



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**ORAL YUMUŞAK DOKU LEZYONLARINDA
TERAHERTZ IŞINLARININ DİAGNOSTİK
ETKİNLİĞİNİN ULTRASONOGRAFİ İLE
KARŞILAŞTIRILMALI OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Esra Ece ÇAKMAK

**AĞIZ DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Kıvanç KAMBUROĞLU**

**ANKARA
2022**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ORAL YUMUŞAK DOKU LEZYONLARINDA
TERAHERTZ IŞINLARININ DİAGNOSTİK
ETKİNLİĞİNİN ULTRASONOGRAFİ İLE
KARŞILAŞTIRILMALI OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Esra Ece ÇAKMAK

**AĞIZ DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Kıvanç KAMBUROĞLU**

Bu araştırma TÜBİTAK'ın 119S623 proje numarası ile desteklenmiştir.

**ANKARA
2022**

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Oral Yumuşak Doku Lezyonlarında Terahertz Işınlının Diagnostik Etkinliğinin Ultrasonografi ile Karşılaştırılması Olarak Değerlendirilmesi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir. Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Esra Ece Çakmak

Tarih:

İmza:

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında
Esra Ece Çakmak tarafından hazırlanan

“Oral Yumuşak Doku Lezyonlarında Terahertz Işınlığının Diagnostik Etkinliğinin
Ultrasonografi ile Karşılaştırılmalı Olarak Değerlendirilmesi” adlı tez çalışması
aşağıdaki jüri tarafından
DOKTORA TEZİ olarak OY BİRLİĞİ ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 28.10.2022

Prof. Dr. Hakan ALTAN
Orta Doğu Teknik Üniversitesi
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Rana NALÇACI
Ankara Üniversitesi

Prof. Dr. Kıvanç KAMBUROĞULU
Ankara Üniversitesi

Doç. Dr. Emre BARIŞ
Gazi Üniversitesi

Doç. Dr. M. Hakan KURT
Ankara Üniversitesi

İmza
Prof. Dr. Fügen AKTAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	x
Simgeler ve Kısaltmalar	xi
Şekiller	xiii
Çizelgeler	xvi

1. GİRİŞ	1
1.1. Reaktif Oral Mukozal Lezyonlar	2
1.1.1. Fibrom (İritasyon Fibromu, Travmatik Fibrom, Fokal Fibröz Hiperplazi, Fibröz Nodül)	2
1.1.1.1. Fibromun Klinik Özellikleri	3
1.1.1.2. Fibromun Tedavisi ve Prognuzu	3
1.1.2. Epulis Fissuratum (Inflamatuvar Fibröz Hiperplazi; Protez Yaralanması Tümörü; Protez Epulisi)	4
1.1.2.1. Epulis Fissuratumun Klinik Özellikleri	4
1.1.2.2. Epulis Fissuratumun Tedavisi ve Prognuzu	5
1.1.3. Pyojenik Granülom	5
1.1.3.1. Pyojenik Granülomun Klinik Özellikleri	6
1.1.3.2. Pyojenik Granülomun Tedavisi ve Prognuzu	6
1.1.4. Periferel Dev Hücreli Granülom (Dev Hücreli Epulis)	7
1.1.4.1. Periferel Dev Hücreli Granülomun Klinik Özellikleri	7
1.1.4.2. Periferel Dev Hücreli Granülomun Tedavisi ve Prognuzu	8
1.1.5. Periferel Ossifying Fibrom (Ossifying Fibroid Epulis; Kalsifikasyonlu Periferel Fibrom; Kalsifiye Fibroblastik Granülom)	8
1.1.5.1. Periferel Ossifying Fibromun Klinik Özellikleri	9
1.1.5.2. Periferel Ossifying Fibromun Tedavisi ve Prognuzu	9

1.2. Tükürük Bezi Patolojileri	10
1.2.1. Pleomorfik Adenom	10
1.2.1.1. Pleomorfik Adenomun Klinik Özellikleri	10
1.2.1.2. Pleomorfik Adenomun Tedavisi ve Prognozu	10
1.3. Ultrasonografi	11
1.3.1. Ultrasonografi Fiziği	11
1.3.1.1. Temel Ses Bilgisi	11
1.3.1.2. Ultrasonografi ve Doku Arasındaki Etkileşimler	13
1.3.1.2.1. Yansıma (<i>Reflection</i>)	14
1.3.1.2.2. Kırılma (<i>Refraction</i>)	15
1.3.1.2.3. Saçılma (<i>Scattering</i>)	16
1.3.1.2.4. Soğurulma (<i>Absorption</i>)	17
1.3.1.3. Ultrasonografi Cihazı	17
1.3.1.3.1. Puls Jeneratörü (<i>Transmitter</i>)	17
1.3.1.3.2. Transduser	18
1.3.1.3.3. Alıcı	21
1.3.1.4. Görüntü Oluşturma ve Saklama	23
1.3.1.5. Transduser Çeşitleri	24
1.3.1.5.1. Lineer Dizilim	25
1.3.1.5.2. Kurvilineer Dizilim	25
1.3.1.5.3. Faz Dizilim	26
1.3.1.5.4. Anüler Dizilim	26
1.3.1.5.5. Çok Boyutlu (1.5d, 2d) Dizilim	26
1.3.1.6. Transduser Seçimi	27
1.3.1.7. Görüntü Kalitesi	27
1.3.1.7.1. Uzaysal Çözünürlük	27
1.3.1.7.2. Aksiyel Çözünürlük	27
1.3.1.7.3. Lateral Çözünürlük	28
1.3.1.7.4. Elevasyonel Çözünürlük	28

1.3.1.7.5. Kontrast Çözünürlük	29
1.3.1.7.6. Temporal Çözünürlük	29
1.3.1.8. Ultrasonografi Artefaktları	30
1.3.1.8.1. Ses Demeti ve Çözünürlük Özelliklerinden Kaynaklanan Artefaktlar	30
1.3.1.8.1.1. Ses Demeti Genişliği Artefaktı	30
1.3.1.8.1.2. Kesit Kalınlığı Artefaktı	31
1.3.1.8.1.3. Benek Gürültüsü (<i>Speckle Noise</i>)	31
1.3.1.8.1.4. İkincil Lob Artefaktları (<i>Side Lobe Artefaktı, Grating Lobe Artefaktı</i>)	32
1.3.1.8.2. Konum (Yol ve Hız) Özelliklerinden Kaynaklanan Artefaktlar	33
1.3.1.8.2.1. Reverberasyon Artefaktı	33
1.3.1.8.2.2. Kuyruklu Yıldız (<i>Comet Tail</i>) Artefaktı	34
1.3.1.8.2.3. <i>Ring Down</i> Artefaktı	34
1.3.1.8.2.4. Ayna Görüntüsü (<i>Mirror Image</i>) Artefaktı	35
1.3.1.8.2.5. Çok Yollu (<i>Multipath</i>) Artefakt	35
1.3.1.8.2.6. Refraksiyon Artefaktı	35
1.3.1.8.2.7. Ses Hızı Artefaktları	37
1.3.1.8.2.8. Aralık Belirsizliği	38
1.3.1.8.3. Atenüasyona Bağlı Artefaktlar	38
1.3.1.8.3.1. İletim Yoluyla Artırılma (Posterior Akustik Güçlenme)	39
1.3.1.8.3.2. Akustik Gölge	39
1.3.1.9. Ultrasonografide Özel Görüntüleme Teknikleri	40
1.3.1.9.1. Doku Harmonik Görüntüleme	40
1.3.1.9.2. Bileşik Görüntüleme (Compound Imaging)	41
1.3.1.9.3. Genişletilmiş Görüntüleme Alanı (<i>Extended Field Of View Imaging</i>)	42
1.3.1.9.4. Üç Boyutlu Görüntüleme	42
1.3.1.9.5. Dört Boyutlu Görüntüleme	43
1.3.1.10. Elastografi	43
1.3.1.11. Doppler Ultrasonografi	45
1.3.1.11.1. Doppler Ultrasonografi Uygulamaları	47

1.3.1.11.1.1. Sürekli Dalga Formu Doppler (<i>Continuous Wave-Cw Doppler</i>)	47
1.3.1.11.1.2. Puls Dalga Formu Doppler (<i>Pulsed Wave Doppler</i>)	48
1.3.1.11.1.3. Renkli Doppler	48
1.3.1.11.1.4. Power Doppler Ultrasonografi	50
1.3.1.11.2. Doppler Sinyalinin Değerlendirilmesi	51
1.3.1.11.3. Uygulama Tekniği ile İlgili Parametreler	52
1.3.1.11.4. Doppler Artefaktları	53
1.3.1.11.4.1. Tekniğe Bağlı Oluşan Artefaktlar	53
1.3.1.11.4.1.1. <i>Aliasing</i> Artefaktı	53
1.3.1.11.4.1.2. Doppler Açısına Bağlı Artefaktlar	54
1.3.1.11.4.1.3. Renk Taşması (<i>Blooming, Color Overwrite</i>) Artefaktı	54
1.3.1.11.4.1.4. Kısmi Hacim (<i>Partial Volume</i>) Artefaktı	55
1.3.1.11.4.2. Hasta Anatomisine Bağlı Oluşan Artefaktlar	55
1.3.1.11.4.2.1. Ayna Görüntüsü Artefaktı	55
1.3.1.11.4.2.2. Yalancı Akım (<i>Pseudoflow</i>) Artefaktı	55
1.3.1.11.4.2.3. Parlama (<i>Flash</i>) Artefaktı	56
1.3.1.11.4.3. Cihaz Faktörlerine Bağlı Oluşan Artefaktlar	56
1.3.1.11.4.3.1. Kenar Artefaktı	56
1.3.1.11.4.3.2. <i>Twinkling</i> Artefaktı	57
1.3.1.12. Ultrasonografinin Medikal Alanlarda Kullanımı	57
1.3.1.13. Ultrasonografinin Diş Hekimliği Alanında Kullanımı	61
1.3.1.13.1. Ultrasonografinin Endodontide Kullanımı	62
1.3.1.13.2. Ultrasonografinin Oral Medikasyonda Kullanımı	62
1.3.1.13.3. Ultrasonografinin Temporomandibular Eklem Hastalıklarında Kullanımı	63
1.3.1.13.4. Ultrasonografinin Ortodontide Kullanımı	63
1.3.1.13.5. Ultrasonografinin Ağız, Diş ve Çene Cerrahisinde Kullanımı	64
1.3.1.13.6. Ultrasonografinin Periodontolojide Kullanımı	64
1.3.1.13.7. Ultrasonografinin Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı	65
1.4. Biyopsi	65

1.4.1. İnsizyonel Biyopsi	68
1.4.2. Eksizyonel Biyopsi	68
1.4.3. Punch Biyopsi	69
1.5. Terahertz Radyasyon	69
1.5.1. Terahertz Üretim Yöntemleri	71
1.5.2. Terahertz Tespit Yöntemleri	73
1.5.3. Terahertz Zaman Alan Spektroskopisi	74
1.5.4. Zaman Alan Terahertz ATR Spektroskopisi	75
1.5.5. Terahertz Radyasyonun Kullanıldığı Alanlar	76
1.5.6. Terahertz Radyasyonun Dış Hekimliğinde Kullanımı	77
1.6. Histopatoloji	77
1.6.1. Fibromun Histopatolojik Özellikleri	77
1.6.2. Dev Hücreli Fibromun Histopatolojik Özellikleri	78
1.6.3. Epulis Fissuratumun Histopatolojik Özellikleri	78
1.6.4. Pyojenik Granülomun Histopatolojik Özellikleri	79
1.6.5. Periferel Dev Hücreli Granülomun Histopatolojik Özellikleri	79
1.6.6. Periferel Ossifying Fibromun Histopatolojik Özellikleri	80
1.6.7. Pleomorfik Adenomun Histopatolojik Özellikleri	80
2. GEREÇ VE YÖNTEM	82
2.1. Gönüllü Hastaların Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri	82
2.2. Gönüllü Hastaların Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri	82
2.3. Ultrasonografi ile Hastaların Oral Lezyonlarının Görüntülenmesi	83
2.4. Eksizyonel Biyopsi Prosedürü	85
2.5. Histopatolojide Hastalardan Elde Edilen Doku Örneklerinin Hazırlanması	85
2.6. Terahertz Işınları ile Küçük Dokuların Görüntülenmesi	87
2.7. Ultrasonografi ile Küçük Dokuların Görüntülenmesi	91
2.8. Histopatoloji ile Küçük Dokuların Görüntülenmesi	91
2.9. İstatistiksel Yöntem	92

3. BULGULAR	94
3.1. Hastaların Demografik Değerleri	94
3.2. Ultrasonografi ile Hastaların Oral Mukozal Lezyonlarının Klinik ve Ultrasonografi Şekil Bulguları	96
3.3. Terahertz Işınları ile Görüntülenen Küçük Dokuların Şekil Bulguları	107
3.4. Ultrasonografide Küçük Dokuların Şekil Bulguları	110
3.5. Histopatolojide Küçük Dokuların Şekil Bulguları	112
3.6. Ultrasonografi ve Histopatoloji Ölçümlerinin Karşılaştırılmasına Ait Bulgular	115
3.7. Terahertz Görüntülemeye Ait Bulgular	123
4. TARTIŞMA	132
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	138
ÖZET	140
SUMMARY	141
KAYNAKLAR	142
EKLER	153
Ek-1: Etik Kurul Onayı	153
Ek-2: İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu Onay Yazısı	154
Ek-3: Gönüllülerin Bilgilendirilmiş Olur Formu	155
Ek-4: Biyopsi İçin Aydınlatılmış Onam Formu	157
ÖZGEÇMİŞ	158

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmamızda terahertz ile ultrasonografi görüntü yöntemlerini karşılaştırarak oral mukozal lezyonlar açısından diagnostik etkinlikleri değerlendirilmiştir.

Doktora eğitimimde ve tez çalışmamda bilgisiyle, tecrübesiyle ve anlayışıyla beni her zaman destekleyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Kıvanç KAMBUROĞLU'na,

Kariyer planlamamda bana önder ve destek olan Prof. Dr. Aylin KALAYCI'ya,

Tez çalışmamda bana büyük katkıları olan Prof. Dr. Hakan ALTAN'a ve Doç. Dr. Emre BARIŞ'a, Dt. İpek ATAĞ SEÇEN'e, Dt. Sevinç İNAN'a,

Tez çalışmamda yardımlarıyla bana umut kaynağı olan uzmanlık öğrencileri Dt. Mahzun YILDIZ'a, Dt. Abdullah AKTAŞ'a, Dt. Sena ÇELEBİ'ye, Dt. Özgür KARAMAN İNCEKÜRK'e, Dt. Buket EREN'e, Dt. Z. İrem ÖZTÜRK'e,

Doktora öğrenciliğim süresince bilgileriyle, tecrübeleriyle, geniş vizyonlarıyla bana yol gösteren değerli hocalarıma,

Desteklerini hep arkamda hissettiğim Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı personeline,

Ne zaman zorlansam bana yardımlarıyla destek olan dostlarım Deniz ATAL'a, Ayşegül GÜVEN CEBECİ'ye, Süleyman CEBECİ'ye, Cemile AÇIKGÖZ YILDIZ'a,

Biricik eşim Dr. Dt. Ömer ÇAKMAK'a ve paha biçilmez aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER ve KISALTMALAR

A	: Amplitüd
ARFI	: Akustik radyasyon kuvveti impulsu
ATR	: Zayıflatılmış toplam yansıma
B	: Brightness
c	: Hız
cm	: Santimetre
cos	: Kosinüs
db	: Desibel
DICOM	: Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim
EDFL	: Erbiyum destekli fiber lazer
EO	: Elektrooptik
f	: Frekans
FFT	: Fast Fourier transform
FOV	: Görüntüleme alanı
FR	: Hareketli hedeften geri yansıyan sesin frekansı
Fr	: Transduserden gönderilen sesin frekansı
FTIR	: Fourier transform kızılötesi
GaAs	: Galyum arsenit
GaBiAs	: Galyum bizmut arsenit
GaP	: Galyum fosfit
GaSe	: Galyum selenit
Hz	: Hertz
I	: İntensite
InAs	: İndiyum galyum arsenit
InP	: İndiyum fosfit
InSb	: İndiyum antimonit
K	: Kelvin
KHz	: Kiloherertz
LiNbO ₃	: Lityum niyobat

M	: Motion
meV	: Milielektron Volt
MHZ	: Megahertz
mm	: Milimetre
mW	: MiliWatt
p	: Anlamlılık değeri
PACS	: Görüntü Saklama ve İletişim Sistemleri
PCA	: Fotoiletken anten
PRF	: Puls tekrarlama frekansı
QWP	: Çeyrek dalga plakası
R	: Yansıma katsayısı
s	: Saniye
SNR	: Sinyal gürültü oranı
TDS	: Zaman alanı spektroskopisi
TES	: Terahertz emisyon spektroskopisi
TGC	: Time gain compensation
THz	: Terahertz
THz-TDS	: Terahertz zaman alanı spektroskopisi
TRTS	: Zamana bağlı terahertz spektroskopisi
USB	: Evrensel Seri Veriyolu
V	: Hedef transduser hızı
ρ	: Ortamın yoğunluğu
Z	: Akustik empedans
ZnTe	: Çinko tellürit
2D	: İki boyutlu
3D	: Üç boyutlu
ΔF	: Doppler frekans kayması
μm	: Mikrometre
Θ	: Doppler açısı
Θ_1	: Arayüze yaklaşan sesin gelme açısı
Θ_2	: Kırılma açısı
λ	: Dalga boyu

ŞEKİLLER

Şekil 2.1.	Siemens Acuson s2000 ultrasonografi cihazı	84
Şekil 2.2.	Sırasıyla 9L4 lineer prob, 18L6 HD prob, 14L5SP Hockey Sopası Prob	84
Şekil 2.3.	Eksize edilen biyopsi spesimeninin makroskopik görünümü	86
Şekil 2.4.	Doku Punch el aleti kiti	86
Şekil 2.5.	5mm çapında, punch el aleti ile alınan biyopsi spesimeni örneği	86
Şekil 2.6.	ATR THz – TDS sisteminin şeması	87
Şekil 2.7.	EDFL lazer destekli THz ölçüm sistemi: Doku hareketini THz ışın odağı etrafında sağlayan özel bir kızak sistemi mevcuttur.	88
Şekil 2.8.	EDFL lazer destekli THz ölçüm sistemi. Beyaz ok ile gösterilen kısım doku örneklerini üzerine koyduğumuz Silisyum prizmadır.	89
Şekil 2.9.	Veri Toplama	90
Şekil 2.10.	Leica QWin programı ile fotoğraflanan pleomorfik adenom görüntüsü	91
Şekil 2.11.	Qu-Path programı ile ölçülen pleomorfik adenom dokusunun en dar çapına ait pixel ölçüsü	92
Şekil 3.1.	Cinsiyete göre hastalıkların dağılımı	95
Şekil 3.2.	Lezyonlara göre yaş (yıl) ortalamalarının dağılımı	96
Şekil 3.3.	Fibromun ağız içi görüntüsü ve 9L4 lineer prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	97
Şekil 3.4.	Fibromun ağız içi görüntüsü ve 18L6 HD prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	97
Şekil 3.5.	Fibromun ağız içi görüntüsü ve 14L5SP hokey sopası prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	98
Şekil 3.6.	Epulis fissuratumun ağız içi görüntüsü ve 9L4 lineer prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	99
Şekil 3.7.	Epulis fissuratumun ağız içi görüntüsü ve 18L6 HD prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	99
Şekil 3.8.	Epulis fissuratumun ağız içi görüntüsü ve 14L5SP hokey sopası prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	100
Şekil 3.9.	Periferal dev hücreli granülomun ağız içi görüntüsü ve 9L4 lineer prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	100

Şekil 3.10. Periferel dev hücreli granülomun ağız içi görüntüsü ve 18L6 HD prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	101
Şekil 3.11. Periferel dev hücreli granülomun ağız içi görüntüsü ve 14L5SP hokey sopası prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	102
Şekil 3.12. Pyojenik granülomun ağız içi görüntüsü ve 9L4 lineer prob ile gri skala Doppler ultrason şekil görüntüsü	102
Şekil 3.13. Pyojenik granülomun ağız içi görüntüsü ve 18L6 HD prob ile gri skala Doppler ultrason şekil görüntüsü	103
Şekil 3.14. Pyojenik granülomun ağız içi görüntüsü ve 14L5SP hokey sopası prob ile gri skala Doppler ultrason şekil görüntüsü	103
Şekil 3.15. Periferel ossifying fibromun ağız içi görüntüsü ve 9L4 lineer prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	104
Şekil 3.16. Periferel ossifying fibromun ağız içi görüntüsü ve 18L6 HD prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	104
Şekil 3.17. Periferel ossifying fibromun ağız içi görüntüsü ve 14L5SP hokey sopası prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	105
Şekil 3.18. Pleomorfik adenomun ağız içi görüntüsü ve 14L5SP hokey sopası prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü	105
Şekil 3.19. Fibromun, Matlab programı ile elde edilen üç boyutlu görsellerinin dört farklı frekansta iki boyutlu olarak gösterimi	107
Şekil 3.20. Epulis fissuratumun, Matlab programı ile elde edilen üç boyutlu görsellerinin dört farklı frekansta iki boyutlu olarak gösterimi	108
Şekil 3.21. Periferel dev hücreli granülomun, Matlab programı ile elde edilen üç boyutlu görsellerinin dört farklı frekansta iki boyutlu olarak gösterimi	108
Şekil 3.22. Pyojenik granülomun, Matlab programı ile elde edilen üç boyutlu görsellerinin dört farklı frekansta iki boyutlu olarak gösterimi	109
Şekil 3.23. Periferel ossifying fibromun, Matlab programı ile elde edilen 3 boyutlu görsellerinin dört farklı frekansta iki boyutlu olarak gösterimi	109
Şekil 3.24. Pleomorfik adenomun, Matlab programı ile elde edilen üç boyutlu görsellerinin dört farklı frekansta iki boyutlu olarak gösterimi	110
Şekil 3.25. Küçük dokunun gri skala ultrason şekil görüntüsü	110
Şekil 3.26. Küçük dokunun en geniş çapı (5 mm)	111
Şekil 3.27. Küçük dokunun yüksekliği (2,2 mm)	111
Şekil 3.28. Küçük dokunun en dar çapı (5 mm)	111
Şekil 3.29. Fibromun histopatolojik görünümü	112
Şekil 3.30. Epulis fissuratumun histopatolojik görünümü	112

Şekil 3.31. Periferal dev hücreli granülomun histopatolojik görünümü	113
Şekil 3.32. Pyojenik granülomun histopatolojik görünümü	113
Şekil 3.33. Periferal ossifying fibromun histopatolojik görünümü	114
Şekil 3.34. Pleomorfik adenomun histopatolojik görünümü	114
Şekil 3.35. Ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım	116
Şekil 3.36. Fibrom dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım	117
Şekil 3.37. Epulis fissuratum dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım	118
Şekil 3.38. Periferal dev hücreli granülom dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım	119
Şekil 3.39. Periferal ossifying fibrom dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım	120
Şekil 3.40. Pleomorfik adenom dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım	121
Şekil 3.41. Pyojenik granülom dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım	122
Şekil 3.42. THz ölçüm değerlerine ilişkin dağılım	125
Şekil 3.43. THz oransal ölçüm değerlerine ilişkin dağılım	128
Şekil 3.44. THz oransal ölçüm değerlerine ilişkin dağılım	130
Şekil 3.45. Lezyonlara göre 0,72/0,99 THz değerlerinin dağılımı	131

ÇİZELGELER

Çizelge 3.1.	Cinsiyet ile hastalıklar arasındaki ilişkilerin incelenmesi	94
Çizelge 3.2.	Lezyonlara göre yaşların (yıl) karşılaştırılması	95
Çizelge 3.3.	Tüm lezyonlara göre ultrason ve histopatoloji sonuçlarının karşılaştırılması	115
Çizelge 3.4.	Fibrom dokularına ait ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması	116
Çizelge 3.5.	Epulis fissuratum dokularına ait ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması	117
Çizelge 3.6.	Periferal dev hücreli granülom dokularına ait ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması	118
Çizelge 3.7.	Periferal ossifying fibrom dokularına ait ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması	119
Çizelge 3.8.	Pleomorfik adenom dokularına ait ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması	120
Çizelge 3.9.	Pyojenik granülom dokularına ait ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması	121
Çizelge 3.10.	Lezyonlara göre ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması	123
Çizelge 3.11.	Lezyonlara göre oransal ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması	126
Çizelge 3.12.	Lezyonlara göre oransal ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması	129
Çizelge 3.13.	Lezyonlara göre 0,72/0,99 THz değerlerinin karşılaştırılması	131

1. GİRİŞ

Oral kavitenin muayenesi, hastanın genel sağığı ile ilgili önemli tanısal bilgilerin sağılanması açısından son derece önemlidir. Oral kavite, tüketilen gıdalar ve sıvılar, maruz kalınan çoğı mikroorganizma, ilaç ve bunlarla ilişkili olabilecek tüm kimyasal ve fiziksel tahriş edici maddeler için giriş sahası görevi gören vücuda açılan bir kapıdır. Ayrıca, bazı hastalarda ağız boşluğu mukozası, ağız kanseri için risk faktörü olarak bilinen tütün ürünleri ve/veya alkol ile çeşitli dental malzemelere ve ağız hijyeni ürünlerine maruz kalmaktadır. Ağız boşluğu, birbiriyle yakından ilişkili çeşitli embriyolojik kökenlere ve fizyolojik işlevlere sahip sayısız doku tipini (örneğin dişler, minör tükürük bezleri, tat tomurcukları) barındırır (Shanti ve ark., 2020).

Oral kavite muayenesi sırasında karşılaşılabilen oral kavite lezyonları; inflamasyon, enfeksiyon, travma, immünolojik veya neoplastik etkenler gibi birçok farklı etiyolojiden kaynaklanabilir. Ayrıntılı hasta hikayesinin ve fizik muayene bulgularının elde edilmesi sayesinde klinisyenler, lezyonun boyutu, tetikleyici faktörlerin varlığı, yeni veya tekrarlayan lezyon olup olmadığı, ağrılı veya ağrısız oluşu, lezyonun ağızda mevcut olduğu süre ve zamanla lezyonun büyüme hızı gibi ilgili durumlar veya hastalıklar hakkında fikir sahibi olurlar (Arroyo ve ark., 2022).

Klinikte sıklıkla karşılaşılan oral yumuşak doku lezyonlarından olan iritasyon fibromu, periferel ossifying fibrom, periferel dev hücreli granülom, pyojenik granülom, epulis fissuratum, doğaları gereğı klinisyenlerin teşhis aşamasında zorluk yaşayabildiğı lezyonlardır. Ayrıca, mukosel ile birlikte bening tükürük bezi tümörleri de klinikte sık karşımıza çıkan ve karıştırılabilen lezyonlardır. Lezyonların kesin tanısı, biyopsi uygulamasının ardından, biyopsi spesimeninin histopatolojik olarak incelenmesi ile elde edilir.

1.1. Reaktif Oral Mukozal Lezyonlar

Reaktif lezyonlar, kronik lokal uyaran veya travma ile ilişkili olarak oluşan tümör benzeri hiperplazilerdir (Neville ve Damm, 2009). Bu proliferasyonlar, pembe veya kırmızı, ağrısız, sesil veya pedinküllü olabilirler (Regezi ve ark., 2008). Yüzey görünümü ülser olmayan pürüzsüz oluşumlardan ülser kitleye kadar değişkenlik gösterir. Lezyon boyutu birkaç milimetreden birkaç santimetreye kadar değişebilir (Neville ve Damm, 2009). Reaktif proliferasyonlar, çok çekirdekli dev hücreler, kalsifiye materyal veya küçük damar hiperplazisi gibi başka bir histolojik bileşene sahip fibröz dokulardır. Epulis, dişeti reaktif proliferasyonları için kullanılan geleneksel bir klinik isimdir (Giglio, 1997). İritasyon fibromu, periferik dev hücreli granülom, pyojenik granülom ve periferik ossifying fibrom, oral kavitenin sık görülen reaktif lezyonlarıdır (Neville ve Damm, 2009).

Reaktif oral mukozal lezyonlar ekzofitik lezyonlar bölüm başlığının alt başlığı olarak kabul edilebilir. Ekzofitik lezyonlar yüzey dokularına (pürüzsüz ve pürüzlü), taban tipine (pedinküllü, sesil, nodüler ve kubbe şekli) ve kıvamına (yumuşak, peynirimsi, lastiksi, sert ve kemiksi sert) göre sınıflandırılabilir (Santosh ve ark., 2015; Wood ve Gauz, 1997 ve Zain ve ark., 1997).

1.1.1. Fibrom (İritasyon Fibromu, Travmatik Fibrom, Fokal Fibröz Hiperplazi, Fibröz Nodül)

İritasyon fibromu, oral mukozanın stimülasyonunun neden olduğu, ısırma ve benzeri nedenlerle travmatik veya uygun olmayan protez stimülasyonu nedeniyle oluşan bir fibrohiperplastik yumuşak doku lezyonudur. İritasyon fibromları neoplazm olarak kabul edilmeyen, lokal travma veya kronik tahrişin neden olduğu fibröz dokunun lokalize reaktif hiperplazisidir (Esmeili ve ark., 2005; Jiang ve ark., 2019).

1.1.1.1. Fibromun Klinik Özellikleri

Fibrom, ağız mukozasında herhangi bir lokasyonda bulunabilmekle birlikte sıklıkla oklüzyon hattında bukkal mukozada izlenmektedir. Muhtemelen yanağın ısırılmasına bağlı olarak ortaya çıkan travma nedeniyle oluşmaktadır. Labial mukoza, dil ve dişeti, lezyonun sıklıkla izlendiği diğer bölgelerdir. Birçok dişeti fibromunun önceden var olan bir pyojenik granülomun fibröz olarak olgunlaşması sonucunda gelişim gösterdiği düşünülmektedir. Lezyon tipik olarak düzgün yüzeyli pembe nodül olarak gözlenirken rengi etrafındaki mukoza ile benzerdir. Siyahi hastalarda kitle gri-kahverengi pigmentasyon gösterebilir. Bazı vakalarda yüzey devam eden iritasyon sonucu oluşan hiperkeratoza bağlı olarak beyaz olarak izlenir. Birçok fibrom sesil olarak seyrederken bazıları ise pediküllüdür. Boyutları, çapı yalnızca birkaç milimetre (mm) olan küçük lezyonlardan birkaç santimetre çapında büyük kitlelere kadar değişir ancak çoğu fibrom bir buçuk santimetre (cm) veya daha küçük çaptadır. Lezyon yüzeyde sekonder travmatik ülserasyon oluşmadıkça, genellikle semptomsuzdur. İritasyon fibromları en yaygın olarak hayatın dördüncü ve altıncı dekatları arasında gözlenir ve biyopsi için gönderilen vakaların erkek/kadın oranı hemen hemen 1:2'dir (Neville ve ark., 2015).

1.1.1.2. Fibromun Tedavisi ve Prognuzu

İritasyon fibromunun tedavisi, etiyolojik faktörlerin ortadan kaldırılması, komşu dişlerin temizlenmesi ve nüks olasılığını en aza indirmek için ilgili periodontal ligament ve periosteum ile birlikte total agresif cerrahi eksizyondan oluşmaktadır. Uygun olmayan bir diş apareyi ve kaba restorasyon gibi tanımlanabilir herhangi bir tahriş edici madde ortamdan uzaklaştırılmalıdır (Bagde ve ark., 2013). Yeterli çıkarılamayan lezyonun tekrarlama oranının yüksek olması nedeniyle operasyon sonrası uzun süreli takip son derece önemlidir. Son dönem tedavi seçenekleri arasında elektrokoter, Nd:YAg lazer, *flash lamp pulsed dye* lazer, kriyocerrahi, intralezyonel etanol enjeksiyonu veya Sodyum Tetradesil Sülfat skleroterapi yer almaktadır (Gupta ve ark., 2015). Bunlara ilaveten, diğer iyi huylu veya kötü huylu tümörler bir fibromun

klirik görünümünü taklit edebileceğinden, eksize edilen dokuyu mikroskobik inceleme için histopatolojik incelemeye göndermek önemlidir (Neville ve ark., 2015).

1.1.2. Epulis Fissuratum ( nflamatuvar Fibröz Hiperplazi; Protez Yaralanması Tümörü; Protez Epulisi)

Epulis fissuratum, oturmayan tam veya parsiyel protezin düzgün olmayan flanşı nedeniyle gelişen fibröz bağ dokusunun tümör benzeri hiperplazisidir. Basit epulis terimi bazen epulis fissuratum ile eşanlamlı olarak kullanılsa da epulis aslında diş eti veya alveolar mukozanın herhangi bir büyümesini ifade edebilen genel bir terimdir. Bu nedenle bazı araştırmacılar, bu lezyonları inflamatuvar fibröz hiperplazi veya diğ r tanımlayıcı isimlerle adlandırmayı tercih ederek bu terimi kullanmamayı savunmuşlardır. Bununla birlikte epulis fissuratum terimi günümüzde hala yaygın olarak kullanılmaktadır ve hemen hemen tüm klinisyenler tarafından kabul görmektedir. Diğ r epulis örnekleri arasında dev hücreli epulis (periferel dev hücreli granülom), ossifying fibroid epulis (periferel ossifying fibrom) ve konjenital epulis bulunur (Neville ve ark., 2015).

1.1.2.1. Epulis Fissuratumun Klinik  zellikleri

Epulis fissuratum tipik olarak alveoler vestibülde tek kat, çoklu kat veya hiperplastik doku katları olarak gözlenir. Çoğu zaman, iki doku kıvrımı vardır ve ilgili protezin kenarı, kıvrımlar arasındaki açıklığa uygun şekilde oturur. Fazla doku genellikle sert ve fibr zd r ancak bazı lezyonlar pyojenik granülom görünümüne benzer şekilde eritemli ve ülserli olarak gözlenebilir. Nadiren görülen epulis fissuratum örnekleri ise inflamatuvar papiller hiperplazinin yüzey alanlarına benzer özellikler gösterir. Lezyonun boyutu 1 cm'den küçük lokalize hiperplazilerden vestibül uzunluğunun çoğunu içeren masif lezyonlara kadar değişebilir. Epulis fissuratum genellikle alveoler sırtın fasiyal tarafında gelişir ancak bazen mandibular alveoler sırtın lingualinde de lezyonlar görülür (Neville ve ark., 2015).

Epulis fissuratum, protezle ilgili bir lezyondan bekleneneği gibi en sık orta yaşlı ve yaşlı erişkinlerde görülür. Maksilla veya mandibulada oluşabilir. Çenelerin anterior kısmı posterior bölgelere göre çok daha sık etkilenir. Lezyon belirgin olarak kadınlarda görülürken çoğu çalışma biyopsi için gönderilen tüm vakaların üçte ikisi ile dörtte üçünün kadınlardan alındığını göstermektedir (Neville ve ark., 2015).

Genellikle fibroepitelyal polip veya yaprak benzeri protez fibromu olarak adlandırılan benzer fakat daha az yaygın olan bir başka fibröz hiperplazi ise bir üst protezin altındaki sert damakta oluşur. Bu karakteristik lezyon, damağa dar bir sapla yapışık olan yassı pembe bir kitledir. Bununla birlikte, bir sond ile saplı yapı kolayca kaldırılır. Lezyonun kenarı genellikle tırtıklıdır ve bir yaprağa benzer (Neville ve ark., 2015).

1.1.2.2. Epulis Fissuratumun Tedavisi ve Prognozu

Epulis fissuratumun eksizyonu için birçok teknik başarıyla kullanılmıştır. Bu teknikler konservatif teknikler ve cerrahi teknikler olarak sınıflandırılabilir (Vyasarayani ve ark., 2014). Konservatif yaklaşım invaziv değildir ve bu nedenle tercih edilen bir tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir. Ancak, konservatif yöntem zaman alıcıdır ve protez kaidelerinin astarlanmasını gerektirir. Cerrahi yaklaşımda ise geleneksel *scalpel*, elektrokoterizasyon, yumuşak doku lazerleri ve sıvı nitrojen kriyocerrahisi kullanılabilir (Sharma ve ark., 2018).

1.1.3. Pyojenik Granülom

Pyojenik granülom, kronik lokal iritasyon, travma, hormonal değişiklikler, kemik iliği nakli ve greft reaksiyonları gibi çeşitli uyaranlara karşı oluşan neoplastik olmayan inflamatuvar bir hiperplazidir (Jafarzadeh ve ark., 2006; Pereira ve ark., 2007). Pyojenik granülomun adı yanıltıcıdır çünkü lezyon pyojenik (irin üreten) olmadığı gibi gerçek bir granülom da değildir (Wollina ve ark., 2017).

1.1.3.1. Pyojenik Granülomun Klinik Özellikleri

Klinik olarak oral pyojenik granülom, geniş tabanlı veya saplı olabilen, pürüzsüz veya lobüle bir görünüme sahip ekzofitik bir kitle olarak karakterize edilir. Epitel sıklıkla ülseredir ve lezyonun oluşum süresine ve vaskülarizasyonuna bağlı olarak rengi pembeden kırmızıya ve/veya mora değişir. Lezyon kısa sürede hızla büyüme eğilimindedir, spontan veya minör bir travmadan sonra kanama eğilimi gösterir (Al-Shamiri ve ark., 2015; Anitua ve Piñas, 2015). İnsidansı, oral kaviteden yapılan biyopsilerin histopatolojik sonuçlarının %3.81'i ile %7'si arasında değişmektedir (Anitua ve Piñas, 2015; Halperin-Sternfeld ve ark., 2016). Literatürde erkeklere göre genç kadınlarda, mandibulaya göre maksillada ve dişlerle ilişkili olduğunda posteriora göre anterior bölgelerde daha sık gözlenir (Jané-Salas ve ark., 2015).

1.1.3.2. Pyojenik Granülomun Tedavisi ve Prognozu

Pyojenik granülomlu hastaların tedavisi genellikle konservatif cerrahi eksizyon ile yapılır. Diğer daha ciddi tanıları ekarte etmek için biyopsi spesimeni mikroskopik incelemeye gönderilmelidir. Dişeti lezyonları için eksizyon periosteuma kadar uzanmalı ve devam eden iritasyon kaynaklarını ortadan kaldırmak için bitişik dişlere kadar genişletilmelidir. Çoğu çalışmada %3 ile %15'lik bir nüks oranı bildirilmiştir. Nadir durumlarda birden fazla nüks olduğu da raporlanmıştır (Neville ve ark., 2015).

Pyojenik granülomun tedavi yönetimi klinik duruma bağlıdır. Daha küçük lezyonlar için neden olan iritanların uzaklaştırılması, sıkı klinik gözlem ve düzenli takip uygun bir tedavi olarak kabul edilebilir (Cai ve ark., 2017). Bununla birlikte, daha büyük lezyonlar konservatif cerrahi eksizyon veya lazer eksizyon ile tedavi edilebilir ancak yaygın lezyonun invaziv eksizyonu bazen ciddi şekilde sallanan dişin çekimini gerektirebilir (Jafarzadeh ve ark., 2006). Son zamanlarda yapılan birkaç çalışma, oral pyojenik granülom varlığında, özellikle lezyonun boyutu büyük, doğası gereği daha kalın ve cerrahi olarak zor/erişilemeyen bir alanda geliştiğinde,

skleroterapinin cerrahi için etkili bir alternatif tedavi yaklaşımı olarak düşünülmesi gerektiğini göstermiştir (Khaitan ve ark., 2018; Shah ve Ranghani, 2018).

Hamilelik sırasında gelişen granüloma gravidarum için ise önemli fonksiyonel veya estetik problemler gelişmedikçe genellikle tedavi ertelenmelidir. Hamilelik sırasında çıkarılan granüloma gravidarum için nüks oranı daha yüksektir ve bazı lezyonlar doğumdan sonra kendiliğinden düzelir (Neville ve ark., 2015).

1.1.4. Periferik Dev Hücreli Granülom (Dev Hücreli Epulis)

Periferik dev hücreli granülom, ağız boşluğunun nispeten yaygın bir tümör benzeri büyümesidir. Muhtemelen gerçek bir neoplazmı temsil etmezken daha çok lokal irritasyon veya travmanın neden olduğu reaktif bir lezyondur. Geçmişte, genellikle periferik dev hücreli reparatif granülom olarak adlandırılırdı ancak herhangi bir onarıcı süreci içerdiği şüpheli görünmektedir. Bazı araştırmacılar, dev hücrelerin osteoklastların immünohistokimyasal özelliklerini gösterdiğine inanırken, bazı araştırmacılar ise lezyonun mononükleer fagosit sistemindeki hücreler tarafından oluşturulduğunu öne sürmüşlerdir. Periferik dev hücreli granülom, mikroskopik olarak santral dev hücreli granüloma ile benzerlik gösterir ve bazı patologlar, bu intraosseöz lezyonun yumuşak dokudaki bir karşılığını temsil edebileceğine inanırlar (Neville ve ark., 2015).

1.1.4.1. Periferik Dev Hücreli Granülomun Klinik Özellikleri

Periferik dev hücreli granülom, alveoler ve/veya gingival mukoza ile sınırlı, sıklıkla ülserli bir yüzeye sahip, rengi mavimsi ile mor arasında değişen, sert veya yumuşak, geniş tabanlı veya saplı bir nodül olarak ortaya çıkabilir. Şişlik en sık görülen belirtidir ve klinik seyri genellikle asemptomatiktir (Scarano ve ark., 2018). Boyutta ilerleyici bir artış gösterme eğilimindedir ve komşu dişler üzerinde baskıya neden olabilirken bu da maloklüzyona veya çiğneme ile etkileşime neden olabilir.

Altta yatan kemiğin veya periodonsiyumun kaybı da meydana gelebilir ve dişsiz alanlarda, intraoral radyografide sıklıkla radyolüsent kap şeklinde bir görüntüye neden olabilir (Scarano ve ark., 2018). Periferel dev hücreli granülomun sık görüldüğü bir yaş aralığı yoktur. Kadınlarda daha sık gözleniyor gibi görünmektedir ve molar bölgede daha sık ortaya çıkma eğilimindedir (Hernandez ve ark., 2009; Jané-Salas ve ark., 2015 ve Scarano ve ark., 2018).

1.1.4.2. Periferel Dev Hücreli Granülomun Tedavisi ve Prognuzu

Periferel dev hücreli granülomun tedavisi, alttaki kemiğe kadar lokal cerrahi eksizyondan oluşur. Herhangi bir nedenle gelişen irritasyon kaynağını ortadan kaldırmak ve tekrarlama riskini en aza indirmek için komşu dişler dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir. Lezyonların yaklaşık %10 ile %18'inin nüks gösterdiği bildirilmektedir ve yeniden eksizyon yapılmalıdır. Nadir durumlarda, hiperparatiroidizmi olan hastalarda periferel dev hücreli granülomlardan ayırt edilemeyen lezyonlar görülmüştür. Bununla birlikte, hiperparatiroidizmin brown tümörlerinin lokal olarak intraosseöz olması ve santral dev hücreli granülomu taklit etmesi çok daha olasıdır (Neville ve ark., 2015).

1.1.5. Periferel Ossifying Fibrom (Ossifying Fibroid Epulis; Kalsifikasyonlu Periferel Fibrom; Kalsifiye Fibroblastik Granülom)

Periferel ossifying fibromlar genellikle anterior maksillada ortaya çıkan benign mezenşimal lezyonlardır. İsimlendirmesi hakkında yayınlanmış raporlarda tartışma devam etmektedir ve birkaç eşanlamlı terim kullanımdadır (Cuisia ve Brannon, 2001; Farquhar ve ark., 2008). En yaygın kabul reaktif bir durum olduğudur ve önemli patojenik faktörler olarak kabul edilen diş taşı, bakteri plağı, ortodontik apareyler, uyumsuz kuronlar ve düzensiz restorasyonlar gibi çeşitli inflamatuvar koşullara yanıt

olarak yüzeysel periodontal ligamenti içeren bir metaplastik süreç olduğu düşünülür (Cuisia ve Brannon, 2001; Ganji ve ark., 2013 ve Luvizuto ve ark., 2012).

