

**TANISAL ULTRASON İÇİN ADAPTİF GÜVENLİK PARAMETRESİ  
MODELİNİN OLUŞTURULMASI VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN  
ARTTIRILMASI**

**Mustafa KEMAL KARTAL**

**DOKTORA TEZİ  
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**HAZİRAN 2011  
ANKARA**

Mustafa Kemal KARTAL tarafından hazırlanan “TANISAL ULTRASON İÇİN ADAPTİF GÜVENLİK PARAMETRESİ MODELİNİN OLUŞTURULMASI VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN ARTTIRILMASI” adlı bu tezin Doktora tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof.Dr. İrfan KARAGÖZ .....

Tez Danışmanı, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof.Dr. Müzeyyen SARITAŞ .....

Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, G.Ü.

Prof.Dr. İrfan KARAGÖZ .....

Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, G.Ü.

Prof.Dr. Mustafa KAVUTÇU .....

Biyokimya Anabilim Dalı, G.Ü.

Prof.Dr. Osman EROĞUL .....

Biyomedikal Mühendisliği Merkezi, GATA

Doç.Dr. Ziya TELATAR .....

Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, A.Ü.

Tarih:20/06/2011

Bu tez ile G.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Doktora derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Bilal TOKLU .....

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## **TEZ BİLDİRİMİ**

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

Mustafa Kemal KARTAL

**TANISAL ULTRASON İÇİN ADAPTİF GÜVENLİK PARAMETRESİ  
MODELİNİN OLUŞTURULMASI VE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN  
ARTTIRILMASI  
(Doktora Tezi)**

**Mustafa Kemal KARTAL**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
Haziran 2011**

**ÖZET**

Tanısal ultrason, bir görüntüleme aracı olarak tıpta yaklaşık olarak yarım yüzyıldır kullanılmaktadır. Tanısal ultrason, doku ve organların yapısı ve fonksiyonları ile ilgili bilgi elde etmek için kullanılmaktadır. Buna karşın bu yöntemde vücut içine akustik enerji gönderildiği için canlı dokular üzerinde ısı ve mekanik olmak üzere iki biyolojik etki oluşabilmektedir. Tanısal ultrasonun neden olduğu bu biyolojik etkilerin belirli ultrason çıkış değerlerinde tehlikeli olduğu düşünülmektedir. Bu tez çalışmasında, tanısal ultrasonun ısı ve mekanik biyolojik etkileri için bir güvenlik parametresi önerilmiştir: SUT (güvenli çalışma süresi). SUT modeli, bir eşik seviyesine göre bir doku parçasının güvenli bir şekilde ne kadar süreyle ultrasonla görüntüleneceğini belirlemek için oluşturulmuştur. Bu çalışmada, SUT modelini kullanarak akustik yoğunluğu, A.B.D. İlaç ve Gıda Dairesi (FDA) tarafından belirtilen sınır değerlerinin üzerine arttırılabileceği teorik olarak gösterilmiştir.

Operatör, görüntüleme performansını arttırmak için önerilen SUT modelini esas alarak yüksek güçlü ultrason dalgasını kısa süreli olarak kullanabilir. Bu çalışmada, SUT modeli kullanılarak özellikle yüksek çözünürlük ve/veya geniş penetrasyon derinliğinin elde edilmesi amaçlanmıştır. Burada sunulan sonuçlar,

**güvenli sınırlar içinde kalarak penetrasyon derinliğinin ve/veya çözünürlüğün arttırılması için FDA tarafından müsaade edilenden daha yüksek akustik çıkış değerlerinin kullanılabileceğini göstermiştir. Ayrıca bu çalışma, görüntü kalitesinin, akustik enerji ve frekansın yanında ultrason inceleme süresinin de bir fonksiyonu olarak değiştiğini ortaya çıkarmıştır.**

**Bilim Kodu : 905.1.021**  
**Anahtar Kelimeler : Ultrason, ısı, biyolojik etkiler**  
**Sayfa Adedi : 153**  
**Tez Yöneticisi : Prof.Dr. İrfan KARAGÖZ**

**DEVELOPMENT OF AN ADAPTIVE SAFETY PARAMETER MODEL FOR  
DIAGNOSTIC ULTRASONIC AND IMPROVEMENT OF IMAGE QUALITY**

**(Ph.D. Thesis)**

**Mustafa Kemal KARTAL**

**GAZİ UNIVERSITY**

**INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

**June 2011**

**ABSTRACT**

Diagnostic ultrasound as an imaging tool in medicine has been used for nearly half a century. Diagnostic ultrasound has been used to obtain information about the structure and function of tissues and organs. However, as acoustic energy transmitting into the body, DUS has potential effects on living tissues, namely, thermal and mechanical bioeffects. The bioeffects caused by diagnostic ultrasound, under certain exposure conditions, are considered harmful. In this thesis, it is proposed a safety parameter for thermal and mechanical bioeffects of diagnostic ultrasound; that is, SUT (safe use time). The SUT model is constructed to determine how long one piece of tissue can be insonated safely according to a threshold exposure. This study suggests that an increase in acoustic intensity beyond the current U.S. Food and Drug Administration (FDA) limit of intensity can be theoretically possible by using SUT model while staying within the safe limit.

Using the proposed SUT model, high power ultrasound can be applied for a short time so that the user can improve imaging performance while staying within safe limits. The present study was motivated particularly by the goals of higher resolution and/or deeper penetration by using the SUT model. The results presented here suggest that the safe use of higher ultrasound output

**levels than currently allowed by FDA may be possible for obtaining substantial improvements in penetration depth and/or resolution. Also, the study reveals that image quality may change as a function of exposure time in addition to acoustic energy and frequency.**

**Science Code : 905.1.021**

**Key Words : Ultrasound, heat, bioeffects**

**Page Number: 153**

**Adviser : Prof.Dr. İrfan KARAGÖZ**

**TEŞEKKÜR**

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren Hocam Prof. Dr. İrfan KARAGÖZ'e ve manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan çok değerli eşime ve aileme teşekkürü bir borç bilirim.

## İÇİNDEKİLER

### Sayfa

|                                                           |       |
|-----------------------------------------------------------|-------|
| ÖZET .....                                                | iv    |
| ABSTRACT .....                                            | vi    |
| TEŞEKKÜR .....                                            | viii  |
| İÇİNDEKİLER .....                                         | ix    |
| ÇİZELGELERİN LİSTESİ .....                                | xiii  |
| ŞEKİLLERİN LİSTESİ .....                                  | xv    |
| RESİMLERİN LİSTESİ .....                                  | xviii |
| SİMGELER VE KISALTMALAR .....                             | xviii |
| 1.GİRİŞ .....                                             | 1     |
| 2. AKUSTİK DALGA VE ULTRASON .....                        | 6     |
| 2.1. Akustik Dalganın Özellikleri .....                   | 6     |
| 2.2. Ultrason .....                                       | 9     |
| 2.2.1. Ultrasonun kullanım alanları .....                 | 9     |
| 2.2.2. Ultrason dalgalarının fiziksel özellikleri .....   | 9     |
| 2.3. Ultrason Doku Etkileşimi .....                       | 13    |
| 2.3.1. Zayıflama .....                                    | 13    |
| 2.3.2. Yansıma ve kırılma .....                           | 14    |
| 2.3.3. Saçılma .....                                      | 17    |
| 3. ULTRASONİK GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ .....                | 18    |
| 3.1. Ultrasonik Görüntülemenin Temelleri .....            | 18    |
| 3.2. Dönüştürücü (Transdüser- Alıcı/Gönderici-Prob) ..... | 19    |
| 3.2.1. Doğrusal diziliimli problar .....                  | 23    |

**Sayfa**

|                                                                                               |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.2.2. Eğrisel dizilimli problemler .....                                                     | 23 |
| 3.2.3. Sektör dizilimli problemler .....                                                      | 24 |
| 3.3. Odaklama .....                                                                           | 25 |
| 3.4. Elektronik Tarama .....                                                                  | 25 |
| 3.5. Çözünürlük .....                                                                         | 26 |
| 3.6. Ultrasonografi .....                                                                     | 28 |
| 3.6.1. Frekansın seçimi .....                                                                 | 28 |
| 3.6.2. Görüntüleme modları .....                                                              | 28 |
| 3.6.3. A mod (amplitude-genlik) görüntüleme .....                                             | 28 |
| 3.6.4. B-mod (brightness-parlaklık) görüntüleme .....                                         | 29 |
| 3.6.5. M-mod (motion-hareket) görüntüleme .....                                               | 30 |
| 3.6.7. 3D ve 4D görüntüleme modu .....                                                        | 31 |
| 3.6.8. Sürekli dalgalı doppler .....                                                          | 33 |
| 3.6.9. Darbeli dalgalı spektral doppler .....                                                 | 35 |
| 3.6.10. Doppler görüntüleme .....                                                             | 37 |
| 4. TEŞHİSE YÖNELİK ULTRASONDA GÖRÜNTÜ KALİTESİ .....                                          | 39 |
| 4.1. Görüntü Kalitesi İle İlgili Genel Faktörler .....                                        | 39 |
| 4.2. Arttırılmış Akustik Çıkışın Etkin Penetrasyon Derinliği Üzerindeki Etkileri .....        | 40 |
| 4.3. Arttırılmış Akustik Çıkışının Diğer Görüntü Ve Sinyal Kalite Ölçülerine Etkileri .....   | 44 |
| 4.4. Akustik Çıkış Gücünün Arttırılmasına Rağmen Görüntü Kalitesinin Artmadığı Durumlar ..... | 47 |

**Sayfa**

|                                                                                         |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 5. SICAKLIĞIN VÜCUTTAKİ ETKİLERİ.....                                                   | 48 |
| 5.1. Normal Vücut Sıcaklığı.....                                                        | 48 |
| 5.2. Sıcaklığın Hücresel Etkileri.....                                                  | 51 |
| 5.3. Termotolerans .....                                                                | 51 |
| 5.4. Memelilerdeki Teratojenik (Fetus İle İlgili) Etkiler .....                         | 52 |
| 6. ULTRASONUN DOKU ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ .....                                            | 54 |
| 6.1. Mekanik Etkiler .....                                                              | 55 |
| 6.1.1. Akustik radyasyon kuvveti ve radyasyon basıncı .....                             | 55 |
| 6.1.2. Kavitasyon .....                                                                 | 56 |
| 6.2. Isıl Etkiler .....                                                                 | 58 |
| 6.3. Ultrasonun Güvenliği İle İlgili Yapılan Uluslar Arası Çalışmalar .....             | 59 |
| 6.3.1. Çıkış görüntüleme standardı (output display standard, ODS) .....                 | 65 |
| 6.3.2. Isıl ve mekanik indeksler ile ilgili kısıtlamalar .....                          | 75 |
| 7. TANISAL ULTRASONUN GÜVENLİ KULLANIMI İÇİN REHBERLER<br>VE TAVSİYELER.....            | 79 |
| 7.1 WFUMB Organizasyonunun Ultrasonun Güvenli Kullanımı İle İlgili<br>Tavsiyeleri ..... | 80 |
| 7.2 ASUM Organizasyonunun Ultrasonun Güvenli Kullanımı Hakkındaki<br>Tavsiyeleri .....  | 81 |
| 7.3. Tanısal Ultrasonun Uygun Kullanımı .....                                           | 82 |
| 8. ULTRASONUN YARATTIĞI SICAKLIK ARTIŞININ TEORİK OLARAK<br>HESAPLANMASI.....           | 85 |
| 8.1. Ultrason Dalgasının Vücutta Oluşturduğu Sıcaklık Artışı .....                      | 85 |
| 8.1.1. Biyotermal transfer denklemi ve noktasal kaynak çözüm yöntemi.....               | 85 |

**Sayfa**

|                                                                                                              |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 8.1.2. Green fonksiyon yöntemi.....                                                                          | 87  |
| 8.1.3. Green fonksiyonu çözüm denkleminin elde edilmesi .....                                                | 88  |
| 8.1.4. Nokta kaynak çözümü.....                                                                              | 93  |
| 8.1.5. Nokta kaynak çözümlerinin süperpozisyonu.....                                                         | 94  |
| 8.2. Tanısal Ultrasonun Yarattığı Sıcaklık Artışının Simülasyon Programı ile Elde Edilmesi.....              | 96  |
| 9. GÜVENLİ ÇALIŞMA SÜRESİ (SUT).....                                                                         | 100 |
| 9.1. Mevcut Güvenlik Parametreleri.....                                                                      | 100 |
| 9.2. Ultrason Demeti İle İlgili Yapılan Varsayım Ve Sıcaklık Artışının Hesaplanması.....                     | 102 |
| 9.3. Önerilen Sıcaklık Artış Modeli.....                                                                     | 104 |
| 9.4. $\Delta T_{maks}$ ve $\alpha$ Modelleri İçin İstatistiksel Analiz .....                                 | 108 |
| 9.5. Ultrasonun Neden Olduğu Olumsuz Etkilerin Ortaya Çıkma Hızı Ve Güvenli Çalışma Süresi (SUT) Modeli..... | 114 |
| 10. SUT MODELİ İLE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN ARTTIRILMASI .....                                                    | 123 |
| 10.1. Çözünürlük Ve Penetrasyon Derinliği .....                                                              | 123 |
| 10.2. Soğuma Periyodunun SUT Modeline Dahil Edilmesi .....                                                   | 123 |
| 10.3. SUT Modeline Güvenlik Faktörlerinin İlave Edilmesi.....                                                | 125 |
| 10.4. Mekanik Etkilerin SUT Modeline Dahil Edilmesi .....                                                    | 126 |
| 10.5. Görüntü Kalitesinin Arttırılması İle Elde Edilen Sonuçlar .....                                        | 127 |
| 11. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....                                                                               | 140 |
| KAYNAKLAR.....                                                                                               | 143 |
| ÖZGEÇMİŞ .....                                                                                               | 152 |

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

| Çizelge                                                                                                                                                                                                                   | Sayfa |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Çizelge 2.1. Ses dalgasının farklı tip dokulardaki ilerleme hızı.....                                                                                                                                                     | 12    |
| Çizelge 2.2. Farklı tip dokuların akustik empedansı.....                                                                                                                                                                  | 12    |
| Çizelge 2.3. Farklı dokuların 1 MHz'deki zayıflama katsayıları.....                                                                                                                                                       | 14    |
| Çizelge 2.4. Değişik ara yüzeylerdeki yansıma oranları.....                                                                                                                                                               | 16    |
| Çizelge 3.1. Eksenel çözünürlüğün ultrason frekansı ile değişimi .....                                                                                                                                                    | 27    |
| Çizelge 4.1. Dört farklı insan dokusu için geri saçılım katsayısı ve ilgili değerler .....                                                                                                                                | 42    |
| Çizelge 5.1. Ateşle ilgili vücut sıcaklık değişimi .....                                                                                                                                                                  | 50    |
| Çizelge 6.1. Teşhise yönelik ultrason donanımının FDA tarafından belirtilen düzeltme öncesi azaltılmış sınır değerleri.....                                                                                               | 61    |
| Çizelge 6.2. Teşhise yönelik ultrason donanımının FDA tarafından düzeltme belirtilen öncesi azaltılmış sınır değerleri.....                                                                                               | 62    |
| Çizelge 6.3. Isıl indekse ait kategori ve modeller.....                                                                                                                                                                   | 67    |
| Çizelge 6.4. Değişik tarama durumlarında elde edilen düşük maruz kalma indekslerinin önemi .....                                                                                                                          | 77    |
| Çizelge 9.1. $\log \Delta T_{maks}$ modeli için tahmin edilen parametre değerleri ve standart hatalar.....                                                                                                                | 108   |
| Çizelge 9.2. $\log t_{50\%}$ modeli için tahmin edilen parametre değerleri ve standart hatalar.....                                                                                                                       | 112   |
| Çizelge 9.3. Dört ultrason kaynak konfigürasyonu için küçük sıcaklık artış aralığının dikkate alınması ve göz ardı edilmesi durumunda elde edilen SUT değerleri ve karşılık gelen $\Delta \hat{T}_{maks}$ değerleri ..... | 120   |
| Çizelge 9.4. SUT=500 sn için $W_{720}$ , $W_a$ , $\Delta T_{maks}$ ve $\Delta \hat{T}_{maks}$ değerleri.....                                                                                                              | 121   |
| Çizelge 10.1. Üç ultrason kaynak konfigürasyonu için SUT değerinin bir fonksiyonu olarak dB cinsinden $W_a/W_{720}$ oranları (f-sayısı=1 ve $MI < 1,9$ ).....                                                             | 128   |

| <b>Çizelge</b>                                                                                                                                                                                                    | <b>Sayfa</b> |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------|
| Çizelge 10.2. Üç ultrason kaynak konfigürasyonu için SUT değerinin bir fonksiyonu olarak dB cinsinden $W_a/W_{720}$ oranları (f-sayısı>1 ve $MI < 1,9$ ).....                                                     | 128          |
| Çizelge 10.3. $SUT_2 = 500$ sn iken PI stratejisinde penetrasyon derinliğindeki artışın hesaplanması.....                                                                                                         | 131          |
| Çizelge 10.4. PI stratejisinde frekansı 9 MHz, çapı 2 cm ve f-sayısı 2 olan ultrason kaynak konfigürasyonu için kanın odak noktasında bulunma durumunda $W_a/W_{720}$ 'nin bir fonksiyonu olarak SUT değeri ..... | 134          |
| Çizelge 10.5. RI stratejisinde kan ve karaciğer dokusu için geri saçılım katsayısı ve çözünürlükteki artış. Kan ve karaciğer dokusu için ultrason kaynağı, $f = 3$ MHz, $D = 4$ cm, f-sayısı = 3'dür. ....        | 135          |
| Çizelge 10.6. $W = 20,5$ mW, $f = 7$ MHz, $D = 3$ cm, f-sayısı=2 iken PRI stratejisinde odakta bulunan kan dokusu için hesaplanan çözünürlük artışı ve SUT değerleri.....                                         | 137          |

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

| Şekil                                                                                                     | Sayfa |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Şekil 2.1. İdeal akustik dalga şekilleri.....                                                             | 6     |
| Şekil 2.2. Akustik dalgadaki basınç değişikliği .....                                                     | 7     |
| Şekil 2.3. Boyuna dalganın şematik gösterimi.....                                                         | 8     |
| Şekil 2.4. Enine dalganın şematik gösterimi.....                                                          | 8     |
| Şekil 2.5. Akustik spektrum.....                                                                          | 9     |
| Şekil 2.6. Ultrason dalgasının genliği ve dalgaboyu .....                                                 | 10    |
| Şekil 2.7. Ultrason demetindeki akustik yoğunluğun değişimi.....                                          | 11    |
| Şekil 2.8. Ses dalgasının farklı iki ortamdaki davranışı .....                                            | 15    |
| Şekil 3.1. En basit şekilde ultrasonografi sisteminin blok diyagramı .....                                | 19    |
| Şekil 3.2. Pratikte kullanılan bir probun iç yapısı .....                                                 | 20    |
| Şekil 3.3. Dairesel kesitli bir probtan çıkan ultrason dalgalarının genlik değişimi....                   | 21    |
| Şekil 3.4. Mekanik probun şematik gösterimi.....                                                          | 22    |
| Şekil 3.5. Ultrason demet kalınlığının mesafe ile değişimi .....                                          | 25    |
| Şekil 3.6. Kristal gruplarına farklı gecikmeler uygulanması ile gerçekleştirilen elektronik odaklama..... | 26    |
| Şekil 3.7. Doğrusal dizilimli bir proba ait odaklama ve zamanlama modeli .....                            | 27    |
| Şekil 3.8. A-mod görüntülemenin tipik bir örneği .....                                                    | 29    |
| Şekil 3.9. 2D dizilime sahip bir prob.....                                                                | 32    |
| Şekil 3.10. Sürekli dalga doppler probunun şematik gösterimi. ....                                        | 34    |
| Şekil 3.11. Fetüsün kalbini izlemede kullanılan prob .....                                                | 35    |
| Şekil 5.1. Normal aktivitelere göre insanın rektal sıcaklığı.....                                         | 49    |

| Şekil                                                                                                                                                                                                 | Sayfa |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Şekil 6.1. Ultrasonun biyolojik sistemlerde ürettiği değişiklikler sonucunda meydana gelen fiziksel mekanizmaların sınıflandırılması .....                                                            | 54    |
| Şekil 6.2. Ultrason dalgası ile doku etkileşimi.....                                                                                                                                                  | 59    |
| Şekil 8.1. Nokta kaynak çözümlerinin süperpozisyonunda kullanılan halkanın geometrisi .....                                                                                                           | 95    |
| Şekil 8.2. Spheresum programının kullandığı geometri .....                                                                                                                                            | 96    |
| Şekil 8.3. Küresel kabuğun dilimlere bölünme modeli .....                                                                                                                                             | 97    |
| Şekil 8.4. Spheresum programının sıcaklık artışını hesaplaması için gerekli olan giriş parametreleri.....                                                                                             | 99    |
| Şekil 9.1. Teşhise yönelik ultrasonun oluşturduğu sıcaklık artışının tipik örneği ...                                                                                                                 | 105   |
| Şekil 9.2. $I_{SPTA,3} = 720 \text{ mW/cm}^2$ şartı altında hesaplanan $\Delta T_{maks}$ ve akustik güç kaynağı $W_{720}$ değerleri .....                                                             | 106   |
| Şekil 9.3. Tüm ultrason kaynakları için $I_{SPTA,3} = 720 \text{ mW/cm}^2$ şartı altında hesaplanan ( $\Delta T_{maks}$ ) ve tahmin edilen ( $\hat{\Delta T}_{maks}$ ) sıcaklık artış değerleri ...   | 109   |
| Şekil 9.4. Tüm ultrason kaynakları için $\hat{t}_{50\%}$ ve $t_{50}$ değerleri.....                                                                                                                   | 110   |
| Şekil 9.5. Uygulama süresine bağlı sıcaklık artışın hesaplanan ve tahmin edilen değerleri.....                                                                                                        | 113   |
| Şekil 9.6. Teşhise yönelik ultrasonun neden olduğu sıcaklık artışının tipik örneği.....                                                                                                               | 118   |
| Şekil 9.7. Ultrason uygulama süresine ve f-sayısı bağlı olarak ısı yük (TL) çizgileri .....                                                                                                           | 119   |
| Şekil 10.1. f-sayısı =1 ve SUT=500 sn iken farklı ultrason kaynak konfigürasyonları için ultrason kaynaklarının çapı ve frekansın bir fonksiyonu olarak $W_a/W_{720}$ (dB) oranlarının değişimi. .... | 129   |
| Şekil 10.2. Farklı ultrason kaynakları için $MI < 1,9$ şartı altında SUT=500 sn ve f=5 MHz iken f-sayısı ve D'nin bir fonksiyonu olarak dB cinsinden $W_a/W_{720}$ oranları.....                      | 129   |

**Şekil****Sayfa**

|                                                                                                                |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Şekil 10.3. Geri saçılıma neden olan küçük-zayıf karaciğer veya kan dokusu ve kullanılan prob geometrisi ..... | 132 |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|

## RESİMLERİN LİSTESİ

| Resim                                                                            | Sayfa |
|----------------------------------------------------------------------------------|-------|
| Resim 3.1. Klinikte kullanılan Ultrasonografi cihazı .....                       | 19    |
| Resim 3.2. Doğrusal dizilimli prob .....                                         | 23    |
| Resim 3.3. Eğrisel dizilimli prob .....                                          | 24    |
| Resim 3.4. Sektör dizilimli prob .....                                           | 24    |
| Resim 3.5. Ceninin B-mod ile incelenmesi sonucunda elde edilen görüntü .....     | 30    |
| Resim 3.6. Kalbin M-modu ile elde edilmiş görüntüsü .....                        | 31    |
| Resim 3.7. 3D probuna bir örnek .....                                            | 32    |
| Resim 3.8. Elleri ağzında olan bir fetusun 3D görüntüsü .....                    | 33    |
| Resim 3.9. Bacak arterinin dupleks taramasına örnek.....                         | 36    |
| Resim 3.10. Dalak içindeki kan damarlarının Renkli Akış Haritalaması (CFM) ..... | 37    |
| Resim 3.11. Boyundaki kan damarlarının Güç Doppleri görüntülemesi (PDI).....     | 38    |
| Resim 6.1. İçeriye doğru patlayan bir kavitasyon .....                           | 57    |

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

| Simgeler                        | Açıklama                                            |
|---------------------------------|-----------------------------------------------------|
| <b>a</b>                        | Transdüserin yarıçapı (cm)                          |
| <b>A<sub>eq</sub></b>           | Eşdeğer demet alanı (cm <sup>2</sup> )              |
| <b>A<sub>aprt</sub></b>         | Transdüserin aktif açıklık alanı (cm <sup>2</sup> ) |
| <b>AIUM</b>                     | American Institute of Ultrasound in Medicine        |
| <b>ASUM</b>                     | Australasian Society for Ultrasound in Medicine     |
| <b><math>\alpha_{dB}</math></b> | Zayıflama katsayısı (dB/cm/Mhz)                     |
| <b><math>\lambda</math></b>     | Ultrasonun dalga boyu ( $\mu$ m)                    |
| <b>B</b>                        | Dokunun sertliği                                    |
| <b>c</b>                        | Ultrasonun dokuda ilerleme hızı (m/sn)              |
| <b>C</b>                        | Akustik kontrast (dB)                               |
| <b>c<sub>v</sub></b>            | Dokuya ait özgül ısı (mWsn/cm <sup>3</sup> °C)      |
| <b>CFM</b>                      | Renkli Akış Haritalaması                            |
| <b>CFI</b>                      | Renkli Akış Görüntüleme                             |
| <b>D</b>                        | Transdüserin çapı (m)                               |
| <b>d<sub>eq</sub></b>           | Eşdeğer demet çapı (cm)                             |
| <b>d<sub>-6</sub></b>           | Zayıflamanın -6 dB olduğu bölgedeki demet çapı (cm) |
| <b>dB</b>                       | Desibel                                             |
| <b>Df</b>                       | Doppler frekans sapması (MHz)                       |
| <b>EFSUMB</b>                   | European Federation of Societies for Ultrasound     |
| <b>FDA</b>                      | Food and Drug Administration                        |
| <b>f</b>                        | Ultrason dalgasının frekansı (MHz)                  |
| <b>F</b>                        | Odak uzunluğu (cm)                                  |

**Simgeler****Açıklama**

|                         |                                                                |
|-------------------------|----------------------------------------------------------------|
| <b>g</b>                | Dokunun yoğunluğu ( $\text{kg/m}^3$ )                          |
| <b>G</b>                | Monopol basınç genliği (MPa)                                   |
| <b>I</b>                | Akustik yoğunluk ( $\text{mW/cm}^2$ )                          |
| <b>I<sub>spta</sub></b> | Zaman ortalamalı uzaysal tepe yoğunluğu ( $\text{mW/cm}^2$ )   |
| <b>k</b>                | Kompleks dalga sayısı                                          |
| <b>k<sub>0</sub></b>    | Dalga sayısı                                                   |
| <b>κ</b>                | Termal geçirgenlik ( $\text{cm}^2/\text{sn}$ )                 |
| <b>R</b>                | Yansıma oranı (boyutsuz)                                       |
| <b>MI</b>               | Mekanik indeks (boyutsuz)                                      |
| <b>Ψ<sub>p</sub></b>    | Güç artış oranı (dB)                                           |
| <b>NEMA</b>             | National Electrical Manufacturers Association                  |
| <b>ODS</b>              | Output Display Standart (Çıkış görüntü standardı)              |
| <b>PDI</b>              | Güç Doppleri görüntülemesi                                     |
| <b>PR</b>               | Prevelans Hızı                                                 |
| <b>P</b>                | Akustik basınç (MPa)                                           |
| <b>P<sub>r,3</sub></b>  | Zayıflamış akustik basınç (MPa)                                |
| <b>q<sub>v</sub></b>    | Ultrason üretim kaynağı                                        |
| <b>Q</b>                | Görüntü kalitesi (boyutsuz)                                    |
| <b>R<sub>G</sub></b>    | Doyuma uğramamış maksimum sinyalin, minimum sinyale oranı (dB) |
| <b>r<sub>b</sub></b>    | Kanın yoğunluğu ( $\text{gr/cm}^3$ )                           |
| <b>S</b>                | Geri saçılım katsayısı ( $\text{cm}^{-1} \text{ sr}^{-1}$ )    |
| <b>S<sub>r</sub></b>    | Geri saçılım faktörü (dB)                                      |
| <b>SUT</b>              | Güvenli çalışma Süresi (sn)                                    |
| <b>t</b>                | Perfüzyon zaman sabiti (sn)                                    |
| <b>t</b>                | Ultrason uygulama süresi (sn)                                  |
| <b>T(r,t)</b>           | Herhangi bir noktadaki sıcaklık artışı ( $^{\circ}\text{C}$ )  |

| Simgeler        | Açıklama                                                                                        |
|-----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------|
| $T_{int}(r,t)$  | Sıcaklık artışına ait başlangıç koşulu ( $^{\circ}C$ )                                          |
| $T_{b.c.}(r,t)$ | Sıcaklık artışına ait sınır koşulları ( $^{\circ}C$ )                                           |
| $TI$            | Isıl indeks (boyutsuz)                                                                          |
| $V$             | Hareketli cismin hızı (m/sn)                                                                    |
| $w$             | Kanın perfüzyon hızı                                                                            |
| $W_p$           | Güç parametresi (mW)                                                                            |
| $W_{deg}$       | Akustik güç (mW)                                                                                |
| $W_a$           | Belirli bir SUT değeri için müsaade edilen maksimum akustik güç (mW)                            |
| $W_{720}$       | FDA şartı altında ( $I_{SPTA,3}=720 \text{ mW/cm}^2$ ) müsaade edilen maksimum akustik güç (mW) |
| $W_o$           | Ultrason kaynağının akustik çıkış gücü (mW)                                                     |
| $z$             | Eksenel doğrultudaki mesafe (cm)                                                                |
| $z_m$           | Etkin penetrasyon derinliği (cm)                                                                |
| $Z$             | Dokunun akustik empedansı (MRayl)                                                               |
| $Z_f$           | Yakın alan uzaklığı (cm)                                                                        |
| <b>WFUMB</b>    | World Federation for Ultrasound in Medicine And Biology                                         |

## 1.GİRİŞ

Tıbbi görüntüleme sistemleri, günümüzde sağlık personelinin hasta için doğru teşhis koyabilmesi ve uygun tedaviyi yapabilmesi amacıyla klinik uygulamada vazgeçilmez bir araç olarak kullanılmaktadır. Röntgen'in 1985 yılında x ışınlarının vücut içine girdiğini keşfetmesiyle birlikte tıbbi görüntüleme tekniği için çok önemli bir adım atılmıştır. Ayrıca bu gelişmeyle birlikte tıp bilimi fizik, kimya ve mühendislik gibi bilim dallarıyla ortak çalışma alanı bulmuştur. Bu bilim dallarındaki gelişmelere paralel olarak tıp alanındaki görüntüleme ihtiyaçlarını karşılamak için çeşitli görüntüleme yöntemleri ortaya çıkmıştır. Bunlar, x ışınlarını kullanan bilgisayarlı tomografi (CT), dokudaki hidrojen atomlarının uyarımını esas alan magnetik rezonans görüntüleme (MRI), dokudan yansıyan ultrason dalgalarını esas alan ultrasonografi (USG) ve gama ışınlarının ölçümüne dayalı nükleer görüntüleme (NMI) olarak sınıflandırılır. Sağlık personelinin incelencek dokuya ve hastanın durumuna bağlı olarak bu sistemlerden bir veya birkaçını kullanarak doğru teşhisi yapması gerekir.

Pratik uygulamada hastalığın teşhisi için x ışını görüntüleme yönteminden sonra ultrason görüntüleme sistemi yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Teşhise yönelik ultrason sistemi, sınırlı uzaysal çözünürlüğe sahiptir ancak bu sistemde iyonlaştırıcı radyasyon kullanılmadan dokuya ait görüntü ve bilgi toplanmaktadır. Diğer görüntüleme sistemleriyle karşılaştırıldığında, ultrason görüntüleme sistemi daha basit bir yapıya ve daha düşük bir maliyete sahiptir. Gebelik incelemeleri başta olmak üzere karaciğer, böbrek, pankreas, tiroit ve prostat gibi organların incelenmesinde ve girişimsel radyolojide önemli bir görüntüleme aracı olarak kullanılmaktadır.

Ayrıca, diğer görüntüleme araçlarına kıyasla, daha kısa bir sürede teşhis imkanı sağlar. Dolayısıyla, bu sistemle doku veya organa ait görüntü daha kolay ve hızlı bir şekilde elde edildiği için acil bazı klinik vakalarda vazgeçilmez bir görüntüleme aracı olarak kullanılmaktadır. Ultrason görüntüleme sistemi, özellikle incelencek organların anatomisi, yapısı, hareketliliği ve kan akış karakteristikleri ile ilgili bilgi

sağlamaktadır. Bu sistem, kalp ve kan damarlarının incelenmesinde de önemli bir yere sahiptir. Ultrason sistemini esas alan ekokardiyografi ile kalp ve damarın yapısı ve bunların işlevselliği ile ilgili oldukça önemli bilgi toplanmaktadır. Buna karşın belirli bazı klinik durumlarda ultrason sistemi ile görüntü elde edilemez. Özellikle beyin ve omurilik gibi kemikle çevrili yapılarda ultrasonu kullanarak bu doku hakkında herhangi bir bilgi toplanamaz. Ayrıca, ultrason enerjisinin hava-doku ara yüzeylerinde zayıflamaya uğramasından dolayı, akciğer ve bağırsak tarafından üzeri örtülen organların görüntülenmesi imkansızdır. Ultrason doku görüntülemesinin yanında tedavi amaçlı olarak fizik tedavide, böbrek taşı kırma işleminde ve tümör tedavisinde kullanılmaktadır [Sbazo, 2005]. Özellikle yarı iletken teknolojisindeki gelişmeler sonucunda, ultrason görüntüleme sistemleri taşınabilir hâle gelmekle birlikte daha düşük bir maliyete, daha kullanışlı bir yapıya ve yüksek görüntü kabiliyetine sahip olmaktadır.

Doku ile ilgili görüntüleme elde etmek amacıyla herhangi bir enerji vücut içine gönderildiğinde, doku-enerji etkileşimi sonucunda bazı tehlikelerin meydana gelebileceği bilinmektedir. Biyolojik dokuların bu amaçlar için iyonlaştırıcı radyasyona anlık veya uzun süreli maruz kalması durumunda tehlikeler ortaya çıkar. X ışınları biyolojik dokularda iyonlaştırıcı radyasyon özelliğine sahiptir. Ultrason görüntüleme yöntemi, hasta içine akustik enerji gönderdiği için tehlike oluşturma potansiyeline sahiptir. Normal koşullarda, x ışınlarının aksine ultrason dalgası, iyonlaştırıcı olmayan radyasyon tipindedir ve dolayısıyla ultrason atomların yörüngelerinde bulunan elektronu yerinden sökecek yeterli enerjiye sahip değildir. Bu sebeple genel olarak ultrason güvenli kabul edilmektedir. Buna karşın bazı uygulama koşullarında ultrason, dokuda ısı etkileri, mekanik etkiler, kavitasyon ve kimyasal etkiler üretebilmektedir. Biyolojik dokuların ultrason enerjisini yüksek bir şekilde soğurması ve bu enerjinin vücut içinde depolanmasından dolayı, ultrasonun tehlike oluşturabildiği düşünülmektedir [NCRP, 2002].

Tanısal amaçlı ultrasonda, ultrason uygulama koşulları (ultrason uygulama süresi, akustik güç, frekans, odaklama gibi) biyolojik etkileri azaltacak şekilde oluşturulmuştur. Buna rağmen bazı koşullar altında ultrason, uygulanan dokuda

biyolojik etkilerin oluşmasına neden olmaktadır. Amerika’da bulunan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA), teşhise yönelik ultrason donanımının akustik çıkış değerlerinin kontrolüne yönelik bir takım düzenleyici kurallar oluşturmuştur ve uygulamaya özel akustik yoğunluk sınır değerleri oluşturmuştur [FDA, 1985 ve 1987]. Daha sonra FDA, AIUM/NEMA’nın oluşturduğu Çıkış Gösterge Standardını [ODS], ultrason cihazlarının pazara sunulmasından önceki onay sürecine dâhil etmiştir [AIUM/NEMA, 1992; FDA, 1993]. Buna karşın, ODS ultrason akustik yoğunluk için üst sınır değerleri belirtmediğinden, FDA zaman ortalamalı zayıflamış uzaysal tepe yoğunluğu ( $I_{SPTA,3}$ ) için üst sınır değerinin  $720 \text{ mW/cm}^2$  olmasını ve mekanik indekse ait (göz uygulamaları hariç) üst sınır değerinin 1,9 olmasını şart koşturmuştur [FDA, 1997]. AIUM/NEMA’nın oluşturduğu ODS, kullanıcının makul kullanımı amaçlayan ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibinin daha kolay uygulamasına imkan vermek amacıyla ısıl indeksi (TI) ve mekanik indeksi (MI) tanımlamıştır [Abbott, 1999]. MI, ultrasonun oluşturacağı muhtemel mekanik biyolojik etkilerin bağlı bir göstergesidir [Abbott, 1999; Church, 2005]. TI ise ısıl mekanizmadan dolayı meydana gelebilecek muhtemel biyolojik etkilerin bir göstergesi olarak geliştirilmiştir.

ODS’nin gerektirdiği bu indekslerin, muhtemel biyolojik etkilerin doğru bir göstergesi olup olmadığına yönelik endişelerden dolayı bu indekslerin doğruluğunun kontrol edilme gereksinimi ortaya çıkmıştır. Aralarında O’Brien ve Ellis [1996], Horder ve ark. [1998], Jago ve ark. [1999], O’Brien ve Ellis [1999], Herman ve Harris [1999], Lubbers ve ark. [2003] ve O’Brien ve ark. [2004]’in bulunduğu birçok araştırmacı ODS tarafından tanımlanan ısıl indeksin bazı uygulama şartlarında meydana gelebilecek ısıl tehlikeler için makul bir gösterge olamayabileceğini göstermiştir. Bunun yanında bazı araştırmacılar daha güvenilir bir ısıl indeks elde etmek için birçok girişimde bulunmuştur. Örnek olarak Lubbers ve ark. [2003], O’Brien ve ark. [2004] ve Church [2007] mevcut TI için muhtemel iyileştirmeleri kapsayacak şekilde yeni TI modelleri önermişlerdir. Yakın zamanlarda yapılan bir çalışmada, uzman kişilerden oluşan bir grup, mevcut TI’yi değerlendirerek mevcut TI modellerine göre iyileştirilmiş yeni TI modellerinin oluşturulmasını tavsiye etmiştir [AIUM, 2008; O’Brien ve ark., 2008].

Teşhise yönelik ultrasonun neden olduğu ısı biyolojik etkilerin riskini değerlendirirken genel olarak meydana gelen maksimum sıcaklık artışının aniden oluştuğu kabul edilmiştir. Dolayısıyla sıcaklığın maksimum değerine ulaşmadan önceki zaman dilimindeki sıcaklık artışı ile ilgili kısımlar göz ardı edilmiştir. Bu varsayım, kısa süreli ultrason uygulaması ile oluşan riskin, aniden oluştuğu kabul edilen maksimum sıcaklık artışının neden olduğu riskten çok düşük olacağı gerçeğini göz ardı etmektedir. [Church, 2007]. Dolayısıyla, sıcaklık artışı ile ilgili riski doğru bir şekilde tahmin etmek için sıcaklık artışının maksimum değeri ile birlikte göz ardı edilen zaman dilimindeki bu sıcaklık artış davranışının da hesaba katılması gerekir [Church, 2007; Church ve Miller, 2007].

Bu tezde yapılan çalışma, ilk olarak bu gereksinimin karşılanmasını esas almıştır. Öncelikle, sıcaklık artışının maksimum değerini ve bu artışın zamansal davranışını dikkate alan bir sıcaklık artış modelinin oluşturulması hedeflenmiştir. Daha sonra bu modelden hesaplanan sıcaklık değerleri güvenli çalışma süresini (SUT, safe use time) hesaplamak için kullanılmıştır. Güvenli çalışma süresinin kullanılmasıyla, belirli bir eşik seviyesine göre yapılan ultrason uygulamasının tehlike üretmeyeceği maksimum uygulama sürenin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Teşhise yönelik ultrasonun görüntü kalitesi dikkate alındığında, çözünürlük ve penetrasyon öncelikli öneme sahiptir. Dolayısıyla, bu faktörlerdeki herhangi bir iyileştirme, teşhise yönelik ultrason görüntüleme işleminde teşhisi daha da kolaylaştıracaktır. Frekans arttıkça çözünürlük artar ancak ultrason demetinin penetrasyon derinliği azalır. Teoride (ve genellikle pratik uygulamada) arttırılmış akustik basınç öncelikle belirli bir frekanstaki maksimum penetrasyon derinliğini arttırır. Yükseltilmiş penetrasyon derinliği, inceleme yapılacak anatomi kısımlarının görüş alanının alt tarafında olduğu durumda ve ilgili anatomiye yönelik yeterli geri saçılmayı elde etmek için gerekli olabilir. Alternatif olarak belirli bir etkin penetrasyon derinliğinde, doku kontrastını ve çözünürlüğü artırmak amacıyla daha yüksek bir frekans kullanılabilir. Dolayısıyla birçok durumda iyi şekilde tasarlanmış donanımda akustik çıkış gücünün artırılmasıyla daha iyi bir teşhis bilgisi elde edilebilir [Duck, 2009]. Bu çalışmada SUT modelini kullanarak görüntü kalitesinde

herhangi bir kayıp olmaksızın penetrasyon derinliği ve/veya çözünürlükte meydana gelen muhtemel artışın incelenmesi hedeflenmiştir. Bu amaçla çeşitli hesaplamalar yapılarak görüntüleme performansında hangi koşullarda ne kadarlık bir iyileştirme yapılabileceği ortaya çıkartılmıştır.

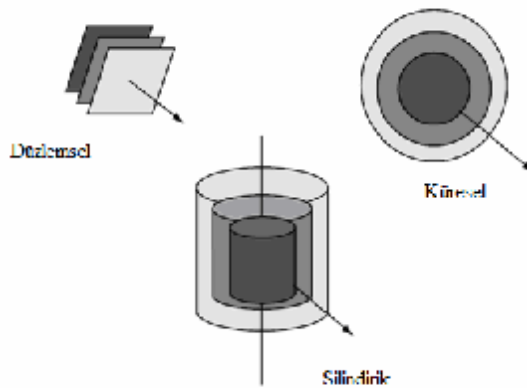
## 2. AKUSTİK DALGA VE ULTRASON

### 2.1. Akustik Dalganın Özellikleri

Akustik dalga, içinde ilerlediği ortamdaki moleküllerin hızlı bir şekilde salınım yapmasını sağlayan mekanik dalgalardır. Elektromanyetik dalgaların aksine akustik dalgalar vakumlu ortamda ilerleyemez ancak bu dalgalar gaz, sıvı veya katı ortamların içinde ilerleyebilen mekanik dalgalardır. İnsanın işiteceği frekansların altındaki ( $<20$  Hz) akustik dalgalara infrason, insanın işiteceği frekanstan daha büyük ( $>20$  kHz) akustik dalgalara ise ultrason denir.

Düzlemsel, silindirik ve küresel olmak üzere temel olarak üç akustik dalga şekli bulunmaktadır (Şekil 2.1). Düzlemsel dalga tek bir doğrultuda ilerlemektedir. Bir taşın suya atıldığında meydana gelen genişleyen dairesel dalga düzlemsel dalgadır. Benzer şekilde, silindirik dalga, eksenel doğrultu boyunca sonsuz uzunluğa sahip, genişleyen dairesel dalga şeklindeki kesit alana sahiptir.

Küresel dalga, silindirik dalgaya kıyasla büyüyen bir top şeklinde yayılır. Pratikte genel olarak akustik dalganın şekli, ideal şekillerden daha karmaşık yapıya sahiptir [Szabo, 2004].

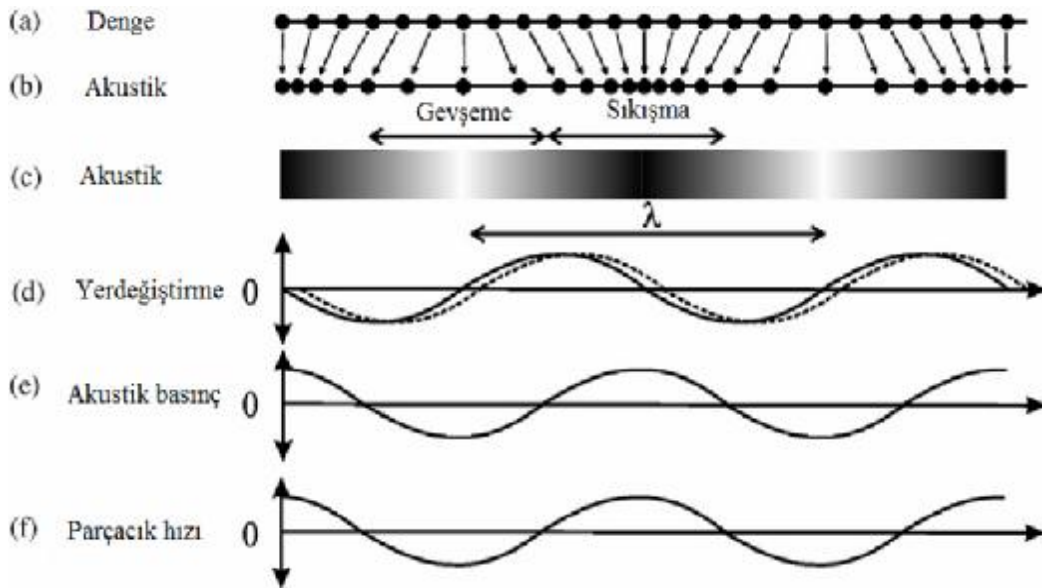


Şekil 2.1. İdeal akustik dalga şekilleri

Ortam içindeki parçacık, dışarıdan uygulanan herhangi bir gerilmeden dolayı denge durumlarına göre yer değiştirdiğinde, bu ortamdaki iç kuvvetler, sistemin eski denge

durumuna dönmesine yönelik etki gösterir. Ortamı oluşturan parçacıklar, uygulanan dış kuvvetlerden uzaklaşacak şekilde yayılmazlar ancak sadece kendi denge durumlarına göre ileri geri hareket ederler. Mekanik titreşimler sonucunda basınç dalgaları (p) oluşur (Şekil 2.1). Bu basıncın pozitif kısmı, sıkışma tipi (compressional) basınç ve negatif kısmı ise gevşeme tipindeki (rarefactional) basınç olarak adlandırılır (Şekil 2.2).

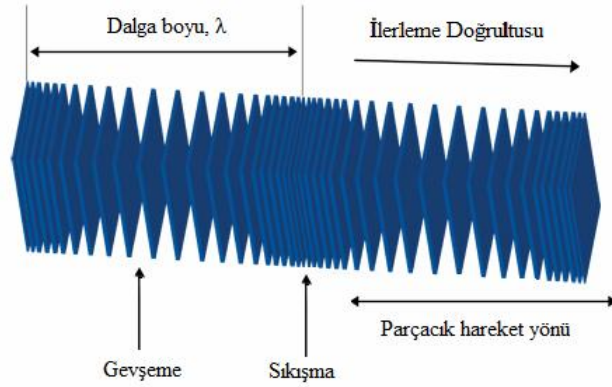
Basıncın yüksek olduğu sıkışma bölgesi ileri doğru hareket etmeye başladığında, geri kalan konumda düşük basınca sahip gevşeme bölgesi oluşur. Dolayısıyla, sıkışma bölgesi ve gevşeme bölgesi birlikte hareket eder. Sonuç olarak akustik dalga, bir ortam içinde ilerlerken mekanik enerjiyi bir parçacıktan diğer parçacığa iletir.



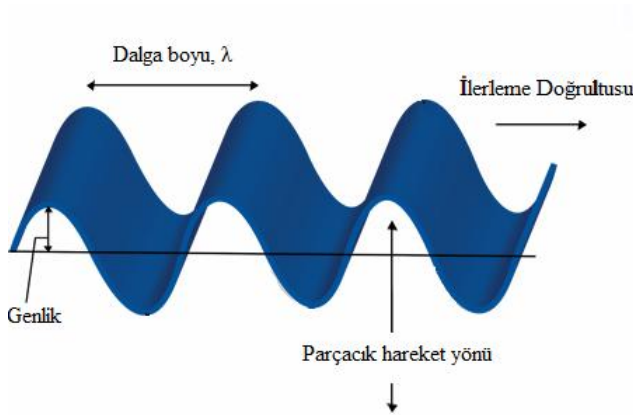
Şekil 2.2. Akustik dalgadaki basınç değişikliği

Akustik dalganın ilerleme (propagasyon) doğrultusu ile ilgili olarak parçacık hareketi esas alındığında önemli üç akustik dalga modundan söz edilebilir. Şekil 2.3'te görülebileceği gibi boylamsal dalga, parçacık hareketi dalga ilerleme doğrultusuna paralel olan, sıkışma tipi dalga olarak da adlandırılan dalgalardır. Enine dalgalarda, parçacık hareketi dalga ilerleme doğrultusuna diktir (Şekil 2.4). Yüzey dalgalar ise eliptik parçacık hareketine sahiptir ve dalga ilerleme doğrultusu elipsin ana ekseninde olmak üzere ortam yüzeyinde hareket eder. Boylamsal dalga herhangi bir

elastik/sıkıştırılabilir ortamda (katı, sıvı veya gaz) ilerleyebilir. Buna karşın diğer moddaki dalgalar sıvı veya gazlarda nadir olarak ilerlemektedir [Carlin 1964; Hellier, 2001].



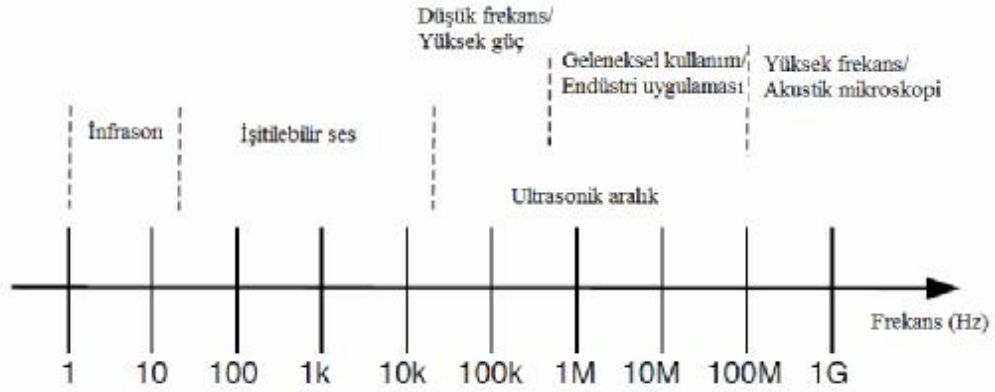
Şekil 2.3. Boyuna dalganın şematik gösterimi



Şekil 2.4. Enine dalganın şematik gösterimi

Frekans, meydana gelen harmonik titreşimde bir saniyedeki döngü sayısıdır. Akustik spektrum, infrason (ses altı), işitilebilir ses ve ultrason (ses üstü) olmak üzere üç bölgeye ayrılmaktadır (Şekil 2.5).

