

67064

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKOKARDİYOĞRAFI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Oğuz Mete ŞAŞMAZ

Anabilim Dalı: Elektronik ve Haberleşme

HAZİRAN 1997

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ * FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKOKARDİYOGRAFI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Oğuz Mete ŞAŞMAZ

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 20. Haziran.1997

Tezin Savunulduğu Tarih: 30.Eylül.1997

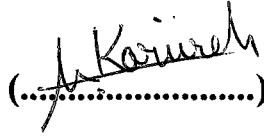
Tez Danışmanı

**Prof. Dr.
Doğan DİBEKÇİ**



Üye

**Doç.Dr.
Mehmet KORÜREK**



Üye

**Yrd.Doç.Dr.
Mehmet ENGİN**



HAZİRAN 1997

EKOKARDİYOĞRAFI

Oğuz Mete ŞAŞMAZ

Anahtar Kelimeler:Ekokardiyografi, Ultrasonik Dalga, Yansıma, Zayıflama, Karakteristik Empedans

Özet: Bu tezin amacı kardiyolojik hastalıkların teşhis edilmesinde kullanılan ultrasonik görüntüleme yöntemlerini incelemektir. Bu nedenle, özel ultrasonik dalgaların dokulardaki yayılım özellikleri incelenmiş ve dalga denklemi elde edilerek özel bir çözümü bulunmuştur. Bu çözümden hareketle dalganın dokulardaki yayılım özellikleri hakkında bilgi veren ve elektronik sistemlerde görüntü oluşturmada en çok kullanılan yansıma, zayıflama ve karakteristik empedans büyüklükleri incelenmiştir. İkinci olarak hareketli hedeflerin özellikle mitral kapakçık ve aort kapakçığının ekokardiyogramlarının elde edilmesinde sıkça kullanılan bir M-modu görüntüleme sistemi incelenmiştir. Son olarak bir M-modu görüntüleme sistemi ile kalp sistemine ait hangi hastalıkların teşhis edilebildiği ayrıntılı bir şekilde incelenmiştir.



ECHOCARDIOGRAPHY

Oğuz Mete ŞAŞMAZ

Keywords: Echocardiography, Ultrasound, Reflection, Attenuation, Characteristic Impedance

Abstract: Echocardiography is a diagnostic technique that utilizes ultrasound (high-frequency sound waves above the audible limit of 20 kHz) to produce an image of the beating heart in real time. A piezoelectric crystal is used to emit short bursts of high frequency, low intensity sound through the chest wall to the heart and then detect reflections of this sound as it returns from the heart. Since movement patterns of several regions of the heart correlate with cardiac function and since changes in these patterns consistently appear in several types of cardiac disease, echocardiography has become a frequently used method for evaluation of the heart. Echocardiography has several advantages over other diagnostic tests of cardiac function:

1. It is noninvasive (i. e. , no device must be inserted into any body cavity)
2. It is painless and requires no special preparation of the patient.
3. It is a safe procedure and has no known harmful effects.
4. The equipment is relatively mobile and may be transported to the bedside if necessary.
5. It may be repeated as frequently as necessary allowing serial evaluation of a given disease process.
6. It produces an image instantaneously, which allows rapid diagnosis in emergent situations

ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR

Ekokardiyografi, tıp alanına oldukça yeni girmiş ve kendini hemen kabul ettirmiş bir teşhis yöntemidir. Bu tekniğin klinik kardiyolojide kabul edilmiş birçok uygulama alanı vardır.

Bir ekokardiyogram elde edilmesinde ilk adım olarak muayeneyi yapan şahsın bütün kardiyak yapılardan gelen normal eko görüntüleri hakkında önceden bilgi sahibi olması gerekir. Bundan sonra ise, transdüzer pozisyonu ve yönünün, ekografik kontrol düğmelerinin ayarlanması gerekir. Bazen, bütün yapılardan tam olarak eko elde edilmeyebilir. Ekoları mümkün olduğu kadar tam olarak elde etmek için, transdüzerin pozisyonu; ekoları en büyük şiddet ve büyüklükte saptamak içinde, ekografi düğmelerini sürekli olarak ayarlamak gerekir.

Yapılan çalışmanın ülkemizdeki kardiyolojik çalışmalara katkısı olmasını dilerim.

Bana bu konuda çalışma olanağı veren sayın Prof. Dr. Doğan DİBEKÇİ'ye teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
TABLolar LİSTESİ.....	ix
BÖLÜM 1. GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2. ULTRASONİK DALGALARIN TEMEL PRENSİPLERİ	3
2.1. Dalga Denklemi	3
2.2. Dalga Denkleminin Çözümü.....	7
2.3. Çözümün Dalga Yapısı	7
2.4. Akustik Empedans	10
2.5. Yansıma Katsayısı.....	13
2.6. Yansıyan ve Geçen Dalgaların Güçleri.....	13
2.7. Zayıflama.....	15
BÖLÜM 3. ULTRASONİK TRANSDÜSERLER.....	18
3.1. Ultrasound'un Yarım - Tabaka Değeri.....	20
3.2. Ultrasonik Işının Oluşturulması	21
3.3. Ultrasonik Taramalar	28
BÖLÜM 4. KALBİ ULTRASONİK GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ	32
4.1. Ekokardiyografi	32
4.2. Doppler Olayı	37
4.2.1. Doppler Frekansı	38

4.3. Doppler Sistemleri	41
4.3.1. Sürekli Dalga Doppler Sistemi	41
4.3.2. Darbeli Doppler Sistemi.....	43
4.4. Kullanılan Ekokardiyografi Yöntemleri.....	46
4.4.1. A - modu Ekokardiyografi	46
4.4.2. B - modu Ekokardiyografi	48
4.4.3. M - modu Ekokardiyografi	48
BÖLÜM 5. ULTRASONİK EKOĞRAF SİSTEMİ	50
5.1. Verici.....	50
5.2. Alıcı.....	51
BÖLÜM 6. EKOKARDİYOĞRAFI İLE ELDE EDİLEN	
 HEMODİNAMİK BİLGİLER.....	53
6.1. Aort Kapakçığının İncelenmesi.....	54
6.2. Mitral Kapakçığın İncelenmesi	57
SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	61
KAYNAKLAR	63
ÖZGEÇMİŞ	64

SİMGELER DİZİNİ

Δz	: Cismin uzunluğunda meydana gelen değişim
A	: Uzunluk eksenine dik olan yüzeylerin alanı
ρ	: Cismin yoğunluğu
m	: Hacim elemanının değişen kısmının kütlesi
$p(z)$: Basıncın uzunluğa bağlı değişimi
$u(z)$: Ortamdaki parçacıkların lokal hızının uzunluğa bağlı değişimi
F	: Kuvvet
K	: Malzemenin elastik sabiti
W	: Açısal frekans
k	: Propagasyon sabiti
λ	: Dalga boyu
C	: Yayılma hızı
Z	: Akustik empedans
R	: Yansımaya katsayısı
I	: Güç yoğunluğu
η	: Viskozite katsayısı
α	: Zayıflama faktörü
	: Yakın saha uzunluğu
r	: Transdüserin yarıçapı
f_i	: İletilen dalganın frekansı
f_r	: Alınan dalganın frekansı
f_d	: Doppler frekans kayması

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil. 2.1.	Dalga hareketi yapan bir hacim elemanının z - yönünde boyunun değişime neden olan basınç ve hız bileşenleri	4
Şekil. 2.2.	(a) $t=0$ için basınç dalgasının z'ye bağlı değişimi (b) $t= \Delta t$ için basınç dalgasının z'ye bağlı değişimi	9
Şekil. 2.3.	Ultrasonik dalganın akustik empedansları farklı olan iki ortam arasındaki ara yüzeyden yansıma ve kırılması.....	12
Şekil. 3.1.	Piezoelektrik özelliğe sahip kristal taslağı	18
Şekil. 3.2.	Ultrasonik transdüserin önemli kısımları	19
Şekil. 3.3.	Ultrasonik dalga cephelerinin oluşumunu gösteren şema.....	21
Şekil. 3.4.	Transdüserin boyutunun iletilen ultrasonik ışın üzerindeki etkisi	22
Şekil. 3.5.	Transdüser frekansının yakın saha üzerindeki etkisi	23
Şekil. 3.6.	Odaklanmamış ve odaklanmış transdüserlerin yaydığı ultrasonik ışın	23
Şekil. 3.7.	Aşamalı transdüserin ultrasonik ışını odaklaması.....	24
Şekil. 3.8.	Dairesel tek kristalli transdüserden ve aşamalı transdüserden elde edilen ultrasonik ışının çeşitli ışın eksenleri	25
Şekil. 3.9.	Ultrasonik ışın şemaları	26
Şekil. 3.10.	Akustik odaklı transdüserin ses yoğunluğu profili	26
Şekil. 3.11.	Transeksenel ışın grafiği	27
Şekil. 3.12.	Tıbbi teşhiste kullanılan çeşitli tarama şekilleri	28
Şekil. 3.13.	Bir kap suda sarkaç hareketi yapan küresel bir cismin M-modu ve iki-boyutlu sektör taramaları	29
Şekil. 3.14.	Çeşitli gerçek-zaman tarayıcıları	30
Şekil. 3.15.	Lineer aşama kullanılarak elektronik ışının yönlendirilmesi.....	31
Şekil. 4.1.	Ultrasonik ekografin blok diyagramı.....	33
Şekil. 4.2.	Transdüserden iletilen ultrasoundların akustik görüntü oluşturmaları.....	34

Şekil. 4.3. Uzaysal yönelimli B-modu taraması ile iki boyutlu görüntü elde edilmesi	37
Şekil. 4.4. ve Şekil. 4.5. Hareketli bir hedeften yansıyan sesin Doppler etkisi	38-39
Şekil. 4.6. Sürekli dalga Doppler sisteminin blok şeması	43
Şekil. 4.7. Darbeli Doppler sisteminin blok diyagramı	44
Şekil. 4.8. A-modu görüntüleme sisteminin genel yapısı	47
Şekil. 4.9. B-modu görüntüleme sisteminin genel yapısı	50
Şekil. 4.10. M-modu görüntüleme sisteminin genel yapısı	50
Şekil. 5. Ultrasonik ekograf sisteminin blok diyagramı	51
Şekil. 5.1. Osilatör devresi	51
Şekil. 5.2. C sınıfı güç yükselteci	52
Şekil. 5.3. Ön yükselteç	52
Şekil. 5.4. Karıştırıcı ve alçak geçiren süzgeç	53
Şekil. 6.1. Transdüserin kalbe yönlendirilmesi	55
Şekil. 6.2. Normal bir aort kapakçığına ait konum-zaman değişimi (ekokardiyogramı)	55
Şekil. 6.3. Anormal aort kapakçık ekokardiyogramları	57
Şekil. 6.4. EKG ile birlikte verilmiş normal bir mitral kapakçık ekokardiyogramı	58
Şekil. 6.5. C-E genliğinin ve E-F genliğinin ölçülmesi için kullanılan yöntemler	59
Şekil. 6.6. Anormal mitral kapakçık ekokardiyogramları	61

TABLULAR LİSTESİ

Tablo.2.1. Bazı biyolojik dokuların akustik parametreleri	17
Tablo.3.1. Ekokardiyografide önemli olan doku ve maddelerin yarım-tabaka değerleri.....	20
Tablo.6.1. Değişik hastalıklar için eğim ve genlikler	59



1. GİRİŞ

Geçen 25 yıl esnasında çeşitli tıbbi görüntüleme tekniklerinin gelişmesinde büyük bir ilerleme olmuştur. Bilgisayarlı tomografi, dijital radyografi, magnetik rezonans kavramı ve ultrasound bunlardan bazılarıdır. Ultrasound, özellikle radyasyona maruz kalınması istenilmeyen durumlarda kullanılır. Örneğin, anne karnındaki çocuğun görüntülenmesi ve kalp kapakçıkları gibi hareketli yapıların görüntülenmesinde yararlı sonuçlar vermektedir.

Ultrasound'un bu teşhis ve tedavi amaçlı uygulamalarında temel ilke; bir transdüser tarafından vücudun ilgili bölgelerine gönderilen ultrasonik dalgaların, vücut dokuları içinde yayılımlarından sonra algılanarak içinde yayıldıkları dokuların akustik özellikleri hakkında bilgi edinilmesidir. Çeşitli uyarı ve algılama mekanizmalarıyla, ultrasonik dalgaların vücut içinde yayılımları sırasında maruz kaldıkları zayıflama, frekans ve hız değişiklikleri tespit edilmekte ve bu veriler yardımıyla ortamın anatomisi hakkında bilgi elde edilmektedir. Aynı zamanda algılanan ultrasonik dalgaların işlenip bir ekrana nakledilmesiyle de incelenen bölgelerin bir çeşit görüntüsü elde edilmiş olur.

Ultrasound'un, tıpta teşhis amaçlı kullanımı oldukça yeni olmasına rağmen, mühendislikte kullanılması 1800 yıllarına dayanmaktadır. O yıllarda ultrasound, ilk olarak, yüksek frekanslı sesler elde etmek için kullanılmıştır. Galton 1883'te geliştirdiği ultrasonik bir düdükle 25000 Hz'lik titreşimler elde etmiştir. Birinci Dünya Savaşı sırasında Langevin, Fransa'da kuartz kristalleri kullanarak, su içinde ultrasonik dalgalar meydana getirmiş ve bunları iletmek için bir yöntem geliştirmiştir. Bu dalgaların önünde yüzen balıkların öldüğünün anlaşılması, ultrasound'un ilk biyolojik etkileri olarak ortaya çıkmıştır. 1929'da Sokolov, metallerdeki döküm hatalarını bulan bir ultrasonik yöntem geliştirmiş fakat bu yöntemin gelişimi İkinci Dünya Savaşı'ndan sonra olmuştur. İkinci Dünya Savaşı'nın başlamasıyla, ultrasound alanındaki gelişmelerin tümü öncelikle harp sanayisinde kullanılmıştır. Deniz sonarı, su altındaki cisimleri özellikle deniz altıları

incelemek için geliştirilmiştir. Ultrasound'un harp sanayisi dışındaki gelişmeleri ancak İkinci Dünya Savaşı 'ndan sonra olmuştur.

Ultrasound'un yıkıcı amaçlar dışında kullanılmasında en fazla sözü edilen kişi Firestone'dur. Firestone'un başlıca çalışmaları, metallerdeki yapısal bozuklukların saptanması olmasına rağmen, çalışmaları tıpta ultrasound'un teşhis amaçlı kullanılmasında başlıca kaynak olmuştur. 1950'lerde birçok araştırmacı vücudun hemen hemen her organını muayene için ultrasound'u kullanmıştır. Ultrasound'u kalp muayenesinde ilk kullanan Keidel'dir. 1950'li yılların başlarına kadar ultrasound, tıp alanında ancak tek boyutlu ekografi alanında kullanılmıştır. Bu yöntemde, bir dönüştürücü yardımıyla oluşturulan kısa süreli ultrasonik darbe, incelenecek ortama nakledilmiş ve karakteristik empedansları farklı ortamlardan yansıyan dalgalar aynı dönüştürücü ile algılanıp osilaskopta görüntülenerek tek boyutlu görüntü elde edilmiştir. Günümüzde bu yöntem A-modu görüntüleme olarak bilinmektedir. Daha sonraları geliştirilen tekniklerle iki boyut görüntüler elde edilmiştir.

Günümüzde, ultrasonik dalgalarla kalp görüntüsünün alınması için; M-modu ekokardiyografi, iki boyutlu (2-D) ekokardiyografi, Doppler ekokardiyografi ve iki boyutlu renkli Doppler ekokardiyografi yöntemleri yaygın olarak kullanılmaktadır.

2. ULTRASONİK DALGANIN TEMEL PRENSİPLERİ

Ekokardiyografi, ultrasonik dalga kullanılarak kalbi inceleyen bir teşhis yöntemi olduğundan, ekokardiyografinin yararlarını ve ne gibi kısıtlamaları olduğunu tam olarak anlamak için ultrasound'un fiziksel özelliklerini bilmek gerekir.

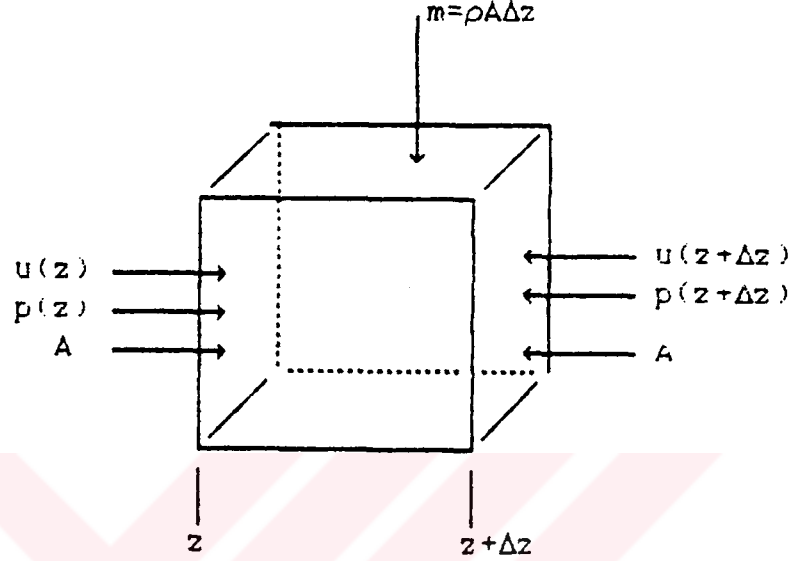
Tanım olarak ultrasound, frekansı 20000 Hertz'den büyük olan yani insan kulağının duyma sınırının üzerindeki frekanslarda mekanik titreşimlerin oluşturduğu bir enerjidir. Ultrasound'un yararlı bir teşhis aleti oluşunun başlıca nedeni; duyulabilir sesin aksine, istenilen yere çok kolayca bir ışık hüzmesi olarak gönderilebilmesi, yansıma ve kırılma kurallarına uyumu ve çok küçük cisimler tarafından bile yansıtılabilmesidir. Ultrasound'un başlıca dezavantajı ise, gaz ortamlarda ilerlemesinin çok güç oluşudur. Bu nedenle bir hastanın muayenesi sırasında, ultrasound'u oluşturan transdüserin hastanın vücudu ile hava kalmayacak şekilde teması gerekir. Ayrıca, vücudun içindeki hava bulunan kısımları bu yöntemle muayene etmek çok zordur.

2.1. Dalga Denklemi

Ultrasonik enerji, ortamda bir dalga şeklinde hareket eder ve dalga parametreleriyle tanımlanır. Elektromagnetik dalgalar için bu parametreler; elektrik alan, magnetik alan, dielektrik sabit v.s. iken ultrasound için benzer parametreler; basınç, yoğunluk, sıcaklık, hız v.s. dir. Elektromagnetik dalgaların aksine ses, yayılmak için bir ortama ihtiyaç duyar. Bir boşluk boyunca yayılım yapamaz. Ultrasonik dalgaların teşhis amaçlı kullanımında genellikle boyuna dalgalar kullanılır.

Dalga denklemini elde etmek için, Şekil 2.1'de gösterilen ve boyu ultrasonik dalganın yayılma yönü olan, z eksenine boyunca değişen hacim elemanını göz önüne alalım. Cismin uzunluğunda meydana gelen değişim Δz , uzunluk eksenine dik olan yüzeylerin alanı A 'dır. Cismin yoğunluğu ρ ise, hacmin elemanının değişen kısmının kütlesi; $m = \rho \cdot A \cdot \Delta z$ bağıntısıyla verilir. Cismin hacmindeki değişim çok

küçük olması nedeniyle ρ 'yu sabit olarak kabul edebiliriz. Cisme uygulanan basınçta da bir değişim söz konusudur. Basıncın uzunluğa bağlı değişimi $p(z)$ olarak ifade edilebilir. Ayrıca, uzunluk ekseninde, ortamdaki parçacıkların lokal hızı $u(z)$ ile ifade edilmiştir.



Şekil 2.1. Dalga hareketi yapan bir hacim elemanının z yönünde boyunun değişimine neden olan basınç ve hız bileşenleri

Bu cisim için Newton'un kuvveti denklemi yazılacak olursa;

$$F = m \cdot \frac{du}{dt} = m \left(\frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial u}{\partial z} \cdot \frac{\partial z}{\partial t} \right) \quad (2.1)$$

$\frac{\partial z}{\partial t} = u$ olduğundan (2.1) denklemi şöyle olur.

$$F = m \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial z} \right) \quad (2.2)$$

Basınç birim alanındaki kuvvet olduğundan, cisme etkiyen net kuvvet aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$F = [p(z) - p(z + \Delta z)]A \quad (2.3)$$

Kuvvet ve kütle ifadeleri (2.2) denkleminde yerine konursa, (2.2) denklemi şu hale gelir.

$$\frac{p(z) - p(z + \Delta z)}{\Delta z} = \rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial z} \right) \quad (2.4)$$

$\Delta z \rightarrow 0$ için limit alınırsa,

$$-\frac{\partial p}{\partial z} = \rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial z} \right) \quad (2.5)$$

bağıntısı elde edilir.

Dalga hareketinden dolayı cismin yoğunluğundaki değişimin çok küçük olduğu varsayılmaktadır. Eğer yoğunluk iki parça halinde yazılacak olursa aşağıdaki ifade elde edilir;

$$\rho = \rho_1 + \rho_0$$

Bu bağıntıda, ρ_0 = cismin ortalama yoğunluğu (sabit) ρ_1 = yoğunluktaki değişimdir.

