İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SİSTEM PARAMETRELERİNİN ULTRASONİK MEDİKAL GÖRÜNTÜLER ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gerçek SUNMAN

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Yüksek Lisans Programı

MAYIS 2012

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SİSTEM PARAMETRELERİNİN ULTRASONİK MEDİKAL GÖRÜNTÜLER ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gerçek SUNMAN
(504881032)

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Yüksek Lisans Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. İnci ÇİLESİZ

MAYIS 2012

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 504881032 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Gerçek Sunman**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı **"SİSTEM PARAMETRELERİNİN ULTRASONİK MEDİKAL GÖRÜNTÜLER ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ"** başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı :	**Prof. Dr. İnci ÇİLESİZ** İstanbul Teknik Üniversitesi	.....
Jüri Üyeleri :	**Doç. Dr. Mürvet KIRCI** İstanbul Teknik Üniversitesi	.....
	Doç. Dr. Mehmet ERTÜRK Şişli Etfal Hastanesi	.....

Teslim Tarihi : **04 Mayıs 2012**
Savunma Tarihi : **04 Haziran 2012**

Sevgili babama,

ÖNSÖZ

Ultrasonografi; modern tıbbın tanısal anlamda kullanmakta olduğu modaliteler içerisinde, diğerleri ile karşılaştırıldığında, keskin farklara sahip bir görüntüleme metodu olarak karşımıza çıkmakta. Uzun senelerden beri tıbbın birçok bölümü ile ilgili olarak kullanım alanları bulan ultrason; kendi içinde birçok sınırlamaları barındırmakta. Özellikle ses dalgasının üretilmesi için kullanılmakta olan dönüştürücüler ve piezoelektrik kristaller teknolojik olarak geliştirilmeye en çok ihtiyaç duyulan kısımlar olarak karşımıza çıkmakta. İncelemenin; klinisyenler tarafından dinamik (gerçek zamanlı) olarak yapılması; kullanıcıların ultrasonografi ile ilgili sınırlamaları; bunları aşmak ve optimum görüntülere ulaşmak için izlenmesi gereken yolu çok iyi bilmelerini gerektirmekte.

Yapmış olduğum bu çalışmada; Ultrasonografi sistemlerindeki değişik görüntüleme modları; bu görüntülerin alınmasına ait teorik bilgiler ve bunların pratik uygulamalarını bir arada göstermeye çalıştım.

Yüksek Lisans Tezimin hazırlanması aşamasında; bana sürekli olarak yol gösterici olan Sn. Prof. Dr. İnci Çilesiz'e; desteği ve bilgisi ile benim sürekli yanımda olan sevgili eşim Sn. Bahar Sunman'a ve tüm tez süreci boyunca birçok konuda bana yardımcı olan Sn. Yağmur Gürdal'a teşekkürü bir borç bilirim.

Mayıs 2012

Gerçek Sunman
Elektronik ve Haberleşme
Mühendisi

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ ..... **v**
İÇİNDEKİLER ..... **vii**
KISALTMALAR ..... **ix**
ÇİZELGE LİSTESİ ..... **xi**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **xiii**
ÖZET ..... **xv**
SUMMARY ..... **xvii**
1. ULTRASONOGRAFİNİN TARİHSEL GELİŞİMİ/NİYE ULTRASON? **1**
2. TEMEL ULTRASON PRENSİPLERİ **5**
2.1. Görüntüleme Modları 10
2.1.1. A-mod 10
2.1.2. B-mod 11
2.1.3. M-mod 11
2.1.4. Doppler modu 12
2.1.4.1. Atımlı ve sürekli Doppler 15
2.1.4.2. Renkli Doppler 17
2.1.5. 3D/4D 18
3. DÖNÜŞTÜRÜCÜLER VE ÇEŞİTLERİ **21**
3.1. Kristal Dizilimlerine Göre Dönüştürücüler 21
3.1.1. Doğrusal dizilimli (linear array) 21
3.1.2. Dairesel dizilimli (annular array) 22
3.1.3. Aşamalı dizilimli (phased array) 22
3.2. Şekillerine Göre Dönüştürücüler 26
4. ULTRASONOGRAFİ SİSTEMLERİNDE YENİ TEKNOLOJİLER **29**
4.1. Silikon Dönüştürücüler 30
4.2. 3D/4D Otomatik Tarama 32
4.3. Doku Elastografi 33
4.4. Adaptif Sistemler 34
4.5. Füzyon Görüntüleme 35
5. ULTRASON GÖRÜNTÜLEME PRATİKLERİ **37**
5.1. Kullanılan Fantom özellikleri 37
5.2. Kullanılan Ultrasonografi Sisteminin Özellikleri 37
5.3. Görüntüleme Pratikleri 38
5.3.1. Dönüştürücü çeşitlerinin görüntüye etkileri 38
5.3.2. Kazanç ayarının görüntüye etkisi 40
5.3.3. Frekansın görüntüye etkisi 43
5.3.4. Odak nokta ve sayısının görüntüye etkisi 44
5.3.5. Birleştirilmiş (compound) görüntülemenin etkileri 46
5.3.6. Renkli Doppler Doppler açısının görüntüye etkisi 47
5.3.7. Renkli Doppler darbe yenileme frekansının görüntüye etkisi 49
5.3.8. Akustik empedansın görüntüye etkileri 51
6. SONUÇ **55**

KAYNAKLAR **57**
ÖZGEÇMİŞ **59**

KISALTMALAR

CW **:** Sürekli (Continous) Doppler
DYF **:** Darbe Yenileme Frekansı
PW **:** Atımlı (Pulsed) Doppler
PZT **:** Piezoelektrik Kristal
ROI **:** İlgi Bölgesi
ZKD **:** Zaman Kazanç Dengeleme

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : Akustik empedans tablosu 8
Çizelge 2.2 : Frekansa göre uygulama alanları 10
Çizelge 2.3 : Θ açısına bağlı hata oranları 14
Çizelge 3.1 : Dönüştürücü şekillerine göre kullanım alanları. 28

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Ses frekansları 5
Şekil 2.2 : Piezoelektrik etkisi 6
Şekil 2.3 : Dönüştürücü yapısı 8
Şekil 2.4 : Frekans, girginlik, çözünülürlük ilişkisi 9
Şekil 2.5 : A-mod görüntüleme 11
Şekil 2.6 : B-mod görüntü 11
Şekil 2.7 : M-mod görüntü 12
Şekil 2.8 : Doppler açısı 13
Şekil 2.9 : Kan hücrelerinin hareketi 14
Şekil 2.10 : cos Θ değerleri 15
Şekil 2.11 : Frekansa ve derinliğe bağlı maksimum ölçülebilir hız değerleri 15
Şekil 2.12 : Atımlı ve sürekli Doppler 16
Şekil 2.13 : Atımlı Doppler 16
Şekil 2.14 : Atımlı Doppler spektrum oluşumu 17
Şekil 2.15 : Renkli Doppler görüntüleme 18
Şekil 2.16 : 3D/4D görüntüleme 19
Şekil 3.1 : Doğrusal dizilimli dönüştürücülerde kristallerin tetiklenmesi 22
Şekil 3.2 : Dairesel dizilimli dönüştürücülerde kristallerin tetiklenmesi 22
Şekil 3.3 : Aşamalı dizilimli dönüştürücülerde kristallerin tetiklenmesi 23
Şekil 3.4 : Aşamalı dizilimli dönüştürücülerde ses dalgalarının yönlendirilmesi 23
Şekil 3.5 : Zaman geciktirici yardımı ile iletim odağının oluşturulması 24
Şekil 3.6 : Yansıyan sinyallerin zaman geciktirici yardımı ile toplanması 24
Şekil 3.7 : Zaman geciktirme örnek modeli 25
Şekil 3.8 : İçbükey kristallerle elevasyon planında odaklama 25
Şekil 3.9 : Çok sıralı dizilimli kristallerle elevasyon planında odaklama 26
Şekil 3.10 : Dönüştürücü şekilleri 28
Şekil 4.1 : Kontrast harmonik görüntüleme 30
Şekil 4.2 : Silikon dönüştürücüler 31
Şekil 4.3 : Silikon dönüştürücü soğutma sistemi ve fiziksel boyutları 32
Şekil 4.4 : Otomatik meme tarama sistemi 33
Şekil 4.5 : Doku elastografi 34
Şekil 4.6 : Otomatik lezyon ölçümü 35
Şekil 4.7 : Füzyon görüntüleme 36
Şekil 5.1 : CIRS marka ultrason fantomu 37
Şekil 5.2 : Siemens Elegra ultrasonografi sistemi 38
Şekil 5.3 : Lineer dönüştürücü fantom görüntüsü 38
Şekil 5.4 : Konveks dönüştürücü fantom görüntüsü 39
Şekil 5.5 : Sektör dönüştürücü fantom görüntüsü 39
Şekil 5.6 : Lineer, konveks ve sektör dönüştürücülerin fantom görüntüleri karşılaştırması 40
Şekil 5.7 : Kazanç ayarının görüntüye etkisi 40

Şekil 5.8 : Kazanç ayarının renkli ve PW Doppler görüntüye etkisi.....41
Şekil 5.9 : Zaman kazanç dengeleme 41
Şekil 5.10 : ZKD Ayar tuşları.....42
Şekil 5.11 : Zaman kazanç dengeleme ayarının görüntüye etkileri.....42
Şekil 5.12 : Frekansın çözünülürlük ve girginliğe etkileri 43
Şekil 5.13 : 1,5 MHz ve 14 MHz'lik fantom görüntülerinin eksenel çözünülürlüğe etkileri.....44
Şekil 5.14 : Dinamik odaklama 45
Şekil 5.15 : Odak nokta ve sayısının görüntü ve tarama hızına etkisi.....46
Şekil 5.16 : Birleştirilmiş görüntülemede ses dalgaları.....47
Şekil 5.17 : Birleştirilmiş görüntüleme troid görüntüsü.....47
Şekil 5.18 : Doppler açısının görüntüye etkisi.....48
Şekil 5.19 : Doppler açısının görüntüye etkisi.....49
Şekil 5.20 : Elektronik açılandırmanın görüntüye etkisi 49
Şekil 5.21 : DYF'nin görüntüye etkisi 51
Şekil 5.22 : Ses dalgasının iki değişik doku arasında iletimi 51
Şekil 5.23 : Ses dalgasının kemik dokusundan yansıması.....53
Şekil 5.24 : Sektör ve konveks dönüştürücülerin interkostal görüntüleri.....53

SİSTEM PARAMETRELERİNİN ULTRASONİK MEDİKAL GÖRÜNTÜLER ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

ÖZET

1877 yılında Fransız fizikçi Pierre Curie'nın piezoelektrik kristalleri keşfi ile başlamış olan Ultrason'un gelişimi; 1930'larda tıp alanında yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanması ile ilerlemiş ve ultrason günümüz modern görüntüleme teknikleri arasında yerini almıştır.

Ultrasonografik görüntülemenin; non-invasiv dediğimiz; girişim içermeyen bir görüntüleme tekniği olması; radyasyon içermemesi; hava ihtiva etmeyen (mide; akciğer hariç) tüm organların görüntülenmesinde kullanılabilmesi gibi avantajları görüntülemenin sıklıkla ve hastaya ekstra riskler içermeden yapılabilmesi imkanını sağlamaktadır.

Günümüzde ses dalgaları; piezoelektrik kristallerin elektriksel olarak uyarılması suretiyle belirli bir frekans bandı aralığında üretilmektedir. Ses dalgalarının frekansı; görüntülenmek istenen organların akustik empedansları ve bu parametrelerin birbirleriyle olan ilişkileri; ultrasonografik görüntülemedeki karşılaşılan sınırlamalar olarak karşımıza çıkmaktadır. Optimum görüntü elde edebilmek için bu ilişkileri dolayısı ile ultrason ve Doppler fiziğini bilmek gerekmektedir.

Benzer bir şekilde görüntüleme için kullanılmakta olan dönüştürücülerin yapıları ve şekilleri de elde edilen görüntülerin kalitesi ile yakından bağlantılıdır. Burada en önemli parametre kullanılmakta olan piezoelektrik kristallerin dizilimleri ve şekilleri olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu bağlamda; ultrasonografik görüntülemede limit olarak görünen dönüştürücüden gelen bilgi miktarını arttırmak ana araştırma konusu olarak karşımıza çıkmaktadır. Son yıllarda özellikle silikon bazlı komponentlerle piezoelektrik kristallerin yer değiştirmesi üzerine çalışılmaktadır.

Diğer üzerinde çalışılan konular ise; gerçek zamanlı bir inceleme olan ultrasonda olabilecek kullanıcı hatalarını minimuma indirmek ve ultrasonografinin tanısal özelliğini arttırmanın yanında, tedavi amaçlı kullanılabileceği uygulamalarında geliştirilmesi şeklinde özetlenebilir.

Bu çalışmada; CIRS marka bir görüntüleme fantomu kullanılmak suretiyle; dönüştürücü şekillerinin; sistemlerde kullanılan kazanç ve zaman kazanç dengeleme ayarlarının; kullanılan frekansın; odak nokta ve sayısının ve dokuların akustik empedansının görüntüye etkileri incelenmiştir. Doppler uygulamaları ile ilgili olarak da; Doppler açısının; darbe yenileme frekansının etkileri pratik uygulamalar ile gösterilmeye çalışılmıştır.

Sonuç olarak; ultrasonografik görüntülemenin teorik bilgileriyle; pratikteki uygulamaları birleştirmek ve gerçek hayattaki kullanımda; örneğin renkli Doppler görüntüleme de açının doğru olarak ayarlanması vb. gibi; kullanıcılar tarafından nedeni ve etkileri bilinerek yapılması gereken ayarlarının elde edilen görüntülerin kalitesinde; dolaylı olarak da tanısal hassasiyette ne derece önemli olabileceği vurgulanmaya çalışılmıştır.

ANALYSING THE EFFECTS OF SYSTEM PARAMETERS ON ULTRASONIC MEDICAL IMAGES

SUMMARY

In 1877, French physicist Pierre Curie discovered piezoelectric crystals; that is also acknowledged as the beginning of the story of the diagnostic ultrasound. In the 1930's ultrasound became a widely used tool in the medical field. On the other hand; the first physician that used ultrasound as a diagnostic device was Karl Dussik at 1940. Dussik successfully located the brain tumors and cerebral ventricles by using ultrasound waves. In 1948; a technological milestone; B-mode imaging was invented by Douglas Howry.

Starting with the invention of CW Doppler by Robert Rushmer, Dean Franklin and Don Baker at 1956; ultrasound has rapidly developed. Late 1960's and the beginning of 1970's were the years that echocardiography, PW Doppler were invented and ultrasound became one of the indispensable imaging modalities of today's diagnostic medicine.

Today ultrasound is used for a wide variety of examinations of different organs of the human body. The only limitation is imaging of the organs with air inside; such as stomach and lungs. Except this limitation ultrasound is an imaging modality which is non-invasive; radiation free and easy to perform in every circumstances. One other advantage of the ultrasound is the cost of the ownership compared with to imaging modalities.

An ultrasound system contains four modules. These are the transducer; central processing unit; monitor and optional print out units. The most important unit among of these four is the transducer that generates the ultrasound waves via piezoelectric crystals. Piezoelectric crystals resonace when a voltage is applied. They also have the ability to convert any pressure applied to them to electric signals. Basically an ultrasound waves are generated by applying voltage to the piezoelectric crystals that is located in the transducer. These waves propagate through human body by passing different tissues. During this propagation some of these waves are scattered from different tissues and these scattered and reflected waves return back to transducer and apply pressure to same piezoelectric crystals that is used to generate the ultrasound signal at the first place. Each tissue has a different acoustic impedance that is directly related to the speed of the sound wave and the density of the tissue.

The frequency of ultrasound waves is an important parameter that effects the resolution and penetration capabilities. Higher frequency corresponds to lower penetration but higher resolution. Lower frequency corresponds to higher penetration but lower resolution. Axial and lateral resolution are directly related to the frequency.

There are five different imaging modes. These are A (amplitude)-mode; B (brightness)-mode; M (movement) - mode; Doppler mode and 3D/4D mode which improved dramatically in the near past. A-mode is based on imaging the amplitude of the reflected wave in time domain. This mode is one of the first modes that was used for imaging; but today there is no practical advantage to any other modes. So it is no more used. B-mode image is obtained by giving different gray levels to different intensities of reflected waves and combining of all informations from different piezoelectric crystals to get a 2D image. This mode is the gold standard of ultrasound imaging. On the other hand the movement of the organs like heart is also very important to diagnose certain illnesses that points out the M-mode. M-mode is used for to observe the differences of B-mode images in time domain. Doppler mode is mainly to examine the hemodynamics in the human body. The speed of the blood flow in heart or vessels is examined via Doppler mode which also contains three sub groups as CW (continuous wave); PW (pulsed wave) and color Doppler imaging. All of these hemodynamic measurements are based on using Doppler effect to determine the speed and direction of the flow in the specific organ. The last imaging mode is 3D/4D which is basically constructing volume image by using a set of B-mode images. Today's technology enables to obtain these volume images close to real time; so new terminology of 4D imaging is used especially in obstetric imaging.

As it is stated before the most important component of an ultrasound system is transducer. We can easily group the transducers according to the crystal arrays or the physical shapes of the transducer. Considering the crystal arrays there are three sub groups which are linear; annual and phased arrays. Linear arrays have crystals isolated from each other on a linearly lined transducer aperture. These crystals are triggered as sub groups sequentially with certain time delays in order to obtain focusing. Annual arrays have circular shaped crystals. Compared to linear and phased arrays the number of the crystals is very limited. But because of the shape of piezoelectric crystals; these arrays has the opportunity to do two dimensional focusing. Phased array transducer have a smaller aperture compared to the linear array transducers. Opposite to linear arrays; all crystals are triggered at the same time with certain time delays in order to obtain focusing. The major advantage of phased arrays is the capability to steer the sound waves in order to image a wider area in the far field. Therefore these arrays are used mainly in sector transducers. One of the major issues in both linear and phased array transducers is to maintain focusing on elevation plane. There are two ways; one of them is to use special concave piezoelectric crystal, the other is using more then 1 crystal array parallel to each other.

Regarding the shape of the transducers there are three groups which are linear, convex and sector. Each of them has it's advantages. For instance linear transducer is ideal to image wider area in the near field. Convex is mainly used for abdominal and obstetrics because of wider image view in the far field. Finally sector is used for imaging from a narrow acoustic window and to have an access to a very wide imaging area on the far field. That is exactly what a clinician needs to examine the heart from a narrow intercostal acoustic window.

There is still rooms to improve in today's ultrasound technology. Transducer technology is the main area of research and developments. As ultrasound resolution is limited with the number of piezoelectric crystals on a limited aperture; all researchers are actively trying to replace these crystals with alternative sound generator. Therefore the silicone transducers are invented and heavilly researched.

One other area is the capability of using the ultrasound device as a therapeutical device. The goal is to do organ specific medicine delivery by using contrast agents. Also having additional information about the tissue morphology and characterization is an area for improvement. The last subject is the maintaining objectivity. As we indicated before ultrasound is a realtime examination. Usually the diagnose has to be done during the scanning. Therefore the operator dependency is very high. Any malpractice can create serious problems. Therefore researchers are trying to add more intelligence to the systems in order to detect human errors. The last area that has recently improved is fusion imaging. Fusion imaging is enabling to do cross modality imaging synchronized electronically with each other.

As a resume ultrasound is one of the leading imaging modalities due to ease of use accessibility and the wide variety of usage in human body. On the other hand a successful ultrasound exam is directly related to the operator. The most important issue for the operator is to know the limitations and to have a fundamental knowledge to optimise the image during the scanning.

1. ULTRASONOGRAFİNİN TARİHSEL GELİŞİMİ / NİYE ULTRASON?

Birçok kaynağa göre; Ultrason'un gelişimi Fransız fizikçi Pierre Curie'nın 1877 yılında piezoelektrik kristalleri keşfi ile başlar. Pierre Curie'nin keşfinden otuz beş yıl sonra sonografik görüntüleme Fransız profesör ve fizikçi Paul Langevin tarafından geliştirilmiştir.

İnsan gövdesi içindeki organları; cerrahi metotlar kullanmadan görüntüleme arzusu birçok bilim adamını geç 19. ve 20. yüzyıllar boyunca bu alanda araştırma ve geliştirme yapmaya itmiştir. 1895 yılında William Conrad Roentgen'ın bu ışınları keşfi ile X-ışınlarının kullanılarak görüntüleme yapılması bunlara bir örnek olarak gösterilebilir.

