

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SESÖTESEL GÖRÜNTÜLEMİYİ ETKİLEYEN FAKTÖRLERİN
İNCELENMESİ VE GÖRENEKSEL GÖRÜNTÜLEME İLE DOKU
HARMONİK GÖRÜNTÜLEMENİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**YÜKSEKLİSANS TEZİ
Müh. Halis ÇİMİLİ**

Anabilim Dalı : ELEKTRONİK VE HABERLEŞME MÜHENDİSLİĞİ

Programı : BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

OCAK 2006

**SESÖTESEL GÖRÜNTÜLEMİYİ ETKİLEYEN FAKTÖRLERİN
İNCELENMESİ VE GÖRENEKSEL GÖRÜNTÜLEME İLE DOKU
HARMONİK GÖRÜNTÜLEMENİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**YÜKSEKLİSANS TEZİ
Müh. Halis ÇİMİLİ
(Enstitü No: 504031403)**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 12 Aralık 2005
Tezin Savunulduğu Tarih : 31 Ocak 2006**

**Tez Danışmanı : Prof.Dr. İnci ÇİLESİZ
Diğer Jüri Üyeleri Prof.Dr. Atilla BİR (İ.T.Ü)
Doç.Dr. Mürvet ÜÇER (İ.T.Ü)**

OCAK 2006

ÖNSÖZ

Bana çalışmalarımda yakın ilgi gösteren ve tavsiyeleriyle beni yönlendiren danışman hocam, Sayın Prof. Dr. İnci Çilesiz'e (İstanbul Teknik Üniversitesi Elektrik Elektronik Fakültesi), bana araştırma olanağı sağlayan Simeks Tıbbi Sistemler AŞ.'ye ve çalışmalarım boyunca yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen aileme ve Başak Güneş'e teşekkürlerimi sunarım.

Ocak 2006

Halis ÇİMİLİ

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	v
TABLO LİSTESİ	vi
ŞEKİL LİSTESİ	vii
SEMBOL LİSTESİ	ix
ÖZET	x
SUMMARY	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Giriş ve Çalışmanın Amacı	1
2. SESÖTESİ GÖRÜNTÜLEME	2
2.1. Ses Ötesi Görüntüleme Genel Tanım	2
2.2. Sesin Özellikleri.	3
2.2.1. Sesin Yayılması	3
2.2.2. Frekans-Dalga Boyu- Hız	3
2.2.2.1. Frekans ve Girim Derinliği	4
2.3. Darbe-Yankı Tekniği	5
3. SESÖTESİNİN MADDE İLE ETKİLEŞİMİ	7
3.1. Akustik Direnç	7
3.2. Sesötesinin Enerji, Güç ve Şiddeti.	8
3.3. Yansıma, Kırılma, Saçılma	10
3.4. Zayıflama	12
3.4.1. Yansıma , Kırılma ve Sapma ile Zayıflama.	12
3.4.2. Saçılma ile Zayıflama.	15
3.4.3. Emilme ile Zayıflama.	15
3.4.3.1. Emilim Kuralı.	16
3.4.4. Zaman Kazanç Giderimi (ZKG), Derinlik Kazanç Giderimi (DKG)	17
3.5. Sesötesi Görüntüleme Artifaktları	17
3.5.1. Yankılanma	18
3.5.2. Akustik Gölgeleme	18
3.5.3. Akustik Artma	19
3.5.4. Yan Kanatlar	19
3.5.5. Kırılma	19

4. SESÖTESİ SİSTEMİ	20
4.1. Sesötesi Sistem Tasarımı	20
4.2. Sesötesel Dönüştürücüler ve Tarama Teknikleri	23
4.2.1. Doğrusal Tarama	25
4.2.2. Sektör Tarama	25
4.2.3. Dışbükey Tarama	26
4.3. Uzaysal Çözünürlük	27
4.3.1. Eksensel Çözünürlük	27
4.3.2. Yanal Çözünürlük	28
4.3.3. Yükseksele Çözünürlük	28
4.4. Görüntüleme Kipleri	28
4.4.1. A-kipli görüntüleme	28
4.4.2. B-kipli Görüntüleme.	29
4.4.3. M-kipli Görüntüleme	30
5. DOKU HARMONİK GÖRÜNTÜLEME	32
5.1. Harmonikler Nasıl Meydana Gelir?	33
5.2. Harmonik Sinyalin Ana Sinyalden Ayrılması	34
5.3. Harmonik Sinyalin Avantajları	37
6. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	38
6.1. Amaç	38
6.2. Materyal ve Metodlar	38
6.3. Sonuçlar ve Tartışma	40
KAYNAKLAR	43
EKLER	45
ÖZGEÇMİŞ	76

KISALTMALAR

DHG	: Doku Harmonik Görüntüleme
DKG	: Derinlik Kazanç Giderimi
PVDF	: Plastik Polivenil Diflorid
PZT	: Kurşun-zirkonat-titanat
UDU	: Uzaysal Darbe Uzunluğu
ZKG	: Zaman Kazanç Giderimi

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Sesin farklı ortamlarda yayılma hızı.....	4
Tablo 3.1. Biyolojik dokuların akustik dirençleri	8
Tablo 3.2. Desibel değerleri, Şiddet oranı, Basınç-Genlik oranları	9
Tablo 3.3. Sık görülen dokular için 1 MHz’de dB cm ⁻¹ cinsinden zayıflama katsayıları	14
Tablo 3.4. Uzaklığa göre zayıflama	14
Tablo A.1. Orta seviye derinlik (kolay ortam) ölçümleri.....	45
Tablo A.2. Orta seviye derinlik (zor ortam) ölçümleri	46
Tablo A.3. Yakın seviye derinlik ölçümleri.....	47
Tablo A.4. Uzak seviye derinlik ölçümleri	48

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1 : Ses frekans aralıkları	2
Şekil 2.2 : Doku boyunca sesötesi dalgasının geçişi	3
Şekil 2.3 : Frekans-Dalga Boyu ilişkisi	4
Şekil 2.4 : Sesötesi ana cihazı	5
Şekil 2.5 : Dışbükey dönüştürücü	5
Şekil 2.6 : Doğrusal dönüştürücü	5
Şekil 2.7 : Darbe-Yankı tekniği	6
Şekil 3.1 : Ses ışını kesitsel alanı	8
Şekil 3.2 : Geliş açısı düzleme dik, arayüz pürüzsüz	10
Şekil 3.3 : Geliş açısı yüzeye dik değil, arayüz pürüzsüz	11
Şekil 3.4 : Pürüzlü yüzeyde saçılma	12
Şekil 3.5 : Saçılmanın gösterilimi	15
Şekil 3.6 : Gevşeme emilim katsayısı ile frekansın değişimi	16
Şekil 3.7 : ZKG ile yankı genliğinin ayarlanması	17
Şekil 3.8 : Yankılanma	18
Şekil 3.9 : Yüksek yansıtıcılı yada zayıflatıcılı madde tarafından gölgelenme	18
Şekil 3.10 : Düşük zayıflatmalı yankı artırımı	19
Şekil 4.1 : Sesötesi cihazının yapısı	20
Şekil 4.2 : Analog-sayısal dönüşümü çeşitli zaman aralıkları kayıt edilerek sağlanır	21
Şekil 4.3 : Analog-sayısal dönüşüm	22
Şekil 4.4 : Piksel parlaklık seviyesi	22
Şekil 4.5 : Temel dönüştürücü şeması	23
Şekil 4.6 : Piezoelektrik etkisi	23
Şekil 4.7 : Tarama çeşitleri	24
Şekil 4.8 : Doğrusal dönüştürücü	25
Şekil 4.9 : Parçalı dönüştürücü	25
Şekil 4.10 : Dışbükey dönüştürücü	26
Şekil 4.11 : 3 boyutlu uzayda çözünürlük bileşenleri	27
Şekil 4.12 : Eksensel çözünürlük	27
Şekil 4.13 : A-kişi görüntüleme	29
Şekil 4.14 : B-kişi görüntüleme	30
Şekil 4.15 : M-kişi görüntüleme	31
Şekil 5.1 : Göreneksel görüntülemeye iletilen ve geri alınan sinyal.....	32
Şekil 5.2 : Geri gönen ana sinyal, harmonik sinyal ve toplam sinyal.....	32
Şekil 5.3 : Harmonik sinyale neden olan titreşim.....	33
Şekil 5.4 : Ses Dalga Formunun Bozulması.....	33

Şekil 5.5	: 2. Harmonik Görüntüleme, iletilen frekans f , geri alınan frekans $2f$	34
Şekil 5.6	: Dar bantlı iletilen darbe frekans spektrumu.....	35
Şekil 5.7	: Geniş Bant Harmonik Görüntüleme	35
Şekil 5.8	: Doğrusal Yapıdan Dönen Yankı	35
Şekil 5.9	: Doğrusal Olmayan Yapıdan Dönen Yankı	36
Şekil 5.10	: Faz çevirmeden sonra çift harmonik bileşenler toplamı daha yüksek genliktedir	36
Şekil 6.1	: Fantom	38
Şekil 6.2	: Taş örneği	39
Şekil 6.3	: Madeni para örneği	39
Şekil B.1	: 10 MHz göreneksel görüntüleme (1. çalışma)	49
Şekil B.2	: 6,5 MHz göreneksel görüntüleme (1. çalışma)	50
Şekil B.3	: 5 MHz göreneksel görüntüleme (1. çalışma)	51
Şekil B.4	: 1,8 MHz göreneksel görüntüleme (1. çalışma)	52
Şekil B.5	: $10/2=5$ MHz doku harmonik görüntüleme (1. çalışma)	53
Şekil B.6	: $5,2/2=2,6$ MHz doku harmonik görüntüleme (1. çalışma)	54
Şekil B.7	: $4,4/2=2,2$ MHz doku harmonik görüntüleme (1. çalışma)	55
Şekil B.8	: 10 MHz göreneksel görüntüleme (2. çalışma)	56
Şekil B.9	: 8,9 MHz göreneksel görüntüleme (2. çalışma)	57
Şekil B.10	: 2,2 MHz göreneksel görüntüleme (2. çalışma)	58
Şekil B.11	: 5,7 MHz doku harmonik görüntüleme (2. çalışma)	59
Şekil B.12	: 5 MHz doku harmonik görüntüleme (2. çalışma)	60
Şekil B.13	: 4 MHz doku harmonik görüntüleme (2. çalışma)	61
Şekil B.14	: 2 MHz doku harmonik görüntüleme (2. çalışma)	62
Şekil B.15	: 12 MHz göreneksel görüntüleme (3. çalışma)	63
Şekil B.16	: 10 MHz göreneksel görüntüleme (3. çalışma)	64
Şekil B.17	: 7,5 MHz göreneksel görüntüleme (3. çalışma)	65
Şekil B.18	: 5 MHz göreneksel görüntüleme (3. çalışma)	66
Şekil B.19	: $10/2=5$ MHz doku harmonik görüntüleme (3. çalışma)	67
Şekil B.20	: $5,2/2=2,6$ MHz doku harmonik görüntüleme (3. çalışma)	68
Şekil B.21	: $4,2/2=2,1$ MHz doku harmonik görüntüleme (3. çalışma)	69
Şekil B.22	: 10 MHz göreneksel görüntüleme (4. çalışma)	70
Şekil B.23	: 5 MHz göreneksel görüntüleme (4. çalışma)	71
Şekil B.24	: 3,5 MHz göreneksel görüntüleme (4. çalışma)	72
Şekil B.25	: $10/2=5$ MHz doku harmonik görüntüleme (4. çalışma)	73
Şekil B.26	: $5,2/2=2,6$ MHz doku harmonik görüntüleme (4. çalışma)	74
Şekil B.27	: $4,2/2=2,1$ MHz doku harmonik görüntüleme (4. çalışma)	75

SEMBOL LİSTESİ

A	: Akışkanlık ve ısı katsayılarını içeren sabit
c	: Ses hızı
c_{us}	: Akustik hız
d	: Dönüştürücü ve yansıtıcı arasındaki mesafe
f	: Frekans
I	: Sesötesi şiddeti
I₁, I₂	: Şiddet değerleri
k	: Sertlik
μ	: Şiddet zayıflama katsayısı
P_A	: Basınç genliği
P₁, P₂	: Basınç değerleri
R	: Yansıma katsayısı
W_s	: Saçılma gücü
Z	: Akustik direnç
α	: Basınç zayıflama katsayısı
β	: Toplam emilme katsayısı
β_{class}	: Klasik emilme katsayısı
β_r	: Gevşeme emilme katsayısı
ΔI	: Şiddet değişimi
Δx	: Geçilen tabaka kalınlığı
λ	: Dalga boyu
ρ	: Doku yoğunluğu
θ_i, θ_r, θ_t	: Geliş açısı, yansıma açısı, geçiş açısı

Üniversitesi : İstanbul Teknik Üniversitesi
Enstitüsü : Fen Bilimleri
Anabilim Dalı : Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği
Programı : Biyomedikal Mühendisliği
Tez Danışmanı : Prof. Dr. İnci ÇİLESİZ
Tez Türü ve Tarihi : Yüksek Lisans – Ocak 2006

ÖZET

SESÖTESEL GÖRÜNTÜLEMİYİ ETKİLEYEN FAKTÖRLERİN İNCELENMESİ VE GÖRENEKSEL GÖRÜNTÜLEME İLE DOKU HARMONİK GÖRÜNTÜLEMENİN KARŞILAŞTIRILMASI

Halis ÇİMİLİ

Bu çalışmada, bir sesötesi fantomu geliştirilerek 3 farklı sesötesi cihazı ile 3 farklı derinlikte 4 ayrı çalışma yapılmıştır. 3 farklı derinlik olan yakın, orta ve uzak derinlikteki incelemeler için göreneksel görüntüleme ve doku harmonik görüntüleme ile farklı frekanslar kullanılarak, her bir derinlik için en uygun görüntüleme frekansı saptanmıştır. Frekans çalışması sonucunda derinlik arttıkça, yeterli görüntülemenin sağlanabilmesi için görüntüleme frekansının azalması gerektiği belirlenmiştir. Daha sonra 2 ayrı metod olan göreneksel ve doku harmonik görüntüleme çalışmaları sonucunda, hangi derinlikte hangi görüntüleme metodunun daha uygun olduğu saptanmış ve yeni bir teknoloji olan doku harmonik görüntüleme metodunun farklı seviyelerdeki etkisi incelenmiştir. Doku harmonik görüntülemenin özellikle zor ortamlar ve orta seviye derinliklerde göreneksel görüntülemeye karşı üstünlük sağladığı ancak bu üstünlüğün derinlik arttıkça azaldığı tespit edilmiştir. Yakın seviye derinlikte ise 2 görüntüleme metodu arasında fark görülmemiştir.

Anahtar Kelimeler: Sesötesi, Fantom, Doku harmonik

Bilim Dalı Sayısal Kodu: 609

University : İstanbul Technical University
Institute : Institute of Science and Technology
Science Programme : Electronic and Telecommunication Engineering
Programme : Biomedical Engineering
Supervisor : Prof. Dr. İnci ÇİLESİZ
Degree Awarded and Date : M. Sc. – January 2006

ABSTRACT

OBSERVATION OF FACTORS WHICH INFLUENCE THE ULTRASOUND IMAGING AND COMPARISON OF CONVENTIONAL IMAGING AND TISSUE HARMONIC IMAGING

Halis ÇİMİLİ

In this study, 4 sets of different observations were made at 3 different depths with 3 different ultrasound systems using a self developed phantom. In observations at 3 different depths, close-middle-far ranges, for each depth the appropriate screening frequency is determined by conventional imaging and tissue harmonic imaging using different frequencies. As a result of the frequency observation, it is determined that in order to obtain an appropriate imaging, the imaging frequency should be decreasing as the depth increases. After that as a result of observations determined by 2 different models which are conventional and tissue harmonic imaging, which method is appropriate for which depth is determined, and the influence of the new technology, the tissue harmonic imaging, in different depths is analyzed. It is observed that the tissue harmonic monitoring is better than the conventional monitoring especially in rough medium and middle depth, however it is also observed that this advantage is decreasing as the depth increases. In close depth, no difference in imaging is observed between the two methods.

Keywords: Ultrasound, Phantom, Tissue harmonic

Science Code: 609

1. GİRİŞ

1.1 Giriş ve Çalışmanın Amacı

1940’larda, II. Dünya Savaşı sırasında ilk olarak radarlarda kullanılmaya başlayan sesötesi teknolojisi, bu tarihten sonra tanısal tıp çalışmalarında da kullanılmaya başlandı ve 1970’lerden sonra tam anlamı ile tanısal tıp çalışmaları için kabul gördü. Son 20 yılda sesötesi teknolojisinin gösterdiği üstün performans nedeniyle , sesötesi görüntüleme metodu, x-ışını görüntüleme metodlarından sonra ikinci sıraya yerleşti. Tek başına cihaz adedi olarak bakıldığında ise tanısal görüntüleme cihazları arasında günümüzde ilk sırada bulunmaktadır. 1990’lardaki verilere göre dünya çapında 250.000 sesötesi cihazı bulunmaktadır. Sesötesi görüntüleme teknolojisinin gelişmesinin en büyük nedenlerinden biri de, bu tekniğin inceleme yapılan hastaya zarar vermemesidir.

Sesötesi görüntüleme metodunda yeterli bir görüntü almak için en önemli kriter , verilen frekans ile inceleme yapılmak istenen derinlik arasındaki ilişkiyi iyi kurmaktır. Sesötesi teknolojisinde de yapılan yenilikler her zaman öncelikle frekans-derinlik ilişkisini doğru kurduktan sonra uygulanabilmektedir.

Sesötesi görüntüleme teknolojisinin çok hızlı gelişmesi ile kendi içinde yeni tekniklerin gelişimine de izin vermiştir. Son 5 yılda göreneksel görüntülemenin yanında doku harmonik görüntüleme ile de çalışmalar yapılmaktadır. Doku harmonik görüntülemenin amacı vücuda daha düşük frekans değerine sahip ses dalgaları gönderip, vücut içi titreşimlerden yararlanarak daha yüksek frekanslı ses dalgalarını algılayarak daha kaliteli görüntüler elde etmektir.

Bu tez çalışmasında 3 farklı örnek, bir fantom içine değişik derinliklere yerleştirilerek, Siemens marka 3 farklı sesötesi cihazı (G50, G60S, Antares) ile görüntülenmiştir. Çalışma sonunda frekans-derinlik ilişkisi saptanmış, ayrıca farklı derinliklerde göreneksel ve doku harmonik görüntülemenin başarımlarını karşılaştırılması yapılmıştır.

2. SESÖTESİ GÖRÜNTÜLEME

2.1 Sesötesi Görüntüleme Genel Tanım :

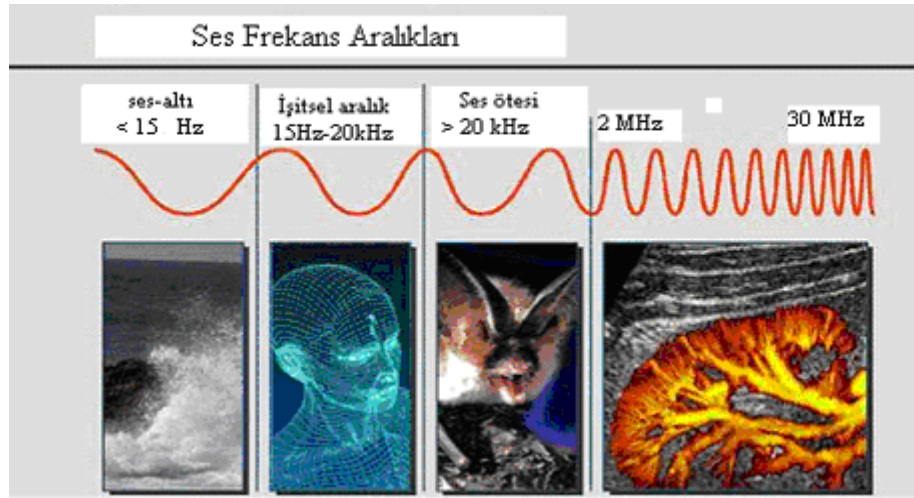
Genel anlamda sesötesi görüntüleme; yüksek frekanslı ses dalgalarını kullanarak , vücut içi bölgeleri ve organları görüntüleyen tanısal bir görüntüleme metodudur.