$\rho_1 \ll \rho_0$ olduğu kabul ediliyor. Ayrıca $p, \rho_1, u, \partial u / \partial z$, ve $\partial u / \partial t$ miktarlarının hepsi küçük değişimleri temsil etmektedir. Bu nedenle bu terimlerin ikisi birbiriyle çarpıldığında ikinci dereceden terim olarak düşünülebilir ve birinci dereceden terimler yanında ihmal edilebilirler. Bu yaklaşımdan hareketle (2.5) denklemi şu şekilde yazılabilir.

$$\frac{\partial p}{\partial z} + \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} = 0 \quad (2.6)$$

(2.6) denklemi ortamdaki basınç ile hız arasında bir ilişki vermektedir. Bu iki büyüklük arasında başka bir denklem de kütle korunumu yasası yardımıyla elde edilebilir. Bu yasaya göre aşağıdaki denklem yazılabilir.

$$\frac{\rho(z + \Delta z)u(z + \Delta z) - \rho(z)u(z)}{\Delta z} = -\frac{\partial \rho}{\partial t} \quad (2.7)$$

$\Delta z \rightarrow 0$ için limit alınırsa

$$\frac{\partial(\rho u)}{\partial z} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (2.8)$$

bağıntısı elde edilir. Bu bağıntıda $\rho = \rho_0 + \rho_1$ konular ve ikinci dereceden terimler ihmal edilirse (2.8) ifadesi şu hale gelir.

$$\rho_0 \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial \rho_1}{\partial t} = 0 \quad (2.9)$$

Bu bağıntı malzemenin elastik sabitesi K 'yı tanımlar ve şöyle ifade edilir.

$$\frac{\rho_1}{\rho_0} = Kp \quad (2.10)$$

Bu bağıntı normalize edilmiş yoğunluk değişimini gösterir. (2.10) ifadesinden yararlanılarak (2.9) denklemi yeniden düzenlenirse;

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \frac{1}{K} \frac{\partial u}{\partial z} = 0 \quad (2.11)$$

elde edilir. (2.6) ile (2.11) denklemleri iki değişkenlidir. Denklemlerdeki sabitler sadece ortam sabitleridir. Bu denklemleri çözmek için aşağıdaki yöntem izlenir: (2.6) denkleminin z 'ye göre kısmi türevi alınır;

$$\frac{\partial^2 p}{\partial z^2} + \rho_0 \frac{\partial^2 u}{\partial z \partial t} = 0 \quad (2.12)$$

(2.11) denkleminin t 'ye göre kısmi türevi alınır.

$$\frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \frac{1}{K} \frac{\partial^2 u}{\partial t \partial z} = 0 \quad (2.13)$$

Bu iki denklemden (2.14) bağıntısı elde edilir;

$$\frac{\partial^2 p}{\partial z^2} - \rho_0 K \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 \quad (2.14)$$

Bu denklem p basıncına ait tek boyutlu bir denklemdir. Aynı denklem u hızı içinde yazılabilir.

2.2. Dalga Denkleminin Çözümü

Dalga denklemini entegre ederek genel çözümü bulmak yerine, bazı tahmini çözümlerle sonuca gitmek daha uygun olmaktadır. $p=0$ ve $p=\text{sabit}$ çözümlerinin denklemini sağlayacağı açıktır. Denklem özel bir çözümü şudur;

$$p = p_+ \text{Cos}(wt - kz) \quad (2.15)$$

Burada p_+ genlik sabiti, $w[\text{rad/sn}]$ olarak dalganın açısal frekansı ve k propagasyon sabitidir. (2.15) ifadesi dalga denkleminde yerine konursa, denklemin sağlanması için şu koşulun sağlanması gerektiği ortaya çıkar;

$$k^2 = \rho_0 K w^2 \quad (2.16)$$

Dalga denkleminin çözümü sadece (2.15) ifadesi değildir. Mümkün olan başka bir çözüm de şudur;

$$p = p_- \text{Cos}(wt + kz) \quad (2.17)$$

Dalga denkleminin çözümünün genel formu ise;

$$p = p_{\pm} f(wt \mp kz) \quad (2.18)$$

şeklinde ifade edilebilir.

2.3. Çözümün Dalga Yapısı

(2.15) denklemini göz önüne alındığında, böyle bir dalgaya ait yayılım karakteristikleri elde edilebilir. Şekil.2.2.a $t=0$ için basıncın genliğinin değişimini göstermektedir. Şekilde pozitif tepeler kesikli çizgilerle gösterilmiştir. Bir sonraki

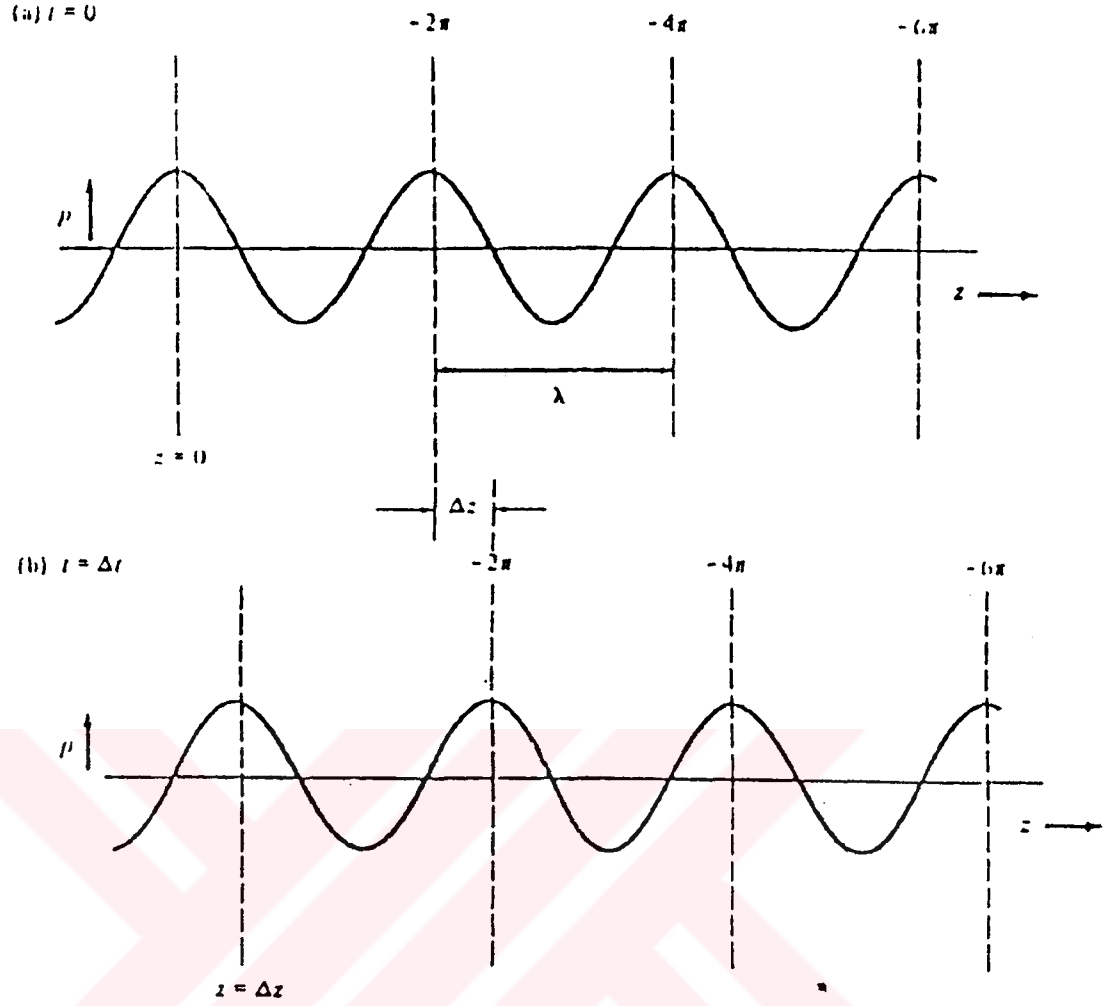
pozitif tepenin elde edilmesi için cosinüsün fazının $(wt - kz)$ 'in 2π veya katları olması gerekir. Fazdaki 2π 'lik bir değişim kz 'in 2π kadar arttırılmasıyla sağlanabilir ki bu da z mesafesinin $2\pi/k$ kadar artmasını gerektirir. Bu tekrarlamaya uzayı, dalğanın dalga boyu (λ) olarak isimlendirilir ve řu şekilde ifade edilir;

$$\lambda = \frac{2\pi}{k} \quad (2.19)$$

şekil . 2.2.b, $t = \Delta t$ için basınç değişimini göstermektedir. şekilden de görüldüğü gibi $t = \Delta t$ için, tepelerde faz farkı ortaya çıkmıştır. $z=0$ 'da değilde $z = \Delta z$ ' de faz sıfır olmaktadır. Fazın sıfır olması için $(wt - kz)$ her zaman sıfır olmalıdır. $t=0$ için $z=0$ ve $t = \Delta t$ için de $z = \Delta z$ de faz sıfır olmaktadır. Bu durumda;

$$\begin{aligned} w\Delta t - k\Delta z &= 0 \\ \frac{\Delta z}{\Delta t} &= \frac{w}{k} \end{aligned} \quad (2.20)$$

ifadesi elde edilir ve faz hızı olarak isimlendirilir.



Şekil - 2.2. (a) $t=0$ için basınç dalgasının z 'ye bağlı değişimi, (b) $t = \Delta t$ için basınç dalgasının z 'ye bağlı değişimi.

$$c = \frac{w}{k} \quad (2.21)$$

Faz hızı c ile gösterilir ve değeri dalganın bulunduğu ortama bağlıdır.

Şekil .2.2 deki değişimler sinüzoidaldir. Sinüzoidal değişim gösteren bir işaret için frekans ile açısal frekans arasında şu ilişki vardır:

$$f = \frac{w}{2\pi} \quad (2.22)$$

$w=kc$ ve $k = 2\pi / \lambda$ olduğundan $w = \frac{2\pi}{\lambda}c$ olacaktır. Böylece

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (2.23)$$

elde edilir. Ayrıca açısal frekans (ω) ile propagasyon sabiti (k) arasında şu ilişki vardır;

$$\omega^2 = \left(\frac{1}{\rho_0 K} \right) k^2$$
$$c = \frac{\omega}{k} = \sqrt{\frac{1}{\rho_0 K}} \quad (2.24)$$

Bu bağıntıdan, sesin herhangi bir ortamdaki yayılma hızının (c), o ortamın yoğunluğuna ve elastik sabitine bağlı olduğu ortaya çıkmaktadır. Bu yayılma hızı, aynı zamanda ortamın sıcaklığına da bağlıdır. Ancak vücut ısısı hemen hemen sabit olduğundan, sıcaklık değişiklikleri tıbbi teşhiste önemli bir faktör değildir. Su için c hesaplanacak olursa;

$t = 35^\circ \text{C}$ 'de ; $K = 4,48 \cdot 10^{-10} \text{ m}^2/\text{N}$ ve $\rho_0 = 10^3 \text{ kg/m}^3$ olarak bilindiğinden; $c_{\text{su}} = 1500 \text{ m/s}$ elde edilir. Bu değer (c) birçok biyolojik yumuşak doku için de hesaplanabilmektedir.

2.4. Akustik Empedans

Sesin bir ortamdan geçiş şekli, o ortamın akustik empedansıdır. Pratikte akustik empedans ortamın yoğunluğu gibi düşünülebilir ve şu şekilde tanımlanır;

$$Z = p / u \quad (2.25)$$

Bu ilişkinin ortamdaki bütün noktalarda ve bütün anlarda sabit olduğu varsayılmaktadır. Z genelde kompleks bir sayıdır ve faz açısı da u ve p arasındaki faz farkına bağlıdır.

$$\frac{\partial p}{\partial z} + \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} = 0$$

denkleminde $u = \frac{p}{Z}$ yerine konursa,

$$\frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\rho_0}{Z} \cdot \frac{\partial p}{\partial t} = 0 \quad (2.26)$$

denklemini elde edilir. $p = p_+ \cos(\omega t - kz)$ çözümü kullanılırsa;

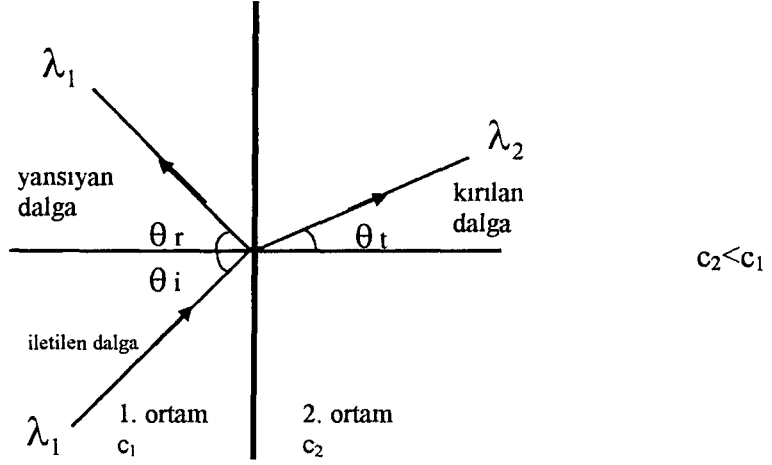
$$k p_+ \cdot \sin(\omega t - kz) - \frac{\omega \rho_0}{Z} \cdot p_+ \cdot \sin(\omega t - kz) = 0$$

denklemini çözüldüğünde;

$$\begin{aligned} k - \frac{\omega \rho_0}{Z} &= 0 \\ Z &= \frac{\omega \rho_0}{k} = \rho_0 c \end{aligned} \quad (2.27)$$

denklemini elde edilir. Böylece akustik empedans, ortamın yoğunluğu ile o ortamdaki geçen sesin hızının çarpımına eşittir.

Ses dalgası, homojen bir ortamda, düz bir çizgi halinde yayılır. Ses dalgası, akustik empedansları farklı iki ortamın ara yüzeyinde yansıma ve kırılmaya uğrar. Şekil 2.3'de yansıma ve kırılmanın ana ilkeleri gösterilmiştir. Teşhis amaçlı tüm ultrasound yöntemleri, ultrasound'un bu akustik empedansları farklı iki ortamın ara yüzeyindeki yansıma ilkesi üzerine kurulmuştur. Yansıyan sesin miktarı, iki ortamın akustik empedansları arasındaki farklılık derecesine bağlıdır. Ortamlar arasındaki akustik fark ne kadar fazlaysa, yansıyan ses de o derece fazladır. Örneğin, gaz - katı ara yüzeyinden yansıyan ses, sıvı - katı ara yüzeyinden yansıyana göre daha fazladır.



Şekil 2.3. Ultrasonik dalganın akustik empedansları farklı olan iki ortam arasındaki ara yüzeyden yansıma ve kırılması

Bir dalga, akustik empedansı farklı olan ikinci bir ortama geçerken, gönderilen gücün bir kısmı arakesitten yansır ve geri kalan kısmı ise diğer ortamda yoluna devam eder. Yansıyan dalganın miktarı, sesin ara yüzeye çarpma açısına da bağlıdır. Bu yaklaşım açısı 90° 'ye yaklaştıkça, sesin yansıma miktarı artar.

Birinci ortamdan gelen dalga, normale bir θ açısı yapacak şekilde ara yüzeye çarparsa, ikinci ortama geçen dalganın dalga boyu değişecektir. Birinci ortama yansıyan dalganın dalga boyu ise iletilen dalga boyu ile aynı olur. Çünkü, her üç dalga için de frekans aynıdır. Yansıyan dalga için, frekans ve hız değişmediğinden dalga boyu da değişmez. Bu durumda geliş açısı ile yansıma açısı birbirine eşit olur.

$$\theta_i = \theta_r \quad (2.28)$$

İkinci ortama geçen dalganın dalga boyu farklı olacaktır. Çünkü, $\lambda = \frac{c}{f}$ ve

$c_1 \neq c_2$ olduğundan;

$$\lambda_1 \neq \lambda_2 \quad (2.29)$$

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.30)$$

ifadeleri yazılabilir.

2.5. Yansıma Katsayısı

İkinci ortama geçen dalganın basıncı, iletilen ve yansıyan dalgaların basınçları toplamına eşittir. Yani, $p_t = p_i + p_r$ bağıntısı vardır. Ayrıca, $u_i \cos \theta_i = u_t \cos \theta_t + u_r \cos \theta_r$ bağıntısı da yazılabilir.

Yansıyan basıncın, iletilen basınca oranı yansıma katsayısı olarak ifade edilir. Ve "R" ile gösterilirse;

$$R = \frac{p_r}{p_i} = \frac{(Z_2 / \cos \theta_t) - (Z_1 / \cos \theta_i)}{(Z_2 / \cos \theta_t) + (Z_1 / \cos \theta_i)} \quad (2.31)$$

Bu bağıntı özel durumlar için daha basit bir hale getirilebilir. Biyolojik uygulamalarda, ultrasonik darbenin iletim yönünün, incelenen yüzeye dik olduğu kabul edilirse; $\theta_i = \theta_t = 0$ olur. Bu durumda (2.31) denklemi şu şekli alır;

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2.32)$$

(2.32) denklemini incelersek; bir dalga karakteristik empedansı Z_1 olan bir ortamdan, karakteristik empedansı aynı (Z_1) olan bir ortama geçerse $R=0$ olur. Yani yansıma olmaz. Bu nedenle yansıma oluşturmak için empedans uygunsuzluğu olması gerekir. İki empedans arasındaki fark ne kadar büyük olursa yansıma da o kadar fazla olacaktır. Ayrıca $Z_2 > Z_1$ olursa, yansıma katsayısı pozitif, $Z_2 < Z_1$ olursa, yansıma katsayısı negatif olur.

2.6. Yansıyan ve Geçen Dalgaların Güçleri

Dalganın yayılma yönüne dik olan birim alandaki ani güç akışına o dalganın "güç yoğunluğu" denir ve şu şekilde ifade edilir:

$$\text{Güç yoğunluğu} = \frac{\text{Güç}}{\text{Alan}} = \frac{\text{İş}}{\text{Alan} \times \text{Zaman}} = \frac{\text{Kuvvet} \times \text{Mesafe}}{\text{Alan} \times \text{Zaman}} = \text{Basınç} \times \text{Hız}$$

Başka bir ifadeyle ;

$$I=p.u$$

$$Z = \frac{p}{u} \text{ ve } u = \frac{p}{Z} \text{ olduğundan;}$$

$$I = \frac{p^2}{Z} = Z \cdot u^2$$

olarak da ifade edilebilir.

Çoğunlukla yansıyan güçlerle ilgilenildiğinden basınç ile güç yoğunluğu arasındaki ilişki incelenmelidir.

$$\frac{\text{Yansıyan güç yoğunluğu}}{\text{İletilen güç yoğunluğu}} = \frac{I_r}{I_i} = \frac{p_r^2 / Z_1}{p_i^2 / Z_1} = R^2 \quad (2.33)$$

Böylece, eğer Z_1 ve Z_2 biliniyorsa yansıyan gücün miktarı hesaplanabilir.

İletilen dalga ile geçen dalganın güç yoğunlukları arasında da bir ilişki kurulabilir.

$$I_i = \frac{p_i^2}{Z_1} \quad (2.34)$$

$$I_t = \frac{p_t^2}{Z_2} \quad (2.35)$$

$p_t=p_i+p_r$ sınır koşulu ve (2.34) ve (2.35) bağıntıları kullanılarak ;

$$\frac{\text{Geç en güç yoğunluğu}}{\text{İletilen güç yoğunluğu}} = \frac{[1 + (p_r / p_i)^2] Z_1}{Z_2} = (1 + R)^2 \frac{Z_1}{Z_2} \quad (2.36)$$

Bu dalgalar için enerjinin korunumu yasası yazılırsa

$$I_i A_i = I_t A_t + I_r A_r \quad (2.37)$$

elde edilir. burada A_i , A_t ve A_r iletilen, geçen ve yansıyan ışınların arakesit alanlarını göstermektedir. (2.37) denklemini I_i A_i ile bölünür ve $\theta_i = \theta_r$ olduğundan $A_i = A_r$ alınırsa aşağıdaki ifade elde edilir.

$$\frac{\text{Geç en güç}}{\text{İletilen güç}} = \frac{A_t I_t}{A_i I_i} = 1 - \frac{I_r}{I_i} = 1 - R^2 \quad (2.38)$$

Yansıma katsayısı $-1 < R < 1$ aralığında olduğu için $(1 - R^2)$ ifadesi her zaman pozitifdir.

2.7. Zayıflama

Ultrasonik dalga bir dokudan geçerken zayıflamaya uğrar. İletilen bir dalganın gücü birkaç nedenden dolayı azalır. Dalga paketinin açılması, empedans uyumsuzlukları nedeniyle oluşan elastik yansımalar, arakesitin düzensiz olması nedeniyle oluşan saçılımlar dalganın enerjisinin zayıflamasına neden olurlar. Dalga enerjisinin azalmasının en önemli nedeni ise, dalga enerjisinin absorbe edilmesidir.

Daha önceki bölümde aşağıdaki denklem elde edilmişti

$$-\frac{\partial p}{\partial z} = \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t}$$

Dalgaya aktarılan enerji, parçacık hızından dolayı oluşan kinetik enerji ve basınç dalgasındaki elastik kuvvetten dolayı oluşan potansiyel enerjidir. Burada elastik kuvvet enerjisi tamamıyla momentum değişimi için kullanılır, yani enerji kaybı olmaz.

Bununla birlikte, gerçek sıvılarda basıncın tamamı momentum değişimi için kullanılmaz. Basınç dalgasının bir kısmı ortamdaki parçacıkların viskoz sürüklenmelerini yenmek için kullanılır. Bu direnç sıvıların sahip olduğu viskoziteden dolayıdır. Bu olay basınçtaki bir azalma olarak modellenabilir.