Yukarıda da bahsedildiği gibi 20 Hz'ten daha düşük frekanslar infrason, 20 Hz ile 20 kHz arasındaki bölge işitilebilir ses ve 20 kHz'in üstü ise ultrason olarak isimlendirilir. Ultrason daha düşük dalga boyuna sahip olmasının dışında işitilebilir ses ile benzer bir davranış sergiler.



Şekil 2.5. Akustik spektrum

## 2.2. Ultrason

### 2.2.1. Ultrasonun kullanım alanları

Ultrason 20 kHz'den daha yüksek olan, insan kulağının duyamayacağı frekanslara sahip akustik dalgalardır. Genel olarak ultrason, endüstri sektöründe, savunma sanayinde ve tıpta geniş kullanım alanları bulmaktadır. Ultrasonun ilk olarak 2. Dünya Savaşı sırasında kullanıldığı bilinmektedir. 20. yüzyılın son çeyreğinde ise ultrason tıp alanında kullanılmaya başlanmıştır.

Klinikte özellikle gebelik incelemelerinde vazgeçilmez görüntüleme aracı olarak kullanılmaktadır. Ultrason gelişen teknolojiye paralel olarak yeni kullanım alanları bulmaktadır. Tıpta kullanılan ultrasonun frekansı genel olarak 20 kHz ile 30 MHz arasında değişmektedir. Teşhis amacıyla tıpta kullanılan ultrason frekansı, görüntüleme parametrelerine bağlı olarak 2 MHz ile 10 MHz arasında değişmektedir.

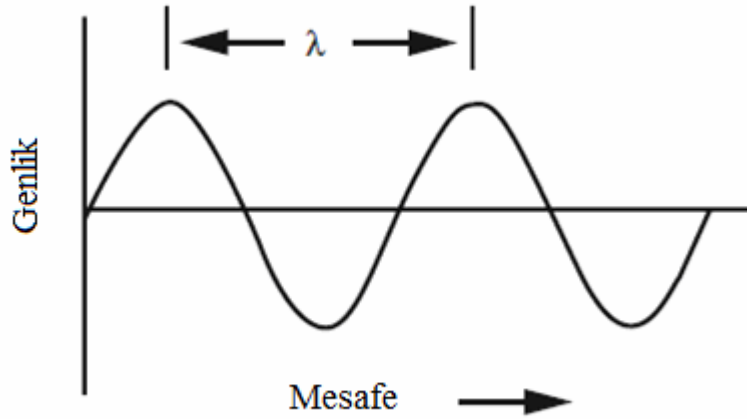
### 2.2.2. Ultrason dalgalarının fiziksel özellikleri

Ultrason dalgaları, yayıldıkları ortamın molekülleri üzerinde fiziksel etki yapmakta ve ortamı sıkıştırıp gevşetmektedir. Bir ultrason dalgasının parametreleri frekans,

basınç, dalgaboyu, hız, güç ve akustik yoğunluktur. Ultrason dalgaları fiziksel dalgalarda olduğu gibi

$$V = \frac{\lambda}{T} = \lambda f \quad (2.1)$$

eşitliğini sağlamak zorundadır. Eş. 2.1'de  $V$  dalganın ortamdaki hızı (m/sn),  $f$  dalganın frekansdır (Hertz).  $\lambda$  ise dalga boyudur ve birimi metredir [Macovski, 1983].



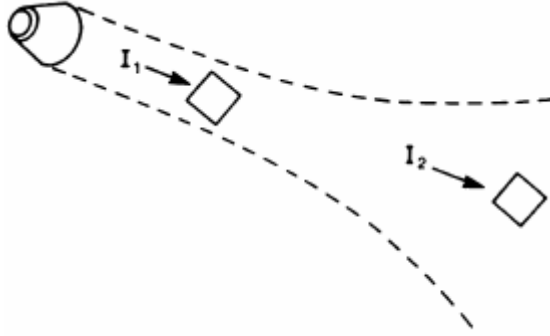
Şekil 2.6. Ultrason dalgasının genliği ve dalgaboyu

Güç (W), akustik basınç ( $p$ ) ve akustik yoğunluk ( $I$ ), ultrason dalgası ile ilgili şiddetin bir ölçüsüdür. Güç, birim zamanda bir yüzeyden geçen toplam enerji miktarı olup Watt cinsinde ifade edilir. Güç, zayıflama söz konusu olmadığında ultrason dalgasının ilerlediği mesafeden bağımsız olarak sabit kalır.

Akustik yoğunluk ise birim alandaki birim zamandaki akustik enerji yoğunluğu olup  $\text{Watt/cm}^2$  cinsinden ifade edilir. Akustik yoğunluk, ultrason demetinin genişliğine bağlı olarak (Şekil 2.7) değişir.

Ultrason demetinin genişliği arttıkça bu demetin sahip olduğu enerji daha geniş bir alan üzerine dağılır ve bu bölgedeki yoğunluk azalır. Dolayısıyla, odaklanmış

ultrason demetinde akustik yoğunluk, demet genişliğinin en küçük olduğu odak noktasında en büyük değere sahiptir.



Şekil 2.7. Ultrason demetindeki akustik yoğunluğun değişimi

Darbeli ultrason demetinde, en yüksek akustik yoğunluk, darbenin mevcut olduğu sırada en büyük değere sahiptir ancak darbelerin bekleme sürelerinde sıfıra eşittir. Dolayısıyla, akustik yoğunluktan bahsedilirken, zamansal ortalama değeri veya zamansal tepe değeri ve uzaysal ortalama değeri veya uzaysal tepe değeri cinsinden ifade edilmelidir.

Akustik dalganın ortamdaki ilerleme hızı, ortamın fiziksel özelliklerine bağlıdır. Bu özellikler dokunun sertliği ve yoğunluğudur. Doku sertliğinin (B) artması ve yoğunluğunun (g) azalması ile akustik dalganın ortamdaki hızı artmaktadır. Ultrasonun ortamdaki ilerleme hızı şu şekilde verilmektedir.

$$V = \sqrt{\frac{B}{g}} \quad (2.2)$$

Akustik dalganın insan vücudundaki ilerleme hızı ortalama 1540 m/sn olarak kabul edilmektedir. Akustik dalganın sudaki hızı 1480 m/sn, havadaki hızı ise 330 m/sn'dir. Çizelge 2.1'de akustik dalganın farklı dokulardaki ilerleme hızı verilmektedir [Szabo, 2004]. Akustik dalganın yumuşak dokulardaki ilerleme hızları arasında fazla fark bulunmamaktadır ve yaklaşık olarak 1540 m/sn kabul edilmektedir. Buna karşın kemik dokusu içerisinde daha yüksek bir hızla ilerlemektedir.

Çizelge 2.1. Ses dalgasının farklı tip dokulardaki ilerleme hızı [Szabo, 2004]

| Doku Tipi        | İlerleme Hızı (m/sn) |
|------------------|----------------------|
| Yağ              | 1450                 |
| Beyin            | 1541                 |
| Karaciğer        | 1549                 |
| Böbrek           | 1561                 |
| Kan              | 1570                 |
| Kafatası Kemliği | 4080                 |

Ultrasonografide görüntü, vücuda gönderilen akustik dalganın ilerleme yolunda bulunan dokulardan geri yansımaya göre oluşturulmaktadır. Yansıma, iki farklı dokunun akustik empedansının farklılığı ile ortaya çıkmaktadır. Dokunun yansıma özelliği akustik empedans ile açıklanmaktadır. Akustik empedans, dokunun akustik dalgaya karşı göstermiş olduğu dirençtir. Her dokunun farklı akustik empedansı bulunmaktadır. Dokunun akustik empedansı

$$Z = gV = \sqrt{gB} \quad (2.3)$$

olarak verilir. Bu eşitlikte Z, Rayl cinsinden akustik empedans, g ve V ise sırasıyla dokunun yoğunluğu ve ses dalgasının bu dokudaki ilerleme hızıdır. Çizelge 2.2'de bazı dokuların akustik empedansları verilmektedir [Szabo, 2004].

Çizelge 2.2. Farklı tip dokuların akustik empedansı

| Doku Tipi        | Akustik Empedansı (Raylx10 <sup>6</sup> ) |
|------------------|-------------------------------------------|
| Yağ              | 1,38                                      |
| Beyin            | 1,58                                      |
| Göz Lensi        | 1,84                                      |
| Böbrek           | 1,62                                      |
| Kan              | 1,61                                      |
| Kafatası Kemliği | 7,8                                       |

### 2.3. Ultrason Doku Etkileşimi

Ultrason dalgaları, hedeflenen bölgeye doğru ilerlerken doku ile etkileşime girmektedir. Doku ultrason etkileşimi sonucunda, ultrason dalgası için yansıma, kırılma, saçılma ve zayıflama söz konusu olmaktadır. Bu etkileşim sonucunda, hem ultrason dalgasının hem de dokunun fiziksel parametrelerinde değişiklik meydana gelir.

Bu değişimler sonucunda ultrason dalgasında enerji kaybı olabilmekte ve dalganın ilerleme yönü değişebilmektedir. Ultrason-doku etkileşimi sonucunda sıcaklık artışı meydana gelmekte ve kavitasyonlar oluşabilmektedir [Karagöz ve Eroğul, 1998].

#### 2.3.1. Zayıflama

Ultrason dalgaları doku içerisinde ilerlerken fiziksel sebeplerden dolayı enerjisini kaybetmektedir. Bu enerji, doku içerisindeki dâhili sürtünmenin üstesinden gelmek için harcanmaktadır. Ultrason dalgası doku içinde ilerlerken, sürekli olarak enerjisinin bir kısmını kaybeder. Birim mesafe başına akustik enerjideki bu azalış, zayıflama olarak isimlendirilmektedir. Aşağıda verilen üç nedenden dolayı zayıflama meydana gelmektedir: ıraksama, yön değiştirme ve emilim.

Ultrason dalgasının ıraksaması, akustik enerjinin daha geniş bir alana dağılmasıyla meydana gelir ve böylece ilerleme doğrultusundaki akustik yoğunluk azalmaktadır. Aynı zamanda, yön değiştirme, yansıma, kırılma ve saçılım, akustik yoğunluğun genliğini azaltır [Karagöz ve Eroğul, 1998].

Doku içindeki zayıflamanın en büyük nedeni ise yukarıda açıklandığı gibi dokunun akustik enerjiyi emerek ısıya dönüştürmesidir. Emilim değerleri ve zayıflama katsayısı dB/MHz/cm cinsinden ifade edilir. Zayıflama dokunun tipine ve özellikle de ultrason dalgasının frekansına bağlıdır (Çizelge 2.3). Dalganın frekansı ve dokunun kalınlığı arttıkça zayıflama artacaktır. Vücut içindeki dokuların çoğunda bu ilişki doğrusaldır. Dolayısıyla daha derin dokulara ait görüntülerin elde edilmesi için

düşük frekanslı ultrason dalgaları kullanılmalıdır. Buna karşın yüksek çözünürlükte görüntü elde etmek için yüksek frekanslı dalgalar kullanılmalıdır. Fakat yüksek frekanslı dalgalar, doku tarafından daha fazla zayıflamaya uğradığından dolayı derin dokulara nüfuz edemezler.

Dolayısıyla yüksek çözünürlük ile görüntülenecek dokunun derinliği arasında denge kurulması gerekmektedir. Çizelge 2.3'te bazı maddelere ve dokulara ait  $f=1$  MHz'deki zayıflama katsayıları verilmektedir.

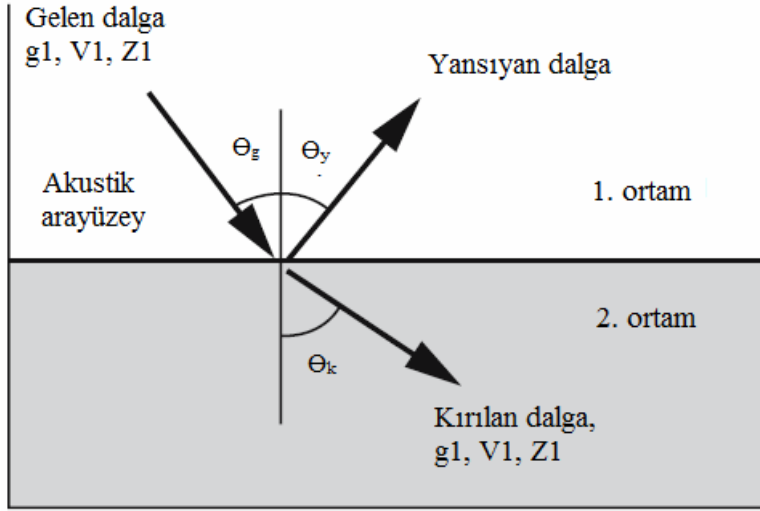
Çizelge 2.3. Farklı dokuların 1 MHz'deki zayıflama katsayıları

| Madde–Doku Tipi | Zayıflama Katsayısı dB/cm |
|-----------------|---------------------------|
| Hava            | 10                        |
| Kan             | 0,18                      |
| Kas             | 1,65 - 1,75               |
| Su              | 0,002                     |
| Akciğer         | 40                        |
| Kemik           | 3 - 10                    |

### 2.3.2. Yansıma ve kırılma

Akustik dalga ortam içinde ilerlerken, iki farklı yapı arasındaki sınırla karşılaştığında her iki yapının özelliklerine bağlı olarak hem yansiyabilir, hem de diğer ortam içinde ilerlemeye devam edebilir. Yansıyan dalganın doğrultusu, sınır yüzeyinin ultrason dalgasına olan yönelmesine bağlıdır.

Optikteki ışınların farklı iki ortamdaki davranışını açıklayan Snell yasası akustik dalgaların yansımasını ve kırılmasını açıklamaktadır [Szabo, 2004]. Şekil 2.8'de görülebileceği gibi akustik dalga, yoğunluğu  $g_1$  olan ortamda  $V_1$  hızı ile ilerlemekte iken yoğunluğu  $g_2$  olan ortam ile karşılaşmaktadır. Bu durumda ses dalgasının bir kısmı  $\Theta_y$  açısı ile geri yansiyacak, bir kısmı ise  $\Theta_k$  açısında  $V_2$  hızı ile ikinci ortamda ilerleyecektir.



Şekil 2.8. Ses dalgasının farklı iki ortamdaki davranışı

Snell yasası,  $\Theta_g$  ile  $\Theta_k$  arasındaki ilişkiyi aşağıdaki eşitlik ile açıklamaktadır.

$$\frac{\sin \theta_g}{\sin \theta_k} = \frac{V_1}{V_2} \quad (2.4)$$

Eş. 2.4'den de anlaşılabileceği gibi kırılma ve yansıma açıları tamamen  $V_1$ 'e ve  $V_2$ 'ye bağlıdır. Yansıma oranı iki ortamın empedans farklılığı ile açıklanmakta ve yansıyan gücün gelen güce oranı şeklinde ifade edilmektedir (Eş. 2.5). Bu oran bir ortamdan diğerine geçen enerji miktarını belirtmektedir [Szabo, 2004].

$$R = \frac{P_y}{P_g} = \frac{Z_2 \cos \theta_g - Z_1 \cos \theta_k}{Z_2 \cos \theta_g + Z_1 \cos \theta_k} \quad (2.5)$$

Bu eşitlikte  $P_y$  ve  $P_g$  sırasıyla yansıyan ve gelen akustik gücü,  $Z_1$  ve  $Z_2$  ise birinci ve ikinci ortamın akustik empedansı göstermektedir. Özel bir durum olan  $\Theta_g = \Theta_k = 0$  için yansıma aşağıdaki eşitlik ile ifade edilir.

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2.6)$$

Çizelge 2.4. Değişik ara yüzeylerdeki yansım oranları

| Ara yüzey                       | Yansım Oranı<br>( $\Theta_g=\Theta_k=0$ iken) |
|---------------------------------|-----------------------------------------------|
| Kemik – Yağ                     | 0,69                                          |
| Yağ – Kas                       | 0,10                                          |
| Kas – Kan                       | 0,03                                          |
| Yumuşak Doku - Hava             | 0,9995                                        |
| Yumuşak Doku – PZT5<br>Kristali | 0,90                                          |
| PZT5 - Hava                     | 0,99997                                       |

Vücudun değişik bölgeleri farklı yansım oranlarına sahiptir (Çizelge 2.4). Yüksek yansım oranlarına sahip yüzeylerde geri yansım gücü oldukça fazla olmaktadır. Bu yüzeylere gelen ultrason dalgaları ikinci ortamda ilerleyemez.

Özellikle akustik empedansları birbirine yakın olan yüzeylerde yansım düşük olmaktadır. PZT5 kristali ile hava yüzeyinde yansım oranı 0,99997'dir. Bu oran PZT5 kristalinden gelen akustik dalgaların hava içerisinde ilerleyemeyeceğini belirtir.

Görüntü oluşumu için akustik dalgaların doku içerisinde ilerlemesi gerekmektedir. Dolayısıyla PZT5 kristali ile doku arasındaki hava ortamının kaldırılması gerekmektedir. Pratikte bu işlem için ultrason jeli kullanılmaktadır. Bu jel bir anlamda PZT5 kristali ile doku arasında empedans uyumu sağlayarak, yansım oranını küçültür.

Akciğerin ultrason ile görüntülenememesi, doku ile hava arasındaki yansım oranının çok yüksek olması ile açıklanmaktadır. Doku içerisinde ilerleyen akustik dalgalar, akciğerde bulunan hava kabarcıkları ile karşılaştıklarında, dalgaların çok büyük kısmı geri yansımakta ve ultrason dalgaları akciğer içerisinde ilerleyememektedir. Bu etken akciğerin ultrason ile görüntülenmesini olanaksız kılar [Karagöz ve Eroğul, 1998].

### 2.3.3. Saçılma

Akustik dalga ilerlediği ortam içinde kendi dalga boyundan daha büyük boyuttaki bir yapıya çarpması sonucunda tüm yönler doğru dağılması sonucunda saçılma meydana gelir. Teşhise yönelik ultrason sistemlerinde, dalga boyuna ve doku içindeki yapıya bağlı olarak dört farklı saçılma söz konusu olmaktadır. Birinci tip saçılma, doku içindeki yapı, dalga boyuna kıyasla çok küçük bir boyuta sahip olduğunda meydana gelir. Bu tip saçılma, aynı zamanda Rayleigh tipi saçılma olarak da isimlendirilir. İkinci tip saçılma, akustik dalga boyu ile doku içindeki saçılmaya neden olan yapının boyutu yaklaşık olarak aynı olduğunda meydana gelir. Üçüncü tip saçılmada doku içinde saçılmaya neden olan yapının boyutu akustik dalga boyundan çok büyük olduğunda söz konusu olur. Dördüncü tip saçılma ise doku içine gönderilen akustik dalganın geniş ve pürüzlü bir yüzeye çarpması veya dalgada düzensiz bir dağılım olduğunda meydana geldiği kabul edilir [Karagöz ve Eroğul, 1998].

### 3. ULTRASONİK GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ

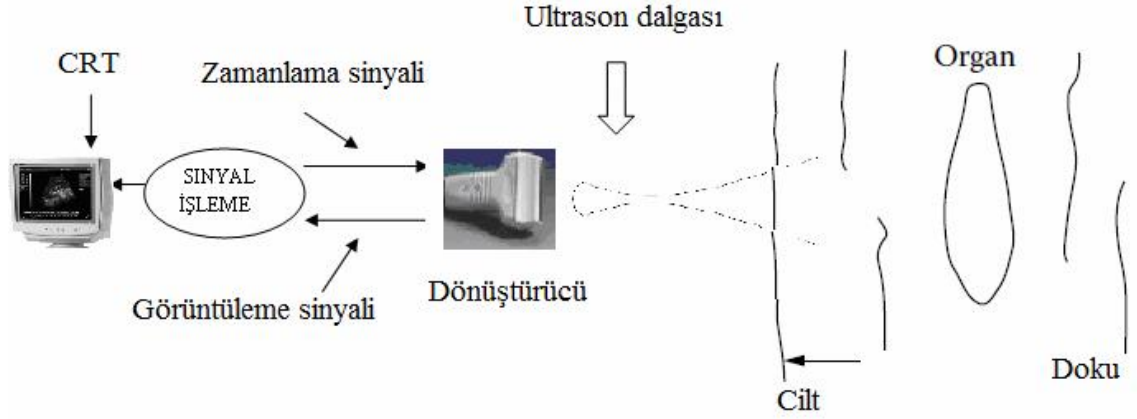
Ultrason görüntüleme sistemleri temel olarak, incelenecek dokuya doğru ultrason darbesi gönderdikten sonra doku içerisindeki yapıdan geri yansıyan ultrason darbesini kayıt etmektedir. Bu yansıma, daha önceden de bahsedildiği gibi iki dokunun empedans farkına bağlıdır. Ultrasonik enerji bir dokudan diğerine doğru ilerlerken iki doku arasındaki yansıma oranına göre bir kısmı diğer dokuya geçmekte iken diğer kısmı ise ultrason kaynağına geri yansımaktadır. Geri yansıyan bu akustik dalgalardan sınır görüntüsü oluşturulur. Dolayısıyla ultrasonografide görüntüleme, darbe yansıma prensibine göre elde edilmektedir. Farklı yansıtıcı yüzeyler gönderilen enerjinin farklı miktarını yansıtır ve böylece farklı derinliklerden gelen yansıma sinyali farklı genliklere sahip olur. Ultrason darbesi gönderildikten sonra geri yansıyan sinyalden sürekli olarak örnek alınır. Ultrasonik görüntülemelerde sadece geri yansıyan sinyallerdeki genlik bilgisi kullanılmaz. Ayrıca, ultrason darbesinin gönderilmesi ve algılanması arasındaki geçen süre (yansıtıcı yüzeylerin derinliğine bağlıdır) de ölçülür.

Yeni bir darbe gönderilmeden önceki beklenilmesi gereken süre, görüntülenmek istenen maksimum derinliğe bağlıdır. Yukarıda bahsedilen prensibe göre çalışan ultrason sistemlerinde, akustik darbe çok kısa süreli olarak gönderilir. Buna karşın diğer uzun zaman diliminde ise prob ile dokulardan yansıyan akustik dalgalar algılanır ve uygun işlemlerden sonra yansıyan sinyale göre ekranda istenen görüntü oluşur. Ultrasonik görüntülemelerde, prob (dönüştürücüyü içeren mekanizma) görüntülenmek istenen bölge üzerinde gezdirilmektedir. Bu durumda mekanik hareket söz konusudur.

#### 3.1. Ultrasonik Görüntülemenin Temelleri

Şekil 3.1’den de görülebileceği gibi teşhise yönelik ultrason cihazı temel olarak elektriksel sinyali akustik dalgaya çeviren dönüştürücü, bu dönüştürücünün ultrason darbelerini oluşturması için gereken elektrik sinyallerini üreten elektriksel darbe üreticisi, dönüştürücüye gelen sinyali algılayan, sıkıştıran ve yükselten bir alıcı

devre, oluşturulan görüntüyü kullanıcıya göstermek için kullanılan bir monitör, görüntüleme sonuçlarını kağıt üzerine aktaran bir yazıcı ve bu görüntüleri kaydetmek için kullanılan bir hafıza birimini içerir [Karagöz ve Eroğul, 1998].



Şekil 3.1. En basit şekilde ultrasonografi sisteminin blok diyagramı

Bununla birlikte pratik uygulamada teşhise yönelik ultrason sistemleri farklı bölgelerdeki dokuları incelemek için değişik dönüştürücülere ve diğer başka araçlara sahip olabilmektedir (Resim 3.1).

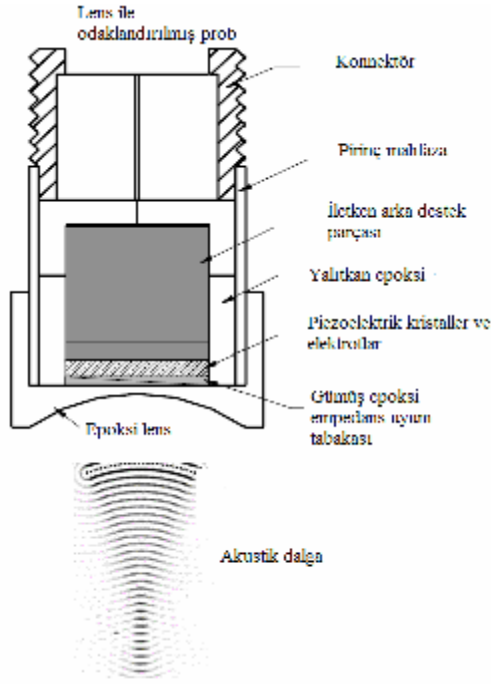


Resim 3.1. Klinikte kullanılan ultrasonografi cihazı

### 3.2. Dönüştürücü (Transdüser- Alıcı/Gönderici-Prob)

Dönüştürücü, ultrasonografi sisteminin en önemli parçalarından biridir. Dolayısıyla görüntü kalitesi üzerindeki etkisi oldukça fazladır. Pratikte dönüştürücü prob olarak

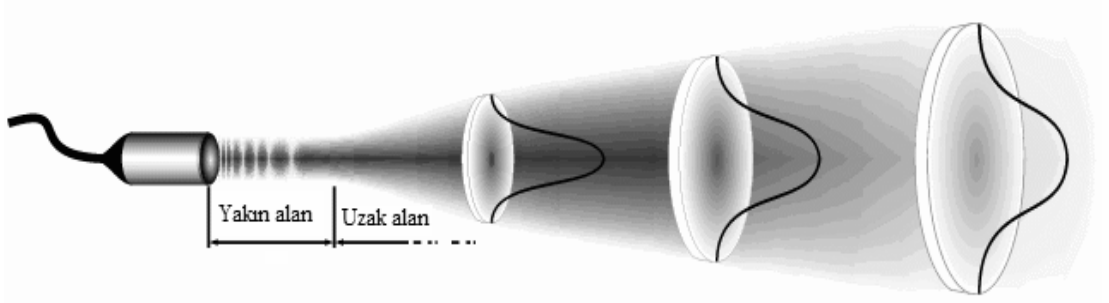
adlandırılmaktadır. Dönüştürücü, doku içinde ilerleyen ses dalgasını oluşturan ve dokulardan yansıyan akustik dalgaları algılayan ünedir. Bununla beraber ultrason dalgasını dokuya gönderen elektronik sistem ile dokulardan yansıyan dalgaları tespit eden elektronik sistemler birbirinden farklıdır. Dönüştürücü piezoelektrik kristali olan kurşun zirkonat titanattan oluşmaktadır (Şekil 3.2). Piezoelektrik kristalin kalınlığı uçlarına uygulanan gerilimle değişmektedir. Kristalin genişlemesi ve daralması ile istenilen akustik dalgalar üretilir. İstenilen frekansa sahip ses dalgasının üretilmesi için bu frekansa uygun kristal kalınlığı seçilmelidir. Pratikte prob, çok sayıda dikdörtgen kristal dizilerden meydana gelen birçok kristal gruba sahiptir.



Şekil 3.2. Pratikte kullanılan bir probun iç yapısı

Dairesel kesitli bir probtan gönderilen ultrason dalgalarının genliği, probtan ayrıldıktan kısa süre sonra değişmektedir (Şekil 3.3). Daha öncede bahsedildiği gibi ultrason dalgalarının ilerlemesi, titreşen parçacıkların birbirleriyle temasıyla oluşmaktadır. Normalde titreşen parçacıklar enerjilerini düz bir doğrultuda birbirlerine iletmektedirler. Titreşen parçacıklar enerjilerini düz bir doğrultuda iletemediklerinde enerjilerinin bir kısmını diğer parçacığa belli bir açı ile transfer eder. Dolayısıyla ultrason demetinde bir genişleme meydana gelmektedir.

Genişleme, ultrason demetinin madde içerisinde ilerlemesi esnasında titreşen parçacıkların enerjilerini dalgaların ilerleme doğrultusundan farklı açıda transfer ettiklerinde meydana gelir. Bu durumda probtan çıkan ultrason dalgaları açılarak ilerlemektedir. Genişleme probun frekansına ve aynı zamanda çapına bağlıdır. Prob çapının artmasıyla, ultrason demetinde meydana gelen genişleme azalmaktadır.



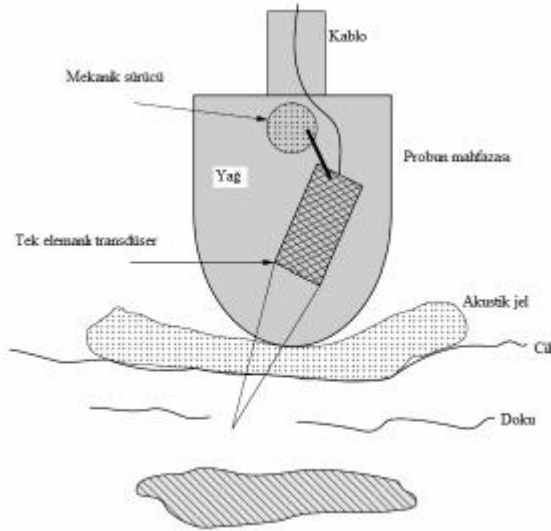
Şekil 3.3. Dairesel kesitli bir probtan çıkan ultrason dalgalarının genlik değişimi

Yüksek frekanslı ultrason dalgalarında, düşük frekanslı ultrason dalgalarına göre daha genişleme meydana gelir. Şekil 3.3.'de görülebileceği gibi genlik, yakın bölgede salınım yapmaktadır. Yakın alanda, akustik alan temel olarak silindirik yapıya ve transdüserin çapından daha küçük bir çapa sahiptir ve akustik dalgaının yoğunluğu transdüserin eksen boyuna değişir. Bu mesafenin ötesi uzak bölge olarak adlandırılır. Bu bölgede ultrason demetinin genişliği artan mesafe ile doğrusal olarak artmaktadır.

Ayrıca bu bölge, görüntü kalitesi üzerinde oldukça etkilidir. Ultrason dalgalarının genliği uzak bölgede daha düzgün olmaktadır (Şekil 3.3). Yakın bölge (near field) ile uzak bölge (far field) arasındaki geçiş bölgesi genelde odaklanmamış bir probun doğal odak bölgesi olarak kabul edilir. Yakın bölge ile uzak bölge arasındaki bu bölgede akustik yoğunluk maksimumdur ve en iyi görüntüleme bu alanda ortaya çıkmaktadır. Uzak alan bölgesinde, akustik dalgaının yoğunluğu, transdüserden olan mesafenin karesi ile ters orantılı olarak eksen boyuna değişir ve radyal doğrultuda küçük salınım meydana gelir. Yakın alan mesafesi aşağıdaki formül ile hesaplanabilir [Macovski, 1983]:

$$Z_f = \frac{a^2}{\lambda} \quad (3.1)$$

Burada  $a$  transdüserin yarıçapı ve  $\lambda$  ise akustik dalga'nın dalga boyudur. Bu eşitlikten küçük problemlerin, düşük mesafede daha iyi dikey çözünürlük sağlayacağı çıkarılabilir. Geniş problemler ise daha düşük çözünürlük sağlar. Fakat geniş problemler ile daha uzak mesafelere ulaşılabilir. Ayrıca küçük dalga boylu ultrason söz konusu olduğunda  $Z_f$  artar. Buna karşın düşük dalga boylu ultrason daha fazla zayıflar. Dolayısıyla yüksek frekanslı ultrason dalgaları ile derin dokular hakkında bilgi toplanamaz. Bununla beraber düşük frekanslı ultrason dalgaları, daha az zayıflamaya uğrayacağından, daha derin dokulara nüfuz edilmektedir. Mekanik ve elektronik olmak üzere iki tip prob bulunmaktadır. Mekanik prob klinik uygulamada elektronik probtan daha önce kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 3.4). Buna karşın günümüzde, genellikle elektronik tip prob kullanılmaktadır. Elektronik problemler doğrusal dizilimli, eğrisel dizilimli ve sektör dizilimli olmak üzere üç ana grupta sınıflandırılmaktadır. İncelenen bölgelere göre problemler farklı fiziksel boyutlarda ve frekanslarda üretilmektedir.



Şekil 3.4. Mekanik probun şematik gösterimi

Yüzeysel dokuları incelemek amacıyla oluşturulan problemlerin frekansları yüksektir. Bu tip problemlerle daha derin bölgelerdeki dokuların incelenmesi mümkün değildir. Bu

etki, dokuların yüksek frekanslı ultrason dalgalarını daha çok soğurmasıyla açıklanmaktadır. Bundan dolayı derin bölgelerdeki dokuları incelemek için düşük frekanslı problar kullanılmaktadır. Bazı organların daha yakından incelenmesi amacıyla endokaviter ve endoskopik problar geliştirilmiştir.

Bu tip problar vücut boşluğuna yerleştirilerek incelenmek istenen organ daha ayrıntılı olarak görüntülenir. Mide gibi organları daha yakından incelemek amacıyla endoskopik probların yemek borusundan içeri doğru sokulması buna örnek olarak verilebilir. Bu şekilde endoskopik prob mideye daha yakınlaşarak mideye ait daha detaylı görüntü elde edilir.

### 3.2.1. Doğrusal dizimli problar

Doğrusal problar, yatay doğrultu boyunca sıralanmış çok sayıda dikdörtgen kristalden oluşmaktadır. Genellikle yüzeysel organların incelenmesinde kullanıldığı için ultrason dalgalarının frekansı yüksektir. Ayrıca yüzey alanları nispeten büyük olmaktadır (Resim 3.2). Bu problar transrektal, transvajinal, laparoskopik, vasküler alanlarda kullanılmaktadır. Ekranda oluşan görüntü dikdörtgendir.



Resim 3.2. Doğrusal dizimli prob

### 3.2.2. Eğrisel dizimli problar

Eğrisel (dış bükey) problarda, kristal grupları geniş bir yay çizecek şekilde yerleştirilmiştir. Bu problar doğrusal dizimli probdan türetilmiştir. Yüzeye yakın bölgelerdeki dokular, eğrisel problarla daha iyi incelenmektedir. Buna karşın bu problarla daha derinlerde iyi görüntü elde edilemez. Görüntü kesik koni şeklinde oluşmaktadır. Abdomen, pediatrik, vasküler alanlarda kullanılır.



Resim 3.3. Eğrisel dizilimli prob

Eğrisel dizilimli problar, doğrusal dizilimli problar ve aşağıda bahsedilen sektör dizilimli probların avantajlarına sahiptir.

### 3.2.3. Sektör dizilimli problar

Bu tip problar ile elde edilen görüntü koni şeklindedir. Bu tip probların vücut ile temas yüzeyi düşüktür. Odak uzaklığı ve tarama yönü, dizilimde bulunan kristallerin farklı zamanlarda ateşlenmesiyle değiştirilebilir.

Bu probların yapılarında elektronik zamanlama devrelerinin bulunmasından dolayı diğer problara göre pahalıdır. Genellikle kardiyolojide kullanılmaktadır.



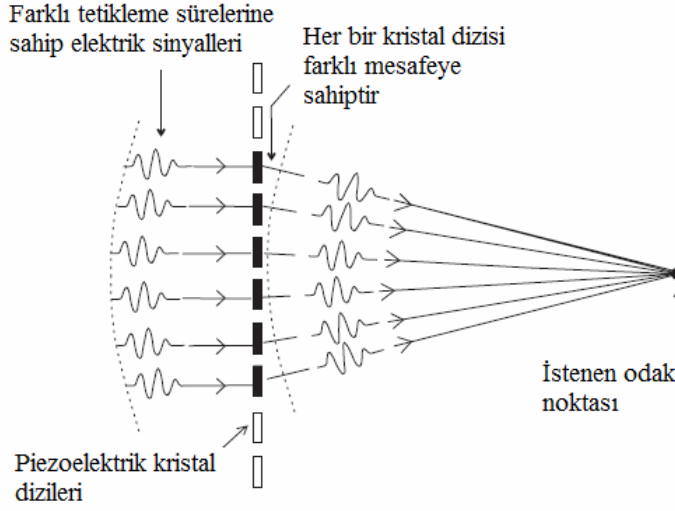
Resim 3.4. Sektör dizilimli prob

Sektör dizilimli probların vücut temas yüzeyi küçük olmasına rağmen görüntü alanı geniştir ve dolayısıyla vücuttaki küçük yapıların incelenmesinde yaygın bir şekilde kullanılır.

Mekanik tip sektör dizilimli prob, elektronik sektör dizilimli proba göre daha ucuzdur. Mekanik tipteki probların dezavantajı ise sabit odaklı olmasıdır. Propta meydana gelen mekanik hareket, cihaz kullanıcısı tarafından hissedilebilir. Üç veya dört kristal grubu, motor üzerine yerleştirildikten sonra bu kristallerin sırayla ateşlenmesi sonucunda görüntü elde edilebilir.



istenilen bölgede odak noktası oluşturulmaktadır. Bununla birlikte, elektronik tarama ile daha hızlı inceleme yapılır. En önemli avantajı ise mekanik problemlerde mekanik hareketin olmamasıdır.



Şekil 3.6. Kristal gruplarına farklı gecikmeler uygulanması ile gerçekleştirilen elektronik odaklama

Elektronik odaklamada her bir iletim kanalına simetrik gecikmeler uygulanarak istenilen odaklama bölgesi elde edilir. Ayrıca, bu yöntemde tek bir prob ile değişik derinliklerde odaklama yapılabilmektedir.

### 3.5. Çözünürlük

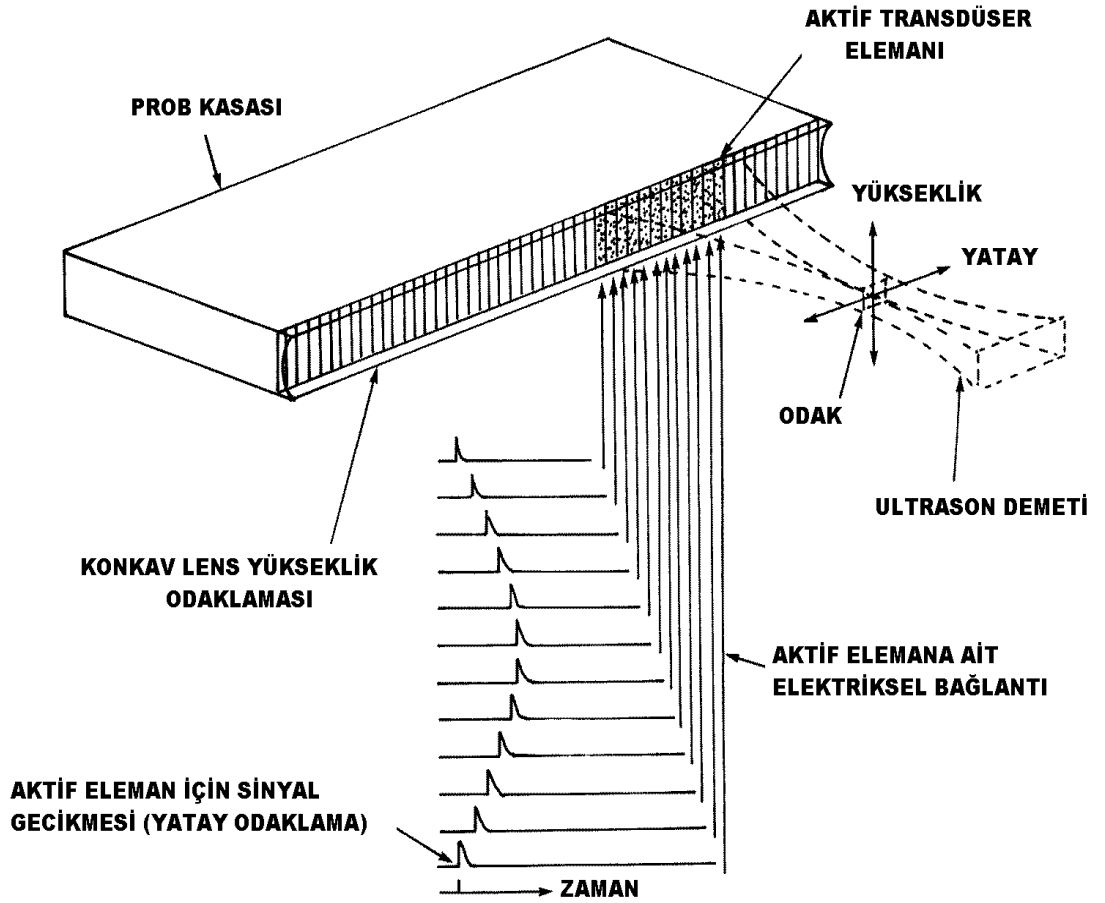
Ultrasonografi sistemlerinde aksenal ve lateral çözünürlükten söz edilir. Ultrason dalgalarının ilerleme doğrultusundaki birbirine bitişik iki noktanın ayırt edilebilme özelliği aksenal çözünürlüktür. Dokuya gönderilen ultrason dalgalarının darbe süresinin yarısı, aksenal çözünürlüğü belirlemektedir. Vurum süresinin azaltılmasıyla aksenal çözünürlük artmaktadır.

Aynı zamanda ultrason frekansının artmasıyla aksenal çözünürlük artmaktadır (Çizelge 3.1). Buna karşın yüksek frekanslı ultrason dalgalarının daha çok zayıflamaya uğramasından dolayı frekans çok fazla arttırılamaz.

Çizelge 3.1. Eksenel çözünürlüğün ultrason frekansı ile değişimi

| Frekans (MHz) | Eksenel Çözünürlük (mm) |
|---------------|-------------------------|
| 2,5           | 0,616                   |
| 3,5           | 0,440                   |
| 5,0           | 0,308                   |
| 7,5           | 0,205                   |
| 10            | 0,154                   |
| 13            | 0,118                   |

Lateral çözünürlük ise ultrason dalgalarının ilerleme doğrultusuna dik bölgelerdeki birbirine paralel iki noktanın ayırt edilebilme özelliğidir. Lateral çözünürlüğün artırılması için demet kalınlığının azaltılması yani odaklama yapılmalıdır (Şekil 3.7). Lateral çözünürlük odak bölgesinde maksimumdur.



Şekil 3.7. Doğrusal diziliimli bir proba ait odaklama ve zamanlama modeli

### 3.6. Ultrasonografi

#### 3.6.1. Frekansın seçimi

İyi bir lateral çözünürlük elde etmek için dar bir demet gereklidir. Eksenel çözünürlük ise geniş darbe band genişliği gerektirir. Her iki çözünürlük, frekansın artırılmasıyla yükseltilir. Buna karşın frekans artarken emilimin ve saçılımın artmasından dolayı penetrasyon derinliği azalmaktadır. Dolayısıyla, optimum frekans seçimi, belirli bir uygulama ile ilgili maksimum derinlikte kullanılabilir sinyali uygulayacak şekilde seçilmelidir.

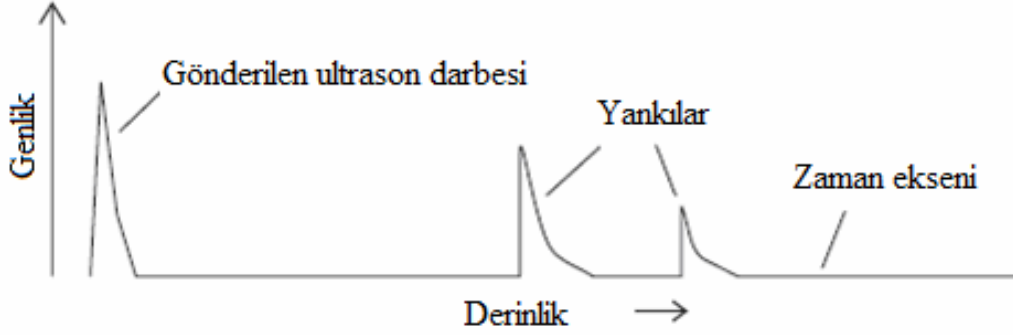
Pratik uygulamada 3 MHz'lık ultrason, yetişkinlerde tipik olarak karın uygulamalarında, 5 MHz çocuklarda, 10 MHz ise boyun, göğüs gibi yüzeye yakın dokuların incelenmesinde, 30 MHz gözün ön tarafının ve damar içinin incelenmesinde ve 100 MHz ise kornea gibi yüzeye çok yakın yapıların incelenmesinde kullanılır [Whittingham, 2007].

#### 3.6.2. Görüntüleme modları

Dokular hakkında farklı bilgi edinmek için değişik görüntüleme modları mevcuttur. Her bir modda elde edilen görüntüler birbirinden değişik bilgiler içermektedir. Görüntüleme modları aşağıda kısaca açıklanmıştır. Her bir görüntüleme modunda farklı ultrason demet konfigürasyonu kullanılarak görüntü oluşturulur.

#### 3.6.3. A mod (amplitude-genlik) görüntüleme

Bu modda, prob hastanın görüntülenecek organı üzerine getirilir ve ultrason demeti, demet eksenini tarafından oluşturulan tarama hattı boyunca gönderilir. Vücut içinden yansıyan akustik dalgalar yükseltilir ve genlik demodülasyon işlemine tabi tutulur. Daha sonra yankı bilgisinin genliği, akustik dalga'nın ulaşma süresini esas alarak derinliğin bir fonksiyonu olarak ekranda gösterilir (Şekil 3.8). Kısaca, yansıyan yüzeylerden gelen sinyaller ekranda tepelik olarak gözükür [Whittingham, 2007].



Şekil 3.8. A-mod görüntülemenin tipik bir örneği

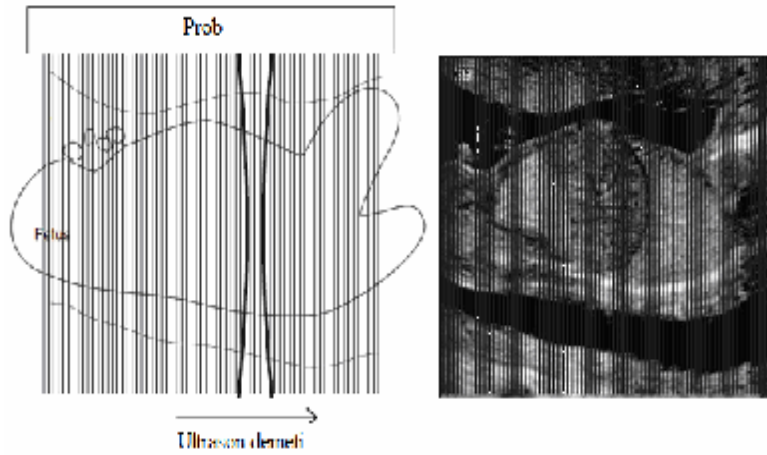
Maksimum darbe tekrarlama frekansı (prf), ultrason dalgasının tekrar gönderilmeden önce ilk gönderilen ultrason dalgasıyla elde edilen yankıların kaybolmaması için sınırlıdır. Bu sınır değeri, akustik dalganın ilerleme hızı ve ilgili maksimum derinlik tarafından belirlenir. Bu değer kardiyak ve karın uygulamaları için tipik olarak 2 kHz olup göz gibi yüzeye oldukça yakın organlar için daha yüksek değere sahiptir.

A-mod görüntüleme, tüm ultrason cihazlarında mevcut değildir. Bununla birlikte bu görüntüleme yöntemi, derinliğin veya arayüz oluşturan yüzeylerin yansıtma özelliğinin doğru bir şekilde belirlenmesinin gerekli olduğu durumda kullanılan bir yöntemdir [Whittingham, 2007].

#### 3.6.4. B-mod (brightness-parlaklık) görüntüleme

B-mod ultrasonografi, klinikte yaygın olarak kullanılan görüntüleme yöntemi olmasıyla birlikte, incelenen doku hakkında kesit görüntü sağlamaktadır. B-mod uygulamada, yankılar ekranda gri skalada gösterilir. Yansıtıcı yüzeyden gelen sinyallerin genliğine göre ekranda bir parlaklık değeri oluşmaktadır.

Farklı bölgelerden gelen yansımalar, ekranda değişik parlaklıktaki noktalar meydana getirecektir. Ultrason dalgaları, akustik kuplaj sağlayan jeli ilgili bölge üzerine sürdükten sonra elle tutulan prob yardımıyla vücut içine gönderilir. Ultrason demeti, otomatik olarak hızlı ve tekrarlı bir şekilde prob doğrultusuyla tanımlanan tarama düzlemi üzerine gönderilir (Resim 3.5).



Resim 3.5. Cenin B-mod ile incelenmesi sonucunda elde edilen görüntü

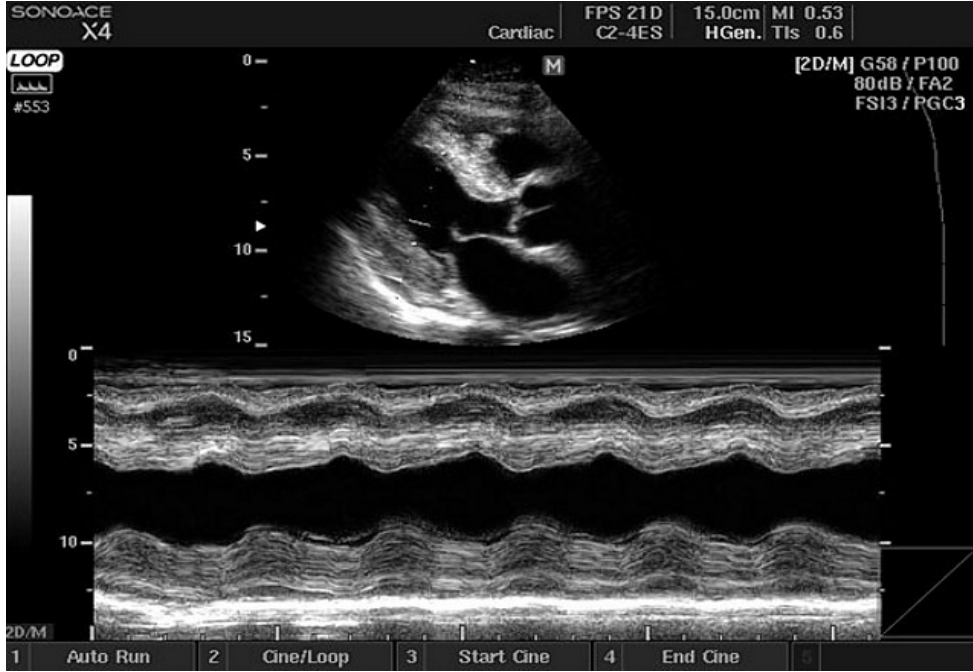
Gerçek zamanlı B-mod görüntüleme, tıbbi görüntüleme araçlarında önemli bir yere sahip olup kemik veya gaz arkasında yer almayan tüm yumuşak doku uygulamalarında kullanılır [Whittingham, 2007].

### 3.6.5. M-mod (motion-hareket) görüntüleme

M-mod görüntüleme, A-mod görüntüleme yönteminin geliştirilmiş bir şeklidir. Dokudan gelen yankı genlikleri, gri skalada şiddetlerine bağlı olarak zaman ekseninde ekran üzerinde gösterilir. Bu görüntüleme modunda hareketliliğin gösterilmesi esas alınmıştır.

M-mod ile elde edilmiş görüntünün birkaç saniyelik bölümü dijital olarak kaydedilir ve inceleme yapmak için ekranda yeniden gösterilir. M-mod görüntüleme, genellikle kalp kapakçığının ve kalp duvarlarının dinamik davranışını değerlendirmek için kullanılır.

Gebelikte embriyonun veya ceninin durumu, kalp hareketlerinin incelenmesiyle belirlenebilir. A-mod ve M-mod görüntüleme, sabit bir demet boyunca kısa darbe dizilerinin gönderilmesi ile elde edilir. Kullanıcı A-mod ve M-mod görüntüleme işlemine başlamadan önce B-mod görüntüleme yöntemi kullanılarak prob doğru bir şekilde ilgili yere konumlandırır [Whittingham, 2007].



