapıların derinliklerine karşılık gelen bir dizi dikey pik (tepe) değeri olarak tek boyutlu bir ultrason görüntüsünden oluşmaktadır (Şekil 2.7). Bu görüntüleme yönteminde, yansıyan sesin gücü veya genliği, osiloskopta görüntülenen sinyallerin yüksekliğiyle gösterilmektedir. A modu ultrason ile, sadece yansıtma yapan arayüzün konumu ve gücü kaydedilmektedir.



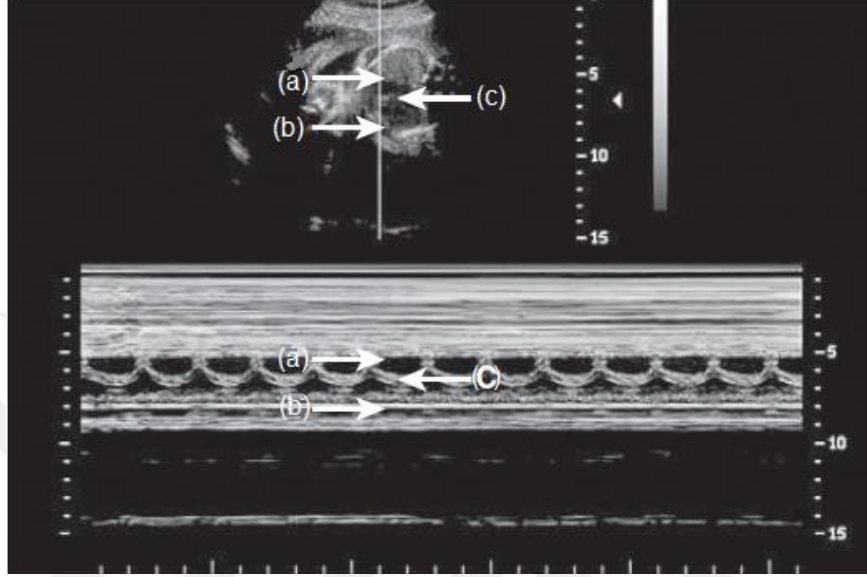
Şekil 2.7 A modu ultrason görüntüleme örneği.

Başka bir ultrason görüntüleme biçimi olan M modu görüntüleme, yansıyan sinyalin yoğunluğunu belirtmek amacıyla ekranın parlaklığını kullanmaktadır. Ekranın zaman bölgesi, tıbbi uygulama anında değişen derecelerde ekran çözünürlüğüne izin verecek şekilde ayarlanabilmektedir. M-mod ultrason görüntülemenin analizi, spesifik yankıların hareket modellerini değerlendirerek ve karakteristik hareket modellerinden anatomik ilişkileri belirleyerek yorumlanmaya dayanır. Günümüzde, M-mod ekranının ana uygulaması ekokardiyografinin yanı sıra, kalp kapakçıklarının ve kardiyak odacıkların görüntülenmesidir (Resim 2.4).

Farklı yoğunlukta yansıyan sinyalleri görüntülemek amacıyla ekran yoğunluğu veya parlaklığındaki değişikliklerin kullanıldığı gerçek zamanlı, gri ölçekli B-modu ekran tarafından sağlanır. İki boyutlu bir görüntü oluşturmak amacıyla bir dizi ardışık tarama bölgesine bir çok ultrason darbesi gönderilmektedir. Bir ultrason görüntüsü siyah bir arka planda görüntülendiğinde, en yüksek yoğunluğuna sahip sinyaller ekranda beyaz, yankı sinyalinin tespit edilemediği bölgeler siyah olarak gösterilmektedir. Sinyalin ara yoğunluk değeri gri renk tonları olarak görüntülenmektedir (Resim 2.5).

İki boyutlu ve gerçek zamanlı ultrason görüntüsü, bir dizi ardışık tarama hattından gönderilen ultrason darbelerinin eko sinyalleri sayesinde oluşturulur. Her tarama çizgisi, taranan nesneden yansıyan ekoların iki boyutlu bir temsilini oluşturan görüntüye eklenir. Gerçek zamanlı görüntüleme ile saniyede 15 ile 60 arasında değişen

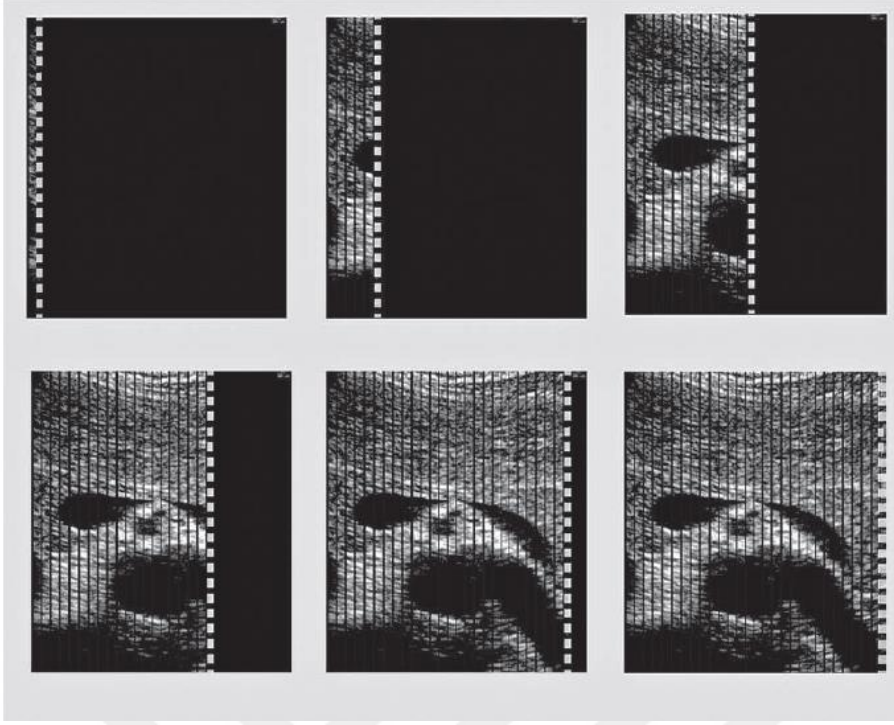
sayıda görüntü oluşturulabilir (Resim 2.6). İki boyutlu ve gerçek zamanlı bir görüntü, bir dizi ardışık tarama hattından gönderilen ultrason darbeleriyle oluşturulur. Her tarama çizgisi, taranan nesneden ekoların 2 boyutlu temsilini oluşturan görüntüye eklenir. Gerçek zamanlı görüntüleme, saniyede 15 ila 60 kez tüm bir görüntü oluşturulur.



Resim 2.4 M modu kullanılarak oluşturulmuş fetüsün gri skala görüntüsündeki üç ana hareketli yapı: (a) yakın ventriküler duvar, (b) interventriküler septum ve (c) uzak ventriküler duvarı [25].



Resim 2.5 B-modu görüntüleme örneği: SonoAce ultrason görüntüleme cihazı ile üretilen parasternal bölge görüntüsü [Url-4].



Resim 2.6 Ultrason görüntüleme sistemlerinde kullanılan B modu ile iki boyutlu (2D) ve gerçek zamanlı görüntünün oluşum örneği [25].

B-mod görüntüleme, çoğu ultrason görüntüleme uygulamalarında kullanılan birincil görüntüleme modudur. Klinisyenin vücuttaki yapıları görselleştirdiği ve genellikle birincil olarak anormallikleri not ettiği moddur. Ancak B-mod görüntüleme uygulamalarında elde edilen görüntülerde gürültü oldukça fazladır. Harmonik görüntüleme tekniği, oluşan gürültüleri önemli ölçüde azaltabilmektedir [61].

Ultrason cihazlarındaki dijital hafıza, vücuttan geri dönen eko sinyali yoğunluklarına karşılık gelen değerleri saklamak amacıyla kullanılmaktadır. Her bir piksel için temsil edilen eko sinyalinin genlik değerine uygun olarak en az 256 gri renk tonu seviyesi kullanılmaktadır. Bu şekilde, bellekte oluşturulan görüntü daha sonra cihazın monitöründe görüntülenir.

2.5 Doppler Sonografisi

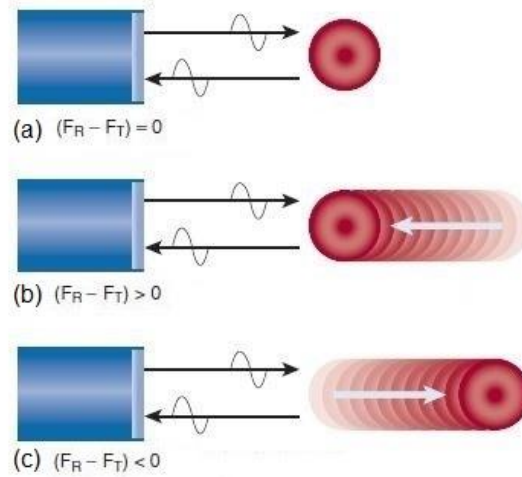
Doppler etkisi (doppler kayması), kaynaktan gönderilen bir dalganın, hareket eden bir gözlemciye göre frekansındaki veya dalga boyundaki değişimdir [28]. Doppler kaymasına örnek olarak; korna çalan hareket halindeki bir aracın yaklaştığı anda bir gözlemcinin algıladığı sesin değişiklik göstermesi verilebilir. Bu durumda gözlemcilerin algıladığı seslerin frekansları karşılaştırıldığında; alınan frekans, aracın

gözlemciye yaklaşma sırasında daha yüksek, geçme anında aynı ve uzaklaşırken daha düşük olmaktadır [Url-5]. Doppler fiziği hakkında daha ayrıntılı bilgiler Ek 2’de yer almaktadır.

Medikal uygulamalarda kullanılan ultrason sistemlerinde, doppler etkisi kullanılarak vücut içerisinde herhangi bir noktadaki kan akışının yönünün ve kalp dokusunun kanı pompalama hızının doğru bir şekilde değerlendirilmesi sağlanabilmektedir.

Dönüştürücü tarafından yayılan ultrason enerjisinin kısa atımları vücut içerisindeki akustik doku arayüzlerinden yansımaktadır. Ultrason dalgası vücut içerisinden yansıdığında, geri saçılan (yansıyan) sinyal genlik, faz ve frekans bilgilerini içerir. Bu bilgi, vücut içindeki arayüzden yansıyan eko sinyalinin konumunun ve hareketinin çıkarımını mümkün kılmaktadır.

Gri seviye görüntü, geri saçılan ultrason sinyalinin genliğine bağlı olmasına rağmen, hareketli hedeflerin yönünü ve konumunu değerlendirmek amacıyla da kullanılabilir. Yüksek frekanslı ses sinyali, sabit bir arayüze çarptığında, yansıyan ultrason dalgası iletilen ses sinyaline yakın frekans değerine veya dalga boyuna sahiptir. Ses dalgasını yansıtan arayüz, dönüştürücüden yayılan ses sinyaline göre hareket ediyorsa, hareketli nesne tarafından saçılan sesin frekansında bir değişiklik oluşmaktadır (Şekil 2.8). Frekanstaki bu değişiklik, yansıtıcının dönüştürücüye göre bağlı hızıyla doğru orantılıdır ve doppler etkisinin bir sonucudur.



Şekil 2.8 (a) Hareketsiz, (b) dönüştürücüye doğru hareket eden ve (c) dönüştürücüden uzağa doğru hareket eden hedeften yansıyan ses sinyalindeki frekans kaymalarının gösterimi [25].

Arayüzden geri yansıyan ultrason dalgasının frekansı ile yansıtıcının hızı arasındaki ilişki, aşağıdaki doppler denklemiyle açıklanmaktadır (Denklem 2.4).

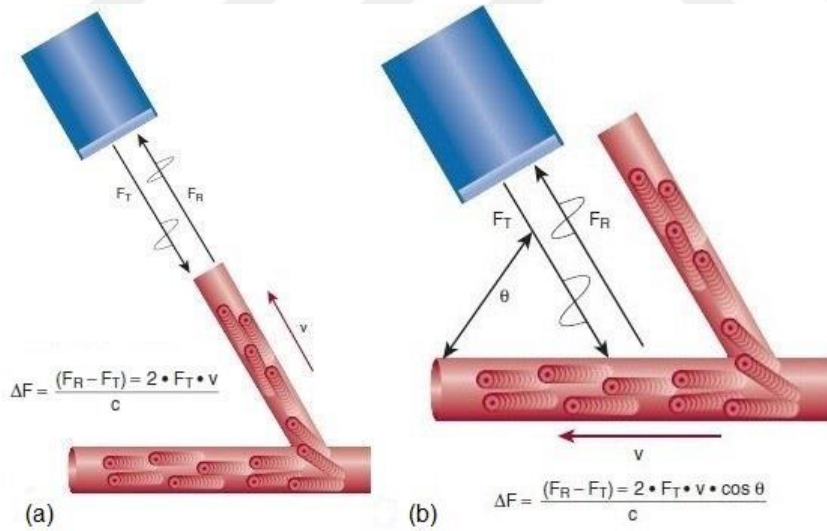
$$\Delta F = (F_R - F_T) = 2 \cdot F_T \cdot v/c \quad (2.4)$$

Burada ΔF ; doppler frekans kaymasını, F_R ; hareketli hedeften yansıyan ses frekansını, F_T ; dönüştürücüden yayılan ses frekansını, v ; hedefin dönüştürücüye doğru hızını, c ; ortamdaki sesin hızını ifade etmektedir.

Doppler frekans kayması yalnızca hedef doğrudan dönüştürücüye doğru veya uzağa doğru hareket halinde olduğunda tutarlı sonuç vermektedir (Şekil 2.9a). Birçok tıbbi ultrason görüntüleme uygulamasında, ultrason dalgasının yönü her zaman dik olmamaktadır. Ultrason ışını genellikle hareketli hedefe doppler açısı olarak belirlenen bir açıda iletilmektedir (Şekil 2.9b). Bu durumda, ΔF bu açının kosinüsüyle orantılı olarak hesaplanmaktadır.

$$\Delta F = (F_R - F_T) = 2 \cdot F_T \cdot v \cdot (\cos\theta/c) \quad (2.5)$$

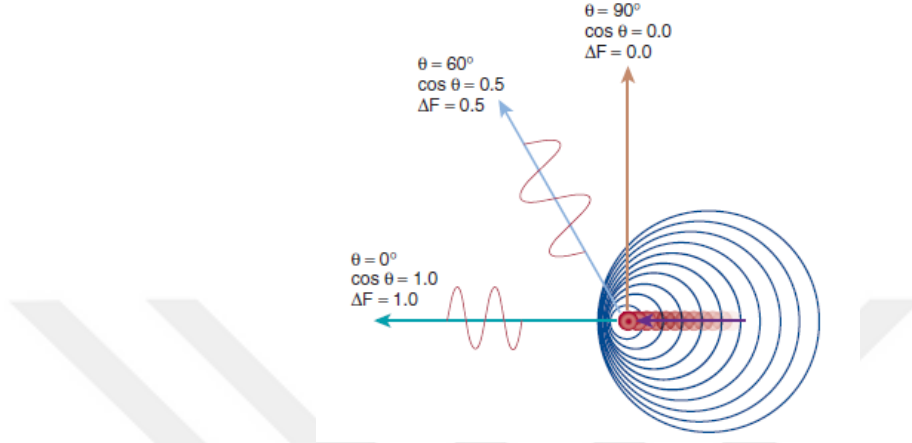
Burada $\cos\theta$, akış eksenini ile hedefe iletilen ultrason ışını arasındaki açının kosinüs değeridir.