1.1.5.1. Periferal Ossifying Fibromun Klinik Özellikleri

Periferal ossifying fibrom soliter, yavaş büyüyen, saplı veya sapsız, nodüler bir kitle olarak ortaya çıkar (Mergoni ve ark., 2015). Yüzey mukozası pürüzsüz veya ülserle olabilir ve pembe ile kırmızı renk aralığında olabilir. Sadece diş etini etkiler ve tüm dişeti büyümelerinin yaklaşık %9'unu oluşturur (Thierbach ve ark., 2000). Nadiren interdental kemik yıkımı olan dişlerin migrasyonu ve kalıcı dişlerin sürmesinde gecikme görülmektedir (Santhosh Kumar ve ark., 2011; Yadav ve Gulati, 2009). Diş taşı, plak, ortodontik apareyler veya uyumsuz restorasyonlardan kaynaklanan iritasyon sonucunda periodontal ligamentten kaynaklanan reaktif bir lezyondur (Neville, 2002). Kadınlarda daha sık görülmektedir ve yaşamın ikinci dekadında daha fazla ortaya çıkma eğilimindedir (Arunachalam ve ark., 2017). Kadınlarda periferal ossifying fibrom insidansının daha yüksek olması, ikinci on yılda görülme sıklığının artması ve üçüncü on yıldan sonra insidansın azalması göz önüne alındığında, hormonal etkilerin rol oynayabileceği düşünülmektedir (Arunachalam ve ark., 2017).

1.1.5.2. Periferal Ossifying Fibromun Tedavisi ve Prognozu

Periferal ossifying fibrom için tercih edilen tedavi, lokal cerrahi eksizyondur. Kitle, periosteuma kadar eksize edilmelidir çünkü lezyonun tabanının kalmasına izin verilirse nüks daha olasıdır. Ayrıca, olası irite edici etkenleri ortadan kaldırmak için komşu dişler detaylı bir şekilde değerlendirilmelidir. Dişeti bozukluklarını estetik bir şekilde onarmak için yeniden konumlandırılan flepler veya bağ dokusu greftleri gibi periodontal cerrahi tekniklerin kullanılması gerekli olabilir. Eksizyon genellikle küratif olsa da, %8 ile %16'lık bir nüks oranı bildirilmiştir (Neville ve ark., 2015).

1.2. Tükürük Bezi Patolojileri

1.2.1. Pleomorfik Adenom

En sık görülen tükürük bezi tümörü olan pleomorfik adenom, epitelyal ve miyoepitelyal elemanlardan ikili orijini nedeniyle iyi huylu mikst tümörler olarak da bilinir. Tüm tükürük bezi tümörlerinin üçte ikisini oluşturan, tükürük bezi tümörlerinin en sık görülenidir (Lee ve ark., 2019; Mc Loughlin ve ark., 2019 ve Meshram ve ark., 2018).

1.2.1.1. Pleomorfik Adenomun Klinik Özellikleri

Pleomorfik adenom, çoğunlukla uzun yıllar mevcut olabilen, soliter, mobil, yavaş büyüyen, ağrısız bir kitle olarak ortaya çıkar. Semptomlar ve belirtiler esas olarak boyuta, yere ve malign dönüşüm geçirme potansiyeline bağlıdır. Parotis bezinde, tümör büyük olduğunda veya malign değişime uğradığında fasiyal sinir zayıflığı belirtileri ortaya çıkar. Parotis bezinin derin lobundaki pleomorfik adenom, görünür veya genellikle palpe edilebilen oral retrotonsiller veya parafaringeal kitle olarak ortaya çıkabilir. Bir tümör nodülünün hızlı büyümesi, malign değişim endişesini artırmalıdır. Minör tükürük bezi tümörleri, tümörün yerine bağlı olarak disfaji, ses kısıklığı, dispne, çiğnemede zorluk ve burun kanaması gibi çeşitli semptomlarla ortaya çıkabilir (Bokhari ve Greene, 2020).

1.2.1.2. Pleomorfik Adenomun Tedavisi ve Prognozu

Daha önce uygulanan enükleasyon prosedürü, yüksek rekürrens oranları nedeniyle terk edilmiştir. Günümüzde parotis bezinin pleomorfik adenomu ya yüzeysel (Patey operasyonu) ya da total parotidektomi ile tedavi edilmektedir ve ikincisi daha düşük nüks insidansı nedeniyle daha sık uygulanan prosedürdür. Fasiyal siniri korumak için titiz bir teknik gereklidir. Submandibular bezlerin tümörleri,

trigeminal sinirin mandibular dalı, hipoglossal sinir ve lingual sinir dahil olmak üzere komşu sinir korunarak basit eksizyon prosedürü ile tedavi edilir (Gleave ve ark., 1979). Minör tükürük bezlerinde ise 5 mm'lik bir marjin elde edilmelidir. Bu tümörler periosteuma yayılmazlar. Bu nedenle kemiğin rezeke edilmesine gerek yoktur. Tümör nüksleri meydana geldiğinde; takip, cerrahi ve radyoterapiyi içeren tedavi prosedürü izlenmelidir (Bokhari ve Greene, 2020).

1.3. Ultrasonografi

1.3.1. Ultrasonografi Fiziği

Ses kulak tarafından algılanabilinen basınç ve titreşimler sonucu oluşur. İnsanın duyabildiği frekansın üzerindeki ses ultrason (ultrasonik ses dalgası) olarak adlandırılır.

Curie kardeşler kuvars ve Rochelle tuzlarına mekanik basınç uygulandığında bir elektrik yükü oluştuğunu gözlemlediler. Bu yük, kendisine uygulanan kuvvetle doğru orantılıydı ve "piezoelektrik" olarak adlandırıldı (Newman ve Rozycki, 1998). Ultrason tanısal tıpta ilk olarak 1943'te beyin incelemelerinde kullanılmış, 1950'lerde gri skala incelemeleri ve ancak 1965'ten sonra ise gerçek zamanlı görüntüleme mümkün olmuştur. Diagnostik ultrason uygulamaları vücuda gönderilen ve doku aralarından geri yansıyan ses demetinin tespit edilmesi ve görüntü oluşturulması durumuna dayanır. Geri yansıyan ses dalgalarının içerdiği bilgiler ile yüksek çözünürlükte gri skala görüntüler oluşturulmakta ve kan akışı ile ilgili bilgiler gösterilebilmektedir (Sancak, 2015).

1.3.1.1. Temel Ses Bilgisi

Ses mekanik enerjinin bir ortam içerisinde dalga formunda ilerlerken oluşturduğu kompresyon ve rarefaksiyon gibi değişikliklerin sonucu olarak ortaya

çıkar (Rumack ve Levine, 2017). Elektromanyetik radyasyon transvers dalga yapısına sahiptir (Hajnal, 1987). Ses dalgası ise longitudinal dalga yapısındadır ve moleküllerde neden olduğu değişiklikler dalganın yönünde gerçekleşir (Cobbold, 2006). Ses dalgalarını elektromanyetik dalgalardan farklı kılan bir özellik de iletim için belli bir ortama ihtiyaç duymalarıdır. Oluşan kompresyon dalgaları, içinde ilerlediği maddede sınırlı fiziksel yer değişimlerine neden olur. Basınçtaki bu değişikliklerin gösterdiği şekilde, Y ekseninin belirli bir noktadaki basıncı ve X ekseninin zamanı gösterdiği sinüzoidal bir dalga biçimi oluşmaktadır. Bu sinüzoidal dalganın benzer özellik gösteren kısımları arasındaki mesafeye dalga boyu (λ) ve tek bir siklus için geçen süreye ise periyod denir. Belirli zaman aralığındaki tam siklusların sayısı sesin frekansını (f) oluşturur. Frekansın birimi Hertz'dir (Hz). Bir Hertz saniyede bir siklus olarak tanımlanır (1 Hertz = 1 siklus/saniye). Yüksek frekanslar kilohertz (1 KHz = 1000 Hertz) ve megahertz (1 Mhz = 1 000 000 Hz) olarak ifade edilir. İnsan kulağının duyabildiği sesler 20 – 20 000 Hz arasındadır. Tanısal uygulamalarda kullanılan ses frekansı ise genellikle 2 – 15 MHz arasındadır (Rumack ve Levine, 2017). Dalga denkleminde hız, frekans ve dalga boyunun çarpımına eşittir. $C = f \cdot \lambda$ (Jensen, 1996). Ultrason dalgasının dokuya gönderilmesi ve geri yansıyan sesin (ekonun) alınması sırasında geçen sürenin bilinmesi, derinliğin hesaplanmasına olanak verir. Ancak bu hesaplama için ses hızının bilinmesi gerekmektedir. Ultrasonun hızı, içerisinde ilerlediği ortamın yoğunluğuna ve kompresyona direncine bağlı olarak değişiklik gösterir. Genel olarak hava gibi gazlar düşük ses iletim hızına sahipken, sıvılar orta düzeyde, katı cisimler ise yüksek ses iletim hızına sahiptir. Sesin vücutta ilerleme hızı ortalama olarak 1540 metre(m)/sn' dir. Birçok ultrason cihazının kalibrasyonu bu değere göre yapılmaktadır. Ancak 1540 m/sn değerinin altında ve üstünde ilerleme hızına sahip dokular da mevcuttur ve bu tür dokuların tanısal olarak incelenmesi sırasında birtakım hatalar ve artefaktlar gelişebilir (Jensen, 1996).

Dalga boyuyla frekans, dalga denkleminde birbiriyle zıt orantılıdır. Dalga boyu ultrason frekansı arttıkça azalır. Uzun dalga boylu ultrason kısa dalga boylu ultrasona göre daha az çözünürlük sağlar. Ancak frekans arttıkça sesin çevresiyle etkileşimi artar ve bunun sonucunda ses demetinin geçebileceği doku derinliği azalır. Ayrıca frekans

arttıkça ses demetinin ultrason kaynağından dağılımı azalır ve ses demeti inceler ve yaklaşır (kolimasyon) (Sancak, 2015).

“Ses dalgasının kuvvetini gösteren üç parametre vardır. Amplitüd, basınç dansite ve mesafeden oluşan akustik değişkenlerin ortalama değerleri ile maksimum değerleri arasındaki fark olarak tanımlanır. Ultrason dalgasının amplitüdü arttığında basınç dalgalanmalarıyla oluşan moleküllerin sıkışma ve gevşeme bölgeleri daha belirginleşir. Sonuçta ultrason intensitesi ve gücü artar (Sancak, 2015).” Akustik güç, birim zamanda üretilen akustik enerji miktarıdır. Birimi Watt ya da miliWatt’dır. İntensite (I), ses demetindeki enerji konsantrasyonudur ve demetin gücü demetin kesitsel alanına bölünerek hesaplanır.

$$\text{İntensite (I)} = \text{Güç (mW)} / \text{Demet Alanı (cm}^2\text{)}$$

İntensite birimi W/m² ya da mW/cm²’dir (Rumack and Levine, 2017).

1.3.1.2. Ultrasonografi ve Doku Arasındaki Etkileşimler

Tüm tanısal ultrason uygulamaları, vücut içindeki arayüzlerden yansıyan akustik enerjinin algılanmasına ve görüntülenmesine dayanır. Vücutta farklı özellikler gösteren dokuların birleşme noktalarında akustik arayüzler mevcuttur. Akustik arayüzler vücutta ilerlemekte olan ultrason dalgalarının farklı miktarlarda geri yansımından ya da geri saçılmasından sorumludurlar. Bunların miktarı arayüzü oluşturan dokuların akustik empedanslarındaki farklılıklara bağlıdır (Rumack ve Levine, 2017).

Akustik empedans (Z), sesi yayan ortamın yoğunluğunun (ρ) ve sesin o ortamdaki yayılma hızının (c) çarpımı ile belirlenir ($Z = \rho c$) (Rumack ve Levine, 2017).

“Akustik empedansın birimi Rayls ($\text{kg/m}^2\text{sn}$) dir. Hava ve kemik gibi büyük akustik empedans farklılığı gösteren arayüzlerde, gelen sesin büyük bölümü geri yansır. Bu nedenle ultrason incelemesinde hava empedansından kaçınmak için akustik jel kullanılmaktadır. Akustik empedans farkı az olan kas ve yağ arayüzü gibi yerlerde ise gelen ses dalgasının sadece bir kısmı geri yansırken geri kalanı ilerlemeye devam eder (Sancak, 2015).”

Akustik empedans, ilgili dokuların özellikleri tarafından belirlenir ve frekanstan bağımsızdır (Rumack ve Levine, 2017).

Doku ile ultrason dört şekilde birbirini etkiler.

- Yansıma (*Reflection*)
- Kırılma (*Refraction*)
- Saçılma (*Scattering*)
- Soğurulma (*Absorption*) (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.2.1. Yansıma (*Reflection*)

Bir ses dalgası bir doku arayüzüne çarptığında, sesin bir kısmı geri yansıtılırken diğer kısmı ilerlemeye devam eder. Diagnostik ultrasonda anlamlı ilgi ekoya ve gelen ses demetine göre bu ekonun yoğunluğu üzerine odaklanır. Yansıma, arayüzü oluşturan dokuların akustik empedans farkına, arayüz boyutuna ve yüzey özelliklerine, ultrason dalgasının geliş açısına ve ultrason dalga boyu ile yansıtıcı yüzey arasındaki ilişkiye bağlıdır (Sancak, 2015). Daha büyük ve nispeten pürüzsüzse, arayüz; sesi bir aynanın ışığı yansıtması kadar yansıtır. Bu tür arayüzler, "ses aynaları" gibi davrandıkları için speküler yansıtıcılar olarak adlandırılır. Akustik bir arayüz tarafından yansıtılan enerji miktarı, gelen enerjinin bir kısmı olarak ifade edilebilir; buna yansıma katsayısı (R) denir. Bir speküler yansıtıcı gelen ses demetine dik ise, yansıyan enerji miktarı aşağıdaki ilişki ile belirlenir:

$$R = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2$$

Burada Z_1 ve Z_2 , arayüzü oluşturan ortamın akustik empedanslarıdır (Rumack ve Levine, 2017).

Ultrason tarayıcılar yalnızca transdusere geri dönen yansımaları algıladığından, aynasal arayüzlerin görüntülenmesi, yüksek oranda insonasyon açısına (ultrason dalgalarına maruz kalma) bağlıdır. Speküler yansıtıcılar, yalnızca ses dalgası arayüze dik ise ekoları transdusere döndürür. Arayüz ses dalgasına yaklaşık 90 derecelik bir açıda değilse; ses, transduserden uzağa yansıtılacak ve eko algılanmayacaktır (Rumack ve Levine, 2017).

Vücuttaki çoğu eko, speküler yansıtıcılardan değil, solid organlardaki çok daha küçük arayüzlerden kaynaklanır. Bu durumda akustik arayüzler, gelen sesin dalga boyundan çok daha küçük özgün boyutlara sahip yapıları içerir. Bu arayüzlerden gelen ekolar her yöne dağılır. Bu tür yansıtıcılara diffüz yansıtıcılar denir ve solid organlarda ve dokularda görülen karakteristik eko modellerini oluşturan ekoları oluştururlar (Rumack ve Levine, 2017).

Bazı tanı yöntemlerinde yaklaşım açısının farklı olması gerekir. Örneğin; damar duvarlarının çoğu, en iyi görüntüleme için 90 derecelik bir açıyla insonasyon gerektiren speküler yansıtıcılar gibi davranırken, Doppler görüntüleme ise ses dalgası ile damar arasında 90 dereceden daha az bir açı gerektirir (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.2.2. Kırılma (*Refraction*)

Ses, akustik yayılma hızına sahip bir dokudan daha yüksek veya daha düşük bir ses hızına sahip bir dokuya geçtiğinde, ses dalgasının yönünde bir değişiklik olur. Yayılma yönündeki bu değişime kırılma denir ve Snell yasası tarafından belirlenir:

$$\sin \theta_1 / \sin \theta_2 = c_1 / c_2$$

Burada θ_1 arayüze yaklaşan sesin gelme açısı, θ_2 kırılma açısı; c_1 ve c_2 ise arayüzü oluşturan ortamdaki sesin yayılma hızlarıdır (Rumack ve Levine, 2017).

Kırılma önemlidir çünkü; ultrason görüntüsünde artefakt oluşma nedenlerinden birisidir. Ultrason tarayıcısı bir eko tespit ettiğinde, eko kaynağının transduserden sabit bir görüş hattı boyunca olduğunu varsayar. Ses kırılmışsa, algılanan eko ekranda gösterilen görüntüden farklı bir derinlikten veya konumdan geliyor olabilir. Bundan şüpheleniliyorsa, tarama açısının arayüze dik olacak şekilde artırılması, artefaktı en aza indirir (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.2.3. Saçılma (Scattering)

Saçılma, sesin birçok yöne yeniden yönlendirilmesidir. Doku arayüzü, aldığı ses dalgalarının dalga boyundan daha küçük olduğunda ses saçılır. Akciğer dokusu, hava dolu alveoller nedeniyle sesi saçır. Genel olarak, saçılma miktarı frekansla doğru orantılıdır. Bu nedenle, yüksek frekanslı ses, düşük frekanslı sese göre daha fazla saçılır. Frekans, *Rayleigh* saçılımının artmasıyla katlanarak artar. Tanısal ultrasonda amaç, en iyi görüntüleri sağlamak için mümkün olan en yüksek frekansı kullanmaktır ancak bu durum saçılma miktarını da artırır (Shriki, 2014).

Saçılma, belirli bir dokuda farklı ekojenik yapıların görülmesinin nedenidir. Örneğin, bir tarama sırasında, karaciğer dokusundaki farklı seviyelerde saçılma nedeniyle karaciğer parankiminde bir hemanjiyom görülebilir. Hiperekoik hemanjiyom, çevreleyen karaciğer parankiminden daha fazla saçılma üretir. Benzer şekilde, kistler gibi hipoekoik alanlar, çevreleyen dokudan daha düşük bir saçılma seviyesi sergiler (Edelman, 2012).

1.3.1.2.4. Soğurulma (*Absorption*)

Ultrasonun dokular içerisinde ilerlerken oluşturduğu kompresyon dalgası enerjisinin bir kısmıyla doku moleküllerinde sıkışma ve gevşeme hareketleri oluşur. Bu süreçte ultrason enerjisi ısıya dönüştürülmektedir ve ultrasonun yoğunluğu azalır. Soğurulma, doku bileşenlerine, ortama ve ultrason frekansına bağlıdır. Soğurulma, ortamın viskozitesi ve ultrason frekansı arttıkça artar (Hoskins ve ark., 2019).

Bir ultrason dalgası yumuşak dokuda yayıldığı zaman dalga ile ilişkili enerji de yavaş yavaş kaybolur. Böylece dalga yoğunluğu kat edilen mesafe ile azalır ve bu etki atenüasyon olarak bilinir. Atenüasyon, bilgi toplanabilen doku derinliğini belirlediği için büyük önem taşır. Atenüasyon desibel birimi ile göreceli olarak ölçülür. Desibel birimi genelde farklı seviyede ultrason gücü veya intensitesini karşılaştırmada kullanılır. Düşük frekanslı ses dalgaları yüksek frekanslı ses dalgalarından daha az atenüasyona uğrarlar. Transduser frekansı, ultrason ile bilgi alınabilecek derinliğin saptanmasında belirleyicidir (Hoskins ve ark., 2019).

1.3.1.3. Ultrasonografi Cihazı

Ultrasonografi cihazı, tıbbi görüntüleme alanında kullanılan en karmaşık teknolojiye sahip cihazlardandır. Ultrasonografi cihazı, puls jeneratörü (*transmitter*), transduser, alıcı ve dönüştürücü, görüntü ekranı, görüntü kayıt ve saklama ünitesinden oluşmaktadır (Gill, 2020).

1.3.1.3.1. Puls Jeneratörü (*Transmitter*)

Puls jeneratörü, transdusere uygulanan elektriksel iletim pulsunu üretir. Makinenin yazılımı bu pulsun frekansını, genliğini, puls süresini ve puls tekrarlama frekansını kontrol eder (Gill, 2020).

1.3.1.3.2. Transduser

Bir ultrason probundaki aktif bileşen transduserdir. İletim pulsunu üretir ve geri dönen ekoları alır. Transduserler piezoelektrik malzemelerden yapılmıştır. Bazı doğal olarak oluşan piezoelektrik malzemeler (kuvars gibi) vardır ancak verimleri düşüktür. Bu nedenle ultrason transduserleri için özel malzemeler geliştirilmiştir. Yakın zamana kadar bu malzemeler piezoelektrik seramiklerdir. Seramik dönüştürücüler iyi bir verimliliğe sahiptir ancak bant genişlikleri sınırlıdır. Bu, yalnızca sınırlı bir frekans aralığında çalışabilecekleri anlamına gelir. Bu eksiklik, önemli ölçüde daha büyük bant genişliğine sahip yeni nesil kompozit transduser malzemelerinin geliştirilmesine yol açmıştır. Kompozit transduserler kullanan modern ultrason problemleri, yüksek verimliliği korurken çok çeşitli çalışma frekansları sunar (Gill, 2020).

Ultrason transduserinin akustik empedansı, insan dokusunun empedansından önemli ölçüde farklıdır. Transduser doğrudan cilt ile temas edecek şekilde yerleştirilirse, transduser ile dokular arasındaki uyumsuzluk iletilen enerjinin bir kısmının transduserine geri yansımaya ve geri dönen eko enerjisinin bir kısmının dokulara geri yansımaya neden olur (Gill, 2020).

Bu nedenle transduser ile prob yüzeyi arasına ince bir katman yerleştirilir. Bu, ultrason transduseri ve dokuların aynı akustik empedanslara sahip olmasını sağlar (Gill, 2020).

Ultrasonun probdan dokulara ve geriye serbestçe dolaşabilmesini sağlamak için ele alınması gereken başka bir sorun daha vardır. Prob ile hasta arasında bir miktar hava bile olsa, reflektör görevi görür ve çok az veya hiç enerji iletilmez. Neyse ki, bu durum, jel kullanılarak kolayca ortadan kaldırılır. Cilt üzerine yerleştirilen jel, prob ile cilt arasında ince bir tabaka oluşturarak havayı bu bölgeden uzaklaştırır (Gill, 2020).

Transduser, bir enerji formunun, adı verilen başka bir enerji formuna dönüştürüldüğü (transdüksiyon) elektronik bir cihazdır (Bejgam ve ark., 2021).

Ultrason cihazlarında ise ultrason dalgasını oluşturan ve geriye toplayan bu cihazlara transduser veya prob adı verilir. Ultrason transduseri elektrik sinyalini mekanik harekete ve mekanik hareketi sese çevirmektedir. Aynı zamanda bu olayın tam tersi de geçerlidir (Rumack ve Levine, 2017).

Ultrason transduserinin çalışması piezoelektrik etki ile gerçekleşir. Piezoelektrik etki için uygun bir materyal elektrikle uyarıldığında kristal kısa aksında genişler. Elektrik sinyali ters çevrildiğinde ise kristal bu kez kontrakte olur. Oluşan mekanik hareket, kullanılan elektrik frekansı ile aynı frekansta ses oluşumunu sağlar. Vücuttan transdusere geri dönen ekoların piezoelektrik etki için uygun materyale çarpmasıyla oluşan mekanik hareket ve bundan kaynaklanan küçük potansiyel değişiklikleri bir ultrason görüntüsünün oluşması için işlenen bilgilerin kaynağını oluşturur (Rumack ve Levine, 2017).

“Transduser ya da probun değişik parçaları mevcuttur. En dışta içindeki materyale destek oluşturan ve el ile kullanım kolaylığını sağlayan dış koruması vardır. Bu koruma, içindeki materyalleri koruduğu gibi elektrik akımına karşı yalıtım da sağlar. Dış koruması kırık olan probalar elektrik şoku riski taşıdığından kullanılmamalıdır. Transduserin yüzü, aktif kristallere uyum sağlayan ve oluşan ultrason demetinin bir akustik jel tabakası içerisinde hastaya geçmesine izin verecek şekilde dizayn edilmiştir. Transduserin aktif elemanı piezoelektrik kristaldir. Kristal olarak doğal bir piezoelektrik kristal olan quartz ve daha sık olarak baryum titanat, kurşun metabionat ve kurşun zirkonat titanat gibi yapay piezoelektrik kristaller kullanılır. Kurşun zirkonat titanat, seramik, aktif element veya kristal olarak da adlandırılır. Kurşun zirkonat titanat 360 derece üzerinde ısıtıldığında piezoelektrik özelliğini kaybeder. Bu nedenle probalara ısı sterilizasyonu yapılmamalıdır (Sancak, 2015).”

“Puls eko Ultrasonda ses kaynağının sürekli titreşimde kalmasına izin verilmemesi önemlidir. Bunu sağlamak için piezoelektrik kristal kendisine yastık görevi görececek bir materyal içerisine yerleştirilir. Böylece elektriksel uyarı kesildiğinde kristal hareketi hemen sona erer. Piezoelektrik kristal ve bu destek

materyali ses demetini daha da sınırlamak için akustik bir yalıtım ile çevrelenir (Sancak, 2015).’’

Transduser uyarıldığında belirli bir bant aralığında değişik frekanslar meydana gelir. Klinikte ultrason uygulamalarında kullanılan pulslu sistemlerde pulslar tercih edilen frekans dışında hem yüksek hem de alçak olmak üzere ek frekanslar da içerir. Bu şekilde oluşan frekans aralığına bant genişliği denir. Günümüzde dijital ultrason sistemlerinin çoğu geniş bant aralığı teknolojisine sahiptir. Modern transduserler sayesinde dokudan yansıyan frekans spektrumunun tamamını elde etmek mümkün olur (Rumack ve Levine, 2017).

Transduser tarafından üretilen ultrason pulsları üç boyutlu bir ultrason demeti meydana getirir. Bu ışın demetinin özellikleri, basınç dalgalarının konstrüktif ve desktrüktif etkileşimleri, transduser yüzeyinin kavsi ve demeti şekillendirmek için kullanılan akustik lensler tarafından belirlenir (Rumack ve Levine, 2017). Transduserden çıkan ses demeti doğrusal olmayıp dışı doğru açılan yapıdadır. Ses demeti, merkezde nispeten heterojen olmayan, birbirine yaklaşan ve enerjisi yüksek seyrederken, periferde birbirinden ayrılan, düşük yoğunlukta ve homojen olmayan yapıdadır. Bu dalgalara yan lob (*sidelob*) veya *grating* lob adı verilmektedir (Gill, 2020).

Basınç dalgalarının, transdusere yakın alanda meydana getirdiği basınç amplitüdlerinin değişikliğe uğradığı ve ses demetinin daha bir arada yayılım gösterdiği alana yakın bölge ya da *Frensel* zonu denir. En iyi görüntü çözünürlüğü bu alanda sağlanır. Sesin frekansı arttıkça ve transduser çapı genişledikçe *Frensel* zonu genişler (Rumack ve Levine, 2017).

Transduserden uzakta, transduserin yarıçapı ve frekansı tarafından belirlenen bir mesafede ses demeti açılmaya başlar ve paralellliğini kaybeder. Bu alana uzak bölge ya da *Fraunhofer* zonu denir. Bu bölgede çözünürlük azalır ve bu alanın periferindeki yapılarda görüntü distorsiyonu meydana gelir (Rumack ve Levine, 2017).

Ultrason demetinin fokusu, sabit ve elektronik olmak üzere iki şekilde kontrol edilebilir. Sabit fokuslama, akustik lens aracılığıyla (dış fokuslama) ve konkav yüzeyli kristaller ile (iç fokuslama) gerçekleştirilir. Akustik lensler sesin kırılma özelliğinden faydalanarak ses dalgasının yönünü değiştirirler. Bu lensler polistren, naylon gibi plastik materyallerden yapılırlar. Elektronik fokuslama ise faz dizilim teknolojisi sayesinde elementlerin hassas ateşleme zamanlamasıyla ultrason demetindeki açılma düzeltilerek, dinamik, değişken ve çoklu fokuslama şeklinde gerçekleştirilebilir. Sabit fokuslu transduserlerde fokal derinlik ayarlanamadığından lateral çözünürlük çok zayıftır (Sancak, 2015).’’

Ultrason cihazları çok kısa sürede çoklu ses demeti pulsu gönderip eko toplar ve resim çerçevesi (frame) oluşturur. İnsan gözü saniye başına 16 çerçeve ve üzerinde görüntü akışını hareketli bir görüntü olarak algılar (Thompson et al., 2003). Sistemin saniyede yaptığı tarama sayısına resim çerçeve hızı denir. Resim çerçeve hızı, görüntüleme alanı / *field of view* (FOV), görüntüleme derinliği ve puls tekrarlama sayısına bağlıdır (Bercoff, 2011).

1.3.1.3.3. Alıcı

Alıcı, amplifikasyon, kompenzasyon, kompresyon, demodülasyon ve rejeksiyon işlemlerini gerçekleştirir (Miele, 2013).

Amplifikasyon, büyötmek veya çoğaltmak anlamına gelir. Amplifikasyon ultrason görüntölemde gereklidir çünkü; vücuttan geri dönen sinyaller cihazda yeterince işlenemeyecek veya monitörde görüntülenemeyecek kadar küçüktür. Amplifikasyon kısmen kullanıcı kontrolü ve kısmen sistem kontrolü altındadır. Sinyaller çok küçük olduğundan, çok miktarda amplifikasyon gereklidir. Görüntüleme durumu ne olursa olsun belirli bir miktar kazanç elde etmek her zaman gerekli olduğundan, sistem tarafından otomatik olarak uygulanan bir miktar kazanç her zaman vardır. Hastadan dönen sinyalin ne kadar büyük olacağını önceden bilmenin bir yolu olmadığından, kullanıcının alıcı kazanç düğmesini değiştirerek daha fazla

amplifikasyon sağlamasına izin verilir. Amplifikasyon için kullanılan diğer adlar kazanç (*gain*) ve alıcı kazancıdır (Miele, 2013).

Kompenzasyon (*Time Gain Compensation*; TGC); derinlik arttıkça atenüasyon arttığı için bunu telafi etmek, ekstra amplifikasyon (kazanç) uygulamasını gerektirir. Atenüasyon derinlik arttıkça arttığından, kompenzasyon, geri dönen ekoların genliğini normalleştirmek için derinlik arttıkça kazancı artırır. Çoğu ultrason sisteminde, derinlik arttıkça artan atenüasyonu telafi eden kontrollere TGC denir (Miele, 2013).

Kompresyonu anlayabilmek için önce dinamik aralık (*dynamic range*) kavramını anlamalıyız. Gösterilebilen en yüksek genliğin en düşük genliğe oranı “*dynamic range*” olarak adlandırılır ve birimi desibel’dir. Geri yansıyan sinyalin “*dynamic range*”inin görüntünün “*dynamic range*”ine uyum sağlaması için verilerin sıkıştırılması ve haritalanması gereklidir. Kompresyon, daha büyük bir dinamik aralığı, daha küçük bir dinamik aralığa eşleyen herhangi bir tekniğin genel terimidir. Gözün dinamik aralığı ile yansıyan sinyaller arasındaki büyük farklılık nedeniyle, sinyal dinamik aralığını insan gözünün önemli ölçüde daha küçük dinamik aralığına eşlemek için sıkıştırma yapılmalıdır (Miele, 2013).

Modülasyon kelimesi, değiştirmek veya modifiye etmek anlamına gelir. Sesin ortam ile fiziksel etkileşimi sonucunda mekanik bir dalga oluşur. Dalga ortamda yayılırken, etkileşim dalgada değişikliklere (modülasyonlara) neden olur. Bu nedenle, dalga modülasyonlarının kaldırıldığı veya tespit edildiği süreçte demodülasyon meydana gelir. Bu sebeple, demodülasyona genellikle "sinyal algılama" denir. Ultrason sinyalleri için demodülasyon iki aşamadan oluşur: *Rektifikasyon* ve yumuşatma (zarf algılama). Düzeltme ve yumuşatma, iletim sinyalini dönüş ekosundan etkili bir şekilde kaldırır ve sadece doku ile etkileşimin neden olduğu modülasyonu bırakır (Miele, 2013).

Gövde, dönüştürücü, kablo ve sistem elektroniği aracılığı ile sinyale, istenmeyen gürültü eklenebilir. Genellikle bu gürültü sinyalleri, istenen sinyallerden

daha küçüktür ve bastırılabilir. *Rejeksiyon*, bir eşiğin altındaki sinyallerin ekranda görünmemesini etkin bir şekilde ayarlar (Miele, 2013).

1.3.1.4. Görüntü Oluşturma ve Saklama

“Dokulardan geri yansıyan ultrason sinyallerini görüntülemek için pek çok yol vardır. Ultrason görüntüleme yöntemleri A mod görüntülemeden, gerçek zamanlı gri skala görüntülemeye kadar ilerleme göstermiştir (Sancak, 2015).”

A-mod (Amplitüd mod) yöntemi tek boyutlu görüntüleme yöntemlerinden biridir. Bu yöntemde geri yansıyan ekoların oluşturduğu elektrik sinyalleri yalnızca genliğin aktarıldığı bir şekil şeklinde gösterilir. Genliklerin arasındaki mesafe izlenen yapıların derinliğini, amplitüdlerin yüksekliği ise yapıların yoğunluğunu gösterir. Bu yöntem göz incelemelerinde kullanım bulmuştur. Bu görüntüleme metodu, tanısal ultrasonun ilk günlerinde yaygın olarak kullanılmıştır (Gill, 2020).

“M-mod (*Motion* mod) yöntemi, ekoların amplitüdünü ve hareketli yansıtıcıların pozisyonlarını göstermektedir. Elde edilen sinyallerle amplitüd-zaman eğrisi hareketli görüntüye dönüştürülür. Yansıyan sinyalin intensitesi görüntü parlaklığı ile ortaya konulmaktadır. M-mod belirli yansıtıcıların hareket paternlerine bakarak ve karakteristik hareket paternleri ile anatomik ilişkilere karar vererek yorumlanır. Başlıca kullanım alanı kalp kapakları, kalp boşlukları ve damar duvar hareketlerinin incelendiği ekokardiyografidir (Sancak, 2015).”

B-mod (*Brightness Mod*) yöntemi; ultrason ile görüntülemenin temel yöntemidir ve farklı genlikte yansıyan sinyallerin yoğunluk ve parlaklık varyasyonları şeklinde gösterilmesi esasına dayanır. İki boyutlu bir görüntü oluşturmak için, bir dizi ardışık tarama hattına birden fazla ultrason darbesi gönderilir ve taranan nesneden kaynaklanan ekolar iki boyutlu bir matriks üzerine kaydedilir. Modern cihazlarda genellikle geri yansıyan ses dalgası bilgilerinin depolandığı bu dijital dönüştürücü (*scan converter*) 512 x 512 veya 512 x 640 piksel boyutlarındadır. Her piksel için ilgili

eko genliğine karşılık gelen parlaklık tonu atanır. Bu işlemde en az 256 gri skala tonu kullanılır. En yükseği beyaz, en düşüğü siyah olacak şekilde farklılık gösteren gri tonlamalarında bir görüntü ortaya çıkar. Bu şekilde depolanan ve dönüştürülen imaj daha sonra gösterilmek üzere monitöre gönderilir. B-mod görüntüde geri yansıyan sinyalin gücü, monitörde parlaklık derecesi olarak gösterilmektedir. Oluşan iki boyutlu B-mod görüntüler monitörde saniyede 15-60 çerçeve hızı ile gösterildiğinde hareket izlenimi oluşturur. Buna gerçek zamanlı (*real time*) ultrason adı verilir. Gerçek zamanlı B-mod ultrason bugün için ultrason tetkikinin ana metodudur. Gerçek zamanlı ultrasonografide, oluşan görüntüyü anında monitörde izlemek mümkündür. Görüntünün parlaklık ve kontrastı monitör ayarlarıyla, sistemin kazanç ve TGC ayarlarıyla belirlenir (Rumack ve Levine, 2017).

“Modern cihazlarda farklı görüntü formlarının ve hareketli görüntülerin depolanması mümkündür. Görüntülerin, baskı üniteleri aracılığıyla kağıt baskıları da elde edilebileceği gibi, CD-DVD ROM gibi dijital kayıt ünitelerinden, USB bağlantılarından örneği alınabilir. Ayrıca günümüzde kullanılan pek çok cihaz, görüntü verilerini DICOM formatına dönüştürerek PACS sistemine aktaran çeviricilere sahiptir (Sancak, 2015).”

1.3.1.5. Transduser Çeşitleri

Gerçek zamanlı ultrason için kullanılan transduserler ses demetini yönlendirme metoduna göre mekanik ve elektronik transduserler olarak ayrılırlar (Rumack ve Levine, 2017).

“Mekanik transduser gerçek zamanlı ultrasonun ilk dönemlerinde kullanılan bir teknolojidir. Mekanik rotasyon ve osilasyonla çalışan tipleri vardır. Bu transduserde gerçek zamanlı görüntü oluşturmak için lineer veya sirküler hareketi oluşturan mekanik cihazlar bulunmaktadır. Mekanik tip transduserlerin çerçeve hızlarının düşük, inceleme alanlarının dar olması ve görüntüde distorsiyon oluşması gibi sınırlamaları bulunmaktadır (Sancak, 2015).”

Günümüzde kullanılan elektronik transduserler, piezoelektrik kristalinin her birinin kendi elektrodu olan çok sayıda küçük ünitelere ayrıldığı çok sayıda elementten oluşur. Bu transduserler lineer, kurvilineer, faz ve anüler dizilimli konfigürasyonlar şeklindedir (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.5.1. Lineer Dizilim

“Lineer dizilimli elektronik transduserlerde yan yana dikdörtgen şeklinde dizilmiş kristaller bulunmakta ve bu elemanların ardışık ya da segmental olarak uyarılmasıyla oluşan ultrason demeti ile görüntüleme alanı taranmaktadır. Ardışık uyarımlı tipte her bir kristal ayrı ayrı sırayla uyarılır, segmental uyarımlıda ise transduser elemanları ardışık 15-20’li gruplar halinde eş zamanlı olarak aktive edilir. Görüntü oluştururken aktive edilen eleman grubu bir eleman yana kaydırılarak yeni bir eleman grubu oluşturulur ve her grup için puls eko işlemleri paralel bir demet çizgisi oluşturacak şekilde tekrarlanır. Segmental uyarımlı transduserler bu şekilde daha çok görüntü çizgisi sağlamasıyla daha iyi görüntü oluşturmaktadır (Sancak, 2015).” Lineer dizilimli transduserler dikdörtgen imaj formatı nedeniyle genellikle vasküler dokular, yüzeysel dokular ve obstetrik uygulamalar için tercih edilirler (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.5.2. Kurvilineer Dizilim

Dışbükey bir tarama yüzeyine yerleştirilmiş lineer dizilimli transduser elemanları, yelpaze şeklindeki dizimleri nedeniyle sektöre görüntü formatına benzer biçimde geniş görüntü alanı meydana getirirler. Lineer transdusere göre üstünlükleri, inceleme sırasında geniş ve derin görüntü alanı sağlamasıdır. Kurvilineer dizilim gösteren transduserler abdominal, obstetrik, transvajinal, transrektal ve pediyatrik incelemelerde tercih edilirler (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.5.3. Faz Dizilim

Faz diziliimli transduserlerde, transduser elemanları hassas bir düzenle kademeli olarak aktive edilmekte ve görüntü alanı süpürür gibi taranmaktadır. Transduserin bir ucundan diğer ucuna ses demetinin hızla yönlendirilmesiyle oluşan sektör formatta bir görüntü oluşturulur. Böylece nispeten dar bir temas yüzeyi ile derinlikte geniş bir görüntü alanına sahip transduserlerin üretilmesini sağlar. Bu problemler neonatallerin kafa taramalarında, interkostal uygulamada, kalp, karaciğer, dalak incelemelerinde, transkraniyal uygulamalarda ve hastada erişimin sınırlı olduğu incelemelerde kullanılırlar (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.5.4. Anüler Dizilim

Transduser bileşenleri ses demetini odaklamaya yönelik olarak daire şeklinde dizilimlidir. Bundan dolayı ateşleme sadece dış halkadan içe doğru olur ve mekanik olarak yönlendirilmesi gerekir (Brown ve ark., 2004).

1.3.1.5.5. Çok Boyutlu (1.5d, 2d) Dizilim

Transduser bileşenlerinin uzun eksene dik düzlemde dilimlenerek birçok küçük dikdörtgen eleman oluşturacak şekilde organize olduğu transduserlerdir. Uzun aksın ve kısa aksın her ikisinde de çok sayıda bileşenin kullanılması her iki aksta da elektronik odaklama imkanı oluşturur. Bu sayede elevasyon aksında yakın ve uzak alanda daha dar bir ses demeti meydana getirir. Bu ayarlamalar ile çözünürlük ve kontrastta iyileşme sağlanırken gürültü de azalır (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.6. Transduser Seçimi

Transduser seçiminde öncelikli ve genel kural, incelenen doku derinliğine penetrasyona izin veren en yüksek ultrason frekansının seçilmesidir. Yüzeyel damarlar, tiroid, meme, testis gibi yüzeye 1-3 cm uzaklıkta yer alan yüzeyel dokular için genellikle 7.5-15 MHz frekanslı probalar kullanılır. Bu yüksek frekanslar intraoperatif uygulamalar için de uygundur. Abdomen ve pelvis gibi yüzeyden 12-15 cm derinlikte yer alan dokuların incelenmesinde ise 2.25-3 MHz gibi düşük frekanslı probaların kullanılması tercih edilmelidir (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.7. Görüntü Kalitesi

Ultrason görüntüsünün kalitesi, görüntünün uzaysal, kontrast ve temporal çözünürlüğü ile birlikte artefakt içermemesiyle ilişkilidir (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.7.1. Uzaysal Çözünürlük

Uzaysal çözünürlük, bir sistemin birbirine yakın iki noktayı ayrı yapılar olarak ayırt etme yeteneğidir. Uzaysal çözünürlük, üç düzlemde ele alınır: aksiyel, lateral ve elevasyonel (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.7.2. Aksiyel Çözünürlük

Ultrason sisteminin ultrason ekseninde farklı derinliklerde bulunan farklı noktaları ayırt edebilme durumudur. Aksiyel çözünürlük puls uzunluğu tarafından belirlenir ve dalga boyu ile pulsun içerdiği siklus sayısının çarpımına eşittir. Ultrason frekansı ve dalga boyu birbiriyle ters orantılı olduğundan transduser frekansı arttıkça puls uzunluğu azalır ve aksiyel çözünürlük artar. Aksiyel çözünürlük görüntünün her noktasında aynıdır (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.7.3. Lateral Çözünürlük

Lateral çözünürlük ses demeti düzlemine dik planda yerleşmiş, birbiriyle yanyana iki noktanın ayırt edilebilmesidir. Bu çözünürlük ultrason demetinin genişliği tarafından belirlenir. Yüksek frekanslı transduserler düşük frekanslı transduserlere göre daha dar ses demetlerine ve daha iyi lateral çözünürlüğe sahiptirler. Ultrason demetinin genişliği derinlikle değiştiğinden, lateral çözünürlük de derinliğe bağlı olarak değişiklik gösterir (Gill, 2020).

1.3.1.7.4. Elevasyonel Çözünürlük

Elevasyonel ya da *Azimuth* çözünürlük ses demetine ve transdusera dik plandaki kesit kalınlığında iki noktanın ayırt edilebilmesidir. Kesit kalınlığı elektronik odaklama ile belirlenemez. Elevasyon çözünürlüğü transduser ile belirlenir ve kullanıcı tarafından kontrol edilemez (Rumack ve Levine, 2017). “Bu amaçla kullanılan mekanik lensler elevasyon planındaki odak çevresinde çok iyi detay sağlarken proksimal ve distal alanlarda yeterli detay oluşturamazlar. Transduser üreticileri, o transduser ile en sık yapılacak uygulamaya karar vererek buna uygun lens kullanırlar. Kullanılan sabit akustik lensin kesit kalınlığını ayarlayan fokus derinliği de üretim aşamasında belirlenmiştir. Bu nedenle, örneğin periferik vasküler incelemeler için üretilmiş ve bu nedenle fokal derinliği yaklaşık 3-4 cm olan bir transduser, meme incelemesi gibi daha yüzeysel doku alanlarının da önem taşıdığı yüzeysel incelemeler için uygun değildir. Periferik vasküler incelemeler ve yüzeysel incelemelerde ortak kullanım için üretilen yüksek frekanslı, çok amaçlı transduserlerde ise ciltten 1 cm derinliğe kadar lezyonların gösterilmesinde akustik su veya jel yastığı kullanılarak fokal derinlik bu alana yaklaştırılabilir. Elevasyon çözünürlüğü bu nedenlerle imaj kalitesi açısından transduserlerin en zayıf yönünü oluşturur. Bu sorunun önüne geçmek için elevasyon planı ve lateral planda elektronik odaklama yapabilen çok boyutlu (multi-D, *multidimensional*) 1.5D ve 2-D transduserler geliştirilmiştir. Kesit kalınlığının belirgin derecede azaltıldığı bu tür

transduserlerle, meme dokusunda kalsifikasyonları gösterebilecek kadar iyi çözünürlük elde edilebilmektedir (Sancak, 2015).”

