

**ULTRASONİK YÖNTEM İLE DİŞETİ KALINLIĞININ
BELİRLENMESİ**

Eda AKMAN AYDIN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

**HAZİRAN 2009
ANKARA**

Eda AKMAN AYDIN tarafından hazırlanan ULTRASONİK YÖNTEM İLE DİŞETİ KALINLIĞININ BELİRLENMESİ adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. İnan GÜLER
Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: : Doç. Dr. Recep DEMİRCİ

Üye : Prof. Dr. İnan GÜLER

Üye : Yrd. Doç. Dr. Mustafa BURUNKAYA

Tarih : 09.06.2009

Bu tez, Gazi Üniversitesi Bilişim 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.

Eda AKMAN AYDIN

ULTRASONİK YÖNTEM İLE DİŞETİ KALINLIĞININ BELİRLENMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Eda AKMAN AYDIN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ

Mayıs 2009

ÖZET

Diş eti, dişi alveolar kemiğe bağlayan, saran ve destekleyen, periodontiyumun en dıştaki katmanıdır. Periodontiyuma ait kalınlık değeri bireyler arasında farklılık gösterdiği gibi, aynı bireyin farklı dişlerine ait dişeti kalınlığı bilgisi de değişiklik göstermektedir. Gerçekleştirilen çalışmada, temel ağız sağlığı, ağızdaki cerrahi prosedürler, ortodontik tedavi süreçleri, plastik cerrahi, implantoloji gibi alanlarda oldukça önemli bir kriter olan diş eti kalınlığının A-mod ultrasonografik yöntem kullanılarak belirlenmesini sağlayacak bir sistemin tasarımı ve gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır. Bu yöntem ultrasonik darbe-yankı prensibine dayanmaktadır. Yüksek frekanslı ve yüksek güçlü bir elektriksel işaret ultrasonik dönüştürücü yardımıyla ses dalgalarına dönüştürülerek kalınlık ölçümü yapılacak olan dokuya gönderilir. Farklı akustik empedans değerlerine sahip yüzeylerle karşılaşan ultrasonik dalga yansımaya uğrar. Diş eti dokusundan yansıyan darbeler yine dönüştürücü yardımı ile alınıp işlenerek, ölçüm yapılan dokuya ait kalınlık bilgisi elde edilmiş olur. Çalışmada kullanılan yüksek frekans, ölçümlerdeki çözünürlük oranını arttırarak daha hassas sonuçların elde edilmesini sağlamıştır. Sistemdeki kontrol ve hesaplama işlemleri mikrodenetleyici tarafından gerçekleştirilmiştir.

Bilim Kodu : 704.3.013

Anahtar Kelimeler : Dişeti kalınlığı, Ultrasonik yöntem, A-mod ultrason

Sayfa Adedi : 69

Tez Yöneticileri : Prof. Dr. İnan GÜLER

**MEASUREMENT OF GINGIVA THICKNESS BY ULTRASONIC METHOD
(M.Sc. Thesis)**

Eda AKMAN AYDIN

**GAZI UNIVERSITY
INFORMATICS INSTITUTE**

May 2009

ABSTRACT

Gingiva is the outermost layer of periodontium which surrounds and supports and connects the teeth to alveolar bone. Thickness value of the periodontium exhibits variations among individuals as well as among the teeth of the same person. In the study to be developed, it is intended to design and implement a system that will determine the gingiva thickness which is quite important criteria in the fields of basic mouth health, surgical procedures in mouth, orthodontic care processes, plastic surgery and implantology by using A mode ultrasonic method. This method bases on ultrasonic pulse-echo principle. By using a ultrasonic transducer, a high frequency and high power electrical signal is converted to a sound signal and send to the tissue that gingiva thickness to be measured. The ultrasonic wave reflects when encountered surfaces with different acoustic impedance. Reflected signals from gingiva tissue received via transducer and processed then the thickness information belongs to measured tissue is obtained. The high frequency used in the study, has provided more accurate results to be obtained by increasing resolution used in measurements. Control and computation processes in the system have been implemented by a microcontroller.

**Science Code : 704.3.013
Key Words : Gingiva thickness, Ultrasonic method, A-mode ultrasound
Page Number : 69
Adviser : Prof. İnan GÜLER**

TEŞEKKÜR

Tez çalıőmamda benden zaman, fikir ve tecrübelerini esirgemeyen ve çalıőmam boyunca bana yol gösteren danıőmanım Sayın Prof. Dr. İnan GÜLER' e, yardımlarından dolayı teşekkür ederim.

Tez çalıőmalarım sırasında bana destek veren aileme ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Bu tez alıőması Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 07/2009-05 no'lu proje ile desteklenmektedir.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
1. GİRİŞ	1
2. DİŞETİ KALINLIĞININ ÖLÇÜLMESİNİN ÖNEMİ	3
2.1. Diş ve Dişetin Anatomisi.....	3
2.2. Dişeti Kalınlığı Ölçümünün Gereklilikleri	6
2.3. Dişeti Kalınlığını Belirleme Yöntemleri	8
3. ULTRASONUN DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANIMI VE LİTERATÜRDE YAPILAN ÇALIŞMALAR	10
3.1. Ultrasonik Yöntem Kullanarak Gerçekleştirilen Dişeti Kalınlığı Ölçümleri ..	13
3.2. Ultrason ve Özellikleri	16
3.3. Ultrasonun Temel Prensipleri	18
3.4. Parçacık Hareketi ve Ultrasonik Dalga Yayılım Çeşitleri.....	19
3.5. Ultrasonik Dalgaların Fiziksel Karakteristikleri	20
3.6. Ses Yayılım Ortamının Özellikleri.....	22
3.7. Ultrasonun Doku ile Etkileşimi	24
3.8. Ultrasonik Ölçüm Yöntemleri.....	31
3.8.1. A-Mod (genlik) ultrasonik yöntem.....	32
3.8.2. B-Mod (parlaklık) ultrasonik yöntem.....	33
3.8.3. M-Mod (hareket) ultrasonik yöntem	33
3.9. Ultrasonik Darbe-Yankı Ölçüm Sistemi Tasarım Parametreleri	35
3.9.1. Ultrasonik verici devresi tasarım parametreleri	36
3.9.2. Ultrasonik alıcı devresi tasarım parametreleri	40
3.9.3. Ultrasonik dönüştürücü.....	48

4. GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEM VE PERFORMANS ANALİZLERİ	52
4.1. Osilatör	53
4.2. Kontrol ve Görüntüleme	55
4.3. Ultrasonik Verici	59
4.4. T/R Anahtarı	60
4.5. Ultrasonik Alıcı	61
4.6. Besleme Katı	63
4.7. Performans Analizi	64
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	65
KAYNAKLAR	66
ÖZGEÇMİŞ	69

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2. 1. Diş dokularının akustik özellikleri	5
Çizelge 3. 1. Sesin çeşitli maddeler içindeki yayılma hızı.....	25
Çizelge 3. 2. Bazı ortam/maddelerin ultrasonik zayıflama katsayıları (f= 1MHz)	30
Çizelge 4. 1. Tasarlanan sistem ve elektronik mikrometre ile yapılan ölçümler.....	64

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2. 1. Dişeti dokuları.....	4
Şekil 2. 2. Ağız bölgesi yön terimleri	6
Şekil 3. 1. Ultrasonik dalgalarının yayılma yönü	20
Şekil 3. 2. Bir ses dalgasının frekansı, periyodu ve dalga boyu.....	20
Şekil 3. 3. Yüzeye dik olarak gelen ultrasonik dalgaların yansıması	27
Şekil 3. 4. Yüzeye belli bir açı ile gelen ultrasonik dalgaların yansıması	28
Şekil 3. 5. Sesin dalgaboyu arasındaki ilişkiye göre değişik saçılması	29
Şekil 3. 6. Genlik (Amplitüd-A) modunda görüntüleme	32
Şekil 3. 7. Parlaklık (Brightness-B) modunda görüntüleme	33
Şekil 3. 8. Hareket (Motion-M) modunda görüntüleme	34
Şekil 3. 9. A- mod ultrasonik sistemin temel bileşenleri ve çalışma prensibi.....	35
Şekil 3. 10. Gönderilen ve yansıyan dalga şekilleri.....	41
Şekil 3. 11. ZKD ile kazanç dengelemesi	42
Şekil 3. 12. Alınan RF işaretin zarflama işlemi.....	44
Şekil 3. 13. Zarflanan sinyallere uygulanan integrasyon işlemi.....	44
Şekil 3. 14. Eşik seviyesi kontrolü.....	45
Şekil 3. 15. Öncü kenar algılaması	45
Şekil 3. 16. Tepe dedeksiyonu.....	46
Şekil 3. 17. Türevleme	46
Şekil 3. 18. Ultrasonik dönüştürücünün içyapısı.....	48
Şekil 3. 19. Eksen çözünürlüğü	50
Şekil 3. 20. Yanal (enine) çözünürlük	50
Şekil 4. 1. Sistemin temel blok diyagramı	52
Şekil 4. 2. Osilatör devresi	54
Şekil 4. 3. Osilatör katı çıkış işareti.....	54
Şekil 4. 4. Kontrol ve görüntüleme katı devre şeması	55
Şekil 4. 5. Darbeli dalga işaretler.....	56
Şekil 4. 6. Mikrodenetleyiciye ait akış diyagramı	58
Şekil 4. 7. Ultrasonik verici katına ait devre şeması.....	59

Şekil	Sayfa
Şekil 4. 8. Kontrol işaretleri ve TX 734'ün çıkışı	60
Şekil 4. 9. TR anahtarı devre şeması	61
Şekil 4. 10. Ultrasonik alıcı devre şeması	62
Şekil 4. 11. Yüksek gerilim katı	63

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler	Açıklama
Θ	Ultrasonik dalganın normalle yaptığı açı
c	Ultrasonun yayılma hızı (m/s)
E	Esaltikiyet
ϵ	Dielektrik sabit
f	Ultrasonun frekansı (Hz)
g	Alma katsayısı
h	İletim katsayısı
K	Sıkıştırılabilirlik
k	Elektromanyetik kuplaj katsayısı
n	Ultrasonik darbe paketçisindeki dalga sayısı
Q	Mekanik katsayı
R	Doku kalınlığı
T	Ultrason dalgasının periyodu (s)
t	Ultrasonik dalganın uçuş süresi
Z	Akustik empedans (Rayl)
β	Sıkıştırılmazlık
λ	Dalgaboyu (m)
ρ	Ortam yoğunluğu (g/cm ³)
Kısaltmalar	Açıklama
US	Ultrasonografi
CT	Bilgisayarlı tomografi
MRI	Manyetik rezonans görüntüleme
SAM	Tarayıcı akustik mikroskopi
A-mod	Genlik mod
B-mod	Parlaklık mod
M-mod	Hareket mod
DTF	Darbe tekrarlama frekansı

Kısaltmalar	Açıklama
DTP	Darbe tekrarlama periyodu
UZU	Uzamsal dalga uzunluğu
DS	Darbe süresi
GF	Görev faktörü
RF	Radyo frekans
ZKD	Zaman kazanç dengelemesi
DKD	Derinlik kazanç dengelemesi
SNR	Sinyal gürültü oranı
CW	Sürekli dalga
PW	Darbeli dalga

1. GİRİŞ

Diş eti, dişi alveolar kemiğe bağlayan, saran ve destekleyen, periodontiyumun en dıştaki katmanıdır. Diş hekimliğinde dil, damak ve yanakları döşeyen genellikle ağız mukozası olarak adlandırılan dişeti dokusu ağız-dişeti sağlığı ve zaman zaman genel sağlığın yansıdığı önemli bir tabakadır [1-4].

Diş eti kalınlığı bireyden bireye değişebileceği gibi, bir bireyin ağız mukozasının farklı kısımlarında da değişiklik gösterebilmektedir. Diş eti kalınlığı dişin şeklinden, boyutundan ve konumundan etkileneceği gibi cinsiyet, gelişim ve yaş gibi biyolojik özelliklerden de etkilenebilir [5-8]. Bu durum ise hastaya yapılacak herhangi bir girişim öncesinde o bölgeye ilişkin diş eti kalınlığının belirlenmesi gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Dişeti kalınlığı, ağızdaki tedavi edici cerrahi işlemler, plastik cerrahi, implantoloji, ortodontik tedavi süreçleri, temel ağız sağlığı, dişeti çekilmesinin ya da büyümesinin takibi, protez diş yapımı gibi birçok alanda oldukça ihtiyaç duyulan bir bilgi olmuştur.

Hastaların dişeti kalınlığı bilgisine ait ölçümlerin lokal anestezi altında kullanılan injeksiyon iğnesi ya da periodontal prob, histolojik operasyon ve ya radyografik yöntem ile gerçekleştirildiği görülmektedir. İfade edilen bu yöntemlerin tümü invaziv (vücut içine girilerek gerçekleştirilen) yöntemlerdir. Bu yöntemler hastaya doğrudan temas ederek gerçekleştirildiği için hastanın rahatsız olmasına, canını acıtmasına yol açmaktadır. Radyografik yöntem ise temassız olmasına rağmen gerçekleşen ışınım ile hastanın radyasyona maruz kalmasına yol açtığı gibi dokunun ilerleyen katmanları hakkında detaylı bilgilere erişilmesine olanak tanımaz [7,9,10].

Ultrasonografik ölçüm yöntemi, ağızdaki dokuların kalınlığı hakkında nicel bilgiler verebilecek invaziv olmayan alternatif bir yöntemdir. Hastanın diş etine dokundurulan prob hastanın canının acıtmasına yol açmadığı gibi hastanın herhangi bir yan etkiye maruz kalmasına da neden olmaz.

Ultrasonik dalgalar 20KHz'den yüksek frekansa sahip, insan kulağının duyamadığı mekanik dalgalardır. Son 40 yıldan beri ultrasonik dalgalar teşhis, tedavi ve cerrahi girişimler gibi tıbbın birçok alanında çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır.

Ultrasonun temel prensibi, üretilen yüksek frekanslı elektriksel işaretlerin dönüştürücü tarafından yüksek frekanslı ses dalgalarına (1-20Mhz) dönüştürülerek test edilecek biyolojik dokuya uygulanması, dokudan geri yansıyan ses dalgalarının aynı dönüştürücü tarafından algılanıp elektriksel işaretlere çevrilmesi ve yankı olarak saptanmasıdır [11-15]. Her dokunun kendisine has bir akustik empedansı vardır. Bu özelliğinden dolayı her doku ayrı bir iç yankı düzeyine sahiptir. Dokunun yankı düzeyinde kaydedilen değişiklikler, dokuda patolojik değişikliklerin meydana geldiğinin bir göstergesidir [16].

Bu çalışmada, diş hekimliğinin birçok alanında oldukça gerekli bir bilgi olan dişeti kalınlığının invaziv olmayan A-mod ultrasonik yöntem kullanılarak belirlenmesini sağlayacak bir sistemin tasarımı ve gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır. Yapılan çalışma sonucunda hastaların dişeti kalınlık bilgileri hastayı rahatsız edecek işlemler gerekmeksizin belirlenebilecektir. Böylelikle daha doğru ve daha hassas ölçümlerin yapılması ve hastanın rahatsız olma durumunun minimum seviyeye indirilmesi sağlanacaktır.

Çalışma dört bölümden oluşmaktadır. İkinci bölümde dişetin yapısı ve ölçüm gereklilikleri açıklanmaktadır. Üçüncü bölümde ultrasonik ölçüm yöntemi hakkında genel bilgiler verilmekte ve yapılan çalışmalar incelenmektedir. Dördüncü bölümde gerçekleştirilen sistemin tasarım parametreleri ile gerçekleştirilen sistem özetlenmekte ve sistemin çalışması ile elde edilen sonuçlar açıklanmaktadır. Beşinci bölümde gerçekleştirilen çalışma sonuçları bakımından değerlendirilmekte ve irdelenmektedir.

2. DİŞETİ KALINLIĞININ ÖLÇÜLMESİNİN ÖNEMİ

Bu bölümde diş dokuları, dişeti dokusu kalınlığının belirlenmesinin gereklilikleri hakkında genel bilgiler verilmekte ve ultrasonik yöntem ile diş dokusu ölçümlerine ait yapılmış çalışmalar ve sonuçları incelenmektedir.

2.1. Diş ve Dişetinin Anatomisi

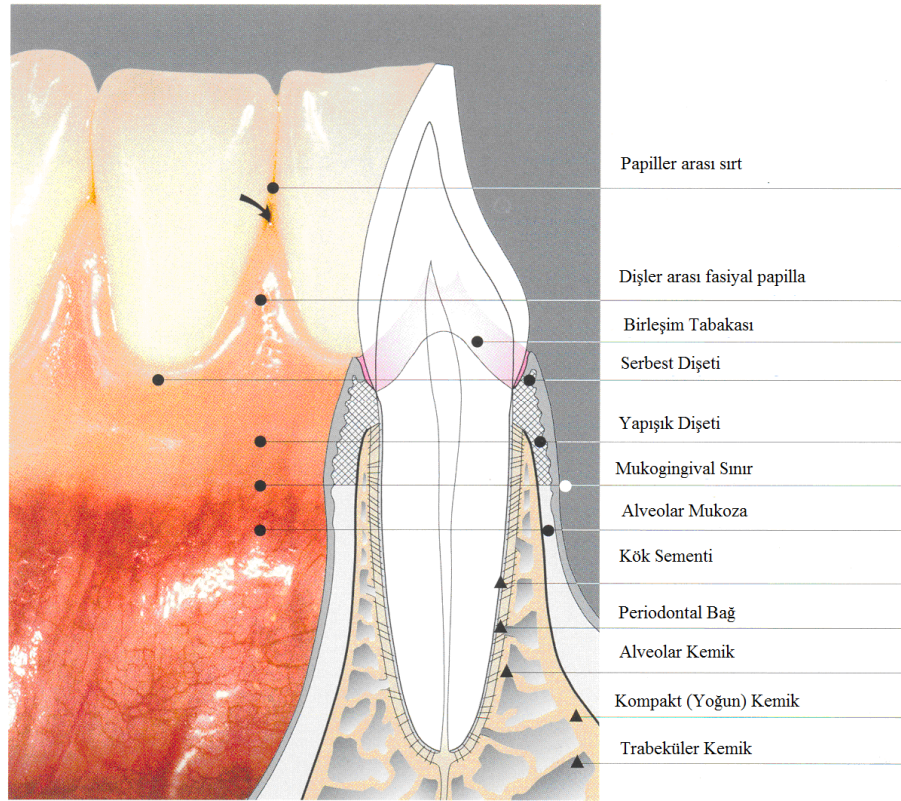
Periodontiyum; dişleri saran ve destekleyen dokuların tümü olarak adlandırılır. Periodontiyumu oluşturan bu dokular; dişeti, periodontal bağ, sement ve alveolar kemik olarak bilinir.

Bütün bu yapıların bir araya gelmesiyle oluşan periodontiyum, diş çevresindeki kemiğe bağlamak, çiğneme, konuşma ve yutkunma sırasında oluşan kuvvetleri karşılamak ve bu kuvvetleri eşit olarak dağıtmak, iç ve dış ortamlar arasında bariyer oluşturarak vücut yüzeyinin devamlılığını korumak, aşınma ve yaşlanma ile meydana gelen yapısal değişiklikleri sürekli remodelasyon ve rejenerasyon ile telafi etmek, ağız boşluğu içindeki dış ortama ait zararlı etkilere karşı savunma ödevi yapmak gibi fonksiyonlarla görevlidir. Tüm periodontal hastalıklar, periodontiyumu oluşturan bu dokuların bazılarında geri dönüşümsüz patolojik değişiklikler meydana getirir. Periodontiyumda doku yıkımına yol açan periodontal hastalıklar, diş kayıplarının en önemli nedenlerinden birisini oluşturur [1-4].

Ağız mukozası, yumuşak damak mukozasından dudak derisi ve yutağa kadar devam eden bir yapıdır. Ağız mukozası, damağı kaplayan ve dişetini içeren çiğneme mukozası, dilin sırtını örten özelleşmiş mukoza ve kalan kısım astar mukozası olmak üzere üç temel kısımdan oluşur.

Dişeti; ağız mukozasının devamı olup, alveolar kemiği ve dişlerin servikal kısmını çevreleyen çiğneme mukozasının bir parçasıdır. Periodontal dokuların ilk ünitesini oluşturan dişeti, son halini dişin sürmesi tamamlanınca alır. Diş eti, diş ve alveolar kemiğe bağlanır ve bu yapıları çevreler. Diş eti ayrıca periodontiyumun dış yüzeye

en yakın bileşenidir. Diş eti mukogingival çizgiden başlar ve alveolar kemiğin koronal yüzeyini kaplar. Damakta ise mukogingival çizgi yoktur, burada dişeti keratinize olmuş, hareketsiz damak mukozasının bir parçasıdır[2-4].



Şekil 2. 1. Dişeti dokuları

Dişetin altındaki ilk tabaka sement olarak adlandırılır. Dişin pulpa bölümü ise kan damarları ve kök kanalına uzanan sinirlerden oluşmaktadır. Diş, alveolar proses olarak adlandırılan çene kemiğine gömülüdür. Periodontal bağ, dişlerin alveolar kemiğe yerleşmesini ve esnekliğini devam ettirmesini sağlar. Dişeti dokularının, serbest dişeti, birleşim tabakası (junctional epithelium) ve dişeti oluğu (gingival sulcus) gibi alt bölümleri vardır. Şekil 2.1’de periodontiyumu oluşturan temel yapılar görülmektedir [2].

Dişetin tüm katmanları birbirinden farklı akustik özellikler göstermektedir. Dişin çeşitli katmanlarına ait akustik empedans, yoğunluk ve hız değerleri (akustik özellikler) Çizelge 2.1’de görülmektedir [12,17]:

Çizelge 2. 1. Diş dokularının akustik özellikleri

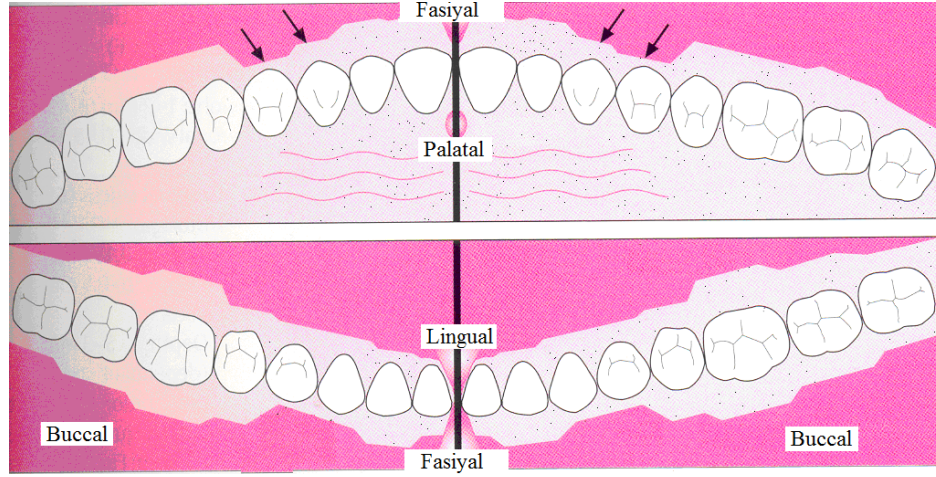
Materyal	c (m/s)	Yoğunluk(kg/m ³)	Empedans (10 ⁶ kg/m ² .s)
Mine	6250	3000	18,8
Dentin	3800	2000	7,6
Sement	3200	-	6,5
Pulpa	1570	1000	1,57
Periodontal Bağ	1580	-	1,7
Dişeti	1540	-	1,63
Amalgam	4350	7750	33,7
Su	1480	1000	1,48

Morfolojik anlamda dişeti, yapışık dişeti ve serbest dişeti olarak adlandırılan iki anatomik yapıdan meydana gelmiştir. Serbest dişeti ile yapışık dişeti arasındaki sınır dişeti yivi olarak adlandırılırken, yapışık dişeti ile alveol mukozası arasındaki sınır mukogingival birleşim olarak adlandırılır.