Ultrason teknolojisi de; birçok diğer teknolojide olduğu gibi; keşif ve geliştirilmesini savaş teknolojisine borçludur. Birinci Dünya Savaşı sırasında sualtındaki düşman denizaltılarının tespiti ile ilgili bir cihaz geliştirmek için Fransız hükümeti Curie kardeşlerin ilk öğrencilerinden bir olan Paul Langevin'e görev vermiştir. Langevin tarafından 1917 yılında geliştirilen cihaz o dönemde kullanılamasa da; İkinci Dünya Savaşı döneminde kullanılan sonar algılamanın temelini oluşturmuştur.

Bu dönemde ultrason teknolojisinin birçok değişik amaçlarla kullanılması da gündeme gelmiş; örneğin 1928'de Sovyet fizikçi Sergei Sokolov bu teknolojiyi endüstriyel amaçlı olarak metallerdeki kusurları algılamak için kullanmıştır.

Ultrason teknolojisinin tıp alanında kullanılmaya başlanması 1920'lerde; yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanması ise 1930'larda gerçekleşmiştir. O dönemde ultrason, öncelikle Avrupa'nın futbol takımları oyuncuları için fizik tedavi amaçlı kullanılmıştır. Ayrıca aynı dönemde sterilizasyon veya radyasyon tedavisine tamamlayıcı bir uygulama olarak kanser tedavilerinde de kullanılmıştır.

Ultrason teknolojisinin tanı amaçlı ilk uygulamasını gerçekleştiren kişi olarak Viyana Üniversitesinde çalışmakta olan bir nörolog ve psikiyatr olan Karl Dussik kabul edilmektedir. 1940'larda, Dussik hyperphonography adını verdiği yöntem ile beyin

tümörleri ve serebral ventriküllerin yerini ultrason dalgalarının hızını ölçerek bulmaya çalışmıştır.

1940'ların ikinci yarısında ise George Ludwig, Maryland Deniz Tıbbi Araştırma Enstitüsü'nde görev yaparken safra kesesi taşlarının görüntülenmesinde ultrasonu kullanmıştır.

1948 yılında Douglas Howry, kesitsel anatomik görüntüleme yardımıyla büyük patolojilerin tanısını sağlayan bir cihaz geliştirmiş ve B-mod görüntülemenin mucidi olmuştur.

1953 yılında kalp üzerinde ilk ultrasonik çalışmalar ise Kurt Keidel tarafından yapılmıştır ve onu takip eden Inge Edler ve Hellmuth Hertz ile birlikte ekokardiyografinin babaları kabul edilirler.

1956 Yılında ise Robert Rushmer, Dean Franklin ve Don Baker; köpekler üzerinde yaptıkları çalışmalarla; kardiyovasküler sistemde sürekli dalga Doppler görüntülemenin gelişimine öncelik etmiştir.

1960'ların ikinci yarısı ve 1970'lerin başları ultrasonun en hızlı geliştiği seneler olmuştur. Bu dönemde, Klaus Bom tarafından iki boyutlu eko tanıtılmış; 1966 yılında Don Baker, Dennis Watkins ve John Reid kalbin içerisindeki kan akımını farklı derinliklerinden algılama amaçlı atımlı Doppler görüntülemeyi geliştirmiştir. Don Baker, daha sonra geliştirilen renkli Doppler tarama mühendislik ekibinin de bir üyesi olmuştur. 1980 lerden itibaren de gerçek zamanlı görüntüleme hızla gelişmiş ve ultrason modern görüntüleme modalitelerinin içerisinde en önde gelenlerden bir olarak günümüze ulaşmıştır.

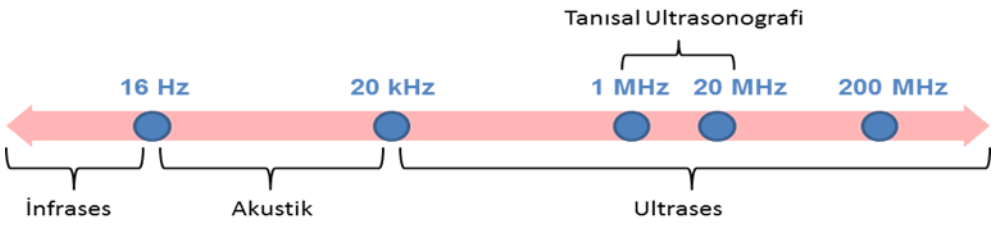
Her şeyden önce ultrason görüntülemenin en büyük avantajı non-invasiv dediğimiz; girişim içermeyen bir görüntüleme tekniği olmasıdır. Diğer taraftan radyasyon içermemesi de görüntülemenin sıklıkla ve hastaya ekstra riskler içermeden yapılabilmesi imkânını sağlamaktadır. Hava ihtiva eden mide, akciğer gibi organlar hariç, çok yaygın bir şekilde tüm vucut görüntülenmede kullanılabilmektedir. Uygulama için hiçbir ekstra hazırlık gerektirmemesi ve gerekli olduğu durumda derhal kolaylıkla uygulanabilmesi ultrasonu diğer görüntüleme sistemleriyle karşılaştırıldığında çok avantajlı bir konuma taşımaktadır.

Ultrasonografik inceleme aynı zamanda gerçek zamanlı bir incelemedir. İncelemeyi yapan kişi ile hasta sürekli iletişim içinde olduğundan; ayırıcı tanı koymakta klinisyene kolaylıklar getirmektedir.

Ultrasonografi sistemlerinin çok yaygın bir şekilde kullanılmasının bir diğer sebebi de; sistemler maddi olarak sahip olma ve sistemleri işletebilmenin ekonomik olarak diğer modalitelerle kıyaslanmayacak derecede kolay olmasıdır. Ultrason sistemlerinin işletim maliyetleri; sarf malzemesi olmadığından son derece ucuzdur. Ekonomik olarak çok kolay ulaşılabilirliği; ultrasonografi cihazlarını hastanelerden; muayenehanelere kadar çok geniş bir spektrumda kullanılabilmesine imkân sağlamaktadır.

2. TEMEL ULTRASON PRENSİPLERİ

Duyulabilir ses frekansının *(16-20000 Hz)* çok üzerinde frekanslara sahip *(2-15 MHz)* ses dalgalarına 'Ses Ötesi (Ultrases)' adı verilir. Günümüzde tıp alanında; tanısal ultrasonografi için kullanılmakta olan frekans aralıkları 1-20 MHz arasındadır.



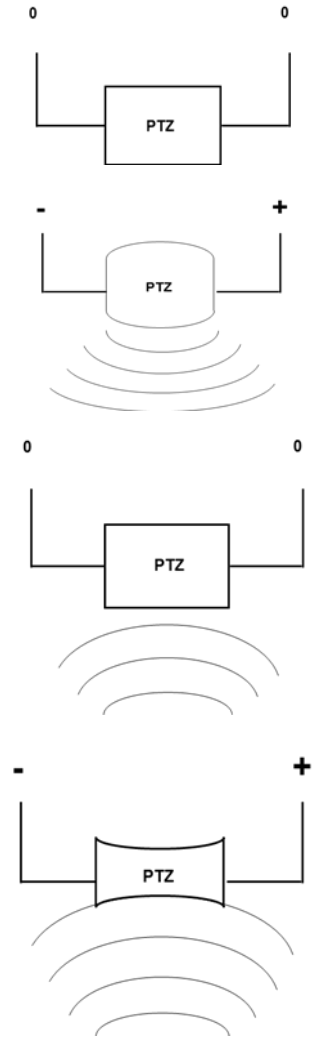
Şekil 2.1: Ses frekansları.

Ultrasonografi dokulara gönderilen ultrasesin farklı yüzeylerden yansımasını (eko) saptayarak görüntü oluşturma yöntemidir. Ultrason cihazı ses dalgalarının değişik yoğunlukta dokular içinde farklı hızlarda ilerlemesi ve yansımasının algılanması prensibine dayanan bir mekanizma ile çalışır. Bu mekanizma aslında doğaya yabancı bir mekanizma değildir. Yarasaların uçarken, balinaların ise denizlerde yüzerken kullandıkları sistem de benzer bir prensibe dayanmaktadır. Öte yandan denizaltıların seyir sırasında ya da balıkçıların balık sürülerini ararken kullandıkları sonar cihazları da aynı mekanizma ile çalışırlar.

Genel itibariyle bir Ultrason cihazı hasta ile temas eden dönüştürücü, merkezi işlem ünitesi, monitör ve sisteme opsiyonel olarak bağlanabilecek olan çıktı ünitelerinden oluşmaktadır.

Ultrason sistemleri ses dalgalarını piezoelektrik etki ile üretirler ve algılarlar. Dönüştürücünün içinde çok sayıda piezoelektrik kristali adı verilen kuvars kristal bulunur. Elektrik akımı uygulandığında kristaller hızla şekil değiştirirler. Bu şekil değişikliği titreşime ve sonuçta yüksek frekanslı mekanik dalga oluşmasına yol açar. Tam tersi olarak kristallere herhangi bir mekanik dalga ya da basınç ulaştığında bu

kez de elektrik akımı üretirler. Bu sayede aynı kristaller hem ses üretmek hem de sesi algılamak amacıyla kullanılırlar.



Şekil 2.2: Piezoelektrik etkisi.

Günümüz sistemlerinde sıklıkla kullanılan dönüştürücü elemanı kurşun zirkonat-titanate'dir. Piezoelektrik kristaller (PZT); hasta ile temas eden dönüştürücülerin içinde yer alırlar.

PZT merkez rezonans frekansı; kristal için ses hızı ve kristal kalınlığı arasında direk bir bağlantı vardır. Örneğin f_0=3 MHz için, $c_{kristal}$ = 4000 m/s için seçilmesi gereken kristal kalınlığı (t):

$$t = \lambda_{kristal}/2 = c_{kristal}/2\, f_0 \qquad \textbf{(2.1)}$$

$$t = 4000/2.3.10^6 = 0{,}00066 \text{ m} = 0{,}66 \text{ mm} \qquad \textbf{(2.2)}$$

olarak hesaplanır. Buradan da açıkça görülebileceği gibi kullanılan kristallerin kalınlığının belli değerlerin altına düşürülerek; belirli dönüştürücü yüzeylerinde daha fazla kristal kullanmak imkânı bulunmamakta ve bu durum ultrasonografi teknolojisinde bir limit olarak kendini göstermektedir.

Ultrason görüntülemesinde parçacık titreşimi ile dalga ilerlemesi aynı yönde olduğu için ultrason uzunlamasına dalga olarak nitelendirilebilir. İlerleyen dalgalar küçük basınç dalgaları oluştururlar. Doku içerisindeki ses dalga hızı (c) ise; doku sıkıştırılabilirliği (κ) ve doku yoğunluğu (ρ) değerleri üzerinden belirlenir:

$$c=1/\sqrt{\kappa.\rho} \qquad \textbf{(2.3)}$$

Ultrasonografi için klinik tanıda kullanılan tipik frekans aralığı f= 1 MHz ile f=20 MHz aralığındadır. Doku için genel olarak kabul edilen ses dalga hızı değeri c= 1540 m/s'dir.

$$\lambda = c/f \qquad \textbf{(2.4)}$$

Klinik ultrasonografide kullanılan ses dalga uzunluğu (λ), λ= 1.54 mm ile λ=0.077 mm aralığındadır.

Doku için akustik empedans (1 rayl = Nsm^{-3}) ise; yine doku sıkıştırılabilirliği (κ) ve doku yoğunluğu (ρ) değerleri ile tanımlanır:

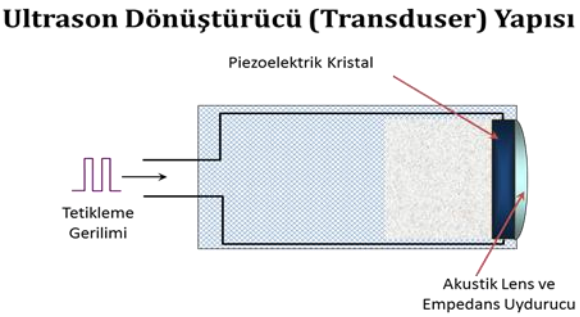
$$Z_{doku} = \rho\, c = \rho/\sqrt{\kappa\,\rho} = \sqrt{\rho/\kappa} \qquad \textbf{(2.5)}$$

Birçok doku için akustik empedans benzer değerlerdedir. Dokuların akustik empedansında en büyük farklılığı kemik ve akciğer göstermektedir. (Bkz; Çizelge 2.1) Ultrason dalgası kemikten neredeyse tam yansımakta, akciğerdeki havada ise sönmektedir.

Dönüştürücünün içinde ayrıca kendi ürettiği sesin oluşturduğu yansımaları ayıran bir bölüm ve üretilen ses dalgalarını odaklamaya yarayan bir akustik lens ve doku ile empedans uyumuna olanak sağlayan empedans uydurucu (matching layer) bulunur (Bkz Şekil 2.3).

Çizelge 2.1: Akustik empedans tablosu.

Ortam	Akustik Empedans (Zdoku) x 10^5 ($gcm^{-2}s^{-1}$)	Ses Dalga Hızı (c) ($m\ s^{-1}$)	Doku Yoğunluğu (ρ) (gm^{-3})	Doku Sıkıştırılabilirliği (κ) x10^{11} ($cmg^{-1}s^2$)
Hava	0.00043	330	1.3	70 000
Kan	1.59	1570	1060	4.0
Kemik	7.8	4000	1908	0.3
Yağ	1.38	1450	925	5.0
Beyin	1.58	1540	1025	4.2
Kas	1.7	1590	1075	3.7
Karaciğer	1.65	1570	1050	3.9
Böbrek	1.62	1560	1040	4.0



Şekil 2.3: Dönüştürücü yapısı.

Empedans uydurucu kalınlığı çeyrek ƛ dolayısıyla kullanılan dönüştürücü merkez frekansına göre 0.38 ile 0.019 mm aralığındadır.

$$Z_{kristal} = 30x10^6 \text{ rayls;} \quad \textbf{(2.6)}$$

$$Z_{doku} = 1.6x10^6 \text{ rayl} \quad \textbf{(2.7)}$$

olarak kabul edilir. Kristal/doku arayüzündeki yansımayı en düşük tutabilmek için kullanılması gereken empedans uydurucu:

$$Z_{empedans\ uydurucu} = \sqrt{Z_{kristal} \cdot Z_{doku}} \quad \textbf{(2.8)}$$

şeklinde hesaplanır. Genelde birden fazla empedans uydurucu kullanılır.

Ultrasonografi sistemlerinde; üretilen ses dalgasının frekansı; ses dalgasının dokuda inebileceği derinlik ve çözünürlük ile birebir ilişkilidir. Basit bir şekilde ifade edecek olursak yüksek frekansta oluşturulan ses dalgaları dokuda daha yüzeye yakın noktalarda sonlanmakta ama gerek aksiyel gerekse lateral olarak daha yüksek bir görüntü çözünürlüğü sağlamaktadır. Tam tersi olarak düşük frekanslarda oluşturulmuş olan ses dalgaları ise daha derine nüfus edebilmekte ama buna bağlı olarak çözünürlük değerleri düşük olmaktadır. Günümüz ultrason teknolojisindeki ana amaç frekansa bağlı olarak derinlik ve çözünürlük arasındaki optimum dengeleri kurma prensibi üzerine dayanmaktadır.



Şekil 2.4: Frekans, Girginlik, Çözünülürlük İlişkisi.

x derinliğindeki sonik basınç p(x), yüzeydeki sonik basınç p_o olmak üzere:

$$p(x) = p_o\, e^{-\alpha.f.x} \quad \textbf{(2.9)}$$

Buradan görüleceği gibi frekans yükseldikçe sönüm artacak dolayısıyla girginlik azalacaktır. Dolayısıyla yumuşak doku için ortalama değer (katedilen uzaklık 2x) olmak üzere sönüm ~ 0.6 dB /cmMHz kabul edilebilir.

Klinik olarak kullanılan frekans değeri, girginlik değerleri ve kullanım alanları aşağıdaki gibidir:

Çizelge 2.2: Frekansa göre uygulama alanları.

Frekans	Girginlik	Uygulama
2.5 MHz	25 cm	Kalp , Beyin
3.5 MHz	18 cm	Karaciğer, Dalak
5.0 MHz	13 cm	Böbrek, Pankreas, Kas-İskelet
7.5 MHz	8 cm	Tiroit, Endosonografi
10 MHz	5 cm	Göz, Meme, Testis, Parmak
15 MHz	3 cm	Subkutan Dokular
≥ 20 MHz	≤ 2 cm	İntravasküler Sonografi, Deri

Eksenel (aksiyel) çözünürlük dalga iletim yönüne paralel olan iki noktanın farklı algılanacak en kısa uzaklığı olarak adlandırılır. Darbe süresi (p_d) olmak üzere:

$$\text{Eksenel Çözünürlük} = \frac{1}{2} p_d \, c \geq 1 \quad \lambda = c/f \qquad \textbf{(2.10)}$$

Burada frekans arttıkça λ küçülecektir dolayısıyla eksenel çözünürlük artacaktır.

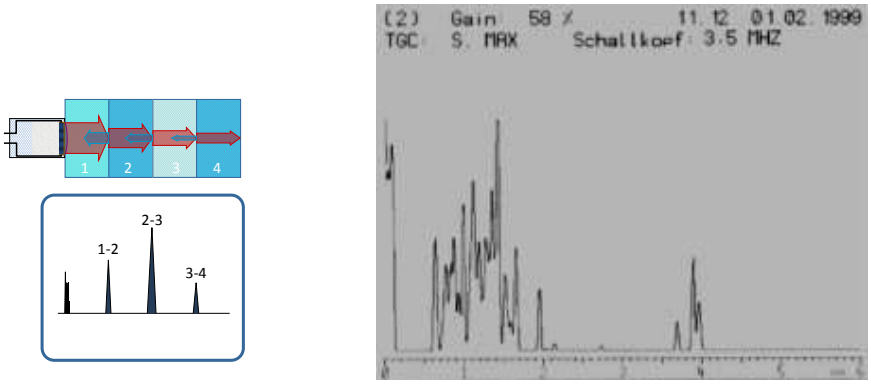
2.1. Görüntüleme Modları

Ultrasonografi sistemlerinde beş ana görüntüleme modu bulunmaktadır. Bunlar A; B; M; Doppler ve son yıllarda görüntülemede uygulama alanlarını arttırmakta olan 3D/4D Mod 'dur.

2.1.1. A-mod

Dokulardan A(Ampiltute)-Mod görüntüleme dokulardan yansıyan ses dalgalarının genliğinin zaman domeninde görüntülenmesi tekniğidir. Kesitsel anatomik bilgi veremediği için sadece basit organ boyutlandırması amacına yönelik

kullanılmaktadır. Günümüzde artık tanısal transsonografik görüntülemede çok sınırlı olarak kullanılmaktadır. En geniş kullanım alanı oftalmolojik tetkiklerdir.



Şekil 2.5: A-mod görüntüleme.

2.1.2. B-mod

A-modda tek kristalden elde edilen yansıma bilgilerinin her birinin gri skala'da bir gri tona karşılık getirilmesi ve yan yana dizilmiş kristallerin sırayla tetiklenmesi sonucunda alınan bilgilerin birleştirilerek iki boyutlu bir görüntü haline getirtmesine B(Brightness)-mod görüntüleme denir. Günümüzde tanısal ultrasonografide kullanılan ana tarama metodu B-mod görüntülemedir. İncelenen organın kesitsel anatomik bilgisini çok büyük bir hassasiyetle verebilmektedir. Geliştirilen son teknolojiler yardımıyla B-mod görüntülerin oluşturulmasında sadece kristallerden gelen akustik bilgiler haricinde; bir takım post proses işlemler de kullanılmakta ve görüntü çözünürlükleri de bu oranda artmış bulunmaktadır.

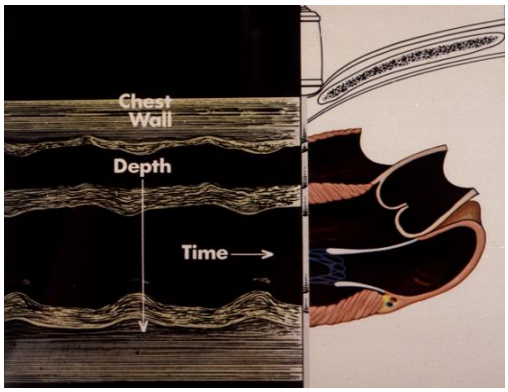


Şekil 2.6: B-mod Görüntü.

