ULTRASONİK TERAPİ CİHAZI TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

Ceyhan AKDAĞ

YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

HAZİRAN 2006
ANKARA

Ceyhan AKDAĞ tarafından hazırlanan ULTRASONİK TERAPİ CİHAZI TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

.....

Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından ..... Anabilim Dalında Yüksek lisans/Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: : _____

Üye : _____

Üye : _____

Üye : _____

Üye : _____

Tarih : ...../……/……

Bu tez, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

TEZ BİLDİRİMİ

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

Ceyhan AKDAĞ

ULTRASONİK TERAPİ CİHAZI TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ
(Yüksek Lisans Tezi)

Ceyhan AKDAĞ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Haziran 2006

ÖZET

Ultrasonik Terapi Cihazının tasarımın da mikrodenetleyici teknolojisinden yararlanılmıştır. Tasarlanan cihazın maliyetinin düşük olmasına çalışılmıştır. Tasarlanan cihaz ile 1 MHz frekansında ultrasonik prop kullanarak dalga paketleri üretilmiştir. Bu sayede tedavi derinliği ayarlanabilmiştir. Bu sinyallerde tedavinin şekline göre sürekli ve darbeli modla çalışmayı sağlayacak şekilde görev süresi değeri %1-%100 arasında ayarlanabilmektedir. Son olarak tasarlanan cihazın çalışmasının test edilmesi amacıyla bir düzenek oluşturulmuştur. 300 ml'lik bir kab içerisine önceden kaynatılarak bekletilen suyla bir süngerden oluşan bir düzenek hazırlanarak az sulu ve çok sulu ortam meydana getirilmiştir. İstenildiğinde ultrasonik probun gücü de ayarlanabilmektedir. Farklı güç, dalga paketçiği, frekans ve görev süresi değerlerinde ultrasonik dalganın iletim ortamına göre sıcaklık değişimleri ölçülmüş ve kaydedilmiştir.

Bilim Kodu : **704.3.013**
Anahtar Kelimeler :**Ultrasonik, Fizyoterapi, Ultrasonik Fizyoterapi**
Sayfa Adedi : **65**
Tez Yöneticisi : **Prof. Dr. Nihal Fatma GÜLER**

DESIGN AND CONSTRUCTION OF ULTRASOUND THERAPY DEVİCE
(M.Sc.Thesis)

Ceyhan AKDAĞ

GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY

June 2006

ABSTRACT

In this work an ultrasound theraphy device was designed and realized, with the microcontroller technology . Also, the cost of the device is tried to be the least one. By the help of the designed device, a signal is produced to determine the ultrasonic wave packets in 1 MHz frequency in the treatment. The treatment deep can be arranged. In these signals, duty cycle value can be increased. In order to test the working of the designed device, a dysenteric is formed. It's formed with a sponge and a waited boiled water in a 300 ml cover. Two situations are made such as less watery and more watery. The power of ultrasound prop can be adjustable to various values. Different power wave pocket, frequency and duty cycle values has been measured and registered according to ultrasound wave.

Science Code : 704.3.013
Key Words : Ultrasound, Physiotherapy, Physiotherapy Ultrasonic
Page Number: 65
Adviser : Prof.Dr. Nihal Fatma GÜLER

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren Danışman hocam Prof. Dr. N. Fatma GÜLER' e yine kıymetli tecrübelerinden faydalandığım hocam Prof. Dr. İnan GÜLER' e ayrıca çalışmalarımda değerli katkılarından dolayı Dr. Sabri KOÇER' e , Arş. Görevlisi Ugur FİDAN 'a ve çok değerli arkadaşım Teknik Öğretmen Hürriyet BOZ 'a teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

ABSTRACT v

TEŞEKKÜR.....vi

İÇİNDEKİLER ……..vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....x

ŞEKİLLERİN LİSTESİ xi

RESİMLERİN LİSTESİ xiii

SİMGELER VE KISALTMALAR xiv

1. GİRİŞ……...…1

2. ULTRASONİK TERAPİNİN DAYANDIĞI TEMEL PRENSİPLER 4

2.1. Ultrasonik Dalganın Tanımı……..4

2.2.Ultrasonik Dalgaların Üretilmesi…….....……..……...4

2.2.1. Piezoelektrik dönüştürücüler ve özellikleri ……..……....5

2.3.Ultrasonik Dalgaların Periyot, Dalga Boyu ve Genliği…….....…….8

2.4. Ultrasonik Dalgaların Yayılması…….....……. .9

2.5. Ultrasonik Dalgalarda Yansıma ve Kırılma.....10

2.6. Ultrasonik Saçılma ve Zayıflama.....13

2.7. Ortamın Sıkışıp Genleşmesi.....15

2.8. Ultrasonik Dalgaların Etkin Yayılma Alanları. 16

2.9.Ultrasonik Işınların Özellikleri 16

2.10. BNR Değeri.....17

3.ULTRASONİK FİZYOTERAPİ VE UYGULAMASI 18

Sayfa

3.1.Fizyoterapinin Tanımı 18
3.2. Ultrasonik Fizyoterapi.....19
3.2.1. Yoğunluk 20
3.2.2. Enerji aktarımı.....21
3.3. Ultrasonik Terapinin Elektrik Güvenlik Durumu ve Kalibrasyonu.....22
3.4. Tedavi Süresi ve Seçilecek Parametreler. 22
3.4.1. Osilatör çalışma frekansı.....22
3.4.2. Ultrasonik terapide tedavi süresi 24
3.5. Ultrasonik Terapi Uygulama Alanları.....24
3.5.1. Yumuşak doku yaralanmaları 24
3.5.2. Kemik yaraları 25
3.5.3. Kanser tedavisinde ultrasonik dalga 25
3.5.4. Odaklı ultrasonik dalga ameliyatı 27
3.5.5. Ameliyat araçları 27
3.6. Terapatik Ultrasonik Dalganın Fizyolojik Esasları 28
3.6.1.Termal etkiler 28
3.6.2. Termal olmayan etkiler 29
4. TASARLANAN ULTRASONİK TERAPİ CİHAZI 30
4.1. Parametreler 30
4.2. Tasarlanan Ultrasonik Terapi Cihazının Yapısı 31
4.2.1. Güç devresi 31
4.2.2. Kontrol devresi 33

Sayfa

4.3. Ultrasonik Terapi Cihazı Kullanım Menüsü …….....34

4.4. Performans Analizleri ……. 36

5. SONUÇ VE DEĞERLENDİRME.....46

KAYNAKLAR…….…….…….48

EKLER 50
EK-1 Tasarlanan ultrasonik terapi cihazının baskı devre şeması 51
EK-2 Ultrasonik terapi cihazı kontrol programı…….....52
EK-3 İnternetten piezoelektrik özelliği sayfası …….....61
EK-4 İnternetten fizik tedavi sayfası.…… 62
EK-5 İnternetten ultrasound dose calculation sayfası ……..…….....63
EK-6 İnternetten Ultrasonografi sayfası ……....64

ÖZGEÇMİŞ.....65

ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 2.1. Çeşitli ortamlarda sesin yayılma hızı.....9

Çizelge 2.2. Ultrasonik dalganın yayılma hızı ve doku karakteristik empedansları.....12

Çizelge 2.3. Bazı biyolojik materyalin 1 MHz frekanslı ultrasonik dalgalar için soğurma katsayıları ve ortam girginlikleri.....15

Çizelge 3.1. Doku durumuna göre uygulanacak yoğunluk 20

Çizelge 3.2. Pals –görev süresi oranları 23

Çizelge 4.1. Az sulu ortamda 1KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı DTF'ler için görev süresi - sıcaklık değişim miktarları.....38

Çizelge 4.2. Az sulu ortamda 2KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı DTF'ler için öiçülen görev süresi - sıcaklık değişim miktarları.....39

.

Çizelge 4.3. Çok sulu ortamda 1KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı DTF'ler de görev süresi -sıcaklık değişim miktarları.....41

Çizelge 4.4. Çok sulu ortamda 2KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı DTF'ler için görev süresi - sıcaklık değişim miktarları.....42

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.1. Ultrasonik dalgaların elde edilmesi. 7

Şekil 2.2. Ses dalgalarının genliği, dalga boyu ve periyodu 8

.

Şekil 2.3. İki farklı ortam yüzeyinde yansıma ve kırılma ..... .10

Şekil 2.4 Ultrason dalgalarının yansıması, kırılması ve saçılması….....…….13

Şekil 2.5. Geometrik alan ve etkin yayılma alanı ..... .16

Şekil 4.1. Ultrasonik terapi cihazı güç devresi 32

Şekil 4.2. Ultrasonik terapi cihazı kontrol devresi 33

Şekil 4.3. Tasarlanan ultrasonik terapi cihazı menüleri 35

Şekil 4.4. Osilatör frekansı ,dalga tekrarlama frekansı ve darbe paketçikleri 37

Şekil 4.5. Ultrasonik terapi cihazının blok diyağramı 37

Şekil 4.6. Az sulu ortamda 1KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı DTF ‘ler için görev süresi oranı-sıcaklık değişimi eğrisi .....…….....38

Şekil 4.7. Az sulu ortamda 1KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı görev süresi oranlarında dalga tekrarlama frekansı(DTF) - sıcaklık değişimi eğrisi.....39

Şekil 4.8. Az sulu ortamda 2KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı DTF‘lerde görev süresi oranı- sıcaklık değişimi eğrisi. 40

Şekil 4.9. Az sulu ortamda 2KHz için 10 cm mesafeden ölçülen değişik görev süresi oranlarında DTF - sıcaklık değişimi eğrisi.....40

Şekil 4.10. Çok sulu ortamda 1KHz için 10 cm mesafeden ölçülen değişik DTF’lerde, görev süresi oranı-sıcaklık değişimi eğrisi.....41

Şekil 4.11. Çok sulu ortamda 1KHz için 10 cm mesafeden ölçülen değişik görev süresi oranlarında DTF -sıcaklık değişimi eğrisi.....42

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.12. Çok sulu ortamda 2KHz için 10 cm mesafeden ölçülen değişik DTF'lerde, görev süresi oranı-sıcaklık değişimi eğrisi.....43

Şekil 4.13. Çok sulu ortamda 2KHz için 10 cm mesafeden ölçülen değişik görev süresi oranlarında DTF -sıcaklık değişimi eğrisi.....43

Şekil 4.14. %60 görev süresi oranında az sulu ortam ve çok sulu ortamdaki DTF-sıcaklık değişimi eğrisi.....44

Şekil 4.15. 880KHz osilatör çalışma frekansı , 2KHz anahtarlama frekansı, 100 Hz dalga tekrarlama frekansında değişik görev süresi oranlarında gözlenen sinyal görüntüleri 45

.

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 4.1. Deney düzeneği..... ...44

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	**Açıklama**
$\mathbf{A_r}$	Referans dalganın basınç genliği
$\mathbf{A_i}$	İstenen dalganın basınç genliği
A	Geometrik alan (cm^2)
B	Dokunun sertliği
$\boldsymbol{\lambda}$	Dalga boyu (m)
f	Frekans (Hz)
g	Dokunun kütle yoğunluğu (gr/cm^3)
$\mathbf{I_X}$	X derinliğindeki yoğunluk (W/cm^2)
mmØ	Transformatör teli kesiti
Np	Pirimer sipir sayısı
Ns	Sekonder sipir sayısı
P	İstenen dalganın gücü (W)
$\mathbf{P_o}$	Gelen dalganın gücü (W)
$\mathbf{TR_1}$	Transformatör
Lı	Bobin (H)
V	Yayılma hızı (m/sn)
$\mathbf{V_1}$	Ultrasonik dalganın 1. ort. yayılma hızı (m/sn)
$\mathbf{V_2}$	Ultrasonik dalganın 2. ort. yayılma hızı (m/sn)

Kısaltmalar	**Açıklama**
BNR	Işının tekdüze olmama durumu
DTF	Dalga tekrarlama frekansı
FUS	Odaklanmış ultrasonik dalga
HIFU	Yüksek yoğunluklu ultrasonik dalga

1.GİRİŞ

Ultrasonik dalgaların varlığı çok uzun yıllardır biliniyordu. Bu dalgaların yarasalar tarafından avlanmak ve yön bulmak için gene balinalar tarafından denizde yön bulmakta kullanıldığı gözlenmişti. Sonraki yıllarda piezoelektrik kristalinin keşfinden sonra bu alandaki çalışmalar hız kazandı.

İkinci Dünya Savaşından sonra bu alanda pek çok gelişme oldu. Ultrasonik dalgalar endüstriyel amaçlarla kullanılmaya başlandı. İkinci Dünya Savaşı yıllarında denizaltıların yerinin tespiti için sonar cihazları geliştirildi.

1950 'li yıllardan sonra ultrason cihazı çeşitli hastalıkların teşhisinde kullanılmaya başlandı. Aynı yıllarda kalp hastalıkları teşhisinde kullanılan doppler yöntemi geliştirildi. Doppler cihazı ses dalgaları ile çalışan bir cihaz olup bununla dokuların ve damarların kan akışları ölçülmektedir. Bu cihaz damar tıkanıklıklarında ve doku dolaşım bozukluklarında hastaya hiçbir zarar vermeden kısa sürede bilgi edinmeyi sağlamaktadır.

İnsan kulağı 20 Hz ile 20 KHz arasındaki sesleri duyabilmektedir. İnsan kulağının duyabileceği 20 KHz'in üzerindeki dalgalar ultrasonik dalgalar olarak adlandırılır. Tıp uygulamalarında kullanılan frekanslar 10 MHz ve altı olmasına rağmen belli bir amaç için daha yüksek frekanslarda kullanılabilir. MHz mertebesindeki sinyaller radyo frekans dalgaları olarak adlandırılmalarına rağmen arada belirgin bir fark vardır. Radyo sinyalleri elektromanyetik dalgalar iken ultrasonik dalgalar akustiktir. Bir dalganın tanımlanması sırasında saniyede meydana gelen titreşim sayısı haricinde belirtilmesi gereken bir diğer özellik dalganın watt olarak ifade edilen güç düzeyidir. Ultrasonik dalgalar düşük güç düzeyinde uygulandıklarında zararlı etki göstermez iken yüksek güç düzeylerinde dokularda yıkıma sebep olabilirler [1].

Tedavi edici ultrasonik dalgalar yıllardır kullanılmaktadır. İlk uygulamalarda amaç doku iyileştirmeleriydi ve bu uygulamalar spor yaralanmaları gibi hafif doku

yaralanmalarında kullanıldı. Yeni dönemde ise aşağıdaki iki konudaki çalışmalara önem verilmektedir. Belirli bölgelerin termal olarak tedavisi için kullanılabilecek yüksek yoğunluklu odaklanmış ışınlar üretmek. Doku tedavisi gibi biyolojik olarak belirgin ısı yükselmelerine sebebiyet vermeden fizyolojik süreçlerin başlatılabileceği düşük yoğunluklu alanlar oluşturmak. Ultrasonik araçlar dişçilikte tedavi amaçlı etkiler için de kullanılmaktadır.

Ultrasonik dalgaların biyolojik değişikliklere neden olmak üzere dokularla etkileşime geçebilmesi uzun yıllardır bilinmektedir. Güncel olarak ise teşhis amaçlı ultrason görüntüleme kullanımının olası zararlarının anlaşılması ile ilgilenilmektedir. Ultrasonik dalgaları, tıp alanında pek çok yerde kullanılmaları yanında yaygın olarak fizik tedavi maksadıyla da kullanılmaktadır. Kullanılan ultrasonik fizyoterapi cihazları düşük frekanslı ses dalgaları üreterek, bu dalgalar ile dokunun ısıtılmasını sağlamaktadırlar [2].

Ultrasonik dalgalar vücut dokularında absorbe edilerek derin ısınma meydana getirirler. Ayrıca bazı romatizmal hastalıklarda kasılmalarda tedavi sağlarlar. Ultrasonik dalgalar kasları ısıtırlar ve kan dolaşımını arttırarak ağrıların azalmasına yardımcı olurlar. Ultrasonik dalgaların hızlı titreşimleri sayesinde kalın dokuları parçalayabilme özelliği vardır. Doku içlerine etki eden bu masaj etkisi ile şişman dokuları ağrısız şekilde parçalarlar. Kılcal damarları uyararak çalıştırır, böylece derinin beslenmesini, canlanmasını ve kırışıkların azalmasını sağlarlar.

Tasarlanan terapi cihazında 1 MHz'lik ultrasonik prop kullanılmıştır. 10Hz–200 Hz arasında frekanslarda darbe paketçikleri üretilmektedir. Ayrıca bu sinyallerde tedavinin şekline göre sürekli ve darbeli modda çalışmayı sağlayacak şekilde görev süresi değeri %1-%100 arasında ayarlanabilmektedir. Son olarak tasarlanan cihazın çalışmasının test edilmesi amacıyla bir düzenek oluşturulmuştur. Hazırlanan düzenekte değişik giriş gerilimleri ve bu gerilimlerde 30, 60, 90, 120, 180 ve 200 Hz darbe tekrarlama frekanslarında, görev süresi oranı 20'den 100'e kadar artırılarak bu frekanslardaki sıcaklık değişiklikleri bir termometre ile kaydedilmiştir. Bulunan

sonuçlar grafiğe aktarılmıştır. 2. bölümde ultrasonik dalganın tanımı yapılmış, özellikleri, çeşitli ortamlardaki davranışları ve üretilmeleri incelenmiştir. 3. bölümde fizyoterapi ve ultrasonik terapi açıklanmış, uygulama yoğunluğu, güvenliği, süresi ve uygulama alanları anlatılmıştır. 4. bölümde tasarlanan terapi cihazı parametreleri verilip cihazın çalışması anlatılmıştır. Son bölümde ise terapi cihazı ile yapılan deneyler ve grafikler çizilmiş ve yorumlanmıştır.

2. ULTRASONİK TERAPİNİN DAYANDIĞI TEMEL PRENSİPLER

2.1. Ultrasonik Dalganın Tanımı

İnsan kulağı 20 Hz ile 20 KHz arasındaki sesleri duyabilmektedir. İnsan kulağının duyabileceği 20KHz'in üzerindeki dalgalar ultrasonik dalgalar olarak adlandırılır. Ses dalgalarının tekrarlanan seri basınç dalgalarından meydana geldiği ve yayıldığı ortamlardaki molekülleri titreştirerek ilerlediği bilinmektedir. Ses dalgalarını frekanslarına göre infrases, işitilebilir ses ve ultrasonik dalga olmak üzere üç gruba ayırmak mümkündür. 20 Hz'den düşük sesleri infrases, 20Hz – 20KHz arasındaki sesleri işitilebilir ses, 20KHz – 30MHz arasındaki sesleri ultrasonik dalga olarak sınıflandırabiliriz.

MHz mertebesindeki sinyaller radyo frekans dalgaları olarak adlandırılmalarına rağmen arada belirgin bir fark vardır. Radyo dalgaları elektromanyetik dalgalar iken ultrasonik dalgalar akustiktir. Örneğin 2,5 MHz'lik bir sinyal alternatif akım jeneratörüyle bir antene uygularsa elektromanyetik bir ışınım meydana gelirken, aynı sinyal bir ultrasonik dönüştürücüye uygulanınca ultrasonik dalgalar oluşur. Elektromanyetik dalgalar dış uzayda (boşluk) yayılmak için hiçbir şeye ihtiyaç duymazken, ultrasonik dalgalar yayılabilmek için bir ortama ihtiyaç duyarlar. Ultrasonik dalgalar, fiziksel bir ortamda katı, sıvı ve gaz içinde ard arda sıralanmış sıkışma ve genleşme bölgeleri şeklinde karşımıza çıkan titreşimlerden oluşur.

2.2. Ultrasonik Dalgaların Üretilmesi

Her titreşen cisim bir ses kaynağıdır. Ses dalgaları farklı şekilde üretilebilir. Örneğin titreşen bir cisimde mekaniksel olarak ya da elektro akustik çeviriciler yardımıyla elde edilebilir. Bütün dalgalar ultrasonik ve elektromanyetik dalga'da dahil olmak üzere şu üç özelliği taşırlar. Frekans (f), dalga boyu (λ) ve hız(v).

2.2.1. Piezoelektrik dönüştürücüler ve özellikleri

Bir büyüklüğü ölçmek, o büyüklüğü aynı cinsten bir referans büyüklükle karşılaştırmak demektir. Ölçme düzenleri, bu karşılaştırma işlemlerini yapmak ve ölçülen büyüklükle orantılı, gözlenebilir bir çıkış vermek üzere tasarlanırlar. Ölçme düzenlerinin girişinde ölçülen büyüklüğü algılayan ve enerjiyi bir biçimden başka bir biçime dönüştüren dönüştürücüler vardır.