Serbest dişeti, dişlerin servikal bölümlerini bir yaka gibi saran, dişetin dişler üzerinde sonlandığı bölgede yer alan dişeti bölümüdür. Dişeti oluşunun yumuşak doku duvarını oluşturur. Serbest dişetin dişler üzerinde sonlandığı yere dişeti kenarı, komşu iki dişin kontak noktaları altındaki alanı dolduran kısmına da dişeti papili adı verilmektedir.

Yapışık dişeti, dişeti yivinden başlayarak mukogingival birleşime kadar devam eden, oldukça rezilient ve alttaki kemiğin periostuna sıkıca bağlı olan dişeti kısmıdır. Yapışık dişeti mukogingival birleşimden sonra alveol mukozası ile devam eder. Keratin içermeyen alveol mukozası, yapışık dişetin aksine periosta oldukça gevşek bağlanır, bu nedenle hareketli bir yapıdadır.

Interdental dişeti; dişlerin temas alanı, alveol kemiğinin interdental ucu ve diş yüzeyleri ile belirlenmiş bir alanı kapsar. İnterdental papili; biri vestibülde, diğeri lingualde yer almak üzere iki tepe ucu olan, aralarında da vadi olarak adlandırılan içbükey bir sırtın bulunduğu dişeti dokusu olarak tanımlamıştır[2-4].



Şekil 2. 2. Ağız bölgesi yön terimleri

Ağız bölgesindeki yön terimleri Şekil 2.2’de görülmektedir. Ağız bölgesindeki yön terimleri; buccal (yanak yönü); lingual(dil yönü); palatal (damak yönü), labial (dudak yönü), fasiyal (yüz yönü) olarak adlandırılmaktadır.

2.2. Dişeti Kalınlığı Ölçümünün Gereklilikleri

Diş eti kalınlığı bireyden bireye farklılık gösteren bir özellik olduğu gibi, bir bireyin ağız mukozasının farklı kısımlarında da değişiklik gösterebilmektedir. Diş eti kalınlığı dişin şeklinden, boyutundan ve konumundan etkileneceği gibi cinsiyet, gelişim ve yaş gibi biyolojik özelliklerden de etkilenebilir [5-7]. Bu durum ise hastaya yapılacak herhangi bir girişim öncesinde o bölgeye ilişkin diş eti kalınlığının belirlenmesi gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Vandana ve Savitha yaptıkları çalışmada dişeti kalınlığının yaş, cinsiyet ve kavis bölgesine göre değişimini inceleyerek, genç bireylerin yaşlı bireylerden belirgin bir şekilde daha ince bir diş etine sahip olduklarını; kadınlardaki diş eti kalınlığının

erkeklerle oranla daha ince olduğunu ve alt çenedeki diş eti kalınlığının üst çeneye göre daha kalın olduğunu ortaya koymuşlardır[8]. Bir başka çalışmada Müller ve arkadaşları da çiğneme mukozası kalınlığının cinsiyet ve periodontal fenotipe bağlı olduğunu ortaya koymuşlardır [18].

Diş hekimliğinde yapılan birçok klinik işlem sürecinde çiğneme mukozasına ait kalınlık değeri oldukça ihtiyaç duyulan bir bilgi olmuştur. Örneğin, ince ve yumuşak diş etleri yaralanma, iltihaplanma, zedelenme ve cerrahi işlemler sonrasında dişeti çekilmesinin meydana gelmesine oldukça eğilimli yapılardır. Bunun tersine kalın, düz dişeti, tahriş olma durumuna büyüme ile yanıt verebilmektedir [5,19].

Ortodontik tedavi süresince meydana gelebilecek hareketlenmeler de ağız mukozasının yapısında, özellikle keratinleşmiş dokularda, zararlı etkilere neden olabilmektedir [19].

Ortodontik tedavi süresince demir bağlarının kuvvetlendirilmesi için ortodontik vidaların kullanımı gün geçtikçe yaygınlaşan bir yöntemdir. Ortodontik vidaların ağızdaki sabitliğini ve uygunluğunu etkileyen faktörlerden biri de ortodontik vidanın yerleştirileceği bölgedeki yumuşak doku kalınlığıdır. Eğer aynı uzunluğa sahip ortodontik vidalar farklı yumuşak doku kalınlığına sahip bölgelerde kullanılmaya çalışılırsa kemiğe nüfuz edebilecek vida uzunluğu farklılık gösterecektir. Bu nedenle ağız mukozasının yumuşak doku kalınlıkları ortodontik vidalama işlemi gerçekleştirilmeden önce belirlenmesi gereken bir büyüklük olmuştur [9].

Tedavi edici süreçlerde ve plastik cerrahide çiğneme mukozasının farklı kısımlarındaki kalınlık değeri oldukça önemli bir bilgi olmuştur. Dişeti kalınlığının belirlenmesinin tedavi edici cerrahi işlemler süresince, dişeti çekilmesinin gelişiminin incelenmesinde, doku aşılama işlemlerinde ve yara iyileştirme çalışmalarında, önemli rol oynadığı görülmektedir [6]. Damak veya azıdişi bölgesindeki mukoza kalınlığı, periodontal plastik cerrahide kök kaplama, yapışık dişeti genişliğinin arttırılması ve alveolar sırt bölgesinin arttırılmasında bağ doku aşılması için verici materyal olarak kullanılacak en uygun bölgenin belirlenmesi

için önem taşımaktadır [19]. Dişeti kalınlığı ayrıca kök kaplama işlemlerinin klinik sonuçların önceden belirlenmesi için bilinmesi gereken önemli bir kriterdir [7,20]. Verici bölgeden elde edilecek doku kalınlıkları tedavi yönteminin seçilmesi açısından önemlidir ve gerçekleştirilecek cerrahi işlemlerin sonuçlarını önemli şekilde etkilemektedir [20].

Ağız boşluğu içerisinde gerçekleştirilen cerrahi yöntemler (implantasyon_yeniden diş takılması gibi) çoğu zaman ağızdaki yumuşak ve sert dokulara ait boyutların tam olarak bilinmesinin gerektirmektedir. Alveolar sırt boyutlarının haritalanması da yumuşak doku kalınlıklarının değerlendirilmesi yöntemi ile de yaygın olarak yapılmaktadır [10].

Protez diş yapımında dikkatle incelenmesi ve belirlenmesi gereken husus dişlerin yerleştirileceği zemindir. Bağ dokudan ve kortikal (kabuksal) kemikten oluşan birincil basınç yatağı en fazla oklüzal kuvvete maruz kalan kısımdır ve ince mukoza ile kaplı olduğu alanlara aşırı derecede yüklenilememesi gerekmektedir. Yumuşak doku boyutları protez dişlerin oturtulacağı bölgelerin değerlendirilmesi için de gerekli bir yöntemdir. Bu alanların belirlenmesi veya bu alanlara yerleştirilecek yük miktarı diş hekiminin önceki tecrübelerine veya hastanın takma diş takılması sonrasındaki tepkilerine bağlı olarak belirlenebilir. Ancak yeterli tecrübeye sahip olmayan hekimler için bu bölgelerdeki kalınlık bilginin doğru bir şekilde elde edilmesinin gerekliliği ortaya çıkmıştır [21].

2.3. Dişeti Kalınlığını Belirleme Yöntemleri

Ağız mukozasında yumuşak doku kalınlıklarının belirlenmesi için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Literatürde incelenebilecek çalışmaların çoğunda çiğneme mukozasının kalınlığı geleneksel olarak kadavra çenelerinin histolojisi ile değerlendirilmiştir. Bununla birlikte birçok çalışmada dişeti kalınlığı ölçümlerinin lokal anestezi altında kullanılan injeksiyon iğnesi ya da periodontal prob, histolojik operasyon ve ya radyografik yöntem ile gerçekleştirildiği görülmektedir. İfade edilen bu yöntemlerin tümü invaziv yöntemlerdir. Bu yöntemler hastaya doğrudan temas ederek gerçekleştirildiği için hastanın rahatsız olmasına, canını acıtmasına yol

açmaktadır. Radyografik yöntem ise temassız olmasına rağmen gerçekleşen ışınlama ile hastanın radyasyona maruz kalmasına yol açtığı gibi dokunun ilerleyen katmanları hakkında detaylı bilgilere erişilmesine olanak tanımaz. Ultrasonografik ölçüm ise yumuşak dokular hakkında nicel bilgiler verebilecek invaziv olmayan alternatif bir yöntemdir. Hastanın dış etine dokundurulan dönüştürücü hastanın canının acımasına yol açmadığı gibi hastanın herhangi bir yan etkiye maruz kalmasına da neden olmaz [7,9,10].

Tanısal ultrason (Ultrasonografi, US) hastalar üzerinde zararlı etkisinin en az olduğu ileri sürülen ve klinik çalışmalarda en yaygın kullanılan görüntüleme tekniğidir. Non-invasive (acısız) bir tekniktir ve bununla birlikte radyasyon tehlikesi yoktur. Diğer bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans gibi görüntüleme tekniklerine göre (CT ve MRI) oldukça ucuz bir tekniktir ve taşınabilir bir yapıya sahiptir. Görüntülenecek organların hareketli olmaları (CT ve MR' da sakıncalıdır) herhangi bir sakınca yaratmaz. Bütün düzlemlerde görüntü elde etmek mümkündür. Bunlara karşın akciğer ve bağırsakların ultrasonografi ile görüntülenememesi dezavantaj olarak kabul edilir. Çünkü kemik, hava kabarcığı, gaz gibi oluşumlar ultrasonik dalgaları geçirmemektedir [22].

Diş eti kalınlığı diş hekimliğinde yaygın olarak belirlenmesi gereken bir parametredir. Diş eti kalınlığının belirlenmesinde kullanılacak ultrasonik yöntem, ölçümlerin daha yüksek doğrulukta yapılmasını sağlarken aynı zamanda daha hassas ölçüm aralıklarıyla gerçekleştirilmesini sağlayacaktır. Ölçümlerin gerçekleştirilmesinde hastaya herhangi bir zarar verme durumu söz konusu olmayacaktır. Tüm bu özellikler göze alındığında ultrasonik yöntemle gerçekleştirilen diş eti kalınlığı ölçüm cihazı özellikle yeterli tecrübeye sahip olmayan hekimler için oldukça kullanışlı olacaktır.

3. ULTRASONUN DIŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANIMI VE LİTERATÜRDE YAPILAN ÇALIŞMALAR

Bu bölümde dişeti dokusu kalınlığının belirlenmesinde kullanılacak olan ultrasonik yöntem hakkında genel bilgiler verilmektedir. Aynı zamanda ultrasonik sistem tasarım parametreleri hakkında bilgiler sunulmaktadır.

Ultrasonun diş hekimliğinde kullanımı dişin içyapısının ve tabakalarının incelenmesi, sert doku tabakalarının karakterize edilmesi, diş çürüklerinin erken tanısı, diş minesi demineralizasyonunun belirlenmesi, diş eti derinliğinin ve kalınlığının belirlenmesi gibi çeşitli alanlarda gerçekleştirilmiştir. Ultrasonun diş hekimliği alanında kullanımı uzun zamandır üzerinde incelemeler yapılan bir konudur. Ancak diş dokularının anizotropik yapısı ve kompleks geometrisi yapılan çalışmalarda zor problemlerle karşı karşıya kalınmasına ve bunun sonucu çalışmaların yavaş ilerlemesine neden olmuştur. Bu nedendir ki ultrasonik sistemler pratik diş hekimliğinde henüz kullanımı yaygınlaşmış bir yöntem olamamıştır.

Diş hekimliğinde ultrason kullanılarak gerçekleştirilen ilk çalışmalar 1958 yılında gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada oftalmolojik çalışmalarda kullanılan 15MHz frekanslı bir tarayıcı prob kullanılmış ancak istenilen netlikte sonuçlar elde edilememiştir. 1960'lı yıllarda ultrasonun diş hekimliğinde kullanımı üzerine araştırmalar yapılmaya başlanmıştır. Bu dönemde bazı araştırmacılar ultrasonik yöntem ile pulpa boşluğunun özelliklerini belirleme çalışmalarını sürdürmüşlerdir [17]. Ayrıca Lees ve çalışma arkadaşları ultrasonik darbe-yankı yöntemi ile laboratuvar cihazları ve özel dönüştürücüler kullanarak dişin içyapısının ortaya konması ve görüntülenebilmesi için ultrasonun kullanılabilirliğini sistematik olarak araştırmışlardır [17,23]. İlk araştırmalarda gecikme bölgesi ve kuplaj ortamı olarak bir alüminyum çubuk kullanarak başarılı sonuçlar elde etmişler, sonraki çalışmalarında ince bir yağ, cam ve hiçbir kuplaj tabakası olmadan dişin yapısını araştırmışlardır. Lees ve arkadaşlarının bu dönemde yaptıkları araştırmalar diş minesi ve dentin tabakalarının kalınlıklarının ölçülmesi, sert doku tabakalarının karakterizasyonu ve diş minesi demineralizasyonu üzerine odaklanmıştır.

1960'lı yıllarda ultrasonun yumuşak dokularda kullanımı üzerine de araştırmalar yapılmaya başlanmıştır. Dişeti kalınlığının ölçümü üzerine ilk araştırmalar periodontal hastalıkların belirlenmesinde ultrasonun kullanımı konusunda yapılmıştır. Ultrasonun diş hekimliğinde kullanımı üzerine yapılan bir çalışmada Megahertz frekanslardaki ultrason değerlerinin diş hekimliğinde kullanımının “diş dokusunun yapısı ve konumundan ötürü” bazı sınırlamaları olabileceği sonucuna varılmıştır [17].

1980-90'lı yıllar arasında en yoğun çalışmalar periodontoloji alanında yapılmıştır. Periodontal kemik morfolojisinin ölçümlerinde ultrasonik yöntem kullanılmış ve tam sonuçlar alınamamasına rağmen ultrasonik ölçümlerin hastalar için hızlı ve ağrısız bir yöntem olduğu ortaya konmuştur. Bir başka çalışmada 20 MHz B-mod ultrasonun periodontal anatomiye çok net bir şekilde görüntüleyebileceği ancak bununla birlikte A-mod çalışma sistemi olmadan nicel bir değerlendirme yapabilmenin mümkün olmadığı sonucuna varılmıştır. Radyografi, bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve ultrasonografiyi karşılaştırmak için yapılan bir çalışmada en iyi hassasiyet ve özgüllük sonuçlarına ahşap, bileşik, amalgam ve cam gibi çift şekilli materyallerin görselleştirilmesine olanak veren ultrasonografi ile ulaşıldığını ortaya konmuştur [17].

1980'lerin ortasından 1990'ların ortalarına kadar sert doku araştırmaları diş materyallerinin özellikleri soruları üzerineydi. Yapılan ilk araştırmalarla dişin çeşitli katmanlarının homojen olmadığı, her noktada farklı özellikler gösterdiği ve sesin dişteki hızı her katmanda aynı olmadığından diş kalınlığı ölçümlerinde hatalara sebep olduğu varsayılmıştır. Böylece çeşitli araştırmacılar diş yapısının modellenmesi için canlı dışı araştırmalar yapmaya başlamışlardır. Yapay demineralizasyon üzerine yapılan çalışmalar sonucunda demineralize olmuş dişlerin akustik empedansının sağlıklı dişlerden farklı olduğu ortaya konmuştur [17].

Bilgi işleme ve ultrason teknolojisindeki ilerlemeler sayesinde ultrasonun diş hekimliğinde kullanımı ve yumuşak doku araştırmalarında ultrasonun klinik uygulamaları ile ilgili yapılan araştırmalar ilerleme göstermeye devam etmiştir [17]. Eger ve çalışma arkadaşları, dişeti kalınlığını üstün bir geçerlilik ve tekrarlanabilirlik

ile otomatik olarak hesaplamak amacıyla, elle kullanılabilir, implantolojik teşhis öncesi için kullanılan ultrasonik kalınlık ölçüm cihazı kullanmışlardır [6,24]. 20 MHz ultrasonik cihazın çeşitli klinik uygulamalarını tanımlamak için yapılan bir çalışmada önceki araştırmalara benzer şekilde ancak daha yüksek çözünürlüklü olarak periodontal dokuların bir kesitini gösterilmiştir. Bir diğer çalışmada tamamıyla ağız içi uygulamalar için tasarlanmış 20 MHz frekansında bir görüntüleme probu ile dişeti dokularını karakterize etme çalışmaları gerçekleştirilmiştir [17]. Tsiolis ve arkadaşları ise dermatolojik uygulamalarda kullanılan 20 MHz frekansındaki probu periodontiyumun nicel değerlendirilmesi için yanaktaki uygun bölgelerden görüntü elde edebilmek amacıyla kullanmış ve periodontoloji alanında ultrasonun kullanımının hem klinik uygulamalar hem de araştırmalar için umut verici olduğunu ortaya koymuştur. Tsiolis, bu çalışma ile ultrasonografinin periodontal dokuların değerlendirilmesi için oldukça doğru sonuçlar veren ve tekrarlanabilir bir yöntem olduğu sonucuna varmıştır [25]. Bu süre boyunca yapılan periodontolojik çalışmalar ultrasonik araçların prototipinin hazırlanması üzerinde yoğunlaşmıştır.

Bu yıllarda yapılan dişin sert dokularını inceleyen ultrasonik çalışmalar daha çok diş çürüklerinin belirlenmesi amacıyla diş minesi kalınlıklarının belirlenmesi ile ilgili olmuştur. Bir dönüştürücü ve kalınlık ölçümünü otomatik olarak yapabilen bir kalınlık ölçer kullanarak çürüklerin belirlenmesi konusunda yapılan bir çalışmada, histolojik ve radyolojik yöntemler ile karşılaştırıldığında ultrasonik yöntemin %88 hassasiyet ve %86 özgüllük ile sonuçlandığı görülmüştür.

1990 ve 2000 yıllarında ultrasonun diş hekimliğinde kullanımı ile ilgili pek çok canlı dışı araştırmalar yapılmaya devam edilmiştir. Tarayıcı akustik mikroskopi (SAM- Scanning acoustic microscopy) olarak adlandırılan yüzey dalgalarını kullanarak dişin yapısı ve özelliklerinin araştırılması üzerine çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Yapılan bir çalışmada diş minesi kalınlığının hesaplanması için akustik mikroskobu kullanılmış fakat bu durumda da yansız mine kalınlığının ölçülmesi için dişin ince kesitlerine ayrılmasının gerekliliği ortaya konmuştur [17].

Schulze tarafından yapılan bir çalışmada damak çiğneme mukozasının kalınlığının A-mod ve B-mod ultrasonografik yöntemlerle ölçülüp değerlendirilmesi gerçekleştirilmiştir. B-mod ultrason görüntü tabanlı bilgi sağlar, kullanıcıya değerlendirmesini görsel olarak kontrol edebilmesine olanak tanır. Bunun tersine A-mod ultrason cihazı nümerik bilgileri görüntüler. Bu çalışma sonucunda B-mod ultrasonografinin baş ve ense bölgelerindeki yumuşak dokuların patolojik durumları hakkında bilgi edinebilmek için bir standart olarak kabul edilse de ağız içi dokuların değerlendirilmesi için henüz yeterince kabul görmüş bir görüntüleme tekniği olmadığı sonucuna varılmıştır [10].

2003 yılından sonra sert dokular hakkında yapılan klinik araştırmalarda pek çok araştırmacı önceki teknikleri kullanarak, düzenleyerek ya da ulaşabildikleri ultrasonik cihazları değerlendirerek ultrasonun diş hekimliğinde kullanılabilirliğini araştırmışlardır. Bu yıllarda darbe-yankı tekniğini kullanarak sığır dişlerindeki mine kalınlığını öğrenebilmek için mine-diş ve dentin-pulpa birleşim yüzeyi incelenmiştir. [17].

3.1. Ultrasonik Yöntem Kullanarak Gerçekleştirilen Dişeti Kalınlığı Ölçümleri

Ultrasonik yöntem kullanarak ağız mukozasının çeşitli bölgelerindeki dişeti kalınlığının belirlenmesi ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Deney sonuçları diğer ölçüm metotları ile karşılaştırılmış ve ultrasonik ölçümlerin geçerliliği ortaya konmuştur.

Ralf ve çalışma arkadaşları canlı dokular üzerinde B-mod ve A-mod ultrasonografik yöntemleri karşılaştırmak için yaptıkları çalışmada iğne prob, A- mod (10MHz dönüştürücü) ve B- mod (10 MHz- lineer dönüştürücü) ultrasonografik ölçümler ile 50 deneğin azı dışı bölgelerindeki damak mukozası kalınlığının ölçümünü gerçekleştirmişlerdir. Yapılan ölçüm sonuçlarına göre algılanabilen en küçük kalınlık değeri iğne uçlu prob ile 1,90 mm; B-mod ultrasonografik yöntem ile 2,14 mm ve A-mod ultrasonografik yöntem ile 1,76 mm olarak belirlenmiştir. Yine aynı ölçümlerde elde edilebilen en büyük kalınlık değeri iğne uçlu prob ile 5,90mm; B-mod

ultrasonografik yöntem ile 5,24mm ve A-mod ultrasonografik yöntem ile 5,02 mm olarak belirlenmiştir [10].

Müller ve arkadaşları, çiğneme mukozasının ultrasonik yöntem kullanılarak ölçülmesinin geçerliliği ve güvenilirliğini belirleyebilmek amacıyla 11 sağlıklı denek üzerinde alt çenede yanak bölgesinde (buccal), diş hizasında ve dişler arası bölgelerde; dil bölgesinde (lingual) 1. ve 2. azıdişi ile 2. ve 3. azıdişi hizasında ve dişler arası bölgelerde; üst çenede ise damağa ait mukoza 1. ve 2. azıdişi ile 2. ve 3. azıdişi arasından, her dişin damak hizasında ve tanımlanan her üç bölgenin 4 mm gerisinden ölçülmüştür. Ayrıca geri azıdişi bölgesinin kalınlığı incelenmiştir.

Yanak ve dil bölgesinde diş ortasından yapılan ölçümlerde kalınlık 0,99 mm ve ölçüm hatası 0,26 mm; kabartılı dişetinde (papillary) ortalama kalınlık $1,19 \pm 0,53$ mm ve ölçüm hatası 0,37 mm olarak belirlenmiştir. Damaktan yapılan ölçümlerde ise ortalama dişeti kalınlığı $2,36 \pm 0,87$ mm ve ölçüm hatası 0,54 mm olarak ölçülmüştür. Ölçüm sonuçları 0,5 mm – 4,5 mm aralığında oldukça doğru sonuçlar vermiştir. Bu çalışmada 6 mm üzerindeki kalınlık değerlerinde hatalı sonuçlar elde edilmiştir [19].