Sesötesi görüntüleme acısız, cihazı kolayca taşınabilen ve diğer tanısal görüntüleme yöntemlerine göre daha ucuz bir görüntüleme yöntemidir ([1], s.107).

5 duyumuzdan biri olan işitme ses ile sağlanır. İnsan her sesi duyamaz; ancak 15-20000 Hertz arasındaki sesleri duyabilir. 15 Hz ‘in altındaki frekanslara sahip olan seslere “ses-altı” tanımlaması yapılır [2].

Sesötesel frekanslar 20 kHz ile başlar([3], s.1). Yarasalar ise 30-80 kHz frekans seviyesindeki sesleri duyabilmektedir [4].

Tanısal sesötesel frekanslar ise 2MHz-30MHz arasındadır. Günümüzde, gerekli derinlikte kaliteli çözünürlük sağlamak açısından, kullanılan tanısal sesötesi frekans aralığı ise 2MHz-15MHz arasındadır ([5], s.21). Ancak özel uygulamalar gerektiren oftalmoloji, deri görüntüleme ve damar içi görüntüleme çalışmaları için 100 MHz seviyelerine çıkılabilmektedir ([6], s.4). 1 GHz üzerinde frekanslara sahip ses dalgalarına ise “ses-üstü “ adı verilir.

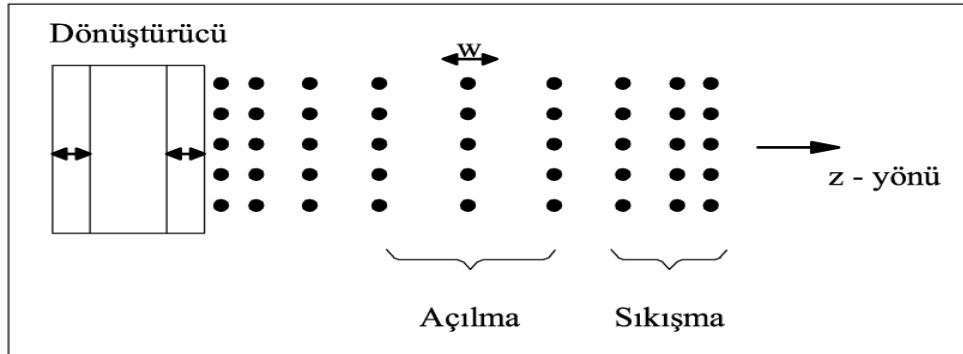


Şekil 2.1 : Ses Frekans Aralıkları [2]

2.2 Sesin Özellikleri

2.2.1 Sesin Yayılması :

Sesötesel dalgalar, duyulabilen ses dalgaları gibi sıkıştırılabilen mekanik dalgalardır. Yayılım alanındaki kaynağın çekme-itme hareketlerine göre üretilir. Ortamdaki parçaların salınım hareketleri yayılım yönüne paralel olduğu için bu tip dalgalara “uzunlamasına dalgalar” adı verilir ([7], s.27). Bir sesötesi dalgasının doku boyunca geçişinin tasviri Şekil 2.2’de gösterilmiştir.



Şekil 2.2 : Doku Boyunca Sesötesi Dalgasının Geçişini ([1], s.109, şek. 3.2)

2.2.2 Frekans-Dalga Boyu- Hız

Frekans (f) , sesötesi dalgası eğrisindeki bir noktadan birim zamanda (saniyede) geçen dalga sayısıdır. Birimi Hertz: Hz’dir.

Dalga boyu (λ) ise birbirini izleyen iki dalgaının benzer noktaları arasındaki mesafe olarak ifade edilir ([3], s.10).

Dalga boyu ile frekans birbirlerine ses hızı(c) ile orantılıdır ([3],denk.(2.2)).

$$c = \lambda \cdot f \quad (2.1)$$

ifadesi ile ses hızı (c) bulunabilmektedir. Birimi m/s’dir.

Dalga boyu kısa olursa aralarındaki ters orantıdan dolayı frekans yüksek olur ve çözünürlük de frekansla orantılı olarak yükselir. Bir başka ifade ile frekans görüntüleme kalitesi bakımından önemli bir kriterdir [8].

Ses hızı öncelikle , sesin geçtiği ortamın yoğunluğu ve sertliğine bağlıdır. Yoğunluk (ρ) kg/m^3 , sertlik (k) ise Pa birimleri ile ifade edilir ([9], s.11).

$$c = \sqrt{\frac{k}{\rho}} \quad (2.2)$$

Sesin yayılma hızı ortamın özelliklerine göre değişmektedir (Tablo-2.1). Aşağıdaki tabloda görüldüğü gibi ses hızı havada 330m/s, suda 1480 m/s olarak ölçülmektedir. Yumuşak insan dokularında ise bu hız neredeyse suda yayılır gibi, 1450m/s ile 1570 m/s değerleri arasındadır. Sesin insan dokularında yayılma hızı ortalama 1540m/s olarak kabul edilmekte ve tüm tanısal sesötesi cihazlarda ayarlamalar bu hıza göre yapılmaktadır.

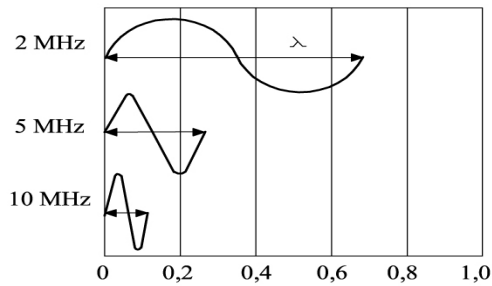
Tablo 2.1 : Sesin Farklı Ortamlarda Yayılma Hızı [10]

Ortam	Yoğunluk (kg/m ³)	c (m/s)
Hava	1,2	330
Akciğerler	300	600
Yağ	924	1450
Su	1000	1480
Yumuşak doku	1050	1540
Böbrek	1041	1565
Kan	1058	1560
Karaciğer	1061	1555
Kas	1068	1600

2.2.2.1 Frekans ve Girim Derinliği(Penetration Depth):

Frekans, girim derinliği ile doğrudan ilintilidir. Girim derinliği, çevirici ile en derindeki görülebilen doku arasındaki uzaklık olarak ifade edilir.

Denklem (2.1) ifadesi göz önüne alınırsa, yüksek frekansta kısa dalga boyları elde edilerek, daha çok yüzeye yakın dokuların görüntülerinin elde edilebileceği; düşük frekanslarda ise yüksek dalga boyları elde edilerek daha derindeki dokuların görüntülenebileceği anlaşılabılır [8].



Şekil 2.3 : Frekans-Dalga Boyu İlişkisi [8]

2.3 Darbe-Yankı Tekniği

Sesötesi sistemini oluşturan ana cihaz (Şekil 2.4) ve dönüştürücüler (Şekil 2.5, 2.6) aşağıda gösterilmiştir.



Şekil 2.4 : Ana Cihaz [11]

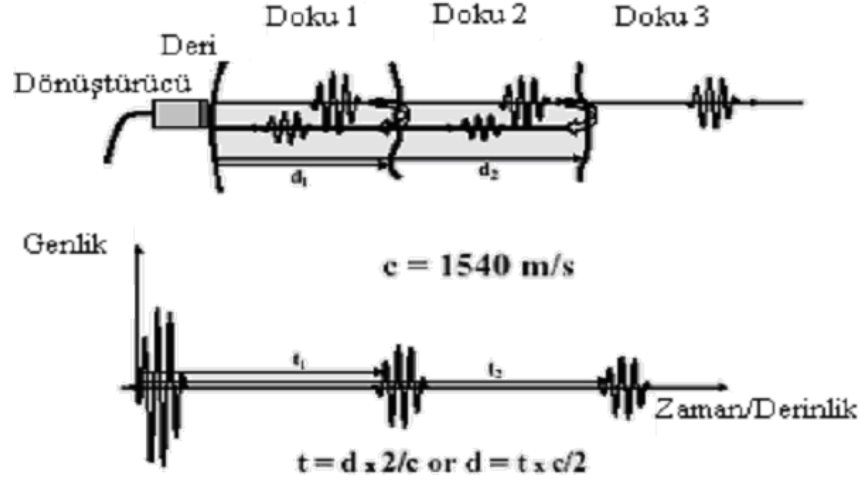


Şekil 2.5 : Dışbükey Dönüştürücü[11]



Şekil 2.6 : Doğrusal Dönüştürücü[11]

Tetkik esnasında incelenen vücut alanına değdirilerek gezdirilmek sıfatıyla kullanılan sesötesi sisteminin parçasına dönüştürücü denilir. Darbe-yankı tekniği kullanılan sesötesi sistemlerinde dönüştürücü, verici ve alıcı görevini üstlenmektedir. Cihazdan gelen elektrik darbeleri öncelikle dönüştürücünün içerdıği piezoelektrik kristaller aracılığıyla akustik basınç dalgasına dönüşerek vücuda yayılır. Vücut içindeki yansıtıcı (doku) yansıma oluşturarak ses dalgalarının bir kısmını tekrar dönüştürücüye ulaştırır. Bu noktada dönüştürücü bir diğer görevi olan “alıcı” görevini gerçekleştirerek ses dalgalarını tekrar elektrik darbelerine dönüştürerek ana sisteme iletir.



Şekil 2.7 : Darbe-Yankı Tekniği [4]

Darbe-yankı tekniğinde, gönderilen darbe ile alınan yankı arasındaki harcanan zaman, çevirici ile yansıtıcı arasındaki uzaklık(d) ile ilişki içerisinde [11]. Toplam uzaklık $2d$ değerindedir. d değeri akustik hız bilindiğinden, aşağıdaki bağıntı ile elde edilebilir [2].

$$d = \frac{1}{2} c_{us} \cdot t \quad (2.2)$$

3.SESÖTESİNİN MADDE İLE ETKİLEŞİMİ

3.1 Akustik Direnç

Sesötesi yankılar geri yansımalar ve geri saçılmalardan oluşmaktadır. Doku ara yüzlerinden oluşan geri yansımalar doku katmanlarının farklı akustik dirençlere sahip olmalarından dolayı oluşmaktadır. Akustik direnç (Z), ortamda bulunan ve ortamı oluşturan parçacıkların kendilerine uygulanan basınç dalgasına karşı vermiş oldukları cevap olarak ifade edilir. Akustik direnç;

$$Z = \sqrt{\rho k} \quad (3.1)$$

denklemini ile ifade edilir. Denklem (2.2) 'de olduğu gibi yoğunluk (ρ) kg/m^3 , sertlik (k) ise Pa birimleri ile ifade edilir ([9], s.13).

Pratikte kullanılan akustik direnç formülü; denklem (2.2) ile akustik direnç formülü (3.1) birleştirildiğinde aşağıdaki ifade elde edilir. ([1], s.110,denk. 3.8) .

$$Z = c \cdot \rho \quad (3.2)$$

ρ = yoğunluk (kg/m^3) ve c = ses hızı (m/san)

Z = Akustik direnç ($\text{kg/m}^2 \text{ san}$)

Direnç değerindeki değişim belli değerde sesötesi enerjisinin geri yansımaya neden olmaktadır. Dokular arası yüksek direnç farkı daha çok enerjinin geri yansımaya neden olmakta ve böylece daha yüksek genlikte yankı elde edilmektedir. Geri yansıyan enerji dışındaki akustik enerji ise dokunun derinliklerine doğru ilerlemesine devam eder.

Yumuşak doku akustik direnci ile su akustik direnci arasında az bir değer farkı vardır. Dokular arası yumuşak geçişli ara yüzler sesötesi sinyalinin ilerlemesine olanak sağlar. Ancak, Tablo 3.1'de görüldüğü gibi vücuttaki temel yumuşak dokular ile kemik akustik dirençleri arasında belli bir fark olduğu için akustik enerjinin büyük kısmı kemik tarafından geri yansıtılır, geri kalan enerji ise kemik tarafından

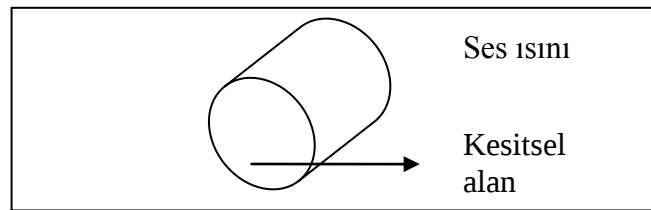
emilir. Genel olarak kemik dokuları, sesötesi çalışmalarında görüntüde şimşeklenmeler oluşturur. Doku ile hava arasındaki akustik direnç farkı ise o kadar büyüktür ki, sesötesi dalgaları hava içeren hacimlere giremez ve görüntü elde edilemez [2].

Tablo 3.1 : Biyolojik Dokuların Akustik Dirençleri([1], s.111, tablo3.1)

Ortam	Akustik Direnç x 10 ⁵ (g.cm ⁻² s ⁻¹)
Yağ	1,38
Göz	1,52
Beyin	1,58
Kan	1,61
Böbrek	1,62
Karaciğer	1,65
Kas	1,7
Kemik	7,8
Hava	0,0004

3.2 Sesötesinin enerji, güç ve şiddeti.

Elektrik enerjisi piezoelektrik dönüştürücü tarafından mekanik enerjiye çevrilir. Bu mekanik enerji doku tarafından emildiği zaman ısı oluşur. Bu oluşumun derecesi kaynağın gücü olarak tanımlanır ve joules/san yada watt cinsinden ifade edilir ([3], s.11). Sesötesi şiddeti (I), birim alana akan enerji olarak ifade edilmektedir. Ortalama şiddet ise ses ışınının toplam gücünün ışının yüzey kesit alanına bölümüne eşittir[12].



Şekil 3.1 : Ses Işını Kesitsel Alanı

$$I = \frac{P}{A} \quad (3.3)$$

P (W) ışının toplam gücünü, A (cm²) ise yüzey kesit alanını ifade etmektedir. Ayrıca, basınç genliğinin karesi ile de orantılıdır : $I \propto P^2$

Sesötesi şiddetinin birimi milliwatts/cm² veya mW/cm² ile ifade edilir [2]. Ayrıca şiddet uygulamada (dB) cinsinden de hesaplanabilir.

$$dB = 10 \log_{10} \left(\frac{I_2}{I_1} \right) \quad (3.4)$$

veya

$$dB = 20 \log_{10} \left(\frac{P_2}{P_1} \right) \quad (3.5)$$

çünkü $I \propto P^2$

I_1, I_2 değişen şiddet değerlerini, P_1, P_2 basınç değişimlerini ifade etmektedir.

Tablo 3.2’de görüldüğü gibi sesötesi görüntülemeye çıkış ses gücü ile geliş ses gücü arasındaki oran 10^6 değerine kadar ulaşabilir. dB fonksiyonu ile ufak farklar büyütülebilir, büyük farklar ise azaltılabilir.

Negatif dB değerleri zayıflamayı, pozitifler ise genlikteki güçlenmeyi gösterir. Gücün %50 azalması -3dB de gerçekleşir. Bu değer sesötesi görüntülemeye “yarı değer” kalınlığı olarak ifade edilir [8].

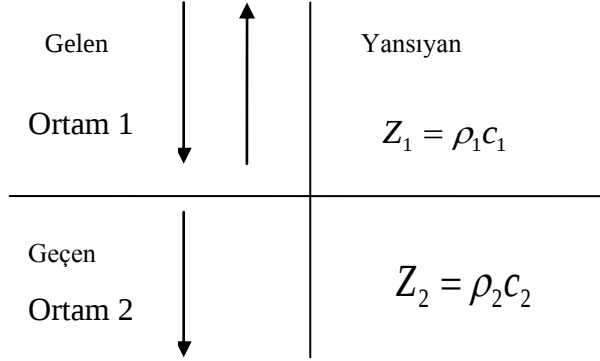
Tablo 3.2 : Desibel Değerleri, Şiddet Oranı, Basınç Genlik Oranları [8]

Desibel (dB)	Şiddet Oranı		Basınç Genlik Oranı	
	I_2/I_1	$\log(I_2/I_1)$	P_2/P_1	$\log(P_2/P_1)$
0	1	0	1	0
3	2	0,3	1,414	0,15
6	4	0,6	2	0,3
12	16	1,2	4	0,6
20	100	2	10	1
40	10000	4	100	2
60	1000000	6	1000	3
-3	0,5	-0,3	0,707	-0,15
-6	0,25	-0,6	0,5	-0,3
-20	0,01	-2	0,1	-1
-40	0,0001	-4	0,01	-2

3.3 Yansıma, Kırılma, Saçılma :

Pürüzsüz ara yüzeyler düşünüldüğünde, sesötesi görüntülemde yüzeye geliş açısına göre, sesötesi dalgalar yansır, kırılır ve diğer ortama geçiş yapar.

Eğer Şekil 3.2’ deki gibi arayüz pürüzsüz ve ses ötesi dalganın yayılma yönü arayüze dik ise sesötesi ışının bir kısmı yansır, bir kısmı diğer ortama geçiş yapar ([3], s.21).



Şekil 3.2 : Geliş Açısı Düzleme Dik, Arayüz Pürüzsüz ([1], s.112, şek. 3.3)

Böyle bir durumda yansıma katsayısının şiddeti , ışın şiddetleri ve akustik dirençler ile ifade edilebilir ([3], s.21,denk.(3.1)).

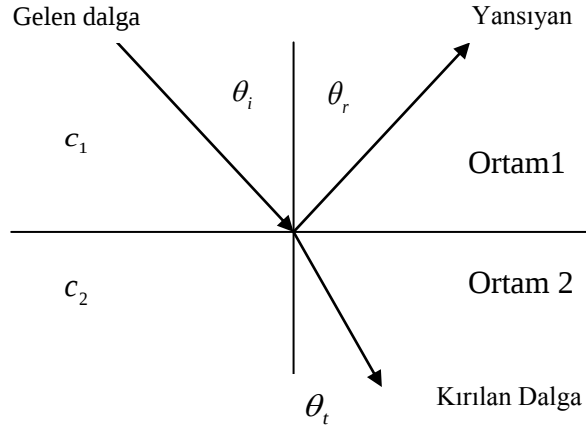
$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)}{(Z_2 + Z_1)} \quad (3.6)$$

$I \propto P^2$ ilişkisinden ;

$$\frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{(Z_2 - Z_1)}{(Z_1 + Z_2)} \right)^2 \quad (3.7)$$

R yansıma katsayısının şiddetini, I_i geliş ışın şiddetini, I_r yansıyan ışın şiddetini, Z_1 ilk ortamın akustik direncini, Z_2 2. ortamın akustik direncini ifade etmektedir. ρ_1 ve ρ_2 ise ortam yoğunluklarını ifade etmektedir.