Tıpta sıcaklık, yer değiştirme, hareket kuvvet, kan basıncı, kan akış hızı, ivme hacim, ses (kalp sesi) gibi fizyolojik büyüklüklerin ölçümleri ile doku ve organ göstericilerini ve yapay organların yapımında çeşitli teknikleri kullanan dönüştürücüler bulunmaktadır. Dönüştürme tekniklerinin bir birine göre üstünlükleri vardır. Bu üstünlükler şu şekilde sıralanabilir:

a) Frekans cevabı
b) Giriş empedansı
c) Lineerliği
d) Doğruluğu
e) Duyarlılığı
f) Rezolüsyonu (en düşük değişikliği fark edebilme yeteneği)
g) Operasyon(deşme yarma)gerektirip gerektirilmemesi
h) Değişken ortam şartlarında (sıcaklık, nem, basınç) uzun süre kararlığını koruması
ı) Fiyatı
i) Yapım ve işlem kolaylığı
j) Gürültüsü
k) Boyutu
l) Ağırlığı
m) Ölçüm düzenine etkisi
n) Ölçme sınırları ve dinamiği
o) Ataleti
ö) Güç harcaması

AC ve DC güç kaynağı ile beslenmek zorunda olan dönüştürücüler pasif dönüştürücülerdir. Güç kaynağı kullanmayı gerektirmeyen dönüştürücüler ise aktif dönüştürücülerdir. Aktif dönüştürücülere piezoelektrik, elektromanyetik termoelektrik dönüştürücüleri örnek olarak verebiliriz [3].

Piezoelektrik özelliğe ilk olarak Pierre ve Jacques Curie tarafından 1881'de kuvars mineralinde rastlandı. Ancak son 50-60 yıldır pratikte kullanılmaya başladı.1921'de kuvars'ın piezoelektrik özelliği radyo frekanslarının kontrolünde kullanılmıştır. Daha sonra saatlerde kullanılmaya başladı. Turmalin'in de piezoelektrik özelliği vardır, fakat kuvarsla karşılaştırıldığında turmalin, radyo osilatöründe daha az etkilidir. Doğada nadir bulunur, bu nedenle tercih edilmez.

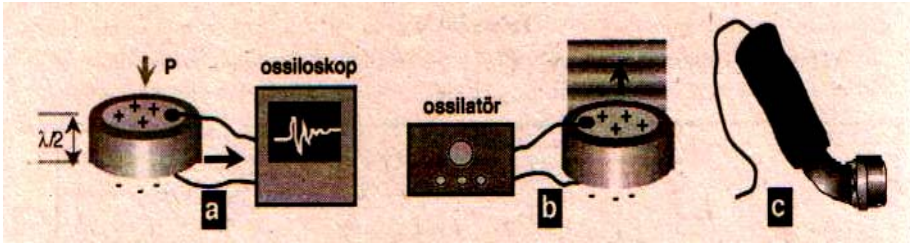
Kristal sistemindeki dik olarak kesilmiş bir kuvars lameli iki ucundan tutularak büküldüğünde lamelin iki zıt ucunda artı ve eksi olarak elektrik yükleri meydana gelir. Buna kuvars'ın piezoelektrik özeliği denir. Lameli bükmeye yarayan kuvvet ortadan kalkınca kuvars lameli doğrulur ve elektrik yükleri kaybolur. Tekrar bükülürse elektrik yükleri yeniden ortaya çıkar. Bu özelliğinden dolayı Kuvars elektrik devresinin içine yerleştirilip elektrik yükleri oluşturulursa kuvars lameli bükülür. Elektrik devresini keserse kuvars lameli düz hale gelir. Burada akım devresi titreşen bir devredir ve kuvars'ın titreşme frekansı akım'ın kesilip geri gelme frekansını ayarlar [4].

Kuvars piozeelektrik materyali olarak kullanıldıktan sonra seramik kristal kullanımına geçildi. Seramik kristallerle arzu edilen şekil, geniş piezoelektrik sabiti ve mekanik stabilite sağlandı. Piezoelektrik kristaller kendilerine has doğal frekanslarında titreşirler ki, bu titreşim frekansları genellikle kristallerin kalınlıklarına bağlıdır. Yaygın olarak kullanılan tedavi edici ultrasound frekansı 1MHz'dir. Piezoelektrik kristal elektrik osilasyonunu vücudun içine nüfus edebilen mekanik titreşime dönüştürür. Ultrasonun terapatik uygulamalarının gelişimi yüksek performanslı konvertisörün varolabilmesine bağlıdır. Yeni piezocomposite

teknolojileri yüksek etkili ve güçlü iyi adapte edilmiş uygulamalar sayesinde performans gösterir. Ultrasonik terapi yıllarca pek çok araştırmanın konusu oldu, fakat bu tekniğe geniş ve etkili tıbbi uygulamalarda henüz yeni yer verildi. Bu teknik büyük bir gelecek vaat etmekte, ultrasonik dalga alanında gözle görülür bir şekilde ilerleme meydana getirmektedir

Potansiyel geniş uygulama alanları, geniş alanlı farklı hedefler yaratır. Ana parametreler istenilen biyolojik dokuların hareketini, tedavi bölgesinin hacmi ve vücudun içindeki yeri, hedef alana akustik ulaşım, tedavi zamanının sınıfları, sınırlandırılmış akustik etkisi olan çevredeki dokular, birleştirilmiş imgelenmiş teknikler gerektirir. Bu tekniklerden birisi de terapatik ultrasonik piezocomposite konvertisörlerdir [5].

Ultrasonik dalgalar piezoelektrik olaya dayalı olarak üretilirler. Bu kristaller basınç etkisi altında kaldıklarında yüzeylerinde elektriksel bir kutuplanma olmakta, yüksek frekanslı bir alan içerisinde bırakıldıklarında ise titreşime geçmektedirler. Birbirinin tersi olan bu iki olaya dayalı olarak, aynı kristal ultrasonik dalga üretiminde ve deteksiyonunda kullanılabilmektedir.



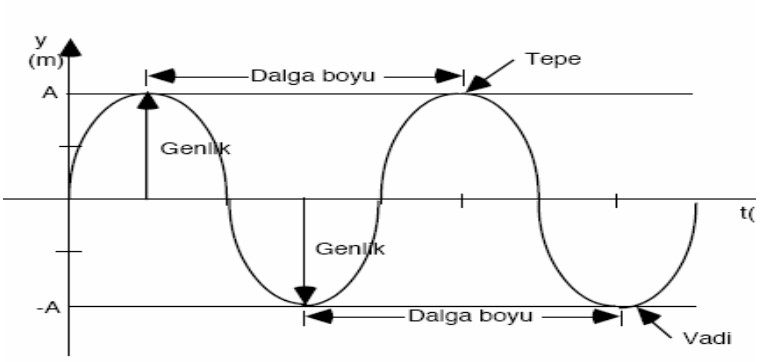
Şekil 2.1. Ultrasonik dalgaların elde edilmesi

Şekil 2.1.a‘da basınç elektriklenmesi (piezoelektrik olay) gösterilmektedir. Kristal basınç etkisi altında kalınca yüzeyleri arasında elektriksel bir kutuplanma olmaktadır. Şekil 2.1.b ’de ters piezoelektrik olaya dayalı olarak ultrasonik dalga elde edilmesi gösterilmektedir. Osilatör frekansı , elde edilecek ultrasonik dalganın dalga boyu λ ile kristal kalınlığı d arasında d= λ/2 koşulu sağlanacak şekilde seçildiğinde verim en yüksek olmaktadır. Şekil 2.1.c’de ultrasonik dalga üretimi ve deteksiyonunda kullanılacak kristal uygun tamponlarla desteklenmiş olarak ultrasonik dalga başlığı

adı verilen metal bir kılıf içine yerleştirilir[6]. Piezoelektrik çift yönlü çalışabilir, piezoelektriğe değişken bir potansiyel uygulandığında zaman kristalinde mekanik bir titreşim meydana gelir. Bütün tedavi amaçlı ultrasonik cihazlarda piezoelektriğin bu özelliği kullanılmaktadır. Dolayısıyla uygulamaların çoğu deneysel olarak belirlenmektedir. Fizyoterapi birimleri genel olarak 3 W/ cm ^{2} miktarına kadar uzaysal ortalama yoğunluk ve 0.75 – 5 Mhz arasında değişen değerlerde çalışan bir veya daha fazla dönüştürücü sunmaktadır. Dönüştürücü seçimi tedavi edilecek olan bölgenin derinliğine bağlıdır. Ultrasonik zayıflamanın frekansa bağlı olmasından dolayı daha derindeki bölgeler daha düşük frekanslar gerektirmektedir. Cihazlar ya farklılık gösteren yoğunluk ayarları ya da devamlılık gösteren değişken kontrolü sağlamaktadır. Çıktılar sürekli ya da darbeli olabilir. Darbeli uygulamalar, termal etkiler en düşük seviyede tutulmak istendiğinde kullanılmaktadır [2]. Gerek mekanik basınçla cismin şekil değiştirirken yüzeylerinde gerilim oluşması ve gerekse bazı yüzeylerin uygulanan elektriksel işaretlere uygun şekilde cismin, gövde şeklini değiştirirken basınç dalgası oluşturması prensiplerine göre çalışan piezoelektrik dönüştürücülerin tıp alanında pek çok kullanım yeri vardır.

2.3. Ultrasonik Dalgaların Peryot, Dalga Boyu ve Genliği

Ses dalgalarının tekrarlanan seri basınç dalgalarından meydana geldiği ve yayıldığı ortamlardaki molekülleri titreştirerek ilerlediği bilinmektedir. Şekil 2.2'de bir ses dalgasının genliği, periyodu ve dalga boyu gösterilmiştir.



Şekil 2.2 . Ses dalgalarının genliği, dalga boyu ve periyodu [7].

2.4. Ultrasonik Dalgaların Yayılması

Bütün ses ve elektromanyetik dalgalar

$$v = \lambda f \tag{2.1}$$

eşitliğine uygun olarak yayılırlar.

Burada;

v : Dalganın ortamdaki yayılım hızı (m/s)
f : Frekans (Hz)
λ : Dalga boyu (m) dir.

Aynı denklem; dalganın periyodu, T (s) cinsinden $v = \lambda / T$ olarak da yazılabilir. Ses dalgalarının yayılma hızını; ortamın cinsi, yoğunluğu, ısısı ve diğer bazı faktörler belirler. Ortam ne kadar yoğun ise yayılma hızı o kadar artar. Çizelge 2.1'de sesin bazı maddeler içindeki yayılma hızları verilmiştir. Dokularda sesin yayılma hızı, dokunun iki önemli parametresine bağlıdır. Bunlardan birincisi dokunun sertliği [(B), (Bulk modülus), (Stiffness)], ikincisi ise dokunun kütle yoğunluğudur (g). Burada B sıkıştırılabilirliğin (k, compressibility) tersidir, çünkü çok sert maddeler çok az sıkıştırılabilirler.

Çizelge 2.1. Çeşitli ortamlarda (0° C'de)sesin yayılma hızı [7].

Madde	Ses Hızı (m / s)
Hava	332
Su	1454
Tahta	3828
Demir	5103
Taş	5971

Bu değişkenler cinsinden sesin hızı:

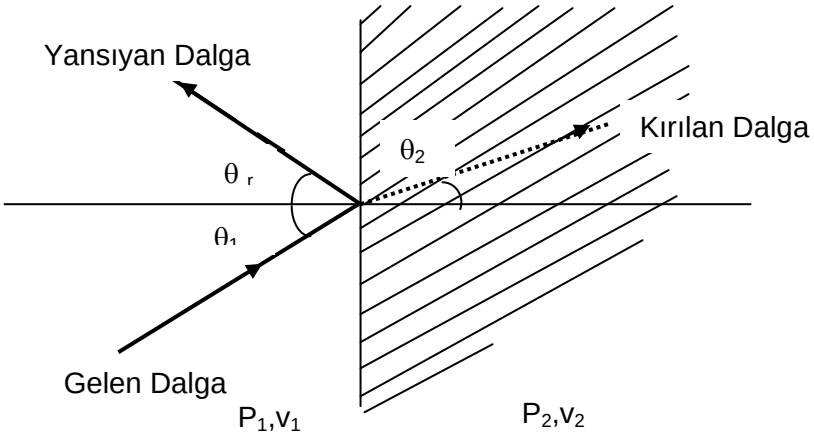
$V=\sqrt{B/g}$ veya $V=\sqrt{1/gk}$ (2.2)

olarak gösterilebilir. Sesin vücuttaki yayılma hızı ortalama olarak 1540 m/s kabul edilebilir.

2.5. Ultrasonik Dalgalarda Yansıma ve Kırılma

Optikteki ışığın yansıması ve kırılması ile ilgili kurallar akustik için de geçerlidir. Şekil2.3'de gelen dalganın farklı bir fiziksel ortama girdiğinde bir kısmının yansıması ve kırılması gösterilmiştir.

Farklı yoğunluklardaki doku yüzeylerinden yansıyarak geri gelen ultrason dalgalarının algılanması ultrasonografinin temelini oluşturur.



Şekil 2.3. İki farklı ortam yüzeyinde yansıma ve kırılma

Yansımada : $\theta_1 = \theta_r$ dir.

θ_1 : Gelme açısı,

θ_r : Yansıma açısıdır.

Yoğunluğu farklı bir doku ile karşılaşan ultrason dalgalarının kırılarak ikinci bir ortama geçmeleri optikteki Snell Yasasına uygun olarak gerçekleşir.

$$\frac{Sin\theta_1}{Sin\theta_2}=\frac{V_1}{V_2} \qquad (2.3)$$

Burada:

θ_1 : Gelme açısı

θ_2 : Kırılma açısı

V_1 : Ultrasonun birinci ortamdaki yayılma hızı

V_2 : Ultrasonun ikinci ortamdaki yayılma hızı

Şekil 2.3'den görüleceği gibi $V_1 < V_2$ ise $\theta_1 < \theta_2$ dir. Diğer bir deyimle, ultrason dalgası az yoğun ortamdan çok yoğun ortama geçiyor demektir. Aynı şekilde $V_1 > V_2$ ise $\theta_1 > \theta_2$ dir. Ultrason dalgası çok yoğun ortamdan az yoğun ortama geçmektedir. Eğer ultrason demeti belirli bir açıda ikinci yüzeye gelirse tam yansıma olur, hiçbir dalga ikinci ortama geçemez. Bu açıya kritik açı denir. Snell yasasından vücut için V_1 = 1540 m/s, $\theta_2 = 90°$ alınarak kemik için (V_2 = 4080 m/s) kritik açı hesaplanırsa $\theta_1 = 22°$ bulunur. Kritik açı yalnız $V_1 < V_2$ için mevcuttur. Ultrason dalgalarının yansıması ve kırılması düzgün ve büyük yüzeylerde söz konusudur. Ancak dokuların içinde homojen olmayan ve farklı yoğunlukta kitleler mevcuttur. Ultrason demeti bu tür kitlelere çarptığında saçılmaya uğrar ve yön değiştirir [8]**.** Ultrasonik dalganın bir ortamdaki yayılma hızı (c) ile ortam yoğunluğu (d) çarpımına ortamın karakteristik empedansı (z) adı verilir.

$$Z=c.d \qquad (2.4)$$

Ultrasonik ses iki farklı ortamı ayıran bir ara yüze düştüğünde, enerjinin bir kısmı ikinci ortama geçerken bir kısmı yansımaya uğrar. Enerjini yansımaya uğrayan bağıl miktarı şeklinde ifade edilen şiddet yansıma katsayısı ile anlatılır.

$$r = \frac{I_r}{I_i} = \left[\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}\right]^2 \qquad (2.5)$$

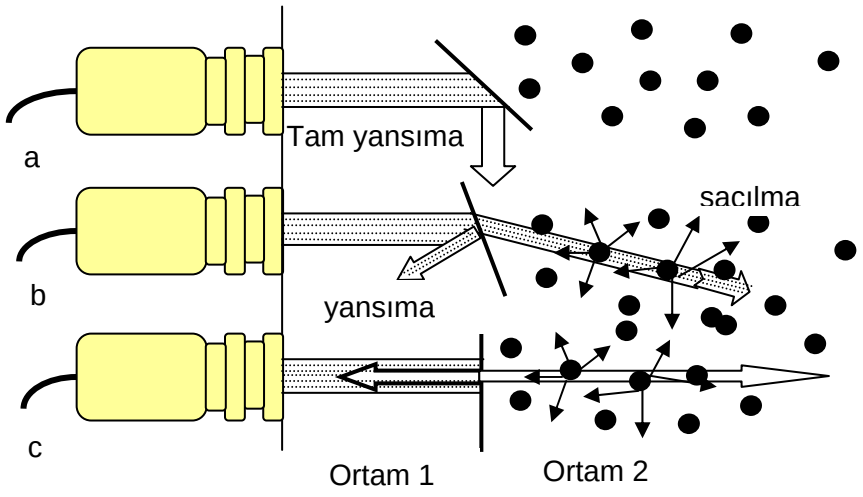
Bağıntıya göre, iki ortamın karakteristik empedansları birbirine yakın ise (Z_1 ile Z_2) enerjinin çoğu ikinci ortama geçerken, birbirinden çok farklı ise enerjini çoğu yansımaya uğrar. Bazı biyolojik dokularda ultrasonik dalga dalganın yayılma hızı ve doku karakteristik empedansları Çizelge 2.2'de verilmiştir. Ultrasonik tanı yöntemlerinin çoğu, vücutta karakteristik empedansları birbirinden farklı dokuları ayıran ara yüzlerden yansıyan dalgaların deteksiyonuna dayalıdır ve puls–yankı yöntemleri olarak adlandırılır. Yumuşak dokuları ayıran ara yüzlerden yansıyan dalgalar, zayıf şiddetli de olsalar, diğer alıcılar yardımı ile detekte edilebilmektedir. Kemiğin soğurma katsayısı yüksek olduğundan kemik arkasında kalan dokular için tanısal inceleme zordur [6].

Çizelge 2.2. Ultrasonik dalganın yayılma hızı ve doku karakteristik empedansları [6].

Doku	Hız (m/s)	Empedans (kg/m^2s)
Kan	1580	$1{,}6.10^6$
Kemik	2240	$3{,}8\text{-}7{,}4.10^6$
Yağ Dokusu	1450	$1{,}4.10^6$
Kas	1580	$1{,}7.10^6$
Akciğer		$0{,}26.\ 10^6$
Plazma		$1{,}5\ .10^6$
Su	1480	

2.6. Ultrasonik Saçılma ve Zayıflama

Belirli bir doğrultuda hareket eden ultrasonik dalga ortamda dalga boyundan küçük yada benzer bir boyutta bir aralığa çarptığında, dalganın enerjisinin bir kısmı bir çok yöne saçılır. Doppler tekniği ve eko görüntülemede bu saçılma büyük önem taşır. Saçılmanın ölçümü zordur. Orijinal dalgada ileri doğru saçılanı ayırt etmek, dalganın fiziksel büyüklüğünü tespit etmek, bu zorluklar arasında sayılabilir. Dokuda toplam zayıflamaya saçılmanın katkısı %40 oranındadır. Bu oran doku ve ses frekansına bağlıdır. Teşhis amacıyla kullanılan ultrasonografide; yayılan dalganın dalga boyuna göre homojen olmayan yapının boyutları dikkate alındığında dört tip saçılmadan söz edilebilir. Boyutları dalga boyundan çok küçük olan molekül ve molekül yığınlarının meydana getirdiği saçılmaya rayleigh saçılması denir. 3MHz'de çalışan ultrasonik dalganın vücutta yayılma hızı 1540 m/s dalga boyu 0,5 mm' dır. Kandaki hücrelerin boyutları çok küçük olduğundan kılcal damarlarda rayleigh saçılmaya uğrarlar. Utrasonun dalga boyu saçılmaya yol açan parçacığın boyutlarına eşit olursa oluşur. Buna orta parçacık saçılması (intermediate particle scattering) denir. Saçılmaya yol açan parçacığın boyutları ultrason dalgasının boyundan çok büyük olması durumunda meydana gelir. Bu saçılmaya specular saçılma denir. Gelen dalganın geniş ve engebeli bir yüzeye çarpması veya dalga boyu düzensizlikleri olması durumunda olur. Buna diffuse saçılması denir.



Şekil 2.4. Ultrason dalgalarının yansıması, kırılması ve saçılması [8].

Şekil 2.4'a da geliş açısı kritik açıdan büyükse gelen ışın demeti yansıtılır. b'de gelen ultrason ışınının bir kısmı yansıtılır, kalanı kırılır ve yoluna devam eder. Geçen ışın demeti kısmen saçılır. c'de ışın demeti yüzeye dik olarak gelirse yansıyan ışınların çoğu dönüştürücüye işaret güçlendirici olarak geri döner.

Ultrason demeti dokulardan geçerken gücünde bir azalma yani zayıflama olur. Ultrason dalgalarının yoğunluğunun azalmasına, enerjisinin bir kısmını kaybetmesine yol açan zayıflamaya üç temel etken yol açar. Bunlardan birincisi soğurma'dır. Dokudan geçen ultrasonun enerjisinin bir kısmı doku tarafından soğurulur ve soğurulan enerji ısı olarak ortaya çıkar. Zayıflamaya yol açan ikinci etmen saçılmadır. Saçılma sonucunda birim alandan geçen enerji miktarı azalacaktır. Zayıflamaya neden olan üçüncü faktör ultrason demetinin belirli bir mesafeden sonra genişleyerek yayılmasıdır. Enerji yoğunluğu kesit alanla ters orantılıdır. Demet genişlediğinde kesit alan artacağından dokudan geçen enerji yoğunluğu azalacaktır.