Yine Müller ve arkadaşlarının çiğneme mukozasının tüm kısımlarındaki kalınlık değerlerini bir ultrasonik ölçüm cihazı (A-mod 5MHz) kullanarak ölçmek amacıyla yaptıkları çalışmada yüz (fasiyal), damak (palatal) ve dil (lingual) bölgesinde, diş hizasından ve dişler arası hizalardan ölçümler yaparak değerlendirmeye çalışmışlardır. Bu çalışma sonucunda yüz bölgesine ait ölçümlerde ortalama kalınlık değeri üst çenedeki köpek dişlerinde ve alt çenedeki ön kesicilerde 0,7 mm, alt çenedeki 3. azıdişinde 2,3 mm; dişler arası dişeti kalınlığı 1,0 mm -2,1 mm aralığında; damağa ait mukoza kalınlığı 3. geri azıdişi bölgesinde 3,0 mm olarak ölçülmüş; en kalın doku kalınlığına geri azıdişi bölgesinde ve tümsek bölgelerde rastlanmıştır (4 mm' den fazla). Üst çene için en kalın değer 4,17 mm ile akıl dişi bölgesinde; en ince değer 0,70 mm ile yüze ait kısımda; alt çene için en kalın değer 4,12 mm ile akıl dişi bölgesinde; en ince değer 0,65 mm ile yüze ait bölgede

görülmüştür. Dil bölgesi 0,85mm – 2,33 mm ile ortalama kalınlık değerine sahiptir[19].

Uchida ve arkadaşları 20 MHz B-mod ultrasonik muayene cihazı kullanarak canlı diş dokularındaki çiğneme mukozasının kalınlığının ölçülmesi ve protez dişlerin yerleştirileceği zeminin belirlenmesi üzerine bir çalışma gerçekleştirmişlerdir [6]. Bu çalışmada dişleri olmayan 100 denek üzerinde 21 bölgede ölçümler gerçekleştirilmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda ortalama çiğneme mukozası kalınlığının üst bölgede 1,92 mm – 2,38 mm aralığında; alt bölgede 1,45 mm- 1,58 mm aralığında olduğu belirlenmiştir. Yine aynı çalışmada erkek deneklerin bayanlardan daha kalın çiğneme mukozası kalınlığına sahip olduğu gözlenmiştir.

Goasind ve arkadaşları yüz bölgesinde (fasiyal) dişeti kalınlığının ölçümü üzerine yaptıkları çalışmada dişeti kalınlığının bireyler arasında ve bireyin farklı bölgelerindeki ölçümlerde değişebildiği sonucuna varmışlardır [26]. Yine bu çalışmada serbest dişetindeki ölçümlerde 0,53 mm – 2,62 mm arasında kalınlık değerleri elde etmişler ve ortalama kalınlık değerini 1,56 mm \pm 0,39 mm olarak hesaplamışlardır. Mukogingival çizgi üzerinde yapışık dişeti ölçümlerinde ise 0,43 mm – 2,29 mm aralığında değişen kalınlık değerleri elde edilmişler ve ortalama kalınlık değerini 1,25 mm \pm 0,42 mm olarak belirlemişlerdir. Tüm dişlerin ortalama kalınlığı ise 1,41 mm olarak belirlenmiştir.

Genç bireylerin yüz bölgesindeki (fasiyal) dişeti kalınlığının belirlenmesi amacıyla yapılan bir başka çalışmada dişeti kalınlığının dişe bağlı değişkenlerle ilişkili olduğu ortaya konmuştur. Bu çalışmada, dişeti kalınlıklarının ise 0,74 mm – 1,17 mm aralığında değiştiği görülmüş ve ortalama dişeti kalınlığın 0,93mm \pm 0,12 mm arasında ölçülmüştür. Yüz bölgesindeki dişeti kalınlığı ağız boşluğunun çeşitli bölgelerinde değişmektedir. Minimum değerler üst çenede 1. azıdişi bölgesinde (0,76–0,77 mm) ve köpek dişlerinde (0,75- 0,78 mm); alt çenede 1. azı dişinde (0,68–0,73 mm) olarak ölçülmüştür. Üst çenede ön kesici dişler (0,95–1,03 mm) ve ikinci ve üçüncü azı dişlerin daha kalın olduğu gözlemlenmiştir (0,93–1,24 mm). Alt çenede maksimum değerlerin 1,5 mm'yi aşmadığı görülmektedir [24].

Savitha ve Vandana yaptıkları çalışmada dişeti kalınlığının transgingival prob ve ultrasonik dönüştürücü kullanarak ölçümü üzerine çalışmalar yapmışlar ve Hindistan halkının köpekdişi ve ön kesici dişlerindeki dişeti kalınlıklarını değerlendirmişlerdir [7]. Çalışmada dişeti kalınlığını sağlıklı bireylerde her iki ölçüm yöntemiyle de tekrarlamışlardır. Yaptıkları çalışmada transgingival yöntem ile karşılaştırıldığında ultrasonik yöntem ile dişeti kalınlığını belirlemenin daha doğru ve hızlı ölçüm sonuçları verdiği sonucunu ortaya koymuşlardır.

Yanak yönünde ortalama dişeti kalınlığı transgingival prob ile 1,08mm, ultrasonografi ile 0,86 mm olarak belirlenmiştir. Dişlerarası (papilla) bölgelerde, transgingival prob ile yapılan ölçümlerde 1,26 mm, ultrasonografi ile yapılan ölçümlerde ise 0,77 mm kalınlık değerleri elde edilmişlerdir. İki farklı diş çeşidinde gözlemlenen kalınlık değerleri karşılaştırıldığında dişeti kalınlığının dişin şeklinden etkilendiği sonucunu ortaya koymuşlardır.

Bong-Kuen Cha ve beraberindekiler ortodontik vidaların yerleştirilmesi için uygun yumuşak doku kalınlıklarının ultrasonografik yöntem kullanılarak belirlenmesi amacıyla bir çalışma gerçekleştirmişlerdir [9]. Bu çalışma sonucunda yanak bölgesi dişeti kalınlığının en büyük değerleri üst çenede 1,84 mm, alt çenede 1,61mm; en düşük değerleri ise üst çenede 1,11 mm, alt çenede 1,02 mm olarak ölçülmüştür. Damak çiğneme mukozasının kalınlığının belirlenmesinde ise, en kalın değerler dişeti tepesinin 4 mm ilerisinde 3,20 mm, 8 mm ilerisinde 4,14 mm ; en ince değerler 4 mm ileride 3,20 mm, 8 mm ileride ise 2,00 mm olarak ölçülmüştür.

Yapılan bu çalışmalar göz önüne alınarak tasarlanacak sistemde ölçülmesi istenen maksimum ve minimum kalınlık değerleri belirlenmiştir. Sistem 0,5mm–5 mm kalınlık değerlerini ölçebilecek hassasiyette tasarlanmalıdır.

3.2. Ultrason ve Özellikleri

Ultrason günümüzde en yaygın kullanılan ikinci klinik görüntüleme yöntemidir. 2. Dünya Savaşı sırasında donanma için geliştirilen sonar teknolojisini kullanarak ultrasonun tanılayıcı yetenekleri tüm dünyada keşfedilmeye başlanmış ve 1940'ların

sonlarına doğru klinik uygulamalarda tanılayıcı bir araç olarak kullanılma potansiyeli artmaya başlayan bir araçtır.

O dönemlerde ultrasonografi kullanılarak yapılan en göze çarpan çalışma bir fizikçi ve bir mühendis (John Wild ve John Reid) tarafından gerçekleştirilmiş olan darbe yankı yöntemini kullanarak çeşitli dokulardaki tümörlerin belirlenmesi olmuştur. Ultrasonografi kullanılarak gerçekleştirilen tanılama çalışmalarına paralel olarak tedavi edici uygulamalar için yüksek yoğunluklu ultrasonun kullanılabilirliği, Parkinson hastalarının tedavi süreçlerinde beyin yapılarının değiştirilmesi amacıyla ultrasonu kullanan William Fry, Floyd Dunn ve çalışma arkadaşlarını içeren bir grubu da kapsayan çeşitli araştırmacılar tarafından incelenmeye başlanmıştır.

Ultrason o zamanlardan beri birçok klinik problemin çözümünde uygulanmasına rağmen 1970'lerin başlarına kadar yeterince kabul gören bir araç olamamıştır. Bugün ise ultrasonografik görüntüleme, modern tanılayıcı görüntüleme hizmetlerinin ayrılmaz bir parçası olmuştur.

Ultrasonun avantajları ve kendisine has olan bazı karakteristik özellikleri aşağıda sıralanmaktadır:

1. Ultrason iyonize olmadığından bilgilerin elde edilmesinde güvenilir bir yöntemdir.
2. Diğer görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırıldığında daha ucuzdur.
3. Gerçek zamanlı sonuçların elde edilmesini sağlar.
4. Yüksek frekans değerlerinde milimetrik çözünürlük ile ölçümlerin gerçekleştirilmesini sağlar.
5. Portatif olduğundan kolaylıkla yer değiştirebilir.

Bu nedenlerden dolayı ultrason kardiyoloji, obstetrik, jinekoloji, cerrahi, pediatri ve nöroloji gibi birçok klinik disiplinde oldukça önemli bir tanılayıcı araç olmuştur.

Buna karşılık ultrasonun dezavantajları ise şöyle sıralanabilir:

1. Gaz içeren organlar ve kemik yapıları özelleştirilmiş işlemler olmadan yeterli bir şekilde görüntülenemez.
2. Kalp ve yenidoğan beyni gibi belli organların ultrasonik incelenmesi işlemlerinde sınırlı bir aralığa erişilebilir.
3. Elde edilen sonuçlar operatör yeteneklerine bağlıdır.
4. Aşırı şişman kişilerde iyi görüntülerin elde edilmesi çoğu zaman mümkün olamamaktadır [13].

3.3. Ultrasonun Temel Prensipleri

Ses, bir ortamda ilerleyen mekanik enerjidir. Moleküller üzerinde etkili olan kuvvetler tarafından yaratılan ortam basıncındaki periyodik değişimler, moleküllerin ortalama pozisyonları etrafında salınım yapmalarına neden olur. İleri yönde bir basınç darbesi uygulandığında hava molekülleri hep birlikte hava yoğunluğunu arttıran bir bölge üreterek ileri doğru hareket ederler. Sıkıştırma terimi bu yüksek basınç bölgesinin şeklini tanımlamak için kullanılır. Geri yöndeki bir darbe hareketi molekül yoğunluğunun azalmasına neden olur. Gevşeme terimi de bu alçak basınç bölgesinin oluşmasını tanımlar. Sıkışma ve gevşeme bölgeleri ile moleküllerin komşu moleküllere çarpması sağlanır ve böylece sesin kaynağında oluşturulan ilk etki yayılır. Sesin iletilmesi için moleküler hareket şarttır ve bu durum sesin neden boşlukta ilerleyemediğinin göstergesidir.

Düzenli aralıklarla tekrarlayan moleküler hareketteki değişimlerin bu sırası çevrim olarak tanımlanmıştır. Bir ses dalgasının frekansı ise saniyedeki molekül titreşimlerinin sayısı ya da saniyedeki çevrim sayısıdır.

Ses dalgalarını frekanslarına göre infrases, işitilebilir ses ve ultrases (Ultrasound) olmak üzere üç gruba ayırmak mümkündür. Ses altı duyma eşiğinin altındaki sıklıkta olanlar (20 Hz'den düşük sesler) infrases, insan kulağının duyma aralığında olanlar (sıklığı 20 Hz–20 KHz arasındaki sesler) işitilebilir ses, insan kulağının algılama

yeteneğinin dışında olanlar (20 KHz–30 MHz arasındaki sesler) ultrases olarak sınıflandırılabilir.

Ultrason insan kulağının işitemeyeceği, yüksek frekanslı mekaniksel dalgalar olarak tanımlanır. Teşhis amacı ile kullanılan ultrason dalgaları ise 2MHz ile 10 MHz arasındadır[12,13,15].

3.4. Parçacık Hareketi ve Ultrasonik Dalga Yayılım Çeşitleri

Ultrasondaki enerji iletimi ortamın moleküllerin uyarılması sonucu olduğundan, enerji gaz, sıvı veya katı ortamda yayılabilir. Ses yer değiştirme dalgaları veya basınç dalgaları olarak adlandırılabilir ve aşağıdaki özelliklere sahiptir:

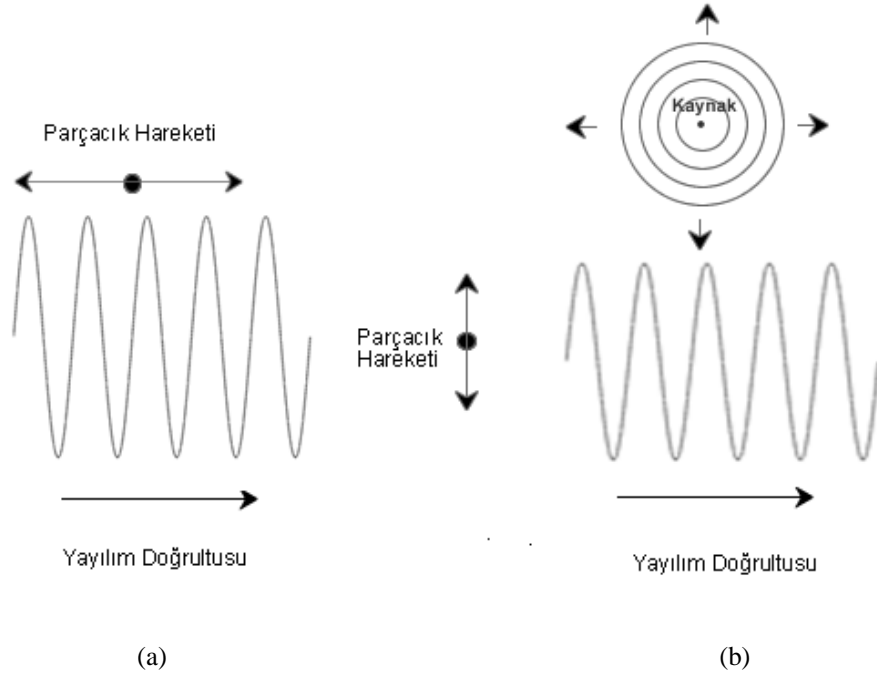
- Ortamın parçacıkları denge konumu etrafında salınırlar.
- Ortamda enerji, parçacıkların salınım hareketleriyle aynı yönde iletilir.
- Parçacıklar ortamda hareket etmezler, sadece denge konumları etrafında ileri geri salınırlar. Başka bir deyişle enerji, ortamın salınımı içinde madde iletimi olmaksızın iletilir [22].

Ultrasonik uygulamalarda ve incelemelerde, boylamsal dalgalar ve enlemsel dalgalardan faydalanılmaktadır. Bu dalgaların özellikleri şöyledir:

_ *Boylamsal dalgalar veya sıkışma dalgaları*, parçacıkla aynı yönde yayılan dalgalardır. Bu dalga yayılımında moleküllerin titreşimi enerji iletim yönü ile aynı yönde ve yayılım yönü sıkışma ve gevşeme bölgeleri ile aynı yöndedir.

_ *Enlemsel dalgalar veya makaslama dalgaları*, parçacıkla dik yönde yayılan dalgalardır ve moleküllerin hareketi, enerjinin yayılım doğrultusuna dik olacak biçimde titreşirler. Enine dalgalar, yayılım yönü sıkışma ve gevşeme bölgelerinin yönüne tam dik olacak doğrultudadır[12,28].

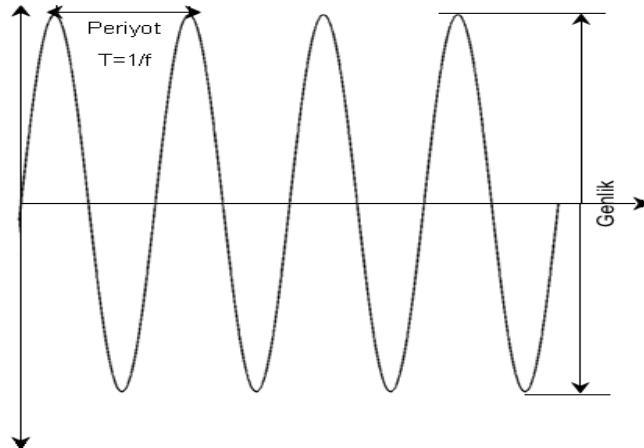
Enine ve boyuna dalgaların oluşumu Şekil 3.1’de görülmektedir.



Şekil 3. 1. Ultrasonik dalgalarının yayılma yönü
a. Boyuna dalga b. Enine dalga

3.5. Ultrasonik Dalgaların Fiziksel Karakteristikleri

Ultrasonik dalgalar kendilerini tanımlayan belli fiziksel karakteristiklere sahiptir. Düzgün elastik materyal içinde, sabit sıcaklık ve basınç altında, ultrasonun yayılma hızı (c) sabittir ve doğrudan sesin frekansına (f) ve dalga boyuna (λ) bağlıdır. Ses dalgalarının diğer belirgin özellikleri ise genlik, güç ve dalga yayılım doğrultusudur. Şekil 3.2’de bir ses dalgasının genliği, periyodu ve dalga boyu gösterilmiştir [12,15].



Şekil 3. 2. Bir ses dalgasının frekansı, periyodu ve dalga boyu

Dalgaboyu: Dalgaboyu bir bütün dalga çevriminin boyutudur. Bir çevrim, belirli aralıklarla tekrarlayan genlik değişimlerinin sırasıdır. Dalgaboyu mesafedeki parçacık yoğunluğu eğrisi çizileceği zaman genlik yoğunluktaki değişimi tanımlar. Dalgaboyu peş peşe iki dalga arasındaki mesafedir. Metre (m), santimetre(cm) ya da milimetre (mm) birimleri ile ifade edilir.

Genlik ve Periyot: Genlik, fiziksel bir varlığın büyüklüğündeki değişimdir. Genlik zamanın bir fonksiyonu olarak çizildiğinde dalganın periyodu (T) bir tüm çevrimin tamamlanması için geçen zaman ya da iki ardışık sıkışma veya gevşeme bölgesi arasındaki zaman olarak tanımlanır. Periyotun birimi saniyedir (s).

Frekans: Dalganın frekansı bir zaman biriminde (genellikle 1 sn) verilen bir noktada meydana gelen çevrimlerin (basınç salınımlarının) sayısıdır. Periyodun terine karşılık gelir. Birimi Hertz (Hz)'dir.

Akustik Hız: Bir dalganın bir ortamdaki yayılma hızı akustik hız olarak adlandırılır. Sesin hızı, dalga enerjisinin gönderildiği ortamın yoğunluğu ve sıkıştırılabilirliği ile belirlenir.

Hız,

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (3.1)$$

eşitliği ile hesaplanır. Burada, λ , dalga boyu (m); c, materyal içindeki ses hızı(m/s); ve f, frekans (Hz) olarak gösterilmiştir. Aynı tanımı periyot T ile yapılacak olursa,

$$\lambda = c \cdot T \quad (3.2)$$

eşitliği ile gösterilir[12].

Eşitliklerden görülebileceği gibi frekansın artması dalga boyunda kısalmaya neden olur. Bu durum çözünürlüğü arttırırken, sönümü de arttırmaktadır. Sönüm artması ise dalganın yayılım derinliğinde azalmaya sebep olmaktadır.

Berson ve arkadaşları, yüksek frekansa sahip ultrasonik cihazların avantajları ve kullanımlarında karşılaşılabilecek problemler üzerine yaptıkları çalışmada, yüksek frekansların yüksek kalitede görüntüler elde etmek için önemli olduğunu; ancak yayılım derinliğinin düşük olması, yüksek performanslı ultrasonik dönüştürücü ve elektronik sistem kullanımında teknolojik zorluklarla karşılaşılabileceği gibi nedenle yüksek frekanslarla yapılan çalışmaların sadece laboratuvar ortamında kaldığını ve genel kullanıma geçemediğini ortaya koymuşlardır.

3.6. Ses Yayılım Ortamının Özellikleri

Ses dalgalarının yayılma hızını; ortamın cinsi, yoğunluğu, ısı vb. faktörler belirler. Ses yayılım ortamının bazı özellikleri aşağıda tanımlanmıştır:

Elastikiyet: Elastikiyet, bir nesnenin üzerinde artık onu etkileyen bir kuvvet kalmadığında özgün şekil ve hacmine geri dönebilme yeteneğidir. Dokuya doğrultulan ultrasonik dalgalar komşu molekülleri sıkıştırıp gevşeterek elastik deformasyona neden olur. Bu deformasyonun miktarı, nesnenin elastik özelliklerine ve uygulanan kuvvetin gücüne bağlıdır[12].

Yoğunluk: Yoğunluk birim hacimdeki ortam kütesidir. Yoğunluk, ortamı meydana getiren parçacıkların birbirlerine ne kadar yakın olduklarına dair bir tanımlamadır [22]. Ortamın diğer tüm fiziksel parametreleri sabit tutulduğunda yoğunluktaki artış ortamdaki ses yayılımını engeller. Eş. 3.3'te görüldüğü gibi ortamdaki ses hızı, ortam yoğunluğunun karekökü ile ters orantılıdır($\sqrt{\rho}$).

$$c \propto \frac{1}{\sqrt{\rho}} \quad (3.3)$$

Hız (c), yoğunluk (ρ) ve elastisite (E) arasındaki ilişki ise Eş. 3.4 ile hesaplanabilir[12].

$$c = \left(\frac{E}{\rho} \right)^{1/2} \quad (3.4)$$

Sıkıştırılabilirlik: Sıkıştırılabilirlik (K), materyale basınç uygulandığında hacimdeki azalmayı ifade eder. Ortamdaki ses hızı ortam sıkıştırılabilirliğinin karekökü ile ters orantılıdır. Bu durum Eş. 3.5'te görülmektedir.

$$c \propto \frac{1}{\sqrt{K}} \quad (3.5)$$

Sıkıştırılmazlık (Bulk Modulus): Sıkıştırılmazlık, kuvvet uygulandığında materyalin hacmindeki değişime karşı göstermiş olduğu direnci ifade eder.

$$\beta = \frac{1}{K} \quad (3.6)$$

Böylece hız β 'nin karekökü ile ters orantılıdır (Eş. 3.7).

$$c \propto \sqrt{\beta} \propto \frac{1}{\sqrt{K}} \quad (3.7)$$

Bulk Modulus artarsa ve sıkıştırılabilirlik azalırsa, ortamdaki ses hızı artar.

Sıkıştırılabilirlik ve yoğunluğu bir eşitlikte birleştirerek ortamdaki bir parçacığın akustik hızı Eş. 3.8 ve Eş. 3.9'da görüldüğü gibi hesaplanabilir.

$$c = \frac{1}{\sqrt{K \cdot \rho}} \quad (3.8)$$

ya da

$$c = \frac{\sqrt{\beta}}{\sqrt{\rho}} \quad (3.9)$$

Sıkıştırılabilirliği etkilemeden yoğunluk arttırılırsa denklemden de görüldüğü gibi ses hızı azalır. Parçacığın sıkıştırılabilirliği ve yoğunluğu birbirine bağlı değişkenleridir ve yoğunluktaki değişim sıkıştırılabilirlikteki zıt yönlü bir değişim ile bağıntılıdır.