1.3.1.7.5. Kontrast Çözünürlük

Ultrason, karaciğer veya tiroid gibi tek tip bir organdaki anormal dokuları araştırmak için kullanılabilir. Kullanıcı, farklı ekojenite veya eko paternlerine sahip bölgeleri içeren organı tarar. Anormal dokuların ekojenitesi normal dokulardan sadece biraz farklılık gösterir, bu nedenle kullanıcının ekojenitedeki küçük değişiklikleri tespit edebilmesi önemlidir. Buna görüntünün kontrast çözünürlüğü denilir. Her ultrason görüntüsü artefaktlar içerir. Artefaktlar (yan lob, reverberasyon artefaktı vb.) kontrast çözünürlüğünü olumsuz etkiler. Kontrast çözünürlüğün iyileştirilmesi amacıyla harmonik görüntüleme, doku optimizasyon yöntemleri, bileşik (*compaund*) görüntüleme gibi pek çok uygulama kullanılmaktadır. Kontrast çözünürlük arttıkça dönen ekolar dokuların gerçek eko karakteristiklerini daha doğru yansıtmaya başlar. Kontrast çözünürlük, yüksek frekanslı ve geniş bant aralıklı bir transduserde, düşük frekanslı ve dar bant aralıklı bir transduserden daha iyidir (Gill, 2020).

1.3.1.7.6. Temporal Çözünürlük

Temporal çözünürlük hareketli yapıların doğru bir şekilde görüntülenebilme özelliğidir. Temporal çözünürlük çerçeve hızına bağlıdır ve saniyedeki görüntü sayısı arttıkça temporal çözünürlük artar. Çerçeve hızının birimi Hertz veya adet/saniyedir. Çerçeve hızını, görüntüleme derinliği ve puls sayısı belirler. Görüntülenen derinlik ve gönderilen puls sayısı azaldıkça, çerçeve hızı ve temporal çözünürlük artar (Gill, 2020).

1.3.1.8. Ultrasonografi Artefaktları

Ultrason yardımı ile görüntülemelerde görüntü kalitesi, ultrasonun fizik ilkeleri, görüntü oluşum aşamaları, cihazın özellikleri ve artefaktlar hakkında derinlemesine bilgi sahibi olmayı gerektirir. Görüntüleme artefaktlarının birçoğu inceleme tekniği ve cihaz ayarlarının uygun olmamasına bağlı olarak gelişir. Bazı artefaktlar görüntünün bozulmasına yol açarken bazıları doku hakkında değerli bilgiler ortaya çıkarır. Ultrason artefaktlarını üç ana grup içinde inceleyebiliriz:

1. Ses demeti ve çözünürlük özelliklerinden kaynaklanan artefaktlar
2. Konum (yol ve hız) özelliklerinden kaynaklanan artefaktlar
3. Atenüasyona bağlı artefaktlar (Baad ve ark., 2017).

1.3.1.8.1. Ses Demeti ve Çözünürlük Özelliklerinden Kaynaklanan Artefaktlar

1.3.1.8.1.1. Ses Demeti Genişliği Artefaktı

Ses demeti genişliği artefaktı, görüntüleme düzlemi içinde aynı derinlikte birbirine yakın iki noktayı farklı olarak ayırt etme yeteneğini ifade eden lateral çözünürlüğün bir tezahürüdür. Lateral çözünürlük, derinlikle değişen ve odak bölgesinde en dar olan ışın genişliği ile ilişkilidir. Bu nedenle, lateral çözünürlük odak bölgesinde optimaldir ve yakın veya uzak alanlarda bozulur. Ses demeti genişliği artefaktı, aynı hedeften gelen ekolar bitişik ses demeti konumlarında insonasyon yaparken oluşan bir nokta hedefin lateral bulanıklığını ifade eder. Benzer şekilde, iki bitişik nokta hedefi ışın genişliğinden daha az bir mesafeyle ayrılırsa, bir olarak görünecektir. Dalga boyu azaldıkça ses demeti genişliği azalır; bu nedenle ses demeti genişliği daha yüksek frekanslı transdüserlerde daha dardır. Odaklama, ses demeti genişliğini odak bölgesinde en dar olacak şekilde daha da iyileştirmek için kullanılan bir işlemdir. Elektronik odaklama kullanıldığında, varsayılandan farklı bir ses hızına

(genellikle 1540 m/sn) sahip olan dokuların görüntülenmesinden, faz sapması adı verilen bir süreç nedeniyle odak dışı bırakma etkisi meydana gelebilir. Bu, daha geniş bir ışın genişliğine ve lateral çözünürlüğün bozulmasına neden olur. Lateral çözünürlükteki bu kayıp, varsayılan ses hızı değiştirilerek dengelenebilir. Lateral çözünürlük ve dolayısıyla ışın genişliği artefaktı, dinamik alım odaklaması ve çoklu iletim odak bölgeleri kullanılarak geliştirilebilir (Baad ve ark., 2017).

1.3.1.8.1.2. Kesit Kalınlığı Artefaktı

Kesit kalınlığı artefaktı, görüntüleme düzlemine dik bir yönde iki noktayı farklı olarak ayırt etme yeteneği anlamına gelen elevasyonel çözünürlük ile ilgilidir. Elevasyonel çözünürlük genellikle uzamsal (*spatial*) çözünürlüğün en sınırlı bileşenidir ve lateral çözünürlüğe benzer şekilde yakın ve uzak alanlarda daha düşüktür. Kesit kalınlığı artefaktı, kesit kalınlığı içinde ortalama yankılanan ses demeti sinyalinden kaynaklanır. Genellikle klinik olarak yankı yapmayan bir yapıda düşük seviyeli ekolar olarak fark edilir. Bu ekoları artefakt olarak tanımak önemlidir; çünkü bunlar mesanedeki debrisleri veya safra kesesi kumunu taklit edebilir. Sınırlı elevasyonel odak uzaklığı ve elevasyon çözünürlüğü, ultrasonda meme incelemelerinde yaygın olan yüzeysel yapıları (kistler gibi) görüntülerken akustik bir jel veya jel pedin kullanılmasının nedenlerindendir. Aradaki ekstra mesafe, yüzeysel yapının elevasyonel odak bölgesinde görüntülenmesine izin vererek kesit kalınlığı artefaktını azaltır. Düşük seviyeli ekolar azaltılarak, kistik lezyonlar, katı lezyonlardan güvenle ayırt edilebilir (Baad ve ark., 2017). Alternatif olarak, elektronik odaklama ve elevasyonel yönde farklı yaklaşım açıları kullanarak elevasyonel çözünürlük iyileştirilebilir (Hoskins ve ark., 2019).

1.3.1.8.1.3. Benek Gürültüsü (*Speckle Noise*)

Benek (akustik gürültü), ses demetinin yaklaşık bir dalga boyu veya daha küçük boyutta olan küçük ölçekli arayüzlerle etkileşimlerinden kaynaklanan

dokulardaki doğal granüler görünümü ifade eder. Speküler reflektörler yansıma ilkelerini takip ederken, speküler olmayan reflektörler ışını her yöne dağıtır. Benek, doku içinde gürültü olarak ortaya çıkar, uzamsal ve kontrast çözünürlüğünü düşürür ama aynı zamanda dokulara kendi karakteristik görüntülerini verir. Speküler olmayan yansıtıcılar sesi her yöne yansıttıkları için, transdusere geri dönen çok daha düşük genlikli ekolarla sonuçlanırlar ve insonasyon açısından etkilenmezler. Benek özellikleri, görüntüleme sisteminin özelliklerine (örneğin, ultrason frekansı, ışın şekli) ve dokunun özelliklerine (örneğin, skatter boyut dağılımı, akustik empedans farklılıkları) bağlıdır. Benek, görüntü kontrastını ve lezyon algılanabilirliğini azaltır. Benek, çoğu modern ultrason biriminde son işleme algoritmaları (benek azaltma görüntüleme) ile azaltılabilir. Bileşik görüntüleme ve doku harmonik görüntüleme ile benekler azaltılır (Baad ve ark., 2017).

1.3.1.8.1.4. İkincil Lob Artefaktları (*Side Lobe Artefaktı, Grating Lobe Artefaktı*)

İkincil lob artefaktları, ana ses demetinden eksen dışına yönlendirilen istenmeyen ultrason enerjisinin yansımalarından kaynaklanır ve ‘‘side’’ lobları veya ‘‘grating’’ lobları içerir. Ses demeti enerjisinin çoğu, ana ses demetinin merkezi içinde iletilir. Bununla birlikte, transduser elemanlarının radyal genişmesi ve büzülmesi nedeniyle, ana ses demetinin dışında birkaç açıda yan loblar olarak küçük bir miktar (yaklaşık %1) yayılırlar (Siegel, 2011). Bu zayıf yan loblar güçlü yansıtıcı bir yüzeyle karşılaştığında, transdusere geri yansıtılabilirler. Ultrason, geri dönen tüm ekoların ana ses demetinden kaynaklandığını varsaydığından, ekolar gerçek konumları yerine ses demeti içinde hatalı olarak görüntülenirler. Çok düşük enerjili oldukları için yumuşak dokularda meydana geldiklerinde genellikle ayrı yapılar olarak görülmezler. Ancak yankı göstermeyen yapılarda yan loblar bazen hiperekoik nesneler veya diffüz ekolar olarak görülürler. Yan lob artefaktlarını azaltmak için apodizasyon (göreceli puls genliğini azaltma ve dış dönüştürücü elemanlarının amplifikasyonunu alma) gibi yöntemler kullanılarak transduserlerin tasarımında çaba sarf edilmiştir, ancak her zaman bir yeni katkı olacaktır (Gill, 2020). Hastayı yeniden konumlandırarak,

transduser yaklaşım açısını değiştirerek veya kazancı azaltarak yan lob artefaktları azaltılabilir (Siegel, 2011). Uygulamada, birden çok açılarla görüntüleme, gerçek bir bulgudan artefaktı ayırt etmede yardımcı olur. ‘‘Grating’’ lob artefaktı, yan lob artefaktlarına benzer bir şekilde meydana gelir; burada eksen dışı ‘‘grating’’ lobları, geri dönen ekoların konumlandırılmasında hataya neden olur. Yan loblarla karşılaştırıldığında, *grating* lobları birincil loblara göre daha oblik açılarda (90°'ye kadar) oluşur. *Grating* lob artefaktları meydana geldiğinde, yan lob artefaktlarından daha yüksek amplitüdlere sahiptirler ve yoğunlukları ana ses demetine daha yakındır (Gill, 2020). Bu artefaktlar, tek tek transduser elemanları arasındaki boşluğa bağlıdır ve bu boşluk, dalga boyunun yarısından az ise oluşmaz (Hoskins et al., 2019). Bu nedenle etkileri, kullanılan özel transdusere ve transduser frekansına bağlı olacaktır. Doku harmonik görüntüleme, *grating* lobların baskılanmasına neden olur.

1.3.1.8.2. Konum (Yol ve Hız) Özelliklerinden Kaynaklanan Artefaktlar

1.3.1.8.2.1. Reverberasyon Artefaktı

Reverberasyon artefaktı, ultrason sinyalinin akustik empedansları farklı olan arayüzler arasında birçok kez yansıması sonucunda genellikle transdusere yakın alanda ortaya çıkan bir artefaktır (Orloff, 2017). Oluşan reverberasyonlar sadece sıvı olan bir alanda solid doku olduğu görüşünü oluşturabilir (Rumack ve Levine, 2017). ‘‘Ancak bu artefakt yansıtıcı yüzeyin distaline doğru giderek azalan şiddette ekolar oluşturur ve tipik olarak yansıtıcı yüzey ile artefakt arası mesafe, yansıtıcı yüzey ile transduser arası mesafeye eşittir. Mesane, safra kesesi ve karotis arter incelemelerinde sıklıkla karşılaşılır. Hasta pozisyonu değiştirildiğinde, kistik yapının daima anteriorunda transdusere yakın alanda izlenmesi ve eko şiddetinin distale gittikçe azalması ile ayırt edilebilir (Sancak, 2015).’’ Transduser yaklaşım açısının değiştirilmesi, bu artefaktın azaltılmasına veya ortadan kaldırılmasına yardımcı olur (Orloff, 2017).

1.3.1.8.2.2. Kuyruklu Yıldız (*Comet Tail*) Artefaktı

Kuyruklu yıldız artefaktı, ekoların farkedilemeyecek kadar yakın aralıklarla olduğu durumlarda, güçlü yansıtıcı arayüzlerin neden olduğu özel bir reverberasyon artefaktı alt türüdür. Atenüasyona uğrayan ekoların zayıflamasıyla birlikte; artan derinlik, azalan amplitüd ve genişlik ile sonuçlanır. Reverberasyon artefaktı ile benzer fiziksel ilkeler üzerine kuruludur; şekil olarak kuyruklu yıldız kuyruğuna benzer açılanan ekojenik bir üçgen görünümündedir. Konvensiyonel reverberasyon artefaktı ile karşılaştırıldığında aralarında genişlik ve derinlik farkının az olduğu birbirine çok yakın arayüzlerden ortaya çıkar. Kuyruklu yıldız artefaktları, özellikle safra kesesi adenomyomatozisinde kolesterol kristallerinin veya tiroidin iyi huylu kolloidal nodüllerinde inspire kolloidin tanımlanmasında klinik olarak faydalıdır. Ayrıca küçük kalsifikasyonlar ve metal nesneler nedeniyle de izlenirler (Baad ve ark., 2017).

1.3.1.8.2.3. *Ring Down* Artefaktı

Ring-down artefaktları reverberasyon artefaktlarına benzer görünür ve kuyruklu yıldız artefaktlarına benzemelerine rağmen oluşum mekanizması farklıdır (Avruch ve Cooperberg, 1985). Yakın aralıklı yansıtıcı arayüzler yerine, *ring down* artefaktları rezonans titreşimleri içine hapsolmuş hava kabarcıkları nedeniyle oluşur. Bu rezonanslı titreşimler, alıcıya geri iletilen ve bir gaz odağının derinliklerinde bir dizi paralel bant olarak görünen, bozunmaya rağmen sürekli bir ses dalgası üretir. Normal hava dolu yapılardan kaynaklanan artefakt, daha derin yapıların değerlendirilmesini zorlaştırabilirken; *ring down* artefaktı, anormal hava odaklarının belirlenmesinde faydalı olabilir. *Ring-down* artefaktı, pnömoperitonyum veya portal venöz gaz gibi altta yatan önemli bir hastalığı gösterebilir. Benzer şekilde, amfizematöz (gaz oluşturan) enfeksiyonlar ve apselerde ekojenik odaklar ve *ring down* artefaktı da görülebilir. Alternatif olarak, şüpheli apandisit vakalarında havanın varlığı güven verici bir işaret olabilir. *Ring-down* artefaktı, kirli gölgelenme artefaktına katkıda bulunur (Baad ve ark., 2017).

1.3.1.8.2.4. Ayna Görüntüsü (*Mirror Image*) Artefaktı

Ses demetinin güçlü bir yansıtıcıyla karşılaşması durumunda oluşur. Bir yapının görüntüsünün diğer bir yapı arkasında ayna görüntüsü olarak izlenmesidir. Bu durumda ses dalgasının bir kısmı yapıdan transdusere geri yansırken, diğer bir kısmı güçlü yansıtıcı yüzey ile yapı arasında oluşan yansımalarla gecikerek transdusere ulaşır. Bu güçlü yansıtıcı yüzeye verilebilecek en iyi örneklerden biri diyaframdır (Miele, 2013).

1.3.1.8.2.5. Çok Yollu (*Multipath*) Artefakt

Çok yollu artefaktlar, bir primer reflektörden, gelen veya giden ses demetinin bir bölümünün ek yansımalarından kaynaklanır. Bu, artan yol uzunluğu nedeniyle yapının gerçekte olduğundan biraz daha derin görünmesine neden olur. Ayna görüntüsü ve reverberasyon artefaktları ile karşılaştırıldığında, bu artefaktlar genellikle nispeten küçüktür ve genel görüntüde bozulmaya neden olurlar (Kremkau ve Taylor, 1986).

1.3.1.8.2.6. Refraksiyon Artefaktı

Kırılma, farklı ses hızlarına sahip ortamlar arasındaki bir arayüzde, bir dalganın yön değiştirmesi olgusudur. Yöndeki bu değişiklik tahmin edilebilir Snell yasası tarafından belirlenir. Gelen ışın yapıya dik ise refraksiyon olmaz. Gelme açısı arttıkça ve ses hızlarındaki fark arttıkça daha fazla refraksiyon meydana gelir. Bu nedenle, refraksiyon genellikle kavisli bir yüzeyin lateral yönü gibi oldukça eğik arayüzlerde ve farklı ses hızlarına sahip yağ ve kas gibi dokular arasındaki arayüzlerde bahsedilir. Bu temel ilke, yanlış kayıt, gölgelenme ve kenar gölgeleme yapılarının temelini oluşturur (Baad ve ark., 2017).

Yanlış kayıt, bir yapının gerçek konumunun, ses demetinin kendisine yüzeysel bir arayüzde kırılmasıyla değişerek refraksiyona uğramasıdır. Ultrason, ses demetinin düz bir çizgi boyunca ilerlediğini ve refraksiyon olmayarak görüntüyü yeniden oluşturacağını varsayar. Bu nedenle yapıların kenarları ve yapılar arası ilişkiler aslında göründüklerinden biraz farklı olabilir. Yanlış kaydın klasik bir görsel örneği, kalemin bir bardak suya batırıldığında, yerinden kaymış görünümüdür (Baad ve ark., 2017).

Duplikasyon, derin bir yapının, gelen ses demetinin kırılması ile iki veya üç kopya halinde görüldüğü bir refraksiyon artefaktıdır. Duplikasyon en çok rektus abdominis ve karın duvarı yağı yoluyla pelvik yapıları görüntülerken gözlenir. Dokular arasındaki ses hızındaki farklılıklar ve oblik açı nedeniyle ses demeti, rektus abdominis'in bir mercek görevi görmesi nedeniyle, derin bir yapının iki veya üç ayrı ses demeti tarafından değerlendirilmesine neden olur. Yansıyan ekolar rektus abdominis tarafından tekrar kırılır ve farklı yerlerden transdusere dönüyormuş gibi görünür. Ultrason, alınan ekoların düz bir çizgide ilerlediğini varsayarak görüntüyü yeniden yapılandırırken; sonuç, çift gebelik kesesi, aort veya omurilik gibi bir yapının kopyalanmasıdır (Baad ve ark., 2017).

Kenar gölgeleme (bulanıklaştırma), çevre dokularından farklı bir ses hızıyla geniş bir kavisli sınırın kenarında meydana gelen kırılma artefaktıdır. Bu genellikle kist veya yumuşak doku yapısı gibi bir yapının lateral kenarlarında izlenir ve yapının kenarlarına distal kenarlar yapan hipoekoik paralel çizgiler olarak görünür. Sınır açısı arttıkça, ultrason ses demeti yüzeyden hem yansır hem de kırılır. Eğrinin hemen distalindeki dokuya ulaşan ses demetinin yoğunluğu bu nedenle azalır ve bir gölge olarak görünür. Klinik olarak, renal sinüsteki bir damardan kaynaklanan kenar gölgeleme ile bir taş veya başka bir yüksek oranda yansıtıcıdan kaynaklanan gerçek gölgelenmeyi karıştırmamak gerekir. İnsonasyon açısı değiştirilerek kenar gölgeleme azaltılabilir veya ortadan kaldırılabilir (Baad ve ark., 2017).

1.3.1.8.2.7. Ses Hızı Artefaktları

Ses artefaktlarının hızı, sesin yayılma hızının 1540 m/sn'de sabit olduğu varsayımı nedeniyle, aslında farklı dokular arasında değişkenlik olduğu zaman meydana gelir. Ultrason görüntüsünü oluştururken, bir yankı derinliği, yumuşak dokuda 1540 m/sn'lik sabit bir ses hızı varsayımıyla, bir pulsun iletilmesi ile bir yankının alınması arasındaki zaman gecikmesinden hesaplanır. Eğer dokudaki ses hızı aslında yağda olduğu gibi (1450 m/sn) daha düşükse, yankının alınması nispeten daha uzun sürecek ve daha uzak bir hedeften geliyormuş gibi görüntülenecektir. Tersine, sesin hızı daha büyükse, yankı daha yakın görünecektir. Bu kavram, ilgili yapıların çeşitli varyasyonlarıyla sonuçlanır (Baad ve ark., 2017).

Sınır distorsiyonu (hız yer değiştirme artefaktı), ses demetinin bir kısmı, pürüzsüz bir arayüze yüzeysel bir diferansiyel hız bölgesi ile karşılaştığında meydana gelir ve arayüzün biçimsiz bir görünümüne yol açar. Bu durum, karaciğerin, yağı geçen ses demeti bölümünün transdusere geri dönmesinin daha uzun sürdüğü bir fokal yağ bölgesini görüntülerken sıklıkla karşılaşılan bir durumdur. Sonuç olarak, diyafram o kısımda gerçekte olduğundan daha derin görünür. Sınır distorsiyonu aynı zamanda bayonet artefaktının altında yatan mekanizmadır; bu nedenle bir iğne, çevre dokulardan farklı bir ses hızına sahip bir lezyona doğru ilerlerken veya derin olduğunda kesintili veya bükülmüş bir görünüme sahiptir. Genel olarak, varsayılan 1540 m/sn'den farklı dokularda görüntüleme, görüntülenen yapının yanlış kaydedilmesine neden olur. Örneğin, görüntülenen yapı büyük miktarda deri altı yağ veya meme dokusu gibi tek tip bir yağ tabakasından oluşurken, sınır bozulması meydana gelmez, ancak tüm hedeflerin derinliği fazla tahmin edilir. Benzer şekilde, ses hızlarının 1540 m/sn'den farklı olduğu dokulardan oluşan bir yapıyı görüntülerken aksiyel boyutta boyut hataları meydana gelir. Örneğin, yağdaki ses hızı yumuşak dokudakinden yaklaşık %5 daha az olduğu için 5 cm'lik bir dermoid hatalı olarak 5.25 cm olarak ölçülecektir. Boyut veya konumdaki küçük farklılıklar, görüntü yorumlamada genellikle önemli olmasa da boyut veya konumdaki küçük farklılıkların kritik olduğu ultrason kılavuzluğunda yapılan radyasyon tedavisi gibi uygulamalarda çok önemlidir (Fontanarosa ve ark., 2015).

Dokuların hızlarındaki farklılıklar da önemli faz sapmaları kavramına yol açar. Dizi dönüştürücüler, merkezi elemanlardaki elektronik gecikmelerle hassas bir şekilde kalibre edilir, böylece tüm elemanlardan gelen iletim darbeleri, 1540 m/sn sabit bir ses hızı varsayılarak aynı anda bir odak noktasına ulaşır. Gerçek dokuların ses hızındaki değişimler, özellikle artan derinliklerde ve daha yüksek frekanslarda, dalga kısmının bozulmasına ve lateral çözünürlüğün bozulmasına neden olur (Hoskins ve ark., 2019). Modern ultrason üniteleri, lateral çözünürlüğü iyileştirmek için meme görüntülemeye özellikle yararlı olabilen, manuel olarak ses hızının düzeltilmesine izin verir (Baad ve ark., 2017).

1.3.1.8.2.8. Aralık Belirsizliği

Aralık belirsizliği artefaktı, geri dönen tüm ekoların en son iletilen puls tarafından üretildiği varsayımı ihlal edildiğinde ortaya çıkar. Derinlik, iletilen puls ile alınan yankı arasındaki zaman aralığına göre atanır. İkinci bir puls üretildikten sonra ilk pulsdan derin bir yapının uzak bir yankısı alınırsa, zaman gecikmesi birinci puls emisyonu yerine ikinci puls emisyonundan sayılacaktır. Bu nedenle mesafe, transdusere gerçekte olduğundan daha yakın olduğu için yanlış kaydedilecektir. Aralık belirsizliği artefaktı, puls tekrarlama frekansı azaltılarak, böylece darbe tekrarlama periyodu artırılarak ve ekoları dinlemek için daha fazla zaman verilerek iyileştirilebilir (Baad ve ark., 2017).

1.3.1.8.3. Atenüasyona Bağlı Artefaktlar

Bir ultrason dalgası dokudan geçerken, mesafe arttıkça amplitüdü azalır ve buna zayıflama denir. Absorpsiyon genellikle zayıflamaya neden olan baskın mekanizma olmasına rağmen, akustik yansıma, saçılma ve ışının sapması da zayıflamaya neden olur. Dokular akustik enerjiyi emer ve doku bileşimine ve yapısına oldukça bağımlı bir süreçte akustik enerjiyi ısıya dönüştürür (Hoskins ve ark., 2019). Hem absorpsiyon hem de akustik saçılma frekansa bağlıdır, böylece genel zayıflama

çoğu dokuda artan frekansla neredeyse lineer olarak artar, zayıflama katsayıları desibel/megahertz başına santimetre olarak ifade edilir. Bu nedenle; daha yüksek frekanslı ses demetleri yoluyla geliştirilmiş uzamsal çözünürlük için verilen ödün, derin yapılarda artan atenüasyon ve azalan penetrasyon ile sonuçlanır. Atenüasyon katsayıları suda 0.02 dB/cm/MHz, karaciğerde 0.4 dB/cm/MHz ve kemikte 20 dB/cm/MHz olmak üzere farklı dokular arasında önemli farklılıklar gösterir (Hoskins ve ark., 2019). Derinlikle birlikte beklenen artan zayıflamayı telafi etmek için, ultrason birimleri, alıcının amplifikasyonunu eko varış süresinin bir fonksiyonu olarak ayarlamak için TGC'yi kullanır (daha derin yapılar daha fazla güçlendirilir). Operatör ultrason ünitesi üzerinde, kazanç ayarlarını tek tip yumuşak doku varsayarak ayarlar. Görüntünün yapısı, TGC'den sapmasının sonucu olarak, zayıflama artefaktları ile sonuçlanabilir (Baad ve ark., 2017).

1.3.1.8.3.1. İletim Yoluyla Artırılma (Posterior Akustik Güçlenme)

Ses demetinin içinden geçtiği yapı, ses demetini komşu dokulara göre daha az absorbe ediyorsa ya da daha az yansıtıcıysa, ses daha az atenüasyona uğradığı için akustik güçlenme meydana gelir ve o dokunun ardında beyaz renkli bir alan oluşur. Bu artefakta genellikle kistik yapılar örnek verilir (Miele, 2013).

1.3.1.8.3.2. Akustik Gölge

Kuvvetli bir yansıtıcı ya da normalden yüksek atenüasyona neden olan bir oluşumla karşılaşan ses demeti, ultrason yoğunluğunda belirgin azalmaya neden olur. Böylece yapının arkasında sinyal alınamayan ve görüntülenemeyen bir bölge meydana gelir. Bu artefakta akustik gölge denir ve bu artefakt, ultrasonda siyah renkle görülür (Miele, 2013). Akustik gölgeyi “temiz” ve “kirli” akustik gölge olarak ikiye ayırabiliriz. Büyük tükürük bezi taşları gibi kalsifiye yapılar temiz akustik gölgeye, hava ise kirli akustik gölgeye neden olur (Prabhu ve ark., 2014).

1.3.1.9. Ultrasonografide Özel Görüntüleme Teknikleri

1.3.1.9.1. Doku Harmonik Görüntüleme

Sesin dokudan geçerken oluşturduğu basınç dalgaları, sesin geçtiği ortamda sıkıştırma ve gevşeme alanları oluşturur. Doku sıkıştırıldığında sesi daha hızlı iletir, gevşetildiğinde daha yavaş iletir, ses dalgasının ilerlemesini doğrusal olmayan hale getirir. Sinüzoidal eğri olarak tanımlanan ses dalgasının ilerlemesi bozulur yani sinüzoidal eğri bozulur. Bu bozulmanın bir sonucu olarak, başlangıç frekansının (temel frekans) katları şeklinde yeni frekanslar ortaya çıkar. Bunlara doku harmonikleri (harmonik osilasyon) denir. Örneğin, 2 MHz'lik pulsun 4MHz, 6MHz ve olağan harmonik bileşenleri mevcuttur. Dönüştürücüye dönen ekolar, başlangıç frekansı ve harmonik bileşenlerin bir karışımıdır (Sancak, 2015).

Doku ile gönderilen ses dalgasının harmonik oluşumu ile ilgili olması gerektiğinden, harmonikler cilt yüzeyine yakın bir yerde oluşmaz. Çok derin bölgelerde sesin enerjisi dokular tarafından emildiği için harmonik oluşturacak eşik enerji değeri düşer ve harmonik oluşumu azalır. Bu nedenle görüntünün yakın ve uzak alanları harmoniklerden genellikle daha az etkilenir (Sancak, 2015).

Doku harmonik görüntüleme, B-modu görüntüsü için ikinci harmonik bileşen kullanılarak, düşük frekanslı başlangıç frekansı ortadan kaldırılarak yapılır. Bu şekilde, harmonik oluşturmak için yeterli enerjiye sahip olmayan ancak normalde artefaktlardan sorumlu olan ses dalgaları filtrelenir. Ayrıca harmonikler ilk ses dalgasından daha dar olduğu için gürültü, saçılma, yankılanma ve yan lob etkileri azalır ve uzaysal çözünürlük artar (Sancak, 2015).

Doku harmonik görüntülemeye iki temel yöntem kullanılmaktadır. Filtrasyon yönteminde, ikinci harmonik frekans süzülerek ilk frekanstan ayrılır. Diğer yöntem ise 180 derece faz farkı olan iki darbenin kullanıldığı ve iki darbenin etkileşimi sonucunda sadece harmonik sinyallerin kaldığı darbe ters çevirme yöntemidir. Darbe ters çevirme

yönteminin filtrelemeye göre avantajı, daha iyi eksenel çözünürlüğe sahip kısa darbelerin kullanılması, dezavantajı ise iki darbenin kullanılması nedeniyle çerçeve hızının azalmasıdır (Sancak, 2015).

1.3.1.9.2. Bileşik Görüntüleme (*Compound Imaging*)

“Ultrasonda görüntü kalitesi ve kontrastında azalmaya neden olan en önemli unsur granüler görüntüdür. Granüler görünüm, ultrason görüntüsündeki beneklenme(*speckle*) ve küçük doku arayüzleri, kas fasyaları ve damar duvarlarının ultrason demetine göre uygun olmayan konumlarına bağlıdır. Beneklenme dokudaki küçük düzensiz yansıtıcı yüzeylerden ses demetinin saçılmaya uğramasıyla meydana gelir (Sancak, 2015).”

“Bileşik görüntülemeye ses demeti transduserden dokuya birden fazla açıyla yönlendirilir. Bu şekilde aşırı saçılmaya neden olan küçük, düzensiz yansıtıcıların her bölgesine yaklaşık dik açıyla ses demetinin isabet ettirilmesi ve düzgün bir şekilde geri yansımaları sağlanır. Değişik tarama açılarından elde olunan görüntülerin toplanmasıyla kontrast-gürültü oranında önemli derecede düzelme elde edilebilir. Böylece zemin dokuya göre belirsiz eko değişiklikleri gösteren bölgelerin daha iyi görüntülendiği, yapısal sınırların daha iyi ortaya çıktığı, daha yumuşak görüntüler oluşturulur. Ayrıca bileşik görüntüleme ses demetinin bir speküler yansıtıcıya 90 derece açıyla çarpmasıyla oluşan artefaktları da azaltır. Bileşik görüntüleme sırasında işlem süresi arttığından görüntü çerçeve hızı nispeten azalır. Bu yöntemin dezavantajı, birden fazla açı ile yönlendirilen ses dalgalarının görüntüde akustik gölgelenme ve akustik parlama oluşumunu azaltmasıdır. Tanıda bu bulguların önem taşıdığı durumlarda konvansiyonel inceleme ile bu yöntemin bir arada kullanılması gereklidir (Sancak, 2015).”

1.3.1.9.3. Genişletilmiş Görüntüleme Alanı (*Extended Field Of View Imaging*)

“Ultrason ile inceleme sırasında bazı durumlarda probun sağladığı görüntü alanından daha geniş bir görüntü alanına ihtiyaç duyulur. Lineer problarda bu sorun görüntü formatını her iki yanda genişleten trapezoid (sanal konveks) görüntüleme yöntemi ile kısmen çözülmüştür. Lineer transduserin her iki kenarındaki elementler konveks transdusere benzer görüntü oluşturacak şekilde fazlanır ve ses demeti dışa doğru açılır. Görüntünün santralindeki dikdörtgen alanda lateral çözünürlük normal lineer transduser görüntüsündeki gibidir. Her iki taraftaki üçgen parçalarda ise fazlama ve ses demetinin aılanması sonucunda lateral çözünürlük azalır. Bu uygulamanın avantajı; yüzeysel doku ve damarlarda, interkostal ya da ön fontanel gibi ultrason penceresinin dar olduğu alanlarda daha geniş görüntü alanı oluşturması ve biyopsi işlemi sırasında izlenemeyen kör noktaları azaltmasıdır (Sancak, 2015).”

“Panoramik görüntüleme yönteminde ise prob inceleme sahasında belli bir hızda iletilirken, görüntü işlemcisi başlangıç noktasındaki görüntüde izlenen yapılarla, bu yapıların anatomik pozisyonlarına uygun olacak şekilde yeni görüntü bilgilerini ekleyerek uzun bir segmentin görüntüsünü oluşturur (Sancak, 2015).”

1.3.1.9.4. Üç Boyutlu Görüntüleme

“Üç boyutlu görüntüleme yöntemi, iki boyutlu görüntüleme gibi tek bir açıdan görüntü almak yerine hacimsel görüntü oluşturur. Bu hacimsel görüntü, iki boyutlu tarama sonucu elde edilen tüm verilerin bir bilgisayar yazılımı ile üç boyutlu hale getirilmesi esasına dayanır. Üç boyutlu görüntüleme yönteminde, prob vücut yüzeyinde belirli bir süre hareket ettirilerek pek çok iki boyutlu görüntü elde edilir. Cihaz elde edilen bu verileri işledikten sonra üç boyutlu sabit bir görüntü oluşturur. Bu yöntem, jinekoloji, obstetrik ve kardiyolojide kullanılmaktadır. Ayrıca yeni doğan beyni, prostat incelemeleri ve endolüminal ultrason çalışmaları mevcuttur. Üç boyutlu

görüntüleme Doppler'in eklenmesiyle organ kanlanmasının gösterilmesinde kullanılabilir (Sancak, 2015).''

1.3.1.9.5. Dört Boyutlu Görüntüleme

''Dört boyutlu görüntülemeye ifade edilen, uzunluk, genişlik ve derinliğin zaman içindeki değişiminin değerlendirilmesi anlamını taşır. Ultrason alanındaki son teknolojik gelişmelerden biridir. Bu yöntemde üç boyutlu görüntülere zaman parametresi de eklenerek monitörde hareketli bir üç boyutlu görüntü meydana getirilir. Dört boyutlu görüntüleme, iki boyutlu ve üç boyutlu taramalarla eşit sürede görüntü oluşturabilir. Bu yöntemde prob karın üzerinde sabit tutulurken elde edilen çok sayıda imaj bilgisayar programında işlenerek oluşturulan üç boyutlu görüntüler ekranda gerçek zamanlı olarak gösterilir (Sancak, 2015).''

1.3.1.10. Elastografi

Ultrason elastografi, ilk olarak 1990'larda tanımlanan doku sertliğine duyarlı bir görüntüleme teknolojisidir (Gennisson ve ark., 2013). Elastografi yöntemleri, belirli patolojik veya fizyolojik süreçlerden kaynaklanan yumuşak dokuların değişen elastikiyetinden yararlanır (Shiina et al., 2015). Örneğin, birçok katı tümörün, çevreleyen sağlıklı dokulardan mekanik olarak farklı olduğu bilinmektedir. Benzer şekilde, kronik karaciğer hastalıkları ile ilişkili fibroz, karaciğerin normal dokulardan daha sert olmasına neden olur. Elastografi yöntemleri; bu nedenle, teşhis uygulamaları için normal dokudan farklılıkları ayırt etmek için kullanılabilir (Sigrist ve ark., 2017).

Ultrason elastografi tekniğinde 2 ana yöntem vardır; bunlar *strain* (gerilim) elastografi ve *shear wave* elastografi teknikleridir. *Strain* elastografide dokuya normal bir gerilim uygulanır ve gerilim ölçülür. *Strain* elastografi statik elastografi tekniği olarak da adlandırılır. *Shear wave* elastografide dokuya mekanik vibrasyon ile dinamik

gerilim uygulanır. *Shear wave* elastografi dinamik elastografi tekniği olarak da adlandırılır (Sigrist ve ark., 2017).

Doku gerilimini ölçmek için iki *strain* elastografi tekniği vardır; bunlar *strain* elastografi ve akustik radyasyon kuvveti impulsu (ARFI) *strain* elastografi tekniğidir. *Strain* elastografi de iki alt başlığa ayrılır. Birinci yöntemde strain elastografide dokuya kompresyon uygulanır (Ophir ve ark., 1991) ve bu yöntem tiroid, meme gibi yüzeysel dokuları değerlendirmede başarılıdır; fakat karaciğer gibi derin dokuları değerlendirmek güçtür (Morikawa ve ark., 2011). İkinci yöntemde transduser sabit tutulur ve doku (solunum ve dolaşım organları gibi) yer değiştirmesi fizyolojik hareketle meydana gelir (Gennisson ve ark., 2013). *Strain* ölçümleri elastogram adı verilen yarı saydam bir renk haritası olarak görüntülenir. Renk skalası ultrason markasına bağlı olarak değişebilse de; tipik olarak, düşük gerilim (sert doku) mavi renkte ve yüksek gerilim (yumuşak doku) kırmızı renkte görüntülenir (Bhatia ve ark., 2013; Gennisson ve ark., 2013). Çevre dokunun içerisindeki ortalama gerilimin, lezyon içi ortalama gerilim değerine bölünmesiyle gerilim oranı bulunur (*strain ratio*). Gerilim oranı > 1 olan hedef lezyon, normal referans dokudan daha az sıkışır, bu da daha düşük gerilme ve daha fazla sertliği gösterir (Choi ve ark., 2015).

ARFI *strain* elastografi tekniğinde görüntüleme, gerilimi ölçmek için alternatif bir yaklaşımdır. Bu teknikte, kısa süreli (0,1-0,5 ms) yüksek yoğunluklu (uzaysal tepe puls ortalaması = 1400 W/cm², uzaysal tepe temporal ortalama = 0,7 W/cm²) akustik "itme darbesi" (akustik radyasyon kuvveti) dokuyu (~ 10-20 µm yer değiştirme) yüzeye dik olarak yer değiştirecek şekilde uygulanır (Nightingale, 2011). Belirli bir görüntüleme alanı içindeki yer değiştirme daha sonra gerilim elastografisindeki yöntemlerle ölçülür. Ayrıca, gerilim elastografisine benzer şekilde, yer değiştirmeler B-modu görüntüsü üzerine yerleştirilmiş bir elastogram olarak görüntülenebilir (Faruk ve ark., 2015).

Uygulanan normal strese paralel olarak fiziksel doku yer değiştirmesini ölçen *strain* elastografinin aksine, *Shear wave* elastografi tekniğinde paralel veya dikey olarak *shear* dalgaları oluşturmak için dinamik bir stres kullanılır. *Shear* dalgası

hızının ölçümü, doku elastikiyetinin niteliksel ve niceliksel olarak ölçülmesini sağlar. *Shear wave* elastografi tekniği üç alt başlığa ayrılır. Bunlar; bir boyutlu *transient shear wave* (1D-TE) elastografi, *point shear wave* elastografi (pSWE) ve iki boyutlu *shear wave* elastografidir (2D-SWE) (Sigrist ve ark., 2017).

Bir boyutlu *transient shear wave* (1D-TE) elastografi; karaciğer fibrozisinin değerlendirilmesi için en yaygın kullanılan onaylanmış bir tekniktir (Sigrist ve ark., 2017). Mekanik titreşimli cihaz doku boyunca yayılan *shear* dalgaları oluşturmak için vücut yüzeyine kontrollü titreşimli harici "punch" uygular. Aynı prob daha sonra *shear* dalgası hızını ölçmek için A-mod ultrasonu kullanır ve *Young* modülü hesaplanır (Dhyani ve ark., 2015).

Point shear wave elastografi (pSWE); doku yer değiştirmesini indüklemek için ARFI kullanılır. ARFI strain elastografinin aksine, doku yer değiştirmesinin kendisi ölçülmez (Sigrist ve ark., 2017). Bunun yerine, ARFI tarafından üretilen longitudinal dalgaların bir kısmı, akustik enerjinin absorpsiyonu yoluyla *shear* dalgalarına dönüştürülür (Nightingale, 2011). Böylece doku elastikiyetinin nicel bir değeri saptanır.

İki boyutlu *shear wave* elastografi (2D-SWE), en yeni *shear wave* elastografi tekniğidir. Birden fazla odak bölgesi *shear* dalgası hızından daha hızlı bir şekilde incelenir (Sigrist ve ark., 2017). Bu tekniğin avantajları, klinisyenin hem anatomi hakkında hem de doku sertliği hakkında bilgi veren bir B-modu görüntüsü (Cosgrove ve ark., 2013) üzerine bindirilmiş renkli nicel bir elastogramın gerçek zamanlı görselleştirilmesini içerir (Ferraioli ve ark., 2012).

1.3.1.11. Doppler Ultrasonografi

“Hareketli bir ses kaynağından yayılan sesin frekansında alıcı pozisyonuna göre oluşan ilk olarak 1842 yılında Johann Christian Doppler tarafından tanımlanmıştır. Buna göre, hareket eden ses kaynağı alıcı sisteme doğru hareket

ederken sesin frekansında artış, alıcı sistemden uzaklaştıkça sesin frekansında azalma olmaktadır. Bu durum hareketli ses kaynağı ve hareketli yansıtıcılar için de geçerlidir. Ultrasonda ses dalgası bir arayüzden geri yansıdığında, alınan sinyal amplitüd, faz ve frekans bilgilerini içerir. B-mod ultrason görüntülemeye geri yansıyan sinyalden sadece amplitüd bilgileri kullanılarak görüntü oluşturulur ve amplitüd farklılıkları grinin tonları ile gösterilir. Eritrositler gibi hızlı hareket eden hedefler düşük amplitüdlü ekolar oluşturduğundan genellikle görülemezler. Sonuçta damar lümenleri anekoik olarak izlenir. Geri yansıyan ultrason sinyalinde hareketli yansıtıcıların hareketlerini gösterecek frekans bilgileri de mevcuttur. Damar içerisindeki yansıtıcı arayüzler olan kan elemanları transduserden gelen ses demetine göre hareketli olduğundan geri yansıyan ultrason frekansında değişiklik meydana gelir. Bu frekans değişikliği hareketli arayüzün transdusere göre hızı ile doğru orantılıdır. Ses frekansının harekete bağlı olarak gösterdiği bu değişime Doppler kayması (Doppler shifti) denir ve Doppler eşitliği ile tanımlanır (Sancak, 2015).”

$$“\Delta F = (FR - Fr) = 2Fr.v/c$$

ΔF = Doppler frekans kayması

FR = Hareketli hedeften geri yansıyan sesin frekansı

Fr = Transduserden gönderilen sesin frekansı

v = Hedefin transdusere göre hızı

c = Sesin ortam içindeki hızı (Sancak, 2015).”