Resim 3.6. Kalbin M-modu ile elde edilmiş görüntüsü

### 3.6.7. 3D ve 4D görüntüleme modu

3D (üç boyutlu) tarama, iki boyutlu (2D) kesit görüntülemesinden ziyade bir doku hacminden elde edilen yansıma bilgisinin ekranda görüntülenmesidir. Tarama hızı, 3D bilgisinin gerçek zamanlı olarak ekranda gösterilmesine yetecek kadar yüksek bir değere sahip olduğunda dördüncü boyutun zaman olduğu dört boyutlu tarama (4D) söz konusu olur.

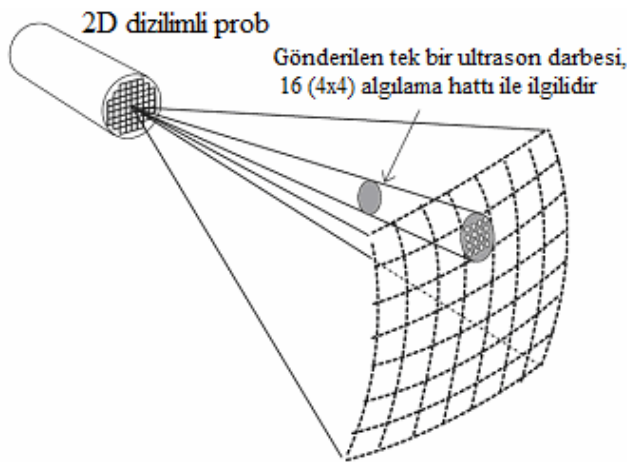
3D ultrason görüntüleme yöntemindeki öncelikli amaç, gerçek zamanlı olarak hacimsel anatomik bilgilerin kullanıcı tarafından kolaylıkla anlaşılabilir hâle getirilmesidir.

3D görüntüleme işlemi üç aşamadan oluşur: yankıların elde edilmesi, ilgili hacmin imgelenmesi (render) ve görselleştirilmesidir (visualization). Özel 3D tarama problemleri, daha hızlı ve daha doğru bir şekilde hacim taramasına imkan sağlar. Bunlar doğrusal, eğrisel veya B-mod görüntülerini elde eden faz dizilimli transdüserlere sahiptir (Resim 3.7).



Resim 3.7. 3D probuna bir örnek

Probun ön bölümündeki yapı, eğrisel transdüser diziliminin mekaniksel olarak ileriye ve geriye doğru aktif hâle getirildiği sıvı dolu bir kısım içerir. Hacim taraması daha hızlı bir şekilde, binlerce eleman içeren “2D dizilimli” probalar ile elde edilebilir (Şekil 3.9). Gerçek zamanlı hacim tarama çerçeve hızını elde etmek için gönderilen her bir ultrason demeti, bitişik tarama hatlarını (bu örnekte 16) sorgulayacak yeterli büyüklükte olmalıdır. İlgili hacme ait yansıma bilgisi, farklı amaçlar için kullanılabilir [Whittingham, 2007].



Şekil 3.9. 2D dizilime sahip bir prob

3D ultrason görüntülemenin en popüler uygulaması fetüs yüzünün incelenmesidir (Resim 3.9). Bununla birlikte 3D görüntüleme yöntemiyle kalp içindeki yapılar, damarlar ve göz yüzeyleri incelenebilir.



Resim 3.8. Elleri ağzında olan bir fetüsün 3D görüntüsü

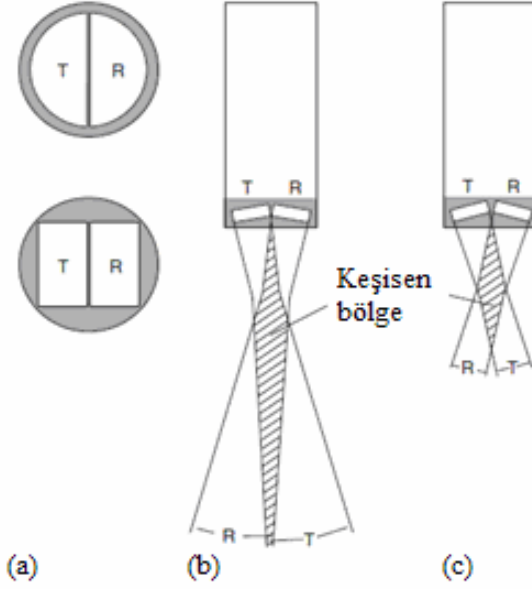
3D ultrason görüntüleme yönteminde, inceleme süresi, verinin manipülasyonu ve görüntünün yorumlanması gibi kısa sürelerle bölünmesinden dolayı bağıl olarak düşük akustik çıkış değerleri kullanılmaktadır. Diğer taraftan gerçek zamanlı 4D ultrason taraması, hatıra amaçlı fotoğraf ve video çekimini özendirdiği için özellikle gebelik incelemelerinde daha yüksek akustik çıkış değerlerinin kullanılmasına neden olabilmektedir.

Ayrıca, 2D dizilimli problemlerin kullanımı sonucunda, gönderilen darbeler tarama ve yükseklik düzleminde odaklandığı için daha yüksek akustik tepe yoğunlukları ve basınçları meydana gelebilir [Whittingham, 2007].

### 3.6.8. Sürekli dalgalı doppler

Sürekli dalgalı Doppler (CW) yöntemi öncelikli olarak kan akış karakteristikleri ve fetüs kalbinin izlenmesi amacıyla kullanılmıştır. Bu tekniklerde sürekli dalgalı ultrason demeti bir transdüserden gönderilirken geri yansıyan ultrason dalgaları diğer bir alıcı transdüser tarafından toplanır. Gönderici ve alıcı transdüserler genellikle tek

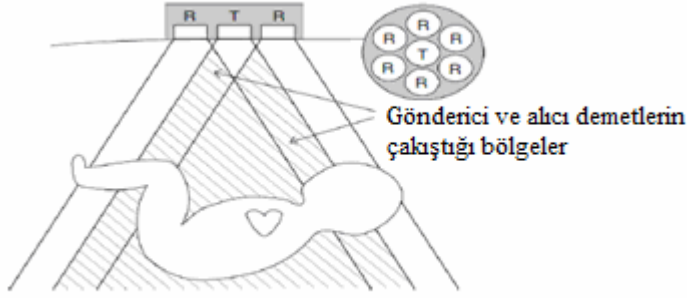
bir prob içine yerleştirilir. Bunlar genellikle sırt sırta yaslanmış “D” şeklinde veya basit dikdörtgen şeklindedir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Sürekli dalga doppler probunun şematik gösterimi (a) Gönderme ve alma işlemi için genellikle dikdörtgen veya D şeklindeki ayrı transdüserlerden oluşan CW Doppler probları. (b) Sadece kesişen bölgedeki hedefler tespit edilir. (c) Yüzeysel kan akışının ayrımı transdüserlerin birbirlerine göre açlandırılması ile elde edilir.

CW Dopplerde sabit frekanslı ultrason dalgası, kesintisiz olarak incelenecek bölgeye gönderici transdüser tarafından gönderilir. Yansıyan dalgalar ise alıcı transdüser tarafından algılanır. Bu algılama sonucunda frekans sapması ve akış hızı hesaplanır. Hareketli hedefler, gönderici ve alıcı demetlerin kesiştiği dar bölgede tespit edilir (Şekil 10 b). Kesişme bölgesi, probta bulunan iki transdüserin açısının ayarlanması ile kaydırılabilir (Şekil 10 c).

Fetüsün kalbi izlenirken, kalbin gönderici ve alıcı demet içinde kalmasını temin etmek amacıyla daha yoğun bir kesişme bölgesi gereklidir. Buna karşın fetüsün konumu değişebilir. Dolayısıyla bu uygulama için prob, annenin karnına bir kemerle sabitlenir. Bu tip proplar, ilerledikçe genişleyen bir ultrason demeti oluşturan birden fazla alıcı transdüserini içerir. CW Doppler yöntemi, yüksek hızla akan kanın incelenmesinde kullanılır.



Şekil 3.11. Fetüsün kalbini izlemede kullanılan prob

Hedefte yansıyan ultrason sinyali, gönderilen ultrason sinyali ile karşılaştırılarak bir Doppler sinyali üretilir. Bu Doppler sinyali, yansıyan sinyalin genliği ile orantılıdır. Aynı zamanda Doppler sinyalinin frekansı yansıyan sinyalin Doppler frekans kaymasına eşittir. Doppler frekans kayması, hareketli cisme doğru gönderilen ultrason dalgasının hedefte yansıdıktan sonra gönderilen dalganın frekansının cismin hızına, cismin hareket yönüne ve probun konumuna göre değiştiğini ifade eder [Whittingham, 2007]. Hedefte yansıyan ultrason dalgalarındaki frekans sapması

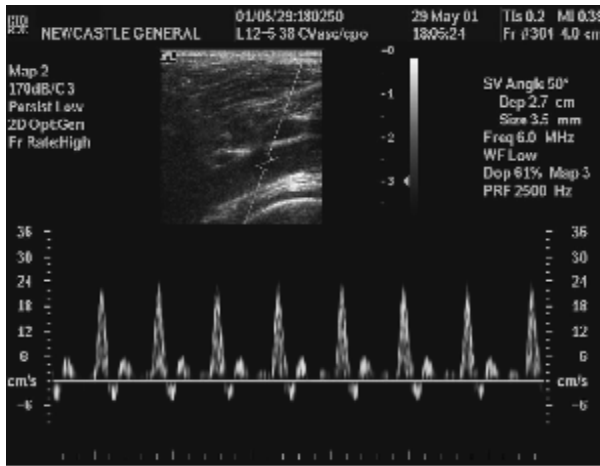
$$\Delta f = \pm \frac{2fV \cos \theta}{c} \quad (3.2)$$

olarak belirlenir. Bu frekans sapmasına Doppler frekans sapması denir. Eş. 3.2'deki  $f$  probdan gönderilen ultrason dalgalarının frekansı,  $V$  kanın ilerleme hızı,  $\theta$  akustik dalga ile kan arasındaki açı,  $c$  dalganın ilerleme hızıdır. Bu ifadede ultrason dalgasının kan içindeki ilerleme hızı ( $c=1540$  m/sn) ve gönderilen ultrason dalgasının frekansı ( $f$ ) bilinmektedir.  $\Delta f$  frekans sapması ve  $\theta$  açısı prob tarafından algılandıktan sonra  $V$  akış hızı Eş. 3.2'nin kullanılmasıyla kolay bir şekilde hesaplanır.

### 3.6.9. Darbeli dalgalı spektral doppler

CW Doppler yöntemi, kesişme bölgesindeki farklı noktalardan gelen Doppler

sinyallerini ayırt edemez ve bu yöntemde kesişme bölgesinden yansıyan dalgaların hangi mesafeden geldiği anlaşılamaz. Buna karşın darbeli dalgalı (PW) spektral Doppler yönteminde, “örnek hacim” olarak bilinen belirli bölgelerden Doppler sinyallerinin toplanması söz konusudur. Dupleks görüntüleme modunda Doppler sorgulama demetinin konumu, B-mod görüntüsü üzerine yerleştirilmiş “Doppler çizgisi” olarak ekranda gösterilir. Kullanıcı, örnek hacmin en yakın ve en uzak sınırına karşılık gelen aralığın başlangıcını ve sonunu belirlemek için bu çizgi üzerine imleci yerleştirir (Resim 3.9).



Resim 3.9. Bacak arterinin dupleks taramasına örnek

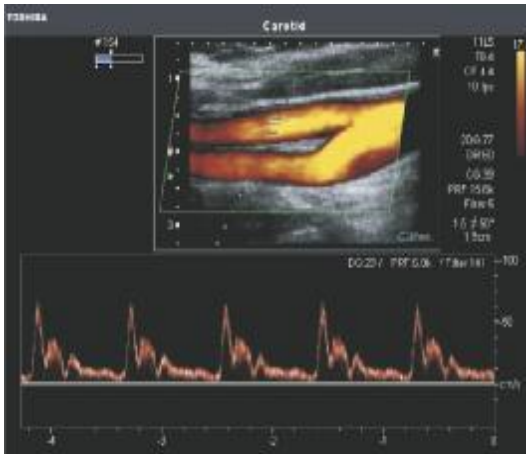
Elde edilen B-mod görüntüsü, kullanıcının Doppler çizgisini ve örnek hacmi damarın üzerine nasıl yerleştireceğine yardımcı olur. Bu teknikte, ultrason dalgası kesintili olarak darbe dizisi şeklinde gönderilir ve bu işlem belirlenecek herhangi bir Doppler sinyal kaynağının belirlenmesine imkan verir. Ultrason dalgasını göndermek için kullanılan transdüser aynı zamanda hedeften yansıyan ultrason dalgalarını algılamak için kullanılır. Ultrason darbe dizisi gönderildikten sonra yansıyan dalgalar tespit edilinceye kadar beklenilir. Bundan dolayı darbeli Doppler yönteminde elde edilen çözünürlük, sürekli dalgalı Doppler yöntemine göre daha yüksektir. Buna karşın darbeli Doppler ile yüksek kan akış hızları tespit edilemez [Whittingham, 2007].

PW Doppler yönteminde, akustik zayıflama etkisinin azaltılması amacıyla belirli bir

akustik yoğunluktaki duyarlılığın ve penetrasyonun arttırılması için genellikle görüntülemeye kullanılandan daha düşük bir frekans kullanılır. Aynı zamanda daha düşük bir frekans kullanılarak Doppler frekansının Nyquist sınır değerinden daha düşük olması sağlanır. PW Doppler’de akustik çıkış, mümkün olduğu kadar yüksek darbe tekrarlama hızına sahip görüntülemeye kıyasla daha düşük frekanstaki bir dizi akustik darbeden (3-20 döngü) oluşur. Darbelerin bu şekilde olması, yoğunluğun zamana göre en yüksek ortalama değerlerle ifade edilmesini gerektirir [Whittingham, 2007].

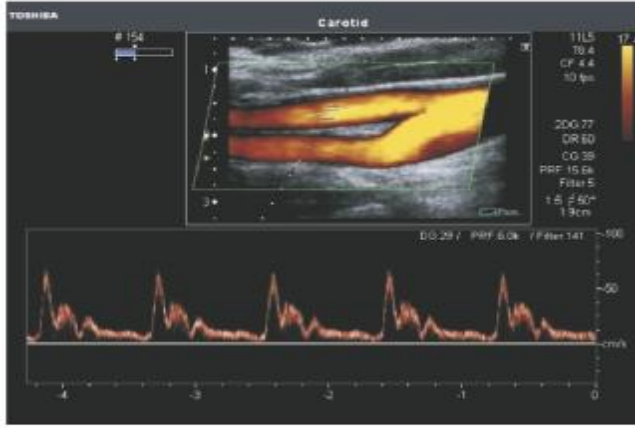
### 3.6.10. Doppler görüntüleme

Bu yöntemde B-mod görüntüsü üzerinde Doppler frekans kayması ve Doppler sinyalinin ortalama gücünün dağılımını gösteren renkli bir haritalama yapılır. Kullanılan renkler, ortalama Doppler frekans kaymasını gösterdiği için bu yöntem Renkli Akış Görüntüleme (CFI) veya Renkli Akış Haritalaması (CFM) olarak isimlendirilir. Renklerin Doppler sinyalinin ortalama gücünü gösterdiği teknik ise Güç Doppleri Görüntülemesi (PDI) olarak adlandırılır. Her iki durumda da operatör tarafından ayarlanan bir “renk kutusu” Doppler sorgulamasının yapıldığı bölgenin sınırlarını tanımlar (Resim 3.10). Akış hızı, sağ taraftaki ölçekte gösterilmektedir. Proba doğru yönelen kan akışı, pozitif Doppler kayması üretir (burada kırmızı, turuncu ve sarı).



Resim 3.10. Dalak içindeki kan damarlarının Renkli Akış Haritalaması (CFM)

PDI modunda, kan akış yönü gösterimi olmaksızın sıfır Doppler gücü için siyah renk seçilirken yüksek güçlü Doppler sinyali ise turuncu olarak gösterilir (Resim 3.11). Renk ölçeği Doppler sinyalindeki gücü gösterir. Alttaki resim, aralık kapısı ile tanımlanan örnek hacimden elde edilen spektral Doppler sinyalidir [Whittingham, 2007].



Resim 3.11. Boyundaki kan damarlarının Güç Doppleri görüntülemesi (PDI)

Kontrast renklerin olmaması, dar damarlarda akan kan gibi zayıf yansıtma veya saçılma özelliğine sahip hedefler için duyarlılığı artırarak düşük gürültülü görüntü oluşturur. PDI tekniği için geliştirilen diğer bir teknik ise yönlendirilmeli PDI'dir. Burada kırmızı/sarı renkler pozitif Doppler kaymasına sahip sinyallerin gücünü gösterirken, mavimsi renkler ise ters işaretli Doppler kaymasına sahip sinyallerin gücünü göstermek için kullanılır. Yönlendirilmiş PDI, PDI'nin yüksek duyarlılığına ilave olarak proba göre kan akışının yönünü belirtir [Whittingham, 2007].

## 4. TEŞHİSE YÖNELİK ULTRASONDA GÖRÜNTÜ KALİTESİ

### 4.1. Görüntü Kalitesi İle İlgili Genel Faktörler

Klinik uygulamada, CFI ve dubleks mod (tek bir örnek hacmin B-mod üzerinde Doppler spektrogram ile görüntülemesi) daha sık bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Operatörün gerçek zamanlı olarak görüntüyü algılayabilmesi veya fizyolojik hareketleri izlemesi amacıyla minimum çerçeve hızı söz konusudur. Bu durum Doppler ve teşhise yönelik ultrason uygulamasında, elde edilebilir bilgi içeriği ve görüntü kalitesi üzerinde güçlü sınırlamalar meydana getirir. Bu sınırlamalar, görüntü içindeki akustik demet hatlarının sayısı, demet hattı başına ultrason dalgasının gönderilmesi sırasında oluşturulan odak bölgelerinin sayısı ve görüntü oluşturmak için beklenen sürede akustik örneklerin sayısı üzerinde kendini gösterir. Verilen bir demet hattına göre ortalaması alınan örnek sayısının yükseltilmesi, artırılmış görüntü derinliği ve uygun görüntüleme çerçeve hızına imkan vermek için darbe genliğinin artırılması gerekir. Yanal (lateral) çözünürlük (görüntü düzleminde) ve yükseklikteki çözünürlük (tarama düzlemi kalınlığı) darbedeki küçük frekansların seviyesi ile ters olarak orantılıdır. Bununla birlikte, eksenel (aksiyal) çözünürlük daha büyük bir band genişliği gerektirecek şekilde darbe uzunluklarının kısalmasıyla artar.

Prensipte, sinyal gürültü oranı, kontrast gürültü oranı ve uzaysal çözünürlük hususları açısından optimal olarak tasarlanmış sistemlerde, darbe içindeki tepe genlik değeri, görüntü kalitesinin belirlenmesinde en önemli faktör olmayıp darbe ortalama yoğunluk ile band genişliğinin çarpımı ile ortaya çıkan değer, görüntü kalitesinin etkili olarak belirlenmesinde önemli bir araçtır. Akustik kontrast (C), birbirinden ayırt edilmek üzere iki farklı dokudan yansıyan sinyal güçlerinin oranı (genlikle dB cinsinden ifade edilir) olup aşağıdaki şekilde ifade edilir [NCRP, 2002]:

$$C=10 \log_{10} (W_2/W_1) \quad (4.1)$$

Görüntü kalitesinin indeksi Q ile de tanımlanabilir ve aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$Q = \frac{C}{\eta VF} \quad (4.2)$$

Yukarıdaki ifadede  $\eta$ , birim frekans başına elektronik gürültü gücünü,  $V$  birim hacmi ve  $F$  ise çerçeve tekrarlama hızını temsil eder.

Arttırılmış akustik çıkış gücü ile elde edilen avantajlar aşağıdaki şekilde sıralanabilir: daha yüksek çözünürlük, arttırılmış görüntü derinliği, arttırılmış dinamik aralık ve artırılmış duyarlılık. Buna karşın arttırılmış çıkış gücünün kullanılmasıyla ortaya çıkan dezavantajlar ise doğrusal olmayan yayılım sonucunda görüntü derinliğini azaltması, küçük genlikli akustik gürültü söz konusu olduğunda dinamik aralıkta ve duyarlılıkta herhangi bir artışın meydana gelmemesidir.

Görüntü kalitesi, özellikle hacimsel çözünürlük ile daha iyi bir şekilde temsil edilmektedir. Dolayısıyla frekans artışına imkan verecek şekilde tepe basınç değerinin yükseltilmesi sonucunda görüntü kalitesi arttırılabilir. Arttırılmış frekansın diğer bir avantajı ise küçük yansıtıcılardan geri gelen sinyal ile ilgili olan çoklu akustik saçılım gürültüsünde önemli bir azalma olmasıdır.

Akustik gürültü söz konusu olduğunda arttırılan akustik güç, faz bozulmasına neden olan gürültüyü üretir. Bu konu aşağıdaki şekilde özetlenir: ideal çıkış şiddeti (ve basıncı), ölçüm, ses-doku etkileşimi ve biyolojik etkilerle ilgili birçok hususun dengelenmesiyle belirlenebilir ve elde edilen akustik çıkış çeşitli klinik şartlarda geniş bir şekilde değişebilir [Insana, 1995].

#### 4.2. Arttırılmış Akustik Çıkışın Etkin Penetrasyon Derinliği Üzerindeki Etkileri

NCRP'nin 113 nolu raporu [NCRP, 1992] bu konuyu ayrıntılı bir şekilde açıklamaktadır. Görüntüleme veya Doppler sinyalinin oluşturulmasında söz konusu olan etkin penetrasyon derinliği ( $z_m$ ) aşağıdaki şekilde ifade edilmektedir:

$$z_m = (R_G + D + N + S_r) / (2\alpha_{dB} f) \quad (4.3)$$

Burada  $\alpha_{dB}$ ,  $dB \text{ cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$  cinsinden akustik zayıflama katsayısı ve  $f$  ise akustik çalışma frekansıdır. Dolayısıyla, yukarıdaki ifadenin paydasındaki  $2\alpha f$  terimi probtan çıkan ultrason dalgasının,  $z_m$  mesafesine bulunan bir hedef arasındaki gidiş-gelişi esnasında uğradığı zayıflamayı gösterir.

Ayrıca,  $R_G$  terimi  $dB$  cinsinden sistemin global dinamik aralığını gösterir.  $N$ ,  $D$  ve  $S_r$  ise  $dB$  cinsinden negatif sayılar olup bu büyüklükler aşağıdaki şekilde açıklanmıştır [NCRP, 2002]:

- $R_G$ , zayıflama olmayan bir ortamda maksimum güç ayarında odak düzleminde tespit edilen doyuma uğramamış maksimum sinyalin, minimum sinyale olan oranıdır. Minimum sinyal gücü, sistemin elektronik gürültüsüne göre 3  $dB$  daha yüksek bir seviyededir.
- $D$ , su içinde ilgili mesafede bulunan doku örneğinden elde edilen sinyal seviyesinin, su içinde odak noktasında bulunan aynı doku örneğinden elde edilen sinyal seviyesine oranıdır.
- $N$ , ideal şartlar altında tespit edilebilir sinyal seviyesinin, minimum saçılım yaratan bir yansıtıcı söz konusu olduğunda dokuyu görselleştirmek için gerekli sinyal seviyesine oranıdır.
- $S_r$ , bir dokuda en zayıf geri saçılma üreten yansıtıcının geri saçılım faktörüdür. Bu geri saçılımın en derin dokularda elektronik ve yankılaşım gürültüsünün (reverberation) üzerinde en zayıf gri skalada bir görüntü ürettiği kabul edilir. Bu durum zayıflama, probun odaklanması ve yankılaşım gürültüsü gibi hususları içermez.

Dokuda meydana gelen geri saçılma, geri saçılım katsayı ( $S$ ) cinsinden ifade edilir. Geri saçılım katsayısının birimi ( $\text{cm}^{-1} \text{ sr}^{-1}$ ) olup probun özelliğinden bağımsızdır [Dickinson, 1986].  $S$ 'nin frekansa olan bağımlılığı için üç parametrelili bir model oluşturulmuştur. Bu model, frekanstan bağımsız saçılım oluşturan organlardaki

büyük yapıların oluşturduğu saçılım ile küçük yapıdaki saçılmaların birbirinden ayırt edilmesine imkan verir. Değişik frekanslarda farklı dokular arasındaki kontrastı hesaplamak için, iki parametrelili modelden elde edilen  $S$  değerleri kullanılabilir. Bazı deneysel çalışmalarda, geri saçılım faktörü ( $S_r$ ) ile ilgili sonuçlar kolay bir şekilde elde edilebilmektedir.  $S_r$ , su içinde bulunan, aynı eksenel mesafedeki düz yüzeye sahip ideal yansıtıcıdan geri yansıyan saçılım bilgisinin, doku içinden gelen (dB cinsinden) geri saçılım sinyaline oranıdır.

Geri saçılım faktörü  $S_r$ , geri saçılım katsayısı [ $S$  ( $\text{cm}^{-1} \text{ sr}^{-1}$ )] ile ilişkilidir. Hesaplamalarda basitlik sağlamak için doku ve düzlemsel yansıtıcının probun odak noktasında olduğu ve doku içinde örnek hacmin eksenel uzunluğunun  $L$  olduğu kabul edilmektedir. Yapılacak hesaplamalarda  $L$ 'nin yaklaşık olarak iki dalga boyuna eşit olduğu varsayılır. Sonuç olarak geri saçılım faktörü  $S_r$  aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$S_r(\text{dB}) = 10 \log(SL\Omega) \quad (4.4)$$

Burada  $\Omega$ , odak noktası ile ilgili olarak prob tarafından görülen solid açıdır. Çizelge 4.1'de 19 mm çapındaki 3 MHz'lik frekansa sahip 8 cm odak uzunluğu olan bir prob ile ilgili elde edilen  $S_r$  ve  $S$  değerleri gösterilmektedir [NCRP, 2002].

Çizelge 4.1. Dört farklı insan dokusu için geri saçılım katsayısı ve ilgili değerler

| Büyüklik                    | Doku                |                      |                     |                     |
|-----------------------------|---------------------|----------------------|---------------------|---------------------|
|                             | Kan                 | Beyin                | Karaciğer           | Dalak               |
| $S$ ( $\text{cm sr}^{-1}$ ) | $1,8 \cdot 10^{-6}$ | $7,2 \cdot 10^{-5}$  | $8,7 \cdot 10^{-4}$ | $6,6 \cdot 10^{-4}$ |
| $c_1$                       | 0                   | $0,23 \cdot 10^{-4}$ | $3,3 \cdot 10^{-4}$ | $1,2 \cdot 10^{-4}$ |
| $c_2$                       | $2,2 \cdot 10^{-8}$ | $0,6 \cdot 10^{-6}$  | $0,2 \cdot 10^{-4}$ | $0,2 \cdot 10^{-4}$ |
| $n$                         | 4,0                 | 4,0                  | 3,0                 | 3,0                 |
| $S_r$ (dB)                  | - 81                | - 65                 | - 54                | - 55                |
| $z_m$                       | 9                   | 12                   | 15                  | 14                  |
| $D$ (dB)                    | 0                   | - 6                  | - 10                | - 10                |

Yukarıda bahsedildiği gibi  $S$ 'nin frekans ile olan ilişkisini gösteren üç parametrelili bir model aşağıdaki şekilde oluşturulur:

$$S=c_1+c_2f^n \quad (4.5)$$

Bu ifadede  $c_1$ ,  $c_2$  ve  $n$  bir dokuyla ilgili geri saçılım katsayısının belirlenmesi amacıyla yapılan deneysel çalışmalarda elde edilen ampirik katsayılardır.

Yukarıdaki çizelgede etkin penetrasyon derinlik ( $z_m$ ) değerleri,  $\alpha_{dB}$  değerini  $0,5 \text{ dB cm}^{-1}\text{MHz}^{-1}$  olarak Eş. 4.3'ün kullanılmasıyla hesaplanmıştır. Ayrıca Çizelge 4.1'deki değerler hesaplanırken, global dinamik aralığı ( $R_G$ ) 120 dB olarak ve  $N$  değeri ise -12 dB olarak alınmıştır. Kanın söz konusu olduğu durumdaki  $D$  değeri, odak noktasından daha uzak aralıkta kanı görüntüleme ihtiyacı olmadığı için sıfır olarak alınmıştır. Çizelge 4.1, karaciğerin 3 MHz'de görüntülendiği durumda etkin penetrasyon derinliğinin 15 cm olduğunu gösterir. Hesaplanan bu değer ( $z_m=15 \text{ cm}$ ), normal karaciğer için makul bir uzaklık olup, ölçülen dinamik aralık ile karaciğerin ölçülen saçılma ve zayıflama karakteristikleri arasındaki uygunluğu gösterir. Bununla birlikte, yüksek odak kazancına sahip ultrason sistemlerde, 120 dB'den daha yüksek bir  $R_G$  değeri oluşmamaktadır.

Tepe basınç değerindeki belirli bir artış sonucunda penetrasyon derinliğinde elde edilecek değişikliklerin incelenmesi gerekmektedir. Sistemin maksimum gücü,  $\Psi_p$  (dB) kadar arttırıldığında global dinamik aralık  $R_G$ , doğrusal akustik yayılım şartları altında  $R_G \propto \Psi_p$  olur. Dolayısıyla etkin penetrasyon derinliği aşağıda gösterildiği gibi artar [NCRP, 2002]:

$$\Delta z_m = \Psi_p / (2\alpha_{dB}f) \quad (4.6)$$

3 MHz'lik bir transdüser ve zayıflama katsayısı  $0,5 \text{ dB cm}^{-1} \text{MHz}^{-1}$  olan karaciğer dokusu söz konusu olduğunda akustik basınçta meydana gelen 3 dB'lik (% 41) artış sonucunda penetrasyon derinliğinde elde edilen artış aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$\Delta z_m = 3(\text{dB}) / [2 \times 0,5 (\text{dBcm}^{-1}\text{MHz}^{-1}) \times 3 (\text{MHz})] = 1\text{cm} \quad (4.7)$$

Bu değer, maksimum 18 cm'lik görüntüleme derinliğine sahip uygulama şartları için % 6'lık bir penetrasyon derinliği artışı anlamına gelir. Basınçta % 41'lik bir artış olmasına rağmen penetrasyon derinliğinde % 6'lık bir artışın meydana gelmesi, küçük bir değişim olarak yorumlanabilir.

Buna karşın, akustik basınç genliğindeki daha büyük artışların (5 kat ve yukarı) yapılması, belirli bir frekansta ultrason görüş alanının daha altındaki anatomi bölgelerinin görüntülenmesi için önemli olabilir [NCRP, 2002].

#### 4.3. Artırılmış Akustik Çıkışının Diğer Görüntü Ve Sinyal Kalite Ölçülerine Etkileri

Sabit bir etkin penetrasyon derinliği için çıkış gücü veya akustik basıncın artırılması sonucunda frekansın yükseltilmesiyle çözünürlük arttırılabilir. Maksimum basıncın,  $\Psi_p$  (dB) oranında artırılması sonucunda oluşan yeni global dinamik aralığı (R) aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$R = R_G + \Psi_p \quad (4.8)$$

$z_m$  değeri sabit tutulurken ilave bir dinamik aralığın kullanılmasıyla frekans  $f$  değerinden  $f + \Delta f$  değerine yükseltilebilir. Daha sonra, geri saçılım faktörü, frekansa olan bağımlılığından dolayı  $S_r$  değerinden  $S_r + \Psi_{Sr}$  değerine yükselir. Bu değişiklikler Eş. 4.3'e uygulanırsa aşağıdaki ifade elde edilir:

$$z_m = (R_G + \Psi_p + D + N + S_r + \Psi_{Sr}) / 2\alpha_{dB}(f + \Delta f) \quad (4.9)$$

$z_m$  değerini elde etmek için yukarıdaki ifadeden Eş. 4.3 ifadesi çıkarılırsa aşağıdaki eşitlik söz konusu olur:

$$2\alpha_{dB}\Delta f z_m = \Psi_p + \Psi_r \quad (4.10)$$

Yukarıdaki denklemler ve geri saçılımın frekans bağımlılığı kullanılırsa aşağıdaki eşitlik elde edilir:

$$\Psi_{Sr} = 10 \log(L\Omega[c_1 + c_2(f + \Delta f)^n]) - S_r \quad (4.11)$$

Bu eşitlik transandantal denklem olup aşağıdaki şekilde düzenlenmesi gerekmektedir [NCRP, 2002]:

$$(2 \alpha_{z_m})\Delta f - (\Psi_p - S_r) = 10 \log(L\Omega[c_1 + c_2(f + \Delta f)^n]) \quad (4.12)$$

Eş. 4.12’de bütün büyüklükler bilindiği için,  $\Psi_p$ ’ye karşılık gelen  $\Delta f$  değeri bu eşitlikten kolaylıkla bulunabilir [NCRP, 2002].

3 MHz’te karaciğer dokusu için Çizelge 4.1’deki değerler kullanıldığında ve gönderilen basınçta 3 dB’lik bir artış söz konusu olduğunda Eş. 4.12,  $\Delta f$  için 0,24 MHz’lik bir değer üretir. Böylece etkin penetrasyon derinliği sabit tutulduğunda, frekans 3 MHz’den 3,24 MHz’e yükseltilebilir. Bu durum frekansta % 8’lik bir artışa karşılık gelir. 3 MHz’lik transdüser ile kan dokusu göz önüne alındığında frekansta  $\Delta f=0,79$  MHz’lik bir artış söz konusu olmaktadır. Kan ve karaciğer dokusunda aynı miktarda basınç artışı (3 dB) olmasına rağmen kan dokusu için daha fazla bir frekans artışı ( $\Delta f$ ) oluşmasının nedeni, kandaki saçılımın frekans bağımlılığının karaciğerinkinden daha fazla olmasıdır (Çizelge 4.1).

Homojen dokularda ultrason görüntülemesi için lateral ve eksenel doğrultuda elde edilen demet genişliği frekans ile ters orantılıdır. Her bir darbedeki çözünürlük, frekans ile doğru orantılıdır. Sabit bir penetrasyon derinliğinde, kanın görüntülenmesi sırasında yukarıdaki örnekteki aynı basınç artışı kullanıldığında her bir doğrultudaki çözünürlükte % 26’lık bir artış söz konusudur. Görüntüdeki veya diğer sinyallerin kalitesindeki bir artış, lateral, eksenel ve yükseklik doğrultusundaki çözünürlüklerin yerine hacimsel çözünürlük ile daha iyi bir şekilde tanımlanır. Kan dokusu örneği için akustik basınçtaki % 41’lik artışa karşılık hacimsel çözünürlükte,

$(1,26)^3=2$ 'lik bir artış meydana gelir. Basıncıdaki aynı miktardaki artış için karaciğer dokusu söz konusu olduğunda, doğrusal çözünürlük 1,08 oranında artmasına karşın, hacimsel çözünürlük  $(1,08)^3=1,26$  oranında artar.

Ultrason dalgasının doku içinde hızı homojen olmadığı için, ultrason demetinde ideal boyutundan daha büyük olacak şekilde bir genişleme söz konusu olur. Bu genişleme yüksek frekanslarda daha büyük öneme sahiptir. Buna karşın frekanstaki artışların beklenen çözünürlük artışı olarak kendisini gösterdiği vücut bölümlerinde bu durum önemlidir. Bu durum teşhise yönelik kullanılabilir frekansların daha geniş bir aralığa sahip olmasıyla kendisini gösterir. Demette meydana gelen bu dağılmanın onarılması amacıyla önerilen çeşitli yöntemlerin kullanılması sonucunda bu dağılmanın sınırlayıcı olduğu durumların sayısı azalmaktadır [Fink, 1992; Liu ve Waag, 1997; Nock ve Trahey, 1989; O'Donnell ve Flax, 1988]. Saçılımın frekansa güçlü bir şekilde bağlı olmasından dolayı, arttırılmış çözünürlüğe ilave olarak arttırılmış frekans, dokular arasında daha iyi bir kontrast sağlar. Beyin, kan ve göğüsteki yağ lobları gibi zayıf saçılım sağlayan dokuların ürettiği geri saçılım, bu dokuların görünür olması ve bunların hipoekoik lezyondan ayrılabilmesine imkan verir. Akustik basınç ve güçteki artışın imkan verdiği frekans yükseltilmesine ilave olarak zaman ortalamalı güçteki artış, çerçeve tekrarlama hızının veya tarama hattı üzerindeki ortalaması alınmış darbe sayısının veya odak sayısının arttırılmasında kullanılabilir. Bu üç faktör doğrudan çıkış gücü veya sabit dalga şekilleri için  $p^2$  ile orantılıdır. Arttırılmış çerçeve tekrarlama hızı, kısa uygulama sürelerine ve hızlı hareketlerin yakalanmasına imkan verir ancak bunlarla birlikte benek (speckle) gürültüsü ve diğer gürültülerin ortalamalarının artmasına neden olabilir. Ultrason dalgasının gönderilmesi esnasında probtan daha uzak mesafeler boyunca görüntüde yüksek çözünürlük elde etmek için odak bölgelerinin sayısı arttırılır [NCRP, 2002].

In vivo'da (vücut içi) meydana gelen inertiyel kavitasyonun eşik seviyesine ulaşacak ve aşacak şekilde akustik çıkışın arttırılma gereksinimi oluşuyorsa, darbe süresini artırarak tepe akustik basıncın azaltılması gerekmektedir. Özellikle, maksimum tepe akustik basınç seviyelerinin gerekli olmadığı uygulamalarda akustik gücü ve basıncı minimum seviyeye indirecek şekilde görüntü kalitesinin arttırılması (ve teşhise

yönelik diğer bilgiler) ve sürdürülmesi için ultrason sistemlerinin tasarımlarına dikkat edilir [NCRP, 2002].

#### **4.4. Akustik Çıkış Gücünün Arttırılmasına Rağmen Görüntü Kalitesinin Artmadığı Durumlar**

Birçok sistemde ve durumda, maksimum kullanılabilir akustik güç ve yoğunluk, ultrason sistemi veya ön yükselteç gibi bazı bileşenlerin dinamik aralığı gibi hususlar tarafından sınırlandırılmıştır. Böylece, maksimum güç ayarlamalarında yüzeye yakın noktalardan meydana gelen yansımalar, ekranı veya Doppler ile ilgili elektronik devreleri doyuma sokabilir. Gönderici ile alıcı arasında meydana gelen geri besleme ve belirli bir seviyenin üzerindeki çıkış gücü, vücut içinde tespit edilebilir minimum yankı kaynaklarında bir artış meydana getirmeden gürültünün artmasına neden olabilir. Gürültü, hasta içindeki ve cihaz içindeki gürültülerden oluşur. Benek gürültüsü, organlar içindeki saçılmaların rastgele dağılımından kaynaklanan gürültü bileşenidir. Güç veya basıncın arttırılmasına rağmen sinyal gürültü oranının yükselmediği ve aynı zamanda vücudun kendisinin ürettiği gürültülerin arttığı durumlar ortaya çıkabilmektedir. Yankılaşım, çoklu saçılma, kırılma ve kırınım tipindeki demet dağılımı bu tip gürültüler için örnektir. Bu tür gürültü kaynaklarının istenen sinyali bastırdığı durumda, darbe üreticinin geriliminin biraz azaltılması veya arttırılması görüntü kalitesini arttırmaz veya yükseltmez. Bu tip gürültü kaynaklarının herhangi bir durumda ve uygulamada, devamlı olarak baskın olma durumu söz konusu değildir [NCRP, 2002].

## 5. SICAKLIĞIN VÜCUTTAKİ ETKİLERİ

### 5.1. Normal Vücut Sıcaklığı

İnsan vücudunda normal koşullarda sabit vücut sıcaklığı (homeotermi) sürmektedir. Bu durum, ısı kaybı ve dâhili olarak üretilen ısıyı (endotermi) dengeleyen kompleks metabolik ve nöral mekanizma tarafından sağlanmaktadır. Bu sabit vücut sıcaklığının değişebilir olmasına rağmen bu değişim (artış veya azalış) sadece birkaç dereceyle sınırlıdır. Normal sıcaklığın sürdürülmesinde otonom sinir sistemi görev alır [Landsberg ve Young, 1983]. Vücut içi sıcaklıklarını kontrol edemeyen hayvanlar poikiloterm veya soğukkanlı olarak sınıflandırılırlar. Vücut, homeotermik durumunu sürdürmek için adaptif özelliğini kullanır. İnsanın vücut sıcaklığı artmaya başladığında, kalp atım hızının artması, terleme ve çevresel kan damarlarının genişlemesi ısı dağıtım mekanizması olarak görev yaparak ısıyı dağıtır. Buna karşın vücut sıcaklığı normal değerinin altına doğru düşmeye başladığında, ısı üretimini artıran bir mekanizma olan titreme meydana gelir [NCRP, 1992].

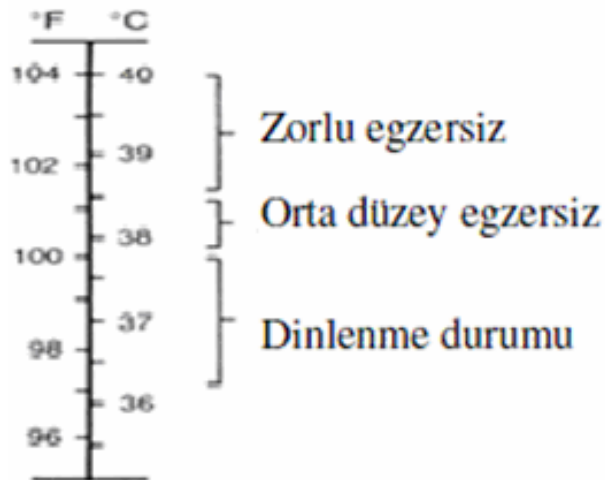
Hipotalamus vücut sıcaklığı için termostat görevi görür. Vücudun termoregülasyon ayar noktası yüksek bir değere yükseldiğinde ateş ortaya çıkar. Ateşin yükselmesinden önce, normal vücut sıcaklığına sahip olmasına rağmen insan sıklıkla soğukluk hisseder. Bu reaksiyonun, termostatın yüksek bir değere doğru ayarlanması sonucu ortaya çıktığı düşünülür. Enfekte edici birçok madde ısıyı tolere edemediği için ateşin, mikrobiyal enfeksiyonlara karşı adaptif bir reaksiyon geliştirdiği düşünülür. Ateş, başlamasına neden olan kaynaktan bağımsız olarak muhtemelen bakteri ile temas eden lökositler tarafından açığa çıkarılan “endöjenöz pirojen” olarak isimlendirilen küçük molekül ağırlıklı proteinin üretilmesinden sonra meydana gelir.

Projenin, termostatu tetikleyen bir kimyasal olduğu düşünülmektedir ve böylece amacı termoregülasyon olan davranışsal ve fizyolojik mekanizmaların birçoğunu harekete geçirir. Bununla birlikte, termoreseptör genel olarak iç organlarda

bulunmamakla birlikte çevresel bölgelere yerleşmişlerdir [NCRP, 1992; NCRP, 2002].

Sıcaklık vücudun tamamında sabit değildir. Vücut içi sıcaklık genellikle 37 °C'dir ancak derideki sıcaklık daha düşük olup 31,5 °C ile 35,0 °C'lik aralığa sahiptir. İş yapan bir kişinin vücut içi sıcaklığı 38,4 °C'ye kadar çıkabilmektedir [Saltin ve Hermansen, 1966]. Bununla birlikte maraton koşucusunun vücut içi sıcaklığı 41 °C olarak ölçülmüştür [Clark ve Edholm, 1985]. Güneş banyosu sırasında, kişinin güneş alan kısmındaki deri sıcaklığı yaklaşık olarak 5 °C artabilmektedir [Clark ve Edholm 1985]. Sıcaklığın daha yüksek bir değere ulaşması, ısı dağıtım mekanizması ile sağlanır. Gebelikte, ısı artışı özel bir duruma sahiptir. Anne ve özellikle fetüs sıcaklığında meydana gelen artışın meydana getireceği olumsuz etkilerle ilgili bir eşik seviyesi bulunmaktadır.

Normal in utero (rahim içi) şartlarında, fetüsün sıcaklığı annenin sıcaklığı ile uyumaktadır ancak normal olmayan bazı deneysel şartlarda fetüs sıcaklığının arttığı gözlenmiştir. Vücudun fonksiyonunu yerine getirdiği belirli bir sıcaklık aralığı bulunmaktadır. Kişinin sıcaklığı, yapılan aktivitenin tipine ve süresine bağlı olarak değişir. Sıcaklık aralığı 36 °C'den yaklaşık olarak 40 °C'ye değişmektedir [Hardy, 1982]. Bu durum Şekil 5.1'de gösterilmektedir [NCRP, 1992].



Şekil 5.1. Normal aktivitelere göre insanın rektal sıcaklığı

Hardy'ye [1982] göre, vücutta başlıca hücrel metabolizma ve kasların kasılması için gerekli olan iki ısı kaynağı bulunmaktadır. Isı dinlenme esnasında, özellikle oldukça küçük bir yapıya sahip karın içi organlarda ve beyinde üretilir. Herhangi bir işin yapılması esnasında, ısı üretimi kas yapısında yoğunlaşmaktadır. Vücut, damar genişlemesini, terlemeyi ve solunum mekanizmalarını kullanarak ısıyı dağıtır. Farklı fiziksel aktiviteleri tarafından üretilen ısı, ateşin yükselmesinde olduğu gibi vücut sıcaklığını etkiler (Şekil 5.1 ve Çizelge 5.1).

Çizelge 5.1. Ateşle ilgili vücut sıcaklık değişimi

| Sınıflandırma | Sıcaklık (°C)     |
|---------------|-------------------|
| Hipotermiya   | 36,0 °C'den az    |
| Normal        | 37,0 °C           |
| Hafif ateş    | 38,5 °C           |
| Ortalama ateş | 39,5 °C           |
| Yüksek ateş   | 40,5 °C           |
| Şiddetli ateş | 42,0°C'den yüksek |

Uzun süre devam eden 42 °C'lik vücut içi sıcaklığı, nadir olarak yaşam ile uyumludur ancak 43 °C'lik vücut içi sıcaklığı, ısı şokunun neden olabileceği ölümün habercisidir [Villaverde ve MacMillan 1978]. Hipertermiya, 40,0 °C ve üzerindeki sıcaklık olarak kabul edilir. Bununla birlikte, organizmaların çoğu için hayatta kalmaya yönelik üst termal sınır yaklaşık olarak 45 °C'dir.

Bu sıcaklığın üzerinde proteinler denature olmaya (tersiyer yapısını kaybeder) başlar. Böylece insan, homeotermik süreci ile birlikte bir dereceye kadar termal sınır değerleri altında yaşamını sürdürür [NCRP, 1992].

Vücut sıcaklığı, aynı zamanda, harici ısı kaynaklarına maruz kaldığında artabilmektedir. Sıcak su uygulaması, sıcak hava (sauna) veya güneş, sıcak su torbaların kullanılması ve tedavi edici çeşitli işlemler normal değerin üzerinde yerel sıcaklıkların önemli miktarda artmasına neden olur. Güçlü egzersizlerin veya ateşin

çıkması sonucunda daha da yüksek sıcaklık artışı olabilir. Özellikle ateşin meydana getirdiği bu sıcaklık artışları, kısa süreli, birkaç saat veya günlerce sürebilir.

Isıya duyarlı hücrelerin çoğu vücudun çevresine yakın yerdedir. Bununla birlikte 45 °C’de termal acı hissedilmektedir [Hardy, 1982].

## 5.2. Sıcaklığın Hücresel Etkileri

Hücresel aktivite, uygun konumda ve uygun hızda meydana gelen kimyasal reaksiyonlara bağlıdır. Kimyasal reaksiyonların hızları, sıcaklığa bağlı olan enzimatik aktivitelerle belirlenir. Sıcaklığın enzimatik aktivite üzerindeki toplam etkisi,  $Q_{10}$  kuralı olarak bilinen ilişki ile açıklanır. Bu kural, sıcaklıktaki her 10 °C’lik artışın enzimatik aktivasyonlarda iki katlık bir artışa karşılık geldiğini ifade eder. Böylece sıcaklık artışı, kendisini ilk olarak biyokimyasal reaksiyon hızlarındaki artış olarak gösterir. Buna karşın sıcaklık yeteri kadar yüksek olunca, yaklaşık olarak 45 °C ve yukarı, enzimler denature olur. Sonuçta, enzimatik aktivite azalır ve tamamen sonlanır. Sıcaklık ve maruz kalma süresi, hasar oluşumunun yanı sıra hasar derecesinin belirlenmesi için gereklidir. Genel olarak in vitro etkiler 41 °C ve civarındaki sıcaklıkta yeterli sürelerde meydana gelir. 44 °C ile 46 °C arasında daha yüksek sıcaklıklarda ise proteinlerin koagolasyonu daha çabuk bir şekilde meydana gelir [NCRP, 1992; NCRP, 2002].

## 5.3. Termotolerans

Hücresel sıcaklıkta kısa bir süre için (bir saatten dört saate kadar) meydana gelen ani bir artıştan (örneğin 37 °C’den 41 °C’ye) sonra 37 °C’ye doğru meydana gelen sıcaklık azalması, genel olarak birkaç saniye sürecek ikinci bir sıcaklık artışına maruz kalma durumuna veya daha yüksek sıcaklığa uzun süreli maruz kalma durumuna karşı dayanıklılık sağlar. Daha sonraki ısıl strese karşı oluşan büyük direnç, termotolerans olarak adlandırılır [Henle ve Dethlefsen, 1978]. Vücutta termotolerans olayının ortaya çıkmasıyla ilgili olarak genel anlamda ısı şok proteinleri (HSP) sorumlu tutulmaktadır. Bir organizmanın termotolerans geliştirme

özelliği ve HSP'leri sentezleme yeteneği arasındaki güçlü bir ilişki olduğu görülmektedir [Li ve Laszlo, 1985]. HSP'ler normal olarak ısı stresine maruz kalmış hücrelerde bulunmaz ancak ısı şoku ile hızlı bir şekilde sitoplazma ve çekirdekçikte ortaya çıkar. HSP'lerin fonksiyonu tam olarak bilinmemekle birlikte ısıya duyarlı diğer moleküllerin stabilizasyonunu sağladığı tahmin edilmektedir. Sürekli veya yenilenen ısı uyarımlarının olmadığı durumda, HSP'ler metabolik süreçle birlikte yavaş bir şekilde yok olur. Termotoleransın oluşacağı sıcaklık ile HSP'lerin oluşacağı sıcaklık arasında açık bir korelasyon bulunmaktadır. Normal fizyolojik seviyenin üzerindeki aşamalı sıcaklık artışı genel olarak yeterli değildir. Genel anlamda düşünüldüğünde HSP'lerin işlevi, hücrede daha fazla termal hasarın oluşmasını önlemektir. HSP'ler membran fonksiyonunu koruyacak şekilde ortaya çıkan ancak tam olarak açıklanamayan bir biçimde membranı kuvvetlendirir. Bu proteinlerin gerçekten koruyucu olup olmadığı ve sadece termotoleransı sağlayan sürecin son ürünü olup olmadığı tam anlamıyla bilinmemektedir [NCRP, 1992; NCRP, 2002].