(2.6) denklemini yeniden düzenlenirse

$$-\frac{\partial}{\partial z}(p - p') = \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t}$$

$$p' = \left(\frac{4\eta}{3} + \eta' \right) \frac{\partial u}{\partial z}$$

Burada η tüm viskozitenin dinamik katsayısı, η' elastik viskozitenin dinamik katsayısıdır. (p') nü denklemde yerine yazarsak

$$-\frac{\partial}{\partial z} \left[p - \left(\frac{4\eta}{3} + \eta' \right) \frac{\partial u}{\partial z} \right] = \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} \quad (2.39)$$

elde edilir. Daha önce elde edilen

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \frac{1}{K} \frac{\partial u}{\partial z} = 0$$

bağlantısından $\partial u / \partial z$ ifadesi çekilerek (2.39) da yerine konursa

$$-\frac{\partial}{\partial z} \left[p + \left(\frac{4\eta}{3} + \eta' \right) K \frac{\partial p}{\partial t} \right] = \rho_0 \frac{\partial u}{\partial t} \quad (2.40)$$

denklemini elde edilir.

(2.40) denkleminin z 'ye göre, (2.11) denkleminin de t 'ye göre kısmi türevi alınır ve u terimi yok edilirse geliştirilmiş bir dalga denklemi elde edilir;

$$\frac{\partial^2 p}{\partial z^2} + \left(\frac{4\eta}{3} + \eta' \right) K \frac{\partial^3 p}{\partial z^2 \partial t} - \rho_0 K \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 \quad (2.41)$$

Bu denklemin bir çözümü aşağıdaki gibidir;

$$p = p_+ e^{-\alpha t} \cos(\omega t - kz) \quad (2.42)$$

(2.42) çözümünün (2.41) denklemini sağlaması için aşağıdaki bağıntının sağlanması gerekir;

$$\alpha = \frac{[(4\eta/3) + \eta']w^2}{2\rho_0 c^3} \quad (2.43)$$

Bağıntıdan görüldüğü gibi zayıflama faktörü α ; η , η' viskozite katsayıları ve açısal frekansın karesi ile orantılıdır.

Eğer güç yoğunluğu ifade edilecek olursa

$$I = \frac{P^2}{z} \text{ olduğundan}$$

$$I = \frac{P_0^2}{z} e^{-2\alpha z} \text{Cos}^2(\omega t - kz)$$

$$I = I_0 e^{-2\alpha z} \text{Cos}(\omega t - kz) \quad (2.44)$$

olacaktır. Güç α 'ya bağlı olarak üstel bir azalma gösterdiğinden, ortalama güç yoğunluğu da α 'ya bağlı olarak üstel bir azalma gösterecektir.

$$I_{\text{ort}} = \frac{I_0}{2} e^{-2\alpha z} = I_0 e^{-2\alpha z} \quad (2.45)$$

Tablo-2.1 Bazı biyolojik dokuların akustik parametreleri.

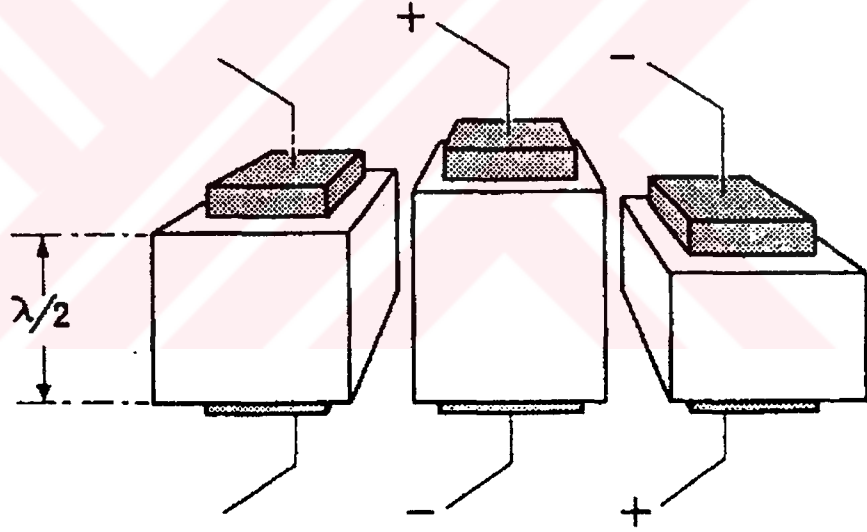
Doku Tipi	Yoğunluk ρ_0 (g/cm ³)	Hız c (m/s)	Karakteristik Empedans Z(rayl)	Zayıflama α (1/cm)
Kan	1.055	1580	1.667	0.034
Kafatası	1.738	2770	4.814	1.5
Beyin	1.03	1460	1.504	0.06
Yağ	0.937	1479	1.386	0.08
Kalp kası	1.048	1546	1.620	0.185
Böbrek	1.040	1572	1.635	0.09
Karaciğer	1.064	1570	1.670	0.149
Akciğer	0.4	658	0.263	4.3
Kas	1.07	1566	1.675	0.15
Su	1	1500	1.5	-

Zayıflamalar $f=1$ Mhz içindir.

Zayıflamalar dB olarak 8.686α dir. $1 \text{ rayl} = 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$

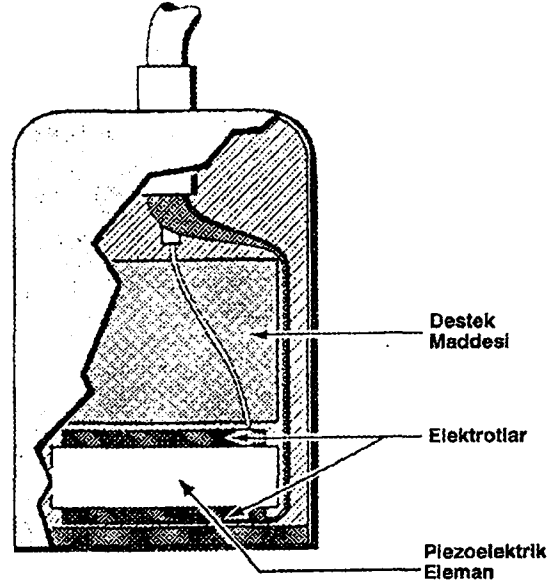
3. ULTRASONİK TRANSDÜSERLER

Ultrasound'un pratikteki sık kullanımı, piezoelektrik transdüserlerin geliştirilmesiyle mümkün olmuştur. Piezoelektrik, "basınç - elektrik" anlamına gelir. Piezoelektrik maddeler bir elektrik alanının etkisiyle şekil değiştiren maddelerdir. Kuvartz, bu özelliğe sahip olduğu görülen ilk maddelerdendir. Kuvartz kristale bir elektrik akımı uygulanırsa, kutupların elektriksel yük durumuna göre, kristal daralır veya genişler. (Şekil. 3.1) Bu daralma ve genişleme, ses dalgalarında sıklık veya seyreklik meydana getirir. Diğer taraftan, bir ses dalgası böyle bir kristale çarptığında bir elektrik akımı meydana getirir. İşte böyle bir piezoelektrik madde, ultrasound transdüserin ana elemanıdır. Ticari amaçlı transdüserlerde, piezoelektrik madde olarak, baryum titanat veya zirkonat titanat (PZT) gibi seramikler kullanılır.



Şekil. 3.1. Piezoelektrik özelliğe sahip kristal taslağı. Çevresindeki elektriksel alan ters döndükçe kristalin şekli değişir. Yayılan ultrasound'un dalga boyu kristalin büyüklüğüne bağlıdır.

Şekil. 3.2'de ise bir transdüserin ana parçaları ve piezoelektrik elemanın her iki tarafındaki elektrotlar gösterilmiştir. Elektrotlar bir elektrik kaynağına bağlı olup, piezoelektrik elemanın arkasında bulunan bir çeşit destek, geri gelen ses enerjisini emer. Bu destek maddesi aynı zamanda, gönderilen enerjinin şekillendirilmesi açısından önemlidir.



Şekil .3.2. Ultrasonik transdüsere önemli kısımları

Son zamanlardaki transdüser tasarımlarında piezoelektrik elemanın kalınlığı, iletilen ultrasound'un dalga boyunun dörtte birine indirilmiştir. Bu şekildeki tasarımlarda, transdüsere verimliliği ve duyarlılığı büyük ölçüde artmıştır. Bu nedenle "çeyrek dalga boyu" transdüsere endüstride standartlaşmaktadır.

Ultrasound'un bir yüzeyden yansıması, iki ortamın birbirlerine göre büyüklüklerine ve dalga boyuna da bağlıdır. Ultrasonik sesin çarpacağı cismin toplam kalınlığı, ultrasound dalga boyunun en az dörtte biri olmalıdır. Bu nedenle yüksek frekanslı veya küçük dalga boylu ultrasound, daha küçük cisimlerden yansiyabilir. Yani, yüksek frekanslı ultrasonik ışının çözme gücü daha fazladır. Birbirine yakın olan cisimleri veya ara yüzeyleri bile gösterebilir.

Ekokardiyografide, yaklaşık olarak 2 MHz'lik frekansa sahip ultrasound kullanılır. Frekansı 2 MHz olan seslerle, aralarında 1mm. uzaklık olan yüzeylerden bile ekoları saptama ve yazdırma olasılığı vardır.

Yüksek frekanslı ultrasound çok küçük yüzeylerden bile yansıdığından ultrasonik enerjinin büyük bir kısmı yansır ve vücudun derinlerine çok az bir kısmı geçer. Bu nedenle, sesin frekansı arttıkça vücuda geçme yeteneği ve miktarı azalır. Homojen bir ortamda bile meydana gelen ses absorpsiyonu ve dağılımı, ultrasound'un

ne derece delip geçme gücü olduğunu saptamaya yarar. Yüksek frekanslı ultrasound'un absorpsiyon ve dağılma gücü daha fazladır. Bu nedenle de delip geçme yetenekleri daha azdır. Doğal olarak, ortamın homojenliği azaldıkça, ultrasound'un delip geçmeside zorlaşır.

3.1. Ultrasound'un Yarım-Tabaka Değeri

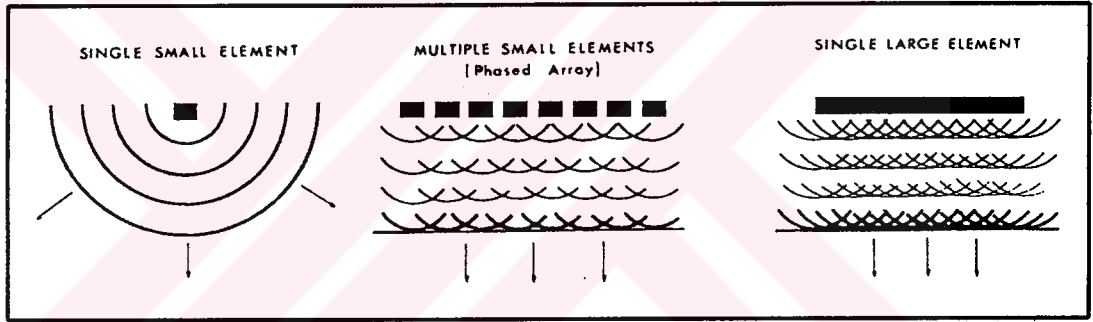
Dokularda ultrasound'un absorpsiyon miktarını ve dolayısıyla zayıflamasını açıklamak için "yarım tabaka değeri (half-value layer)" terimi kullanılır. Bu terim, herhangi bir dokuda ilerleyen ultrasound'un enerjisinin kendi yarı değerine inmesi için aldığı yol olarak tanımlanır. Tablo. 3.1. de bazı dokular için yaklaşık 2 MHz frekanstaki yarım tabaka değerleri verilmiştir. Bu tablodan görüldüğü gibi, kan ve suyun yarım-tabaka değerleri çok uzundur. Bu da kanın ultrasound için çok iyi bir iletken olduğunu gösterir. Diğer taraftan, kemiğin yarım tabaka değeri çok küçüktür. Bu da kemikte yapılacak olan ultrasound muayenelerin ne derece zor olduğunu açıklamaya yeterlidir. Yarım tabaka değerleri frekansa göre değişiklik gösterir.

Tablo. 3.1. Ekokardiyografide önemli olan doku ve maddelerin yarım-tabaka değerleri

Doku	Yarım-tabaka değeri (cm)
Su	380
Kan	15
Yumuşak Doku (kas hariç)	5-1
Kas	1-0,6
Kemik	0,7-0,2
Hava	0,08
Akciğer	0,05

3.2. Ultrasonik Işının Oluşturulması

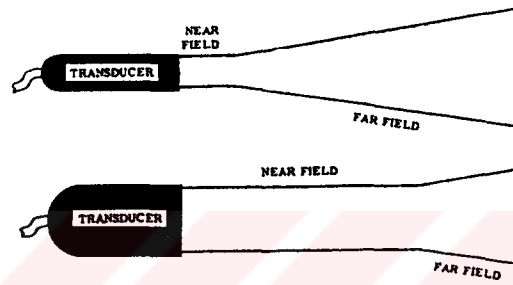
Tıbbi cihazlarda son yıllarda görülen gelişmeler nedeniyle, transdüser tarafından oluşturulan ultrasonik ışının özelliği anlaşılmalıdır. Eğer tek bir küçük elemandan oluşan transdüser kullanılırsa, bundan yayılan ultrasonik dalgaların görüntüsü suya atılan bir taşın oluşturduğu dalgacıklara benzer. (Şekil. 3.3.) Eğer çok sayıda küçük eleman kullanılarak ultrasonik ışın oluşturulursa, tek tek eğri dalgalar birleşerek, bir lineer dalga meydana getirir ve bu dalga lineer dizilmiş elemanlara dikey olarak hareket eder. Bu nedenle, aynı anda ışın yayan çok sayıda küçük eleman kullanılırsa, tek yönlü ultrasonik ışın oluşturulabilir. Ekokardiyografide sıkça yapıldığı gibi tek bir büyük eleman kullanılırsa, sonsuz sayıda küçük eleman oluşur. Tek tek dalgalar birleşerek yoğun bir lineer dalga haline gelir ve transdüserine dik yönde yayılır. (Şekil. 3. 3.)



Şekil. 3.3. Ultrasonik dalga cephelerinin oluşumunu gösteren şema

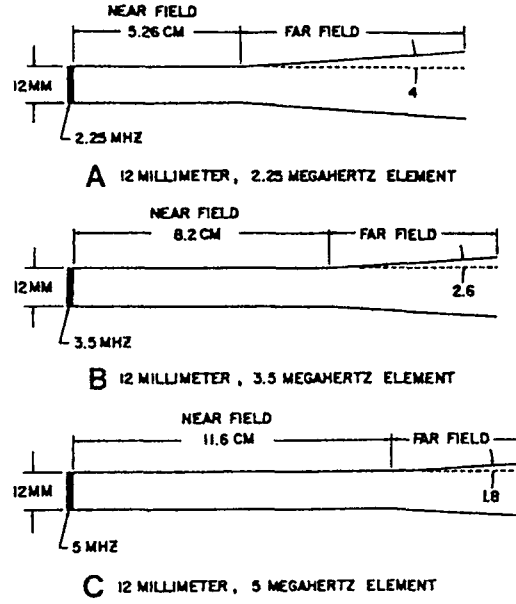
Transdüser tarafından oluşturulan başlıca ses dalgaları boyuna dalgalardır. Daha çok sıvılarda oluşan bu dalgalar, ses dalgalarının yayılma yönüne paralel olarak hareket eder. Diğer dalgalar, örneğin enine dalgalar yayılma yönüne dik olarak hareket eder. Fakat bu dalgalar, daha çok, kemik gibi katı maddelerde görülür ve ekokardiyografide fazla rol oynamaz. Şekil. 3.3'de görüldüğü gibi ultrasonik ışın her bir elemandan özellikle de kenarlardan kaynaklanan ve asıl boyuna dalganın yönünden farklı yönlerde doğru hareket eden çok sayıdaki dairesel dalgacıktan oluşur. Bu sorun en fazla, tek bir küçük elemanda görülür, tek büyük elemanda ise fazla farkedilmez. Kısmen kenar sayısının artması nedeniyle, çok sayıda küçük elemandan oluşan ultrasonik ışında, tek büyük elemandan kaynaklanana göre daha fazla dış ultrasonik ışın yada yan lop vardır. Bu yan lop'lar suni bilgi elde edilmesine neden olur.

Ultrasonik ışın boyunca dalga dizilerinden oluşur. Işın yayılırken, bir süre paralel gider ve sonra sapmaya başlar. (Şekil. 3.4) Işının transdüserine yakın ve ona paralel olan bölümüne “yakın saha” ya da “Fresnel bölgesi” denir. Işının sapmaya başladığı kısma ise “uzak saha” ya da “Fraunhofer bölgesi” denir. Buradan da anlaşılacağı gibi, ultrasonud’un teşhis amaçlı kullanılabilmesi için, muayene edilecek maddelerin yakın saha kısmında bulunmaları gerekir. Çünkü bu kısımda ışın transdüserine paralel ve yansıtıcı yüzeyler transdüserine dik durumdadır. Bu nedenle, geri gelen ekoların şiddeti daha fazladır. Uzak sahada da ortak yüzeyleri saptama olasılığı varsa da, bu oldukça zordur.



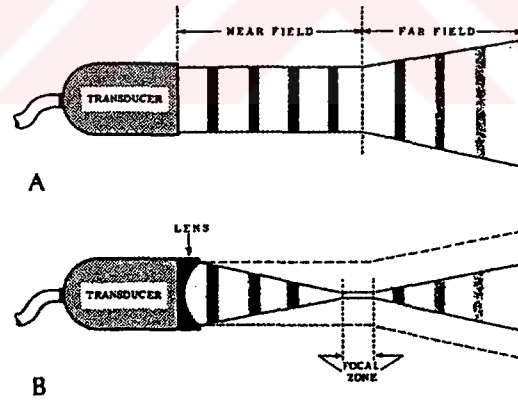
Şekil. 3.4. Transdüserin boyutunun iletilen ultrasonik ışın üzerindeki etkisi

Yakın sahanın uzunluğu (ℓ), transdüser yarıçapı (r) ve dalga boyu (λ) ile gösterilirse, bunların arasındaki ilişki; $\ell = \frac{r^2}{\lambda}$ 'dir. Buradan da görüleceği gibi, yakın saha uzunluğunu arttırmak için ya transdüserin büyüklüğü arttırılmalı, ya da dalga boyu küçültülmelidir. Şekil. 3.4.'de transdüserin boyutunun, Şekil. 3.5.'de ise frekansının, yakın saha uzunluğuna etkisi görülmektedir. Transdüser iki kat büyütülürse, yakın saha dört kat uzar. (Şekil. 3.4) 12 mm. çapında 2,25 MHz'lik transdüserin yakın saha uzunluğu 5.26 cm'dir. 12 mm. çapında 3,5 MHz'lik transdüserin yakın saha uzunluğu ise 8,2 cm.dir. Frekans 5 MHz'e çıkarılırsa yakın saha uzunluğu 11,6 cm olur. (Şekil. 3.5) Ekokardiyografide, çoğunlukla frekansı 2,5 MHz olan transdüserler kullanılmaktadır. Bu frekansta, kalbe ait ekoların çoğu transdüserden 10 cm uzakta elde edilirler. Bu noktada ses hüzmesinin eni, orjinal enin yaklaşık iki mislidir.



Şekil. 3.5. Transdüser frekansının yakın saha üzerindeki etkisi

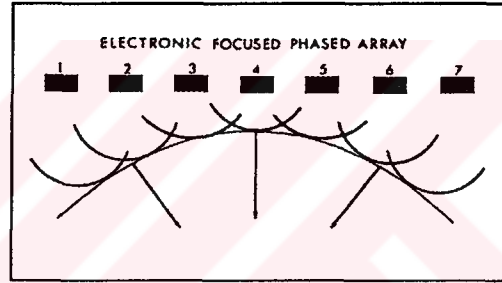
Transdüser yüzeyine akustik mercekler konularak, uzak sahadaki sapma miktarları azaltılabilir. İç bükey mercekler kullanılarak ultrasonik ses hüzmeleri istenilen bir noktaya gönderilebilir. Ultrasonik dalganın bu şekilde, bir odağa doğru yöneltilmesi hem şiddetini artırır, hem de uzak sahada sapma miktarını azaltır.



Şekil. 3.6. Odaklanmamış (A) ve odaklanmış (B) transdüserlerin yaydığı ultrasonik ışın

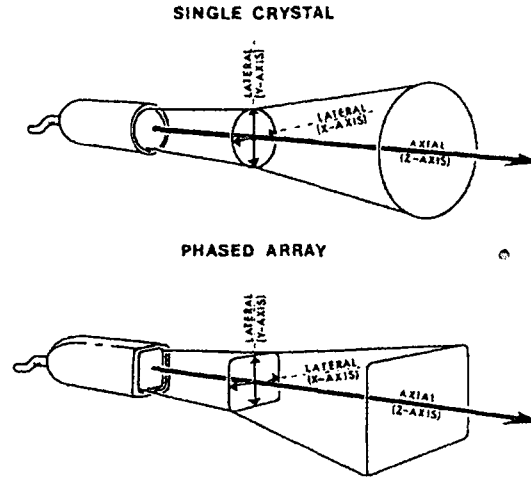
Şekil .3.6.'da görüldüğü gibi, transdüserine bir mercek ilavesiyle, ultrasonik hüzmelerin uzak sahaya, daha dar bir noktadan başlaması ve dolayısıyla da sapmanın daha az olması sağlanır. Bu tip mercekli transdüserler odak noktalarında ve uzak sahada kalbe ait ekolar elde etmek için geliştirilmişlerdir.