Klinik uygulamalarda, ultrason demetinin yönü nadiren akımın yönüne tam olarak yaklaşan ya da uzaklaşan yöndedir. Genellikle ses demeti hareketli hedefe Doppler açısı (Θ) olarak adlandırılan bir açıyla yaklaşır. Bu durumda frekans kayması bu açının kosinüsü ile orantılı bir şekilde azalır (Sancak, 2015).”

$$“\Delta F = (FR - Fr) = (2Fr.v/c). \cos \Theta \text{ (Sancak, 2015).”}$$

“Bu formülde Θ gelen ultrason demeti ile akım yönü arasındaki açıdır (Sancak, 2015).”

“Akım hızının hesaplanabilmesi ancak Doppler açısının ölçülmesi halinde mümkündür. Akım yönü doğrudan transdusere doğru ise Doppler açısı 0 derece ve $\cos 0 = 1$ olacaktır. Sıfır derecenin dışındaki açılarda tespit edilecek Doppler frekansı $\cos \Theta$ değerine göre azalacaktır. Örneğin $\cos 30 = 0.87$, $\cos 60 = 0.5$ olacaktır. Eğer kan akımı ses demetine dik olursa, Doppler açısı 90 derece ve $\cos 90$ sıfıra eşit olacağından Doppler kayması tespit edilemez ve akım sinyali oluşturulamaz. Doppler açısının kosinüsü, 60 derece üzerindeki açılarda hızla değiştiğinden, 60 derece üzerindeki açılarda oluşan çok küçük değişiklikler $\cos \Theta$ 'da büyük değişikliklere ve hız hesaplamalarında büyük hatalara yol açar. Klinik uygulamada güvenilir Doppler sinyalleri elde etmek ve hız hesaplamaları yapabilmek için Doppler açısının 30 ile 60 derece arasında olmasına dikkat edilmelidir (Sancak, 2015).”

1.3.1.11.1. Doppler Ultrasonografi Uygulamaları

1.3.1.11.1.1. Sürekli Dalga Formu Doppler (*Continuous Wave-Cw Doppler*)

Sürekli dalga formu Doppler cihazında biri ses dalgası üreten diğeri ses dalgalarını algılayan iki transduser kristali mevcuttur. Gönderilen ultrason dalgası boyunca yer alan tüm hareketli yansıtıcıların oluşturduğu Doppler kayması toplam bir değer olarak elde edilir. Bu yöntem en iyi frekans çözünürlüğüne sahip olmasına rağmen farklı derinliklerden gelen hareket sinyallerini birbirinden ayıramaz ve sinyalin kaynağını saptayamaz. Ayrıca bu tekniğin en önemli avantajı *aliasing* artefaktı oluşturmamasıdır (Rubin, 1994).

1.3.1.11.1.2. Puls Dalga Formu Doppler (*Pulsed Wave Doppler*)

“Bu uygulamada transduser hem alıcı hem de verici olarak çalışır. Sesin pulsalar halinde kullanılması, pulsun gönderilmesiyle geri yansıyan ekonun alınması arasında Doppler kaymasının kaynaklandığı derinliğin hesaplanması için gereken zamanı sağlar. Akım bilgisinin örneklendiği alana örnekleme hacmi denir ve bu hacmin derinliği, şekli pozisyonu kullanıcı tarafından kontrol edilebilir. Puls Doppler cihazları Doppler kaymasına ait bilgilerle, geri dönen sinyalin frekans spektrumunu zamana karşı bir şekil olarak görüntüler. Transduser sürekli aynı fazda veri toplamak için belli bir puls tekrarlama frekansında (*puls repetition frequency-PRF*) çalışır. Klinik uygulamada kullanılacak PRF değeri, hastaya verilecek akustik enerjinin mümkün olduğunca az olması gerekliliği ve pulsa ait ekonun geri dönme süresiyle sınırlanmaktadır. Geri yansıyan eko alınmadan yeni bir puls gönderilmesi gelen ekoların kaynağını tespit etmede karışıklığa neden olur. Doppler pulsunun inceleme alanına ulaşması ve eşit miktarda da transdusere dönme süresine ihtiyaç göstermesinden dolayı PRF, ölçülecek Doppler kaymasının en az iki katı değerde olmalıdır. Bu kritik değer *Nyquist* limiti olarak adlandırılır. PRF bu limitin altında olursa aliasing artefaktı ortaya çıkar. Puls dalga formu Doppler, iki boyutlu gerçek zamanlı B-mod görüntüleme ile birleştirildiğinde dubleks görüntüleme adını alır. Bu yöntemde anatomik bilgi ve akım bilgisi birlikte elde edilmektedir. Doppler ile incelenecek bölge, B-mod görüntü üzerinde bir örnekleme hacmi yerleştirilerek seçilir. Yerleştirilen örnekleme hacmi noktasında ses demeti ile akış yönü arasındaki Doppler açısı hesaplanabilmektedir (Sancak, 2015).”

1.3.1.11.1.3. Renkli Doppler

Sürekli dalga formu ve puls dalga formu doppler, düşük kan akımı hakkında ayrıntılı bilgi sağlar. Renkli Doppler farklı olarak, Doppler kaymasının renkli olarak kodlandığı ve B-mod görüntünün üzerine yerleştirilen gerçek zamanlı iki boyutlu bir görüntü oluşturur (Gill, 2020).

Renk kutusu içinde çok sayıda noktada Doppler kaymasını ölçmek için değiştirilmiş bir puls formu Doppler tekniği kullanılır. Hız esastır. Her görüntü yüzlerce renkli Doppler örnek hacminden oluşur ve saniyenin küçük bir bölümünde elde edilir (Gill, 2020).

Renk kutusundaki her örnek hacmi için ultrason cihazı sekiz eko verisi alır. Bu verileri kullanarak üç Doppler parametresini hesaplar. Bunlar; ortalama Doppler kayması, varyans (o örnek hacmindeki doppler kaymalarının aralığının bir ölçüsü); Doppler gücüdür (Doppler sinyalinin gücüdür). Ultrason cihazı ayrıca her örnek hacminin doku mu yoksa kan mı içerdiğine karar verir. Doku/kan ayrımı, bu kararı vermek için listelenen üç Doppler parametresini ve gri skala eşiğine göre gri skala eko amplitüdünü kullanır (Gill, 2020).

Renkli Doppler iki önemli özellik içerir. Bunlar; duvar filtresi (bazen dağınkılık filtresi olarak adlandırılır) ve proba göre akış yönünün belirlenmesidir (proba doğru veya probdan uzağa doğru) (Gill, 2020).

Ortalama Doppler kayması, renk kutusundaki her noktada görüntüleneni belirler. Normal kural, akış proba doğru olduğunda kırmızı tonlarının ve akış probdan uzağa olduğunda mavinin kullanılmasıdır. Kullanıcı isterse bunu tersine çevirebilir (Gill, 2020).

Renk barı, ortalama Doppler kaymasının renge nasıl dönüştürüldüğünü gösterir. Saf kırmızı ve mavi, düşük Doppler kaymalarını gösterir. Doppler kayması arttıkça, renk kırmızıdan turuncuya, sarıya veya maviden camgöbeği rengine değişir. Doppler kayması sıfır olduğunda veya algılanamayacak kadar düşük olduğunda siyah görüntülenir (Gill, 2020).

1.3.1.11.1.4. Power Doppler Ultrasonografi

“Power Doppler sinyalin yoğunluğu doğrultusunda oluşturulan bir Doppler uygulamasıdır. Bu yöntemde kullanılan eko sinyalinin yoğunluğu, örnekleme hacmi, örnekleme hacmindeki eritrosit yoğunluğu ve incelenen alan ile transduser arasında kalan dokuların atenüasyon etkisine bağlıdır. Haritalamada genelde tek renk kullanılır (kırmızı). Sinyalin yoğunluğundaki bu renk tonundaki parlak ve silik tonlar ile gösterilir (Sancak, 2015).”

“Power Doppler, renkli Doppler görüntülemeye göre açığa daha az bağımlıdır. Düşük hızlı ve zayıf akımlara Renkli Doppler görüntülemeye göre daha duyarlıdır. Aliasing artefaktı frekans kayma bilgisini kullanmadığından görülmez. Ancak çerçeve hızı düşüktür çünkü; renkli Doppler görüntülemeye göre daha fazla sinyal ortalaması alınır ve bilgiler daha uzun bir sürede toplanır. Bunun sonucunda parlama artefaktları hareket varsa daha fazla görülür. Power Doppler incelemede gürültü çoğu zaman örnekle etkileşimde bulunmayan homojen zemin renklenmesi formundadır. Uygulamada yüksek hızlı stenotik akımların daha iyi gösterilmesine, iskemi alanlarında azalmış akımın belirlenmesine, inflamatuvar hiperemi veya tümöral anjiyogenezde artmış ve düzensiz akım paternlerinin saptanmasına ve organ perfüzyonlarının incelenmesine katkı sağlayan bir yöntemdir (Sancak, 2015).”

“Power Doppler uygulamasının bir başka şekli de yön bilgisi sağlayan "Yönlü Power Doppler" yöntemidir. Bu yöntemde sinyalin genlik ve faz bilgisi birleştirilerek Power Doppler'e yön bilgisi eklenerek bir görüntü oluşturulur. Sinyalin gücü belirlenmeden önce pozitif ve negatif akımlar birbirinden ayrılmıştır. Böylece akış yönü iki renkli bir ölçek ile gerçek zamanlı olarak görüntülenir, ancak hemodinamik detayları içermez. (Sancak, 2015).”

1.3.1.11.2. Doppler Sinyalinin Değerlendirilmesi

“Doppler sinyali çoğu incelemede işitilebilecek ses aralığındadır. Bu sinyal işitmeyle analiz edilebilir ve tecrübeli bir kullanıcı pek çok akım özelliğini işitilen ses ile ayırt edebilir. Doppler frekans kaymasının tespit edilmesi hedefin hareket ettiğine işaret eder. Frekans kaymasının pozitif ya da negatif fazda olması ile hareketin transdusere göre yönü belirlenir. Doppler sinyali, incelenen alandan gelen farklı amplitüdlü birçok frekans sinyalinin toplanmasıyla oluşan karmaşık bir sinyaldir. Bu karmaşık sinyalin oluşturduğu spektrumun analizi için FFT kullanılır. Oluşturulan spektrumda, frekans kayması (KHz) ya da hız (cm/sn veya m/sn) olarak dikey (y eksen) ekseninde, zaman ise saniyelere bölünmüş şekilde horizontal (x eksen) ekseninde gösterilir. Kanın akış yönü, spektrumun horizontal eksenin alt veya üstünde yer almasıyla belirlenir. Genellikle transduserden uzaklaşan akım çizginin üzerinde, yaklaşan akım ise altında gösterilir. Belirli hızlarda hareket eden eritrositlerin göreceli miktarları sinyal şiddetinden sorumludur ve parlaklık ile belirlenir. Bandın parlak kesimleri akımın büyük çoğunluğunun bu hızda olduğuna, parlaklığı az olan kesimleri ise o hızda akan kan elemanlarının nispeten az olduğuna işaret eder. Spektrumdaki parlak dış kontur “zarf”, sistolde altta kalan alan “spektral pencere” olarak isimlendirilir. Pencerenin üst kenarından maksimum dalganın dış kenarına kadar olan kısım “spektral genişlik” denen alanı oluşturur. Normalde spektral genişlik dardır. Akım hızlarının uniform olmadığı türbülans gibi durumlarda spektral genişlik artar. Bu duruma spektral saçılma ya da spektral genişleme adı verilir. Spektral genişleme her zaman türbülans anlamına gelmez. Örnekleme hacminin damar duvarına yakın yerleştirildiği veya gereksiz derecede geniş tutulduğu durumlarda, bifurkasyonlarda, büküntülü damarlarda ve yüksek kazanç değerleri ile yapılan incelemelerde spektral genişleme görülebilir (Sancak, 2015).”

“Renkli Doppler görüntüde akım yönü ya da faz kayması ile renk, frekans kayması ile de renk tonu belirlenir. Transdusere göre akımın yönü genellikle mavi ve kırmızı ile gösterilir. Akımın hızını ise bu renklerin tonu belirler. Kırmızının daha açık tonlarından sarıya yaklaşan renklerle o yönde yüksek akım hızları, mavinin daha açık tonlarında mavi renklerle diğer yönde yüksek akım hızları gösterilir (Sancak, 2015).”

“Doppler spektrumunda maksimum sistolik hız ve diyastol sonu hız ölçülerek, Doppler spektrumu analiz edilerek ve belli hız oranları kullanılarak damar darlıklarının derecesi tahmin edilir. Sistolün başından ilk tepe noktasına (erken sistolik tepe) kadar ki akselerasyon indeksi hesaplanabilir. Damarın kesit alanı ve akım hızı kullanılarak akım hacmi (debi) hesaplanabilir. Hız ölçümlerinin tamamı Doppler açısına bağlıdır ve uygulamalarda güçlükler ve hatalara yol açabilir. Akselerasyon ölçümü ve akım hacmi hesaplamasında hız parametresi kullanıldığından Doppler açısına bağlıdır. Akselerasyon zamanı ise açıdan etkilenmez. Açıyla ilgili sorunları aşabilmek için, maksimum sistolik hız ve diyastol sonu hız temel alınarak, açıdan etkilenmeyen sistolik hızın diyastol sonu hıza oranı (S/D), rezistif indeks (RI), pulsatile indeksi (PI) hesaplamaları geliştirilmiştir (Sancak, 2015).”

“ $S/D = \text{maksimum sistolik hız} / \text{diyastol sonu hız}$

$RI = \text{maksimum sistolik hız} - \text{diyastol sonu hız} / \text{maksimum sistolik hız}$

$PI = \text{maksimum sistolik hız} - \text{diyastol sonu hız} / \text{ortalama hız}$ (Sancak, 2015).”

“Doppler indeksinin birimi yoktur, damar boyutunun bilinmesine ve açı düzeltilmesine gereksinim duyulmaz. Oran hesaplaması ile bulunduklarından, elde edilen sonuç hesaplamada kullanılan akım hızlarının ölçümünde oluşabilecek açı hatalarından etkilenmez (Sancak, 2015).”

1.3.1.11.3. Uygulama Tekniği ile İlgili Parametreler

“Doppler artefaktlarının kaynağının anlaşılması ve akım ölçümlerine etkisinin bilinmesi klinik uygulamalarda büyük önem taşımaktadır. Doppler sinyalinin temel kaynağı kan içindeki yansıtıcı arayüzlerin büyük kısmını oluşturan eritrositlerdir. Eritrositler yaklaşık 7 µm olan çapları ile kullanılan dalga boyundan çok daha küçüktürler. Bu nedenle ses dalgası ile karşılaştığında eritrositlerden düzensiz fazlı ve zayıf amplitüdü çok sayıda eko yansır. Bu tür saçılmaya *Rayleigh-Tyndall* saçılması denir ve bu saçılma ses frekansının dördüncü kuvveti ile doğru orantılıdır. Bu durum belli bir inceleme için

seçilecek Doppler frekansının önemini artırır. Transduser frekansı yükseldikçe kan elemanlarından yansıyan sinyal ve sonuçta Doppler sensitivitesi artar ancak dokudaki atenuasyon nedeniyle penetrasyon azalır (Sancak, 2015).”

“Doppler cihazları sadece kan akışına ait hareketleri değil aynı zamanda çevre dokuların hareketlerini de tespit eder. Çevre doku hareketlerinden kaynaklanan düşük frekanslı istenmeyen sinyalleri ortadan kaldırmak için duvar filtresi kullanılır. Duvar filtresi belli bir frekansın altındaki sinyalleri görüntüden siler. Ancak düşük frekanslı gürültüyü temizlerken, düşük hızlı akım sinyallerini de filtreleyebilir. Bazı klinik durumlarda bu yavaş akım sinyallerinin tespiti büyük önem taşır ve filtrenin uygun seçilmemesi nedeniyle ciddi yorum hataları meydana gelebilir. Bu şekilde düşük hızlı diyastolik akımlar tespit edilemez ve S/D, RI gibi Doppler İndeksleri hatalı hesaplanabilir. Genel bir kural olarak duvar filtreleri mümkün olan en düşük seviyede tutulmalıdır (Sancak, 2015).”

1.3.1.11.4. Doppler Artefaktları

Doppler artefaktlarını üç ana grupta ele alabiliriz:

- Tekniğe bağlı oluşan artefaktlar
- Hasta anatomisinden kaynaklanan artefaktlar
- Cihaza bağlı oluşan artefaktlar (Campbell ve ark., 2004).

1.3.1.11.4.1. Tekniğe Bağlı Oluşan Artefaktlar

1.3.1.11.4.1.1. *Aliasing* Artefaktı

Bu artefakt, renkli veya spektral Doppler hızının doğru olmayan bir gösterimidir ve hız aralığı, onu görüntülemek için mevcut ölçeği aştığında meydana gelir. Maksimum hız ölçeği, transduser tarafından iletilen ve alınan ultrason

pulslarının saniyede meydana gelen sayısıyla sınırlıdır (yani, PRF). Frekans kaymaları, maksimum kaymanın (*Nyquist* limiti olarak bilinir) iki katı kadar olmalıdır (Taylor ve Holland, 1990). Bu olmadığı takdirde aliasing artefaktı oluşur. Doppler spektrumunda skalaya sığmayan hız üstten kesilerek kalan kısmı skalanın en alt kısmından tekrar eklenir. Bu artefaktı engellemek için PRF'i artırmak, bazal çizgiyi uygun şekilde ayarlamak, düşük frekanslı transduser kullanmak, doppler açısını artırmak gerekir (Taylor ve Holland, 1990).

1.3.1.11.4.1.2. Doppler Açısına Bağlı Artefaktlar

Doppler açısı 90 derece olacak şekilde yapılan incelemelerde ve yüksek Doppler kazanç ayarlarında (elektronik *cross-talk*), spektrumda bazal çizginin altında ve üzerinde yaklaşık aynı amplitütte ayna görüntüsü şeklinde spektral görüntü izlenmesi akım yönü belirsizliği ("*directional ambiguity*", "*cross-talk*") olarak ifade edilir (Pozniak ve ark., 1992).

Bu artefaktın gerçek iki yönlü akımdan ("*bi-directional flow*") ayrılması önemlidir. Gerçek iki yönlü akımda, bir kardiyak döngü içerisinde akım önce bir yönde daha sonra diğer yönde izlenir. Gerçek iki yönlü akım hiçbir zaman sıfır çizgisinin altında ve üzerinde simetrik olarak görülmez (Rubens ve ark., 2006).

1.3.1.11.4.1.3. Renk Taşması (*Blooming, Color Overwrite*) Artefaktı

Renk fazla yazımı olarak da isimlendirilir. Bu artefaktta renk damar dışına çıkarak komşu bölgelere yayılır. Bu durum gri-skala ve renkli Doppler görüntüsünün üst üste bindirilme işleminde renk önceliğinin yüksek tutulmasından ya da renk kazanç ayarının yüksek seçilmesinden dolayı oluşur (Nilsson, 2001). Genellikle damarın posteriorunda görülür. İstenmeyen sonuçlarından birisi damar içindeki trombüslerin maskelenmesidir (Rubens ve ark., 2006).

1.3.1.11.4.1.4. Kısmi Hacim (*Partial Volume*) Artefaktı

Parsiyel volüm artefaktı, yeterince ince olmayan kesit kalınlığına bağlı gelişen bir artefaktır (Goldstein ve Madrazo, 1981). İnceleme kesitine bir kısmı giren yapılara ait eko ve Doppler sinyalleri nedeniyle oluşur (Pellerito and Polak, 2012). Artefaktın oluşumundan yan loblar da sorumlu tutulmaktadır (Scanlan, 1991). Gri-skala incelemede duodenuma ait gaz ekosu safra kesesi içerisinde belirerek taş ya da polip ile karıştırılabilir. Benzer şekilde renkli Doppler incelemede, iliak arterin bir bölümüne ait parsiyel volüm, overdeki bir kistte duvar kanlanması varmış gibi zannedilebilir (Rubens ve ark., 2006).

1.3.1.11.4.2. Hasta Anatomisine Bağlı Oluşan Artefaktlar

1.3.1.11.4.2.1. Ayna Görüntüsü Artefaktı

İki güçlü yansıtıcı arayüzün varlığında ekoların transdusere ulaşma sürelerinin farklı olması sonucu ortaya çıkar (Kremkau ve Taylor, 1986). Yansıtıcı gücü yüksek olan arayüzün diğer tarafında ayna hayali görüntüsü belirir. Gri-skala, renkli Doppler, spektral Doppler ve power Doppler incelemelerinde görülebilir. Bu artefakt genellikle subklaviyan arter ve ven, ana karotis arter bölgelerinde izlenir (Rubens ve ark., 2006).

1.3.1.11.4.2.2. Yalancı Akım (*Pseudoflow*) Artefaktı

Yalancı akım kan dışındaki sıvılara ait olan akışkanlığın renkli Doppler ile gözlemlenmesidir. Sinyal sıvı hareketi süresince izlenir. Spektral Doppler ile incelenmezse doğru sonuçlar alınmayabilir. Asit ve amniyon sıvısı hareketleri ve mesane içindeki jet akımlar bu artefakta örnektir (Rubens ve ark., 2006).

1.3.1.11.4.2.3. Parlama (*Flash*) Artefaktı

Parlama artefaktı tüm görüntü alanını dolduran ani ve düzensiz renklenmeler şeklinde izlenir. Hasta ya da prob hareketinden meydana gelir. Tipik olarak karaciğer sol lobu renkli Doppler incelemesinde kardiyak atıma bağlı meydana gelir (Pozniak ve ark., 1992). Power Doppler’de görüntü oluşturma süresi daha uzun olduğundan parlama artefaktları daha kolay meydana gelir (Zagzebski, 1992). Bu artefakt, B-mod incelemede kistik solid ayrımı yapılamayan oluşumlarda, sıvının algılanmasında katkı sağlayabilir. Arteriyovenöz fistül ya da yüksek derecede stenoz bulunan damarın periferinde izlenen perivasküler artefakt yine bu grupta değerlendirilir. Perivasküler artefakt, oskültasyonla işitilebilen üfürüm ve palpe edilen *thrill* bulgularının renkli Doppler eşdeğeridir (Rubens ve ark., 2006). Oluşan perivasküler doku vibrasyonuna bağlı olarak fistül çevresi dokularda mozaik renklenme şeklinde izlenir (Middleton ve ark., 1989).

1.3.1.11.4.3. Cihaz Faktörlerine Bağlı Oluşan Artefaktlar

1.3.1.11.4.3.1. Kenar Artefaktı

Güçlü ve düzgün yüzeyli bir speküler yansıtıcının kenarında görülürken genellikle renkli Doppler’de kalsifiye bir yapının kenarında yer alan bir renklenme olarak meydana gelir (Cardinal ve ark., 1996). Spektral inceleme yapılmazsa kan akımı olduğu zannedilebilir. Safra kesesi taşı, kateter kenarında görülebilir. Spektrumda bazal çizginin üstünde ve altında eşit düz çizgi paterni ve gürültü saptanır, akım gözlenmez (Rubens ve ark., 2006). Power Doppler incelemesinde renkli Doppler’den daha sık olarak izlenir (Rahmouni ve ark., 1996). Düşük PRF veya hız skalasında, düşük duvar filtresinde daha sık izlenir (Rubaltelli ve ark., 2000).

1.3.1.11.4.3.2. Twinkling Artefaktı

Granüler yüzeyli, düzensiz bir yansıtıcı arkasında hızla değişen renk karışımları şeklinde gözlemlenir. Üriner taşlar, mesane kalsifikasyonu, safra kesesi kolesterol kristalleri ve adenomyomatozisi, kalsifiye olmuş kateter, coil gibi pek çok yansıtıcıya bağlı meydana gelebilir. Cihazın Doppler kaymasını belirlerken kullandığı faz/zaman hesaplaması sırasında oluşan eko titremesi (*jitter*) sonucu oluştuğu düşünülür. Düzgün yüzeyli yansıtıcılarda oluşan Doppler kaymasının bandı geniş olur. Oluşan eko titremesi duvar filtrelerince önlenemez ve görüntüye yansiyarak bu artefakt meydana gelir. Spektral incelemede bazal çizginin her iki yanında birbirine eşit, çok sayıda yakın çizgilenmeler şeklindedir. Spektral Doppler inceleme yapılmazsa sadece renkli Doppler incelemeyle kan akım sinyaliyle karıştırılabilir. Bu artefakt, akustik gölgesi belirsiz olan küçük taşların saptanmasında yararlı olabilir (Rubens ve ark., 2006).

1.3.1.12. Ultrasonografinin Medikal Alanlarda Kullanımı

Ultrasonografi tıp, veterinerlik ve diş hekimliği alanlarında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. En yoğun kullanım alanları Tıp Bilimlerindedir. Tıpta karaciğerin anatomisini, gelişimsel anomalilerini, konjenital anormalliklerini, enfeksiyöz hastalıklarını, metabolizma bozukluklarını, vasküler anormalliklerini, kitleleri, neoplazileri, travmalarını görüntülemeye ve intraoperatif olarak perkütan biyopsilerinde ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Dalağın anatomisini, patolojilerini, konjenital anomalilerini görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017). Safra kesesinin anatomisini, patolojilerini görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017). Pankreasın anatomisini, akut pankreatiti, kronik pankreatiti, pankreas neoplazilerini, kistik pankreas lezyonlarını, pankreas kitlelerini ve kontrast madde ile pankreası görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack and Levine, 2017). Gastrointestinal

sistemin anatomisini, neoplazilerini, inflamatuvar hastalıklarını, akut durumlarını, diğer anormalliklerini görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Böbreklerin ve üriner sistemin anatomisini, konjenital anomalilerini, enfeksiyonlarını, fistül, taş ve kalsifikasyonlarını, neoplazilerini, kistlerini, travma durumunu, vasküler anomalilerini, tıbbi genitoüriner hastalıkları, nöral anormallikleri görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Prostat ve transrektal anatomiye, neoplazilerini, hematospermiyi görüntülemeye ve ultrasonografi kılavuzlu biyopside ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Adrenal bezlerin anatomisini, neoplazilerini, kitlelerini, lezyonlarını görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Retroperitoneal organların anatomisini görüntülemeye, aterosklerozisi, abdominal aortik anevrizmayı, abdominal aortik genişlemeye neden olan diğer durumları, abdominal aortun stenotik hastalıklarını, abdominal aortun dallarının hastalıklarını, retroperitoneal organların vasküler olmayan hastalıklarını görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Karın ön duvarı ve kasık fıtıklarını, fıtık içeriğini, anatomik landmarkları incelemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Periton, omentum ve mezenteriy görüntülemeye, bu yapıların kistlerini, neoplazilerini, inflamatuvar süreçlerini, endometriozisi, pnömoperitoneumu görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Uterusun anatomisini, Müllerian kanal anomalilerini, myometrium anormalliklerini, serviks anormalliklerini, endometrium anormalliklerini, kontraseptif

araçları ve doğum sonrası bulguları görüntülemelerde ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Adneksin anatomisini, neoplastik olmayan lezyonlarını, neoplazilerini, Fallopian tüplerini, vasküler anormallikleri, kitlelerini görüntülemelerde ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Göğüs, karın ve pelvisin perkütanöz ince iğne biyopsilerinde, ultrason kılavuzlu drenajlarında, perkütanöz kistlerinin yönetiminde ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Karaciğer transplantasyonlarında, böbrek transplantasyonlarında, pankreas transplantasyonlarında ve transplantasyon sonrası lenfoproliferatif hastalıklarda ultrasonografi kullanılmaktadır (Rumack ve Levine, 2017).

Tiroid bezi anatomisini, konjenital anormalliklerini, nodüler tiroid hastalıklarını ve diffüz tiroid hastalıklarını görüntülemelerde ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Paratiroid bezlerinin anatomisini, primer hiperparatiroidizmi, sekonder hiperparatiroidizmi, persistan veya rekürrent hiperparatiroidizmi, neoplazilerini ve biyopsilerinde ultrasonografi kullanılmaktadır (Rumack ve Levine, 2017).

Meme anatomisini ve varyasyonlarını, kistlerini, neoplazilerini görüntülemelerde ve ultrasonografi kılavuzlu biyopsi uygulamalarında ultrasonografi kullanılmaktadır (Rumack ve Levine, 2017).

Skrotum anatomisini ve varyasyonlarını, neoplazilerini, metastazlarını, ekstratestiküler patolojik lezyonlarını, kistlerini, kalsifikasyonlarını, kriptorşidizmi ve travmalarını görüntülemelerde ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Kasları, kasların ligamentlerini, kasların tendonlarını, kasların sinirlerini, yumuşak doku kitlelerini, yabancı cisimleri, yumuşak doku enfeksiyonlarını görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017). Omuz kaslarını, tendonlarını, hastalıklarını, kalsifikasyonlarını, artropatilerini görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Yüzeysel peritendin ve periartiküler enjeksiyonlar için, derin tendon enjeksiyonu için, bursal, ganglion kisti ve paralabral enjeksiyonlar için, intratendinöz enjeksiyonlar: perkütan tenotomi için, perinöral enjeksiyonlar için görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Karotid arter anatomisini, karotid arter hastalıklarını, internal ve eksternal karotid arter anatomisini ve hastalıklarını, nonaterosklerotik karotid arter hastalıklarını, vertebral arter anatomisini ve hastalıklarını, internal juguler ven anatomisini ve hastalıklarını görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017). Periferik arter ve venlerin anatomisini ve hastalıklarını, hemodiyaliz hastalarını ve hemodiyaliz hastalarında meydana gelen komplikasyonları görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Gebelik takibinde ve oluşan anormallikleri görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Plasenta anatomisini ve plasenta anormalliklerini görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Serviksin anatomisini ve anormalliklerini görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

Çocukların beyin anatomisini ve hastalıklarını, baş ve boyun anatomisini ve hastalıklarını, spinal kanalın anatomisini ve hastalıklarını, göğüs anatomisini ve hastalıklarını, karaciğer anatomisini ve hastalıklarını, üriner sistem ve adrenal bezlerin

anatomisini ve hastalıklarını, gastrointestinal sistem anatomisini ve hastalıklarını, pelvisin anatomisini ve hastalıklarını, kalça ve diğer kas iskelet sistemi anatomisini ve hastalıklarını, girişimsel sonografilerini görüntülemeye ultrasonografi kullanılır (Rumack ve Levine, 2017).

1.3.1.13. Ultrasonografinin Diş Hekimliği Alanında Kullanımı

Diş hekimliğinde ultrasonografi, güvenilir, ucuz, gerçek zamanlı görüntüleme olması nedeniyle giderek artan oranda kullanılmaktadır.

Diş hekimliğinde diagnostik ultrasonografi, tükürük bezi hastalıkları, baş ve boynun damarsal patolojileri ve nodal hastalıkları, ağız tabanı hastalıkları, ultrason kılavuzlu girişimlerde, dilde kanserli doku kalınlıklarının ölçümü, metastatik lenf nodu tespitinde, kistik lezyonlar, benign lezyonlar, malign lezyonlar, loj enfeksiyonları ve apseleri, lenfadenopatiler gibi yumuşak doku lezyonlarını görüntülemeye kullanılır (Pallagatti ve ark., 2012).

Diş hekimliğinde ultrasonografi çürüklerin tespitinde, diş fraktürlerinin ve çatlaklarının tespitinde, periodontal kemik defektlerinde, maksillofasiyal kırıkların tespitinde, temporomandibular hastalıkların tespitinde, kas ve yumuşak doku kalınlıklarının ölçümünde, implant cerrahisinde görüntüleme yöntemi olarak kullanılmaktadır (Marotti ve ark., 2013).

Diş hekimliğinde terapötik ultrason; yumuşak doku ve sert doku iyileşmesini hızlandırmada, ağrının iyileşme zamanının kısaltılmasında, komplikasyon risklerini azaltmada dolayısıyla hayat kalitesini artırma amacıyla kullanılmaktadır (Schortinghuis ve ark., 2003; Rubin ve ark., 2001).

Diş hekimliğinde ultrason kılavuzlu girişimlerde, biyopsilerde, enjeksiyonlarda, drenajlarda, şant yerleştirmede, temporomandibular enjeksiyonlarda, yabancı cisim uzaklaştırmada, sinir bloklarında ve implant yerleştirmeden önce

ultrasonografi kullanılmaktadır (Abe ve ark., 1994; Hafeez ve ark., 2014; Jenssen ve ark., 2016 ve Chan ve ark., 2018).

1.3.1.13.1. Ultrasonografinin Endodontide Kullanımı

Ultrasonografi endodontide sıklıkla periapikal lezyonların tespitinde ve lezyonların iyileşme sonrası ölçümlerin yapılmasında kullanılır (Cotti ve ark., 2003; Gundappa ve ark., 2006; Sönmez ve ark., 2019 ve Sumer ve ark., 2009).

Ayrıca koyun mandibulalarında oluşturulan periapikal lezyonların ultrasonografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile in vitro olarak değerlendirilmesinde, ultrasonografiden yararlanılmıştır (Kamburoğlu ve ark., 2021).

1.3.1.13.2. Ultrasonografinin Oral Medikasyonda Kullanımı

Ultrasonografi daha çok oral medikasyonda, ağız içi sert ve yumuşak doku lezyonlarının tespiti ve ölçümlelerinde kullanılmaktadır (Iida ve ark., 2018; Sathyanarayan ve Bharani, 2013) ve oral malignitelerin tespitinde ve ölçümünde kullanılmaktadır (Metha ve ark., 2019; Yamane ve ark., 2007 ve Yoon ve ark., 2020).

Ultrasonografi premalign, benign mukozal, otoimmün ve osseöz intraoral lezyonları saptamak için kullanılmıştır (Iida ve ark., 2018; Sathyanarayan ve Bharani, 2013).

Ultrasonografinin Diş Hekimliği'nde en sık ikinci kullanımı oral skuamöz hücreli karsinomlarda servikal lenfadenopati tespitidir (Natori ve ark., 2008; Raja Lakshmi ve ark., 2014 ve Smiley ve ark., 2019).

Ultrasonografinin en çok çalışılan üçüncü uygulaması tükürük bezlerinin patolojik değişiklikleri ve anormalliklerinin değerlendirilmesidir (El Miedany ve ark.,

2004; Obinata ve ark., 2010). Tükürük bezlerinde sialolit, kanal dilatasyonu, tükürük bezi genişlemesi ultrasonografi ile görüntülenmektedir.

Yalnızca bir girişimsel çalışma, oral skuamöz hücreli karsinomlu hastalarda lenf nodu metastazı tanısında histolojik değerlendirmelere kıyasla ultrasonografi kılavuzluğunda ince iğne aspirasyonunun kullanımını araştırmıştır (Knappe ve ark., 2000).

1.3.1.13.3. Ultrasonografinin Temporomandibular Eklem Hastalıklarında Kullanımı

Ultrasonografi temporomandibular eklem hastalıklarını ve kondillerin translasyonunu görüntülemeye kullanılmaktadır (Landes ve Sterz, 2003; Müller ve ark., 2009 ve Yılmaz ve Kamburoğlu, 2019). Ultrasonografi disk deplasmanı ve kondiler translasyonu ölçmede kullanılmaktadır (Landes ve Sterz, 2003; Müller ve ark., 2009). Diğer iki çalışma ultrasonografinin temporomandibular eklem disk anormalliklerinin teşhisinde kullanıldığını göstermektedir (Kaya ve ark., 2010; Resnick ve ark., 2017). Başka bir çalışmada ultrasonografide anterior disk deplasmanı ve efüzyon varlığı/yokluğu çalışılmıştır (Kaya ve ark., 2010).

Bir girişimsel çalışmada ise juvenil idiopatik artrit hastalarında ultrasonografi kılavuzlu steroid enjeksiyonu araştırılmıştır (Resnick ve ark., 2017).

1.3.1.13.4. Ultrasonografinin Ortodontide Kullanımı

Ultrasonografi ortodontik yumuşak ve sert doku noktalarının tespitinde kullanılmaktadır (Di Blasio ve ark., 2017).

Ultrason terapötik olarak aşırı ortodontik kuvvetlerin neden olduğu kök rezorpsiyonlarının boyutunu azaltmak amacıyla kullanılmıştır (Raza ve ark., 2016).

Mandibular prognatizm nedeniyle cerrahi tedavi gören hastalarda terapötik düşük yoğunluklu pulsa sahip ultrasonun kullanımı ile tedavi süresini kısaltmada ultrason kullanılmıştır (Kaur ve El-Bialy, 2020).

1.3.1.13.5. Ultrasonografinin Ağız, Diş ve Çene Cerrahisinde Kullanımı

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisinde ultrasonografi daha çok selülit ve apse tespitinde ve ayırımında, ayrıca ödematöz değişikliklerin tespitinde kullanılmıştır (ElHag ve ark., 1985; Hashish ve ark., 1986 ve Parthiban ve ark., 2013).

Kemik topografisinin tespitinde de (kemik mineralizasyonu ve kemik kusurlarında) ultrasonografi kullanımı sıklıkla rapor edilmiştir (Friedrich ve ark., 2001; Schortinghuis ve ark., 2008 ve Troulis ve ark., 2003).

Ultrasonografi, mandibular prognatizm cerrahisi öncesinde internal maksiller arter lokalizasyonu tespitinde kullanılmıştır (Arimoto ve ark., 2015).

Cerrahi çekim bölgesi iyileşmesinde terapötik olarak düşük yoğunluklu pulsa sahip ultrasonografi kullanılmıştır (Kerr ve ark., 2008). Cerrahi çekim sonrası şişliğin ve trismusun azaltılmasında terapötik ultrasonografi kullanılmıştır (Poweski ve ark., 2014).

Terapötik olarak ultrason kemik formasyonunu sağlamada (Kerr ve ark., 2008) ve fraktürlerin iyileştirilmesinde (Patel ve ark., 2015) kullanılmıştır.

1.3.1.13.6. Ultrasonografinin Periodontolojide Kullanımı

Ultrasonografi, periodonsiyumun (Tattan ve ark., 2020) ve diş eti kalınlığının ölçümünde (Savitha ve Vandana, 2005) kullanılmıştır.

Ultrasonografi ayrıca periodontolojide periimplant osseoz destrüksiyon tespitinde kullanılmıştır (Bertram ve Emshoff, 2008).

Ultrasonografi dişsiz hastalarda implant tedavisi öncesinde dişeti kalınlığının ölçümünde kullanılmıştır (Sönmez ve ark., 2021).

1.3.1.13.7. Ultrasonografinin Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı

Ultrasonografi bu alanda çürük lezyonlarını tanımlamada kullanılmıştır (Matalon ve ark., 2007; Şeker ve ark., 2021).

1.4. Biyopsi

Biyopsi, patoloğa histopatolojik yorum yapabilmesi ve lezyonun teşhisi için, temsili bir örnek sağlamak amacıyla canlı bir vücuttan bir doku örneğinin çıkarılmasıdır (Melrose ve ark., 2007). Bu yaklaşım, geniş bir hastalık süreci yelpazesinin mevcut olabileceği ağız boşluğu da dahil olmak üzere vücudun tüm dokuları için kullanılır. Diş hekimi ağız dokuları için mevcut olan çeşitli biyopsi tekniklerinin yanı sıra bu dokulara özgü zorlukların da farkında olmalıdır (Sylvie-Louise Avon ve Klieb, 2012).

Oral kavite mezenkimal dokuları örten çok katlı yassı epitel ile kaplıdır. Benign ve malign neoplazmalar bu dokuların herhangi birinden kaynaklanabilir. Epitelyal kökenli lezyonlar sıklıkla beyaz veya kırmızıdır. Epitel hiperplazisi ve keratin birikimi beyaz bir lezyon oluştururken, epitel atrofisi alttaki damar sisteminin daha fazla görüntülenmesine izin vererek kırmızı bir görünüme yol açar. Epitel bütünlüğü bozulabilir (ülserleşme olarak bilinen bir süreç) ve sonuçta ortaya çıkan doku proliferasyonu, papiller veya verrüsiform bir konfigürasyon üreterek aşırı olabilir. Bir dokunun epitelinin lezyonunun temsili biyopsisi, invaziv karsinomun değerlendirilmesine izin vermek ve aynı zamanda doku için fiziksel destek sağlamak

için bir miktar destekleyici bağ dokusu ile tam epitel kalınlığını içermelidir (Sylvie-Louise Avon ve Klieb, 2012). Kesin bir boyut kriteri yoktur, ancak küçük spesimenler, spesimenin işlenmesini ve yorumlanmasını engeller (Melrose ve ark., 2007). İnce bir plak için, yalnızca birkaç milimetre derinliğindeki bir numune tipik olarak yeterli olacaktır ve bağ dokularına veya kas sistemine derinlemesine uzanmaya gerek yoktur. Bununla birlikte, verrüköz karsinom veya verrüköz hiperplazide olabileceği gibi, epitelyal hiperplazi, rete sırtlarının uzaması veya keratin birikimi nedeniyle aşırı epitel kalınlaşması varsa daha derin bir numuneye ihtiyaç duyulacaktır (Sylvie-Louise Avon ve Klieb, 2012).

Mezenkimal kökenli lezyonlar epitelin altında ortaya çıkar ve kubbe şeklinde şişlikler olarak görünür. Üstteki epitel genellikle sağlamdır, ancak rengi lezyonun içeriğini yansıtır: vasküler ise kırmızı-mor, müsinozse mavi, adipoz, lenfoid ve nöral ise sarıdır. Temsili biyopsi dokusu yeterli derinlikte olmalıdır, ancak uygun derinlik, kitlenin kalınlığına ve konumuna bağlı olarak bir lezyondan diğerine değişir (Sylvie-Louise Avon ve Klieb, 2012).

Kapsamlı bir oral kavite muayenesi, oral yumuşak dokuların hem inspeksiyon hem de palpasyon ile değerlendirilmesini içerecektir. Bir oral lezyon tanımlandıktan sonra; klinisyen, süre, herhangi bir önceki olay, semptomlar ve görünümdeki değişiklikler ve ayrıca önceki tanısal ve terapötik önlemler dahil olmak üzere ilgili öyküyü ortaya çıkarmak ve belgelemekle başlayarak standart bir protokol uygulamalıdır. Fotoğrafla kolaylaştırılabilir şekilde lezyonun yeri, boyutu, rengi ve kıvamı veya dokusu belgelenmelidir. Ayırıcı tanı, biyopsi örneği alma kararı da dahil olmak üzere yönetim kararlarına rehberlik edecektir (Sylvie-Louise Avon ve Klieb, 2012).

Büyüyen bir kitle, kronik ülserasyon, doku kırılganlığı, palpasyonda sertleşme veya lokal iritasyonların çıkarılmasına rağmen mukozal değişikliklerin devam etmesi gibi herhangi bir klinik malignite şüphesi varsa biyopsi gereklidir (Driemel ve ark., 2007; Mashberg ve Samit, 1995).

Mukozal melanomu dışlamak için yeni veya genişleyen pigmente lezyonlardan, özellikle düzensiz kenarlı ve homojen olmayan renkli lezyonlardan biyopsi alınmalıdır. Klinik olarak iyi huylu veya reaktif görünen lezyonlar (örneğin, piyojenik granülom veya mukosel) estetik veya fonksiyonel nedenlerle eksize edilebilir, ancak klinik izlenimi doğrulamak için dokular histolojik analize gönderilmelidir. Liken planus, müköz membran pemfigoid, pemfigus vulgaris ve diğer immün aracılı bozukluklar, yaygın mukozal eritem ve ülserasyon ile ortaya çıkabilir ve kesin tanı için biyopsi gereklidir (Sylvie-Louise Avon ve Klieb, 2012).

Vasküler bir lezyonun biyopsisine önemli bir kanama eşlik edebilir ve bu nedenle kırmızı, mor veya mavi renkte veya diyaskopide beyazlaşma veya nabız hissi alınan herhangi bir lezyonun biyopsisinde dikkatli olunmalıdır. Lezyonun estetik bir bölgede olması (örn. dudağın vermilyon sınırı) kesin bir kontrendikasyon değildir, ancak bu gibi durumlarda bir uzmana sevk düşünülmelidir. Benzer şekilde, ağız tabanı gibi bazı oral alt bölgelere erişim zor olabilir, hemostaz sağlanması zor olabilir ve anatomik yapılara (örneğin submandibular kanal) zarar verme riski vardır (Sylvie-Louise Avon ve Klieb, 2012).