#### **5.4. Memelilerdeki Teratojenik (Fetüs İle İlgili) Etkiler**

Hayvan çalışmaları ile elde edilen güçlü kanıtlar, annede meydana gelen ateşin fetüse zarar verebileceğini göstermiştir. En kapsamlı analiz, gebe Gine domuzunu kullanan Edwards tarafından gerçekleştirilmiştir [Edwards, 1968, 1986]. Bu çalışmada, gebe Gine domuzlarının vücut içi sıcaklığı normal olarak 39,5 °C olarak ölçülmüştür. Kısa süreler için sıcaklıkta 1,5 °C ile 3,4 °C'lik bir artış oluşturan, tam vücut ısınma döngüsü ile yapılan bir saatlik bir süreç sonucunda, embriyodaki hücre çoğalmasında büyük bir düşüş olduğu, sıcaklıktaki 3 °C'lik bir artış sonucunda embriyonik ölümün gerçekleştiği görülmüştür.

Ayrıca bu çalışmanın sonucunda sıcaklık gibi fiziksel etkilere maruz kalınmasından dolayı meydana gelen hasarın şiddeti, embriyonik gelişimdeki aşamaya kritik olarak bağlı olduğunu göstermiştir. Fetüsün, anne sıcaklığından 0,5 °C daha yüksek bir sıcaklığa sahip olduğu ve özellikle göbek bağındaki kan akış hızına bağlı olan, ısı dağıtımını için daha az etkili bir mekanizmaya sahip olduğu bilinmektedir [Creasy ve

Resnik, 1984]. In utero fetüs sıcaklığı ve bunun fetüs anomalisine neden olması ile ilgili yapılan hayvan çalışmaları, yükselmiş sıcaklıklar ve fetüs anomalileri arasında bir ilişki olduğunu göstermiştir.

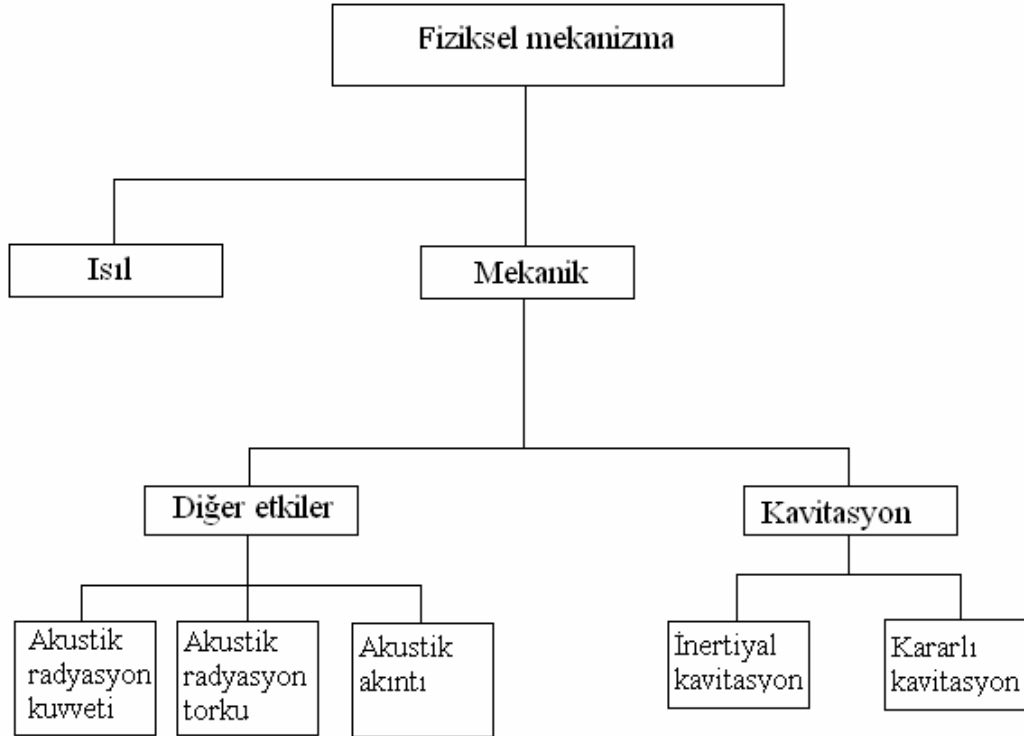
Fetüsta hasarın oluşması için gereken sıcaklıklar, gebelikle ilgili normal sıcaklıktan birkaç derece yukarıda olup azalan sıcaklıklar için daha yüksek maruz kalma süresi gerektirir. Diğer bir deyişle, önemli bir etki meydana getirmek amacıyla daha yüksek sıcaklık artışları için daha kısa uygulama süreleri gerekir. Ayrıca, gebe sıcaklığının ateşin meydana geldiği sıcaklık aralığına girmesi çok normal değildir. Buna karşın insanlarda bu sıcaklıklar ve ortaya çıkan fetal anomaliler arasında açık bir ilişki yoktur. Yükselmiş sıcaklıklar ve fetal anomaliler, daha çok hayvan çalışmalarında gözlenmiştir. Uzatılmış sürelerle mevcut olan yaklaşık 40 °C'lik bir fetal sıcaklığın, anomali oluşmasına yönelik bir eşik seviyesi olarak kabul edilmektedir. Vücuttaki bazı bölümlerdeki yerel sıcaklıkların, sıcak içecek içilmesi örneğinde olduğu gibi harici etkiler olmadan da geniş bir şekilde değişeceği bilinmektedir [NCRP, 1992; NCRP, 2002].

Yukarıdaki bilgilerin ışığında, sıcaklığın normal değerinin üzerinde artması sonucunda geniş aralıkta önemli biyolojik etkilerin olduğu sonucu çıkarılabilir. Özellikle, fetus ile ilgili risk söz konusu olduğunda hipertermiyeden kaynaklanan teratolojik (fetüs ile ilgili) etkilerin kuşlarda, yaygın olarak kullanılan laboratuvar hayvanlarında, çiftlik hayvanlarında ortaya çıktığı gösterilmiştir. Hipertermi ile ilgili olarak hayvanlarla elde edilen bilgiler insanlara uygulandığında, biyolojik değişikliğin normal sıcaklığın en az 2 °C yukarısında ortaya çıkabileceği düşünülmektedir. İlave olarak, çeşitli türdeki canlılarla yapılan çalışmalarda sıcaklık artış hızının ultrasonun neden olduğu sıcaklık artış hızından daha düşük olduğu bulunmuştur. Daha hızlı yükselen sıcaklık artışı ile ortaya çıkan etkiler, daha yavaş yükselen sıcaklık artışının etkilerinden farklı olabilmektedir [NCRP, 1992; NCRP, 2002].

## 6. ULTRASONUN DOKU ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ

Diğer görüntüleme yöntemlerinde olduğu gibi tanısal ultrason bazı koşullar altında hastalar üzerinde olumsuz etkiler oluşturabilmektedir. Bununla birlikte özellikle fetüs uygulamalarına dikkat edilmekte ve tanısal ultrasonun fetüs üzerinde bazı durumlarda tehlikeler meydana getirebileceği düşünülmektedir. Halen çeşitli akustik çıkış parametrelerinin (örneğin, akustik yoğunluk, basınç, güç v.b.) biyolojik sonuçlarla ilişkisi tam olarak anlaşılamamıştır.

Teorik ve deneysel çalışmalarla elde edilen sonuçlar, ultrasonun dokuda yarattığı biyolojik etkileri iki temel mekanizmada sınıflandırır (Şekil 6.1). Bunlar mekanik ve ısı mekanizmadır. Tanısal amaçlı ultrasonda, ultrason uygulama koşulları (uygulama süresi, akustik güç, frekans, odaklama gibi) ultrasonun neden olduğu biyolojik etkileri en aza indirecek şekilde oluşturulmuştur. Buna rağmen bazı koşullar altında ultrason uygulanan dokuda biyolojik etkiler ortaya çıkabilmektedir.



Şekil 6.1. Ultrasonun biyolojik sistemlerde ürettiği değişiklikler sonucunda meydana gelen fiziksel mekanizmaların sınıflandırılması [NCRP, 2002]

Ultrasonun dokuda yarattığı bu biyolojik etkilerin ortaya çıktığı koşulları tanımlamak için birçok deneyler yapılmaktadır.

## **6.1. Mekanik Etkiler**

Çok sayıdaki araştırmalarda, ultrasona maruz kalan biyolojik sistemlerde mekanik etkilerin ortaya çıkmadığı ancak önemli değişikliklerin olduğu gözlenmiştir. Bu değişikliklerin kaynağı araştırıldığında, akustik radyasyon kuvveti veya tork ve akustik akıntı gibi mekanizmalar ortaya çıkmıştır.

### **6.1.1. Akustik radyasyon kuvveti ve radyasyon basıncı**

Akustik dalga, bir nesne ile karşılaştığında, bu nesnenin maruz kaldığı kuvvetin zamana göre ortalaması akustik radyasyon kuvveti olarak isimlendirilir. Çeşitli uygulamalardaki akustik radyasyon kuvveti için teorik ifadeler geliştirilmiştir ve bu ifadeler akustik dalganın biyolojik etkilerinin analizi ve akustik ölçümler için temel oluşturmuştur. Bu radyasyon kuvveti, sadece odaklanmış ultrason dalgasının retinanın belirli bir bölümü üzerine kuvvet uygulamak için kullanıldığı durumda lokalize olabilir. Akustik gücün modifiye edilmesiyle radyasyon kuvveti zamanla değişebilen bir özelliğe sahip olabilir. Sinire lokalize olarak uygulanan darbeli radyasyon kuvveti, bu sinirin elektriksel uyarıma cevabını değiştirebilir. Zamanla değişen radyasyon kuvveti orta kulağa uygulandığında işitsel bir cevap oluşabilir. Bu kuvvet deriye uygulandığında, dokunma hissine neden olabilmektedir. Kalbe uygulandığında kalp işlevini etkileyebilir. Ultrason alanları, asılı durumdaki hücreleri dağıtabilir veya küçük biyolojik nesneleri manupile edebilir [NCRP, 2002].

Ultrason bir sıvı içerisinde ilerlerken, bu sıvı içerisinde momentumun soğurma yardımıyla meydana gelmesi sonucunda akustik akıntı oluşur. Büyük ölçekli akustik akıntı, ultrason dalgasının içinden geçtiği, sıvı dolu herhangi bir bölgede oluşabilir ve ısı veya madde taşınımını ve hücreleri etkileyebilir. Daha küçük ölçekli olan mikro akıntı, akustik alanın yakınındaki küçük engellerde oluşur. Bununla birlikte kan damarı ultrasona maruz kaldığında, kesme gerilmesi, küçük engelin olduğu durumda

trombinojeneze neden olabilir. Ultrason, genel olarak ultrason tedavisinin tipik değerinden daha düşük olan güç değerlerinde kemik kırıklarının iyileşmesini hızlandırır. Ancak bu mekanizma henüz tam olarak tanımlanamamıştır [NCRP, 2002].

### 6.1.2. Kavitasyon

Kavitasyon, sıvı içinde baloncukların oluşması ve bu baloncukların büyümesidir. Herhangi bir sıvıdaki serbest gaz hacmi (örneğin baloncuk), yüksek sıkıştırma ve düşük yoğunluklu ultrason dalgası ile şiddetli bir şekilde etkileşime girer. Bunun sonucunda baloncuklar, yaklaşık olarak sinüzoidal şekilde küçük genlikli salınım yapar. Dokuda bulunan gaz baloncukları (mikro baloncuk) uygulanan ultrason dalgasının etkisiyle ilk yarıçapından daha büyük (genişleyecek) veya daha küçük yarıçapa (büzüşme) sahip olacaktır. Bu durumda baloncukların büzüşmesi ile baloncuklar en küçük yarıçapa sahip olmaktadır. Gaz çekirdekleri ultrasondan dolayı salınım yapmaya başladığında, bu kütle biyolojik hücreleri veya yakınındaki dokuları etkileyebilir. Bu kapsamda bu yapılarda kütle yay tipi salınımına benzeyen bir denge oluşur. İki türlü akustik kavitasyon vardır: inertial kavitasyon ve kararlı kavitasyon. İntertial kavitasyon, ultrasona maruz kalan ortamda daha önceden var olan gaz çekirdekleri veya mikro baloncuklarda oluşabilir. İntertial kavitasyon söz konusu olduğunda, ultrason dalgasının gevşeme ve sıkışma fazında gaz çekirdeklerinde uygun rezonansta genişleme ve daralma meydana gelir.

Düşük yoğunluklu ultrason dalgalarının kullanıldığı teşhise yönelik ultrason donanımında, genişleme fazında baloncuğun boyutu daralma fazına göre daha büyük olur. Böylece, baloncuk ultrason enerjisini emdikçe ve daha hızlı bir şekilde genişledikçe boyutu aşamalı olarak artmaya başlar.

Dokuda bulunan baloncuklar, daha yüksek basınca sahip ultrasona maruz kaldığında ilk yarıçapından iki kat daha fazla değerdeki yarıçapa kadar genişleyebilir. Kritik eşik seviyesine ulaşıldığında baloncuk, genişlemesine devam etmesi için yeterli enerjiyi soğuramaz. Sıkışma sırasında baloncuğunun etrafındaki sıvılar baloncuğa

doğru hızlı bir baskı oluştururlar ve sıvının fışkırma momentumu baloncunun hızlı bir şekilde çökmesine neden olur (Resim 6.1).



Resim 6.1. İçeriye doğru patlayan bir kavitasyon [Suslick, 1989]

Çökmenin final fazında, 1000'lerce atmosferik basınç ile 5000°C'lik sıcaklık artışı meydana gelebilmektedir. Bu durum, mikroskopik boyutlarda birkaç milisaniyeden daha kısa sürede lokal olarak meydana geldiği için bu sıcaklık artışı ve basınç, hızlı bir şekilde yok olur. Bunun ardından vücut için oldukça zararlı olan serbest radikaller oluşmaktadır. Sürekli dalgalı yüksek yoğunluklu ultrason dalgasının sıvı içeren biyolojik ortamda inertiyal kavitasyon ile serbest radikal oluşturduğu gözlenmiştir. Serbest radikaller makro molekülleri etkileyebilir. Ultrasona maruz kalmış sağlam hücrelerde timin baz değişimi, kromozal toplanma ve mutasyonun meydana geldiği gözlenmiştir. Ultrasonun meydana getirdiği kavitasyon sonucunda ortaya çıkan radikaller enzim A kimotripsinde geri dönüşümü olmayacak şekilde bozulmaya neden olmuştur. Benzer olarak hidrojen peroksit gibi diğer toksit ürünler biyolojik sistemde olumsuz etkiler yaratabilir. Buna karşın belirli bir eşik seviyesinin üzerine çıkılmadıkça bu etkinin oluşmayacağı bilinmektedir. Ayrıca, mikrosaniyelik darbelerin inertiyal kavitasyon oluşturma potansiyelinin bulunması için yeterli büyüklükteki mikro çekirdeklerin bulunması gerekir.

Akustik basınç genliği baloncunun başlangıç yarıçapından daha küçük kalırsa, salınım bağıl olarak kararlıdır. Bu genişleme sırasında baloncunun yarıçapı, ilk

yarıçapından iki kat daha büyük değere ulaşamazsa doku için zararsız olan kararlı kavitasyon oluşur. Bu durumda baloncuklar kararlı hale gelmekte ve akustik dalgaya uygun olarak salınım yapmaktadır. Salınım yapan baloncuklar, gelen ultrason dalgasının enerjisini soğurup bu enerjiyi ısıya ve küresel dalgalara dönüştürür. Bu dalgalar baloncuktan yeniden gönderilir. Yapılan çeşitli deneysel çalışmalarda bazı durumlarda kararlı kavitasyonun biyolojik etkiler ortaya çıkardığını gösterilmiştir. Buna karşın bu tip kavitasyonun biyolojik etkiler açısından önemli bir etkiye sahip değildir [Dalecki, 2004].

Teşhise yönelik ultrason uygulamalarında inertiyal veya kararlı kavitasyonun oluşması tamamen spekülatif olmasına rağmen, memeli dokularında gaz kütlesi bulunabilir ve bazı ultrason cihazları kavitasyonun eşik seviyesini aşan yüksek akustik güçleri kullanılabilir.

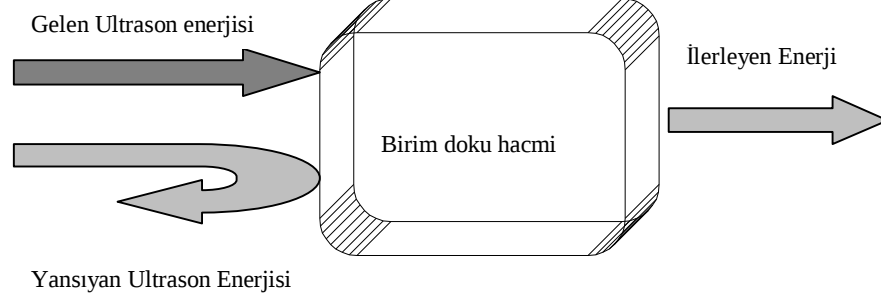
Kavitasyon meydana gelse bile birkaç hücrenin ölümü birçok klinik durum için önemsiz olabilir. Buna karşın kavitasyonun teorik olarak meydana gelme ihtimali, özellikle Doppler modunda ultrason donanımının çıkış güçlerini sınırlamak için kullanılır. Bunun için pratik uygulamada muhtemel bir kavitasyonun göstergesi olarak mekanik indeks (MI) tanımlanmıştır. MI değeri 1,0'e eşit veya daha küçük olan ultrason çıkış gücü, kavitasyon açısından güvenli olarak kabul edilir.

Daha yüksek MI değerlerinde ise dikkatli kullanım söz konusu olmalıdır. Sonuç olarak mekanik hasara yönelik biyolojik etkilerin oluşup oluşmaması, tanımlanmış eşik seviyelerinin aşılp aşılmasına bağlıdır [NCRP, 2002].

## 6.2. Isıl Etkiler

Ultrason dalgasının doku içerisinde ilerlemesi esnasında ultrason enerjisinin bir kısmı doku tarafından soğurulmakta, bir kısmı ultrason kaynağına geri yansımakta ve diğer kalan kısım ise doku içerisinde ilerlemektedir (Şekil 6.2). Doku tarafından emilen akustik enerji ısıya çevrilmektedir. Bu etkinin uzun sürmesi dokuda ısı birikmesine neden olur. Bölüm 5'te bahsedildiği gibi ısıya çevrilen bu enerji yüksek

değerlerde olduğunda doku için zararlı olabilmektedir.



Şekil 6.2. Ultrason dalgası ile doku etkileşimi

Fizik tedavi uygulamalarında doku ile ultrasonun bu etkileşiminden faydalanılarak istenilen doku üzerinde sıcaklık artışı meydana getirilerek istenen tedavi sağlanabilir [NCRP, 1992].

Sıcaklık artış etkisinden faydalanılarak tümör veya hastalıklı doku yok edilir. Buna karşın fetüs uygulamaları başta olmak üzere teşhise yönelik ultrason uygulamalarında ultrason enerjisinin oluşturduğu sıcaklık artışı istenmeyen bir durumdur. Isıya çevrilen akustik enerji, dokunun ısı özelliklerine, ultrason dalgasının fiziksel özelliklerine (akustik dalgasının frekansına, akustik gücüne, tarama şekli v.b.) ve ultrasonun uygulama süresine bağlıdır [NCRP, 2002].

### 6.3. Ultrasonun Güvenliği İle İlgili Yapılan Uluslar Arası Çalışmalar

1970’li yılların ortalarında, ultrasonun güvenliği ile ilgili büyük bir belirsizlik bulunmaktaydı. Dolayısıyla ABD’deki FDA (gıda ve ilaç dairesi) teşhise yönelik ultrasonun güvenliği ile ilgili sorumluluğu üstlendi. Hastalar, hekimler, ultrason operatörleri, bilim adamları, üretici firmalar ve resmi kuruluşlar arasında ultrasonun güvenliği ile ilgili şüphe meydana gelmişti. Ultrason güvenliği ile ilgili karşılaşılan en büyük problemlerin biri, teşhise yönelik ultrason donanımının çıkışlarını değerlendirmek için doğru ve uygun prosedürün bulunmamasıydı. Ortaya çıkan bu ve benzeri zorluklardan dolayı, teşhise yönelik ultrason donanımının çıkış seviyeleri

iyi bir şekilde karakterize edilememiştir ve insanların maruz kaldığı seviyeler laboratuvar çalışmalarındaki sonuçlar ile karşılaştırılamamıştır. Bu belirsizlikten ve uygun bir ölçme yönteminin eksik olmasından dolayı, bünyesinde tıp ve bilim insanları bulunan American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM) ve ultrason cihazı üreticilerinin temsilcisi olan National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 1976 yılında bir standart geliştirmek için gönüllü olarak bazı girişimlerde bulunmuştur. Geliştirilen bu standart, kullanıcıların ultrasonun güvenliği ile ilgili hastaya bilgi vermesini sağlamak amacıyla oluşturulmuştur.

Teşhise yönelik ultrason donanımı için güvenlik standardı [AIUM/NEMA, 1983] beş yıllık bir sürede hazırlandı ve bu standart hastanın ultrasona maruz kalmasına yönelik ve ultrason donanımının güvenlik ile ilgili karakteristiklerine yönelik doğruluk tanımlamalarını, çıkış ölçme prosedürlerini ve etiketleme kurallarını oluşturmuştur. IEC 60601-2-37 standardındaki etiketleme ile ilgili kurallar, üretici firmaların aşağıdaki fiziksel büyüklükleri beyan etmesini zorunlu kılmıştır: ultrason gücü, zaman ortalamalı uzaysal tepe yoğunluğu ( $I_{spta}$ ) ve darbe ortalamalı uzaysal tepe yoğunluğu ( $I_{sppa}$ ). Etiketleme kuralları, teşhise yönelik ultrasona maruz kalınmasından dolayı meydana gelen muhtemel riskin oluştuğuna yönelik düşünciyi esas alarak ve bu büyüklüklerin genliğinin biyolojik dokular için gerçek bir hasar veya hasar oluşturma riski ile ilişkili olduğu kabul edilerek oluşturulmuştur. Bu fiziksel büyüklükler deneysel çalışmalarda biyolojik etkilerin oluşturulması ile ultrason gücünü ilişkilendirmek için literatürde en çok kullanılan büyüklüklerdir.

1980'li yılların başında, düzenlenen iki büyük aktivitede teşhise yönelik ultrasonun yarattığı risk değerlendirilmiştir. Bu aktivitelerin birinde, ABD Sağlık Enstitüsü, gebelik uygulamalarında teşhise yönelik ultrasonun güvenliği ve verimi ile ilgili belirli sorulara cevap bulmak için hekimleri, bilim adamlarını, hemşireleri, eğitimcileri ve ultrason kullanıcılarını düzenledikleri panele çağırmıştır. Bu panel sonucunda hazırlanan raporda, gebelik sırasında ultrasonun giderek yaygın bir şekilde kullanılmasının 28 tıbbi durum için güvenli ve etkili olduğu sonucu ortaya çıkmıştır. Bu belki de teşhise yönelik ultrasonun verimliliği ile ilgili hususun ilk kez gözden geçirildiği durumdur. Ayrıca, bu raporla ilk kez embriyonun ve fetüsün rutin

olarak ultrason ile incelenmemesi tavsiye edilmiştir. Buna ilave olarak, teşhise yönelik ultrasonun herhangi bir tehlike üretmediği düşünülüyorken, araştırmacıların riskleri değerlendirmesine devam etmeleri tavsiye edilmiştir.

Diğer aktivite ise National Council on Radiation Protection and Measurements Radiation Protection and Measurements [NCRP] kuruluşunun gözetimi altında gerçekleştirildi [NCRP, 1984]. Bu aktivite sonucunda ortaya çıkan dokümanda, ultrasonun tıptaki kullanım alanları incelenmiştir ve insanın ultrason incelemesi sırasında maruz kaldığı çeşitli ultrason alan büyüklükleri vurgulanarak temel ultrasonun fizikinden bahsedilmiştir. Ayrıca, ultrasonun biyolojik yapıyla etkileşimi sonucu meydana gelen değişiklikler ve ultrasonun bitkiler, hayvanlar ve in vitro'daki (vücut dışı) biyolojik etkileri de bu dokümana dahil edilmiştir. Sonuç olarak, bu dokümanda araştırma, endüstri uygulamaları, eğitim ve maruz kalma kriterleri kategorisine göre çeşitli tavsiyeler oluşturulmuştur. Bazı tavsiyelerin, Interaction of Ultrasound and Biological Tissues [Reid ve Sikov, 1972]'de elde edilen sonuçlarla uyumlu olması ilginçtir. FDA [FDA, 1985], 1980'li yılların ortasında teşhise yönelik ultrason donanımı ile ilgili düzenleme başlattığında 1985 yılında yürürlüğe sokulan "510(k) satış öncesi bildirim"lerde ultrason donanımı üreticilerin aşamayacağı, uygulamaya özel akustik yoğunluk sınır değerleri oluşturmuştur (Çizelge 6.1).

Çizelge 6.1. Teşhise yönelik ultrason donanımının FDA tarafından belirtilen düzeltme öncesi azaltılmış sınır değerleri [FDA, 1985]

| Uygulama bölgesi                                               | $I_{SPTA}$<br>(mW/cm <sup>2</sup> ) | $I_{SPPA}$<br>(mW/cm <sup>2</sup> ) | $I_m$<br>(mW/cm <sup>2</sup> ) |
|----------------------------------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------|
| Kalp                                                           | 430                                 | 65                                  | 160                            |
| Çevresel damarlar                                              | 720                                 | 65                                  | 160                            |
| Göz uygulaması                                                 | 17                                  | 28                                  | 50                             |
| Fetal görüntüleme,<br>karın incelemesi ve<br>diğer incelemeler | 46                                  | 65                                  | 160                            |

Bu bildirim FDA tarafından yeni bir cihazın, 28 Mayıs 1976'dan önce satışa sunulan cihaza kıyasla eşdeğer bir güvenlik ve etkinlik sağlayıp sağlamadığını belirlemek

için kullanılmıştır. FDA'in belirttiği maruz kalma büyüklükleri "Safety Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment" standardındaki büyüklüklere kısmen benzemektedir.

Buna karşın bu sınır değerleri, güvenlikle ilgili değerlendirmeyi esas almamıştır ancak tıbbi cihazlarla ilgili mevzuatlardaki değişiklik yapma tarihindeki (Mayıs 1976), teşhise yönelik ultrason donanımlarının bilinen maksimum çıkış sınır değerlerini esas almıştır. Dolayısıyla bu tarihten önceki değerleri belirtmek için düzeltme öncesi değerler terimi kullanılır.

American Institute of Ultrasound in Medicine, FDA'in güvenlik esaslı düzenleme yaklaşımına karşı olarak tarih esaslı düzenleme yaklaşımını vurgulamak için 1986'nın ortasında, 28 Mayıs 1976'dan önce Çizelge 6.2'deki yoğunluklardan daha büyük yoğunluğa sahip en azından iki ultrason cihazının bulunduğunu FDA'ye bildirdi. Bundan dolayı FDA, 1987'nin başlarında teşhise yönelik ultrasonda kullanılan sınır değerlerini yükseltmiştir (Çizelge 6.2).

Teşhise yönelik ultrason cihazlarının çıkış değerlerinin artırılması ile daha çok klinik fayda sağlanacağı görüşü bulunmaktaydı. Tarih esaslı düzenleme yaklaşımı, daha gelişmiş teşhise yönelik ultrason sistemlerinin üretilmesini engelleyerek klinik faydayı sınırlayacağı için, bilim adamları, teşhise yönelik ultrason endüstrisi ve tıp çalışanları tarafından eleştirildi.

Çizelge 6.2. Teşhise yönelik ultrason donanımının FDA tarafından belirtilen düzeltme öncesi azaltılmış sınır değerleri [FDA, 1987]

| Uygulama bölgesi                                       | $I_{SPTA}$<br>(mW/cm <sup>2</sup> ) | $I_{SPPA}$<br>(mW/cm <sup>2</sup> ) | $I_m$<br>(mW/cm <sup>2</sup> ) |
|--------------------------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------|
| Kalp                                                   | 430                                 | 190                                 | 310                            |
| Çevresel damarlar                                      | 720                                 | 190                                 | 310                            |
| Göz uygulaması                                         | 17                                  | 28                                  | 50                             |
| Fetal görüntüleme,<br>karın incelemesi ve<br>diğerleri | 94                                  | 190                                 | 310                            |

Ayrıca, akustik çıkışı sınırlandırılmış teşhise yönelik ultrason uygulamaları, yetersiz teşhise veya tanımlanmış bir riske sahip tanısal prosedürün ilave olarak kullanılmasına neden olacağından dolayı hasta için büyük bir risk üreteceği anlaşılmıştır.

1980’li yılların ortasında, ultrasonik görüntüleme alanında harmonik görüntüleme (dokunun doğrusal olmayan özelliklerini esas alır), kontrast maddeler, kısmi üç boyutlu görüntüleme ve kompozit transdüser gibi teknolojik gelişmeler ortaya çıktı. Ayrıca bu tarihlerde, rutin klinik uygulamada henüz kullanım alanı bulamamış olan elastik görüntüleme [Parker ve ark., 1990; Ophir ve ark., 1991], yüksek frekanslı görüntüleme [Pavlin ve ark., 1990], üç boyutlu mikrovasküler görüntüleme [Ferrara ve ark., 1996], Doppler tomografi [Nagai ve Greenleaf, 1990], faz sapmasının düzeltilmesi [Flax ve M. O’Donnell, 1988] ve iki boyutlu diziler [Plummer ve ark., 1978], [Smith ve ark., 1991] gibi teknolojik ve/veya yeni klinik uygulamalar söz konusu olmuştur.

Bu tarihten sonraki on yıl içinde, yapılan ulusal ve uluslararası çalışmalar sonucunda ısı [NCRP, 1992; AUIM, 1993], akustik kavitasyon [WFUMB, 1992; WFUMB 1998] ve benzeri mekanizmalar da dahil teşhise yönelik ultrason uygulamaları ile yumuşak doku içindeki biyolojik etkileşimlerin anlaşılmasında önemli adımlar atılmıştır.

Teşhise yönelik ultrasona maruz kalırsa bile herhangi bir biyolojik hasarın oluşmayabileceği uzun süreden beri bilinmekteydi. Buna karşın 1990’lı yılların başında 1980’li yıllarda yapılan litotripsi deneylerinde elde edilen ilk sonuçlar esas alınarak teşhiste kullanılan basınç seviyelerindeki tipik ultrason darbelerinin farelerde, sıçanlarda, tavşanlarda ve maymunlarda önemli bir hasar ortaya çıkardığı (akciğerde kanama) gözlenmiştir [NCRP, 1992; AUIM, 1993]. Bununla birlikte, bu etkilerin insanda oluşup oluşmadığı şeklinde açık bir soru bulunmaktadır.

Teşhise yönelik ultrason ile ilgili eğitim aktivitesi, Haziran 1988’de yapılan bir çalıştay ile başlatıldı. Bu çalıştay sonucunda, klinik personel, bilim adamları, mühendisler ve devlet kuruluşlarını içeren üç yıllık bir süreci başlatan prensip

kararlar oluşturulmuştur. Bu grup 1992’de Output Display Standard (ODS) olarak bilinen “Standard for Real-Time Display of Thermal and Mechanical Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment” standardı kabul etti [AIUM, 1992]. Bu standardın amacı, kullanıcılar için daha yüksek görüntüleme kabiliyeti sağlamak amacıyla mevcut olandan daha yüksek akustik çıkış seviyesine sahip ultrason görüntüleme sistemlerinin üretilmesini sağlamaktır. Bununla birlikte bu standart herhangi bir üst sınır değeri belirtmemiştir. Bundan dolayı çıkış değerlerinin arttırılması hastaya yönelik riskin yükselmesine neden olmuştur.

Böylece bu standartla, kullanıcının teşhise yönelik ultrason donanımında gerçek zamanlı olarak uygun klinik kararı vermesi ve ALARA (**A**s **L**ow **A**s **R**easonable **A**chievable) prensibini uygulaması için biyofiziksel iki indeks sağlanmıştır.

ALARA prensibini kullanarak, hasta için minimum riskle ihtiyaç tutulan teşhis bilgisinin en iyi şekilde elde edilmesi amaçlanmıştır. Dolayısıyla ODS standardı, sıcaklık artışı (termal indeks) ve mekanik hasar (mekanik indeks) risklerine ait bağlı göstergelerin gerçek zamanlı olarak kullanıcıya verilmesini gerektirir.

ODS’nin kabul görmesine müteakip FDA, ODS’yi temel alarak teşhise yönelik ultrason düzenlemesi ile ilgili kılavuz bilgiyi revize etmiştir. Buna karşın ODS üst sınırları belirtmemesine rağmen FDA uygulamaya özel olmayacak şekilde  $I_{spta}$ ’nın  $720 \text{ mW/cm}^2$  ve mekanik indeks MI’nın 1,9 olmasını esas alan düzenleyici üst sınır değerlerini belirten bir kılavuz oluşturdu.  $I_{spta}$ ’ya ait bu üst sınır değeri için bilimsel bir dayanak olmadığı için  $I_{spta}$  değerinin hâlâ 1976 öncesindeki azami değeri esas aldığı görülmektedir. Buna karşın MI’nın üst sınır değeri kısmen deneysel çalışmaları esas almıştır [O’Brien ve Zachary, 1997].

Bazı profesyonel topluluklar, ODS’yi tamamlamak ve FDA’in belirttiği kullanıcıya yönelik eğitim kuralını [FDA, 1993; FDA 1994] oluşturmak amacıyla bir broşür [AIUM, 1994] yayımlamıştır. Bu broşür üç kısma ayrılmaktadır. Birinci kısımda ultrasonun oluşturduğu biyolojik etkiler ve bu etkilerle ilgilenilme gerekçesi açıklanmaktadır. İkinci kısım ise teşhise yönelik ultrason incelemelerinin risklerini

ve faydalarını tanımlar ve ALARA prensibini açıklar. Üçüncü kısım ise donanım üzerinde ALARA prensibinin nasıl uygulanacağını açıklar.

Farklı üretici firmalarının ultrason donanımı farklı kontrol özelliklerine sahip olduğundan bu broşür, sadece ALARA ve teşhise yönelik ultrason donanımı ile ilgili prensipleri kapsamaktadır.

### **6.3.1. Çıkış görüntüleme standardı (output display standard, ODS)**

AIUM/NEMA tarafından tanımlanan çıkış gösterge standardına (ODS) ait akustik göstergeler ultrason cihazının oluşturabileceği olumsuz olaylar hakkında kullanıcıya bilgi vermektedir. Çıkış görüntüleme standardının tanımladığı iki önemli indeks vardır. Bunlar aşağıda açıklandığı gibi ısı indeks ve mekanik indekstir.

#### Mekanik indeks (MI)

Mekanik indeks, ultrasonun doku üzerinde oluşturduğu mekanik etkiler ile ilgili bir gösterge niteliğindedir. Bu indeks olası mekanik biyolojik etkiler sonucu oluşabilecek hasarı hesaplamak için verilmiştir.

Yukarıda da bahsedildiği gibi ultrason basınç dalgasının doku içinden geçmesi sırasında sıkıştırılabilir gaz kabarcıklarının çökmesi sonucunda ortaya çıkan enerji bu mekanik etkilere örnek olarak verilebilir.

Günümüze kadar tanısal ultrason cihazlarıyla üzerinde inceleme yapılan insanlarda herhangi bir mekanik biyolojik etkinin ortaya çıktığı tespit edilememiştir. Bununla birlikte ultrasonun oluşturduğu etkiler ile ilgili yapılan araştırmalarda aşağıdaki sonuçlar ortaya çıkmıştır:

- Böbrek taşının kırılması işlemimde bazen görüntülemeye kullanılanla aynı seviyedeki basınç değerlerine sahip fakat farklı frekanslardaki ultrason dalgalarının mekanik biyolojik etkiler oluşturduğu gözlenmiştir [Abbott, 1999].

- Daha küçük organizmalarla in vivo'da (vücut içinde) yapılan deneyler ve gözlemlerde teşhise yönelik bazı ultrason cihazlarında kullanılan frekans ve basınç seviyesine sahip ultrason dalgalarının kavitasyonlar oluşturduğu gözlenmiştir [Abbott, 1999].
- Teşhis amaçlı ultrason cihazında kullanılanlar ile aynı seviyede ultrasona maruz kalmış erişkin farenin akciğerindeki kılcal damarlarda kanama gözlenmiştir [Bailey, 1996; IEC 60601-2-37].

Mekanik etkilerin hangi koşullar altında ortaya çıkabileceği tam olarak belirlenememesine rağmen, bu etkilerin ortaya çıkma olasılığının akustik gücün artmasıyla arttığı ve ultrason frekansının artmasıyla azaldığı kabul edilmektedir. Belirli bir çıkış seviyesi aşılmadıkça söz konusu mekanik etkilerin oluşmayacağı bir eşik seviyesinin bulunduğu inanılmaktadır [Holland ve Apfel, 1989; Dalecki, 2004]. Mekanik indeks (MI), aşağıdaki eşitlik ile tanımlanır [Abbott, 1999; IEC 60601-2-37]:

$$MI = \frac{P_{r,3} / (f)^{1/2}}{C_{MI}} \quad (6.1)$$

Bu ifadede,  $C_{MI}=1 \text{ MPa MHz}^{-1/2}$ ,  $P_{r,3}$  (MPa) zayıflamış negatif akustik basıncın en yüksek değerini,  $f$  ise MHz cinsinden akustik çalışma frekansını gösterir.

#### Isıl indeks (TI)

Sıcaklık artışı ile dokuda oluşan biyolojik etkiler arasındaki ilişki iyi bir şekilde oluşturulmuştur. Bu indeks olası ısı etkiler sonucu oluşabilecek zararı hesaplamak için verilmiştir. Isıl indeks, aşağıdaki eşitlik ile formülize edilir:

$$TI = \frac{W_p}{W_{deg}} \quad (6.2)$$

Bu eşitlikte  $W_p$  (mW ) ultrason demetine ait güç parametresi,  $W_{deg}$  ise belirli koşullar altında doku sıcaklığının  $1^\circ\text{C}$  artması için gerekli olan akustik güçtür. İnsan vücudunun değişik bölgelerine ait farklı ısı indeks modeli ve kategorileri mevcuttur (Çizelge 6.3). Her bir kategoride transdüserin aktif açıklığına, demet genişliğine ve görüntüleme moduna (sabit veya taramalı) bağlı olarak bir veya birden fazla ısı indeks bulunmaktadır.

Yumuşak doku ısı indeksinde (TIS) üç farklı yumuşak doku modeli bulunmaktadır. Bunlardan ikisi, transdüserin aktif açıklığının küçük ve büyük olduğu durumu, diğeri ise taramalı modu esas almaktadır. Bu iki model, Doppler ve M-modunu, diğer model ise B-mod ve renkli akış görüntüleme yöntemlerini kapsar. Kemik ısı indeksi (TIB), sabit modda kemiğin odak bölgesinde bulunma durumunda kullanılır. Gebelik incelemelerinin ikinci veya üçüncü üç aylık dönemlerdeki yapılan ultrason çalışmaları buna örnek verilebilir. Yüzeydeki sıcaklık artışı odakta bulunan kemikte meydana gelen sıcaklık artışından fazla olduğundan taramalı modda yumuşak doku modeli kullanılır. Kafatası kemiğine ait ısı indeks (TIC), yüzeye yakın kemikte ultrason incelemesi yapılıyorsa (örneğin kafatası kemiği incelemeleri) kullanılır. Bu model sabit mod ve taramalı mod için de geçerlidir [Abbott, 1999].

Çizelge 6.3. Isı indekse ait kategori ve modeller [Abbott, 1999]

| Isı indeks modelleri                                        |                                 |                                         |
|-------------------------------------------------------------|---------------------------------|-----------------------------------------|
| Isı indeks kategorisi                                       | Taramalı mod                    | Sabit mod                               |
| Yumuşak doku ısı indeks (TIS)                               | A. Yüzeyde bulunan yumuşak doku | B. Büyük açıklık<br>C. Küçük açıklık    |
| Odak noktasında bulunan kemik dokusuna ait ısı indeks (TIB) | A. Yüzeyde bulunan yumuşak doku | D. Odak noktasında bulunan kemik dokusu |
| Kafatasına ait ısı indeks (TIC)                             | E. Yüzeyde bulunan kemik dokusu |                                         |

Isıl indeksin tahmini için gerekli modelin elde edilmesi amacıyla aşağıda verilen parametrelerin kullanılması gereklidir.

#### Zayıflamış çıkış gücü ve yoğunluğu

Bu parametreler suda ölçülen değerlerin, akustik zayıflama katsayısının ve derinliğin bir fonksiyonudur. Zayıflamış çıkış gücü ( $W_{.3}$ ),  $z$  mesafesine bağlı olarak aşağıdaki şekilde ifade edilir:

$$W_{.3} = W_0 10^{-\alpha f z / 10} \quad (6.3)$$

Burada  $W_0$  kaynak çıkış gücü,  $\alpha$  akustik zayıflama faktörü,  $f$  ise frekanstır.  $z$  ise ilgilenilen nokta ile ultrason kaynağı arasındaki uzaklıktır. Zaman ortalama zayıflamış uzaysal tepe yoğunluğu  $I_{spta.3}$ 'nin birimi  $mW/cm^2$ 'dir ve aşağıdaki eşitlik ile ifade edilir [Abbott, 1999; IEC 60601-2-37]:

$$I_{spta.3} = I_{spta} 10^{-\alpha f z / 10} \quad (6.4)$$

#### Eşdeğer demet alanı ( $A_{eq}$ )

Eşdeğer demet alanının birimi  $cm^2$ 'dir ve aşağıdaki şekilde ifade edilir [Abbott, 1999; IEC 60601-2-37]:

$$\begin{aligned} A_{eq}(z) &= \frac{W_{.3}(z)}{I_{spta.3}(z)} \\ &= \frac{W_0}{I_{ta}(0)} \end{aligned} \quad (6.5)$$

Burada  $W_0$  kaynak çıkış gücü,  $I_{spta.3}$  zaman ortalama zayıflamış uzaysal tepe yoğunluğu,  $f$  frekans,  $z$  ilgilenilen nokta ile ultrason kaynağı arasındaki uzaklıktır.

### Eşdeğer demet çapı ( $d_{eq}$ )

Eşdeğer demet çapının birimi cm olup aşağıdaki gibi tanımlanır [Abbott, 1999; IEC 60601-2-37]:

$$\begin{aligned} d_{eq}(z) &= \sqrt{\frac{4}{\pi} A_{eq}(z)} \\ &= 2,0 \sqrt{\frac{W_{.3}}{\pi I_{spta.3}}} \end{aligned} \quad (6.6)$$

Bu ifadede  $A_{eq}$  eşdeğer demet alanıdır. Hedef doku üzerinde kararlı olarak ultrason demetinin sabit tutulmasının pratik olarak zor olmasından dolayı, hesaplamalarda demet genişliği 1 mm olarak kabul edilmektedir. Bundan dolayı eşdeğer demet çapı cm cinsinden aşağıdaki şekilde belirlenir [Abbott, 1999; IEC 60601-2-37].

$$d_{eq}(z) = \max\left(\sqrt{\frac{4}{\pi} A_{eq}(z)}, 0,1\right) \quad (6.7)$$

### Maksimum sıcaklık artışının meydana geldiği konum ( $z_{tmax}$ )

Bu parametre ultrason görüntüleme koşullarına göre değişmektedir. Ultrason demeti yüzeye yakın bölgede bulunan kemikten geçiyorsa veya ultrason demeti taramalı modda ise maksimum sıcaklık artışı, yüzeye yakın bölgede oluşabilir.

Yumuşak dokuda yapılan taramalı mod çalışmada maksimum sıcaklık artışı yüzeye yakın veya daha uzak mesafelerde olabilmektedir. Sabit modda ise kemiğin odak noktasında bulunduğu durumda maksimum sıcaklık artışı odak noktasında oluşmaktadır.

Ultrason demetinin boyutları ile perfüzyonun soğutma etkisi arasındaki etkileşim maksimum sıcaklık artışının oluşacağı bölgeyi belirlemektedir [Abbott, 1999; IEC 60601-2-37].

Taramalı modda yüzeyde bulunan yumuşak doku ve kemik (TIS, TIB) için ısıl indekslerinin elde edilmesi

Dokuda meydana gelen sıcaklık artışı, tarama yönünde birim uzunluktaki güç ile belirlenir. Taramalı mod ultrason çalışmalarında sıcaklık artışı aşağıdaki eşitlik ile verilmektedir [Abbott, 1999; IEC 60601-2-37]:

$$\frac{W_0}{X} \text{ (mW/cm)} \quad (6.8)$$

Bu modda yapılan incelemelerde yüzeydeki yumuşak dokuda 1 °C'lik sıcaklık artışı meydana getirecek güç aşağıdaki şekilde verilmektedir:

$$W_{deg} = \frac{210}{f} \text{ (mW)} \quad (6.9)$$

$W_{01}$  ile  $W_{deg}$ , Eş. 6.2 ifadesinde yerine konulursa, ısıl indeksin yüzeydeki yumuşak doku ve kemik modeli aşağıdaki şekilde elde edilir [Abbott, 1999; IEC 60601-2-37]:

$$TIS, TIB = \frac{W_{01}f}{C_{TIS1}}, C_{TIS1} = 210 \text{ mW MHz} \quad (6.10)$$

Sabit mod çalışmalarında büyük açıklığa ( $A_{aprt} > 1 \text{ cm}^2$ ) sahip transdüserlere ait yumuşak doku ısıl indeksinin (TIS) elde edilmesi

Perfüzyon etkisi maksimum sıcaklık artışının meydana geleceği yer konusunda önemli rol oynamaktadır. Ayrıca, eşdeğer demet alanının  $1 \text{ cm}^2$ 'den küçük olduğu durumlarda, demetteki akustik güç, sıcaklık artışını kontrol etmektedir.

Eşdeğer demet alanının  $1 \text{ cm}^2$ 'den büyük olduğu durumlarda ise akustik güç yoğunluğu, sıcaklık artışını kontrol etmektedir. Dolayısıyla Eş. 6.2'nin payındaki güç parametresi, dar demetler için zayıflamış çıkış gücü  $W_3$ , daha geniş demetler için

güç parametresi  $I_{\text{spta}} \times 1 \text{ cm}^2$  olmaktadır. Bu koşullara göre demet eksenindeki herhangi bir noktadaki yerel güç parametresi

$$\min \left[ (W_{.3}), (I_{\text{spta}.3} \times 1 \text{ cm}^2) \right] \text{ (mW)} \quad (6.11)$$

ile bulunmaktadır. Yakın alan akustik bölgesindeki yoğunluk ölçümlerinde oluşabilecek hatalardan kaçınmak için, kırılma noktası derinliği şu şekilde tanımlanır.

$$z_{\text{bp}} = 1,5d_{\text{eq}} \text{ (cm)} \quad (6.12)$$

Eş. 6.12'deki  $d_{\text{eq}}$  eşdeğer açıklık çapıdır. Kırılma noktası  $z_{\text{bp}}$ , çıkış demet alanı  $A_{\text{arpt}}$  ifadesinden aşağıdaki şekilde elde edilir.

$$z_{\text{bp}} = 1,5 \sqrt{\frac{4}{\pi} A_{\text{arpt}}} = 1,69 \sqrt{A_{\text{arpt}}} \text{ (cm)} \quad (6.13)$$

ODS'de, maksimum sıcaklık artışının yerel güç parametresini maksimum yapan  $z_{\text{bp}}$  noktasında veya ötesinde oluştuğu varsayılmaktadır. Dolayısıyla güç parametresi

$$\max_{z > 1,5D_{\text{eq}}} \left[ \min \left[ (W_{.3}), (I_{\text{spta}.3} \times 1 \text{ cm}^2) \right] \right] \text{ (mW)} \quad (6.14)$$

ile verilir. Eş. 6.14 ile Eş. 6.9 Eş. 6.2'de yerine konulursa şu ifade elde edilir [Abbott, 1999; IEC 60601-2-37].

$$TIS = \max_{z > 1,5D_{\text{eq}}} \left[ \min \left( \left( \frac{W_{.3} f}{C_{\text{TIS1}}} \right), \left( \frac{I_{\text{spta}.3} f}{C_{\text{TIS2}}} \right) \right) \right] \quad (6.15)$$

Yukarıdaki ifadede  $C_{\text{TIS1}} = 210 \text{ mW MHz}$ ,  $C_{\text{TIS2}} = 20 \text{ mW cm}^2 \text{ MHz}$ 'dir. Bu ifadelerin birimleri bu indeksi boyutsuz hâle getirecek şekilde oluşturulmuştur.

Sabit mod çalışmalarında küçük açıklığa ( $A_{\text{aprt}} < 1 \text{ cm}^2$ ) sahip transdüserlere ait yumuşak doku ısı indeksin (TIS) elde edilmesi

Küçük açıklık ( $A_{\text{aprt}} < 1 \text{ cm}^2$ ) modeli, aktif açıklık alanı  $1 \text{ cm}^2$ 'den küçük olan transdüserleri tanımlar. Bu durumda akustik güç, sıcaklık artışını kontrol eder. Yüzeyde maksimum güç oluşmaktadır ve maksimum sıcaklık artışı yine yüzeyde meydana gelmektedir. Akustik güç yüzeyde hiç zayıflamaya uğramamaktadır.  $W_o$  çıkış gücü ve Eş. 6.9 ifadesi Eş. 6.2'de yerine konulursa [Abbott, 1999; IEC 60601-2-37]:

$$\text{TIS} = \frac{W_o f}{C_{\text{TIS1}}} \quad (6.16)$$

ifadesi elde edilir. Burada  $C_{\text{TIS1}} = 210 \text{ mW MHz'dir}$ .