2.1.3. M-mod

M-mod görüntüleme esas itibariyle, tek çizgideki B-mod görüntünün zaman ile değişimini incelemek amacı ile kullanılan bir görüntüleme tekniğidir. M-mod görüntüleme tekniğindeki ana amaç anatomik görüntülemeden çok incelenen organın

zamana bağlı hareketinin analiz edilmesidir. Bu bağlamda esas kullanım alanı ekokardiyografi yani kalp incelemeleridir. Özellikle kalp kasının kasılması ve kapakçıkların fonksiyonları kaybedip kaybetmediğinin incelenmesinde günümüzde kullanılan bir numaralı görüntüleme tekniğidir.



Şekil 2.7: M-mod görüntü.

2.1.4. Doppler modu

Ultrason dalgaları ile Doppler etkisinden faydalanılarak kan akış hızı ölçülebilir. Bu etki aynen günlük hayatta ambulans sireninin yaklaşırken frekansının artması ve uzaklaşırken azalması etkisi gibidir. Kandan geri gelen ultrason dalgaları ~ 5-7 μm olan alyuvarlardan saçılır. Kan akışı ya dönüştürücüye doğrudur veya dönüştürücüden uzaklaşmaktadır. Dolayısıyla oluşturduğu Doppler frekansı da buna göre değişmektedir. Örneğin dönüştürücüye doğru gelen akış için frekans daha yüksek olarak tespit edilmektedir. Doppler vücut içindeki akışkan (genel itibariyle kan) dinamiklerini incelemek için kullanılan görüntüleme tekniğidir. Doppler denklemi:

f_0: İletilmiş ultrason frekansı

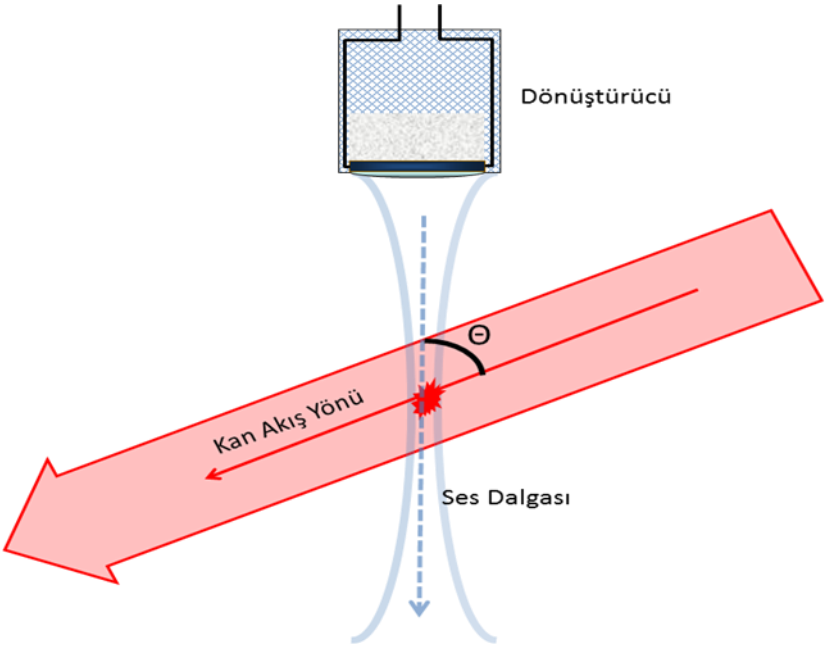
v: Yansıtıcının hızı (Akış hızı)

c: Sesin hızı

cosΘ: İletilmiş ses dalgası ve yansıtıcının yolu arasındaki açı olmak üzere

$$f_D = \frac{2.f_0.v.\cos\theta}{c} \qquad \textbf{(2.11)}$$

şeklinde hesaplanır.



Şekil 2.8: Doppler Açısı.

Doppler ölçümünde yollanan ses dalgası hareket halindeki alyuvarlardan yansıyarak dönüştürücüye geri döner.

s: Akış mesafesi

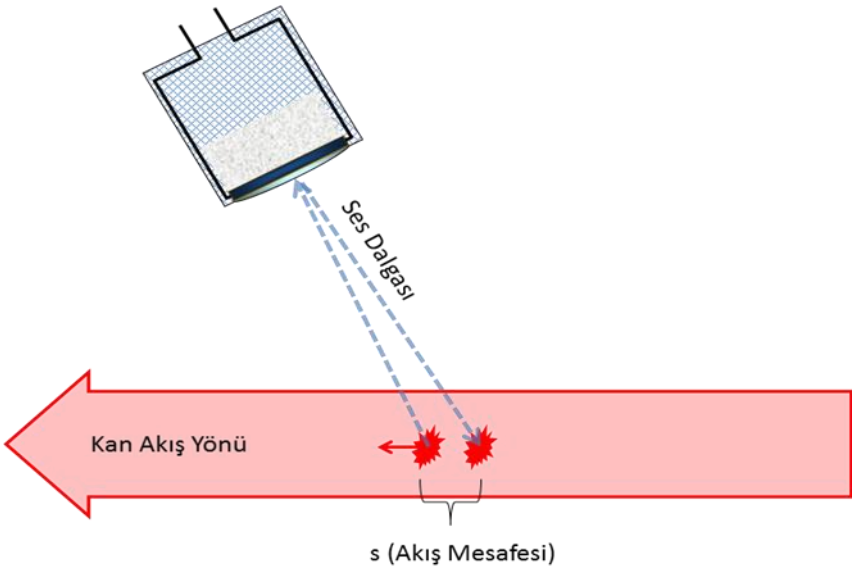
T: Darbeler arası süre

DYF: Darbe yenileme frekansı olmak üzere;

$$v = s/T \quad \textbf{(2.12)}$$

$$T = 1/DYF \quad \textbf{(2.13)}$$

akış hızı hesaplanabilmektedir. Bu şekilde akımın yönü ve hızı konusunda bilgi sahibi olunabilmektedir. Doppler tekniği sayesinde vücut içindeki akışkanlar hem sayısal değer içeren zaman domeninde spektrum olarak; hem de akımın yönü ve değerine bağlı bir renk kodlaması kullanılmak suretiyle renkli olarak görüntülenebilmektedir. Günümüzde kullanılan cihaz teknolojileri sayesinde Doppler bilgisi gri skala bilgisi ile birleştirilerek; incelenen organın hem anatomisi hem de içindeki akış dinamiği hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir



Şekil 2.9: Kan hücrelerinin hareketi.

$$f_{max} \leq DYF/2 \quad \textbf{(2.14)}$$

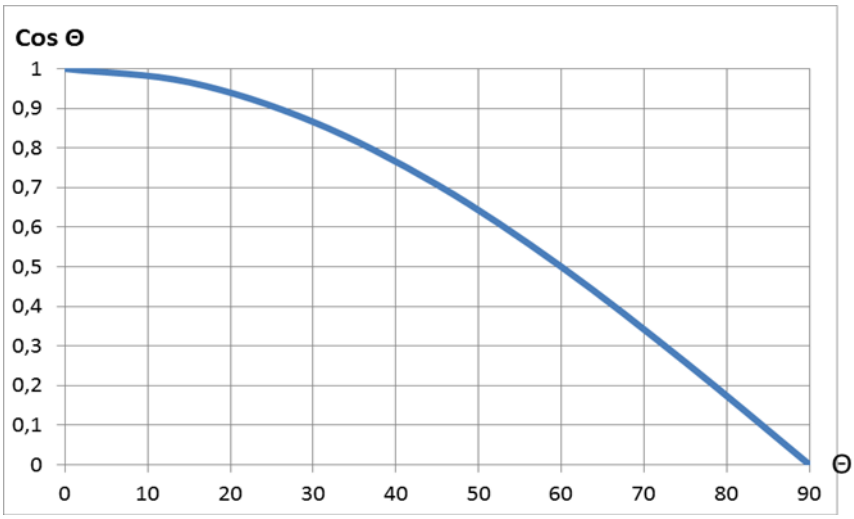
Klinik uygulamalarda iletilmiş ses dalgası ve yansıtıcının yolu arasındaki açı Θ, 30 ile 60 derece arasında olacak şekilde tarama yapılması istenmektedir. Bunun nedeni 30-60 derece arasında yapılan açı ayarlarının sonuçlara yansımasının kabul edilen ± %10 hata içerisinde kalması istendiğindendir.

Çizelge 2.3 : Θ açısına bağlı hata oranları.

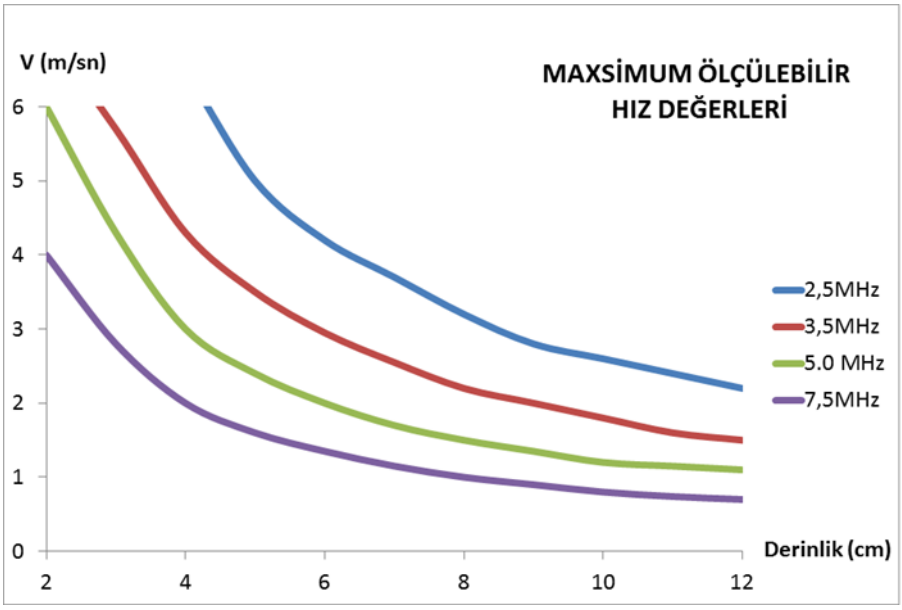
Açı Θ	Düzeltme Çarpanı 1/cos Θ	Düzeltme Hatası[1]
30^0	1.15	± % 3
45^0	1.41	± % 6
60^0	2.00	± % 9
72^0	3.24	± % 15
50^0	3.86	± % 21
80^0	5.76	± % 30

.

[1] Θ'nın ± % 3 doğrulukla ile ölçüldüğü varsayımı ile



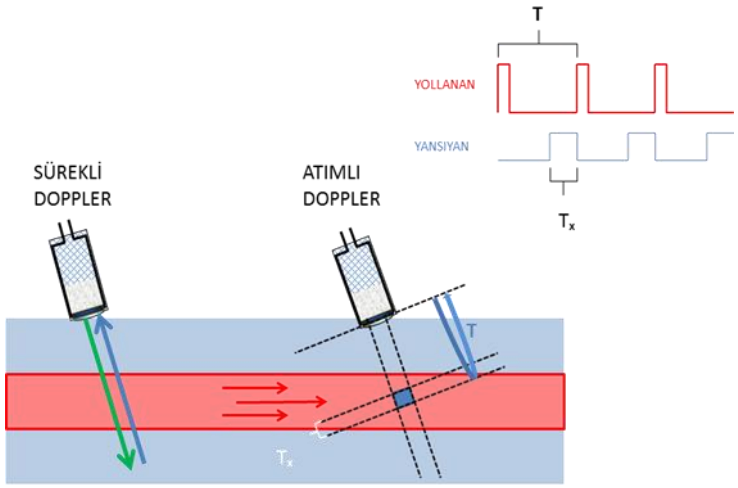
Şekil 2.10: cos Θ Değerleri.



Şekil 2.11: Frekansa ve derinliğe bağlı maksimum ölçülebilir hız değerleri.

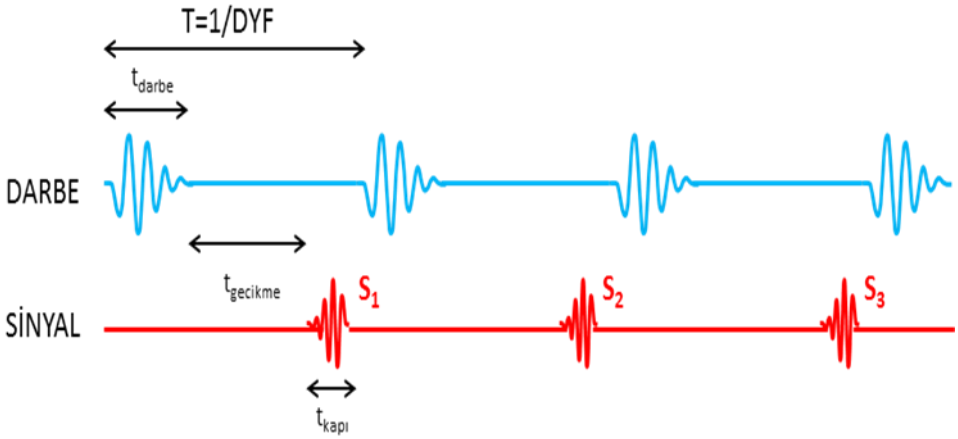
2.1.4.1. Atımlı ve sürekli Doppler

Spektral Doppler incelemeleri genel olarak iki ana başlık altında toplanmaktadır. Bunlardan ilki PW (Pulsed Wave) olarak adlandırılan atımlı Doppler; diğeri ise CW (Continous Wave) olarak adlandırılan sürekli Doppler tekniklerdir.



Şekil 2.12: Atımlı ve sürekli Doppler.

Atımlı Doppler görüntülemede; bir seri ultrason darbesi; genelde 128 ve katları darbe yenileme tekrarı frekansında gönderilir. Öncelikle B-Mod taramada ilgi bölgesi (ROI)'ne ultrason dalgaları odaklanacak şekilde, her bir dizininin elemanı uygun zaman geciktiricisi ile tetiklenir. İkinci olarak veri oluşturmasına baz her bir ultrason darbesinden sonra zaman geciktiricisi, alıcı aralığı ilgi bölgesinden daha yakın veya daha uzak dokulardan gelen bilgileri süzecek şekilde belirlenerek, sadece ilgilenilen bölgeden gelen sinyaller algılanacak şekilde seçilir.



Şekil 2.13: Atımlı Doppler.

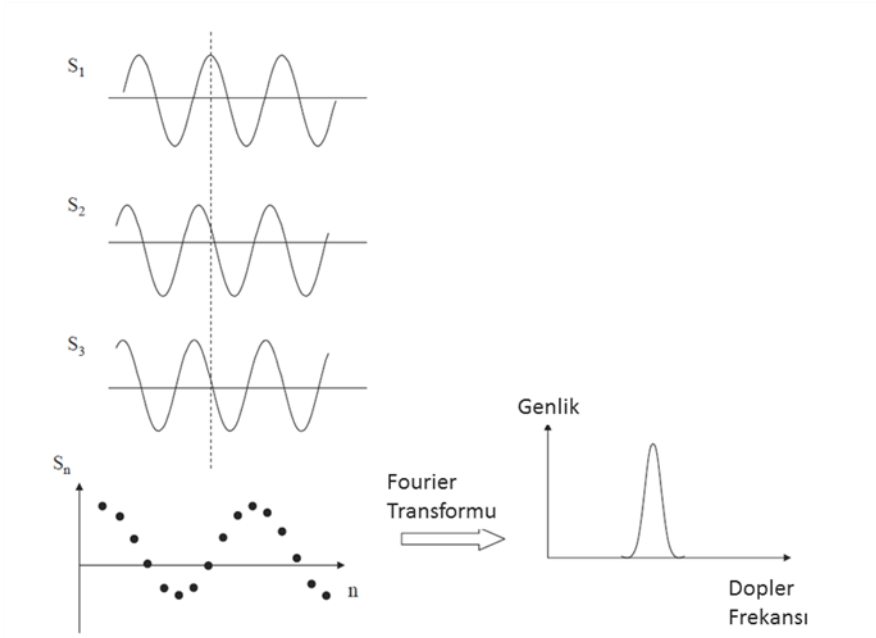
$$derinlik_{maks} = c\ (t_{gecikme}+t_{kapı})\ /\ 2 \qquad \textbf{(2.15)}$$

T: Darbeler arası süre

DYF: Darbe yenileme frekansı olmak üzere

Aşağıdaki şekil ilgilenilen bölgenin kan akış hızının ölçülmesi tekniğini anlatmaktadır.

Sinyaller S1, S2, Sn sinyallerinin hepsinin gönderilen ilk ultrason darbesine göre farklı bir faz kayması vardır. Sinyalin her bir zaman anında alınan genlik Fourier Transformu ile ilgi bölgesindeki her bir derinlikteki Doppler frekansı spektrumuna dönüştürülür. Frekans spektrumu da Doppler eşitliği kullanılarak akış spektrumuna dönüştürülebilir.



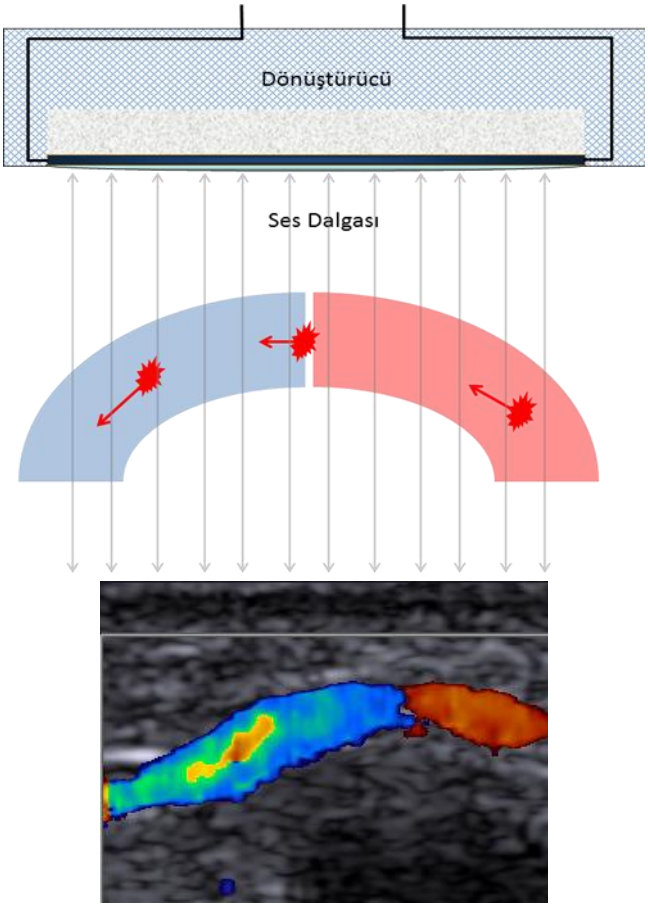
Şekil 2.14: Atımlı Doppler spektrum oluşumu (Introduction to Medical Imaging: Cambridge University Press kitabından alınarak düzenlenmiştir).

Sürekli (CW) Doppler ölçümleri, Doppler frekansının kaynağının yerinin belirlenmesinin önemli olmadığı durumlarda kullanılır. Yeni ultrason sistemlerinde hem CW hem de PW bilgileri aynı dönüştürücü kullanılarak temin edilebilmektedir. CW mod için dizin ikiye bölünür. Bir tanesinde sürekli ultrason darbesi gönderilir, diğerinde ise geri yansıyan sinyaller toplanır. Bu yöntemde ölçülen yansıtıcının akış hızı, darbe gönderilen tüm ilgi bölgesinin ortalama değeridir. CW Dopplerin PW Dopplere üstünlüğü derinlik veya ölçülebilir hız limitinin olmamasıdır.

2.1.4.2. Renkli Doppler

Elde edilen Doppler sinyallerinin; sinyal şiddeti ve yönüne bağlı olarak renk haritaları ile kodlanması suretiyle elde edilen görüntüleme tekniğine Renkli Doppler Görüntüleme adı verilir. Renk kodlamasında genel kabul itibariyle dönüştürücüye

doğru hareket kırmızı; dönüştürücüden uzaklaşan hareket ise mavi renk ile kodlanır. Ayrıca tipik bir Doppler renk haritasında; her rengin genliğe bağlı değişen değişik tonları da mevcuttur.