Ultrason demetinin zayıflaması geçilen dokunun tipi, kalınlığı ve dalganın frekansına bağlıdır. Doku kalınlığı ve frekans arttıkça zayıflama da artar. Düşük frekanstaki ultrason dalgaları daha derindeki dokulara kadar nüfuz ederler. Güç cinsinden zayıflama:

$$\text{Sinyal seviyesi (dB)} = 10 \log (P_o / P) \qquad (2.6)$$

olarak desibel (dB) cinsinden ifade edilir.

Burada:
Po : Gelen dalganın gücüdür.
P : İstenen dalganın gücüdür.

Yukarıdaki denklem ultrason dalgasının basıncını genliği cinsinden de ifade edilebilir [8].

$$\text{Sinyal seviyesi (dB)} = 20 \log (A_r / A_i) \qquad (2.7)$$

Burada :

A_r : Referans dalganın basınç genliğidir.

A_i : İstenen dalganın basınç genliğidir.

Ultrasonik dalganın maddesel ortam içinde aldığı yola göre şiddet azalması

$$I=Io.e^{-\alpha x} \qquad (2.8)$$

şeklinde üstel azalma yasasına uyar. Soğurma katsayısı α, ultrasonik dalganın frekansına ve ortamın cinsine bağlıdır. Soğurma katsayısının tersi girginlik olarak adlandırılır. Bazı biyolojik materyallerin soğuma katsayıları girginlikleri Çizelge 2.3'te verilmiştir.

Çizelge 2.3. Bazı biyolojik materyalin 1 MHz frekanslı ultrasonik dalgalar için soğurma katsayıları ve ortam girginlikleri [6].

Ortam	Soğurma Katsayısı (α=cm^{-1})	Girginlik Cm
Su	$2,5.10^{-4}$	4,000
Beyin Dokusu	0,11	9,1
İskelet kası	0,13	7,7
Yağ dokusu	0,05	20
Kemik dokusu	0,40	2,5

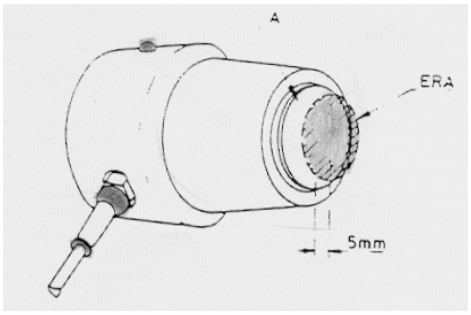
2.7. Ortamın Sıkışıp Genleşmesi

Ultrasonik dalgalar, elektromanyetik enerjinin piezoelektrik dönüştürücüye uygulanması ile elde edilir. Ses cisimlerin titreşimi sonucunda meydana gelir. Ses dalgaları ortamda titreşimler üreterek yayılırlar. Sesin saniyedeki titreşim sayısına frekans denir. Frekans yükselince ses tizleşir. Frekans düştükçe ses baslaşır. Ortam,

(doku) ultrasonik dalga ile aynı frekansta sıkışıp genişletilir. Bu nedenle 1W/cm^2 'lik bir yoğunlukta basınç değişimi 1,7 bar civarındadır. 3 MHz'de basınç değişimi daha fazladır. Ses ışınının zayıflaması sebebiyle basınç değişimi derinlikle azalır. Bununla birlikte, yakın alandaki parazit ve değişik doku sınırlarındaki yansımalar nedeniyle basınçta büyük bir artış oluşabilir [9].

2.8. Ultrasonik Dalgaların Etkin Yayılma Alanları

Probun etkin yayılma alanı, yoğunluğu belirleyen önemli bir parametredir. Piezo-elektriksel eleman uniform (eşit dağılmış) olarak titreşmemesi nedeni ile, etkin yayılma alanı her zaman, probun geometrik alanından daha küçüktür. Ultrasonik fizyoterapi ünitelerinde, yoğunluğun doğru gösterimine olanak vermek için etkin yayıma alanı önemlidir. Çünkü, etkin yoğunluk buna bağlıdır. Uygun ultrasonik dozajı, kısmen tedavi edilen alana ve etkin yayılma alanına bağlıdır. Bu durum Şekil 2.5'de gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Geometrik alan(A) ve etkin yayılma alanı (ERA) [9].

2.9. Ultrasonik Işınların Özellikleri

Ultrasonik ışında, iki alan vardır. Bunlar, yakın alan "fresnel bölgesi" ve uzak alan "fraunhofer bölgesi"dir. Yakın alanda ultrasonik ışında girişim olayı gözlenir fakat hafif bir yoğunlaşmadan dolayı da dağılma olmaz. Uzak alanda ise, girişim olayı hemen hemen olmaz. Bu da ses ışınlarının uniform olduğunu ve yoğunluğun, prob kristaline uzaklığın artmasıyla dereceli olarak azaldığını gösterir. Uzak alanda ultrasonik ışın daha büyük bir çapa sahiptir. Bunun ölçüsü ses ışınının tipine bağlıdır.

Yakın alanın uzunluğu ise probun çapına ve dalga boyuna bağlıdır. 5 $cm^{2'}$lik alışılagelmiş prob da yakın alan yaklaşık 10 cm uzunluğundadır. 1 cm^{2}'lik bir prob için yakın alan 1MHz'de yaklaşık 2 cm uzunluğundadır. 3 MHz de dalga boyu daha kısa olduğundan yakın alan 3 katı daha uzundur. Ultrasonik dalganın derinlik etkisi sınırlandırıldığında iyileştirme etkileri çoğunlukla yakın alanda oluşur. Yakın alanda, ultrasonik ışın içerisinde girişim olayı oluşur. Bu parazit olayı, set değerinin 5-10 katı büyüklüğünde, bazen 30 kat büyüklüğünde, yoğunluk piklerine neden olabilir. Set değeri, kristalin yüzey şekline ve frekansa bağlı olarak kristalin ön yüzünde oluşan ilk akustik dalganın, kristalin yüzeyine uzaklığıdır. Bu ses grubunun homojen olmayan davranışı, ışının tekdüze olmama oranı olarak açıklanır ve "Beam Non-Uniformity Ratio" (BNR) olarak adlandırılır [9].

2.10. BNR Değeri

Teoride BNR 4'ten küçük olamaz, yani set değerinin en az 4 katı yoğunluk piklerine her zaman izin verilmelidir. İyi üretilmiş problar için BNR, konstrüksiyona bağlı olarak 5 ila 6 arasında değişir. Güvenli tedavi için, prob her zaman spiraller çizerek yavaşça hareket ettirilmelidir. Böylece, ultrasonik enerji uygun olarak yayılır. Prob daire şeklinde döndürülmemelidir. Sabit dönmesi, aynı bölgede yoğunluk piklerine neden olur ve aşırı dozaj oluşur. Su altı yöntemi yardımıyla, probun boyutuna bağlı olarak, vücuttan yeterli bir mesafeye yerleşimle, yakın alandan sakınılabilir. Böylece yakın alan girişim olayı su içinde oluşur. Bir dezavantajı, uzak alan içindeki daha büyük çaplı ultrasonik ışının her cm^2 de enerji kaybına sebep olmasıdır. Bunun, dozaj hesaplamalarında göz önüne alınması gerekir [9].

3. ULTRASONİK FİZYOTERAPİ VE UYGULAMASI

3.1. Fizyoterapinin Tanımı

Hastaların çeşitli elektrik akımıyla, sıcak veya soğukla, masajla, egzersizle ya da çeşitli ışınlarla tedavi edilmesine fizik tedavi denir. Önceleri doğal kaynaklar olan sıcak sular ve güneş ışığından yararlanırken bugün teknolojiden yararlanmak doğrudan tedavi ya da tedaviye yardım amacıyla bir çok yöntem kullanılmaktadır. Fiziksel tedavi, hastalıkların veya yaraların sadece ilaçlarla değil bunun yanında mekanik etkiler, ısı, ışık, fiziksel etki çeşitlerinin kullanımını içine almaktadır. Fizik tedavide sıcak uygulamanın çok yararlı fizyolojik etkileri vardır. Bunun için pek çok yöntem kullanılır. Bu yöntemler yüzeysel ısı verenler (elektrikli ısıtıcılar, sıcak su torbaları, parafin banyo, fluido terapi, nemli hava) hücrelerde normal ısı miktarı artığı zaman bu hücrenin metabolik oranının artmasına sebep olmaktadır. Bu artış, birçok olaya bağlıdır. Hücredeki ısı artışı, hücrenin çevreyle alış verişini sağlayan hücre geçirgenliğinin artmasına sebep olmaktadır. Isı artışı ayrıca hücrenin kimyasal reaksiyonunda artışa sebep olmaktadır. Aşırı ısı artışı ve kontrolsüz artışa sebep olacak işlemler, hücre yapısının zarar görmesine sebep olabilmektedir. Isı artışı o bölgedeki kan akışının artmasına sebep olabilir. Isı kılcal damar zarlarının geçirgenliğini arttırır. Artan ısı, elastikliğin artmasına müsaade eder.

Isıdaki az bir artış sızı hissinin azalmasına sebep olur. Ağrı kas gerilmelerinden veya basınçtan meydana geldiğinden fizik tedavinin çeşitli yöntemleriyle azaltılabilir. Sinir kasılması da ağrıya sebep olur bu da fizik tedavi yöntemleri ile ortadan kaldırılır veya azaltılabilir. Derin dokulara ısı verenler ise (sırası ile derinlik artar) infraruj lamba, mikro dalga, kısa dalga diatermi ve ultrasondur. Bunlardan infraruj lamba tekniğinde, ışık enerjisinin deride ısıya dönüşmesiyle etki elde edilir. Burada 400 – 15000 nanometre arasında dalga boyundaki ışınlar vücut tarafından absorbe edilir ve ısıya dönüştürülür. Buda çok yüzeysel bir ısıtıcı olmasına sebep olur (1-2cm derinliğe ulaşır). Derin dokulara etkisi çok azdır. Sorun daha fazla ise diatermi

kullanılır. Bununda dezavantajı kısa dalga diatermi ile çalışılıyorsa çalışılan bölgede metal varsa dokuya zarar verebilir. Bu dez avantajlar ultrasonda söz konusu değildir.

Ultrason cihazı yüksek frekanslı ses dalgaları üreten cihazdır. Bu dalgalar mekanik yapılı olduklarından katı ve sıvı ortamlı yayılım gösterirler. Bu dalgalar geçtikleri dokulardan ya yansırlar ya da dokularda emilerek ısı enerjisine dönüşürler. Bu ısıya dönüşüm dalganın tedavi amacıyla kullanımını sağlamaktadır. Dokularda seçici ısı uygulanabilir. Ultrasonik dalganın hem kas, hem de damar üzerinde etkisi vardır. Dalganın iletimini sağlamak için yüzeye vazelin türü jeller sürmek gerekir. Ultrason dış ortamdan izole olan sıvı oranı yüksek göz gibi organlara uygulanmamalıdır [10].

3.2. Ultrasonik Fizyoterapi

Ultrasonik, fizyoterapi alanına sıcak tampon, mikrodalga ve radyo frekansı ile ısıtma gibi diatermi tekniklerine alternatif olarak katıldı. Ultrasonik dalgalar fizyoterapide en çok yumuşak doku yaralanmalarının tedavisinde kullanılmaktadır. Ancak bunun dışında kemik ve eklem kondisyonları ile yaralanmalarının tedavisini hızlandırmak içinde kullanılmaktadır. Geçen yıllarla birlikte kullanılan ortalama yoğunlukların azaltılmasına çalışılmıştır. Bunun başarılması için ise ya dönüştürücülerin (transducer) gücü azaltılmış ya da tekrarlı rejimler (pulsing regimes) kullanılmıştır. Bu durum oluşabilecek herhangi bir termal olmayan etkinin kullanılmaya çalışıldığının göstergesidir [2].

Ultrasonik dalganın uygulandığı ortamlarda sıcaklık yükselmeleri, içi gaz veya boşluk olan kabarcıkların oluşumuna sebep olur. Işıma şiddetinin çok yüksek olması halinde, kabarcıklaşma etkisine bağlı olarak molekül bağları kopabilmekte, hücre zarları parçalanabilmektedir. Ultrasonik dalga etkisindeki hücre gruplarının periyodik basınç değişimleri etkisinde kalmaları mikro mesaj olarak adlandırılır. Fizik tedavide, ultrasonik dalganın mikro masaj ve ısıtıcı etkisinden yararlanılmaktadır. Ayrıntılı etki mekanizmaları bilinmemekle birlikte ultrasonik dalganın otonom sinir sistemine etkili olduğu, analjezik etki yaptığı, difizyonu ve

metabolizmayı hızlandırdığı ileri sürülmektedir. Ultrasonik dalgaların ısı etkisinden cerrahide, odaklanmış ultrasonik dalga kullanılarak, kesme yerel lezyon oluşturma amaçları ile yararlanılmaktadır [6].

3.2.1. Yoğunluk

Tedavi edici ultrasonik dalgaları iki sınıfta toplamak uygundur. Çizelge 3.1'de görüldüğü üzere düşük yoğunluk (0,125 – 3 W cm $^{-2}$) kullanan uygulamalar ve yüksek yoğunluk (≥ 5 W cm $^{-2}$) kullanan uygulamalar. Yaralanmalarda normal fizyolojik tepkilerin harekete geçirilmesi veya ilaçların deriden geçişi gibi çeşitli süreçlerin hızlandırılması düşük yoğunluklu tedavilerin amacıdır. Yüksek yoğunluklu tedavilerin amacı ise daha ziyade seçici ve kontrollü bir biçimde dokuların imha edilmesidir. Uygulamaların alternatif bir sınıflandırması da sesin dokuya bir birleştirme aracı ile doğrudan birleştirildiği uygulamalar ve özel olarak tasarlanmış bir araç ile sonlandırılmış bir dalga kılavuzunun ultrasonik dalga dönüştürücü ile birleştirildiği uygulamalar olarak yapılabilir [2].

Uygulanacak ultrasonun yoğunluğu doku durumuyla belirlenecektir. Doku bozukluğu ne kadar fazla ise ultrasonun yoğunluğu düşmektedir. Bozukluk azaldıkça yoğunluk artmaktadır. Burada dikkat edilecek en önemli faktörlerden birisi, doku yüzeyi için verilen enerjinin bir kısmı hedef dokudan önce kaybolduğundan bunu göz önüne alarak yüzeye daha fazla enerji verme gerekliliğidir.

Çizelge 3.1. Doku durumuna göre uygulanacak yoğunluk [11].

Doku Durumu	Gerekli Yoğunluk (W / Cm^2)
Keskin	0,1 – 0,3
Az Keskin	0,2 – 0,5
Kronik	0,3 – 0,8

3.2.2. Enerji aktarımı

Ultrasonik enerjiyi bir ortamdan diğerine aktarmak için ortamların karakteristik empedanslarının uyumlu olması gerekir. Uygulama başlığı ile deri arasındaki hava tabakasının kalması aktarımı engeller. Deriye vazelin gibi uygun bir madde sürülerek empedans uyumu sağlanır.

Ultrasonik dalganın uygulanmasında yeni yöntemler arayışı devam etmektedir. Bu çalışmaların birisinde doku yırtılması tedavisi için kullanılacak yeni bir metodun geliştirilmesine çalışılmış esnek bir iletim doğrultusu kullanarak ve bu doğrultudan dokuya iletmek üzere, insan bedeninin dışında büyük bir dönüştürücü ile oluşturulan yüksek yoğunluklu ultrasonik dalganın iletimini sağlayacak yeni bir metot geliştirilmeye çalışılmıştır. Fiberleri iletim doğrultusu olarak kullanan bir termal terapi olan bu metoda SoFT adı verilmiştir. Esnek bir fibere bağlanmış kapsül şeklindeki bir aplikatörü kullanarak ve bir eşleştirme tabakası kullanmadan, iletim doğrultusundan dokuya ultrasonik dalga iletimi olanağını geliştirmiştir. Ultrasonik dalga çubuğun çevresel bölgesinde yayıldığı için çubuğun yüzeyinde silindirik bir ızgara şekli oluşmaktadır. Dolayısıyla, ultrasonik dalga suya bir koni şeklinde uygulanmaktadır. Ultrasonik dalga bir koni şeklinde yansıdığından çubuğun etrafına yarı parobol şeklinde bir ayna yerleştirildiğinde, ultrasonik ışının aynanın bir odak noktasında odaklanabildiği görülmüştür. Bu çalışma ile şu sonuçlara varılmıştır. Çubuk şeklinde bir aplikatörden yayılan ultrasonik dalga odaklama yöntemi ortaya konmuş ve deneysel olarak onaylanmıştır [12]. Ultrasonik terapinin etkisi parametre uygulamasının doğru seçimine bağlıdır. Frekans, yoğunluk sürekli veya darbeli modlu, bağlantı kurucunun türü ve bağlantı tekniği gibi. Ultrasonik dalganın biyolojik dokuya doğru bir şekilde ulaşması için hava tabakasının konvertisör ile hastanın derisi arasından ayrılması gerekir. Çünkü hava neredeyse ultrasonik dalgayı %100 yansıtır. Bu bağlantı kurucu öğeleri ile başarılır. Bağlantı kurucu öğelerinin belirli özelliklerinin bulunması gerekir. Düşük yutma katsayısı, akustik direnç vb. dokuların tedavi edilebilmesi için düşük masraf ve genel kabul edilebilirlik gibi. En çok kullanılan bağlantı kurucu öğe direk teknikte jel, mineral yağı ve beyaz petrolatumdur. Immersion tekniğinde ise su kullanılır[13].

3.3. Ultrasonik Terapinin Elektrik Güvenlik Durumu ve Kalibrasyonu

Ultrason ünitesindeki kalibrasyon çalışmaları İskoçya ve Kanada gibi ülkelerde ünitelerin 2/3'ü test edilerek yapılmış, bunların minimum kalibrasyon standartlarına uymadığı görülmüştür. Aynı başarısızlık oranları masaj tedavisi alanında da bulunmakta ve bu noktanın altının çizilmesi gerekmektedir. Masaj tedavisinde çalışan doktorlar tarafından kullanılan ultrason cihazlarının elektriksel güvenlik durumunun ve kalibrasyon standartlarını tahmin edileni karşılayıp karşılamadığını belirlemek ve ultrason terapi kullanımında frekansı ölçmek için çalışmalar yapılarak sonuçta ultrason cihazlarının hastaya çok fazla veya çok az dozaj verdiği görülmüştür [14]. Elektriksel güvenlik denetlemeleri belirgin bir hata oranı açığa çıkardı. Masaj tedavisinde çalışan doktorlar yıllık kalibrasyon ve güvenlik denetlemelerinin gerekliliklerinin farkında olmalı cihazlarındaki hatanın terapatik etkinlikten kayıba neden olduğunu bunun da hastalarının ve çalışanların güvenliğini tehlikeye maruz bıraktığını bilmelidirler.

3.4. Tedavi Süresi ve Seçilecek Parametreler

Ultrasonik terapi de tedavi süresi boyunca çok değişik uygulamalara yönelik sabit bir kullanım kılavuzu bulunmamaktadır. İhtiyaç duyulan, belirlenmiş sorunlu hücre ile alakalı parametreleri göz önünde bulundurarak prensipleri uygulamaktır. İlk adım, hastanın probleminin çözümüne hangi cihaz düzeneğinin uygun olduğunun kararıdır. İkinci adım, bunları etkili bir kombinasyon haline getirmektir.

3.4.1. Osilatör çalışma frekansı

Tedavi derinliğini belirleyen osilatör çalışma frekansları 1 ve 3 MHz.'dir. 3 MHz.'lik ultrason dalgaları dokular tarafından hızlı absorbe edilir. Bundan dolayı yüzeysel yaralar için daha uygun olduğu görülmüştür. Diğer taraftan 1 MHz. çalışma frekansı ise doku tarafından daha yavaş absorbe edilmektedir ve daha derinlerde daha etkili

olmaktadır. Yüzeysel ve derin yaralar arasındaki sınır bazı yönlerden keyfi, bazı yerlerde ise 2- 3 cm. civarındaki bir derinlik gerekli bir sınır olarak görülmektedir. Deri yüzeyindeki hedef hücre 2 – 3 cm. ise 3 MHz.'lik tedaviler, daha derin dokularda ise 1 MHz.'lik ultrason dalgaları daha etkilidir. Görev süresi, cihazın açık olduğu zaman ile kapalı olduğu zamanı belirler. Bu durum Çizelge 3.2 'de görülmektedir.

1 : 1 'lik pulse oranında görev süresi % 50 'dir.

1 : 4 'lük pulse oanında görev süresi % 20 'dir.

Darbe tekrarlama frekansı ultrasonik dalganın mekanik etkisini belirler. Bu oranın seçimi özellikle dokuların yapısına bağlıdır.

Çizelge 3.2. Pals- görev süresi oranları

Mod	Pals Oranı	Görev Süresi
Sürekli	-	% 100
Darbeli	1 : 1	% 50
	1 : 2	% 33
	1 : 3	% 25
	1 : 4	% 20
	1 : 9	% 10

1 : 4 'lük darbeli pulse oranı en ciddi doku bozukluklarının tedavisinde en iyi sonucu vermektedir. Daha sonra ise 1 : 3 ve 1 : 2 'lik, sona doğru da 1:1 'lik modlar önerilir.