Eğer Şekil 3.3’ de gösterildiği gibi geliş açısı arayüzeye dik değilse, bu durumda yansıyan ve geçen şiddetle sadece akustik dirençlere değil aynı zamanda geliş açısına da bağlıdır.



Şekil 3.3 : Geliş Açısı Yüzeye Dik Değil, Ara Yüz Pürüzsüz([1], s22, şek.3.2)

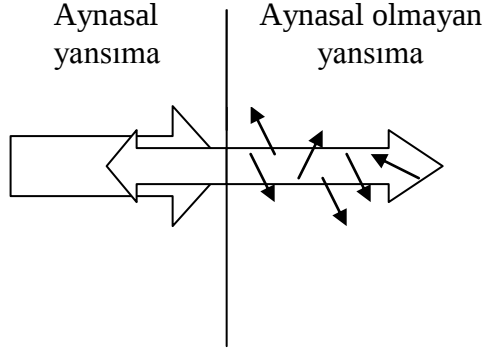
Tüm pürüzsüz yüzey yansımalarında geliş açısı θ_i , geliş açısı θ_r ’ye eşittir.

Geliş açısı ortam ara yüzeyine dik olmayan durumlarda ayrıca sesötesi dalgasının hızı geldiği ortam ve geçiş yaptığı ortam arasında fark gösterir. Bu farklı hızlar arasındaki ilişki Snell’s yasası ile ifade edilebilir ([3],s.22,denk.(3.5)).

$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{c_2}{c_1} \quad (3.8)$$

θ_t geçiş açısı, θ_i geliş açısını, c_1 ilk ortamdaki sesötesi hızı, c_2 ikinci ortamdaki sesötesi hızı ifade eder.

Sesötesi çalışmalarda incelenen dokuların yüzeyleri genelde düzgün olmaz. Bu durumda eğer yansıtan yüzey düzgün değilse; sesin bir bölümü Şekil 3.3'ün sağ tarafında gösterildiği gibi saçılmaya uğrar. Saçılma sesötesi çalışmalarında karşılaşılan en büyük zayıflama nedenlerinden biridir.



Şekil 3.4 : Pürüzlü Yüzeyde Saçılma[4]

3.4 Zayıflama

Zayıflama, sesötesi şiddetinin bir ortamdan geçerken azalması anlamına gelmektedir. Ses dalgası bir ortamdan geçerken zayıflar. Zayıflamaya neden olan nedenler aşağıda sıralanmıştır:

Emilme

Saçılma

Işın sapması

Yansıma

Kırılma

3.4.1 Yansıma, kırılma ve sapma ile zayıflama

Hem pürüzsüz hem de pürüzlü yüzeylerde oluşan yansımalar aynı zamanda sesötesinin şiddetini de zayıflatmaktadır. Ayrıca kırılmalar da geçiş yapılan yüzeyde ilerleyen ışının yönünü etkilemelerinden dolayı sesötesi şiddetini zayıflatmaktadırlar. Yansıma ve kırılmadan dolayı oluşan zayıflamalar Bölüm 3.3'de anlatılmıştır.

Sapma ile zayıflamada ise toplam güç değişmese de çaprazlamasına kesilmiş ışın alanı fazlalaştığından, şiddette buna ters olarak azalır. Bu tip zayıflamaya geometrik zayıflamada denir.

Genel olarak sesötesi görüntüleme sırasında karşılaşılabilecek en büyük iki zayıflama nedeni emilme ve saçılmalardır. Bir sesötesi dalgası doku içinde yayılırken , uğramış olduğu emilme ve saçılmaların toplamı kadar zayıflar. Zayıflama, sesötesi dalgasının basıncında ve şiddetinde gerçekleşen azalmanın uzaklığa bağlı değişimi ile de ifade edilir ([1],s.116,denk.(3.25)).

$$\begin{aligned} I(z) &= I(z=0) \exp(-\mu z) \\ p(z) &= p(z=0) \exp(-\alpha z) \end{aligned} \quad (3.9)$$

μ , şiddet zayıflama katsayısını, α basınç zayıflama katsayısını ifade etmektedir. Her iki sembolde cm^{-1} birimi ile ifade edilmektedir. Ayrıca aralarında

$$\mu = 2\alpha \quad (3.10)$$

ilişkisi bulunmaktadır.

μ ve α uygulamada genel olarak dB.cm^{-1} birimleri ile gösterilir ([1],s.116,denk.(3.25)).

$$\mu(\text{dB.cm}^{-1}) = -\frac{1}{z} 10 \log \frac{I(z)}{I(z=0)} \quad (3.11)$$

$$\alpha(\text{dB.cm}^{-1}) = -\frac{1}{z} 20 \log \frac{p(z)}{p(z=0)} \quad (3.12)$$

olarak ifade edilir.

Emilme ve saçılma frekansa göre değişim gösterdiği için zayıflama da frekansa bağlı olarak değişir. Dokuların çoğunda zayıflama katsayısı (dB.cm^{-1}) ile frekans arasında neredeyse doğrusal bir ilişki vardır. Yumuşak dokular için tipik zayıflama katsayısı $1 \text{ dB cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$ ' dir ; bu da 3 MHz 'lık bir sesötesi ışını için zayıflama katsayısının 3 dB cm^{-1} olduğunu ifade eder.

Tablo 3.3’de 1 MHz ‘de dB cm^{-1} cinsinden çeşitli dokuların zayıflama katsayıları ifade edilmiştir ([7], s.38).

Tablo 3.3 : Sık Görülen Dokular İçin 1 MHz’de dB cm^{-1} Cinsinden Zayıflama Katsayıları ([7], tablo (3.6))

Doku	Zayıflama katsayısı (dB cm^{-1})
Kan	0,2
Kas	1,5
Karaciğer	0,7
Beyin(yetişkin)	0,8
Kemik	10
Yağ	0,6
Su	0,002
Yumuşak doku (ortalama)	0,7

Birçok uzman tarafından zayıflama, dalganın enerji yada genliğinin yarısını kaybettiği uzaklık olarak belirtilir [13].

Tablo 3.4 : Uzaklığa Göre Zayıflama

Maddde	Yarı-güç Mesafesi(cm)
Su	380
Kan	15
Yumuşak Doku	5-1
Kas	1-0,6
Kemik	0,7-0,2
Hava	0,08
Akciğer	0,05

Bu tablodan çıkan sonuç:

Zayıflama yumuşak dokularda, kaslarda olduğundan daha fazladır.

Kas yapısı bulundurmayan su içeren kısımlar akustik enerjiyi çok zayıflatmaz

Kemiğin yarı-güç mesafesi kaslara göre çok azdır bu kemiklerin neden sesötesi için bir engel görevi yaptığını ortaya koymaktadır.

Hava ve akciğer hücrelerinin yarılanma uzaklıkları çok düşüktür ve bu akustik enerji iletiminde ne kadar büyük engel olduklarını ortaya koymaktadır.

3.4.2 Saçılma ile zayıflama

Eğer pürüzlü yüzeylerde sesötesi ışını, sesötesi dalgası dalgaboyu ile aynı boyda yada daha küçük ebatlara sahip yapılar ile karşılaşırse dalga her yönde saçılma uğrar ([1], s.115). Bu olay haliyle ses dalgasının yayılma yönünde zayıflamasına da neden olur [8]. Saçılmanın açısal değişimi ve saçılmanın büyüklüğü yansıtıcının şekli, büyüklüğü, fiziksel ve akustik özelliklerine göre değişiklik gösterir.



Şekil 3.5 : Saçılmanın Gösterilimi [14]

Saçılan toplam sesötesi gücü karşılaşılan yapının ebatı (d) ve sesötesi dalgasının dalgaboyu arasındaki ilişkiye bağlıdır. Sesötesi dalgaboyundan çok küçük ebatlara sahip yapılar için saçılma gücü aşağıdaki denklem ile ifade edilir ([9], s.15).

$$W_s \propto \frac{d^6}{\lambda^4} \quad (3.13)$$

3.4.3 Emilme ile Zayıflama:

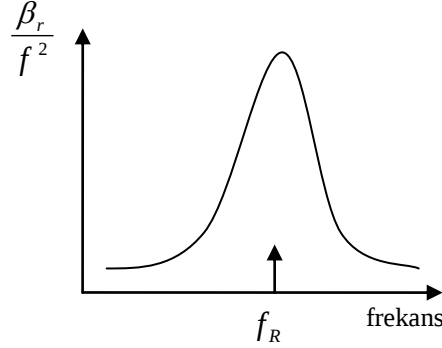
Sesötesi dalgasının zayıflama nedenlerinde biri de akustik enerjinin ısıya dönüşümü sonucunda oluşan emilmedir. Bu zayıflamanın oluşumunda 2 önemli mekanizma bulunur : klasik emilme ve gevşeme. Klasik emilme, sesötesi dalgasının dokudan geçişi sırasında hareket eden parçacıkların sürtünmesi sonucu meydana gelir. Bu kayıp β_{class} emilme katsayısı ile ifade edilir. β_{class} değeri sesötesi dalgasının frekansının karesi ile orantılıdır ([1], s.114, denk.(3.21)).

$$\beta_{class} = A f^2 \quad (3.14)$$

A yapışkanlık ve ısı katsayılarını içeren bir sabittir.

İkinci emilme mekanizması ise gevşemedir. Doku bir gevşeme zamanı (τ) geçirmektedir ve gevşeme zamanı ; molekülün sesötesi dalgası geçtikten sonra ilk pozisyonuna dönebilmesi için geçen zaman ile ifade edilir. Örnek olarak Şekil 3.6'da dalganın pozitif olan sol tarafında parçacıkların sıkışması ifade edilmektedir.

Dalganın tepe noktasında ise doku tekrar gevşemeye başlar ve tam tepe noktadaki frekans değeri (f_R) dalganın denge düzeyine geri dönüşünü başlatan gevşeme frekansı olarak kabul edilir.



Şekil 3.6 : Gevşeme emilim katsayısı ile frekansın değişimi ([1], s114, şek.3.4)

Gevşeme işlemi gevşeme emilim katsayısı olan β_r ile ifade edilir ([1], s.114, denk.(3.22)).

$$\beta_r = \frac{\beta_0 f^2}{1 + (f / f_R)^2} \quad (3.15)$$

f_R gevşeme frekansını ifade etmektedir. Ayrıca f_R ifadesinin maksimum değeri ;

$$f_R = (2\pi\tau)^{-1} \text{ eşitliği olduğu zaman elde edilir.}$$

Toplam emilme katsayısı β ise klasik emilme katsayısı ve gevşeme emilme katsayısının toplamı ile ifade edilmektedir ([1], s.115, denk.(3.23)).

$$\beta = \beta_{class} + \beta_r = Af^2 + \sum_n \frac{B_0 f^2}{1 + (f / f_R)^2} \quad (3.16)$$

3.4.3.1 Emilim Kuralı :

Emilim yasası, sesötesinin akustik enerjisinin frekans, derinlik ve ortam emilim sabitine bağlı olarak sıcaklığa dönüşmesini ifade eder [2].

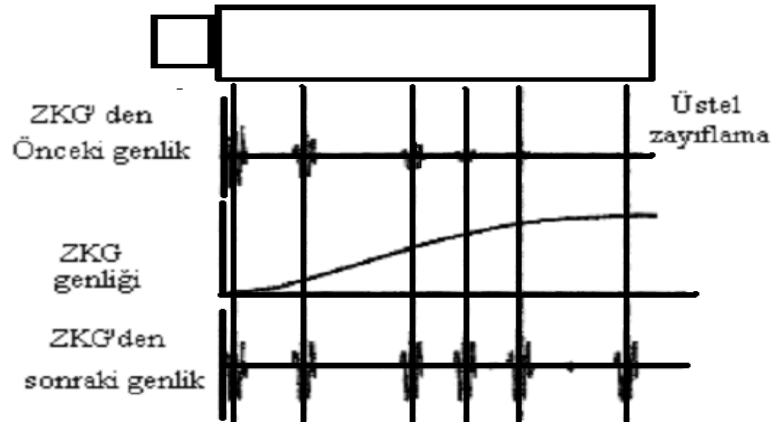
derinlik arttıkça;

frekans arttıkça;

emilim sabiti arttıkça; emilim de artar.

3.4.4 Zaman Kazanç Giderimi (ZKG), Derinlik Kazanç Giderimi (DKG)

Sesötesi, yumuşak dokular tarafından zayıflatılmaktadır. Yankı genliğindeki bu azalmanın giderimi için elektronik bir düzeltme gereklidir. İşte bu düzeltme işlemi sesötesi cihazlarında bulunan Zaman Kazanç Giderimi (ZKG), Derinlik Kazanç Giderimi (DKG) birimleri tarafından yapılır. ZKG vücudun derinliklerinden gelen yankı genliklerini güçlendirir. Bu işlem için genel olarak sesötesi cihazının üzerinde bulunan ve genelde 6-8 sürgülü tuştan oluşan bölümden yararlanılır. Ekranda görüntülenen görüntü derinliği bu tuşların sayına göre bölünür ve kullanıcı istediği derinlikteki görüntünün genliğini arttırmak için o bölgeye ait sürgülü tuş ile oynar ([5], s.23). Şekil 3.7’de yankı sinyalinin ZKG’siz ve ZKG’li durumları gösterilmiştir.



Şekil 3.7 : ZKG Kullanımı İle Yankının Ayarlanması [8]

3.5 Sesötesi Görüntüleme Artifaktları:

Görüntü kalitesini ve incelenen doku tanımlamasını etkileyen artifaktların birçok kaynağı bulunmaktadır. Eğer bu artifaktların nedenleri bilinirse, bunları tanımak kolaylaşır ve önlemek için neler yapılacağı bilinir. Başlıca artifaktlar; yankılanma, akustik artma, akustik gölgelenme, yan kanatlar ve kırılmadır ([1], s.133)

3.5.1 Yankılanma :

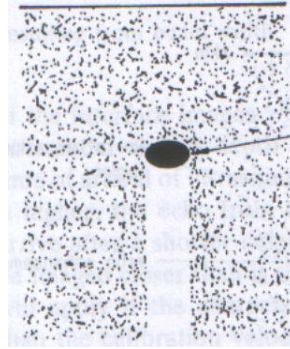
Yankılanma, genel olarak, eğer çok güçlü bir yansıtıcı, dönüştürücü yüzeyine yakın olursa oluşur. Dönüştürücünün yüzeyi ile yansıtıcı arasında birçok yansıma oluşur ve bu yansımalar görüntüde tekrar eden çizgiler serisi olarak gözükür ([1], s.133). Bu tipteki artifaktlar, gaz-yumuşak doku yada gaz-sıvı arayüzlerinde oldukça sık görülür. Kemiğin ses dalgalarını emmesi nedeniyle genellikle yumuşak doku-kemik arayüzlerinde de gözlemlenen bir artifakttır.



Şekil 3.8 : Yankılanma [14]

3.5.2 Akustik Gölgeleme :

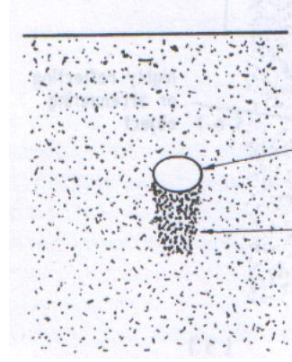
Akustik gölgelenmenin sebebi genel olarak çok güçlü bir zayıflatıcı ile (örn: kemik-organ arayüzleri) karşılaşıldığında oluşur. Yansıtıcı objenin altından aşağıya doğru siyah uzunlamasına bir delik görüntüsü oluşur ([1], s.133).



Şekil 3.9 : Yüksek Yansıtıcılı yada Zayıflatıcılı Madde Tarafından Gölgeleme([3], s.183, şek.14.7)

3.5.3.Akustik artma:

Akustik artma ise akustik gölgelenmenin tersidir. Sesötesi dalgası daha az zayıflatıcı özelliğe sahip bir nesne ile karşılaşınca meydana gelir. Akustik gölgelenmenin tersi olarak bu sefer incelenen nesneden derinlere doğru siyah bir boşluk değil, o boşluğu dolduran ve ortamdan daha fazla yoğunluğa sahip olan bir görüntü elde edilir. Akustik artmanın klinik örnekleri, sıvı içeren kistler, damarlar ve sıvı dolu organlardır. Akustik artma tanısıl olarak özellikle meme incelemelerinde sıvı dolu kist ve katı madde ayrımlarında çok yararlıdır ([1], s.133).



Şekil 3.10: Düşük Zayıflamalı Yankı Artırımı ([3], s.184, şek.14.9)

3.5.4 Yan kanatlar :

Güçlü ana ışın yada yuvarlağa ek olarak, dönüştürücü 2 yada daha fazla sayıda daha az güçte ve ana yuvarlağın kenarlarında kanatlar üretir. Bu yan kanatların nedeni ışının sapıp kırılması ve karışmalarıdır ([5], s.33).

Dönüştürücünün ebatlarının artması ile artar ve bunların sonucunda geri dönen yankının oluşturduğu görüntülerde artifaktlar oluşur [8].

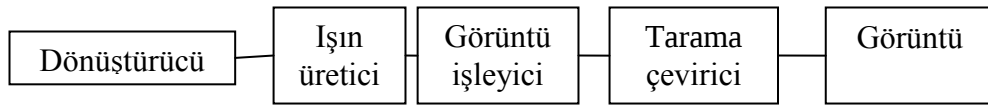
3.5.5. Kırılma :

Diğer bir artifakt nedeni ise daha önceden bahsedilen kırılma olayıdır. Kırılma değişik akustik özelliklere sahip iki doku sınırında oluşur. Akustik özellikleri farkına göre gelen sinyal çeşitli seviyelerde sapmaya uğrar ([1], s.134).

4. SESÖTESİ SİSTEMİ

4.1 Sesötesi Sistem Tasarımı

Sesötesi görüntülemeye kullanılan sesötesi cihazının yapısı basit olarak Şekil 4.1 gibi düşünülebilir.



Şekil 4.1: Sesötesi Cihazının Yapısı([15], şek. 5)

Ana bölümler:

Dönüştürücü

Işın üretici

Görüntü işleyici

Tarama çevirici

Görüntü

Dönüştürücü:

Dönüştürücünün görevleri ve yapısı bölüm 4.2’de açıklanmıştır.

Işın üretici :

Cihaz içinde bulunan ışın üreticiler , dönüştürücüye gelen ve dönüştürücüden iletilen sinyalin şeklini, ebatlarını ve pozisyonunu belirleyen elemanlardır. Sesötesi cihazlarında genel olarak iki tip ışın üretici bulunmaktadır. Bunlar “Alıcı Işın Üreticiler” ve “Verici Işın üreticiler” dir. İletilme sırasında , ışın üretici, dönüştürücünün her bir elemanına karşılık gelecek elektronik sinyali üretir. Alım sırasında ise vücuttan dönüştürücü elemanlarına gelen darbeleri birleştirir.