Şekil 2.9 Doppler denkleminin, doppler frekans kaymasının hedef hızına olan ilişkisini tanımlar [25].

Doppler açısı (θ) dik açıya yaklaştığında, kosinüs değeri de 0'a yaklaşmaktadır. 90 derecelik bir açıda, hedefin dönüştürücüye veya uzağa doğru herhangi bir hareketi yoktur. Bundan dolayı doppler frekans kayması tespit edilememektedir.

60 derecelik bir açıda, dönüştürücü tarafından tespit edilen frekans kayması (ΔF), 0 derecelik bir açıda tespit edilenin 0,5 katı kadardır. Saptanan Doppler frekans kayması, doppler açısının kosinüsüyle orantılı olarak azalmaktadır. Açının 60 derecenin üzerine çıktığı durumda frekans kayması hızla değiştiğinden dolayı, 60 dereceden daha düşük doppler açıları kullanılması önerilmektedir (Şekil 2.10) [29].

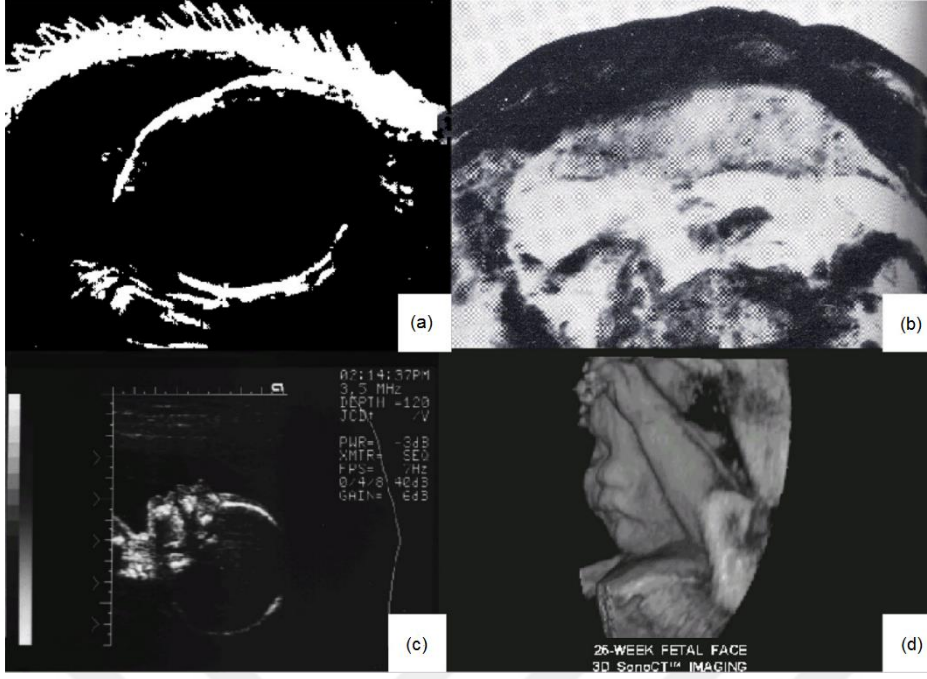


Şekil 2.10 Doppler fiziğinde gönderilen dalganın hedefe ulaşan açısının frekans kaymasına etkisi [25].

2.6 Ultrason Görüntüleme İşlemi

Yüksek frekanslı ses dalgaları üretilerek deri üzerine yerleştirilen bir prob yardımıyla vücut içerisindeki doku arayüzlerinin görüntülenmesi sağlanır. Prob ayrıca, arayüzlerden yansıyan ses dalgalarını (yankılarını) algılamak amacıyla alıcıyı da içerisinde bulundurur. Ses dalgaları; su, yağ, idrar gibi maddeler yoluyla kolayca hareket ettiğinden dolayı eko sinyalleri oluşmaz. Yankı oluşmadığından ultrason cihazı görüntülerinde bu maddeler siyah olarak görülmektedir.

Ses dalgaları, sesi absorbe eden veya ileten bir doku arayüzü ile karşılaştığında, bu dalgalar proba geri yansımaktadır. Ultrason görüntüsü, yansıma yoğunluğuna bağlı olarak beyaz veya gri renk tonu ile gösterilir. X-ışını veya CT görüntüleme sistemlerinden farklı olarak, ultrason görüntüleme sistemlerinde doku yoğunluğunu tespit edilememektedir. Kemik ya da böbrek taşı gibi yoğun bölgelerden ultrason dalgaları kolayca yansımaktadır. Bu bölgeler ultrason görüntülerinde parlak beyaz renkte görünmektedir. Tipik bir ultrason görüntü oluşumunun tarihsel süreci Resim 2.7’te gösterilmiştir.



Resim 2.7 Geçmişten günümüze ultrason cihazı ile elde edilen fetal görüntü örnekleri. (a) 1960'da I. Donald tarafından fetal siyah-beyaz görüntü. (b) 1970'lerden itibaren erken gri ölçekli negatif fetüs görüntüsü. (c) 1980'lerde yüksek çözünürlüklü fetal görüntü. (d) 2000'lerde elde edilmiş ayrıntılı fetal yüz ve el görüntü [30].

Ultrason cihazı yardımıyla görüntüleme işlemi uygulanırken, klinisyen ultrason cihazı dönüştürücüsünü elinde tutmakta ve görüntüleri elde edebilmek amacıyla dönüştürücü yüzünü hastanın cildine yerleştirmektedir. Bu cilt temasında dönüştürücü ile cilt yüzeyi arasında hava olmaması kritik önem taşımaktadır. Çünkü tanısal görüntüleme amacıyla kullanılan ses frekanslarında, ultrason dalgası havada yayılmamaktadır. Dönüştürücü ve hasta derisi arasında sesin vücut derinliklerine yayılımını sağlamak amacıyla yüksek viskoziteli suda çözünür bir jel kullanılmaktadır.

Tüm ultrasonik görüntüleme sistemleri, teorik olarak sesin vücutta düzgün bir hızla ilerlediğini ve tüm akustik dalgaların doğrudan geri saçıldığını varsaymaktadır. Ancak vücut içerisinde farklı dokular farklı ses hızlarını yansıttığından dolayı çoklu saçılma oluşmaktadır. Bu saçılmalar genellikle görüntü kalitesinde bozulmaya neden olur. Farklı ultrason üreticileri arasındaki ayrımın çoğu, bu görüntü bozulmasını azaltmak amacıyla sunulan özelliklerdir. Bu bozulma hastaya bağlı olduğundan, herhangi bir ultrason sisteminin performansını, kullanılacağı hasta popülasyonu üzerinde değerlendirilmesi önemlidir. Görüntü kalitesinin belirli bir hastaya olan bağlantısı nedeniyle, tüm ultrason sistemlerinde birçok görüntü optimizasyonu kontrolü uygulanmaktadır.

3. GÖRÜNTÜLEME FANTOMLARI

İnsan vücudunu taklit eden fantomlar geçmişten günümüze tıp fiziğinde kullanılmaktadır. Yüksek radyasyon dozlarının zararlı etkileri nedeniyle medikal radyasyonun kullanımında belirli yan etkiler ortaya çıkmaktadır. Fizikçiler dozimetrik ölçümler yapmak ve sistemlerinin görüntüleme sınırlarını tespit etmek amacıyla hastaları simüle eden fantomlar geliştirmiştir.

Bir fantomun tasarımı ve bileşimi tamamen amacına hizmet edecek şekilde belirlenmektedir. Radyasyon tedavisi sırasında bir hastaya verilen dozun değerlendirilmesi amacıyla geliştirilen bir fantom, radyografik sistemin görüntüleme sınırlarını test etmek üzere tasarlanmış bir fantomdan büyük ölçüde farklı olmaktadır. Fantom üretilirken; boyutu, şekli, bileşimi ve kompozisyonu gibi özellikler fantomun fiziksel ve kimyasal tasarımını belirlemektedir.

Fantomlar günümüzde oldukça popüler hale gelmekte ve tıbbi görüntüleme uygulamalarının hemen her alanında kullanılmaktadır. Megavoltaj seviyesinde üretilen X-ışını tedavisinin çıktısını ölçmek amacıyla basit, su bazlı fantomlar üretilmektedir. Bu fantomlar megavolt düzeyindeki ışınların bir tedaviyi doğru bir şekilde yerine getirme yeteneğini test etmek amacıyla kullanılmaktadır. Bununla birlikte X-ışını görüntüleme fantomları, görüntüleme sistemlerinin sınırlarını test etmek amacıyla tasarlanmaktadır. Bu testlerin amacı genellikle X-ışını dalgasının ve detektör sisteminin ulaşılabilir çözünürlüğünü belirlemenin yanı sıra nesnelere birbirinden ayırmak amacıyla gerekli olan kontrast miktarını test etmektedir. Benzer özellikler, ultrason (US), bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve pozitron emisyon tomografi (PET) sistemlerinin görüntüleme özelliklerini test etmek amacıyla kullanılmaktadır. Bilgisayar simülasyonlarında kullanılmak üzere hesaplamalı fantomlar da geliştirilmektedir. Ayrıca fantomlar, hem görüntüleme hem de tedavi uygulamalarında olası hataların ve organ hareketlerinin etkilerini test etmek amacıyla da tasarlanabilmektedir.

Tıbbi fizik uygulamalarında bir fantomun amacı, belirli bir prosedür veya deneyde insan dokusunu simüle etmektir. Bir fantomun şekli ve bileşimi büyük ölçüde değişiklik gösterse de, genellikle dozimetri fantomları veya görüntüleme fantomları sınıfına girmektedir. Dozimetri fantomları, bir tedavi veya görüntüleme sırasında vücudun belirli bir bölgesinde alınan radyasyon miktarını ölçebilecek şekilde tasarlanmaktadır. Görüntüleme fantomları, görüntüleme sisteminin sınırlarını test etmek ve bu sistem tarafından üretilen görüntülerin kalitesini değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır.

Herhangi bir uygulamada kullanılmak üzere mevcut olan birçok fantom çeşidi bulunmaktadır. Bir fantomun uygun şekilde seçilmesi tamamen kullanılacak olan sisteme bağlıdır. Yeni teknolojiler ile birlikte tıp fiziği alanında gerekli amaçlarda kullanılmak üzere yeni fantomlar geliştirilmektedir.

3.1 Tarihsel Süreç

İyonlaştırıcı radyasyonun kullanımı popüler hale geldiğinde, fantomlara olan ihtiyaç kısa zamanda artmıştır. Yirminci yüzyılın başlarında, bir dokuya verilen radyasyonun dozunu ölçmek amacıyla, dokunun üzerinde ölçüm yapılması gerektiği anlaşılmıştır. Radyasyonun zararlı etkileri fark edildiğinde, doku yerine geçen bir yapı ihtiyacı ortaya çıkmıştır ve fantomlar kavramı doğmuştur. İlk üretilen fantomlar su veya balmumundan oluşmaktaydı. Fantomların geometrisi, radyoaktif kaynaklar veya X-ışını ölçümleri için su ve balmumu blokları ile oldukça basit yapılardan oluşmaktaydı.

Suyun, insan dokuları ile çok iyi bir benzerlik sağlamasına karşın, balmumu kullanılan fantomlarda bir takım sorunlar gözlemlenmiştir. Bu sorunların ilki, balmumu formülasyonlarının kullanılan malzemeye göre farklılık göstermesiydi. Bu yüzden, ölçümler arasında tutarlılık problemi meydana gelmiştir. Kısa süre sonra, balmumunun düşük enerjilerde doku eşdeğerliğinden saptığı belirlendi. Bu eksikliği giderebilmek amacıyla, yüksek atomik sayılara sahip malzemeler balmumu karışımlarına eklenmiştir. Bu sayede mumların radyolojik özellikleri geliştirilmiştir. Ancak yine de her üretim süresince bu özelliklerin değişmesinden dolayı tutarlılık sağlanamamıştır.

1930'ların sonlarında tahtadan üretilmiş fantom örnekleri, bir doku takliti olarak kullanılmaktaydı (Resim 3.1). Farklı tahta örnekleri arasında da değişiklikler olduğundan dolayı, balmumunda olduğu gibi tahta fantomlarında da benzer

problemler ortaya çıkmıştır. Yirminci yüzyılın ortalarında, geometrik olarak gerçekçi doku takliti fantom modelleri geliştirilmeye başlanmıştır.

3.2 Ultrason Fantomları

Ultrason cihazlarında kullanılan fantomlar, insan anatomisi ve doku karakteristiğine benzeyen yapılara olan ihtiyaç nedeniyle ortaya çıkmıştır. İlk ultrason fantom yapısı, su ile doldurulmuş kaplardan oluşmaktaydı. Bu yapılara bir mesafe kalibrasyonu sağlamak amacıyla belirli konumlarda metal çubuklar yerleştirilmiştir. Ultrason cihazları daha gelişmiş hale geldikçe, dokudaki ses dalgalarının yayılımına benzer olacak şekilde; sesin doğru hızda iletilmesini sağlayan bir ortama, yankının dönüştürücüye geri gönderilmesine neden olacak arayüze ve ses dalgasının zayıflamasını sağlayan daha iyi bir malzemeye ihtiyaç duyulduğu anlaşılmıştır [32].



Resim 3.1 Tahtadan üretilmiş bilgisayarlı görüntüleme fantomu [31].