Sabit mod çalışmalarında odak bölgesinde bulunan kemik için ısı indeksinin (TIB) elde edilmesi

Ultrason demetinin kemik üzerinde odaklanması durumunda maksimum sıcaklık artışı  $z_{b,3}$  mesafesinde bulunan kemiğin yüzeyinde oluşur. Bu mesafede TIB en yüksek değerine ulaşmaktadır. Bu durumda demet için güç parametresi, zayıflamış çıkış gücü  $W_{,3}$ 'dür.  $z_{b,3}$  mesafesinde bulunan kemik üzerinde  $1^\circ \text{C}$ 'lik sıcaklık artışı meydana getirecek gerekli güç ( $W_{\text{deg}}$ ) için farklı bir ifade gerekir. Bu farklılık kemik dokusunun ultrasonu yumuşak dokudan farklı bir şekilde soğurmasından ve dağıtmasından kaynaklanmaktadır. Bu durumda  $W_{\text{deg}}$  şu şekilde ifade edilir [Abbott, 1999; IEC 60601-2-37].

$$W_{\text{deg}} = 40d_{-6} \text{ (mW)} \quad (6.17)$$

Bu ifadede  $d_{-6}$ , akustik demetteki zayıflamanın -6 dB olduğu bölgedeki demet çapıdır.  $W_{\text{deg}} = 4 \text{ mW}$  olduğunda minimum demet genişlik varsayımına göre

operatörden ve hastanın hareketinden kaynaklanan sebeplerden dolayı -6 dB'deki demet genişliği 0,1 cm kabul edilmektedir. Dolayısıyla 1°C'lık sıcaklık artışı sağlayacak güç şu şekilde ifade edilmektedir.

$$W_{deg} = \max(40d_{-6}, 4) \text{ (mW)} \quad (6.18)$$

Ayrıca belirli demet tipleri için demet çapları aşağıdaki şekilde belirlenmelidir:

$$d_{eq} = d_{-6} = 2,0 \sqrt{\frac{W_0}{\pi I_{spta}}} \text{ (cm)} \quad (6.19)$$

Örnek olarak Gaussian demeti için zayıflamış güç, aşağıdaki ifade ile tanımlanmaktadır.

$$W_{-3} = \frac{\pi I_{spta} d_{-6}^2}{5,5} \text{ (mW)} \quad (6.20)$$

Eş. 6.20'den  $d_{-6}$  çekilirse

$$d_{-6} = 2,34 \sqrt{\frac{W_0}{\pi I_{spta}}} \quad (6.21)$$

elde edilir. Uygun düzeltme faktörü ile aşağıdaki ifade elde edilir.

$$d_{-6} = 1,1 d_{eq} \quad (6.22)$$

Bu düzeltme işleminden sonra Eş. 6.22, Eş. 6.18 ifadesinde yerine konulursa [Abbott, 1999; IEC 60601-2-37] aşağıdaki ifadeler elde edilir.

$$W_{deg} = \max(44d, 4,4) \text{ (mW)} \quad (6.23)$$

$$W_{deg} = \max \left[ 44(2,0 \sqrt{\frac{W_3}{\pi I_{spta.3}}}), 4,4 \right] \text{ (mW)} \quad (6.24)$$

$$W_{deg} = \max \left[ 50 \sqrt{\frac{W_3}{\pi I_{spta.3}}}), 4,4 \right] \text{ (mW)} \quad (6.25)$$

Eş. 6.25 ve  $W_3$ , Eş. 6.2'ye konulursa Eş. 6.26 elde edilir. Bu eşitlikte  $C_{TIB1}=50 \text{ mW cm}^{-1}$ ,  $C_{TIB2}=4,4 \text{ mW}$  olarak seçilmiştir.

$$TIB = \min \left[ \frac{\sqrt{W_3 I_{spta.3}}}{C_{TIB2}}, \frac{W_3}{C_{TIB2}} \right] \quad (6.26)$$

#### Dış yüzeye yakın olan kemik (kafatası) için ısıl indeksin (TIC) elde edilmesi

Ultrason demetinin kemik üzerinde odaklanma modeline benzer olarak, maksimum sıcaklık artışı yüzeyde oluşmaktadır.

Yüzeyde ultrason dalgaları zayıflamaya uğramadığından dolayı zayıflamanın hesaba katılmasına gerek yoktur. Dolayısıyla güç parametresi  $W_0$ 'dır.

Dış yüzeydeki kemik dokusu için geçerli olan ısıl model odakta bulunan kemik dokusu içinde geçerlidir [Abbott, 1999].

Sadece yüzeydeki eşdeğer açıklık çapı  $D_{eq}$ , minimum eşdeğer demet çapı  $d_{eq}$  ile yer değiştirmiştir. Bu sebeple ısıl indeks

$$TI = \frac{W_p}{W_{deg}} = \frac{W_0 / D_{eq}}{C_{TIC}} \quad (6.27)$$

olmaktadır. Bu ifadede  $C_{TIC}=40 \text{ mW cm}^2$ 'dir.

### 6.3.2. Isıl ve mekanik indeksler ile ilgili kısıtlamalar

Ultrason cihazının meydana getirdiği riskleri anlamak ve gerekli tıbbî bilgilerin hasta için en düşük risk ile elde edilmesi kullanıcının sorumluluğundadır. Bunu yapabilmek için cihaz üreticisi, cihazın ekranında gösterilen ısıl indeksin ve mekanik indeksin nasıl yorumlanacağı hakkında kullanıcıya bilgi vermelidir. Çeşitli akustik çıkış parametrelerinin (örneğin, akustik yoğunluk, basınç, güç vb.) neden olduğu biyolojik etkilerle ilişkisi tam olarak anlaşılamamıştır.

Sıcaklık artışı ve doku çökmesinin oluşma olasılığı toplam enerji çıkışı, mod, ultrason demetinin şekli, odağın konumu, merkez frekansı, dalga şekli, resim değişim hızı ve aktif çalışma çevrimi gibi faktörlere bağlı olduğu görülmüştür. TI ve MI bu faktörleri dikkate alacak şekilde ve kullanıcıya muhtemel ısıl ve mekanik biyolojik etkiler hakkında anlık olarak bilgi sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. MI ve TI gerçek zamanlı olarak akustik çıkış koşullarını yansıtır ve bu indeksler toplam inceleme süresinin kümülatif etkilerini (özellikle ısınma) dikkate almaz.

Dokuda çökme söz konusu olduğunda, biyolojik etkilerin oluşma olasılığının negatif akustik basıncın en yüksek değeri ile arttığı kabul edilmektedir. Buna karşın bu olayın frekans ile ilişkisi, akustik basınçla olan ilişkisi kadar kuvvetli değildir [IEC 60601-2-37].

Bununla beraber doku çökmesi gibi mekanik biyolojik etkilerin oluşma olasılığının bağlı göstergesini sağlamak için MI kullanılmaktadır. Isıl indeks (TI), ultrason demeti boyunca belirli bir noktadaki sıcaklık artışının bağlı bir göstergesidir. TI, ultrasonun dokuda oluşturduğu sıcaklık artışını, bütün muhtemel şartlar ve doku tipleri için sağlayamaz.

Belirli bir demet şekli için TI'nın 2 olması TI'nın 1 olmasından daha yüksek bir sıcaklık artışını gösterir, fakat mutlaka 2°C'lik sıcaklık artışı olacağını göstermez. TI, dokuda bulunan belirli noktadaki muhtemel sıcaklık artışı ile ilgili olarak kullanıcıyı uyarmak için tasarlanmıştır. Kullanıcının bilgilendirmesi amacıyla indekslerin

kullanımı ile ilgili bazı sınırlamalar bulunmaktadır. Bu sınırlamaların başında indekslerin güvenlik sınırlarını tam olarak oluşturmadığı gelmektedir. Güvenlik seviyeleri ile muhtemel biyolojik etkilerin ortaya çıkabileceği seviyeler arasındaki sınırların belirlenmesi önemlidir. WFUMB [1992] konunun bazı ana prensiplerini vermektedir: 5 dakika veya daha fazla süreyle 41°C'nin (normal sıcaklığın 4°C üzerinde) üzerindeki sıcaklık artışı oluşturan embriyonik veya fetus uygulamaları potansiyel tehlike oluşturduğu düşünülmelidir. Ayrıca doğumdan sonra bebeğin akciğer yüzeyinde 1 MPa'ı aşabilen akustik basınç genlikleri söz konusu olduğunda risk-fayda analizi yapılmalıdır [Barnet ve ark., 2000]. Bu indeksler ısı ve/veya mekanik etkileri oluşturacak diğer koşulların sahip olduğu olasılıktan daha yüksek olasılığa sahip şartların bir gösterimini sağlamalıdır. Gebelik incelemelerinde 1,0'dan yüksek TI değerlerinden mümkün oldukça uzak durulmalıdır. Böyle bir sınırlama, embriyonik ve fetus dokuları için muhtemel tehlike oluşturan sıcaklık artışına dikkat çeken WFUMB tavsiyesine göre uygun güvenlik sınırları oluşturur [Barnet ve ark., 2000]. Bununla birlikte, belirli bir klinik sonuç düşük akustik çıkış ile elde edilemiyorsa çıkış değerleri arttırılabilir fakat ultrason uygulama süresi mümkün olduğu kadar kısa tutulmalıdır. Annenin ateşi olduğu hallerde fetusa ilave bir ısı yük uygulamak akıllı bir davranış olmadığından bu durumlarda yüksek TI değerlerinden kaçınılmalıdır [IEC 60601-2-37].

TI'nın belirlenmesi ile ilgili modellemede, kan perfüzyonunun soğumayı oluşturduğu kabul edilir. Zayıf perfüzyonlu dokulardaki uygulamalar için muhtemel en kötü durumdaki sıcaklık artışı beklenen değerin altında bir TI değeri oluşturabilir. Buna karşın karaciğer, kalp veya damar yapıları gibi perfüzyonun iyi olduğu organların incelenmesinde TI değeri sıcaklık artışını beklenen değerin üstünde tahmin edebilir [IEC 60601-2-37].

Klinik uygulamada kullanıcı TIS değeri ile birlikte TIB değerlerine de dikkat etmelidir. Dolayısıyla özellikle kaburga kemiğinin ultrasona maruz kaldığı göğüs taraması ve damarların kemik yüzeyine yakın uzandığı damar çalışmalarına dikkat edilmelidir. Akciğer yüzeyinin ultrasona maruz kaldığı kalp taramalarında gaz-yumuşak doku ara yüzeyinde MI daha önemli olmaktadır. Bununla birlikte MI'yı

sınırlamak için dikkat edilirken kontrast maddelere de oldukça dikkat edilmelidir. Bu açıklamalarla ilgili özet, Çizelge 6.4’te verilmiştir.

Görüntüleme modları birlikte kullanıldıklarında yerel ısınmaya toplamsal olarak katkıda bulunurlar. Taramalı moddan ve sabit tarama modundan kaynaklanan sıcaklık artışlarının katkılarını toplayacak uygun bir işlem henüz bulunmamaktadır. Yumuşak doku tarama modundaki yüzey ısınmasının daima derinlikte bulunan en kötü durumdaki kemik ısınmasından daha yüksek olduğu varsayılmaktadır.

Bu varsayım her durumda doğru olmayabilir ve bu nedenle ikinci ve üçüncü üç aylık taramada hem B-mod hem de Doppler görüntülemesinde TI değerleri dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir.

Çizelge 6.4. Değişik tarama durumlarında elde edilen düşük maruz kalma indekslerinin önemi

|                | Yüksek önemli durum                                                                                                                                                                                                    | Düşük önemli durum                                                                                                     |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Mekanik indeks | Kontrast maddenin bulunması<br>Kalbin incelenmesi (akciğer uygulaması)<br>Karnın incelenmesi (bağırsak gazı)                                                                                                           | Gaz içermeyen organ görüntülenmesi                                                                                     |
| Isıl indeks    | İlk üç aylık gebelik incelemesi<br>Fetusun kafatası ve omurgası<br>Ateşli hastanın incelenmesi<br>Zayıf perfüzyonlu dokunun incelenmesi<br>Gözün incelenmesi<br>Kaburga kemiği veya ultrason yolunda kemiğin bulunması | Perfüzyonun iyi olduğu doku (örneğin karaciğer, dalak vb.) incelemesi<br><br>Kalbin incelenmesi<br>Damarın incelenmesi |

ODS’nin tanımladığı mekanik ve ısıll modellerde uzun sıvı akış yolları göz ardı edilmiştir. Bu tür sıvı akış yollarında, akustik enerji beklenildiği kadar soğurulamayacak ve arkasındaki doku daha yüksek akustik enerjilerine maruz kalabilecektir. Dolayısıyla, örneğin dolu bir mesanenin veya amniyotik sıvıların incelenmesi sırasında ekranda tahmin edilenin altında daha düşük bir indeks değeri gösterilecektir. Ayrıca yukarıda TI ile ilgili elde edilen formüller, göz uygulamaları için geçerli değildir. Bundan dolayı, hesaplanan TI değerleri göz uygulamalarında

kullanılmamaktadır. Ayrıca günümüzde ultrasonun gözde oluşturacağı sıcaklık artışı için herhangi bir TI modeli bulunmamaktadır.

Taramalı moddaki TI değerleri, dönüştürücü yüzeyinin yanında bulunan dokuda sadece demetten soğurulan enerjiden kaynaklanan ısınma ile ilgili bilgi sağlar. Dönüştürücünün kendisinden kaynaklanan ısınma önemli olmasına rağmen herhangi bir düzeltme yapılmamıştır. Ekranda gösterilen indeksler ortalama değerleri vermektedir ve gerçek sıcaklık artışı olarak yorumlanmamalıdır. Açıklandığı gibi, MI ve TI'ya ait her iki model için çeşitli sınırlamalar bulunmaktadır. Karmaşık ve tam olarak anlaşılmamış biyolojik etkileri pratik anlamda basitleştirmek için bu modeller kullanılır. Bundan dolayı bu modellerin kullanımı biyolojik etkilerin oluşturduğu riskin bağlı göstergesi olarak sınırlandırılmıştır. Bir çok durumda gerçek ortamda en kötü durumdaki sıcaklık artışlarının ekranda gösterilen TI değerlerinin 3 katına kadar olabileceği konusunda kullanıcı uyarılmalıdır [IEC 60601-2-37, 2004]. Bu TIS değerleri enerjinin bir doğru üzerinde odaklandığı doğrusal dizilimli tarayıcı modelinden elde edilir. Nokta odaklı dairesel probler için sıcaklık artışının TIS'in hesaplanan değerine oranı 0,24'den 109'a kadar olan aralıkta olabilmektedir [IEC 60601-2-37, 2004].

## 7. TANISAL ULTRASONUN GÜVENLİ KULLANIMI İÇİN REHBERLER VE TAVSİYELER

Ultrasonun medikal amaçlar için kullanılmaya başlanmasından itibaren teşhise yönelik ultrason cihazlarında sürekli olarak gelişmeler kaydedilmiştir. Bu gelişmeler sonucunda ultrason cihazları daha güçlü, daha kompleks ve daha yüksek görüntüleme özelliğine sahip olmuştur. Dolayısıyla daha yüksek çözünürlük ve görüntüleme özelliğine sahip olmak için ultrason cihazlarının çıkış güçleri zaman içinde arttırılmıştır. Buna karşın yüksek çıkış gücüne sahip problemlerin kullanılması, doku hakkında daha çok bilgi edinileceği anlamına gelmemekle birlikte, olumsuz etkilerin oluşma riskini artırmaktadır. AIUM/NEMA'nın oluşturduğu ısıl indeks, oluşabilecek maksimum sıcaklık artışı ile ilgilidir. Uzun süreli ultrason darbeleri ve yüksek darbe tekrarlama oranları genellikle Dopplerde kullanılmaktadır. Bundan dolayı Dopplerin oluşturduğu ortalama güç şiddetleri B moddakine göre daha fazladır. Dolayısıyla Doppler tekniği daha fazla biyolojik etki oluşturma riskine sahiptir.

Ultrason dalgasının belirli bir doku üzerinde sürekli olarak sabit kalma süresi, ısıl etkilerin oluşumunda oldukça etkilidir. Ultrason uygulama süresi doğrudan operatörün deneyimine ve uygulama alanına göre değişmektedir. Yüksek ısıl ve mekanik indeksler, ultrasonun biyolojik etkilerinin oluşma olasılığının diğerlerine kıyasla daha yüksek olduğunu anlamına gelir. Bu indekslerin 1'in altında olduğu çalışmalar genellikle zararsız olarak kabul edilir. Cihazlarda gösterilen indeksler proba ve çalışma moduna bağlıdır. Örneğin B-mod uygulaması sırasında MI ekranda gösterilebilir. Doppler, M-mod ve Renkli Akış Doppleri için TI ekranda gösterilmelidir. TI'in ve MI'in aynı anda ekran üzerinde gösterilmesi daha uygundur. Buna karşın uygulama sürelerinin etkileri bu indeksler üzerinde görülmemektedir ve bu indekslerin oluşturulmasında ultrason uygulama süreleri dikkate alınmamıştır. Bu önemli bir eksikliktir. Ayrıca ısıl indeks hesaplamalarında hastanın sıcaklığı dikkate alınmamıştır. Ultrason kullanıcıları TI'in veya MI'in 1'den büyük olduğu çalışmalarda aynı doku üzerindeki uygulama süresini mümkün olduğu kadar kısa tutmalıdır. Ultrasonun güvenli kullanımı hakkında uluslararası bir düzenleme

bulunmamaktadır. Bazı ülkelerin kendi ultrason toplulukları bulunmaktadır. Bu organizasyonlar çeşitli tavsiyeler ve rehberler yayınlamaktadır. Bunların önde gelenleri, WFUMB ve ASUM kuruluşlarıdır [Barnet ve ark., 2000].

### **7.1 WFUMB Organizasyonunun Ultrasonun Güvenli Kullanımı İle İlgili Tavsiyeleri**

WFUMB organizasyonu, ultrason yönteminin fetusun hatıra fotoğraflarını elde etmek için kullanılmasını önermemektedir. Akustik çıkış değerlerinin arttırılmaması şartıyla normal klinik uygulama esnasında yapılan ultrason incelemelerinde bu fotoğrafların elde edilmesine müsaade edilebilir. Özellikle fetüs uygulamalarında darbeli Doppler (spektral, güç ve renkli akış görüntüleme) rutin olarak kullanılmamalıdır. Klinik gereksinim söz konusu olduğunda bu görüntüleme teknikleri kullanılabilir. Doppler ultrason uygulaması esnasında ısıl indeksin (TI) değeri 1,0'den küçük olmalı ve ultrason uygulama süresi mümkün olduğunca kısa olmalı (genellikle 5-10 dakikadan kısa) ve 60 dakikayı aşmamalıdır.

Basit B-mod görüntüleme yöntemleri için geliştirilen cihazların akustik güçleri, zararlı sıcaklık artışına neden olmaz. Dolayısıyla B-mod ultrason çalışmalarının kullanımında sakınca görülmemektedir. Perfüzyon olmayan dokular üzerinde yapılan deneylerde özellikle kemik-yumuşak doku ara yüzeyinde önemli sıcaklık artışının olduğu tespit edilmiştir. Bu artış, belli bir bölgedeki ultrason inceleme sürelerinin en aza indirilmesiyle azaltılmaktadır. Çıkış gücü kontrol edilebilen cihazlarda istenen tanısal bilgilerin elde edilmesine uygun en düşük akustik güçler kullanılmalıdır. Sıcaklık artışının önemli bir kısmı probun kendisinden kaynaklanmaktadır. Bu etki en çok probun doku ile temas ettiği bölgede olmaktadır. Tanısal ultrasonun 1,5°C sıcaklık artışına neden olmadığı çalışmalar ısı etkiler açısından önemsiz olarak kabul edilir. 5 dakika boyunca 4°C'lik sıcaklık artışının olduğu fetus çalışmaları, potansiyel tehlikeli olarak kabul edilir.

B-mod ve Doppler görüntüleme yöntemlerinde özellikle dokuda gaz ve kontrast maddelerinin olmadığı durumlarda ultrasonun yan etkileri ihmal edilebilir. Dokuda

gaz ve kontrast ajanlarının bulunduğu durumlarda ise akustik güç ve uygulama süresi mümkün olduğu kadar küçük tutulması gerekir [Barnet ve ark., 2000].

## **7.2. ASUM Organizasyonun Ultrasonun Güvenli Kullanımı Hakkındaki Tavsiyeleri**

Günümüzde fetuslarda dâhil olmak üzere ısı etkileriyle ilgili önemli miktarda bilgi mevcuttur. Birçok soruya hâlâ cevap bulunamamasına rağmen mevcut bilgiyle, ultrasonun ısıl biyolojik etkileri üretme mekanizması ile ilgili çok sayıda sonuç çıkarılabilir. Genel olarak Doppler incelemeleri (sürekli dalgalı Doppler fetüs incelemesi hariç) ısıl biyolojik etkilerin meydana gelmesine yönelik en yüksek riske sahiptir. Bu incelemeleri, uzun süreli darbelerin ve gri skala görüntülemeye kullanılandan daha yüksek darbe tekrarlama hızlarının kullanıldığı incelemeler takip eder. Darbeli Doppler çalışmalarında ultrason demeti, küçük bir hacim üzerinde odaklanarak sabit tutulmaktadır. Dolayısıyla aynı dokuda yüksek sıcaklık artışı meydana gelmektedir. Kemik veya gaz içeren dokularda yapılan ultrason çalışmalarına dikkat edilmelidir.

Hayvanlarla yapılan deneysel çalışmalarda elde edilen veriler, bazı Doppler cihazlarının özellikle ikinci ve üçüncü üç aylık dönemlerdeki fetus incelemelerinde söz konusu olan kemik/yumuşak doku arayüzeylerinde önemli sıcaklık artışı ürettiğini göstermiştir. Isınmanın neden olduğu olumsuz riskler artan ultrason uygulama süresiyle artmaktadır. FDA'nın ( $I_{SPTA,3} < 720 \text{ mW/cm}^2$ ) belirttiği üst sınır değeri esas alındığında oluşabilecek maksimum sıcaklık artışı  $2,0^\circ\text{C}$ 'dir. Normal fizyolojik seviyenin ( $37,0^\circ\text{C}$ ) üzerinde maksimum  $1,5^\circ\text{C}$ 'lik sıcaklık artışı oluşturan teşhise yönelik ultrason incelemeleri, klinik uygulamada herhangi bir güvenlik sorunu oluşturmaktan kullanılabilir. Özellikle fetus uygulamalarında 5 dakika süreyle  $4^\circ\text{C}$ 'lik sıcaklık artışına neden olan çalışmalar tehlikeli olarak kabul edilmeli ve uygulama süresi mümkün olduğunca kısa tutulmalıdır. Ateşi olan annelerde dupleks/Doppler ultrason incelemeleri fetus için ilave bir risk oluşturmaktadır. Gebelikte yapılan Doppler uygulamalarının süresi ve çıkış gücü mümkün olduğu kadar küçük tutulmalıdır. ODS'nin belirttiği indeksler gerçek hasar değerlerinden

ziyade riskin bağıl bir göstergesidir. Ayrıca bu indeksler, ultrason uygulama süresini, hastanın sıcaklığını veya kontrast maddelerin bulunup bulunmadığını dikkate almaz. Kullanıcılar, yüksek MI/TI değerlerinin yüksek akustik yoğunluğu ürettiğine dikkat edilmelidir. Sonuç olarak kullanıcı minimum akustik çıkış değerlerini kullanarak en kısa sürede gerekli teşhis bilgisini elde etmelidir [Barnet ve ark., 2000].

### 7.3. Tanısal Ultrasonun Uygun Kullanımı

Ultrasonun doku üzerindeki olumsuz biyolojik etkileri X-ışında oluşanın tersine eşik değerinin aşılmasıyla meydana gelmektedir. Doku belirli aralıklarla ultrasona maruz kaldığında, bu uygulama aralığına bağlı olarak dokuda toplam biyolojik etki oluşmayabilir. Belirli bir eşik değeri aşıldığında biyolojik etki meydana gelebilir. 45°C'ye kadar olan sıcaklık artışı kabul edilmediğinden dokuda 37°C'den 41°C'ye kadar olan sıcaklık artışları oldukça uzun bir süre için kabul edilebilir. Aynı durum doku çökmesi içinde de geçerli olup belirli bir seviyenin altında kavitasyon meydana gelmez ve böylece biyolojik etkiler oluşmaz. Her bir çalışma için en uygun başlama noktası en düşük indeks değerlerine donanımın ayarlanmasıdır. Bundan sonra uygun görüntü veya Doppler sinyali elde edilinceye kadar TI'yı ve/veya MI'yı izleyerek bu seviyeler değiştirilir. İkinci adım olarak her bir inceleme için maruz kalma süresi mümkün olduğu kadar kısa tutulmalıdır. Bununla ilgili güvenliğe yönelik bilgiler bulunmalıdır [IEC 60601-2-37, 2004; NCRP, 1992; NCRP, 2002].

Ultrason görüntüleme modları aynı anda kullanıldıklarında belli bir noktadaki ısınmaya toplamsal olarak katkıda bulunmaktadır. Sabit demet modları belli bir derinlikteki sıcaklık artışları ile ilgili hesaplamaları verirken, taramalı modlar dış yüzeydeki ısınma ile ilgili bilgiler vermektedir. Taramalı mod ve sabit moddan yapılan tüm katkıları toplayacak uygun bir yöntem henüz bulunmamaktadır [IEC 60601-2-37, 2004].

Taramalı modda yumuşak doku üzerinde yapılan incelemelerde yüzeyde meydana gelen sıcaklık artışı her zaman derinlikte bulunan noktadaki kemik üzerinde yapılan ultrason incelemesinin meydana getirdiği sıcaklık artışından daha yüksek olduğu

varsayılmaktadır. Bu varsayım tüm çalışma koşulları için geçerli olmayabilir. Bu nedenle ikinci ve üçüncü üç aylık fetus incelemelerinde hem B-mod hem de Doppler görüntülemesinde TI değerleri dikkatli bir şekilde yorumlanmalıdır [IEC 60601-2-37, 2004]. Kullanılan modellerde uzun sıvı akış yolları göz önünde bulundurulmamaktadır. Bu durumda ultrason enerjisi beklendiği kadar çok soğurulmayacak ve arkasındaki doku daha yüksek ultrason enerjisi değerlerine maruz kalabilecektir, örneğin dolu bir mesanenin veya amniyotik sıvıların taranmasında tahmin edilenin altında indeks değerleri ortaya çıkabilmektedir.

Önceki bölümlerde elde edilen TI ile ilgili formüller göz uygulamalarına yönelik değildir ve bu nedenle hesaplanan TI değerleri göz uygulamalarında kullanılamaz. Göz ile ilgili TI modelleri geliştirilme aşamasındadır. Taramalı moda yapılan ultrason çalışmalarında TI hesaplamalarında transdüserin kendisinden kaynaklanan ısınma oldukça önemli olmasına rağmen bununla ilgili herhangi bir düzeltme yapılmamıştır [IEC 60601-2-37, 2004]. Ultrasonografi ekranında gösterilen indeksler ortalama değerleri vermektedir ve sıcaklık artışının ve/veya mekanik etkilerin gerçek değeri olarak değerlendirilmemelidir. Karmaşık ve tam olarak anlaşılmamış biyolojik etkileri basitleştirmek için bu modeller kullanılır. Bundan dolayı bu modellerin kullanımı biyolojik etkilerin oluşturduğu riskin bağlı göstergesi olarak sınırlandırılmıştır [IEC 60601-2-37, 2004].

Doppler görüntüleme ve ölçme tekniği, B-mod ve M-moda göre daha yüksek uygulama süresi ve akustik yoğunluklar gerekmektedir. Dolayısıyla darbeli Doppler tekniği potansiyel risk oluşturmaktadır. Gebelik incelemelerinde B-mod ve M-mod sakınca görülmeden kullanılmalıdır. Fetusun kalp bölgesinin incelemesinde kullanılan akustik güç seviyeleri yeterince düşüktür ve kullanımında sakınca yoktur. Doppler modunda kullanılan ultrason uygulama süresi ve akustik güç, B moda ve M moda göre daha fazladır. Kullanıcı, darbeli Doppler çalışmalarında maksimum gücün kullanıldığını, Renkli Akış Dopplerde ise küçük renkli kutular içinde biyolojik etkilerin oluşma olasılığının yüksek olduğunu bilmelidir [Barnet ve ark., 2000].

Ultrasonun yan etkileri hakkında yapılan çalışmalardan elde edilen sonuçlardan,

ultrason kullanıcılarının eğitimli olması ve gereksiz kullanımlardan kaçınılması gerektiği anlaşılmaktadır. Deneyimli bir operatör daha kısa sürede istenilen bölge hakkında bilgi toplar. Buna karşın acemi operatörlerin doku ile ilgili bilgi toplama süreleri, deneyimli operatörünkine göre daha fazla olacaktır.

## 8. ULTRASONUN YARATTIĞI SICAKLIK ARTIŞININ TEORİK OLARAK HESAPLANMASI

### 8.1. Ultrason Dalgasının Vücutta Oluşturduğu Sıcaklık Artışı

#### 8.1.1. Biyotısı transfer denklemi ve noktasal kaynak çözüm yöntemi

Ultrason dalgalarının doku içinde oluşturduğu sıcaklık artışının belirlenmesi için deneysel ve analitik yöntemler kullanılmıştır. Analitik yöntemlerde birden fazla hesaplama tekniğinin olmasıyla birlikte yaygın olarak noktasal kaynak çözümü kullanılmaktadır. Herhangi bir noktadaki sıcaklık artışının hesaplanması için ilk olarak, ultrason kaynağının meydana getirdiği akustik basınç alanının belirlenmesi gerekmektedir. Sıcaklık artışının hesaplanması, akustik basınç alanının belirlenmesinden sonra yapılır. Kayıpsız Helmholtz denklem çözümünün kullanılmasıyla herhangi bir şekle sahip akustik kaynağın meydana getirdiği kompleks akustik basınç bulunabilmektedir. Kayıpsız Helmholtz denklemi [Ellis ve O'Brein, 1996] aşağıdaki şekilde ifade edilir:

$$\nabla^2 P + k^2 P = 0 \quad (8.1)$$

Bu eşitlikte  $k (=k_0 - j\alpha)$  kompleks dalga sayısıdır.  $k_0$  ve  $\alpha$  ise sırasıyla dalga sayısını ve akustik zayıflama katsayısını göstermektedir. Akustik kaynak yeterince küçük yada monopol ise Helmholtz denklemini çözümü [Ellis ve O'Brein, 1996]

$$P = G \frac{e^{-jkr}}{r} = G \frac{e^{-\alpha r} e^{-jk_0 r}}{r} \quad (8.2)$$

ile verilmektedir.  $G$  sabiti monopolün basınç genliği,  $r$  ise radyal mesafe olup aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$r = \sqrt{(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2 + (z_1 - z_0)^2} \quad (8.3)$$

Bu ifadede  $(x_1, y_1, z_1)$  akustik basıncın hesaplanacağı nokta,  $(x_0, y_0, z_0)$  ise ultrason kaynağının bulunduğu koordinatlardır. Herhangi bir geometrik şekle sahip N adet monopolün yaratacağı akustik basıncın uzaysal dağılımını bulmak için süperpozisyon tekniği kullanılır. N adet monopolün  $(x_1, y_1, z_1)$  noktasında yaratacağı akustik basınç [Ellis ve O'Brein, 1996],

$$P(x_1, y_1, z_1) = G \sum \frac{e^{-Ar} e^{-jkr}}{r} \quad (8.4)$$

ifadesi ile hesaplanmaktadır. Hesaplanan bu basınç değeri, aşağıda belirtildiği gibi biyoyısı transfer denkleminde kullanılacak ısı kaynak fonksiyonunun  $(q_v = \alpha P P^* / \rho c)$  belirlenmesinde kullanılacaktır. Bu ifadede P akustik basıncı,  $P^*$  bu akustik basıncın karmaşık eşleniğini,  $\rho$  doku yoğunluğu ve c ise akustik dalga hızının doku içindeki ilerleme hızını gösterir.

Canlı dokularda ısı transferi, perfüzyon (örneğin kan akışı) ve iletim (veya difüzyon) ile yapılmaktadır. Doku ve içinden akan kanın sıcaklığı arasında önemli bir fark olduğunda, kan ve dokunun sıcaklığı ısı transferinin meydana gelmesiyle değişir. Isı transferinde meydana gelen perfüzyon, termoregülasyon ve enflamasyon gibi fizyolojik süreçlerde kritik öneme sahiptir. Doku için yaygın bir şekilde kullanılan ısı model, biyoyısı transfer denklemini esas alır. Bu denklem kan perfüzyonuyla meydana gelen ısı transferini dikkate almaktadır. Biyoyısı transfer denklemi, enerjinin korunumu prensibini esas alan Pennes [1948] tarafından oluşturulmuştur. Bu denklem bazı eksiklikleri içermesine rağmen bu denklemin kullanılmasıyla analitik çözümler kolaylıkla elde edilmektedir ve aynı zamanda canlı dokulara ait ısı modeller için yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.

Dolayısıyla, ultrasonun oluşturduğu akustik basıncın hesaplanmasından sonra doku içerisinde oluşan sıcaklık artışının hesaplanması için Biyoyısı transfer denkleminin faydalanılır [Ellis ve O'Brein, 1996]. Bu denklemi esas alan analizler, Bölüm 6'da açıklanan Çıkış Gösterge Standardının [ODS] ısı indekslerini geliştirmek için

kullanılmıştır. Biyoısı transfer denklemi doğrusal kabul edilerek hesaplamalar yapılmaktadır ve aşağıdaki eşitlik ile tanımlanmıştır:

$$\dot{T} = k \nabla^2 T - \frac{T}{\tau} + \frac{q_v}{c_v} \quad (8.5)$$

Bu ifadede,  $T$  sıcaklık artışı,  $k$  ısıl geçirgenlik,  $\tau$  perfüzyon zaman sabiti,  $q_v$  ısı kaynak fonksiyonu  $c_v$  ise dokuya ait özgül ısıdır. Biyoısı transfer denklemi ultrasonik emilim, doku perfüzyonu ve ısı iletimi işlemlerini içermektedir.  $\tau$  perfüzyon zaman sabiti

$$\tau = \frac{\rho_b c_v}{w c_{vb}} \quad (8.6)$$

ile verilmektedir. Bu ifadede  $w$  kanın perfüzyon hızı,  $\rho_b$  kanın yoğunluğu,  $c_{vb}$  ise kanın özgül ısıdır. Eş. 8.5'in birden fazla çözümü olmasına rağmen bu tür diferansiyel denklemlerinin çözümünde Green fonksiyon yöntemi kullanılmaktadır.

### 8.1.2. Green fonksiyon yöntemi

Green fonksiyonu, ısı iletimi, elektrokimyasal ve akışkanlar gibi fiziksel olaylara ait doğrusal denklemlerin çözümünde kolaylıklar sağlamaktadır. Green fonksiyonu doğrusal ısı transferi problemlerinin geçici ve sürekli durum çözümlerinde kullanılabilen güçlü ve kullanışlı bir yöntemdir. Green fonksiyonu yöntemi, biyoısı denkleminin çözümünde en etkili yöntemidir.

Green fonksiyonun esnek ve güçlü olması büyük bir avantaj sağlar. Belirli bir homojen sınır koşulları ve geometri için kullanılan green fonksiyonu farklı başlangıç koşulu, değişik sınır koşulları ve birim hacimde değişken enerji üreten kaynaklar için de kullanılabilir. Ayrıca, eigenfonksiyon ve eigenkoşullarının hesaplanmasına gerek yoktur. Bu durumda çözüm doğrudan green fonksiyon cinsinden elde

edilebilmektedir.

Elde edilen tek boyutlu green fonksiyonunu basit bir çarpma işlemine tabi tutarak iki yada üç boyutlu green fonksiyonu elde edilmektedir. Green fonksiyonu

$$G(x, t | x', \tau) \quad (8.7)$$

şeklinde verilmektedir. Bir sistemde  $\tau$  anında  $x'$  noktasında bulunan kaynağın  $t$  anında  $x$  noktasındaki cevabı green fonksiyonudur.  $G$  fonksiyonu  $t < \tau$  zaman bölgesinde sıfırdır.  $G$  fonksiyonu, sadece  $t = \tau$  anında kaynağın cevabı olduğu kabul eder. Green fonksiyonu pozitif veya sıfırdır [Beck ve ark., 1992].

### 8.1.3. Green fonksiyonu çözüm denkleminin elde edilmesi

Biyotısı transfer denklemini aşağıdaki şekilde yazmak mümkündür.

$$\frac{\dot{T}}{k} = \nabla^2 T - \frac{T}{\tau k} + \frac{q_v}{c_v k} \quad (8.8)$$

Bu denklemin çözümünde  $\tau = a$  olarak kabul edilmektedir. Bu sisteme ait başlangıç koşulları

$$F(r) = T(r, 0) \quad (8.9)$$

sınır koşulları ise

$$k_i \frac{\partial T}{\partial n_i} + h_i T = f_i(r_i, t) - (\rho c b_i) \frac{\partial T}{\partial t}, t > 0 \quad (8.10)$$

ile verilmektedir [Beck ve ark., 1992]. Burada  $\frac{\partial}{\partial n_i}$ ,  $S_i$ 'nin ( $i=1,2,3,\dots,s$ ) yüzey

alanına dik doğrultudaki değişimdir.  $r_i$  sınırı,  $S_i$  ise sınır yüzeyini ifade eder. Isı transfer katsayısı  $h_i$  ve  $S_i$  ( $\rho c b_i$ ) yüzey boyunca değişebilir fakat zaman ve sıcaklıktan bağımsızdır. Bu sınır koşulu  $b_i$  kalınlığına sahip, yüksek iletkenlik yüzey olasılığını ihtiva etmektedir.  $h_i$ ,  $k_i$ ,  $b_i$ 'nin sıfır olup olmamasına bağlı olarak beş farklı sınır koşulu oluşmaktadır. Çözüm denkleminin elde edilmesi sırasında aşağıdaki eşitlik kullanılmıştır.

$$G(r, t | r', \tau) = G(r', -\tau | r, -t) \quad (8.11)$$

Biyotısı transfer denkleminin Green fonksiyonu alınırsa Eş. 8.12 elde edilir.

$$\nabla^2 G + \frac{1}{k} \delta(r - r') \delta(t - \tau) - \frac{G}{ak} = -\frac{1}{k} \frac{\partial G}{\partial \tau} \quad (8.12)$$

Eş. 8.12'deki  $-$  işareti  $t$  ile  $-\tau$ 'nin değişmesinden meydana gelmiştir.

$$t < \tau \text{ için } G(r', -\tau | r, -t) = 0 \quad (8.13)$$

ifadesi geçerlidir.  $t > \tau$  iken

$$k_i \frac{\partial G}{\partial n_i} + h_i G = (\rho c b_i) \frac{\partial G}{\partial \tau} \quad (8.14)$$

Biyotısı denklemi  $r'$  ve  $\tau$  cinsinden yazılırsa

$$\nabla^2 T - \frac{T}{ak} + \frac{q_v}{c_v k} = \frac{1}{k} \frac{\partial T}{\partial \tau} \quad (8.15)$$

Eş. 8.15 ile  $G$  ile çarpılırsa aşağıdaki eşitlik elde edilir.

$$G\nabla^2 T - \frac{TG}{ak} + \frac{q_v G}{c_v k} = \frac{G}{k} \frac{\partial t}{\partial \tau} \quad (8.16)$$

Aynı şekilde Eş. 8.12, T ile çarpılırsa

$$T\nabla^2 G + \frac{T}{k} \delta(r-r')\delta(t-\tau) - \frac{TG}{ak} = -\frac{T}{k} \frac{\partial G}{\partial \tau} \quad (8.17)$$

Eş. 8.16 ile Eş. 8.17 birbirinden çıkartılırsa aşağıdaki ifade elde edilir.

$$(G\nabla^2 T - T\nabla^2 G) - \frac{T}{k} \delta(r-r')\delta(t-\tau) + \frac{q_v G}{c_v k} = \frac{1}{k} \frac{\partial(TG)}{\partial \tau} \quad (8.18)$$

Eş. 8.18'in bütün R bölgesinde r' ve  $\tau$ 'ya göre integrali alınırsa

$$\int_{\tau=0}^{t+\varepsilon} \int_R k(G\nabla^2 T - T\nabla^2 G) dv' d\tau + \int_{\tau=0}^{t+\varepsilon} \int_R \frac{q_v G}{c_v} dv' d\tau - T(r, t) = \int_R [GT]_{\tau=0}^{t+\varepsilon} dv' \quad (8.19)$$

elde edilir. Burada  $dv'$ , R bölgesindeki hacim elemanıdır. Bu ifadeden

$$T(r, t) = -\int_R [GT]_{\tau=0}^{t+\varepsilon} dv' + \int_{\tau=0}^{t+\varepsilon} \int_R \frac{q_v G}{c_v} dv' d\tau + \int_{\tau=0}^{t+\varepsilon} \int_R k(G\nabla^2 T - T\nabla^2 G) dv' d\tau \quad (8.20)$$

elde edilir.  $T(r, t)$  herhangi bir t anında r mesafesinde bulunan noktadaki sıcaklık artışını verir. Sağ taraftaki  $G(r, t| r', t+\varepsilon)$  terimi Green fonksiyonunun nedensellik özelliğinden dolayı sıfırdır. Dolayısıyla ilk terim aşağıdaki şekilde yazılır.

$$\int_R G(r, t| r', 0) F(r') dv' \quad (8.21)$$

Eş. 8.21, başlangıç sıcaklık artışının geçici sıcaklık dağılımındaki etkisidir.

$$F(r) = T(r, 0) \quad (8.22)$$

Eş. 8.20'nin sağındaki ikinci terim hacimsel enerji üretimi ile ilgilidir. Aynı eşitliğin üçüncü terimi ise sınır koşullarıyla ilgilidir [Nyborg, 1988]:

$$\int_{\tau=0}^{t+\varepsilon} \int_R k(G \nabla^2 T - T \nabla^2 G) dv' d\tau = \int_{\tau=0}^{t+\varepsilon} \sum_{i=1}^S \int k \left( G \frac{\partial T}{\partial n_i} \Big|_{r'=r_i} - T \frac{\partial G}{\partial n_i} \Big|_{r'=r_i} \right) ds_i' d\tau \quad (8.23)$$

Sınır koşulları ikinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci dereceden olduğunda T ve G'ye ait sınır koşullarından  $\frac{\partial T}{\partial n_i}$  ve  $\frac{\partial G}{\partial n_i}$  elde edilebilir. Eş. 8.10 ve Eş. 8.14 denklemleri yeniden düzenlenirse aşağıdaki ifadeler elde edilir:

$$\frac{\partial G}{\partial n_i} \Big|_{r'=r_i} = -\frac{h_i}{k_i} G \Big|_{r'=r_i} + \frac{(\rho c b_i)}{k_i} \frac{\partial G}{\partial \tau} \quad (8.24)$$

$$\frac{\partial T}{\partial n_i} \Big|_{r'=r_i} = \frac{f_i(r_i' - \tau)}{k_i} - \frac{h_i}{k_i} T \Big|_{r'=r_i} - \frac{(\rho c b_i)}{k_i} \frac{\partial T}{\partial \tau} \quad (8.25)$$

Eş. 8.25, GF ile çarpılıp ve Eş. 8.24 ise T ile çarpılıp birbirinden çıkartılırsa

$$\left( G \frac{\partial T}{\partial n_i} \Big|_{r'=r_i} - T \frac{\partial G}{\partial n_i} \Big|_{r'=r_i} \right) = \frac{f_i(r_i' - \tau)}{k_i} G - \frac{(\rho c b_i)}{k_i} \left( T \frac{\partial G}{\partial \tau} + G \frac{\partial T}{\partial \tau} \right) \quad (8.26)$$

$$= \frac{f_i(r_i', \tau)}{k_i} G - \frac{(\rho c b_i)}{k_i} \left( \frac{\partial(GT)}{\partial \tau} \right) \quad (8.27)$$

elde edilir. Eş. 8.27 Eş. 8.23'te yerine konulursa

$$k \int_{\tau=0}^{t+\varepsilon} \sum_{i=1}^S \int_{S_i} \frac{f_i(r_i', \tau)}{k_i} G(r, t | r', \tau) ds_i' d\tau + k \sum_{i=1}^S \int_{S_i} \frac{(\rho c b_i)}{k_i} G(r, t | r', 0) F(r') ds_i' \quad (8.28)$$

elde edilir. Birinci dereceden sınır koşulu için Eş. 8.23 farklı bir sonuç verir. Sınırdaki  $G$  sıfırdır ve  $T$   $f_i(r_i, t)$ 'ye eşit olur. Dolayısıyla, Eş. 8.23 aşağıdaki ifadeye eşit olur.

$$-k \int_{\tau=0}^{t+\tau} \sum_{j=1}^S \int_{S_j} f_j(r'_j, \tau) \frac{\partial G}{\partial n_j} \Big|_{r'=r_i} ds_j d\tau \quad (8.29)$$

Son olarak  $\varepsilon \rightarrow 0$  iken Eş. 8.20'nin limiti alınmalıdır. Bu durumda  $t+\varepsilon$  ile  $t$  yer değiştirilmelidir. Sonuç olarak biyotransfer denkleminin geçici durumdaki çözümünü aşağıdaki şekilde yazmak mümkündür [Beck ve ark., 1992]:

$$T(r, t) = T_{int}(r, t) + T_g(r, t) + T_{b.c.}(r, t) \quad (8.30)$$

Eş. 8.30, üç terim içermektedir. Birinci terim başlangıç koşulu, ikinci terim hacimsel enerji üretimi, üçüncü terim ise sınır koşullarını göstermektedir [Beck ve ark., 1992]. Başlangıç sıcaklık dağılımı şu şekilde elde edilir:

$$T_{int}(r, t) = \int_R G(r, t | r', 0) F(r') dv' \quad (8.31)$$

Hacimsel enerji üretimi aşağıda gibi verilmektedir:

$$T_g(r, t) = \int_{\tau=0}^t \int_R \frac{q_v G}{C_v} dv' d\tau \quad (8.32)$$

İkinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci dereceden sınır koşulları için aşağıdaki ifade kullanılır:

$$T_{b.c.}(r, t) = k \int_{\tau=0}^t \sum_{j=1}^S \int_{S_j} \frac{f_i(r'_i, \tau)}{k_i} G(r, t | r', \tau) ds'_i d\tau \quad (8.33)$$

Birinci dereceden sınır koşulları için aşağıdaki ifade geçerli olmaktadır:

$$-k \int_{\tau=0}^t \sum_{j=1}^{S_j} \int_{S_j} \frac{f_i(r_i, \tau)}{k_i} \frac{\partial G}{\partial n_j} \Big|_{r'=r_i} ds_j d\tau \quad (8.34)$$

#### 8.1.4. Nokta kaynak çözümü

Nyborg [1988], başlangıç koşullarını sıfır alıp green fonksiyonu kullandığında biyoyısı transfer denkleminin çözümünü aşağıdaki şekilde elde etmiştir:

$$T(r, t) = \frac{C}{r} \left[ E \left( 2 - \operatorname{erfc}(t^* - R) \right) + E^{-1} \operatorname{erfc}(t^* + R) \right] \quad (8.35)$$

Bu ifade, dV hacmine sahip,  $q_v dV$  oranında ısı üreten küçük noktasal kaynağın r uzaklığındaki bulunan noktada, t süresi sonunda ortaya çıkardığı sıcaklık artışını vermektedir. Eş. 8.35'deki C, E, L  $t^*$  ve R ifadeleri aşağıdaki şekilde belirtilmiştir [Nyborg, 1988]:

$$C = \frac{q_v dV}{8\pi K} \quad (8.36)$$

$$E = \exp\left(-\frac{r}{L}\right) \quad (8.37)$$

$$t^* = (\kappa \tau) \quad (8.38)$$

$$R = \sqrt{\frac{r}{4\kappa t}} \quad (8.39)$$

Yukarıdaki ifadelerde E,  $t^*$  ve R boyutsuz değişkenlerdir. Buna karşın C ve L sırasıyla, uzunluk-sıcaklık ve uzunluk boyutundadır. L, perfüzyon uzunluğu olup dokudan dokuya değişir. L'nin değeri, perfüzyonun orta dereceli olduğu dokularda (örneğin yağ) 20 mm iken perfüzyonun kuvvetli olduğu dokularda (örneğin beyin) 2 mm olabilmektedir.

Nyborg (1988), biyoısı transfer denkleminin çözümünde aşağıda verilen Green fonksiyonu kullanmıştır [Nyborg, 1988; Morse ve Feshbach, 1953]:

$$G_{1D}(r, t | r', \tau) = \frac{e^{-t/\tau}}{\sqrt{4\pi k(t-\tau)}} \left( e^{-\frac{(r-r')^2}{4k(t-\tau)}} - e^{-\frac{(r+r')^2}{4k(t-\tau)}} \right) \quad (8.40)$$

Eş. 8.40'daki green fonksiyonu kartezyen koordinatlar için geçerlidir. Bununla birlikte gerekli dönüşümler uygulanarak silindirik ve küresel koordinattaki çözümleri elde edilebilir.

#### 8.1.5. Nokta kaynak çözümlerinin süperpozisyonu

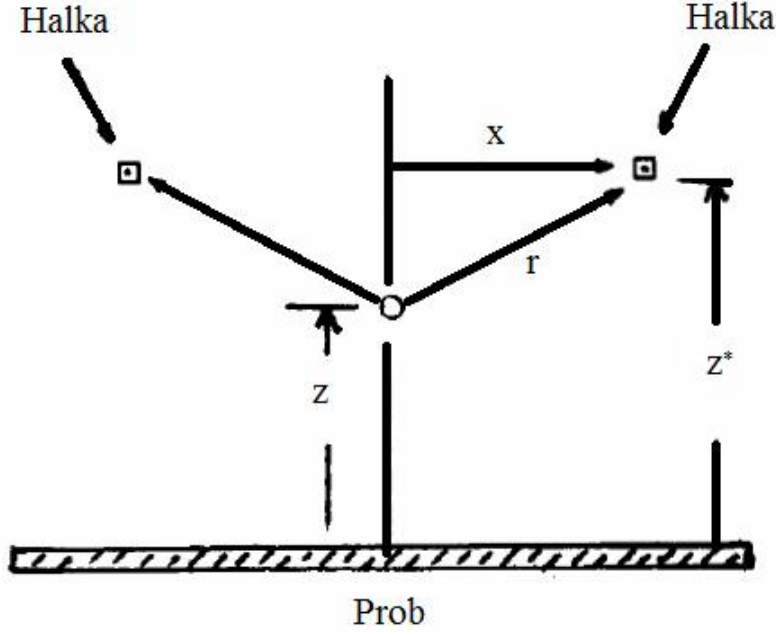
Biyoısı transfer denklemi doğrusal olduğu için inceleme noktasındaki sıcaklık artışı, Nyborg [1988] ve Nyborg ve Wu [1994] tarafından geliştirilen algoritma yardımıyla bu nokta etrafındaki ısınmış doku elemanlarının bu noktaya olan katkılarının süperpozisyonuyla bulunmaktadır. Genel olarak bu işlem, kartezyen koordinatlar üzerinde integral alınmasını gerektirir.

Buna karşın analiz işlemi  $q_v$  büyüklüğü, silindirik simetriye sahip olduğunda basitleşir ve sıcaklık artışı hesaplamaları eksen üzerindeki noktalarda yapılır. Böyle bir simetri, homojen bir ortamda  $z$  eksenini boyunca ultrason dalgasını gönderen odaklanmış veya odaklanmamış dairesel problemlerde mevcut olur. Simetrinin olmadığı durumlarda hesaplamalar oldukça karmaşık hâle gelmektedir.

Eksen üzerindeki herhangi bir noktadaki sıcaklık artışı  $dv$  hacmine sahip sonsuz küçüklikteki halkaların bu noktaya olan katkılarının toplanmasıyla elde edilebilir. Bu yöntemin uygulaması aşağıdaki şekildedir:

$z$ , eksen üzerinde sıcaklık artışının hesaplanacağı nokta ile prob arasındaki mesafeyi gösterirken,  $z^*$  büyüklüğü ısı kaynağını içeren bir düzlem ile prob arasındaki mesafeyi gösterir. Belirli bir halkanın bir ısı kaynağı gibi ısı ürettiği varsayımı

yapılsın. Bu halkanın yarıçapı  $x$ ,  $x$  doğrultusundaki kalınlığı  $dx$  ve  $z$  doğrultusundaki kalınlığı  $dz^*$ 'dir. Bu halka, Şekil 8.1'de gösterildiği gibi  $z^*$  ve  $z^*+dz^*$  eksenine dik olan düzlemler arasında bulunmaktadır. Bu halkanın  $z$  noktasındaki sıcaklığa katkısı Eş. 8.35 ile hesaplanır.