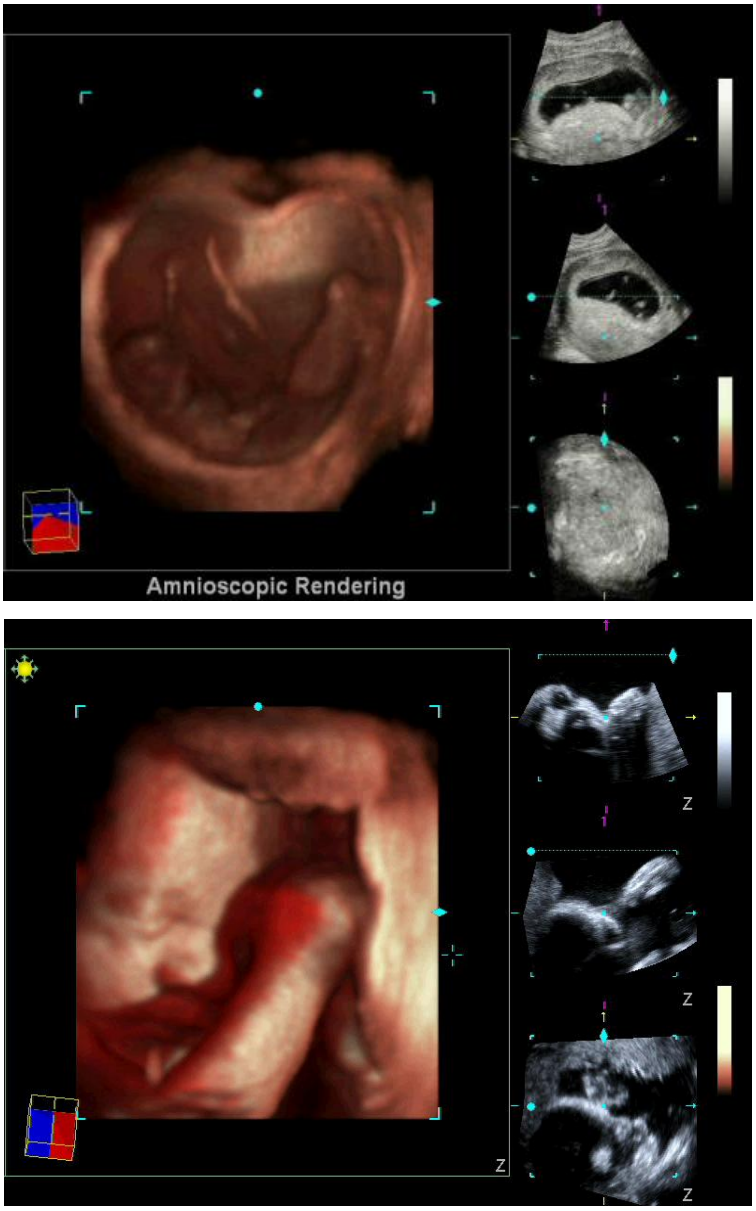


Şekil 2.15: Renkli Doppler görüntüleme.

2.1.5. 3D/4D

Son yıllarda görüntüleme de kullanılmakta olan tekniklerden biri de 3D/4D olarak adlandırılan görüntüleme modudur. Aslında B mod görüntülemenin sonucunda elde edilmiş olan 2D (iki boyutlu) kesit görüntülerinin bilgisayar teknolojisi yardımıyla tamamen sinyallerin algılama ertesinde işlenerek birleştirilmesi ile üç boyutlu hale getirilmesinden oluşan görüntüler özellikle obstetrik alanında kullanılmaktadır. Günümüzde; ultrasonografi sistemlerinde kullanılan işlemci hızlarının çok artması sonucunda 3D görüntü oluşturma işlemi tarama yapılırken insan gözünün algılayabildiği bir sürenin altında yapılabilmektedir. Bunun neticesinde tarama sırasında; neredeyse eş zamanlı olarak, 3D görüntüler oluşturulabilmektedir. Bu

görüntülemeye ise; işin içine zaman boyutu da girdiğinden 4D mod adı verilmektedir.



Şekil 2.16: 3D/4D görüntüleme.

3. DÖNÜŞTÜRÜCÜLER VE ÇEŞİTLERİ

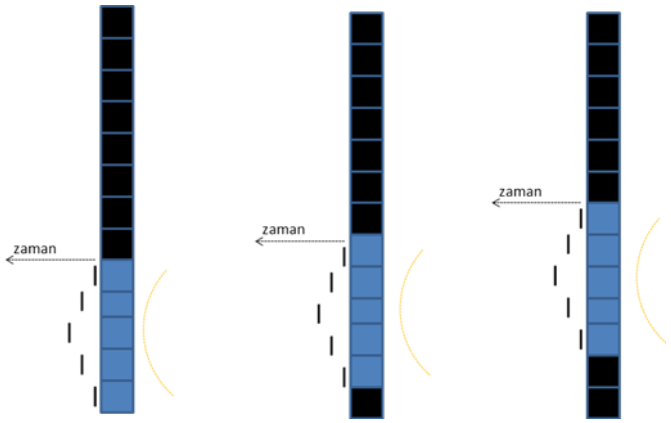
Ultrasonografik görüntülemede görüntü kalitesini en çok etkileyen kısım, hastayla da arayüz oluşturan dönüştürücü kısmıdır. Günümüz cihaz teknolojisinde limit piezoelektrik kristallerin boyutlarıdır. Diğer bir deyişle modern ultrasonografi sistemleri bilgi işleme yetisi açısından; dönüştürücülerden gelen akustik bilgilerin çok daha fazlasını işleme kapasitesine sahip olduğu halde belli bir yüzeye sığdırılabilecek kristal sayısı sınırlı olduğundan gelen bilgi de bu oranda sınırlı olmaktadır. Bu nedenle üretici firmalar dönüştürücülerdeki bu limiti kristallerin dizilim ve şekilleri ile ilgili bir takım teknolojiler geliştirmek ve bu sayede görüntü kalitesini arttırmak suretiyle aşmaya çalışmaktadırlar. Genel itibariyle dönüştürücüler iki başlık altında gruplandırılabilir.

3.1. Kristal Dizilimlerine Göre Dönüştürücüler

Kristal dizilimlerine göre dönüştürücüler; doğrusal, dairesel ve aşamalı olmak üzere üç değişik grupta değerlendirilirler.

3.1.1. Doğrusal dizilimli (linear array)

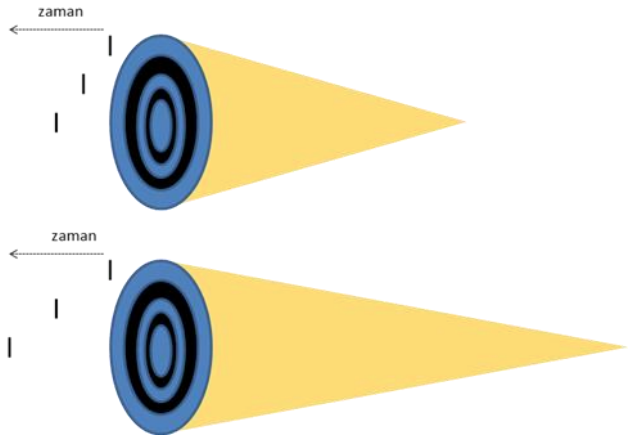
Doğrusal dizilimli dönüştürücüler birbirleri ile mekanik ve elektrik olarak izole edilmiş olan birden fazla piezoelektrik elementin doğrusal bir şekilde yerleştirilmesi suretiyle elde edilirler. Her bir piezoelektrik element arasındaki mesafe ultrason dalgasının dalga boyunun 1/2 ila 3/2'si olacak şekilde bir aralıkta değişir. Günümüzde kullanılan doğrusal dizilimli dönüştürücülerde elementlerin dizini 3-6 cm arası değişmektedir. Çalışma prensibi dizinde yer alan elementlerin gruplar halinde tetiklenmesine dayanmaktadır. Tetiklenmekte olan grupta yer alan kristaller ise; odaklamanın sağlanabilmesi için, dıştakiler içtekilere göre daha önce tetiklenmek suretiyle ses dalgaları oluşturulmaktadır. İlk grup tarafından yollanan ses dalgalarının tüm yansımaları alındıktan sonra aynı mantıkla ikinci grup tetiklenmektedir.



Şekil 3.1: Doğrusal dizilimli dönüştürücülerde kristallerin tetiklenmesi.

3.1.2. Dairesel dizilimli (annular array)

Günümüzde artık terkedilmekte olan mekanik dönüştürücülerde kullanılmakta olan dizilim şekilleridir. Genel itibariyle gerek doğrusal gerekse aşamalı dizilimlere göre çok daha az sayıda kristal içermektedirler. Kristallerin dairesel şekli sayesinde iki boyutlu odaklama yapmak imkanı bulunması en büyük avantajıdır. Dairesel kristallerin belli zaman farkları ile tetiklenmesi sayesinde odak noktası dinamik olarak değiştirilebilmektedir. (Bkz. Şekil 3.2)

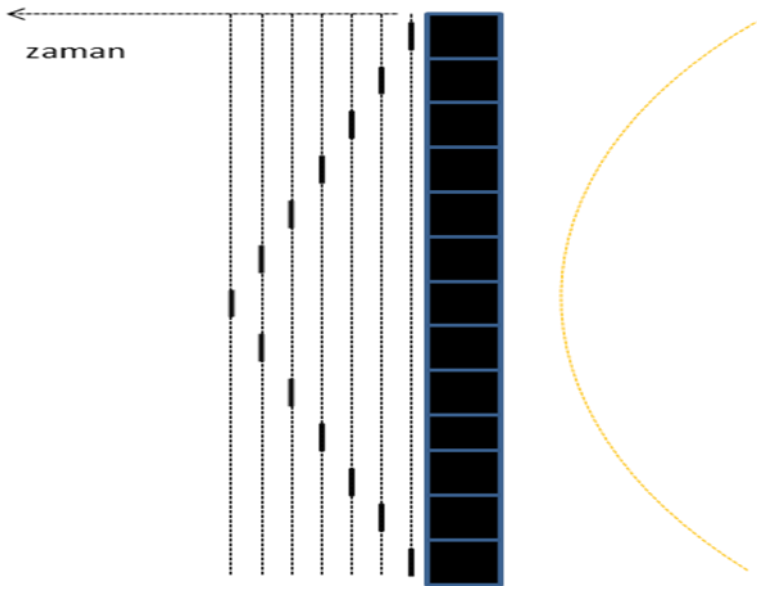


Şekil 3.2: Dairesel dizilimli dönüştürücülerde kristallerin tetiklenmesi.

3.1.3. Aşamalı dizilimli (phased array)

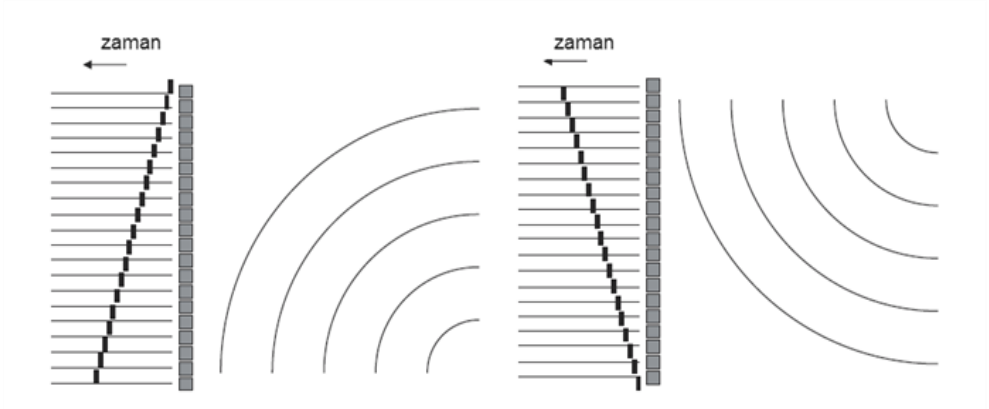
Aşamalı dizilimli dönüştürücüler doğrusal dizilimlilere göre daha küçük yapıdadırlar. Genellikle boyutları; uzunluk olarak 1-3cm, genişlik olarak ise 1 cm civarındadır. Genel kullanım amacı dar bir akustik pencereden geçerek geniş bir alanın görüntülemesidir ki kullanım alanlarına ait detay 3.2 maddesinde verilmiştir.

Aşamalı dizilimli dönüştürücülerde doğrusal dizilimlilerden farklı olarak tüm piezoelektrik elementler aynı anda tetiklenir. Yalnız bu tetikleme yapılırken; odaklamanın sağlanması için elementler belli bir zaman farkı ile Şekil 3.3'de görülebileceği gibi simetrik olarak tetiklenir.



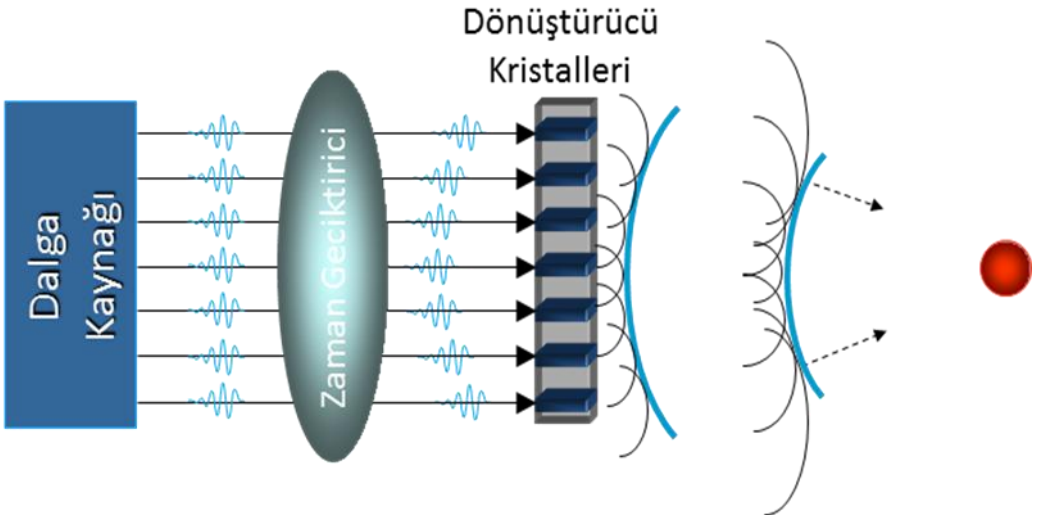
Şekil 3.3: Aşamalı dizilimli dönüştürücülerde kristallerin tetiklenmesi.

Aşamalı dizilimli dönüştürücülerde uzak alanda daha geniş bir görüntü elde edebilmek için yollanan ses dalgasının yönlendirilebilmesi gerekmektedir. Bu yönlendirme piezoelektrik kristallerin tetiklenmesi esnasında belli zaman gecikmeleri sağlanması yolu ile gerçekleştirilir. (Bkz Şekil 3.4)



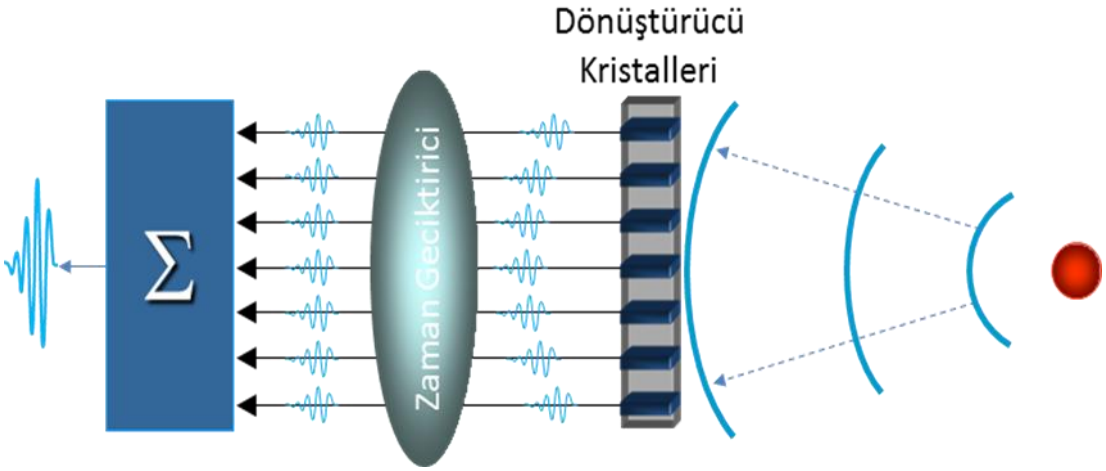
Şekil 3.4: Aşamalı dizilimli dönüştürücülerde ses dalgalarının yönlendirilmesi (Introduction Medical Imaging. Cambridge University Press kitabından alınarak düzenlenmiştir).

Dalga kaynağı sürekli dalga üretir. Zaman geciktirme devresi üzerinden dalgalar kristallere belirli bir zaman farkı ile varır. Her eleman bir dalga yayar. Gecikme sekansı sonucu dalgaların birleşimi ile Şekil 3.5' de görüldüğü gibi bir iletim odak noktasında oluşturulur.



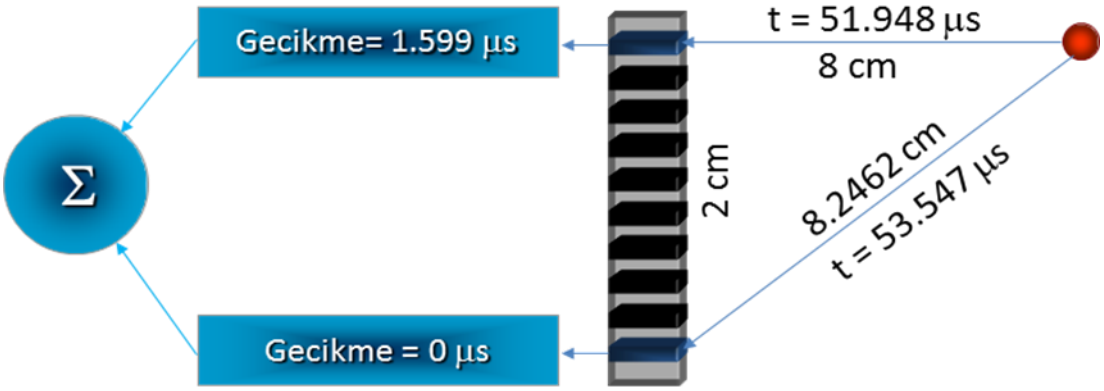
Şekil 3.5: Zaman geciktirici yardımı ile iletim odağının oluşturulması.

Gönderilen sinyal dokudan yansır. Kristaller dokudan gelen sinyalleri toplar. Her bir kristale gelen sinyalin zamanı farklıdır. Zaman geciktirici elemanlar kullanılarak bir eko sinyali oluşturulur. Bu şekilde yine zaman geciktirici kullanılarak yansıyan sinyallerin birleştirilmesi sağlanmış olur. (Bkz Şekil 3.6)



Şekil 3.6: Yansıyan sinyallerin zaman geciktirici yardımı ile toplanması.

Görüntü oluşturulurken dalgaların dokulardan farklı kristallere ulaşım süresi (gecikme) göz önüne alınarak sinyal oluşturulur.

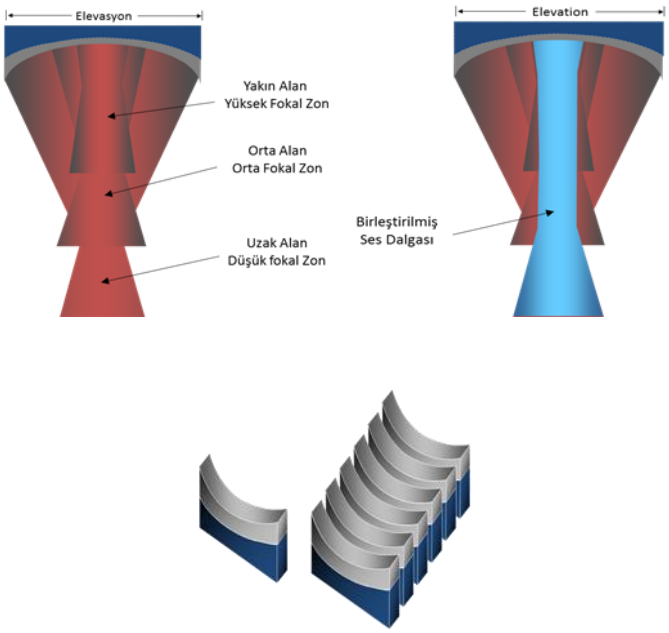


Şekil 3.7: Zaman geciktirme örnek modeli.

Doğrusal ve aşamalı dizilimli dönüştürücülerde elevasyon düzleminde odaklama ihtiyacı iki değişik yaklaşım ile aşılmaya çalışılmıştır. Bunlar;

- Kristal şekillerinin değiştirilmesi
- Birden çok sıra kristal dizilimleri şeklindedir.