3.4.2. Ultrasonik terapide tedavi süresi

Ultrason tedavisinde kullanılacak başlık doku bozukluğuna göre belirlenir. Örneğin geniş tedavi başlığı omuz, anterior kapsülü tedavi etmekte kullanılırsa hedef üzerinde 2.kez uygulanacağı tahmin edilebilir. Benzer olarak eğer küçük tedavi başlığı, dirsek tedavisinde kullanılacaksa yalnız bir kez uygulamak uygun olacaktır.Tedavi alanının boyutu tedavi zamanını etkileyecektir [11].

3.5. Ultrasonik Terapi Uygulama Alanları

3.5.1. Yumuşak doku yaralanmaları

Hem laboratuar hem de klinik denemelerdeki uygulamalarda ortaya çıkan şu ki; doğru bir şekilde uygulandığı takdirde ultrasonik dalga doku onarımı ve yaralanmalarının tedavisini tetiklemektedir. Ultrasonik dalga, doku tedavisinin ilk aşaması olan "ateşlenme" aşamasında kullanıldığı zaman bu aşamanın hızlanmasına neden olmaktadır. Tedavi sürecinin ikinci aşaması ise "çoğalma" aşamasıdır. Bu aşama da hücreler yaralı bölgeye hareketlenerek bu bölgede bölünmeye başlamakta, granül doku oluşmakta ve fibroblastlar kolajenleri sentezlemeye başlamaktadırlar. Ultrasonik dalganın kolajen sentezini geliştirdiği gözlemlenmektedir. Doku onarımının son aşaması ise "yeniden modelleme" aşamasıdır. Ultrasonik dalga tedavisi uygulanan yaralı dokuların uygulanmamış olan yaralı dokulardan daha dayanıklı ve elastik olduğu yönünde de kanıtlar bulunmaktadır. Ancak ultrasonik dalganın varisli ülser tedavisini güçlendirdiği gözlemlenmiştir [2].

Ultrasonik ses dalgalarının doku içi termal terapiler de kullanılması üretilen enerjinin kontrolü konusunda büyük avantajları da beraberinde getirir. Ultrasonik dönüştürücüler bölünmüş vericiler yardımıyla doğrusal enerji oluşumunu mümkün kılmaktadır. Bu teknikle istenilen açılarda ve istenilen bölgelerde termal lezyonlar oluşturulabilir. Fakat klasik yöntem olan tek frekanslı ultrasonik dalga kullanımında termal lezyon derinliğinin ayarlanması oldukça kısıtlıdır. Son zamanlarda daha

sofistike çözümler olan dizi halinde ultrasonik ses üreticilerin ve elektronik odaklama tekniklerinin kullanılmasıyla termal lezyonun boyutu ve derinliği kolaylıkla ayarlanabilir. Ses dalgalarının doku tarafından soğurulma miktarı ses dalgasının frekansı ile yakından ilişkilidir. Bunun yanı sıra daha yüksek frekanslarda ses dalgalarının soğurulma miktarının artmasına rağmen akustik etki derinliği azalma eğilimdedir.

Bu sayede etki derinliği üretilen ultrasonik ses dalgasının frekansının değiştirilmesiyle ayarlanabilmektedir. Farklı frekanslarda yüksek yoğunluklu ses dalgalarının kullanılması birçok avantaja sahiptir. Ayrıca dalga gücü ve frekansının aynı anda ayarlanabilmesi daha etkin bir termal etki derinliğine ulaşılabilmemizi sağlar. Vücut dışı prototip doku deneylerinde çoklu frekanslı ultrasonik dalgaların kullanılmasıyla düzenli termal lezyon oluşumu gözlenmiştir [15].

3.5.2. Kemik yaraları

Kemik yaralarının onarımı doku onarımındaki aynı aşamaları takip eder. (“Ateşlenme”, “Çoğalma” ve “Yeniden Modelleme”). Fare kemiklerindeki kırık ve çatlaklar üzerinde yapılan deneysel çalışmaların sonucunda ortaya çıkan şu ki; ateşlenme aşamasında ve çoğalma aşamasının ilk evrelerinde ultrasonik dalganın kullanımı tedaviye olumlu katkılarda bulunmuştur. Ancak, çoğalma aşamasının ilerleyen evrelerinde ultrasonik dalga çeşitli dezavantajlara neden olmuş ve kemik kaynaşmasının yavaşlamasına sebebiyet vermiştir.

3.5.3. Kanser tedavisinde ultrasonik dalga

Geniş ve çok kanallı ultrason sürüm sistemlerinin tasarımında sıralandırılmış, aşamalı terapik ultrason, beyin aksaklıklarının ve derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde tam ışın yönlendirmesinde ve kontrollü güce ihtiyaç duyulduğunda büyük ümit vermektedir. Ek olarak mekanik etkiler potansiyel olarak daha iyi kontrol

edilebilen, düzenli aşamalandırılmış sistemler çok frekanslı teknikleri kullanarak hızla bu terapilerin temel elementlerini oluşturmaktadır [16].

Kendi başına ve radyo veya kemoterapi ile birlikte, ultrasonik dalga hipertermik kanser tedavilerinde kışkırtma-ısıtma kaynağı olarak kullanılmaktadır. Bu tedavinin amacı 60 dakikalık bir uygulama esnasında tümörlü bölgedeki sıcaklık derecesini 43–45 derece arasında tutarken bu bölgeyi çevreleyen normal dokuları kabul edilebilir fizyolojik değerlerde tutabilmektir. Hücreler için ölümcül olan sıcaklık derecesi (> 42^{o}C) ile ölümcül olmayan (< 41,8^{o}C) arasında çok ufak bir ayrım söz konusu olduğu için, tüm hipertermi tedavilerinde ortak olan bir sorun (ısıtma kaynağı her ne olursa olsun) doku içerisindeki sıcaklık dağılımını bilme zorunluluğudur. Teknik olarak oldukça karmaşık olan bu soruna çözüm olarak dokular bahsedilen eşik değerlerin epey altında sıcaklıklara ve yeterli kısalıkta sürelerce maruz bırakılır. Sürenin kısa tutulması ile ısıtılan hacme olan vasküler yayılma bir sıcaklık artışının meydana gelmesini etkilemez [2]. Odaklanmış ultrasonik dalga (FUS), lokalize kanser tedavisinde önemli bir yer tutma potansiyeline sahiptir. 0,5 – 4,0 MHz aralığındaki frekanslar kullanılarak minimum yayılma ile tedavi olanağı sağlanmaktadır. Ayrıca, bu tedavi yöntemi ile yüzeysel katmanlara dokunulmadan derinlerde bulunan seçilmiş yumuşak doku katmanları termal olarak temizlenebilmektedir. Radyoterapiden farklı olarak FUS, keskin sınırlar içerisinde, anlık doku kangren bölgeleri (normal ve anormal doku arasında 3–6 hücre genişliğinde) oluşturabilmektedir. Hedeflenen bölge içerisinde olmamasına rağmen, ışın yolu üzerinde bulunan dokularda FUS'un herhangi bir akut toksin etkisi şu ana kadar gözlemlenmemiştir. Tedavi tek seansta bitirebilir ve oldukça basittir. Tedavinin en zor aşaması tedavi edilecek bölgeye odaklanabilmektir. Ultrasonik dalganın hava ve kemikten geçememesi gerçeğinden ötürü FUS ile tedavi edilebilen potansiyel bölgeler sınırlıdır. Ses dalgalarının yayılımı için bir sıvı veya yumuşak doku yolu gereklidir. FUS ilk olarak 1930'lu yıllarda araştırılmış olmasına rağmen klinik araştırmalar sınırlı kalmıştır. Son 20 yıl içerisinde odaklanmış ultrasonik dalga çeşitli sayılardaki klinik çalışmalarda kullanılmıştır. FUS ürolojide iyi huylu prostat hiperplazi, prostat ve mesane kanseri tedavilerinde kullanılmıştır [17].

3.5.4. Odaklı ultrasonik dalga ameliyatı

Bir ameliyat tekniğine göre konvansiyonel bir ameliyat bıçağını veya neşteri değiştirmek, bunların dokuları yok edebilme özellikleri konusunda, çoğaltılabilir ve kontrol edilebilir olmasını gerektirmektedir. Ayrıca bunlar yalnızca keskin hatlarla belirlenmiş bir bölgeyi etkilemeli ve tercihen hızlı kullanılabilmelidir. Yüksek yoğunluklu odaklanmış ultrasonik dalga ışınları bu özelliklerin birçoğunu taşımaktadır. Bu ışınların kullanıldığı doku ayıklama yöntemi genel olarak "yüksek yoğunluklu odaklanmış ultrasonik dalga" (HIFU) veya "odaklı ultrasonik dalga ameliyatı" (FUS) olarak ifade edilmektedir [2].

Mono kronik ikiz gebeliklerinde, göbek bağındaki veya plasentadaki kan akışının emilimi için odaklanmış ultrasonik müdahale (FUS) ideal ve uygun bir tekniktir, çünkü bu teknik noninvazif (istila etmeyen) ve uyuşturma veya anestezi yapılmadan uygulanabilir. FUS'un temelindeki prensip şudur ki: yüksek kuvvetli ultrasonik ışınlar termal olarak irkilmiş yumuşak doku imhaları oluşturmak için hedef hacimlere çok yakın olarak odaklanıyor ve böylece hedef bölgedeki dokular imha edilirken çevreleyen ve deriye daha yakın olan dokulara zarar gelmiyor. Elektro-mikroskobik çalışmalar göstermiştir ki imha edilen doku ile ayrılan dokular arasında 6 hücrelik genişlik mevcuttur [18].

3.5.5. Ameliyat araçları

Urlu dokuların ayrılması ve doku kesme işlemlerini gören araçlar tasarlanmıştır. Kan ve trombolitik ilaçların neden olduğu pıhtıların bozulmasını hızlandırmak için damar içi ultrasonik tel uçlarının kullanımı araştırılmaktadır. Dişçilikte kullanılmak üzere özel uçlar geliştirilmiştir. Ultrasonik ölçekleme yaygın kullanılan bir teknik halini almakta ve ultrasonik araçlar kürtaj için de kullanılmaktadır [2].

3.6. Terapatik Ultrasonik Dalganın Fizyolojik Esasları

Tedavi edici ultrasonik dalganın meydana getirdiği etkileri açıklayan iki türlü mekanizma ortaya konmuştur. Bunlar termal ve termal olmayan etkiler olarak sınıflandırılmıştır. Ancak, biyolojik değişiklikler meydana getiren mekanizmayı tanımlamak ve aslında termal olmayan etkileri termal olanlardan ayırmak oldukça zordur.

3.6.1. Termal etkiler

Bir ultrasonik ışın tarafından taşınan enerji doku içersinden geçerken zayıflar. Doku üzerinde bir noktada ışının yoğunluğu I_0 iken bu noktadan x kadar mesafe sonra ışının yoğunluğu I(x)'e düşer. Bu durum aşağıdaki formülle gösterilir.

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (3.1)$$

Bu formülde μ yoğunluk zayıflama katsayısıdır. Enerji kaybı ışından dışarı doğru olan saçılma ve soğurulmadan kaynaklanmaktadır. Işından dışarı doğru saçılan enerji doku üzerinde başka bir yerde soğurulabilir. Akustik soğurulma doku içerisinde ısınmaya neden olur. Bütün enerji zayıflamasının soğurulmadan kaynaklandığını kabul edecek olursak, ısının soğurulma oranı yoğunluk zayıflama katsayısı ile yoğunluğun çarpımı ile bulunur.

$$\text{Işının soğurulma oranı} = \mu I \quad (3.2)$$

Sıcaklık artış oranı ise

$$\text{Sıcaklık artış oranı} = \mu I / \rho C \quad (3.3)$$

formülü ile bulunur. Bu formülde ρ doku yoğunluğu, C ise ısı kapasitesini göstermektedir. Gerçekte, soğurulma toplam zayıflamanın %60-%80'ini oluşturmaktadır. Genel olarak, ultrasonik dalganın termal etkilerinin tedavi edici

faydaları ile ilgili raporlara ne hatasız olarak ölçülmüş sıcaklık dağılımları ne de titiz dosimetriler ilave edilebilmiştir. Raporlar temel olarak sadece nitel delillere dayanmaktadır. Ancak, büyük protein moleküllerinin yüksek soğurma katsayıları kollejenöz dokuların ayrıcalıklı bir şekilde ısıtılabileceği anlamına gelmektedir ve fizyoterapistler tarafından genel olarak bu dokular tedavi edilmektedir. Ultrasonik dalgaya maruz bırakılabilecek yüksek kollejenöz bölgeler; yüzeysel korteks kemiği, periyost, menisküs, sinovyum ve eklem zarları, kas içi yaralar, fibrotik kas, tendon kılıfları ve majör sinir gövdelerini kapsamaktadırlar. Isıtmanın fizyolojik etkilerinin boyutları çeşitli faktörlere dayanabilir. Bu faktörlerin başlıcaları elde edilen maksimum sıcaklık, sıcaklık yükselme oranı, ısıtma süresi ve ısıtılan hacimdir.

3.6.2. Termal olmayan etkiler

Dokularda, faydalı, tedavi edici mekanizmalar oluşturan termal olmayan etkiler periyodik ve periyodik olmayan şekillerde oluşur. İlk araştırmalar “mikro masaj” kavramına değinmektedir. Bu etkinin tahmini sebebi ses basınç alanının periyodik doğasıdır. Bu etkinin sebebi kararlı ve titreşen oyuklarla hücre içi veya dışındaki sıvılarda oluşan radyasyon kuvvetleridir. Akustik akıntı bir hücrenin doğal içyapısında değişmelere neden olabilir. Bu değişikliklere örnek olarak ekstraselüler zar civarında meydana gelen yoğunlaşma derecesi değişikliklerini verebiliriz [2].

4.TASARLANAN ULTRASONİK TERAPİ CİHAZI

4.1. Parametreler

Ultrasonik terapi cihazı tasarımı yapılırken bazı parametrelerin göz önüne alınması gereklidir. Bu parametrelere uyulmaması cihazın sağlıklı çalışmasını engeller. Her ultrasonik terapi uygulaması için sabit bir kullanım kılavuz yoktur. Tedavi edilecek doku derinliği, hasar miktarı, hasarlı bölgenin yeri bu bölgeye uygulanacak osilatör çalışma frekansını, mekanik etkileri belirleyen darbe tekrarlama frekansını ve dozajı belirleyen görev süresi oranını kullanıcının belirlemesini zorunlu kılar. Osilatör çalışma frekansı tedavi derinliğini belirlemektedir. Bu frekanslar 1MHz ve 3 MHz 'dir. 3MHz'lik osilatör çalışma frekansı dokular tarafından daha hızlı absorbe edilmektedir. Bu sebeple yüzeysel yaralar için daha uygundur. Diğer taraftan 1MHz osilatör frekansı ise dokular tarafından daha yavaş absorbe edildiğinden dolayı derin yaraların tedavisinde daha etkili olmaktadır. Yüksek frekansta ses dalgalarının soğurulma miktarının artmasına rağmen akustik etki derinliği azalma eğilimindedir. Osilatör frekansının yanında 10Hz-200Hz arasında 10'ar 10'ar artan darbe tekrarlama frekansı ve dozajı belirleyen görev süresi oranı ve ultrasonik dalganın gücünü belirlediğinden bu parametreler önemli parametrelerdir.

Fiziki olarak büyük prob yerine bağlanacak küçük bir prob ile kol, ayak parmak kemikleri gibi anatomik bölgelerin iyileştirilmesi söz konusu olacaktır. Bu sebeple çalışma frekansı ve sinyalin etkin biçimi önem kazanmaktadır. 0-200 Hz arasında değiştirilebilen darbe tekrarlama frekansları etkin ve geniş spektrumlu tedavi için uygun görülmüştür. Dokuya gönderilecek ultrasonik güç ($2W/cm^2$), fizyoterapide belirleyici faktördür. Yeterli bir güç transferi için tepeden tepeye 100 volta kadar çıkış verebilen güç kuvvetlendiricileri kullanılabilir. [19].

Tasarlanan ultrasonik fizyoterapi cihazı 24 volt, 2 amper maksimum 50 watt gücündedir.

4.2. Tasarlanan Ultrasonik Terapi Cihazının Yapısı

4.2.1. Güç devresi

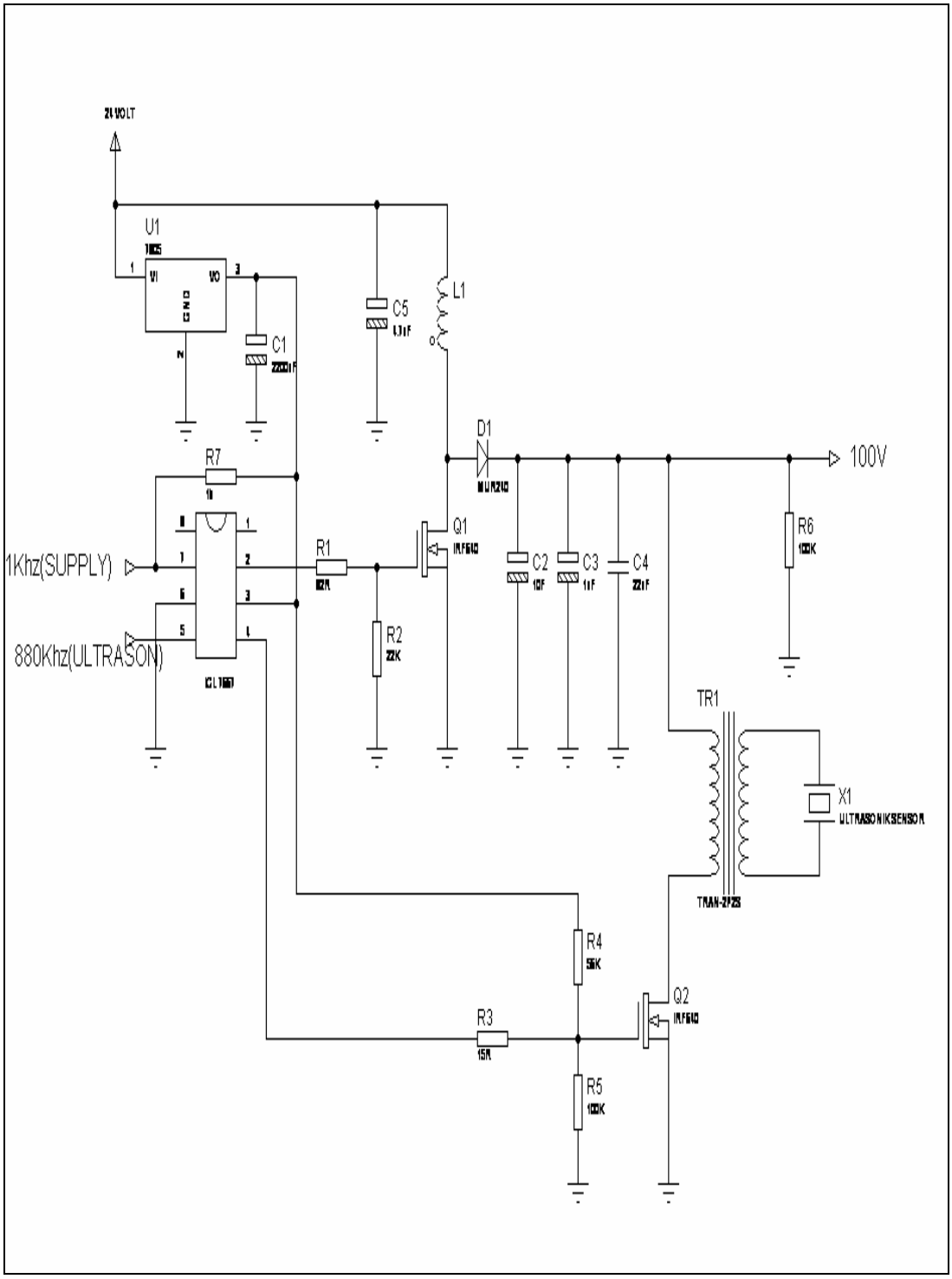
Tasarlanan ultrasonik terapi cihazı kontrol ve güç kısmı olmak üzere iki kısımdan meydana gelmektedir. Güç kısmı Şekil 4.1 ‘de görüleceği gibi 24 volt DC gerilimle çalışmaktadır. 7805 ana kontrol kartındaki mikro denetleyici için gerekli olan +5 voltu, 24 volttan sağlar. ICL7667 mosfet sürücü entegresi olup mikro denetleyici ile mosfeti birbirinden izole ederek mosfetlerin anahtarlamasını sağlar. DC/DC konvertör devresi 24 voltluk DC gerilimden ultrasonik probun çalışma voltajı olan 70-100 volt arasında DC çalışma gerilim değerini üretir. Bu konvertör devresi IRF640, MUR 240 ,10pf, 1uf, 22nf ‘lık kondansatörlerden oluşmaktadır.

Suplly frekansı DC/DC konvertör için gerekli anahtarlama frekansını ayarlayarak çıkışındaki gerilim seviyesinin değiştirilebilmesini sağlar. Lı bobininin endüktans değerine ve anahtarlama frekansına bağlı olarak DC çıkış gerilim değeri değiştirilebilmektedir. Yükseltilmiş 100 voltluk gerilim TR1 Transformatörünün Primer girişine uygulanır. Gelen yükseltilmiş DC gerilim 880 KHz’ lik frekansla IRF640 transistörü ile tetiklenir.