3.7. Ultrasonun Doku ile Etkileşimi

Tanılayıcı ultrasonda kaydedilen görüntüler dokuya iletilen enerjiden çok yansıyan enerjiye bağlıdır. Gönderilen ultrasonik dalga, hedef dokunun karakteristiklerine bağlı olarak doku ile etkileşimde bulunur. Bu etkileşimin sonucunda yansıyan ultrasonik dalgalar, tanılama amacıyla kaydedilir. Ses ile doku birleşim ortamında meydana gelen etkileşimlerin çeşitleri ışıktaki gözlemlenen dalga davranışlarına benzer: yansıma, kırılma, saçılma ve soğrulma gibi [12]. Bu etkileşimler birçok faktöre bağlı olarak değişik kombinasyonlarda ve değişen kapsamlarda olabilir. Dalga davranışını etkileyen faktörler:

İki ortamın karakteristik empedansları arasındaki fark,
 Ses hızının ara yüz düzlemine göre yönü,
 Ara yüzün düz veya pütürlüklü olması,
 Ara yüz ve ses kaynağı arasındaki mesafe,
 Ultrason dalgasının sıklığı şeklinde sıralanabilir [22].

Akustik Empedans, Yansıma ve Zayıflama

Bir cismin akustik empedansı, ortama yayılan ses dalgaları tarafından oluşturulan parçacıkların akışına karşı gösterilen zorluğun ölçüsüdür. Materyalin akustik empedansı (Z), cismin yoğunluğu (ρ) ile sesin o cisim içindeki hızının (c) çarpımıdır. Akustik empedans, saniyede metrekareye düşen kilogram ya da saniyede santimetreye düşen gram olarak ifade edilir. Metre-kilogram-saniye sistemindeki

birimlerin kombinasyonuna özel bir ad verilir, Rayl. Genel olarak akustik empedans Eş. 3.10 ile hesaplanabilmektedir.

$$Z = \rho \cdot c \text{ kg/m}^2/\text{sn} \quad (3.10)$$

Bu eşitlikte Z (Rayl), akustik empedans; c (m/s) materyal içindeki sesin hızı ve ρ (g/cm^3) materyal yoğunluğunu simgelemektedir.

Çeşitli ortamların yoğunluğu ve ultrasonun bu dokulardaki yayılım hızı Çizelge 3.1'de verilmiştir [12,22].

Çizelge 3. 1. Sesin çeşitli maddeler içindeki yayılma hızı

Ortam	Yoğunluk(kg/m^3)	Hız(m/s)	Akustik Empedans($\text{kg/m}^2/\text{s} \cdot 10^{-6}$)
Hava	1,2	330	0,0004
Su (20°C)	1000	1480	1,48
Civa	13,600	1450	20,0
Yumuşak Dokular	1060	1540	1,63
Karaciğer	1060	1550	1,64
Kas	1080	1580	1,70
Yağ	952	1459	1,38
Beyin	994	1560	1,55
Böbrek	1038	1560	1,62
Dalak	1045	1570	1,64
Kan	1057	1575	1,62
Kemik	1912	4080	7,8
Akciğer	400	650	0,26
Göz Merceği	1142	1620	1,85

Katılar veya kemik için akustik empedans değeri en yüksek iken, sıvılar ve yumuşak dokular için daha düşük, gazlar için ise en düşüktür.

Akustik empedansları farklı olan iki arayüzün birleşmesi ile oluşan sınır akustik arayüz olarak adlandırılır. Akustik arayüze ses çarptığında, ses enerjisinin bir kısmı geri yansır ve geri kalanı sınır yüzeyden diğer ortama iletilir [22].

Bir ortamın akustik empedansı bir diğeri ile aynı ($Z_1=Z_2$) ise ses, bir ortamdan diğerine kolayca geçer. Akustik empedanslar arasındaki farklılık sesin bir kısmının arayüzde yansımaya neden olur. Eğer iki ortamın akustik empedansları arasındaki farkı çok küçük ise yansıyan dalganın büyüklüğü de küçük olacaktır. Eğer akustik empedans farkı, kemik ve yumuşak dokunun birleşimi gibi, büyük ise gönderilen ses dalgasının büyük bir kısmı yansıtacaktır. Böylece iletilen ışının küçük bir kısmı kemiğin arkasındaki dokuya iletilecek ve büyük bir kısmı alıcıya dönecektir.

Bir ortamdan diğer ortama geçen sesin enerji kaybı, dB olarak, Eş. 3.11 ile hesaplanabilir.

$$dB = 10 \log_{10} \left[\frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \right] \quad (3.11)$$

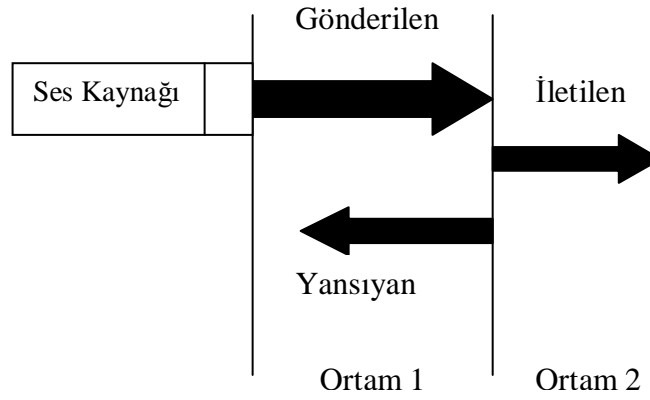
Burada Z_1 , birinci ortam ya da materyalin akustik empedansı, Z_2 ise ikinci ortam ya da materyalin akustik empedansıdır. Yansıyan sesin kaybı ise, Eş. 3.12 ile hesaplanabilir.

$$dB = 10 \log_{10} \left[\frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \right] \quad (3.12)$$

Sonuç olarak ses, ortam boyunca ve ortam değişikliğinde enerji kaybı sonucu zayıflayarak ilerler. Zayıflamanın nedeni ise sesin kırılması, saçılması ve yansımaları faktörlerdir [28].

Yansıma ve Kırılma

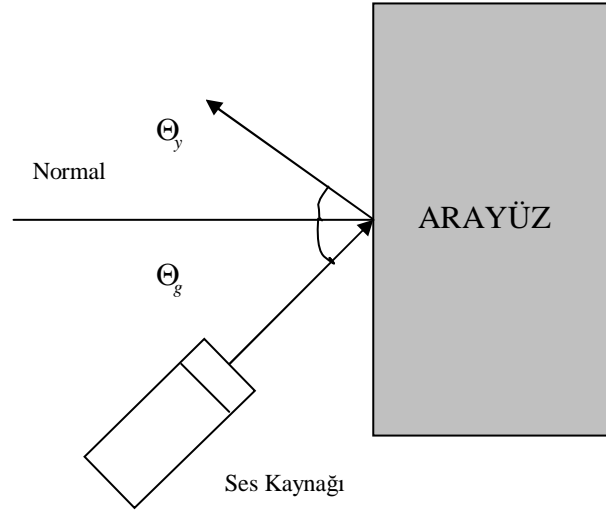
Tanılayıcı ultrasonda ilgilenilen en önemli nokta dokulardan yansıyan dalgalardır. Ses dalgası ara yüze dik olarak çarpınca enerjisinin bir kısmı iletilir bir kısmı ise geriye doğru yansır (Şekil 3.3). Enerjinin yansıyan kısmı, diğer bir deyişle yankının genliği, ortamların akustik empedansları arasındaki fark büyüdükçe artar. $Z_1 = Z_2$ ise hiç yansıma olmaz, yani yankı yoktur.



Şekil 3. 3.Yüzeye dik olarak gelen ultrasonik dalgaların yansıması

Dokular hiçbir zaman homojen bir yapıya sahip olamadıkları için, pratikte yukarıdaki durumun oluşması çok zordur. Sonuç olarak, en azından gönderilen dalganın çok ufak bir kısmı her zaman yansır.

Ses dalgaları, iki ortam arasında 90° 'lik bir açı olacak şekilde arayüze çarparsa, belli bir yüzde ilk ortamdan yansıtılacaktır ve geri kalan doğrultusunda bir değişiklik olmadan ikinci ortamda ilerleyecektir. Eğer ses dalgaları 90° 'den farklı bir açı ile arayüze çarparsa, dokuya iletilen kısım kırılmaya uğrayacaktır. Bu durum Şekil 3.4'te görülmektedir.



Şekil 3. 4. Yüzeyle belli bir açı ile gelen ultrasonik dalgaların yansıması

Arayüzden dönüştürücüye yansıyan ışın üzerinde akustik empedans, geliş açısı, dalga boyu ile karşılaştırılan yapının büyüklüğü, arayüz yüzeyinin karakteristiği gibi birçok faktör etkilidir[12].

Belli bir açı ile akustik yüzeye doğrultulan ultrasonik dalgalar gönderilen ses dalgası ile aynı açı ile yansır. Ses ışınının yansıma açısı geliş açısına eşittir. Bu açılar, arayüz yüzeyine dik olarak çizilen ve normal olarak adlandırılan bir çizgi ile göreceli olarak tanımlanabilir. Bu durum Şekil 3.5' te görülmektedir.

Yansıma ve kırılmadaki kurallar optikteki Snell kanunları ile aynıdır ve Eş. 3.13'te görülmektedir.

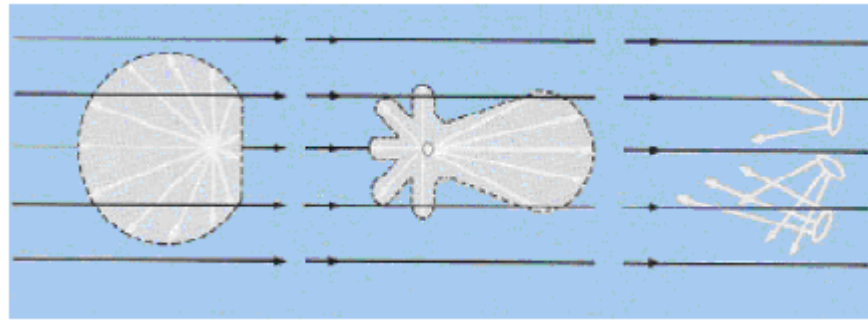
$$\frac{\sin\Theta_1}{\sin\Theta_2} = \frac{V_1}{V_2} \quad (3.13)$$

Burada sırası ile V_1 ve V_2 Ultrasonun birinci ve ikinci ortamdaki yayılma hızlarıdır.

Saçılım

Yansıtıcı yüzeyi büyük ve düzgün bir yüzey olduğunda ultrasonik ışınların düzgün bir şekilde yansınması ve kırılması söz konusudur. Ancak, dokuların içerisinde homojen olmayan ve farklı yoğunluklarda kitleler ultrasonik ışınların birçok doğrultuda saçılmasına ve yön değiştirmesine neden olur. Saçılmada enerji saçılır veya başka bir deyişle rastgele yönlere yansıtılır. Organlardaki içsel yapıların boyutlarıyla, sesin dalgaboyu arasındaki ilişkiye göre değişik saçılma durumları oluşur.

Şekil 3.5'te saçılmalarından üçünün oluşum şekli gösterilmiştir [22].



(a)

(b)

(c)

Şekil 3. 5. Sesin dalgaboyu arasındaki ilişkiye göre değişik saçılması

- Yapının boyutu \ll dalgaboyu Tüm yönlü yansıma(Rayleigh)
- Yapının boyutu = dalgaboyu İleri-geri yansıma(Orta parçacıklı)
- Yapının boyutu \gg dalgaboyu Yönlü yansıma (Spekular)

Zayıflama

Ultrasonik dalga ortamda yayılırken genliğinde bir azalma gözlemlenir. Bu azalma hem saçılma hem de soğrulmanın etkilerini içerir. Soğrulma ve saçılma, çeşitli katsayılarla birim uzunluktaki genliktaki oransal kayıpları niteler. Zayıflama ayrıca eksponansiyel bir fonksiyon olarak da tanımlanabilir. Çeşitli dokulara ait zayıflama katsayıları Çizelge 3.2'de görülmektedir [22].

Çizelge 3. 2. Bazı Ortam/maddelerin ultrasonik zayıflama katsayıları ($f= 1\text{MHz}$)

Madde-Ortam Tipi	Zayıflama (dB/cm)
Su	0,0002
Kan	0,180
Beyin	0,630
Karaciğer	0,870
Böbrek	1,130
Kalp	4.860
Tendon	12,00
Kemik (2MHz)	15,00

Ultrason dalgalarının yoğunluğunun azalmasına ve enerjisinin bir kısmını kaybetmesine yol açan zayıflama olayının üç sebebi vardır.

Bunlardan birincisi soğurma (absorption)'dır. Dokudan geçen ultrasonun enerjisinin bir kısmı doku tarafından emilir ve emilen bu enerji ısı olarak ortaya çıkar. Zayıflamaya yol açan ikinci etmen saçılmadır. Saçılma sonucunda birim alandan geçen enerji miktarı azalacaktır. Zayıflamanın üçüncü nedeni ise 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[22].

Sönüm ve Soğurma

Sönüm, ses dalgasının ilerlediği yol üzerinde enerjisini kaybetmesidir. Dolayısı ile derin yapılardan gelen yankıları algılamak zordur. Ultrason dalgasının yayılımı sırasında şiddetinin azalma nedenleri, huzme ıraksaması ve yansıma olarak bilinmektedir.

Soğurma, ortamda ses enerjisinin kaybolduğu tek süreçtir. Diğer tüm etkileşim modları ışın enerjisini yönlendirerek ultrasonik ışının yoğunluğunu azaltır. Soğurma ise ultrasonik enerjinin başka bir enerji şekline dönüştürülmesi işlemidir. Ses dalgalarının doku içinde emilmesi çok karışık bir olaydır. “Sessel enerjinin ısıya çevrilmesi” olarak tanımlanabilir. Emilimin esas sebeplerinden bir tanesi yoğun ortamlarda ses dalgalarının enerjisinin sürtünmeden dolayı olan azalmasıdır.

Ultrasonik ışının soğrulması, ışının frekansı, ortamın gevşeme zamanı ve akışkanlığı ile ilişkilidir. Frekans da hem akışkanlık hem de gevşeme zamanı ile ilgili olarak soğrulmayı etkiler [12].

3.8. Ultrasonik Ölçüm Yöntemleri

Ultrasonografide çeşitli şekillerde görüntü oluşturmak mümkündür. Ultrasonun tıptaki uygulamalarında ultrason dalgaları vücuda ya sürekli olarak (CW- sürekli dalga) ya da kısa süreli bir darbe dizisi (PW-darbeleri dalga) şeklinde gönderilir. Uygulamaya bağlı olarak prob, ya hem alıcı hem de verici görevi yapan tek bir dönüştürücü ya da biri verici diğeri alıcı olarak görev yapan iki dönüştürücü taşır. Sürekli dalgaların kullanıldığı uygulama alanları şunlardır:

- Ultrasonun ısısal ve diğer etkilerinden yaralanarak yerel doku tedavisi,
- Ultrasonun bir kan damarını zıt yönde geçiş zamanları farkını ölçerek kan akış hızının ölçülmesi,
- Damardaki ya da kalpteki kandan yansıyan dalgaların Doppler frekans kaymasından yararlanarak buralardaki kan akış hızının ölçülmesi.

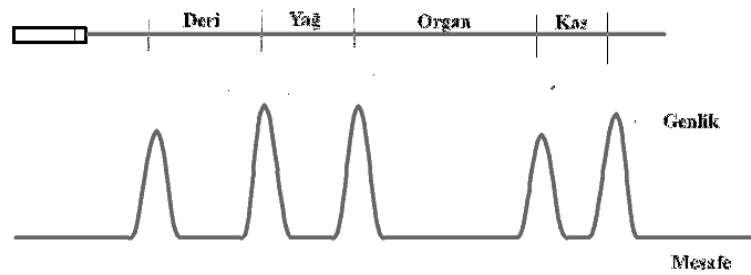
Darbeleri ultrason yöntemlerinde vücuttaki çeşitli doku sınırlarından yansıyıp geri gelen yankıların, genlikleri, yansıma zamanları ve uğradıkları Doppler kayması ölçülebilir. Bu parametreler yansıtıcı dokuların vücut içindeki derinlikleri, ultrasonu yansıtma dereceleri ve hareketli dokuların hızları hakkında bilgiler taşır. Bu bilgiler hızlı bilgisayar teknikleri ile çeşitli matematiksel işlemlerden geçirilerek ses, grafik ya da görüntüye dönüştürülebilir.

Darbe-yankı yönteminde ultrason vücut içine kısa süreli darbeler halinde gönderilir. İki ortam arasındaki bir sınıra dik olarak gelen bir ultrason dalgasının aynı doğrultuda geri yansımaları, yolu üzerindeki karakteristik akustik empedans değerine bağlıdır. Yankı darbelerinin vücut içi dokular hakkında bilgi veren diğer parametreleri geri dönüş zamanları ve uğradıkları Doppler kaymasıdır. Günümüzde gelişmiş ultrason cihazları bu parametreleri tek tek veya birlikte değerlendirerek vücut içi dokulara ilişkin tanıya yardımcı bilgiler sağlar [11].

Darbe-yankı prensibine dayalı çeşitli görüntüleme teknikleri vardır. Bu teknikler A-, B-, ve M- mod olarak adlandırılır. A, B, M sırasıyla genlik (amplitude), parlaklık (brightness) ve hareket (motion) kelimelerinin ilk harfleri ile adlandırılmaktadır [13].

3.8.1. A-Mod (genlik) ultrasonik yöntem

A-mod tekniği basitçe doku derinliğine karşılık yankı genliklerini ve uçuş zamanlarını gösteren bir görüntüleme tekniğidir. Amplitüd (A) modunda ses dalgasının yayılım doğrultusunda, farklı yüzeylerden yansıyan darbeler, yansımaların genliğine göre çizgisel bir grafik haline dönüştürülür. (Şekil 3.6).

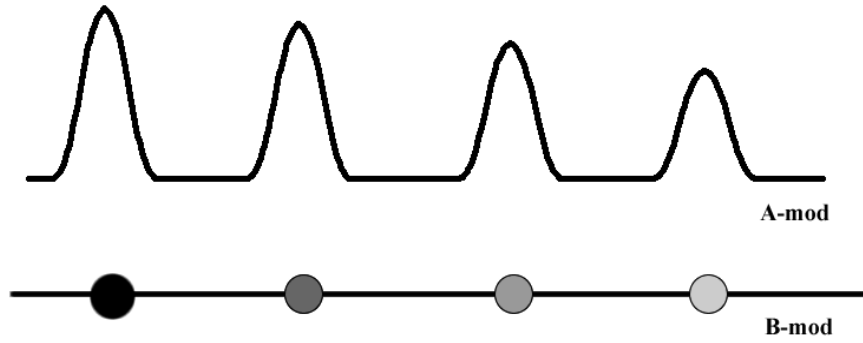


Şekil 3. 6. Genlik (Amplitüd-A) modunda görüntüleme

Yankı sapmasının osiloskop ekranının zaman eksenindeki konumu, yansıtıcının derinliği ile ilgili bilgiler taşır. Yumuşak dokularda ultrasonik dalganın uçuş süresi (t) ve hızının (c) sabit olduğu bilindiğinden $R=ct/2$ formülü ile doku kalınlığı (R) hesaplanabilir [11, 13].

3.8.2. B-Mod (parlaklık) ultrasonik yöntem

A- mod yöntem ile elde edilen yankı darbelerinin genliklerini ekran üzerinde görüntülemek için değil de elektron huzmesinin ekrana çarpış hızını görüntülemek için kullanılırda her yankı darbesine karşılık parlaklığı birbirinden farklı noktalar elde edilir. Genliği yüksek olan yankı darbelerine karşılık gelen noktalar daha parlaktır. Noktaların zaman ekseninde yerleştikleri alan ise A-mod görüntüdeki ile aynıdır. Yankı genliklerinin bu gösterim şekline B-mod tarama adı verilir. B-mod ultrasonik yöntemin temel prensibi Şekil 3.7’de görülmektedir.



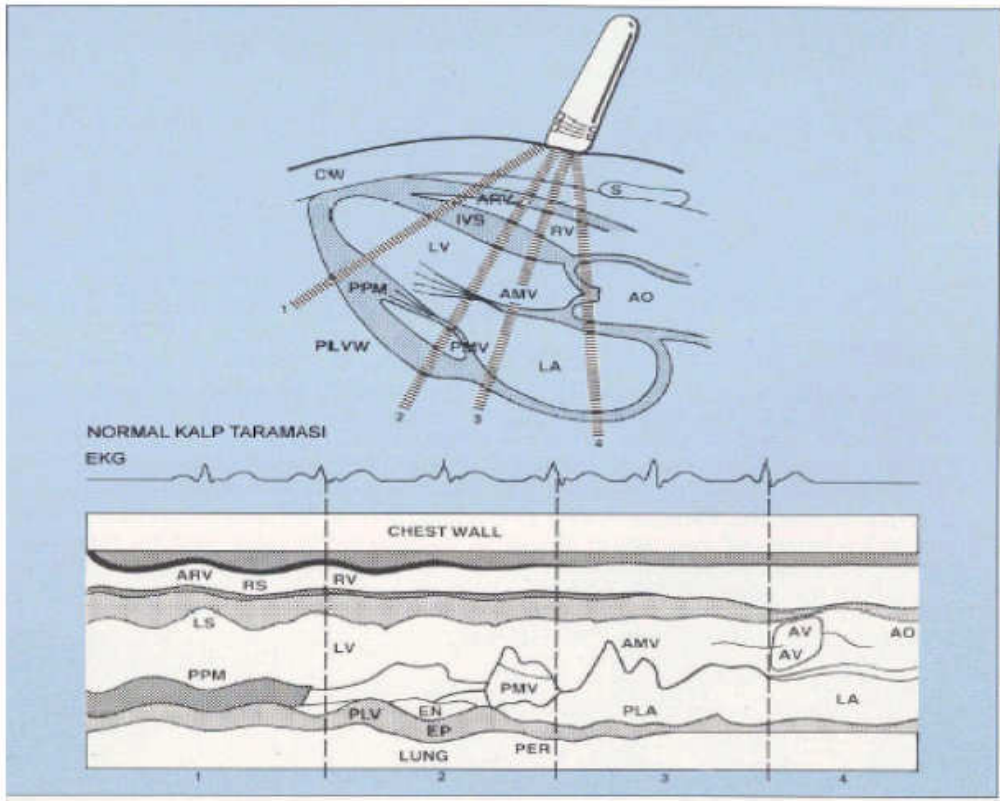
Şekil 3. 7. Parlaklık (Brightness-B) modunda görüntüleme

B-mod ultrasonik yöntemde yankı darbeleri vücuda birçok doğrultuda gönderilip her bir doğrultudan yankı darbeleri elde edildiğinde ekran üzerinde farklı doğrultularda sıralanmış ve parlaklıkları farklı çok sayıda nokta elde edilir. Bu durumda elde edilen görüntü vücudun o düzleminin kesit görüntüsüdür [11].

3.8.3. M-Mod (hareket) ultrasonik yöntem

Motion (Hareket) M modunda hareket eden bir nesneyi gözlemlemek o nesnenin hareketlerini değişik anlarda arka arkaya kaydetmek demektir. M modunda B modundaki yankıların konum ve parlaklık bilgilerine zaman bilgisi eklenerek görüntüleme yapılır.