Doku özelliklerini taklit etmek amacıyla tasarlanan materyaller ile ilgili ilk çalışmalar, Wisconsin Üniversitesi-Madison'daki bir grup tarafından yapılmıştır [33,34]. Bu çalışmalarda geliştirilen doku takliti fantomları daha sonraki pek çok ultrason fantomu çalışmalarının temelini oluşturmuştur. Bu çalışmalarda, ultrason fiziğinin daha iyi anlaşılması amacıyla deneysel bir platform yaratmak ve görüntüleme performansının, dokudaki ultrasonun yayılımı ile nasıl bir bağlantıda olduğunu ortaya koymak amaçlanmıştır.

Ultrason fantomu gelişim sürecine; FDA[35] ve İngiltere[36], Hollanda[37], Fransa[38,39], Almanya[40,41], Kanada[42,43] gibi ülkelerin araştırma grupları da dahil olmak üzere ultrason araştırma laboratuvarları katkı sağlamıştır. Bu çalışmaların

birçoğu, görüntüleme sistemlerinin performansını analiz etmek amacıyla yapılmıştır. Ancak zayıflama, geri saçılma, ultrason dalgası izdüşümü ve malzeme özelliklerinin anlaşılması amacıyla da çalışmalar yapılmıştır [44-49].

Bir dizi ticari fantom üreticisi, ultrason kalite kontrolü ve eğitimi amacıyla ultrason fantomları üretmekte ve pazarlamaktadır. Dünya çapında kullanılan ultrason cihaz pazarı, yaklaşık %5'lik bir büyüme oranıyla yılda 5 milyar dolara yaklaşmaktadır [50]. Bu fantomlara örnek olarak Şekil 3.1'de ticari ultrason fantomları gösterilmektedir.



Şekil 3.1 Ticari olarak üretilen ultrason cihazı fantom örnekleri.

Bunlara ek olarak, çeşitli eğitimlerde ve ultrason görüntüsü doğrulamalarında kullanılmak üzere ultrason fantomları üretimi için çeşitli yöntemler yayınlanmıştır. Bu fantomlar, su ve mısır nişastası karışımından, depolanmış jelatin ve psilyum hidrofilik mucilloid elyaf karışımlarına kadar uzanmaktadır [51-53]. Bu fantomların temel avantajı, akustik özelliklerin mutlak doğrulaması olmaksızın, düşük maliyet ve üretim kolaylığıdır.

3.3 Ultrason Görüntüleme Sistemlerinde Fantom Uygulamaları

Ultrason fantomları genellikle ölçüm cihazı gereksinimleri göz önünde bulundurularak özel olarak üretilmektedir. Jelatin bazlı malzemeler kullanılarak üretildiğinde

fantomlar tipik olarak bir kutu veya silindir içine dökülmekte ve daha sonra ince bir plastik tabaka ile kaplanmaktadır.

Ultrason fantomunun, ölçüm yöntemleri ve algoritmaların doğrulanması amacıyla bir test malzemesi haline geldiği durumlarda ek (elektriksel iletkenlik, mekanik sertlik, homojenite gibi) parametrelerin hesaplanması ve değerlendirilmesi çok önemlidir.

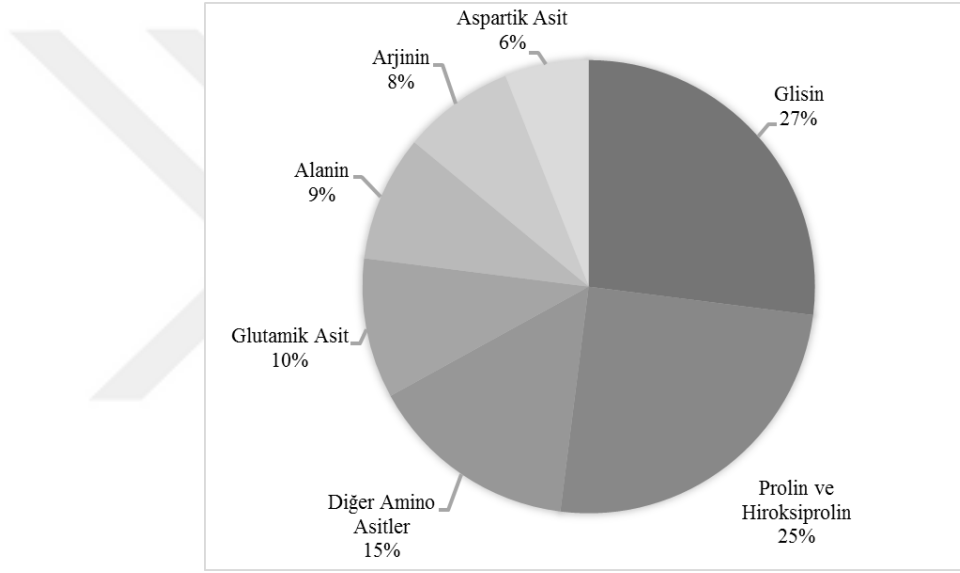
Ultrason görüntüleme fantomlarının ultrason cihazı eğitimlerinde kullanıldığı farklı bir uygulama alanı da bulunmaktadır. Klinisyenler, görüntüleme çalışmalarının insan vücudu anatomisi üzerindeki pratik uygulamalarını bir model üzerinde yapmaktadır. Bu tür fantomlar kullanılarak yapılan uygulamalar ve eğitimler, ultrason probunu vücudun doğru kısmına yerleştirme, ilgili anatomiyi görüntüleme ve gerekli olan görüntüleri optimize etme gibi deneyimleri sağlamayı amaçlamaktadır. Bazı durumlarda, bu fantomlar manken benzeri görünüşte üretilebilmektedir. Diğer fantom modelleri, vücudun sadece bazı bölümlerini taklit etmektedir [54].

Ultrason görüntüleme yardımı ile iğne bazlı biyopsi prosedürlerini uygulamak amacıyla da fantomlar kullanılmaktadır. Bu fantomların kullanılma amacı operatörün el-göz koordinasyonuna ve kas hafızasının gelişimine katkıda bulunmaktır. Yaygın olarak kullanılan kadın göğsü şeklinde üretilen fantomlar, biyopsi amacıyla fantom modelinin içine gömülmüş kist veya lezyon şeklinde bölgeler içermektedir. Fantom modellerinin başka bir türünde, klinisyenlere ultrason rehberliği altında periferik sinir blokları uygulamaları sağlanmaktadır.

4. MALZEMELER VE YÖNTEMLER

4.1 Balistik Jelatin

Jelatin maddesi; memelilerin deri, kemik ve dokularında bulunan kollajenlerden elde edilen doğal bir protein maddesidir. Kollajen proteinin yapısında çok sayıda amino asit çeşidi bulunmaktadır. Amino asitlerin jelatin içerisindeki dağılımı Şekil 4.1'de verilmiştir.



Şekil 4.1 Kollajen proteinin yapısında bulunan amino asitlerin oransal dağılımı.

Balistik jelatin, insan ve hayvan kas dokusunun yoğunluğunu ve viskozitesini taklit etmekte ve ateşli silah performansını test etmek amacıyla bir ortam olarak kullanılmaktadır. Deri ve kemikler dahil olmak üzere vücudun yapısını tam olarak modelleyememesine rağmen, bir kas dokusu yaklaşımı olarak oldukça iyi bir taklittir. Jelatin malzemesinin özellikleri sayesinde, tutarlı ve güvenilir bir şekilde karşılaştırılmaya olanak sağlayan bir kas dokusu takliti olarak kullanılmaktadır.

Jelatin kullanımı ile ilgili bilimsel raporlarda balistik jelatin hazırlama prosedüründe farklı karışıma oranları bulunmaktadır. Bazı araştırmacılar %10 (Fackler Jelatin [55]), bazıları ise %20 (NATO Jelatin [56]) jelatin konsantrasyonu kullanmaktadır. Konsantrasyon oranındaki farklılıkların, jelatinin canlı dokuya yakın özellik gösterdiği

sürece önemsiz olduğu belirtilmektedir [9]. Ancak su sıcaklığı ve saklama koşullarının, bir doku taklidi olarak kullanılan jelatinin fiziksel özelliklerini etkilediği Andersson, G (1998) tarafından gösterilmiştir [57].

4.2 Balistik Jelatin Tozu Üretim Süreci

Jelatin üretimi, hayvan kemikleri, derileri ve kas dokusunun elde edilmesiyle başlamaktadır. Hayvansal ürünlerin içerisinde bulunan mineralleri ve bakterileri ortamdaki uzaklaştırmak amacıyla asit ve alkalın (kostik kireç veya sodyum karbonat) çözeltilerde bekletilir. Daha sonra filtreler yardımı ile jelatin malzemesi saflaştırılır.

4.2.1 Kesim ve analiz işlemi

Öncelikle jelatin işleme tesisine getirilen hayvansal ürünler kalite kontrol sisteminden geçer. Ardından kemik, doku ve deri parçaları, küçük dikdörtgen parçalara bölen kesme makinelerine yüklenir. Kesilen parçalar bu sayede diğer işlemler için hazır hale getirilir.

4.2.2 Yağdan arındırma ve ısıtma işlemleri

Kemik yapısında bulunan istenmeyen hayvansal ürünleri ortamdaki uzaklaştırmak amacıyla yüksek basınçlı sudan geçirilir. Bu işlemden sonra, yağ içeriğini %2 değerinin altına indirmek amacıyla sıcak suda ısıtılarak yağdan arındırma işlemi uygulanır. Konveyör bant, yağlı olan kemik ve derilere 100°C'de yaklaşık 30 dakika kavurma işlemi uygulamaktadır. Bu sayede kemik ve deri parçaları yaklaşık %98 oranında yağdan arındırılmış olur.

4.2.3 Asit/Alkalın işlemi

Kavrulmuş parçalar yaklaşık beş gün boyunca asit veya alkalın kaplarına batırılır. Ortamın asit veya alkalın çözeltide olması jelatin tozunun yapısında önemli farklılıklara yol açacağından dolayı işlemin hangi çözelti içerisinde gerçekleşeceği büyük önem taşımaktadır. Bu süreç minerallerin ve bakterilerin çoğunu ortadan kaldırmakta ve aynı zamanda kollajen proteininin ortama salınmasına da yardımcı olmaktadır.

4.2.4 Sterilizasyon işlemi

Bu işlemde sıvılaştırılmış kemik parçaları damıtılmış suda kaynatıldıkları büyük alüminyum kazanlara yüklenmektedir. Burada sıvı karışımı, yaklaşık 140°C'ye kadar hızlıca ısıtılarak sterilize edilmektedir.

4.2.5 Buharlaştırma ve öğütme işlemleri

Kaynatma işlemindeki karışım; kemik, doku veya deri parçalarını ayırmak amacıyla filtrelerden geçirilmektedir. Bu işlemden sonra, sıvının uzaklaştırılması amacıyla pipetleme işlemi uygulanmaktadır. Daha sonra tabaka şekilde oluşan jelatin maddesine şekil vermek amacıyla presleme işlemi uygulanır. Son olarak jelatin maddesi, ince toz haline getirilmek amacıyla öğütücüden geçirilmektedir.

Bütün işlemlerden geçirilmiş toz halindeki jelatin Resim 4.1'de gösterilmiştir.



Resim 4.1 Tüm üretim aşamalarından geçirilmiş jelatin tozu.

4.3 Balistik Jelatinin Fantom Modelinin Hazırlanması

Bu tez kapsamında üretilen fantom belli bir düzene göre yapılmıştır. 60 gram toz jelatin, %10 konsantride jelatin/su çözeltisi elde etmek amacıyla 540 gram su ile birlikte, sıcak levha ısıtıcı ve manyetik karıştırıcı kullanılarak 58,5°C sabit bir sıcaklıkta karıştırılmıştır (Resim 4.2). Karışım sırasında jelatinin homojenitesini bozan köpürmeler gözlemlenmiştir. Köpürmeyi önlemek amacıyla köpük giderici olarak tarçın yaprağı yağı damlatıldı ve köpüklenmenin giderildiği belirlenmiştir. Ultrason cihazında vasküler görüntüleme amacıyla kalıbın içerisine plastik bir serum borusu yerleştirilmiştir. Jelatin çözeltisi içerisine serum yerleştirilmiş kalıba döküldü ve 12 saat oda sıcaklığında (23°C) katılaşmaya bırakılmıştır. Bekletmenin ardından fantom modelinin üst yüzeyi plastik örtü ile kaplandı ve 12 saat buzdolabına (4°C)

bekletilmiştir. Bu sayede çözelti tamamen soğumuş ve 24 saat sonunda hedeflenen sertlik seviyesine ulaşmıştır.

Üretilen jelatin esaslı ultrason fantom modeli kullanıldıktan sonra küçük parçalara ayrılabilmekte ve tekrar ısıtma işlemini uygulayarak birçok kez kullanılabilir.



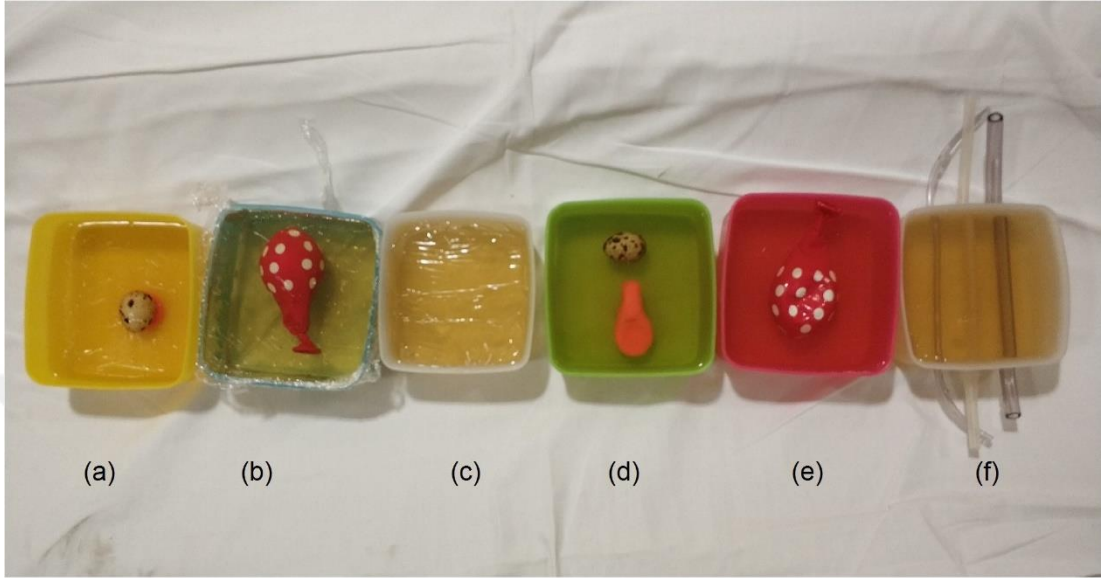
Resim 4.2 Manyetik karıştırıcı yardımıyla jelatin tozu/su karışımı hazırlama süreci.