Burada 1MHz’lik frekans kullanılması gerektiği halde kullanılan ultrasonik probun Q çalışma noktası en verimli değerini 880KHz’de elde etmiştir. Dönüştürme oranı 1:1 olan TR1 trasformatörü ile ultrasonik proba endüktif kuplaj yapılmış ve probun çalışması sağlanmıştı.

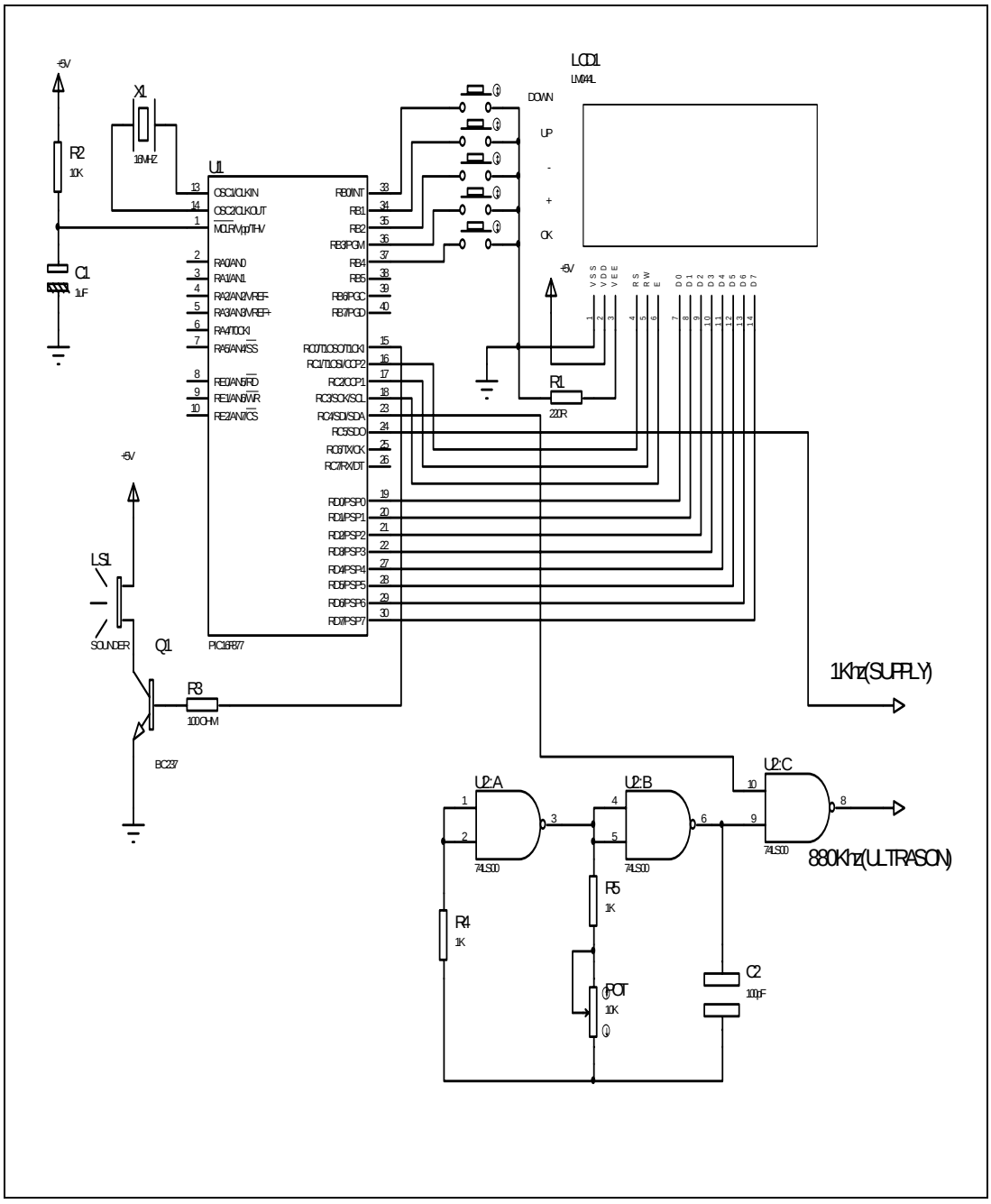
LI:Dış çap:28mm,İç çap:16mm, Genişlik:13mm (toroidal cores) üzerine0.8 mmØlik telle 92 spir sarılmıştır.

TR1 :Dış çap : 4cm , iç çap: 2cm , genişlik :4 cm ebata sahip nüve üzerine :Np:50 spir,0.35mmØ. Ns:50 spir, 0.35mmØ sarılmıştır.



Şekil 4.1. Ultrasonik terapi cihazı güç devresi

4.2.2. Kontrol devresi



Şekil 4.2. Ultrasonik terapi cihazı kontrol devresi

Orijinal devrede 1MHz olması gereken fakat proba uygun şekilde 880 KHz olarak belirlenen ultrasonik dalga frekansı mikro denetleyici için programda zorluklarla karşılaşılmıştır. Mikro denetleyici frekansı için 16 MHz'lik kristal kullanıldı. Bu

sebeple devremize ayrı bir osilatör devresi eklemek zorunda kalınmıştır. Ve değil lojik kapıları (74LS00) ile yapılan osilatör devresi 800 KHz ile 1MHz aralığında istenilen değerde sinyal üretebilme özelliğine sahiptir. Bu ayar 10KΩ'luk trimpot ile değiştirilebilmektedir.

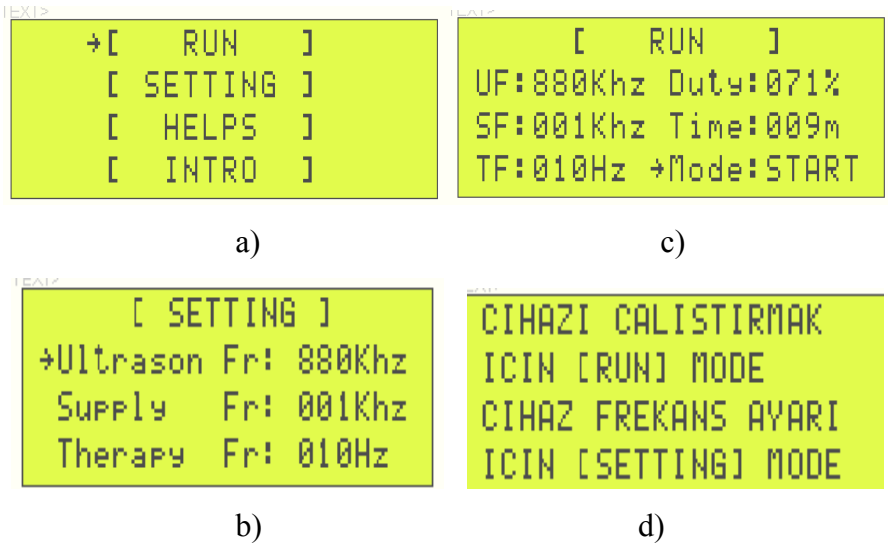
Fizyoterapi cihazının mekanik etkisini belirleyen 10Hz –200Hz darbe tekrarlama frekansı ve dozajı ayarlayarak sürekli ya da darbeli çalışmayı sağlayan görev süresi kontrol devresi ile üretilebilmektedir. Darbe tekrarlama frekansı ile harici osilatör tarafından üretilen ultrasonik frekans nand kapısı üzerinden geçirilerek sisteme uygulanmıştır.

Anahtarlama frekansı 1-5 KHz aralığında değiştirilebilmektedir. Bu sayede prop gücü değiştirilebilmektedir. Mikrodenetleyici tarafından tedavi süresi 0-99 dakikaya kadar ayarlanabilmektedir. Süre sonunda işlem biter ve sesli uyarı sistemi kullanıcıyı uyarır. Mikrodenetleyici üzerinde seçilen çalışma frekansları, görev süresi ve zaman gibi değerleri belleğe kayıt edildikleri için her hangi bir sebeple işlemin bitmesi veya enerjinin kesilmesi durumunda, cihaz tekrar açıldığında en son kaydedilmiş olan bilgilere göre çalışmaktadır. Cihazın ayar ve kullanım kolaylığı için buton sayısı 5 adet kullanılmıştır. Ayrıca ayar anında ve süre bitiminde kullanıcıyı uyarmak amacıyla bir buzzer eklenmiştir. Kontrol kısmında 4 satır 20 karekterlik LCD kullanılmasının sebebi daha detaylı menü görünümü elde etmektir. Devremizde mikrodenetleyici olarak PIC16F877 kullanılmasının sebebi tasarlanan devreye yetecek hafızaya (8 KB) sahip olması ve port sayısının fazla olmasıdır. Harici osilatör iki adet nand kapısı ve C_2 kondansatöründen oluştuğundan C_2 kondansatörünün değerinin küçülmesi 1MHz'in üzerinde sinyal üretilmesini sağlar.

4.3. Ultrasonik Terapi Cihazı Kullanım Menüsü

Cihazın ön panelinde bulunan display üzerinde cihaz çalıştıktan sonra ilk olarak "ULTRASONİK TERAPİ CİHAZI " yazısı okunmaktadır. Bu yazı kaybolduktan sonra Şekil 4.3 a'da görülen menü gelir. Bu menü üzerinde tuşlarla yukarı, aşağı hareketle istenen menü seçilmektedir. Örneğin yeni bir ayar yapmak için önce

SETTİNG seçeneğine gelip,enter tuşuna basılır. Karşımıza Şekil 4.3. b'deki menü gelir. Bu menü üzerinde ultrason frekansı 880 Khz'dir. Anahtarlama frekansında ise frekans 1KHz ile 5KHz arasında 1'er 1'er artırılıp azaltılabilir. Bu frekansın değişmesi probun çalışma voltajının değiştirilmesini sağlamaktadır. Terapi frekansı ise 10 Hz ile 200 Hz arasında 10'ar 10'ar arttırılıp azaltılabilmektedir. Bu frekansın değiştirilmesi mekanik etkiyi değiştirmektedir. Daha sonra yapılan yeni ayara göre cihazı çalıştırmak için RUN seçeneğine gelinir. Şekil 4.3 c'de görülen menüye gelindiğinde görev süresi'nin % olarak ayarı yapılır. Bu ayarda 1'er 1 'er artırılıp azaltılabilmektedir. Görev süresi oranının değiştirilmesi dozajı ayarlamaktadır. Aynı menü üzerinde Time ile süre ayarı yapılmakta cihaz bu süre boyunca çalışmakta ve kalan süreyi göstererek süre sonunda cihazı kapatmaktadır. Mode seçeneğindeki START seçilirse yapılan ayarlara göre cihaz çalışmaya başlamaktadır. Çalışan cihaz gene buradan STOP seçilerek durdurulabilmektedir. Gene aynı yerden ana menüye RETURN seçeneği ile gidilebilmektedir. Cihazın HELP menüsünden ise 4.3 d'de görülen uyarı yazısı çıkmaktadır.



a) c)

b) d)

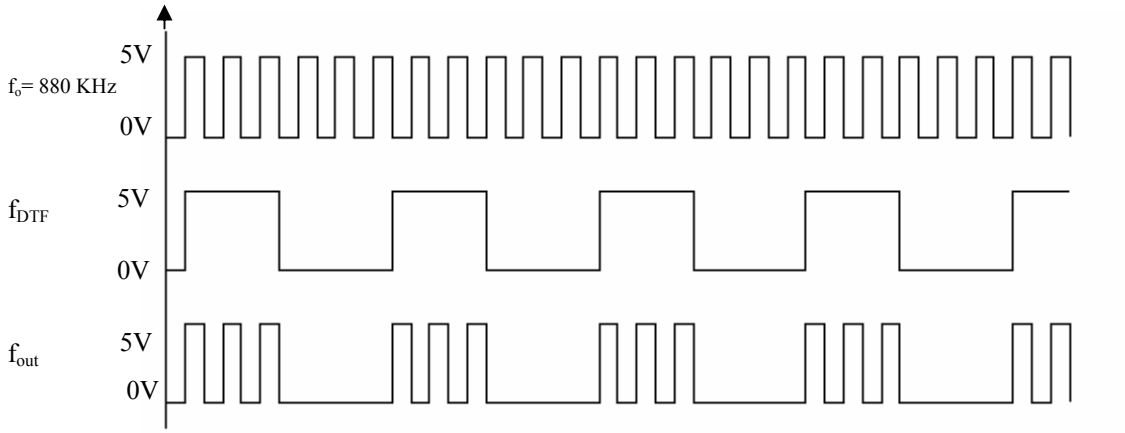
Şekil 4.3. Tasarlanan ultrasonik terapi cihazı menüleri

4.4. Performans Analizleri

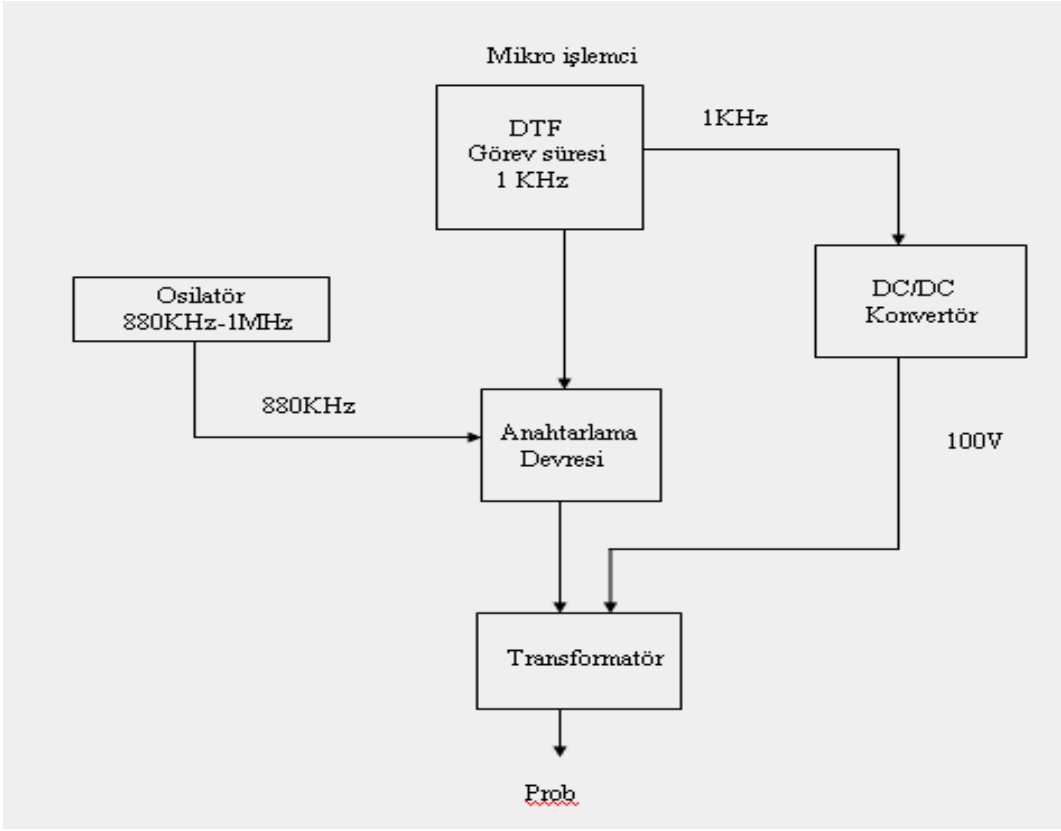
Tasarlanan ultrasonik fizyoterapi cihazının çalışmasını kontrol etmek için çeşitli deneyler gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla aşağıdaki deney düzeneğini hazırlanmıştır. Bu düzenekte 300 ml' lik bir seramik kap alınarak içerisine bir sünger yerleştirilmiştir. Böylece ortamın insan vücuduna yakın bir ortam olmasına çalışılmıştır. Bu kap içerisine daha önceden kaynatarak bekletilen su doldurulmuş, belirli mesafelerden prob ile ultrasonik dalga uygulanmıştır. Ultrasonik dalgalar hava kabarcıklarından olumsuz etkilendikleri için su önceden kaynatılmıştır. Uygulanan dalgalarının etkileri dijital bir termometrenin ucuna takılan bir prob ile ölçülmüş ve sonuçları kaydedilmiştir. Bu ölçüm işlemleri az sulu ve çok sulu ortamlarda da tekrarlanarak ortamın ultrasonik dalganın iletimindeki etkisi de görülmüştür. Sünger üzerine 50 ml su ilave ederek az sulu bir ortam, sünger üzerine 100 ml su ilave ederek te çok sulu bir ortam oluşturulmuştur. Belirlenen su miktarları her ölçüm öncesinde tekrar doldurarak ölçüm sonuçlarının düzgün çıkmasına özen gösterilmiştir. Bu ölçümleri yaparken ısı sensörü süngerin altına yerleştirilmiş ve ultrasonik dalga 10 cm yukarıdan uygulanmıştır. Ölçümler buna göre yapılmıştır.

Deneyde anahtarlama frekansı 1Hz ve 2 Hz olarak ayarlanmış, böylece buna bağlı probun gücünü değiştirip sıcaklık değişimine olan etkisi incelenmiştir. Daha sonra darbe tekrarlama frekansları 30Hz-200Hz arasında çeşitli oranlarda artırıp bu ortamdaki görev süresi oranı değiştirilmiştir. Bu dozların sıcaklık değişimine olan etkileri incelenmiştir.

Bu işlemleri hem az sulu ortam için hem de çok sulu ortam için tekrarlayarak da ortamdaki sıvı miktarının ultrasonik dalga iletimine olan etkisi de incelenmiştir. Verilen çizelge ve şekillerdeki sıcaklık değerleri ilk sıcaklık ve ölçülen son sıcaklık arasındaki sıcaklık farkıdır. Yapılan ölçümler sonucunda aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır. Şekil 4.4 'te cihazımızda elde edilen darbe paketçikleri görülmektedir.



Şekil 4.4. Osilatör frekansı ,dalga tekrarlama frekansı ve darbe paketçikleri

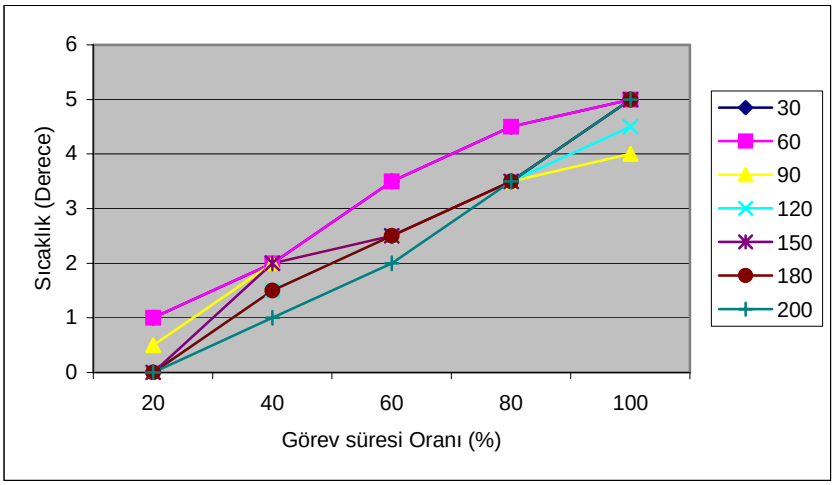


Şekil 4.5. Ultrasonik terapi cihazının blok diyagramı

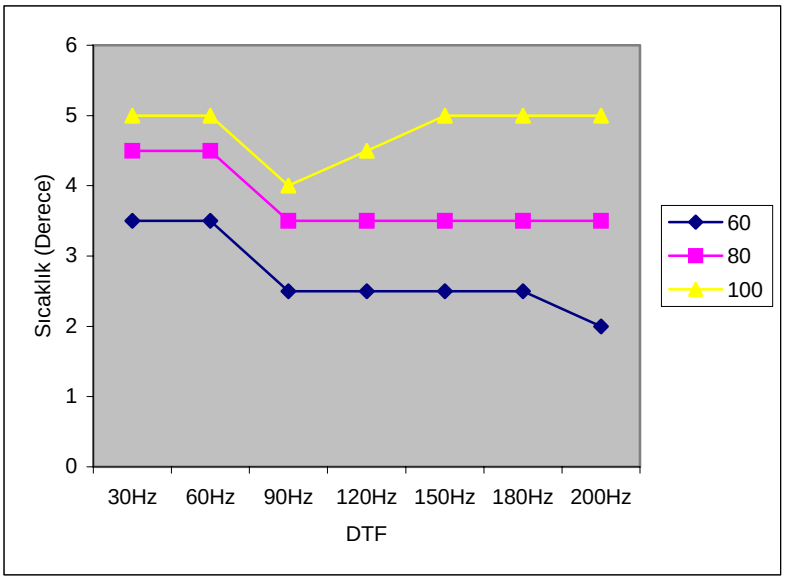
Şekil 4.5'te tasarlanan ultrasonik terapi cihazının blok diyagramı görülmektedir.