Işın üreticiler , dönüştürücülerde bulunan “m” sayıdaki sıralı kristallere karşılık gelecek sayıda işlemci kanalına sahiptir. Işın üreticilerde bulunan işlemci kanal

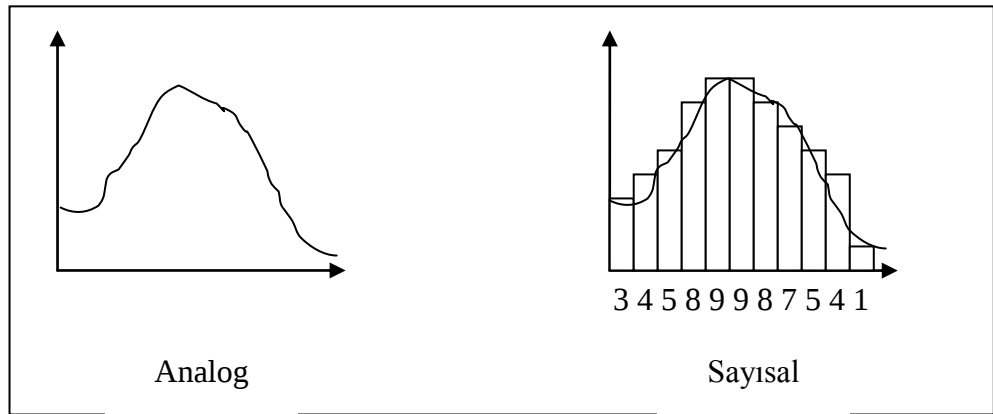
sayısının artması ile dönüştürücüden gelen sinyallerin işlenmesi için daha çok kanal işlem yaptığı için , sesötesi sisteminin işlem hızı da artar.

Görüntü işleyici:

Vücuttan dönüştürücüler aracılığı ile algılanıp , ışın üretici tarafından birleştirilen yankı son sinyali oluşturmak amacı ile güçlendirilmeli, dijitalleştirilmelidir. Güçlendirme işlemi görüntü işleme bölümünde gerçekleşir. Bu bölümde her bir dönüştürücü kristaline karşılık gelen güçlendiriciler bulunmaktadır. Bu güçlendiriciler sadece yankı spektrumunun frekansını güçlendirerek elektronik gürültü genliğini azaltır.

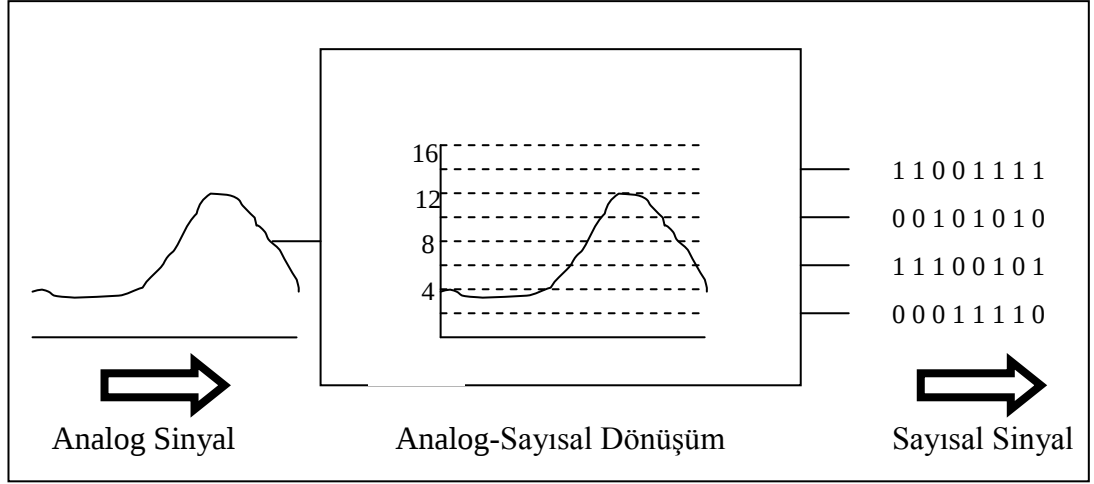
Tarama çevirici:

Görüntü çeviriciye gelen , zaman ile sürekli değişen analog sinyal, görüntü çevirici içinde bulunan analog-sayısal çevirici tarafından sayısal sinyale dönüştürülerek , sesötesi cihazı ekranında görüntüleme sağlanır. Analogtan sayısal sinyale dönüşüm çeşitli zaman aralıklarında sinyal genliğini ölçerek elde edilir. Sayısal sinyalde sinyal genlikleri sayı setleri olarak kayıt edilir.



Şekil 4.2 : Analog-sayısal dönüşümü çeşitli zaman aralıkları kayıt edilerek sağlanır ([9], s.56)

Sayısal sinyalde sinyal katsayılarına ayrılır ve böylece sadece sınırlı değerleri olabilir. Yukarıdaki şekilde bu değerler 1-9 arasındadır. Şekil 4.2’de sinyal seviyeleri ondalık rakamlarla gösterilmiştir. Ancak bu uygulamada çift değişkenli kodlarla yapılmaktadır.



Şekil 4.3 : Gerçek analog-sayısal çeviricide analog sinyal, sayısal sinyale sürekli akan çift değişkenli setler halinde çevirilir ([9], s.56).

Böylece analog-sayısal dönüştürücünün girişinde bulunan ve zaman ile sürekli değişime uğrayan analog sinyal , çift değişkenli kodlar halinde çıkışta sayısal sinyale dönüştürülür.

Görüntü :

Görüntü kaydı da denilen görüntüleme bölümünde vücuttan gelen yankı bilgisi tüm işlemlerden sonra görüntülenir. Görüntü hafızası kişisel bilgisayarlardaki görüntü hafızasına benzemektedir.

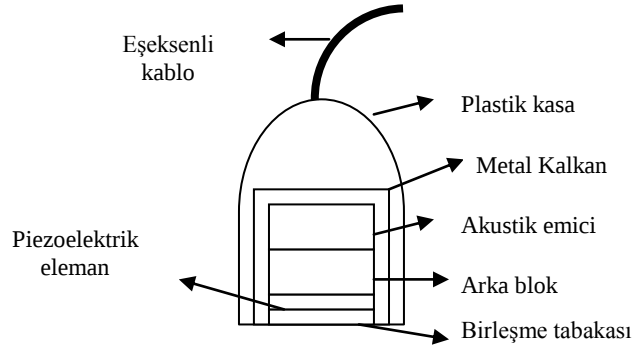
Yankı sinyalinden gelen ve sayısal bilgiye dönüştürülen bilgi ekran üzerinde bulunan 2 boyutlu piksellere gri skalada parlaklık tabanlı görüntüleme verir. Her bir piksel kendi başına bir görüntü parlaklığı ile ifade edilir ve ayrıca her bir pikselin kendine ait adresi mevcuttur. Görüntü parlaklığı ise 8-12 bit uzunluğundaki çift değişkenli sayılar ile ifade edilir.

0110	1010	1011	0100
1001	1011	1100	1011
1100	1101	1100	1011
0111	0110	1000	1001

Şekil 4.4 : Her pikselin gri parlaklık seviyesi görüntü hafızasında çift değişkenli sayılarla kayıta tutulur ([9], s.59)

4.2 Sesötesel Dönüştürücüler ve Tarama Teknikleri

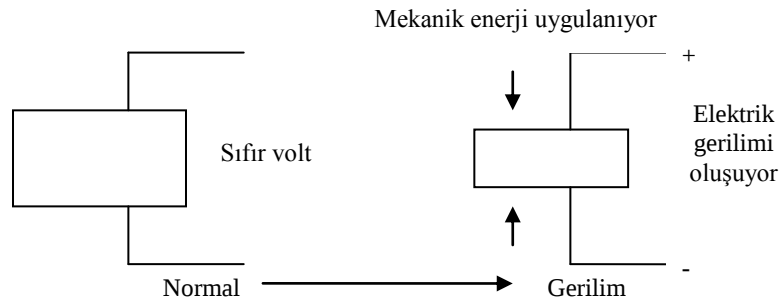
Bir sesötesel dönüştürücü aktif elemanları sayesinde iletim esnasında elektrik enerjisini akustik enerjiye, algılama sırasında ise tam ters işlemle akustik enerjiyi elektrik enerjisine çevirmektedir. Temel dönüştürücü şeması Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



Şekil 4.5 : Temel Dönüştürücü Şeması [8]

Tanısal tıpta kullanılan dönüştürücülerin aktif elemanları piezoelektrik etkisi kavramı ile çalışmaktadır. Piezoelektrik elektrik basıncı anlamına gelmektedir [16]. Yüksek frekanslı gerilim salınımları darbe üreticisinde üretildikten sonra bir iletici tarafından sesötesi dönüştürücüsüne iletilir. İletilen elektrik enerjisi piezoelektrik kristallerin anlık şekil değiştirmelerine neden olur (akım yönüne göre genişler ve sıkışır).

Kristallerdeki değişim dönüştürücünün ön tarafında basıncı artırır veya düşürür ve bu basınç değişimi sonucunda sesötesi dalgaları oluşur. Geri dönen sesötesi dalgaları tekrar kristallerin yapısını değiştirir ve bu seferki basınç değişimi ise elektrik enerji sinyaline dönüşerek, tekrar iletici vasıtasıyla ana sisteme iletilir ve görüntü oluşturulur [8].



Şekil 4.6 : Piezoelektrik Etkisi [4]

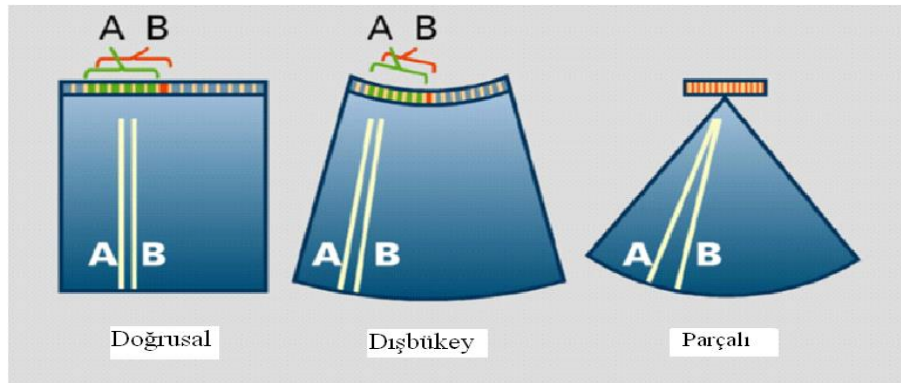
Sesötesi görüntülemenin ilk zamanlarında dönüştürücüler kuvarstan yapılmaktaydı. Daha sonraları kurşun-zirkonat-titanat (PZT) gibi piezoelektrik seramikler ve plastik polivenil diflorid (PVDF) gibi piezoelektrik polimerler kullanılmaya başlandı. Halen mevcut sistemlerde bu tip dönüştürücüler kullanılmaktadır ([7], s.71) .

Dönüştürücü içinde bulunan arka blok geriye yönelmiş sesötesi enerjisini azaltır ve yolundan sapmış sesötesi sinyallerinin gücünü azaltır. Ayrıca arka blok dönüştürücü titreşimlerini engelleyerek eksensel çözünürlüğü etkileyen kısa Uzaysal Darbe Uzunluklu (UDU) sesötesi dalgalarının oluşmasını engeller.

Birleşme tabakası ise dönüştürücü ön yüzünde bulunur ve hastaya enerji geçirimini sağlayan son dönüştürücü bölümü olarak görev yapar. Birleşme tabakasının kalınlığı ortalama olarak ses dalgasının $\frac{1}{4}$ ü oranında olur [8].

Günümüz teknolojisinde kullanılan Şekil 4.7’de görüldüğü gibi 3 ana tip tarama metodu vardır. Bunlar doğrusal, dışbükey ve parçalı tarama tipleridir.

Bu 3 tip tarama şekli içinde 3 tip dönüştürücü kullanılır. Bunlar doğrusal, dışbükey ve parçalı dönüştürücülerdir. Bu dönüştürücülerin en büyük ayırım nedenini uyguladıkları frekanslar, şekilleri ve şekilleri nedeniyle oluşan kristal dizilimlerinin sonucunda vücudun farklı bölgelerine uygulanabilmeleridir.



Şekil 4.7 : Tarama Çeşitleri[2]

4.2.1 Doğrusal Tarama

Paralel tarama, dönüştürücü elemanları doğrusal olarak yan yana dizilmiş piezoelektrik kristaller ile yapılır. Görüntüleme sonunda dikdörtgensel bir görüntü elde edilir. Dönüştürücünün yüzey genişliğine göre görüntü genişliği de değişir. Doğrusal dönüştürücüler sesötesi görüntülemelerde en yüksek frekansa sahip olan dönüştürücülerdir ve bu özellikleri nedeniyle genel olarak yüzeysel dokuların incelenmesinde kullanılır (yüzeysel damarlanmalar, meme, tiroid).



Şekil 4.8 : Doğrusal Dönüştürücü[10]

Doğrusal dönüştürücüler genel olarak 128 ile 512 arasında değişen yan yana dizilmiş piezoseramik kristalden oluşan elemanlardan meydana gelir. Genel olarak her bir kristalin genişliği $1,3\lambda$ kadardır. Dönüştürücü üzerinde ne kadar çok aktif kristal olursa o kadar iyi çözünürlükte görüntü elde edilir. Günümüzde doğrusal dönüştürücüler genel olarak 5-13 MHz arasında çalışmaktadır.

4.2.2 Parçalı tarama :

Parçalı taramada sesötesi çizgisi, bir eksen nokta etrafında dağılır. Bu tip uygulamalarda kullanılan dönüştürücülerin açıklık genişlikleri küçüktür (Şekil 4.9).



Şekil 4.9 : Parçalı Dönüştürücü[10]

Parçalı dönüştürücülerde kristal sayıları 128 seviyesindedir ancak kristal genişlikleri , doğrusal dönüştürücülere göre küçük olup $\lambda/2$ seviyesindedir. Genel olarak ekokardiyografi (küçük açıklık göğüs kafesi kemiklerinin arasına koyulur ve böylece kemiğin sesötesi görüntüsünü engelleme olanağı ortadan kaldırılmış olur) ile ilgili incelemelerde kullanılır [2]. Kullanılan parçalı dönüştürücüler genelde 2-4 MHz arasında olup, pediatrik uygulamalar için kullanılan dönüştürücüler ise incelenen alan daha yüzeye yakın olduğundan genelde 4-9 MHz arasında çalışır.

4.2.3 Dışbükey tarama:

Dışbükey tarama parçalı taramanın özelliklerini kullanarak vücudun daha derin bölgelerinin görüntülenmesini sağlar. Dışbükey bir açıklık hizasında doğrusal sesötesi çizgileri kullanılarak görüntüleme sağlanır[2]. Dönüştürücüden çıkan sinyaller dönüştürücünün yüzeyindeki eğimden dolayı yanlara doğru açılarak geniş bir görüntü çerçevesi verir. Genel olarak 1-6 MHz arasındaki çalışmalarda başarılıdır. Kullanım alanları genel olarak karın boşluğu çalışmalarıdır.

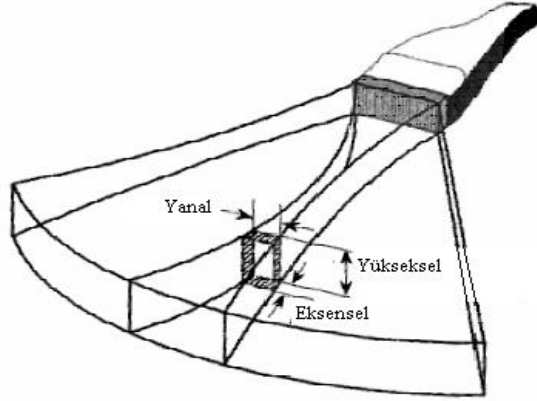


Şekil 4.10 : Dışbükey Dönüştürücü[10]

4.3 Uzaysal Çözünürlük

Uzaysal çözünürlük birbirine çok yakın nesneleri ayırt edebilmek için aralarında olması gereken minimum uzaklık olarak ifade edilebilir [2]. Görüntü kalitesi için çok önemli olup , yüksek frekanslarda daha etkilidir. Uzaysal çözünürlüğün 3 değişik parametresi vardır [8].

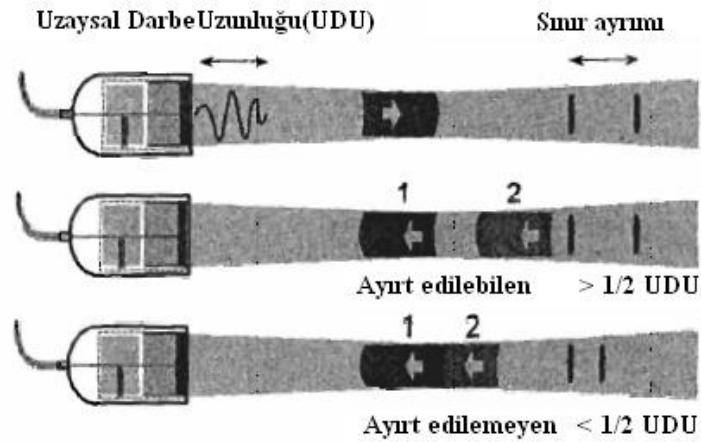
Bunlar eksensel , yanal ve yüksekselel çözünürlüklerdir.



Şekil 4.11 : 3 Boyutlu Uzayda Çözünürlük Bileşenleri [8]

4.3.1 Eksensel Çözünürlük:

Eksensel çözünürlük darbe uzunluğu ile ifade edilir, ve bir ses dalgası üzerinde bulunan 2 nesnenin ayırt edilebilmesi yeteneği ile ölçülür. Yeterli bir eksensel çözünürlük elde etmek geri dönen yankıların üst üste binmeden ayırt edilebilmesi gerekir. Dönen yankıların üst üste gelmeden ayırt edilebilmesi için gerekli tepe noktaları arasındaki minimum mesafe $\frac{1}{2}$ UDU(Uzaysal Darbe Uzunluğu)($\frac{1}{2} \lambda$)'dır.



Şekil 4.12 : Eksensel Çözünürlük [8]

Yüksek frekans UDU'yu düşürür ancak eksensel çözünürlük arttırır. Eksensel çözünürlük derinlik artsa da sabit kalır [8].

4.3.2 Yanal Çözünürlük :

Yanal çözünürlük ışın yönüne dik , bitişik nesneleri algılayabilme kabiliyetidir. Frekans dışında, dönüştürücülerin geometrik yapılarına, aktif kristal sayıları ve yapılarına da bağlıdır [2]. Yanal çözünürlük mm cinsinden ölçülmektedir ve normal bir yanal çözünürlük 2-5 mm arasında olup derinliğe bağlıdır [8].

4.3.3 Yükseksele Çözünürlük :

Yükselele çözünürlük dönüştürücü elemanlarının yüksekliğine bağlıdır ve görüntü düzlemine diktir.

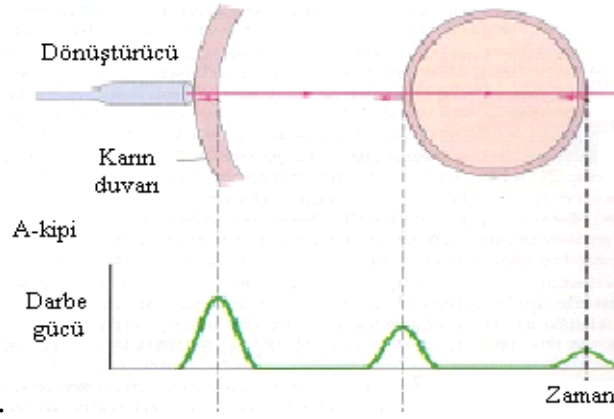
4.4 Görüntüleme Kipleri

Sesötesi görüntüleme 3 ana görüntüleme kipi vardır.