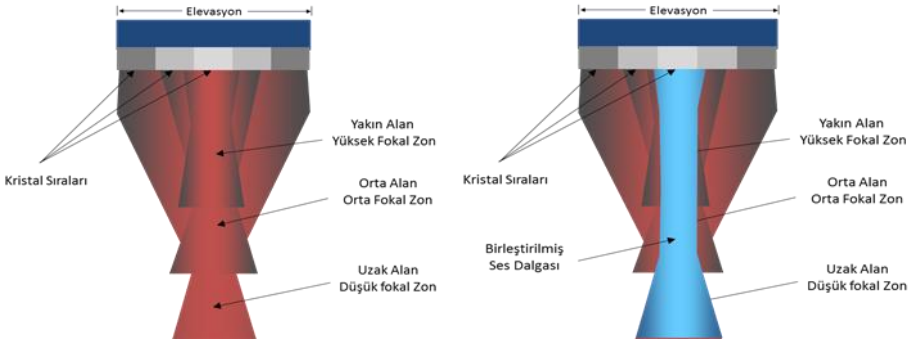
Sıklıkla kullanılmakta olan teknolojilerden biri kristal kesimlerinde; piezoelektrik kristallere içbükey bir şekil vererek; derinlikten bağımsız, daha homojen ve tüm derinliklerde yüksek eksenel ve yanal çözünürlükte görüntü elde etmektir.



Şekil 3.8: İçbükey kristallerle elevasyon planında odaklama.

Diğer bir teknoloji ise birbirine paralel birden fazla kristal sırası ile görüntüde değişik derinliklere aynı anda odaklanma presibi ile yüksek çözünürlükte görüntüler elde etme prensibine dayanan Matrix/Multi-D olarak adlandırılan kristal dizilim

teknolojileridir. Genelde kristallerin üç veya daha çok paralel sıra halinde dizilmesi prensibine dayanmaktadır. Bu tip kristal dizilimlerinin tek sıra dizilimlere göre en büyük avantajlarından biri de elevasyon düzleminde de odaklama yapılmasına imkan sağlamasıdır.



Şekil 3.9: Çok sıralı dizilimli kristallerle elevasyon planında odaklama.

3.2. Şekillerine Göre Dönüştürücüler

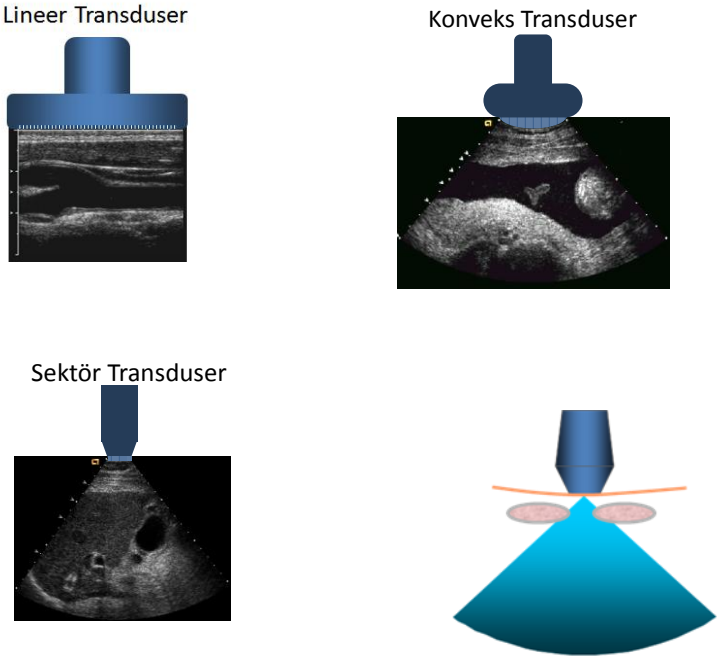
Dönüştürücüler uygulama alanlarına ve buna bağlı olarak şekillerine göre;

- Lineer (doğrusal)
- Konveks (dışbükey)
- Sektör olarak ayrılırlar.

Bu ayrım genel olarak dönüştürücülerin görüntüleme alanları ve görüntülenmek istenen organın vücut içerisindeki yerleşimine göre yapılmaktadır. En temel dizilim sekli Lineer (doğrusal) dizilimdir. Bu tip bir dönüştürücü ile genelde kare veya dikdörtgen şeklinde bir pencerede görüntüleme yapılabilmektedir. Yüzeysel organların ve vasküler yapıların incelemeleri genel itibariyle Lineer dizilimli dönüştürücüler ile yapılır. Bu şekilde hem yakın hem de uzak dokular aynı genişlikte incelenebilmektedirler. Lineer dönüştürücülerdeki ana limit derin dokulardaki görüntüleme genişliğinin dönüştürücünün genişliği ile aynı olmasıdır. Derin dokularda daha geniş görüntü ihtiyacını karşılamak için kristallerin dışbükey olarak dizilmesi ile konveks dizilimli dönüştürücüler kullanılır. Buradaki ana avantaj derin dokularda geniş görüntüleme alanına sahip olmaktır ki; batın ve obstetrik incelemelerde bu tip dönüştürücüler kullanılır.

Kalp ve bazı batın görüntülemelerinde ise kaburgaların arasına oturarak çok dar bir pencereden açılarak derin dokularda geniş görüntüleme alanı sağlayan

dönüştürücüler ise Sektör kristal dizilimli dönüştürücülerdir. Bu üç ana gruplama yanında özellikle endovajinal ve endorektal incelemelerde sıklıkla kullanılmakta olan; Konveks dönüştürücülerdeki dışbükey açının çok daha geniş ve dönüştürücü açıklığının daha dar kullanılmasıyla elde edilmiş olan mikrokonveks dönüştürücüler da bulunmaktadır. Esas itibariyle konveks dönüştürücü olan bu dönüştürücüler; konveks dönüştürücü teknolojisi kullanılarak sektör benzeri (dar açıklıktan geniş görüntüleme) görüntüler elde etmek için kullanılmaktadır.





Lineer Konveks Sektör



Mikrokonveks Endovajinal/Endorektal

Şekil 3.10: Dönüştürücü şekilleri.

Çizelge 3.1 : Dönüştürücü şekillerine göre kullanım alanları.

DÖNÜŞTÜRÜCÜ ŞEKLİ	AVANTAJ	DEZAVANTAJ	KULLANIM ALANLARI
LİNEER	Yakın alanda geniş görüntüleme alanı	Derin dokularda sınırlı görüntüleme	- Yüzeysel yumuşak dokular - Damar yapıları - Kas iskelet sistemi
KONVEKS	- Yakın alanda geniş görüntüleme alanı - Derin dokularda geniş görüntüleme alanı	Uzak alanda akustik çizgilerin birbirinden uzaklaşmasına bağlı olarak çözünürlük problemleri	- Batın - Obstetri - Jinekoloji -Derin damar yapıları
SEKTÖR	- Çok dar akustik bir pencereden görüntüleme imkanı	- Yakın Alanda çok dar görüntüleme alanı - Uzak alanda akustik çigilerin birbirinden uzaklaşmasına bağlı olarak çözünürlük problemleri	- Ekokardiografi - Batın

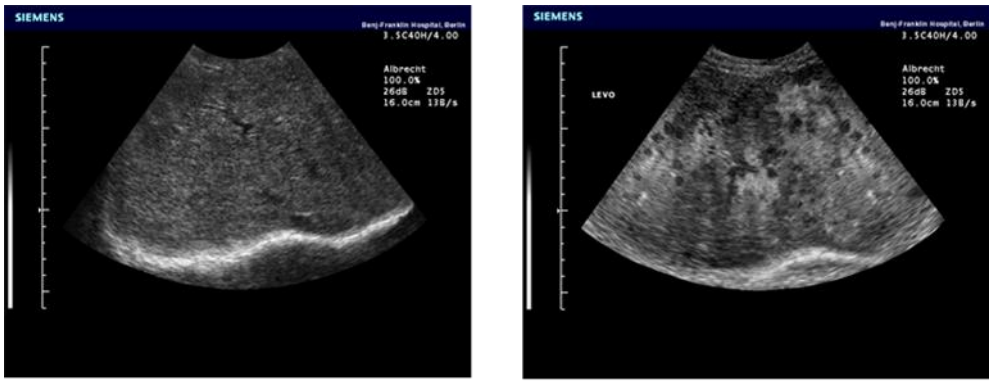
4. ULTRASONOGRAFİ SİSTEMLERİNDE YENİ TEKNOLOJİLER

Genel amacın olabildiğince hızlı ve azami bilgiye ulaşmak olduğu ultrasonografik görüntülemede bilimsel ve teknolojik olarak birtakım sınırlarla karşı karşıyayız. Bunlar her şeyden önce Ses dalgasının kullanılabilir frekans aralığı ses dalgasının iletim hızı; arka planda görüntü oluşturmadaki görüntü işleme hızı ve tüm bunlara bağlı sistem tarama hızı olarak karşımıza çıkmakta. Tüm bunları aşmakta teknolojik bir bariyer olarak durmakta olan dönüştürücüler açısından da piezoelektrik kristallerin ebatları fiziksel büyüklük ve dönüştürücü ile sistem arasında bilgiyi taşıyan kablo kalınlığı aşılması gereken problemler olarak kendini göstermektedir.

Günümüzde ultrasonografi sistemlerinde gelişime açık üç başlık bulunmaktadır. Bunlar:

- Esas limit olarak görünen dönüştürücüden gelen bilgi miktarını arttırmak
- Alınan görüntüyü kullanıcının bilgi ve becerisinden bağımsız hale getirmek
- Sistemlerin görüntülemenin yanında doku karakterizasyonu hakkında da bilgi verebilmesini sağlamak
- Ultrasonografi cihazlarını teşhis kadar, tedavi amaçlı da kullanabilecek altyapıyı oluşturmak.

Son başlık esas itibariyle ultrasonografi sistemlerindeki gelişmeden çok ilaç endüstrisindeki araştırma ve geliştirme faaliyetleri ile alakalı bir konudur. Burada varılmak istenen sonuç ultrasonografi sistemlerinin vasıtası ile organ özgül ilaç iletimini sağlamaktır. Günümüzde ultrasonografi sistemleri ile birlikte kullanılmakta olan kontrast ajanlar esas itibariyle sese duyarlı bir zar ile kaplı mikro köpüklerdir. Kontrast harmonik görüntülemede sistemler hastanın dolaşım sistemine enjekte edilmiş olan bu mikro köpükleri görüntülemek üzere optimize edilmiş durumdadır. Bu şekilde incelenen organlardaki kanlanma farklarından Şekil 4.1' deki gibi, B-mod görüntüleme ile görünemeyen bir takım lezyonların görüntülenmesi mümkün olmaktadır.



B-mod karaciğer görüntüsü

Kontrast Harmonik karaciğer görüntüsü

Şekil 4.1: Kontrast harmonik görüntüleme.

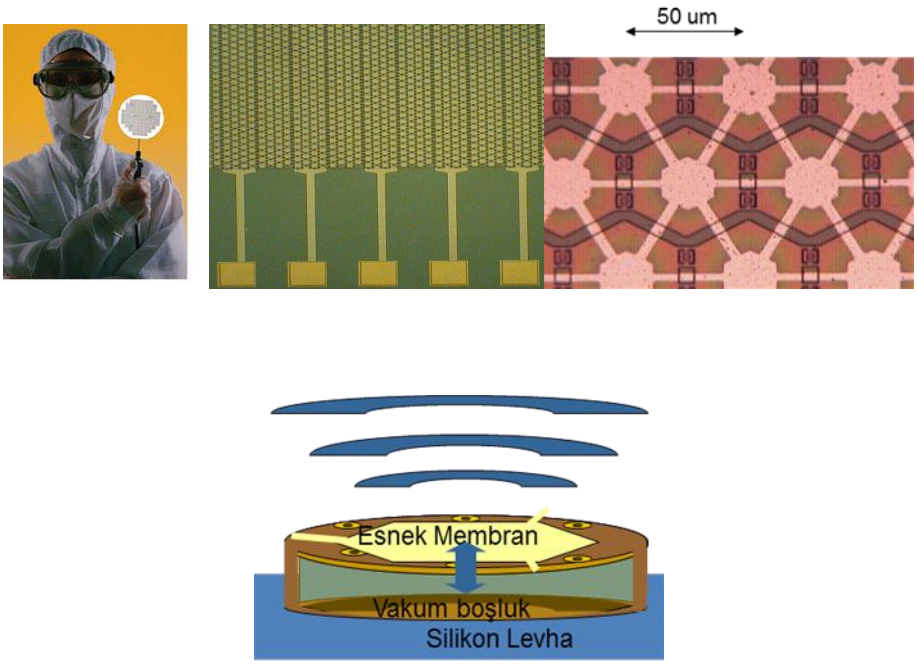
İlaç endüstrisinin üzerinde hararetle çalışmakta olduğu konu organ özgül ilacın, direk dolaşım sistemine verilmesindense kontrast görüntülemede kullanılan mikro köpüklerin içerisinde olarak hastaya uygulanmasıdır. Bu şekilde örneğin kemoterapide kullanılmakta olan bir ilacın hedeflenen lezyona ulaşıp ulaşmadığı kontrast görüntüleme yardımıyla görüntülenerek ses dalgalarının gücünü arttırmak vasıtası ile mikro köpükleri patlatmak ve ilacın direkt olarak lezyona etkimesini sağlamak mümkün olacaktır.

Ultrasonografi cihazlarındaki araştırma ve geliştirme hiç kuşkusuz ki ana hedef olarak sistemlerin tanı hassasiyet gücünü ve doğruluğunu arttırmak üzerine yoğunlaşmaktadır. Buna bağlı olarak ikincil bir amaç ise; tek cümle ile dönüştürücü teknolojisinde yapılacak değişikliklerle sistemlerin aynı anda elde etmiş olduğu bilgi miktarını arttırmak ve buna bağlı olarak sadece görüntüleme değil ama doku karakterizasyonu hakkında da kullanıcıdan bağımsız olarak tarama yaparak bilgi verebilen cihazlar üretmektir. Bu durumun ışığında, son yıllarda beş ana başlıkta ciddi gelişmeler yaşanmaktadır.

4.1. Silikon Dönüştürücüler

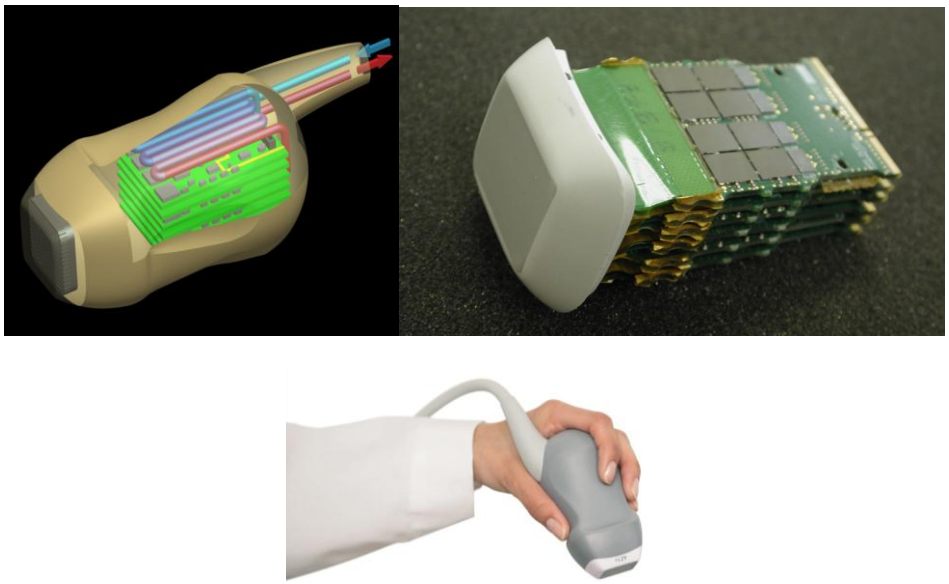
Günümüzde aşılması en zor konu ses dalgasının üretilme ve dokulardan yansıyan ses dalgalarından işlenebilir bilgiye ulaşılmasında piezoelektrik kristallerin kullanılmasıdır. Teorik olarak piezoelektrik kristallerin sayısını arttırmak ile görüntü kalitesi doğru orantılı olarak artsa da dönüştürücülerin kullanılabilir boyutlardan daha büyük hale gelme riski ve özellikle dönüştürücü ile cihaz arasında bilgiyi taşıyan kablonun artan kristal sayısına bağlı olarak kalınlaşması piezoelektrik

kristallerin yerini alacak yeni teknolojilerin araştırılması sonucunu doğurmuştur. Halen geliştirilmekte olan teknoloji silikon dönüştürücü teknolojisidir. Buna göre ses dalgalarının üretilmesi ve yansıyan ses dalgalarının algılanarak elektriksel bilgiye dönüştürülmesi, nano teknoloji ile üretilmiş davulcuklar sayesinde gerçekleştirilebilmektedir. Bu sayede yüzler mertebesinde piezoelektrik kristal sığdırılabilen bir alana onbinler seviyesinde ses üreten davulcuk sığdırılabilmekte ve alınan bilgi de bu oranda artmaktadır.



Şekil 4.2: Silikon dönüştürücüler.

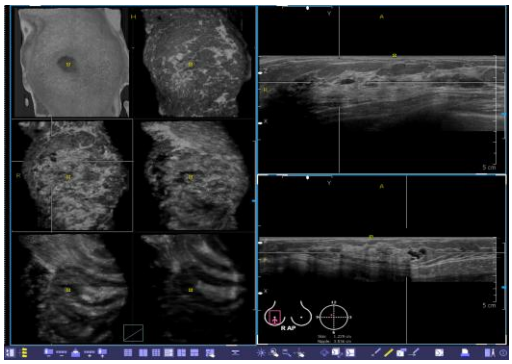
Bu teknoloji her ne kadar konuya kökten bir çözüm olarak görünse de bu noktada tüm bu davulcuklardan elde edilen bilgilerin cihaza nasıl iletileceği konusu ortaya çıkmaktadır. Günümüz teknolojisinde görüntü işleme cihazın içinde yapılmaktadır. Bu durum her bir silikon davulcuktan alınan bilginin (raw data) ayrı iletim hattıyla sisteme iletilmesi ve tüm bu iletilen bilginin sistem içerisinde görüntü işleme işlemine tabii tutulmasını gerekir ki onbinlerle ölçülen data hatlarını ihtiva eden bir dönüştürücü kablosunun kalınlığı pratikte incelemenin yapılmasına olanak sağlayamayacak kadar kalın olacaktır. Bu durumun çözümü görüntü işleme ünitesinin fiziken dönüştürücünün içerisine yerleştirilebilecek kadar ufaltılarak; ısınma vs gibi problemlerinin çözülmesi ile aşılabilir ki, tüm üretici firmaların da halihazırda üzerinde çalıştıkları teknoloji bu tür dönüştürücüleri geliştirmek yönündedir.

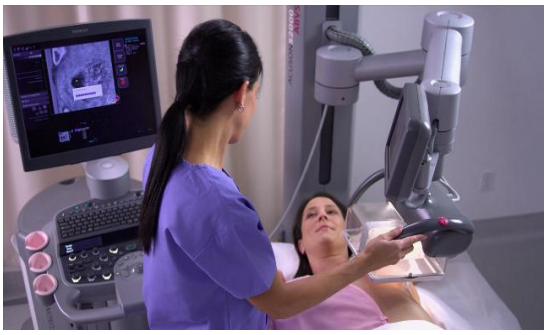


Şekil 4.3: Silikon dönüştürücü soğutma sistemi ve fiziksel boyutları.

4.2. 3D/4D Otomatik Tarama

Ultrasonografinin hem avantaj hem de dezavantaj olarak değerlendirilebilecek özelliklerinden biri de dinamik bir inceleme olmasıdır. Bu özelliği yüzünden klinisyen tetkik sırasında tanıyı gerçekleştirmekte bu da tanıyı tamamen sübjektif bir yapıya büründürmektedir. Ultrason incelemelerinde her ne kadar iki boyutlu kesit görüntülerinden tanıya ulaşılsa da taramanın dinamik ve tamamen free hand tabir edilen serbest bir şekilde gerçekleştirilmesi klinisyene tarama sırasında çok boyutlu; hatta hacimsel bir yargıya varma imkânı tanımaktadır. Üzerinde araştırma ve geliştirme yapılan konulardan biri de ultrasonografi incelemesini kullanıcılardan bağımsız ve kayıpsız olarak her planda kesitsel incelemeye imkân sağlayacak düzeyde hacimsel tarama şekline dönüştürmek üzerinedir. Burada sistem taranacak organı otomatik olarak daha önceden belirlenmiş olan bir protokol dahilinde hacimsel taramakta ve alınan hacimsel görüntüden bir iş istasyonu yardımıyla klinisyenlere olası her türlü planda post proses olarak sanal tarama yapma imkanı sağlamaktadır. Günümüzde bu teknoloji sadece belirli uygulamalar için geçerlidir ama hızla gelişmektedir.