Ultrasonik ışın, elektronik olarak da odaklanabilir. Çok sayıda küçük elemanlı transdüser kullanıldığında, dalga cephesi, elemanları teker teker zamanlayarak şekillendirilebilir. Şekil. 3.7.'deki transdüserin çok sayıdaki küçük elemanları, sırayla ateşlenmiş ve böylece ultrasonik ışın eğri halinde elde edilmiştir. Önce 1 ve 7 nolu dış elemanlar, sonra 2 ve 6, 3 ve 5 ve 4 ateşlenerek oluşan ultrasonik ışının akustik mercek kullanılıyormuş gibi yakınsaması sağlanır. Elemanların ateşlenme zamanına bağlı olarak, eğri değişiklik gösterebilir ve bunun sonucunda odak alanının yeri değiştirilebilir. Sabit - odaklı elektronik ışın ya da odak alanının yeri hızla değiştirilen dinamik odaklı ultrasonik ışın elde edilebilir. Elemanları, kontrollü şekilde (ultrasonik ışını ayarlamak için), teker teker ateşlenen transdüser, “aşamalı transdüser (phased array transducer)” denir.



Şekil. 3.7. Aşamalı transdüserin ultrasonik ışını odaklaması

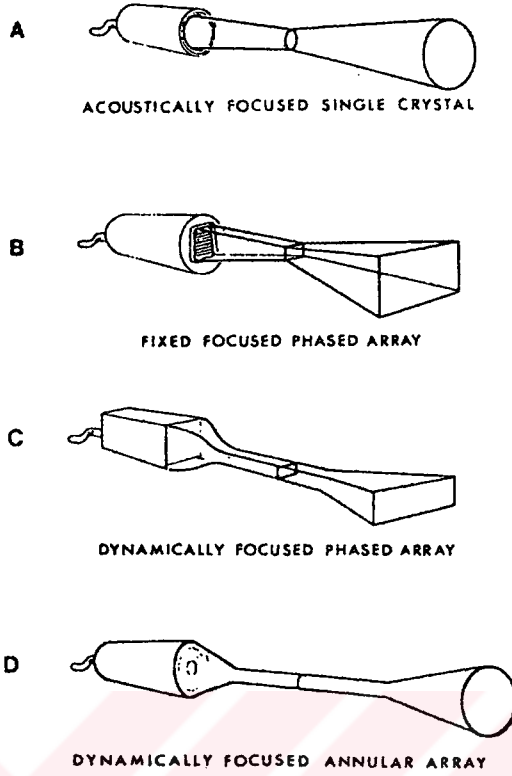
Ultrasonik ışının iki değil, üç boyutlu olduğu unutulmamalıdır. Şekil. 3.8.'de ultrasonik ışının üç boyutlu özelliği görülmektedir. Dairesel kristalli transdüser kullanılırsa, ışın silindirik ve kesiti de dairesel olur. Çok sayıda dikdörtgen şekilli küçük elemanları olan aşamalı transdüserden çıkan ultrasonik ışının kesiti dikdörtgen biçimindedir. Ultrasonik ışının boyutları aksenal (ışının yönüne paralel) ve yanal (dik) olarak ikiye ayrılır. (Bazen eksenele “lineer” ya da “boyuna” ve yanala da “azimut” denilir.) Işın üç boyutlu olduğu için, yanal boyut ayrıca y-ekseni (dikey boyut) ve x-ekseni (yatay boyut) şeklinde ayrılır. Tek dairesel kristalde x ve y eksenleri eşittir. Dikdörtgen ışında ise x ve y eksenleri çoğunlukla farklıdır.



Şekil. 3.8. Dairesel tek kristalli transdüserden ve aşamalı transdüserden elde edilen ultrasonik ışının çeşitli ışın eksenleri.

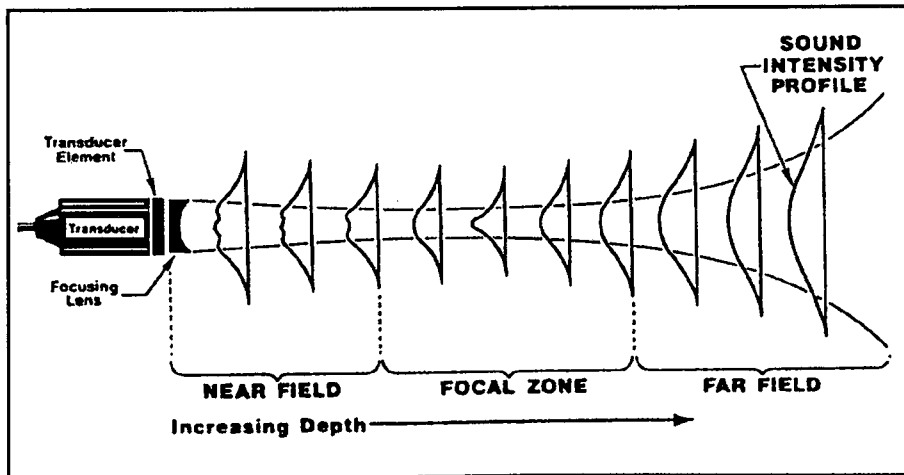
Merceklerle akustik odaklama ya da ultrasonik elemanın şekillendirilmesi x ve y eksenlerini eşit olarak değiştirir. (Şekil. 3.9.A) Aşama ilkesine dayalı elektronik odaklama ve çok sayıda dikdörtgen elemanlı transdüser, y eksenini etkilemeden x eksenini değiştirir. (Şekil. 3.9.B ve C) Aşamalı elemanlar, uzun, ince olmayıp daire şeklinde veya bir dizi halka şeklinde olsaydı, elektronik odaklama hem y eksenini hem de x eksenini kısaltırdı. (Şekil. 3.9.D) Bu tür aşamalı sisteme “halkalı aşamalı sistem” denir.

Halkalı transdüserler birkaç yıldır, karın bölgesinin ultrasonik görüntüsünü elde etmek amacıyla kullanılmaktadır. Fakat, bu aletler kalp taraması için oldukça büyüktür. Ancak son yıllarda ekokardiyografide kullanılabilecek halkalı sistemler geliştirilmiştir. Halkalı sistemin bir çok teorik avantajı vardır. Standart aşamalı yaklaşımdan sonra görülen en büyük gelişme ise, iki boyutlu ya da tomografik dilimin incelmesidir. Bazı iki boyutlu ekokardiyografik incelemelerde görülen belirsizliğin ve karışıklığın nedeni yanal çözülmenin yetersizliğine bağlı olarak kalın dilim elde edilmesidir. Halkalı sistemle yapılan ön deneyler bu anlamda önemli bir ilerleme sağlandığını göstermiştir. Diğer bir avantaj ise, ultrasonik enerjinin odak bölgesinde yoğunlaşması sonucu sinyal / gürültü oranının artmasıdır. Daha fazla içine işlediği için yüksek frekanslı transdüserler kullanılabilir.



Şekil. 3.9. Ultrasonik ışın şemaları: (A) Akustik odaklı tek kristalli transdüser (B) Sabit odaklı aşamalı trnsdüser (C) Dinamik odaklı aşamalı transdüser ve (D) Dinamik odaklı halkalı transdüser.

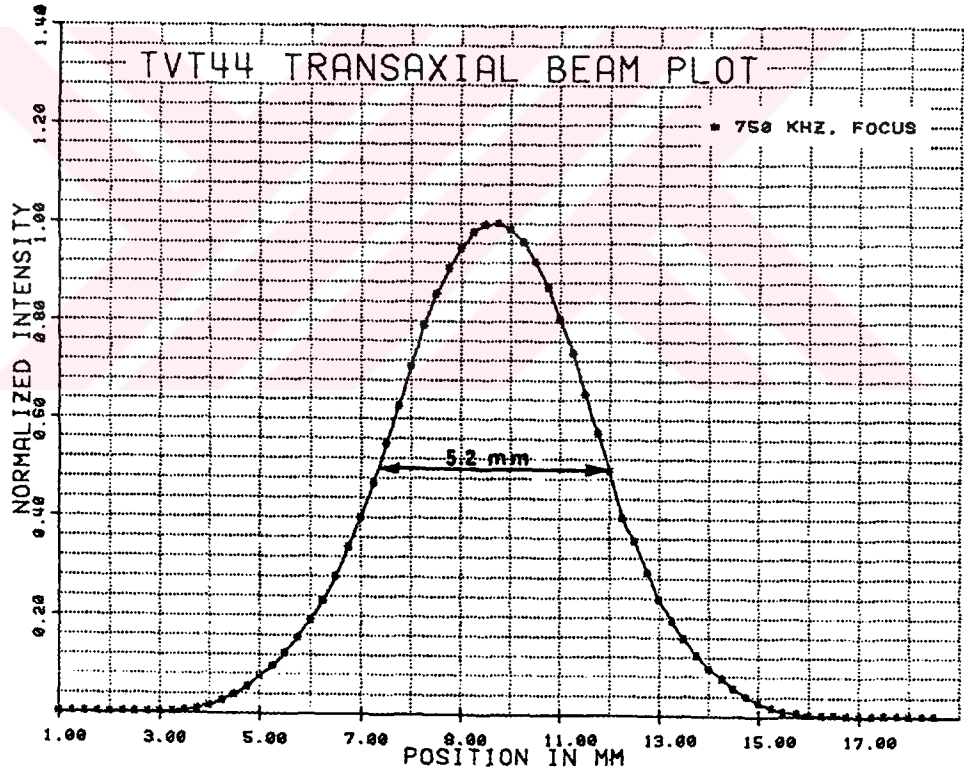
Halkalı transdüserler henüz fazla kullanılmadığı için, bu teknolojinin ekokardiyografideki işlevi tam olarak bilinmemektedir.



Şekil. 3.10. Akustik odaklı transdüserin ses yoğunluğu profili

Ultrasonik ışın mutlak değildir. Işının yoğunluğu, merkezde daha büyüktür, kenarlara doğru azalır. (Şekil. 3.10) Bu nedenle, ışın genişliği ya da ses yoğunluğu

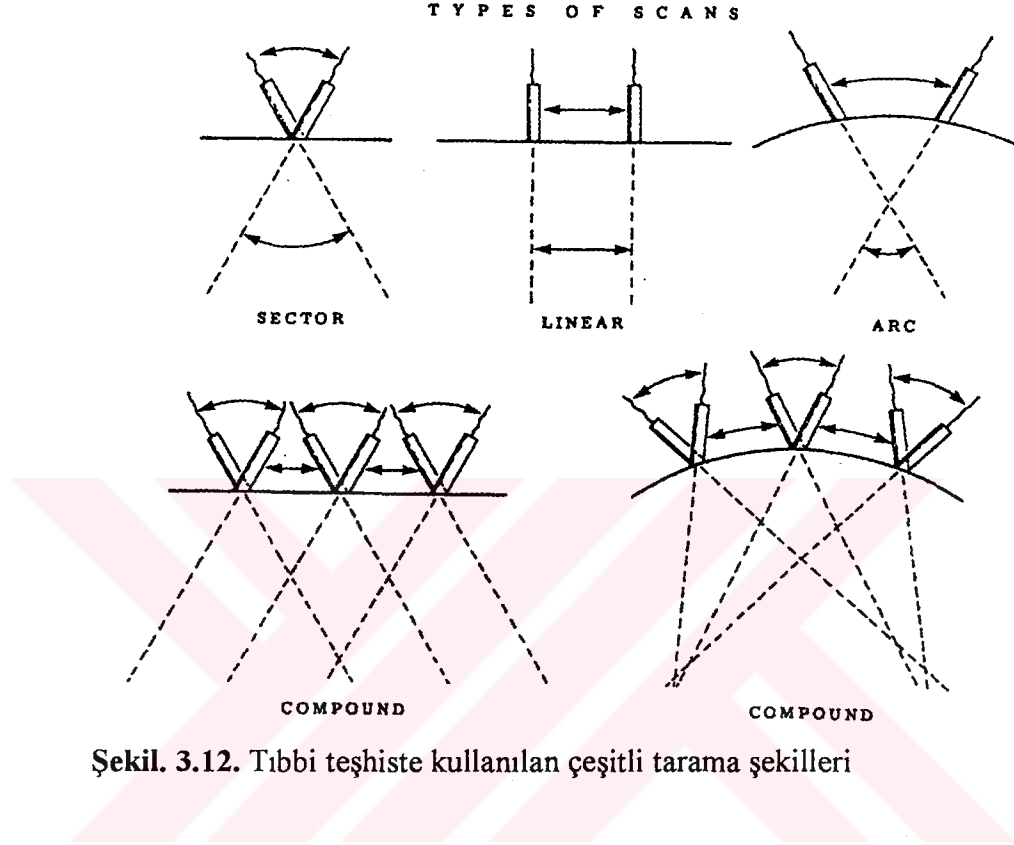
profilinin yapısı bilinmelidir. Ultrasonik ışının şekli çizilirken, ışının kenarı, ışın grafiğinin yarı-değer limitine getirilir. Şekil. 3.11'deki transeksenel ışın grafiği, ışın genişliğinin görelî yapısını göstermektedir. Yoğunluk maksimumken, ışının genişliği yalnızca 1 mm. dir. Fakat, yoğunluğun minimum olduğu noktada ışının genişliği 12 mm.den fazla olabilir. Işın genişliği, yoğunluğun yarıya düştüğü noktada da ölçülür. Bu örnekte, ultrasonik ışının genişliği 5,2 mm.dir. Eğer ekografta yüksek kazanç ayarı yapılırsa, ışının zayıf kısmı kaydedilir ve ışının genişliği daha fazla olur. Bunun tersine, düşük kazanç ayarı yapılırsa ve ışının en yoğun kısmı kaydedilirse, ışın daralır. Işın genişliğinin anlaşılması çok önemlidir. Çünkü bu, ekokardiyografideki tüm olası yapıyıkların nedenidir.



Şekil. 3.11. Transeksenel ışın grafiği. Işın genişliği ya da yatay çözülme ultrasonik ışının yoğunluğunun bir fonksiyonudur. Işın genişliği, genellikle yarı yoğunluk düzeyinde ölçülür.

3.3. Ultrasonik Taramalar

Ultrasonik taramalar, çeşitli şekillerde elde edilebilir. Şekil. 3.12. tıbbi teşhiste kullanılan bazı tarama şekillerini göstermektedir.

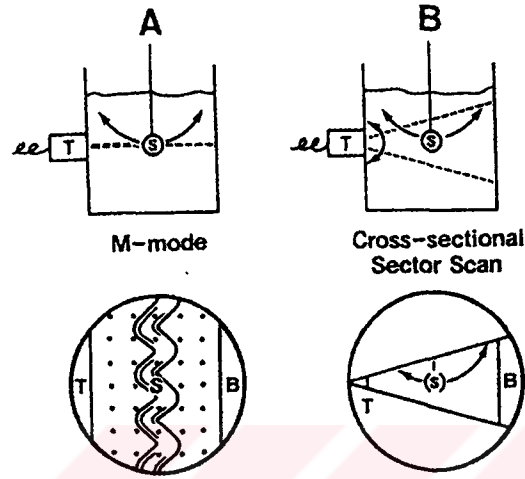


Şekil. 3.12. Tıbbi teşhiste kullanılan çeşitli tarama şekilleri

Kalp görüntüsü elde edilirken lineer tarama kullanılmakla birlikte, sektör taramaları daha yaygın bir methodur.

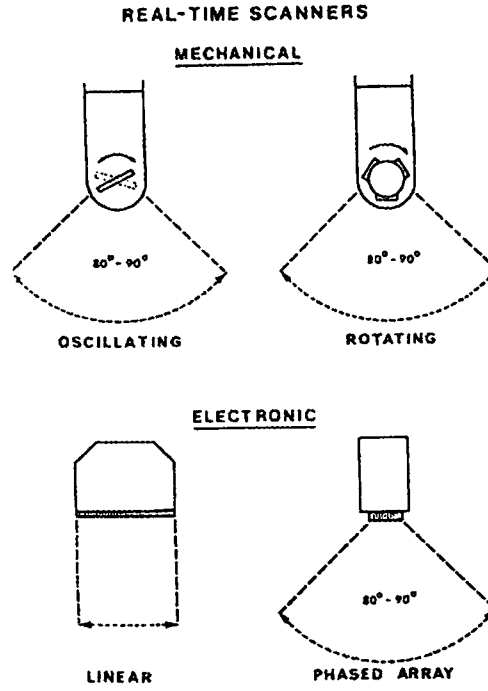
Şekil. 3.13.'de standart M-modu ekokardiyografik muayene ile gerçek zaman iki-boyutlu sektör taraması karşılaştırılmaktadır. İncelenen cisim bir kap su içinde sarkaç hareketi yapan bir küre ya da toptur. M-modu incelemede, osilaskopta kürenin ön ve arka kenarlarından gelen bir dizi dalgalı çizgi görülür. Işın genişliği nedeniyle, ön ve arka kenarlardan gelen çok sayıdaki ikincil ve yoğunluğu az olan ekolar da görülebilir. M-modu inceleme, cismin çapının ve aksenal yöndeki hareket miktarının kusursuz bir değerlendirmesini sağlar. İncelemeyi yapan kişinin yanal yöndeki (ışına dik) hareket konusunda bir fikri yoktur ve incelenen cismin şeklini de anlayamaz. M-modu muayene sayesinde yaklaşık 1 cm çapındaki bir cismin aksenal yönde yaklaşık 1 cm hareket ettiği söylenebilir.

Enine-kesitli ya da iki-boyutlu taramada ise, duvarların bir kısmı ultrasonik ışına paralel olabilir ve eko oluşmayabilir. Ancak, cismin dikdörtgen şeklinde değil de, küresel olduğu bellidir. Ayrıca, cismin düz değil yay çizerek hareket ettiği de görülebilir. Bu nedenle, iki-boyutlu muayene yanal hareket ve şekil hakkında ek bilgi sağlar.



Şekil. 3.13. Bir kap suda sarkaç hareketi yapan küresel bir cismin M-modu ve iki-boyutlu sektör taramaları

Gerçek - zamanlı iki-boyutlu tarayıcılar iki türdür: Mekanik ve elektronik (Şekil. 3.14.) Mekanik tarayıcılar ultrasonik ışını elektrik motoru yardımıyla hareket ettirirken, elektronik sistemde bu işlem elektronik olarak yapılır. Mekanik sistemlerde, transdüseri salınımlı olan bir prob vardır ve aktif eleman belli bir açıyla hareket eder. Mekanik döner transdüserde üç ya da dört tane aktif eleman vardır. Bunlar sıvıyla dolu bir plastik kılıf içine yerleştirilmiş tekerlekte bulunur. Bu transdüserin en önemli avantajı aktif elemanın kılıfın yüzeyine yakın olması ve kaburgalar tarafından fazla engellenmeden ultrasonik ışın gönderip alabilmesidir (Şekil. 3.14). Salınımlı transdüserin en önemli avantajı ise, tek bir ultrasonik elemanın gerekmesi ve transdüserin çok daha ucuz olmasıdır. Salınımlı transdüser aynı zamanda halkalı transdüserlerle de uyumludur. Ekokardiyografide fazla rolü olmayan başka bir mekanik sistemde ise ayna sisteminden yararlanır.

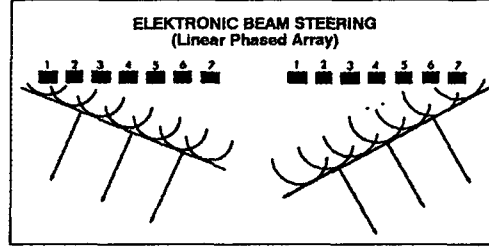


Şekil. 3.14. Çeşitli gerçek-zaman tarayıcıları

İki temel elektronik gerçek-zaman tarayıcısı vardır. Birincisinde, sırayla ateşlenen bir dizi küçük eleman bulunur. Transdüserler sırayla ateşlendiğinde ultrasonik ışın lineer olarak hareket eder. Elektronik odaklama yaparak ve her ultrasonik bilgi için çok sayıda elemanı ateşleyerek ışının kalitesi iyileştirilebilir. Gerçek zamanlı lineer tarayıcılar, şu an için karın bölgesi ultrasound muayenelerinde kullanılmaktadır. Bu tarayıcıların kalp muayenelerindeki en büyük dezavantajı; oldukça geniş bir akustik pencereye ihtiyaç duymalarıdır. Ayrıca geniş prob, tarama ekseninin düzleminde kolayca hareket ettirilemez.

En çok kullanılan gerçek-zamanlı elektronik tarayıcılar aşama ilkesine dayanır. Bu tarayıcılarda, çok elemanlı transdüser tek bir ultrasonik ışın oluşturur. Bunun yönü, her elemanın ateşleme zamanı kontrol edilerek değiştirilebilir. Şekil. 3.7'de gösterildiği gibi, çok elemanlı bir transdüser, elemanlarını eğri bir dalga cephesi oluşturacak şekilde ateşleyerek elektronik odaklama yapabilir. Benzer bir yöntemle, aşamalı sistemde, dalga cephesinin açısının yönü değiştirilebilir. (Şekil. 3.15) Çok elemanlı aşamalı transdüserin oluşturduğu ultrasonik dalga, her elemanın, bir, iki, üç, dört şeklinde sırayla ateşlenmesiyle belli bir açıya ve yöne yönlendirilebilir. Böylece, ilk transdüserden çıkan dalga cephesinin ön kenarı, yedinciden çıkana göre,

probun yüzeyinden daha uzaktadır. Sonuçta, elde edilen ultrasonik ışın dalga cephesine dik olarak ilerler. Elemanların ateşleme sırası değiştirilirse, dalga cephesinin yönü değişir. Ateşlemeyi kontrol etmek için bir bilgisayar yada mikro işlemci kullanılırsa, ultrasonik ışın istenilen şekilde yönlendirilebilir.