Koroner arter hastalığı, böbrek veya karaciğer yetmezliği ve çeşitli endokrinopatiler ve bağışıklık sistemi baskılanmış durumlar gibi ciddi veya kötü kontrol edilen sistemik hastalıkları olanlar da dahil olmak üzere tıbbi açıdan zayıf hastalarda standart biyopsi prosedürünün değiştirilmesi ve tıbbi izin alınması gerekebilir. Antikoagülan tedavi, trombositopeni veya çeşitli kalıtsal pıhtılaşma bozukluklarından herhangi biri (örneğin; hemofili veya Von Willebrand hastalığı) ile ilişkili altta yatan kanama diyatezi nedeniyle önemli kanama riski olan hastalar için doktorlarından izin alınmalıdır ve temel serolojik çalışmalardan faydalanılmalıdır. Bifosfonat tedavisi veya radyoterapi gören hastalar, biyopsi prosedürü kemiği ortaya çıkarırsa osteonekroza yatkın olabilir (Sylvie-Louise Avon ve Klieb, 2012).

Hem insizyonel hem eksizyonel biyopsi prosedürlerini içeren Scalpel biyopsi; en yaygın kullanılan biyopsi türüdür ve genellikle tatmin edici sonuçlar içerir (Sylvie-Louise Avon ve Klieb, 2012).

1.4.1. İnsizyonel Biyopsi

İnsizyonel biyopsi; tanı amaçları için temsili bir doku örneği sağlar. Ayırıcı tanının malignite içerdiği durumlarda tercih edilen yöntemdir. Doğruluğu görecelidir, çünkü doğası gereği tüm lezyonun çalışılmasına izin vermez. Klinisyen biyopsi örneğinin alınacağı en uygun bölge konusunda kararsızsa, bir uzmana sevk edilmesi gerekir (Poh ve ark., 2008).

Klinisyen, en ciddi ve anlamlı şekilde etkilenmiş dokuyu örneklemeye çalışmalıdır. Epitel displazisi vakalarında epitel değişikliklerinin şiddeti veya karsinomun varlığı klinik görünüm ile doğru orantılı olacaktır. Örneğin, ince beyaz bir plakta yüksek dereceli displazi bulunma olasılığı, kalın beyaz plak veya eritemli, ülserli ve sertleşmiş bölgelere göre daha düşüktür. Lezyon genişse veya çeşitli klinik bulgular gösteriyorsa çoklu biyopsi örnekleri gerekebilir (Mashberg ve Samit, 1995; Melrose ve ark., 2007 ve Poh ve ark., 2008).’’

Klasik öğretim, numuneye sağlıklı dokunun dahil edilmesini sağlamak için lezyonun çevresinde bir yer seçmeyi içerir. Ancak, yer seçiminde yol gösterici ilke, en temsili örneklemin elde edilmesi olmalıdır; çevreden dokuyu dahil etme girişimi yanlışlıkla yetersiz tanıya yol açabilir (Melrose ve ark., 2007; Poh ve ark., 2008).

İnsizyonel biyopsi için kullanılan teknik genellikle basittir. Boy-genişlik oranı 3: 1 olan eliptik bir kesi, 15 numara bir bistüri bıçağıyla yapılır. Eliptik şekil, primer kapatmayı kolaylaştırır. Önce alt kesi yapılır, böylece kanama cerrahi alanı kapatmaz. Elipsin ön ucu doku forsepsi ile nazikçe kaldırılır ve taban kesilir (Sylvie-Louise Avon ve Klieb, 2012).

1.4.2. Eksizyonel Biyopsi

Eksizyonel biyopsi, klinik tanıyı doğrulamanın yanı sıra fonksiyonel ve estetik amaçlarla bir lezyonun tamamen çıkarılmasıdır. Bu, yalnızca lezyonun neredeyse

kesinlikle iyi huylu olması durumunda uygundur (Oliver ve ark., 2004). Lezyonun boyutu, erişilebilirliği ve bölgesel anatomisi dikkate alınmalıdır. Erişilebilir alanlardaki; küçük, saph, ekzofitik lezyonlar eksizyonel biyopsi için mükemmel adaylardır. Bistüri lezyonun merkezine doğru açılı olacak şekilde lezyonun etrafında bir elips çizilir. Bu, lezyonun merkezinin altında en derinde olan ve kapanması kolay bir yara bırakan kama şeklinde bir numune çıkarır (Sylvie-Louise Avon ve Klieb, 2012).

1.4.3. Punch Biyopsi

Punch biyopsi; insizyonel biyopsi veya erişilebilir bir bölgede küçük bir lezyonun eksizyonu için kullanılabilir. El aletinin mukozal yüzeye dik olarak yaklaşması gerektiğinden, lateral dil ve yanak mukozası punch biyopsisi için uygun yerlerdir. Punch lezyonlu dokuya yerleştirilir ve aşağı doğru büküm hareketi uygulanır. Doku çekirdeği daha sonra kavisli makasla tabandan kesilir. Dairesel yara, kenarları yaklaştırmayı eliptik bir şekle göre daha zor hale getirir. Punch biyopsisi vezikülobüllöz hastalıklar için uygun değildir, çünkü; büküm eylemi epiteli ayırır ve bu tür lezyonların alt sınıflandırması için gerekli olan epitel ile bağ dokusu arasındaki ara yüzün uygun şekilde değerlendirilmesini engeller (Sylvie-Louise Avon ve Klieb, 2012).

1.5. Terahertz Radyasyon

Terahertz adı, bir Hertz'in 10^{12} ile çarpımını gösterir. Başka bir deyişle, 1 THz, 10^{12} Hertz'e veya bir saniyede bir trilyon elektrik ve manyetik alan salınımına eşittir. Elektromanyetik (EM) spektrumda, terahertz aralığı, uzun dalga kızılötesi (IR) ve mikrodalga bölgeleri arasında yer alır. En düşük THz frekansı 100 GHz olarak kabul edilir ve üst sınır 10 THz'e kadar genişler.

Dalga boyu açısından THz bölgesi 3 mm ile 30 μm arasındadır. Uzay boşluğunda, frekansı 1 THz olan bir elektromanyetik dalganın periyodu 1 pikosaniye (ps) ve dalga sayısı 33 cm^{-1} 'dir. Karşılık gelen dalga boyu 300 μm 'dir. Bu frekanstaki fotonların enerjisi 4.1 meV'ye eşittir ve eşdeğer sıcaklık değeri 47.6 Kelvin' dir.

Elektromanyetik spektrumda, düşük frekans bölgeleri devre sistemlerinin neredeyse ideal bir şekilde çalışmasına izin verir. Frekans değeri arttıkça devre boyutlarının dalga boyu değerlerine yakın olması ve iletim hatları uygulaması gibi bazı sınırlamalar oluşmaya başlar (Dexheimer, 2017). Mikrodalga bölgesinde; radyasyon, sistemleri etkilemeye başlar ve devre tasarımında yeni yaklaşımlara ihtiyaç duyulur. Mikrodalgalarından THz bölgesine daha fazla gitmek, yeterince küçük bir devre kurmayı neredeyse imkansız hale getirir. Bu nedenle, Elektromanyetik radyasyonu kontrol etmek için elektronikten optiğe geçişe başlayan farklı manipülasyon yöntemleri gereklidir (Zhang ve Xu, 2010).

Çeşitli moleküller yüksek absorpsiyon gösterir ve THz frekanslarında absorpsiyon çizgileri ortaya çıkarır. Bu absorpsiyon çizgileri her moleküle özeldir ve THz spektrumunda moleküllerin benzersiz imzaları olarak düşünülebilir. Bu absorpsiyon çizgilerinin önceden belirlenmiş konumları ve genlikleri, spektroskopik tekniklerle bilinmeyen molekülleri tanımlamak için kullanılır (Zhang, 2002). Optik dalgalarından daha uzun dalga boylarına sahip olmak, başka bir önemli avantajı, azaltılmış saçılmayı ortaya çıkarır. Sonuç olarak, THz dalgaları, elektromanyetik spektrumun optik bölgesinde dalga boylarında normalde opak olan tekstil, kağıt ve ahşap gibi çok sayıda kuru malzemeye daha fazla nüfuz eder. Ayrıca mikrodalga bölgesine göre daha kısa dalga boylarına sahip olması, daha yüksek çözünürlüklü görüntüleme yetenekleri sağlar (Hu ve Nuss, 1995).

Bu avantajlarına rağmen, terahertz radyasyon, uygulama alanlarını sınırlayan bir dezavantaja sahiptir. Bu suyun neden olduğu yüksek THz absorpsiyonudur. Bu yüksek absorbans, THz dalgalarının su içeren herhangi bir malzemeye nüfuz etmesini önler ve bu nedenle bu tür malzemeler için spektroskopi ve görüntülemedeki

kullanışlılığını azaltır. Ayrıca atmosferdeki su buharı nedeniyle boş alan THz haberleşme sistemleri kurmak pratik değildir.

Öte yandan su tarafından absorbe edilmesi THz radyasyonunun biyolojik yapılara vereceği zararı engeller. Ayrıca THz fotonlarının sahip olduğu enerji, biyolojik dokulardan veya diğer materyallerden elektronları çıkaramayacak kadar düşüktür. Yani THz radyasyonu herhangi bir fotoiyonizasyona neden olmaz ve insanlar, diğer canlılar için tamamen güvenlidir (Titova ve ark., 2013).

THz radyasyonunu elde etme ve tespit etme yöntemleri büyük ölçüde değişir. Darbeli (pulsu) ve sürekli dalga (CW) kaynakları olarak adlandırılan başlıca iki grup vardır. Sınıflandırma, kaynakların çalıştığı frekanslardan ve emisyon türlerinden kaynaklanmaktadır. Ayrıca üretim yöntemleri de sürekli ve darbeli kaynaklar için farklılık göstermektedir. Darbeli kaynaklar çoğunlukla optik tekniklere dayanırken, sürekli kaynaklar elektroniklere dayanır (Park ve ark., 2012). Daha önce belirtildiği gibi darbeli ve sürekli dalga kaynakları çalışma frekanslarına göre değişiklik gösterir. Darbeli kaynaklar, ps aralığında darbelerde geniş bant emisyonu sağlar. Sürekli dalga kaynakları için ise emisyon bant genişliği dar veya geniş ve adından da anlaşılacağı gibi sürekli dir.

THz frekansının ana uygulama alanları görüntüleme ve spektroskopidir. Zaman alanındaki sistemler için, darbeli kaynaklar, pikosaniye (ps) ölçeğinde zamansal bir çözünürlük sundukları ve terahertz frekans aralığı sağladıkları için tercih edilir (Sun ve ark., 2011).

1.5.1. Terahertz Üretim Yöntemleri

Wien yasasına göre, kara cisim güç spektrumu eğrisinin altında yer alan diğer birçok frekansa benzer şekilde, THz üretimi herhangi bir şeyden kara cisim ışıması yoluyla elde edilebilir. Bu nedenle teorik olarak herhangi bir nesne bir THz emitörüne dönüştürülebilir (Sellers, 2018; Wilke ve Sengupta, 2017).

Ancak terahertz frekanslarında emisyon deneysel sistemlerde kullanılamayacak kadar zayıftır. Bu nedenle, yeterli emisyon gücüne ulaşmak için yıllar içinde fotoiletken emisyon, elektro-optik düzeltme veya yüzey emisyonu temelli farklı tipte terahertz kaynakları üretilmiş ve en yaygın olarak terahertz üretim yöntemlerinde kullanılmıştır (Mueller, 2006).

Yüzey emisyon yönteminde, enerji bant aralığına göre yarı iletkenler (semikondüktör) kullanılır. Terahertz radyasyonunun üretimi, kesinlikle bu boşluğun genişliğine ve taşıyıcı konsantrasyonuna bağlıdır. Ultra hızlı bir lazer tarafından uyarıldıktan sonra, malzeme yüzeyine yakın bir elektron-delik çiftinin uzaysal olarak ayrılması, GaAs, InSb ve InAs gibi dar bant boşluklu malzemelerde THz radyasyonu üreten bir yük dipol oluşumu ile sonuçlanır. Daha geniş bant aralıklarına sahip yarı iletken malzemeler için üretim, foto-uyarılmış taşıyıcı ivmesinin bir sonucu olarak gerçekleşir. Bu tür malzemelere örnek olarak InP ve GaAs verilebilir (Apostolopoulos ve Barnes, 2014; Kono ve ark., 2000).

ZnTe, GaSe, GaP, LiNbO₃ gibi çift kırılma özelliklerine sahip kristaller, ultra hızlı lazer darbeleri için etkileşim ortamı olarak optik düzeltme yönteminde kullanılır. Normal olarak, yukarıda belirtilen ve doğrusal olmayan χ^2 sıralı malzemelerden birinden bir ışık dalgası gönderildiğinde, sıfırdan farklı bir ortalama değere sahip bir elektrik alanı ve frekansa bağlı doğrusal polarizasyon üretilir (Nahata ve Heinz, 1998).

Genellikle, bu doğrusal olmayan polarizasyon, gelen ışığın optik gücü sabit olduğunda veya zaman içinde yavaş değiştiğinde önemli bir etkiye sahip değildir. Öte yandan, eğer gelen ışık, ultra hızlı bir lazer tarafından üretilen darbelere dönüşürse, doğrusal olmayan polarizasyon, gücünde hızlı salınımlar gösterir. Bu çok hızlı değişiklikler daha sonra, ultra hızlı darbe süresinin tersi tarafından belirlenen sıfırdan maksimum değere kadar değişen geniş bir frekans aralığına sahip bir elektromanyetik darbe radyasyonu ile sonuçlanır. Uygun darbe genişlikleri ile 30 THz'in üzerinde THz üretimi elde edilebilir (Rice ve ark., 1994).

Üçüncü yöntem olan fotoiletken emisyon, çoğunlukla fotoiletken antenler (PCA) adı verilen anten yapılarında kullanılır. PCA' larda, bir yarı iletken çip, ultra hızlı bir lazer kaynağının neden olduğu foto-uyarma sonrasında THz emisyonu üretir (Smith ve ark., 1988). Yüksek dirençli bir yarı iletken çip, aralarında birkaç mikron genişliğinde boşluk bulunan bir çift elektrota bağlanır. Yarı iletkenin enerji boşluğundan daha yüksek foton enerjisine sahip ultra hızlı bir lazer tarafından üretilen bir lazer darbesi, doğrudan bu boşluğa odaklanır. Enerji aralığından daha fazla enerjiye sahip olmak, foton soğurulmasından sonra iletim bandında serbest elektronlar ve değerlik bandında boşluklar oluşturur. Elektrotlara uygulanan bir DC öngerilim, üretilen elektrik alanı nedeniyle uyarılmış taşıyıcıları hızlandırır. Başka bir deyişle, potansiyeldeki hızlı bir değişiklik, salınımlı bir geçici akım yaratır. Son olarak, bu geçici akımın bir sonucu olarak, THz dalgalarının emisyonu meydana gelir (Rogalski ve Razeghi, 1996).

1.5.2. Terahertz Tespit Yöntemleri

Terahertz algılama yöntemleri çoğunlukla PCA'lara ve elektro-optik (EO) örneklemeye dayanır (Chan ve ark., 2007). Elektro-optik örneklemenin arkasında yatan ilke *Pockels* etkisidir. Optik ortam olarak kullanılan bir EO kristalinin çift kırılma veya kırılma indeksindeki değişikliklerdir. Çift kırılmadaki değişiklik, uygulanan bir elektrik alanının bir sonucu olarak meydana gelir. Gelen optik sinyali tespit etmek için, sinyalin elektrik alanından kaynaklanan çift kırılmadaki değişiklikler ölçülür. Pockels etkisi de optik düzeltme yöntemine benzer ikinci dereceden doğrusal olmayan bir işlemdir. Optik ortam olarak genellikle EO polimerler, organik kristaller, ZnTe, GaAs gibi malzemeler seçilir.

Ultra hızlı lazer ışınının EO kristali içindeki olay THz darbesi ile etkileşimi, lazer darbesinin doğrusal polarizasyon durumunu eliptik olarak değiştirir. EO ortamından sonra polarizasyon kontrolü için bir çeyrek dalga plakası (QWP) yerleştirilir. Daha sonra bir Wollaston prizması, eliptik polarizasyonun dikey bileşenlerini iki parçaya ayırır. Son olarak, dengeli bir fotodedektör, polarizasyonun

bu iki dik parçasının yoğunluk farklarını ölçer. Bununla birlikte, bir THz ışınının yokluğunda, ultra hızlı lazer darbesinin doğrusal polarizasyon durumu dairesel hale dönüşür. Yani dairesel polarizasyonun ayrı dik kısımları aynı yoğunluğa sahiptir. Bu durumda, dengeli bir fotodedektör, yoğunluk farkından dolayı bir sinyal üretemez. Bu, bir sinyalin varlığının, lazer darbesinin polarizasyon durumunu değiştirdiği için ortam içinde bir THz darbesinin varlığına bağlı olduğu anlamına gelir. Yukarıda bahsedildiği gibi, polarizasyondaki bu değişiklik, Pockels etkisinden dolayı gelen THz darbesinin elektrik alanı ile orantılıdır. Bu nedenle üretilen sinyal, gelen THz darbesinin elektrik alanıyla orantılı olacaktır.

PCA'larla Terahertz tespiti, THz bulmadan çok farklı değildir. Yapı olarak her iki anten tipi de aynıdır. Ancak, algılama antenlerinde bir voltaj kaynağı yerine elektrotlar bir ampermetreye bağlanır.

Algılamanın arkasındaki fiziksel süreç de farklı değildir. Aslında, üretim sürecinin tersidir. Anten boşluğuna odaklanan ultra hızlı lazer darbesi, yine yarı iletken malzeme içinde elektron-delik (hole) çiftleri üretir. Anten üzerine bir THz darbesi düştüğünde, üretilen taşıyıcılar tekrar ayrılır, ancak bu sefer elektrik alanı, gelen THz ışını nedeniyledir. Bir elektrik alanının varlığı taşıyıcıları hızlandırır ve bu ivme sonucunda THz dalgasının elektrik alanı ile doğru orantılı büyüklükte bir akım üretilir. Gelen bir terahertz ışını yoksa, taşıyıcı çiftler oluşturulsa bile akım üretimi gerçekleşmez. Gelen terahertz ışınının yoğunluğu, üretilen akımın ölçülmesiyle belirlenir (Tani ve ark., 2002).

1.5.3. Terahertz Zaman Alan Spektroskopisi

Fourier transform kızılötesi (FTIR) spektroskopisinin sağladığı tüm avantajlara rağmen, malzemelerin optik özelliklerini belirlemek için faz değişikliklerinin tespiti ve genlik bilgilerinin birlikte elde edilmesi söz konusu olduğunda, FTIR terahertz zaman alanı spektroskopisinin gerisinde kalmaktadır (THz-TDS) (Grishkowsky ve ark., 1990).

Terahertz zaman alanı spektroskopisi (THz-TDS), terahertz emisyon spektroskopisi (TES) ve zamana bağlı terahertz spektroskopisi (TRTS), elektromanyetik spektrumun terahertz bölgesinde üç ana spektroskopi yöntemidir (Baxter ve Guglietta, 2011).

THz-TDS tekniği, malzemelerin terahertz frekanslarında optik karakterizasyonu için daha önce bahsedilen yöntemlerden sıklıkla tercih edilmektedir. Tutarlı bir algılama ile geniş bir frekans aralığı sağlaması tercih edilme nedenlerinden sadece biridir (Zhang, 2002). Bir THz-TDS sisteminde, ultra hızlı mod kilitli bir lazer kaynağı tarafından üretilen bir lazer ışını, THz sinyalinin üretimi ve tespiti için ikiye ayrılır. Zaman örnekleme ve terahertz elektrik alanının genliğinin kaydedilmesiyle, tüm THz dalgası zamanın bir fonksiyonu olarak saptanır. Zaman aralığında örnekli ve örneksiz olmak üzere iki ölçüm frekans alanına aktarıldıktan sonra karşılaştırılır ve sinyal analizi ile gerekli bilgiler elde edilir (Svelto, 2010).

TRTS yöntemi ise statik özellikleri inceleyen THz-TDS'den farklı olarak malzemelerin dinamik özelliklerini araştırmak için kullanılır. Yapısal olarak THz-TDS ve TRTS sistemleri birbirine çok benzer. THz sinyalini üretmek ve algılamak için iki ışın vardır. Tek fark, fotoeksitasyon için kullanılan ek üçüncü lazer ışınıdır. Uyarma işleminden sonra, üçüncü ışın tarafından indüklenen malzemelerde değişiklikler gözlenir.

Son olarak TES yönteminde THz radyasyon kaynağı olarak örnek kullanılır. THz radyasyonu oluşturmak için örnek malzemeye darbeler göndermek için güçlendirilmiş bir lazer kullanılır. Emisyon elde edildikten sonra, yayılan THz dalgasının şekli ve elektrik alanın genliği kaydedilir.

1.5.4. Zaman Alan Terahertz ATR Spektroskopisi

THz-TDS sistemleri, sıvılardan (Arik ve ark., 2014; Jepsen ve Merbold, 2010) yarı iletkenlere (Ulbricht ve ark., 2011) kadar çok çeşitli malzemelerin optik

özelliklerini belirlemek için kullanılmıştır. Bununla birlikte, terahertz frekanslarında sergiledikleri yüksek absorpsiyon nedeniyle polar sıvıları, özellikle suyu ölçmek her zaman zorlu bir görev olmuştur. Biyolojik materyallerin içerdiği yüksek miktardaki su nedeniyle THz bölgesindeki biyolojik araştırmaları da suyun doğru şekilde araştırılamaması yavaşlatmıştır. Ek olarak, sulu çözeltilerin ölçülmesi de aynı nedenle bir problemdir. Bu nedenle, bu zorluğun üstesinden gelmek için özellikle yansıma spektroskopisine dayalı yeni yöntemler düşünülmüştür (Ohta ve Iwamoto, 1985). 2004 yılında, Hirori ve diğerleri tarafından zayıflatılmış toplam yansıma (ATR) spektroskopisi adı verilen yeni bir yöntem önerilmiştir (Hirori ve ark., 2004). THz bölgesinde ve THz spektroskopisinde en öne çıkan tekniklerden biri haline gelmiştir. THz ATR-TDS'nin yeniliğinin yanı sıra elektromanyetik spektrumun THz bölgesinde yüksek absorpsiyon gösteren sıvıların optik karakterizasyonu için en hassas ve etkili yöntem olduğu kanıtlanmıştır (Møller ve ark., 2009).

Bir THz ATR-TDS sistemi, ATR geometrisi ve terahertz spektroskopisinin temellerine göre inşa edilmiştir. Sistemde kullanılan ana alet, THz dalgalarının toplam iç yansıması (TIR) sonucu oluşan geçici bir elektrik alanıdır. TIR elde etmek için genellikle THz frekanslarında yüksek kırılma indisine ve yüksek şeffaflığa sahip bir prizma seçilir. Germanyum ve yüksek dirençli silikon, sırasıyla yaklaşık 3,42 ve yaklaşık 4 kırılma indeksleri ile ATR prizmalarında en çok tercih edilen malzemelerdir. Bununla birlikte, ATR arayüzünde Fresnel kayıplarının artmasına neden olduklarından, nispeten daha yüksek kırılma indislerine sahip malzemelerden kaçınılmalıdır (Nakanishi ve ark., 2012).

1.5.5. Terahertz Radyasyonun Kullanıldığı Alanlar

Terahertz radyasyon ilaç endüstrisinde farmasötik analizlerde, biyolojide protein katlanmasının tespitinde, güvenlik ve savunma sanayisinde, iletişimde, medikal görüntülemede, tıpta onkoloji ve dermatoloji dallarında ve diş hekimliğinde kullanılmaktadır (Fox, 2002; Pawar ve ark., 2013 ve Romero-Torres ve ark., 2005).

1.5.6. Terahertz Radyasyonun Diş Hekimliğinde Kullanımı

Diş taşı veya diş çürüğü en yaygın diş ve dişeti hastalıklarındandır. Diş çürüğü, minerede bir yüzey altı lezyonu oluşturarak ilerler. Lezyon, diş yüzeyinde makroskopik olarak görünür bir bozulma veya hatta mikro boşluk oluşumu olmadan dişlerdeki tabakadaki bir sonraki dokuya, dentine uzanabilir. Diş yüzeyinde görsel özelliklerin olmaması, diş çürüğünün erken tespit edilmesini zorlaştırmaktadır. Çürümeyi tespit etmek için kullanılan kabul edilen yöntemlerden biri olan X-ışınları, çürümeyi durdurmak için mevcut tek yöntem çürüğü temizleme ve dolgu yapmak olduğunda, sorunu nispeten geç bir aşamada ortaya çıkarır. Çürüme yeterince erken tespit edilebilirse, fissür sealing veya remineralizasyon yöntemleri kullanılarak çürüğü temizlemeye gerek kalmadan çürümeyi tersine çevirmek mümkündür.

Terahertz görüntüleme, dişlerdeki farklı doku türlerini ayırt edebilir ve diş çürüğünü tespit edebilir (Kamburoğlu ve ark., 2019; Karagoz ve ark., 2015).

Terahertz görüntüleme, süt dişlerin ve daimi dişlerin karakterizasyonunda da kullanılmıştır (Kamburoğlu ve ark., 2014).

1.6. Histopatoloji

Patoloji ya da patolojik histoloji; hastalıklı dokunun histolojik incelenmesinde uzmanlaşan patoloji dalıdır (Çöloğlu, 2007). Bu özel doku bilimi; organ, doku ve hücrelerde oluşan değişiklikleri, çeşitli yöntemler kullanarak mikroskopta inceler.

1.6.1. Fibromun Histopatolojik Özellikleri

Fibromun mikroskopik incelemesi, çok katlı yassı epitel ile kaplı nodüler bir fibröz bağ dokusu kitlesini gösterir. Bu bağ dokusu genellikle yoğun kollajenize yapıdadır. Lezyon kapsüllü değildir; gelişigüzel yönlere uzanan kalın kollajen

demetlerden oluşur. Bununla birlikte, yüzey ikincil travmadan dolayı hiperkeratoz gösterebilir. En sık epitel yüzeyinin altında olmak üzere dağınık inflamasyon görülebilir. Genellikle bu iltihaplanma kroniktir ve çoğunlukla lenfositler ve plazma hücrelerinden oluşur (Neville ve ark., 2015).

1.6.2. Dev Hücreli Fibrom Histopatolojik Özellikleri

Dev hücreli fibromun mikroskopik incelemesinde, genellikle gevşek bir şekilde düzenlenmiş bir vasküler fibröz bağ dokusu kitlesi izlenir. Ayırt edici özelliği, yüzeysel bağ dokusu içinde çok sayıda büyük, yıldızsı fibroblastların varlığıdır. Bu hücreler birkaç çekirdek içerebilir. Sıklıkla lezyonun yüzeyi çakıl taşına benzer. Örtü epiteli genellikle ince ve atrofiktir, ancak rete sırtları dar ve uzun görünebilir (Neville ve ark., 2015).

1.6.3. Epulis Fissuratumun Histopatolojik Özellikleri

Epulis fissuratum'un histolojisinde fibröz bağ dokusunda hiperplazi mevcuttur. Protezin dokuya çarptığı yerlerde genellikle çoklu kıvrımlar ve oluklar meydana gelir. Üzerini örten epitel sıklıkla hiperparakeratotiktir ve rete sırtlarının düzensiz hiperplazisini gösterir. Bazı durumlarda epitel, inflamatuvar papiller hiperplazi veya psödoepitelyomatöz (psödokarsinomatoz) hiperplazi gösterir. Fokal ülserasyon alanları, özellikle kıvrımlar arasındaki olukların tabanında olağandışı değildir. Değişken bir kronik inflamatuvar infiltrat mevcuttur; bazen eozinofiller içerebilir veya lenfoid foliküller gösterebilir. Örnekte minör tükürük bezleri varsa, genellikle kronik sialadenit gösterirler (Neville ve ark., 2015).

Protezle ilişkili fibroepitelyal polip, tabakalı olarak kaplanmış yoğun fibröz bağ dokusundan oluşan dar bir çekirdeğe sahiptir (Neville ve ark., 2015).

1.6.4. Pyojenik Granülomun Histopatolojik Özellikleri

Pyojenik granülomların histolojisinde, granülasyon dokusuna benzeyen oldukça vasküler bir proliferasyon gösterir. Kırmızı kan hücreleriyle dolu çok sayıda küçük ve büyük endotel kaplı kanal oluşur. Bu damarlar bazen lobüler kümeler halinde düzenlenir; dolayısıyla lobüler kapiller hemanjiyom terimi kullanılır. Yüzey genelde ülseredir. Nötrofiller, plazma hücreleri ve lenfositlerden oluşan karışık bir inflamatuvar hücre infiltratı belirgindir. Nötrofiller en çok ülserli yüzeyin yakınında yaygındır; kronik inflamatuvar hücreler numunede daha derinde bulunur. Daha yaşlı lezyonlar daha fibröz görünüme sahip alanlara sahip olabilir. Aslında, birçok dişeti fibromu muhtemelen fibröz olgunlaşma geçirmiş piyojenik granülomları temsil eder (Neville ve ark., 2015).

1.6.5. Periferik Dev Hücreli Granülomun Histopatolojik Özellikleri

Periferik dev hücreli granülomun histolojisinde, nükleolü belirgin, yuvarlak/oval soluk nükleuslu fibrohistiyositik hücrelerin oluşturduğu sellüler bağ dokusu zemininde çok çekirdekli dev hücrelerin proliferasyonu görülür. Lezyonun tamamında özellikle periferinde karakteristik olarak bol miktarda kanama bulunur ve bu genellikle hemosiderin pigmenti birikimine neden olur (Neville ve ark., 2015).

Yüzeydeki mukoza epiteli, vakaların yaklaşık %50'sinde ülsere olur. Yoğun fibröz bağ dokusundan oluşan bir bölge genellikle dev hücre proliferasyonunu mukozal yüzeyden ayırır. Lezyona komşu akut ve kronik inflamatuvar hücreler inflamatuvar hücrelerin yanısıra reaktif kemik üretimi ve/veya distrofik kalsifikasyon alanları lezyona eşlik edebilir. Reaktif kemik oluşumu veya distrofik kalsifikasyon alanları olağandışı değildir (Neville ve ark., 2015).

1.6.6. Periferal Ossifying Fibromun Histopatolojik Özellikleri

Periferal ossifying fibrom periodontal bağ dokusunun travmaya karşı oluşturduğu reaktif yanıtlardan biridir. Yer yer ülser yüzey mukoza epiteli altında lobüler tarzda gelişim gösteren benign reaktif lezyondur. Lezyon iri nükleuslu fibroblastik sellüler bağ dokusu zemininde irili ufaklı reaktif osteoid/semment üretimi ile karakterizedir (Neville ve ark., 2015).

Kalsifiye yapıların tipi değişkendir ve kemik, semment benzeri materyal veya distrofik kalsifikasyonlardan oluşabilir. Üretilen reaktif kemik genellikle trabeküler yapıdadır, mineralize olamayan osteoid trabekülleri de içerebilir. Distrofik kalsifikasyonlar, daha az sıklıkla, bazofilik semment benzeri materyal ile distrofik kalsifikasyonlar yer alabilir. Bu tür distrofik kalsifikasyonlar erken, ülser lezyonlarda daha yaygındır; daha eski, ülser olmayan örneklerin iyi şekillendirilmiş kemik veya semment gösterme olasılığı daha yüksektir. Bazı durumlarda, genellikle reaktif kalsifiye yapıların yanı sıra çok çekirdekli dev hücreler bulunabilir (Neville ve ark., 2015).

1.6.7. Pleomorfik Adenomun Histopatolojik Özellikleri

Pleomorfik adenom tipik olarak iyi sınırlı, kapsüllü bir tümördür. Bununla birlikte, kapsül olmayabilir veya tümör hücreleri tarafından atake olabilir. Bu tam kapsül eksikliği, özellikle epitel yüzeyinin altındaki palatal tümörlerin yüzeysel yönü boyunca, minör tükürük bez tümörleri için daha yaygındır. Tümör, mezenşim benzeri bir arka plan içinde glandüler epitel ve miyoepitelyal hücrelerin bir karışımından oluşur. Epitel elemanlarının ve mezenşim benzeri bileşenin oranı, farklı tümörler arasında oldukça değişkendir. Bazı tümörler neredeyse tamamen arka plan “stromadan” oluşabilir. Diğerleri, çok az arka plan değişikliği ve hücrelidir. Epiteli genellikle kanallar ve kistik yapılar oluşturur veya epitel adalar, hücre tabakaları olarak görülebilir. Keratinize skuamöz hücreler ve mukus üreten hücreler de görülebilir. Miyoepitelyal hücreler genellikle tümör hücrelerinin büyük bir yüzdesini oluşturur ve bazen köşeli veya iğsi görünen değişken bir morfolojiye sahiptir. Bazı miyoepitelyal

hücreler yuvarlaktır ve eksantrik bir çekirdek ve eozinofilik hyalinize sitoplazma gösterir, böylece plazma hücrelerine benzer. Bu karakteristik plazmasitoid miyoepitelyal hücreler, minör bezlerde ortaya çıkan tümörlerde daha belirgindir. Oldukça karakteristik "stromal" değişikliklerin miyoepitelyal hücreler tarafından üretildiğine inanılmaktadır. Tümör hücreleri arasında geniş bir mukoid materyal birikimi meydana gelebilir ve bu da miksomatoz bir arka plana neden olur. Bu bölgelerdeki hücrelerin vakuolar dejenerasyonu, kondroid görünümüne neden olabilir. Birçok tümörde stroma; eozinofilik, hyalinize değişim alanları sergiler. Bazen yağ veya osteoid de görülür (Neville ve ark., 2015).

Bu tez çalışmasında Terahertz ışınları ile iki boyutlu ve üç boyutlu görüntülenen dokuların; ölçümleri ve karakteristik özellikleri, histopatoloji altın standart kabul edilerek, ultrasonografi ile elde edilen görüntülerin ölçümleri ve karakteristik özellikleri ile karşılaştırılması amaçlanmaktadır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 36290600/99 sayılı kararı ile onay alındıktan sonra, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'na başvuran, biyopsi endikasyonu olan hastalardan onam formları alınarak, hastalar çalışmaya dahil edildi. (TÜBİTAK 1001 Proje No:119S623)

2.1. Gönüllü Hastaların Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

18- 65 yaş aralığında, kadın ve erkek hastalardan oluşan 250 hasta

Çalışmaya oral mukozada sık görülen, cerrahi olarak çıkarılma endikasyonu bulunan 0,5 cm'den büyük, reaktif oral mukozal lezyonlar (pyojenik granülom, periferik dev hücreli granülom, periferik ossifying fibrom vb) ve tükürük bezi benign tümörüne (pleomorfik adenom) ait 250 doku örneği

14 günden daha uzun süre devam eden lezyonlar

2.2. Gönüllü Hastaların Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri

Sistemik hastalığı bulunan hastalar

İleri cerrahi gerektiren lezyonlar

Koopere olmayan hastalar

2.3. Ultrasonografi ile Hastaların Oral Lezyonlarının Görüntülenmesi

Reaktif oral mukozal lezyonlar (fibrom, epulis fissuratum, periferik dev hücreli granülom, periferik ossifying fibrom, pyojenik granülom) ve benign tükürük bezi tümörü (pleomorfik adenom) ön tanısı alan ve cerrahi olarak biyopsi endikasyonu bulunan oral lezyonlara sahip hastalardan ultrasonografi görüntüleri elde edildi. Kullanılan ultrasonografi cihazı Siemens Acuson s2000 (Siemens, Münih, Almanya) ve kullanılan problar 9L4 lineer prob, 18L6 HD prob ve 14L5SP Hockey sopası problardır. Problara bol ultrason jeli sürüldükten sonra problar nitril eldiven ile kaplanarak hijyen sağlandı. Görüntüler bir araştırmacı tarafından alındı ve değerlendirildi. Problar dokulara 90 derecelik açı ile yerleştirilerek görüntüler alındı. Horizontal düzlemde ve longitudinal düzlemde görüntüler alındı. Prob pozisyonu sürekli değiştirilerek bölgelerin yeterli kalitede görüntüleri elde edildi. Ultrason ile lezyonlar; düzgün sınırlı, düzensiz sınırlı, hiperekoik (daha parlak, daha açık tonlar), hipoekoik (daha az parlak, daha koyu), anekoik (ekolusen), izoekoik (benzer parlaklıkta), periferik halo varlığı (nodül çevresinde hipoekoik/aneikoik bir hat şeklinde çizgilenme), homojen, heterojen, internal vaskülarite (az, orta, yüksek) varlığı/yokluğu ve periferik vaskülarite (düşük, orta, yüksek) varlığı/yokluğu gibi özellikleri göz önünde bulundurularak kayıt altına alındı.

Kullanılan cihaz ve problar aşağıda gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Siemens Acuson s2000 ultrasonografi cihazı



Şekil 2.2. Sırasıyla 9L4 lineer prob, 18L6 HD prob, 14L5SP Hockey Sopası Prob

Her hasta dokusu farklılık gösterdiği için ve farklı problemler kullanıldığı için hastaların ultrasonografi görüntüleri alınırken ultrasonografi parametreleri değiştirildi.

2.4. Eksizyonel Biyopsi Prosedürü

Biyopsi; bir araştırmacı tarafından yapıldı.

Hastaya yazılı ve sözlü bilgi verildi ve aydınlatılmış onam formu imzalatılarak alındı. Lezyonun periferine lokal anestezi ajanı (adrenalinli lidokain) enjekte edildi. Adrenalinin damar büzme etkisini göstermesi için 15-20 dakika beklendi. Biyopsi yapılacak alan antiseptik solüsyon ile silindi. Ardından lezyon periferinde 2 mm sağlıklı doku kalacak şekilde bistüri ile total eksize edildi. Kanama kontrolü sağlandı. Yara kenarları 4-0 ipek sütür ile dikilerek primer olarak kapatıldı. Yara bölgesi izotonik ile yıkanıp kurulandı. Steril gazlı bezle yara bölgesi geçici olarak kapatıldı, hastaya işlem yapıldıktan yarım saat sonra gazlı bezi atması söylendi. İşlemden bir hafta sonra sütürlerin alınması için ve yara iyileşmesinin takibi için hasta kliniğe çağırıldı.

2.5. Histopatolojide Hastalardan Elde Edilen Doku Örneklerinin Hazırlanması

Biyopsi endikasyonu konan hastalara eksizyonel biyopsi prosedürü uygulandıktan sonra elde edilen biyopsi spesimenleri Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Patoloji Bölümü'nde makroskopik olarak ölçüldükten sonra, Terahertz sisteminin odak çapına uygun olacak şekilde 5mm çapında ve yükseklikleri değişen küçük dokular olarak hazırlandı. Düz Punch doku biyopsi el aleti (Leo surgical instruments) kullanıldı.



Şekil 2.3. Eksize edilen biyopsi spesimeninin makroskopik görünümü



Şekil 2.4. Doku Punch el aleti kiti



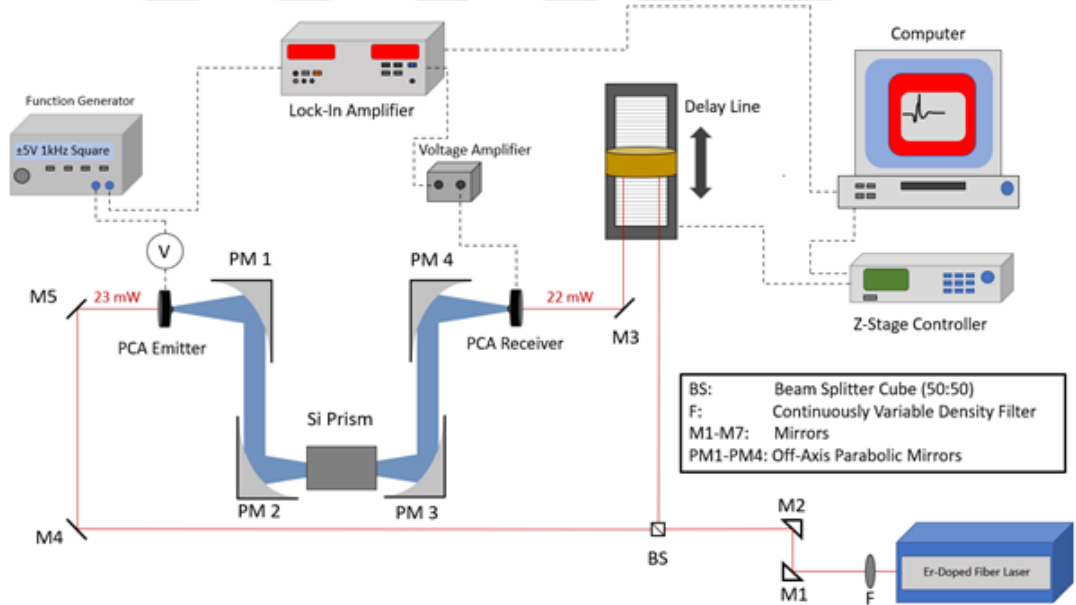
Şekil 2.5. 5mm çapında, punch el aleti ile alınan biyopsi spesimeni örneği

Ayrılan 5 mm çapındaki biyopsi spesimenleri %10'luk tamponlu formaldehit içinde, küçük tüplerde, oda sıcaklığında muhafaza edildi.

2.6. Terahertz Işınları ile Küçük Dokuların Görüntülenmesi

Fikse edilen dokular Orta Doğu Teknik Üniversitesi Fizik Bölümü Terahertz Laboratuvarı'nda Prof. Dr. Hakan Altan tarafından kurulan 1560nm merkez dalga boylu InGaAs temeline dayalı foto iletken anten (FİA) yapıları sayesinde Erbiyum destekli ATR THz – TDS sistemi ile görüntülendi. Lazerden elde edilen 89.2 MHz puls treni ve yaklaşık puls başına 280fs puls süresi ile THz sistemi tasarlandı. Sistem bant genişliği 30dB SNR için 1.1 THz olarak belirlendi.

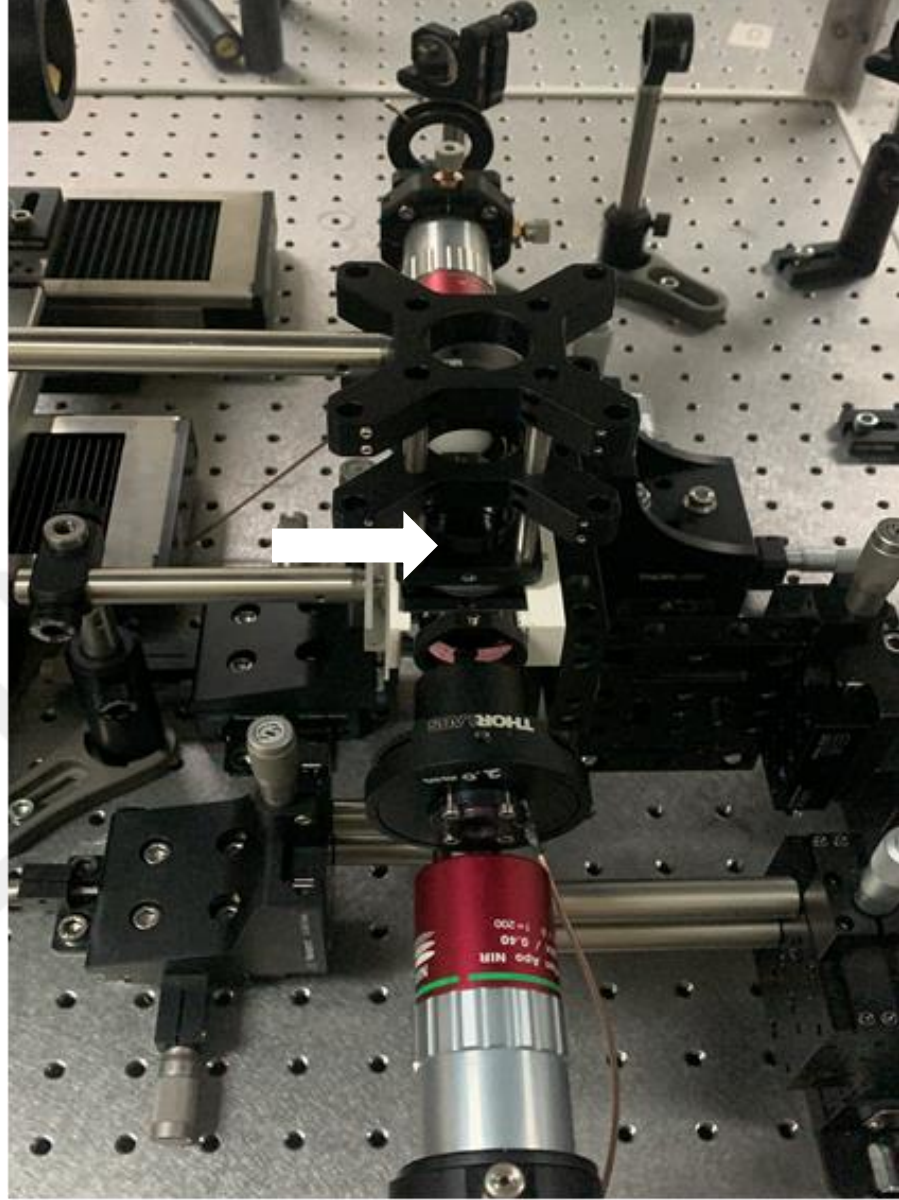
Aşağıda; kurulan ATR THz – TDS sistemi gösterilmiştir.