Şekil 8.1. Nokta kaynak çözümlerinin süperpozisyonunda kullanılan halkanın geometrisi [Nyborg, 1988]

Eş. 8.35'teki  $T$  büyüklüğü, sonsuz küçüklükteki sıcaklık artışı  $dT$  ile ilişkilendirilir ve  $r$  ise halka üzerindeki herhangi bir nokta ile  $z$  eksenindeki nokta arasındaki mesafedir. Böylece aşağıdaki ifade geçerli olur (Şekil 8.1):

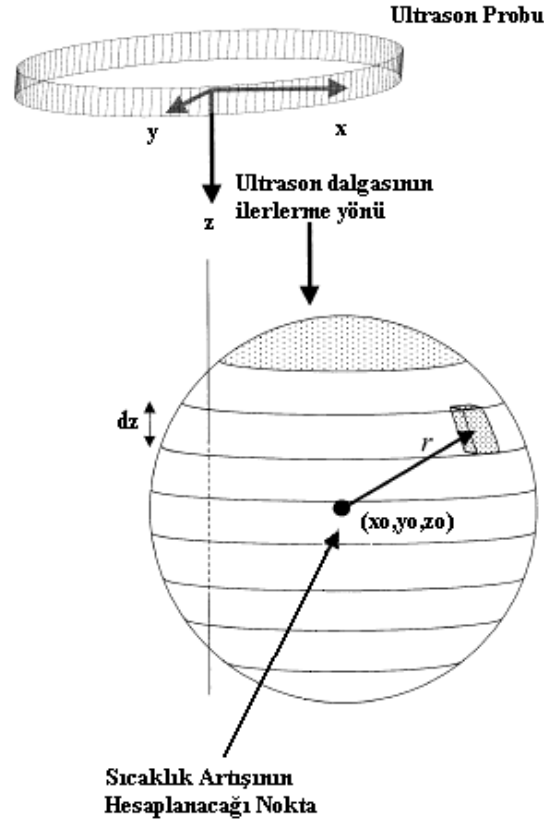
$$r = [x^2 + (z - z^*)^2]^{1/2} \quad (8.41)$$

Dolayısıyla kesit alanı  $dx$  ve  $dz^*$  ile belirlenen halkanın hacmi  $2\pi dx dz^*$ 'dir. Sonuç olarak  $z$  noktasındaki sıcaklık artışını elde etmek için ilgili bölgede aşağıdaki integrasyon işlemi yapılır:

$$T = \int \frac{q_v}{8\pi K r} \left\{ \frac{C}{r} \left( E(2 - \text{erfc}(t^* - R)) + E^{-1} \text{erfc}(t^* + R) \right) \right\} dv \quad (8.42)$$

## 8.2. Tanısal Ultrasonun Yarattığı Sıcaklık Artışının Simülasyon Programı ile Elde Edilmesi

Ultrasonun dokuda oluşturduğu sıcaklık artışını hesaplamak için kullanılan simülasyon programları genellikle Pennes [1948] tarafından tanımlanan biyoısı transfer denkleminin çözümünü dikkate alır. Spheresum programı, Nyborg [1988] tarafından tanımlanan nokta kaynak çözümlerinin süperpozisyonunu esas alan algoritmayı kullanır [Lubbers ve ark., 2003]. Spheresum programının ultrasonun oluşturduğu sıcaklık artışını hesaplarken kullandığı geometri, Şekil 8.2'de gösterilmektedir. Koordinat sisteminin başlangıç noktası  $(x,y,z)=(0,0,0)$  ultrason probunun ön yüzü ile paralel durumdadır. z eksenine ise ultrason demeti ile çakışmaktadır.



Şekil 8.2. Spheresum programının kullandığı geometri [Lubbers ve ark., 2003]

Simülasyon programı, ultrason dalgasına maruz kalmış herhangi bir noktadaki sıcaklık artışını  $(x,y,z)$  koordinatlarına ve ultrason uygulama süresi  $t$ 'ye bağlı olarak

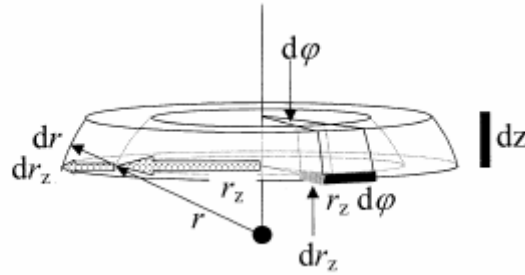
hesaplamaktadır.  $dV$  hacmine ve  $q_v$  enerjisine sahip kaynağın kendisinden  $r$  mesafesi kadar uzakta bulunan noktada yarattığı sıcaklık artışı Eş. 8.35 ile verilmektedir. Eş. 8.35'teki  $q_v$  ısı enerji fonksiyonu şu şekilde ifade edilmektedir.

$$q_v = 2\alpha e^{-2\alpha z} I \quad (8.43)$$

Eş. 8.43 ifadesindeki  $I$ , ultrasonun suda ölçülen ve zayıflamaya uğramamış akustik güç yoğunluğudur. Ultrason alanına maruz kalmış bölgedeki toplam sıcaklık artışı zamana bağlı olarak aşağıdaki şekilde ifade edilebilir.

$$T(t) = \frac{\alpha}{4\pi K} \iiint \frac{I(x, y, z)}{r} \left[ E(2 - \operatorname{erfc}(t^* - R)) + E^{-1} \operatorname{erfc}(t^* + R) \right] dx dy dz \quad (8.44)$$

Eş. 8.44, hesaplanırken dikdörtgen kafes modelinin kullanmasından dolayı, her bir noktada hata ( $\operatorname{erfc}$ ) fonksiyonunun hesaplanmasını gerektirdiği için daha uzun süre gerekir. Dolayısıyla ultrasonun oluşturduğu sıcaklık artışının hesaplanması için daha kısa süre gerektiren bir yöntem kullanılmalıdır. Dolayısıyla Eş. 8.44'ten daha kısa sürede hesaplama yapan bir yöntemin kullanılması gereklidir. Sıcaklık artışı, Eş. 8.35'in sadece  $r$ 'ye ve  $t$ 'ye bağlı olmasından faydalanılarak dikdörtgen kafes modelindekinden daha kısa sürede hesaplanabilir. Bunun için küresel koordinat kabuk yöntemi kullanılır. Bu yöntemde Eş 8.34 ifadesi her bir küresel kabuk için bir defa hesaplanır [Lubbers ve ark., 2003]. Küresel kabuk yönteminde ilk olarak, sıcaklık artışının hesaplanacağı nokta etrafında  $r$  yarıçapına sahip  $dr$  kalınlığındaki küresel kabuğun katkısı hesaplanır. Bu kabuk  $z$  eksenine dik olacak şekilde  $dz$  yüksekliğindeki dilimlere bölünür (Şekil 8.3).



Şekil 8.3. Küresel kabuğun dilimlere bölünme modeli [Lubbers ve ark., 2003]

Bu dilimler  $r_z$  yarıçapında olup genişliği ise aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$dr_z = r \frac{dr}{dz} \quad (8.45)$$

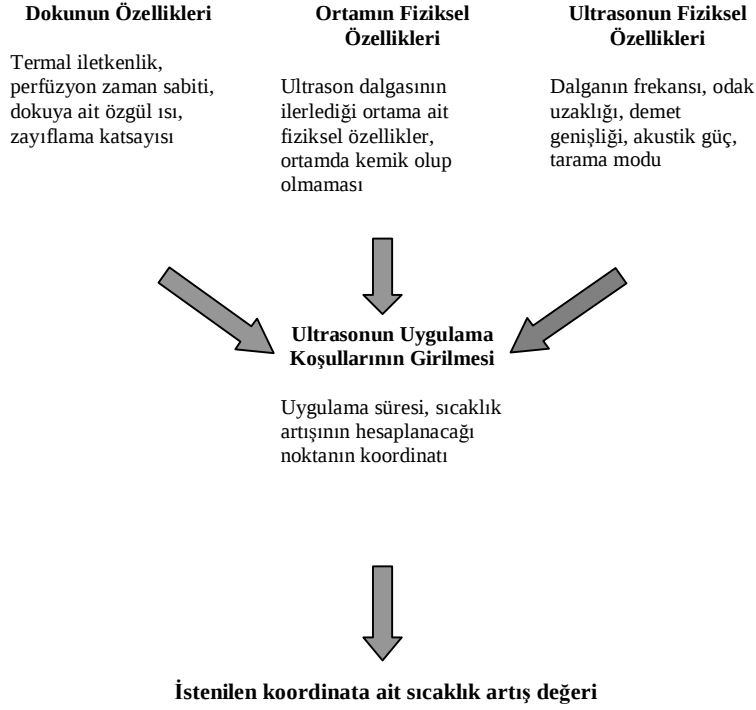
$\phi$  açisal koordinat sistemi kullanılırsa halkalar  $r_z d\phi$  uzunluğundaki alt elemanlara bölünebilir. Ortaya çıkan bu alt elemanlar için integral işlemi gerçekleştirilir. Ayrıca  $rd\phi = dz = dr$  seçilir. Dolayısıyla her bir alt elemanın hacmi aşağıda olduğu gibi ifade edilir.

$$dv = rd\phi dz dr \quad (8.46)$$

Eş. 8.46'deki dönüşüm, Eş. 8.44'e uygulanırsa aşağıdaki eşitlik elde edilir:

$$T(t) = \frac{\alpha}{4\pi K} \left[ 2\pi e^{-2az_0} I(x_0, y_0, z_0) r_{core}^2 \right] + \frac{\alpha}{4\pi K} \int_{r_{core}}^{\infty} \left\{ E(2 - \operatorname{erfc}(t^* - R)) + E^{-1} \operatorname{erfc}(t^* + R) \right\} \frac{1}{r} \left( \int_{-r}^r e^{-2az} (I(x, y, z) d\phi) dz \right) dr \quad (8.47)$$

Bu model sıcaklık artışının incelendiği noktaya yakın bölgelere uygulanamadığı için, incelenen nokta etrafında  $r_{core}$  yarıçapına sahip küre ile hesaplama işlemine başlanır (Eş. 8.45).  $r_{core}$ 'in değeri,  $I(x, y, z)$  ile  $(E[2 - \operatorname{erfc}(t^* - R)] + E^{-1} \operatorname{erfc}(t^* + R))$ 'nin sabit olmasını sağlayacak kadar küçük seçilmelidir.  $r_{core}$  yarıçapına sahip küre üzerindeki integral işlemi analitiksel olarak gerçekleştirilir.  $dr$ ,  $r$ 'nin sabit oranı olacak şekilde seçildiğinden integrasyon işlemi çok sayıda küre üzerinde gerçekleştirilir. İntegrasyon işlemine, son halkanın katkısı ile küre sayısının çarpımından elde edilen  $F$  değeri (0,10 - 0,02)'ye eşit oluncaya kadar devam edilir.  $r_{core}$  değeri,  $0,25x d_{6'}$ 'den büyük ise bu değer  $r_{core}$  için kullanılır. Ayrıca  $r_{core}$  değeri,  $(E[2 - \operatorname{erfc}(t^* - R)] + E^{-1} \operatorname{erfc}(t^* + R))$  ifadesi için 1,90 ile 1,95 arasında bir değer oluşturmalıdır. Spheresum programının doğruluğu, literatürde bulunan elde edilmiş sonuçlar ile karşılaştırılmasıyla ispatlanmıştır [Lubbers ve ark., 2003].



Şekil 8.4. Spheresum programının sıcaklık artışını hesaplaması için gerekli olan giriş parametreleri

Sıcaklık artışı doku içerisinde  $z_0$  derinliğinde bulunan nokta için hesaplanmaktadır. Prob ile incelenen noktayı çevreleyen bölgeler arasındaki zayıflama faktörü hesaba katılmaktadır. Sabit ve taramalı olmak üzere iki farklı ultrason alan geometrisi kullanılabilmektedir. Sabit mod (örneğin, Doppler) ultrason geometrisi için silindirik homojen ultrason demet varsayımı yapılmıştır. Bu varsayıma göre ultrason demeti dışındaki bölgelerde akustik güç sıfırdır. Taramalı mod (B mod) ultrason modelinde ise taramanın, demet eksenine (z) dik olduğu kabul edilmiştir (Lubbers ve ark., 2003). Ayrıca Spheresum programında, probların doku ile temas eden yüzeyinin çevre ile ısı alışverişi yapmadığı kabul edilmektedir. Bununla birlikte probun kendisinin ısı üretmediği varsayımı yapılmıştır. Buna karşın pratik uygulamada probun ürettiği sıcaklık artışı, özellikle yüzeye yakın bölgelerde önemli olmaktadır.

## 9. GÜVENLİ ÇALIŞMA SÜRESİ (SUT)

### 9.1 Mevcut Güvenlik Parametreleri

Teşhise yönelik ultasonun oluşturduğu sıcaklık artışının belirlenmesi, söz konusu riskin değerlendirilmesi için büyük bir öneme sahip olduğundan aralarında Nyborg [1988], Curley [1993] ve O'Brien ve Ellis [1996] gibi araştırmacıların bulunduğu birçok çalışma grubu, dokuda meydana gelen  $\Delta T(t)$  sıcaklık artışını hesaplayan matematiksel modelin geliştirilmesi için çeşitli çalışmalar yürütmüştür. Sıcaklık artışının hesaplanması için daha önceden de bahsedildiği gibi Pennes [1948] tarafından üretilen Biyoısı transfer denklemi kullanılmaktadır. Bununla birlikte, National Council on Radiation Protection and Measurements [NCRP, 1992] ve American Institute of Ultrasound in Medicine and the National Electrical Manufacturers Association [AIUM/NEMA, 1992] tarafından teşhise yönelik ultasonun uygulamasında ortaya çıkan  $\Delta T$  sıcaklık artışının hesaplanması için iki farklı algoritma oluşturulmuştur.  $\Delta T(t)$  sıcaklık artışının tahmin edilmesine yönelik deneysel çalışmaların yapılması ile ilgili büyük bir gayret söz konusudur [Fry ve Fry, 1954 a, b; Drewniak ve ark., 1989; Carstensen ve ark., 1990; Bosward ve ark.1993]. Bu tür teorik ve deneysel çalışmalardan elde edilen bilgiler, teşhise yönelik ultasonun güvenli kullanımına yönelik kılavuz bilginin geliştirilmesi için kullanılmıştır [Barnett ve ark., 2000].

Amerika'daki Gıda ve İlaç Dairesi [FDA], teşhise yönelik ultason cihazının akustik çıkış değerlerinin kontrolüne yönelik düzenleyici süreç başlatmıştır ve uygulamaya özel akustik yoğunluk sınır değerleri oluşturmuştur [FDA, 1985 ve 1987]. Daha sonra FDA, AIUM/NEMA'nın oluşturduğu Çıkış Gösterge Standardını [ODS], pazara sunulmadan önceki onay sürecine dâhil etmiştir [AIUM/NEMA, 1992; FDA, 1993]. Buna karşın ODS, ultason yoğunluğu için üst sınır değerleri içermediğinden FDA zaman ortalamalı zayıflamış uzaysal tepe yoğunluğu ( $I_{SPTA,3}$ ) için üst sınır olarak  $720 \text{ mW/cm}^2$  değerini ve göz uygulamaları hariç mekanik indeks için üst sınır olarak 1,9 değerini şart koşmuştur [FDA, 1997]. FDA zayıflama için

0,3 dB/cm-MHz'lik bir katsayıyı dikkate almıştır. AIUM/NEMA'nın oluşturduğu ODS, daha önceden de bahsedildiği gibi kullanıcının ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibini daha kolay uygulamasına imkan vermek için ekranda gösterilmek üzere ısıl indeksi (TI) ve mekanik indeksi (MI) tanımlamıştır [Abbott, 1999]. MI, ultrasonun oluşturacağı muhtemel mekaniksel biyolojik etkilerin bağıl bir göstergesidir [Abbott, 1999; Church, 2005]. TI ise ısıl mekanizmadan dolayı meydana gelebilecek muhtemel biyolojik etkilerin bir göstergesi olarak geliştirilmiştir. ODS'nin oluşturduğu bu indekslerin muhtemel biyolojik etkilerin makul bir göstergesi olup olmadığına yönelik endişelerden dolayı bu indekslerin doğruluğunu kontrol etme gereksinimi ortaya çıkmıştır. Aralarında O'Brien ve Ellis [1996], Horder ve ark. [1998], Jago ve ark. [1999], O'Brien ve Ellis [1999], Herman ve Harris [1999], Lubbers ve ark. [2003] ve O'Brien ve ark. [2004]'in bulunduğu birçok araştırmacı ODS tarafından tanımlanan ısıl indeksin bazı uygulama şartlarında meydana gelebilecek ısınmanın makul bir göstergesi olamayabileceğini göstermiştir. Bunun yanında bazı araştırmacılar daha güvenilir bir ısıl indeks elde etmek için birçok girişimde bulunmuştur. Örnek olarak Lubbers ve ark. [2003], O'Brien ve ark. [2004] ve Church [2007], mevcut TI için muhtemel iyileştirmeleri kapsayacak şekilde yeni TI modelleri önermiştir. Yakın zamanlarda yapılan bir çalışmada, uzman kişilerden oluşan bir grub yaptıkları değerlendirmede daha iyi bir TI modelinin oluşturulmasını tavsiye etmiştir [AIUM, 2008; O'Brien ve ark., 2008].

Teşhise yönelik ultrasonun neden olduğu ısıl biyolojik etkilerin riskini değerlendirirken genel olarak maksimum sıcaklık artışının aniden oluştuğu kabul edilmiştir. Bundan dolayı sıcaklığın maksimum değerine ulaşmadan önceki sıcaklık artışı ile ilgili kısımlar göz ardı edilmiştir. Bu varsayım, kısa süreli ultrason uygulaması ile oluşan riskin, anlık olarak oluştuğu kabul edilen maksimum sıcaklık artışının neden olduğu riskten çok düşük olacağı gerçeğini göz ardı eder [Church, 2007]. Dolayısıyla, riski doğru bir şekilde tahmin etmek için sıcaklık artışının maksimum değerinin yanında bu sıcaklık artışın zamana göre davranışını da bilmek gerekir [Church, 2007; Church ve Miller, 2007]. Bu tezde yapılan çalışmada ilk olarak bu gereksinimin karşılanması hedeflenmiştir. Öncelikle, sıcaklık artışının maksimum değerini ve bu artışın zamansal davranışını dikkate alan bir sıcaklık artış

modelinin oluşturulması hedeflenmiştir. Daha sonra bu modelden elde edilen hesaplanmış sıcaklık değerleri güvenli çalışma süresini (SUT) hesaplamak için kullanılacaktır. Güvenli çalışma süresiyle, belirli bir eşik seviyesinde yapılan ultrason uygulamasından daha tehlikeli olmayacak şekilde yapılan ultrason uygulanmasının maksimum süresini vermesi amaçlanmıştır.

## 9.2. Ultrason Demeti İle İlgili Yapılan Varsayım Ve Sıcaklık Artışının Hesaplanması

Önyüzü  $(x,y,z) = (0,0,0)$  düzlemine yerleştirilmiş dairesel odaklanmış bir ultrason probu dikkate alınmıştır.  $z$  ekseni demet ekseni ile çakışmaktadır ve eksen üzerindeki  $z$  noktası sıcaklığın hesaplanacağı inceleme noktasıdır. Bu probun, kesit alanında yoğunluğu homojen dairesel ultrason demeti ürettiği varsayılmıştır.

Akustik gücün tamamının bu demet içinde olduğu ve bu demetin dışında sıfır olduğu varsayılmıştır. Yapılan bu varsayımlar, ultrason demet geometrisi hesaplamalarını basitleştirmek için yapılmıştır. Prob ile inceleme noktası arasındaki dokudaki ultrason zayıflama etkisi dikkate alınmıştır. Ultrason dalgasının akustik yoğunluğu  $(I)$  aşağıdaki eşitlik ile hesaplanmaktadır [NCRP, 1992]:

$$I = \frac{W}{\pi d^2(z)/4} \exp(-2\alpha_{dB}z) \quad (9.1)$$

Bu ifadede  $W$  akustik kaynağın gücü,  $d(z)$  demet genişliğinin noktasal değeri,  $\alpha_{dB}$  ise dB cinsinden akustik zayıflama katsayısıdır. Ayrıca ısı kaynak fonksiyonu  $q_v$  aşağıdaki şekilde hesaplanmıştır:

$$q_v = 2\alpha I. \quad (9.2)$$

akustik demetin genişliği  $[d(z)]$ ,  $z$  derinliğine bağlı olup aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır [Curley, 1993]:

$$d(z)=d+[D-d] |1-(z/F)| \quad (9.3)$$

Burada  $d$  odak noktasındaki demet genişliği,  $D$  akustik kaynağın çapı ve  $F$  ise odak uzaklığıdır. Odaktaki demet genişliği ( $d$ ) aşağıdaki eşitlikten faydalanılarak hesaplanmaktadır [Macovski, 1983; NCRP, 1992; Curley, 1993]:

$$d=\lambda \frac{F}{D}=\lambda \times \text{f-sayısı} \quad (9.4)$$

Bu ifadede  $\lambda$  akustik dalga boyudur. Daha öncede bahsedildiği gibi inceleme noktasındaki sıcaklık artışı  $\Delta T(t)$ , Nyborg [1988] ve Nyborg ve Wu [1994] tarafından geliştirilen algoritma yardımıyla, bu nokta etrafındaki ısınmış doku elemanlarının bu noktaya olan katkılarının hesaplanması ile bulunmaktadır.

Bu algoritma, Lubbers ve ark. [2003] tarafından geliştirilen simülasyon programı Spheresum'ın başlangıç noktasıdır.

Bu program dört boyuttaki ( $x, y, z, t$ ) herhangi bir ultrason alanının oluşturduğu sıcaklık artışını hesaplar. Bu program, literatürde bahsedilen çeşitli hesaplamaların tekrar edilmesiyle geçerli kılınmıştır. Bu çalışmada, yumuşak dokunun akustik ve ısı özellikler bakımından homojen olduğu kabul edilmiştir.

Yumuşak doku, aşağıdaki değerlerle karakterize edilmiştir:  $K=0,6 \text{ W m}^{-1} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ ,  $\tau=720 \text{ sn}$ ,  $\alpha=0,3 \text{ dB cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$ , doku içinde ilerleme hızı  $c=1540 \text{ m/sn}$  ve  $\kappa=0,0014 \text{ cm}^2 \text{ sn}^{-1}$ . Bu değerler ODS'de [AIUM/NEMA, 1992] kullanılan değerler olup bu çalışmada sıcaklık artışının hesaplanması için kullanılacaktır. Buna karşın bu değerlerde klinik uygulamada meydana gelebilecek sapmalar sonucunda hesaplanan sıcaklık değeri gerçek sıcaklık değerinden farklı olacaktır.

Ultrason probunun sürekli dalga (CW) modunda ve sabit modda çalıştırıldığı kabul edilmektedir. Ayrıca probun kendisinden kaynaklanan ısının, dokuya transfer edilmediği varsayımı yapılmıştır. Buna karşın klinik uygulamada probun kendi

ürettiği ısı önemli bir ısı kaynağıdır [Hekkenberg ve Bezemer, 2004]. Sıcaklık artış hesaplamaları için altı frekans  $f$  (1, 3, 5, 7, 9 ve 11 MHz), dört prob çapı  $D$  (1, 2, 3 ve 4 cm), dört  $f$ -sayısı ( $= F/D$ ) (1, 2, 3 ve 4) veren odak uzaklığı değeri dikkate alınarak toplam 96 ultrason kaynak konfigürasyonu incelenmiştir.

Ayrıca, akustik güç değeri  $W_{720}$ , FDA tarafından müsaade edilen maksimum değere ( $720 \text{ mW/cm}^2$ ) sınırlandırılmıştır.

Bu değerler, teşhise yönelik ultrasonun akustik çıkış aralığında güvenli çalışma süresinin (SUT) değerlendirilmesi için seçilmiştir [O'Brien ve Ellis, 1999; O'Brien ve ark., 2004; O'Brien, 2007]. Yukarıda belirtilen 96 durumun her biri için 31 farklı uygulama sürelerinde sıcaklık artış değeri ( $\Delta T$ ) hesaplanmıştır.

Bu uygulama süreleri: 1, 2, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 450, 500, 600, 700, 800, 900, 1000, 1100, 1200, 1300, 1400, 1500 ve 2000 sn'dir. Bu değerler  $\Delta T$ 'nin zamana göre davranışını ortaya çıkarmak için seçilmiştir [Karagöz ve Kartal, 2009].

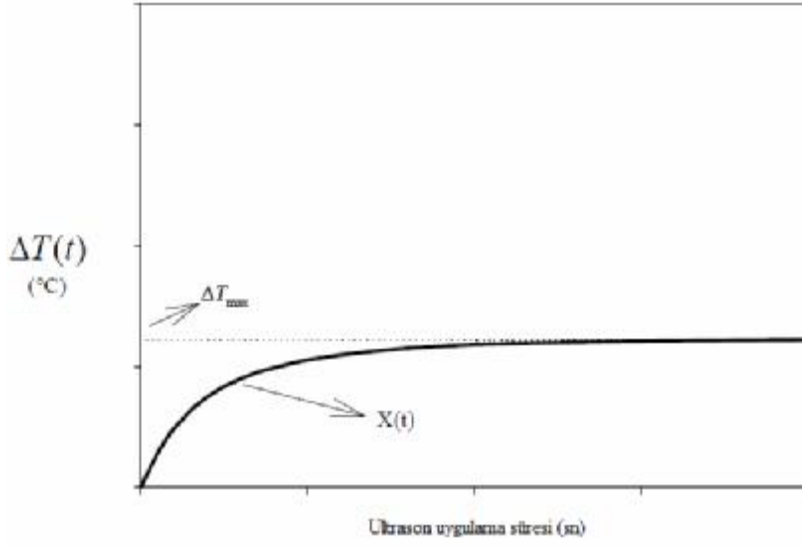
### 9.3. Önerilen Sıcaklık Artış Modeli

Eksenel sıcaklık artış modeli, yukarıda belirtilen her bir ultrason kaynak konfigürasyonu esas alarak belirlenmiştir.

Belirli bir ultrason uygulama durumu için inceleme noktasındaki  $\Delta T(t)$  sıcaklık artışının iki bileşeni olduğu varsayımı yapılmaktadır [Karagöz ve Kartal, 2009]:

$$\Delta T(t) = \Delta T_{\text{maks}} \times X(t), \quad (9.5)$$

Burada  $\Delta T_{\text{maks}}$ ,  $\Delta T(t)$ 'nin maksimum değeri ve  $X(t)$  ise  $\Delta T(t)$ 'yi zaman boyutunda karakterize eder (Şekil 9.1). Belirli bir ultrason uygulama durumuna ait  $\Delta T_{\text{maks}}$  ve  $X(t)$  değerlerinin belirlenme yöntemi aşağıda açıklanmaktadır.

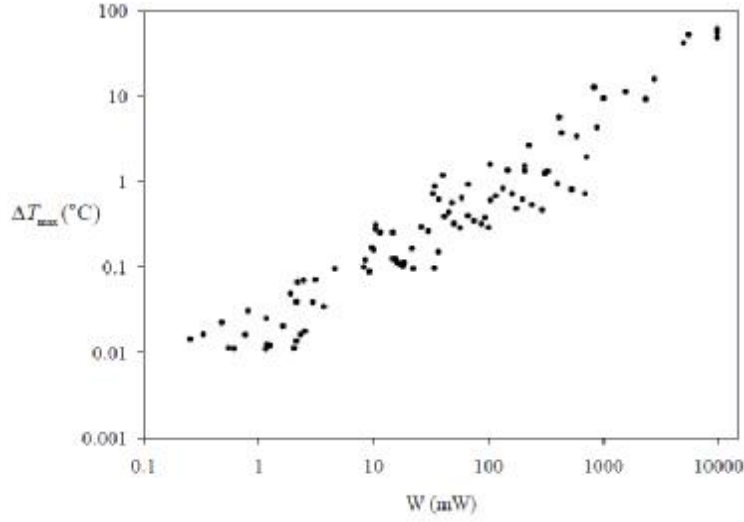


Şekil 9.1. Teşhise yönelik ultrasonun oluşturduğu sıcaklık artışının tipik örneği

Bu uygulama durumu için eksenel sıcaklık artışının kararlı durumdaki maksimum değeri,  $\Delta T_{maks}$  ile isimlendirilmiştir. Buna ilave olarak z eksenini boyunca sıcaklık artış hızının en yüksek olduğu konum, zamansal davranışın belirlenmesinde kullanılmıştır.

Daha sonra bu ultrason kaynak konfigürasyonu ile ilgili sıcaklık artışının zamansal davranışı, sıcaklığın kararlı durumdaki sıcaklık artışının % 50'sine ulaşma süresi cinsinden ifade edilmiştir. Burada bu konumdaki kararlı durumdaki sıcaklık artışının % 50'sine ulaşma süresi ve sıcaklık artışı sırasıyla  $t_{50\%}$  ve  $\Delta T_{50\%}$  olarak ifade edilmiştir [Nyborg, 1988].

Dolayısıyla önerilen sıcaklık artış modeline yönelik olarak belirli bir ultrason kaynak konfigürasyonu için z eksenini boyunca meydana gelen eksenel kararlı durum sıcaklık artışının maksimum değeri ve en yüksek sıcaklık artış hızı dikkate alınmıştır. Bu yaklaşım ultrasonun neden olduğu sıcaklık artışı için en kötü durum senaryosuna karşılık gelmektedir [Karagöz ve Kartal, 2009]. Ultrason dalgasının oluşturduğu, eksenel kararlı durum sıcaklık artışının maksimum değeri  $\Delta T_{maks}$ ,  $W_{720}$ ,  $f$ ,  $D$  ve  $F$ 'ye bağlıdır [O'Brien ve ark., 2004].  $\Delta T_{maks}$ 'ın bu bağımlılığı ile ilgili olarak aşağıdaki yorumlar yapılabilmektedir.



Şekil 9.2.  $I_{SPTA,3} = 720 \text{ mW/cm}^2$  şartı altında hesaplanan  $\Delta T_{\text{maks}}$  ve akustik güç kaynağı  $W_{720}$  değerleri

Şekil 9.2'den de görüleceği gibi bir inceleme noktasındaki  $\Delta T_{\text{maks}}$  değeri  $W_{720}$ 'nin bir fonksiyonu olarak artar. Kısa odak uzunluğu söz konusu olduğunda,  $\Delta T_{\text{maks}}$  geometrik odak noktasının yakınında oluşur. Buna karşın f-sayısı, frekans arttıkça artmakta ve  $\Delta T_{\text{maks}}$ 'in konumu akustik kaynağa doğru yaklaşmaktadır [O'Brien ve Ellis, 1999; O'Brien ve ark., 2004]. Dolayısıyla belirli bir inceleme noktasındaki  $\Delta T_{\text{maks}}$  için aşağıdaki model önerilmektedir [O'Brien ve ark., 2004]:

$$\Delta T_{\text{maks}} = A W^b f^c D^d F^e, \quad (9.6)$$

Burada  $\Delta T_{\text{maks}}$  sıcaklık artışının hesaplanan maksimum değeri, A bir sabit, b kaynak gücü için üstel bir sabit, c frekans ile ilgili üstel bir sabit, d kaynak çapı ile ilgili üstel bir sabit ve e ise odak uzaklığı ile ilgili bir sabittir. Yukarıda belirtilen büyüklüklere ait birimler aşağıdaki şekildedir:  $W_{720}$ , mW cinsinden, f, MHz cinsinden ve D ve F ise cm cinsinden ifade edilir. Yukarıda belirtilen ultrason kaynak konfigürasyonuna ait eksenel kararlı durum sıcaklık artışının maksimum değeri  $\Delta T_{\text{maks}}$  aşağıda açıklanan istatistik analizde kullanılmaktadır.  $\Delta T(t)$ 'nin zaman ile ilgili davranışı için aşağıdaki yorumlar yapılabilmektedir: kısa bir uygulama süresi için sıcaklık

artışı küçük olurken, bu süre arttıkça sıcaklık artışı daha büyük olmaktadır. Ultrason incelenmesinin başlangıcında  $\Delta T(t)$  'nin artış hızı yüksektir ve yeterli uzun bir süre sonra sıcaklık artışı kararlı durumuna ulaşır. Bu tezde oluşturulan modele göre  $X(t)$  fonksiyonunun uzun ve kısa uygulama süresi için yeterli bir doğrulukta sonuç vermesi gerekir. Dolayısıyla üstel olarak artan bir maksimum değere ulaşan bir fonksiyon,  $X(t)$  için kullanılabilir. Burada yapılan hesaplamaların basitliği için  $X(t)$  aşağıdaki şekilde seçilmiştir [Karagöz ve Kartal, 2009]:

$$X(t) = \left[ 1 - e^{-\sqrt{t/\alpha}} \right], \quad (9.7)$$

Bu eşitlikte  $t$ , ultrason uygulama süresi ve  $\alpha$  ise bağımlı değişkendir. Bu fonksiyon, herhangi bir ultrason uygulama süresinde  $\Delta T(t)$  'nin zamansal davranışını uygun bir şekilde temsil etmesi için seçilmiştir. Eş. 9.7'nin Eş. 9.5'e yerleştirilmesi sonucunda aşağıdaki ifade elde edilir:

$$\Delta T(t) = \Delta T_{\max} \left[ 1 - e^{-\sqrt{t/\alpha}} \right] \quad (9.8)$$

Lubbers ve ark. [2003] odak genişliğinin ultrasonun oluşturduğu sıcaklık artışı üzerindeki etkilerini detaylı olarak göstermiştir. Sıcaklık artış hızı, doku modeline ve odak demet genişliğine önemli bir şekilde bağlıdır.

Geniş bir demetle, kararlı durum sıcaklığına daha uzun sürede ulaşılırken, daha dar demet genişliğiyle kararlı duruma daha kısa bir sürede ulaşılır. Ayrıca, demet genişliğinin sıcaklık artışının maksimum değeri üzerindeki etkisi, Eş. 9.1, Eş. 9.2 ve Eş. 9.3'ün incelenmesiyle ortaya çıkabilir.

Dar bir demet genişliği kullanıldığında geniş demete göre daha yüksek bir kararlı durum sıcaklık artışı meydana gelir. Odaktaki demet genişliği frekans ( $f$ ), akustik kaynak çapı ( $D$ ) ve odak uzaklığına ( $F$ ) bağlıdır (Eş. 9.3). Dolayısıyla Eş. 9.8'deki bağımlı değişken  $\alpha$  aşağıdaki şekilde modellenenebilir [Karagöz ve Kartal, 2009]:

$$\alpha = E f^g D^h F^i, \quad (9.9)$$

Burada E bir sabit, g frekans ile ilgili, h kaynak çapı ile ilgili ve i ise odak uzaklığı ile ilgili bir sabittir. Bu ifadede belirtilen büyüklüklerle ilgili birimler aşağıdaki şekildedir:  $\alpha$ , sn cinsinden, f, MHz cinsinden ve D ve F ise cm cinsinden ifade edilir.

#### 9.4. $\Delta T_{\text{maks}}$ ve $\alpha$ Modelleri İçin İstatistiksel Analiz

Eş. 9.6'daki  $\Delta T_{\text{maks}}$  'a ait model,  $\log(\Delta T_{\text{maks}})$  'in doğrusal regresyon modeli olarak düşünüldüğünde istatistiksel analiz daha kolay bir şekilde elde edilebilir. On tabanına göre logaritması alındığında ve bir hata terimi dahil edildiğinde Eş. 9.6 eşitlik aşağıdaki şekilde yeniden düzenlenebilir:

$$\log(\Delta T_{\text{maks}}) = \log A + b \log W + c \log f + d \log D + e \log F + \text{hata} \quad (9.10)$$

$\log(A)$ , b, c, d ve e parametreleri SPSS for Windows (ver 16.0, SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) programını kullanılarak doğrusal regresyon yöntemiyle bulunmuştur. Bu verilerin % 95 güvenirlilik aralığı içinde olduğu görülmüştür.  $\log \Delta T_{\text{maks}}$  'ye ait parametre hesapları ve standart sapma Çizelge 9.1'de verilmiştir.

Regresyonun doğruluğu korelasyon katsayısının karesi ( $r^2$ ), standart sapma ve F-istatistiğini kullanarak değerlendirilmiştir. [Church ve O'Brien, 2007].

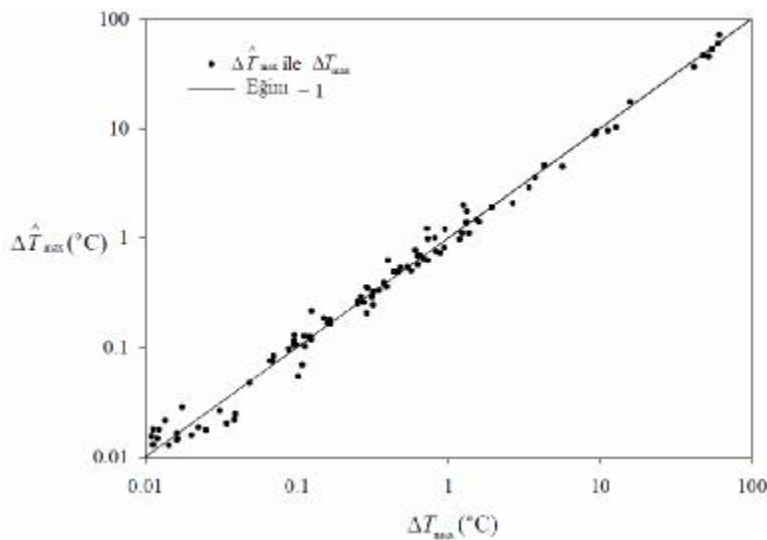
Çizelge 9.1.  $\log \Delta T_{\text{maks}}$  modeli için tahmin edilen parametre değerleri ve standart hatalar

| Değişken       | Parametre | Tahmin edilen parametre değeri | Standard sapma | p-değeri               |
|----------------|-----------|--------------------------------|----------------|------------------------|
| Sabit          | $\log A$  | -1,895                         | 0,033          | $1,54 \times 10^{-73}$ |
| $\log W_{720}$ | b         | 1,029                          | 0,023          | $2,44 \times 10^{-63}$ |
| $\log f$       | c         | 0,580                          | 0,031          | $1,17 \times 10^{-32}$ |
| $\log D$       | d         | -0,497                         | 0,081          | $2,00 \times 10^{-8}$  |
| $\log F$       | e         | -0,614                         | 0,105          | $7,64 \times 10^{-8}$  |

Eş. 9.10 için  $r^2$  değeri 0,989 olup bütün sonuçlar istatistiksel olarak ( $p < 0,001$ ) anlamlıdır. Regresyonun standart hatası ve bu model için F-istatistik değeri sırasıyla 0,103 ve 2055,64'tür. b ve c değerleri pozitif olup  $\Delta T_{maks}$  değerinin  $W_{720}$  veya f'nin artmasıyla yükseldiği gözlenmiştir. Buna karşın d ve e negatif değere sahiptir ve dolayısıyla  $\Delta T_{maks}$ 'in D veya F'in artmasıyla azaldığı görülebilir. log W için hesaplanan katsayı, diğer üç katsayıya göre daha büyük bir değere sahiptir. Tüm katsayıların ilgili olasılıkları küçük olduğundan bunlar  $\Delta T_{maks}$  ile kuvvetli bir şekilde ilişkilidir. Hesaplanan sabit değer ve katsayılar kullanılarak  $\Delta T_{maks}$  için yapılan doğrusal bir regresyon işlemi sonucunda aşağıdaki eşitlik elde edilir [Karagöz ve Kartal, 2009]:

$$\Delta \hat{T}_{maks} = \frac{W^{1,029} f^{0,580}}{78,52 D^{0,497} F^{0,614}}, \quad (9.11)$$

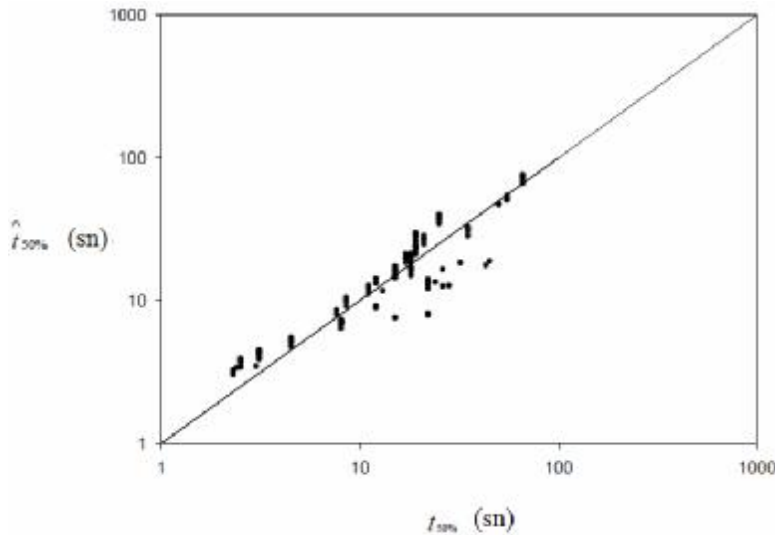
Bu eşitlikte  $\Delta \hat{T}_{maks}$ ,  $\Delta T_{maks}$ 'in regresyon işlemi ile elde edilen değeridir. Yapılan bu regresyon işleminin kalitesi, Şekil 9.3'te gösterildiği gibi  $\Delta \hat{T}_{maks}$  ve  $\Delta T_{maks}$  değerlerinin karşılaştırılması ile incelenebilir.



Şekil 9.3. Tüm ultrason kaynakları için  $I_{SPTA,3} = 720 \text{ mW/cm}^2$  şartı altında hesaplanan ( $\Delta T_{maks}$ ) ve tahmin edilen ( $\Delta \hat{T}_{maks}$ ) sıcaklık artış değerleri

Şekil 9.3'teki köşegen çizgi,  $\Delta \hat{T}_{maks}$  ve  $\Delta T_{maks}$  arasındaki uyumu gösterir. Küçük değerlerdeki sapmalar haricinde  $\Delta \hat{T}_{maks}$  ve  $\Delta T_{maks}$  arasında yeterli bir uyum sağlandığı görülmektedir. Bununla birlikte küçük değerlerdeki bu sapmalar ilerleyen kısımlarda anlatıldığı gibi SUT değerinin hesaplanmasında önemli bir hataya neden olmamaktadır. Şekil 9.3'teki yüksek  $\Delta T_{maks}$  değerlerinin ortaya çıktığı ultrason kaynak konfigürasyonları, istisnai durum olup klinik uygulamada karşılaşılan bir durum (örneğin  $f=9$  MHz'de  $D=4$  cm ve  $F=16$  cm veya  $f=1$  MHz'de  $D=4$  cm ve  $F=16$  cm) değildir. Ayrıca bu yüksek değerler yukarıda bahsedilen en kötü durum senaryosuna göre elde edilmiştir.

$\Delta T_{maks}$  değerleri,  $d(z)$  için Eş. 9.3'te yapılan varsayımla hesaplanmıştır ve bununla ilgili yapılan farklı varsayımlarda farklı  $\Delta T_{maks}$  sonuçları elde edilir. Eksenel sıcaklık artışının zamansal davranışı yukarıda açıklandığı gibi  $t_{50\%}$  ve  $\Delta T_{50\%}$  cinsinden ifade edilip buna göre belirlenmiştir.  $t_{50\%}$  değerleri genel olarak kısa ultrason uygulama sürelerinde oluşmuştur (Şekil 9.4). Bu yaklaşım, zamansal davranışın belirlenmesi esnasında kısa ultrason uygulama süresi için yeterli doğrulukta sonuçlar üretir.



Şekil 9.4. Tüm ultrason kaynakları için  $\hat{t}_{50\%}$  ve  $t_{50}$  değerleri.  $\hat{t}_{50\%}$  tahmin edilen ve  $t_{50}$  ise hesaplanan değerlerdir. Köşegen  $\hat{t}_{50\%}$  ve  $t_{50\%}$  arasındaki uyumu gösterir.

Belirli bir ultrason kaynağı için uygulama süresi  $t_{50\%}$ 'ye eşit olduğunda aşağıdaki eşitlik söz konusu olur [Karagöz ve Kartal, 2009]:

$$0,5 \Delta T_{\max} = \Delta T_{\max} \left[ 1 - e^{-\sqrt{t_{50\%}/\alpha}} \right] \quad (9.12)$$

Eş. 9.12 sadece  $t_{50\%}=0,48 \alpha$  olduğunda sağlanır. Dolayısıyla, Eş. 9.9 aşağıdaki şekilde yeniden düzenlenebilir:

$$2,08 t_{50\%} = E f^g D^h F^i \quad (9.13)$$

İlk olarak yukarıda bahsedilen tüm ultrason kaynak konfigürasyonları için simülasyon programı kullanılarak  $t_{50\%}$  ve  $\Delta T_{50\%}$  değerleri hesaplanmıştır. Daha sonra  $t_{50\%}$  modeli için log E, g, h, ve i parametreleri yukarıda açıklandığı şekilde SPSS programı kullanarak hesaplanmıştır.  $\alpha$  modeli,  $t_{50\%}=0,48 \alpha$  eşitliğini kullanarak tahmin edilen  $t_{50\%}$  değerlerinden türetilmiştir.

Eş. 9.13'teki  $t_{50\%}$ 'ye ait model,  $\log(t_{50\%})$  ifadesinin doğrusal regresyonu ile elde edilebilir. Eş. 9.13, logaritma cinsinden ifade edildiğinde bir hata terimi ile birlikte aşağıdaki şekilde yazılabilir [Karagöz ve Kartal, 2009]:

$$\log t_{50\%} = \log E + g \log f + h \log D + i \log F + \text{hata} \quad (9.14)$$

96 farklı ultrason kaynak konfigürasyonuna ait  $t_{50\%}$  veri noktası,  $\log t_{50\%}$ 'nin doğrusal regresyonu için kullanılmıştır.  $\log t_{50\%}$  modeli için hesaplanan değerler ve standart sapma, Çizelge 9.2'de gösterilmektedir [Karagöz ve Kartal, 2009]. Bu değerlerden görüleceği gibi istatistiksel olarak oldukça anlamlı değerler elde edilmiştir. Bununla birlikte oluşan standart sapmalar farklı değerlere sahiptir. Sabit değer ve diğer katsayılar yukarıda belirtilen bütün ultrason kaynaklarına ait  $\hat{\alpha}$  modelini oluşturmak için kullanılmıştır.

Çizelge 9.2.  $\log t_{50\%}$  modeli için tahmin edilen parametre değerleri ve standart hatalar

| Değişken | Parametre | Tahmin edilen parametre değeri | Standard sapma | p-değeri               |
|----------|-----------|--------------------------------|----------------|------------------------|
| Sabit    | $\log E$  | 1,083                          | 0,047          | $6,68 \times 10^{-40}$ |
| $\log f$ | $g$       | -0,581                         | 0,044          | $6,76 \times 10^{-23}$ |
| $\log D$ | $h$       | -1,127                         | 0,097          | $7,18 \times 10^{-20}$ |
| $\log F$ | $i$       | 1,228                          | 0,068          | $7,94 \times 10^{-32}$ |

Oluşturulan model aşağıda gösterildiği gibi ifade edilir:

$$\hat{\alpha} = \frac{25.2 F^{1.228}}{D^{1.127} f^{0.581}}, \quad (9.15)$$

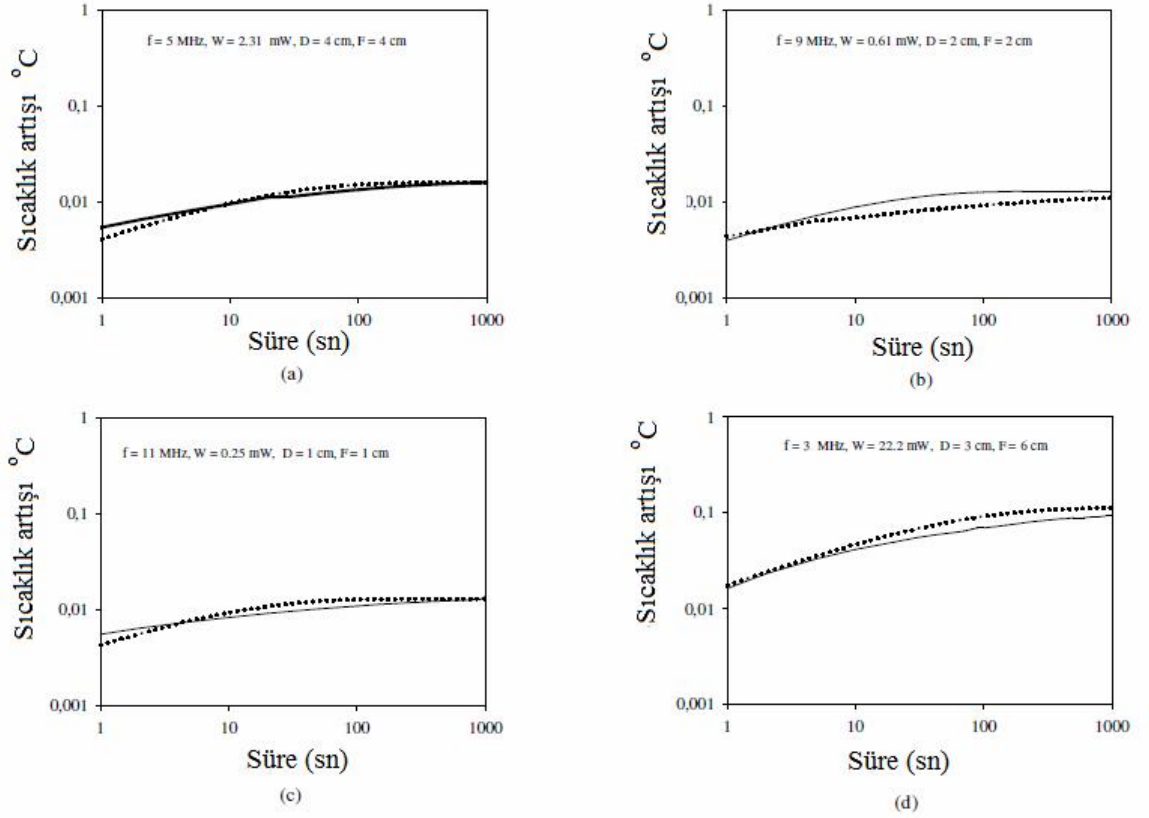
Burada  $\hat{\alpha}$ ,  $\alpha$ 'nın hesaplanan değeridir.  $\alpha$  modeli için elde edilen bu sabit değer ve diğer katsayılar, Eş. 9.7'ye yerleştirildiğinde aşağıdaki ifade elde edilir:

$$X(t) = \left[ 1 - e^{-\sqrt{\frac{D^{1.127} f^{0.581} t}{25.2 F^{1.228}}} \right] \quad (9.16)$$

$t_{50\%}$  modeli için yapılan regresyonun kalitesinin değerlendirilmesi,  $\Delta \hat{T}_{maks}$  için yapılan değerlendirme ile aynıdır. Şekil 9.4,  $t_{50\%}$ 'nin gerçek değerleri ile hesaplanan değerleri arasındaki karşılaştırmayı gösterir. Çizelge 9.2, regresyon işlemi sonucunda elde edilen katsayı değerlerinin istatistiksel olarak ( $p < 0.001$ ) anlamlı olduğunu gösterir. Ayrıca  $r^2$  değeri 0,844'tür. Bu modelin standart sapması ve F-istatistik değeri sırasıyla 0,151 ve 166,04'tür. % 95 güvenirlilik aralığı, tüm gerçek veri noktalarını içerir.  $\Delta \hat{T}_{maks}$  ve  $\hat{\alpha}$  modellerinin birleşimi sonucunda sıcaklık artışı için istenen ifade aşağıdaki şekilde oluşur [Karagöz ve Kartal, 2009]:

$$\Delta T(t) = \frac{W^{1.029} f^{0.580}}{78,52 D^{0.497} F^{0.614}} \left[ 1 - e^{\left( -\frac{D^{0.563} f^{0.290} \sqrt{t}}{5,02 F^{0.614}} \right)} \right] \quad (9.17)$$

Dolayısıyla, genelleştirilmiş bu formül dairesel bir akustik kaynağın bir inceleme noktasında meydana gelen maksimum sıcaklık artışını ve bu sıcaklık artışını zamansal davranışını verir. Dolayısıyla, bu formülü kullanarak herhangi bir andaki sıcaklık artışı hesaplanabilir. Şekil 9.5, ultrason demeti durağan iken farklı ultrason kaynakları için simülasyon programı ile elde edilen  $\Delta T(t)$  ve Eş. 9.17'nin kullanılmasıyla elde edilen  $\hat{\Delta T}(t)$  sıcaklık artışlarını zamanın bir fonksiyonu olarak göstermektedir.