Şekil.3.15. Lineer aşama kullanılarak elektronik ışının yönlendirilmesi

4. KALBI ULTRASONİK GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

4.1. Ekokardiyografi

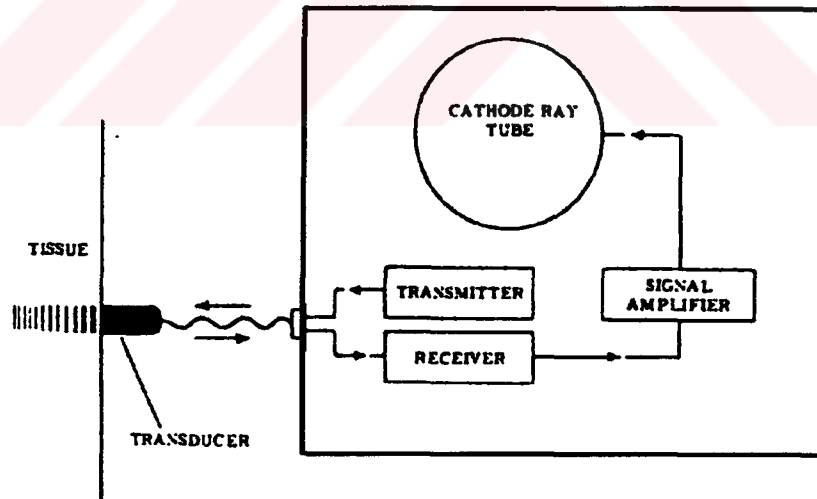
Ekokardiyografi gerçek zamanda kalp atışlarının görüntüsünü elde etmek için yüksek frekanslı ultrasonik dalgaların kullanıldığı bir teşhis tekniğidir. Bir piezo-elektrik kristal vericisi ile elde edilen ultrasonik dalgalar paket şeklinde (birkaç µs süreli) kalbe iletilir ve kalbe çarpan bu dalgaların oluşturduğu yansımalar dedekte edilir. Elde edilen bu yansımalar kalp hastalıklarının teşhis edilmesinde kullanılır. Normal bir kalbe ait yansıma özellikleri bilindiğinden, hastalıklı kalbe ait teşhisler kolayca yapılabilmektedir. Bu nedenle ekokardiyografi kalbe ait hastalıkların teşhisinde çok sık kullanılan bir yöntemdir. Ekokardiyografi kardiyak fonksiyonlarının belirlenmesinde kullanılan diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında aşağıda belirtilen bir çok avantajlara sahiptir.

1. Ekokardiyografi noninvasive bir yöntemdir. (vücudun içine hiç bir cihaz yerleştirilmiyor).
2. Ağrısız olmasının yanında, hastanın özel bir hazırlık yapmasını gerektirmez.
3. Hastaya zararlı etkileri yoktur.
4. Bir hastalığın tedavisinin seyrini belirlemek amacıyla bu yöntemin ard arda tekrarlanması, hasta açısından bir sakınca oluşturmaz.
5. Anında görüntü oluşturması nedeniyle acil durumlarda hızlı teşhis koyma olanağı sağlar.
6. Ayrıca, taşınabilir ve ekonomik olması önem taşır.

Ekokardiyografi dört ayrı formatta kullanılmaktadır: M-Modu ekokardiyografi, iki boyutlu ekokardiyografi , Doppler ekokardiyografi ve iki boyutlu renkli Doppler ekokardiyografi. M-Modu ekokardiyografide herhangi bir anda kalbin küçük bir kısmını incelemek için, kalbe dar bir demet şeklinde ultrasonik dalga gönderilir.. İki boyutlu ekokardiyografide kalbin belli bir bölgesine ait kesitin görüntüsü oluşturulur. Bu yöntem yakın kardiyak yapıları arasındaki uyumun tesbit edilmesinde önemli avantajlar sağlar. Doppler ekokardiyografide ise kalp kapakçıklarının ve büyük damarların kan akış yönü ve hızı izlenir. Bu yöntem ilk kullanıldığı zaman

görüntüleme yapılamıyordu. Daha sonra iki boyutlu ekokardiyografi ile birleştirildi. Bu durum Doppler tekniğinin çok hızlı bir şekilde kullanılmasına neden olmuştur. Renkli Doppler tekniği ise Doppler tekniğinin bir uzantısıdır. Bu teknikte kan akışı, akış yönünü belirlemek amacıyla farklı renklerde görüntülenmektedir.

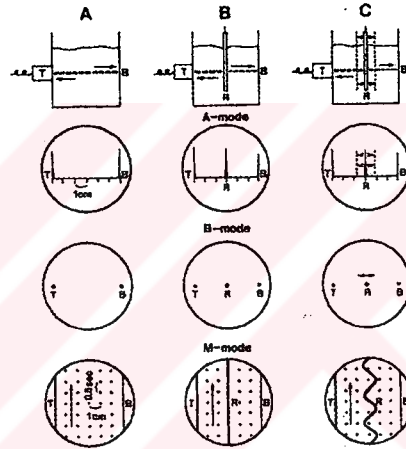
Ultrasound kullanılarak kalp görüntüsü elde etmeye yarayan alete “ekograf” denilir. Şekil 4.1.’de ekografin blok diyagramı gösterilmiştir. Ekografin en önemli parçalarından biri transdüserdir. Muayene edilecek doku ile temas ettirilen transdüser, dokuya ultrasound göndermeye ve aynı zamanda da dokudan yansıyan ultrasoundları almaya yarar. Verici, transdüserle gönderilen ultrasound dalgalarını ayarlamaya yarar. Verici içinde bulunan zamanlayıcı, transdüser tarafından iletilen ultrasonik vuruların süresini ve frekansını denetler. Dokulardan yansıyan ekolar, bu sefer alıcı görevi yapan transdüserde çarpar ve transdüser bunları elektriksel vurulara çevirir. Bu işaret daha sonra alıcıya ve işaret kuvvetlendiriciye gönderilir. Alınan ekolar işaret kuvvetlendiriciden geçtikten sonra bir katot ışın tüpünde veya osiloskopta görülebilecek hale gelir.



Şekil. 4.1 Ultrasonik ekografin blok diyagramı

Şekil. 4.2’de ultrasound kullanılarak cisimlerin şekillerinin nasıl elde edildiği gösterilmiştir. Bu tip akustik şekil elde etmede, ultrasonik dalgaların yansıma ve vuru özelliklerinden yararlanılmaktadır. Transdüserde aralıklı olarak verilen elektrik enerjisi, transdüserdeki piezoelektrik madde aracılığıyla kısa aralı ultrasoundlar olarak istenilen yere gönderilir. Bu ultrasonik vuruların süresi bir mikrosaniye kadar

olabilir. Gönderilen bu ultrasound'dan sonra, transdüser geriye yansıyacak ultrasound dalgaları saptamak ve yazdırmak için bir alıcı olarak bekler. Bir süre böyle bekledikten sonra, başka bir ultrasound gönderilir ve bu işlem böyle defalarca tekrar edilir. Ekografin birim zamanda gönderdiği ultrasonik enerji sayısına, ekografin tekrar hızı (repetition rate) denir. Bugün için piyasada bulunan ekografların tekrar hızı saniyede 200 ile 2000 arasındadır. En yaygın ekograflarda, ultrasound bir mikrosaniyede gönderilir ve tekrar hızıda saniyede 1000'dir. M-modu ekografların tekrar hızı saniyede yaklaşık 1000-2000 arasındadır. İki boyutlu aletlerde ise, bu oran saniyede 3000-5000 arasında değişir. Bunlardan da anlaşılacağı gibi, transdüser, zamanının %99'unda bir alıcı olarak görev yapar. Piyasadaki ekograflar aşırı hassas alıcılardır ve ultrasonud'un en fazla %1'i yansımış olsa bile işareti farkedebilir.



Şekil. 4.2. Transdüserden iletilen ultrasoundların akustik görüntü oluşturmaları.

T: transdüser, B: kap, R: çubuk cisim

Şekil. 4.2.'deki örnekte, dışına transdüser temas ettirilmiş su dolu bir kap gösterilmektedir. Transdüser belirli frekansta ve çok kısa süren bir zamanda ultrasound'lar yayımlamaktadır. Çıkarılan bu sesler, homojen bir ortam olan su içinde ilerler ve kabın diğer yüzünden yansır. Yansıyan bu ultrasonud veya eko aynı yoldan geri döner ve bu kez bir alıcı gibi görev yapan transdüserine çarpar. Geri gelen ses piezoelektrik elemana çarpınca, bir sinyal meydana gelir ve bu da ekografin osiloskobunda görülür. Eğer sesin bu ortam (su) daki yayılma hızı ve bu sesin transdüserden çıkarak, kabın diğer kenarına çarpıp tekrar transdüserine gelmesi için geçen zaman biliniyorsa, yansıtma yüzeyinin transdüserine olan uzaklığı bulunabilir. Ekograf ortamdaki sesin hızına göre ayarlanırsa zamanın uzaklığa çevrilmesi ekograf

tarafından otomatik olarak yapılır. Şekil. 4.2.A'da gösterilen örnekte, kabın yansıtıcı yüzeyi (B), transdüserden 6cm. uzaktadır. Alet içinde yerleştirilmiş bir elektriksel sistemle de transdüserin (T) durumu saptanmıştır.

Kabın içindeki suya bir cisim batırıldığında, ultrasound önce bu cisme çarpar (Şekil. 4.2.B). Su içindeki cisim transdüserine, kabın karşı kenarına göre daha yakın olduğundan, cisimden yansıyan eko, kabın karşı kenarından yansıyan ekodan daha önce transdüserine ulaşır. Cisimden kısa sürede gelen bu eko, alet tarafından uzunluğa çevrilerek osiloskopta, transdüserden 3 cm. uzakta olduğu görülür. Ultrasonik enerjinin diğer kısmı ise, bu cisimden geçer ve kabın diğer kenarına çarpıp transdüserine, sanki cisim yokmuş gibi geri döner. Böylece osiloskopta, cisimden gelen eko 3 cm. uzakta ve kabın karşı kenarından gelen eko da transdüserden 6 cm. uzaklıkta olduğu görülür.

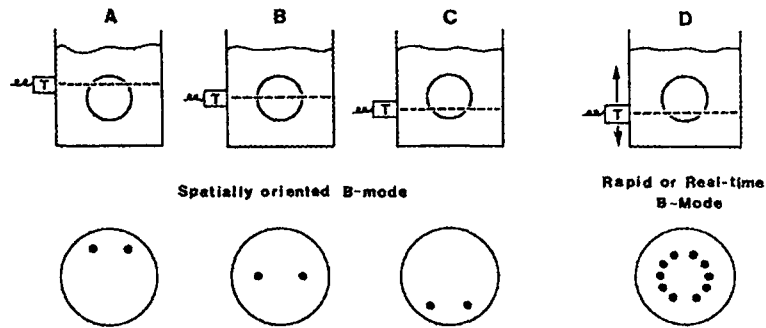
Eğer kabın içindeki cisim su içinde hareket ettirilirse, transdüserine olan uzaklığı sürekli değişir. (Şekil. 4.2.C) Böylece osiloskop da, cismin transdüserine göre konumunun sürekli değiştiği görülür. Bu hareketin osiloskopta görüntülenebilmesi, ekografin tekrarlama hızına ya da örnek alma hızına bağlıdır. Eğer tekrarlama hızı saniyede 1000 ise, bu eko hareketi oldukça kesintisiz bir görünüm verir.

Bu hareketli arayüzeyden gelen hareketi kaydetmek için osiloskop görüntüsü filme alınır. Eko hareketini görüntüleme için kullanılan diğer bir teknik ise yoğunluk modülasyonudur. (intensity modulation). Bu teknikte, ekonun genliği yoğunluğa dönüştürülür. Sinyal de sivri çubuk görünümünden (Şekil. 4.2.A-modu) noktaya dönüşmüştür. (Şekil. 4.2.B-modu). Sınırlar dahilinde, eko ne kadar uzunsa, nokta o kadar parlaktır. Bu gösterim biçimine "B-modu" denir. B burada parlaklığı (brightness) ifade eder. Sinyal noktaya dönüşünce, kayıt için bir boyut daha elde edilir. Kalp hareketli olduğu için, hareketi kaydederken ikinci boyut olarak zaman alınır. Örneğin, hareket Şekil. 4.2.C'de görüldüğü gibi aşağıdan yukarı tarandığında, çubuk ya da arayüzey hareketliyse dalgalı çizgi elde edilir. Eğer cisim sabitse (şekil. 4.2.B, alt şema) düz çizgi elde edilir. Ayarlama için bir ekseninde 1 cm. diğer ekseninde 0.5 saniye aralıklı bir dizi nokta kullanılır. Kalbin tüm ara yüzeyleri hareketli olduğu için, bu görüntüleme şekli ekokardiyografinin belkemiğidir.

Eko görüntülemenin bu tipi “M-modu” olarak adlandırılır. Burada M (motion) hareketi belirtir. “Zaman hareketi (Time motion)” ya da TM’de bu amaçla kullanılan diğer bir terimdir. “A-modu”nda eko, sivri çubuk şeklinde gösterilir. A ekonun genliğini (amplitude) ifade eder. M-modu görüntü ise katot ışın tüpünün Polaroid fotoğrafının çekilmesi ile elde edilir.

Transdüserin uzaysal yönelimi elektronik olarak izlenirse, uzaysal yönelimli M-modu incelemesi yapılmış olur. Ultrasonik ışının uzaysal izi daha çok uzaysal yönelimli B-modu ya da enine kesit incelemesi yapmak için kullanılır. Şekil. 4.3’de uzaysal yönelimli B-modu taraması kullanılarak, bir nesnenin enine kesitli ya da iki boyutlu görüntüsünün elde edilmesi gösterilmiştir ve bu lineer taramaya bir örnektir. Ultrasonik transdüser, sıvı dolu kabın üst kısmına yakınsa, dairesel cisimden, duvarların birbirine yakın olduğu bir noktadan geçer. (Şekil. 4.3.A).

Transdüser kabın dibine doğru indikçe, ışın cismin merkezinden geçmeye başlar. (Şekil. 4.3.B) Duvarlardan gelen iki B-modu ekosu birbirinden uzaklaşır ve osiloskobun merkezinde görülür. Transdüser daha aşağıya indiğinde, tekrar duvarların yaklaştığı noktada ekolar alınır. (Şekil. 4.3.C) Osiloskop, kabın altlarında birbirine yakın iki B-modu noktası gösterir. Bu noktalar birleştiğinde, incelenen cismin şekli ve büyüklüğü ortaya çıkar (Şekil. 4.3.D). Cisim hareketsizse, ultrasonik ışın cisim üzerinde istenildiği kadar gezdirilebilir. Fakat hareketliyse, ışın olabildiğince hızlı hareket ettirilmelidir. Bu, hızlı B-modu taraması aynı zamanda “gerçek zaman (real-time)” taraması olarak da bilinir. Kalbin gerçek- zaman B-modu taramasına “enine kesitli (cross-sectional)” ya da “iki boyutlu (two-dimensional)” ekokardiyografi denir.



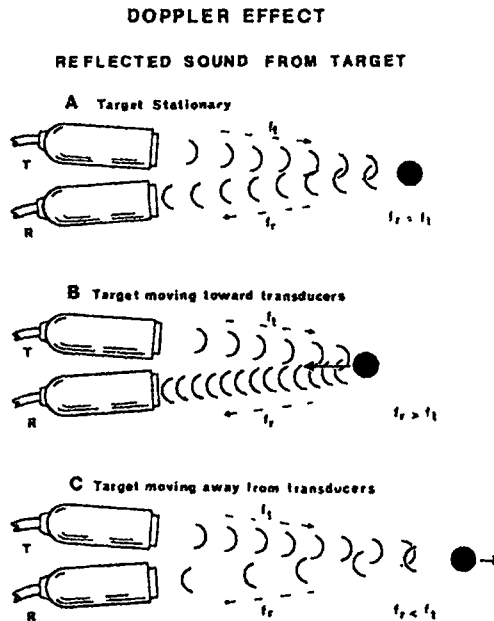
Şekil. 4.3. Uzaysal yönelimli B-modu taraması ile iki boyutlu görüntü elde edilmesi.

4.2. Doppler Olayı

Doppler ekokardiyografide ultrasonik enerjinin kullanılışı ve elde edilen bilginin türü, M-modu ve iki-boyutlu ekokardiyografi bulgularından oldukça farklıdır. Doppler prensibinde öncelikle hareketli hedeflerden bilgi alınır. Çoğunlukla bu hedefler kırmızı kan hücreleridir. Buna göre Doppler ekokardiyografi daha çok kanın kalp-damar sistemindeki hareketini kaydetmek amacıyla kullanılan bir tekniktir.

Kısaca Doppler olayı hareketten dolayı bir dalganın gözlenen frekansındaki değişimdir.

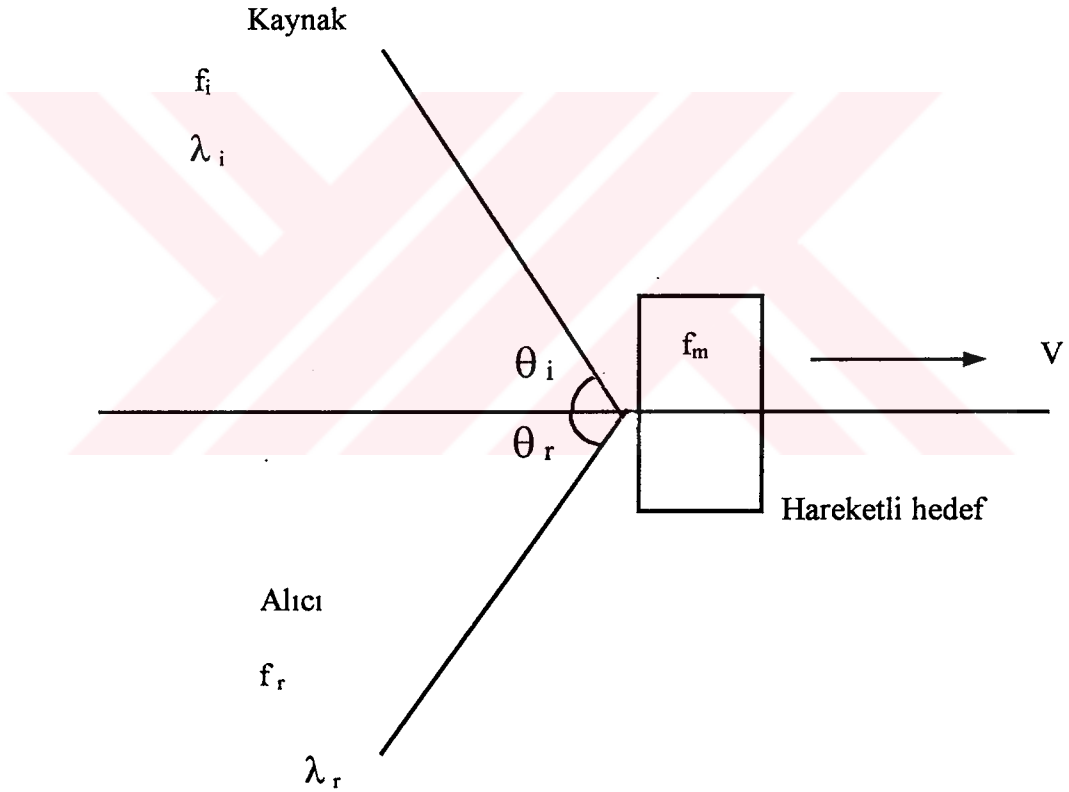
Şeekl. 4.4'de ultrasonik enerjiyi yansıtan bir hedefin hareketini belirlemek için, yansıyan sesin nasıl kullanıldığı gösterilmiştir. Bir iletili transdüser (t) ve birde alıcı transdüser (r) varsa, ultrasonik ışın hedefe yönlendirildiğinde, alıcı alet yansıyan ekoları kaydeder. Hedef hareketsizse iletilen ultrasonik ışının frekansı ile yansıyan ışının frekansı aynıdır. (Şekil. 4.4.A) Ultrasonik ışını yansıtan hedef transdüsera yaklaşıyorsa, alınan ışının frekansı artar. (Şekil.4.4.B) Hedef, transdüserden uzaklaşıyorsa, alınan ultrasonik ışının frekansı (f_r), iletilen frekanstan (f_t) daha küçüktür. Doppler kayması ya da frekansı, alınan ve iletilen frekanslar arasındaki fark olarak ifade edilir.



Şekil. 4.4. Hareketli bir hedeften yansıyan sesin Doppler etkisi

4.2.1. Doppler Frekansı

Doppler frekans kaymasını elde etmek için, frekansı f_i olan ve sabit bir kaynaktan yayılan ultrasonik dalganın Şekil. 4.5’de gösterildiği gibi hareketli bir hedefe gönderildiğini gözönüne alalım. İletilen dalganın ortamdaki dalga boyu λ_i ve hızı c ’dir. Hedef, iletilen dalganın yayılma yönüne göre bir θ_i açısı ve bir V hızıyla hareket etmektedir. İletilen dalga hareketli hedefe çarptıktan sonra, alıcıya saçıcının doğrultusuna göre bir θ_r açısıyla ve bir f_r frekansıyla ulaşır. Yansıyan dalganın frekansı iletilen dalganın frekansından farklı olarak elde edilir.



Şekil. 4.5. Hareketli bir hedeften yansıyan sesin Doppler etkisi

Doppler frekans kaymasını bulmak için olay iki aşamada incelenmelidir: (a) Kaynaktan hedefe gidiş, (b) Hedeften alıcıya geliş.