4.4 Silah Testi

İnsan kas dokusunun özelliklerini taklit eden balistik jelatinin insan kas dokusuna benzerliğini test etmek amacıyla silah testleri uygulanmaktadır [9]. Bu test sayesinde hava tabancasından çıkan peletin, jelatin içerisindeki ilerlemesi gözlemlenmektedir. Merminin jelatin modeline nüfuz etme uzunluğu ölçülerek, hangi orandaki jelatin konsantrasyonunun insan kas dokusunu en iyi şekilde taklit ettiği anlaşılabilmektedir.

Silah testi uygulamak amacıyla 100 mm x 110 mm x 50 mm boyutunda hazırlanan jelatin blokları sıcaklığı 4°C’de tutulan ortamdan çıkartılarak, ortam sıcaklığı 23°C olan bir ortama yerleştirildi. Hemen ardından hava tabancası ile ateş edildi. Hava tabancası ile atış yapılırken blok ve namlu ucu arasında aralık bırakılmadı. Her bloğa hava tabancası ile dört defa atış edildi ve bloğun içerisinde ilerlediği mesafe ölçüldü. Peletlerin hava tabancasının namlusundan çıkış hızı 154 ± 5 m/s’dir.

Tıbbi görüntüleme cihazlarında kullanılmak amacıyla 6 farklı model üretilmiştir (Resim 4.3). Bu modeller ultrason, X-ışını görüntüleme ve bilgisayarlı tomografi cihazlarında görüntüleri elde edilmektedir. Farklı modeller üretimesindeki amaç farklı tıbbi görüntüleme cihazlarında kullanılabilirliğini göstermektir.



Resim 4.3 Bu görüntüde; ısı ile eritilip tekrar kalıba dökülmüş model (a), içerisine taş ve su yerleştirilmiş plastik balon bulunan model (b), üretiminde tarçın yağı yaprağı yağı kullanılmayan model (c), içerisine oyun hamuru ve yumurta yerleştirilen model (d), içerisine su bulunan balon yerleştirilmiş model (e) ve içerisine sırasıyla 5, 7 ve 10 mm çapında serum borusu yerleştirilmiş model (f) gösterilmiştir.

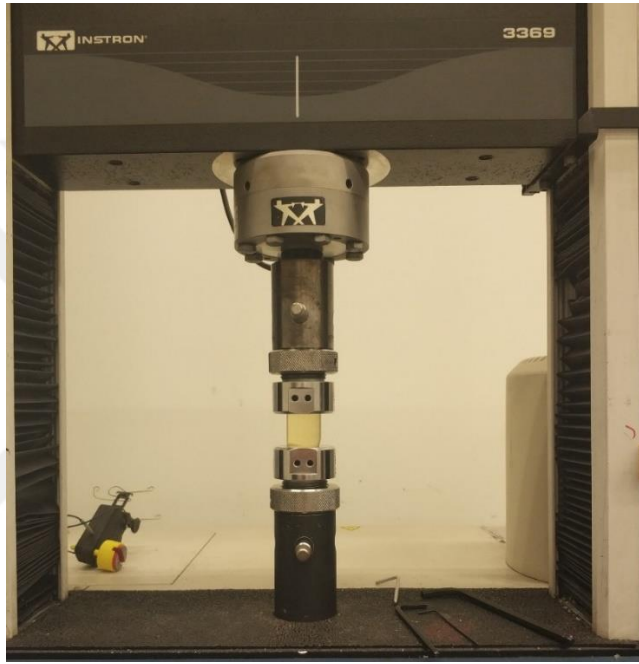
4.5 Sıkıştırma Testi

Sıkıştırma testi, malzemeyi iki tarafından içeri doğru iten veya sıkıştıran fiziksel bir uygulamadır. Sıkıştırma testinde test örneği (numunesi), uygulanan kuvveti iki karşıt yüzünün tüm yüzey alanı boyunca dağıtan iki plaka arasına yerleştirilir (Resim 4.4). Daha sonra, plakaların sıkıştırılmasını sağlayan cihaz yardımı ile malzemeye sıkıştırma testi uygulanır. Bu test ile birlikte, kaydedilen gerilim-gerinme grafikleri yardımıyla malzemenin fiziksel özellikleri hakkında bilgiler elde edilir. Balistik Jelatin gibi mekanik özelliklere sahip olan malzemeler genellikle uygulanan kuvvetler yönünde kısaltılır ve kuvvete dik doğrultuda genişler. Bundan dolayı, kuvvetin etki ettiği yüzey alanı değişeceğinden, sıkıştırma testi uygulamalarında bu değişimler dikkate alınmalıdır.

Bir malzeme üzerinde sıkıştırma testi uygulanmasının temel amacı, gerilme, şekil değiştirme ve deformasyon gibi mekanik özelliklerini belirleyerek malzemenin

mekanik davranışını veya tepkisini değerlendirmektir. Bu özellikleri belirleyerek malzemenin amaçlanan bir uygulama için uygun olup olmadığı veya kullanılacak uygulamalardaki stres seviyeleri altında başarısız olup olmayacağı belirlenebilir.

Bu çalışmada uygulanan sıkıştırma testinde, 30 mm çapında ve 25 mm uzunlukta silindirik yapıda balistik jelatin test örnekleri kullanıldı (Resim 4.5). İki plaka arasına yerleştirilen jelatin örneklerinin, sıcaklık farklılıklarının malzemenin fiziksel özelliklerinin değişimindeki etkisini belirlemek amaçlanmıştır. Bu etki, cihazda ayarlanan 0.01 cm/s'lik sıkıştırma hızında incelenmiştir.



Resim 4.4 Sıkıştırma testi mekanizması.

4.6 Elektriksel İletkenlik Testi

Balistik jelatin fantom modelinin elektriksel iletkenlik ölçümünün amacı, modelin insan kas dokusu iletkenliğine benzerliğini karşılaştırmak ve elektrikli cihaz uygulamalarında kullanımının uygun olup olmadığını göstermektir. Bu test için 84mm×83mm×30mm boyutunda jelatin test örnekleri kullanılmıştır. Şekil 4.2’de, elektrik iletkenlik test ölçüm sistemi gösterilmektedir.

Jelatin toplam direnci ohm kanunu (4.1) kullanılarak hesaplanır:

$$R = V/I \quad (4.1)$$

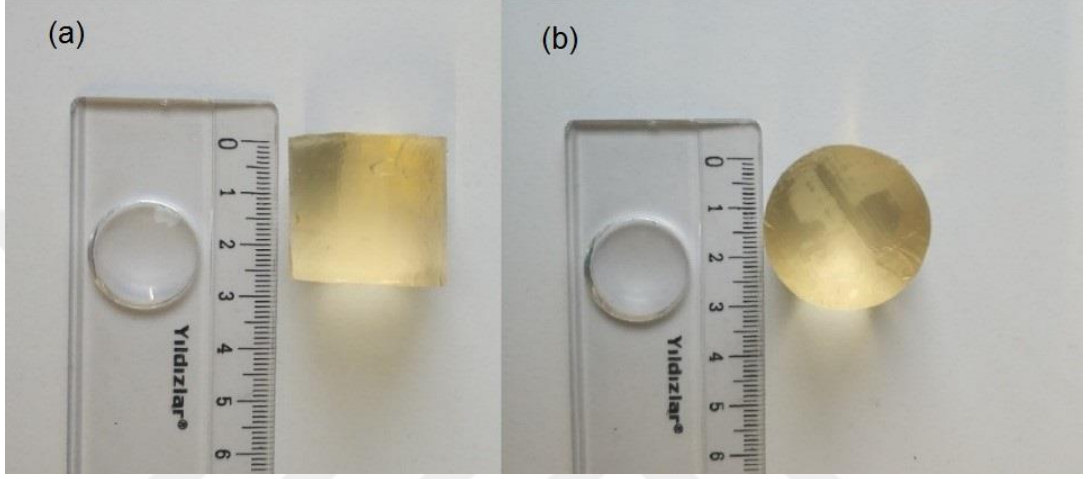
elektriksel direnç (spesifik elektriksel direnç) ρ (Ω m) (4.2) olarak tanımlanır:

$$\rho = R \times A/L \quad (4.2)$$

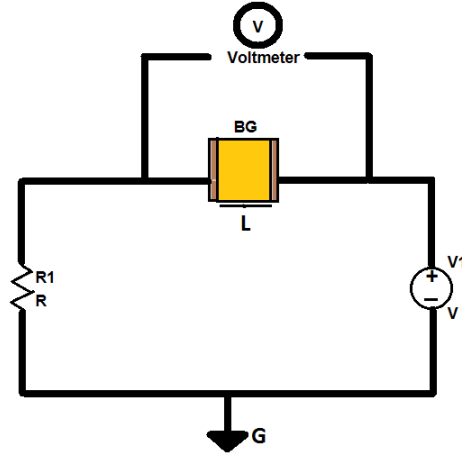
Elektriksel iletkenlik, σ (S/m), elektriksel direncin tersi olarak tanımlanır (4.3):

$$\sigma = 1/\rho \quad (4.3)$$

R (ohm) BG örneğinin direncidir, V (Volt) BG fantomunun ölçülen elektriksel potansiyeli, I (Amper) BG fantomu üzerinden akan akımdır. L (m) BG fantomunun kalınlığı, A (m²) BG fantomunun kesit alanıdır.



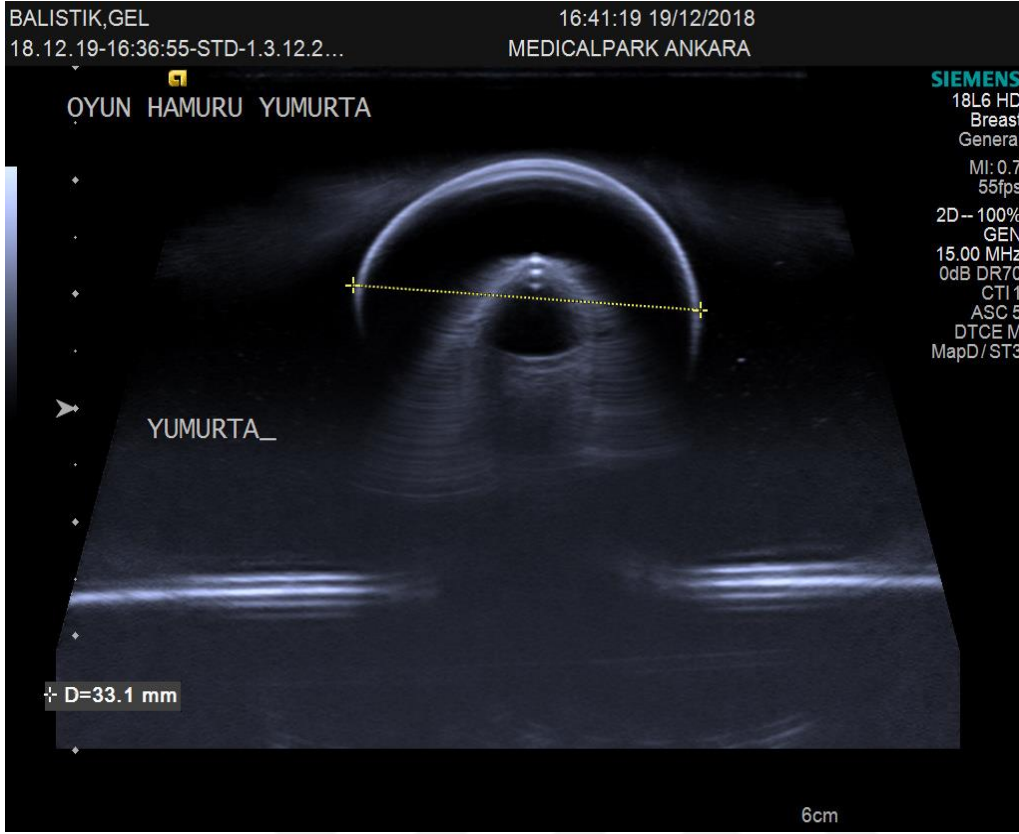
Resim 4.5 Sıkıştırma testi için hazırlanan numunelerin boyutu. (a) Yatay görünüm. (b) Lateral görünüm.



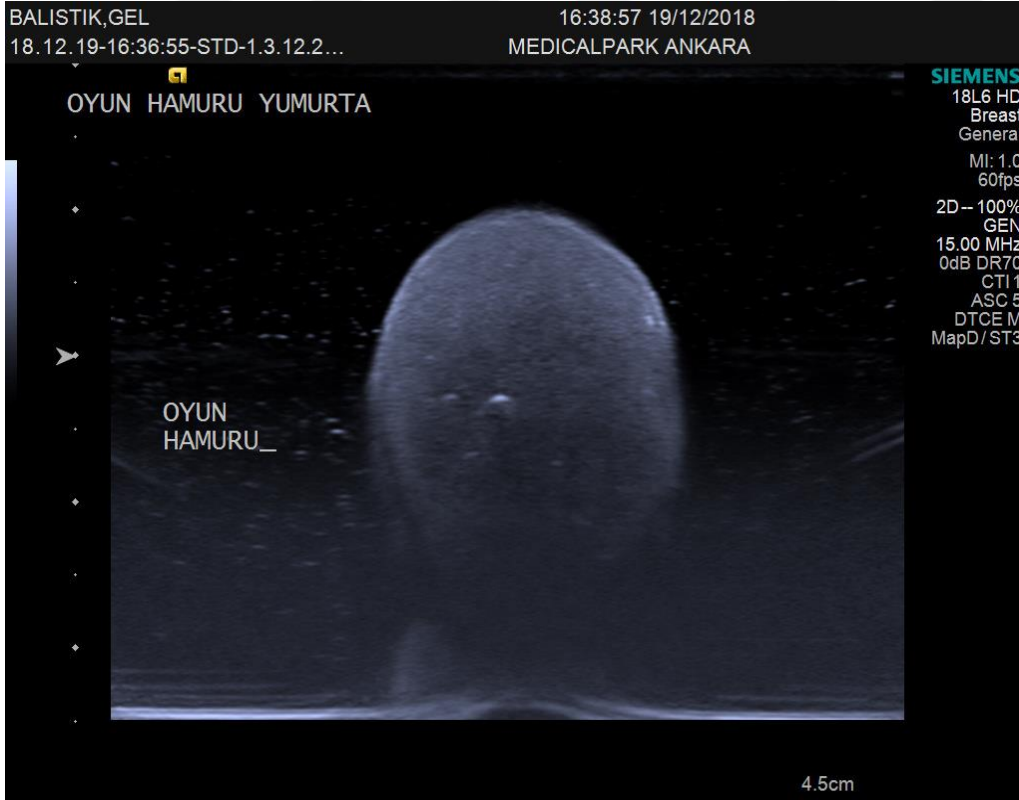
Şekil 4.2 Temel elektriksel iletkenlik ölçüm devresi.