Şekil 9.5. Uygulama süresine bağlı sıcaklık artışın hesaplanan ve tahmin edilen değerleri (a)  $f=5 \text{ MHz}$ ,  $W_{720}=2,31 \text{ mW}$ ,  $D=4 \text{ cm}$  ve  $F=4 \text{ cm}$ , (b)  $f=9 \text{ MHz}$ ,  $W_{720}=0,61 \text{ mW}$ ,  $D=2 \text{ cm}$  ve  $F=2 \text{ cm}$ , c)  $f=11 \text{ MHz}$ ,  $W_{720}=0,25 \text{ mW}$ ,  $D=1 \text{ cm}$  ve  $F=1 \text{ cm}$ , (d)  $f=3 \text{ MHz}$ ,  $W_{720}=22,2 \text{ mW}$ ,  $D=3 \text{ cm}$  ve  $F=6 \text{ cm}$  [Karagöz ve Kartal, 2009]

Bu şekilde sürekli ve kesikli çizgiler sırasıyla tahmin edilen ve hesaplanan değerleri göstermektedir. Bu ultrason kaynak konfigürasyonları için  $\hat{\Delta T}(t)$  ve  $\Delta T(t)$  arasında yeterli bir uyum sağlanmıştır. 96 ultrason kaynak konfigürasyonu için bu değerleri

göstermek mümkün değildir ancak diğer ultrason kaynakları için aynı eğilim söz konusudur.

Eş. 9.17'den elde edilen sıcaklık artış değerleri aşağıda belirtildiği şekilde bir ultrason kaynak konfigürasyonuna ait SUT değerinin hesaplanması için kullanılacaktır. Bununla birlikte yukarıda bahsedildiği gibi dokuya ait değerler ODS'de kullanılan değerlere eşit olup bu çalışmada sıcaklık artışının hesaplanması için kullanılmaktadır.

Buna karşın bu değerlerde klinik uygulamada sapmalar meydana geldiğinde hesaplanan sıcaklık değeri gerçek sıcaklık değerinden farklı olacaktır.

#### **9.5. Ultrasonun Neden Olduğu Olumsuz Etkilerin Ortaya Çıkma Hızı Ve Güvenli Çalışma Süresi (SUT) Modeli**

SUT modeli, belirli bir referansa göre olumsuz etkilerin ortaya çıkma oranını içerdiği için öncelikle bu kavram tartışılacaktır. Buradaki temel ilke, sistem sıcaklığından bağımsız olarak meydana gelen biyolojik bir sistemdeki ısı hasarı,  $\Omega$ , birinci dereceden kimyasal reaksiyon hız denklemi ile modellemektir [Church, 2007]. Yoğunlaştırılmış veya karışık fazdaki malzemelerdeki reaksiyon hızına yönelik Eyring denklemini kullanarak aşağıdaki düzenleme yapılabilir [Carstensen ve ark., 1974]:

$$\frac{d\Omega}{dt} = k = A \exp\left(-E_a/R_g T(t)\right), \quad (9.18)$$

Burada A, entropideki değişim ile orantılı rastgele bir sabit,  $E_a$  hasar sürecine yönelik aktivasyon enerjisi,  $R_g$  gaz sabiti ve T ise t anındaki sıcaklıktır. Carstensen ve ark. [1974], Eş. 9.18'deki hasar hızının tek bir aktivasyon enerjisi ile karakterize edildiğini varsaymıştır ancak bunun aşırı basitleştirmeye neden olabileceğini kabul etmiştir. Ayrıca, olumsuz olayların meydana gelme ihtimali küçük olduğundan prevelans hızı (PR), ısınma aralığında ( $t_h$ ) meydana gelen hasar miktarı ile orantılı

olmaktadır. Dolayısıyla PR, ısınma aralığı  $t_h$  boyunca Eş. 9.18'in integrali ile hesaplanır [Miller ve ark., 2005]:

$$PR = C \int_{t_h} \exp(-E_a/R_g T(t)) dt, \quad (9.19)$$

Burada C, birimi  $t^{-1}$  olan bir sabittir. Eş. 9.19, normal fizyolojik sıcaklık dâhil (örneğin  $T(t) = T_o$ ) tüm ısınma profilleri için geçerlidir [Johnson ve Pavelec, 1972a, 1972b]. Normal fizyolojik sıcaklığın üzerinde birkaç derecelik sıcaklık artışının ( $\Delta T$ ) prevelans hızının, aynı olumsuz duruma yönelik normal temel hızda meydana gelen prevelans hızına oranı aşağıdaki şekilde verilir [Church, 2007]:

$$\frac{PR_1}{PR_b} = \frac{1}{t_h} \int_{t_h} \exp\left(\frac{E_a \Delta T(t)}{R_g T_o [T_o + \Delta T(t)]}\right) dt \quad (9.20)$$

Sıcaklık artışından ( $\Delta T$ ) kaynaklanan, normal temel hızın üzerinde prevelans hızındaki bağıl artış,  $\Delta PR_1$  aşağıdaki şekilde verilir:

$$\frac{\Delta PR_1}{PR_b} = \frac{1}{t_h} \int_{t_h} \exp\left(\frac{E_a \Delta T(t)}{R_g T_o [T_o + \Delta T(t)]}\right) dt - 1 \quad (9.21)$$

Zamana bağlı  $\Delta T_1$  ve  $\Delta T_2$  sıcaklık artışının oluşturduğu  $\Delta PR_1$  ve  $\Delta PR_2$  oranı, aşağıdaki şekilde ifade edilir [Church, 2007]:

$$\frac{\Delta PR_2}{\Delta PR_1} = \frac{\frac{1}{t_h} \int_{t_h} \exp\left(\frac{E_a C_T}{R_g T_o^2}\right)^{\Delta T_2/C_T} dt - 1}{\frac{1}{t_h} \int_{t_h} \exp\left(\frac{E_a C_T}{R_g T_o^2}\right)^{\Delta T_1/C_T} dt - 1}, \quad (9.22)$$

Burada  $C_T = 1 \text{ K}$ 'dir. Benzer bir analiz, ultrasonun neden olduğu ısınmaya yönelik prevelans hızındaki artışı hesaplamak için yapılmıştır [Germain ve ark., 1985; Miller ve ark., 2005]. Isıl normalizasyon katsayısı  $R$  aşağıdaki şekilde tanımlanabilir [Dewey, 1994]:

$$R = \exp\left(E_a C_T / R_g T_0^2\right), \quad (9.23)$$

Dolayısıyla Eş. 9.22 aşağıdaki şekilde yazılabilir [Church, 2007]:

$$\frac{\Delta PR_2}{\Delta PR_1} = \frac{\frac{1}{t_h} \int_{t_h}^{T_2} R^{\Delta T_2} dt - 1}{\frac{1}{t_h} \int_{t_h}^{T_1} R^{\Delta T_1} dt - 1} \quad (9.24)$$

Burada  $\Delta PR_2$  ve  $\Delta PR_1$ , sırasıyla, sıcaklık artışları  $\Delta T_2$  ve  $\Delta T_1$ 'in neden olduğu ısıl hasarın yaklaşık bir tahminidir. Bu yaklaşım, seçilen herhangi bir sıcaklık artışından ( $\Delta T_1$ ) farklı olan diğer bir sıcaklık artışının ( $\Delta T_2$ ) neden olduğu olumsuz olayın oluşma hızındaki bağıl değişiklik için bir ifade sağlar [Church, 2007].  $R$ 'nin amprik değeri, dokunun türüne, sıcaklığa ve ortaya çıkan biyolojik sonuçlara bağlı olarak değişir. Genel olarak  $T > 43^\circ\text{C}$  olduğunda  $R$ 'nin 2'ye eşit ve  $T$ 'nin  $43^\circ\text{C}$ 'den küçük olan durumlarda  $R$ 'nin 4'e eşit olduğu kabul edilir [Sapareto ve Dewey, 1984; Dewey, 1994].

Teşhise yönelik ultrason uygulamasında embriyo ve fetus sıcaklığının normal değerinin 240 sn süreyle  $4^\circ\text{C}$  artması tehlikeli olarak kabul edilmektedir [Guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound, 2001]. Dolayısıyla hesaplamalar için referans değer, 240 sn süren  $4^\circ\text{C}$ 'lik sıcaklık artışı seçilmiştir.

Ultrasonun neden olduğu sıcaklık artışında  $T < 43^\circ\text{C}$  durumu söz konusu olduğu için bu çalışmada ısı normalizasyon katsayısı  $R$ 'nin 4'e eşit olduğu kabul edilmiştir. Bu kabullenmeden dolayı sıcaklık  $43^\circ\text{C}$ 'den büyük olduğunda, aşağıda verilen

hesaplamalar kullanılamaz. Buna karşın, T'nin 43°C'den büyük olmasından kaynaklanan prevelans hızındaki artışı dikkate alan yeni bir SUT modeli oluşturulabilir.

Dolayısıyla, seçilen referans değerinkine eşdeğer bir seviyede biyolojik etki üreten bir ultrason incelemesi [  $\Delta T_1(t)$  'ye neden olan] için aşağıdaki denklem sağlanmalıdır [Karagöz ve Kartal, 2009]:

$$\frac{1}{t_{maks}} \left( \int_0^{240} 4^4 dt + \int_{240}^{t_{maks}} 4^0 dt \right) = \frac{1}{t_{maks}} \left( \int_0^{t_h} 4^{\Delta T_1(t)} dt + \int_{t_h}^{t_{maks}} 4^0 dt \right), \quad (9.25)$$

Burada  $t_{maks}$  klinik ultrason incelemelerinde azami uygulama süresini,  $t_h$  ise referans çıkış değerlerinde yapılan incelemeden daha tehlikeli olmayan incelemenin süresi yani güvenli çalışma süresini (SUT) gösterir. Isınma profilinin (240 –  $t_{maks}$ ) aralığı hariç 240 sn boyunca 4 °C olduğu kabul edilmiştir.

$\Delta T_1(t)$  ile ilgili prevelans hızındaki artışın (0 - SUT) aralığında yapılan ultrason uygulaması sonucunda olduğu kabul edilmiştir. SUT terimini, Eş. 9.25'de  $t_h$  yerine koyarsak aşağıdaki eşitlik elde edilir [Karagöz ve Kartal, 2009]:

$$\left( \int_0^{240} 4^4 dt + \int_{240}^{t_{maks}} 4^0 dt \right) = \left( \int_0^{SUT} 4^{\Delta T_1(t)} dt + \int_{SUT}^{t_{maks}} 4^0 dt \right) \quad (9.26)$$

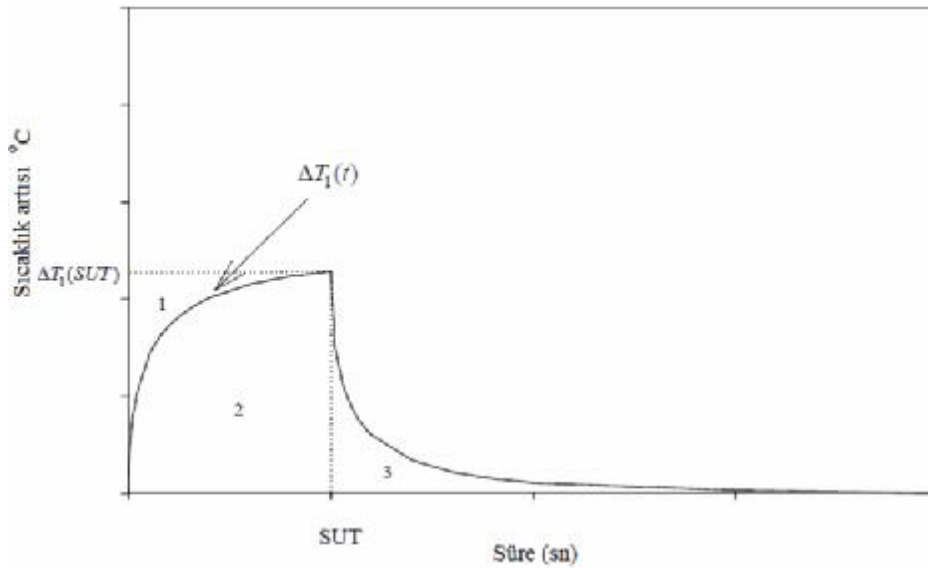
$$61200 = \left( \int_0^{SUT} 4^{\Delta T_1(t)} dt - SUT \right) \quad (9.27)$$

Eş. 9.27,  $\Delta T_1(t)$  sıcaklık artışını üreten bir ultrason kaynak konfigürasyonun SUT değerini verir. Ayrıca Eş. 9.27, aşırı matematiksel yük oluşturan bir integral işlemi içermektedir. Bu hesaplama, SUT'un bitimindeki sıcaklık artış değerinin [  $\Delta T_1(SUT)$  ] kullanılmasıyla basitleştirilebilir (Şekil 9.6). Eş. 9.27'deki integral, SUT ve

$4^{\Delta T_1(SUT)}$  ifadesinin çarpımının kullanılmasıyla aşağıdaki şekilde basitleştirilebilir [Karagöz ve Kartal, 2009]:

$$61.200 = SUT \times 4^{\Delta T_1(SUT)} - SUT \quad (9.28)$$

Bu ifadeyle, hesaplamalar çok daha basit ve hızlı bir şekilde yapılacaktır. SUT'un çok yüksek olmayan değerleri (örneğin 3600 sn'den küçük) için, Eş. 9.28'in sağ tarafındaki “ -SUT ” terimi göz ardı edilebilir. Aksi belirtilmedikçe çalışmanın geri kalan kısmında bir ultrason kaynak konfigürasyonuna ait SUT değeri Eş. 9.28'in kullanılmasıyla hesaplanacaktır. Şekil 9.6, ultrason uygulamasının sonucunda yumuşak dokuda oluşan sıcaklık artışının tipik bir örneğini [örnek olarak, Atkins ve Duck (2003)'deki şekiller] göstermektedir. Eğri altındaki alan 2 ve alan 3 sırasıyla ısınma ve soğuma periyotlarına aittir. Bu periyotların her ikisinde meydana gelen sıcaklık artışları, prevelans hızındaki artışın hesaplanmasında dikkate alınmalıdır. Eş. 9.27, alan 2 ve alan 3'ün sıcaklık artış katkılarının toplamını göz önüne alırken, Eş. 9.28'deki ifadede alan 1 ve alan 2'nin yapmış oldukları katkıların toplamı dikkate alınmaktadır [Karagöz ve Kartal, 2009].



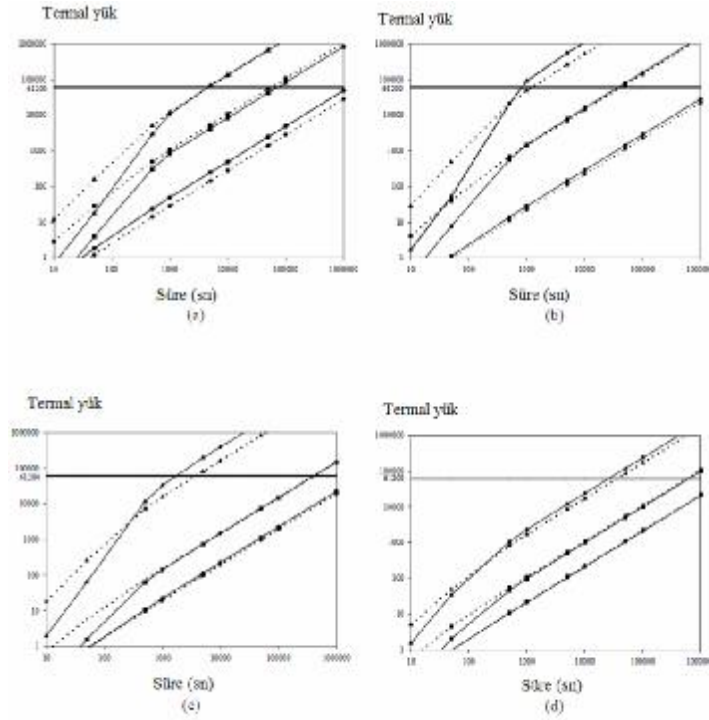
Şekil 9.6. Teşhise yönelik ultrasonun neden olduğu sıcaklık artışının tipik örneği. İnceleme t=SUT anında sonlanır. t=SUT'daki dokudaki sıcaklık artışı  $\Delta T_1(SUT)$  'dur.

Alan 1’de alan 3’e kıyasla daha yüksek sıcaklık artışları meydana gelmektedir. Böylece yukarıda bahsedilen basitleştirme işlemi sonucunda ilave bir güvenlik payı elde edilmiş olmaktadır. Bu durum alan 3’ün, alan 1’e göre SUT’a daha az katkı sağlamasıyla açıklanabilir.

Regresyon işleminin ve en kötü durum senaryosunun hesaplamalar üzerindeki etkilerini değerlendirmek için aşağıdaki şekilde ifade edilen ısı yük (TL) terimi oluşturulmuştur[Karagöz ve Kartal, 2009]:

$$TL = t \times 4^{\Delta T_1(t)} - t \quad (9.29)$$

Şekil 9.7, t ve f-sayısı’nın bir fonksiyonu olarak 12 farklı ultrason kaynak konfigürasyonu için ısı yük (TL) eğrilerini vermektedir.



Şekil 9.7. Ultrason uygulama süresine ve f-sayısı bağlı olarak ısı yük (TL) çizgileri (a)  $f = 3$  MHz ve  $D = 4$  cm, (b)  $f=5$  MHz ve  $D=3$  cm, (c)  $f=7$  MHz ve  $D=2$  cm, ve (d)  $f=9$  MHz ve  $D=1$  cm. Sürekli ve kesikli çizgiler sırasıyla tahmin edilen ve hesaplanan değerleri gösterir. ●, ■ ve ▲ sembolleri sırasıyla f-sayısı=1, f-sayısı =3 ve f-sayısı =4’e karşılık gelir.

Bir ultrason kaynak konfigürasyonu için TL eğrisinin “61.200” doğrusu ile kesiştiği nokta bu ultrason kaynak konfigürasyonun SUT değerini verir. Spheresum programının kullanılmasıyla hesaplanan ve regresyon formülü ile tahmin edilen sıcaklık artışlarına ait TL eğrileri arasında kısa uygulama süreleri haricinde (örneğin 1 000 sn’nin altındaki) tatmin edici bir uyuşma söz konusudur. Kısa uygulama süreleri ile ilgili bu uyumsuzluk yukarıda bahsedilen en kötü durum varsayımından kaynaklanmaktadır. Küçük  $\Delta T_{maks}$  değerlerinin tahmin edilmesinde bağıl olarak yüksek hata olmasına rağmen karşılık gelen ultrason kaynak konfigürasyonları için hesaplanan ve tahmin edilen SUT değerleri hemen hemen birbirine eşittir [örneğin, Şekil 9.7 (a), f-sayısı=1]. Buna karşın SUT değerlerinin hesaplanmasında yüksek  $\Delta T_{maks}$  değerlerindeki (örneğin 3 °C’den büyük) tahmin hatası küçük  $\Delta T_{maks}$  değerlerinkine göre daha önemlidir [Şekil 9.7 (b), f-sayısı =4,  $\Delta T_{maks} = 3.41$  °C]. Dolayısıyla, tüm ultrason kaynak konfigürasyonları için tahmin edilen değerler güvenli bölgede olmadığı için (Şekil 9.3 ve Şekil 9.4) ilave bir güvenlik payının kullanılması gereklidir. SUT değerindeki doğruluğu hesaplamak amacıyla zamansal davranışın etkilerini incelemek için yukarıda yapılan hesaplama, küçük sıcaklık değerlerini ihmal ederek  $\Delta T_{maks}$ ’in aniden maksimum değere ulaştığı kabul edilerek tekrarlanmıştır. Çizelge 9.3, dört ultrason kaynak konfigürasyonu için yapılan hesaplamalarda elde edilen sonuçları göstermektedir.

Çizelge 9.3. Dört ultrason kaynak konfigürasyonu için küçük sıcaklık artış aralığının dikkate alınması ve göz ardı edilmesi durumunda elde edilen SUT değerleri ve karşılık gelen  $\Delta \hat{T}_{maks}$  değerleri

| Ultrason kaynak konfigürasyonu | Düşük sıcaklık aralığı dikkate alındığında SUT değeri (sn) | Düşük sıcaklık aralığının dikkate alınmadığında SUT değeri (sn) | $\Delta \hat{T}_{maks}$ (°C) |
|--------------------------------|------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------|------------------------------|
| f=3 MHz, D=4 cm, f-sayısı=4    | 4 750                                                      | 4 740                                                           | 1,902                        |
| f=5 MHz, D=3 cm, f-sayısı =4   | 1 200                                                      | 1 150                                                           | 2,869                        |
| f=9 MHz, D=3 cm, f-sayısı =3   | 495                                                        | 455                                                             | 3,538                        |
| f=7 MHz, D=4 cm, f-sayısı =3   | 200                                                        | 109                                                             | 4,570                        |

Bu sonuçlar, maksimum sıcaklık artışı 3°C'den küçük olduğunda, küçük sıcaklık artış aralığının ihmal edilmesinin SUT değerinde önemli bir fark yaratmayacağını göstermektedir. Buna karşın maksimum sıcaklık artışının 3°C'den büyük olduğu durumlarda küçük sıcaklık artış aralığının ihmal edilmesinin SUT değerini önemli bir şekilde etkilediği ortaya çıkmıştır.

SUT modelini kullanarak, teşhise yönelik ultrason cihazının, kısa bir süreyle FDA şartı  $I_{SPTA,3}=720 \text{ mW/cm}^2$  altında daha önceden müsaade edilen değerinden ( $W_{720}$ ) daha yüksek bir güç değerinde ( $W_a$ ) çalıştırarak daha yüksek çözünürlüklü görüntü elde edilebilmektedir.  $W_a$  değerlerini belirlemek için ultrason operatörünün belirli bir bölgeyi 500 sn (SUT=500 sn) süreyle inceleyeceği varsayılmıştır. Bu SUT değeri, Eş. 9.28'teki yerine konulursa aşağıdaki ifade ortaya çıkar:

$$61.700=500 \times 4^{\Delta T_1(500)} \quad (9.30)$$

Çizelge 9.4, farklı ultrason kaynak konfigürasyonları için SUT değeri 500 sn olduğunda hesaplanan ve tahmin edilen maksimum sıcaklık artış değerleri, bunlara karşılık gelen  $W_{720}$  ve  $W_a$  değerlerini göstermektedir.

Bu sonuçlar, bir ultrason kaynak konfigürasyonu için sıcaklık artışının doğru bir şekilde tahmin edildiğinde hesaplanan ve tahmin edilen  $W_a$  değerleri arasında yeterli bir uyum olduğunu göstermektedir.

Çizelge 9.4. SUT=500 sn için  $W_{720}$ ,  $W_a$ ,  $\Delta T_{maks}$  ve  $\hat{\Delta T}_{maks}$  değerleri

| Ultrason kaynak konfigürasyonu | $W_{720}$<br>(mW) | Tahmin değerlerini esas alan güç değeri ( $W_a$ )<br>(mW) | Hesaplanan değerleri esas alan güç değeri ( $W_{720}$ )<br>(mW) | $\Delta T_{maks}$<br>(°C) | $\hat{\Delta T}_{maks}$<br>(°C) |
|--------------------------------|-------------------|-----------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------|---------------------------|---------------------------------|
| f=3 MHz, D=4 cm, f-sayısı=4    | 712               | 1 792                                                     | 1 424                                                           | 1,932                     | 1,902                           |
| f=5 MHz, D=3 cm, f-sayısı =3   | 115,9             | 738                                                       | 647                                                             | 0,682                     | 0,642                           |
| f=7 MHz, D=2 cm, f-sayısı =1   | 0,77              | 173                                                       | 190                                                             | 0,016                     | 0,014                           |
| f=9 MHz, D=1 cm f-sayısı =1    | 0,33              | 72                                                        | 76                                                              | 0,016                     | 0,015                           |

Buna karşın tahmin edilen sıcaklık artışına ait TL değeri, daha derin odak noktası için hesaplanan sıcaklık artışına ait TL değerinden büyük olacaktır. Bu durum  $\Delta T_{maks}$  ve  $X(t)$ 'in belirlenmesinde kullanılan yaklaşımdan dolayı meydana gelmektedir. Dolayısıyla önerilen sıcaklık artış modeli böyle bir durum için  $W_a$  değerini ihtiyatlı bir şekilde hesaplamaktadır (Çizelge 9.4). Operatör yüksek ultrason gücünü kullanmak isteğinde kısa uygulama sürelerine odaklanması gerektiğinden bu sürelerdeki doğruluk  $W_a$  üzerinde önemli bir etkiye sahiptir [Karagöz ve Kartal, 2009].

## 10. SUT MODELİ İLE GÖRÜNTÜ KALİTESİNİN ARTTIRILMASI

### 10.1. Çözünürlük Ve Penetrasyon Derinliği

Teşhise yönelik ultrasonun görüntü kalitesi dikkate alındığında, çözünürlük ve penetrasyon derinliği öncelikli öneme sahiptir. Dolayısıyla, bu faktörlerdeki herhangi bir iyileştirme teşhise yönelik ultrason görüntüleme işleminde teşhisi kolaylaştıracaktır. Frekans arttıkça çözünürlük artar ancak ultrason demetinin penetrasyon derinliği azalır. Teoride (ve genellikle pratik uygulamada) arttırılmış akustik basınç değerleri öncelikle belirli bir frekanstaki maksimum penetrasyon derinliğini arttırır. Arttırılmış penetrasyon derinliği, inceleme yapılacak anatomi kısımlarının görüş alanının en altında olduğu durumda ve ilgili anatomiyi tespit etmek için yeterli geri saçılmayı elde etmek için gerekli olabilir. Alternatif olarak belirli bir etkin penetrasyon derinliğinde, akustik güç arttırılarak doku kontrastını ve çözünürlüğü arttırmak amacıyla daha yüksek bir frekans kullanılabilir. Dolayısıyla birçok durumda iyi şekilde tasarlanmış donanımda akustik çıkış gücünün artırılmasıyla teşhis bilgisi daha doğru bir şekilde elde edilebilir [Duck, 2009]. Bu çalışmada SUT modeli kullanılarak görüntü kalitesinde herhangi bir kayıp olmaksızın penetrasyon derinliğindeki ve/veya çözünürlükteki muhtemel artışı incelemek hedeflenmiştir. Bu amaçla teorik olarak çeşitli hesaplamalar yapılarak herhangi bir ultrason görüntüleme sistemindeki görüntüleme performansında hangi koşullarda ne kadar bir iyileştirme yapılabileceği ortaya çıkartılmıştır. Bu bölümde SUT modelini kullanarak görüntü kalitesinde herhangi bir kayıp olmaksızın penetrasyon derinliği ve/veya çözünürlükte muhtemel artış incelemiştir. Proben 1-11 MHz frekans aralığındaki veriminin eşit olduğu ve ultrason sisteminde gönderici ve alıcı elektronik devrelerinde doyum olmadığı kabul edilmiştir.

### 10.2. Soğuma Periyodunun SUT Modeline Dahil Edilmesi

Regresyonla elde edilen denklem, sadece ısınma periyodu boyunca dokuda oluşan sıcaklık artışını hesaplamaktadır. Buna karşın aşağıda belirtildiği gibi ısınma ve soğuma periyotları boyunca meydana gelen sıcaklık artışlarının her ikisinde

prevelans hızı artışına yapmış olduğu katkılar hesaplanmalıdır. Biyoısı transfer denklemi doğrusal olduğu için ısınma-soğuma periyotları esnasındaki sıcaklık artışını hesaplamak için süperpozisyon yöntemini kullanmak uygun olacaktır. Isınma-soğuma periyotlarındaki sıcaklık artışının hesaplanması için sıcaklık artış modeline pozitif ve negatif akustik kaynakların yaptığı katkıların dahil edilmesi gerekir [Saastamoinen, 2007]. Dolayısıyla SUT modelinde kullanılacak olan modifiye sıcaklık artış modeli  $[\Delta T_m(t)]$  aşağıdaki şekilde yazılabilir:

$$\Delta T_m(t) = \Delta T(t) - \Delta T(t - t_{\text{off}}) \quad (10.1)$$

Burada  $\Delta T(t)$ , regresyon analizi ile elde edilen Eş. 9.17'deki sıcaklık artış modelini ve  $t_{\text{off}}$  ise akustik kaynağın kapatıldığındaki süreyi gösterir. Ayrıca, Eş. 10.1'in sağındaki ikinci terim  $t < t_{\text{off}}$  durumunda sıfırdır. Çalışmanın bu bölümünde referans eşik seviyesi için 4 °C'lık ve 300 sn'lik değerler seçilmiştir [WFUMB, 1998]. Bu değerler, Eş. 9.25'te yerine konulursa aşağıdaki eşitlik elde edilir:

$$76.500 \text{ (sn)} = \left( \int_0^{\text{SUT}} 4^{\Delta T_1(t)} dt - \text{SUT} \right) \quad (10.2)$$

Bu eşitliğin çözülmesiyle  $\Delta T_1(t)$  sıcaklık artışını üreten ultrason kaynak konfigürasyonunun SUT değeri hesaplanır. Bu eşitlikte ısınma ve soğuma periyodundaki sıcaklık artışı, Eş. 10.1'in kullanılmasıyla dikkate alınmıştır. Buna karşın Eş. 10.2'deki entegrasyon işlemini basitleştirmek için SUT süresinin tamamlanması esnasındaki sıcaklık artış değeri  $[\Delta T_1(\text{SUT})]$  kullanılır:

$$76.500 \text{ (sn)} = \text{SUT} \times 4^{\Delta T_1(\text{SUT})} - \text{SUT} \quad (10.3)$$

Kullanıcı, klinik uygulamada genellikle probu hareket ettirmeden frekansı, odak noktasını, akustik gücü vb. ultrason çıkış parametrelerini değiştirebilir. Dolayısıyla Eş. 10.3, kullanıcı ultrason kaynak konfigürasyonunu (ultrason alanı) değiştirdiğinde

oluşan yeni SUT değerini doğru bir şekilde veremeyecektir. Sabit bir ultrason kaynak konfigürasyonu kullanıcı tarafından  $n$  ( $>1$ ) kez değiştirildiği durumda SUT değerinin hesaplaması için aşağıdaki ifade kullanılabilir:

$$76.500 - t_1 4^{\Delta T_1(t_1)} + t_1 \dots - (t_{n-1} - t_{n-2}) 4^{\Delta T_{n-1}(t_{n-1} - t_{n-2})} + (t_{n-1} - t_{n-2}) = (SUT - t_{n-1}) 4^{\Delta T_n(SUT - t_{n-1})} - (SUT - t_{n-1}) \quad (10.4)$$

Bu ifadede alt indis,  $n$ 'inci ultrason uygulamasına karşılık gelmektedir.

### 10.3. SUT Modeline Güvenlik Faktörlerinin İlave Edilmesi

Daha önceki bölümde bahsedildiği gibi SUT modelinde prob hareketi, bir güvenlik faktörü olarak değerlendirilmektedir. Bununla birlikte tüm ultrason kaynak konfigürasyonları için tahmin edilen değerler, güvenli bölgede olmadığı için (Şekil 9.3 ve Şekil 9.4) ilave bir güvenlik faktörünün kullanılması gereklidir.

Dolayısıyla regresyon denklemi ile elde edilen tahmin değerlerindeki hatalardan dolayı Eş. 10.3'te  $\Delta T_1(SUT)$  teriminin önüne “ $SF_1$ ” güvenlik faktör katsayısının eklenmesi tercih edilmiştir.

Klinik uygulamada transdüserin kendisinin önemli bir ısı kaynağı olduğu bilinmektedir. Bu ısı kontrol edilmezse, transdüserin kendisinin temas ettiği cildin yakınında ısı etkisi oluşturabilmektedir [Duck 1989; Hekkenberg ve Bezemer, 2004]. Buna karşın, cilt ile temas ettiğinde transdüserin yüzey sıcaklığı, hava ile temas etme durumuna göre % 40'luk azalma göstermektedir.

Ayrıca, transdüserin yüzeyde ürettiği ısınma, yaklaşık olarak 20 mm derinlikten sonra ihmal edilebilir [Calvert ve ark., 2007]. Bununla birlikte transdüserin ürettiği ısı, oda sıcaklığındaki ultrason jelinin kullanılması ile azaltılabilir. Ayrıca bu ısınma, ultrason uygulama süresi ile artmaktadır [Calvert ve Duck, 2006]. Dolayısıyla, hasta güvenliği açısından bu ısı kaynağı için ilave bir güvenlik faktörü gerekir.

Transdüserin ürettiği bu ısı, uygulama süresine bağlı olduğu için ilave güvenlik faktörü ( $SF_2$ ), Eş. 10.3'teki SUT teriminin önüne eklenmiştir. Dolayısıyla  $SF_1$  ve  $SF_2$  parametrelerinin Eş. 10.3'e eklenmesiyle aşağıdaki ifade elde edilir:

$$76.500 (sn) = SUT SF_2 (4^{SF_1 \Delta T_1 (SUT)} - 1) \quad (10.5)$$

Dolayısıyla, bu aşamadan sonra tek bir ultrason uygulaması için SUT değeri Eş. 10.5'in kullanılmasıyla hesaplanmaktadır.

Bununla birlikte ultrason kaynak konfigürasyonunun değiştirildiği uygulamalar için uygun SUT değerini verecek ifade  $SF_1$  ve  $SF_2$  parametrelerinin Eş. 10.4'e dâhil edilmesiyle aşağıdaki şekilde yazılabilir:

$$\begin{aligned} 76.500 - t_1 SF_2 4^{SF_1 \Delta T_1 (t_1)} + t_1 SF_2 \dots - (t_{n-1} - t_{n-2}) SF_2 4^{SF_1 \Delta T_{n-1} (t_{n-1} - t_{n-2})} + (t_{n-1} - t_{n-2}) SF_2 \\ = (SUT - t_{n-1}) SF_2 4^{SF_1 \Delta T_n (SUT - t_{n-1})} - (SUT - t_{n-1}) SF_2 \end{aligned} \quad (10.6)$$

Klinik uygulamada ultrason görüntülemesi için 2 değerindeki bir güvenlik faktörünün yeterli olacağı düşünülmektedir [Ziskin, 2010].

Dolayısıyla SUT'un hesaplanması sırasında  $SF_1$  ve  $SF_2$ 'nin değeri 2'ye eşitlenmiştir. Bu değerdeki bir güvenlik faktörünün kullanılması sonucunda  $I_{spta}$  sınır değerlerinin aşılması durumunda bile probun ürettiği ısıyı ve ultrason dalgasının ürettiği sıcaklık artışını tahmininde ortaya çıkan hataları dikkate alan güvenli bir ultrason uygulaması yapılabilecektir. Bununla birlikte farklı ultrason uygulama koşulları için bu değerler yükseltilebilir.

#### 10.4. Mekanik Etkilerin SUT Modeline Dahil Edilmesi

Mekanik biyolojik etkilerden (örneğin inertiyal kavitasyon) kaynaklanan risk, yüksek akustik çıkış güçlerinin kullanılmasıyla artabilir. Apfel [1981] ve Holland ve Apfel

[1989] ultrason dalgası için inertiyal kavitasyonun meydana gelebileceği şartları teorik olarak belirlemiştir.

Akustik frekans ve basınç (dolayısıyla akustik darbedeki güç) inertiyal kavitasyonun (Eş. 6.1) oluşmasında önemli bir rol oynamaktadır ve ayrıca doku içerisinde baloncuk oluşturmak için daha yüksek akustik çıkış değerleri gerekir [Church, 2002]. Böylece, burada ifade edilen tüm sonuçlar, yukarıda bahsedilen mekaniksel biyolojik etkilerin oluşmasını önlemek için  $MI < 1,9$  durumunu sağlayacak şekilde elde edilmiştir. MI'nin (Eş. 6.1) hesaplanması sırasında gerekli olan basınç değerleri aşağıdaki eşitliğin hesaplanmasıyla bulunmuştur [Nyborg, 1981]:

$$I = \frac{p^2}{2\rho c} \quad (10.7)$$

Burada I, lokal akustik yoğunluk,  $\rho$  ( $1000 \text{ kg/m}^3$ ) yumuşak dokunun yoğunluğu ve  $c$  ( $1540 \text{ m/s}$ ) ise akustik dalga'nın doku içindeki hızıdır. Bununla birlikte I değeri,  $z$  mesafesinin bir fonksiyonu olarak aşağıdaki şekilde hesaplanır [NCRP, 1992]:

$$I = \frac{W}{(\pi d^2(z)/4)} \exp(-2\alpha_{dB}z) \quad (10.8)$$

Burada W akustik kaynağın gücü,  $d(z)$  ultrason demetinin lokal genişlik değeri ve  $\alpha_{dB}$  ise dB cinsinden dokunun akustik zayıflama katsayısıdır.

### 10.5. Görüntü Kalitesinin Arttırılması İle Elde Edilen Sonuçlar

Çizelge 10.1 ve Çizelge 10.2, farklı ultrason kaynak konfigürasyonu için SUT değerinin bir fonksiyonu olarak dB cinsinden  $W_a/W_{720}$  oranlarını ( $10 \log W_a/W_{720}$ ) vermektedir. Yapılan hesaplamalar, güvenlik sınırları içinde kalarak 22 dB'lik bir güç artışının f-sayısı=1 durumunda mümkün olduğunu göstermiştir. Buna karşın f-sayısı>1 durumu söz konusu olduğunda muhtemel güç artışı, f-sayısı=1 durumundaki artışa kıyasla daha küçük bir değere sahip olacaktır (Çizelge 10.1).

Çizelge 10.1. Üç ultrason kaynak konfigürasyonu için SUT değerinin bir fonksiyonu olarak dB cinsinden  $W_a/W_{720}$  oranları (f-sayısı=1 ve  $MI < 1,9$ ).

| SUT değeri (sn) | f = 11 MHz,<br>D = 1 cm,<br>f-sayısı=1 | f = 9 MHz,<br>D = 1 cm,<br>f-sayısı =1 | f = 7 MHz,<br>D = 1 cm,<br>f-sayısı =1 |
|-----------------|----------------------------------------|----------------------------------------|----------------------------------------|
| 200             | 21,4                                   | 20,7                                   | 19,6                                   |
| 400             | 20,8                                   | 20,1                                   | 19,0                                   |
| 500             | 20,6                                   | 19,8                                   | 18,8                                   |
| 600             | 20,4                                   | 19,7                                   | 18,6                                   |
| 800             | 20,1                                   | 19,4                                   | 18,3                                   |

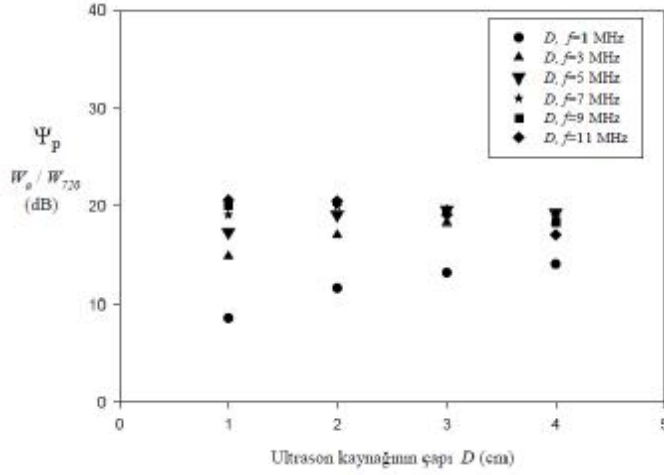
Ayrıca, Çizelge 10.1 ve Çizelge 10.2’de görülebileceği gibi,  $W_a/W_{720}$  oranının SUT değerinin artmasıyla azalmaktadır. Bazı ultrason uygulama konfigürasyonları için küçük SUT değerlerinde bile diğer ultrason uygulama konfigürasyonlarına kıyasla oldukça düşük güç artış değerleri oluşturmaktadır.

Dolayısıyla farklı ultrason uygulama konfigürasyonları için değişik güç artış değerleri oluşmaktadır. Burada  $W_a$  belirli bir SUT değeri için SUT modelinin müsaade ettiği maksimum güç iken  $W_{720}$  ise FDA şartları ( $I_{SPTA,3}=720 \text{ mW/cm}^2$  ve  $MI<1,9$ ) altında müsaade edilen maksimum güçtür.

Çizelge 10.2. Üç ultrason kaynak konfigürasyonu için SUT değerinin bir fonksiyonu olarak dB cinsinden  $W_a/W_{720}$  oranları (f-sayısı>1 ve  $MI < 1,9$ )

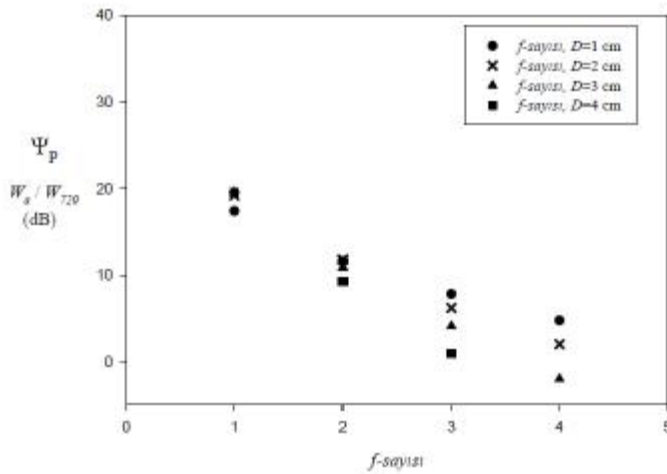
| SUT değeri (sn) | f =1 MHz,<br>D= 4 cm,<br>f-sayısı=4 | f =7 MHz,<br>D =2 cm,<br>f- sayısı =4 | f =5 MHz,<br>D =4 cm,<br>f- sayısı =3 |
|-----------------|-------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|
| 200             | 4,6                                 | 2,8                                   | 2,1                                   |
| 400             | 3,3                                 | 1,7                                   | 1,1                                   |
| 500             | 2,9                                 | 1,4                                   | 0,9                                   |
| 600             | 2,6                                 | 1,1                                   | 0,6                                   |
| 800             | 2,1                                 | 0,7                                   | 0,3                                   |

Şekil 10.1, f-sayısı=1, MI < 1,9 ve SUT=500 sn şartları altında D ve f'in bir fonksiyonu olarak  $W_a/W_{720}$  oranlarını ( $10 \log W_a/W_{720}$ ) göstermektedir.



Şekil 10.1. f-sayısı =1 ve SUT=500 sn iken farklı ultrason kaynak konfigürasyonları için ultrason kaynaklarının çapı ve frekansın bir fonksiyonu olarak  $W_a/W_{720}$  (dB) oranlarının değişimi.

En küçük  $W_a/W_{720}$  oranı D=1 cm ve f=1 MHz durumunda elde edilmiştir. Ayrıca, her bir D değeri için düşük  $W_a/W_{720}$  oranları f=1 MHz durumunda elde edilmiştir. Şekil 10.2, MI<1,9 şartı altında f=5 MHz iken f-sayısı ve D'nin bir fonksiyonu olarak dB cinsinden  $W_a/W_{720}$  oranlarını ( $10 \log W_a/W_{720}$ ) vermektedir.



Şekil 10.2. Farklı ultrason kaynakları için MI < 1,9 şartı altında SUT=500 sn ve f=5 MHz iken f-sayısı ve D'nin bir fonksiyonu olarak dB cinsinden  $W_a/W_{720}$  oranları.

En yüksek  $W_a/W_{720}$  oranı, f-sayısı=1 durumunda elde edilmiştir.  $W_a/W_{720}$  oranı, artan f-sayısı ile azalmaktadır. Ayrıca, D'nin  $W_a/W_{720}$  oranı üzerindeki etkisi artan f-sayısı ile büyümektedir. Çizelge 10.1, Çizelge 10.2, Şekil 10.1 ve Şekil 10.2'de görülebileceği gibi yüksek  $W_a/W_{720}$  oranı, düşük f-sayısı ve yüksek frekans durumunda elde edilir

Frekans  $f$ 'ten  $f + \Delta f$ 'e arttırıldığında herhangi bir noktadaki yeni demet denişliği aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$\frac{d+\Delta d}{d} = \frac{f}{f+\Delta f} \quad (10.9)$$

Burada  $\Delta d$  negatif değere sahiptir. Görüntüdeki iyileştirme, demetin genişliğinden ziyade daha çok örnek hacim ile ilgilidir. Örnek hacim ( $V_s$ ), eksenel uzunluk ( $L_s$ ), Eş. 9.3 ve Eş. 9.4'ten elde edilen demet çapın çarpılmasıyla ( $\pi/4$  faktörü göz ardı edilmiştir) hesaplanır. Dolayısıyla bir ultrason kaynak konfigürasyonu için  $V_s$  değeri aşağıdaki şekilde hesaplanır:

$$V_s = L_s d^2(z) \quad (10.10)$$

Bir ultrason kaynak konfigürasyondaki çözünürlük, örnek hacimdeki azalma ile değerlendirilmiştir. Yukarıda yapılan açıklamalar doğrultusunda bir ultrason kaynak konfigürasyonuna ait görüntü kalitesini ( $I_q$ ), çözünürlüğün ve penetrasyon derinliğinin bir fonksiyonu olduğu kabul edilebilir:

$$I_q = f(\text{penetrasyon derinliği, çözünürlük}) \quad (10.11)$$

Yukarıda da belirtildiği gibi görüntü kalitesini artırmak için bu büyüklüklerin biri arttırılırken diğerinde azalma olmaktadır. Dolayısıyla görüntü kalitesini artırmak için bu büyüklüğün herhangi birinde kayıp olmadan diğerini arttırmak amacıyla SUT modelinin kullanılması hesaplanmıştır. SUT modeli ile teşhise yönelik ultrasonda

daha iyi bir görüntü elde etmek için üç iyileştirme stratejisinin kullanılması önerilmiştir: PI (penetrasyon derinliği iyileştirme) stratejisi, RI (çözünürlük iyileştirme) stratejisi ve PRI (penetrasyon derinliği ve çözünürlük iyileştirme) stratejisi. PI stratejisinde kullanıcı belirli bir frekansta penetrasyon derinliğinin arttırması için akustik gücü (Eş. 4.6) yükseltebilir. Böylece çözünürlük azalmadan daha derin dokularda görüntüleme yapılabilir. Buna karşın RI stratejisinde belirli bir penetrasyon derinliğinde akustik gücün artırılması ile frekans arttırılıp (Eş. 4.12) çözünürlük yükseltilebilir. Görüntü kalitesinin artırılması için diğer bir alternatif yöntem ise PRI stratejisini kullanarak çözünürlük ve penetrasyon derinliğinin ikisinde arttırılmasıdır.

Çizelge 10.3, kanın incelenmesi sırasında PI stratejisinin uygulanmasıyla elde edilen başlangıç penetrasyon derinliği ( $z_m$ ), penetrasyon derinliğindeki artışı ( $\Delta z_m$ ),  $W_a$ ,  $W_{720}$ ,  $\Psi_p$ ,  $V_s$  değerlerini göstermektedir.

Çizelge 10.3.  $SUT_2 = 500$  sn iken PI stratejisinde penetrasyon derinliğindeki artışın hesaplanması

| Fiziksel büyüklük                                             | Ultrason kaynak konfigürasyonu<br>$f = 9$ MHz, $D = 2$ cm, $f$ -sayısı = 2 |
|---------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------|
| $z_m$ (cm)                                                    | 8,8                                                                        |
| $\Delta z_m$ (cm)                                             | 2,0                                                                        |
| $W_{720}$ (mW) (FDA'in müsaade ettiği değer)                  | 8,1                                                                        |
| $W_a$ (mW)                                                    | 100,5                                                                      |
| $W_a / W_{720}$ (dB)                                          | 10,8                                                                       |
| $V_s$ odakta ( $mm^3$ )                                       | 0,04                                                                       |
| $z_m$ ( $mm^3$ )'deki $V_s$ iyileştirme olmaksızın            | 196,0                                                                      |
| $z_m + \Delta z_m$ ( $mm^3$ )'deki $V_s$ iyileştirmeden sonra | 390,0                                                                      |

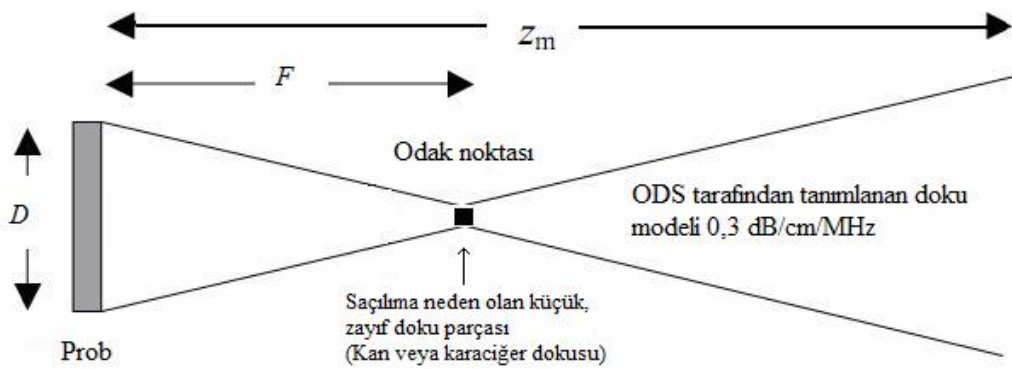
Kanın, ultrason görüntüsünde bağıl olarak düzgün gri skalada bir sinyal üretecek saçılıma sahip olacak şekilde dokunun içinde gömülü olduğu varsayılmıştır [Duck,

2009]. Şekil 10.3, hesaplamalar sırasında kanda küçük-zayıf bir geri saçılma sağlayan yapıyı ve kullanılan prob geometrisini göstermektedir.

Ayrıca, başlangıç ultrason kaynak konfigürasyonun  $W_{720}=8,1$  mW,  $f=9$  MHz,  $D = 2$  cm ve  $f$ -sayısı = 2 olduğu varsayılmıştır. Bu ultrason kaynak konfigürasyonu için SUT değeri ( $SUT_1$ ) 97.500 sn'dir.

Kullanıcının ilk olarak 100 sn'lik bir süre ile  $z_m=8,8$  cm'lik bir penetrasyon derinliğinde kanı görüntülediği kabul edilmiştir. Daha sonra bu sürenin ( $t_1=100$  sn) sonunda kullanıcının penetrasyon derinliğini iyileştirmek için akustik çıkışı arttırdığı kabul edilmiştir.