B-mod ultrasonik yöntem ile elde edilen parlaklıkları farklı noktalar hareketsiz yansıtıcılardan kaynaklanmakta iseler ekran üzerindeki konumları zamanla değişmez. Çünkü yansıtıcıların her biri dönüştürücüden belli ve sabit bir uzaklıktadır. Yankıların hareketli yansıtıcılardan yansması halinde ise yankı darbelerinin ekran üzerinde oluşturdukları noktalar zamanla, organın dönüştürücüye yaklaşıp ondan uzaklaşmasına paralel olarak sağa-sola doğru yer değiştirirler.



Şekil 3. 8. Hareket (Motion-M) modunda görüntüleme

Konumları zamanla bu şekilde değişen noktaların karşısına ışığa duyarlı bir kağıt yerleştirilip, kağıt sabit bir hızla noktaların altından onların hareketlerine dik doğrultuda çekilirse, her nokta kağıt üzerinde kendine özgü bir yol-zaman eğrisi çizer. M- modda zaman eksenini kağıdın hareket hızı olarak dışarıdan sağlanır. Bu yöntem Şekil 3.8'de görülmektedir [22]. Kalbin ultrason ile bu şekilde araştırılmasına ekokardiyografi denir [11].

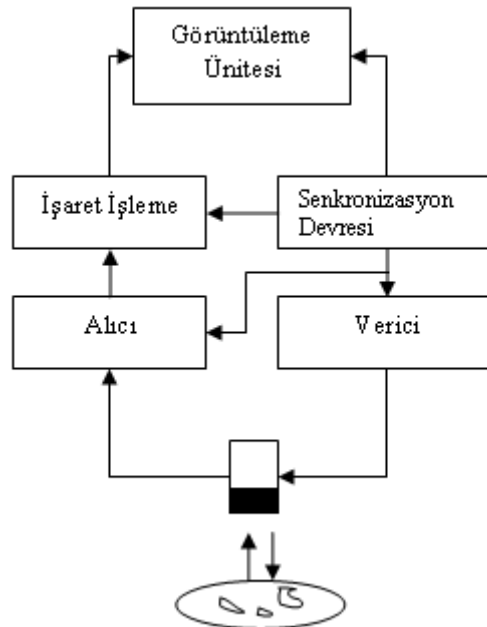
3.9. Ultrasonik Darbe-Yankı Ölçüm Sistemi Tasarım Parametreleri

Tanılayıcı bir klinik ultrason sisteminin tasarımı için 3 temel gereklilik vardır:

- Bir ışın üretmek
- Geri dönen yankıları almak
- Yorumlayabilmek amacıyla sinyali işlemek

Burada ikinci ve üçüncü aşamalar çalışma modlarına göre farklılık gösterebilir.

A- mod ultrason, ultrason ışınlarının tek bir yol üzerinden vücuda gönderilip bu yol üzerindeki çeşitli yüzeylerden dönen yankıların oluşturduğu ani genlik yükselmelerinin alındığı bir darbe-yankı yöntemidir. Yatay düzlemdeki ani voltaj yükselmelerinin pozisyonu yüzeyin derinliği ile ilgili bilgi verir. Ani gerilim yükselmelerinin genliği ise yankıların gücünü gösterir. Şekil 3.9'da A-mod ultrasonik yöntemin temel bileşenleri ve çalışma prensibi görülmektedir.



Şekil 3. 9. A- mod ultrasonik sistemin temel bileşenleri ve çalışma prensibi

Şekil 3.9’da hem alıcı hem de verici kısmına bağlı bir elektroakustik dönüşüm cihazı vardır. Dönüştürücü olarak adlandırılan bu cihaz, elektriksel bir dalgadan ultrasonik bir dalga üretmek ve dönen yankıları alarak ses dalgasını elektriksel dalgaya dönüştürmek amacı ile kullanılır. Sistemdeki bütün katmanlar bir senkronizasyon devresi ile kontrol edilir. Senkronizasyon devresinde üretilen bir sinyal işlemi başlatır. Darbeli ultrason ışını üretilir, vücuda uygulanır ve vücut içerisinde ilerlerken çeşitli etkilere maruz kalır.

Ultrasonik dalga vücutta ilerlediği yol üzerinde bir yüzey ile karşılaştığında ışın enerjisinin bir kısmı dönüştürücüye geri yansıtılır. Bu durumda dönüştürücü bir alıcı gibi davranır ve ultrasonik dalgayı elektriksel işarete dönüştürür.

Yüzeyin derinliği ve uyarılmış sinyalin genliği arasında ilişki kurabilmek için ultrasonik dalganın dönüştürücüden ayrıldığı ve yansıyan dalganın dönüştürücüde algılandığı zaman aralığının iyi bilinmesi gerekmektedir. Geçen zamana bağlı olarak zaman kazanç dengelemesi ya da algılanan sinyallere anahtarlama uygulanması gibi özel bir yükseltme, darbenin uçuş zamanının tam olarak elde edilmesi için gerekmektedir. Tüm alt sistemler, zamanlamanın doğru yapıldığından emin olmak için eşzamanlı çalışmalıdır. Her sistem için senkronizasyon devresindeki saat, ultrason darbesinin üretilmesinden yankının alınmasına kadar geçen süreyi ölçer.

3.9.1. Ultrasonik verici devresi tasarım parametreleri

Sistem frekansının belirlenmesi

Ultrasonik tarayıcı tasarımının ilk gereksinimi 20KHz üzerinde ultrasonik frekanslarda bir ses dalgası üretilmesidir ve bu frekans değerinin tam olarak belirlenmesidir. İlk amaç, iyi bir uzamsal çözünürlüğün elde edilebilmesi için sınırlı fiziksel boyutlara ve tek biçimli yoğunluğa sahip tek doğrultulu ışın demeti üretilmesidir. Pratik olarak, ışın demetinin yoğunluğundaki uzamsal değişimler kontrol edilebilir fakat tamamen yok edilemez. Pozisyon bilgisi için kısa bir darbe gereklidir ve bunu için ise ses dalgası hızlı bir şekilde gönderilip kesilmelidir [12, 29–32].

Uzamsal çözünürlük ve frekans

Yankıların algılanmasında, doku yüzeyinden yansıyan mekanik titreşimler kaydedilir. Darbe paketçiklerinin ses kaynağından başka bir noktadaki nesneye gidip dönme süreleri ölçülür. Boşluktaki bir nesnenin pozisyonu bir dalga boyu hassasiyetinde belirlenebilir. Bu sınırlama dalga boyunun uygun değerinde seçilmesi ile çözümlenebilir. Aralarında küçük bir mesafe bulunan iki nesneyi ayırt etme yeteneği eksen çözünürlüğü olarak adlandırılır. Frekans ve dalga boyu ters orantılı olduğundan kısa dalga boyları, frekansın yükselmesi ile daha hassas çözünürlük sağlayacaktır. Tasarlanacak sistemde istenen hassasiyete uygun frekans değerlerinin seçilmesi önem taşımaktadır [12, 29–32].

Darbe tekrarlama frekansı

Kristalin saniyedeki darbelenme, elektriksel olarak uyarılma sayısı, darbe tekrarlama frekansı (DTF) olarak adlandırılır. Tek kristalli bir dönüştürücü aynı anda ultrasonik sinyalleri hem gönderip hem de alamayacağından, sinyallerin doğru bir şekilde gönderilip alınabilmesi için gönderme ve alma işlemlerinin belli aralıklar ile gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Maksimum darbe tekrarlama frekansı (DTF) ölçülecek maksimum derinlik (R) ve ortamdaki ultrasonun hızı (c) ile belirlenebilir. Darbe tekrarlama frekansı aşağıdaki Eş. 3.14 ile hesaplanabilir:

$$DTF = \frac{c}{2R} \quad (3.14)$$

Formüldeki 2 faktörü, ultrasonik darbenin dönüştürücüden arayüze gitmesini ve sonra geri gelmesini beklediğinden, gidiş dönüş mesafesi olarak ifade edilebilir. Ultrasonik darbenin R derinliğine kadar ilerleyebilmesi için geçen süre $R = c \cdot t$ formülü ile hesaplanır. Bu durumda maksimum DTF, uçuş süresi ile ters orantılıdır. Bu durum Eş. 3.15 ile gösterilebilir.

$$DTF = \frac{c}{2ct} = \frac{1}{2t} \quad (3.15)$$

Ortamdaki ses hızı artarsa DTF artacaktır. Ultrasonun ortamdaki hızı genellikle değişmez ve hız kullanıcı tarafından da değiştirilemez. Buna göre eşitlik, istenen derinlik azaldığında darbe tekrarlama frekansının artacağını göstermektedir. Derinlik tasarımcının değiştirebileceği tek faktördür. Sistem tasarımında üreticiler derinliğe göre darbe tekrarlama frekansını belirlemelidirler [12,29,30].

Darbe tekrarlama periyodu

Bir darbeli ultrasonografik dalgayı göndermek ve dönen yankıları beklemek için geçen zaman darbe tekrarlama periyodu (DTP) olarak adlandırılır. Bu süre darbe tekrarlama frekansının tersine eşittir. Bu durum Eş. 3.16'da görülmektedir [12].

$$DTP = \frac{1}{DTF} \quad (3.16)$$

Uzamsal dalga boyu

İdealde her bir darbe, uygun frekanslı ultrasonik enerjili kısa darbe paketleri şeklinde vücuda gönderilir. Pratikte ise darbe, band genişliği tarafından belirlenen farklı frekans aralıklarından oluşur. Bu kısa darbe sürelerinin uzunluğu belirlenebilir ve uzamsal darbe uzunluğu (UDU) olarak adlandırılır. Bu büyüklük Eş. 3.17'de görüldüğü gibi dalgaboyu(λ) ve darbedeki çevrimlerin sayısı (n) ile hesaplanır:

$$UDU = \lambda \cdot n \quad (3.17)$$

Uzamsal darbe uzunluğu bir tarayıcının verimliliğini etkiler. Eksen çözünürlüğü yayılım doğrultusundaki birbirine yakın iki nesneyi ayırt etme yeteneğidir. Eksen çözünürlüğünü arttırmak için kısa süreli darbeler istenebilir. Kısaltılmış darbeler için çevrim sayısı azaltılmalı ya da dalga boyunu azaltmak için frekans arttırılmalıdır [12-32].

Darbe süresi

Darbe süresi (DS), bir darbenin tamamlanması için geçen zamanı ifade eder. Bu süre dönüştürücünün ultrasonik darbe ürettiği gerçek zamanı tanımlar. Başka bir tanımlama yapacak olursak darbe süresi, darbenin başlangıcından, tepeden tepeye maksimum basınç genliğinin 20 dB altına gelmesine kadar geçen zamandır.

Eksen çözünürlüğü ve böylelikle özel yapıların görselleştirilebilmesi darbe süresine (DS) bağlıdır. Darbe süresi Eş. 3. 18'de görüldüğü gibi darbedeki çevrimleri sayısı (n) ve dalganın periyodu (τ) ile hesaplanır [12].

$$DS = n \cdot \tau \quad (3. 18)$$

Görev faktörü

1µs darbe süresi ve 1KHz darbe tekrarlama frekansına sahip bir verici, birim zamanın 0,1% süresinde verici olarak kullanılır. Sistem vericiden kat kat fazla bir süre alıcı olarak görev yapar. Görev faktörü (GF) dönüştürücünün verici olarak görev yaptığı küçük bir zaman aralığıdır ve darbe süresinin darbe tekrarlama frekansına oranı ile elde edilir ve Eş. 3.19 ile hesaplanır .

$$GF = \frac{DS}{DTF} \quad (3. 19)$$

Hem DS hem de DTF aynı birim ile ifade edilir ancak GF'nin birimi yoktur. Bu değer sadece darbenin aktif olduğu zamanın darbeler arası zamana oranı ile elde edilir [12].

İletim kazancı

Çoğu ultrasonik sistem, daha yüksek yoğunluklu akustik darbe üretmek için dönüştürücüye gönderilen gerilim miktarını ayarlamak üzere çıkış, güç ya da iletim kazanç kontrol devreleri içerirler[12, 29-32]. Bu durum daha güçlü bir yankı elde edilmesini sağlar. Tipik olarak uyarım darbesinin gerilim değeri 300–600 V

aralığındadır. Ancak bu değer 900 V kadar büyük bir genlik de olabilir. Çıkış genlik değerinin kontrolü genellikle 3dB (%50) adımlarla ayarlanabilir.

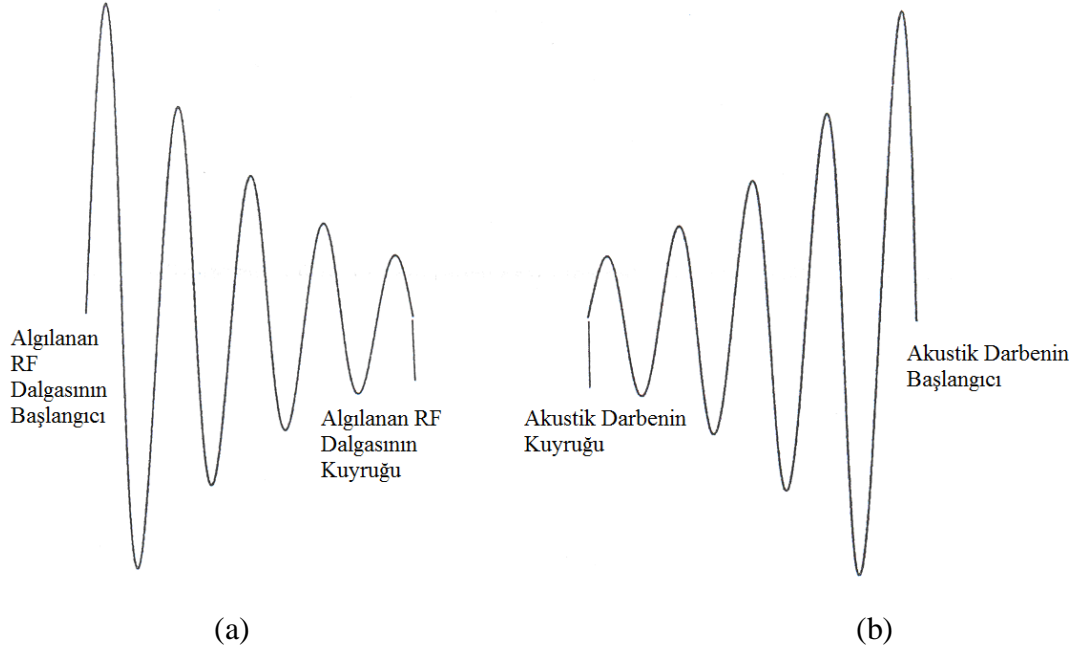
Arttırılmış ses dalgası yoğunluğu ile zayıf yansıtıcıların tespit edilebilirliği arttırılabilir. Bununla birlikte hasta yüksek enerji yoğunluk seviyelerine maruz kalır ve sınırlanmamış güç kazançları hassaslığı geliştirmeyi sürdürmez. Bununla birlikte yüksek yoğunluk, sinüsoidal basınç dalgasının şeklini bozar ve ses dalgalarının hem yayılımında hem de algılanmasında değişikliğe neden olur [12,33].

3.9.2. Ultrasonik alıcı devresi tasarım parametreleri

Ters piezoelektrik etki ile sistem tarafından üretilen yüksek frekanslı elektriksel işaretler dönüştürücü tarafından ses dalgalarına çevrilerek vücuda gönderilir. Ultrasonik dalgalar vücutta akustik empedansları farklı çeşitli arayüzlere çarpınca enerjilerinin bir kısmını diğer dokulara iletilir ve bir diğer kısmı da yansıma kurallarına bağlı olarak yansıtılır. Geri dönen bu yankılar dönüştürücüde algılanarak tekrar elektriksel işretilere dönüştürülür. Ancak dönüştürücüde elde edilen işlenmemiş elektriksel işaretler çok karmaşıktır ve yorumlanması zordur. Bu işaretlerin yorumlanabilmesi için bir takım devreler kullanılarak işlenmesi gerekmektedir [12–15].

Yükseltme

Vücuda gönderilen ultrasonik dalgalar akustik empedans farklılıkları nedeniyle vücuttaki çeşitli dokulardan yansır, dalga şeklinde dönüştürücüde algılanır ve piezoelektrik etki aracılığıyla bir radyofrekans (RF) sinyali üretilmesini sağlar. RF sinyalinin dalga şekli, kristaldeki basınç değişiklikleri gerilim değişikliği yarattığı için, ultrasonik dalga şekline benzer (Şekil 3.10). Mikrovolt (μV) ya da milivolt (mV) seviyelerindeki RF sinyalleri işlenmek ve görüntülenmek amacı ile 1V-10V arasındaki gerilim değerlerine yükseltilir. Alıcı katında yükseltme işlemi için lineer, eksponansiyel, logaritmik ve değişken kazançlı yükselteçler ya da bu yükselteçlerin kombinasyonları kullanılabilir.



Şekil 3. 10. Gönderilen ve yansıyan dalga şekilleri

a. Yansıyan ultrasonik dalga b. Gönderilen ultrasonik dalga

En yaygın kullanılan alıcı yükselteç çeşidi logaritmik yükselteçtir. Yükseltme ve ya kazanç miktarı kullanıcı tarafından ayarlanabilir. Bu yükselteçte zayıf sinyaller, güçlü sinyallerden daha fazla yükseltmeye tabi tutulurlar. Böylelikle zayıf ve güçlü yansıtıcılar arasındaki eşitsizlik azaltılmış olur. Dinamik aralık (genellikle dB ile gösterilir), bir sistem bileşeni tarafından alınabilecek en büyük genlikli sinyalin en küçük genlikli sinyale oranıdır. Logaritmik yükselteçler uyarılmış RF sinyallerinin dinamik aralığı azaltırlar. Dinamik aralığın azaltılması sıkıştırma olarak adlandırılır.

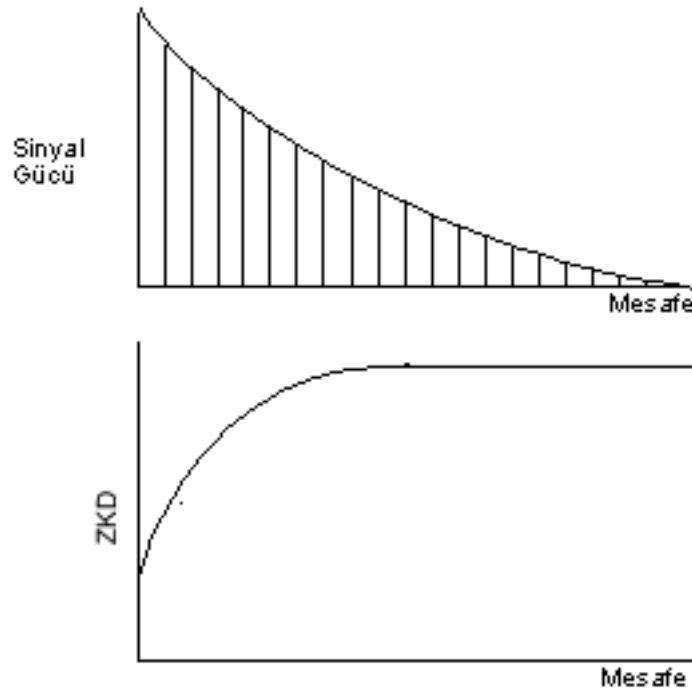
Kazanç kontrolü ile sadece alınan sinyalin yükseltme miktarı ayarlanır, kazanç kontrolünün üretilen ultrasonik ışının yoğunluğu üzerinde bir etkisi yoktur. Arttırılabilir duyarlılık ekstra yükselmenin sonucudur ve alıcıyı daha zayıf sinyalleri algılayabilecek şekilde ayarlamak ile mümkündür [12,33].

Zaman kazanç dengelemesi

Ultrasonik sistem tasarımında göz önünde bulundurulması gereken bir problem, derinlik ile birlikte ultrasonik ışında meydana gelebilecek zayıflamalardır. Eşit yansıtıcılı ara yüzeyler dönüştürücüye olan mesafelerine bağlı olarak farklı yansıma

sinyal seviyeleri üretir. Benzer boyut, şekil ve yansıtma katsayılarına sahip veya eşit sinyal güç ve parlaklık seviyesindeki yansıtıcıları kullanmak genellikle avantajlıdır. Ekspansiyonel yükseltme zayıflamış sinyallerin düzeltilmesinde kullanılır.

Algılanan sinyallerin gücü derinlikle ekspansiyonel bir şekilde zayıflamaktadır. Bu zayıflamayı dengelemek için, zaman veya derinlik ile işlenecek sinyallerin genliklerini arttıran zaman kazanç dengeleyici (ZKD) devresi kullanılır. Sinyaller ekspansiyonel olarak azaldığından yükseltme ters ekspansiyonel fonksiyon olabilir. ZKD aynı zamanda sinyalin sıkıştırılmasına da katkıda bulunur. ZKD terimi yerine Derinlik-Kazanç Dengelemesi (DKD), değişken derinlik kazanç, mesafe zayıflama dengelemesi ve hassasiyet-zaman kontrolü gibi terimler de kullanılabilir. Bu durum Şekil 3.11’ de görülmektedir.



Şekil 3. 11. ZKD ile kazanç dengelemesi

Otomatik ZKD operatör müdahalesine gerek kalmadan zamanla değişen kazancı ayarlamak için kullanılır. Yükseltme miktarı, yankının oluşturduğu sinyal genliğindeki genel azalma tarafından belirlenir.

Farklı dokular değişken zayıflatma oranına sahiptir. Zayıflatma oranının frekans cevabı doku çeşidine bağlıdır. İstenen zaman aralığını yükseltme yeteneği değişken kazanç kontrolünün tercih edilmesinin sebebidir. Birçok tanılayıcı ultrasonik sistem zaman-kazanç dengeleme kontrolü içerir. Yakın kazanç ya da ortalama kazanç ilk sinyallerinin yükseltileceği seviyeyi ayarlar. Zamandaki gecikme ZKD'nin başlayacağı derinliği düzenler. ZKD genellikle dönüştürücüye yakın sinyalleri yükseltmemek üzere ayarlanmıştır, çünkü yakından algılanan bu sinyaller yüksek genlik seviyelerine sahiptir. ZKD'nin kazanç artış eğrisi derinliğe göre uygulanacak yükseltme miktarını gösterir. Uzak kazanç sinyallerin yükseltilebileceği maksimum miktarı gösterir. Bu bölgede sinyaller sabit bir miktarda yükseltilir fakat zayıflamadan dolayı yükseltme ekspanansiyel bir azalma gösterir.