4.7 Fantomun Ultrason Cihazında Görüntülenmesi

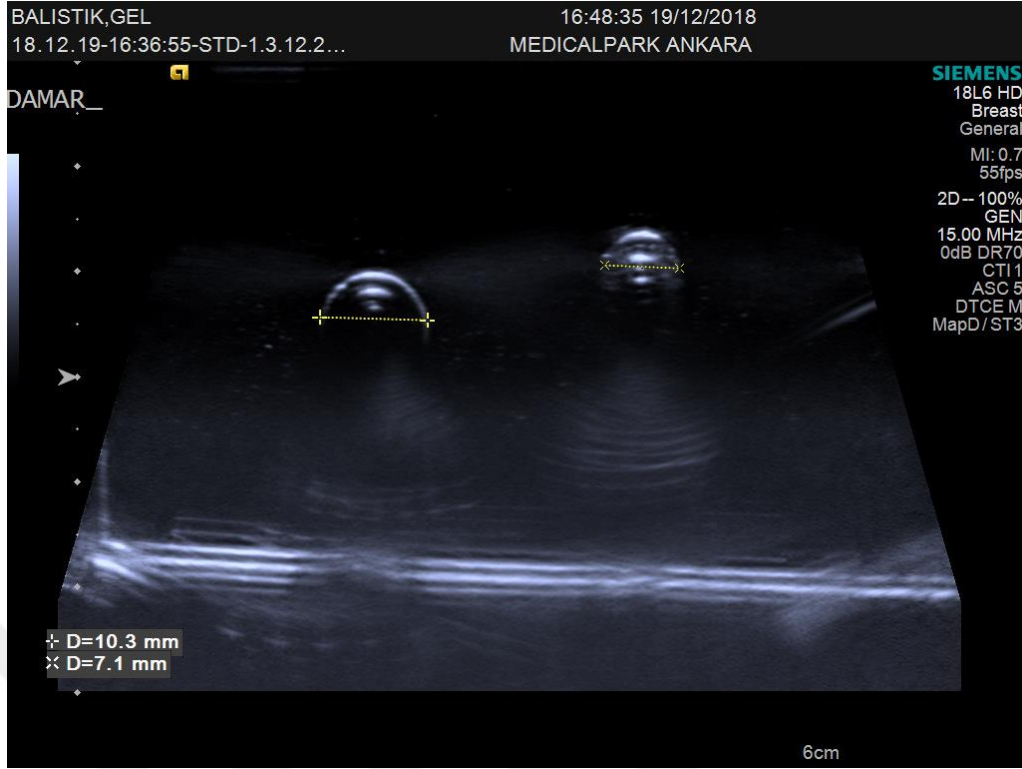
Üretilen fantom modeli; X ışını görüntüleme, bilgisayarlı tomografi ve ultrason cihazı ile görüntülenmiştir (Resim 4.6-4.14)



Resim 4.6 İçerisine yumurta yerleştirilmiş fantom modelinin ultrason görüntüsü.



Resim 4.7 İçerisine oyun hamuru yerleştirilmiş fantom modelinin ultrason görüntüsü.



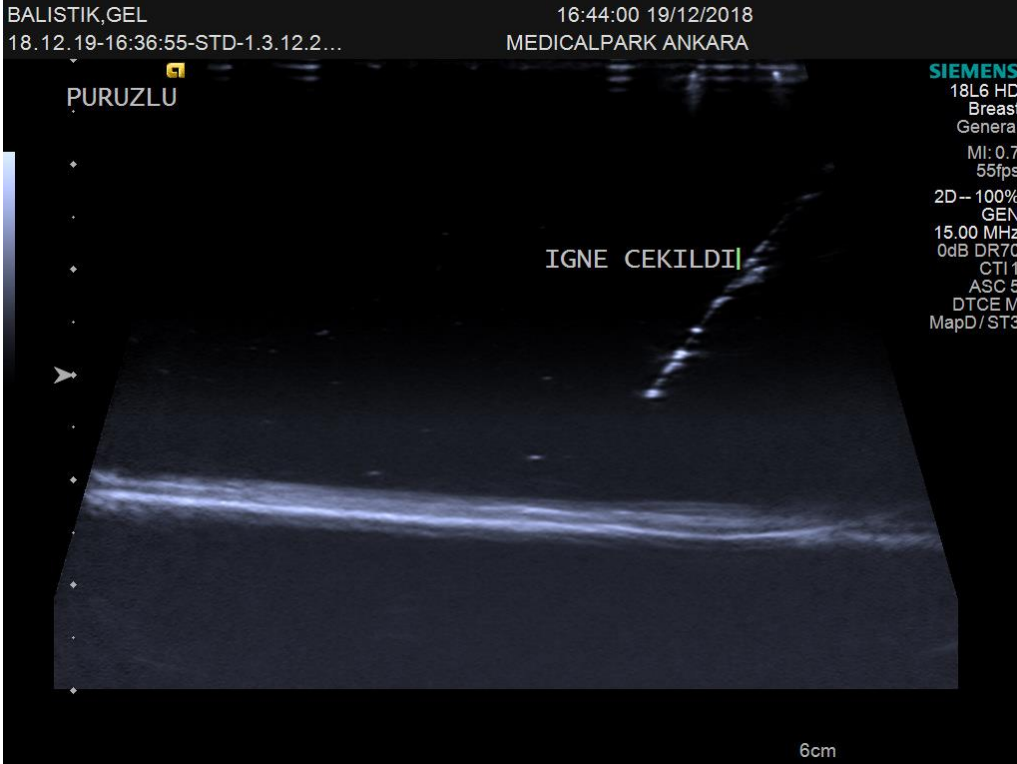
Resim 4.8 İçerisine 10, 7, 5 mm çaplarında serum borusu yerleştirilmiş fantom modelinin ultrason görüntüsü.



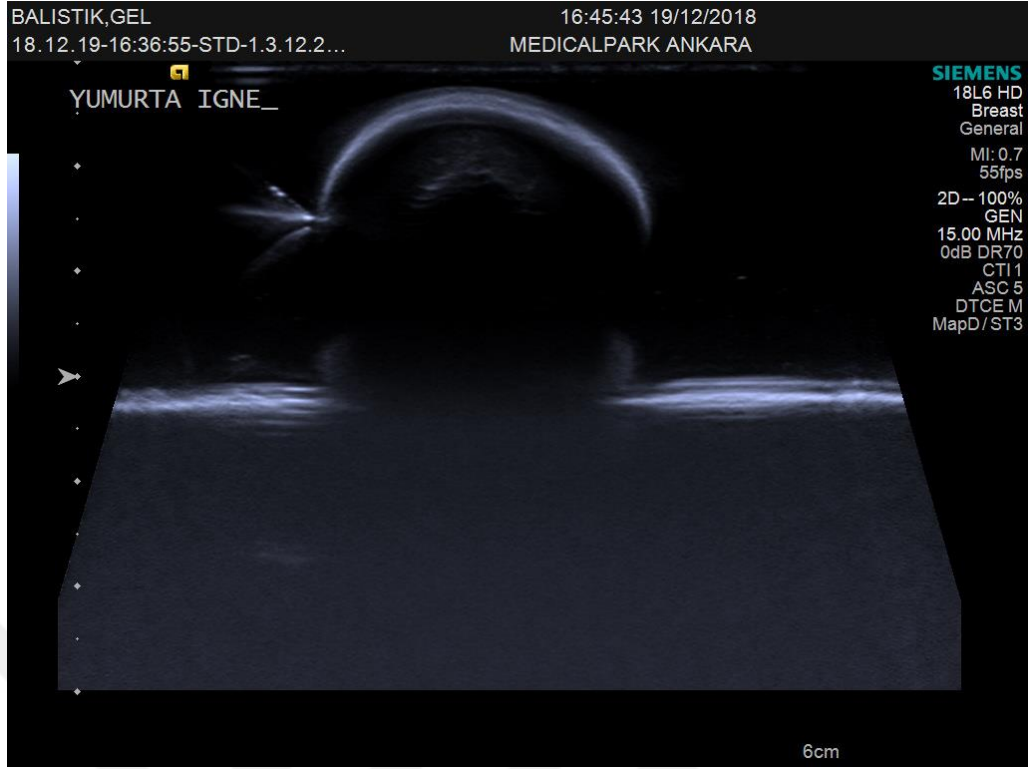
Resim 4.9 Tarçın yaprağı yağı eklenmemiş fantom modelinin üzerinde oluşan pürüzlü yapının ultrason görüntülerinde artefakta sebep olması.



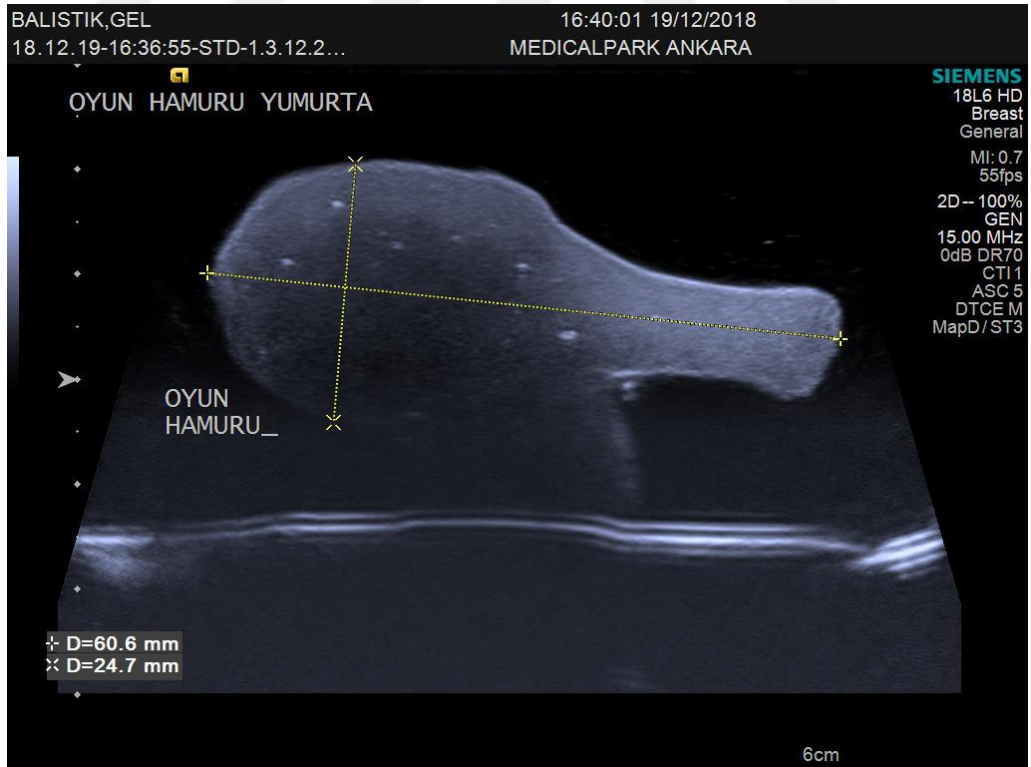
Resim 4.10 İçerisine iğne batırılmış fantom modelinin ultrason görüntüsü.



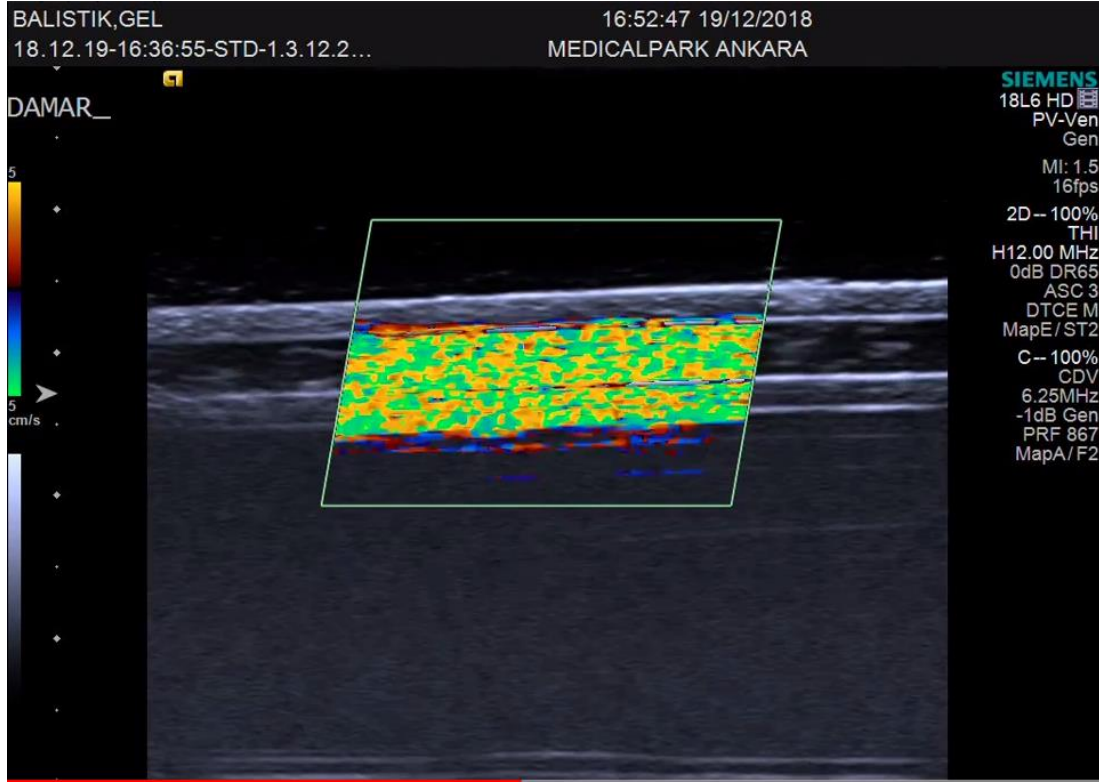
Resim 4.11 İçerisine iğne batırıldıktan sonra çıkartılmış fantom modelinin ultrason görüntüsü.



Resim 4.12 İçerisinde yumurta bulunan fantom modeline iğne yaklaştırılmış görüntüsü.