4.4.1 A-kipli görüntüleme :

A-kipli görüntüleme sesötesel görüntülemeler arasında en eski ve en basit olanıdır. Tanımlama içinde geçen “A” harfi (amplitude) genlik anlamındadır. A-kipli görüntüleme tek boyutlu bir tarama tipidir. Bir A-kipli tarama geri dönen yankı genliklerinin zamana göre değişimini gösterir ([1], s.131) .

Dikey düzlemde oluşan tepelikler(genlikler), sesötesi sinyali yansımalarının gücü ile orantılıdır. Yansıma gücü temel olarak dokular arasındaki yoğunluk farkına bağlıdır. Yatay zaman eksenine ise derinliğin belirtisidir. Dönüştürücüden vücuda verilen sinyal , vücut içindeki çeşitli yüzeylerden yansıyarak içeriye doğru, gücünü yitirene dek devam eder. Bu tip görüntüleme çeşidi genellikle oftalmoloji çalışmalarında kullanılır ([1], s.131). A-kipli incelemeye örnek olarak Şekil 4.13'ü göz önüne alabiliriz.



Şekil 4.13 : A-kişi Görüntüleme([17], şek.1)

A-kişi görüntülemenin avantajları:

Nesnelerin boyutları hakkında kesin bilgi verir

Kullanım kolaylığı vardır

A-kişi görüntülemenin dezavantajları:

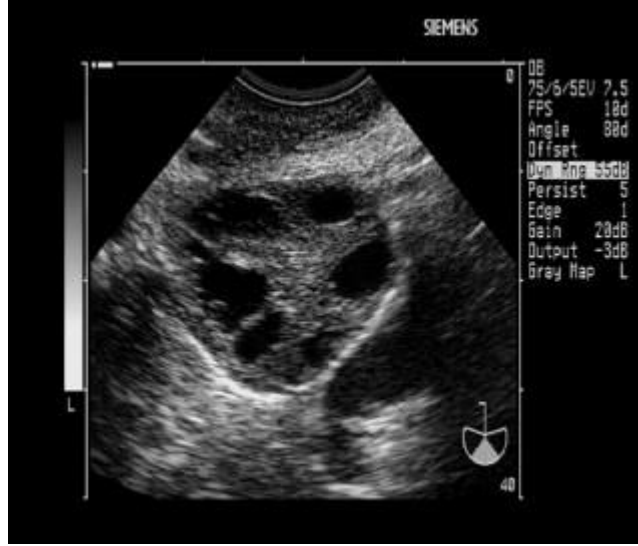
Doku hareketlerini algılayamaz

Tek boyutlu olmasından dolayı mesafe dışında bilgi edinilemez [9]

4.4.2 B-kişi Görüntüleme

Günümüz tanısal sesötesi çalışmalarında en çok kullanılan görüntüleme çeşidi olan B-Kişi görüntüleme 2 boyutlu görüntüler üretir. Dönüştürücüden çıkan her bir sesötesi ışın çizgisi, geri dönen yankıların genliğine bağlı olarak parlaklık tabanlı A-kişi görüntüleme yapar ([1], s.131). Geri dönen yankının genliği arttıkça , buna bağlı olarak görüntüdeki parlaklık artar.

Sesötesi teknolojinin ilk zamanlarında kullanılan A-kişi ile sadece derinliğe bağlı yüzey değişimleri incelenebilirken, günümüzde kullanılan B-kişi teknolojisinde incelenen bölgenin yapısı ayrıntıları ile gözlenebilmektedir.



Şekil 4.14 : B-kişi Görüntüleme[10]

B-Kipi görüntülemenin avantajları :

Anatomik yapılar algılanabilir

Hareketler 2 Boyutlu görüntüde izlenebilir

B-Kipi görüntülemenin dezavantajları :

Pahalı sistemlerdir.

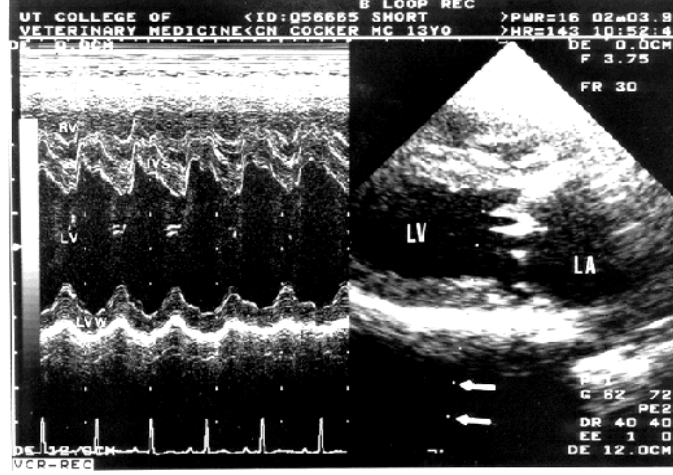
Çözünürlük çerçeve sayısına bağlı olduğu için limitlidir.

4.4.3 M-Kipi Görüntüleme :

M-Kipi görüntüleme temel olarak farklı derinlikteki yüzeylerin hareketleri sonucunda elde edilen yansımaların zamanla değişimini gösterir. Tek bir A-kipi çizgisi göz önüne alınarak bu çizgi üzerindeki farklı derinlikteki dokuların hareketleri zamanla birlikte bu dokulardan geri dönen yankı genliği ile bağlantılı parlaklık ile ifade edilir ([5], s.23). Şekil 4.15’de görüldüğü gibi bu görüntüleme metodunda incelenen yüzeylerin dönüştürücüye göre hareketleri (dönüştürücüye doğru yada ters yöne doğru) 2 eksen göz önüne alınarak görüntülenir.

Bir ekseninde yankıyı yaratan doku yüzeylerinin derinlikleri , diğer ekseninde de zaman ifade edilir. Elde edilen dalgaların güçleri dokuların akustik dirençlerine bağlıdır

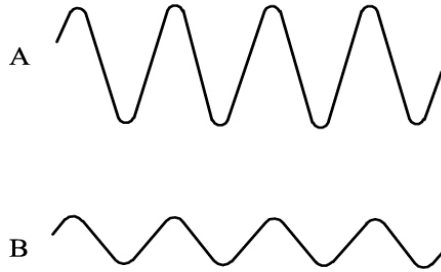
M-kipli görüntüleme en çok kalp çalışmalarında (ekokardiyografi) kullanılmaktadır. Bu çalışmalarda kalp kapakçıkları ve kalp duvarı hareketleri incelenmektedir ([1], s.131). Sesötesi kullanımında genel olarak M-kipli kullanılmak istenildiğinde, M-kipli seçimi yapılır. Bu seçimden sonra çıkan imleç kullanılarak , imleç ile seçilen düzlemdeki doku hareketlerinin zamana göre değişimleri incelenir



Şekil 4.15 : M-kipli Görüntüleme[18]

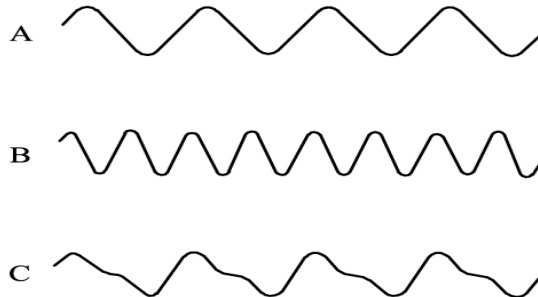
5. DOKU HARMONİK GÖRÜNTÜLEME(DHG) :

DHG görüntülemenin yararlarını bilmek için öncelikle neler bakımından göreneksel sesötesi görüntülemeden ayrıldığını bilmek gerekmektedir. Göreneksel görüntülemde sesötesi sistemi belli frekansa sahip bir ses darbesini iletir ve geri alır. İletilen ve geri alınan sinyaller arasındaki fark, geri alınan sinyalin dokulardan geçerken zayıflaması nedeni ile meydana çıkar [19].



Şekil 5.1 : Göreneksel görüntülemde dönüştürücü (A) sinyalini iletir, yansıyan (B) sinyalini geri alır. Geri alınan sinyalin şiddeti , iletilen sinyal şiddetinden azdır. ([19], şek.1)

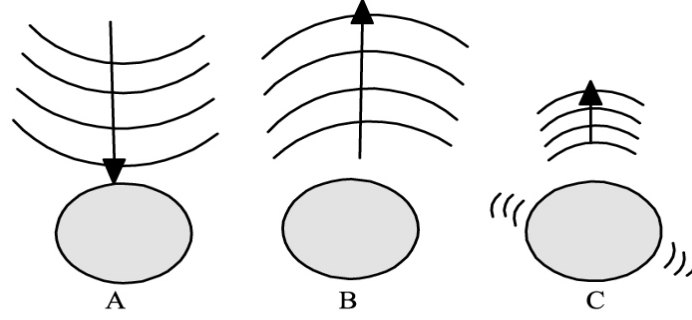
Diğer bir tarafta , DHG’de ise geri dönen sinyal sadece ana sinyali değil ayrıca ana frekansın 2 katı değerinde olan harmonik frekansı da içerir. Bir kere ana ve harmonik sinyal sistem tarafınca beraber alınınca, sesötesi sistemi bu iki unsuru ayırt eder ve sadece harmonik sinyali işleme koyar [19].



Şekil 5.2 : DHG’de, geri dönen sinyal (C) frekansların birleşimidir. Sadece dönen ana sinyali (A) değil ayrıca ana sinyal frekansının 2 katı olan harmonik sinyali(B) de içerir. ([19], şek.2)

5.1 Harmonikler nasıl meydana gelir?

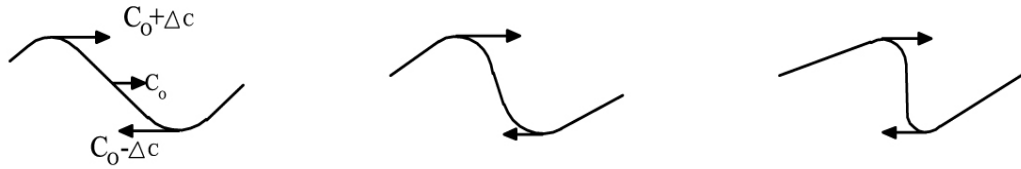
Dalga, örneğin bir baloncığa rastladığında 2 tip yansımayı geri iletir. Bu yansılardan birincisi göreneksel görüntülemeye olduğu gibi geri dönen ana sinyaldir; ikincisi ise baloncüğün darbe nedeniyle titreşiminden oluşan sinyaldir. Titreşim orijinal dalganın 2 katı değerindeki frekansta harmonik oluşturur [8].



Şekil 5.3 : (A) Darbe dönüştürücüden geliyor. (B) yankı baloncuktan geri dönüyor. (C) Baloncuk titreşiyor, diğer bir sinyal olan harmoniği üretiyor ve bu sinyal de dönüştürücüye geri dönüyor

Harmonik sinyallerin oluşması sesötesi sistemin kendi başına oluşturduğu bir şey değildir. Bu sinyaller doku etkileşimleri nedeniyle vücut tarafından üretilmektedir. Bunu örneklemek gerekirse; bir sinüs dalgasının vücuda gönderilmesi düşünülebilir. Dalga geçtiği dokular boyunca doku özelliklerinden dolayı bozulur ve değişir.

Ses dalgası doku ile temasında basınç dalgası gibi davranır. Dalga dokuya ulaştığında ilk olarak doku sıkışır ve ses hızı sıkışan bölgede artar. Doku gevşediği zaman ise , ses hızı azalır.



Şekil 5.4 : Ses Dalga Formunun Bozulması ([19], şek. 3)

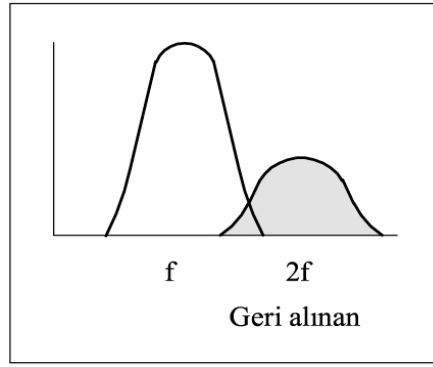
Ses hızları dalga formunun değişik bölümlerinde değişiklik gösterdiği için, sinüs dalgası bozulur. Şekil 5.4 bu bozulmayı göstermektedir. Dalganın orta kısmı normal değer olan c_0 hızı ile ilerler. Dalganın üst tarafı biraz daha hızlı olarak $c_0 + \Delta c$ hızı

ile dalganın alt tarafı ise daha yavaş olan $c_0 - \Delta c$ hızı ile ilerler. Ses dalgası dokudan geçerken dalganın üst tarafı ileri doğru itilir, aşağı taraf ise geriye doğru çekilir [19].

Dalga formundaki bu bozulma harmonikleri oluşturur. Son oluşan dalga formu hem ana geri dönen sinyali hemde bozulma sonucu oluşan harmonikleri içermektedir [8].

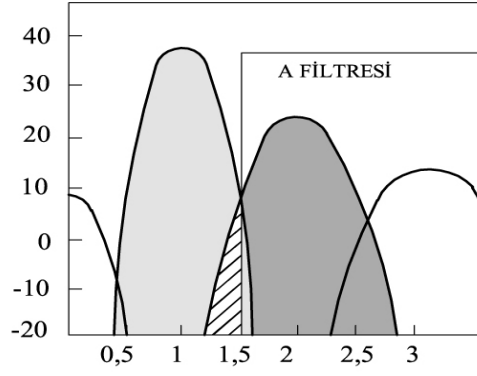
5.2 Harmonik sinyalin ana sinyalden ayrılması :

Harmonik görüntüleme için iki metod vardır. Bunlardan ilki olan, 2. harmonik görüntüleme frekansına göre çalışan sistemde, geri alınan sinyallerden sadece iletilen sinyalin 2 katı frekansta olanı alınır.



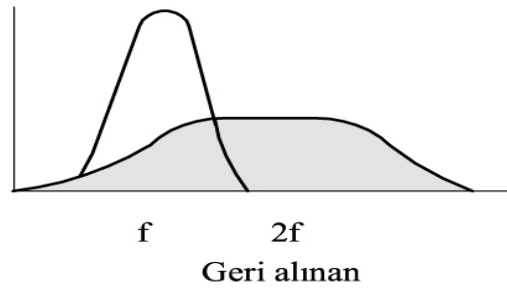
Şekil 5.5 : 2. Harmonik Görüntüleme, iletilen frekans f , geri alınan frekans $2f$. ([20], s.50, şek.1)

Şekil 5.6’da dar bantlı bir iletilen darbe frekans spektrumu gösterilmiştir. 1 de merkezi olan ana frekansa ek olarak sistem 2. ve 3. harmonik sinyalleri 2 ve 3 kat frekans değeriyle ancak daha az genlik ile üretir. Bu sistemde harmonik sinyal ile ana sinyali ayırmak için dar bir frekans bant aralığı seçilmek zorundadır (ancak bu uzaysal çözünürlüğü düşürür). Ayrıca gene ana sinyal ile harmonik sinyali ayırmak için yüksek geçirgen yada dar bant geçiren filtre kullanmak gerekmektedir. Bu da harmonik sinyal ile ana sinyalin üst üste gelmesinden dolayı kontrast çözünürlüğünde azalmaya neden olur. Sonuç olarak bu metod uzaysal ve kontrast çözünürlüklerde düşüklüğe neden olmaktadır ([20], s.51).



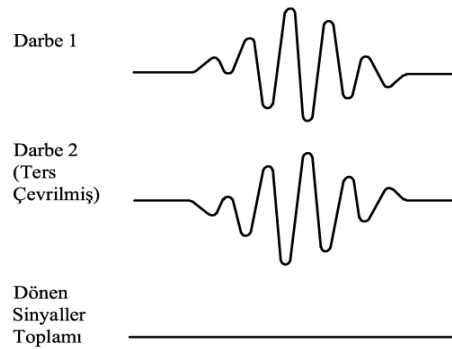
Şekil 5.6 : Dar bantlı iletilen darbe frekans spektrumu([20], s.51, şek. 2a)

Göreneksel DHG dışında yeni gelişen teknikte ise faz çevirme tekniği kullanılan geniş bantlı harmonik görüntüleme metodu kullanılmaktadır. Bu metodla dönüştürücünün tüm bant genişliği kullanılmakta ve her derinlikte daha kaliteli görüntü elde edilmektedir.



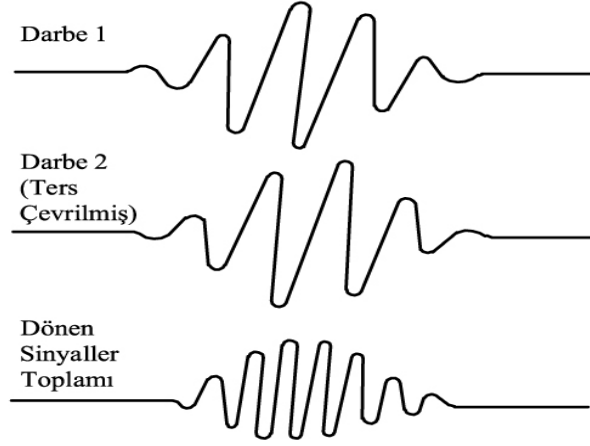
Şekil 5.7 : Geniş Bant Harmonik Görüntüleme ([20], s.50, şek.1)

Faz çevirme tekniği sesötesi sisteminin dijital sinyal işleme kapasitesine bağlıdır. Ardı ardına iki darbe vücuda yollanır, darbelerden ikincisinin fazı birinciye göre ters çevrilmiş durumdadır. Gönderilen bu darbe dalgaları doğrusal olan dokudan yansırken birbirlerine eklenir ve birbirlerini yok eder (Şekil 5.8).



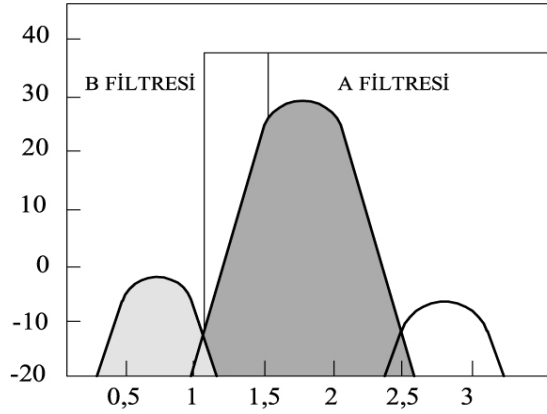
Şekil 5.8 : Doğrusal Yapıdan Dönen Yankı ([20], s.52, şek.3)

Ancak doğrusal olmayan dokulardan yansımalarda, ki dokuların çok büyük bölümü doğrusal değildir; bu işlem gerçekleşmez. Bu durumda geri dönen yankıların birbirlerine eklenmiş hali Şekil 5.9’da gösterilmiştir.



Şekil 5.9 : Doğrusal Olmayan Yapıdan Dönen Yankı ([20], s.52, şek.3)

Buradan anlaşılabileceği gibi , 180 derecelik faz farkı sonucunda ana ve tek harmonik sinyal bileşenleri bastırılırlar ancak çift harmonik bileşenler özellikle de 2. harmonik sinyalin genliği büyük derecede artar (Şekil 5.10). Sonuç olarak hem kontrastta hem de uzaysal çözünürlükte üstün görüntü elde edilir ([20], s.51).



Şekil 5.10 : Faz çevirmeden sonra çift harmonik bileşenler toplamı daha yüksek genliktedir ([20], s.51, Şek.2b)

5.3 Harmonik Sinyalin Avantajları :

Harmonik sinyal ile oluşan sesötesi dalgalarının çok önemli avantajları vardır.