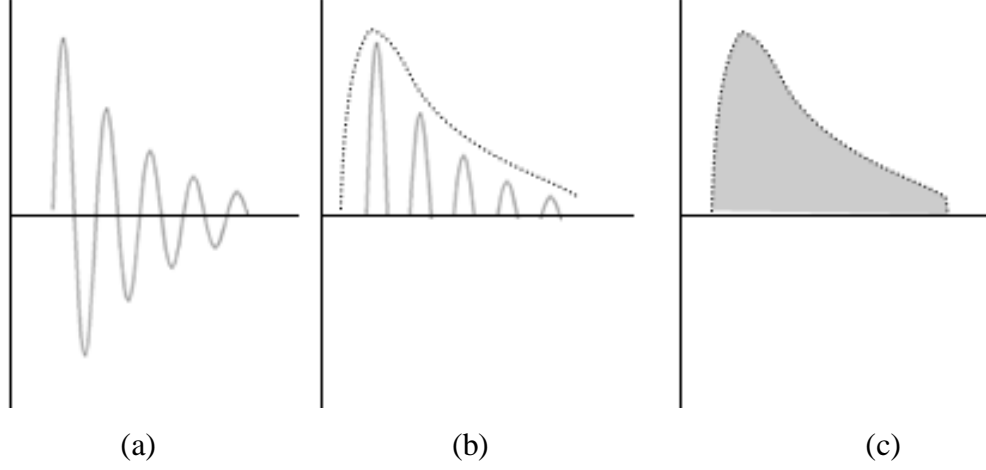
Ayarlanabilir ZKD kontrolleri farklı frekanslardaki dönüştürücüler için ayarlanabilir dengeleme sağlar. Yüksek frekansla kullanıldığında daha büyük yükseltmeye imkan olanak tanır. Yumuşak dokulardaki zayıflama frekansa bağlıdır. Frekans yükseldiğinde ışın yoğunluğundaki kayıp artışını karşılamak için daha çok yükseltmeye ihtiyaç duyulur [12].

Sinyal işleme

Geri dönen yankılar tarafından dönüştürücüde oluşturulan RF sinyallerinin yükseltilebilir ve görüntülenebilir. Dönüştürücüde elde edilen sinyal şekli gönderilen akustik dalgaya benzemektedirler. Eğer sinyalin geçtiği yol üzerinde birçok akustik arayüz varsa, alınan sinyallerin yorumlanması kafa karıştırıcı olacaktır. Görüntüleme kolaylığı sağlamak ve işaretin anlaşılabilirliğini arttırmak için alınan sinyalleri görüntümeden önce işlemek gerekmektedir. Yapılan işlem, elde edilen bilgiyi sadeleştirecek (dinamik aralığı küçültürken) aynı zamanda fiziksel yapıların şekillerinin değerlendirilmesini kolaylaştıracaktır.

Normal işlem süreci sinyalin yükseltildikten ve ZKD'den geçirildikten sonra doğrudan doğruya gerektirmektedir. Buna alternatif olarak RF sinyallerinin negatif bileşenleri pozitif çevrilmek yerine tamamen kesilebilir. Görüntüleme işlemi için

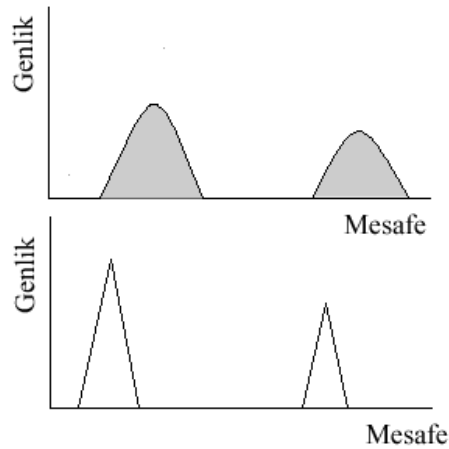
sinyal yükseltildikten sonra RF dalgalarının tepeleri elektroniksel olarak çevrelenir yani zarflanır. Zarflama demodülasyon birimine gönderilir. Bu anda darbenin tüm sınırları korunmuştur fakat içerisindeki osilasyonlar kaybedilmiştir. Bu işlemler Şekil 3.12'de görülmektedir.



Şekil 3. 12. Alınan RF işaretin zarflama işlemi

a. Yansıyan RF işaret b. Zarflama işlemi c. Zarflama sonucu meydana gelen sinyal

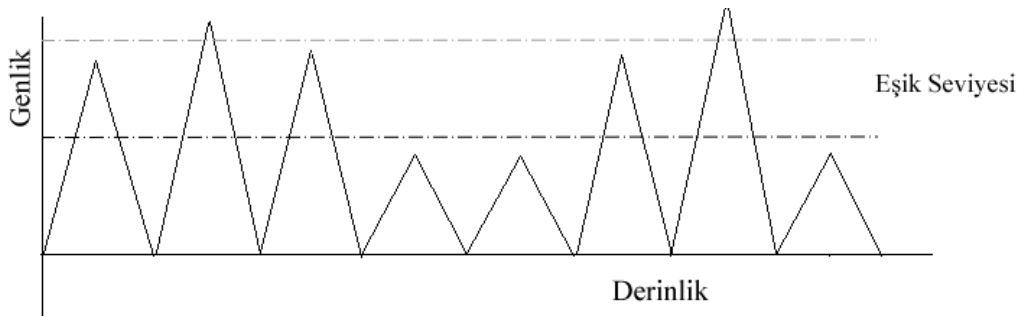
Zarflanan sinyal altındaki alan elektroniksel olarak ölçülmektedir. Bu alanın hesaplanması integrasyon olarak adlandırılır. Bu alan, A-mod tarama için bir ani genlik yükselmesi gibi gösterilir ve yankı olarak değerlendirilmesi sağlanır.



Şekil 3. 13. Zarflanan sinyallere uygulanan integrasyon işlemi

Algılanan RF sinyalinin genliğindeki bir artış eğrinin altında kalan alanın daha büyük olmasına neden olur. Böylece yansıyan ses dalgalarının yüksekliğine bağlı olarak ani voltaj yükselmelerinin genliğinde de bir artış söz konusu olur. Bu durum Şekil 3.13'te görülmektedir.

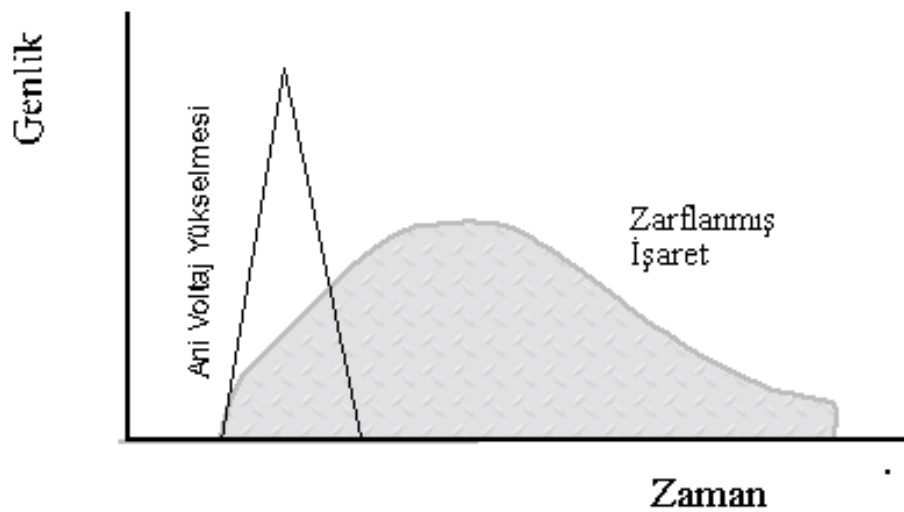
Eşik seviyesi (bastırma) kontrolü belli bir tepe seviyenin altındaki ya da üstündeki sinyallerin zayıflatılması ya da bastırılması için eklenebilir. Sinyallerin reddedilmesi dinamik aralığı azaltır. Eşik seviyesinin kontrolü Şekil 3.14'te görülmektedir.



Şekil 3. 14. Eşik seviyesi kontrolü

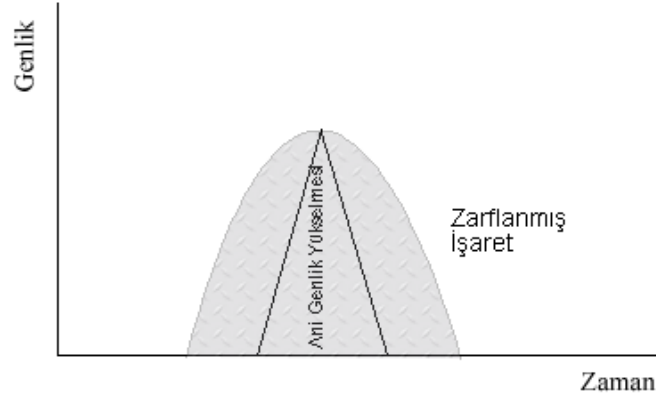
Sinyal işleme birimine diğer başka devreler de dahil edilebilir. Bunlar:

- 1- Öncü Kenar Algılama Devresi (Leading Edge Dedection): Ani voltaj yükselmesi olarak RF darbesinin başlangıcının gösterilmesini sağlar (Şekil 3.15).



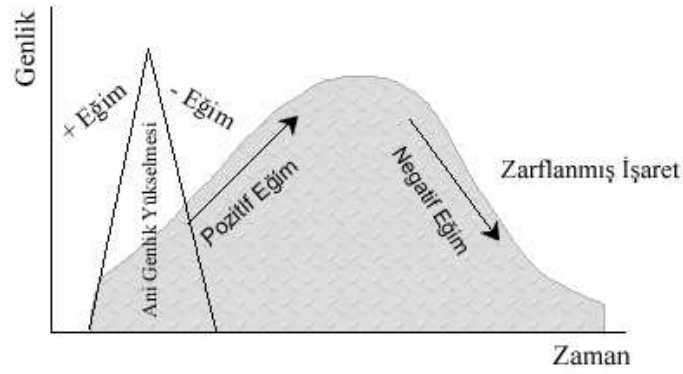
Şekil 3. 15. Öncü kenar algılaması

- 2- Tepe Dedektörü (Peak Dedection): Ani voltaj yükselmesi olarak sinyal zarfının en yüksek noktasının belirlenmesini sağlar (Şekil 3.16).



Şekil 3. 16. Tepe dedeksiyonu

- 3- Türevleme (Differentiation): Ani voltaj yükselmesi olarak zarflanmış sinyalin eğimini kullanmaktır (Şekil 3.17).



Şekil 3. 17. Türevleme

Dinamik aralık

Sinyal büyüklüğünün bir ölçüsü olan dinamik aralık, ultrasonik sistem bileşenlerinin birçok detayında göz önünde bulundurulması gereken bir faktördür. Yankı genlikleri, dönüştürücünün frekansı ve örnekleme derinliğine bağlı olarak vücuda gönderilen orijinal yoğunluğun 100–150 dB altında olabilir. ZKD ve logaritmik yükseltme dinamik aralığı yaklaşık 80dB'ye düşürür. İşleme yöntemine ve kayıt cihazına (analog veya dijital) bağlı olarak bu dinamik aralık daha da azaltılabilir. Çıkış cihazı

CRT ya da TV, dinamik azalığı 20–40 dB arasına düşürür. Bu sinyaller normalde en büyük sıkıştırmaya görüntüleme sisteminde uğrarlar. Kayıt cihazı kullanışlı alanı 10-20 dB aralığına düşürür.

ZKD ve eşikleme (devresi) tarafından yapılan sıkıştırma arzu edilen bir durumdur çünkü sinyal işleme (sinyal sıkıştırma) adımları, görüntülenecek sinyal seviyesini yansıma ile ilişkilendirmeye çalışır. Sıkıştırma, algılama ve görüntüleme devreleri arasında gereklidir çünkü sistem bileşenleri sinyal büyüklüklerinin aralığını tutmak için sınırlı kapasiteye sahiptir.

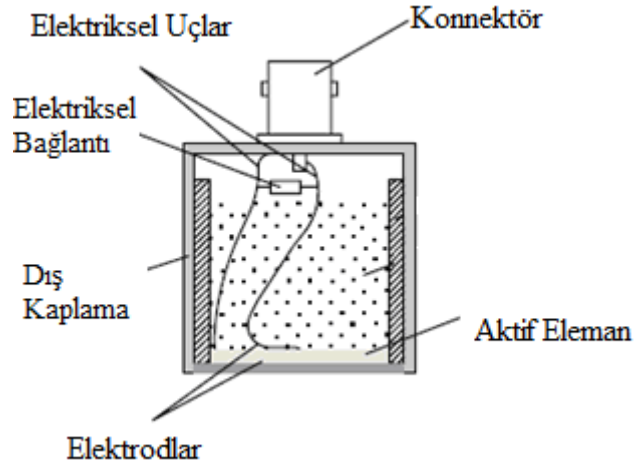
Gürültü

Eğer bir yansıtıcı tekrarlanan bir darbeli ultrason dalga serisine maruz bırakılırsa her yansıyan dalga, nesnenin bir karakteristiğini gösterir. Dönen yankılar dönüştürücü tarafından algılanır. Bu koşullar gönderilen her eşit dalgaya karşılık eşit güçlü sinyallerin yansıması beklenir. Halbuki pratikte yansıyan sinyal genliği sabit değildir ve bir ölçümde diğerine farklılıklar gösterir. Bu değişimler gürültü olarak adlandırılır.

Gürültü ölçüm işleminin doğasında bulunur ve tamamen yok edilemez. Elektronik sistemlerin de ayrıca gürültü üzerinde etkisi vardır. Çevresel RF girişimleri ve güç dalgalanmaları harici gürültü kaynaklarıdır. Ultrasonik görüntüleme sistemlerinde sinyaller işlenmeli ve gürültü yokluğunda görüntülenmelidir. Dokulardan yansıyan işaret genlikleri oldukça küçük seviyelerdedir. Zayıflayan bu sinyaller gürültü seviyesine yaklaşabilir ve tanımlanmaları gittikçe zorlaşabilir. Gürültü değişimleri ile karşılaştırıldığında göreceli sinyal genliği sinyal-gürültü oranı (SNR) tarafından belirlenmektedir. Yüksek SNR'ler kolayca algılanabilecek güçlü sinyalleri işaret eder [12].

3.9.3. Ultrasonik dönüştürücü

Dönüştürücüler, enerjiyi bir formdan diğer bir enerji formuna (elektrik-mekanik enerji) dönüştürürler. Ultrasonik dönüştürücü elektriksel dalgalar ile ultrasonik dalgaların üretimi, dokulara gönderilmesi, dokudan yansıyan ses dalgalarının saptanması ve saptanan sesin elektrik sinyaline dönüştürülmesini sağlar. Dönüştürücülerin çalışması piezo elektrik etkiye dayanmaktadır [12-15, 22]. Basit bir ultrasonik dönüştürücü Şekil 3.18’de görülmektedir.



Şekil 3. 18. Ultrasonik dönüştürücünün iç yapısı

Piezo-elektrik etki

Bazı kristal malzemeler basınç ya da vakum kuvvetlerine maruz kaldıklarında yüzeylerinde şarj meydana gelir. Bu durum piezo-elektrik olarak bilinir. Yüzeyde oluşan şarj, uygulanan kuvvetle doğru orantılıdır. Tersine piezo-elektrik etki de mümkündür. Zıt yüzlerinde şarj yaratmak üzere potansiyel farkı uygulanan bir kristal daralır veya genişir. Yüksek frekanslı alternatif potansiyel farkıyla, kristalde yüksek frekanslı salınım üretilir. Sonucunda kristal yüzlerinin bitişindeki ortamda basınç dalgaları meydana gelir. Bu durum ses üstü jeneratörün temelini oluşturur [22].

Tıp elektroniğinde ultrasonik görüntüleme amacı ile üretilen piezo elektrik dönüştürücüler iki şekilde çalıştırılabilir. Sürekli (Continuous Wave) modda AC

voltaj sürekli olarak dönüştürücüye uygulanır. Ultrasonik dalgaların gönderilmesi ve yansıyan işaretlerin algılanması için iki farklı kristal aynı dönüştürücü içerisine yerleştirilmiştir. Darbeli (Pulse Wave) modda ise AC kısa darbeler halinde uygulanır. Bu çalışma modunda tek kristal hem ultrason enerjisini üretebilmesini hem de oluşan yankıların algılanmasını sağlar [11-15,22].

Dönüştürücü faktörleri

Dönüştürücünün performansının belirlenmesinde birçok faktör etkilidir. Bunlar; elektromekanik kuplaj katsayısı (k), iletim katsayısı (h), alma katsayısı (g), dielektrik sabit (ϵ), akustik empedans (Z), mekanik kasayı (Q) olarak sıralanabilir.

Elektromekanik kuplaj katsayısı (k), dönüştürücünün elektriksel enerjiyi ultrasonik enerjiye ve ultrasonik enerjiyi elektriksel sinyale ne kadar verimli çevirdiğinin tanımlar. İletim katsayısı (h), akustik enerjiye dönüştürülen elektrik enerjisinin oranıdır. Alma katsayısı (g), dönen akustik yankı enerjisinin elektriksel enerjiye dönme oranıdır. Elektromekanik kuplaj katsayısı iletim katsayısı ve alma katsayısı ile hesaplanır.

Dönüştürücünün mekanik ve elektriksel özellikleri, alma ve gönderme katsayıları ile de ilişkili olan dielektrik sabit tarafından karakterize edilebilir. Dielektrik sabiti (ϵ), elektriksel bir işaret uygulandığında kristalin uğradığı gerilme miktarını ve basınç uygulandığında oluşan gerilim miktarını tanımlar.

Kristalin akustik empedansı (Z) kristal-doku yüzeyine aktarılacak enerji miktarını belirler ve hız ile yoğunluğun çarpımı ile hesaplanır. Doku ve kristalin akustik empedanslarının (Z değerlerinin) eşleşmesi vücuda aktarılacak ultrasonik işaretin maksimum seviyede gerçekleşmesini sağlar. Mekanik katsayı (Q) dönüştürücünün frekans cevabını karakterize eder. Özel uygulamalar için dönüştürücü seçiminde dikkate alınması gereken önemli bir faktördür.

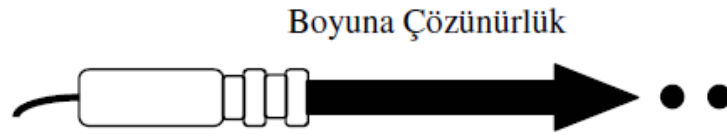
Bu faktörlerin dışında dönüştürücünün rezonans frekansında çalışıp çalışmadığı ve dönüştürücünün konfigürasyonu da dönüştürücünün çalışmasında etkilidir [12].

Hassasiyet

Hassasiyet, bir ultrasonografik sistemin ortamdaki özel bölgelerde birbirine çok yakın akustik özelliklere sahip düşük yansıtıcılıklı nesnelere ayırt etme yeteneğini tanımlar. Tüm dönüştürücü faktörleri hassasiyeti etkiler [12].

Işın genişliği ve eksen çözünürlüğü (Boyuna çözünürlük)

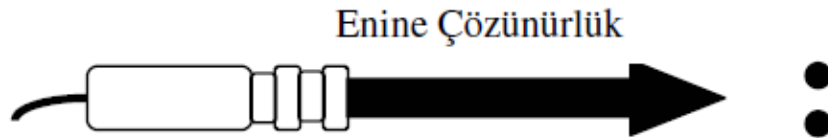
Yanal çözünürlük, ışın eksenine dik bitişik nesnelere her birini ayırt etme yeteneğidir. Başka bir tanımla, ultrasonun ışın genişliğindeki küçük nesnelere algılayabilme yeteneği olarak tanımlanabilir. Azalan ışın genişliği, birbirine yakın olan nesnelere daha doğru ayırt edilmesini sağlayarak yanal çözünürlüğü artırır. Yanal çözünürlük tanılayıcı ultrasonik görüntülerin kalitesinde önemli bir faktördür (Şekil 3.19) [28].



Şekil 3. 19. Eksen çözünürlüğü

Yanal çözünürlük

Yanal çözünürlük ışın eksenine dik olan komşu iki nesnenin ayırt edilebilme yeteneğidir. Yanal çözünürlük ayrıca ultrasonik ışınların ışın genişliğine karşılık tek, küçük nesnelere algılayabilme yeteneğidir. Işın genişliğinin azalması, küçük nesnelere daha doğru gösterimini ve yakın nesnelere daha kolay ayırt edilmelerini sağlayarak yanal çözünürlüğü artırır (Şekil 2.20) [12].



Şekil 3. 20. Yanal (enine) çözünürlük

Devre empedansı

Dönüştürücünün elektriksel empedansının darbe üretici ve alıcı devreler ile eşleşmesi hassasiyeti etkileyen faktörlerden biridir. Elektriksel empedans eşleşmemesi vericide devrede dönüştürücüye aktarılacak enerji miktarını azaltır. Elektriksel empedans uygunsuzluğu aynı zamanda daha uzun bir dalga boyu yaratarak eksen çözünürlüğünün bozulmasına neden olur [12].

Eşleştirme katmanı

Dönüştürücünün akustik empedansının taranacak nesne ile eşleşmesi hassasiyeti etkileyen bir diğer önemli faktördür. Akustik empedans (Z), arayüz ile eşleşmez ise ultrasonik enerjinin bir kısmı yansımaya uğrayacaktır. Kristalin akustik empedansı ($30 \cdot 10^5$ g/cm²/s) doku ($1,6 \cdot 10^5$ g/cm²/s) ile karşılaştırıldığında kristal-doku yüzeyinde %81'lik büyük bir yansıma neden olacaktır. Ultrasonik işaretin sadece %19'u dokuya girecektir.

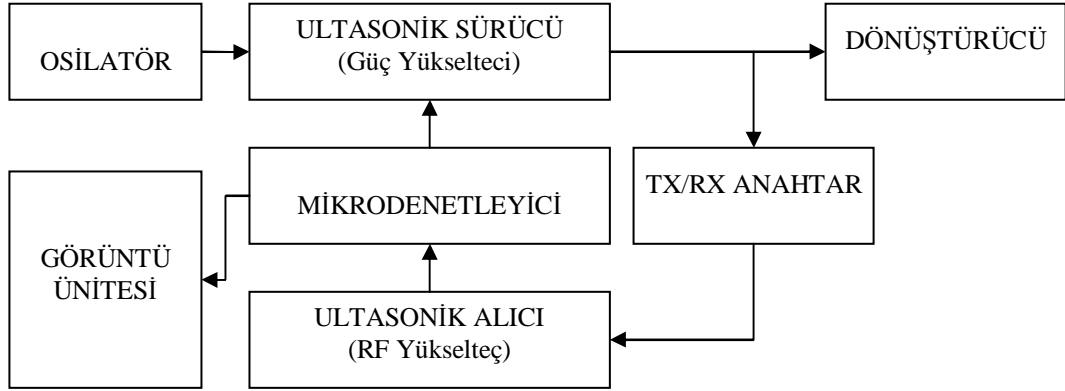
Kristal ve doku arasındaki eşleştirme katmanı bu problemi sonlandırmak amacıyla kullanılır. Uygun akustik empedanslı eşleştirme katmanı, kristal ve doku arasında daha iyi bir eşleşme sağlar. Kristalden dokuya ya da dokudan kristale aktarılan ses enerjisinin miktarı artırılmış olur. Eşleştirme tabakasının akustik empedansı, kristal-eşleştirme tabakası ve eşleştirme tabakası-doku arasındaki yüzeylerde yansıtma miktarını azaltacak şekilde seçilir.