Çizelge 4.1.Az sulu ortamda 1KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı DTF'ler için görev süresi - sıcaklık değişim miktarları.

DarbeTekrarlama Frekansı	Görev süresi Oranı(%)				
	20	40	60	80	100
30Hz	1 °C	2 °C	3,5 °C	4,5 °C	5 °C
60Hz	1 °C	2 °C	3,5 °C	4,5 °C	5 °C
90Hz	0,5 °C	2 °C	2,5 °C	3,5 °C	4 °C
120Hz	0 °C	1,5 °C	2,5 °C	3,5 °C	4,5 °C
150Hz	0 °C	2 °C	2,5 °C	3,5 °C	5 °C
180Hz	0 °C	1,5 °C	2,5 °C	3,5 °C	5 °C
200Hz	0 °C	1 °C	2 °C	3,5 °C	5 °C



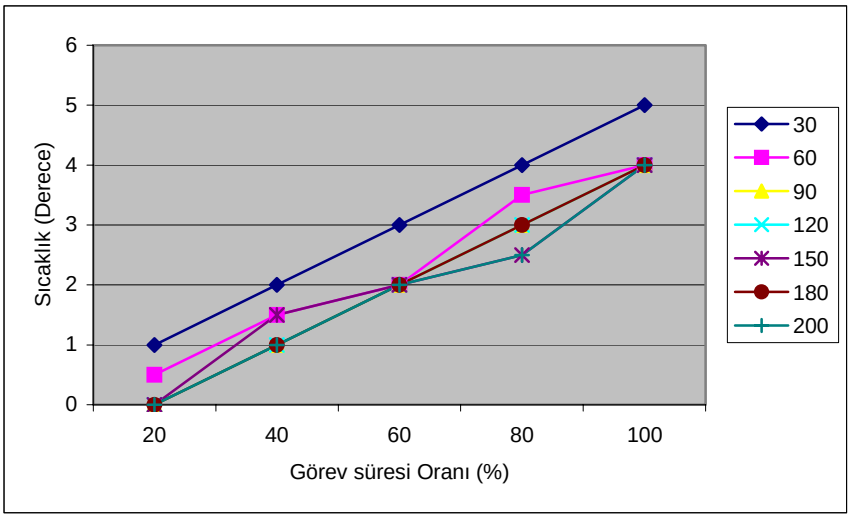
Şekil 4.6.Az sulu ortamda 1KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı DTF'ler için görev süresi oranı - sıcaklık değişimi eğrisi



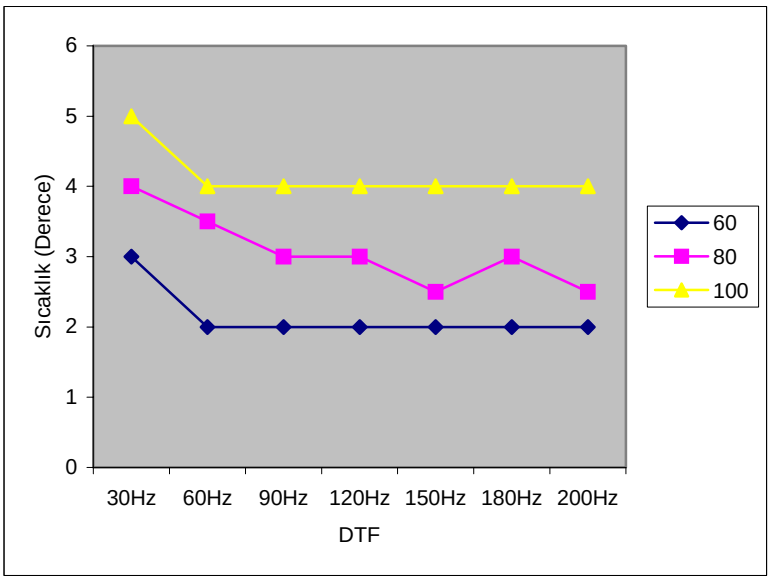
Şekil 4.7. Az sulu ortamda 1 KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı görev süresi oranlarında dalga tekrarlama frekansı(DTF) - sıcaklık değişimi eğrisi

Çizelge 4.2.Az sulu ortamda 2 KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı DTF 'ler için ölçülen görev süresi - sıcaklık değişim miktarları

DarbeTekrarlama Frekansı	Görev süresi Oranı(%)				
	20	40	60	80	100
30Hz	1°C	2 °C	3 °C	4 °C	5 °C
60Hz	0,5 °C	1,5 °C	2 °C	3,5 °C	4 °C
90Hz	0 °C	1 °C	2 °C	3 °C	4 °C
120Hz	0 °C	1 °C	2 °C	3 °C	4 °C
150Hz	0 °C	1,5 °C	2 °C	2,5 °C	4 °C
180Hz	0 °C	1 °C	2 °C	3 °C	4 °C
200Hz	0 °C	1 °C	2 °C	2,5 °C	4 °C



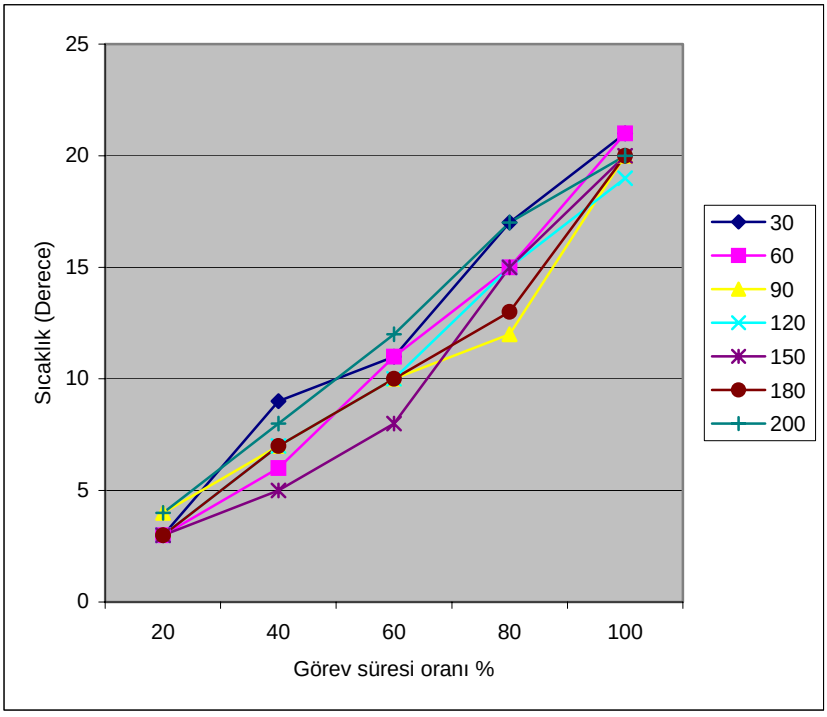
Şekil 4.8.Az sulu ortamda 2KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı DTF 'lerde görev süresi oranı-sıcaklık değişimi eğrisi



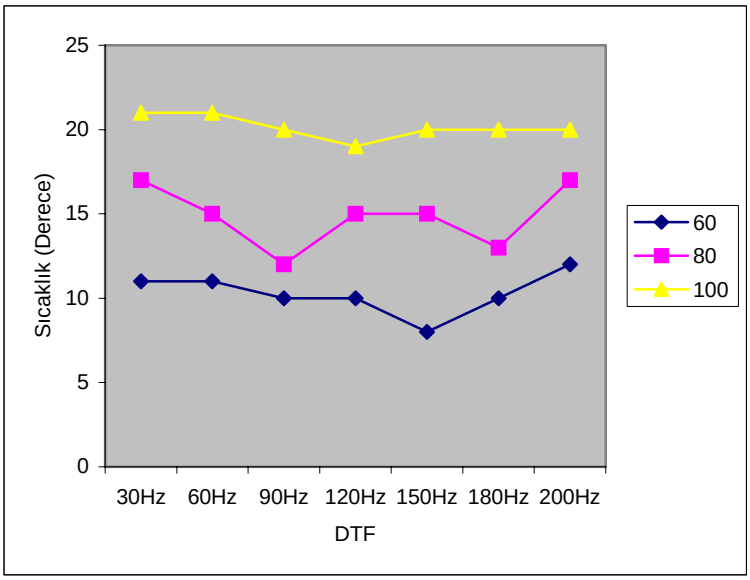
Şekil 4.9. Az sulu ortamda 2KHz için 10 cm mesafeden ölçülen değişik görev süresi oranlarında DTF - sıcaklık değişimi eğrisi

Çizelge 4.3. Çok sulu ortamda 1 KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı DTF'ler de görev süresi -sıcaklık değişim miktarları

DarbeTekrarlama Frekansı	Görev süresi Oranı(%)				
	20	40	60	80	100
30Hz	3 °C	9 °C	11 °C	17 °C	21 °C
60Hz	3 °C	6 °C	11 °C	15 °C	21 °C
90Hz	4 °C	7 °C	10 °C	12 °C	20 °C
120Hz	3 °C	7 °C	10 °C	15 °C	19 °C
150Hz	3 °C	5 °C	8 °C	15 °C	20 °C
180Hz	3 °C	7 °C	10 °C	13 °C	20 °C
200Hz	4 °C	8 °C	12 °C	17 °C	20 °C



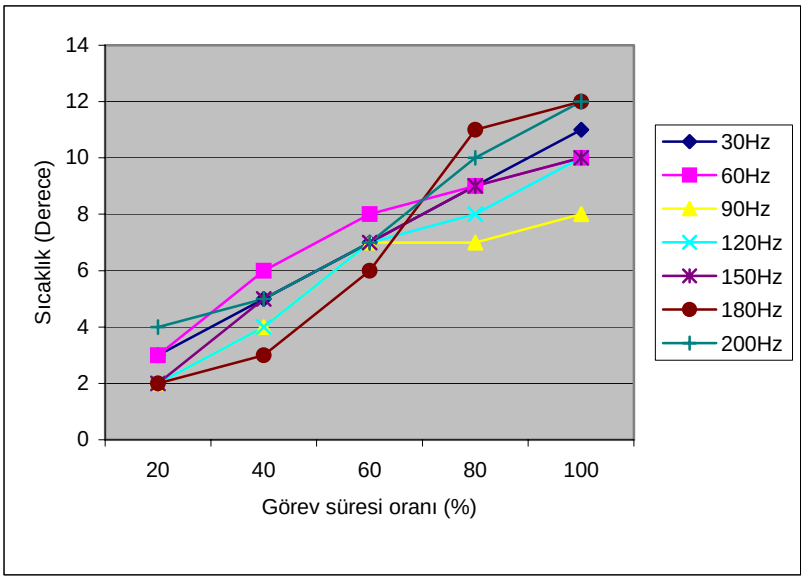
Şekil 4.10. Çok sulu ortamda 1KHz için 10 cm mesafeden ölçülen değişik DTF'ler de görev süresi oranı-sıcaklık değişimi eğrisi



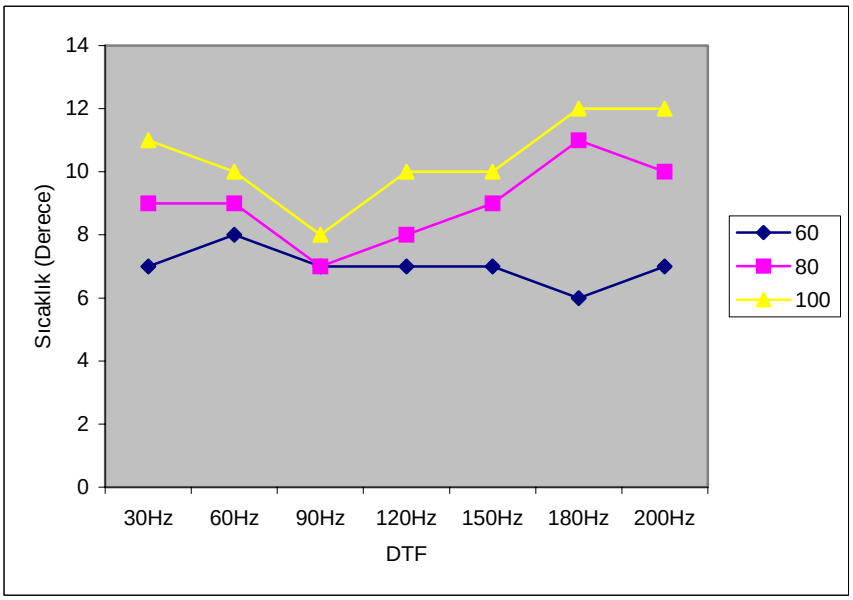
Şekil 4.11. Çok sulu ortamda 1 KHz için 10 cm mesafeden ölçülen değişik görev süresi oranlarında DTF -sıcaklık değişimi eğrisi

Çizelge 4.4. Çok sulu ortamda 2 KHz için 10 cm mesafeden ölçülen farklı DTF'ler için görev süresi oranı-sıcaklık değişim miktarları

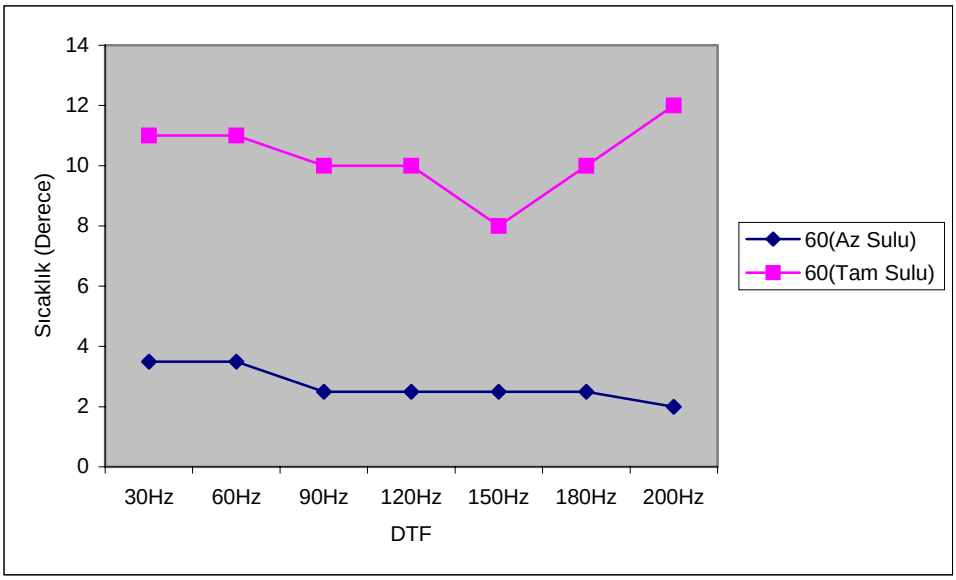
DarbeTekrarlama Frekansı	Görev süresi Oranı(%)				
	20	40	60	80	100
30Hz	3 °C	5 °C	7 °C	9 °C	11 °C
60Hz	3 °C	6 °C	8 °C	9 °C	10 °C
90Hz	2 °C	4 °C	7 °C	7 °C	8 °C
120Hz	2 °C	4 °C	7 °C	8 °C	10 °C
150Hz	2 °C	5 °C	7 °C	9 °C	10 °C
180Hz	2 °C	3 °C	6 °C	11 °C	12 °C
200Hz	4 °C	5 °C	7 °C	10 °C	12 °C



Şekil 4.12.Çok sulu ortamda 2 KHz için 10 cm mesafeden ölçülen değişik DTF'lerde, görev süresi oranı-sıcaklık değişimi eğrisi



Şekil 4.13.Çok sulu ortamda 2 KHz için 10 cm mesafeden ölçülen değişik görev süresi oranlarında DTF -sıcaklık değişimi eğrisi



Şekil 4.14. %60 görev süresi oranında az sulu ortam ve çok sulu ortamdaki, DTF-sıcaklık değişimi eğrisi

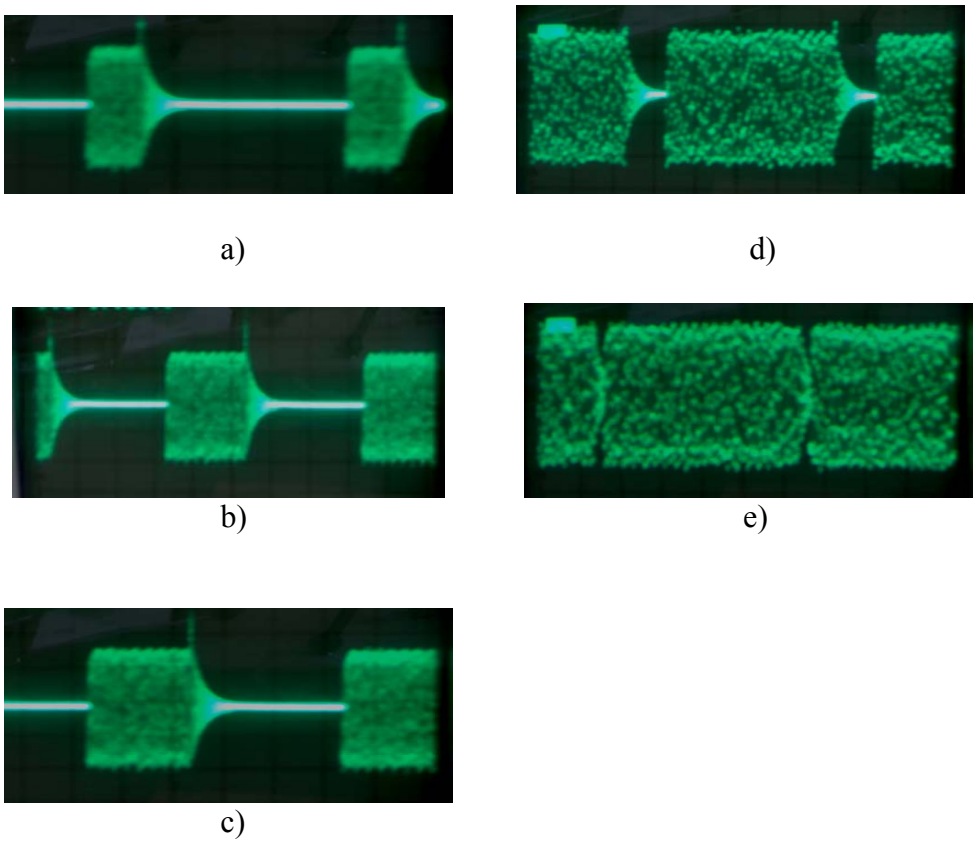


Resim 4.1 Deney düzeneği

Çizelge 4.1'den Çizelge 4.4'e kadar olan sonuçlar ile Şekil 4.6'dan Şekil 4.13'e kadar olan grafikler incelendiğinde görev süresi oranı artırıldığında, sıcaklık artış oranının da yükseldiği görülmektedir. Ayrıca DTF arttıkça sıcaklık düşmektedir.

En fazla artışın da görev süresi oranının %100 olduğu durumda yani sürekli çalışma durumunda olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca ölçümlerin yapıldığı ortamdaki su miktarları değiştirilerek yapılan çalışmada ortamdaki sıvı miktarının değişmesiyle ultrasonik dalganın daha iyi iletildiği ve az sulu ortama göre çok sulu ortamın ortam

ısısını daha fazla artırdığını görülmüştür. Bu durum şekil 4.14 ‘de görülmektedir. Şekil 4.15’de ise değişik görev süresi oranlarında elde edilen sinyal görüntüleri bulunmaktadır.



Şekil 4.15. 880KHz osilatör çalışma frekansı , 2KHz anahtarlama frekansı, 100 Hz dalga tekrarlama frekansında değişik görev süresi oranlarında gözlenen sinyal görüntüleri a) görev süresi %20 , b) görev süresi %40, c) görev süresi %60, d) görev süresi %80, e) görev süresi % 100

5. SONUÇ VE DEĞERLENDİRME

Osilatör çalışma frekansı tedavi derinliğini belirlemektedir. Bu frekanslar 1MHz ve 3 MHz ‘dir. 3MHz’lik osilatör çalışma frekansı dokular tarafından daha hızlı absorbe edilmektedir. Bu sebeple yüzeysel yaralar için daha uygundur. Diğer taraftan 1MHz osilatör frekansı dokular tarafından daha yavaş absorbe edildiğinden derin yaraların tedavisinde daha etkili olmaktadır. Yüksek frekansta ses dalgalarının soğurulma miktarının artmasına rağmen akustik etki derinliği azalma eğilimindedir. Bu çalışmada 1 MHz osilatör frekansı üreten derin yaraların tedavisinde kullanılacak bir terapi cihazı tasarlanmıştır. Orijinal devrede 1 MHz olarak belirtilen fakat proba uygun şekilde 880 KHz olarak belirlenen ultrasonik dalga frekansı mikrodenetleyici için programda zorlukla karşılaşılmıştır. Bu sebeple mikrodenetleyici dışında bir osilatör devresi kullanılmıştır. Bundan sonraki çalışmalarda standartlara uygun prop kullanılması başka bir osilatör devresine gerek kalmadan mikrodenetleyici tarafından bu frekansların üretilmesini sağlayacaktır. Böylece 1MHz ve 3MHz çalışma alanında derinlik istenilen şekilde ayarlanacaktır.