İlk ve en önemli avantajlardan biri özellikle zor hastaların incelemesinde karşılaşılan ve görüntü kalitesini önemli ölçüde azaltan ortam artefaktlarının (vücut içi gazlardan dolayı yankılanma) azaltılması ve incelenen yapılardan dolayı oluşabilecek artefaktların (taşlardan dolayı gölgelenme, sıvı dolu kistik yapılardan dolayı yankı zenginleştirme) azaltılmasıdır.

Bir diğerk avantaj ise harmonik görüntülemeye daha ince ışıngenişlikleri sayesinde yanal çözünürlüğün daha iyi olmasıdır. Ayrıca harmonik görüntülemeye görüntüler daha keskin, daha az gürültülü ve daha yüksek kontrastlıdır.

6. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

6.1 Amaç

Bu çalışmanın amacı, fantom kullanılarak sesötesi görüntülemeye yakın (0-4 cm) , orta (4-8 cm) ve uzak derinlikler (8-12 cm) olarak adlandırılan derinlikler için uygun inceleme frekansının saptanması ve bu ortamlarda göreneksel görüntüleme ve doku harmonik görüntülemenin karşılaştırılarak hangi çalışma metodunun hangi derinlik ve ortamlar için daha uygun olduğunun saptanmasıdır.

6.2 Materyal ve Metodlar :

İlk olarak sesötesi görüntüleme çalışmalarının uygulanacağı fantom hazırlandı. Fantomun sınırları için 14 cm derinlik ve 1,7 litre hacme sahip olan plastik bir kap kullanıldı. Daha sonra bu plastik kabın içine ses dalgalarını yeterli seviyede geçirebilen su bazlı sesötesi jeli (ses hızının değeri yumuşak doku ve su içinde birbirine yakındır) koyularak doku benzeri bir inceleme ortamı elde edildi.



Şekil 6.1 : Fantom

Hazırlanan fantomun içinde farklı derinliklere yerleştirilerek inceleme yapmak amacı ile 1 adet 26,3 mm boyunda çakıl taşı(çalışmalar sırasında boyutu 20,9 mm'e de indirilmiştir) ve 1 adet 17.0 mm çapında madeni para kullanıldı.



Şekil 6.2 : Madeni Para Örneği



Şekil 6.3 : Çakıl Taşı Örneği

2 ayrı örnek Siemens marka G50, G60S ve Antares sesötesi cihazlarında, farklı 3 derinlik seviyesinde yapılan 4 çalışmada incelendi. Öncelikle incelenen her seviye derinlik için göreneksel görüntülemeye ve harmonik görüntülemeye farklı frekanslar kullanılarak hangi frekansın incelenen derinlik için uygun olduğu saptandı. Bu çalışmadan sonra doku harmonik görüntüleme ile göreneksel görüntülemeyi karşılaştırmak amacıyla elde edilen görüntüler karşılaştırılarak, hangi derinlik için hangi görüntüleme metodunun uygun olduğu ve doku harmonik görüntülemenin farklı derinliklerdeki etkileri incelendi. 1, 3 ve 4. çalışmalarda kullanılan sesötesi cihazlarından alınan doku harmonik görüntüleme görüntülerinde doku harmonik görüntüleme kuralına göre , resim üzerinde yazan frekans değeri fantoma verilen frekans değerinin 2 katıdır. Değerlendirmeler buna göre yapılmıştır.

İlk çalışmada fantomu oluşturan ultrason jeli ısıtılarak içindeki zayıflamaya neden olacak hava kabarcıklarından arındı. İncelenen örnek olan 26,3 mm boyutundaki çakıl taşı orta seviye olan 4-5 cm' e (orta seviye derinlik) yerleştirilerek görüntüler ve ölçümler alındı.

İkinci çalışmada sesötesi jeli ısıtılmadan zor ortam sağlanarak ve incelenen örnek olan çakıl taşının boyu 20,9 mm düşürülüp kenarları keskinleştirilerek birinci çalışma tekrarlandı.

İlk iki çalışmadan sonra doku harmonik görüntüleme ile göreneksel görüntüleme arasındaki farkın özellikle zor ortamda daha belirgin olmasından dolayı, daha sonraki çalışmaların da zor ortamda yapılmasına karar verildi.

Üçüncü çalışmada zor ortamda 1-2 cm derinliğe (yakın seviye derinlik) 17,0 mm çapındaki madeni para yerleştirilerek görüntüler ve ölçümler alındı.

Dördüncü çalışmada zor ortamda 8-10 cm derinliğe (uzak seviye derinlik) madeni para yerleştirilerek görüntüler ve ölçümler alındı.

6.3 Sonuçlar ve Tartışma :

Çalışmalar sonrası elde edilen sonuçlara ait tablolar ekler kısmındaki, Tablo A.1, Tablo A.2, Tablo A.3 ve Tablo A.4' de verilmiştir.

İlk çalışma göreneksel ve doku harmonik görüntülemeye, orta seviye derinlik (4-5 cm) ve kolay ortamda yapıldı. Göreneksel görüntüleme çalışmasında frekans azaldıkça örneğin boyutları için yapılan ölçümlerde sapmaların arttığı görüldü. Ayrıca frekans azaldıkça kademeli olarak görüntüleme kalitesini bozan yankılanmalar ve saçılmaların arttığı gözlemlendi. Ölçüm yapılan en yüksek frekans değeri olan 10 MHz' de, örneğin şekli ve kenar keskinlikleri yeterli seviyede görülebilenken, kullanılan en düşük frekans değeri olan 1,8 MHz'de örneğin şekli anlaşılır seviyede görüntülenemedi. Göreneksel görüntülemeye orta seviye derinlik için uygun çalışma frekansının 10 MHz olduğu belirlendi.

Doku harmonik görüntüleme kipinde ise orta seviye derinlik için göreneksel görüntülemeye olduğu gibi frekans azaldıkça görüntülemenin bozulduğu gözlemlendi ve uygun görüntüleme frekansının 5 MHz olduğu saptandı.

Görüntüleme metodları karşılaştırmasında ise, uygun görüntüleme frekansları seviyesinde doku harmonik görüntüleme kipinde elde edilen görüntünün göreneksel görüntüleme kipine göre daha az saçılma ve yankılanmaya sahip olduğu, ayrıca kenar keskinliklerinin daha belirgin olduğu görüldü. Bunlara ek olarak, örneğin boyut ölçümünde hatanın daha az olduğu belirlendi. Böylece orta seviye derinlik ve kolay ortamda, doku harmonik görüntülemenin geleneksel görüntülemeye göre daha az frekans ile kaliteli ve doğru görüntüler verdiği saptandı.

İkinci çalışma geleneksel ve doku harmonik görüntülemeye, orta seviye derinlik (4-5 cm) ve zor ortamda yapıldı. Kolay ortamda olduğu gibi zor ortamda da , her iki görüntüleme metodu için de, orta seviye derinlikte frekans arttıkça elde edilen görüntülerin yetersizleştiği ve hataların fazlaştığı saptandı. Bu seviye için

geleneksel görüntülemelerde uygun görüntüleme frekansının 10 MHz, doku harmonik görüntülemelerde ise uygun frekansın 4 MHz ve 5 MHz olduğu saptandı.

Görüntüleme metodları karşılaştırmasında ise; göreneksel görüntülemelerde örnek boyutu ölçümleri sırasında, ortamda bulunan, görüntü kalitesini bozan ve ses ötesi sinyali zayıflatan çok sayıdaki hava kabarcıklarından etkilendiği ve bunun sonucunda ölçümlerde hataların arttığı görüldü. Görüntülemelerde örneğin şeklinde dağılmalar olduğu ve bu nedenle örneğin yeterli olarak görüntülenemediği saptandı. Doku harmonik görüntülemelerde de hava kabarcıkları görüntülendi ancak bu kabarcıkların neden olabileceği zayıflamalar engellendiği için örneğin görüntüsünün yeterli (kenar keskinliği) ve ölçümlerdeki hatanın çok az olduğu belirlendi. Ayrıca zor ortamda , doku harmonik görüntülemelerde, göreneksel görüntülemeye göre daha az frekans değeri ile daha iyi görüntüler alındığı saptandı.

Orta seviye olarak kabul edilen derinlikte yapılan 2 ayrı çalışmada da doku harmonik görüntülemenin geleneksel görüntülemeye göre düşük frekans değerleri ile daha kaliteli ve doğru görüntüler verdiği ve bu üstünlüğün özellikle zor ortam incelemesinde daha belirgin olduğu gözlemlendi.

Üçüncü çalışma geleneksel ve doku harmonik görüntülemelerde, yakın seviye derinlik (1-2 cm) ve zor ortamda yapıldı. Alınan görüntülerle, her iki görüntüleme metodu için de örneğin yüksek frekanslarda yeterli biçimde görüntülenebildiği ve frekans azaldıkça görüntü kalitesi azalarak, ölçümlerdeki hataların arttığı belirlendi. Göreneksel görüntülemelerde en uygun frekansın 12MHz , doku harmonik görüntülemelerde ise en uygun frekansın 5 MHz olduğu saptandı (Cihazlar doku harmonik görüntülemelerde 5 MHz'den yüksek değerlere çıkmıyordu).

Görüntüleme metodları karşılaştırmasında ise göreneksel görüntülemelerde özellikle 12 MHz frekans değerinde , incelenen örnek görüntüsünün yeterli ve kenar keskinliğinin iyi olduğu gözlemlendi. 5 MHz doku harmonik görüntülemelerde de görüntü ve kenar keskinliği yeterli olduğu ancak ölçümlerdeki hatanın 0,3 mm kadar fazla olduğu saptandı. Ayrıca , doku harmonik görüntülemenin, 2. çalışma olan orta seviyede ortamdan kaynaklanan hava kabarcıklarından dolayı olan zayıflamaları büyük ölçüde azalttığı gözlemlenmişti ancak bu özellik yakın seviye derinlik için gözlemlenemedi. Sadece orta seviyeye doğru giden gürültülerin yok olduğu görüldü. Sonuç olarak yakın derinlikte doku harmonik görüntülemenin bir fark yaratmadığı saptandı.

Dördüncü çalışma geleneksel ve doku harmonik görüntülemelerde, uzak seviye derinlik (8-10 cm) ve zor ortamda yapıldı. Bu seviye için uygun görüntüleme frekansı, göreneksel görüntülemelerde 5 MHz , doku harmonik görüntülemelerde ise 2.5 MHz olarak saptandı.

Görüntüleme metodları karşılaştırmasında ise göreneksel görüntüleme 5 MHz seviyesinde ortamdaki kaynaklanan zayıflamaların etkisi görüldü ancak örneğin şekli yeterli biçimde saptandı. Doku harmonik görüntülemelerde ise ortamdaki kaynaklanan zayıflamalar orta seviyeye göre daha az engellense de yine de zayıflama etkisinin az olduğu saptandı. Ancak örneğin boyut ölçümünde hatanın 2,7 mm'e kadar çıktığı gözlemlendi. Sonuç olarak bu derinlikte de doku harmonik görüntülemenin ortamdaki kaynaklanan zayıflamaları engellediği ancak bu özelliğin derinlik arttıkça azaldığı saptandı.

Sonuç olarak; göreneksel görüntüleme için, 1-2 cm derinlikte 12 MHz görüntüleme frekansının, 4-5 cm'de 10 MHz görüntüleme frekansının ve 8-10 cm derinlikte ise 5 MHz görüntüleme frekansının uygun görüntüleme frekansları olduğu gözlemlendi. DHG'de ise 1-2 cm derinlikte 5 MHz görüntüleme frekansının, 4-5 cm'de 4-5 MHz görüntüleme frekansının ve 8-10 cm derinlikte ise 2,5 MHz görüntüleme frekansının uygun görüntüleme frekansları olduğu gözlemlendi. Böylece her bir derinlik için DHG'de göreneksel görüntüleme frekanslarının neredeyse yarısı frekans değerleri ile uygun görüntüleme yapılabildiği gözlenerek DHG kuralı ispat edilmiş oldu.

Ayrıca, her iki görüntüleme metodu içinde derinlik arttıkça kullanılması gereken görüntüleme frekansının azalması gerektiği saptandı.

Göreneksel ve doku harmonik görüntüleme kipleri karşılaştırmasında ise, doku harmonik görüntülemenin özellikle zor ortamlar ve orta seviye derinliklerde göreneksel görüntülemeye karşı üstünlük sağladığı ve bu üstünlüğün derinlik arttıkça azaldığı tespit edildi. Yakın seviye derinlikte ise 2 görüntüleme metodu arasında fark görülmedi.

KAYNAKLAR :

- [1] **Webb, A.** 2003, Introduction to biomedical Imaging, Univrsity of Illinois Urbana, U.S.A
- [2] **Hearten, R.,**1999, Doppler and Color Doppler Sonography, CD-ROM Edition, Erlangen
- [3] **Fish, P.,** 1996, Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound, England
- [4] **DiagnostikUltrasound,**
<http://www.fygo.dk/files/ukursus/Ultrasound%20Physics-2-D.pdf> ,
ilk erişim tarihi :15.10.2005
- [5] **Grant, M.B. and Allan, P.L.P. and Morley , P.,** 1999, Clinical Diagnostic Ultrasound. England
- [6] **Duck , F.A. and Baker, A.C. and Starrit , H.C.,** 1997, Ultrasound in Medecine ,England
- [7] **Evvans, D.H. and McDicken, W.N. ,**2000, Doppler Ultrasound, England
- [8] **Ultrasound,** <http://courses.washington.edu/radxphys/PhysicsCourse04-05.html> ,
ilk erişim tarihi : 15.09.2005
- [9] **Hoskins, P.R. and Thrush, A. and Martin, K. And Whittingham, T.A.,** 2003, Diagnostic Ultrasound, England
- [10] **Angelini, E.,** Ecole Nationale Supérieure des Telecommunications, Paris,
www.tsi.enst.fr/~bloch/ATIM/cours_ultrasound_2005_handouts.pdf ,
ilk erişim tarihi : 06.10.2005
- [11] **SIEMENS medical,** www.medical.siemens.com,
ilk erişim tarihi :(12.09.2005)

- [12] **Introduction to US**, www.cis.rit.edu/research/ultrasound/ultraintro.htm
ilk erişim tarihi :(12.09.2005)
- [13] **BME UG LAB**, www.bme.utexas.edu/ugrad/UGLab/251/slides/BME251UltrasoundExtras.ppt#2 ,
ilk erişim tarihi 13.10.2005
- [14] **Abtin, F.**, Department of Radiology, Mafrak Hospital, Principles of Ultrasound,
www.moh.gov.ae/moh_site/x_ray/training/PRINCIPLES%20OF%20ULTRASOUND.ppt – ,
ilk erişim tarihi : 06.10.2005
- [15] **GE Healthcare – Company Information – Help Center**,
www.gehealthcare.com/inen/rad/us/technology/msudigit.html,
ilk erişim tarihi : 12.10.2005
- [16] **Piezoelectricity-Wikipedia, the free encyclopedia**,
en.wikipedia.org/wiki/Piezoelectric,
ilk erişim tarihi: 27.09.2005
- [17] **Departement Natuur** ,
www.phys.uu.nl/~pos/Medical_Imaging_POS2003/MI_2_3_5%20stfs%20us.pdf ,
ilk erişim tarihi : 10.10.2005
- [18] **College of Veterinary Medecine**, www.vet.utk.edu/,
ilk erişim tarihi : 17.10.2005
- [19] **Tissue Harmonic Imaging**,
www.gehealthcare.com/euen/ultrasound/docs/products/general-imaging/logiq-3/thi_print-new.pdf ,
ilk erişim tarihi : 19.11.2005
- [20] **Haerten.R. and Lowery.C. and Becker.G. and Gebel.M. and Rosenthal.S. and Sauerbrei.E., 1999**, Ensemble Tissue Harmonic Imaging. Tha Technology and Clinical Utility, Erlangen, Germany

EKLER

Tablo A.1 : Orta Seviye Derinlik (Kolay Ortam) Ölçümleri

Göreneksel Görüntüleme Ölçümleri		
L10-5 Doğrusal Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata(mm)	
10(Şekil B.1)	0,3	Kenar keskinliği yeterli durumda , örneğin altında ve kenarlarında yankılanma mevcut
6,5(Şekil B.2)	0,6	Kenar keskinliği yeterli değil, şeklin etrafındaki saçılma yoğun
C5-2 Dışbükey Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata(mm)	
5(Şekil B.3)	1,1	Kenar keskinliği yeterli değil, yoğun miktarda saçılma ve yankılanma mevcut
CH4-1 Dışbükey Dönüştürücü(Dönüştürücü ters tutuldu)		
Frekanslar (MHz)	Hata(mm)	
1,8(Şekil B.4)	8,2	Örneğin şekli yeterli miktarda görüntülenemiyor
Doku Harmonik Görüntüleme Ölçümleri		
L10-5 Doğrusal Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata(mm)	
10/2=5(Şekil B.5)	0,1	Kenar keskinliği çok iyi, görüntü artifaktı yok denecek kadar az.
C5-2 Dışbükey Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata(mm)	
5,2/2=2,6(Şekil B.6)	3,2	Kenar keskinliği yeterli değil, yankılanma mevcut
4,4/2=2,2(Şekil B.7)	0,5	Kenar keskinliği yeterli değil, yankılanma ve saçılma mevcut.

Tablo A.2 :Orta Seviye Derinlik (Zor Ortam) Ölçümleri.

Göreneksel Görüntüleme Ölçümleri		
VFX13-5 Doğrusal Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata(mm)	
10(Şekil B.8)	1,8	Hava kabarcıklarından dolayı yankılanma mevcut, örneğin kenar keskinliği yeterli değil, örneğin aşağısında gölgelenme mevcut.
8,9(Şekil B.9)	1,7	Kenar keskinliği yeterli değil, gölgelenme mevcut
CH4-1 Dışbükey Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata (mm)	
2,2(Şekil B.10)	5	Kenar keskinliği yeterli değil, çok miktarda saçılma ve yankılanma mevcut
Doku Harmonik Görüntüleme Ölçümleri		
VFX 13-5 Doğrusal Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata (mm)	
5,7(Şekil B.11)	0,2	Kenar keskinliği yeterli durumda, hava kabarcıkları görünüyor yankılanmaya neden olmuyorlar
5(Şekil B.12)	0,2	Kenar keskinliği yeterli durumda, hava kabarcıkları görünüyor yankılanmaya neden olmuyorlar
4(Şekil B.13)	0,4	Kenar keskinliği yeterli durumda, hava kabarcıkları görünüyor yankılanmaya neden olmuyorlar
CH4-1 Dışbükey Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata (mm)	
2(Şekil B.14)	0,5	Kenar keskinliği yeterli değil, yankılanma mevcut. Örneğin şekli yeterli miktarda görüntülenemiyor.

Tablo A.3 : Yakın Seviye Derinlik Ölçümleri.