(a) Kaynaktan hedefe gidiş:

İletilen dalganın hızı c , dalga boyu, λ_i ve frekansı f_i 'dir. İletilen dalga hareketli hedefe çarptığında frekansı değişir ve bu durumdaki frekansı f_m 'dir. İletilen dalganın hızı, hedefin hızına göre; (hedef kaynaktan uzaklaşıyor)

$$c_{in} = c - V \cdot \cos\theta_i \quad (4.1)$$

olacaktır. Böylece;

$$f_m = \frac{c_{in}}{\lambda_i} = \frac{c - V \cdot \cos\theta_i}{\lambda_i} \quad (4.2)$$

$$\lambda_i = \frac{c}{f_i} \text{ olduğundan;}$$

$$f_m = f_i \left(1 - \frac{V \cdot \cos\theta_i}{c} \right) \quad (4.3)$$

f_m ile f_i arasındaki fark; hedef hızının iletilen dalganın yayılma yönündeki hız bileşeni ile orantılıdır. Eğer $V=0$ (hedef hareketsiz) ya da $\theta_i = 90^\circ$ olursa iki frekans birbirine eşit olur.

(b) Hedeften alıcıya geliş

θ_r açısıyla hareketli hedeften yansıyacak olan dalga hedeften uzaklaşarak ortama f_m frekansı ile döner. Bu hareketten dolayı arayüzeyden ayrılan dalganın hızı, hedefe göre;

$$C_{out} = c + V \cdot \cos\theta_r \quad (4.4)$$

olacaktır. Bu durumda dalga boyu;

$$\lambda_r = \frac{C_{out}}{f_m} = \frac{c + V \cos\theta_r}{f_m} \quad (4.5)$$

olur. Sonuç olarak alıcı tarafından algılanan frekans;

$$f_r = \frac{c}{\lambda_r} = c \cdot \frac{f_m}{c + V \cos \theta_r} = \frac{f_m}{1 + (v \cos \theta_r / c)} \quad (4.6)$$

olarak bulunur. (4.3) ifadesi bu denklemde yerine yazılırsa;

$$f_r = \frac{f_i \left(1 - \frac{V \cos \theta_i}{c}\right)}{1 + \frac{V \cos \theta_r}{c}} = f_i \left(\frac{c - V \cos \theta_i}{c + V \cos \theta_r}\right) \quad (4.7)$$

ifadesi elde edilir. Bu ifadenin pay ve paydasını $c - V \cos \theta_r$ ile çarparsak

$$f_r = f_i \left(\frac{c^2 - cV \cos \theta_i - cV \cos \theta_r + V^2 \cos \theta_i \cos \theta_r}{c^2 - V^2 \cos^2 \theta_r}\right) \quad (4.8)$$

elde edilir. Pratikte $V \ll c$ olduğundan V^2 terimi c^2 terimi yanında ihmal edilebilir. Bu durumda ifade aşağıdaki gibi olur.

$$f_r = f_i \left(\frac{c^2 - cV \cos \theta_i - cV \cos \theta_r}{c^2}\right) \quad (4.9)$$

Bu bağıntıdan

$$f_r = f_i \left(1 - \frac{V \cos \theta_i}{c} - \frac{V \cos \theta_r}{c}\right) \quad (4.10)$$

ifadesi elde edilir. Bu bağıntı kaynak tarafından gönderilen işaret ile alıcıya ulaşan işaret arasındaki ilişkiyi verir. Doppler frekans kayması f_d ile f_r arasındaki farka eşittir ve aşağıdaki bağıntıyla ifade edilir.

$$f_d = f_r - f_i \quad (4.11)$$

$$f_d = -\frac{V}{c} (\cos \theta_i + \cos \theta_r) f_i \quad (4.12)$$

$\theta_i = \theta_r = \theta$ alınacak olursa

$$f_d = -\frac{2V}{c} \cos \theta f_i \quad (4.13)$$

bağıntısı elde edilir. Bağıntıdan da görüleceği gibi f_i ne kadar büyük olursa Doppler frekans kayması da o oranda yüksek olacaktır. Eğer $V=0$ ise $f_d = 0$ olur.

Ayrıca V hızının yönü değişirse Doppler frekans kaymasının işareti de değişecektir. Genel olarak yansıtıcı kaynak alıcıdan uzaklaşıyorsa f_d negatif olur, başka bir deyişle $f_r < f_i$ olur. Eğer yansıtıcı kaynak alıcıya doğru hareket ediyorsa f_d pozitif yani $f_r > f_i$ olacaktır.

4.3. Doppler Sistemleri

Bugüne kadar klinik alanda uygulanmak üzere iki farklı metoda göre çalışan Doppler sistemi yapılmıştır. Bunlar, Sürekli Dalga Doppler Sistemi ve Darbeli Doppler Sistemi'dir. Henüz klinik alanda kullanılmamasına karşın darbeli Doppler sistemindeki metodu esas alan fakat darbeli Doppler sistemindeki eksiklikleri ortadan kaldırmaya yönelik değişik bir teknikle de akış hızı ölçmek mümkündür. Bu teknik "Zaman Domeni" metodudur. Darbeli Doppler sisteminin en önemli eksikliği, Doppler ölçme açısının bilinmemesidir.

4.3.1. Sürekli Dalga Doppler Sistemi

En basit Doppler sistemi olarak bilinen sürekli dalga Doppler metodunda, saçılan ultrasonik dalgadaki frekans kaymasını ölçmek üzere iki transdüser kullanılır. Biri verici, biri de alıcı olarak çalışan bu transdüserler kendi kapasitelerinde sürekli olarak çalışırlar. Ultrasonik ışın sabit olduğu için, ışın içerisindeki tüm hareketli hedefler, Doppler sinyali verir. Sürekli dalga Doppler sisteminde, hedeflerin yerleri ve sayıları bilinmemektedir.

En basit bir sürekli dalga Doppler sisteminin blok diyagramı Şekil. 4.6'da verilmiştir. Osilatör rezonans frekansında verici kristali sürer. Kullanılacak frekans amaca uygun olarak değişir. Kardiyak çalışmaları için 2-3 MHz, damarlar için 4-5 MHz aralığındaki frekanslar kullanılabilir. Bu sistemde kullanılan ikinci kristal yansıyan ultrasonik dalgayı dedekte etmek ve elektriksel işarete çevirmek için

kullanılır. Daha sonra bu işaret RF kuvvetlendirici tarafından kuvvetlendirilerek karıştırıcının bir girişine uygulanır. Karıştırıcının diğer girişine osilatör çıkışı uygulanır. Bu durumu matematiksel olarak ifade edebiliriz. Gönderilen işaret A_0 , alınan işaret A_r şu şekilde ifade edilebilir;

$$A_0 = B \cos f_0 t \quad (4.14)$$

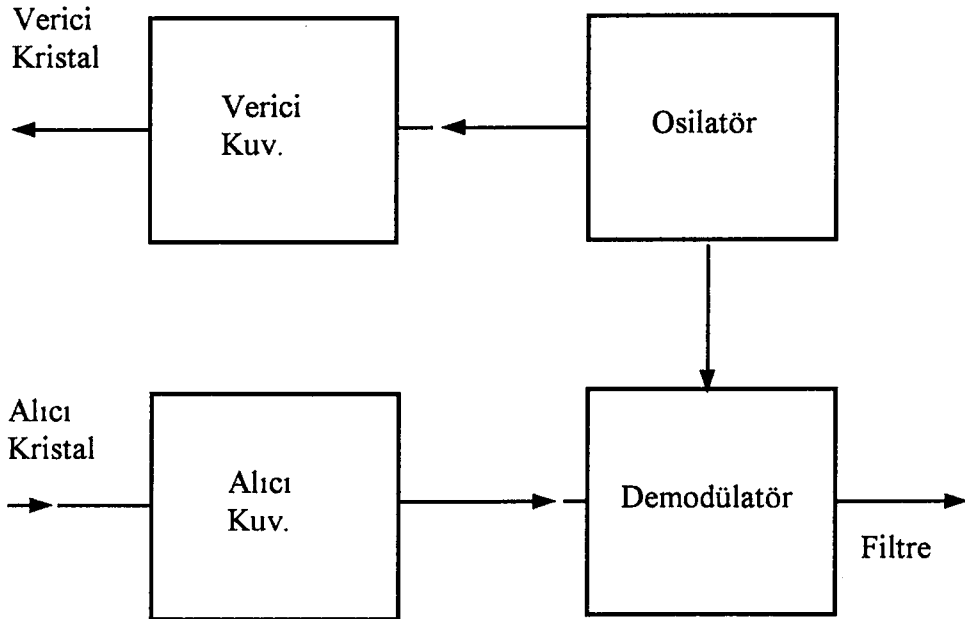
$$A_r = C \cos(f_0 + f_d)t \quad (4.15)$$

Burada B gönderilen işaretin genliği, C alınan işaretin genliği, f_0 gönderilen işaretin frekansı, f_d Doppler frekans kaymasıdır. Karıştırıcı çıkışındaki U gerilimi bu iki işaretin çarpımına eşittir.

$$U = (BC/2) \cos(2f_0 + f_d)t + (BC/2) \cos(f_d)t \quad (4.16)$$

Bu sonuçtan da görüleceği gibi çıkış işareti iki frekans bileşeni içermektedir. İlki, gönderilen ve alınan işaretlerin frekansları toplamı, ikincisi, gönderilen ve alınan işaretlerin frekansları arasındaki fark frekansları arasındaki fark frekansıdır. Bu fark frekansı Doppler frekansıdır.

8 MHz'lik bir osilatör frekansı için vücuttaki hareketli dokuların Doppler frekansı 8 kHz'i aşamaz. Bu nedenle, basit bir alçak geçiren filtre kullanarak sadece Doppler frekansını almak mümkündür. Son olarak bu işaret, uygun işaret işleme teknikleri uygulanarak görüntülenir.



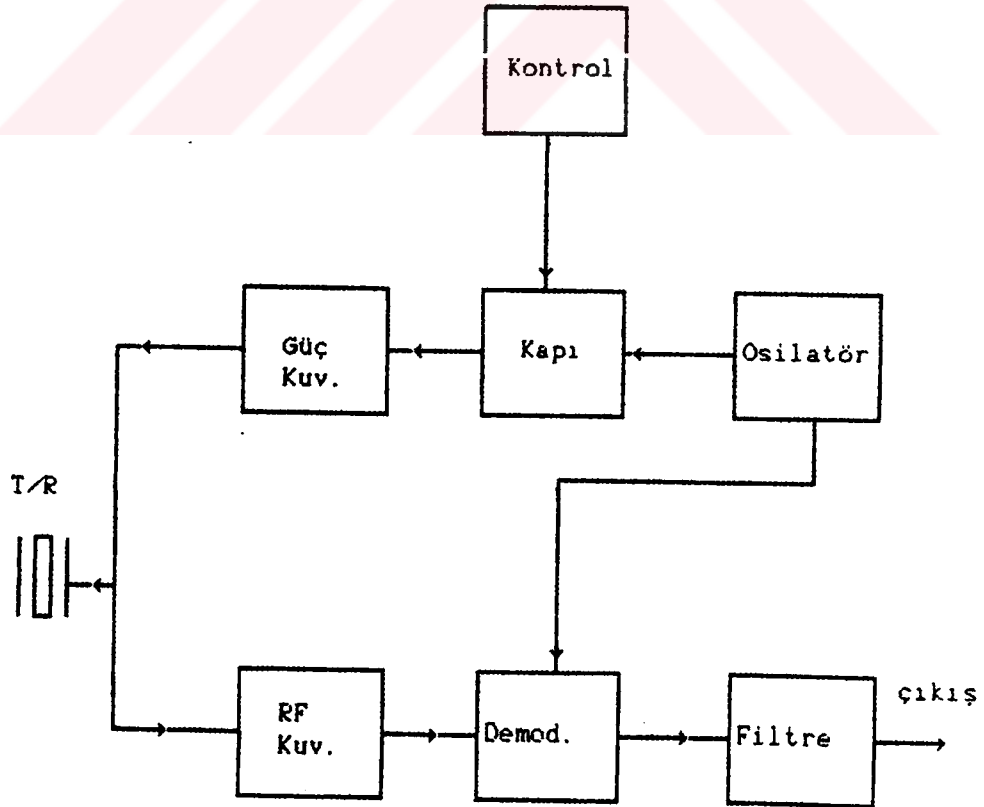
Şekil. 4.6. Sürekli dalga Doppler sisteminin blok şeması

4.3.2. Darbeli Doppler Sistemi

Sürekli dalga Doppler sistemindeki tek frekans bileşenli işareti düzgün aralıklarla bir elektronik kapıdan geçirmek suretiyle darbeli Doppler sistemi elde edilir. Düzgün aralıklarla hareketli hedefe gönderilen dalga paketçikleri, hedefe çarparak geri yansır. Geri yansıyan ekolar, Doppler kayma frekansını belirlemek üzere aynı dönüştürücü ile alınır, kuvvetlendirilir ve demodüle edilir.

Bir darbeli Doppler sisteminin tasarımına geçmeden önce sistemin uygulanacağı anatomik yer, yapılacak ölçme metoduna göre parametre seçimi yapılmak zorundadır. Sistem, sadece kalp içi ölçmelerde kullanılabileceği gibi sadece çevresel damarların incelenmesinde de kullanılabilir. Bir darbeli Doppler sisteminin blok şeması şekil. 4.7'de verilmiştir. Osilatör frekansı darbe tekrarlama frekansının kontrol ettiği geçiş kapısında darbe paketçikleri haline getirilerek güç kuvvetlendiricisine uygulanmaktadır.

Fizyolojik ortamdan dönen Doppler bileşenli işaret, radyo-frekans (RF) katında kuvvetlendirilmekte, daha sonra demodüle edilmekte ve nihayet uygun işaret işleme teknikleri ile görüntülenmektedir.



Şekil. 4.7. Darbeli Doppler sisteminin blok diyagramı

(a) Osilatör Frekansı

Darbeli Doppler sisteminin en önemli parametresi osilatör frekansıdır. Hem kristal kontrollü hem de LC elemanlarıyla gerçekleştirilmesi mümkün olan osilatör, dönüştürücüyü uyarmak için gerekli elektriksel işaretin üretilmesini sağlar. Osilatör frekansı, incelenecek biyolojik dokunun bulunduğu derinliğe uygun olarak seçilmelidir. Ultrasonik dalga, dokulara frekansla orantılı bir enerji aktardığı için, osilatör frekansı incelenecek hedefe göre belirlenmelidir.

(b) Darbe Tekrarlama Frekansı

Kısa sürede tekrarlanan ultrasonik dalga paketçiklerini hedefe göndermek suretiyle, darbeli Doppler sisteminde derinlik bilgisine karşılık hız bilgisi elde edilir. Bu kısa periyodlu ultrasonik dalga paketçiklerinin frekansına darbe tekrarlama frekansı denir. Sistemin darbe tekrarlama frekansı, ölçülmesi beklenen maksimum Doppler frekansının en az iki katına eşit ya da daha büyük olmalıdır. Darbe tekrarlama frekansı istenilen maksimum derinlikten bilgi alabilecek kadar küçük tutulmalıdır.

(c) Darbe Paketinin Genişliği

Dönüştürücüyü uyaran darbe paketinin genişliği gönderilen akustik güç ile doğru orantılıdır. İyi bir hız seçiciliği elde etmek için mümkün merteye kısa dalga paketçikleri kullanmak gerekir. Fakat çok kısa dalga paketçikleri dönüştürücü tarafından bozulabilir.

(d) Güç Kuvvetlendirici Kazancı

Dönüştürücüye uygulanan elektriksel güç ile dönüştürücü performansı ve güç kuvvetlendiricisi ile dönüştürücü arasındaki enpedans uygunluğu dokuya gönderilen ultrasonik gücü belirleyen faktörlerdir. Güç kuvvetlendiricisi bu faktörler dikkate alınarak, gerekli olan çıkışı üretecek şekilde tasarlanmalıdır. Doppler

uygulamalarında amaca göre genellikle genliği 20-100 volt arasında çıkış veren güç kuvvetlendiricileri kullanılabilir.

(e) Dönüştürücü Rezonans Frekansı

Ultrasonik dönüştürücüler Kurşun Zirkonat Titanat (PZT) gibi piezoelektrik seramikten yapılır. Bu seramiklerin herbiri normalde belirli rezonans frekanslarına sahiptir. Kullanılacak PZT seramiğin rezonans frekansının darbeli Doppler sistemine ait verici alıcı elektronik devrelerin rezonans frekansları ile uyum göstermesi gerekir. Bu durumda kayıplar azalır ve dönüştürücü duyarlılığı da artar.

(f) Radyo Frekans Kuvvetlendiricisinin Özellikleri

Çok düşük genlikli Doppler işaretlerini kuvvetlendirmek için az gürültülü ve yüksek kazançlı RF kuvvetlendiricisi kullanmak gerekir. İyi bir işaret seviyesi elde etmek için kuvvetlendirici kazancının ayarlanabilir olması gerekir.

(g) Demodülasyon

Darbeli Doppler sisteminde demodülasyon, osilatör çıkışı ile geri saçılan işaretin çarpılması olarak ifade edilir. Bu şekilde toplam ya da fark frekansı elde edilmiş olur.

(h) Filtrelerin Özellikleri

Demodülatör devresi çıkışı Doppler işaretinden başka işaretler de içerebilir. Bu işaretler çok yavaş hareket eden damar duvarları ve doku hareketleri olduğu gibi, yüksek frekans RF bileşenleri de olabilir. İstenmeyen bu frekansların yok edilmesi için keskin geçiş karakteristiğine sahip filtre tasarlamak gerekir. Bu nedenle tasarlanan filtre devreleri genellikle yüksek dereceden filtreler olmalıdır.

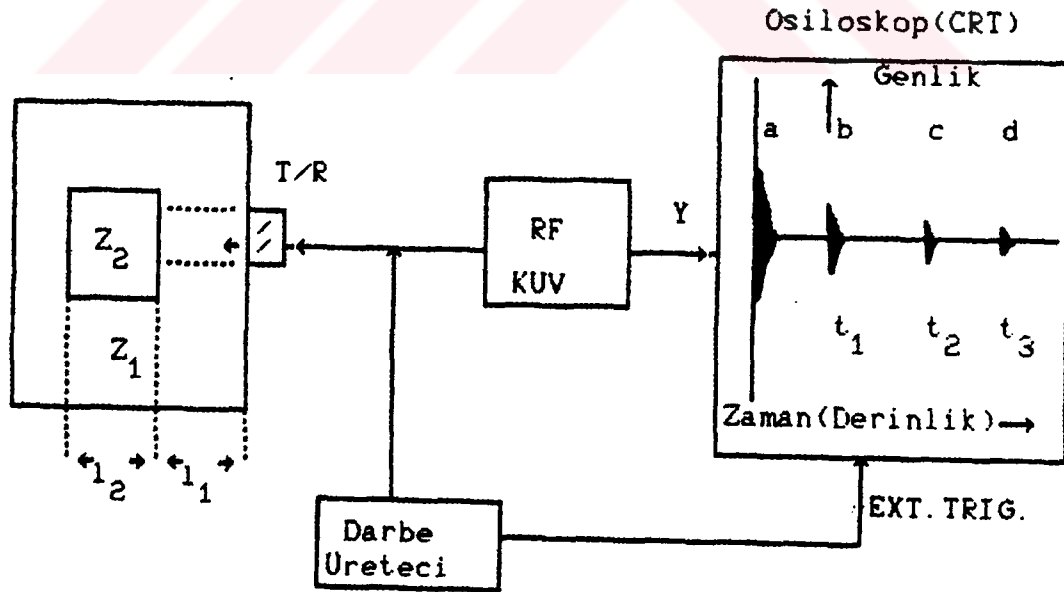
4.4. Kullanılan Ekokardiyografi Yöntemleri

Ultrasonik teşhislerde görüntü elde etmek amacıyla kullanılan yöntemler A-modu, B-modu, M-modu ve iki boyutlu B-modu olmak üzere dört grupta toplanır.

4.4.1 A-modu Ekokardiyografi

A-modu görüntüleme darbe-eko tekniğine dayanmaktadır. Kısa süreli darbeler bir transdüser yardımıyla incelenecek doku bölgesine gönderilir. Ultrasonik darbeler farklı dokulardan geçerken dokular arasındaki empedans farklılıklarından yansımaya uğrayacak ve bu yansımalar transdüser tarafından tekrar alınacaktır. Gönderilen darbe ile alınan yansıma arasındaki geçen toplam süre, yansımanın olduğu derinliğe ait bilgiler verir.

“A” harfi amplitude (genlik) kelimesinin baş harfidir. A-modu bir anlamda genlik görüntülemesi anlamına gelmektedir. Şekil. 4.8. A-modu görüntüleme yapan bir sistemin yapısını göstermektedir.