Çizelge 10.3'e göre kan dokusu için iyileştirilmiş bir penetrasyon derinliği üretecek şekilde akustik güçte 10,8 dB'lik bir artış yapılabilecektir. Bu artış değeri (10,8 dB), yeni bir SUT değeri olan ( $SUT_2$ ) 500 sn'lik süre için elde edilmiştir. Güçteki artış ve  $SUT_2$ 'nin hesaplanması sırasında önceki uygulama süresini dikkate almak için Eş. 10.6 kullanılmıştır. Dolayısıyla, yukarıdaki durum söz konusu olduğunda frekans sabitken akustik güç 8,1 mW'tan 100,5 mW'a yükseltilebilir.



Şekil 10.3. Geri saçılma neden olan küçük-zayıf karaciğer veya kan dokusu ve kullanılan prob geometrisi [Karagöz ve Kartal, 2009]

Kan ilk olarak  $z_m=8,8$  cm'lik penetrasyon derinliğinde görüntülenirken aynı görüntü PI stratejisini kullanarak ve başlangıç çözünürlüğünü değiştirmeden

$z_m + \Delta z_m = 10,8$  cm’de elde edilebilir. Birinci ultrason kaynak konfigürasyonu için penetrasyon derinliği % 22,7 oranında artırılabilir. Dolayısıyla penetrasyon derinliğinde önemli bir iyileştirme sağlanmıştır.  $z_m$ ’den  $z_m + \Delta z_m$ ’ya kadar olan mesafe aralığında  $V_s$ , penetrasyon derinliği artışı olmadan zaten yetersiz bir değere sahip olduğu görülebilir.

Yeni penetrasyon derinliği, iyileştirme işleminden sonra bu aralığı içermesine rağmen, bu aralıktaki  $V_s$  değeri odak noktasındakine kıyasla daha büyük olup yetersiz çözünürlük söz konusu olur (Çizelge 10.3).

Böyle durumlarda kullanıcı daha iyi bir çözünürlük elde etmek için odak noktasını daha derin noktalara kaydırabilir. Çizelge 10.3’teki şartlar için bu yöntemin etkinliğini incelemek amacıyla W, D ve f’de bir değişiklik yapılmaksızın  $SUT_2 = 500$  sn’in ortasında odak uzunluğu (F) ilk değerinden (4,0 cm) 10,8 cm’ye ( $z_m + \Delta z_m$ ) artırılabilir.

Bu durumda elde edilen yeni SUT değeri ( $SUT_3$ ) 2000 sn’dir. İkinci ultrason kaynak konfigürasyonu, üçüncü kaynak konfigürasyonuna göre daha yüksek bir sıcaklık artışı ürettiği için  $SUT_3$  değeri  $SUT_2$ ’den daha uzundur. Yeni SUT değerinin hesaplanması sırasında, Eş. 10.6’nın kullanılmasıyla, eski ultrason kaynak konfigürasyonu ve uygulama süresi dikkate alınmıştır. Odak uzunluğu F’deki bu değişikliği SUT modeline uyguladıktan sonra  $z_m + \Delta z_m = 10,8$  cm’deki  $V_s$  değeri  $390 \text{ mm}^3$ ’den  $0,29 \text{ mm}^3$ ’e azalmaktadır.

Böylece PI stratejisinde derin bölgelerde iyileştirmenin olmadığı duruma kıyasla iyileştirilmiş bir çözünürlük elde etmek için odak uzaklığını ilgili bölgelerin yakınına kaydırmak gerekir. Yukarıda tartışıldığı gibi yüksek frekanslı ultrason dalgası, yüksek çözünürlüklü görüntüler üretir ancak vücut içindeki derin bölgelere penetre edemez.

Dolayısıyla, PI stratejisi ultrason demetindeki tüm noktaların mevcut çözünürlüğünü korurken yüksek frekanslı uygulamalarda penetrasyon derinliğinin arttırılmasında

kullanılabilir. Çizelge 10.4, 9 MHz'lik frekansa, 2 cm'lik çapa sahip f-sayısı 2 olan ultrason kaynak konfigürasyonu için kanın odak noktasında bulunduğu duruma göre  $W_a/W_{720}$ 'nin bir fonksiyonu olarak SUT değerini ve karşılık gelen penetrasyon derinliğindeki iyileştirmeyi gösterir. Bu ultrason kaynak konfigürasyonu için başlangıç SUT değeri, 97.500 sn'dir.

Çizelge 10.4. PI stratejisinde frekansı 9 MHz, çapı 2 cm ve f-sayısı 2 olan ultrason kaynak konfigürasyonu için kanın odak noktasında bulunma durumunda  $W_a/W_{720}$ 'nin bir fonksiyonu olarak SUT değeri

| Ultrason kaynak konfigürasyonu                    | SUT değeri (sn) | $z_m$ (cm) | $\Delta z_m$ (cm) | Penetrasyondaki iyileştirme (%) | $W_a/W_{720}$ (dB) |
|---------------------------------------------------|-----------------|------------|-------------------|---------------------------------|--------------------|
| $W_{720}=8,1$ mW<br>(FDA'in müsaade ettiği değer) | 97.500          | 8,8        | 0                 | 0                               | 0                  |
| $W_a = 25,6$ mW                                   | 20.000          | 8,8        | 0,9               | 10,4                            | 5                  |
| $W_a = 81,0$ mW                                   | 1.200           | 8,8        | 1,8               | 20,9                            | 10                 |
| $W_a = 100,5$ mW                                  | 500             | 8,8        | 2,0               | 22,7                            | 10,9               |
| $W_a = 257,6$ mW                                  | 20              | 8,8        | 2,7               | 31,3                            | 15                 |

Penetrasyon derinliğinin arttırılması gerektiğinde, gönderilen akustik enerji, referans eşik seviyesine ulaşılmadan önce yaklaşık olarak 15 dB arttırılabilir. Buna karşın SUT değeri artan akustik güç ile azalır. Akustik güç, 8,1 mW'tan 257 mW'a arttırıldığında SUT değeri 97.500 sn'den 20 sn'ye azalır. Böylece SUT değeri pratik olmayan değerlere (Çizelge 10.4) ulaşır.

Çizelge 10.5, RI stratejisine göre bir ultrason kaynak konfigürasyonu için karaciğer ve kan dokusu için geri saçılım katsayılarını, ilgili büyüklükleri, penetrasyon derinliğini,  $W_a$ ,  $W_{720}$ ,  $W_a/W_{720}$  değerlerini, frekanstaki artışı ( $\Delta f$ ) ve örnek hacmi ( $V_s$ ) gösterir. Şekil 10.3'te hesaplamalar sırasında kan ve karaciğer dokusundaki zayıf-küçük geri saçılıma neden olan yapıyı ve kullanılan transdüser geometrisini göstermektedir.

Kan ve karaciğer dokusu için  $S_r$  değerleri Eş. 4.4'ü kullanarak hesaplanmıştır. Hesaplamanın bu bölümünde  $L_s$ 'nin yaklaşık olarak iki dalgaboyu uzunluğuna eşit olduğu varsayımı yapılmıştır [Duck, 2009].  $L_s$ 'nin  $f=3$  MHz'deki dalga boyu

hesaplanmıştır.  $c_1$ ,  $c_2$  ve  $n$  değerleri Nicholas [1982], Yuan ve Shung [1988] ve NCRP [2002]'den elde edilmiştir. Başlangıç penetrasyon derinliği korunurken çözünürlüğü geliştirmek için akustik frekans arttırılabilir. İlk olarak kullanıcının 100 sn'lik bir süreyle kan ve karaciğer dokularını görüntülediği varsayılmıştır. Daha sonra kullanıcının bu sürenin bitiminden sonra penetrasyon derinliğinde herhangi bir kaybı olmadan çözünürlüğü arttırmak için frekansı arttırdığı varsayılmıştır. 7 dB'lik güç artışı sonucunda karaciğer ve kan dokusu için SUT değeri sırasıyla 106 sn ve 70 sn'ye düşer.

Kan ve karaciğer dokusu için aynı miktarda güç artışı kullanılmasına rağmen kan dokusunda çözünürlük artışı, karaciğer dokusundaki çözünürlük artışından daha büyüktür. Bu durum kandaki geri saçılımın frekansa olan bağımlılığının karaciğerinkinden daha büyük (kan için  $n = 4$  ve karaciğer için  $n = 3$ ) olması ile açıklanır.

Çizelge 10.5. RI stratejisinde kan ve karaciğer dokusu için geri saçılım katsayısı ve çözünürlükteki artış. Kan ve karaciğer dokusu için ultrason kaynağı,  $f=3$  MHz,  $D=4$  cm,  $f$ -sayısı=3'dür.

| Fiziksel büyüklük                                                  | Doku                                                               | Karaciğer            | Kan                  |
|--------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------|----------------------|----------------------|
|                                                                    | Ultrason kaynak konfigürasyonu<br>$f=3$ MHz $D=4$ cm $f$ -sayısı=3 |                      |                      |
| $S$ ( $\text{cm}^{-1} \text{sr}^{-1}$ )                            |                                                                    | $8,7 \times 10^{-4}$ | $1,8 \times 10^{-6}$ |
| $c_1$                                                              |                                                                    | $3,3 \times 10^{-4}$ | 0                    |
| $c_2$                                                              |                                                                    | $0,2 \times 10^{-4}$ | $2,2 \times 10^{-8}$ |
| $n$                                                                |                                                                    | 3                    | 4                    |
| $S_r$ (dB)                                                         |                                                                    | -51                  | -80                  |
| $z_m$ (cm)                                                         |                                                                    | 31,6                 | 16,6                 |
| $\Delta f$ (MHz)                                                   |                                                                    | 0,43                 | 1,34                 |
| $W_{720}$ (mW) (FDA'in müsaade ettiği değer)                       |                                                                    | 163,3                | 163,3                |
| $W_a$ (mW)                                                         |                                                                    | 816,8                | 816,8                |
| $W_a/W_{720}$ (dB)                                                 |                                                                    | 7                    | 7                    |
| $W_{720}$ 'e göre SUT değeri (sn)<br>(FDA'in müsaade ettiği değer) |                                                                    | 12.900               | 12.900               |
| SUT değeri (sn) iyileştirmeden sonra                               |                                                                    | 106                  | 70                   |
| Odaktaki $V_s$ ( $\text{mm}^3$ ) (FDA'in müsaade ettiği değer)     |                                                                    | 2,43                 | 2,43                 |
| Odaktaki $V_s$ ( $\text{mm}^3$ ) iyileştirmeden sonra              |                                                                    | 1,62                 | 1,53                 |
| $z_m$ 'deki $V_s$ ( $\text{mm}^3$ ) (FDA'in müsaade ettiği değer)  |                                                                    | 4.252                | 4.252                |
| $z_m$ 'deki $V_s$ ( $\text{mm}^3$ ) iyileştirmeden sonra           |                                                                    | 3.733                | 181                  |

İyileştirme işleminden sonra odak noktasında bulunan kan ve karaciğer dokusundaki  $V_s$  değeri sırasıyla  $1,62 \text{ mm}^3$  ve  $0,80 \text{ mm}^3$ 'e düşmektedir. Dolayısıyla kan ve karaciğer dokusundaki çözünürlük, iyileştirme işleminden sonra sırasıyla % 33 ve % 67 oranında artmaktadır. Doku içerisindeki değişik noktalardaki  $V_s$  değerlerini incelemek için yukarıdaki hesaplamalar tekrarlanmıştır. Odak noktasından farklı olan bölgelerdeki çözünürlük, iyileştirme işlemi öncesinde yetersiz seviyededir. Buna karşın bu noktalardaki çözünürlük RI stratejisi ile iyileştirilebilir. Dolayısıyla çözünürlükteki iyileştirme odak noktasından uzaklaştıkça azalmaktadır. Yukarıda da açıklandığı gibi odak noktasından uzakdaki bölgelerde iyileştirilmiş bir çözünürlük elde etmek için odak noktası bu noktalara kaydırılabilir.  $z_m$  mesafesindeki kan ve karaciğer dokuları için  $V_s$  değerleri, iyileştirme işlemi sonrasında odak noktasının  $z_m$ 'ye kaydırıldığı durumda, sırasıyla  $4.252 \text{ mm}^3$ 'ten  $1,53 \text{ mm}^3$ 'e ve  $4.252 \text{ mm}^3$ 'ten  $11,2 \text{ mm}^3$ 'ye azalır (Çizelge 10.5). Vücut içindeki derin noktalar kötü çözünürlüğe sahip olduğu için başlangıç penetrasyon derinliğini muhafaza ederken bu noktalardaki çözünürlüğü arttırmak için RI stratejisi kullanılır. Aynı akustik güç arttırımı ve aynı ultrason alan kullanılmasına rağmen RI stratejisindeki SUT değeri, PI stratejisine kıyasla daha küçük bir değere sahiptir. Bu durum, PI stratejisinde sadece güç artırılırken RI stratejisinde frekans ve gücün birlikte arttırılmasıyla açıklanır.

Çizelge 10.6, PRI stratejisi kullanıldığında ultrason kaynak konfigürasyonu  $W=20,5 \text{ mW}$ ,  $f=7 \text{ MHz}$ ,  $D=3 \text{ cm}$  ve  $f\text{-sayısı}=2$  iken odakta bulunan kan dokusu için hesaplanan çözünürlük artışını,  $V_s$  ve SUT değerlerini göstermektedir. Bu ultrason kaynağı için SUT değeri ( $SUT_1$ )  $64.000 \text{ sn'}$ dir. Kullanıcı ilk olarak  $z_m=10,6 \text{ cm}$  iken  $100 \text{ sn'}$ lik süreyle kan dokusunda görüntüleme yapmaktadır. Bu kadar yüksek bir SUT değerinden dolayı görüntü iyileştirme için yüksek potansiyel bulunmaktadır. Kullanıcı  $t_1=100 \text{ sn'}$ lik süre sonunda penetrasyon derinliğini arttırmak için akustik gücü arttırır. Bu adımda kullanıcı  $5 \text{ dB'}$ lik güç artışı yapar dolayısıyla yeni ultrason kaynak konfigürasyonu  $f=7 \text{ MHz}$ ,  $D=3 \text{ cm}$ ,  $f\text{-sayısı}=2$ ,  $W_a=65,0 \text{ mW}$  olur. Bu durum için yeni SUT değeri ( $SUT_2$ )  $10.300 \text{ sn'}$ dir. Bu güç arttırmadan sonra penetrasyon derinliği  $10,6 \text{ cm'}$ den  $11,8 \text{ cm'}$ ye yükselir. İkinci bir  $t_2=100 \text{ sn'}$ lik inceleme süresinden sonra kullanıcı çözünürlüğü arttırmak amacıyla yüksek akustik

güç kullanır. Bu adımdan sonra yeni penetrasyon derinliğinde herhangi bir kayıp olmadan çözünürlüğü artırmak için akustik güç 2,5 dB kadar arttırılabilir. Bu seviyedeki güç artışı ile akustik frekans 7 MHz'den 7,54 MHz'e yükseltilebilir. Yeni SUT değeri ( $SUT_3$ ) 2 200 sn'ye düşer. Yeni ultrason kaynak konfigürasyonu  $f=7,54$  MHz,  $D=3$  cm,  $f\text{-sayısı}=2$ ,  $W_a=115,2$  mW olur. Kullanıcının yaptığı bu müdahale sonucunda çözünürlükte ilk değerine göre % 25'lik bir artış olmuştur. Bu şekilde kullanıcının kan dokusunu  $t_3=100$  sn süreyle görüntülediği varsayılmıştır. Bu sürenin bitiminde hâlâ 2,5 dB'lik bir güç artışı mevcuttur. Son ultrason kaynak konfigürasyonu  $f=8,06$  MHz,  $D=3$  cm,  $f\text{-sayısı}=2$ ,  $W_a=205,0$  mW olup buna karşılık gelen SUT değeri ( $SUT_4$ ) 190 sn'dir. Bu stratejide güç (basınç) aşamalı olarak arttırıldığı için belirli bir adımdaki  $L_s$  değeri bu adımdaki dalgaboyu değerini kullanarak hesaplanır. Yeni SUT değeri belirlenirken eski ultrason kaynak konfigürasyonu ve uygulama süresi Eş. 10.6'nın kullanılmasıyla hesaplamalara dahil edilmiştir. Odak noktasındaki son  $V_s$  değeri  $0,05 \text{ mm}^3$  olarak hesaplanmıştır. Bu aşamalar sonucunda ilk çözünürlüğe göre % 37,5'lik bir artış sağlanmıştır. Ayrıca ilk penetrasyon derinliğindeki ( $z_m=10,6$  cm)  $V_s$  değeri iyileştirme işleminden sonra  $5,07 \text{ mm}^3$ 'ten  $3,05 \text{ mm}^3$ 'e azalmıştır.  $z_m$  ile  $z_m+\Delta z_m$  arasındaki mesafe ( $10,6 \text{ cm} - 11,8 \text{ cm}$ ), iyileştirme işleminden önce ilk penetrasyon derinliği aralığı dışındadır.

Çizelge 10.6.  $W=20,5$  mW,  $f=7$  MHz,  $D=3$  cm,  $f\text{-sayısı}=2$  iken PRI stratejisinde odakta bulunan kan dokusu için hesaplanan çözünürlük artışı ve SUT değerleri

| Ultrason kaynak konfigürasyonu                                | SUT değeri (s) | $V_s$ ( $\text{mm}^3$ ) | $\Delta f$ (MHz) | $z_m$ (cm) | $W_a/W_{720}$ (dB) |
|---------------------------------------------------------------|----------------|-------------------------|------------------|------------|--------------------|
| $W_{720}=20,5$ mW, $f=7$ MHz<br>(FDA'in müsaade ettiği değer) | 64.000         | 0,08                    | 0                | 10,6       | 0                  |
| $W_a=65,0$ mW, $f=7$ MHz                                      | 10.300         | 0,08                    | 0                | 11,8       | 5                  |
| $W_a=115,2$ mW, $f=7,54$ MHz                                  | 2.200          | 0,06                    | 0,54             | 11,8       | 7,5                |
| $W_a=205,0$ mW, $f=8,06$ MHz                                  | 190            | 0,05                    | 0,52             | 11,8       | 10                 |

Buna karşın iyileştirme işleminden sonra, yeni penetrasyon derinliği bu aralığı kapsar ve odak noktası  $z_m+\Delta z_m=11,8$  cm'ye kaydırıldığında bu noktadaki  $V_s$  değeri

0,21 mm<sup>3</sup> olarak hesaplanır. Dolayısıyla PRI stratejisi, güvenli çalışma sınırlarında iken çözünürlük ve penetrasyon derinliğinin her ikisinde de iyileştirme yapılmasına müsaade eder. Burada gösterilen sonuçlar göz önüne alındığında, sabit bir ultrason kaynak konfigürasyonuna ait görüntü kalitesinin penetrasyon derinliği, çözünürlük ve ultrason uygulama süresinin bir fonksiyonu olduğu sonucu çıkarılabilir ve görüntü kalitesi aşağıdaki şekilde tanımlanabilir:

$$I_q = f(\text{penetrasyon derinliği, çözünürlük, SUT}) \quad (10.12)$$

Eş. 10.12, görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde penetrasyon derinliği ve çözünürlüğe ilave olarak SUT'un da dikkate alınması gerektiğini belirtmektedir. Diğer faktörler sabit tutulurken (örneğin çerçeve tekrarlama hızı v.b) kısa SUT değeri için görüntü kalitesi yüksek olurken SUT değeri arttırıldıkça görüntü kalitesi bağıl olarak azalmaktadır. Dolayısıyla, burada verilen sonuçlar, penetrasyon derinliği, çözünürlük ve SUT değeri arasında denge kurulması gerektiğini belirtir. SUT modeli pratik ultrason sistemine uygulandığında aşağıda verilen ultrason uygulama tipleri mevcut olabilmektedir. Kullanıcı bir ultrason incelemesini başlattığında, ultrason sistemi seçilen ultrason kaynak konfigürasyonuna göre bir SUT değeri oluşturur. Seçilen ultrason kaynak konfigürasyonuna karşılık gelen görüntü performansı (çözünürlük ve penetrasyon derinliği) teşhis amaçları için tatmin edici bir seviyedeysen, kullanıcı seçilen çıkış değerleri ile uygulamaya devam eder. Buna karşın görüntü kalitesinin arttırılmasına yönelik bir ihtiyaç olduğunda klinik gereksinime göre görüntü iyileştirme stratejisi seçilebilir.

Kullanıcı penetrasyon derinliği/çözünürlük/SUT dengesini kontrol eder ve gerektiğinde bunların biri lehine değişiklik yapmak için akustik çıkışta değişiklik yapar. Ultrason görüntüleme işlemi SUT'un bitmesiyle sonlandırılır. Ayrıca tüm iyileştirme stratejileri için güvenli sınır değerleri dikkate alınmıştır. Çözünürlük ve penetrasyon derinliğinde önemli iyileştirmeler, akustik gücün arttırılması ile elde edilmesine rağmen, akustik gücün ve akustik basıncın görüntü kalitesini arttırmadığı birçok durum bulunmaktadır. Eş. 10.5'den de görüleceği gibi SF<sub>1</sub> ve SF<sub>2</sub> güvenlik faktörleri, sırasıyla sıcaklık artışının tahmin edilmesindeki hatayı ve transdüserin

ürettiği ısıyı dikkate almak için seçilmiştir.  $SF_1$  ve  $SF_2$ 'nin toplam güvenlik faktörü ( $SF_o$ ) üzerindeki etkilerini incelemek için  $SF_1$ ,  $SF_2$  ve  $\Psi_p(W_a/W_{720})$  değerleri değiştirilerek yukarıdaki hesaplamalar tekrarlanmıştır. Bu hesaplamalardan elde edilen sonuçlar  $SF_o$  ve  $SF_2$  arasında doğrusal bir ilişki olduğunu ve  $SF_1$  ile  $SF_o$  arasında ise üstel bir ilişki olduğunu göstermiştir. Dolayısıyla toplam güvenlik faktörü ( $SF_o$ ) kabaca aşağıdaki şekilde ifade edilebilir:

$$SF_o = SF_1^{1,2} SF_2 (1 + 0,1 \frac{W_a}{W_{720}}) \quad (10.13)$$

Bu ifade yukarıda belirtilen hesaplamalardan elde edilen sonuçlardan ampirik olarak elde edilmiştir.  $SF_o$ ,  $SF_2$  ve  $\Psi_p$  parametrelerine kıyasla  $SF_1$ 'den daha çok etkilenmektedir.  $SF_o$ , güç arttırıldığında statik değerini aşarken gücün azalmasıyla daha düşük değere sahip olmaktadır. Dolayısıyla,  $SF_o$ 'ın değeri,  $SF_1$  ve  $SF_2$  sabit iken  $\Psi_p$ 'nin seçimine bağlı olarak adaptif olarak değişir.  $SF_o$ 'nın bu davranışı hasta güvenliği için faydalı olmaktadır. Güç artış oranı ( $\Psi_p$ ) yüksek değerlere arttırılırken (örneğin 15 dB)  $SF_o$  daha küçük  $\Psi_p$  değerlerine (örneğin 0 dB) kıyasla daha geniş bir güvenlik faktörü sağlar. Bunu göstermek için örnek bir ultrason kaynak konfigürasyonu ( $f = 7$  MHz,  $D = 3$  cm,  $f$ -sayısı=2,  $W_{720} = 20,5$  mW,  $\Psi_p = 0$  dB) dikkate alınmıştır. Bu seçim dikkate alındığında  $SF_1 = SF_2 = 2$  iken  $SF_o$  4,6'ya eşit olmaktadır. Buna karşın akustik güç  $W_a = 205,0$  mW'a yükseltildiğinde ( $\Psi_p = 10$  dB)  $SF_o$ , 9,2'ye eşit olmaktadır. Dolayısıyla Eş. 10.13'teki güvenlik faktörünün adaptif bir yapıya sahip olduğu söylenebilir.

## 11. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada ultrasonun muhtemel biyolojik etkileri dikkate alınarak zaman-performans öncelikli güvenlik parametresi (SUT) oluşturulmuştur. Zaman öncelikli parametre modelinde, uzun uygulama süresi tercih edilecek ve hedef dokunun belirli bir akustik alanda güvenliği bir şekilde ne kadar süreyle izlenebileceği kullanıcıya bildirilecektir. Performans öncelikli modelde ise yukarıda belirtilen üç stratejiden uygun olan seçilerek daha kısa uygulama süreleri için daha iyi bir görüntü performansı elde edilebilir. Her iki modelde de ultrason incelemesi güvenli çalışma sınırları içinde yapılacaktır.

Dolayısıyla mevcut SUT modeli, uygun bir sıcaklık artış modelini dikkate alarak kısa uygulama süreleri için kullanılabilir. Eş. 9.17'deki regresyon formülü Spheresum ile elde edilen sonuçlardan türetilmiştir. Bu formül ODS tarafından tanımlanan doku modeli söz konusu olduğunda hızlı bir şekilde sıcaklık artışını hesaplamaktadır ve dolayısıyla SUT modelinde kullanılması uygundur. Pratik uygulamada belirli ODS doku modelinden sapma olduğunda Spheresum ile ilgili daha detaylı bir hesaplama yapmak gerekir. Belirli hastalardaki doku özelliklerindeki değişikliği göz önünde bulundurmak için gerekli olan bu tür bir hesaplama, SUT modelinin doğru sonuçlar üretmesi için gereklidir. Ayrıca yeterli doğrulukta sıcaklık artış modeli (örneğin, Nyborg; 1988, Ellis ve O'Brien 1996, Curley, 1993, Lubbers ve ark. 2003) kullanıldığında SUT modeli herhangi bir doku modeline, ultrason demetine ve prob geometrisine uygulanabilir.

Church ve O'Brien [2007], zamana bağlı güvenlik parametresinin gerçekleştirilmesindeki zorlukları tartışmıştır. Bu zorluklardan biri ultrason cihaz kullanıcılarının hastadan ziyade SUT'a odaklanabileceğidir. Diğerleri ise probun ultrason alanının kullanıcı tarafından değiştirilmesi ile ilgili ilave bir işlemin gerekmesidir. Hasta güvenliği ile ilgili olarak SUT modeli aşağıdaki şekilde kullanılabilir. Kullanıcı bir inceleme noktası için ultrason cihazını çalıştırdığında, seçilen prob ayarlarına ve uygulamaya özel referans değerlerine bağlı olarak bir SUT değeri hesaplanır. Aynı inceleme noktasında probun ultrasonik alanı değiştirildiğinde

Eş. 9.28'e göre yeni bir SUT değeri hesaplanır. İlave olarak kullanıcı birinci inceleme noktasından daha uzaktaki bir inceleme noktasını incelemek istediğinde SUT değeri sıfırlanır. Buna karşın sıfırlama işlemi için kullanıcının ilave bir müdahalesi uygulamada pratik olmayabilir. Dolayısıyla, probun mevcut inceleme bölgesinden başka bir bölgeye hareket ettirildiği durumda SUT'un sıfırlanmaması tavsiye edilir. Bu yaklaşım sonucunda probun hareket ettirilmesinin ilave bir güvenlik payı oluşturduğu kabul edilebilir. SUT tamamlanmasına yakın anlarda, kullanıcı kısa bir bekleme süresinden (örneğin bir veya iki dakika) sonra aynı bölgede ikinci bir inceleme yapabilecektir. SUT modeli pratikte uygulanabilir bir yöntemdir ancak üretici firmanın ultrason probunun W, f, F, ve D değerlerini ölçmesini gerektirir.

Uygun doku modelini kullanarak belirli ultrason kaynak konfigürasyonu için SUT değerinin bulunmasının kolay olduğu düşünülmektedir. Bu tezde yapılan hesaplamalarda doku için tek bir zayıflama katsayısı ( $\alpha_{dB}=0.3 \text{ dB/cm}^{-1}\text{MHz}^{-1}$ ) dikkate alınmıştır. Buna karşın ultrason incelemesi uygulamada farklı zayıflama katsayısına sahip dokular üzerinde yapılabilir. İncelenen doku bu zayıflama katsayısından daha büyük olduğunda gerçek SUT değeri burada hesaplanan değerinden daha büyük olacaktır. Dolayısıyla, SUT modelini güvenli bir şekilde uygulayabilmek için en kötü durum senaryosunu göz önünde bulunduran sıcaklık artış modelinin dikkate alınması gerekmektedir.

SUT'un ultrason cihazının ekranında gerçek zamanlı olarak gösterilmesi hekime veya kullanıcıya maksimum güvenli çalışma süresi ile ilgili bilgi sağlamaktadır. ODS doku modeli esas alındığında, ultrasonun oluşturduğu ısı ve mekanik biyolojik etkiler için SUT'un daha güvenilir bir parametre olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca, teşhise yönelik ultrason incelemesi yapılırken SUT modelinin risk-fayda analizinin yapılmasına yardımcı olacağı düşünülmektedir. Bu tezde sunulan algoritma, dairesel ultrason problemlerinin oluşturduğu sıcaklık artışından, muhtemel tehlikeli termal dozun oluşma kriterinden (prevelans hızı) ve akustik gücün artırılmasıyla görüntü kalitesini optimize eden üç aşamadan oluşmuştur. Bu aşamalarda, güvenli çalışma sınırları içinde kalınması esas alınmıştır. Bu

aşamalardan her biri kendisine ait belirsizlik kaynağı içerdiğinden dolayı bu algoritmanın gerçek klinik uygulamaya uyarlanmasından önce bir takım deneysel çalışmaların yapılması gerekir. SUT modeline göre istenen kalitedeki bir ultrason görüntüsünü elde etmek için kullanıcının akustik frekansı ve/veya gücü ayarlaması gerekmektedir. Burada sunulan çalışmada önerilen model ile güvenli çalışma aralığı içinde teşhise yönelik ultrasonun frekans aralığının tamamı boyunca penetrasyon ve/veya çözünürlükte önemli miktarda iyileştirme yapılabileceği gösterilmiştir.

### KAYNAKLAR

Abbott, J.G., "Rationale and derivation of MI and TI - A review", *Ultrasound Med Biol.*, 25:431-441 (1999).

AIUM., "Safety Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment" AIUM/NEMA Standards Publication No. UL 1-1981, *AIUM Publications, American Institute of Ultrasound in Medicine*, 14750 Sweitzer Lane, Suite 100, Laurel, MD 20707, 1-49 (1981).

AIUM/NEMA, "ODS Standard for real-time display of thermal and mechanical indices on diagnostic ultrasound equipment", VA: *AIUM/NEMA*, Laurel, MD and Rosslyn, 1-35 (1992).

AIUM., "Standard for Real-Time Display of Thermal and Mechanical Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment", *AIUM Publications*, American Institute of Ultrasound in Medicine, 14750 Sweitzer Lane, Suite 100, Laurel, MD 20707, 1-45 (1992).

AIUM., Bioeffects and Safety of Diagnostic Ultrasound, *AIUM Publications, American Institute of Ultrasound in Medicine*, 14750, Sweitzer Lane, Suite 100, Laurel, MD 20707, 1-47 (1993).

AIUM., "Medical Ultrasound Safety", *AIUM Publications, American Institute of Ultrasound in Medicine*, 14750 Sweitzer Lane, Suite 100, Laurel, MD 20707, 13-44 (1994).

AIUM., "AIUM consensus report on potential bioeffects of diagnostic ultrasound", *J. Ultrasound Med.* 27:503-515 (2008).

Apfel, R.E., Acoustic cavitation prediction, *J Acoust Soc Am.*, 69:1624- 1633 (1981).

Apfel, R.E., Holland, C.K., "Gauging the likelihood of cavitation from short-pulse low-duty-cycle diagnostic ultrasound", *Ultrasound Med Biol.*, 17: 179-185 (1991).

Atkins, T.J., Duck, F.A., "Heating caused by selected Pulsed Doppler and physiotherapy ultrasound beams measured using thermal test objects," *European J. Ultrasound* 16: 243-252 (2003).

Bailey, M.R., Dalecki, D., Child, S.Z., Raeman, C.H., Penney, D.P., Blackstock, D.T., Carstensen, E.L. "Bioeffects of positive and negative acoustic pressures in vivo," *J. Acoust. Soc. Am.*, 100, 3941-3946 (1996).

Barnett, S. B., Kossoff, G., (eds), "WFUMB Symposium on Safety and Standardization in Medical Ultrasound: Issues and Recommendations Regarding Thermal Mechanisms for Biological Effects of Ultrasound", World Federation for

Ultrasound in Medicine and Biology, **Published in Ultrasound Med. Biol.** 18: 731-735 (1992).

Barnett, S. B., “WFUMB Symposium on Safety of Ultrasound in Medicine: Conclusions and Recommendations on Thermal and Non-Thermal Mechanisms for Biological Effects of Ultrasound”, **World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology**, 14-21 (1996).

Barnett, S.B., Haar, G.R.T., Ziskin, M.C., Rott, H.D., Duck, F.A., Maeda, K., “International recommendations and guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound in medicine”, **Ultrasound In Medicine and Biology**, 26 (3): 355-366 (2000).

Beck, J.V, Cole, K.D., Haji-Shaikh, A., Litkouhi, B., “Heat conduction using green's functions”, **Hemisphere Publishing Corporation**, USA, 40-67 (1992).

Bosward, K. L., Barnett S. B., Wood A. K.W., Edwards M. J., Kossoff G. “Heating of guinea-pig fetal brain during exposure to pulsed ultrasound,” **Ultrasound Med. Bio.**, 19: 415-424 (1993).

Calvert, J., Duck, F., Clift, S., Azaimé H., “Surface heating by transvaginal transducers”, **Ultrasound Obstet. Gynecol.** 29:427–432 (2007).

Calvert, J., Duck F., “Self-heating of diagnostic ultrasound transducer in air and in contact with tissue mimics”, **Ultrasound.**, 14:100-108 (2006).

Carlin, B., “Physical Acoustic – Principles and Methods”, Vol. I. Part B. **Academic Press**, New York, 20-502(1964).

Carstensen, E.L., Miller M.W., Linke C.A., “Biological effects of ultrasound,” **J. Biol. Phys.**, 2:173–192. (1974).

Carstensen, E. L., Child S. Z., Norton S., Nyborg W. L., “Ultrasonic heating of the skull”, **J. Acoust. Soc. Am.**, 87: 1310–1317 (1990).

Church, C.C., “Spontaneous homogeneous nucleation, inertial cavitation and the safety of diagnostic ultrasound”, **Ultrasound Med. Biol.**, 28:1349-1364 (2002).

Church, C.C., “Frequency, pulse length, and the mechanical index,” **Acoust. Res. Lett. Online**, 6:162–168 (2005).

Church, C.C., Miller M. W., “Quantification of risk from fetal exposure to diagnostic ultrasound”, **Prog. Biophys. Mol. Bio.**, 93:331-353 (2007).

Church, C.C., “A proposal to clarify the relationship between the thermal index and the corresponding risk to the patient”, **Ultrasound Med. Biol.**, 33: 1489–1494 (2007).

Church, C.C., O'Brien W.D., "Evaluation of the threshold for lung hemorrhage by diagnostic ultrasound and a proposed new safety index", *Ultrasound Med. Biol.* 33: 810-818 (2007).

Child, S. Z., Hartman, C. L., Schery L. A., Carstensen, E. L., "Lung damage from exposure to pulsed ultrasound", *Ultrasound Med. Biol.*, 16: 817-825 (1990).

Clark, R.P., Edholm O.G., "Man and his thermal environment", *E. Arnold, London*, 5-253 (1985).

Creasy, R.K., Resnik R., "Maternal-fetal medicine: Principles and practice", *W.B. Saunders*, Philadelphia, 10-1147 (1984).

Curley, M.G., "Soft tissue temperature rise caused by scanned, diagnostic ultrasound", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Control.*, 40: 59-66 (1993).

Dalecki, D., "Mechanical bioeffects of ultrasound", *Annual Review of Biomedical Engineering*, 6: 191-223 (2004).

Dewey, W.C., "Arrhenius relationships from the molecule and cell to the clinic", *Int. J. Hypertherm.*, 10: 457-483 (1994).

Dickinson, R.J., "Reflection and scattering in Physical Principles of Medical Ultrasonics", *Hill, C.R., Ed., John Wiley & Sons*, New York, 112-178 (1986).

Drewniak, J. L., Carnes K. I., Dunn F., "In vitro ultrasonic heating of fetal bone," *J. Acoust. Soc. Am.* 86:1254-1258 (1989).

Duck, F.A., Starritt, H.C., ter Haar, G.R. Lunt, M.J., "Surface heating of diagnostic ultrasound transducers", *British J. Radiol.*, 62:1005-1013 (1989).

Duck, F.A., "Acoustic dose and acoustic dose-rate", *Ultrasound Med. Biol.*, 35: 1679-1685 (2009).

Edwards, M.J., "Congenital malformations in the rat following induced hyperthermia during gestation" *Teratology*, 1: 173-177. (1968).

Edwards, M.J., "Hyperthermia as a teratogen: A review of experimental studies and their clinical significance," *Teratog. Carcinog. Mutagen.*, 6:563-582 (1986).

Ellis, D.S., O'Brein, W.D., "The Monopole source solution for estimating tissue temperature increases for ultrasound fields", *IEEE Transaction on Ultrasound, Ferroelectrics and Frequency Control*, 43 (1): 88-97 (1996).

FDA., “501(k) Guide for Measuring and Reporting Acoustic Output of Diagnostic Ultrasound Medical Devices”, **Center for Devices and Radiological Health, US Food and Drug Administration**, Rockville, MD, December, 1-45 (1985).

FDA., “Diagnostic ultrasound guidance update” **Center for Devices and Radiological Health, US Food and Drug Administration**, Rockville, MD, 14-64, 1-41 (1987).

FDA., “Revised 510(k) Diagnostic Ultrasound Guidance for 1993”, **Center for Devices and Radiological Health, US Food and Drug Administration**, Rockville, MD, 1-49 (1993).

FDA., “Use of Mechanical Index in Place of Spatial Peak, Pulse Average Intensity in Determining Substantial Equivalence”, **Center for Devices and Radiological Health, US Food and Drug Administration**, Rockville, MD, 1-39 (1994).

FDA., “Information for manufacturers seeking marketing clearance of diagnostic ultrasound systems and transducers”, **Center for Devices and Radiological Health, US Food and Drug Administration**, Rockville, MD, 1-38 (1997).

Ferrara, K. W., Zagar, B. G., Rosenberg, S. J., Sokil-Nekgar, B., Silverman, R. H., and Aslanidis I. M.,: **IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.**, 43: 149 (1996).

Fink, M. “Time reversal of ultrasonic fields. Part I: Basic principles”, **IEEE Trans. UFFC.**, 39:555–566 (1992).

Flax, S. W., O'Donnell, M., “Phase-aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: Basic principles”, **IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.**, 35:758-767 (1988).

Fry, W. J., Fry, R. B., “Determination of absolute sound levels and acoustic absorption coefficients by thermocouple probes-Theory,” **J. Acoust. Soc. Am.**, 26: 294-310 (1954a).

Fry, W. J., Fry, R. B., “Determination of absolute sound levels and acoustic absorption coefficients by thermocouple probes-Experiments,” **J. Acoust. Soc. Am.**, 26: 311-317 (1954b).

Germain, M.A., Webster, W.S., Edwards, M.J., “Hyperthermia as a teratogen: parameters determining hyperthermia-induced head defects in the rat,” **Teratology**, 31: 265–272 (1985).

Hardy, J.D., “*Therapeutic Heat and Cold*”, 3rd ed., **Lehmann, J.F., Ed. Williams & Wilkins**, Baltimore, Maryland, 1-641 (1982).

Hekkenberg, R.T., Bezemer, R.A., “On the development of a method to measure the surface temperature of ultrasonic diagnostic transducers”, *J. Phys. Conf. S.*, 1: 84-89 (2004).

Hellier, C.J., “Handbook of Nondestructive Evaluation”, *McGraw-Hill*, New York, 1-603 (2001).

Herman, B.A., Haris, G.R., “Theoretical study of steady – state temperature rise within the eye due to ultrasound insonation” *IEEE Trans. Ultrason Ferroelect. Freq. Control*, 46: 1566–1574 (1999).

Holland, C.K., Apfel, R.E., “An Improved theory for the prediction of microcavitation thresholds”, *IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Control.*, 36: 204-208 (1989).

Holland, C.K., Apfel, R.E., “Threshold for transient cavitation produced by pulsed ultrasound in a controlled nuclei environment”, *Journal Acoustic Society Am.*, 88: 2059-2069 (1989).

Horder, M.M., Barnett, S.B., Vella, G.J., Edwards, M.J., Wood, K.W., “In vivo heating of the guinea-pig fetal brain by pulsed ultrasound and estimates of thermal index”, *Ultrasound Med. Biol.*, 24:1467-1474 (1998).

IEC 60601-2-37, Edition 1.1, 2004-10, “Medical electrical equipment-part:2-37: particular requirements for the safety of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment”, *IEC*, Brussels, 1-70 (2004).

Insana, M.F., “Sound attenuation in tissue” pages 35 to 48 in *Medical CT and Ultrasound: Current Technology and Applications*, Goldman, L.W. and Fowlkes, J.B., Eds. *American Association of Physicists in Medicine*, College Park, Maryland, 35-48 (1995).

Jago, J.R., Henderson, J., Whittingham, T.A., Mitchell, G.A., “Comparison of AIUM/NEMA thermal indices with calculated temperature rises for a simple third-trimester pregnancy tissue model”, *Ultrasound Med. Biol.*, 25, 623-628 (1999).

Johnson, H.A., Pavelec, M., “Thermal injury due to normal body temperature”, *Am. J. Pathol.*, 66: 557-564 (1972a).

Johnson, H.A., Pavelec, M., “Thermal noise in cells. A cause of spontaneous loss of cell function”, *Am. J. Pathol.*, 69: 119 -130 (1972b).

Karagöz, İ. ve Eroğul, O., “Tıbbî görüntüleme sistemleri”, *Haberal Eğitim Vakfı*, Ankara, 233-234 (1998).

Karagöz, İ. ve Kartal M.K., “A new safety parameter for diagnostic ultrasound thermal bioeffects: Safe use time”, *J. Acoust. Soc. Am.*, 125: 3601-3610 (2009).

Landsberg, L., Young, J.B., “The role of sympathetic nervous system and catecholamines in the regulation of energy metabolism”, *American Journal of Clinical Nutrition*, 38: 1018-1024. (1983).

Liu, D.L. and Waag, R.C., “Harmonic amplitude distribution in a wideband ultrasonic wavefront after propagation through human abdominal wall and breast specimens”, *J. Acoust. Soc. Am.*, 101: 1172-1183 (1997).

Li, G.C., Lazlo, A., “Changes in Eukaryotic Gene Expression in Response to Environmental Stress”, Atkinson, B.C. and Walden, D.B., Eds., *Academic Science Press, New York*, 1-379 (1985).

Lu, J., Greenleaf, J. F., “Ultrasonic nondiffracting transducer for medical imaging”, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, 37:438 -447 (1990).

Lubbers, J., Hekkenberg, R.T., Bezemer R.A., „Time to threshold (TT), a safety parameter for heating by diagnostic ultrasound”, *Ultrasound Med. Biol.*, 29:755-764 (2003).

Macovski A., “Medical imaging systems”, *Prentice-Hall*, New Jersey, 190-196 (1983).

Marsal, K., “The output display standard: has it missed its target?”, *Ultrasound Obstet. Gynecol.*, 25:211–214 (2005).

Miller, M.W., Miller, H.E., Church, C.C. “A new perspective on hyperthermia-induced birth defects: The role of activation energy and its relation to obstetric ultrasound,” *J. Thermal Biol.*, 30: 400–409 (2005).

Morse, P.M., Feshbach, H., “Methods of theoretical physics”, *McGraw Hill*, New York, 1592-1595 (1953).

Nagai, K., Greenleaf, J. F., “Ultrasonic imaging using the Doppler effect caused by a moving transducer”, *Optical Engineering*, 29: 1249 (1990).

Nicholas, D., “Evaluation of backscattering coefficients for excised human tissues: Results, interpretation and associated measurements”, *Ultrasound Med. Biol.*, 8:17-28 (1982).

NIH., “Diagnostic Ultrasound Imaging in Pregnancy,. Report of an NIH Consensus Development Conference, *NIH Publication No. 84-667*, Washington, DC, US Government Printing Office, 5-216 (1984).

NCRP., “Biological effects of ultrasound: mechanisms and clinical implications”, *NCRP Report No. 74*, Bethesda, 4-266 (1984).

NCRP, “Exposure criteria for Medical diagnostic ultrasound: I. Criteria based on Thermal Mechanisms”, **NCRP Report No. 113**, Bethesda, 10-278 (1992).

NCRP, “Exposure criteria for medical diagnostic ultrasound: II. Criteria based on all known mechanism”, **NCRP Report No. 140**, Bethesda, 3-574 (2002).

Nock, L., Trahey, G.E. “Phase aberration correction in medical ultrasound using speckle brightness as a quality factor”, **J. Acoust. Soc. Am.**, 85: 1819-1833 (1989).

Nyborg, W.L., “Heat generation by ultrasound in a relaxing medium”, **J. Acoust Soc. Am.**, 70:310-312 (1981).

Nyborg, W.L., “Solutions of the bioheat transfer equation”, **Phys. Med. Biol.**, 33(7): 758-792 (1988).

Nyborg, W.L., Wu, J., “Solution of the linear bio-heat transfer equation”, **Phys. Med. Biol.**, 39(5): 924-926 (1994).

O’Brien W.D., Ellis, D.S., “Comparison of the output display standard’s TIS estimates with independently determined maximum temperature increases calculations”, **IEEE Ultrason Symposium**, San Antonio, USA, 2:1171-1175 (1996).

O’Brien, W. D., Jr., Zachary, J. F., “Lung damage assessment from exposure to pulsed-wave ultrasound in the rabbit, mouse, and pig”, **IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.** 44: 473-485 (1997).

O’Brien, W.D., Ellis, D.S. “Evaluation of the unscanned soft-tissue thermal index”, **IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Control**, 46:1459-1476 (1999).

O’Brien, W.D., Yang, Y., Simpson, D.G., “Evaluation of unscanned-mode soft-tissue thermal index for rectangular sources and proposed new indices”, **Ultrasound Med. Biol.**, 30:965-972 (2004).

O’Brien, W.D., “Ultrasound–biophysics mechanisms”, **Prog. Biophys. Mol. Biol.** 93: 212-255 (2007).

O’Brien WD, Deng CX, Harris GR, Herman BA, Merritt CR, Sanghvi N, Zachary JF. “The risk of exposure to diagnostic ultrasound in postnatal subjects”, **J. Ultrasound Med.**, 27:517-535 (2008).

O’Donnell, M., Flax, S.W., “Phase aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: Measurement”, **IEEE Trans. UFFC.**, 35: 768–774. (1988).

Ophir, J., Céspedes, E., Ponnekanti, H., Yazdi Y., Li, X., “Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues”, **Ultrason. Imaging.**, 13:111-134 (1991).

Parker, K. J., Huang, S. R., Musulin R. A., Lerner, R. M., "Tissue response to mechanical vibrations for "sonoelasticity imaging", **Ultrason. Med. Biol.**, 16: 241-246 (1990).

Pavlin, C. J., Sherar M. D., Foster F. S., "Ultrasound microscopic imaging of the intact eye", **Ophthalmology**, 97: 244-250 (1990).

Pennes, H.H., "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm", **Appl. Physiol.**, 1: 93-122 (1948).

Plummer, J. D., Swartz, R. G., Maginness, M. G., Beaudouin J. R., Meindl, J. D, "Two-Dimensional Transmit/Receive Ceramic Piezoelectric Arrays: Construction and Performance", **IEEE Trans. Sonics. Ultrason.**, SU-25: 273-280 (1978).

Reid, J. M., Sikov, M. R. (eds): "Interaction of Ultrasound and Biological Tissues", **DHEW Publication** (FDA) 73-8008, Food and Drug Administration, Rockville, 5-377 (1972).

Saastamoinen, J.J., "Unsteady state temperature fields in a slab induced by line sources", **Int. J. Heat Mass Transfer**, 50:756–765 (2007).

Saltin, B., Hermansen, L., "Esophageal, rectal and muscle temperature during exercise", **J. Appl. Physiol.**, 21:1757–62 (1966).

Sapareto, S.A., Dewey W.C., "Thermal dose determination in cancer therapy", **Intl. J. Radiat. Oncol.**, 10: 787-800 (1984).

Smith, S. W., Trahey, G. E., von Raam, O. T., "Two-dimensional arrays for medical ultrasound", **Proc. IEEE Ultrasonics Symposium**, 625-628 (1991).

Suslick, K. "The chemical effects of ultrasound", **Scientific American**. 260 (2): 80-86 (1989).

Szabo, TL., "Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside out", **Elsevier, Academic Press**, Burlington, MA, 32-345 (2004).

Villaverde, M.M., MacMillan, C. W., "Fever: From symptom to treatment", **Van Nostrand Reinhold Co.**, New York, 7-590 (1978).

WFUMB., (World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology), "Issues and Recommendations Regarding Thermal Mechanisms for Biological Effects of Ultrasound", **Ultrasound Med. Biol.**, 18, 731-810 (1992).

WFUMB., "Conclusions and Recommendations on Thermal and Nonthermal Mechanisms for Biological Effects of Ultrasound", **Ultrasound Med. Biol.**, 24: S1–S58 (1998).

Whittingham, T.A., “Medical diagnostic applications and sources”, *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 93:84–110 (2007)

Yuan, Y.W., Shung, K.K., “Ultrasonic backscatter from flowing whole blood. II: Dependence on frequency and fibrinogen concentration”, *J. Acoust Soc. Am.*, 84:1195-1200 (1988).

Ziskin, M.C., “The thermal dose index”, *J. Ultrasound Med.*, 29:1475–1479 (2010).

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : KARTAL, Mustafa Kemal  
 Uyuğu : T.C.  
 Doğum tarihi ve yeri : 03.04.1978 Gaziantep  
 Medeni hali : Evli  
 Telefon : 0 (312) 402 31 94  
 Faks :  
 e-mail : [mk\\_kartal@yahoo.com](mailto:mk_kartal@yahoo.com)

### Eğitim

| Derece        | Eğitim Birimi                                                  | Mezuniyet tarihi |
|---------------|----------------------------------------------------------------|------------------|
| Yüksek lisans | Gazi Üniversitesi/Elektrik-Elektronik Mühendisliği             | 2005             |
| Lisans        | Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği | 1999             |
| Lise          | Mersin Tevfik Sırrı Gür Lisesi                                 | 1994             |

### İş Deneyimi

| Yıl   | Yer                         | Görev        |
|-------|-----------------------------|--------------|
| 2001- | Milli Savunma Bakanlığı     | Elk.Elkt.Müh |
| 2005- | Türk Standardları Enstitüsü | Raportör     |

### Yabancı Dil

İngilizce

### Yayınlar

1. Karagoz I., Kartal MK., “The effects of residual temperature rise on ultrasound heating”, *Ultrasound Med. Biol.*, 31:1665-1672. (2005).
2. Karagoz I., Kartal MK. “Evaluation of non-scanned mode soft-tissue thermal index in the presence of the residual temperature rise”, *Ultrasound Med. Biol.*, 32:741-750 (2006).

3. Kartal, MK., Kaya, M., Kavutcu, M., Karagoz, İ., Alkan, Z., “Evaluation of free radical formation associated by diagnostic ultrasound in veterinary medicine”, *Veterinary Radiology Ultrasound*, 49(4):383- 387(2008).
4. Karagoz I., Kartal MK.,” A new safety parameter for diagnostic ultrasound thermal bioeffects: safe use time”, *J. Acoust. Soc. Am.*,125(6):3601-3610 (2009).

### **Hobiler**

Basketbol, Kitap okumak, Yüzmek, Bilgisayar, Müzik