Göreneksel Görüntüleme Ölçümleri		
VF13-5 Doğrusal Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata (mm)	
12(Şekil B.15)	0	Kenar keskinliği yeterli, az miktarda yankılanma mevcut.
L10-5 Doğrusal Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata (mm)	
10(Şekil B.16)	0,1	Kenar keskinliği yeterli, derinlere doğru yankılanma mevcut.
7,5(Şekil B.17)	0,6	Kenar keskinliği yeterli, derinlere doğru yankılanma mevcut.
C6-2 Dışbükey Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata (mm)	
5 (Şekil B.18)	2,4	Kenar keskinliği yeterli değil, örneğin şekli yeterli miktarda görüntülenemiyor
Doku Harmonik Görüntüleme Ölçümleri		
L10-5 Doğrusal Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata (mm)	
10/2=5(Şekil B.19)	0,3	Kenar keskinliği yeterli, yankılanma mevcut ancak derinlere giden yankılanmalar azalmış durumda
C6-2 Dışbükey Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata (mm)	
5,2/2=2,6(Şekil B.20)	2,4	Kenar keskinliği yeterli değil, örneğin şekli yeterli miktarda görüntülenemiyor
4,2/2=2,1(Şekil B.21)	2,5	Kenar keskinliği yeterli değil, örneğin şekli yeterli miktarda görüntülenemiyor

Tablo A.4 : Uzak Seviye Derinlik Ölçümleri

Göreneksel Görüntüleme Ölçümleri		
L10-5 Doğrusal Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata (mm)	
10(Şekil B.22)	1	Kenar keskinliği yeterli değil , örneğin şekli tam olarak görüntülenemiyor
C5-2 Dışbükey Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata (mm)	
5(Şekil B.23)	0,5	Kenar keskinliği yeterli
3,5(Şekil B.24)	0	Kenar keskinliği yeterli değil,yankılanma mevcut.
Doku Harmonik Görüntüleme Ölçümleri		
L10-5 Doğrusal Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata (mm)	
10/2=5(Şekil B.25)	3	Kenar keskinliği yeterli değil, örneğin şekli yeterli miktarda görüntülenemiyor, yankılanmalar mevcut
C5-2 Dışbükey Dönüştürücü		
Frekanslar (MHz)	Hata (mm)	
5,2/2=2.6(Şekil B.26)	2,7	Kenar keskinliği yeterli, hava kabarcıkları nedeniyle zayıflama mevcut.
4,2/2=2.1(Şekil B.27)	2	Kenar keskinliği yeterli, hava kabarcıkları nedeniyle zayıflama mevcut.



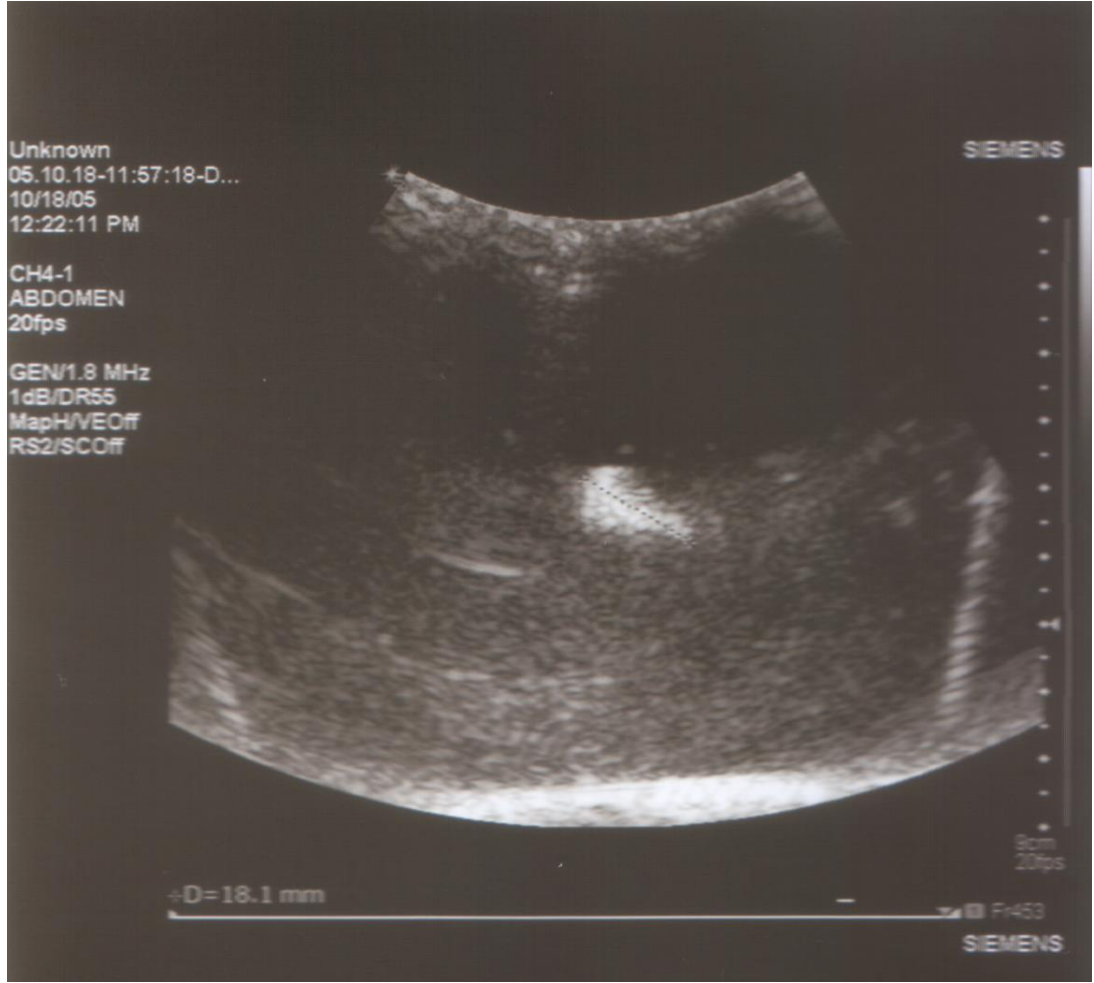
Şekil B.1 : 10 MHz Göreneksel Görüntüleme (1. çalışma)



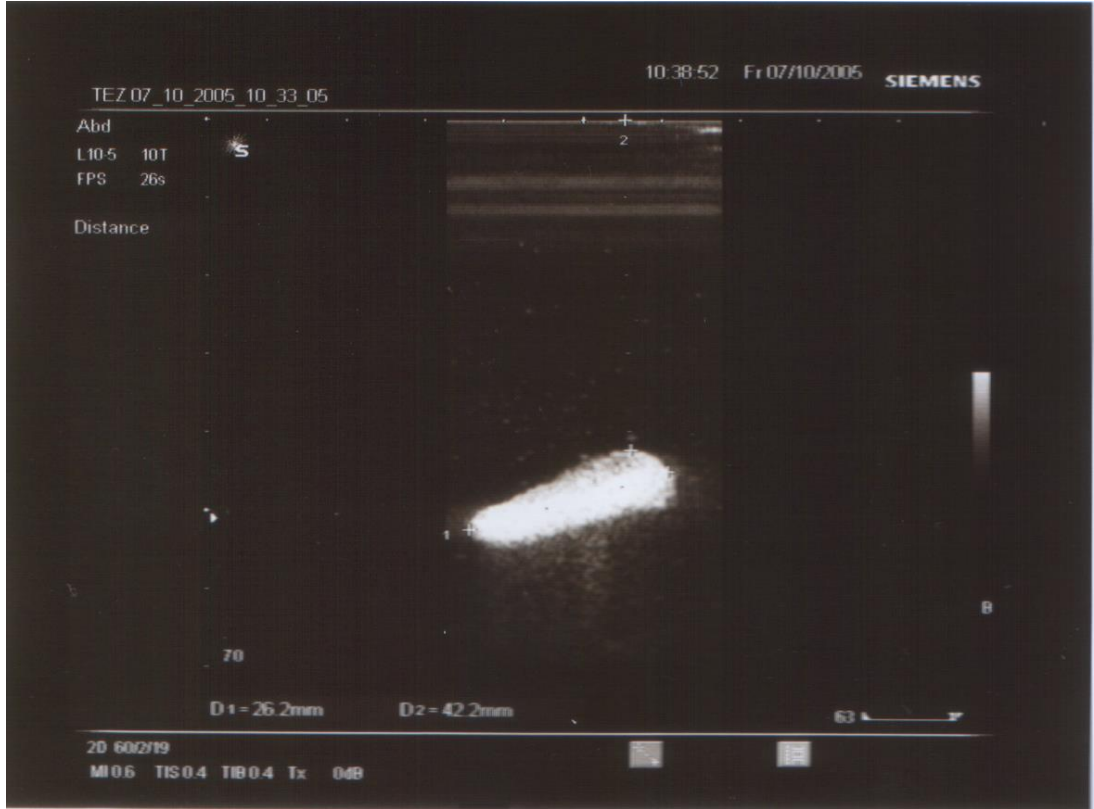
Şekil B.2 : 6,5 MHz Göreneksel Görüntüleme (1. çalışma)



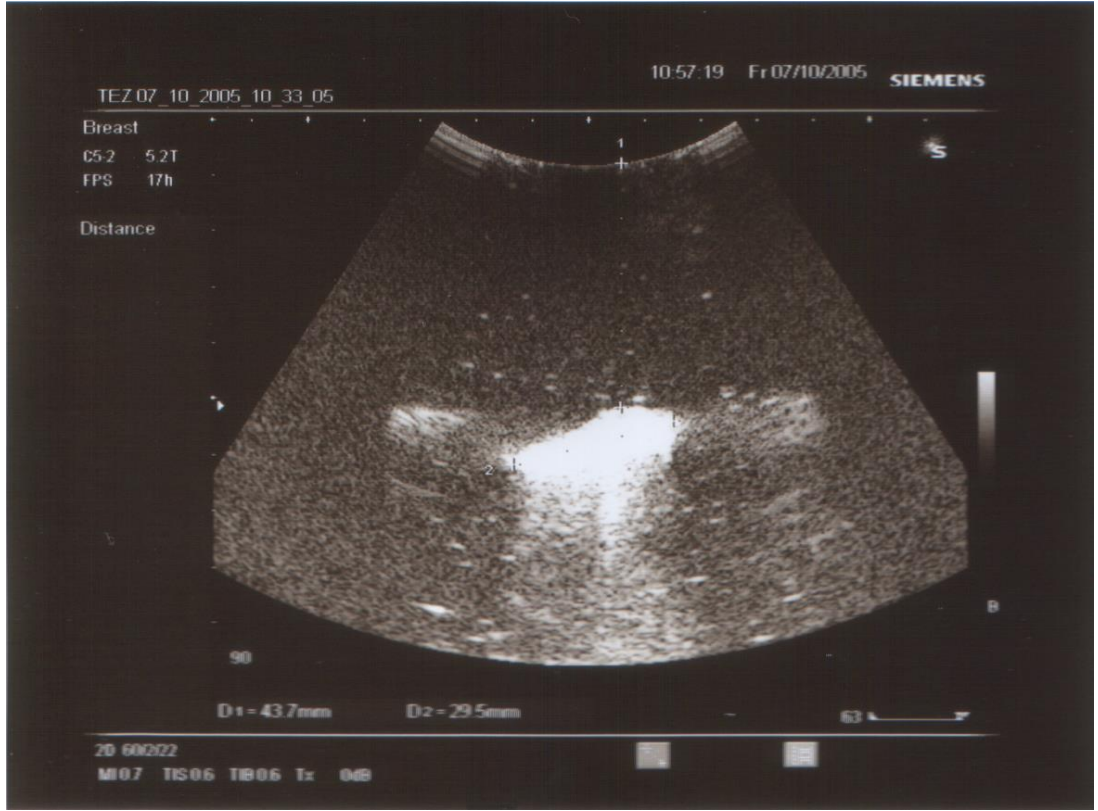
Şekil B.3 : 5 MHz Göreneksel Görüntüleme (1. çalışma)



Şekil B.4 : 1,8 MHz Göreneksel Görüntüleme (1. çalışma)



Şekil B.5 : $10/2=5$ MHz Doku Harmonik Görüntüleme (1. çalışma)



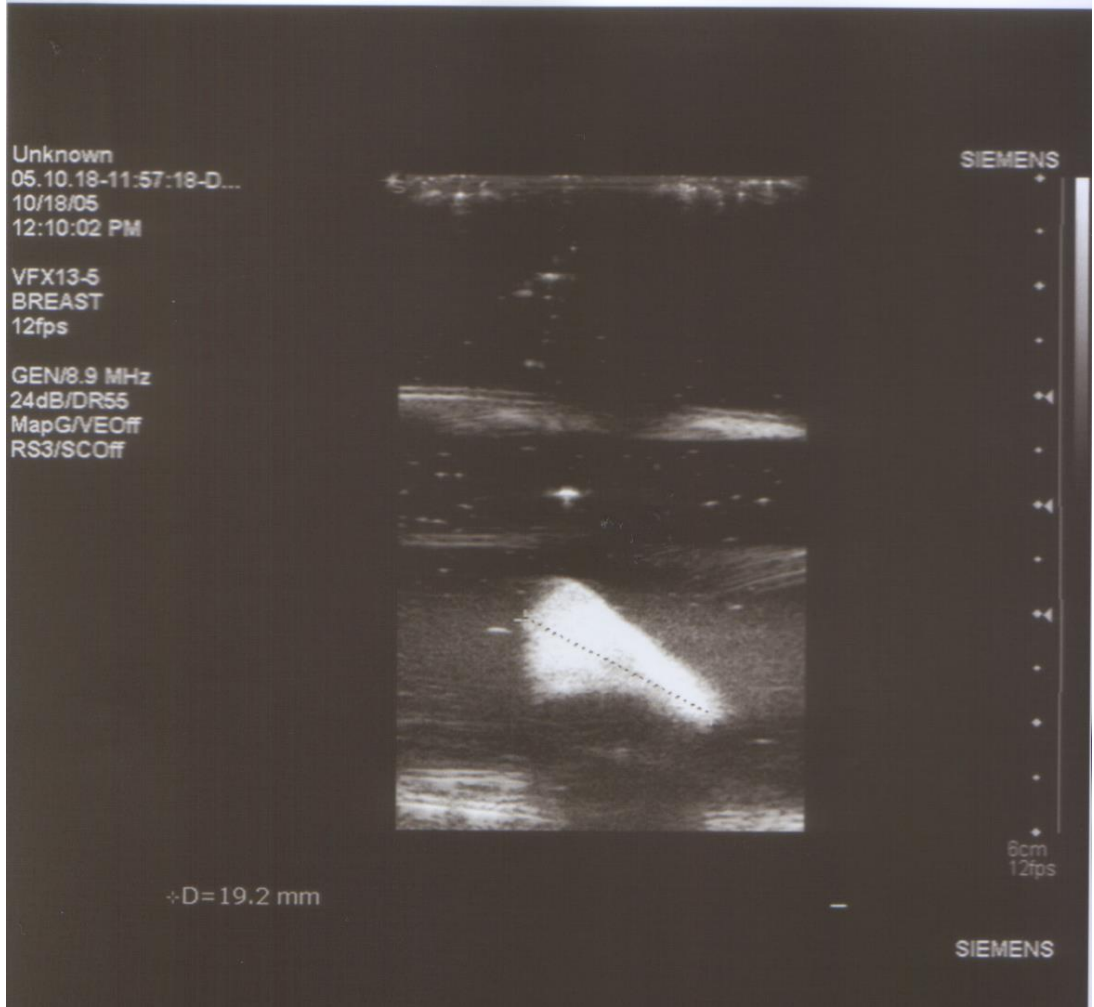
Şekil B.6 : $5,2/2=2,6$ MHz Doku Harmonik Görüntüleme (1. çalışma)



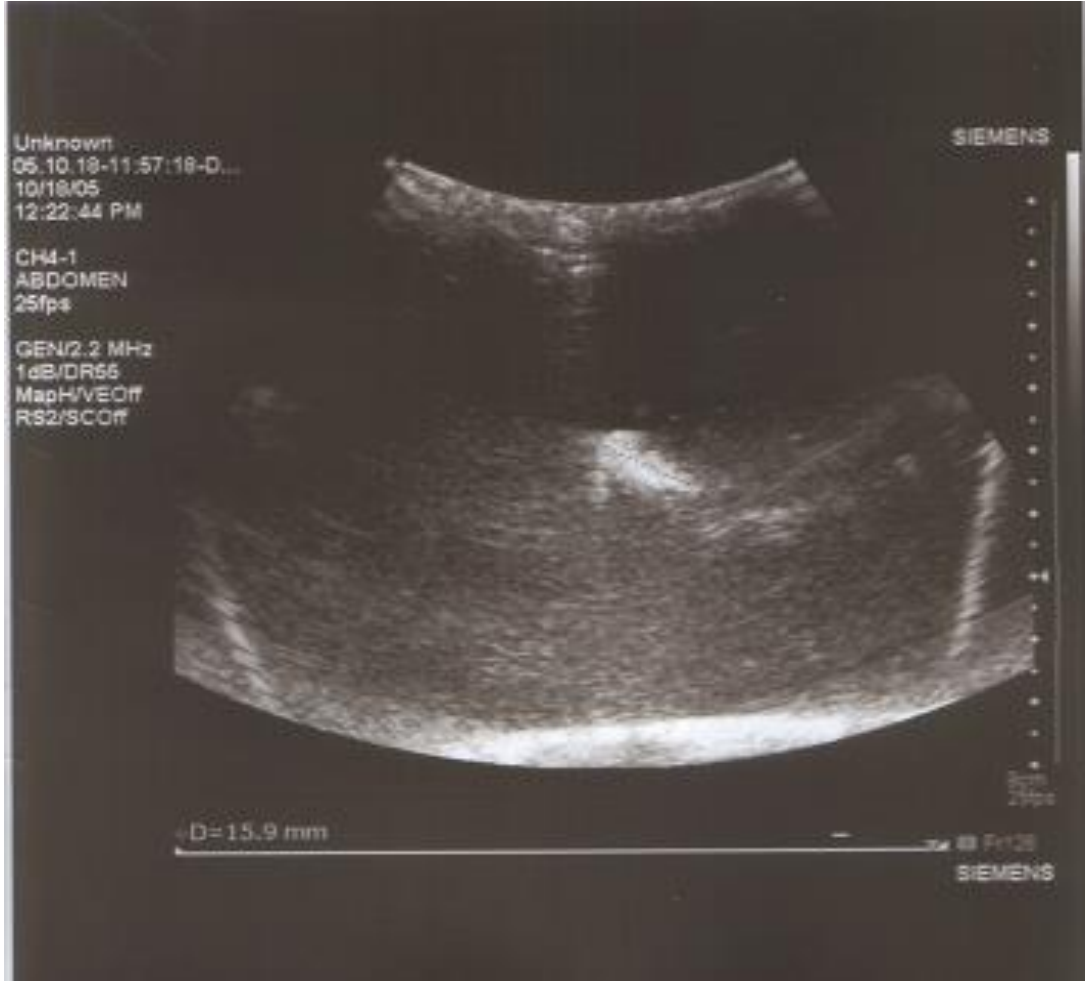
Şekil B.7 : $4,4/2=2,2$ MHz Doku Harmonik Görüntüleme (1. çalışma)



Şekil B.8 : 10 MHz Göreneksel Görüntüleme (2. çalışma)