Sönüm

Dönüştürücünün sönüm karakteristikleri hassaslığını etkiler. Ve dönüştürücüde kristalin hemen yakınına yerleştirilen sönüm materyali tarafından kontrol edilir. Görüntüleme sistemlerinde maksimum iletimin sağlanması ve kısa bir darbe üretilmesi için sönüm materyalinin akustik empedansı kristalin akustik empedansına eşit seçilirken, tedavi sistemlerinde maksimum yansıtma ve uzun süreli darbeler elde edilmesi için hava kullanılır. Sönüm malzemesi darbe uzunluğunu azaltır ve böylece aksel çözünürlük artırılmış olur.

4. GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEM VE PERFORMANS ANALİZLERİ

Yapılan çalışmada 8MHz çalışma frekansında A-mod (darbe-yankı) ultrasonik tanılama yöntemi kullanılarak dişeti kalınlık ölçüm sisteminin tasarımı ve uygulaması gerçekleştirilmiştir. Sistem temel olarak dört ana bölümden oluşmaktadır. Ultrasonik verici katı ultrasonik dönüştürücüye uygulanacak olan yüksek frekanslı işaretin üretilmesi; ultrasonik alıcı katı, dönüştürücü tarafından algılanan işaretin işlenmesi; kontrol katı darbe süresi ve darbe tekrarlama süresinin belirlenmesi, probun çalışma modunun belirlenmesi, kalınlık hesaplamalarının ve görüntüleme işlemlerinin yapılması; besleme katı ise sistemde bulunan entegre devreler, LCD ve mikrodenetleyici için gerekli elektriksel gerilimlerin üretilmesi gibi temel işlemleri gerçekleştirmek amacıyla tasarlanmıştır. Gerçekleştirilen sisteme ait blok diyagram Şekil 4.1’de görülmektedir.



Şekil 4. 1. Sistemin temel blok diyagramı

Görüntüleme ünitesi, gerçekleştirilen ölçüm sonucu elde edilen kalınlık bilgisine ait değerlerin görüntülenmesini sağlamaktadır.

4.1. Osilatör

Osilatör katı gerçekleştirilen sistemin en önemli bloğu, seçilen osilatör frekansı sistemin en temel parametresidir. Osilatör, dokuya gönderilecek olan akustik işaretin frekansının üretilmesini sağlar. Ultrasonik dalga, dokularda frekansla orantılı bir değişim göstermektedir. Gerçekleştirilen sistemde osilatör frekansının seçiminde dişeti dokusunun kalınlığı referans alınmış, bu dokunun yüksek seçicilikle ölçülmesi amaçlanmış ve osilatör frekansı 8MHz olarak belirlenmiştir. Ultrasonun dişetindeki hızının 1540m/s olduğu bilindiğinden, 8 MHz frekans ile 192,5 µm hassasiyette kalınlık ölçülebilmektedir. Bu durum Eş. 4.1 ile gösterilmiştir.

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{1540m/s}{8 \cdot 10^6 Hz} = 192,5 \cdot 10^{-6} m = 192,5 \mu m \quad (4.1)$$

Yüksek frekans kararlılığı ve hassas bir çalışma sağlamak için LTC 6902 entegre devresi seçilmiştir [34]. Bu sayede tek bir entegre devre ile düşük güçte ve kolay bir çalışma ile çok fazlı çıkış alınabilmektedir. LTC 6902'nin temel osilatörü R_{SET} direnci tarafından ayarlanabilen 100KHz-20MHz frekans aralığına sahiptir. Bu büyüklükte bir frekans aralığı sağlamak için programlanabilir bölücüye (1, 10 ve 100 e bölen) sahiptir. Bu tümleşik ve programlanabilir çok fazlı entegre 2- 3- veya 4-fazlı dalga şekli sunabilmektedir.

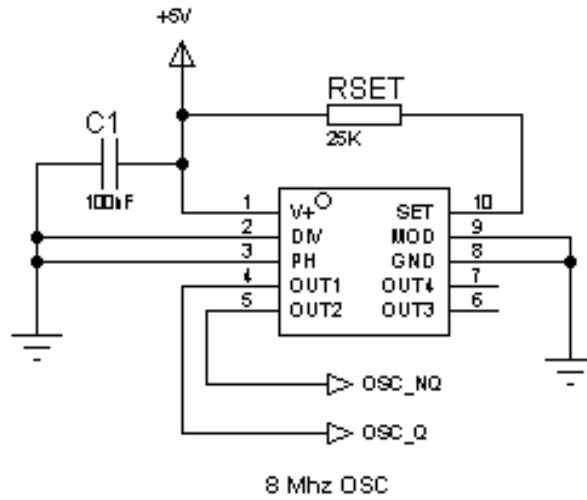
LTC 6902 programlanabilir osilatör entegresi ile istenilen sonuçların elde edilebilmesi için entegre devre bağlantılarında bazı düzenlemelerin yapılması gerekmektedir. Osilatör frekansının 8MHz olarak belirlenmesinden sonra entegrenin N ve M parametreleri belirlenmelidir. Burada M parametresi ile osilatör çıkışlarında kaç faz elde edileceği; N parametresi ile sistemin çıkış frekans aralığı belirlenir ve bu parametrelere göre entegre uçları uygun bağlantılar gerçekleştirilir.

$$f_{OUT} = \frac{10MHz}{N \cdot M} \cdot \left(\frac{20k\Omega}{R_{SET}} \right) ; 5KHz \leq f_{OUT} \leq 20MHz \quad (4.2)$$

Tasarlanan sistemde 2 fazlı çıkış için $M=2$; 2MHz-20MHz çıkış frekans aralığında işaret üretmek için $N=1$ seçilmiş ve buna uygun R_{set} direnci Eş. 4.3'de belirtildiği şekilde hesaplanmıştır.

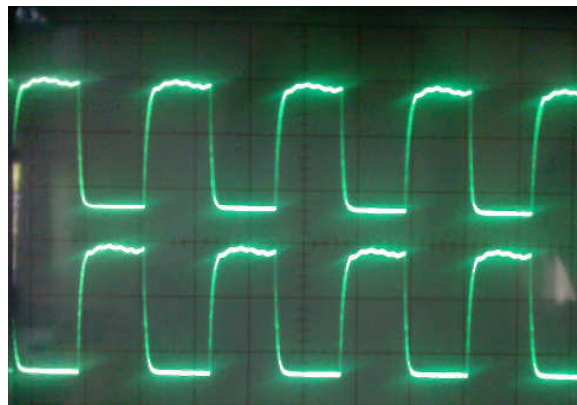
$$R_{SET} = \frac{10MHz}{N \cdot M} \cdot \left(\frac{20K\Omega}{f_{OUT}} \right) \Rightarrow R_{SET} = \frac{10MHz}{1 \cdot 1} \cdot \left(\frac{20K\Omega}{8MHz} \right) = 25 K\Omega \quad (4.3)$$

Şekil 4.2'de tasarlanan osilatör devresine ait devre şeması görülmektedir.



Şekil 4. 2. Osilatör devresi

Tasarlanan bu devre ile 8MHz %50 görev süresi olan 180° farz farklı iki kare dalga işaret üretilmiştir. Elde edilen işaretler Şekil 4.3'te görülmektedir.



Şekil 4. 3. Osilatör katı çıkış işareti

4.2. Kontrol ve Görüntüleme

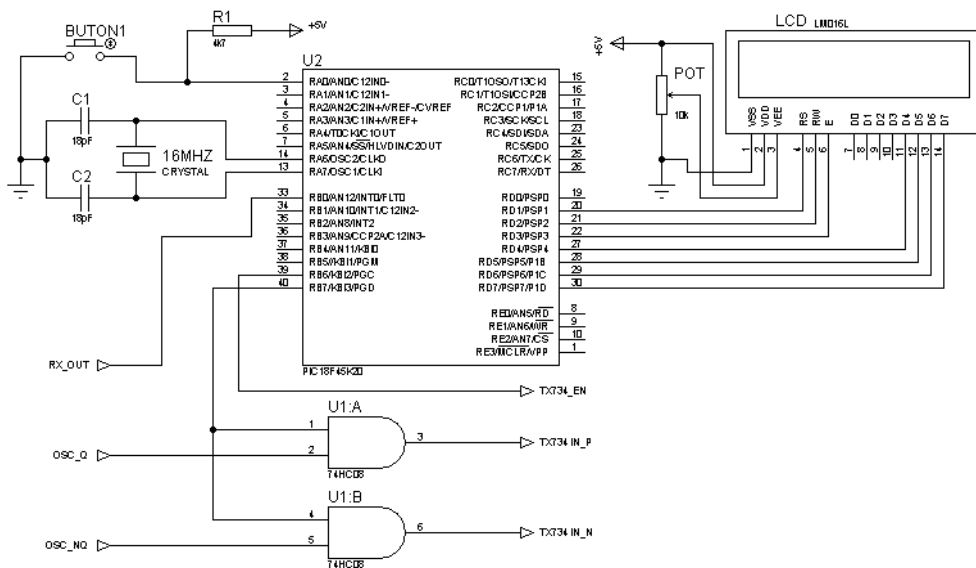
Gerçekleştirilen sistemin kontrol katında tüm işlemler PIC18F45K20 mikrodenetleyicisi ile gerçekleştirilmektedir. Seçilen mikrodenetleyici 64 MHz çalışma frekansına ve 1 adet 8-bit, 3 adet 16-bit zamanlayıcıya sahiptir. Bu özellikleri ile gerçekleştirilecek sistem için uygun bir mikrodenetleyicidir.

Kontrol katının sistemdeki görevleri,

- Ultrasonik darbe süresi ve darbe tekrarlanma süresini kontrol etmek,
- Darbe-yankı prensibine göre çalışan dönüştürücünün sırası ile alıcı ve verici modlarda çalışmasını sağlamak,
- Ultrasonik dalganın uçuş süresini belirlemek,
- Elde ettiği uçuş süresi bilgisi ile kalınlık değerini hesaplamak olarak sıralanabilir.

Kontrol katında kullanılan mikrodenetleyiciye 16 Mhz kristal bağlanmıştır. Ancak mikrodenetleyici içerisinde bulunan 4xPLL sayesinde 64MHz frekansında çalışmaktadır.

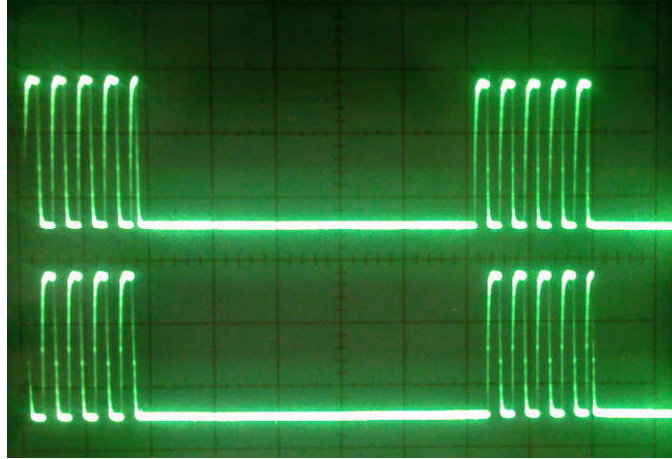
Kontrol ve görüntüleme katlarına ait devre şeması Şekil 4.4'te görülmektedir.



Şekil 4. 4. Kontrol ve görüntüleme katı devre şeması

Sistemde ölçüm işleminin başlatılması için kullanıcı tarafından kontrol edilen bir buton kullanılmıştır.

Gerçekleştirilen sistemde, osilatör katında üretilen ve birbirinden 180° faz farklı sürekli dalga işaretlerin darbe şekline dönüştürülmesi kullanılan VE mantık kapıları ve mikrodenetleyicinin RB7 ucundan uygulanan kontrol sinyali ile sağlanır. Bu kontrol sinyali ile darbe süresi belirlenmiş olur. Darbe süresi $PD = n \cdot \tau$ formülü ile belirlenir. Burada n çevrim sayısını ve τ dalganın periyodunu göstermektedir. Gerçekleştirilen sistemde $\tau = 125$ ns ve $n = 5$ seçilmiş, böylece darbe süresi 625 ns olarak belirlenmiştir. Üretilen darbe paketçikleri Şekil 4.5'te görülmektedir. Darbe paketçigi süresince ultrasonik dönüştürücü sürülür. İki darbe paketçigi arasında alıcı işlemi yapılır.



Şekil 4. 5. Darbeli dalga işaretler

Kontrol işaretinin gönderilmesi ile birlikte ultrasonik verici entegresinin (TX734) Enable ucu aktif yapılarak yüksek gerilimli çıkış işaretinin dönüştürücüye gönderilmesi sağlanır. Bu kontrol ile ultrasonik verici entegresinin çıkışı sadece mikrodenetleyiciden darbe gönderileceği anda aktif hale getirilmiş olacaktır.

Darbeli dalga ölçüm sistemlerinde dönüştürücü hem alıcı hem de verici olarak kullanılmaktadır. Ancak dönüştürücünün bu iki işlemi aynı anda gerçekleştirmesi

mümkün değildir. Bu nedenle dönüştürücü gönderme ve alma işlemlerini dönüşümlü olarak kontrol altında yapmalıdır.

Dönüştürücünün verici olarak kullanılıp ultrasonik işaretin gönderilmesinden sonra, alma moduna geçmeli ve dokulardan yansıyan işaretleri beklemelidir. Bu sürenin istenen en uzaktaki mesafeden (d) bilgi alabilecek kadar uzun olması gerekir.

Mikrodenetleyicinin sistemdeki bir diğer görevi ultrasonik darbelerin gidiş-dönüş sürelerini belirlemek ve bu süreye göre kalınlık hesabını yapmaktır. Ultrasonik darbe verici entegreden dönüştürücüye gönderildiği anda mikrodenetleyicinin dahili zamanlayıcısı çalıştırılır ve dokulardan yansiyacak sinyalleri bekleme moduna geçer. Mikrodenetleyici ile sadece yansıyan ilk üç dalganın alınması da kontrol edilmiş böylece uzak mesafelerden yansiyabilecek işaretler elenmiş olur. Yansıyan darbeler alındıkça zamanlayıcıda tutulan gidiş-dönüş süresi bilgisi elde edilir. Bu bilgi ile ultrasonik dalgaların aynı ortamdaki hızının sabit olması kuralına dayanarak Eş. 4.4 ile dişeti dokusunun kalınlığı mikrodenetleyicide hesaplanır.

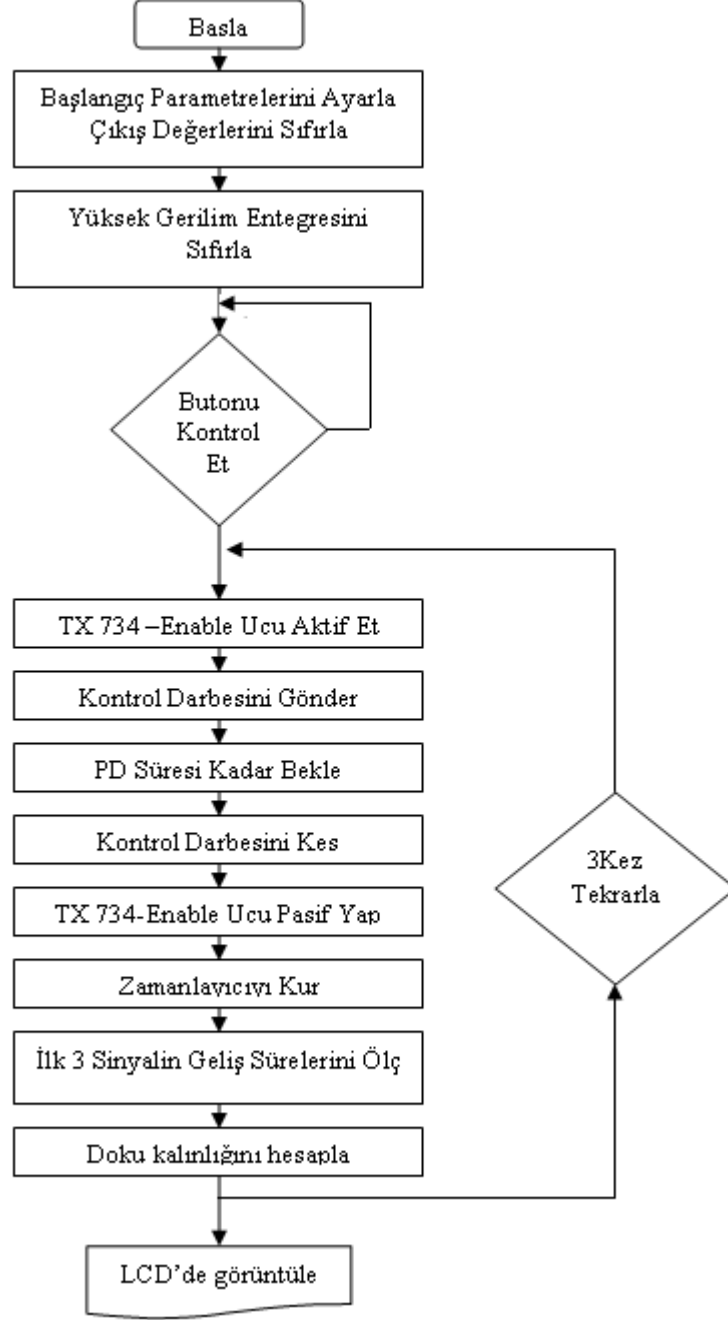
$$R = \frac{c \cdot t}{2} \quad (4.4)$$

Gerçekleştirilen sistemde ölçümlerin geçerliliğini sağlamak amacıyla bir çalıştırma komutu ile aynı noktadan arka arkaya üç ölçüm yapılması sağlanmıştır. Bu durumda, gönderilecek darbelerin hangi sıklıkla gönderildiği önem taşımaktadır. Darbe tekrarlama frekansı (DTF), istenilen maksimum derinlikten bilgi alabilecek kadar küçük tutulmalıdır. Buna karşın gönderilen ve alınan sinyallerin karşılaşp, frekans örtüşmesine neden olmaması için yeteri kadar büyük tutulmalıdır.

Gerçekleştirilen sistemde darbe tekrarlama frekansı; Eş. 4.5'e göre belirlenmiş ve bu işaret mikrodenetleyicide üretilmiştir. Bu bağıntıya göre, d derinliğinden gelen bütün ekolar, bir sonraki darbe paketi gelmeden önce dönüştürücüye geri gelmek zorundadır.

$$DTF = \frac{c}{2d} \quad (4.5)$$

Kontrol katında bulunan mikrodenetleyicinin çalışmasına ait akış diyagramı Şekil 4.6'da görülmektedir.



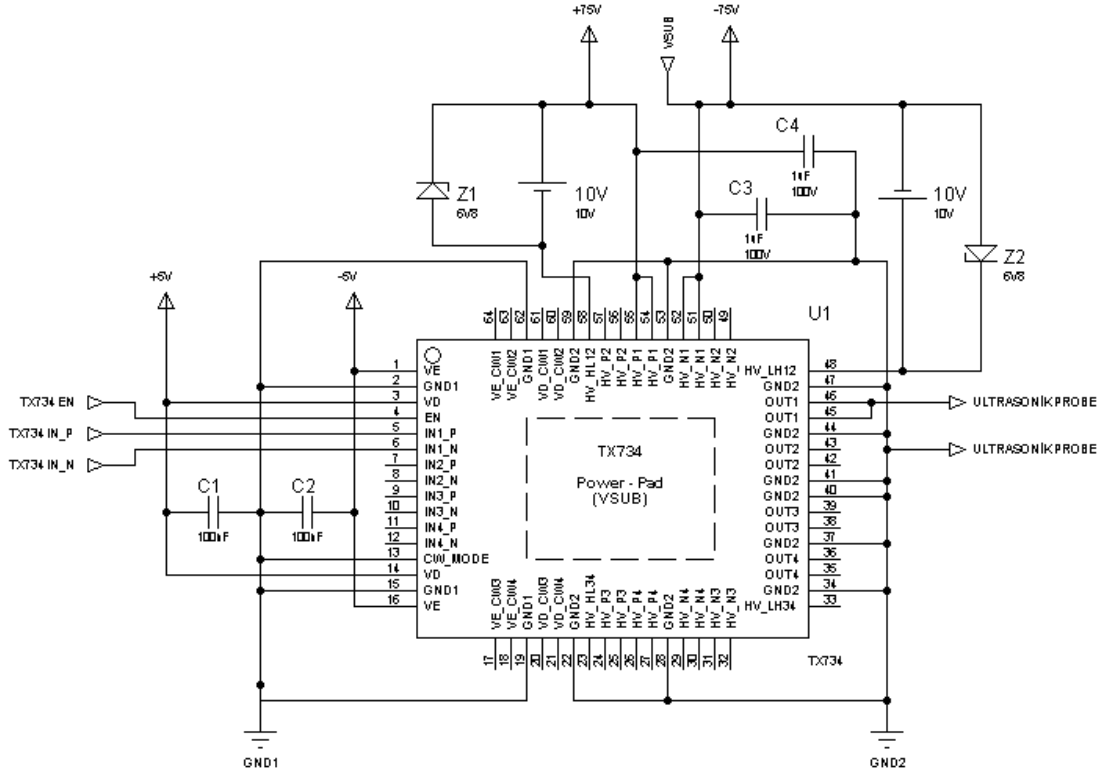
Şekil 4. 6. Mikrodenetleyiciye ait akış diyagramı

Gerçekleştirilen sistemde yapılan ölçüm sonuçlarının görüntülenmesi için 2 satır 16 karakterlik bir LCD gösterge kullanılmıştır.

4.3. Ultrasonik Verici

Gerçekleştirilen sistemde dokuya gönderilecek yeterli büyüklükteki ses darbesini üretebilmek amacıyla dönüştürücüye gönderilen işaretin yeterince uygun bir seviyeye yükseltilmesi gerekmektedir. Bu işlem verici katında TX 734 ultrasonik verici entegre devresi ile gerçekleştirilmiştir [35].

Gerçekleştirilen sisteme ait devre şeması Şekil 4.7’de görülmektedir.

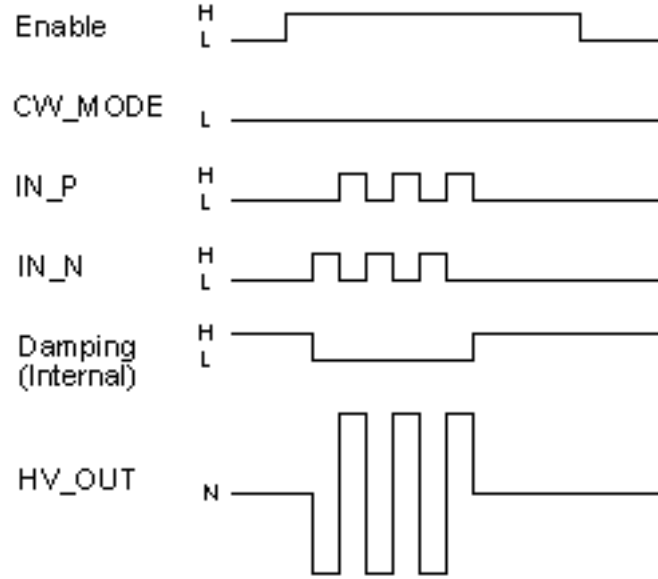


Şekil 4. 7. Ultrasonik verici katına ait devre şeması

TX 734, 4 kanallı yüksek gerilimli ultrasonik darbe üreticidir. Her bir çıkış katı $\pm 2A$ akım ve $\pm 90 V$ gerilim üretebilmektedir. TX 734 girişleri TTL seviyesindeki 2,5 V

kadar bile küçük gerilimler ile uyumlu çalışabilmektedir. İçerisinde seviye çeviricileri, mosfet sürücüleri ve P ve N kanal mosfetleri mevcuttur. Tüm bu sistem ile dönüştürücünün sürülmesi için gerekli olan ± 75 V yüksek gerilim ve yüksek frekanslı darbeli işaret tek bir entegre devre ile sağlanmış olur.