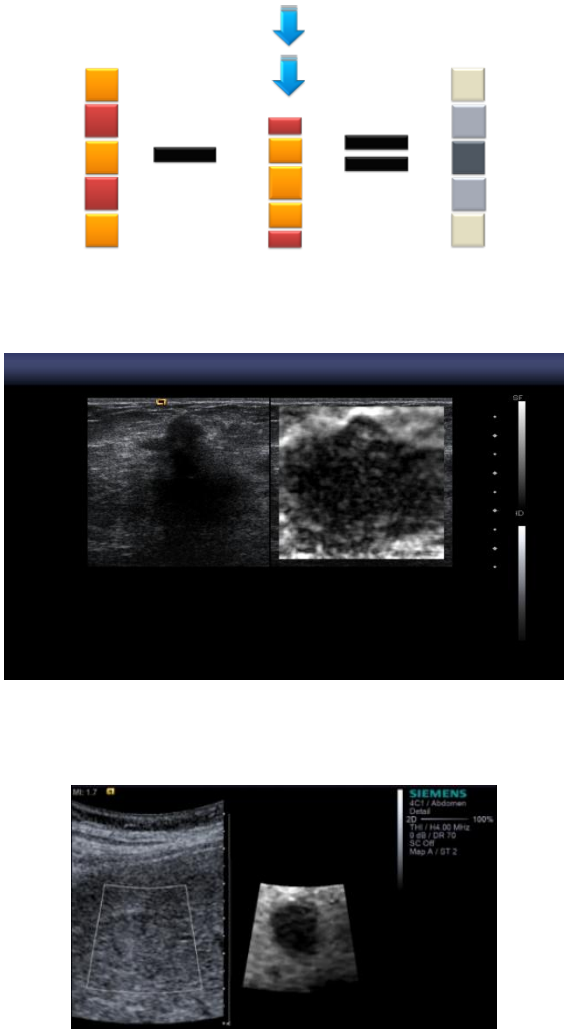




Şekil 4.4: Otomatik meme tarama sistemi.

4.3. Doku Elastografi

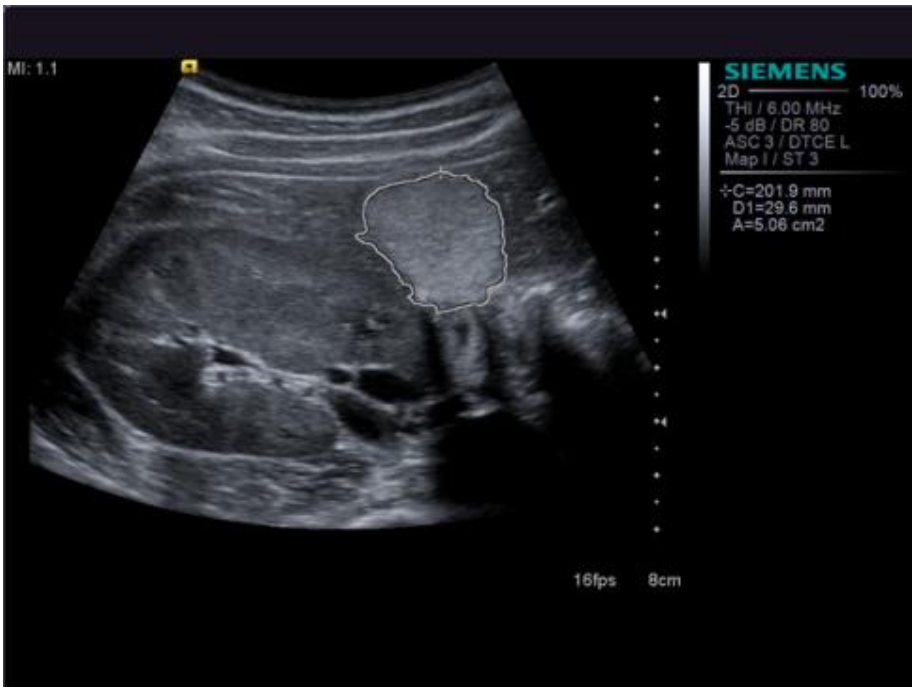
Ultrasonografinin gelişmeye açık ve son senelerde üzerinde bir hayli aşama kaydedilmiş olan özelliklerinden biri de doku morfolojisi hakkında ayırıcı bilgi verebilme konusudur. İlk defa meme incelemeleri ile başlayan ve manüel olarak incelenen organa bir basınç uygulanarak ilgili dokulardaki değişimleri ve dokunun elastisitesini değişik renk paternleri ile kodlama prensibine dayanan görüntüleme metodu günümüzde birçok değişik alanda kötü ve iyi huylu dokuları birbirinden ayırmak için kullanılmakta ve ilgili noktalarda ölçülen ses iletim hızları üzerinden bir takım klinik sonuçlara varılmaya çalışılmaktadır. Yeni geliştirilen doku gerilme (Tissue Strain) görüntüleme tekniği ile morfolojik değerlendirme de ses dalgasının incelenen dokularda oluşturduğu gerilim farklarından yola çıkarak ilgili dokuların elastisitesindeki değişiklikleri incelemek şeklinde olabilmektedir. Bu şekilde manüel basınç uygulama gereği olmadığı gibi çok daha derin organlar hakkında morfolojik değerlendirme yapılabilme imkânına sahip olunmaktadır.



Şekil 4.5: Doku elastografi.

4.4. Adaptif Sistemler

Teknolojik gelişmelerin bir diğer hedefi ise optimum görüntünün elde edilmesi ve alınan bu görüntüler üzerinden yapılan ölçüm ve hesaplamalardaki insan hatalarını minimuma indirmek üzerinedir. Günümüzde kullanılmakta olan üst seviye ultrasonografi sistemlerinde genel kazanç dinamik kazanç gibi parametreler inceleme esnasında eş zamanlı olarak maksimum kontrast çözünürlük değerlerini sağlayacak şekilde sistem tarafından otomatik olarak ayarlanmaktadır. Ölçüm konusunda ise özellikle kenar algılama algoritmaları yardımı ile her türlü ölçüm sistemler tarafından otomatik olarak yapılabilmektedir. (Bkz Şekil 4.6) Benzer şekilde kullanıcının manüel olarak yaptığı ölçümlerde standart dışı ölçüm metodu ve değerler sistem tarafından algılanarak kullanıcıya sistem tarafından gerekli uyarılar verilebilmektedir.



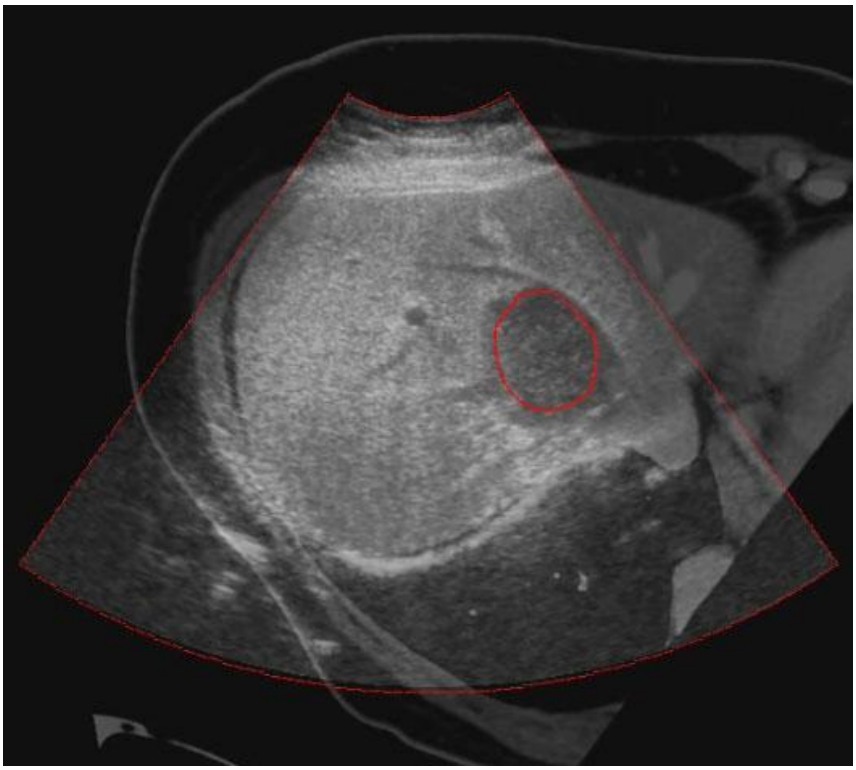
Şekil 4.6: Otomatik lezyon ölçümü.

4.5. Füzyon Görüntüleme

Görüntüleme alanındaki gelişmeler değişik organların görüntülenmesinde tek görüntüleme modalitesinden ziyade birden çok görüntü modalitesinden alınan görüntülerin birbirlerini tamamlayıcı ve teşhisi kolaylaştırıcı rol oynadığını göstermiştir. Yine benzer bir şekilde bazı lezyonlar faklı görüntüleme tekniklerine sahip cihazlarda daha rahatlıkla görüntülenebildiği halde; girişimsel uygulamalar bu cihazlarla yapılamamaktadır. Tüm bu gelişmeler ışığında faklı modalitelerden alınmış olan görüntüleri birbiri ile birleştirmek yeni bir uygulama ve gelişme alanı olarak modern tıpta yerini almıştır. Bunun en geniş kullanılmakta olanı PET (Pozitron Emisyon Tomografi) ve BT (Bilgisayar Tomografi)sistemlerinden alınan görüntüleri birleştiren PET/CT sistemleridir. Diğer bir uygulama PET/MR üzerine olmuştur.

Ultrasonografi sistemlerinde ise çok yeni olarak CT görüntüleri ile Ultrason görüntüleri üst üste gerçek zamanlı olarak oturtulup aynı lezyonun hem CT, hem de Ultrason görüntüleri karşılaştırılabilmektedir. Teknolojik olarak hastanın pozisyonundan en az etkilenen ve anatomik olarak kolay görüntülenebilen sabit organ komşulukları olan bölgelerde bu teknik başarı ile uygulanabilmektedir. Bu

şekilde Ultrasonografik olarak zor görülebilecek lezyonlara ultrasonografi eşliğinde biopsy gibi uygulamalar rahatlıkla yapılabilmektedir.



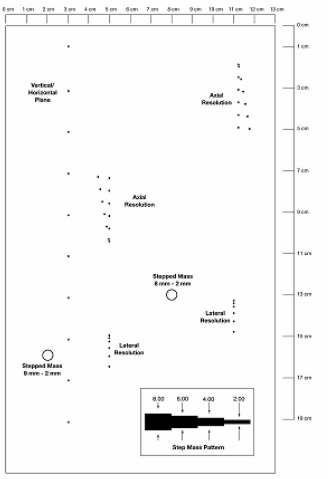
Şekil 4.7: Füzyon görüntüleme.

5. ULTRASON GÖRÜNTÜLEME PRATİKLERİ

Bu bölümde yukarıdaki bölümlerde özetlenmiş olan bir takım teorik bilgilerin; pratikteki etkileri; Ultrason Fantomu yardımıyla gösterilmeye çalışılacaktır.

5.1. Kullanılan Fantom özellikleri

Görüntüleme pratiklerinde CIRS firmasının üretimi olan 042 model numaralı genel görüntüleme Fantomu kullanılmıştır. Söz konusu fantom; üç değişik tarama yüzeyine sahip olup 20 cm derinliğe kadar görüntüleme olanağı sunmaktadır. Fantom eksenel ve yanal çözünürlük ölçümleri için birden çok örnekleme noktası da içermektedir.



Şekil 5.1: CIRS marka ultrason fantomu.

5.2. Kullanılan Ultrasonografi Sisteminin Özellikleri

Görüntüleme pratikleri ile ilgili olarak Siemens marka Sonoline Elegra model ultrasonografi sistemi kullanılmıştır. Söz konusu sistem genel amaçlı olarak üretilmiş olan Doppler ve renkli Doppler dâhil birçok görüntüleme moduna sahip gelişmiş bir ultrasonografi cihazıdır. Sistemle beraber 3.5C40 konveks; 7.5L40 Lineer; 3.5P10 sektör dönüştürücüler kullanılmaktadır.

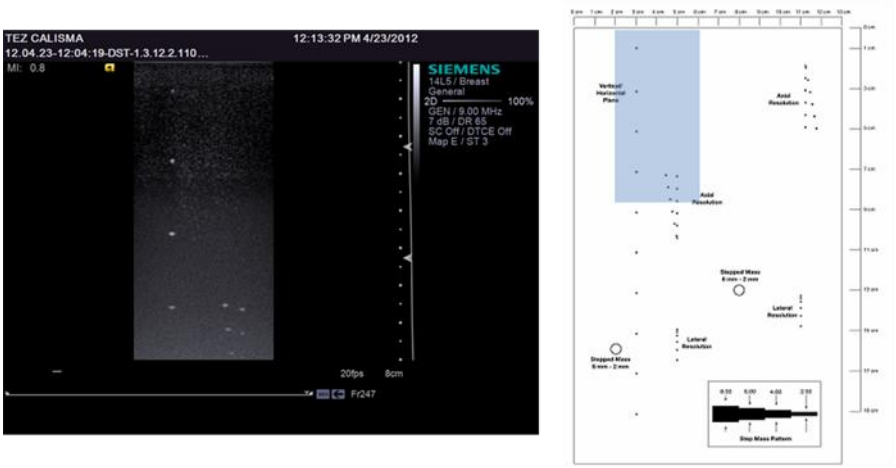


Şekil 5.2: Siemens Elegra ultrasonografi sistemi.

5.3. Görüntüleme Pratikleri

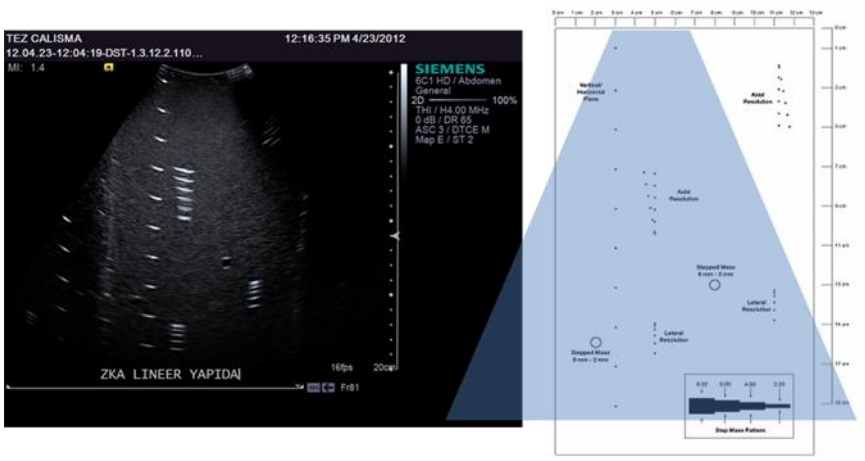
5.3.1. Dönüştürücü çeşitlerinin görüntüye etkileri

Genel itibariyle kullanılan dönüştürücülerin şekilleri kristal dizilimleri ve frekans aralıkları kullanım alanlarına göre belirlenir. Doğrusal kristal dizilimli lineer dönüştürücüler daha çok yakın dokuların görüntülenmesinde kullanılmaktadırlar. Bu amaca yönelik olarak merkez frekansları genel itibariyle yüksek olarak tasarlanırlar. Şekil 5.3' de 9 MHz merkez frekansında görüntüleme yapabilen 4 cm doğrusal kristal dizilimine sahip bir lineer dönüştürücünün fantom üzerinde etkili görüntüleme yapabildiği alan net bir şekilde görüntülenebilmektedir.



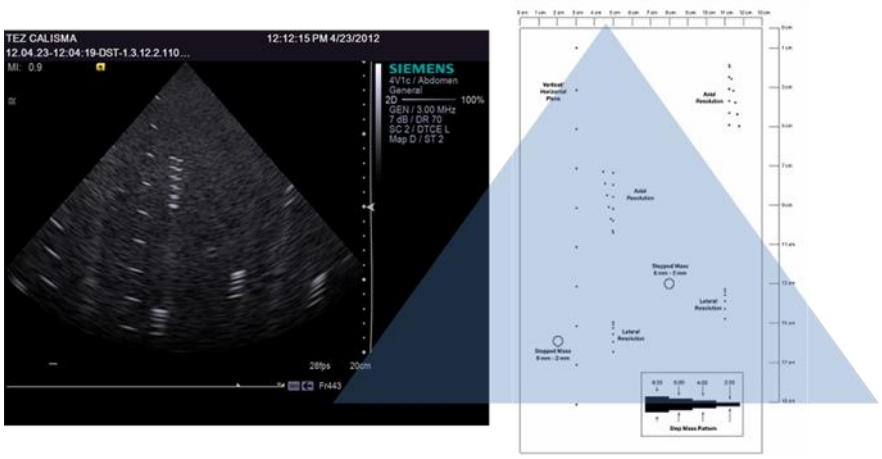
Şekil 5.3: Lineer dönüştürücü fantom görüntüsü.

Aynı fantom görüntüsü üzerinde merkez frekansı 4 MHz olan Konveks bir dönüştürücü ile görüntüleme yaptığımız takdirde Şekil 5.4' deki gibi görüntüleme alanına ulaşılabilmektedir.



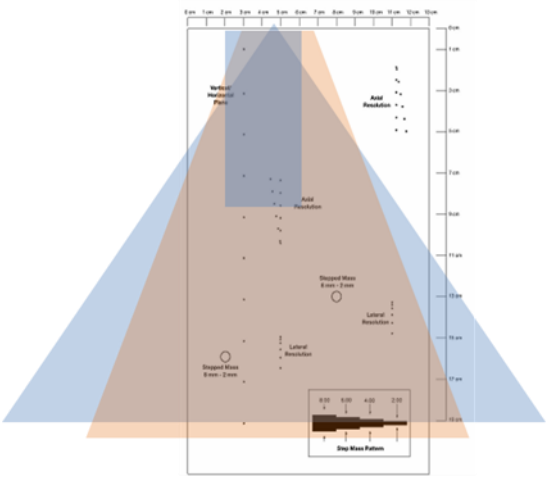
Şekil 5.4: Konveks dönüştürücü fantom görüntüsü.

Aynı görüntülemeyi merkez frekansı 3 MHz olan aşamalı dizinli bir sektör dönüştürücü ile yapacak olursak da Şekil 5.5' deki fantom görüntüsü elde edilmektedir.



Şekil 5.5: Sektör dönüştürücü fantom görüntüsü.

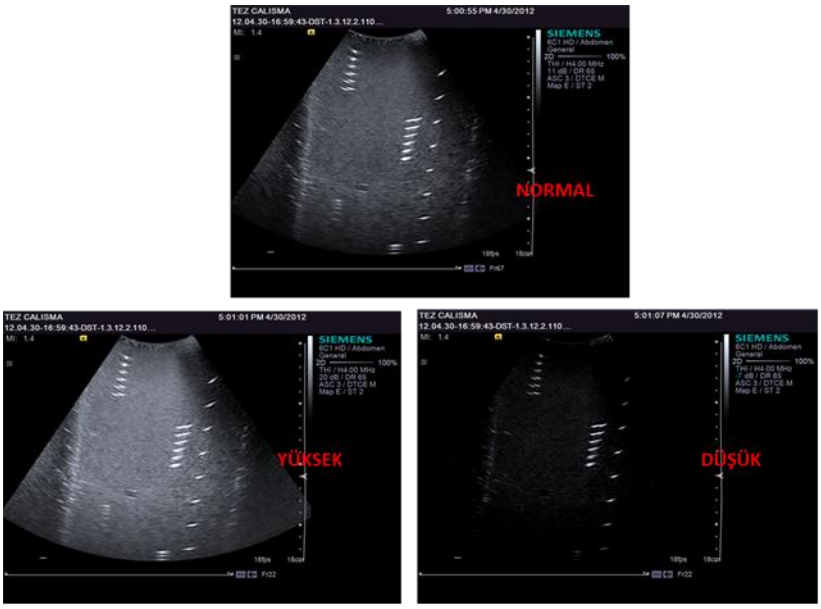
Her üç dönüştürücü ile fantom üzerinde görüntülenebilen alanları üstü üste koyduğumuzda; birbirleri ile olan avantaj ve dezavantajları Şekil 5.6' da net bir şekilde görünmektedir.