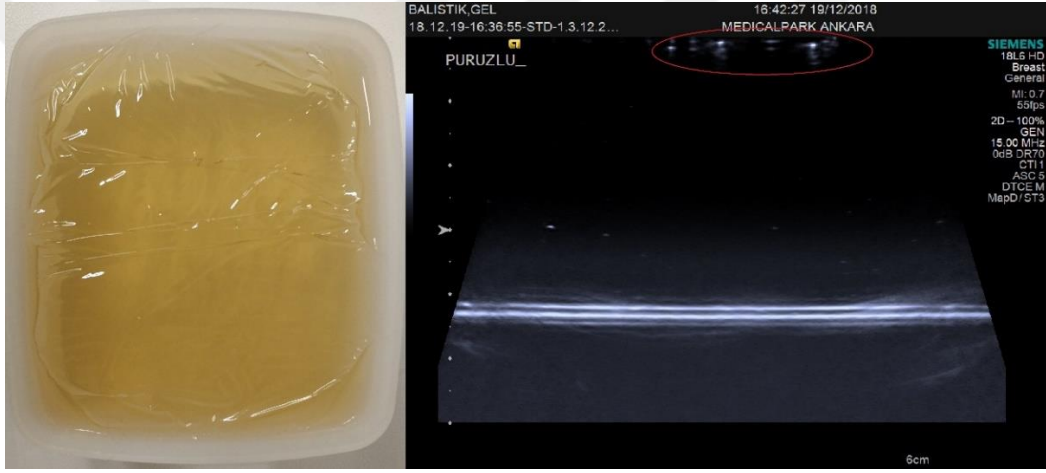
Resim 4.13 İçerisine oyun hamuru yerleştirilmiş fantom modelinde oyun hamurunun lateral görüntüsü.



Resim 4.14 İçerisine serum borusu yerleştirilmiş modelden elde edilen dopple ultrasonografi görüntüsü.

5. DENEYSEL SONUÇLAR

Fantom modelleri üretilirken, üretim aşamasında içerisine koyulan tarçın yaprağı yağı jelatin karışımında oluşan köpüklenmeyi gidermektir. Köpüklenme oluşan modellerde, üretimin ardından yüzeyinde pürüzlü bir yapı oluşmaktadır. Bu pürüzlenme ultrason görüntülerinde, modelin yüzeyinde görüntü artefaktları oluşmasına sebep olmaktadır (Resim 5.1). Bu artefaktların oluşmaması için tarçın yaprağı yağı kullanılması önerilmektedir.



Resim 5.1 Pürüzlü bir yüzeye sahip fantom modelinin ultrason görüntüsü.

Üretilen balistik jelatin bloğuna hava tabancasıyla dört kere ateş edildi. Balistik jelatin bloğunun içerisinde ilerleyen peletin ulaştığı derinlik fotomodrografik skala yardımı ile ölçüldü. Ortalama penetrasyon derinliği, 4°C sıcaklıkta %10 jelatin tozu/su karışım oranına sahip jelatin bloğu için ortalama 72 ± 2 mm olarak gözlemlenmiştir (Çizelge 5.1). Aynı kalibrasyon bloğuna silah testinin birden çok defa tekrarlanması amacıyla, benzer sonuçlar elde edebilmek amacıyla homojenliği ve deneysel tutarlılığı göstermektir.

Araştırmacılar, doku takliti olarak kullanılmak üzere %10 oranındaki balistik jelatin bloğuna uygulanan silah testlerinde peletin nüfuz etme derinliğini ortalama 70 ± 3 mm olarak gözlemlenmiştir [58]. Bu çalışmalar sonucunda, farklı namlu hızlarına sahip

hava tabancaları için, peletin jelatin blokta ilerleme derinliği ile namlu çıkış hızı arasındaki ilişkiyi açıklayan ampirik denklem (5.1) elde edilmiştir [9]:

$$Lp = 0.594 x Vi - 21:92 \pm 5 \quad (5.1)$$

burada Lp , penetrasyon derinliği (milimetre) ve Vi ise hava tabancası namlusundan çıkan peletin hızıdır (metre/saniye).

Çizelge 5.1 Model çerisinde peletlerin ilerleme uzunlarının ölçümü.

1. Atış	2. Atış	3. Atış	4. Atış	Ortalama
70mm	74mm	72mm	72mm	72mm

Uygulanan ateşli silah testinde elde edilen hesaplamalı (Denklem 5.1) ve deneysel sonuçlar, %10 karışım oranında üretilen fantom modelinin insan kas dokusu taklidi uygulamalarında kullanılmak amacıyla uygun olduğunu göstermektedir.

72 saat sonra katılaştıran jelatin malzemesine sıkıştırma testi uygulandı. 23°C sıcaklıktaki bir ortamda hazırlanan test düzeneğinde (Şekil 5.1D) numuneler test cihazının plakaları arasında sıkıştırılmıştır. 4°C sıcaklıktaki ortamda tutulan test numuneleri farklı zaman aralıklarında test ortamında bekletildi. Test cihazı 0.01 s⁻¹ değerinde sabit bir gerilme hızına ayarlanmış ve test yaklaşık 15 dakika sürmüştür. Soğuk ortamdan çıkarıldıktan 5 dakika sonra test uygulanan numunede, 50 kPa değerine kadar malzemede elastik gerilme görülmüştür (Şekil 5.1A). Akma dayanımı 51 kPa ölçülmüştür. Yaklaşık 50 kPa sıkıştırma değerinin üzerinde malzeme geri döndürülemez şekilde deforme olmuştur (plastik deformasyon). Ayrıca malzemenin elastik bölgede boyutunun %47'si kadar kısalmıştır. Soğuk ortamdan 30 dakika sonra çıkartılan test numunesinde ilk 5 dakikada çıkartılmış örneğe benzer mekanik sonuçlar elde edilmiştir (Şekil 5.1B). Ancak soğuk ortamdan çıkartıldıktan 60 dakika sonra sıkıştırma testi uygulanan test numunesinin mekanik özelliklerinde önemli değişiklikler gözlemlenmiştir. Akma dayanımı 27 kPa değerinde belirlenmiştir (Şekil 5.1C). Elde edilen bu değer incelendiğinde malzemenin sıcaklık artışıyla sertliğinin azaldığı anlaşılmıştır.

Sonuç olarak ilk 30 dakikada mekanik özelliklerde önemli bir değişiklik gözlenmemiştir. Üretilen fantom modeli 23°C oda sıcaklığında yapılacak uygulamalarda ilk 30 dakika içerisinde kullanılabileceği gösterilmiştir. Fantomun kullanım süresi ortam sıcaklığına bağlı olarak değişebilmektedir.

Elektriksel iletkenlik testi ile jelatinin toplam direnci, ohm kanunu yardımıyla 282Ω olarak hesaplanmıştır. Yapılan çalışmalarda insan yumuşak dokusu arasındaki sıvı ortamda toplam vücut direnci 300Ω olarak belirlenmiştir [59]. Bu sonuca göre balistik jelatin esaslı fantom modelinin insan dokusu direnç değerine yakın olduğu tespit edilmiştir. Elektriksel direnç ve elektriksel iletkenlik sırasıyla $6558 \Omega.m$ ve $0.15 mS/m$ olarak hesaplanmıştır.

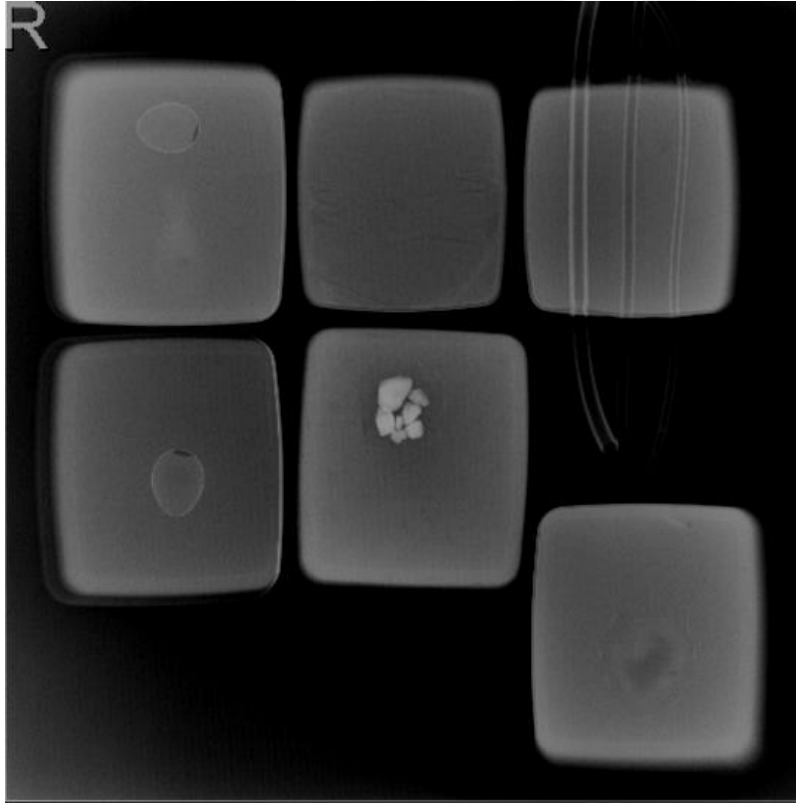
İlk 15 dakikada yaklaşık $23^{\circ}C$ 'lik ortam sıcaklığında önemli bir penetrasyon derinliği değişikliği gözlemlenmemiştir. 15 dakika sonra, BG'nin mekanik özelliklerinde meydana gelen değişiklikler nedeniyle penetrasyon derinliğinin arttığı gözlemlenmiş, ancak balistik jelatin modelinde deformasyon görülmemiştir.

Fantom modelinin ultrason görüntüleme yönteminde kullanımını test etmek ve görüntülemeyi sağlamak amacıyla ultrason cihazı ile fantom görüntülenmiştir. Resim 5.2'de içerisine yerleştirilmiş yumurtaya iğne yaklaştırılmış fantom modelinin görüntüsü elde edilmiştir. Burada iğnenin uç kısmında kuyruklu yıldız artefaktı oluşmuştur. Tıbbi görüntüleme amacıyla 6 farklı model üretilmiştir. Bu modellerin X-ışını cihazı ile elde edilmiş görüntüsü Resim 5.3'de gösterilmiştir. Burada içerisine taş yerleştirilmiş balon bulunan modelde en yüksek kontrast elde edilmiştir. İçerisine oyun hamuru yerleştirilen modelde ise en düşük kontrast görülmektedir. X-ışını altında balistik jelatin kalıbının sınırları net bir şekilde görülmektedir. Üretildikten sonra ısıtılıp tekrar kalıba dökülen modelde elde edilen görüntülerde diğer modellere göre herhangi bir görüntü farklılığı gözlemlenmemiştir.

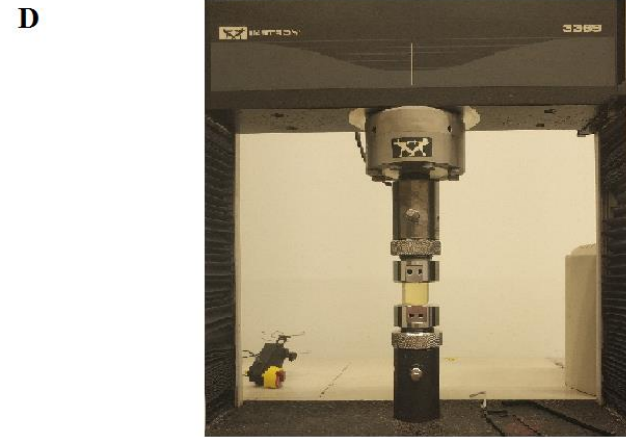
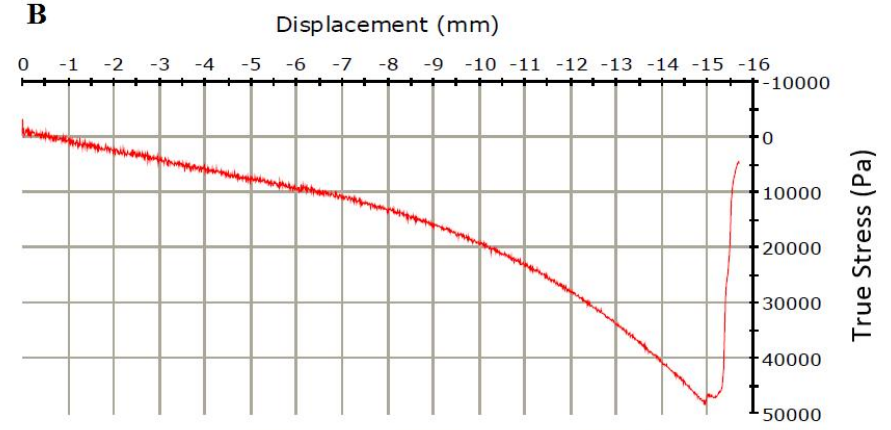
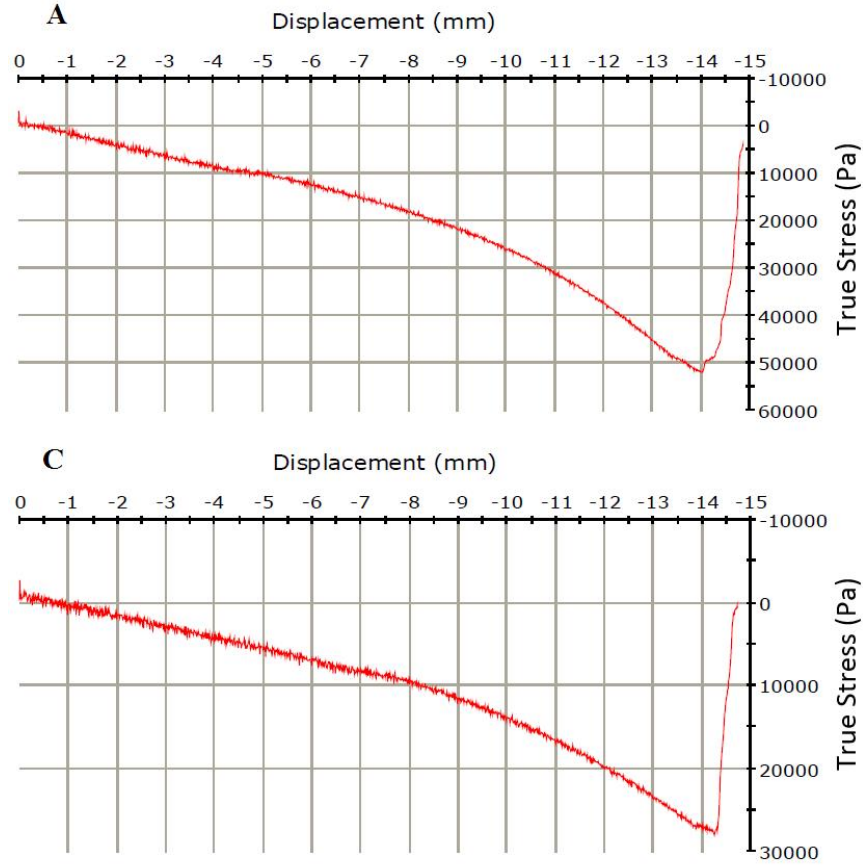
Bilgisayarlı tomografi ile edilmiş görüntüde ise en kontrastlı görüntü oyun hamuru ve yumurta içeren modellerde gözlemlenmiştir (Resim 5.4). İçerisine su ve taş yerleştirilmiş balona sahip fantom modelinde içerisinde taşlar gözlemlenmemiştir. Hazırlanan fantom modellerinde x-ışını görüntülerinde olduğu gibi modelin sınırları belirgin şekilde görüntülenmiştir. Bilgisayarlı tomografi cihazlarında kullanılacak modeller için içerisinde oyun hamuru ve yumurta bulunan fantom modelleri tercih edilmelidir. Eritilip tekrar üretilen modelin görüntüsünde diğer modellere göre bir farklılık gözlemlenmemiştir.