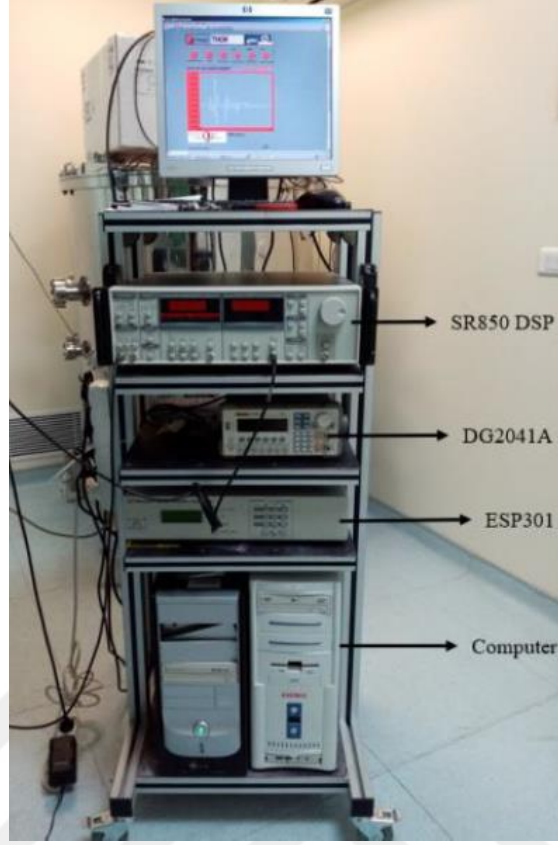
Şekil 2.6. ATR THz – TDS sisteminin şeması



Şekil 2.7. EDFL lazer destekli THz ölçüm sistemi: Doku hareketini THz ışın odağı etrafında sağlayan özel bir kızak sistemi mevcuttur.



Şekil 2.8. EDFL lazer destekli THz ölçüm sistemi. Beyaz ok ile gösterilen kısım doku örneklerini üzerine koyduğumuz Silisyum prizmadır.



Şekil 2.9. Veri Toplama

Lazerin ürettiği düşük güçlü pulslar osiloskoptan (RIGOL) dalga olarak izlendi. Dijital spektral analizörde logaritmik skalada gücün maksimum/iki'deki dalga boyu genişliği 44-45 nanometre olarak ayarlandı. Havadaki nem, nem kontrol cihazı ile ölçüldü, %15'in altına ayarlandı. Bilgisayarda veri işleyen LabView programı kullanıldı. EDFL lazer aktif hale getirildi. Lazer parabolik aynalara çarparak havadaki nemi arındıran kutu içindeki optik sisteme geçiş yapacak şekilde çalıştırıldı. Güç metre ile lazerin gücü ölçüldü. *Lock-in Amplifier*'da (Stanford Research Systems SR850 DSP) kendi içinde oluşturulan salınımına göre sinyaldeki salınım ölçüldü. Fonksiyon üreticinin (DG2041A) Terahertz ışını üretmek için antene gerilim uygulaması sağlandı. Hareket kontrolünü sağlayan cihazda (Newport ESP301) parametreler ayarlandı. Terahertz ışınları ile görüntüleme yapıldıktan sonra bilgisayarda LabView programında işlenen veriler görsel olarak sunuldu.

Veriler Matlab programı kullanılarak zaman aralığında 3 boyutlu hale getirildi. Küçük dokuların en düşük transmisyon özellikleri ve doku çapları hesaplandı.

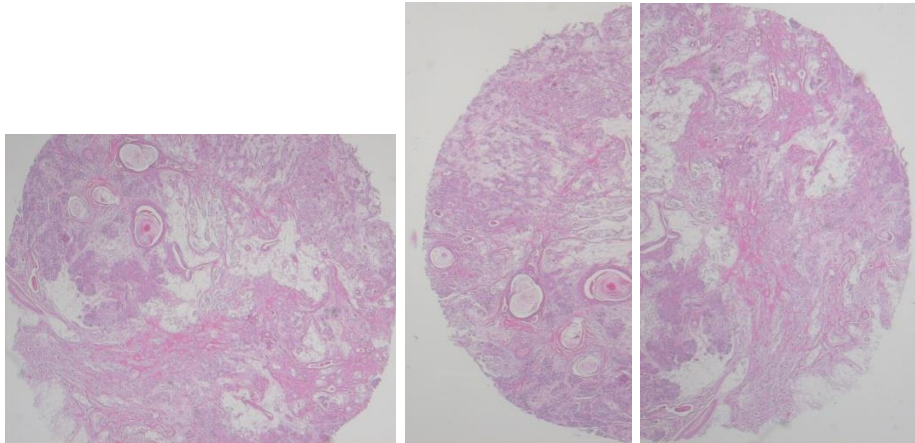
2.7. Ultrasonografi ile Küçük Dokuların Görüntülenmesi

Terahertz ışınları ile görüntülemenin ardından dokular; siman camı üzerinde, aynı ultrasonografi cihazında, 14L5SP hokey sopası prob bol ultrason jeli ile kaplandıktan sonra nitril eldiven ile hijyen sağlanarak görüntülendi ve en dar ile en geniş çap ölçümleri yapıldı.

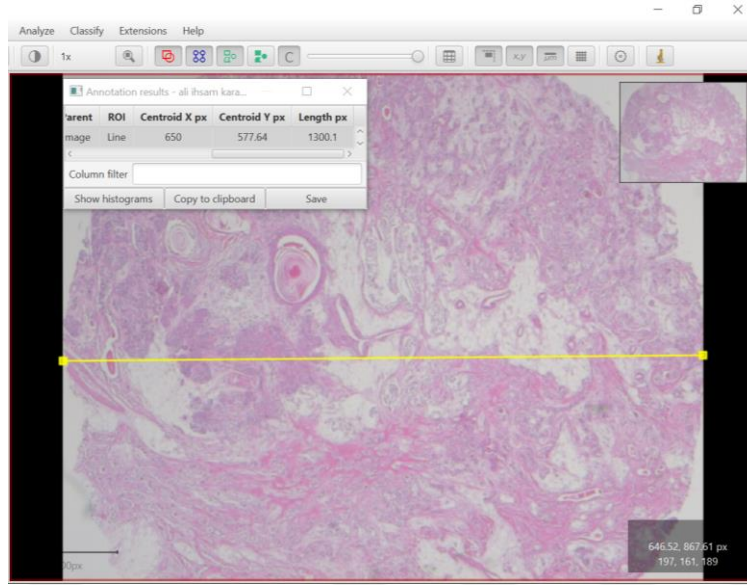
2.8. Histopatoloji ile Küçük Dokuların Görüntülenmesi

Dokular %10'luk tamponlanmış formaldehit ile fikse edildi. Doku takibi yapıldı (sırasıyla formol, alkol, ksilen, parafin). Doku gömme işlemi yapıldı (dokunun içinde olduğu parafin bloklar hazırlandı). Mikrotom ile 3-5 mikrometre kalınlığında ince kesitler alındı. Dokular hematoksilin eozin ile boyandı. Işık mikroskopunda X2 büyütmede dokular görüntülendi.

Dokular ışık mikroskobu ile uyumlu çalışan Leica QWin programı kullanılarak fotoğraflandı. Fotoğraflanan dokuların ölçümleri Qu-Path programında yapıldı.



Şekil 2.10. Leica QWin programı ile fotoğraflanan pleomorfik adenom görüntüsü



Şekil 2.11. Qu-Path programı ile ölçülen pleomorfik adenom dokusunun en dar çapına ait pixel ölçüsü

Görüntü pixel olarak hesaplanmış ve kullanılan program ve lensin özelliğine göre ilgili katsayı ile pixel sayısı çarpılarak mm cinsinden ölçümler yapılmıştır.

İstatistiksel analizler SPSS (IBM SPSS Statistics 24) adlı paket program kullanılarak yapılmıştır. Bulguların yorumlanmasında frekans çizelgeleri ve tanımlayıcı istatistikler kullanılmıştır.

2.9. İstatistiksel Yöntem

Normal dağılıma uygun ölçüm değerleri için parametrik yöntemler kullanılmıştır. Parametrik yöntemlere uygun şekilde, iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında *Paired-Sample* test (t-Çizelge değeri); üç veya daha fazla bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında *Repeated Measures* test (F-Çizelge değeri); üç veya daha fazla bağımsız grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “ANOVA” test (F-Çizelge değeri) yöntemi kullanılmıştır.

Normal dağılıma uygun olmayan ölçüm değerleri için parametrik olmayan yöntemler kullanılmıştır. Parametrik olmayan yöntemlere uygun şekilde, iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Wilcoxon” test (Z-Çizelge değeri); üç veya daha fazla bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Friedman” test (χ^2 -Çizelge değeri); üç veya daha fazla bağımsız grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Kruskal-Wallis H” test (χ^2 -Çizelge değeri) yöntemi kullanılmıştır.

İki nitel değişkenin birbiriyle ilişkilerinin incelenmesinde “Pearson- χ^2 ” çapraz çizelgeleri kullanılmıştır.



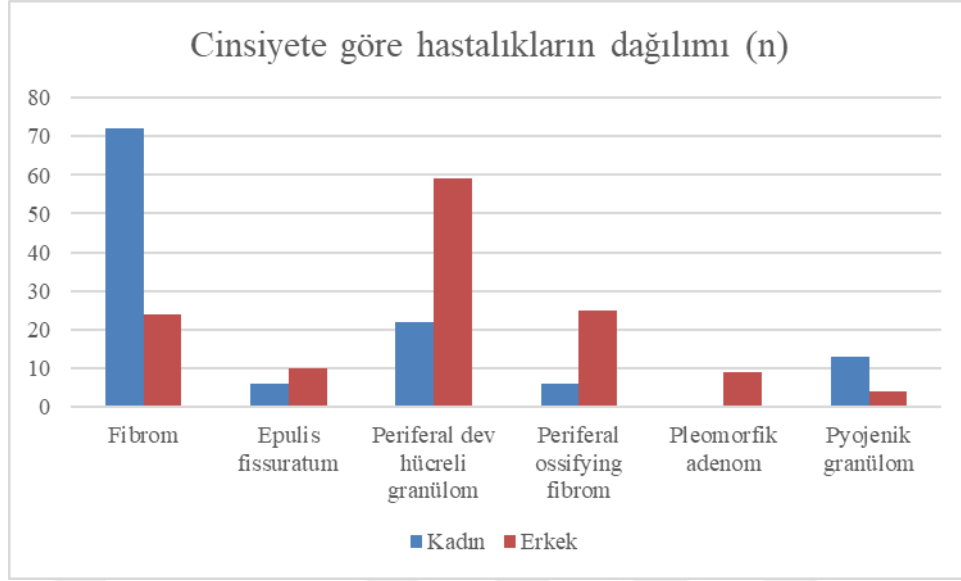
3. BULGULAR

3.1. Hastaların Demografik Değerleri

Çizelge 3.1. Cinsiyet ile hastalıklar arasındaki ilişkilerin incelenmesi

Hastalık	Cinsiyet	Kadın (n=119)		Erkek (n=131)		Toplam (N=250)		İstatistiksel analiz* Olasılık
		n	%	n	%	n	%	
Fibrom		72	60,5	24	18,3	96	38,4	$\chi^2=66,889$ p=0,000
Epulis fissuratum		6	5,0	10	7,6	16	6,4	
Periferal dev hücreli granülom		22	18,5	59	45,0	81	32,4	
Periferal ossifying fibrom		6	5,0	25	19,1	31	12,4	
Pleomorfik adenom		-	-	9	6,9	9	3,6	
Pyojenik granülom		13	11,0	4	3,1	17	6,8	

Cinsiyet ile hastalıklar arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki tespit edilmiştir ($\chi^2=66,889$; $p=0,000$). 72 kadının (%60,5) fibrom oral mukozal lezyona sahip olduğu, 59 erkeğin ise (%45,0) periferal dev hücreli granülom oral mukozal lezyona sahip olduğu belirlenmiştir. Kadınların ağırlıklı olarak fibrom oral mukozal lezyona sahip olduğu, erkeklerin ise ağırlıklı olarak periferal dev hücreli granülom oral mukozal lezyona sahip olduğu belirlenmiştir. Fibrom ve pyojenik granülom oral mukozal lezyonlara sahip olanların ağırlıklı olarak kadın olduğu; epulis fissuratum, periferal dev hücreli granülom, periferal ossifying fibrom ve pleomorfik adenom lezyonlarına sahip olanların ağırlıklı olarak erkek olduğu belirlenmiştir.



Şekil 3.1. Cinsiyete göre hastalıkların dağılımı

Cinsiyete göre hastalıkların dağılımı şekilde verilmiştir.

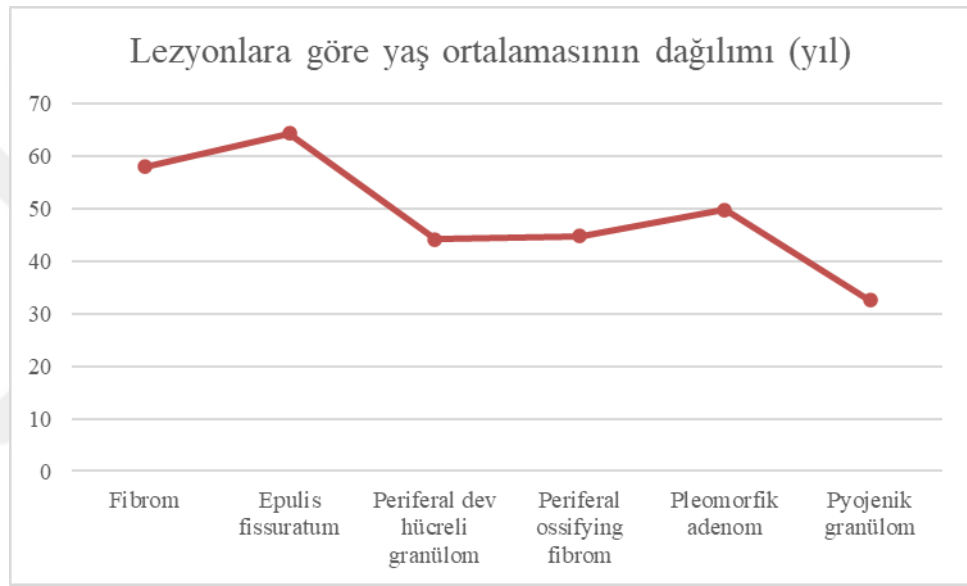
Çizelge 3.2. Hastalıklara göre yaşların (yıl) karşılaştırılması

Hastalık	n	Yaş (yıl)		İstatistiksel analiz* Olasılık
		$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	
Fibrom ⁽¹⁾	96	58,01±11,98	63,0 [23,0-65,0]	$\chi^2=81,964$ p=0,000 [1,2,3,4-6] [1-3,4] [2-3,4]
Epulis fissuratum ⁽²⁾	16	64,38±1,19	65,0 [62,0-65,0]	
Periferal dev hücreli granülom ⁽³⁾	81	44,14±16,02	50,0 [18,0-65,0]	
Periferal ossifying fibrom ⁽⁴⁾	31	44,80±8,67	48,0 [14,0-55,0]	
Pleomorfik adenom ⁽⁵⁾	9	49,86±17,69	52,0 [24,0-65,0]	
Pyojenik granülom ⁽⁶⁾	17	32,62±9,96	39,0 [21,0-48,0]	

*Normal dağılıma sahip olmayan verilerde üç veya daha fazla bağımsız grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Kruskal-Wallis H” test (χ^2 -Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır.

Hastalıklara göre yaşlar (yıl) açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=81,964$; p=0,000). Anlamlı farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırmalar sonucunda;

Fibrom, epulis fissuratum, periferik dev hücreli granülom ve periferik ossifying fibrom oral mukozal lezyonlara sahip olanların yaşları (yıl), pyojenik granülom oral mukozal lezyonlara sahip olanlara göre anlamlı düzeyde daha yüksektir. Aynı şekilde, Fibrom oral mukozal lezyona sahip olanların yaşları (yıl), periferik dev hücreli granülom ve periferik ossifying fibrom oral mukozal lezyonlara sahip olanlara göre anlamlı düzeyde daha yüksektir. Bunlara ek olarak, epulis fissuratum oral mukozal lezyona sahip olanların yaşları (yıl), periferik dev hücreli granülom ve periferik ossifying fibrom oral mukozal lezyonlara sahip olanlara göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

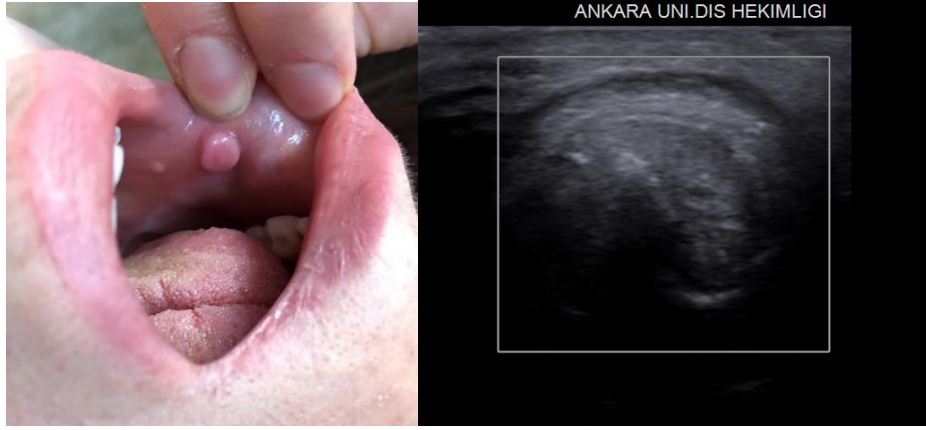


Şekil 3.2. Lezyonlara göre yaş (yıl) ortalamalarının dağılımı

Lezyonlara göre yaş (yıl) ortalamalarının dağılımı şekilde verilmiştir.

3.2. Ultrasonografi ile Hastaların Oral Mukozal Lezyonlarının Klinik ve Ultrason Şekil Bulguları

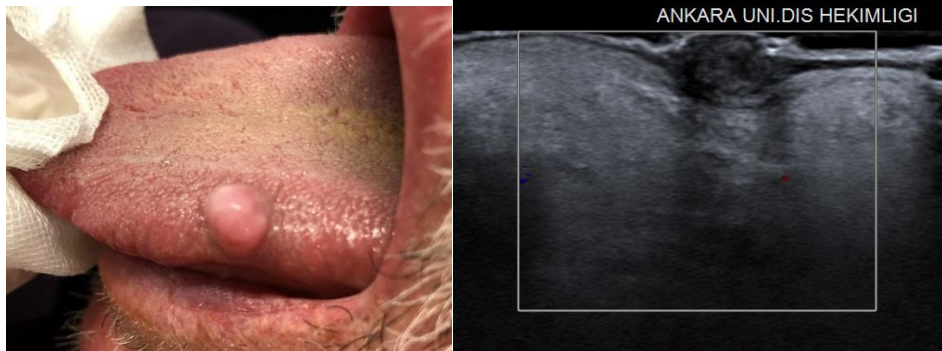
Aşağıda sırasıyla reaktif oral mukozal lezyonların ve benign tükürük bezi tümörü olan pleomorfik adenomun ağız içi görüntüleri ve ultrason şekil görüntüleri gösterilmiştir; klinik bulgular ve ultrason şekil bulguları açıklanmıştır.



Şekil 3.3. Fibromun ağız içi görüntüsü ve 9L4 lineer prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Fibromunun bu hastada görülen özellikleri; kadın hastada, tekrarlayan travmaya bağlı olarak gelişen, bukkal mukozanın komissuraya yakın bölgesinde, geniş tabanlı, pembe, yumuşak, nodüler nonblisterform eleve lezyon.

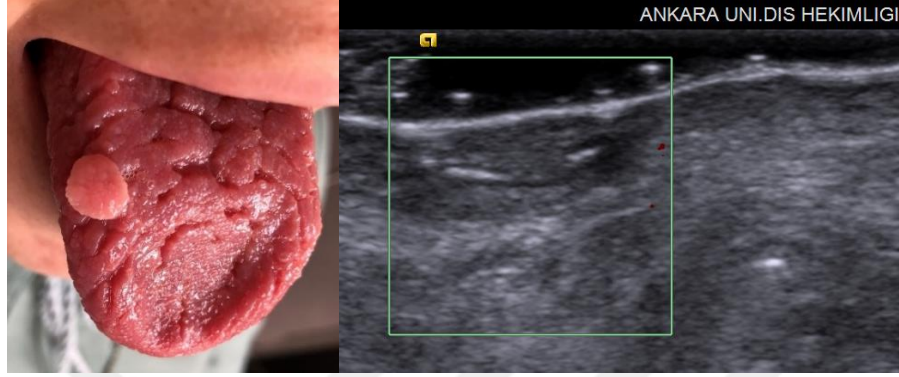
Fibromunun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; vaskülarite izlenmeyen, periferik haloya sahip, belirgin marjinlerle birlikte heterojen hiperekojenite gösteren nodül.



Şekil 3.4. Fibromun ağız içi görüntüsü ve 18L6 HD prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Fibromunun bu hastada görülen özellikleri; erkek hastada, tekrarlayan travmaya bağlı olarak gelişen, dilin dorsolateralinde, geniş tabanlı, pembe, yumuşak, nodüler nonblisterform eleve lezyon.

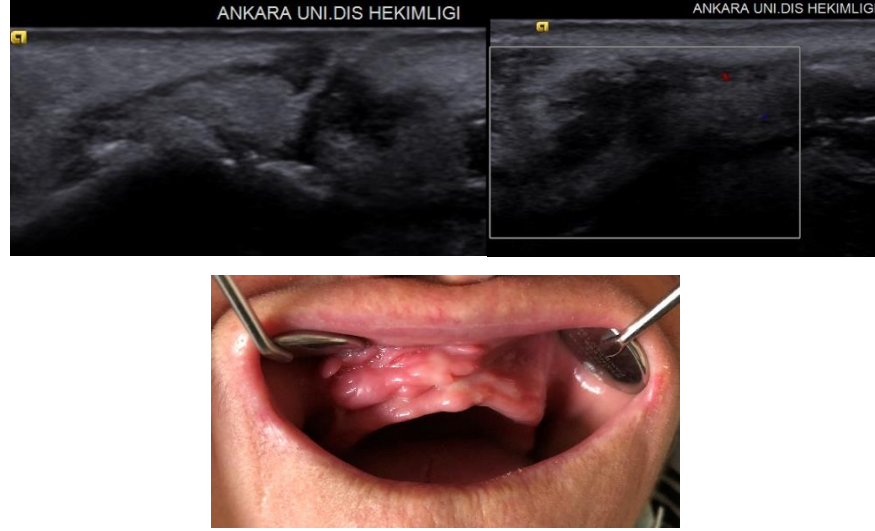
Fibromunun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; vaskülarite izlenmeyen, belirgin marjinlerle birlikte zayıf posterior akustik gölgesi olan heterojen hipoekoik nodül.



Şekil 3.5. Fibromun ağız içi görüntüsü ve 14L5SP hokey sopası prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Fibromunun bu hastada görülen özellikleri; kadın hastada, tekrarlayan travmaya bağlı olarak gelişen, dilin dorsalinde, saplı, pembe, yumuşak, nodüler nonblisterform eleve lezyon.

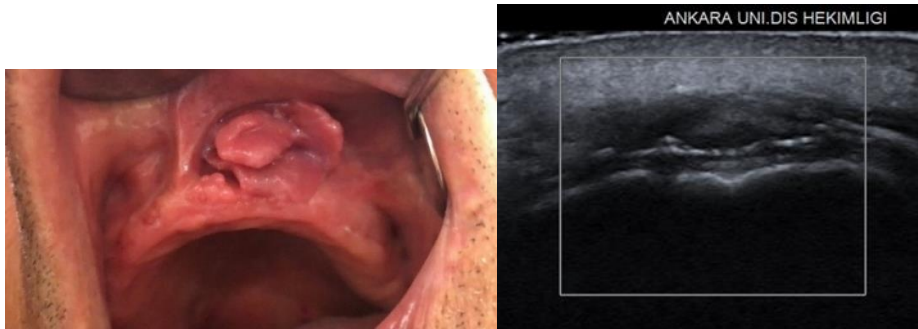
Fibromunun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; vaskülarite izlenmeyen, hiperekoik belirgin marjinlerle birlikte dil kasları ile izoekoik görüntü veren nodül.



Şekil 3.6. Epulis fissuratumun ağız içi görüntüsü ve 9L4 lineer prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Epulis fissuratumun bu hastada görülen özellikleri; kadın hastada, tam oturmayan total protez kenarı kaynaklı, sağ maksiller vestibülde, çok kıvrımlı, pembeden kırmızıya, ağrısız, yumuşak, reaktif büyüme.

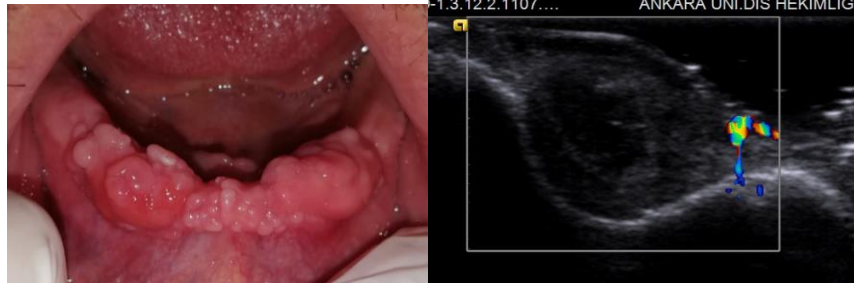
Epulis fissuratumun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; düzensiz marjinleri olan, çevre yağ dokusuna göre izoekoik, periferinde zayıf vaskülarite gösteren reaktif büyüme.



Şekil 3.7. Epulis fissuratumun ağız içi görüntüsü ve 18L6 HD prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Epulis fissuratumun bu hastada görülen özellikleri; erkek hastada, uygun olmayan total protez kenarı kaynaklı, sol maksiller vestibülde, çoklu yaprak görünümünde, pembe, ağrısız, yumuşak reaktif büyüme.

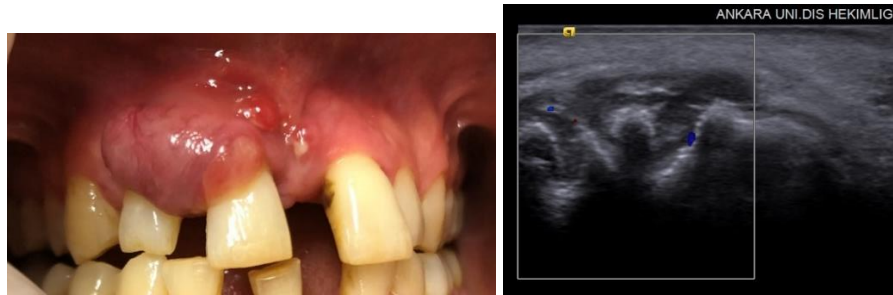
Epulis fissuratumun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; düzensiz marjinleri olan, heterojen ekojenite gösteren, hipoekoik, vaskülarite göstermeyen reaktif büyüme.



Şekil 3.8. Epulis fissuratumun ağız içi görüntüsü ve 14L5SP hokey sopası prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Epulis fissuratumun bu hastada görülen özellikleri; erkek hastada, uygun olmayan total protez kaynaklı, mandibulada alveoler kretten vestibüle uzanan, çoklu nodüler, pembeden kırmızıya, ağrısız, yumuşak, reaktif büyüme.

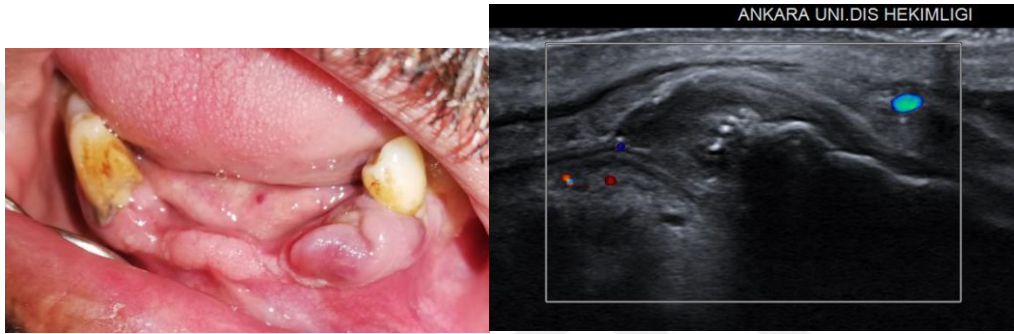
Epulis fissuratumun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; hiperekoik düzenli belirgin marjinleri olan, hipoekoik, periferinde zayıf vaskülarite gösteren, heterojen ekojenitede nodüler lezyon.



Şekil 3.9. Periferik dev hücreli granülomun ağız içi görüntüsü ve 9L4 lineer prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Periferal dev hücreli granülomun bu hastada görülen özellikleri; kadın hastada, yetersiz ağız hijyenine bağlı olarak tetiklenen, sağ maksiller santral ve lateral dişlerin interproksimalinden başlayıp vestibüle uzanan, geniş tabanlı, nodüler, kırmızıdan mavi mora değişen renkte, sert reaktif lezyon.

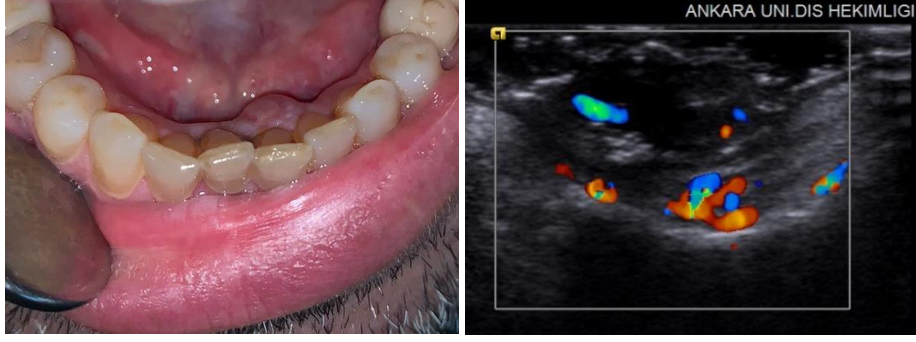
Periferal dev hücreli granülomun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; düzenli hipoeoik marjinleri olan, periferinde zayıf vaskülarite gösteren, heterojen ekojeniteye sahip nodül.



Şekil 3.10. Periferal dev hücreli granülomun ağız içi görüntüsü ve 18L6 HD prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Periferal dev hücreli granülomun klinik özellikleri; erkek hastada, sol premolar dişin mesialinde, vestibüle uzanan, geniş tabanlı, kırmızıdan pembeye değişen renkte, sert reaktif nodüler lezyon.

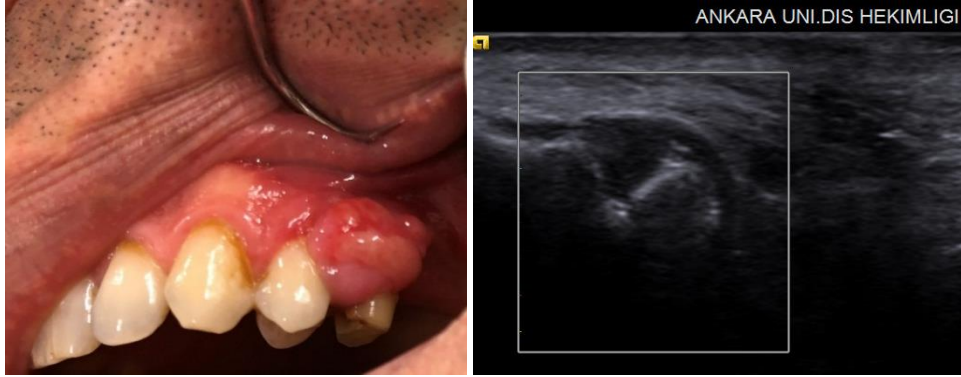
Periferal dev hücreli granülomun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; düzenli hiperekoik marjinleri olan, periferinde zayıf vaskülarite gösteren, heterojen ekojeniteye sahip nodül.



Şekil 3.11. Periferel dev hücreli granüloomun ağız içi görüntüsü ve 14L5SP hokey sopası prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Periferel dev hücreli granüloomun bu hastada görülen klinik özellikleri; erkek hastada, sol mandibular anterior dişlerin lingualinde, geniş tabanlı, pembe ve beyaz renklende, sert, reaktif nodüler lezyon.

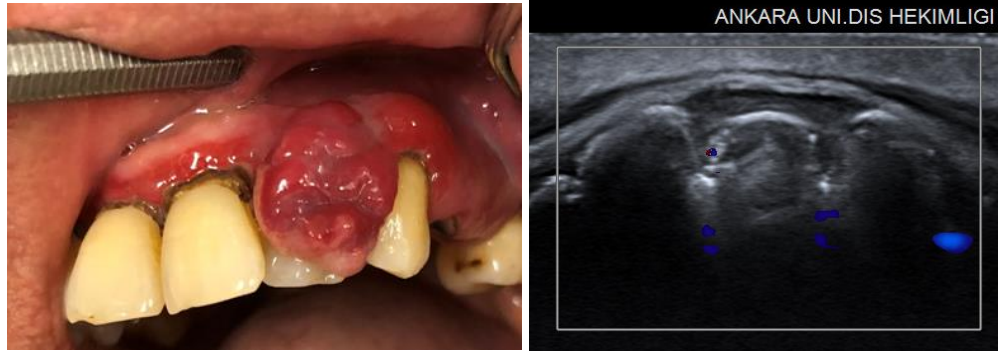
Periferel dev hücreli granüloomun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; düzenli ve düzensiz hiperekoik marjınları olan, periferinde orta vaskülarite gösteren, düşük internal vaskülarite gösteren, heterojen ekojeniteye sahip nodül.



Şekil 3.12. Pyojenik granüloomun ağız içi görüntüsü ve 9L4 lineer prob ile gri skala doppler ultrason şekil görüntüsü

Pyojenik granüloomun bu hastada görülen özellikleri; erkek hastada, sol maksiller birinci premolar ve ikinci premolar dişin interproksimalinden başlayıp vestibüle uzanan, geniş tabanlı, pembe ve kırmızı renklende, yumuşak, reaktif nodüler lezyon.

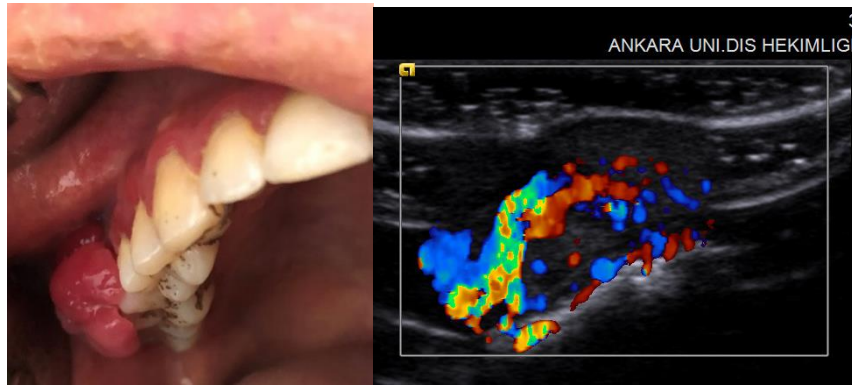
Pyojenik granülomun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; düzenli hiperekoik marjinleri olan, vaskülarite göstermeyen, hipoekoik nodül.



Şekil 3.13. Pyojenik granülomun ağız içi görüntüsü ve 18L6 HD prob ile gri skala Doppler ultrason şekil görüntüsü

Pyojenik granülomun bu hastada görülen özellikleri; erkek hastada, sol maksiller lateral dişin vestibülünde, saplı, kırmızı renkte, yumuşak, kanamaya yatkın, reaktif nodüler lezyon.

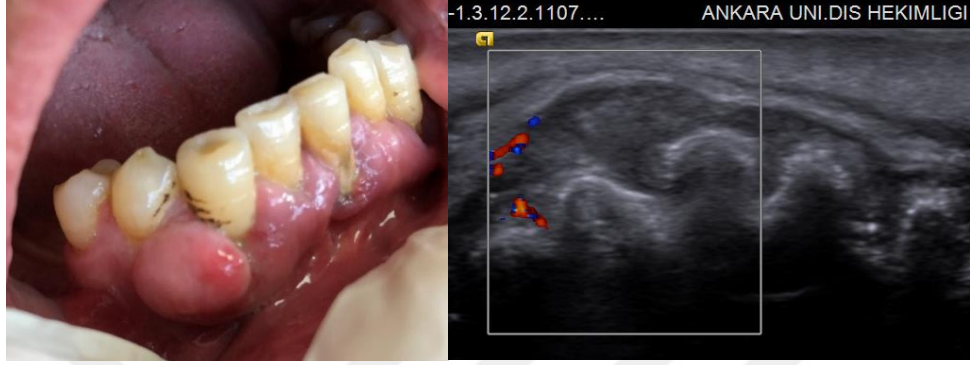
Pyojenik granülomun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; düzenli hiperekoik marjinleri olan, sap kısmında düşük vaskülarite gösteren, heterojen ekojenitede nodül.



Şekil 3.14. Pyojenik granülomun ağız içi görüntüsü ve 14L5SP hokey sopası prob ile gri skala Doppler ultrason şekil görüntüsü

Pyojenik granülomun bu hastada görülen özellikleri; kadın hastada, sağ maksiller molar dişin bukkalinde, saplı, kırmızı renkte, yumuşak, kanamaya yatkın, reaktif nodüler lezyon.

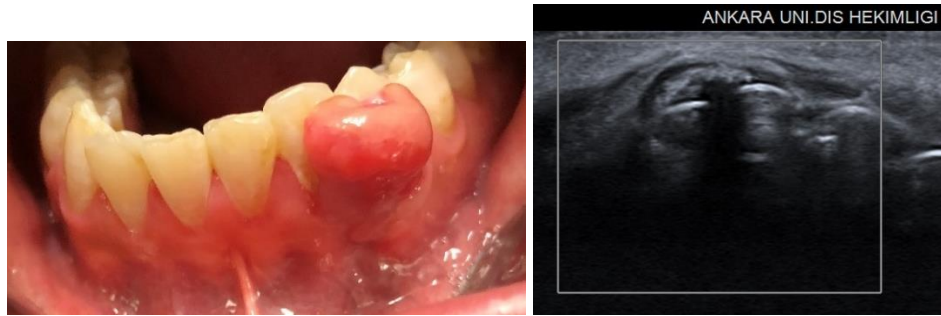
Pyojenik granülomun ultrason şekil özellikleri; düzenli hiperekoik marjinleri olan, periferinde ve internalinde yüksek vaskülarite gösteren (özellikle sap kısmında), heterojen ekojenitede nodül.



Şekil 3.15. Periferel ossifying fibromun ağız içi görüntüsü ve 9L4 lineer prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Periferel ossifying fibromun bu hastada görülen özellikleri; erkek hastada, sağ mandibular kanin ve birinci premolar dişin interproksimalinden başlayıp vestibule uzanan, geniş tabanlı, pembe ve beyaz renklerde, sert, reaktif nodüler lezyon.

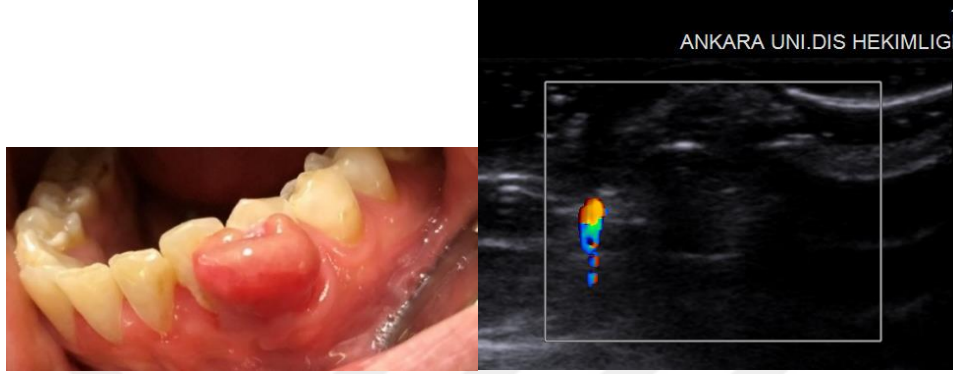
Periferel ossifying fibromun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; düzenli hiperekoik marjinleri olan, periferinde düşük vaskülarite gösteren, yağ dokusu ile izoekoik nodül.



Şekil 3.16. Periferel ossifying fibromun ağız içi görüntüsü ve 18L6 HD prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Periferel ossifying fibromun bu hastada görülen özellikleri; kadın hastada, sol mandibular kanin ve birinci premolar dişin interproksimalinden başlayıp vestibule uzanan, geniş tabanlı, pembe ve beyaz renklerde, sert, reaktif nodüler lezyon.

Periferal ossifying fibromun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; düzenli hiperekoik marjinleri olan, vaskülarite göstermeyen, periferik haloya sahip, akustik gölgelenme içeren nodül.



Şekil 3.17. Periferal ossifying fibromun ağız içi görüntüsü ve 14L5SP hokey sopası prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Periferal ossifying fibromun bu hastada görülen özellikleri; kadın hastada, sol mandibular kanin ve birinci premolar dişin interproksimalinden başlayıp vestibule uzanan, geniş tabanlı, pembe ve beyaz renklerde, sert, reaktif nodüler lezyon.

Periferal ossifying fibromun bu hastada görülen ultrason şekil özellikleri; düzenli hiperekoik marjinleri olan, vaskülarite göstermeyen, periferik haloya sahip, akustik gölgelenme içeren nodül.



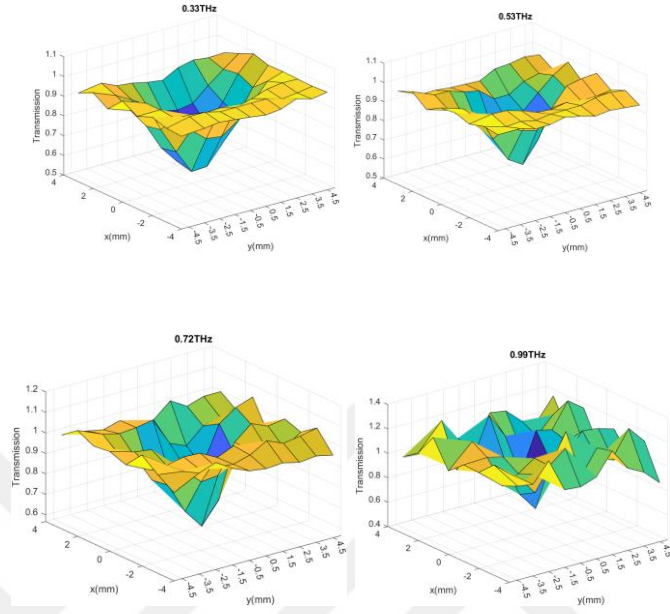
Şekil 3.18. Pleomorfik adenom ağız içi görüntüsü ve 14L5SP hokey sopası prob ile gri skala renkli Doppler ultrason şekil görüntüsü

Pleomorfik adenomun bu hastada görülen klinik özellikleri; erkek hastada, sağ maksiller molar dişlerin palatinalinde, minor tükütük bezlerinden gelişen, yavaş büyüyen, ağrısız, solid kitle.