Yapılan bu çalışmada ultrasonik dalgaların en önemli etkilerinden bazıları incelenmiş ve bu etkiler kullanılarak çeşitli hastalık da fizyoterapi amacıyla nasıl kullanıldığı görülmüştür. Ultrason tedavisinde kullanılacak prob doku bozukluğuna göre belirlenir. Örneğin; geniş tedavi başlığı, omuz, anterior kapsülü tedavi etmekte kullanılırsa hedef üzerinde 2. kez uygulanacağı tahmin edilebilir. Benzer olarak eğer küçük tedavi başlığı, dirsek tedavisinde kullanılacaksa yalnız bir kez uygulamak uygun olacaktır. Tedavi alanının boyutu tedavi zamanını etkileyecektir [11].

Ortamdaki su miktarı değiştirilerek su miktarının sıcaklık değişimine olan etkisi de görülmüştür. Böylece uygulamalarda kullanılacak jelin tedavideki önemi kavramıştır. Tedavi sayısı dışında tedavi süresi de büyük önem taşımaktadır. Bu süre hastalığın derecesine göre belirlenir. Tasarlanan ultrasonik fizyoterapi cihazında bu süre 0-99 dakika aralığında ayarlanabilmekte ve süre bitiminde cihaz işlemi durdurarak hastaya zarar gelmesini engellemektedir. Ultrasonik terapi cihazında ultrasonik dalganın darbe tekrarlama frekansı ve görev süresi oranı ayarlanarak mekanik etki miktarı

değiştirilebilmektedir. Osilatör frekansının yanında 10Hz-200Hz arasında 10'ar 10'ar artan darbe tekrarlama frekansı ve dozajı belirleyen görev süresi oranı tasarlanan cihazda çok küçük değerlere kadar rahatlıkla ayarlanabilmektedir. Bu da kullanıcıya uygulamada büyük kolaylık sağlamaktadır. Görev süresi oranının değişmesi cihazın gücünü etkilemekte böylece ısı miktarının değişmesine sebep olmaktadır. Anahtarlama frekansı değiştirilerek cm^2 başına düşen güç değiştirilmektedir. Yapılan çalışmada (NYT 0.88-404Φ) seri numaralı bir prob kullanılmıştır. Tasarlanan cihaz benzer cihazlara göre daha düşük maliyetlidir. Ağırlık olarak hafif, kullanımı kolaydır.

KAYNAKLAR

1. Çıkırıkçıoğlu, M. ,” Elektrokoter ve ultrasonik koter ile çıkartılan insan radial arterlerinde vazomotor fonksiyonlarının ve endotel yapısının karşılaştırılması”, Uzmanlık Tezi, ***Ege Üniversitesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı*** , İzmir, 14-15 (1999) .

2. Haar,Gail Ter.,“Therapeutic Ultrasound”, ***European Journal Of Ultrasound*** 9**,** 3-7 (1999) .

3. Yazgan, E. , Korürek, M. , “Tıp Elektroniği”, ***İstanbul Teknik Üniversitesi***, İstanbul, 10.10 (1996).

4. İnternet:PiezoElektrik Özelliği. http://www.mta.gov.tr/muze/mineraloji/evaporit. asp#kuvars (2006).

5. G. Fluery, R Berriet , O.Le Baron Huguenin, “New Piezocomposite Transducers For Therapeutic Ultrasound” ***2nd İnternational Symposium On Therapeutic Ultrasoun*** – Seattle, (2002).

6. Pehlivan , F., “Biyofizik”, ***Hacettepe –Taş*** , Ankara,361-362, 383 (1997).

7. Kılıçkaya , M.S., “Temel Fizik” , ***Anadolu Üniversitesi,*** Eskişehir ,102, (1996).

8. İnternet: Ultrasonografi. http://www.ultrason.web.tr/ultrason_makale.htm (2006)

9. Çelik, O., ”Düşük Maliyetli Etkin Bir Ultrasonik Fizyoterapi Ünitesinin Gerçekleştirilmesi”,Yüksek Lisans Tezi, ***Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü***, Ankara, 6- 12 (1999) .

10. İnternet: Fizik Tedavi. http://www.cumhuriyet.edu.tr/~spolat/spfizik.pdf (2006).

11. İnternet:Ultrasound Dose Calculations. http://www.electrotherapy.org/ electro/downloads/ultrasound dose calculations. pdf, (2006)

12. Moriya.T., Tanahashi, Y., “Focusing Applicator for Soft: Thermal Therapy Using Fibres”, ***İnternational Congress Series 1274*****,** Department of Electrical Engineering, Tokyo Metropolitan University, Minamai-Oosawa 1-1,Hachioujishi 192-0397, Tokyo, Japan, 33-37 (2004).

13. Casarotto, R.A. , Adamowski, J.C., Fallopa,F., Bacanelli, F., “Coupling Agents in Therapeutic Ultrasound: Acoustic and Thermal Behavior”, ***Coupling Media İn Therapeutic Ultrasound*** , 85 :162-165 (2004).

14. Dwain M Daniel, , Ronald L. Rupert , "Calibration And Electrical Safety Status Of Therapeutic Ultrasound Used By Chiropractıc Physicians ,"***Journal Of Manipulative And Physiological Therapeutics"***, 26(3):172- 175, (2003).

15. Chopra, R., Luginbuhl,C., Foster, S., Bronskill,M.,"Multifrequency Ultrasound Transducers for Conformal Interstitial Thermal Therapy", ***IEEE Transactions On Ultrasonics Ferroelectrics And Frequency Control ,*** 50 (7):881-882 (2003).

16. Sokka, S.D., ,Juste, J., Hynynen,k., "Design and Evaluation of Broadband Multi-Channel Ultrasound Driving System For Large Scale Therapeutıc Phased Arrays", Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology; 'Department of Radiology, Brigham & Women's Hospital, ***IEEE Ultrasonics Symposıum*** , 1638-1641(2003).

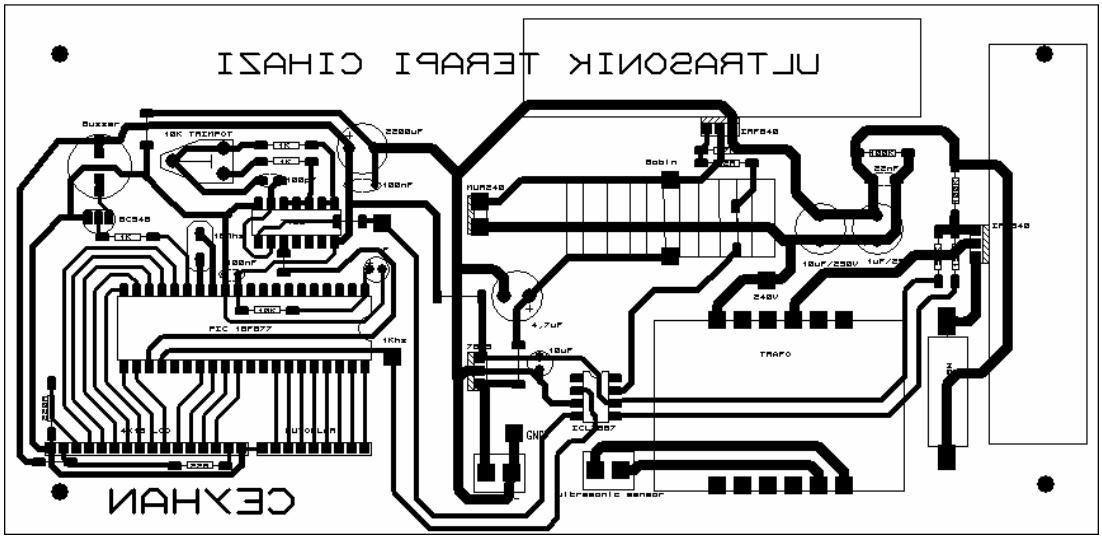
17. Visioli, A.G., Rivens, I.H., Ter Haar,G.R., Horwich, A., Huddart , R. A., Moskovic, E.,. Padhani, A., Glees,J., "Preliminary Results Of A Phase I Dose Escalation Clinical Trial Using Focused Ultrasound İn The Theatment Of Localised Tumors", ***European Journal Of Ultrasound ,*** *9* ,11-18 (1999).

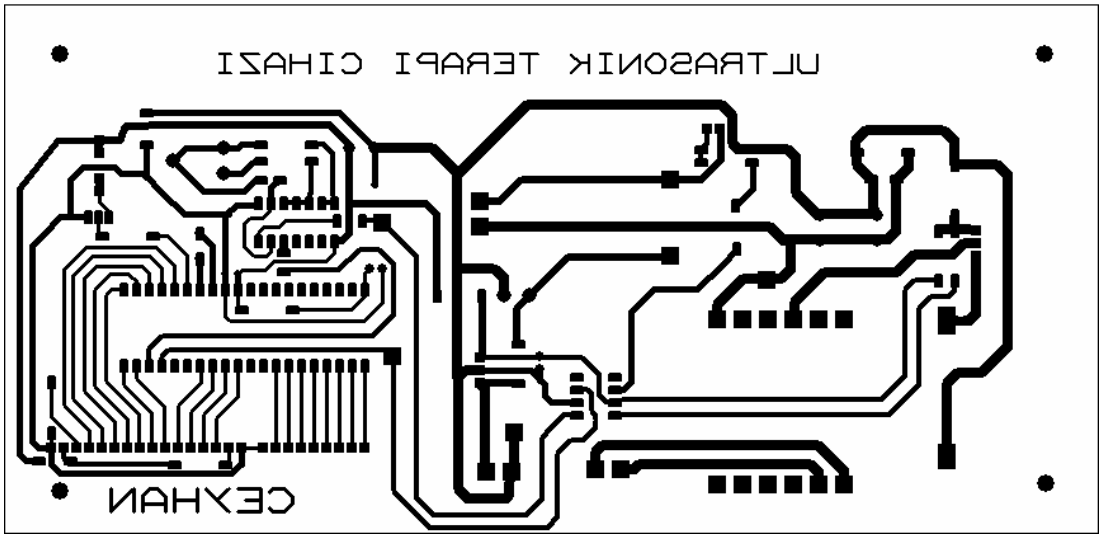
18. Denbow , M.L., Rivens, I.H., Rowland,, I, J.,Leach,M.O., Fisk,N.M.,Ter Haar,G.R., "Preclinical Development of Noninvasive Vascular Occlusion With Ultrasonic Surgery For Fetal Therapy", ***Am J Obstet Gynecol*** ,182(2):387-389 (2000).

19. Çelik,O., Yardımcı, A., Güler, İ., " 1-3 Mhz Bandında Etkin Bir Ultrasonic, Fizik Tedavi Cihazı Güç Katı Tasarımı",***Biyomut 2004 Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı*** , Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul, 43 (2004) .

EKLER

EK- 1 Tasarlanan ultrasonik terapi cihazının baskı devre şeması





EK-2 Ultrasonik terapi cihazı kontrol programı

```
;ULTRASONIC TERAPİ CIHAZI KONTROL PROGRAMI

EEPROM  [1,10,50,10]
DEFINE  LCD_DREG    PORTD
DEFINE  LCD_RSREG  PORTC
DEFINE  LCD_RSBIT   1
DEFINE  LCD_RWREG   PORTC
DEFINE  LCD_RWBIT   2
DEFINE  LCD_EREG    PORTC
DEFINE  LCD_EBIT    3
DEFINE  LCD_BITS    8
DEFINE  LCD_LINES   2
DEFINE  LCD_COMMANDUS 2000
DEFINE  LCD_DATAUS 250
Pause   500
LCDOut  $FE,1


OPTION_REG =$52     ;2usn  1adım
INTCON=$A0
On INTERRUPT GoTo KESME

TRISB=255
TRISC.0=0:PORTC.0=0
OPTION_REG.7=0

TRISC.5=0
TRISC.4=0
ANAHTARLAMA  VAR PORTC.5:ANAHTARLAMA=1
ULTRAS  VAR PORTC.4:ULTRAS=0


ADR1 CON $80
ADR2 CON $C0
ADR3 CON $94
ADR4 CON $D4

UP      VAR PORTB.0
DOWN    VAR PORTB.1
LEFT    VAR PORTB.2
RIGHT   VAR PORTB.3
ENTER   VAR PORTB.4

ADR     VAR BYTE
MENUA   VAR BYTE:MENUA=0
MENUR   VAR BYTE:MENUR=0
MENUS   VAR BYTE:MENUS=0

RUNMODE VAR BIT :RUNMODE=0
UF      VAR WORD:UF=880
SF      VAR BYTE
SFREQ   VAR BYTE
SFSAY   VAR BYTE:SFSAY=0
TF      VAR BYTE
TFDEG   VAR BYTE
```

EK-2 (Devam) Ultrasonik terapi cihazı kontrol programı

```
TFSAY   VAR BYTE:TFSAY=0
TFOFF   VAR BYTE
DC      VAR BYTE
TM      VAR BYTE
TMSAY   VAR WORD
TMSAN   VAR BYTE
MD      VAR BYTE

READ 0,SF:READ 1,TF:READ 2,DC:READ 3,TM
IF SF=1 THEN SFREQ=0    ;--1Khz
IF SF=2 THEN SFREQ=125  ;--2Khz
IF SF=3 THEN SFREQ=167  ;--3Khz
IF SF=4 THEN SFREQ=188  ;--4Khz
IF SF=5 THEN SFREQ=200  ;--5Khz

GOSUB TER_DUT_HESAPLA

GOSUB   INTRO
GOSUB   ANA_YUKARI

MAIN:
    IF UP=0   THEN GOSUB BEEP:GOSUB ANA_YUKARI:PAUSE 1500
    IF DOWN=0 THEN GOSUB BEEP:GOSUB ANA_ASAGI:PAUSE 1500
    IF ENTER=0 AND MENUA=1 THEN GOSUB BEEP:GOSUB CALIS:PAUSE 2500
    IF ENTER=0 AND MENUA=2 THEN GOSUB BEEP:GOSUB AYARLAR:PAUSE 2500
    IF ENTER=0 AND MENUA=3 THEN GOSUB BEEP:GOSUB YARDIM
    IF ENTER=0 AND MENUA=4 THEN GOSUB BEEP:GOSUB INTRO_OYNAT

    GoTo    MAIN

;=============== ANA MENU İŞLEMLERİ ==============
ANA_YUKARI:
    MENUA=MENUA+1
    IF MENUA=5 THEN MENUA=1
    IF MENUA=1 THEN  ADR=ADR1+3
    IF MENUA=2 THEN  ADR=ADR2+3
    IF MENUA=3 THEN  ADR=ADR3+3
    IF MENUA=4 THEN  ADR=ADR4+3
    GOSUB   ANA_MENU
    LCDOUT  $FE,ADR,126
RETURN

ANA_ASAGI:
    MENUA=MENUA-1
    IF MENUA=0 THEN MENUA=4
    IF MENUA=1 THEN  ADR=ADR1+3
    IF MENUA=2 THEN  ADR=ADR2+3
    IF MENUA=3 THEN  ADR=ADR3+3
    IF MENUA=4 THEN  ADR=ADR4+3
    GOSUB   ANA_MENU
    LCDOUT  $FE,ADR,126
 RETURN
```

EK-2 (Devam) Ultrasonik terapi cihazı kontrol programı

```
ANA_MENU:
    LCDOUT  $FE,ADR1,"    [   RUN   ]     "
    LCDOUT  $FE,ADR2,"    [ SETTING ]     "
    LCDOUT  $FE,ADR3,"    [  HELPS  ]     "
    LCDOUT  $FE,ADR4,"    [  INTRO  ]     "
RETURN
;=================================================

;==============  RUN MENUSU  ======================
CALIS:
    MENUR=0:MD=0
    GOSUB RUN_YUKARI

RUN_DONGU:
    IF    UP=0 THEN GOSUB BEEP:GOSUB RUN_YUKARI:PAUSE 1500
    IF  DOWN=0 THEN GOSUB BEEP:GOSUB RUN_ASAGI :PAUSE 1500
    IF  LEFT=0 THEN GOSUB BEEP:GOSUB RUN_AZALT :PAUSE 1500
    IF RIGHT=0 THEN GOSUB BEEP:GOSUB RUN_ARTIR :PAUSE 1500

    IF ENTER=0 AND MENUR=3 AND MD=0 THEN RUNMODE=1:TMSAY=0:TMSAN=0
;START
    IF ENTER=0 AND MENUR=3 AND MD=1 THEN    ;STOP
        LCDOUT  $FE,ADR3+15,DEC3 TM,"m" ;TIMER YAZISI SONUK ISE GERİ
YAK
        RUNMODE=0:ANAHTARLAMA=1:ULTRAS=0
    ENDIF

    IF ENTER=0 AND MENUR=3 AND MD=2 THEN    ;EXIT
        GOSUB BEEP
        GOSUB ANA_MENU
        LCDOUT  $FE,ADR1+3,126
        RUNMODE=0:ANAHTARLAMA=1:ULTRAS=0
        RETURN
    ENDIF

GOTO RUN_DONGU

RUN_ARTIR:
    IF MENUR=1 THEN
        DC=DC+1
        IF DC>=100 THEN DC=100
        GOSUB TER_DUT_HESAPLA
    ENDIF

    IF MENUR=2 THEN
        TM=TM+1
        IF TM>=100 THEN TM=100
    ENDIF

    IF MENUR=3 THEN
        MD=MD+1
        IF MD>=3 THEN MD=0
```

EK-2 (Devam) Ultrasonik terapi cihazı kontrol programı

```
    ENDIF

    GOSUB   RUN_MENU
    LCDOUT  $FE,ADR,126
    WRITE 2,DC:WRITE 3,TM
RETURN

RUN_AZALT:
    IF MENUR=1 THEN
        DC=DC-1
        IF DC=255 THEN DC=0
        GOSUB TER_DUT_HESAPLA
    ENDIF

    IF MENUR=2 THEN
        TM=TM-1
        IF TM=0 THEN TM=1
    ENDIF

    IF MENUR=3 THEN
        MD=MD-1
        IF MD=255 THEN MD=2
    ENDIF

    GOSUB   RUN_MENU
    LCDOUT  $FE,ADR,126
    WRITE 2,DC:WRITE 3,TM
RETURN

RUN_YUKARI:
    MENUR=MENUR+1
    IF MENUR=4 THEN MENUR=1
    IF MENUR=1 THEN  ADR=ADR2+9
    IF MENUR=2 THEN  ADR=ADR3+9
    IF MENUR=3 THEN  ADR=ADR4+9
    GOSUB   RUN_MENU
    LCDOUT  $FE,ADR,126
RETURN

RUN_ASAGI:
    MENUR=MENUR-1
    IF MENUR=0 THEN MENUR=3
    IF MENUR=1 THEN  ADR=ADR2+9
    IF MENUR=2 THEN  ADR=ADR3+9
    IF MENUR=3 THEN  ADR=ADR4+9
    GOSUB   RUN_MENU
    LCDOUT  $FE,ADR,126
RETURN

RUN_MENU:
    LCDOUT  $FE,ADR1,"     [   RUN   ]    "
    LCDOUT  $FE,ADR2,"UF:",DEC3 UF,"Khz Duty:",DEC3 DC,"%"
    LCDOUT  $FE,ADR3,"SF:",DEC3 SF,"Khz Time:",DEC3 TM,"m"
    LCDOUT  $FE,ADR4,"TF:",DEC3 TF,"Hz  Mode:     "
    IF MD=0 THEN LCDOUT  $FE,ADR4+15,"START"
```

EK-2 (Devam) Ultrasonik terapi cihazı kontrol programı

```
    IF MD=1 THEN LCDOUT  $FE,ADR4+15,"STOP "
    IF MD=2 THEN LCDOUT  $FE,ADR4+15,"EXIT "
RETURN
;=======================================================


;==============  AYAR MENUSU İŞLEMLERİ ==============
AYARLAR:
    MENUS=0
    GOSUB AYAR_YUKARI

AYARLAR_DONGU:
    IF    UP=0 THEN GOSUB BEEP:GOSUB AYAR_YUKARI:PAUSE 1500
    IF  DOWN=0 THEN GOSUB BEEP:GOSUB AYAR_ASAGI :PAUSE 1500
    IF  LEFT=0 THEN GOSUB BEEP:GOSUB AYAR_AZALT :PAUSE 1500
    IF RIGHT=0 THEN GOSUB BEEP:GOSUB AYAR_ARTIR :PAUSE 1500

    IF ENTER=0 AND MENUS=6 THEN
        GOSUB BEEP
        GOSUB ANA_MENU
        LCDOUT  $FE,ADR2+3,126
        RETURN
    ENDIF

GOTO AYARLAR_DONGU

AYAR_ARTIR:
    IF MENUS=2 THEN
        SF=SF+1
        IF SF>=5 THEN SF=5
        IF SF=1 THEN SFREQ=0    ;--1Khz
        IF SF=2 THEN SFREQ=125  ;--2Khz
        IF SF=3 THEN SFREQ=167  ;--3Khz
        IF SF=4 THEN SFREQ=188  ;--4Khz
        IF SF=5 THEN SFREQ=200  ;--5Khz
    ENDIF

    IF MENUS=3 THEN
        TF=TF+10
        IF TF>=200 THEN TF=200
        GOSUB TER_DUT_HESAPLA
    ENDIF

    IF MENUS=4 THEN
        DC=DC+1
        IF DC>=100 THEN DC=100
        GOSUB TER_DUT_HESAPLA
    ENDIF

    IF MENUS=5 THEN
        TM=TM+1
        IF TM>=100 THEN TM=100
    ENDIF

    GOSUB   AYAR_MENU
```