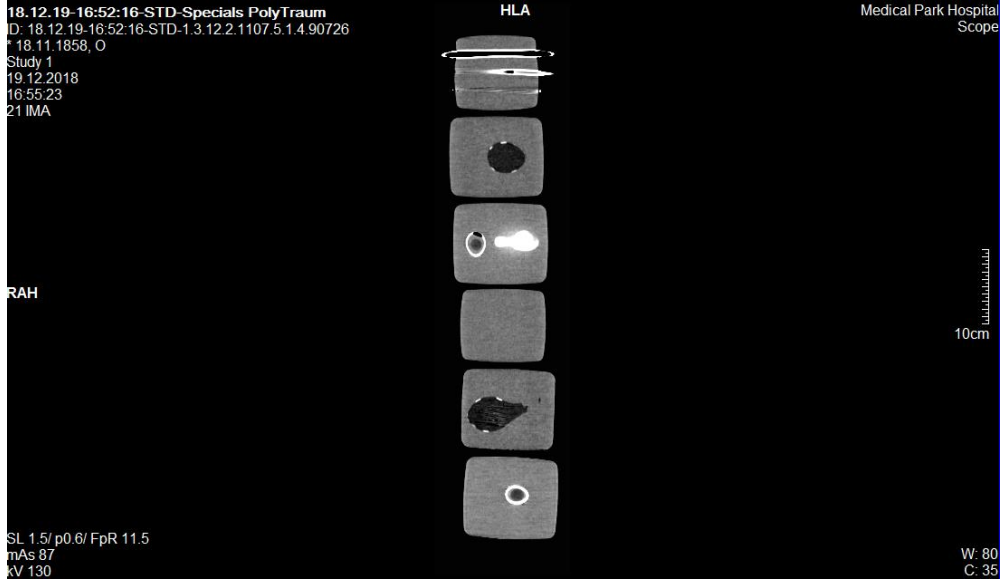
Resim 5.2 Fantom modelinin ultrason cihazında görüntülenmesi.



Resim 5.3 Altı farklı modelin X-ışını cihazı görüntüsü.

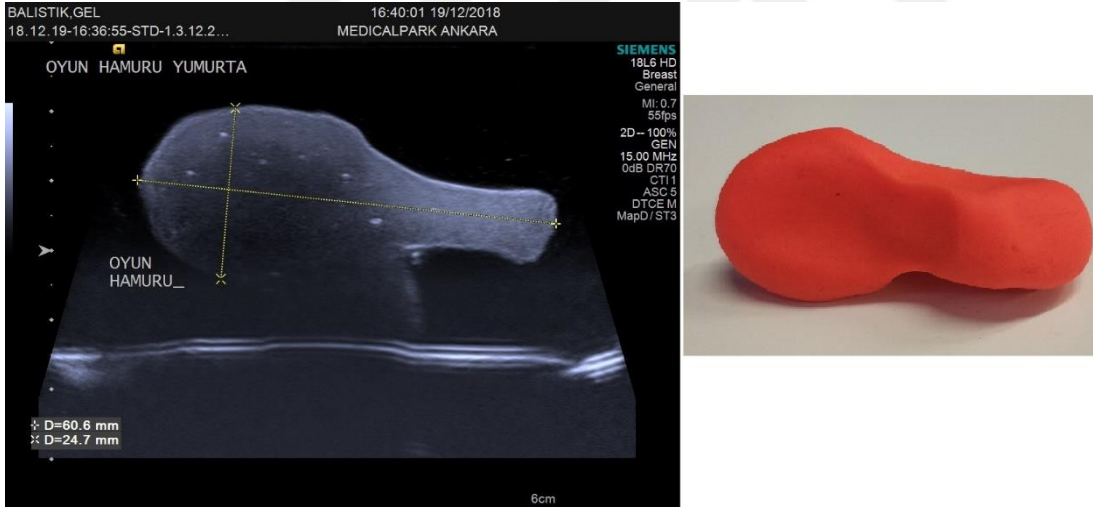


Şekil 5.1 Balistik jelatin numunesinin soğuk ortamdan çıkarıldıktan; (a) 5 dakika, (b) 30 dakika, (c) 60 dakika sonra uygulanan sıkıştırma testi sonuçları ve (d) sıkıştırma testi mekanizmasının gösterimi.



Resim 5.4 Farklı fantom modellerinin bilgisayarlı tomografi ile görüntülenmesi

Ultrason yardımıyla elde edilmiş görüntülerde modelin içerisine yerleştirilen malzemeler net bir şekilde görülmüştür. Resim 5.5'da içerisine oyun hamuru yerleştirilmiş modelin ultrason görüntüsü gösterilmiştir.



Resim 5.5 İçerisine oyun hamuru yerleştirilmiş fantom modelinin ultrason görüntüsü.

Modelin tekrar kullanılabilir olduğunu göstermek amacıyla balistik jelatin esaslı fantom modeli ısı ile eritilip tekrar kalıplanmıştır. Bu işlem sonucunda ultrason altında görüntülenen iğne batırılmış modelde herhangi bir görüntü bozukluğu yaşanmamıştır (Resim 5.6). Bu sebeple balistik jelatin esaslı fantom modeli eritilip tekrar kullanılabilir. Bu sebeple balistik jelatin esaslı fantom modeli eritilip tekrar kullanılabilir.

Fantom modeli, hazırlanma işlemi sırasında sıvı bir karışım halinde olduğundan dolayı, herhangi bir kabın şeklini alabilmektedir. Bu sayede vücut bölgesine göre üretilmiş kalıplara dökülerek soğuması sağlanabilir. Model başarıyla katılaştığında vücudun herhangi bir bölgesinin modeli elde edilebilmektedir. Ayrıca fantom modeli başarıyla hazırlandığı takdirde, yeterince sağlamdır ve herhangi bir bakım gerektirmemektedir.

Balistik jelatin içerisine yerleştirilen serum, insan vücudunda bulunan kan damarını temsil eden bir model sağlamaktadır. Serum duvarı, fiili damar tabakasına benzer şekilde, iğne ilerlemesine karşı direnç sağlar. Bu sayede serum tüpünün içerisine aspirasyon ve sıvı enjeksiyonu işlemlerinin ultrason cihazı ile görüntülenmesini sağlar. Tıbbi uzmanlık eğitimlerine katkıda bulunabilecek bu fantom modelleri üzerinde yapılabilecek hatalar öngörülerek gerçek hasta üzerinde bu hataların tekrarlarından kaçınılması sağlanabilir.



Resim 5.6 Eritilip tekrar kalıplanmış fantom modelinin ultrason görüntüsü.

Elde edilen test sonuçları, araştırmalarda uygulanan sıkıştırma ve silah testlerine benzerlik göstermektedir. Silah testi için, %10 konsantrasyonlu BG bloğu için deney sonucu 72 ± 2 mm olarak bulunmuştur. Bu değer, Jussila'nın önerdiği bağıntı kullanılarak bu tez çalışmasında kullanılan test bloğu için hesaplanan teorik 70 ± 5 mm değeriyle tutarlıdır [9].

Soğuk ortamdan çıkarılmasının ardından fantom modelinin, belirlenen ortamda kullanılması için ne kadar süreye ihtiyaç duyulduğunu belirlemek gerekmektedir. Ne kadarlık bir süre içinde kullanılabilceği temel olarak hem fantom modelinin boyutuna hem de uygulama alanının ortam sıcaklığına bağlıdır. Oda sıcaklığında (23°C) 5, 30 ve 60 dakikadan sonra kalan jelatin numunelerinin mekanik test sonuçları ilk 30 dakikasında mekanik özelliklerinde önemli bir değişiklik göstermemiştir. Bununla birlikte, fantom modelinin insan kas dokusuna mekanik olarak taklit etmesini sağlamak amacıyla soğuk ortamdan çıkarıldıktan sonra 30 dakika içinde kullanılması gerektiği çalışmada uygulanan testler sonucunda belirlenmiştir. Bu zaman aralığında kullanılmasının önerilmesinin en büyük sebebi, jelatin malzemesinin sıcaklığı yükseldikçe mekanik özelliklerinde değişimlerin meydana gelmesidir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmalara başlamadan önce literatürdeki çeşitli araştırmalar analiz edilmiştir. İnsan kas dokusunu taklit etmenin en benzer yolunun, %10 balistik jelatin içeren bir fantom modelinin üretilmesi olduğu tespit edilmiştir. Literatürde ayrıca jelatin örnekleri sertlik, kırılma noktası gibi mekanik özelliklerinin karşılaştırılması amacıyla mekanik testlerden geçirilmiştir. %10 oranında üretilen balistik jelatinin, canlı kas dokusu ile yakın mekanik dayanımına sahip olduğu görülmektedir. Mekanik testler dışında, numunelerin insan kas dokusuna benzerliğini göstermek ve literatürdeki diğer balistik jelatin ürünleriyle karşılaştırılabilmesi amacıyla silah testleri yapılmıştır. Hava tabancası peletlerinin, malzeme içerisinde ilerlediği ideal aralıkta bulunduğundan kas dokusuna yakın özelliklere sahip olduğu görülmüştür.

Bu çalışmada balistik jelatin esaslı fantom modeli, sağlık pratisyenleri için ultrason görüntüleme eğitimi veya kurs gerektiren çalışmalarda yararlı olabileceği görülmüştür. Buna ek olarak, üretilen fantom modeli kullanılarak ultrason ile ilgili yapılan çalışmalarda; görüntü ayarlama, görüntü iyileştirme, arıza tespiti gibi bir çok uygulamalarda kullanılabileceği düşünülmektedir.

Sağlık çalışanlarına yönelik bir ultrason eğitim programının, ultrason cihazlarının kullanımına yeni başlayan çalışanların cihazı tanımları açısından önem arz etmektedir. Üretimi oldukça pratik olan balistik jelatin esaslı fantom modeli aynı zamanda; kolay üretim, yeniden kullanılabilirlik ve düşük maliyet avantajlarına da sahiptir. Bu nedenle, özellikle ultrason eğitimlerinde bu tür bir fantom modeli uygun maliyetli bir alternatif olabilir.

KAYNAKLAR

- [1] **Shah, S., Bellows, B. A., Adedipe, A. A., Totten, J. E., Backlund, B. H., Sajed, D.** (2015). Perceived barriers in the use of ultrasound in developing countries. *Critical ultrasound journal*, 7(1), 11.
- [2] **Sites, B. D., Chan, V. W., Neal, J. M., Weller, R., Grau, T., Koscielniak-Nielsen, Z. J., Ivani, G.** (2010). The American Society of Regional Anesthesia and Pain Medicine and the European Society of Regional Anaesthesia and Pain Therapy joint committee recommendations for education and training in ultrasound-guided regional anesthesia. *Regional anesthesia and pain medicine*, 35(2), S74-S80.
- [3] **Hocking, G., Hebard, S., Mitchell, C. H.** (2011). A review of the benefits and pitfalls of phantoms in ultrasound-guided regional anesthesia. *Regional anesthesia and pain medicine*, 36(2), 162-170.
- [4] **Kendall, J. L., Faragher, J. P.** (2007). Ultrasound-guided central venous access: a homemade phantom for simulation. *Canadian Journal of Emergency Medicine* 9(5), 371-373.
- [5] **Morrow, D. S., Broder, J.** (2015). Cost-effective, reusable, leak-resistant ultrasound-guided vascular access trainer. *Journal of Emergency Medicine* 49(3), 313-317.
- [6] **Wells, M., Goldstein, L.** (2010). The polony phantom: a cost-effective aid for teaching emergency ultrasound procedures. *International journal of emergency medicine* 3(2), 115-118.
- [7] **Sellier, K. G., Kneubuehl, B. P.** (1994). *Wound ballistics and the scientific background*. Amsterdam, Elsevier Health Sciences.
- [8] **Schrieber, R., Herbert G.,** *Gelatine handbook: theory and industrial practice*. Weinheim, Wiley-VCH-Verl (2007).
- [9] **Jussila, J.** (2004). Preparing ballistic gelatine—review and proposal for a standard method. *Forensic science international* 141(2-3), 91-98.
- [10] **Cronin, D. S., Falzon, C.** (2011). Characterization of 10% ballistic gelatin to evaluate temperature, aging and strain rate effects. *Experimental mechanics*, 51(7), 1197-1206.
- [11] **Cronin, D. S.** (2011). Ballistic gelatin characterization and constitutive modeling. *In Dynamic Behavior of Materials*, Volume 1 (pp. 51-55). Springer, New York, NY.
- [12] **Kwon, J., Subhash, G.** (2010). Compressive strain rate sensitivity of ballistic gelatin. *Journal of biomechanics*, 43(3), 420-425.