Pleomorfik adenomun bu hastada görülen ultrason şekil görüntüsü; belirgin hiperekojenik düzenli sınırlar ile düşük internal vasküler iç paterne sahip, periferalde orta vaskülerite gösteren, posterior akustik güçlenme varlığı tespit edilen benign tükürük bezi tümörü.

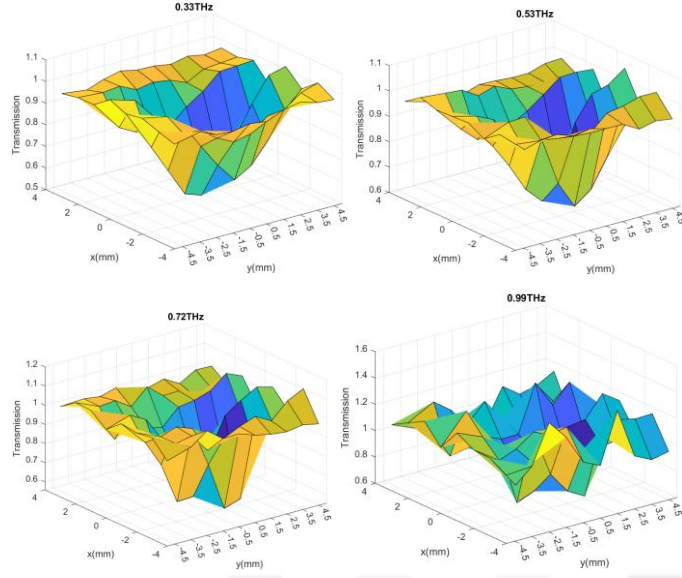


3.3. Terahertz Işınları ile Görüntülenen Küçük Dokuların Görüntü Bulguları



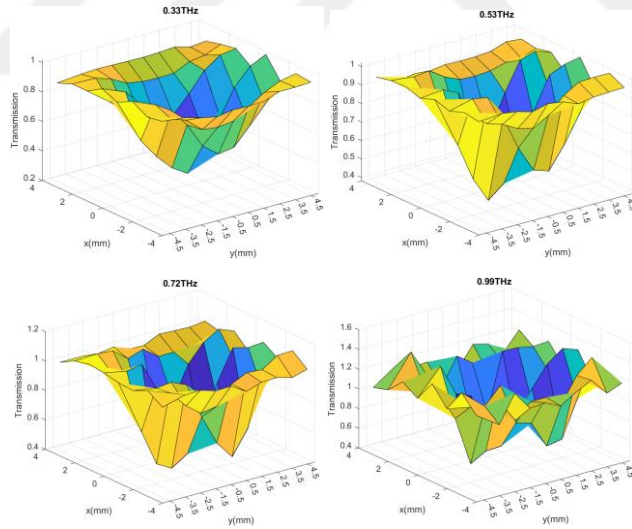
Şekil 3.19. Fibromun, Matlab programı ile elde edilen 3 boyutlu görsellerinin 4 farklı frekansta 2 boyutlu olarak gösterimi

Fibromun karakteristik transmisyon özellikleri; 0,33 THz, 0,53 THz, 0,72 THz ve 0,99 THz frekanslarında gösterilmiştir.



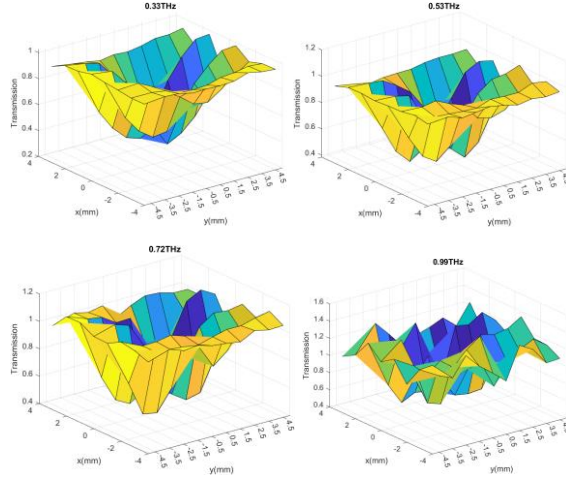
Şekil 3.20. Epulis fissuratumun, Matlab programı ile elde edilen 3 boyutlu görsellerinin 4 farklı frekansta 2 boyutlu olarak gösterimi

Epulis fissuratumun karakteristik transmisyon özellikleri; 0,33 THz, 0,53 THz, 0,72 THz ve 0,99 THz frekanslarında gösterilmiştir.



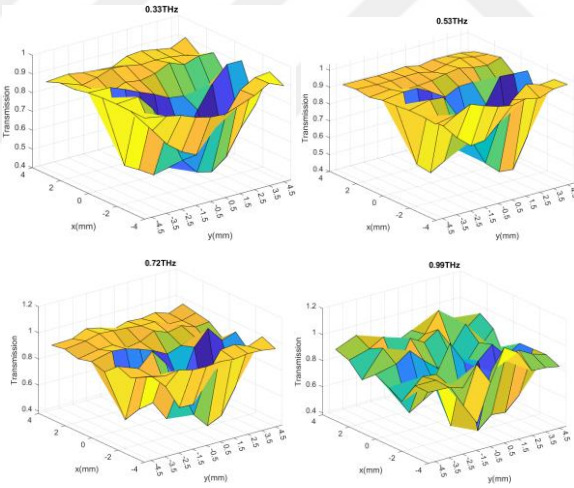
Şekil 3.21. Periferal dev hücreli granülomun, Matlab programı ile elde edilen 3 boyutlu görsellerinin 4 farklı frekansda 2 boyutlu olarak gösterimi

Periferal dev hücreli granülomun karakteristik transmisyon özellikleri; 0,33 THz, 0,53 THz, 0,72 THz ve 0,99 THz frekanslarında gösterilmiştir.



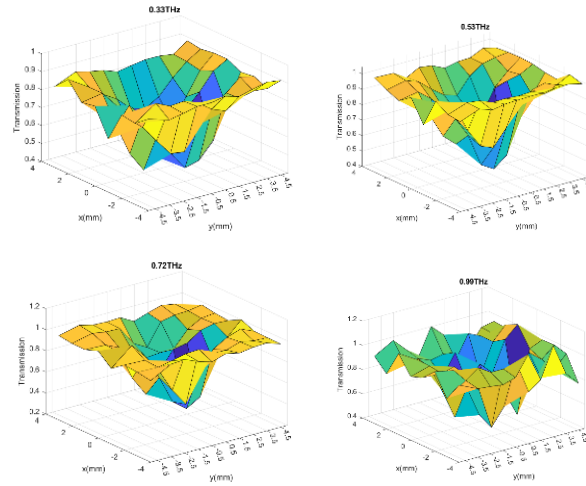
Şekil 3.22. Pyojenik granülomun, Matlab programı ile elde edilen 3 boyutlu görsellerinin 4 farklı frekansta 2 boyutlu olarak gösterimi

Pyojenik granülomun karakteristik transmisyon özellikleri; 0,33 THz, 0,53 THz, 0,72 THz ve 0,99 THz frekanslarında gösterilmiştir.



Şekil 3.23. Periferal ossifying fibromun, Matlab programı ile elde edilen 3 boyutlu görsellerinin 4 farklı frekansta 2 boyutlu olarak gösterimi

Periferal ossifying fibromun karakteristik transmisyon özellikleri; 0,33 THz, 0,53 THz, 0,72 THz ve 0,99 THz frekanslarında gösterilmiştir.



Şekil 3.24. Pleomorfik adenomun, Matlab programı ile elde edilen 3 boyutlu görsellerinin 4 farklı frekansta 2 boyutlu olarak gösterimi

Pleomorfik adenomun karakteristik transmisyon özellikleri; 0,33 THz, 0,53 THz, 0,72 THz ve 0,99 THz frekanslarında gösterilmiştir.

3.4. Ultrasonografi ile Küçük Dokuların Görüntü Bulguları

Elde edilen örnekler lezyonların karakteristik özelliklerini küçük oldukları için göstermemiştir; fakat görüntüler ve yapılan ölçümler aşağıdaki resimlerde gösterilmiştir.



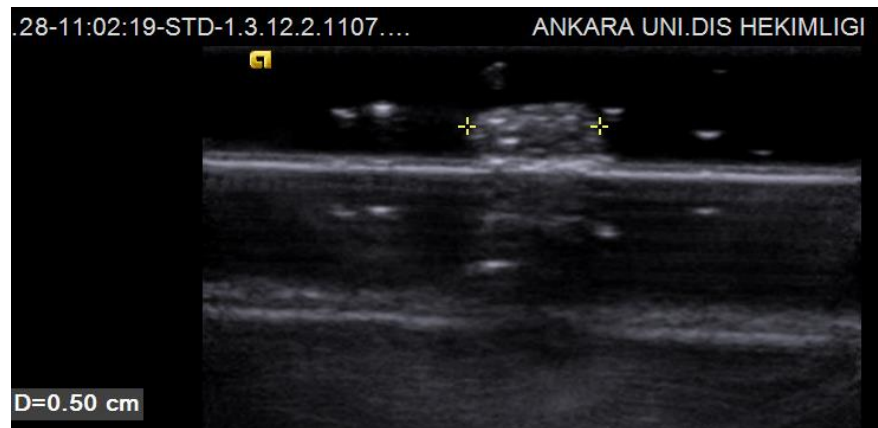
Şekil 3.25. Küçük dokunun gri skala ultrason şekil görüntüsü



Şekil 3.26. Küçük dokunun en geniş çapı (5 mm)



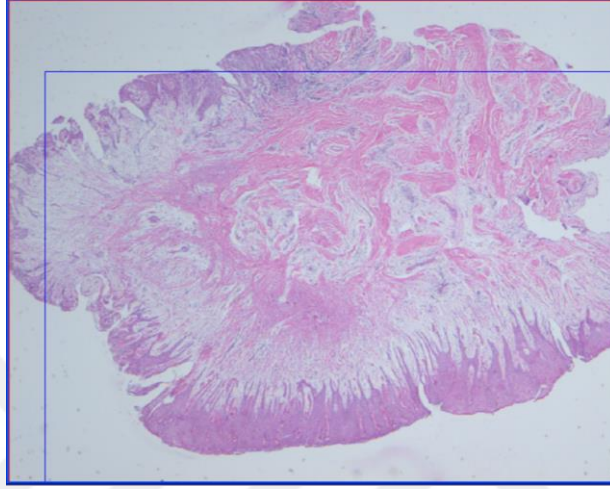
Şekil 3.27. Küçük dokunun yüksekliği (2,2 mm)



Şekil 3.28. Küçük dokunun en dar çapı (5 mm)

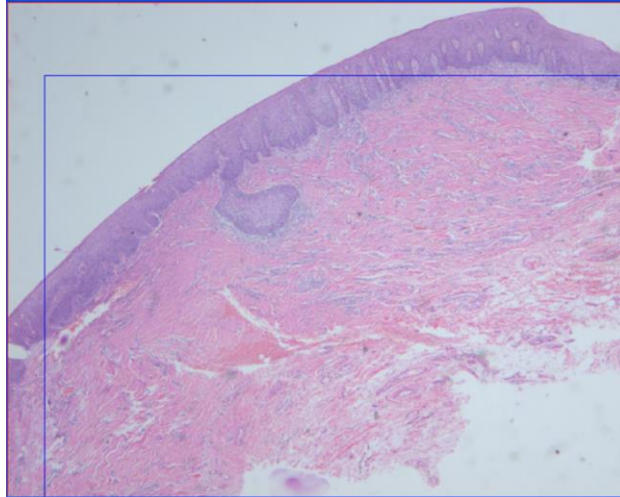
3.5. Histopatolojide Küçük Dokuların Görüntü Bulguları

Her biri farklı histopatolojik özelliklere sahip olan dokuların resimleri ve özellikleri aşağıda gösterilmiştir.



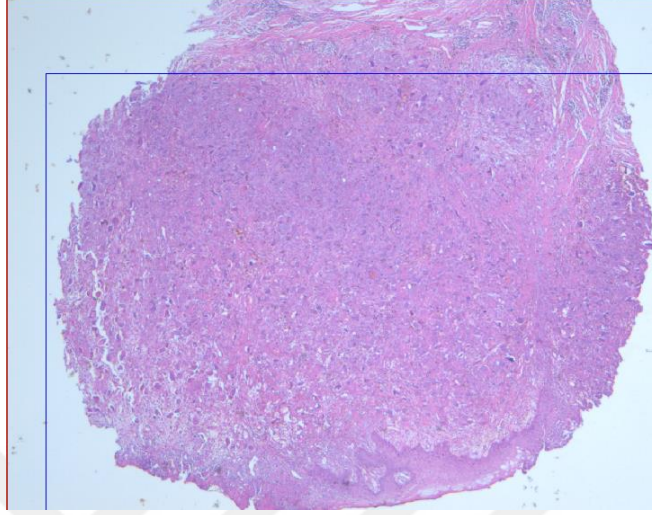
Şekil 3.29. Fibromun histopatolojik görünümü

Fibromun histopatolojik görüntü özellikleri; hiperplastik, akantotik mukozal epitelin altında kalın kollajen demetlere sahip olduğu izlenmiştir.



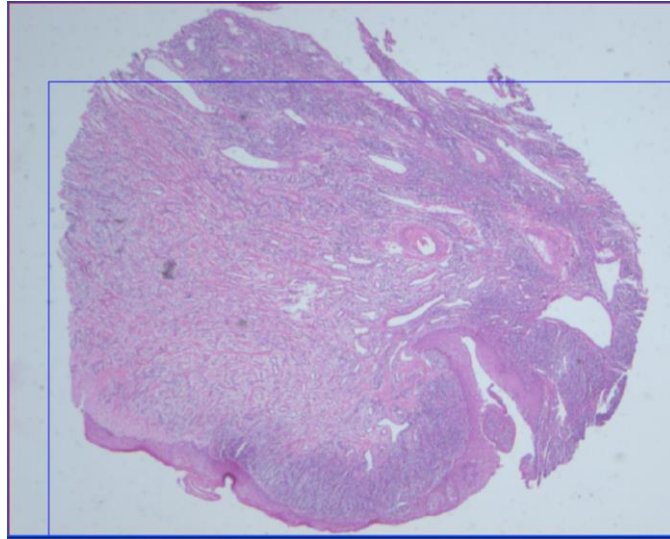
Şekil 3.30. Epulis fissuratumumun histopatolojik görünümü

Epulis fissuratumun histopatolojik görüntü özellikleri; bağ dokusunda yoğun fokal lenfoplazmositik inflamatuvar hücre infiltrasyonu izlenmiştir.



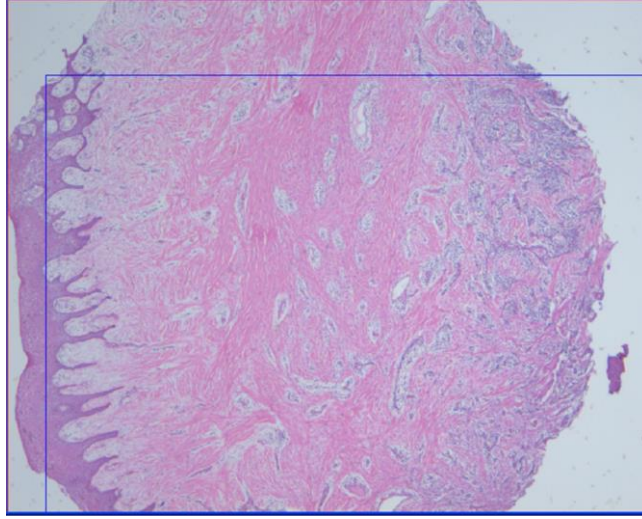
Şekil 3.31. Periferal dev hücreli granülomun histopatolojik görünümü

Periferal dev hücreli granülomun histopatolojik görüntü özellikleri; bağ dokusunda yaygın dev hücreler izlenmektedir.



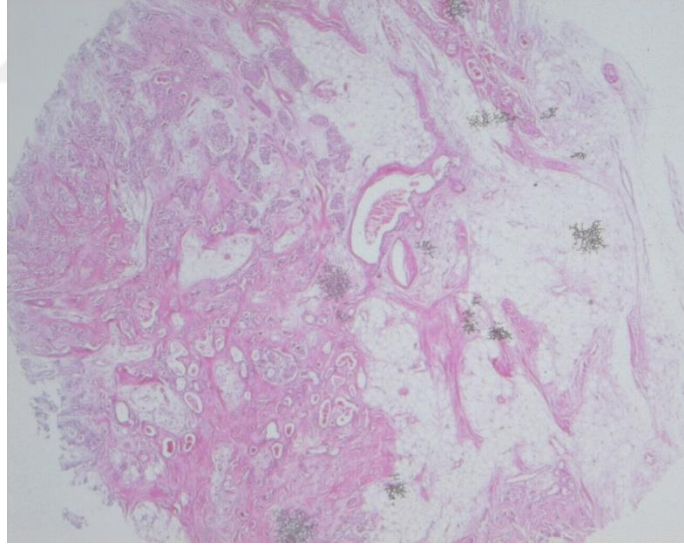
Şekil 3.32. Pyojenik granülomun histopatolojik görünümü

Pyojenik granülomun histopatolojik görüntü özellikleri; lobüler konfigürasyonlu kapiller proliferasyon izlenmiştir.



Şekil 3.33. Periferik ossifying fibromun histopatolojik görünümü

Periferik ossifying fibromun histopatolojik görüntü özellikleri; bağ dokusunda ossifiye yapılar izlenmiştir.



Şekil 3.34. Pleomorfik adenomun histopatolojik görünümü

Pleomorfik adenomun histopatolojik görüntü özellikleri; duktus, müsin ve yağ hücreleri izlenmiştir.

3.6. Ultrason ve Histopatoloji Ölçümlerinin Karşılaştırılmasına Ait Bulgular

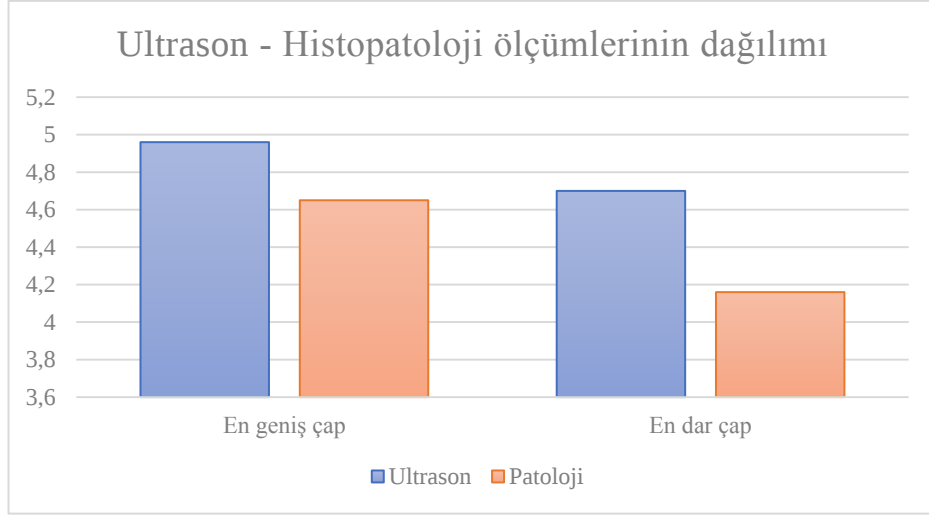
Çizelge 3.3. Tüm lezyonlara göre ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması

Değişken (N=250)	Çap (mm)		İstatistiksel analiz* Olasılık
	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min- Max]	
En geniş çap			
Ultrason	4,96±0,19	5,0 [4,0-5,8]	Z=-9,551
Histopatoloji	4,65±0,35	4,7 [3,6-5,3]	p=0,000
En dar çap			
Ultrason	4,70±0,38	4,8 [2,3-5,0]	Z=-10,340
Histopatoloji	4,16±0,47	4,2 [2,1-5,0]	p=0,000

*Normal dağılıma sahip olmayan verilerde iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Wilcoxon” test (Z-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır.

Tüm lezyonlarda ultrason ve histopatolojide en geniş çap açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir (Z=-9,551; p=0,000). Ultrasonda ölçülen en geniş çap, histopatolojide ölçülene göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Tüm lezyonlarda ultrason ve histopatolojide en dar çap açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir (Z=-10,340; p=0,000). Ultrasonda ölçülen en dar çap, histopatolojide ölçülene göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.



Şekil 3.35. Ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım

Ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım şekilde verilmiştir.

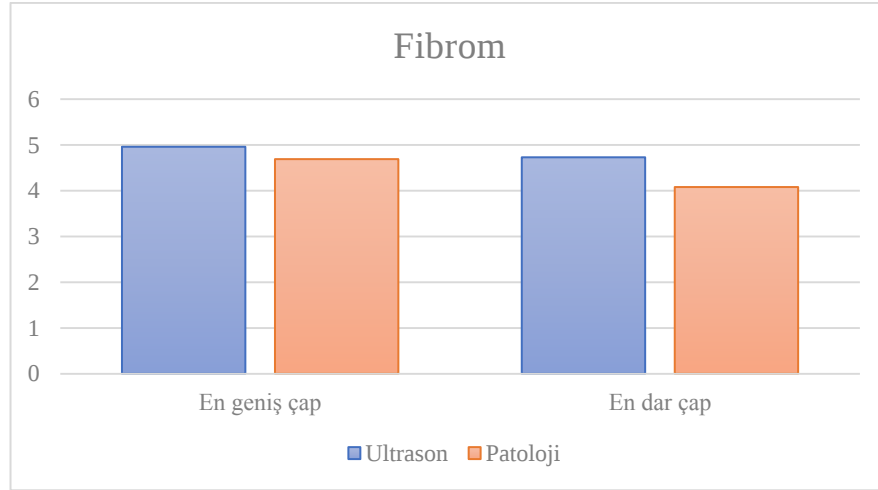
Çizelge 3.4. Fibrom dokularına ait ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması

Fibrom (n=96)	Çap (mm)		İstatistiksel analiz* Olasılık
	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min- Max]	
En geniş çap			
Ultrason	4,96±0,18	5,0 [4,2-5,4]	Z=-5,731 p=0,000
Histopatoloji	4,69±0,36	4,8 [3,6-5,3]	
En dar çap			
Ultrason	4,73±0,33	4,9 [3,6-5,0]	Z=-6,970 p=0,000
Histopatoloji	4,08±0,53	4,2 [2,1-5,0]	

*Normal dağılıma sahip olmayan verilerde iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Wilcoxon” test (Z-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır.

Fibrom dokularına ait ultrason histopatoloji en geniş çap açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir (Z=-5,731; p=0,000). Ultrasonda ölçülen en geniş çap, histopatolojide ölçülene göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Fibrom dokularına ait ultrason histopatoloji en dar çap açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir (Z=-6,970; p=0,000). Ultrasonda ölçülen en dar çap, histopatolojide ölçülene göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.



Şekil 3.36. Fibrom dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım

Fibrom dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım şekilde verilmiştir.

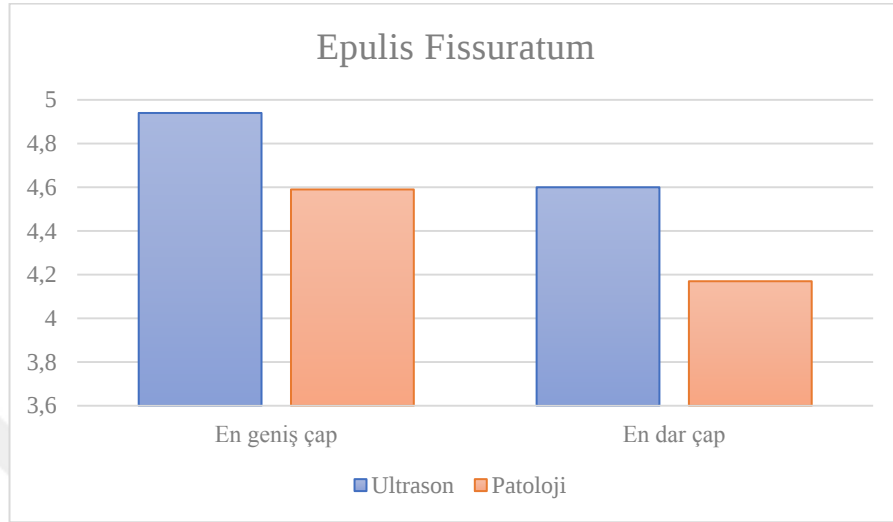
Çizelge 3.5. Epulis fissuratum dokularına ait ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması

Epulis Fissuratum (n=16)	Çap (mm)		İstatistiksel analiz* Olasılık
	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	
En geniş çap			
Ultrason	4,94±0,14	5,0 [4,5-5,0]	Z=-2,934 p=0,003
Histopatoloji	4,59±0,32	4,6 [3,9-5,0]	
En dar çap			
Ultrason	4,60±0,36	4,6 [4,0-5,0]	t=5,358 p=0,000
Histopatoloji	4,17±0,39	4,2 [3,4-4,8]	

*Normal dağılıma sahip olan verilerde iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında "Paired Sample" test (t-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır. Normal dağılıma sahip olmayan verilerde iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında "Wilcoxon" test (Z-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır.

Epulis fissuratum dokularına ait ultrason histopatolojinin en geniş çapı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir (Z=-2,934; p=0,003). Ultrasonda ölçülen en geniş çap, histopatolojide ölçülene göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Epulis fissuratum dokularına ait ultrason histopatolojinin en dar çapı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($t=5,358$; $p=0,000$). Ultrasonda ölçülen en dar çap, histopatolojide ölçülene göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.



Şekil 3.37. Epulis fissuratum dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım

Epulis fissuratum dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım şekilde verilmiştir.

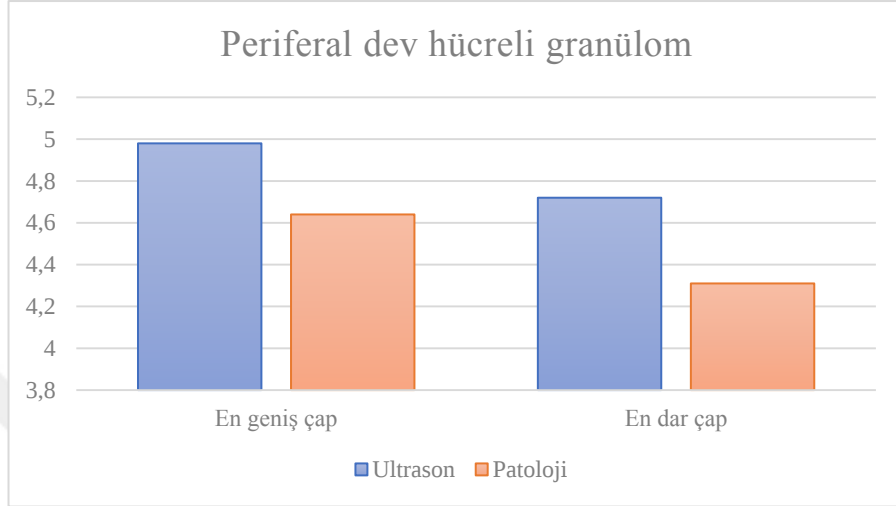
Çizelge 3.6. Periferel dev hücreli granülom dokularına ait ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması

Periferel dev hücreli granülom (n=81)	Çap (mm)		İstatistiksel analiz* Olasılık
	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	
En geniş çap			
Ultrason	4,98±0,22	5,0 [4,4-5,8]	Z=-5,114
Histopatoloji	4,64±0,34	4,7 [3,9-5,0]	p=0,000
En dar çap			
Ultrason	4,72±0,31	4,7 [3,6-5,0]	Z=-5,184
Histopatoloji	4,31±0,42	4,3 [3,4-5,0]	p=0,000

*Normal dağılıma sahip olmayan verilerde iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Wilcoxon” test (Z-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır.

Periferel dev hücreli granülom dokularına ait ultrason histopatoloji en geniş çapı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($Z=-5,114$; $p=0,000$). Ultrasonda ölçülen en geniş çap, histopatolojide ölçülene göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Periferal dev hücreli granülom dokularına ait ultrason histopatoloji en dar çapı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($Z=-5,184$; $p=0,000$). Ultrasonda ölçülen en dar çap, histopatolojide ölçülene göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.



Şekil 3.38. Periferal dev hücreli granülom dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım

Periferal dev hücreli granülom dokularına ait ultrason – histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım şekilde verilmiştir.

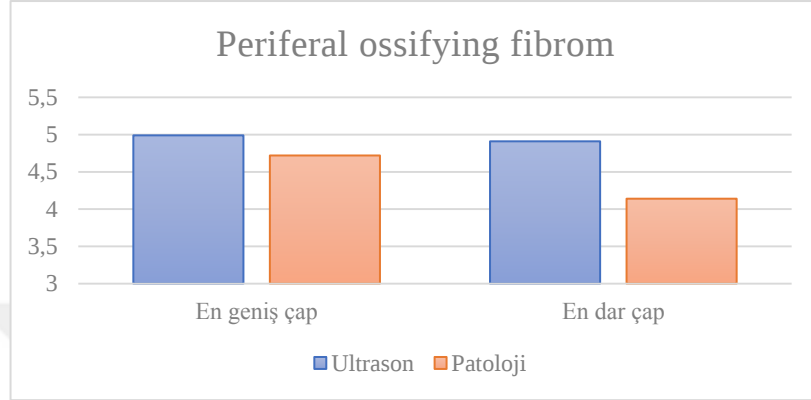
Çizelge 3.7. Periferal ossifying fibrom hastalarda ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması

Periferal ossifying fibrom (n=31)	Çap (mm)		İstatistiksel analiz* Olasılık
	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	
En geniş çap			
Ultrason	4,99±0,05	5,0 [4,8-5,1]	$Z=-3,587$ p=0,000
Patoloji	4,72±0,28	4,7 [4,3-5,2]	
En dar çap			
Ultrason	4,91±0,17	5,0 [4,5-5,0]	$Z=-4,286$ p=0,000
Patoloji	4,14±0,26	4,1 [3,8-4,9]	

*Normal dağılıma sahip olmayan verilerde iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Wilcoxon” test (Z -Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır.

Periferal ossifying fibrom dokularına ait ultrason histopatoloji en geniş çapı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($Z=-3,587$; $p=0,000$). Ultrasonda ölçülen en geniş çap, histopatolojide ölçülene göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Periferal ossifying fibrom dokularına ait ultrason histopatoloji en dar çapı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($Z=-4,286$; $p=0,000$). Ultrasonda ölçülen en dar çap, histopatolojide ölçülene göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.



Şekil 3.39. Periferal ossifying fibrom oral mukozal lezyona sahip hastalarda ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım

Periferal ossifying fibrom oral mukozal lezyona sahip hastalarda ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım şekilde verilmiştir.

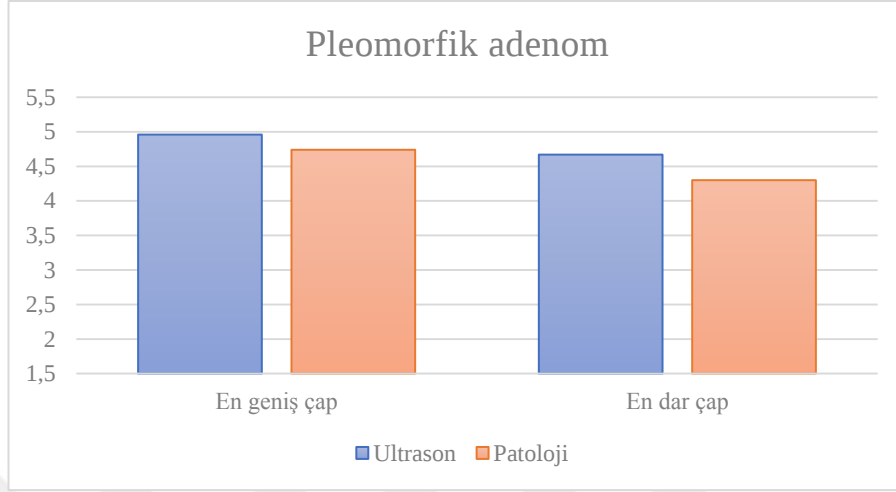
Çizelge 3.8. Pleomorfik adenom dokularına ait ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması

Pleomorfik adenom (n=9)	Çap (mm)		İstatistiksel analiz* Olasılık
	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	
En geniş çap			
Ultrason	4,96±0,11	5,0 [4,7-5,0]	Z=-1,521 p=0,128
Histopatoloji	4,74±0,25	4,7 [4,4-5,1]	
En dar çap			
Ultrason	4,67±0,39	4,7 [3,9-5,0]	t=2,214 p=0,069
Histopatoloji	4,30±0,21	4,3 [3,9-4,5]	

*Normal dağılıma sahip olan verilerde iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Paired Sample” test (t-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır. Normal dağılıma sahip olmayan verilerde iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Wilcoxon” test (Z-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır.

Pleomorfik adenom dokularına ait ultrason histopatoloji en geniş çapı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).

Pleomorfik adenom dokularına ait ultrason histopatoloji en dar çapı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).



Şekil 3.40. Pleomorfik adenom dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım

Pleomorfik adenom dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım şekilde verilmiştir.

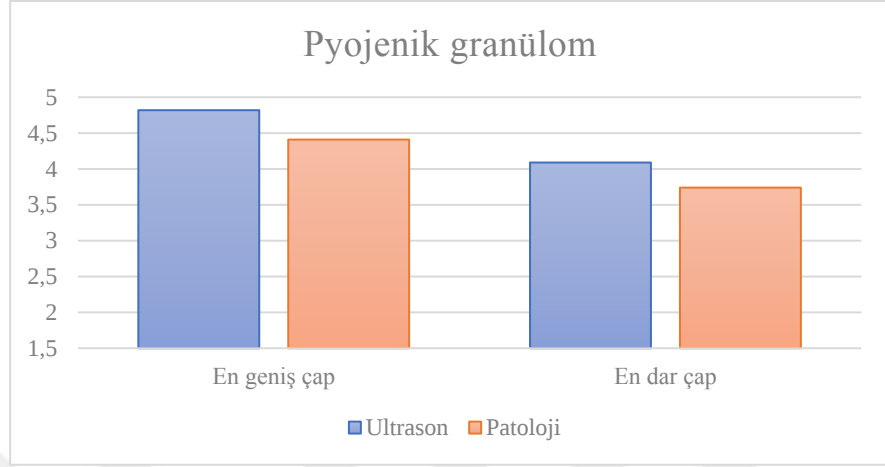
Çizelge 3.9. Pyojenik granülom dokularına ait ultrason ve histopatoloji ölçümlerinin karşılaştırılması

Pyojenik granülom (n=17)	Çap (mm)		İstatistiksel analiz* Olasılık
	$\bar{X} \pm S.S.$	Medyan [Min-Max]	
En geniş çap			
Ultrason	4,82±0,37	5,0 [4,0-5,4]	Z=-2,521 p=0,012
Histopatoloji	4,41±0,47	4,3 [3,9-5,0]	
En dar çap			
Ultrason	4,09±0,69	4,3 [2,3-5,0]	t=2,048 p=0,063
Histopatoloji	3,74±0,51	3,6 [3,1-4,7]	

*Normal dağılıma sahip olan verilerde iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında "Paired Sample" test (t-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır. Normal dağılıma sahip olmayan verilerde iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında "Wilcoxon" test (Z-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır.

Pyojenik granülom dokularına ait ultrason histopatoloji en geniş çapı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($Z=-2,521$; $p=0,012$). Ultrasonda ölçülen en geniş çap, patolojide ölçülene göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Pyojenik granülom dokularına ait ultrason histopatoloji en dar çapı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).



Şekil 3.41. Pyojenik granülom dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım

Pyojenik granülom dokularına ait ultrason histopatoloji ölçümlerine ilişkin dağılım şekilde verilmiştir.

3.7. Terahertz Görüntülemeye Ait Bulgular

Çizelge 3.10. Lezyonlara göre ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması

Hastalık	n	0,33 THz ⁽¹⁾		0,53 THz ⁽²⁾		0,72 THz ⁽³⁾		0,99 THz ⁽⁴⁾		İstatistiksel analiz* Olasılık
		$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	
Fibrom ⁽¹⁾	9 6	0,49±0,15	0,44 [0,2-0,9]	0,49±0,16	0,46 [0,2-0,8]	0,54±0,16	0,51 [0,3-0,9]	0,50±0,15	0,49 [0,2-0,8]	$\chi^2=34,899$ p=0,000 [3-1,2,4]
Epulis fissuratum ⁽²⁾	1 6	0,53±0,16	0,51 [0,3-0,9]	0,53±0,20	0,47 [0,3-1,0]	0,53±0,18	0,50 [0,3-0,9]	0,51±0,15	0,49 [0,3-0,8]	F=0,310 p=0,818
Periferal dev hücreli granülom ⁽³⁾	8 1	0,52±0,13	0,50 [0,3-0,8]	0,49±0,15	0,47 [0,3-0,8]	0,53±0,14	0,50 [0,3-0,9]	0,49±0,15	0,47 [0,3-0,9]	$\chi^2=26,518$ p=0,000 [1-2,4] [3-2,4]
Periferal ossifying fibrom ⁽⁴⁾	3 1	0,51±0,22	0,43 [0,3-0,8]	0,52±0,23	0,5 [0,3-0,9]	0,50±0,29	0,45 [0,3-0,9]	0,53±0,27	0,42 [0,4-0,9]	$\chi^2=5,700$ p=0,127
Pleomorfik adenom ⁽⁵⁾	9	0,37±0,06	0,39 [0,3-0,5]	0,46±0,08	0,49 [0,4-0,6]	0,39±0,06	0,41 [0,3-0,5]	0,44±0,09	0,42 [0,3-0,6]	F=6,905 p=0,003 [2-1,3]
Pyojenik granülom ⁽⁶⁾	1 7	0,48±0,13	0,45 [0,3-0,8]	0,43±0,11	0,39 [0,3-0,6]	0,44±0,11	0,39 [0,4-0,7]	0,45±0,13	0,42 [0,3-0,7]	$\chi^2=7,431$ p=0,059
İstatistiksel analiz		$\chi^2=9,411$ p=0,094		$\chi^2=1,786$ p=0,878		$\chi^2=12,084$ p=0,034 [1-5,6]		$\chi^2=1,552$ p=0,907		
Olasılık Fark										

*Normal dağılıma sahip olan verilerde üç veya daha fazla bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Repeated Measures” test (F-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır. Normal dağılıma sahip olmayan verilerde üç veya daha fazla bağımsız grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Kruskal-Wallis H” test (χ^2 -Çizelge değeri); üç veya daha fazla bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Friedman” test (χ^2 -Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır.

Lezyonlara göre 0,33 THz frekans ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur (p>0,05).

Lezyonlara göre 0,53 THz frekans ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur (p>0,05).

Lezyonlara göre 0,72 THz frekans ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=12,084$; p=0,034). Anlamlı farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırmalar sonucunda; fibrom oral mukozal lezyonuna sahip olanlar ile pleomorfik adenom ve

pyojenik granülom lezyonlarına sahip olanlar arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. Fibrom oral mukozal lezyonuna sahip olanların 0,72 THz frekans ölçümleri, pleomorfik adenom ve pyojenik granülom lezyonuna sahip olanlara göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Lezyonlara göre 0,99 THz frekans ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).

Fibrom dokularına ait olanlarda frekanslara göre ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=34,899$; $p=0,000$). Anlamlı farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0,72 THz ile 0,33, 0,53 ve 0,99 THz frekansları arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. 0,72 THz frekans ölçüm değerleri, 0,33, 0,53 ve 0,99 THz frekans ölçüm değerlerine göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

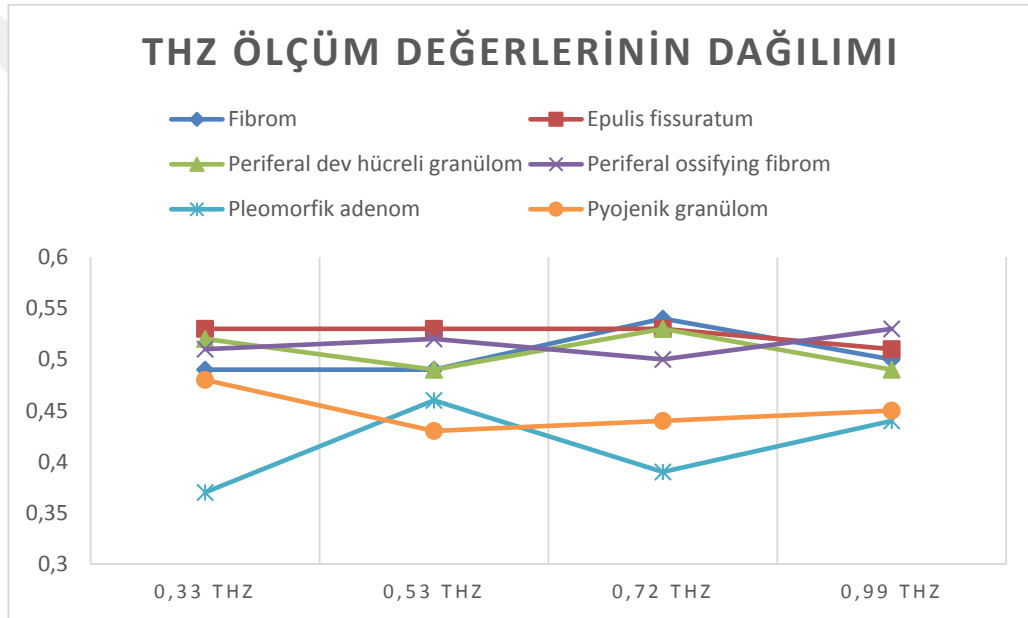
Epulis fissuratum dokularına ait olanlarda frekanslara göre ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).

Periferal dev hücreli granülom dokularına ait olanlarda frekanslara göre ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=26,518$; $p=0,000$). Anlamlı farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0,33 THz ile 0,53 ve 0,99 THz frekansları arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. 0,33 THz frekans ölçüm değerleri, 0,53 ve 0,99 THz frekans ölçüm değerlerine göre anlamlı düzeyde daha yüksektir. Aynı şekilde, 0,72 THz ile 0,53 ve 0,99 THz frekansları arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. 0,72 THz frekans ölçüm değerleri, 0,53 ve 0,99 THz frekans ölçüm değerlerine göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Periferal ossifying fibrom dokularına ait olanlarda frekanslara göre ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).

Pleomorfik adenom dokularına ait olanlarda süreçlere göre ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($F=6,905$; $p=0,003$). Anlamlı farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0,53 THz ile 0,33 ve 0,72 THz frekanslar arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. 0,53 THz frekans ölçüm değerleri, 0,33 ve 0,72 THz frekans ölçüm değerlerine göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Pyojenik granülom dokularına ait olanlarda frekanslara göre ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).



Şekil 3.42. THz ölçüm değerlerine ilişkin dağılım

THz ölçüm değerlerine ilişkin dağılım şekilde verilmiştir.