Şekil. 4.8. A-modu görüntüleme sisteminin genel yapısı

Dönüştürücüye uygulanan darbe, CRT'nin yatay zaman taramasının alınan ekolarla senkron olması için CRT'nin external trigger girişine uygulanır. Yatay eksen zaman, düşey eksen genlik eksenidir. Şekildeki işaret incelendiği zaman şu sonuçlarla karşılaşılır:

a-ekosu dönüştürücünün yerleştirildiği yüzeye yakın yerlerden gelen ekodur. Verici işaret karakteristik empedansı Z_1 olan dokudan ilerlerken I_1 kadar yol alana kadar herhangi bir yansıma olmaz. Dalga karakteristik empedansı Z_2 olan dokuya çarptığı anda bir yansıma olacaktır. Bu yansıma b-ekosu ile gösterilmiştir. Verici darbenin başlangıç anı ile b-ekosunun alındığı andaki sürelerin farkı t_1 ile gösterilirse

$$t_1 = \frac{2}{c_1} I_1 \quad (4.17)$$

olacaktır. c_1 ultrasonik dalganın birinci dokudaki hızıdır. İkinci yansıma ise ikinci ortamdan çıkış anında olur ve bu yansıma c-ekosu ile gösterilmiştir. Ultrasonik dalganın yola bağlı olarak zayıflaması artacağından bu ekonun genliği daha düşük olacaktır. Verici darbenin başlangıç anı ile c-ekonun alındığı andaki sürelerin farkı t_2 ile gösterilirse

$$t_1 = \frac{2}{c_2} I_2 + t_1 = \frac{2}{c_2} I_2 + \frac{2}{c_1} I_1 \quad (4.17)$$

olur. c_2 ultrasonik dalganın ikinci ortamdaki hızıdır. Ultrasonik dalganın yumuşak dokulardaki hızı yaklaşık olarak 1540 m/s olarak alınmaktadır. Bu yaklaşım kullanılarak ,

$$\frac{2}{c} = 1.3 \times 10^{-5} \quad \text{s/cm}$$

elde edilir. Bu ifade zaman ve mesafe arasında bir ilişki vermektedir. Alınan yol her cm için 13 μs 'ye eşdeğer olmaktadır.

d-ekosu ile gösterilen son eko ise, dönüştürücüye gelen ilk ekonun bir kısmının dönüştürücüden tekrar geriye yansıtılması sonucu oluşan bir ekodur. Bu nedenle $t_3=2t_1$ dir.

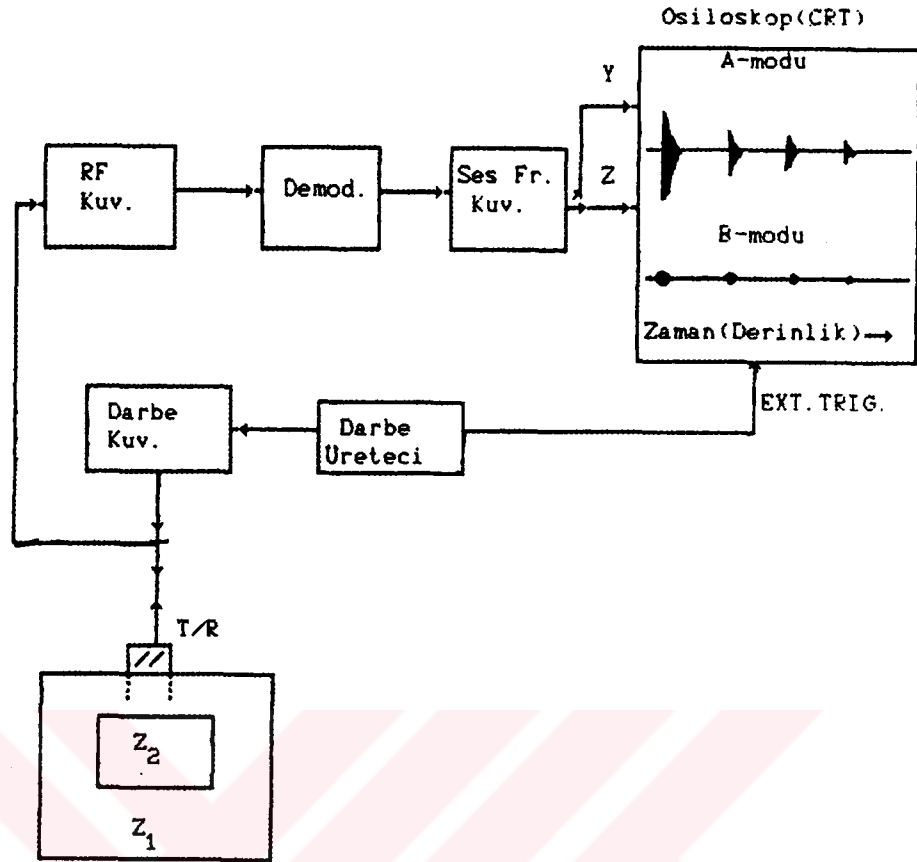
4.4.2. B-modu Ekokardiyografi

B-modu görüntüleme sisteminde, alınan ekoların genlikleri osilaskop ekranı üzerinde parlak noktalarla temsil edilmektedir. Ekran üzerinde oluşan parlaklık şiddeti alınan ekoların genliklerine bağlıdır. Şekil. 4.9 B-modu görüntüleme yapan bir sistemin blok diyagramını göstermektedir.

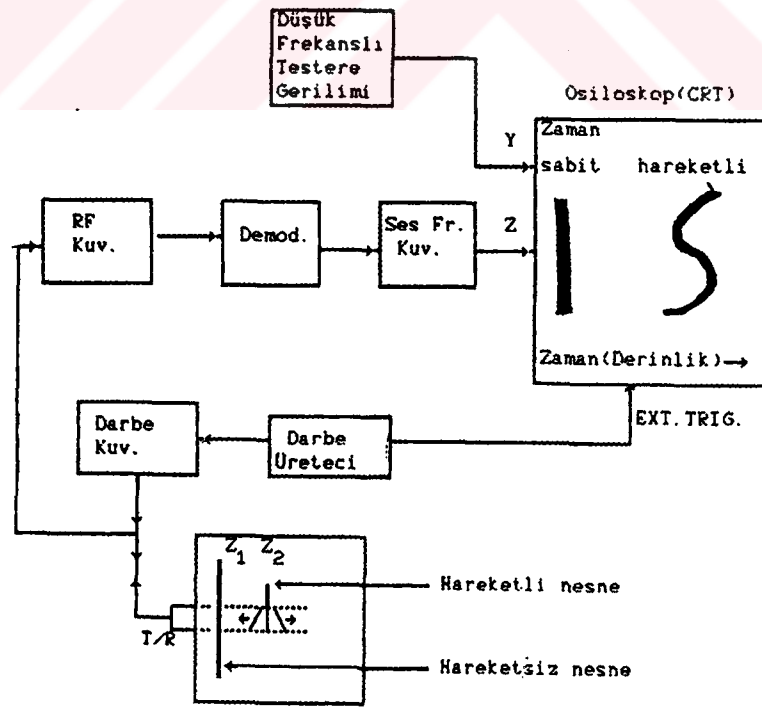
4.4.3. M-modu Ekokardiyografi

Blok diyagramı Şekil. 4.10'da verilen M-modu görüntüleme sistemi daha çok kalp kapakçıklarının hareketlerini incelemek amacıyla kullanılır. Hareketli kapakçıkların davranışlarını incelemek amacıyla, kalbe kısa süreli darbeler gönderilir. Yansıyan darbeler bir rf kuvvetlendiricisi tarafından kuvvetlendirildikten sonra, işaretin zarfı alınarak bir ses frekansı kuvvetlendiricisinde tekrar kuvvetlendirilir. Ses frekansı kuvvetlendiricisi çıkışındaki işaret osiloskobun Z girişine uygulanır. Böylece osiloskopta darbelerin genliğine bağlı olarak yatay eksen parlak noktalar oluşacaktır. Bu şekilde yatay eksen işaretin hangi mesafeden geldiği hakkında da bir bilgi verecektir. Eğer yansıyan işaret sabit bir hedeften geliyorsa, yatay eksen sürekli aynı konumda bulunacaktır. Yansıyan işaret hareketli bir hedeften yansıma yapmışsa, hedefin dönüştürücüye yaklaşmasına veya uzaklaşmasına bağlı olarak, yatay eksen sağa ya da sola doğru hareket edecektir. Bu hareketin şekli tamamıyla hareketli parçanın hızına bağlıdır. Eğer osiloskobun düşey saptırma girişine de bir testere dişi gerilimi uygulanırsa, işaretin düşey eksen de hareketi incelenebilir. Bu durumda sabit hedeflerden gelen işaretler yatay eksendeki konumlarını koruyarak, düşey eksen boyunca hareket ederler. Yani zaman değiştiği halde konumları değişmez. Böylece elde edilecek zaman-konum grafiklerinin eğimi sıfır olacaktır.

Yansıyan darbe hareketli bir hedeften geliyorsa yatay eksendeki konum değiştirme, düşey eksendeki zaman değişimi ile birleşerek hareketli hedefin konum-zaman eğirisini verecektir. Bu eğrinin eğimi de hareketli hedefin hızını verecektir.



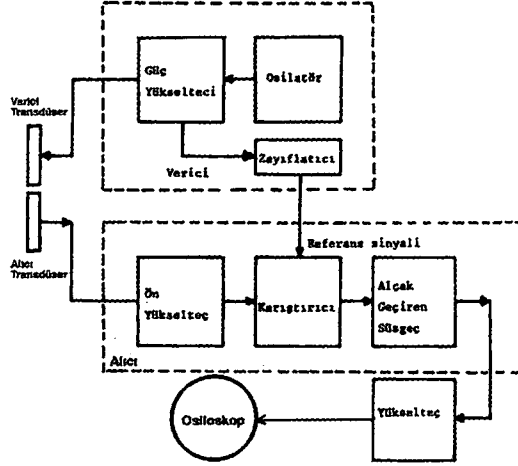
Şekil. 4.9. B-modu görüntüleme sisteminin genel yapısı.



Şekil. 4.10. M-modu görüntüleme sisteminin genel yapısı .

5. ULTRASONİK EKOĞRAF SİSTEMİ

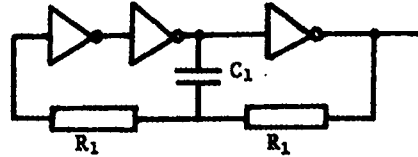
Bu bölümde Şekil. 4.1’de verilen ultrasonik ekografin temel işlevsel blokları tanımlanacaktır. Sistemin blok diyagramı Şekil (5)’de verilmiştir.



Şekil 5. Sistemin Blok Diyagramı

5.1. Verici

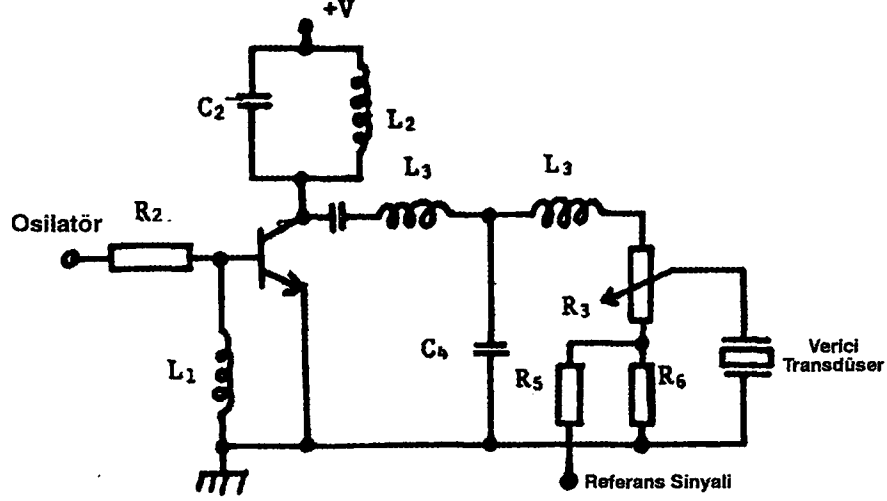
Verici çalışma frekansını üreten bir osilatör ve transdüseri sürmek için yükseltmede kullanılan bir C sınıfı yükselteçten oluşmaktadır. Çalışma frekansı seçilirken, bu frekansta ultrasoundun vücut içinde yayılırken zayıflamasına, çözünürlüğüne ve f_d Doppler frekans kaymasının kulağın rahatça duyabileceği sınırlar içinde olmasına dikkat etmek gerekir. Ekokardiyografide genel olarak 2 MHz’lik frekansa sahip ultrasound kullanılmaktadır. 2 MHz çalışma frekansı bir T.T.L. kare dalga osilatöründen elde edilebilir.
$$f = \frac{0,559}{R_1 C_1}$$



Şekil. 5.1. Osilatör devresi

Osilatör çıkışındaki düşük seviyeli sinyal, transdüseri uyuracak seviyelere ve sinüzoidal hale getirilmek için, C sınıfı çalışan güç yükselticine verilir.

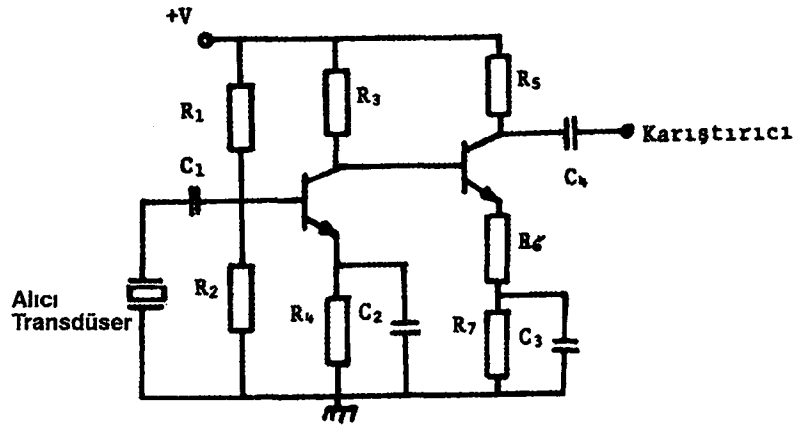
Elde edilen yükseltilmiş sinüzoidal gerilimin dalga şekli alçak geçiren süzgeçte süzülür. Verici transdüser ayarlı direnç üzerinden, istenen genlikte bir gerilimle uyarılır.



Şekil. 5.2. C Sınıfı Güç Yükseltici. C_2 , L_2 Tank Devresi Çalışma Frekansına Ayarlanmıştır.

5.2. Alıcı

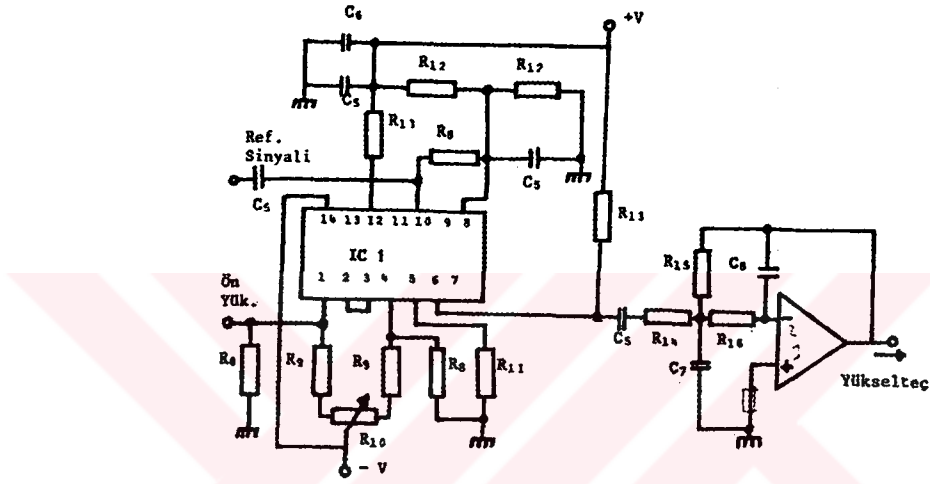
Kalpten yansiyarak alıcı transdüser üzerine gelen sinyalin frekansı, verici transdüserin çalışma frekansından f_d Doppler frekans kayması kadar farklıdır. Bu frekans farkı çalışma frekansına göre çok küçük olduğundan alıcı ve verici transdüserlerin aynı frekans bandına ayarlı olmasında sakınca yoktur.



Şekil. 5.3. Ön Yükselteç

Hedeften yansıyan ultrasonik ekolar alıcı transdüser tarafından algılanır. Ancak bu transdüserde ürettikleri elektriksel sinyal mikrovoltlar mertebesinde olduğundan bir ön yükselteç ile kuvvetlendirilmeleri gerekir. Ön yükselteçin kazancının yüksek, gürültü seviyesi mümkün olduğu kadar düşük olmalıdır. Birinci yükseltme katı kazancının büyük olması, sinyal/gürültü (S/N) oranını olumlu şekilde etkiler.

Ön yükselteç devresinin şeması Şekil. 5.3'de verilmiştir. Kullanılan transistörler alçak gürültü seviyeli yüksek kazançlıdır.



Şekil. 5.4. Karıştırıcı ve alçak geçiren süzgeç

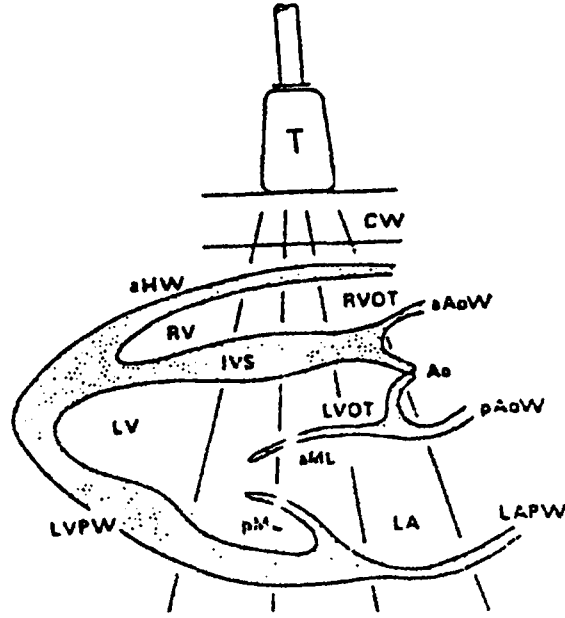
Yukarıda karıştırıcı ve alçak geçiren süzgeç görülmektedir. Karıştırıcıda, vericiden alınan 2 MHz referans sinyali ile kalpten yansıyan, Doppler frekans kaymalı ($f' = f \pm f_d$) genlik modülasyonlu sinyal karıştırılır.

Doppler frekans kayması f_d alçak geçiren süzgeç çıkışında elde edilir ve bir ses katında yükseltilerek verilir.

6. EKOKARDİYOĞRAFI İLE ELDE EDİLEN HEMODİNAMİK BİLGİLER

Doppler ekokardiyografideki gelişmelerle birlikte, hemodinamik bilgilerin elde edilmesinde ekokardiyografinin kullanımı önemli ölçüde artmıştır. Doppler ekokardiyografi hemodinamik bilgilerin elde edilmesinde etkin bir yöntem olmasına rağmen, M-modu ekokardiyografi de kalpteki akış ve basınç hakkında önemli bilgiler vermektedir. Bu iki tekniğin birlikte kullanılmasıyla sistem duyarlılığı artmaktadır. Bu bölümde M-modu görüntüleme yönetiminin kullanılmasıyla yapılan çalışmalar hakkında bilgiler verilecektir.

İlk önce dönüştürücünün hangi hedeflere nasıl yönlendirilmesi gerektiği bilinmelidir. Şekil.6.1 bu durumu açıklamaktadır. Dönüştürücü deri üzerinden bir hedefe yönlendirildiğinde, hedefe maksimum güç aktarmak için deri ile dönüştürücü arasında empedans uygunluğu sağlayan bir ortam oluşturulmalıdır. Eğer bu işlem yapılmazsa, doku-hava arayüzeyinden güçlü yansımalar olacağından işaret tamamıyla kaybolabilir. Daha sonra dönüştürücü kaburga kemikleri arasına yerleştirilir ve kalbe yönlendirilir. Şekil. 6.1'de transdüserin yerleştirilmesi, çeşitli bakış açılarından görülen organlar ve kalbin şematik bir yapısı görülmektedir. Burada T transdüser, CW göğüs duvarı, aHW sağ karıncık ön duvarı, RV sağ karıncık, IVS karıncıklararası septum, aML mitral kapakçığının ön yaprakçığı, pML mitral kapakçığın arka yaprakçığı, A₀ aort, LA sol kulakçık, LV sağ karıncık anlamına gelmektedir.



Şekil. 6.1. Transdüserin kalbe yönlendirilmesi

M-modu tekniği kullanılarak kalp kapakçıklarının aktiviteleri çok iyi bir şekilde görüntülenebilmektedir. Özellikle kalp kapakçıklarının hız bilgileri elde edilerek, kardiyolojik hastalıkların teşhis edilmesinde kullanılmaktadır. Şimdi, kliniklerde teşhis amacıyla incelenen bazı parametrelerin nasıl elde edildiğini inceleyelim.

6.1. Aort Kapakçığının İncelenmesi

Teşhis amacıyla kullanılan parametrelerden bir tanesi aort kapakçığının hızıdır. Normal bir aort kapakçığının konumunun zamana göre değişimi (ekokardiyogramı) Şekil. 6.2’de verilmiştir. Normal aort kapakçığı distol (kalp kaslarının gevşemesi) sırasında kapalıdır ve bir düz ince çizgi olarak görülür. Sistol (kalp kaslarının kasılması) anında kapakçık hızla açılır ve sistol sonunda hızla kapanır. Elde edilen görüntü bir kutu şeklindedir.



Şekil. 6.2. Normal bir aort kapakçığına ait konum zaman değişimi (ekokardiyogramı)

Normal bir aort kapakçığında, yaprakçıklar birbirinden yaklaşık olarak 1,5-2 cm arasında ayrılırlar. Ayrılma süresi de yaklaşık olarak 20 ms civarındadır. Bir aort kapakçığının M-modunda elde edilen görüntüsünde, normalden farklı bir görüntü varsa, bu bir hastalık olduğunu göstermektedir. Şekil.6.3'te normal bir aort kapakçığı ekokardiyogramından yararlanılarak elde edilebilen değişik hastalık durumları verilmektedir.

Aortik stenosis (aort daralması) olması halinde, yaprakçıklardan yoğun yansımalar alınacaktır. Alınacak bu yansımaların yoğunluk miktarları, farklı şiddetteki aort daralmalarının bir göstergesi olacaktır. Normal aort kapakçığı ekokardiyogramında boş olarak görülen kutunun içi, aort daralması olması halinde dolu olarak görünecektir.