TX 734 hem sürekli dalga hem de darbeli dalga modunda kullanılabilir. Gerçekleştirilen sistemde TX 734 'ün CW_mod ucu toprak seviyesinde tutularak darbeli modda çalıştırılması sağlanmıştır. Entegrenin Enable ucu mikrodenetleyici ile kontrol edilerek sistemin istenen zamanlarda çıkış darbesi üretmesi sağlanır. Sistemin çalışma modu ve kontrol işaretleri sonucu elde edilebilecek işaret, Şekil 4.8'de görülmektedir.

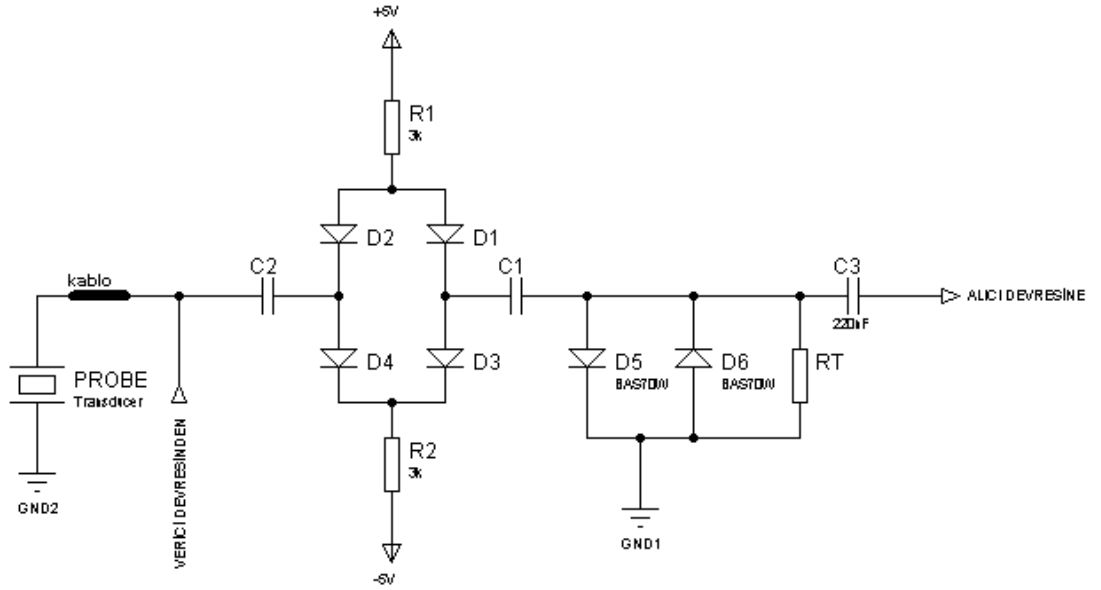


Şekil 4. 8. Kontrol işaretleri ve TX 734'ün çıkışı

4.4. T/R Anahtarı

Darbeli dalga ultrasonik sistemlerde, dönüştürücü hem alıcı hem de verici olarak çalışmaktadır. Dönüştürücünün verici olarak çalışması esnasında dönüştürücüye verici katından uygulanan yüksek gerilim alıcı katının zarar görmesine neden olabilir. Alıcı katını aşırı gerilimden korumak için Şekil 4.9'daki koruma devresi kullanılmıştır.

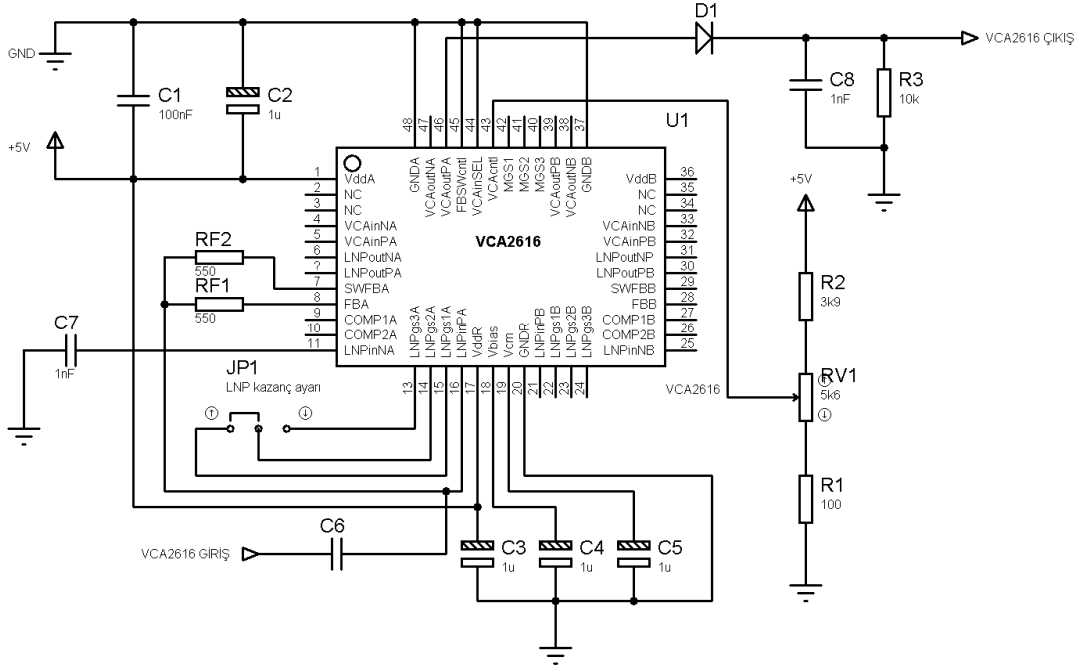
Normalde alıcı devre girişleri sırt sırta bağlanmış diyotlar ile aşırı yükten korunmaktadır. Bu devre ile ilave bir koruma sağlanmıştır. Bu devrede dört yüksek gerilim anahtarlama diyotu köprü biçiminde bağlanmış ve TR anahtar olarak kullanılmıştır. İletim periyodunda verici devreden gönderilen yüksek gerilim darbeleri dönüştürücü elemanına uygulanır ve TR anahtarı hassas alıcı devre girişlerini izole ederek yüksek gerilimden dolayı zarar görmelerini önlemiş olur. Ancak genellikle hızlı geçişler sırasından birkaç volt sinyal TR anahtarından geçebilir ve alıcıyı aşırı yükleyebilir. Bu nedenle ek bir kırpma diyot çifti TR anahtar ile alıcı devre arasına yerleştirilmiştir. Yüksek gerilimi küçük seviyelere kırpmak için devrede schottky diyotlar kullanılmıştır (BAS70). Sinyal seviyesinin $\pm 0,3$ V seviyelerinde kırılması alıcı devre performansını artırır.



Şekil 4. 9. TR anahtarı devre şeması

4.5. Ultrasonik Alıcı

Üretilen yüksek frekanslı işaretlerin dokuya gönderip yansması sonucu algılanan ses dalgalarının yorumlanabilir işaretlere dönüştürülmesi için ultrasonik alıcı katı kullanılmıştır. Gerçekleştirilen alıcı katına ait devre şeması Şekil 4.10'da görülmektedir.



Şekil 4. 10. Ultrasonik alıcı devre şeması

Alıcı katında da entegre devre teknolojisinden faydalanılmıştır. Devrede VCA 2616, iki kanallı, düşük gürültülü ön yükselteç devreli ayarlanabilir kazançlı bir yükselteç entegre devresi kullanılmıştır [36]. Entegre devrede bulunan ön yükselteç katı, 80 MHz band genişliğine ve 25dB'ye kadar kazanca; değişken kazançlı yükselteç katı ise 40 MHz band genişliği ve 40 dB kazanca sahiptir ve ultrasonik sistemlerde kullanılmak üzere tasarlanmıştır.

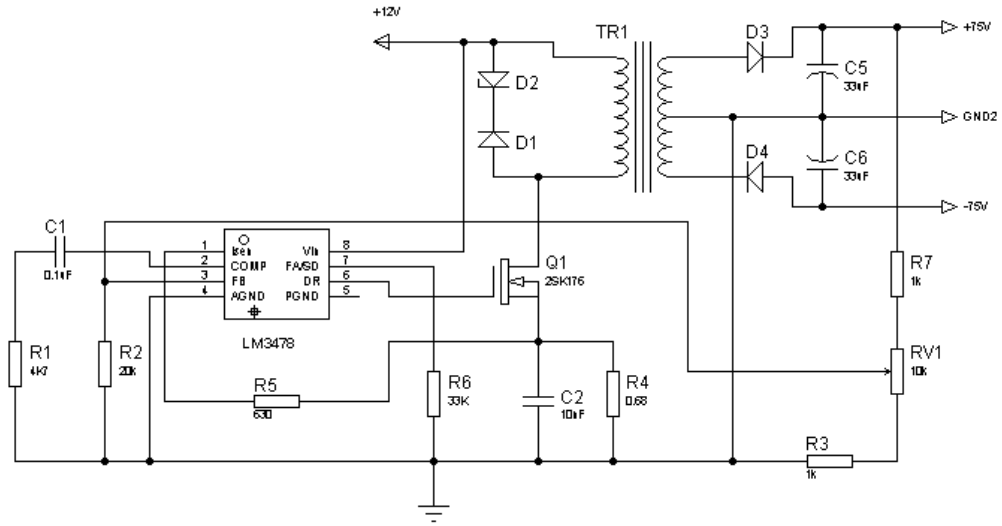
Devrede hem ön yükselteç hem de değişken kazanç ayarları yapılabilmektedir. Ön yükselteç katının kazanç ayarı 3 kademe ile entegre üzerinden yapılmaktadır. Değişken kazançlı yükseltecin kazanç ayarı ise gerilim kontrolü ile yapılmaktadır. Bu kontrol gerilim bölücü dirençler ve potansiyometre ile yapılmaktadır. VCA_{CTRL} ucuna 0,2-3 V arasında gerilim uygulanarak kazanç ayarı yapılabilmektedir.

Bu çalışmada alınan işaretler görüntüleme amacıyla kullanılmayacağı ve önemli olan nokta darbelerin uçuş süreleri olduğu için, otomatik kazanç kontrolü kullanılmamıştır.

Yükseltme işleminin sonunda elde edilen işlenebilir seviyedeki işaret zarf dedektöründen geçirilerek mikrodenetleyicinin girişine uygulanmıştır.

4.6. Besleme Katı

Besleme katı gerçekleştirilen sistemde bulunan, ultrasonik verici ve alıcı entegreleri, mikrodenetleyici ve görüntüleme ünitesi için gerekli olan tüm gerilimlerin üretilmesi için tasarlanmıştır. Sistemde kullanılan yüksek gerilim katına ait devre şeması Şekil 4.11'de görülmektedir.



Şekil 4. 11. Yüksek gerilim katı

Sistemde dönüştürücüyü sürmek için kullanılan yüksek gerilimli ultrasonik verici entegresini çalıştırmak için gerekli olan $\pm 75\text{ V}$, $\pm 10\text{ V}$ ve $\pm 5\text{ V}$ ile, alıcıda kullanılan $\pm 5\text{ V}$ ve kontrol katında kullanılan 5 V bu devrede üretilmiştir.

Devrede üretilen yüksek gerilim ve güç miktarı kullanılan mosfetin görev süresi ayarlanarak kontrol edilir. Mosfeti kontrol etmek üzere LM 3478 sürücü entegre devresi kullanılmıştır. Devrede kullanılan transformatör yükselten tip transformatördür.

4.7. Performans Analizi

Dışeti dokusu kalınlığının ölçümü için tasarlanan sistem doğrudan canlı dokuların ölçülmesi için kullanılmamıştır. Gerçekleştirilen sistemin doğruluk seviyesinin belirlenmesi ve kalibrasyonunun yapılması için ilk olarak içi su dolu bir cam tüp üzerinde ölçümler yapılmıştır. Yapılan ölçüm sonuçlarının doğruluğunu test etmek amacıyla aynı ölçümler bir mikrometre ile tekrarlanmıştır. Mikrometre ile yapılan ölçümler ile ultrasonik yöntem ile yapılan ölçümler karşılaştırılmıştır. Ölçüm sonuçlarına ait veriler Çizelge 4.1’de görülmektedir.

Çizelge 4. 1. Tasarlanan sistem ve mikrometre ile yapılan ölçümler.

Ultrasonik Yöntem İle Yapılan Ölçümler				Mikrometre İle Yapılan Ölçümler(mm)
1. Ölçüm(mm)	2. Ölçüm(mm)	3. Ölçüm(mm)	Ortalama(mm)	
0,97	0,92	0,90	0,93	1,00
2,77	2,80	2,87	2,81	2,72
3,73	3,69	3,44	3,62	3,44
3,82	3,79	3,86	3,82	3,96
4,62	4,66	4,56	4,61	4,37

Yapılan ölçüm sonuçları ultrasonik ölçümlerin mikrometre ile aynı sonuçları vermediğini ancak yakın değerler elde edildiğini göstermektedir. Gerçekleştirilen ultrasonik ölçümler tasarlanan sistemin dalga boyu ile sınırlı hassasiyette ölçümler sağlamaktadır. Hassasiyetin artırılması için frekans değerleri artırılmalı ya da bir darbe içerisinde gönderilecek çevrimlerin sayısı düşürülmelidir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Dişeti kalınlığı bir bireyin alt ve üst çenesindeki ağız mukozasının çeşitli bölgelerine göre ve farklı bireylerde yaş ve cinsiyet gibi çeşitli faktörlere göre değişebilen bir büyüklüktür. Dişeti kalınlığı diş periodontoloji, ortodonti, cerrahi, protez gibi diş hekimliğinin birçok dalında sıklıkla ihtiyaç duyulan bir bilgidir. Diş eti kalınlığına ait ölçümler radyografi ya da periodontal prob gibi çeşitli yöntemlerle ölçülmektedir. Bu yöntemlerin dezavantajlarına karşılık dişeti kalınlığı farklı amaçlar için tasarlanmış çeşitli cihazlar ile ölçülmeye çalışılmıştır.

Bu çalışmada A-mod çalışma prensibi ile çalışan bir Ultrasonik Dişeti Kalınlığı Ölçüm Sistemi tasarlanmıştır. Sistem 8MHz çalışma frekansına sahiptir ve sistemdeki tüm kontrol ve hesaplama işlemleri bir mikrodenetleyici aracılığı ile gerçekleştirilmiştir.

Sistem performansını değerlendirmek amacı ile dişeti kalınlığına yakın özellikler gösteren su üzerinde, tasarlanan cihaz ve mikrometre kullanılarak kalınlık ölçümleri gerçekleştirilmiş ve sistemin performansı hakkında sonuçlar elde edilmiştir. Elde edilen sonuçların karşılaştırılması ile sistem performansının iyi olduğu belirlenmiştir.

Elde edilen sonuçlara göre tasarlanan sistem gerçek değerlere yakın ölçümler gerçekleştirebilmektedir. Bu durum ultrasonun hassasiyetinin dalga boyu ile sınırlı kalmasından kaynaklanır. Sistemin frekansı yükseltilerek dalga boyu düşürülebilir ya da darbe içerisindeki çevrim sayıları azaltılarak daha hassas ölçüm sonuçlarının elde edilmesi sağlanabilir.

Gerçekleştirilen sistem yüzey montaj elemanlar kullanılarak tasarlanmıştır. Böylelikle entegre devre teknolojisinin avantajlarından faydalanılarak cihazın boyutlarında küçülme sağlandığı gibi aynı zamanda maliyet yönünden de olumlu sonuçlar elde edilmiştir.

KAYNAKLAR

1. Yıldız, N.C., “Diş Etine Uygulanan Farklı Cerrahi Yöntemlerin Melanin Pigmentasyonu Eliminasyonu Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi”, Doktora Tezi, *Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 12-16 (2007).
2. Rateitschak, K.H., Wolf, H.F., “Color Atlas of Dental Medicine-Periodontology 3rd ed.”, *Thieme*, New York, 1-9 (2004).
3. Lindhe, J., “Clinical Periodontology and Implant Dentistry 3rd ed.”, Karring T., Lang N.P., *Munksgaard*, Copenhagen, 19-24 (2002).
4. Isselhard, D.E., Brand, R.W., “Anatomy of Orofacial Structures 6th ed.”, *Mosby Pub.*, USA, 333-339 (1998).
5. Eger, T., Müller, H.P., Heinecke, A., “Ultrasonic Determination of Gingival Thickness Subject Variation and Influence of Tooth Type and Clinical Features”, *Journal of Clinical Periodontology*, 23(9): 839-845 (1996).
6. Müller, H.P., Schaller, N., Eger, T., Heinecke, A., “Thickness of masticatory mucosa”, *Journal of Clinical Periodontology*, 27(6): 431-436 (2000).
7. Savitha, B., Vandana, K.L., “Comparative assesment of gingival thickness using transgingival probing and ultrasonographic method”, *Indian Journal of Dental Research*, 16(4): 135-139 (2005).
8. Vandana, K.L., Savitha, B., “Thickness of gingiva in association with age, gender and dental arch location”, *Journal of Clinical Periodontology*, 32(7): 828-830 (2005).
9. Cha, B.K., Lee, Y.H., Lee, N.K., Choi, D.S., Baek, S.H., “Soft Tissue Thickness for Placement of an Orthodontic Miniscrew Using an Ultrasonic Device”, *The Angle Orthodontist*, 78(3): 403-408 (2008).
10. Schulze, R.K.W., Curic, D., d’Hoedt, B., “B- mode versus A-mode ultrasonographic measurements of mucosal thickness in vivo”, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 93(1): 110-117 (2002).
11. Çelebi, G., “Biyomedikal Fizik”, *Bariş Yayınları*, 2.Baskı, İzmir, 134-145 (1995).
12. Hedrick, W.R., Hykes, D.L., Starchman, D.E., “Ultrasound Physics and Intrumentation”, *Mosby-Year Book*, America, 2-19, 31-77 (1995).
13. Enderle, J.D., Blanchard, S.M., Bronzino, J.D., “Introduction to Biomedical Engineering”, *Academic Press*, San Diego, 746-756 (2000).

14. Webster, J.G., “Medical Instrumentation Application and Design”, *Houghton Mifflin*, Boston, 576-579 (2010).
15. Carr, J.J., Brown, J.M., “Introduction to Biomedical Equipment Technology 3rd ed.”, *Prentice Hall*, New Jersey, 452-465 (1998).
16. Gündüz, K., Çelenk, P., “Çürük Tanısında Kullanılan Yeni Yöntemler”, *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 6(1): 43-49 (2003).
17. Ghorayeb, S.R., Bertoncini, C.A., Hinders, M.K., “Ultrasonography in Dentistry”, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 55(6): 1256-1266 (2008).
18. Müller, H.P., Heinecke, A., Schaller, N., Eger, T., “Masticatory Mucosa in Subjects with different Periodontal Phenotypes”, *Journal of Clinical Periodontology*, 27(9): 624-626 (2000).
19. Müller, H.P., Schaller, N., Eger, T., “Ultrasonic determination of thickness of masticatory mucosa: A methodologic study”, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, 88(2): 248-253 (1999).
20. Wara-aswapati, N., Pitiphat, W., Chandrapho, N., Rattanayatikul, C., Karimbux, N., “Thickness of Palatal Masticatory Mucosa Associated with Age”, *Journal of Periodontology*, 72(10): 1407-1412 (2001).
21. Uchida, H., Kobayashi, K., Nagao, M., “Measurement in vivo of Masticatory Mucosal Thickness with 20 MHz B-Mode Ultrasonic Diagnostic Equipment”, *Journal of Dental Research*, 68(2): 95-100 (1988).
22. Durak Kavutçu, A., “Ultrason Dalgaların Fare Böbrek Dokusuna Etkisi”, Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 4-32 (2006).
23. Lees, S., Barber, F.E., “Looking into Teeth with Ultrasound”, *Science*, 161 (3840): 477-478 (1968).
24. Müller, H.P., Könönen, E., “Variance components of gingival thickness”, *Journal of Periodontal Research*, 40(3): 239-244 (2005).
25. Tsiolis, F.I., Needleman, I.G., Griffiths, G., “Periodontal ultrasonography”, *Journal of Clinical Periodontology*, 30(10): 849-854 (2003).
26. Goaslind, G.D., Robertson, P.B., Mahan, C.J., Morrison, W.W., Olson, J.V., “Thickness of Facial Gingiva”, *J. Periodontol.*, 48(12): 768-771 (1977).

27. Berson, M., Gregoire, J.M., Gens, F., Rateau, J., Jamet, F., Vaillant, L., Tranquart, F., Pourcelot, L., “High frequency (20 MHz) ultrasonic devices: advantages and applications” *European Journal of Ultrasound*, 10(1): 53–63 (1999).
28. Deniz, C., “Geniş Bandlı 3 MHz Ultrasonik Dönüştürücünün Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi” Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü*, Ankara, 17-29 (2007).
29. Güler, İ., Savaş, Y., “Design parameters of pulsed wave ultrasonic doppler blood flowmeter”, *Journal of Medical System*, 22(4): 273-278 (1998).
30. Güler, İ., Güler, N.F., “ The electronic detail of a pulsed doppler blood flow measurement system”, *Measurement Science and Technology*, 1(10): 1087-1092 (1990).
31. Tang, S.C., Clement, G.T., Hynynen, K., “A Computer-controlled ultrasound pulser-receiver system for transkull fluid dedection using a shear wave transmission technique”, *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 54(9): 1772–1783 (2008).
32. Dantas, R.G., Costa, E.T., “Ultrasonic pulsed doppler blood flowmeter for use in extracorporeal circulation”, *Artificial Organs*, 24(3): 198-201 (2000).
33. Texas Instruments, “Medical application guide”, 72-75 (2009).
34. Linear Technology Corporation, “LTC 6902 multiphase oscillator with spread spectrum frequency modulation”, 1-16 (2003).
35. Texas Instruments, “TX 734 quad channel ,3-level RTZ, integrated ultrasound transmitter”, Product Preview, 1-13 (2009).
36. Texas Instruments, “VCA 2616 dual, variable-gain amplifier with low-noise”, Product Preview, 1-13 (2009).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : AKMAN AYDIN, Eda
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 12.07.1984, Eminönü
Medeni hali : Evli
Telefon : 0 (312) 2023489
e-mail : edaakman@gazi.edu.tr

Eğitim Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Lisans	Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümü	2007
Lise	İstanbul Ticaret Odası Anadolu Meslek Lisesi Elektronik Bölümü	2001

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2007–Halen	Gazi Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Fidan, U., Akman, E. Güler, İ., “PIC Kontrollü Kardiyoverter Tasarımı”, *Biyomed. Müh. Ulusal Toplantısı BİYOMUT*, İstanbul, 179-183 (2007).
2. Akman, E., Güler, İ., “Biyomedikal Mühendisliğinde Uzaktan Eğitim Çalışmaları”, *Bilişim Teknolojileri Dergisi*, 1(2): 47-52 (2008).