Şekil 5.6: Lineer, konveks ve sektör dönüştürücülerin fantom görüntüleri karşılaştırması.

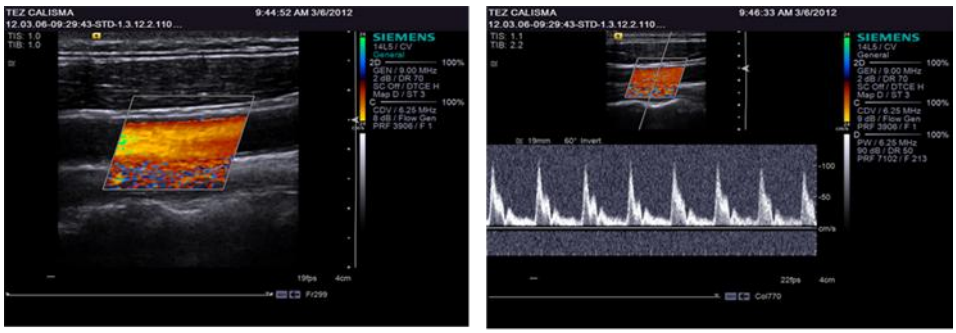
5.3.2. Kazanç ayarının görüntüye etkisi

Tüm sistemlerde kazanç adı altında bir ayar bulunmaktadır. Dönüştürücüye gelen sinyallerin kazanç ayarını değiştirmeye yarayan bu ayar incelenen dokunun özelliklerine göre düşük ayarlanırsa karanlık ve klinik detaylardan yoksun bir görüntü oluşur. Tersi şekilde kazanç ayarı çok yüksek olarak ayarlanırsa da görüntü çok daha parlak ve gürültülü bir hale gelir. Aynı şekilde bu tip bir ayarda da parlaklık yüzünden çözünürlük algılaması düşecektir. (Bkz Şekil 5.7)



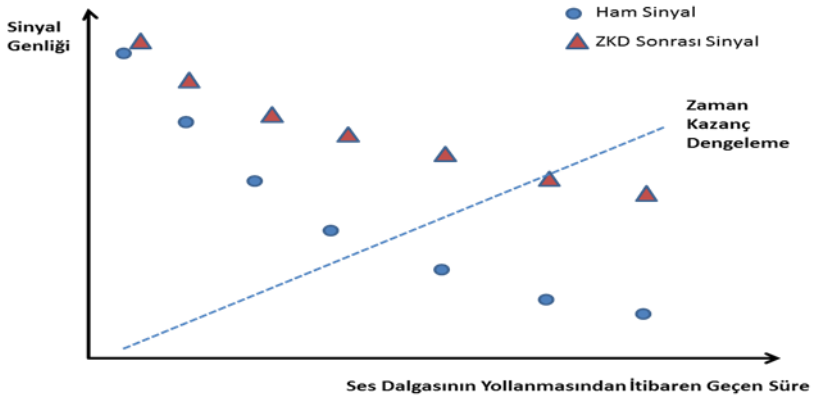
Şekil 5.7: Kazanç ayarının görüntüye etkisi.

Doppler ve renkli Doppler görüntüleme modlarında da ayrı ayrı kazanç ayarları bulunmaktadır. Benzer şekilde düşük kazanç ayarı ile çalışıldığı taktirde karanlık ve daha az bilgi içeren görüntüler elde edildiği gibi; yüksek kazanç ayarlarında gürültülü görüntüler elde edilmektedir. (Bkz Şekil 5.8)



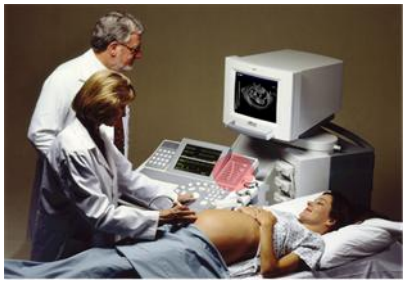
Şekil 5.8: Kazanç ayarının renkli ve PW Doppler görüntüye etkisi.

Ultrasonografi sistemlerinde genel kazanç ayarlarının yanı sıra Zaman Kazanç Dengeleme (Time Gain Compensation TGC) adı altında bir parametre daha bulunmaktadır. Temel prensip olarak dönüştürücüye yakın derinliklerden yansıyan ses sinyallerini daha düşük; uzak derinliklerden yansıyan ses sinyallerini ise yüksek oranda güçlendirmek şeklinde uygulanmaktadır. Bu şekilde gerek yansıma gerekse absorbsiyon gibi nedenlerle derinliğe bağlı olarak yoğunluğu azalan ses dalgalarının yansımaları ile yakın alandan gelen ses dalgalarınınki eşitlenmekte ve homojen bir görüntü oluşturulabilmektedir. (Bkz Şekil 5.9)



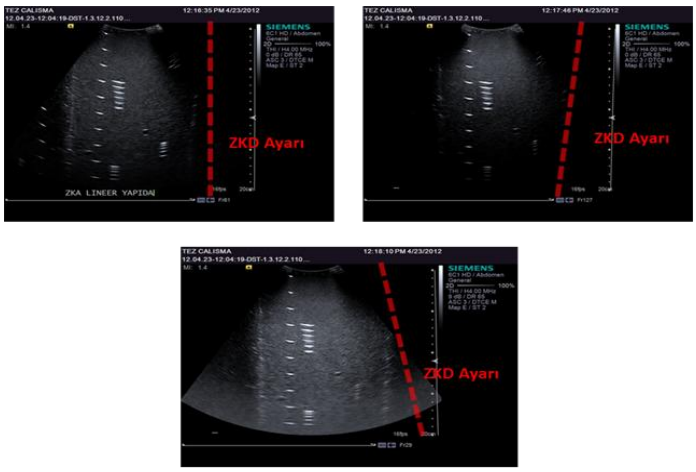
Şekil 5.9: Zaman kazanç dengeleme.

Genel itibariyle ultrasonografi cihazlarında kazanç ile ilgili iki değişik ayar imkânı bulunmaktadır. Bunlardan ilki toplam kazanç ayarıdır. Diğer ayar ise Zaman Kazanç Dengeleme ayarıdır ki, genel itibariyle derinliğe bağlı değiştirilebilen birden fazla sürgülü kazanç ayarı şeklinde tüm sistemlerde bulunmaktadır. (Bkz Şekil 5.10)



Şekil 5.10: ZKD Ayar tuşları.

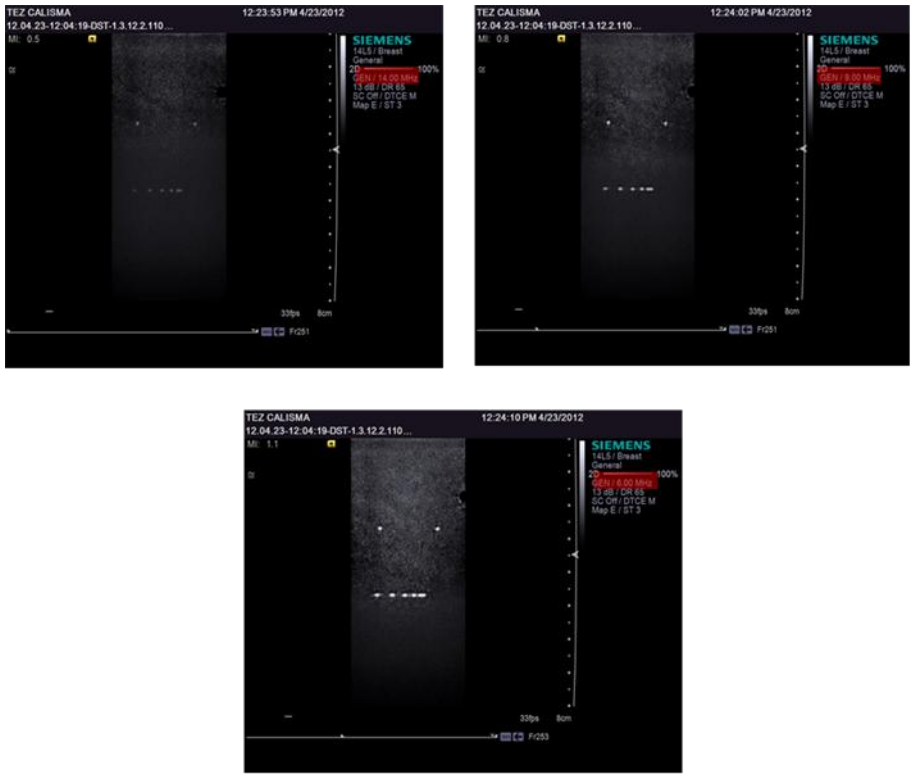
Sekil 5.11' de görülebileceği gibi fantom üzerinde yapılan görüntüleme de zaman kazanç dengeleme ayarının etkisi net bir şekilde görülebilmektedir. İlk görüntüde ZKD ayarı tüm görüntü boyunca eşit olarak ayarlanmış durumdadır. Bu halde iken derin dokuların; bu dokulardan gelen sinyallerin ultrason dalgasının doku içindeki yayılımı sırasında uğradığı sönüme bağlı olarak zayıflaması sonucunda; alınan görüntü üzerinde göreceli olarak daha karanlık olduğu izlenmektedir. Üçüncü görüntüde ise ZKD ayarı vasıtası ile derin dokulardan gelen sinyaller yükseltilmekte ve elde edilen görüntü homojen bir yapıya kavuşmaktadır.



Şekil 5.11: Zaman kazanç dengeleme ayarının görüntüye etkileri.

5.3.3. Frekansın görüntüye etkisi

Ultrasonografi sistemlerinde kullanılan dönüştürücüler çoğunlukla birden fazla frekans değerinde görüntüleme yapma özelliğine sahiptirler. Kullanılan frekans arttıkça yollanan ses dalgalarının derin dokulara ulaşabilme özelliği düşer. Buna karşılık çözünürlük yani görüntü ve detay netliği artar. Şekil 5.12' de görülen fantom görüntülerinde sırasıyla 14MHz; 9 MHz ve 6 MHz'lik merkez frekansları ile alınan görüntülerin çözünürlük ve girginlik olarak farkları açıkça görülebilmektedir.



Şekil 5.12: Frekansın çözünülürlük ve girginliğe etkileri.

Eksenel çözünürlük ile frekans arasındaki bağlantı;

$$\text{Eksenel Çözünürlük} = c/f \qquad \textbf{(5.1)}$$

şeklinde formülize edilmişti. Sekil 5.12'deki örneklerden yola çıkacak olursak; merkez frekansı 1,5 MHz olan bir dönüştürücü ile elde edilebilecek eksenel çözünülürlük;

$$\text{Eksenel Çözünürlük} = 1540.10^{3}(\text{mm/sn})/1{,}5.10^{6}(\text{Hz}) = 1{,}02 \text{ mm}; \qquad \textbf{(5.2)}$$

merkez frekansı 14 MHz olan bir dönüştürücü ile elde edilebilecek eksenel çözünülürlük;

Eksenel Çözünürlük = 1540.10^3(mm/sn)/14.10^6(Hz)= 0,11 mm **(5.3)**

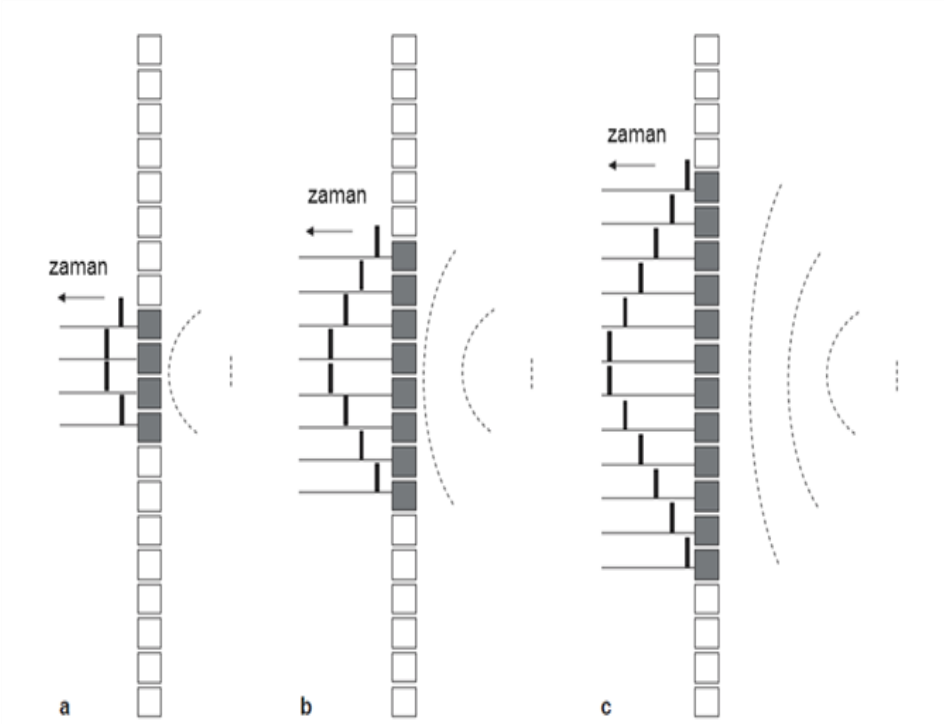
olarak hesaplanır. Şekil 5.13'de de frekansın; aralarında 1,2mm olan iki noktayı ayırmadaki etkisi net olarak görüntülenmektedir.



Şekil 5.13: 1,5 MHz ve 14 MHz'lik fantom görüntülerinin eksenel çözünülürlüğe etkileri.

5.3.4. Odak nokta ve sayısının görüntüye etkisi

Tarama esnasında görüntülenen tüm doku boyunca her derinlik seviyesinde optimum lateral çözünürlük seviyesine ulaşabilinmesi için dinamik odaklama teknolojisinden yararlanılmaktadır. Şekil 5.14' de de görülebileceği gibi öncelikle dönüştürücü üzerindeki piezoelektrik elementlerin sadece küçük bir kısmı tetiklenmekte ve bu sayede dönüştürücü yüzeyine yakın yani daha az derin dokular üzerinde odak noktası oluşturulmaktadır. Derin dokulara inildikçe odaklanmak için tetiklenmesi gerekli olan piezoelektrik element sayısı artmaktadır. Tarama esnasında sistem ses dalgasının incelenen doku içindeki iletimi ile paralel olarak; tetiklenen element sayısını artırmakta; diğer bir deyişle odak noktasını dinamik olarak ses dalgasının doku içindeki hareketi ile paralel hale getirmekte; bu sayede tüm derinliklerde optimum yanal çözünürlük seviyelerine ulaşılabilmektedir.



Şekil 5.14: Dinamik odaklama (Introduction to Medical Imaging, Cambridge University Press kitabından alınarak düzenlenmiştir).

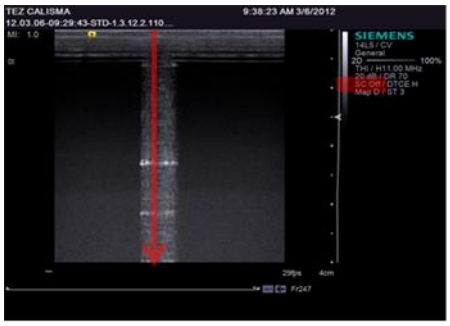
Günümüz sistemlerinde odak nokta seçimi; derinliğe bağlı olarak kullanıcılar tarafından ayarlanabilmektedir. İncelenen dokudaki tüm derinliklere aynı anda odaklanmak; odak nokta sayısını arttırmak vasıtası ile mümkündür. Bu şekilde tarama yapıldığı zaman dinamik odaklamanın ve buna bağlı olarak görüntüyü oluşturmak için geçen sürenin uzamasına bağlı olarak sistem tarama hızının düşmesi kaçınılmazdır. Şekil 5,15'de odak noktasının değişik derinliklere ayarlanmasının alınan görüntüye etkisi rahatlıkla görülebilmektedir. Yine aynı fantom görüntüsünde odak noktasının birden fazla seçilmesinin görüntü netliğinin tüm derinliklerde optimumda sağlanmasının yanında; tek odak ile çalışıldığındaki 40 fps'lık tarama hızının da 17 fps'ye düşmesine neden olduğu açıkça görülmektedir.



Şekil 5.15: Odak nokta ve sayısının görüntü ve tarama hızına etkisi.

5.3.5. Birleştirilmiş (compound) görüntülemenin etkileri

Görüntünün; Şekil 5.16' da görülebileceği gibi; ses dalgalarının değişik açılardan yollanarak; tüm bu değişik açılardan alınan görüntülerin karşılaştırılarak birleştirilmesi yolu ile tek bir görüntü haline getirilmesine bileştirilmiş görüntüleme teknolojisi adı verilir. Birleştirilmiş görüntülemenin en büyük etkisi görüntüyü daha az benekli (speckle) hale getirmesidir. Değişik açılardan gönderilen tüm ses dalgaları dokuya ait değişik sinyallerin elde edilmesine imkân sağlarlar. Daha sonra tüm bu elde edilen sinyaller karşılaştırılarak tüm açılardan elde edilip; hepsinde doğruluğu kanıtlanmış olan gerçek bilgi ile tüm açılardan elde edilen görüntülerin her birinde farklı olan beneklenme görüntüleri ayrıştırılarak daha az gürültülü ve daha homojen bir görüntü elde edilebilmektedir. Bu görüntüleme metodunun iki önemli dezavantajı bulunmaktadır. Bunlardan en önemlisi görüntü oluşturmak için kullanılan değişik açı sayısına bağlı olarak tarama hızının düşmesidir. Diğer bir dezavantajı ise açılı taramaya bağlı olarak akustik gölgelenme gibi bir takım klinik göstergelerin görüntüden yok olmasıdır. Şekil 5.17' de ham bir troid görüntüsü ile 7 değişik açıdan taranmış olan görüntüdeki gürültü ve homojenite farkı açıkça görülebilmektedir.



ŞEKİL 1 (Compound yok)

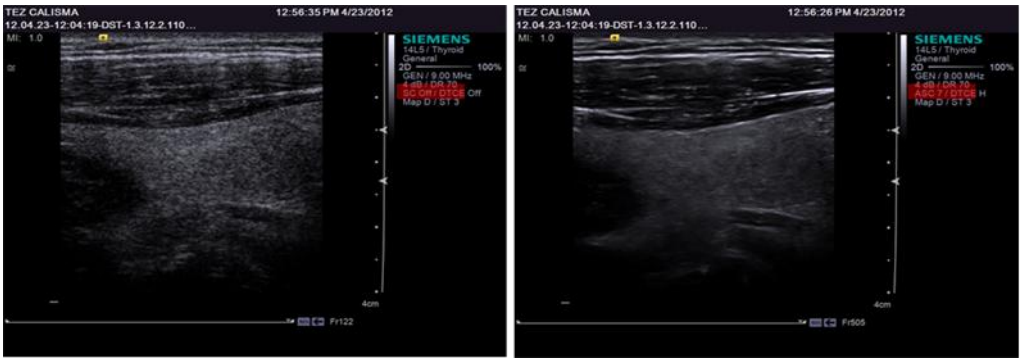


ŞEKİL 2 (3 açılı tarama)



ŞEKİL 3 (5 açılı tarama)

Şekil 5.16: Birleştirilmiş görüntülemede ses dalgaları.



Şekil 5.17: Birleştirilmiş görüntüleme troid görüntüsü.

5.3.6. Renkli Doppler Doppler açısının görüntüye etkisi

Renkli Doppler görüntülemede; Doppler frekansının

f_0: İletilmiş ultrason frekansı

v: Yansıtıcının hızı (Akış hızı)

c: Sesin hızı

cosΘ:İletilmiş ses dalgası ve yansıtıcının yolu arasındaki açı olmak üzere;

$$f_D = \frac{2.f0.v.\cos\Theta}{c} \qquad \textbf{(5.4)}$$

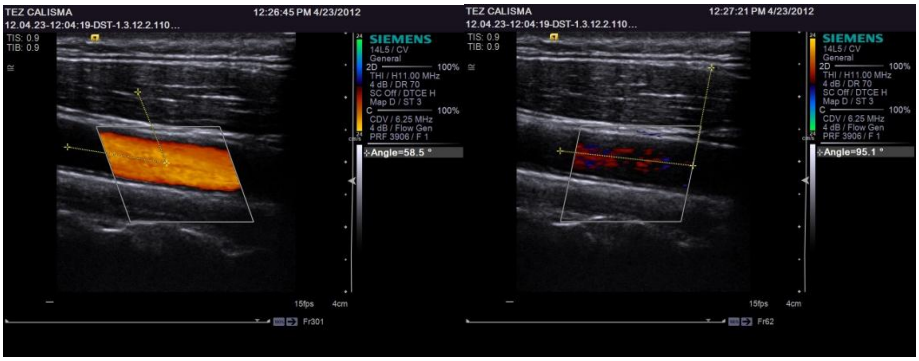
şeklinde hesaplandığını belirtmiştik. Bu denklemde görüntüleme de dikkat edilmesi gereken hususların başında; iletilmiş ses dalgası ve yansıtıcının yolu arasındaki Θ açısı gelmektedir. Günümüz sistemlerinde Doppler ölçümünde kullanılmakta olan ses dalgaları incelenecek damarın anatomisine göre elektronik olarak yönlendirilmekte ve bu şekilde Θ açısının optimumda tutulması sağlanabilmektedir.