Aortik stenosis ekokardiyogramın başka görüntülerinde de görülmektedir. Aort kapakçığı sistol anında normal olarak açılıyor fakat sistol sonuna kadar tam açık kalması gereken kapakçık sistol ortalarında kısmen kapanıyor, sonra yavaşça artan bir hızla tekrar açılıyor ve sistol sonunda normal olarak kapanıyor. Bu değişim biçimi aort daralması olduğunu göstermektedir.

Aortik regurgitation (aort kapakçığından geriye kan akışı) olması halinde, distol boyunca kapalı olması gereken yaprakçıklar tam olarak kapalı durumda değildir, yani yaprakçıklar arasında bir açıklık bulunmaktadır.

Kapakçıklar sistol anında normal olarak açılmakta sistol sonunda normal olarak kapanmaktadır, fakat bir sonraki sistol oluşmadan yaprakçıklar bir miktar açılmaktadır. Eğer aort yaprakçıkları distol boyunca birbirlerinden bir miktar ayrılmışlarsa ve sistol sonunda da tam olarak kapanmıyorsa, bu durum yine mitral regurgitation hastalığının varlığını göstermektedir.

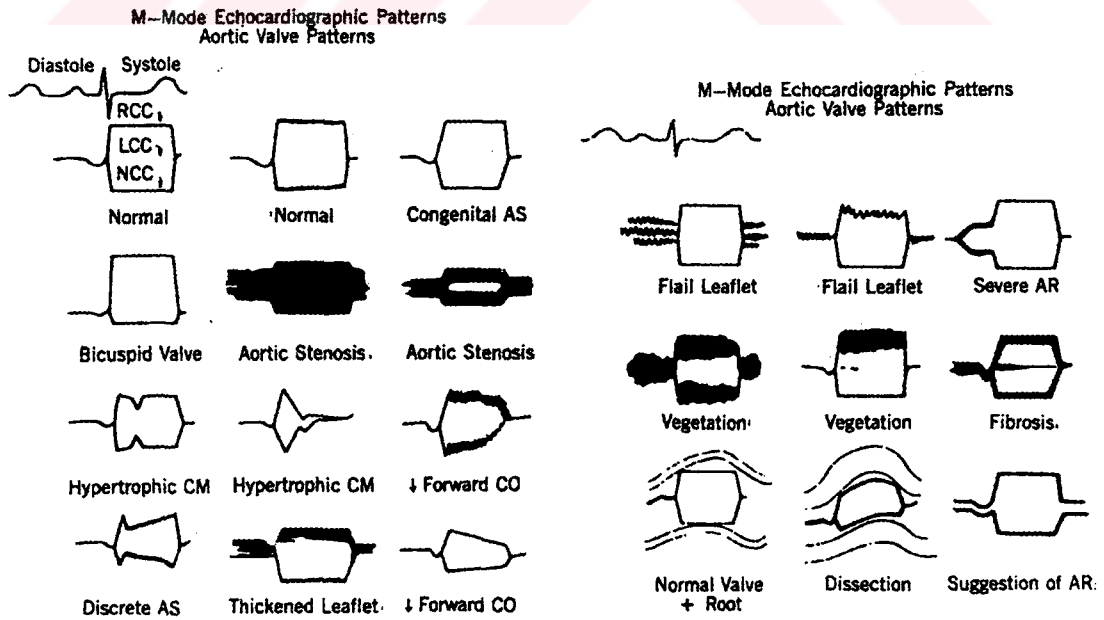
Fibrosis hastalığında ise yaprakçıklar arasında bir lif oluşumu ve yaprakçıklarda bir kalınlaşma meydana gelmektedir. Bu durumda elde edilen ekokardiyogram şekil olarak normal aort kapakçığı için elde edilen ekokardiyograma benzemesine rağmen, çizgiler kalınlaşmakta ve kutu içinde düz kalın bir çizgi

oluşmaktadır. Çizgilerin kalınlaşması yaprakçıkların kalınlaşmasını, kutu içindeki düz ve kalın çizgi ise yaprakçıklar arasında lif oluşumunu temsil etmektedir.

Eğer ekokardiyogramda görülen değişimde, yaprakçıklar sistol anında normal olarak açılıyor ama sistol ortalarında kısmen kapanıyor ve hemen tekrar hızla açılıyorsa, bu durumda hastada hypertropic cardiomyopathy (ventriküllerarası septum ile mitral ön yaprakçığın temas etmesi) vardır.

Forward cardiac output (erken kardiyak çıkışı) olması durumunda yaprakçıkların sistol anında birbirlerinden ayrılma mesafesi normal duruma göre daha düşük olmaktadır. Ayrıca sistol boyunca açık olması gereken yaprakçıklar, sistolden hemen sonra yavaş yavaş kapanmaya başlamakta ve sistol sonunda tam olarak kapanmaktadır. Bunun nedeni sol ventrikülün yetersiz olmasından dolayı düşük kardiyak çıkışı oluşmasıdır.

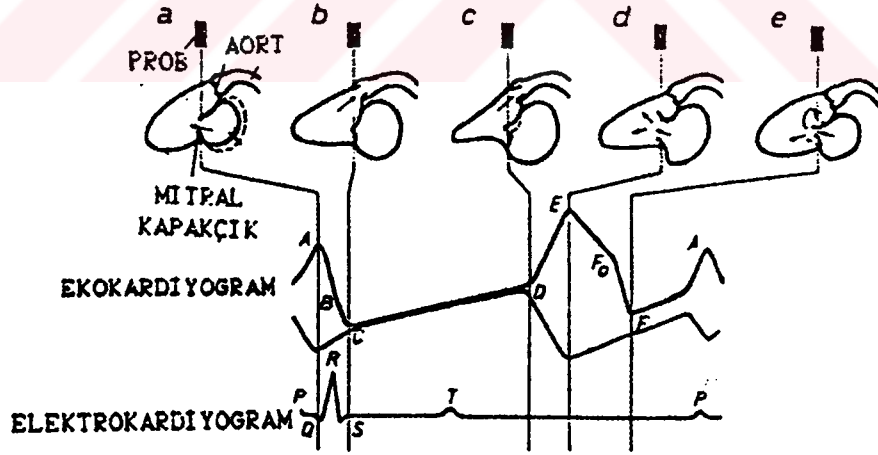
Dissection (parçalanma) durumunda ise ekokardiyogramda ön ve arka yaprakçıklarla birlikte iki ayrı yaprakçık hareketi olduğu gözlenmektedir. Bu durum yaprakçıklarda parçalanma olduğunu göstermektedir.



Şekil. 6.3. Anormal aort kapakçık ekokardiyogramları

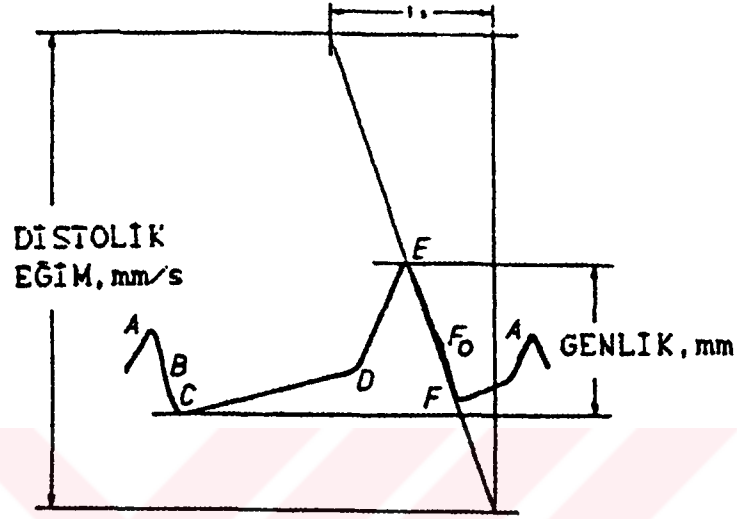
6.2. Mitral Kapakçığının İncelenmesi

Kalp hastalıklarının teşhisinde en çok mitral kapakçık ekokardiyogramı kullanılır. Normal bir mitral kapakçığa ait ekokardiyogram sırasıyla şu olayların meydana gelmesi sonucu oluşmaktadır. Sol atrium sistolü sırasında mitral kapakçık belli bir hızla açılır ve ekokardiyogram yukarıdaki bir A noktasına doğru hareket etmeye başlar. (Şekil. 6.4.a) Bu olay elektrokardiyogramdaki P dalgasından hemen sonra meydana gelir. Bu olaydan hemen sonra oluşan erken ventrikül sistolü nedeniyle kapakçık yine belli bir eğimle kapanmaya başlar ve aşağıdaki bir C noktasına doğru hareket eder. (Şekil. 6.4.b) Daha sonra oluşan gecikmiş ventrikül sistolü nedeniyle C'den D'ye yavaş değişen bir hareket başlar. (Şekil. 6.4.c). Ventrikül distolü sırasında ventrikül değişeceği için, mitral kapak yaprakçıkları geniş bir şekilde açılacaklar ve D noktasından E noktasına doğru hızlı bir hareket başlayacaktır. (Şekil. 6.4.d). Bu durumda yaprakçıkların birbirlerinden ayrılma mesafesi maksimum olacaktır. Gecikmiş ventrikül distolü sırasında yaprakçıklar kapanarak E noktasından F noktasına doğru bir hareket başlar. (Şekil. 6.4.e). Bu şekilde normal bir mitral kapakçığa ait ekokardiyogram elde edilmiş olur.



Şekil. 6.4. EKG ile birlikte verilmiş normal bir mitral kapakçık ekokardiyogramı. (a). Atrium sistolü. (b). Erken ventrikül sistolü (c). Gecikmiş ventrikül sistolü. (d). Ventrikül distolü. (e). Gecikmiş Ventrikül distolü

Normal bir mitral kapakçık ekokardiyogramı iki temel olay ile karakterize edilir. Birincisi distolik eğim olarak da isimlendirilen E-F doğrusunun eğimi, diğeri hareket genliği olarak isimlendirilen C-E mesafesidir. Şekil. 6.5’de bu iki durumun nasıl ifade edildiği gösterilmektedir. Tablo. 6.1’de normal bir kapakçık için elde edilmiş tipik eğim ve genlik değerleri verilmiştir.



Şekil. 6.5. C,E genliğinin ve E-F eğiminin ölçülmesi için kullanılan yöntemler

Tablo. 6.1. Değişik hastalıklar için eğim ve genlikler

Hastalık	Hasta Sayısı	Distolik eğim (mm/s)		Genlik (mm)	
		Ort.	min-max	Ort.	min-max
Normal	50	114	70-160	22	14-33
Stenosis	157	19	6-40	17	8-32
Regurgitation	198	120	10-260	33	22-55
Regurgitation (stenosis etkili)	30	20	10-36	16	10-22
Stenosis (Regurgitation etkili)	7	77	55-90	24	20-30

Şekil. 6.6'da mitral kapakçığa ait değişik ekokardiyogramlar ve bu ekokardiyogramlardaki farklılıkların hangi hastalıkların teşhisinde kullanıldıkları gösterilmektedir.

Mitral stenosis (mitral kapakçık daralması) olması durumunda, mitral ön yaprakçığı erken ventrikül disyolü sırasında kapanırken, hızı normal duruma göre oldukça azalmaktadır. Yani bir anlamda E-F kısmının eğimi (distolik eğim) azalmaktadır. Distolik eğim azalması sadece mitral stenosis olan durumlarda ortaya çıkmaz. Bu anormal durumla myxoma (tümör), aortic stenosis ve hypertrophic cardiomyopathy (CM) durumlarında da ortaya çıkar.

Mitral regurgitation (mitral kapakçıktan geriye kan akışı) varlığında ise, ekokardiyogramdaki değişim şekil olarak normal bir mitral kapakçığın ekokardiyogramına benzemekle birlikte distolik eğim oldukça artmaktadır.

Bazı hastalarda hem mitral stenosis hem de mitral regurgitation hastalıklarının bulunması mümkündür. Eğer stenosisi baskın olan bir regurgitation varsa distolik eğim azalacaktır. Eğer regurgitationu baskın olan stenosis varsa distolik eğim artacaktır.

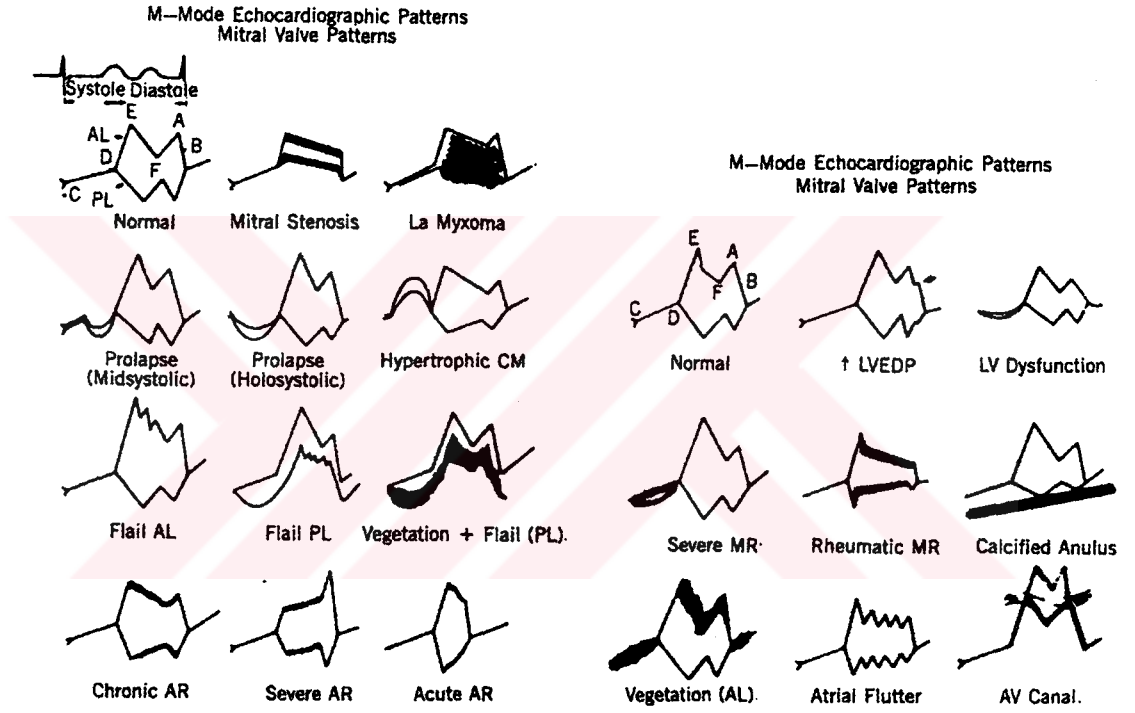
Mitral kapakçık prolapse (sarkma) olması durumu da ekokardiyogramdan görülebilir. Bu durumda sistol sırasında ön yaprakçıkta ani ve keskin bir yükselme meydana gelmektedir.

Hypertropic cardiomyopathy hastalığında da şu ekokardiyogram elde edilmektedir. Normal bir mitral kapakçıkta ilk sistolik hareket olan C-D kısmı yavaşça yükselen bir eğridir. CM durumunda bu hareket çok belirgin ve daha hızlı değişerek sistol sonuna kadar devam etmektedir. Bunun nedeni sistol sırasında ventriküllerarası septum ile mitral ön yaprakçığının birbirlerine temas etmesidir.

Mitral kapakçık ekokardiyogramından tümör oluşumunda anlaşılabilir. Bir bölgede la myxoma varlığı o bölgede bir yumuşak doku oluştuğunu gösterir. Bu durumda o bölgeden oldukça fazla yansıma olur. Bu nedenle ekokardiyogramda

koyu bir bölge meydana gelir. Mitral kapakçıktaki kan akışının değişmesi yaprakçıkların küçük genlikler şeklinde titreşmesine (atrial flutter) neden olmaktadır. Bu durum aort kapakçığından geriye kan akışı olduğunu göstermektedir.

Yaprakçıkların kalınlaşması (Vegetation) durumunda elde edilen ekokardiyogram şekil olarak normal mitral kapakçık ekokardiyogramı ile aynı olacaktır. Ancak kalınlaşma nedeni ile yansımalar fazla olacağı için normal değişimdeki ince çizgiler yerine koyu ve kalın çizgiler görülecektir.



Şekil. 6.6. Anormal mitral kapakçık ekokardiyogramları

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada kalbin ultrasonik dalgalarla görüntülenmesi incelendiğinden, ultrasonik dalgaların insan yapısı üzerine etkilerinden söz etmek gerekir.

Ultrasound'un şiddeti, genellikle birim santimetreye düşen watt miktarı olarak ifade edilir. (watt/cm^2) Ultrasonid'un zararlı etkilerinin, ultrasonik enerjiye maruz kalma süresine bağlı olduğu deneylerle tespit edilmiştir.

Bu nedenle, ultrasound'un şiddeti, ortalama şiddet olarak tanımlanır. Teşhis amacıyla kullanılan utrasound, bir vuru sisteminden yararlandığından ve ultrasound'un iletimi çok kısa süreli olduğundan, ortalama şiddet son derece düşüktür. Ekokardiyografide kullanılan transdüserle elde edilen ultrasound'un en yüksek miktarı, genellikle 40 watt/cm^2 şiddetinde olmasına rağmen, ortalama şiddet bunun 1000 kat daha azı yani 0.04 watt/cm^2 'dir. Tedavide kullanılan ultrasound'un ortalama şiddeti, bu değerinde birkaç kat altında olup, bütün biyolojik dokuların zarar görmeyeceği bir seviyede tutulmaktadır.

Eldeki bütün bilgiler, tanısal ultrasound'dan yansıyan şiddet seviyelerinin vücuda en ufak bir zarar vermeyecek düzeyde olduğunu gösterir. Gerçekte bu yöntem o kadar emniyetlidir ki, birçok doktor radyasyon zararından kaçınmak için bu tekniği röntgen yerine kullanmaktadır. Bu emniyetli görünümü, aletin tanısal işlemlerde kullanılmasında başlıca faktördür.

Bir ultrasonik görüntüleme sisteminden iyi bir sonuç alabilmek için, elektronik tasarımda aşağıdaki özellikler gözönüne alınmalıdır:

Verici

Dönüştürücüyü süren darbelerin üretildiği vericide, darbelerin genliği ve süresi hedefe göre ayarlanabilir olmalıdır. Darbe tekrarlama frekansı incelenecek hedefin derinliğine bağlı olarak ayarlanabilir olmalıdır.

Transdüser Seçimi

Bugüne kadar yapılan bütün ekokardiyografik çalışmalarda, yaklaşık 12 mm ($\frac{1}{2}$ inch) 'lik kristali olan ve yaklaşık 2 MHz'lik frekansa sahip ultrasonik dalgalar yayımlayan transdüserler kullanılmaktadır. Son zamanlarda ise, transdüser akustik bir mercek konarak ekokardiyogramların kalitesi geliştirilmiştir.

Transdüserin büyüklüğü, ekokardiyografik muayenelerde önemli bir faktördür. Transdüserin çapının artması, transdüseri eğerken bazı zorluklara neden olur. Bu oynatma sırasında, kristal göğüs yüzeyinden kalkar ve böylece temas kaybedilmiş olur. Transdüserin genel büyüklüğünü küçültüp, kristalinden biraz büyük yapmakla transdüserin dik açılar içindeki hareket yeteneği geliştirilebilir.

Ayrıca ekokardiyografik muayenede transdüserin vücutta yerleştirileceği yer önemlidir. Fakat, transdüser nereye konursa konsun, transdüser ve deri arasında hava bulunmamalıdır. Bu amaçla, birleştirici bir ortam olarak bir ultrasonik krem kullanılır.

Çalışılan frekansa bağlı olarak transdüserin band genişliği yeterli olmalıdır. Kısa süreli darbelerle çalışmaya uygun olmalıdır. Ultrasonik dalgayı üzerinde çalışılan hedefe odaklayabilmelidir.

Alıcı

Çalışılan frekansa uygun bir band genişliğine sahip olmalıdır. Kazancı yansıyan işaretleri uygun bir şekilde görüntüleyebilmek için yeterli ve ayarlanabilir olmalıdır.

Ekran

Ekranın boyutları iyi bir görüntüleme için uygun olmalıdır. Yeterli bir parlaklık sağlanabilmeli ve parlaklık ayarı yapılabilmelidir. Elektronik bir hafızası olmalı ve bilgi saklayabilmelidir.

KAYNAKLAR

1. FEIGENBAUM, H, 1986. Echocardiography, Philadelphia, PA: Lea & Febiger
2. WEBSTER, J.G., 1988. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Volume 2.
3. WELLS, P.N.T., 1969, Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis, Academic Pres, London.
4. WELLS, P.N.T., 1977, Ultrasonic in Clinical Diagnosis
5. SKORTON, D.J. and COLLINS, S.M., 1984, Digital Computer Image Analysis i,n Echocardiography.
6. CHRISTENSEN, D.A., 1989, Ultrasonic Bioinstrumentation, John Wiley & Sons
7. GOLDBERG, S.J. and ALLEN, H.D. and MARX, G.R. and DONNERSTEIN, R.L., 1988, Doppler Echocardiography, Philadelphia, Lea & Febiger.

ÖZGEÇMİŞ

1973 yılında Muş'da doğdu. İlk, orta, lise öğrenimini İzmit'te tamamladı. 1990 yılında girdiği Yıldız Üniversitesi Kocaeli Mühendislik Fakültesi Elektronik ve Hab. Mühendisliği Bölümü'nden 1995 yılında mezun oldu. 1995 yılında Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü'nde Elektronik ve Hab. Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans öğrenimine başladı.