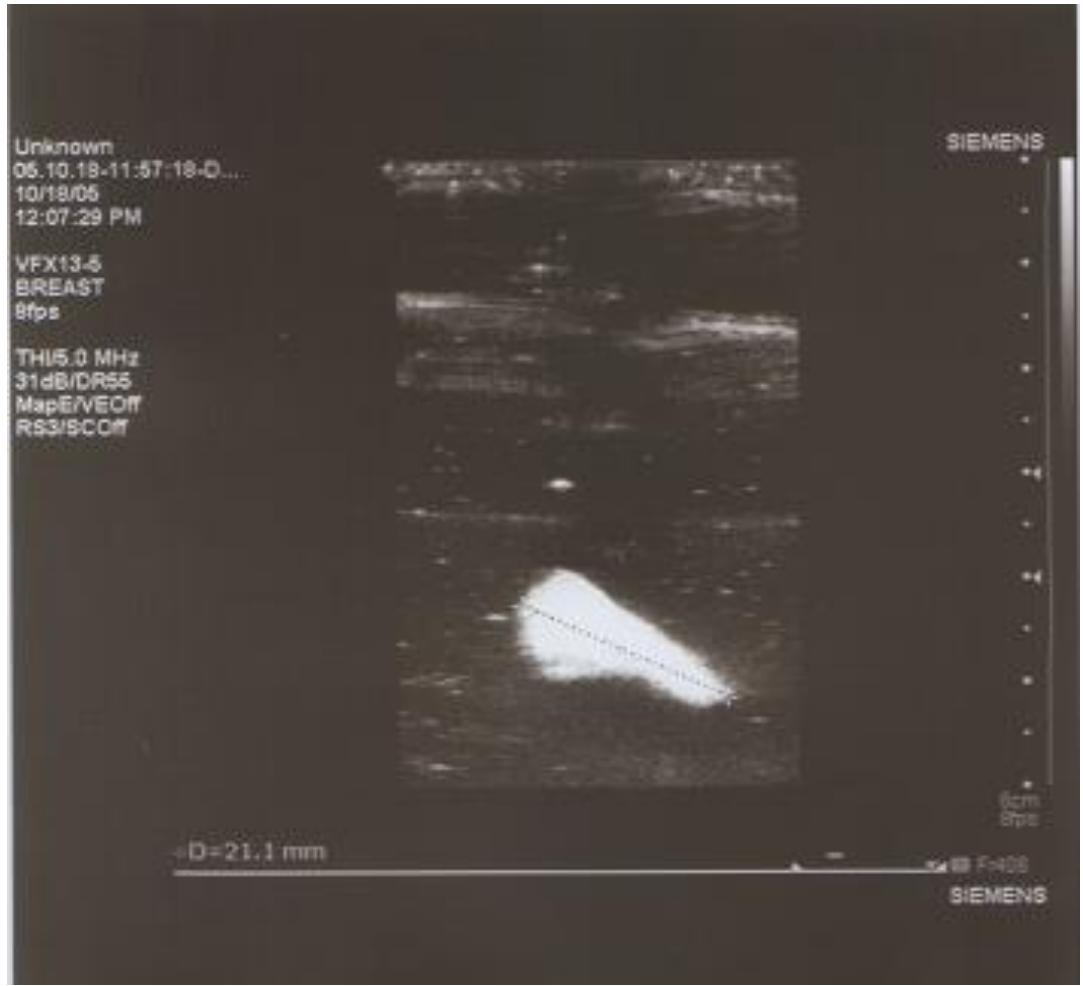
Şekil B.9 : 8,9 MHz Göreneksel Görüntüleme (2. çalışma)



Şekil B.10 : 2,2 MHz Göreneksel Görüntüleme (2. çalışma)



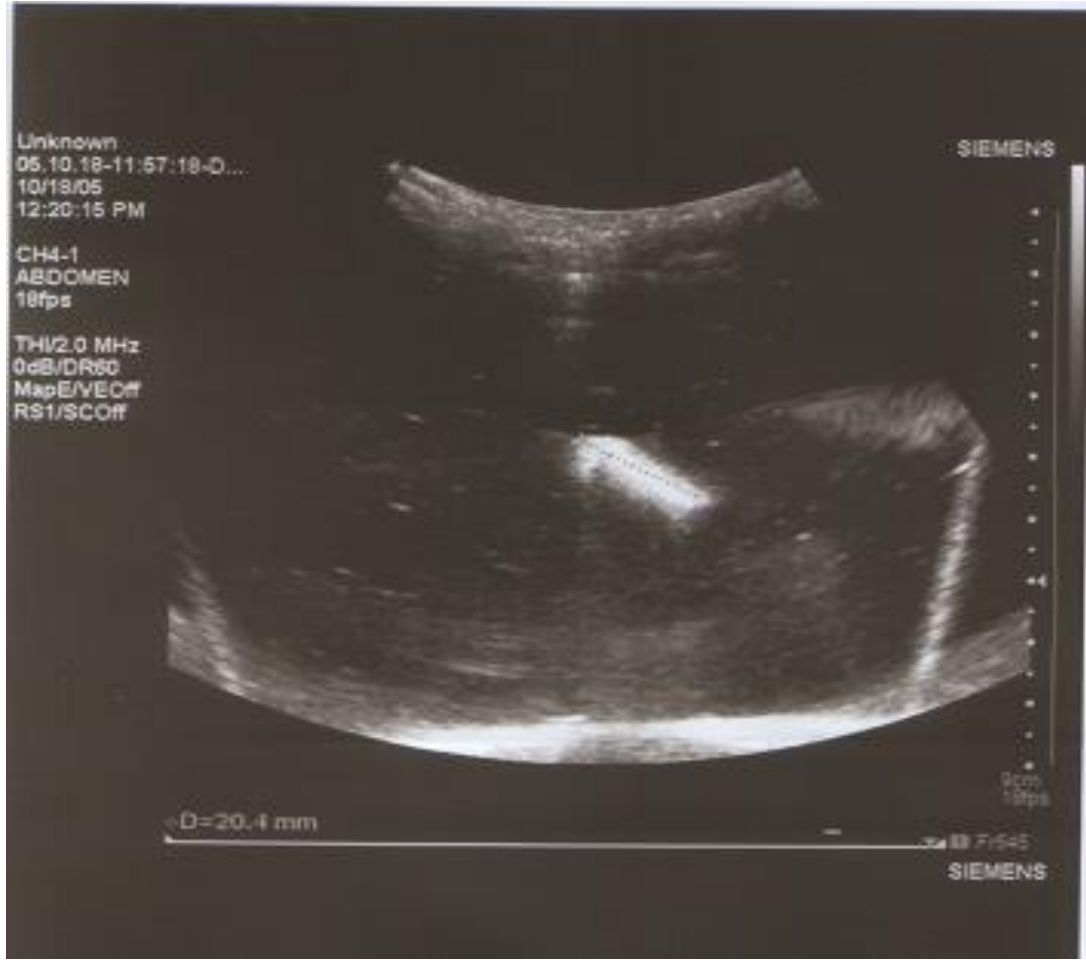
Şekil B.11 : 5,7 MHz Doku Harmonik Görüntüleme (2. çalışma)



Şekil B.12 : 5 MHz Doku Harmonik Görüntüleme (2. çalışma)



Şekil B.13 : 4 MHz Doku Harmonik Görüntüleme (2. çalışma)



Şekil B.14 : 2 MHz Doku Harmonik Görüntüleme (2. çalışma)



Şekil B.15 : 12 Mhz Göreneksel Görüntüleme (3. Çalışma)



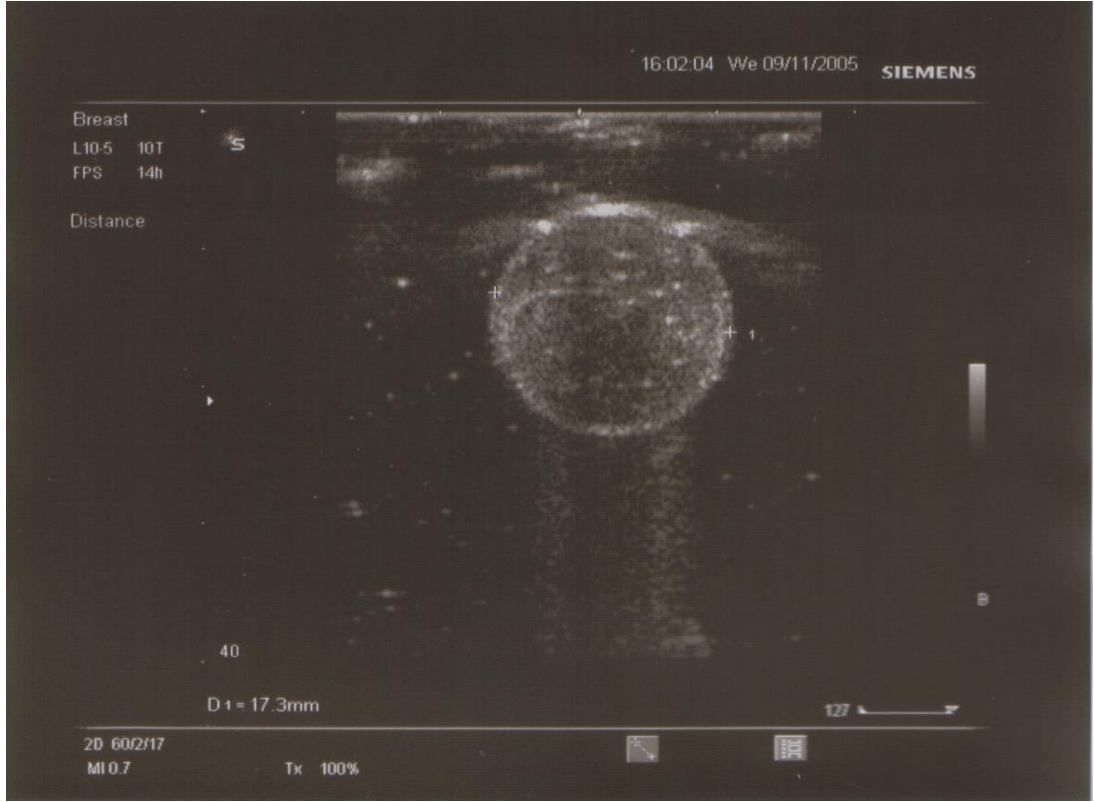
Şekil B.16 : 10 Mhz Göreneksel Görüntüleme (3. Çalışma)



Şekil B.17 : 7,5 Mhz Göreneksel Görüntüleme (3. Çalışma)



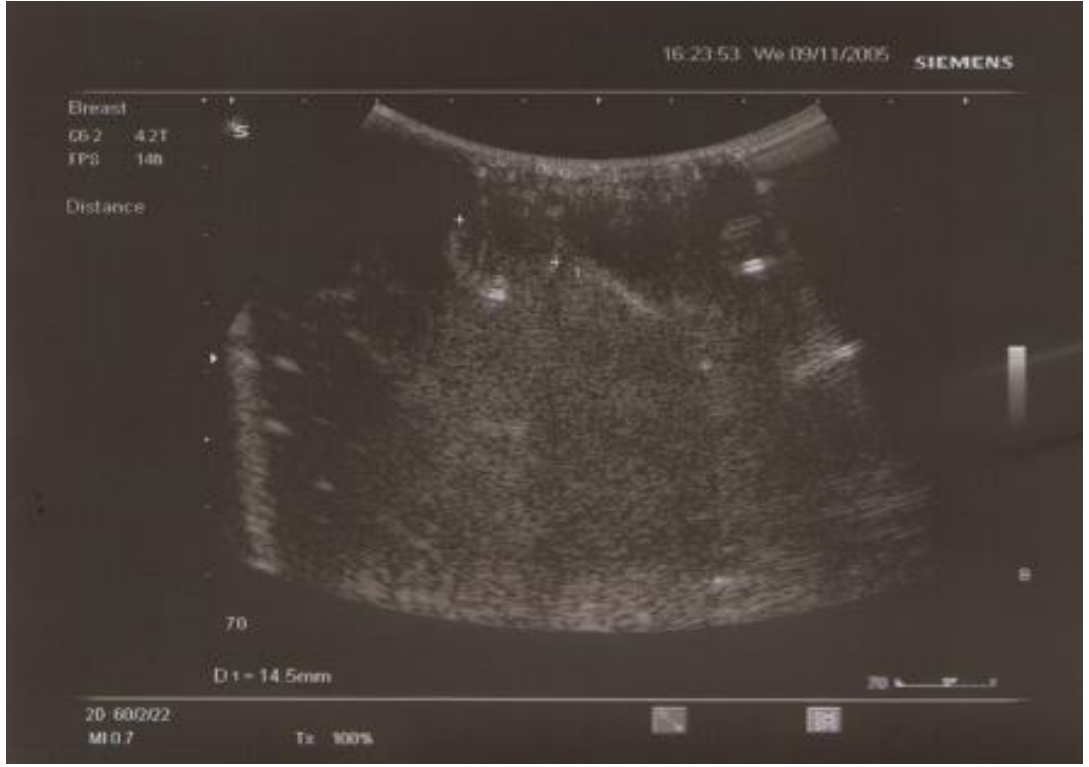
Şekil B.18 : 5 Mhz Göreneksel Görüntüleme (3. Çalışma)



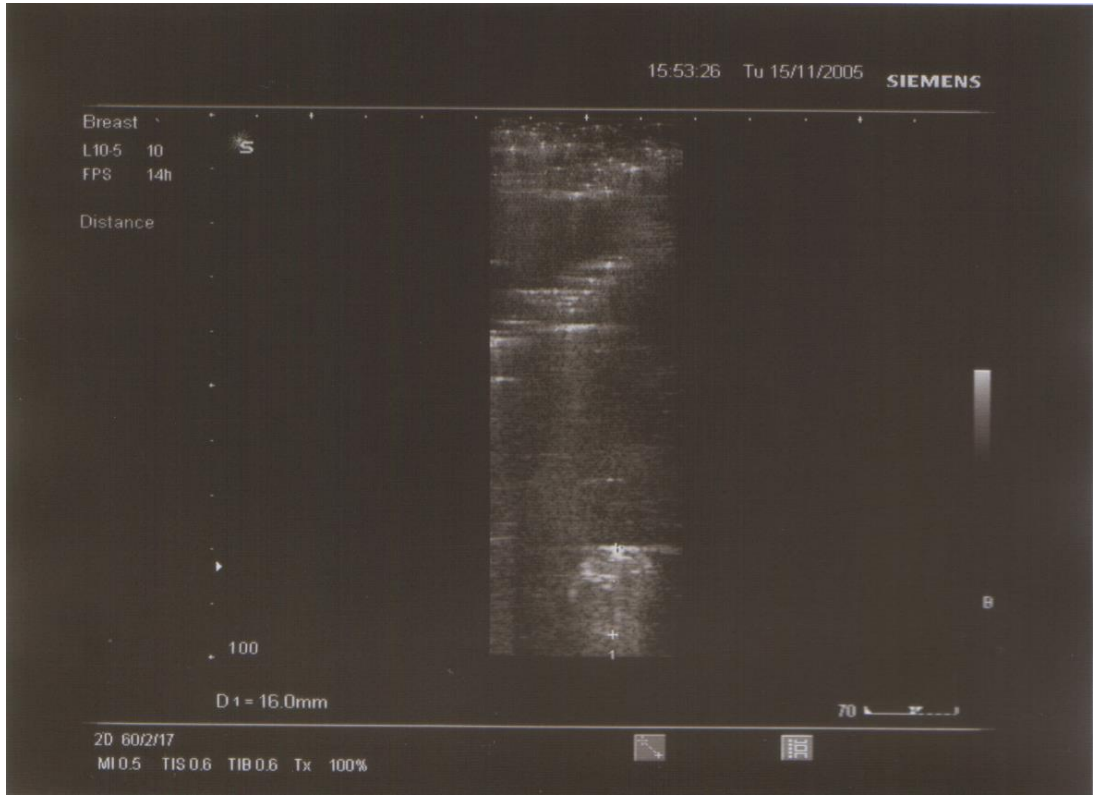
Şekil B.19 : $10/2=5$ Mhz Doku Harmonik Görüntüleme (3. Çalışma)



Şekil B.20 : $5,2/2=2,6$ Mhz Doku Harmonik Görüntüleme (3. Çalışma)



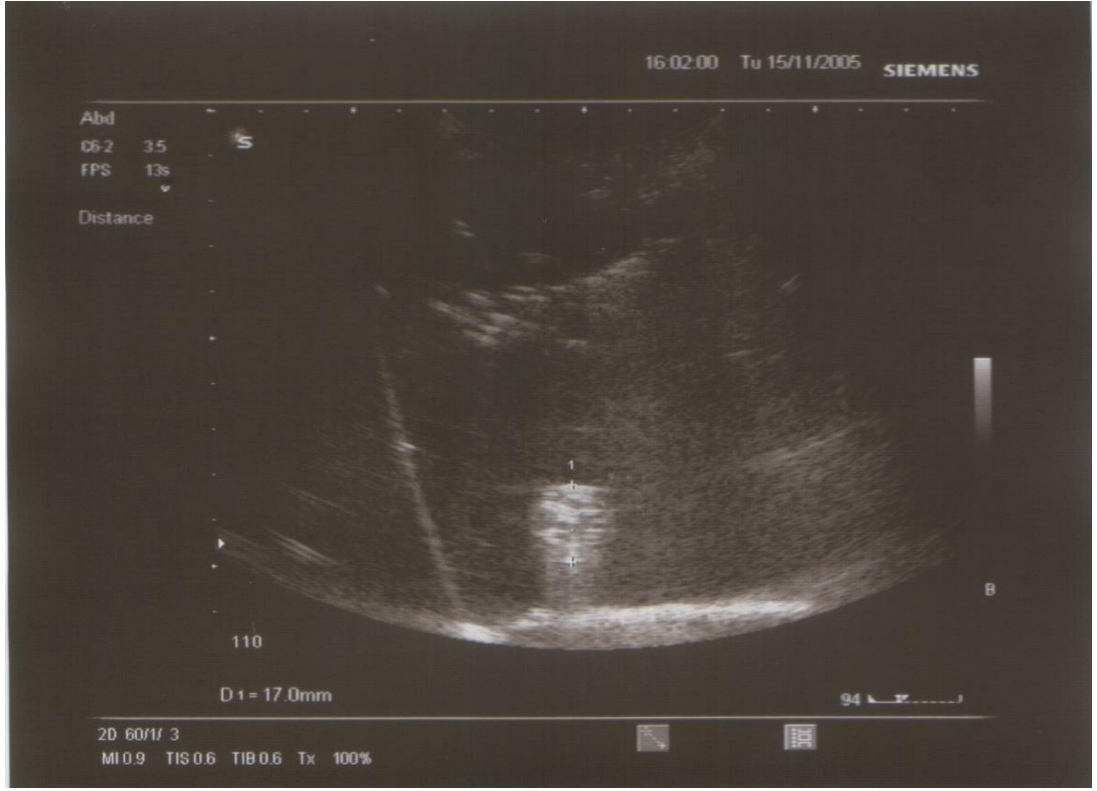
Şekil B.21 : $4,2/2=2,1$ Mhz Doku Harmonik Görüntüleme (3. Çalışma)



Şekil B.22 : 10 Mhz Göreneksel Görüntüleme (4. Çalışma)



Şekil B.23 : 5 Mhz Göreneksel Görüntüleme (4. Çalışma)



Şekil B.24 : 3,5 Mhz Göreneksel Görüntüleme (3. Çalışma)



Şekil B.25 : $10/2=5$ Mhz Doku Harmonik Görüntüleme (4. Çalışma)



Şekil B.26 : $5,2/2=2,6$ Mhz Doku Harmonik Görüntüleme (4. Çalışma)



Şekil B.27 : $4,2/2=2,1$ Mhz Doku Harmonik Görüntüleme (4. Çalışma)

ÖZGEÇMİŞ

İstanbul’da 1979 yılında doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini İstanbul’da tamamladıktan sonra 1998 yılında girdiği Işık Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektronik Mühendisliği bölümünden 2003 yılında Elektronik Mühendisi ünvanıyla mezun oldu. Eylül 2003 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği bölümünde yüksek lisans öğrenimine başladı.