Şekil 5.14'de verilen örnekte açının alınan Doppler sinyaline etkisi net bir şekilde görüntülenebilmektedir. İlk görüntüde Θ açısının değeri yaklaşık $58,5^0$ olarak ayarlanmıştır. İkinci örnekte ise bu değer $95,1^0$ dir.

$$\cos 58,5 = 0,52 \qquad \textbf{(5.5)}$$

$$\cos 95,1 = 0,01 \qquad \textbf{(5.6)}$$

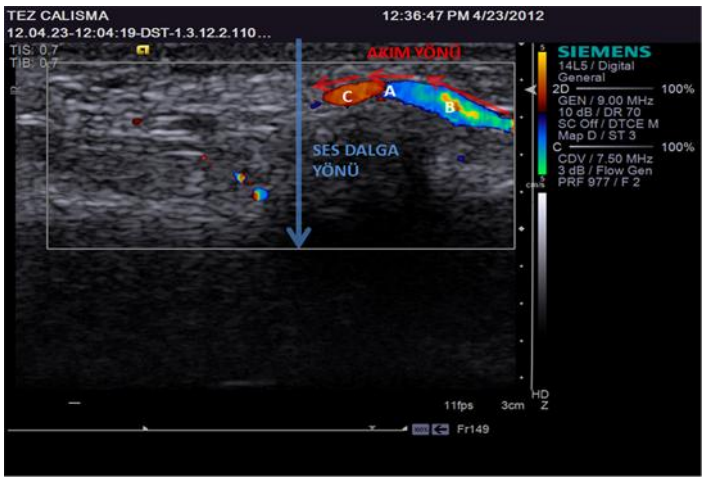
Diğer bir deyişle; yukarıdaki denklemin pay kısmına 0' a çok yakın bir çarpan gelmek suretiyle; elde edilen Doppler frekansı olması gereken değerden çok daha düşük elde edilmiş olmaktadır. Aynı etki Şekil 5.18' deki renkli Doppler görüntüde çok düşük sinyal alınması şeklinde kendini göstermektedir.



Şekil 5.18: Doppler açısının görüntüye etkisi.

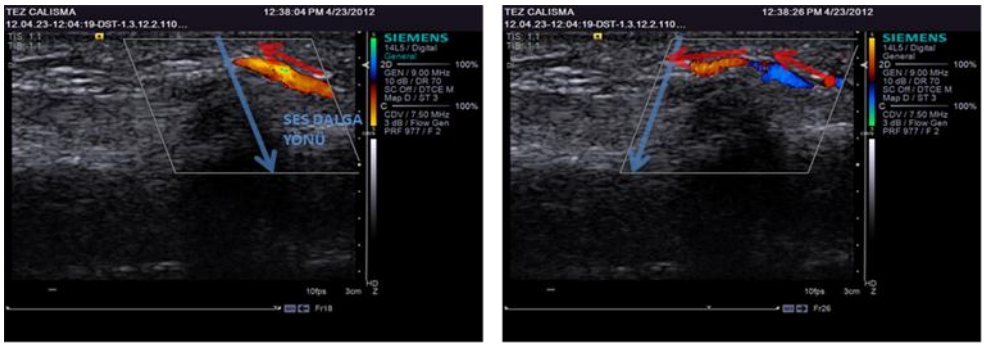
Benzer bir mantıkla Şekil 5.19' daki görüntüleri incelediğimizde de ses dalgalarının elektronik olarak yönlendirilmediği durumda; incelenen damarın anatomisine bağlı olarak B segmentinde ses dalgaları ile akım arasındaki açı uygun olduğundan yüksek; C segmentinde açının; B segmentindeki açıya göre göreceli daha yüksek

olması ile bağlantılı daha düşük; A segmentinde ise açının 90^0 olmasından dolayı sıfıra yakın bir sinyal alınabildiği rahatlıkla görülebilir.



Şekil 5.19: Doppler açısının görüntüye etkisi.

Aynı damar görüntülemesinde ses dalgalarını elektronik olarak açılandırdığımız takdirde Şekil 5.20' deki görüntüler elde edilir.



Şekil 5.20: Elektronik açılandırmanın görüntüye etkisi.

5.3.7. Renkli Doppler darbe yenileme frekansının görüntüye etkisi

Doppler görüntülemede dikkat edilmesi gereken esaslardan biri de kullanılmakta olan darbe yenileme frekansının; görüntülenmekte olan akım hızı ile orantılı olarak seçilmesidir. Darbe yenileme frekansı ile ölçülebilecek maksimum hız değerleri arasındaki formül;

$$Vmax = \frac{C.fmax}{2.fi.\cos\Theta} \qquad \textbf{(5.7)}$$

şeklindedir. Buradan

$$fmax = \frac{DYF}{2} \qquad \textbf{(5.8)}$$

$$Vmax = \frac{C.DYF}{4.fi.cos\Theta} \quad \textbf{(5.9)}$$

formülüne ulaşılır.

Eğer ölçülmek istenen damar içindeki akım hızına göre olması gerektiğinden daha düşük bir DYF'sından görüntüleme yapılırsa renkli Doppler görüntüde mozaikleşme; spektral Doppler görüntüde ise sinyal örtüşmesi (signal aliasing) dediğimiz görünüm oluşur.

Buna göre örneğin; Sekil 5.16'da görülebileceği gibi akım hızının 70-90 cm/sn mertebesinde olduğu bir karotis damarı incelemesinde incelenecek damarla 60^0'lik bir açıyla 6,25 MHz'lik bir merkez frekansta inceleme yaptığımız takdirde olması gereken DYF değeri;

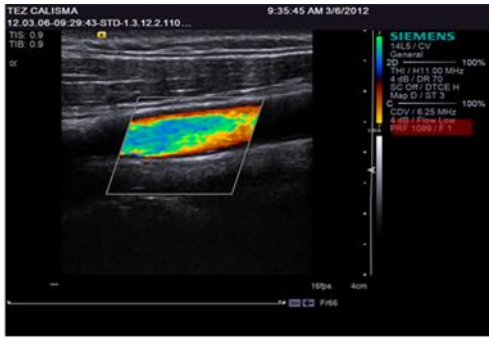
$$DYF = \frac{4.fi.cos\Theta.Vmax}{C} \quad \textbf{(5.10)}$$

$$DYF = \frac{4.6{,}25.10^6.\ cos60\ .0{,}70}{1540} \quad \textbf{(5.11)}$$

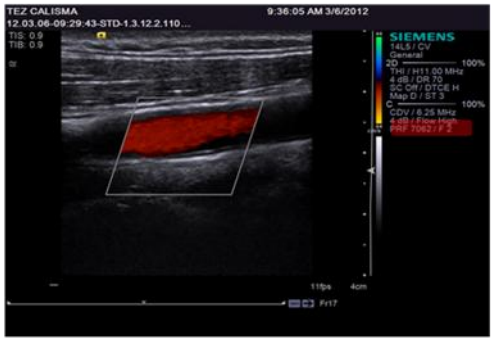
5.477 Hz olarak hesaplanır ki, bu değerin çok altında örneğin Şekil 5.16'da olduğu gibi 2.790 Hz olarak ayarlandığı takdirde alınan Doppler görüntüsünde sinyal örtüşmesi oluştuğu rahatlıkla görülebilir. Yine Şekil 5.21' de görülebileceği gibi DYF' sı 5.580 Hz'e çıkarıldığında sinyal ötüşmesi ortadan kalkmaktadır.



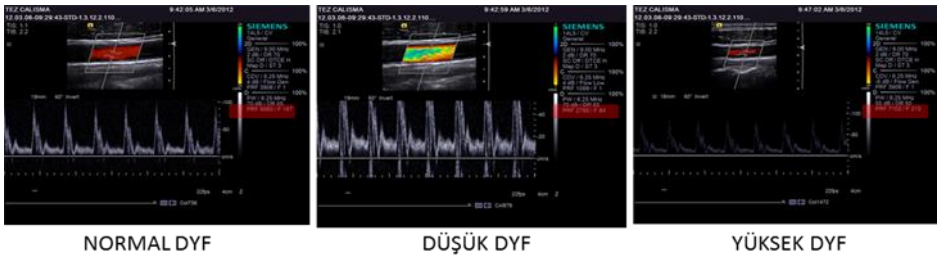
NORMAL DYF



DÜŞÜK DYF



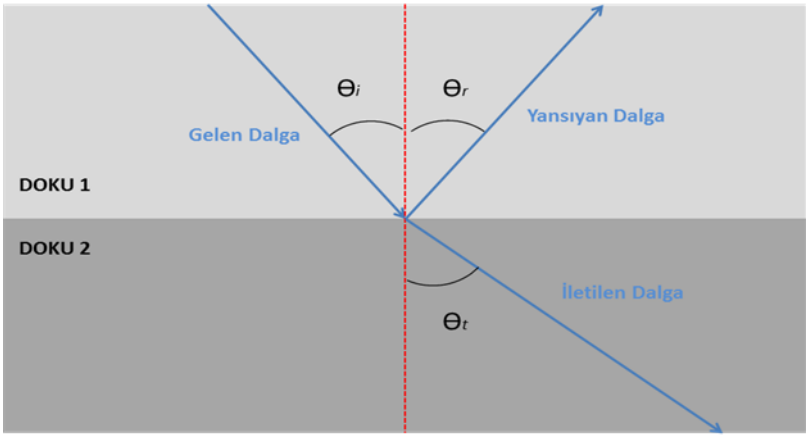
YÜKSEK DYF



Şekil 5.21: DYF'nin görüntüye etkisi.

5.3.8. Akustik empedansın görüntüye etkileri

Ultrason dalgasının yayıldığı doğrultudaki dokular arasındaki akustik empedans değerleri birbirinden farklı ise yansıyan dalgaların genliğide bununla orantılı olarak farklı olacaktır. Doku içerisinde iletilen ultrason dalgası farklı akustik empedanstaki dokularla karşılaştığında; iletilen dalganın bir kısmı yeni doku içerisinde ilerlemeye devam ederken bir kısmı geçiş noktasından geriye yansır. (Bkz Şekil 5.22)



Şekil 5.22: Ses dalgasının iki değişik doku arasında iletimi.

Ultrason dalgasının dokuya dik bir açı ile yayıldığını varsayarsak;

P_r = yansıyan dalga basıncı

P_i = gelen dalga basıncı

P_t = iletilen dalga basıncı

I_r = yansıyan dalga şiddeti

I_i = gelen dalga şiddeti

I_t = iletilen dalga şiddeti olmak üzere; Basınç ($R_{p;\ Tp}$) ve Şiddet ($R_{i;\ Ti}$) Katsayıları aşağıdaki şekilde hesaplanabilir.

$$Rp = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad \textbf{(5.12)}$$

$$Tp = \frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad \textbf{(5.13)}$$

$$T_p = R_p + 1 \quad \textbf{(5.14)}$$

$$R\imath = \frac{I_r}{I_i} = R_p{}^2 = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad \textbf{(5.15)}$$

$$T\imath = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad \textbf{(5.16)}$$

$$T_\imath = 1 - |R_\imath|^2 \quad \textbf{(5.17)}$$

Bu denklemleri akustik empedans değerleri birbirine çok yakın olan dokular için hesapladığımızda ise

$$R\imath = 0$$

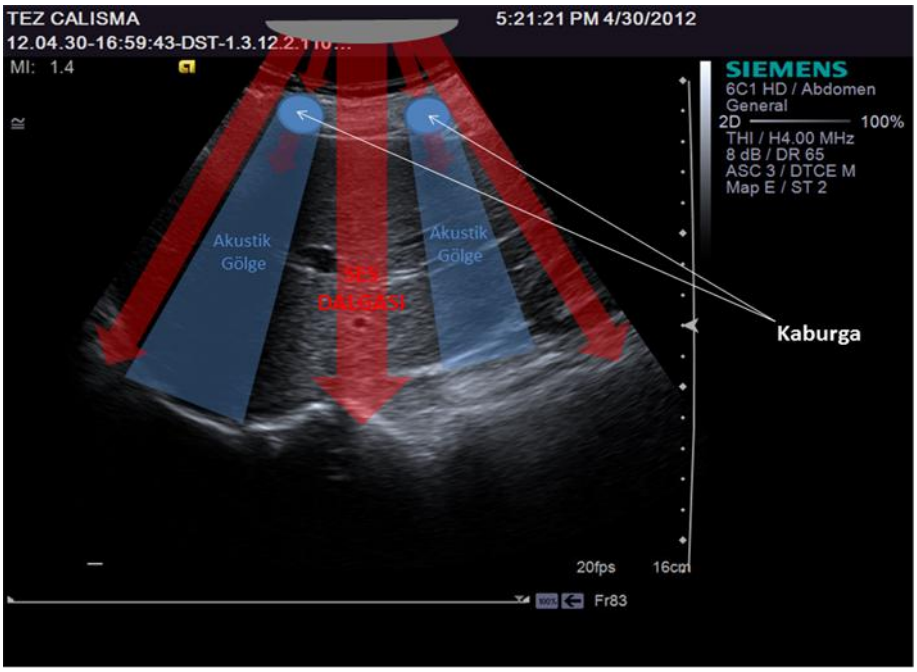
$$T\imath = 1$$

değerlerine ulaşırız. Diğer bir deyişle yansıyan dalganın şiddetinin; gelen dalganın şiddetine oranı "0"; iletilen dalganın şiddetinin; gelen dalganın şiddetine oranı "1" olarak hesaplanır. Buna göre gelen ses dalgasının tümü iletilmiş ve hiç geri yansıma olmamış demektir.

Burada ses dalgasının Şekil 5.18'de görüldüğü gibi; akustik empedansı 1,38 g/cm^{2}sn olan bir yağ dokusundan, akustik empedansı 7,8 g/cm^{2}sn olan bir kemik dokusuna geçtiğini yukarıdaki denklemlere koyacak olursak;

$$R\imath = \frac{I_r}{I_i} = R_p{}^2 = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} = \frac{(7{,}8 - 1{,}38)^2}{(7{,}8 + 1{,}38)^2} = 0{,}49 \quad \textbf{(5.18)}$$

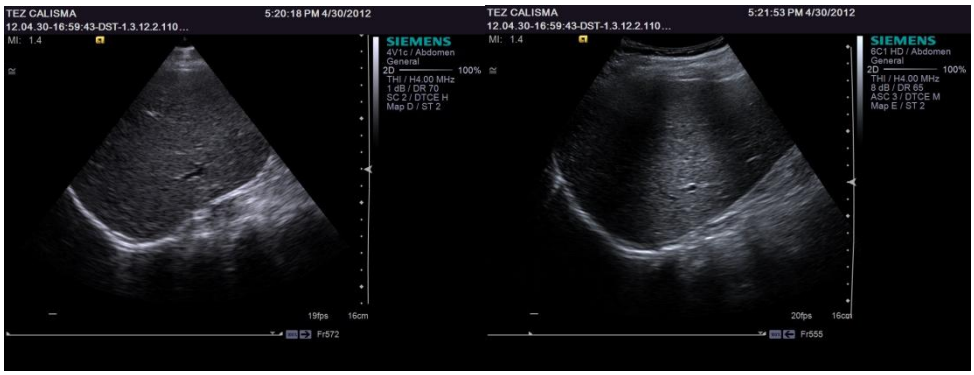
$$T\imath = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} = \frac{43{,}1}{(7{,}8 + 1{,}38)^2} = 0{,}51 \quad \textbf{(5.19)}$$



Şekil 5.23: Ses dalgasının kemik dokusundan yansıması.

sonuçlarına ulaşırız. Bu sonuçlar bize gelen ses dalgasının yaklaşık olarak yarısının iletilebildiği geri kalan yarısının ise kemik dokusundan geri yansıdığı sonucunu doğurmaktadır ki, Şekil 5.23'de kaburgaların altında oluşan akustik gölge bunu net olarak göstermektedir.

Şekil 5.24' de de rahatlıkla görülebileceği gibi benzer durumlarda maksimum iletimi sağlamak için dönüştürücü şeklini konveks'den sektör'e çevirmek kemik duvarını aşmakta yardımcı olmaktadır.



Şekil 5.24: Sektör ve konveks dönüştürücülerin interkostal görüntüleri.

6. SONUÇ

Günümüzde ultrasonografi sistemleri, görüntüleme modaliteleri içerisinde ulaşılabilirlik, kullanım kolaylığı ve kullanım alanlarının çeşitliliği açısından rakipsiz konumdadır. Bu sistemlerle yapılmakta olan tanı ultrasonografi sistemlerinin limitlerini bilmek, görüntüleri bu bilgiler ışığında optimize etmek ile doğrudan orantılıdır. Görüntülemenin gerçek zamanda, yani doktor tarafından direk hastaya uygulanan ve uygulama esnasında tanının konulduğu bir inceleme olması, yapılan tetkiki tamamen sistemi kullanmakta olan kişilerin de bilgi ve becerilerine bağımlı hale getirmektedir. Hazırlanmış olan bu yüksek lisans tezinin amacı ultrasonografik görüntülemenin teorik bilgileriyle pratikteki uygulamaları birleştirmek ve gerçek hayattaki kullanımda, örneğin renkli Doppler görüntüleme de açının doğru olarak ayarlanması vb. gibi, kullanıcılar tarafından nedeni ve etkileri bilinerek yapılması gereken ayarların, elde edilen görüntülerin kalitesinde, dolaylı olarak da tanısal hassasiyette ne derece önemli olabileceğini vurgulamaktır.

KAYNAKLAR

Bohn, B. (2008) Ultrasound Basics. Siemens AG.

Kremkau, F. W. (2002) Diagnostic Ultrasound Principles and Instruments**.** Sixth ed.Saunders.

Schaberle, W. (2005) Ultrasonography in Vascular Diagnosis. Springer.

Seçil, M. (2009) Ultrasonografi Ve Doppler Ultrasonografide Tuzaklar. Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji AD, İzmir.

Simm, C. (1999) Principals of Ultrasound Imaging and Doppler Techniques. Siemens AG.

Smith, B. N. ve Webb, A. (2011) Introduction to Medical Imaging. Cambridge University Press (145-191).

Tuncel, E. (2009) Radyolojiye Giriş. Uludağ Ünivesitesi Basımevi.

Zagzebski, J. A. (1996) Essentials of Ultrasound Physiccs. Mosby.

Hoffmann, B. ve Rumsey, H. ve Nixon, MS. Physics and Technical Facts <http://www.sonoguide.com/physics.html>

Url-1 <http://www.us-tip.com/serv1.php?type=art> alındığı tarih: 25.01.2012.

Url-2 <http://www.radiologytoday.net/archive/rt_120108p28.shtml> alındığı tarih: 02.02.2012.

Url-3 <http://www.radiology-schools.com/radiology-history.html> alındığı tarih: 02.02.2012.

Url-4 <http://www.genesis-ultrasound.com/ultrasound-machine.html> alındığı tarih: 07.03.2012.

Url-5 <http://www.genesis-ultrasound.com/ultrasound-machine.html> alındığı tarih: 09.03.2012.

Url-6 <https://wiki.engr.illinois.edu/display/BIOE414/Artifacts> alındığı tarih: 11.03.2012.

ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Gerçek Sunman

Doğum Yeri ve Tarihi: İstanbul 01.12.1967

Adres: Nida Park Sitesi C1 Demirciköy Sarıyer İstanbul

E-Posta: gercek.sunman@simeks.com.tr

Lisans: İstanbul Teknik Üniversitesi; Elektrik Elektronik Fakültesi; Elektronik ve Haberleşme Bölümü (1984 – 1988)

Profesyonel Deneyim:

1988-1990 Sato A.Ş. ; Satış Mühendisi

1990-1994 Cosmo Medikal A.Ş. ; Genel Müdür (Kurucu Ortak)

1994-1997 Esaote Ltd. Şti.; Kurucu Ortak

1997-1999 Fokus Ltd.Şti.; Kurucu Ortak

1999-2012 Simeks A.Ş.; Yönetim Kurulu Başkanı (Kurucu Ortak)