EK-2 (Devam) Ultrasonik terapi cihazı kontrol programı

```
    LCDOUT  $FE,ADR,126
    WRITE 0,SF:WRITE 1,TF:WRITE 2,DC:WRITE 3,TM
RETURN

AYAR_AZALT:
    IF MENUS=2 THEN
        SF=SF-1
        IF SF=0 THEN SF=1
        IF SF=1 THEN SFREQ=0    ;--1Khz
        IF SF=2 THEN SFREQ=125  ;--2Khz
        IF SF=3 THEN SFREQ=167  ;--3Khz
        IF SF=4 THEN SFREQ=188  ;--4Khz
        IF SF=5 THEN SFREQ=200  ;--5Khz
    ENDIF

    IF MENUS=3 THEN
        TF=TF-10
        IF TF<=10 THEN TF=10
        GOSUB TER_DUT_HESAPLA
    ENDIF

    IF MENUS=4 THEN
        DC=DC-1
        IF DC=255 THEN DC=0
        GOSUB TER_DUT_HESAPLA
    ENDIF

    IF MENUS=5 THEN
        TM=TM-1
        IF TM=0 THEN TM=1
    ENDIF

    GOSUB   AYAR_MENU
    LCDOUT  $FE,ADR,126
    WRITE 0,SF:WRITE 1,TF:WRITE 2,DC:WRITE 3,TM
RETURN

AYAR_YUKARI:
    MENUS=MENUS+1
    IF MENUS=7 THEN MENUS=1
    IF MENUS=1 THEN  ADR=ADR2
    IF MENUS=2 THEN  ADR=ADR3
    IF MENUS=3 THEN  ADR=ADR4
    IF MENUS=4 THEN  ADR=ADR2
    IF MENUS=5 THEN  ADR=ADR3
    IF MENUS=6 THEN  ADR=ADR4
    GOSUB   AYAR_MENU
    LCDOUT  $FE,ADR,126
RETURN

AYAR_ASAGI:
    MENUS=MENUS-1
    IF MENUS=0 THEN MENUS=6
    IF MENUS=1 THEN  ADR=ADR2
    IF MENUS=2 THEN  ADR=ADR3
```

EK-2 (Devam) Ultrasonik terapi cihazı kontrol programı

```
    IF MENUS=3 THEN  ADR=ADR4
    IF MENUS=4 THEN  ADR=ADR2
    IF MENUS=5 THEN  ADR=ADR3
    IF MENUS=6 THEN  ADR=ADR4
    GOSUB   AYAR_MENU
    LCDOUT  $FE,ADR,126
RETURN

AYAR_MENU:
    IF MENUS<4 THEN
        LCDOUT  $FE,ADR1,"     [ SETTING ]    "
        LCDOUT  $FE,ADR2," Ultrason Fr: ",DEC3 UF,"Khz"
        LCDOUT  $FE,ADR3," Anahtarlama   Fr: ",DEC3 SF,"Khz"
        LCDOUT  $FE,ADR4," Therapy  Fr: ",DEC3 TF,"Hz "
    ELSE
        LCDOUT  $FE,ADR1,"     [ SETTING ]    "
        LCDOUT  $FE,ADR2," Duty Cycle : ",DEC3 DC," % "
        LCDOUT  $FE,ADR3," Timer      : ",DEC3 TM,"Min"
        LCDOUT  $FE,ADR4," Main Menu  : Return"
    ENDIF
RETURN
;=========================================================

;================ YARDIM MENUSU ========================
YARDIM:
    LCDOUT  $FE,ADR1,"CIHAZI CALISTIRMAK  "
    LCDOUT  $FE,ADR2,"ICIN [RUN] MODE     "
    LCDOUT  $FE,ADR3,"CIHAZ FREKANS AYARI "
    LCDOUT  $FE,ADR4,"ICIN [SETTING] MODE "
    PAUSE   15000
    GOSUB   ANA_MENU
    LCDOUT  $FE,ADR3+3,126
RETURN
;=========================================================

;================= INTRO MENUSU  =======================
INTRO_OYNAT:
    GOSUB   INTRO
    GOSUB   ANA_MENU
    LCDOUT  $FE,ADR4+3,126
RETURN

INTRO:
    LCDOut  $FE,1:pause 3000
    LCDOUT  $FE,ADR1,"     ULTRASONIK     ":PAUSE 600
    LCDOUT  $FE,ADR1,"                    "
    LCDOUT  $FE,ADR2,"     ULTRASONIK     ":PAUSE 600
    LCDOUT  $FE,ADR4,"    TERAPI CIHAZI   ":PAUSE 600
    LCDOUT  $FE,ADR3,"    TERAPI CIHAZI   "
    LCDOUT  $FE,ADR4,"                    ":PAUSE 2600
    GOSUB   INTRO_FLASH
    GOSUB   INTRO_FLASH
    GOSUB   INTRO_FLASH
    PAUSE   8000
RETURN
```

EK-2 (Devam) Ultrasonik terapi cihazı kontrol programı

```
INTRO_FLASH
    LCDOut  $FE,1
    PAUSE   2000
    LCDOUT  $FE,ADR2,"     ULTRASONIK     "
    LCDOUT  $FE,ADR3,"    TERAPI CIHAZI   "
    PAUSE   2000
RETURN
;=======================================================


BEEP:
    PORTC.0=1:PAUSE 150:PORTC.0=0
RETURN
SING:
    PORTC.0=1:PAUSE 250:PORTC.0=0:PAUSE 250:PORTC.0=1:PAUSE
250:PORTC.0=0:PAUSE 2000
    PORTC.0=1:PAUSE 250:PORTC.0=0:PAUSE 250:PORTC.0=1:PAUSE
250:PORTC.0=0:PAUSE 2000
    PORTC.0=1:PAUSE 250:PORTC.0=0:PAUSE 250:PORTC.0=1:PAUSE
250:PORTC.0=0:PAUSE 2000
RETURN


TER_DUT_HESAPLA:
TFDEG=2000/TF           ;TERAPI SURESI DEGERI
TFOFF=(TFDEG*100)/(10000/DC)    ;DUTY CYCLE HESABI
RETURN

;****************** FREKANS ÜRETME RUTINLERI ************
DISABLE
KESME:
TMR0=TMR0+6+SFREQ

IF RUNMODE<>1 THEN GOTO KES_SON

;ANAHTARLAMA FREKANS ÜRETİMİ
'       IF ANAHTARLAMA=1 THEN   ;ANAHTARLAMA'İ SÜREKLİ ÜRETMEK İÇİN
ALTTAKİ SATIRLA YER DEĞİŞTİR
        IF ANAHTARLAMA=1 AND ULTRAS=1 THEN
            ANAHTARLAMA=0
        ELSE
            ANAHTARLAMA=1
        ENDIF

SFSAY=SFSAY+1                   ;
IF SFSAY<SF THEN GOTO KES_SON
SFSAY=0

;TIMER HESAPLAMA
TMSAY=TMSAY+1
IF TMSAY=2000 THEN
    TMSAN=TMSAN+1:TMSAY=0
    IF TMSAN.0=1 THEN
        LCDOUT  $FE,ADR3+15,DEC3 TM,"m"
```

EK-2 (Devam) Ultrasonik terapi cihazı kontrol programı

```
    ELSE
        LCDOUT  $FE,ADR3+15,"    "
    ENDIF
ENDIF
IF TMSAN=60 THEN
    TMSAN=0:TM=TM-1
    LCDOUT  $FE,ADR3+15,DEC3 TM,"m"
    IF TM=0 THEN
        RUNMODE=0:ANAHTARLAMA=1:ULTRAS=0  ;ANAHTARLAMA KAPAT
        GOSUB SING
        READ 3,TM :LCDOUT  $FE,ADR3+15,DEC3 TM,"m"
        GOTO KES_SON
    ENDIF
ENDIF

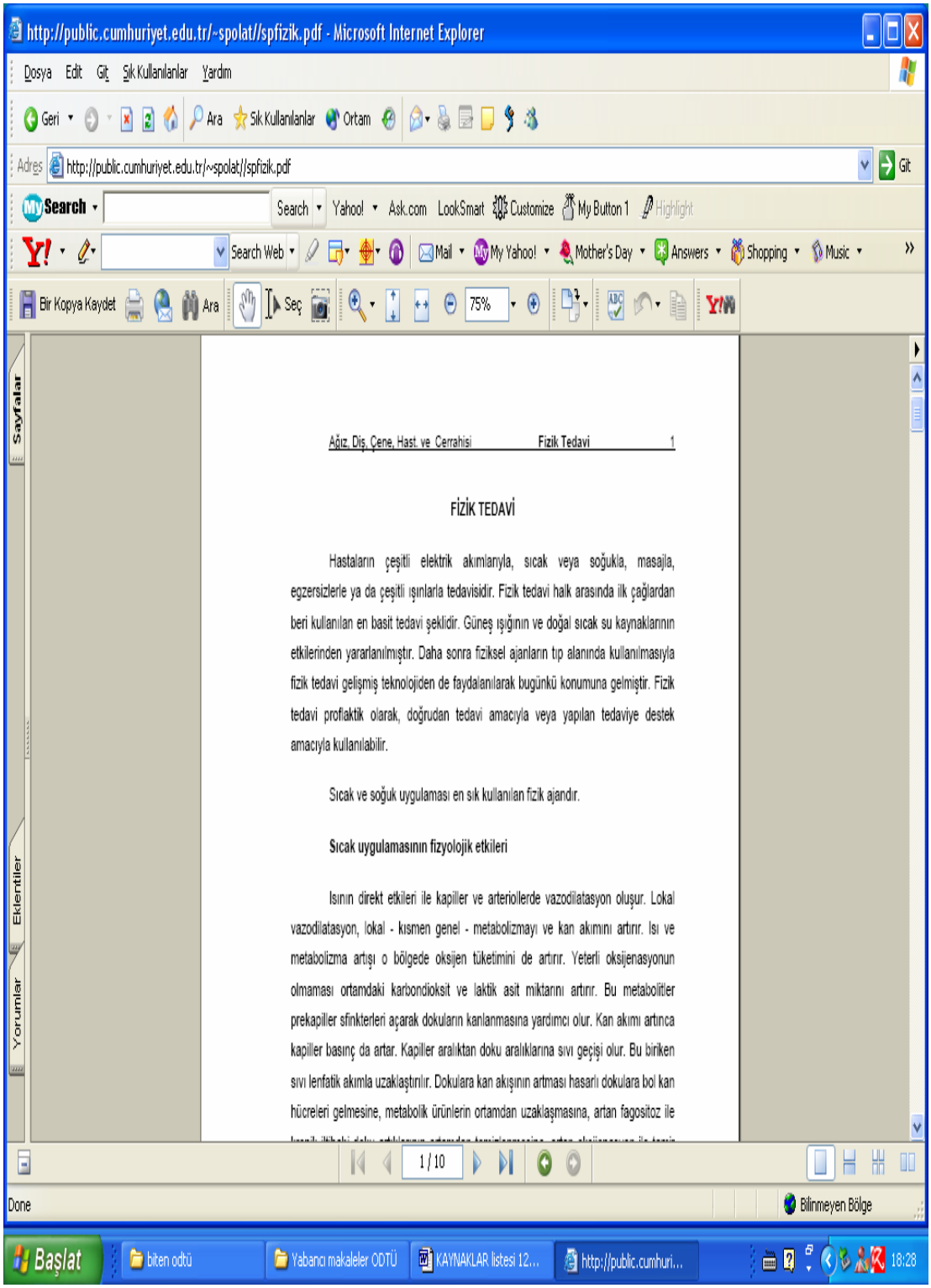

;THERAPY FREKANS ÜRETİMİ
IF DC=0 THEN ANAHTARLAMA=1:ULTRAS=0:GOTO KES_SON ;DUTY CYCLE 0 İSE
ATLA
TFSAY=TFSAY+1
IF TFSAY>=TFDEG THEN TFSAY=0 :ULTRAS=1  ;ULTRASON FREKANSINI AÇ

'IF TFSAY>=TFOFF THEN ULTRAS=0   ;ANAHTARLAMA'İ SÜREKLİ ÜRETMEK İÇİN
ALTTAKİ SATIRLA YER DEĞİŞTİR
IF TFSAY>=TFOFF THEN ANAHTARLAMA=1:ULTRAS=0  ;ULTRASON VE
ANAHTARLAMA KAPAT
KES_SON:
INTCON.2 = 0
Resume
ENABLE
```

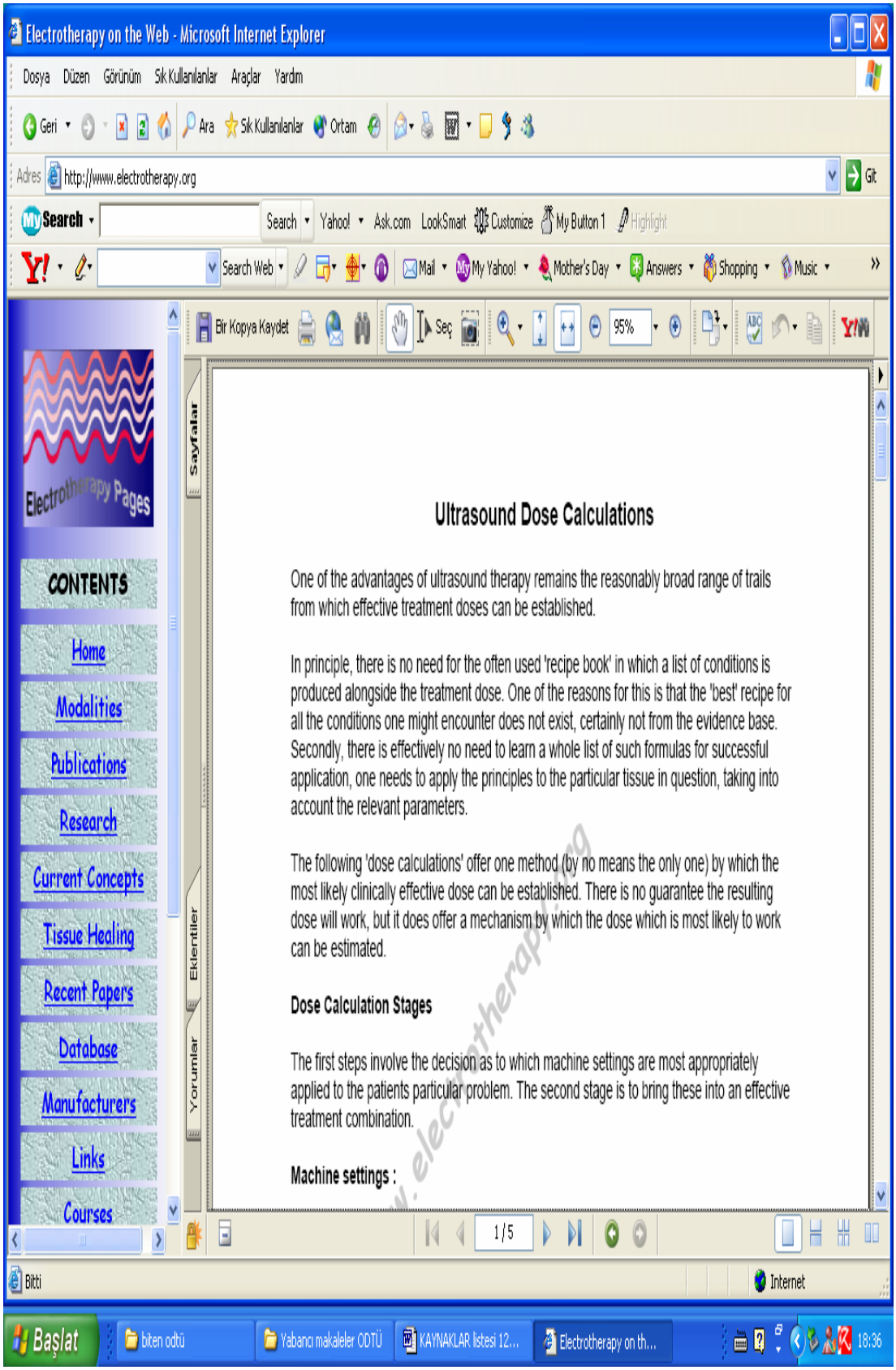
EK-3 İnternetten piezoelektrik özelliği sayfası



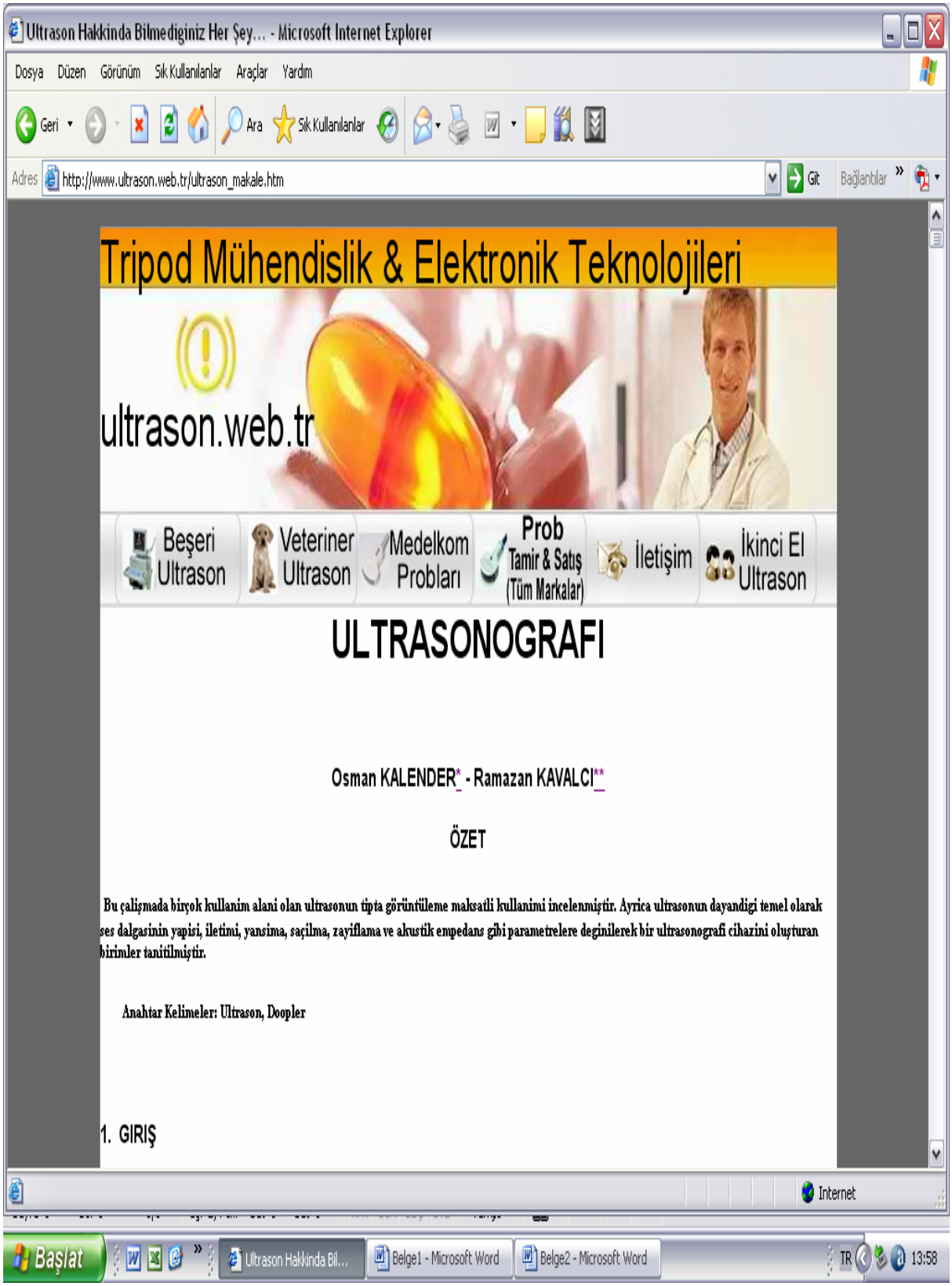
EK-4 İnternetten fizik tedavi sayfası



EK-5 İnternetten ultrasound dose calculation sayfası



EK- 6 İnternetten ultrasonografi sayfası



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : AKDAĞ,Ceyhan

Uyruğu : T.C.

Doğum tarihi ve yeri : 24.12.1968 Sivas

Medeni hali : Evli

Telefon : 0 (232) 364 22 27

Faks :

e-mail :ceyhanakdag@gmail.com

Eğitim

Derece	**Eğitim Birimi**	**Mezuniyet tarihi**
Lisans	Erciyes Ünv./ Elo.Müh.Böl.	1994
Lise	Sivas Lisesi	1987

İş Deneyimi

Yıl	**Yer**	**Görev**
1995-2004	Cumhuriyet Üniversitesi	Öğr.Görevlisi
2004-	Karşıyaka End.Mes.Lisesi	Öğretmen

Yabancı Dil

İngilizce

Hobiler

Müzik, Bilgisayar teknolojileri , Tarih