- [13] **Cronin, D. S., Falzon, C.** (2009). Dynamic characterization and simulation of ballistic gelatin. *SEM Conference & Exposition on Experimental & Applied Mechanics*, (pp. 1-4).
- [14] **Salisbury, C. P., Cronin, D. S.** (2009). Mechanical properties of ballistic gelatin at high deformation rates. *Experimental mechanics*, 49(6), 829.
- [15] **de Carvalho, I. M., De Matheo, L. L., Júnior, J. F. S. C., de Melo Borba, C., von Krüger, M. A., Infantosi, A. F. C., de Albuquerque Pereira, W. C.** (2016). Polyvinyl chloride plastisol breast phantoms for ultrasound imaging. *Ultrasonics*, 70, 98-106.
- [16] **de Matheo, L. L., Geremia, J., Calas, M. J. G., Costa-Júnior, J. F. S., da Silva, F. F. F., von Krüger, M. A., de Albuquerque Pereira, W. C.** (2018). PVCP-based anthropomorphic breast phantoms containing structures similar to lactiferous ducts for ultrasound imaging: A comparison with human breasts. *Ultrasonics*, 90, 144-152.
- [17] **Murphy, D. L., Oberfoell, S. H., Trent, S. A., French, A. J., Kim, D. J., Richards, D. B.** (2017). Validation of a Low-cost Optic Nerve Sheath Ultrasound Phantom: An Educational Tool. *Journal of Medical Ultrasound*, 25(2), 96-100.
- [18] **Morrow, D. S., Broder, J.** (2015). Cost-effective, reusable, leak-resistant ultrasound-guided vascular access trainer. *The Journal of emergency medicine*, 49(3), 313-317.
- [19] **Chao, S. L., Chen, K. C., Lin, L. W., Wang, T. L., Chong, C. F.** (2013). Ultrasound phantoms made of gelatin covered with hydrocolloid skin dressing. *The Journal of emergency medicine*, 45(2), 240-243.
- [20] **Evans, R. G.** (1991). Medical diagnostic ultrasound instrumentation and clinical interpretation. *JAMA*, 265, 1155-1159.
- [21] **Chivers, R. C., Parry, R. J.** (1978). Ultrasonic velocity and attenuation in mammalian tissues. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 63(3), 940-953.
- [22] **Goss, S. A., Johnston, R. L., Dunn, F.** (1978). Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 64(2), 423-457.
- [23] **Merritt, C. R. B., Kremkau, F. W., Hobbins, J. C.** (1992). Diagnostic ultrasound: bioeffects and safety. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 2(5), 366-374.
- [24] **Jacques, C., Pierre, C.** (1880). Development, via compression, of electric polarization in hemihedral crystals with inclined faces. *Bull. Soc. Minéralogique Fr*, 3, 90-3.
- [25] **Rumack, C. M., Wilson, S., Charboneau, J. W., & Levine, D.** (2010). Diagnostic Ultrasound: 2-Volume Set. Missouri: Elsevier Mosby.
- [26] **Pumphrey, R. J.** (1950). Upper limit of frequency for human hearing. *Nature*, 166(4222), 571.

- [27] **Hoskins, P. R., Martin, K., & Thrush, A.** (2010). Diagnostic ultrasound: physics and equipment. *Cambridge University Press*.
- [28] **Giordano, N.** (2009). College Physics: Reasoning and Relationships. *Cengage Learning*. pp. 421–424.
- [29] **Scissons, R. P., Salles-Cunha, S., Altenburg, L., Hampton, J., Jones, L., Muszynski, G., Beebe, H. G.** (1997). Doppler peak systolic velocity measurements: Correction of angle-dependent errors. *Journal of Vascular Technology*, 21(4), 233-236.
- [30] **Oppelt, A.** (2005). Imaging systems for medical diagnostics. *Publicis MCD*.
- [31] **Chen, M., Siochi, R. A.** (2011). Feasibility of using respiratory correlated mega voltage cone beam computed tomography to measure tumor motion. *Journal of applied clinical medical physics*, 12(2), 201-212.
- [32] **Carson, P. L., Fenster, A.** (2009). Anniversary paper: Evolution of ultrasound physics and the role of medical physicists and the AAPM and its journal in that evolution. *Medical Physics*, 36, 411–428
- [33] **Madsen, E. L., Zagzebski, J. A., Banjavie, R. A., Jutila, R. E.** (1978). Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms. *Medical Physics*, 5, 391–394
- [34] **Burlew, M. M., Madsen, E. L., Zagzebski, J. A., Banjavic, R. A., Sum, S. W.** (1980). A new ultrasound tissue-equivalent material. *Radiology*, 134, 517–520.
- [35] **Xu, X., Bednarz, B., Paganetti, H.** (2008). A review of dosimetry studies on externalbeam radiation treatment with respect to second cancer induction. *Physics in Medicine and Biology*, 53(13), R193–R241.
- [36] **Followill, D.** (1997). Estimates of the whole-body dose equivalent produced by beam intensity modulated conformal therapy (vol 38, pg 667, 1997). *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 39(3), 783.
- [37] **Hall, E., Wu, C.** (2003). Radiation-induced second cancers: The impact of 3D-CRT and IMRT. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 56(1), 83–88.
- [38] **Kry, S. F., Salehpour, M., Followill, D. S., Stovall, M., Kuban, D. A., White, R. A., Rosen, I. I.** (2005). Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 62(4), 1204-1216.
- [39] **Howell, R. M., Hertel, N. E., Wang, Z., Hutchinson, J., Fullerton, G. D.** (2006). Calculation of effective dose from measurements of secondary neutron spectra and scattered photon dose from dynamic MLC IMRT for, and beam energies. *Medical physics*, 33(2), 360-368.
- [40] **Stovall, M., Smith, S. A., Rosenstein, M.** (1989). Tissue doses from radiotherapy of cancer of the uterine cervix. *Medical Physics*, 16(5), 726–733.

- [41] **Diallo, I., Lamon, A., Shamsaldin, A., Grimaud, E., De Vathaire, F., Chavaudra, J.** (1996). Estimation of the radiation dose delivered to any point outside the target volume per patient treated with external beam radiotherapy. *Radiotherapy and oncology*, 38(3), 269-271.
- [42] **Barquero, R., Edwards, T. M., Iñiguez, M. P., Vega-Carrillo, H. R.** (2005). Monte Carlo simulation estimates of neutron doses to critical organs of a patient undergoing x-ray LINAC-based radiotherapy. *Medical physics*, 32(12), 3579-3588.
- [43] **Rijkee, A. G., Zoetelief, J., Raaijmakers, C. P. J., Van Der Marck, S. C., Van Der Zee, W.** (2006). Assessment of induction of secondary tumours due to various radiotherapy modalities. *Radiation protection dosimetry*, 118(2), 219-226.
- [44] **Mazonakis, M., Tzedakis, A., Damilakis, J., Varveris, H., Kachris, S., Gourtsoyiannis, N.** (2006). Scattered dose to thyroid from prophylactic cranial irradiation during childhood: a Monte Carlo study. *Physics in Medicine & Biology*, 51(8), N139.
- [45] **Bednarz, B., Xu, X.** (2009). Monte Carlo modeling of a 6 and 18 MV Varian Clinac medical accelerator for in-field and out-of-field dose calculations: Development and validation. *Physics in Medicine and Biology*, 54(4), N43–N57.
- [46] **Bednarz, B., Hancox, C., Xu, X.** (2009). Calculated organ doses from selected prostate treatment plans using Monte Carlo simulations and an anatomically realistic computational phantom. *Physics in Medicine and Biology*, 54(17), 5271–5286.
- [47] **Bednarz, B., Athar, B., Xu, X.** (2010). A comparative study on the risk of second primary cancers in out-of-field organs associated with radiotherapy of localized prostate carcinoma using Monte Carlo-based accelerator and patient models. *Medical Physics*, 37(5), 1987–1994.
- [48] **Xu, X. G., Taranenko, V., Zhang, J., Shi, C.** (2007). A boundary-representation method for designing whole-body radiation dosimetry models: pregnant females at the ends of three gestational periods—RPI-P3,-P6 and-P9. *Physics in Medicine & Biology*, 52(23), 7023.
- [49] **Bednarz, B., Xu, X. G.** (2008). A feasibility study to calculate unshielded fetal doses to pregnant patients in 6-MV photon treatments using Monte Carlo methods and anatomically realistic phantoms. *Medical Physics*, 35(7), 3054–3061.
- [50] **DeWerd, L. A.** (2014). The phantoms of medical and health physics. M. Kissick (Ed.). *Springer*.
- [51] **King, D. M., Hangiandreou, N. J., Tradup, D. J., Stekel, S. F.** (2010). Evaluation of a low-cost liquid ultrasound test object for detection of transducer artefacts. *Physics in Medicine & Biology*, 55(23), N557.
- [52] **Lo, M. D., Ackley, S. H., Solari, P.** (2012). Homemade ultrasound phantom for teaching identification of superficial soft tissue abscess. *Emergency Medicine Journal*, 29, 738–741

- [53] **Browne, J. E., Ramnarine, K. V., Watson, A. J., Hoskins, P. R.** (2003). Assessment of the acoustic properties of common tissue-mimicking test phantoms. *Ultrasound in medicine & biology*, 29(7), 1053-1060.
- [54] **Xu, D., Abbas, S., Chan, V. W.** (2005). Ultrasound phantom for hands-on practice. *Regional anesthesia and pain medicine*, 30(6), 593-594.
- [55] **Fackler, M. L., Malinowski, J. A.** (1988). Ordnance gelatin for ballistic studies. Detrimental effect of excess heat used in gelatin preparation. *The American journal of forensic medicine and pathology*, 9(3), 218-219.
- [56] **Maiden, N. R., Fisk, W., Wachsberger, C., Byard, R. W.** (2015). Ballistics ordnance gelatine—how different concentrations, temperatures and curing times affect calibration results. *Journal of forensic and legal medicine*, 34, 145-150.
- [57] **Andersson, G., Karlsson, S., Watterstam, A.** (1998). Shaped charge jet interaction with confined water. *In Proc. 17th Symp. Ballistics* (pp. 183-190).
- [58] **Uzar, A. I., Dakak, M., Ozer, T., Oğünç, G., Yiğit, T., Kayahan, C., Sen, D.** (2003). A new ballistic simulant "transparent gel candle"(experimental study). *Turkish journal of trauma & emergency surgery: TJTES*, 9(2), 104-106.
- [59] **Fish, R. M., Geddes, L. A.** (2009). Conduction of electrical current to and through the human body: a review. *Eplasty*, 9.
- [60] **Kremkau, F. W., Forsberg, F.** (2015). Sonography principles and instruments. *Elsevier Health Sciences*.
- [61] **Ziegler, L., O'Brien, R. T.** (2002). Harmonic ultrasound: a review. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 43(6), 501-509.
- [62] **Hecht, E.** (1987). Optics 2nd edition, MA: *Addison-Wesley Publishing Company*. ISBN 0-201-11609-X.

Url-1 <https://www.bluephantom.com> alındığı tarih: 14.04.2018

Url-2 <https://www.universalmedical.com.au/> alındığı tarih: 14.04.2018

Url-3 <https://www.gtsimulators.com/Ultrasound-Phantoms-for-Training-s/121.htm>
alındığı tarih: 14.04.2018

Url-4 <https://www.medison.ru/ultrasound/gal408.htm> alındığı tarih: 11.11.2018

Url-5 <http://www.einstein-online.info/spotlights/doppler.html>
alındığı tarih: 12.11.2018

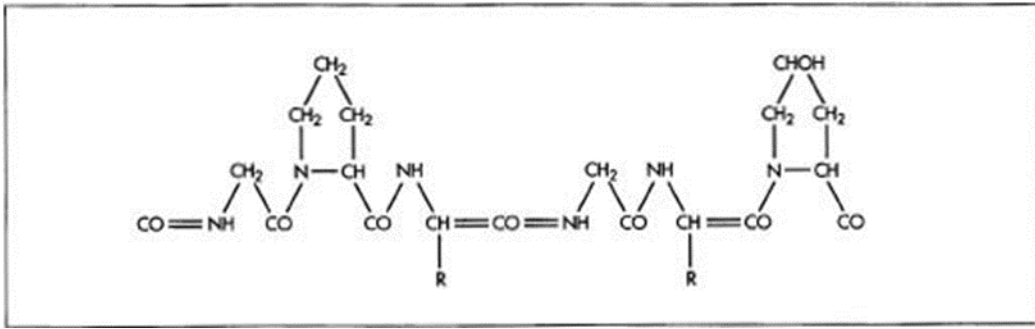
EKLER

Ek 1: Balistik Jelatin'in kimyasal yapısı

Ek 2: Desibel(dB) Tanımı



EK 1



ŞekilEk 1 Balistik Jelatin'in kimyasal yapısı



EK 2

Desibel(dB) tanımı, ultrason sistemlerinde ekoların göreceli genliğini tanımlamak için kullanılan birimdir. Pratikte, bir yankı sinyalinin mutlak genliğinden (volt cinsinden) çok ekoların birbirleriyle nasıl karşılaştırıldığını bilmek daha yararlıdır. İki genliğin oranı desibel cinsinden ifade edilebilir (dB). dB sadece oranlar için kullanıldığı için, başka bir birim yoktur (ör., mW, MPa gibi). dB, logaritmik bir skaladır, dolayısıyla çok basit terimlerle, oran çok sayıda sıfırdan ziyade 1000:1 veya 1 000 000:1 ise, dB skalası, bu sayıları ifade etmek yerine, 10³ veya 10⁶ gibi sıfırları etkili bir şekilde saymaktır. Bel, R'nin oran olduğu \log_{10}^R 'dir. Dolayısıyla 1000:1 oranında 3 Bel ve 1 000 000:1 oranı 6 Bel'dir. Uygulamada, 1 Bel birimi (10 oranı) çok büyüktür ve bir Bel'in onda biri olan desibelin kullanılması daha yararlıdır. Dolayısıyla, dB'deki R oranı $R \text{ (dB)} = 10\log_{10}^R \text{ dB}$ ile verilir.

dB, sadece güç veya yoğunluk oranlarını ifade etmek için kullanılır. Örneğin, bir ultrason darbesi doku içinden yayılır ve zayıflatılırsa, ultrason darbesi içindeki yoğunlukların iki farklı derinlikte oranı dB cinsinden ifade edilebilir.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Mertcan Özdemir
Uyruğu : T.C.
Doğum Tarihi ve Yeri : 14.04.1994 / Ankara
E-posta : mertcanozdemir@yahoo.com

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2017, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü (Milli Sporcu Bursu)
- **Yüksek Lisans** : 2018, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü (Arş. Bursu)

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

Yıl	Yer	Görev
-----	-----	-------

YABANCI DİL:

2017, YDS(ÖSYM): 71.25

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- **Özdemir, M.**, Özdemir, G., and Eroğul, O., (2019). Investigating Ballistic Gelatin Based Phantom Properties for Ultrasound Training. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018* (789-793). Springer, Singapore.
- Budak, E., Beytar, F., **Özdemir, M.**, Susam, B. N., Göker, M., Ünlü, A., Eroğul, O. (2017). Lower limb phantom design and production for blood flow and pressure tests. *The EuroBiotech Journal*, 1(4), 278-284.