Çizelge 3.11. Lezyonlara göre oransal ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması

Hastalık	n	0,33/0,53 THz ⁽¹⁾		0,33/0,72 THz ⁽²⁾		0,33/0,99 THz ⁽³⁾		İstatistiksel analiz* Olasılık
		$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	
Fibrom ⁽¹⁾	96	1,01±0,18	0,99 [0,6-1,4]	0,92±0,18	0,93 [0,5-1,3]	1,02±0,26	1,01 [0,5-2,0]	F=15,715 p=0,000 [2-1,3]
Epulis fissuratum ⁽²⁾	16	1,03±0,17	0,97 [0,8-1,3]	1,01±0,10	0,99 [0,9-1,2]	1,05±0,20	1,02 [0,7-1,4]	F=0,265 p=0,770
Periferal dev hücreli granülom ⁽³⁾	81	1,10±0,19	1,11 [0,7-1,5]	1,00±0,14	1,02 [0,6-1,3]	1,09±0,20	1,08 [0,7-1,5]	F=22,070 p=0,000 [2-1,3]
Periferal ossifying fibrom ⁽⁴⁾	31	0,96±0,02	0,97 [0,9-1,0]	1,07±0,15	1,08 [0,9-1,2]	0,97±0,13	0,91 [0,9-1,2]	$\chi^2=4,500$ p=0,105
Pleomorfik adenom ⁽⁵⁾	9	0,82±0,08	0,81 [0,7-0,9]	0,96±0,12	0,99 [0,81,1]	0,86±0,16	0,85 [0,7-1,2]	F=3,587 p=0,060
Pyojenik granülom ⁽⁶⁾	17	1,12±0,18	1,12 [0,8-1,5]	1,10±0,17	1,10 [0,7-1,4]	1,10±0,26	1,09 [0,7-1,5]	F=0,134 p=0,876
İstatistiksel analiz		F=4,209		F=3,527		$\chi^2=10,924$		
Olasılık		p=0,001		p=0,005		p=0,053		
Fark		[5-3,6]		[1-6]				

*Normal dağılıma sahip olan verilerde üç veya daha fazla bağımsız grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “ANOVA” test (F-Çizelge değeri); üç veya daha fazla bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Repeated Measures” test (F-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır. Normal dağılıma sahip olmayan verilerde üç veya daha fazla bağımsız grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Kruskal-Wallis H” test (χ^2 -Çizelge değeri); üç veya daha fazla bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Friedman” test (χ^2 -Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır.

Lezyonlara göre 0,33/0,53 THz frekans ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir (F=4,209; p=0,001). Anlamlı farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırmalar sonucunda; pleomorfik adenom dokularına ait örnekler ile periferal dev hücreli granülom ve pyojenik granülom dokularına ait olanlar arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. Periferal dev hücreli granülom ve pyojenik granülom dokularına ait örnekler 0,33/0,53 THz frekans ölçümleri, pleomorfik adenom dokularına ait örneklerle göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Lezyonlara göre 0,33/0,72 THz frekans ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir (F=3,527; p=0,005). Anlamlı farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırmalar sonucunda; fibrom ile pyojenik granülom dokularına ait örnekler arasında anlamlı

farklılık tespit edilmiştir. Pyojenik granülom dokularına ait örnekler 0,33/0,72 THz frekans ölçümleri, fibrom dokularına ait örneklere göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Lezyonlara göre 0,33/0,99 THz frekans ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).

Fibrom dokularına ait örneklerde frekanslara göre oransal ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($F=15,715$; $p=0,000$). Anlamlı farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0,33/0,72 THz ile 0,33/0,53 ve 0,33/0,99 THz frekansları arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. 0,33/0,53 ve 0,33/0,99 THz frekans ölçüm değerleri, 0,33/0,72 THz frekans ölçüm değerlerine göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

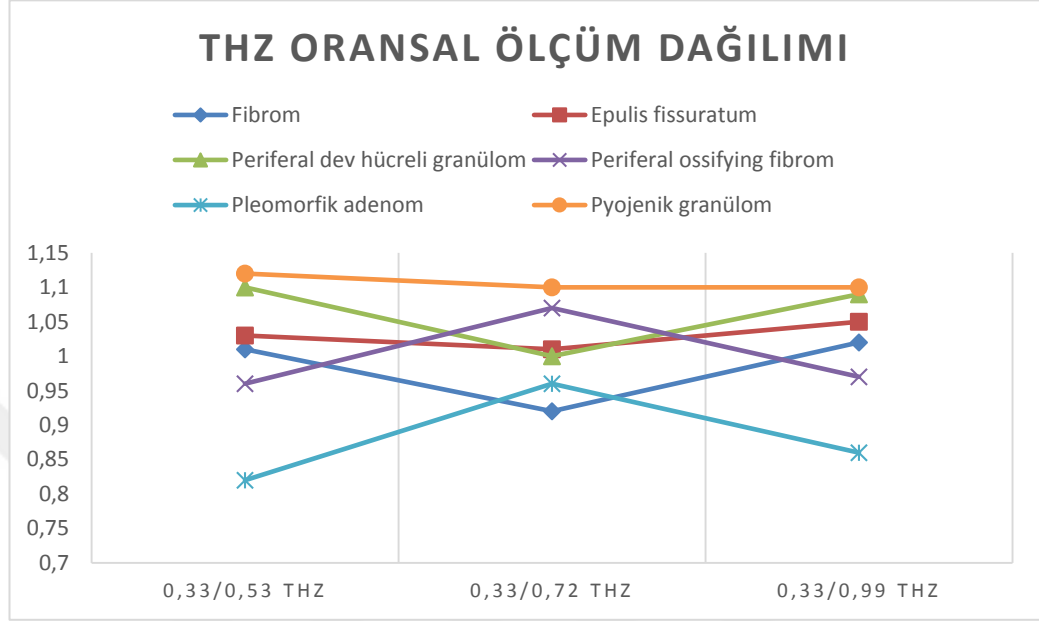
Epulis fissuratum dokularına ait örneklerde frekansa göre oransal ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).

Periferal dev hücreli granülom dokularına ait örnekler frekanslara göre oransal ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($F=22,070$; $p=0,000$). Anlamlı farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0,33/0,72 THz ile 0,33/0,53 ve 0,33/0,99 THz frekansları arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. 0,33/0,53 ve 0,33/0,99 THz frekans ölçüm değerleri, 0,33/0,72 THz frekans ölçüm değerlerine göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Periferal ossifying fibrom dokularına ait örneklerde frekanslara göre oransal ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).

Pleomorfik adenom dokularına ait örneklerde frekanslara göre oransal ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).

Pyojenik granülom dokularına ait örneklerde frekanslara göre oransal ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).



Şekil 3.43. THz oransal ölçüm değerlerine ilişkin dağılım

THz oransal ölçüm değerlerine ilişkin dağılım şekilde verilmiştir.

Çizelge 3.12. Lezyonlara göre oransal ölçüm parametrelerinin karşılaştırılması

Hastalık	0,53/0,72 THz		0,53/0,99 THz		İstatistiksel analiz* Olasılık
	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	
Fibrom ⁽¹⁾	0,91±0,12	0,92 [0,6-1,2]	1,01±0,19	0,99 [0,6-1,6]	Z=-4,766 p=0,000
Epulis fissuratum ⁽²⁾	0,95±0,14	0,90 [0,7-1,1]	1,04±0,23	1,04 [0,8-1,5]	Z=-0,357 p=0,721
Periferal dev hücreli granülom ⁽³⁾	0,92±0,09	0,90 [0,6-1,2]	1,00±0,14	0,98 [0,7-1,5]	Z=-4,921 p=0,000
Periferal ossifying fibrom ⁽⁴⁾	1,11±0,17	1,11 [0,9-1,3]	1,00±0,14	0,96 [0,9-1,2]	t=1,545 p=0,220
Pleomorfik adenom ⁽⁵⁾	1,16±0,06	1,17 [1,1-1,3]	1,05±0,22	0,96 [0,9-1,6]	Z=-1,183 p=0,237
Pyojenik granülom ⁽⁶⁾	0,99±0,16	0,93 [0,8-1,2]	0,98±0,18	0,99 [0,7-1,4]	Z=-0,175 p=0,861
İstatistiksel analiz	$\chi^2=25,607$		$\chi^2=0,569$		
Olasılık	p=0,000		p=0,989		
Fark	[1,2,3-5]				

*Normal dağılıma sahip olan verilerde iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Paired-Sample” test (t-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır. Normal dağılıma sahip olmayan verilerde üç veya daha fazla bağımsız grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Kruskal-Wallis H” test (χ^2 -Çizelge değeri); iki bağımlı grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Wilcoxon” test (Z-Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır.

Lezyonlara göre 0,53/0,72 THz ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=25,607$; p=0,000). Anlamlı farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırmalar sonucunda; fibrom, epulis fissuratum ve periferal dev hücreli granülom olan dokular ile pleomorfik adenom olan dokular arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. Pleomorfik adenom olan dokuların 0,53/0,72 THz ölçümleri, fibrom, epulis fissuratum ve periferal dev hücreli granülom olan dokulara göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

Lezyonlara göre 0,53/0,99 THz ölçümleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur (p<0,05).

Fibrom dokularına ait örneklerde frekanslara göre oransal ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir (Z=-4,766; p=0,000). 53/72 THz

ölçüm değerleri, 0,53/0,99 THz ölçüm değerlerine göre anlamlı düzeyde daha düşüktür.

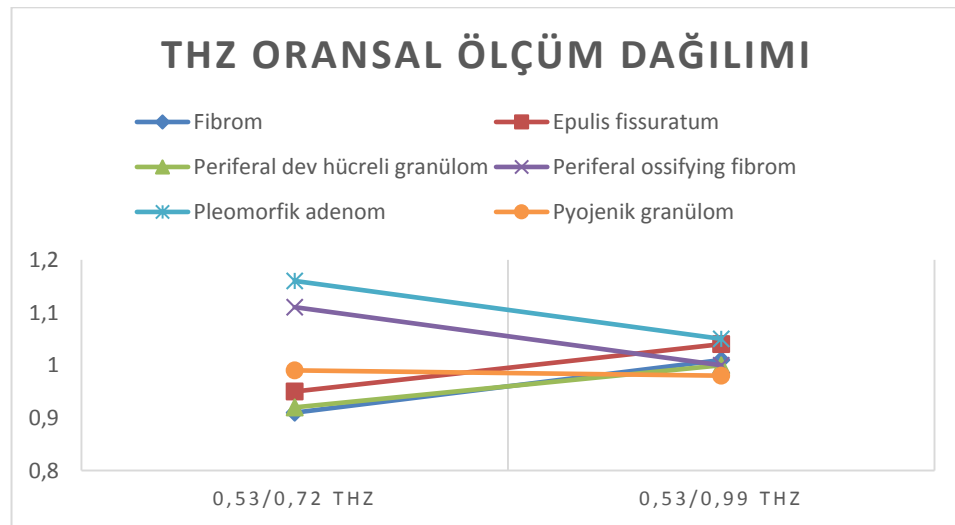
Epulis fissuratum dokularına ait örneklerde frekanslara göre oransal ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).

Periferal dev hücreli granülom dokularına ait örneklerde frekanslara göre oransal ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($Z=-4,921$; $p=0,000$). 0,53/0,72 THz ölçüm değerleri, 0,53/0,99 THz ölçüm değerlerine göre anlamlı düzeyde daha düşüktür.

Periferal ossifying fibrom dokularına ait örneklerde frekanslara göre oransal ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).

Pleomorfik adenom dokularına ait örneklerde frekanslara göre oransal ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).

Pyojenik granülom dokularına ait örneklerde frekanslara göre oransal ölçümler açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$).



Şekil 3.44. THz oransal ölçüm değerlerine ilişkin dağılım

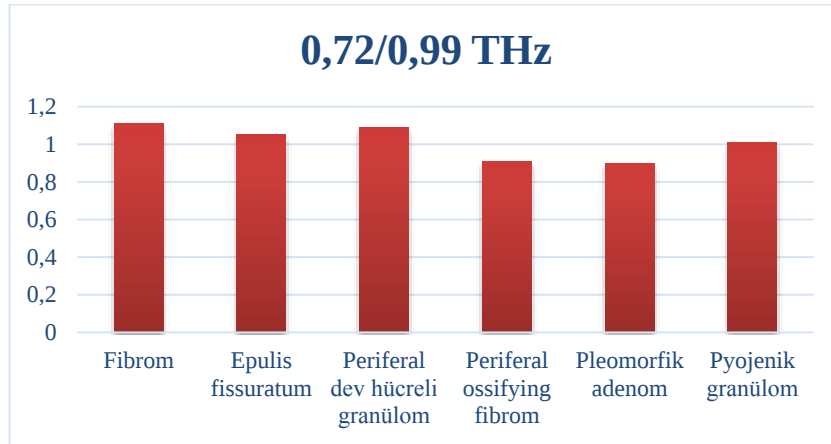
THz oransal ölçüm değerlerine ilişkin dağılım şekilde verilmiştir.

Çizelge 3.13. Lezyonlara göre 0,72/0,99 THz değerlerinin karşılaştırılması

Hastalık	n	0,72/0,99 THz		İstatistiksel analiz* Olasılık
		$\bar{X} \pm S. S.$	Medyan [Min-Max]	
Fibrom ⁽¹⁾	96	1,11±0,16	1,11 [0,7-1,6]	$\chi^2=19,741$ p=0,001 [1-4,5] [3-4,5]
Epulis fissuratum ⁽²⁾	16	1,05±0,22	1,06 [0,7-1,5]	
Periferal dev hücreli granülom ⁽³⁾	81	1,09±0,10	1,10 [0,9-1,4]	
Periferal ossifying fibrom ⁽⁴⁾	31	0,91±0,11	0,94 [0,8-1,0]	
Pleomorfik adenom ⁽⁵⁾	9	0,90±0,15	0,86 [0,8-1,2]	
Pyojenik granülom ⁽⁶⁾	17	1,01±0,20	0,98 [0,7-1,3]	

*Normal dağılıma sahip olmayan verilerde üç veya daha fazla bağımsız grubun ölçüm değerleriyle karşılaştırılmasında “Kruskal-Wallis H” test (χ^2 -Çizelge değeri) istatistikleri kullanılmıştır.

Lezyonlara göre 0,72/0,99 THz değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($\chi^2=19,741$; p=0,001). Anlamlı farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan Bonferroni düzeltmeli ikili karşılaştırmalar sonucunda; fibrom dokularına ait örnekler ile periferal ossifying fibrom ve pleomorfik adenom dokularına ait örnekler arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. Fibrom dokularına ait örneklerde 0,72/0,99 THz değerleri, periferal ossifying fibrom ve pleomorfik adenom dokularına ait örneklerle göre anlamlı düzeyde daha yüksektir. Aynı şekilde, periferal dev hücreli granülom olanlar ile periferal ossifying fibrom ve pleomorfik adenom olan dokular arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir. Periferal dev hücreli granülom olan dokuların 0,72/0,99 THz değerleri, periferal ossifying fibrom ve pleomorfik adenom olan dokulara göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.



Şekil 3.45. Lezyonlara göre 0,72/0,99 THz değerlerinin dağılımı

Lezyonlara göre 0,72/0,99 THz değerlerinin dağılımı şekilde verilmiştir.

4. TARTIŞMA

Reaktif oral mukozal lezyonlar; fibrom, epulis fissuratum, periferel dev hücreli granülom, periferel ossifying fibrom, pyojenik granülom olarak ayrılmaktadır. Bu lezyonların genel ismi epulis olmakla birlikte birbirinden farklı özellikleri vardır. Pleomorfik adenom ise benign tükürük bezi başlığı altında incelenir. Bu lezyonların kendi aralarında görülme sıklığı, kadınlarda ve erkeklerde görülme sıklığı bu farklılıklardan sadece ikisidir.

Reaktif oral mukozal lezyonlar kendi içinde değerlendirildiğinde erkeklere oranla kadınlarda daha sık gözlenmiştir (Justyna ve ark., 2018; Sangle ve ark., 2018; Dutra ve ark., 2019). Bizim çalışmamızda ise bu oran erkekler lehine ağırlıktadır. Çalışmamız literatürde Naderi ve ark.'nın yaptığı çalışma ile uyum göstermektedir (Naderi ve ark., 2012).

Neville ve ark.'ı pyojenik granulomun daha sıklıkla kadınlarda gözlendiğini savunmuştur (Neville ve ark., 2009). Ayrıca Sofizadeh ve ark.'nın yaptıkları retrospektif kesitsel çalışmada da fibrom daha sıklıkla kadınlarda izlenmektedir (Sofizadeh ve ark., 2022). Çalışmamızda da cinsiyet hastalık dağılımına bakıldığında bu bilgilerle uyum gösterecek şekilde fibrom ve pyojenik granülom oral mukozal lezyonlara sahip olanların ağırlıklı olarak kadın olduğu izlenmektedir.

Periferel dev hücreli granülom (Katsikeris ve ark., 1988), periferel ossifying fibrom (Cavalcante ve ark., 2022) ve pleomorfik adenom (Matsumiya Matsumotove ark., 2022) kadınlarda erkeklere oranla daha sık görülmesine rağmen, çalışmamızda bu dağılım farklılık göstermiştir. Fakat; bizim çalışmamızda olduğu gibi periferel dev hücreli granülomun (Dutra ve ark., 2019), periferel ossifying fibromun (Kashyap ve ark., 2012), pleomorfik adenomun (Kilinc ve ark., 2017) kadınlara oranla erkeklerde daha sık gözlendiğine ilişkin literatürler de mevcuttur.

Maturana Ram rez ve ark.'nın çalışmalarında olduğu gibi bizim çalışmamızda da, toplam reaktif oral mukozal lezyon sayısının büyük kısmını fibrom, küçük kısmını ise periferel ossifying fibrom oluşturmaktadır (Maturana Ram rez ve ark., 2015).

Lezyon yaş dağılımı düşünüldüğünde; diş kayıplarının yaşla birlikte arttığı ve parsiyel protez ile total protez kullanımının arttığı göz önünde bulundurulursa epulis fissuratum diğer lezyonlara göre anlamlı düzeyde daha geç yaşlarda görülmüştür.

Yapılan 22 yıllık retrospektif bir çalışmada pyojenik granülom en düşük 1 yaşındaki ve en yüksek 90 yaşındaki hastalarda izlenmiştir (Montazer ve ark., 2022). Pyojenik granülomun geniş yaş aralığına sahip olması nedeniyle bizim çalışmamızdaki gibi düşük yaşlarda ortalamaya sahip olunabilir.

Reaktif oral mukozal lezyonların farklılık gösterdiği durumlardan biri de ultrason şekil özellikleridir. Ultrason şekil özelliklerini tanımlarken ekojeniteleri (hiperekoik, hipoekoik, izoekoik, anekoik), şekilleri (yuvarlak, oval, lobule), konturları (düzgün, düzensiz), marjinleri (keskin, tanımlanamayan), distal fenomenleri (akustik gölgelenme, akustik güçlenme, total distal akustik gölge) göz önüne alınır (Iro ve ark., 2013).

Literatürde periferel ossifying fibromun ultrason şekil görüntüsüne ve görüntü özelliklerine rastlanılmadı. Çalışmamızda periferel ossifying fibromun ultrasonografi görüntüsü gösterilmiş ve görüntü özellikleri anlatıldı. Oral fibrom, periferel dev hücreli granülom ve pyojenik granülom literatürdeki ultrason şekil özellikleri ile uyum içerisindedir (Di Stasio ve ark., 2017; Dudek ve ark., 2018; Prajapat ve ark., 2022).

Hastaların lezyonları gerçek zamanlı, non invaziv, ultrasonografi ile görüntülendikten sonra küçük dokular haline getirildi ve THz ATR TDS ile görüntülendi. Üç boyutlu görüntüleri elde edilen küçük dokuların görüntülerine literatürde rastlanılmamıştır. Çalışmamız bu yönüyle literatüre büyük katkı sağlayabilecek durumdadır.

Küçük dokular haline getirilen lezyonların THz ATR TDS ile görüntülenmesinden sonra ultrasonografi ile yapılan ölçümleri, altın standart kabul edilen histopatoloji ölçümleri ile karşılaştırıldığında; gruplar oluşturulmadan tüm hastalıklar için ultrasonografide en geniş ve en dar çaplar histopatolojiden anlamlı olarak daha yüksek çıkmıştır ($p=0,000$). Literatürde bizim verilerimizle benzer ve farklı olan çalışmalar mevcuttur. Farklılık gösteren çalışmalardan biri Gruber ve ark.'nın yaptıkları çalışmadır. Primer meme kanserine sahip dokular üzerinde çalışan araştırmacılar, ultrasonografide ölçtükleri dokuları histopatolojide de ölçmüşler ve ultrasonografi ölçümleri ortalama değerlerini histopatoloji ölçümleri ortalama değerlerine göre daha küçük bulmuşlardır ($*p < 0,05$ $**p < 0,001$) (Gruber ve ark., 2013). Bunun nedeni bizden farklı bir metodolojiye sahip olmaları, daha düşük frekanslı prob kullanmaları ve örneklem sayısının daha az olması olabilir. Nassiri-Kashani ve ark.'nın yaptıkları çalışmada bazal hücreli karsinomlarda ultrasonografi ile en geniş çapı ölçtüklerinde; ölçülen değer histopatolojide ölçülen değere göre anlamlı oranda yüksek bulunmuştur ($p<0,001$) (Nassiri Kashani ve ark., 2013). Bunun nedeninin geçen süre aralığında dokuların deformasyona uğraması, dokuların histopatolojide geçirdiği proses ve dokuların iç elastik özelliklerinin olduğu düşünülmektedir.

Lezyonlar grup içi ele alındığında; reaktif oral mukozal lezyonlar, genel olarak ultrason ölçümlerinde histopatolojik ölçümlere göre anlamlı olarak yüksek çıkmıştır ($p<0,05$). Pleomorfik adenom ölçümleri ise benzer çıkmıştır ve bunun nedeni içeriğinde kıkırdak, kemik, yağ ve münin içerebilmesi ve hem sert hem de yumuşak kıvamını koruyabilmesi olduğu düşünülmektedir.

Günümüze kadar THz ve THz TDS sistemleri çeşitli alanlarda kullanılmıştır (Woodward ve ark., 2002, Yang ve ark., 2016 ve Yu ve ark., 2012). Ancak terahertz frekanslarında yüksek su absorbansı nedeniyle bu sistemlerin biyolojik materyallerde kullanımı her zaman sınırlayıcı bir faktör olmuştur. Bu engeli aşmak için, 2004 yılında Hirori ve ark yeni bir teknik olan, yansıma spektroskopisine dayanan ve zayıflatılmış toplam yansıma (ATR) spektroskopisi olarak adlandırdıkları yaklaşımı sunmuşlardır (Hirori ve ark., 2004). Tekniğin yeniliğine ilave olarak THz ATR-TDS'nin,

elektromanyetik spektrumun THz bölgesinde yüksek absorpsiyon gösteren sıvıların optik karakterizasyonu için en hassas ve etkili yöntem olduğu kanıtlanmıştır [Moller U ve ark., 2009].

Terahertz spektroskopisi alanında THz ATR-TDS tekniği ile genişleyen ufuklara rağmen, yöntemin kendisi, doğru sonuçlar elde etmek için büyük dikkat gerektiren birçok kritik hususa dayanmaktadır. ATR prizmasının yanlış hizalanması (Soltani ve ark., 2016), THz dalgalarının geliş açısındaki herhangi bir değişiklik (Cherkasova ve ark., 2016), sistemdeki THz yayılımının verimliliği (Nakanishi ve ark., 2012), küçük sapmalarla bile sistem kararlılığını büyük ölçüde etkileyen faktörlerdir. Bu nedenle, bir THz ATR-TDS sistemini uygun şekilde inşa etmek, yaygın THz-TDS sistemlerine kıyasla daha fazla zaman ve çaba gerektirir ve diğer THz-TDS sistemlerinde genellikle göz ardı edilen çevresel etkilere ve deneysel hatalara karşı artan hassasiyet nedeniyle elde edilen verilerde ve sonuçlarda oldukça zordur; fakat güven seviyesi yüksektir. Tekniğin tanıtılmasından itibaren literatürde çeşitli çalışmalar yayımlanmıştır.

Yada ve ark. ağır suyun incelenmesinde (Yada ve ark., 2008), Nagai ve ark suyun incelenmesinde (Nagai ve ark., 2006) ve Palka ve ark. patlayıcı maddelerin emici özelliklerinin belirlenmesinde bu tekniği kullanmışlardır (Palka ve ark., 2016). Ayrıca tek tabakalı hücrelerin incelenmesinde (Shiraga ve ark., 2013), deri, kas ve deri altı doku içeren domuz dokularının optik özelliklerinin ölçülmesinde (Sasaki ve ark., 2017) ve canlı glial benzeri hücrelerin dielektrik özelliklerinin incelenmesinde THz ATR-TDS kullanılmıştır (Wang ve ark., 2019)

THz sistemi ile diş hekimliğinde yapılan çalışmalar oldukça sınırlı olmakla birlikte birkaç çalışma mevcuttur. Terahertz görüntüleme ile dişlerdeki farklı doku türlerinin ayırt edilebildiği ve diş çürüğünü tespit edebildiği bildirilmiştir (Kamburoğlu ve ark., 2019; Karagoz ve ark., 2015). Kamburoğlu ve arkadaşlarının yaptıkları araştırmada 16 çürüğü olan ve 16 çürüğü olmayan yeni çekilmiş daimi dişte çalışılmış ve ex-vivo olarak yapılan çalışma sonuçlarına göre THz sisteminin diş çürüğü teşhisinde faydalı olabileceği bildirilmiştir (Kamburoğlu ve ark., 2019). Ayrıca

süt dişlerinin ve daimi dişlerin karakterizasyonunda da terahertz görüntüleme kullanılmıştır (Kamburoğlu ve ark., 2014).

Yapılan literatür araştırmasına göre diş hekimliği alanında THz ATR-TDS sisteminin kullanıldığı bir çalışma olmadığı görülmüştür. Dolayısıyla çalışmamız reaktif oral mukozal lezyonların ve benign tükürük bezi tümörü olan pleomorfik adenomun THz ATR-TDS sistemi ile incelendiği ilk çalışma olma özelliğini göstermektedir. Sistem kurulumu sonrası dokular görüntülenebilmiştir. Çalışmamızda THz ATR-TDS sistemi ile altı çalışma grubunda 0,33 THz, 0,53 THz, 0,72 THz ve 0,99 THz frekanslarında görüntüleme yapılmıştır. Söz konusu frekanslarda görüntülenen doku gruplarının en düşük transmisyon değerleri çıkarılmıştır. Bu değerler ileride yapılacak çalışmalar için temel teşkil edebilir. Grup içi ve gruplar arası karşılaştırmalar yapıldığında değerler arasında farklılıklar olduğu tespit edilmiştir. Grup içi karşılaştırmalarda fibrom grubunda 0,72 THz ile 0,33 THz, 0,53 THz ve 0,99 THz arasında; periferik dev hücreli granülom grubunda 0,33 THz ile 0,53 THz ve 0,99 THz arasında; yine periferik dev hücreli granülom grubunda 0,72 THz ile 0,53 THz ve 0,99 THz arasında; pleomorfik adenom grubunda 0,53 THz ile 0,33 THz ve 0,72 THz arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür ($p<0.05$).

Genel olarak transmisyon değeri azaldıkça (1 değerinden sıfıra doğru) görüntülenmenin daha fazla olduğu bilinmektedir ve her bir doku grubunun kendi karakteristiklerine bağlı olarak daha fazla görüntülenebildiği THz frekans aralıkları olduğu tespit edilmiştir. Fibrom 0,33 THz ve 0,53 THz frekanslarında; epulis fissuratumun 0,99 THz frekansında; periferik dev hücreli granülomun 0,53 THz ve 0,99 THz frekanslarında; periferik ossifying fibromun 0,72 THz frekansında; pleomorfik adenomun 0,33 THz frekansında ve pyojenik granülomun 0,53 THz frekansında daha düşük ortalama değerlere sahip olduğu görülmüştür. Yine Şekil 3.42 görsel olarak incelendiğinde fibrom ile epulis fissuratumun, periferik dev hücreli granülom ile pyojenik granülomun ve periferik ossifying fibrom ile pleomorfik adenomun incelenen frekanslarda benzer eğilim gösterdiği düşünülmektedir. Bu durum incelenen doku grubu özelliklerine bağlı olabilir. Gruplar arası karşılaştırmada sadece 0,72 THz frekansında fibrom grubu ile pleomorfik adenom ve pyojenik

granülom grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür ($p<0.05$). 0,33 THz frekansında anlamlılık düzeyine ulaşmasa da pleomorfik adenom grubu ile diğer gruplar arasında transmisyon değerlerinde farklılıklar belirlenmiştir. Genel olarak bakıldığında ise pleomorfik adenomun diğer gruplardan daha düşük transmisyon değerlerine sahip olduğu söylenebilir. Bununla birlikte grupların örnek sayısı bakımından istatistiksel olarak anlamlı farka sahip olmadığı görülmüştür ve sağlıklı doku grubuna sahip çalışmalarla bu veriler desteklenmelidir. Belirtilen parametreler çalışmamızın limitasyonları olarak değerlendirilebilir ancak reaktif oral mukozal lezyonların görülme sıklığının az olması ve THz ATR-TDS sistemindeki metodolojik sınırlamalar göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızda yapılan diğer analizlerde grup içi ve gruplar arası 0,33/0,53 THz, 0,33/0,72 THz, 0,33/0,99 THz, 0,53/0,72 THz, 0,53/0,99 THz ve 0,72/0,99 THz frekans oranları karşılaştırmaları yapılmıştır. Grup içi karşılaştırma yapıldığında fibrom ve periferik dev hücreli granülom gruplarında 0,33/0,72 THz değerinin, 0,33/0,53 THz ve 0,33/0,99 THz değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$). Bu gruplar için 0,33/0,72 THz değeri görüntüleme açısından önemli olabilir. Gruplar arası karşılaştırma yapıldığında ise 0,33/0,53 THz ve 0,33/0,72 THz değerlerinde anlamlı farklılık olduğu tespit edilmiştir. Pleomorfik adenom grubunun 0,33/0,53 THz oransal değerinin, periferik dev hücreli granülom ve pyojenik granülom gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu ($p<0.05$) ve fibrom grubunun 0,33/0,72 THz değerinin pyojenik granülom grubundan anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür ($p<0.05$). Şekil 3.43 görsel olarak incelendiğinde pleomorfik adenom grubu ile periferik ossifying fibrom gruplarının kendi aralarında benzer ve diğer dört grupta farklı eğilim gösterdiği söylenebilir.

0,53/0,72 THz ve 0,53/0,99 THz değerlerinin gruplar arası karşılaştırmalarında yine pleomorfik adenom grubu ile periferik ossifying fibrom gruplarının diğer çalışma gruplarına göre farklı ama kendi aralarında benzer eğilim gösterdikleri belirlenmiştir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sonuçları, THz ATR-TDS zaman alanı spektroskopi sistemi ve ultrasonografi ile farklı reaktif oral mukozal lezyonlar arasındaki farklılıkların tespit edilebileceğini ve sistemin dokuları ayırt etmek için kullanılabileceğini göstermiştir. İleride yapılacak çalışmalar için umut verici sonuçlara ulaşılmıştır. Bununla birlikte yapılacak yeni çalışmalarla bu veriler onaylanmalıdır.

- Güncellenmiş ve/veya daha hassas, yeni geliştirilecek THz ATR-TDS sistemlerinin kullanıldığı
- Daha fazla sayıda örneğin olduğu ve örneklerin gruplar arasında dengeli dağıldığı
- THz ATR-TDS, ultrasonografi ve histopatoloji görüntülerinin deneyimli bir araştırmacı tarafından elde edildiği
- Histopatoloji teknisyeninin kalibre edildiği
- Histopatolojide mikroskopla görüntülenen örneklerin aynı programla ölçümünün yapıldığı
- Ultrasonografide görüntülenen lezyonların parametrelerinin stabilleştirildiği
- Ağız içi kanserlerin de dahil edildiği çalışmaların yapılması önerilebilir.

THz teknolojisi, tıbbi ve dental teşhis için umut verici ve yenilikçi yeni bir araç olabilir. THz ile doku görüntülemeye bir miktar ilerleme kaydedilmiş olmasına rağmen, hala yüksek maliyetler, yeterli ayırt edici kesinlik eksikliği, veri analizi ve yorumlamadaki sıkıntılar gibi geniş ölçekli kullanımını engelleyen sorunlar mevcuttur. Ancak THz prosedürlerinin ve cihazlarının henüz tam olarak geliştirilmediği ve sürekli araştırma ve geliştirme altında olduğu ve THz'in giderek daha küçük cihazlara entegre edildiği göz önüne alındığında bu sınırlamaların yakın gelecekte üstesinden gelinebileceği varsayılabilir. İnvaziv olmayan ve dokuya zarar vermeyen özellikleri nedeniyle, farklı doku türlerinin teşhisi için kullanılan diğer invaziv teşhis metotlarının yerini alabilir.

Non-invaziv bir yöntem olan THz ATR-TDS sistemi ile reaktif oral mukozal lezyonlar ve pleomorfik adenom görüntülenebilir.

Çalışılan lezyonların farklı frekans aralıklarında farklı ortalama transmisyon değerleri olduğu tespit edilmiştir.

Her grubun daha düşük transmisyon değerine sahip olduğu frekans aralığı olduğu görülmüştür.

Periferal dev hücreli granülom ile pyojenik granülomun, fibrom ile epulis fissuratumun, ve periferal ossifying fibrom ile pleomorfik adenomun görüntülenen frekanslarda benzer eğilim gösterdiği düşünülmektedir. Bununla birlikte ultrasonografide periferal dev hücreli granülom ile pyojenik granülomun, fibrom ile epulis fissuratumun benzer görüntülere sahip olduğu fakat periferal ossifying fibrom ile pleomorfik adenomun tamamen farklı görüntülere sahip olduğu düşünülmektedir.

0,72 THz ve 0,33 THz (istatistiksel anlam düzeyine ulaşmasa da) frekansta dokular arası farklılıkların tespit edilebileceği düşünülebilir.

Özellikle pleomorfik adenomun diğer doku gruplarından farklı ve daha düşük transmisyon değerlerine sahip olduğu söylenebilir.

Daha fazla örnek sayısının olduğu, gruplardaki örnek sayılarının daha dengeli dağıldığı, görüntülerin deneyimli araştırmacılar tarafından alındığı ve mümkünse daha gelişmiş/güncellenmiş THz ATR-TDS sistemlerinin kullanıldığı ileriki çalışmalara ihtiyaç vardır.

ÖZET

Oral Yumuşak Doku Lezyonlarında Terahertz Işıklarının Diagnostik Etkinliğinin Ultrasonografi İle Karşılaştırılmalı Olarak Değerlendirilmesi

Son yıllarda, invaziv olmaması ve iyonize radyasyon içermemesi gibi avantajları nedeniyle terahertz dalga boylarına dayalı biyomedikal görüntüleme uygulamalarına yoğun bir ilgi oluşmuştur. Konunun yeni olması, bu alanda çalışan bilim insanlarının azlığı ve terahertz alıcı verici sistemlerin yetersiz olması nedeniyle birçok uygulama için çok ses getirecek bir çalışma henüz gerçekleştirilememiştir. Medikal sektörlerde, biyolojik uygulamalarda ve özellikle diagnostik çalışmalarda Terahertz görüntüleme sistemlerinin kullanıldığı bilinmektedir. Çalışmamızda terahertz ışınları ile iki boyutlu ve üç boyutlu görüntülenen dokuların; ölçümleri ve karakteristik özellikleri, histopatoloji altın standart kabul edilerek, ultrasonografi ile görüntülenen dokuların ölçümleri ve karakteristik özellikleri ile karşılaştırılması amaçlanmaktadır. Reaktif oral mukozal lezyon ve pleomorfik adenom ön tanıılı hastaların dokularından ultrasonografi görüntüleri alındı. Biyopsinin ardından lezyonlar küçük dokular haline getirildi. Küçük dokular terahertz görüntüleme sistemi ardından tekrar ultrasonografi görüntülemeye tabi tutuldu. Son olarak küçük dokular histopatolojide görüntülenerek değerler ve özellikler karşılaştırıldı. Sonuçlarımıza göre her doku tüm görüntüleme sistemleri içinde kendine has özellikler gösterdi.

Anahtar kelimeler: Histopatoloji, Pleomorfik adenom, Reaktif oral mukozal lezyon, Terahertz, Ultrasonografi.

SUMMARY

Assessment of the Diagnostic Effectiveness of Terahertz Radiation in Comparison to Ultrasonography in Oral Soft Tissue Lesions

In recent years, there has been an intense interest in biomedical imaging applications based on terahertz wavelengths due to their advantages such as non-invasiveness and non ionizing radiation. Due to the newness of the subject, the scarcity of scientists working in this field, and the inadequacy of terahertz transceiver systems, a study that will make a lot of noise for many applications has not been carried out yet. It is known that Terahertz imaging systems are used in medical sectors, biological applications and especially in diagnostic studies. In our study, two-dimensional and three-dimensional visualized tissues with terahertz rays; It is aimed to compare the measurements and characteristic features of the tissues displayed by ultrasonography with the measurements and characteristics of the tissues, which are accepted as the gold standard in histopathology. Ultrasonography images were taken from the tissues of the patients with a pre-diagnosis of reactive oral mucosal lesion and pleomorphic adenoma. After the biopsy, the lesions were made into small tissues. Small tissues were subjected to terahertz imaging system followed by ultrasonography imaging again. Finally, small tissues were visualized in histopathology and values and features were compared. According to our results, each tissue showed unique characteristics in all imaging systems.

Key words: Histopathology, Pleomorphic adenoma, Reactive oral mucosal lesion, Terahertz, Ultrasonography.

KAYNAKLAR

- ABE K, NAKAMATSU K, BEPPU K, ARIJI E, OKA M (1994). Use of intra-operative ultrasonography to detect a small foreign body in the soft tissue of the upper lip, *British dental journal* **177**: 292-294.
- AL-SHAMIRI HM, ALAIZARI NA, AL-MAWERI SA, TARAKJI B (2015). Development of pyogenic granuloma and hemangioma after placement of dental implants: a review of literature, *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry* **5**: 77.
- ANITUA E, PIÑAS L (2015). Pyogenic granuloma in relation to dental implants: clinical and histopathological findings, *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* **7**: e447.
- APOSTOLOPOULOS V, BARNES M (2014). THz emitters based on the photo-Dember effect, *Journal of Physics D: Applied Physics* **47**: 374002.
- ARIK E, ALTAN H, ESENTURK O (2014). Dielectric properties of diesel and gasoline by terahertz spectroscopy, *Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves* **35**: 759-769.
- ARIMOTO S, HASEGAWA T, OKAMOTO N, SHIOYASONO A, TATEISHI C, AKASHI M, SUZUKI H, FURUDOI S, KOMORI T (2015). Determining the location of the internal maxillary artery on ultrasonography and unenhanced magnetic resonance imaging before orthognathic surgery, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **44**: 977-983.
- ARROYO GP, LOFTERS A, CLARKSON E (2022). Pharmacological Management of Common Soft Tissue Lesions of the Oral Cavity, *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics* **34**: 99-114.
- ARUNACHALAM M, SARAVANAN T, SHAKILA K, ANISA N (2017). Peripheral ossifying fibroma: a case report and brief review, *SRM Journal of Research in Dental Sciences* **8**: 41.
- AVRUCH L, COOPERBERG PL (1985). The ring-down artifact, *Journal of ultrasound in medicine* **4**: 21-28.
- BAAD M, LU ZF, REISER I, D. PAUSHTER D (2017). Clinical significance of US artifacts, *Radiographics* **37**: 1408-1423.
- BAGDE H, WAGHMARE A, VHANMANE P (2013). IRRITATION FIBROMA--A CASE REPORT, *International Journal of Dental Clinics* **5**.
- BAXTER JB, GUGLIETTA GW (2011). Terahertz spectroscopy, *Analytical chemistry* **83**: 4342-4368.
- BEJGAM R, KESHIPEDDI SB, SUNKARI S, ALUVALA VK (2021). Conversion of Sound Energy into Electrical Energy in Highly Populated Areas. *2021 6th International Conference on Communication and Electronics Systems (ICCES)*, IEEE: 32-36.
- BERCOFF J (2011). Ultrafast ultrasound imaging, *Ultrasound imaging-Medical applications*: 3-24.
- BERTRAM S, EMSHOFF R (2008). Sonography of periimplant buccal bone defects in periodontitis patients: A pilot study, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* **105**: 99-103.
- BHATIA KS, LEE YY, YUEN EH, AHUJA AT (2013). Ultrasound elastography in the head and neck. Part I. Basic principles and practical aspects, *Cancer imaging* **13**: 253.
- BOKHARI MR, GREENE J (2020). Pleomorphic adenoma, *StatPearls. Treasure Island (FL)*.
- BROWN JA, DEMORE CE, LOCKWOOD GR (2004). Design and fabrication of annular arrays for high-frequency ultrasound, *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control* **51**: 1010-1017.
- CAI Y, SUN R, HE KF, ZHAO YF, ZHAO JH (2017). Sclerotherapy for the recurrent granulomatous epulis with pingyangmycin, *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal* **22**: e214.

- CAMPBELL SC, CULLINAN JA, RUBENS DJ (2004). Slow flow or no flow? Color and power Doppler US pitfalls in the abdomen and pelvis, *Radiographics* **24**: 497-506.
- CARDINAL E, LAFORTUNE M, BURNS P (1996). Power Doppler US in synovitis: reality or artifact?, *Radiology* **200**: 868-869.
- CAVALCANTE IL, DA SILVA BARROS CC, CRUZ VMS, CUNHA JLS, LEÃO LCC, RIBEIRO RR, CAVALCANTE RB (2022). Peripheral ossifying fibroma: A 20-year retrospective study with focus on clinical and morphological features. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 27(5): e460.
- CHAN HL, SINJAB K, LI J, CHEN Z, WANG HL, KRIPFGANS OD (2018). Ultrasonography for noninvasive and real-time evaluation of peri-implant tissue dimensions, *Journal of Clinical Periodontology* **45**: 986-995.
- CHAN WL, DEIBEL J, MITTLEMAN DM (2007). Imaging with terahertz radiation, *Reports on progress in physics* **70**: 1325.
- CHERKASOVA O, NAZAROV M, ANGELUTS A, SHKURINOV A (2016). Analysis of blood plasma at terahertz frequencies, *Optics and Spectroscopy* **120**: 50-57.
- CHOI YJ, LEE JH, BAEK JH (2015). Ultrasound elastography for evaluation of cervical lymph nodes, *Ultrasonography* **34**: 157.
- COBBOLD RS (2006). Foundations of biomedical ultrasound, Oxford university press.
- COSGROVE D, PISCAGLIA F, BAMBER J, BOJUNGA J, CORREAS JM, GILJA OA, KLAUSER A, SPOREA I, CALLIADA F, CANTISANI V (2013). EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 2: Clinical applications, *Ultraschall in der Medizin-European Journal of Ultrasound* **34**: 238-253.
- COTTI E, CAMPISI G, AMBU R, DETTORI C (2003). Ultrasound real-time imaging in the differential diagnosis of periapical lesions, *International endodontic journal* **36**: 556-563.
- CUISIA Z, BRANNON R (2001). Peripheral ossifying fibroma--a clinical evaluation of 134 pediatric cases, *Pediatric dentistry* **23**: 245-248.
- ÇÖLOĞLU A (2007). Oral Patoloji “Ağız Patolojisi”, *İstanbul, Yeditepe Üniversitesi Yayını*.
- DEXHEIMER SL (2017). Terahertz spectroscopy: principles and applications, CRC press.
- DHYANI M, ANVARI A, SAMIR AE(2015). Ultrasound elastography: liver, *Abdominal imaging* **40**: 698-708.
- DI BLASIO A, DI BLASIO C, PEDRAZZI G, CASSI D, MAGNIFICO M, MANFREDI E, GANDOLFINI M (2017). Combined photographic and ultrasonographic measurement of the ANB angle: a pilot study, *Oral Radiology* **33**: 212-218.
- DI STASIO D, LAURITANO D, PAPARELLA R, FRANCO R, MONTELLA M, SERPICO R, LUCCHESI A (2017). Ultrasound imaging of oral fibroma: A case report. *J. Biol. Regul. Homeost. Agents* **31**: 23-26.
- DRIEMEL O, KUNKEL M, HULLMANN M, EGGELING FV, MÜLLER-RICHTER U, KOSMEHL H, REICHERT TE (2007). Diagnosis of oral squamous cell carcinoma and its precursor lesions, *JDDG: Journal der Deutschen Dermatologischen Gesellschaft* **5**: 1095-1100.
- DUDEK D, JAGIELAK M, JAGIELAK A, BRUDZYŃSKA D, NOWAK M, REICHMAN-WARMUSZ, EDYTA (2018). Peripheral giant cell granuloma with an atypical location-a case report. *Plastic Surgery & Burns/Chirurgia Plastyczna i Oparzenia* **6(1)**.
- DUTRA KL, LONGO L, GRANDO LJ, RIVERO ERC (2019). Incidence of reactive hyperplastic lesions in the oral cavity: a 10 year retrospective study in Santa Catarina, Brazil. *Brazilian journal of otorhinolaryngology* **85**: 399-407.
- EDELMAN SK (2012). Understanding ultrasound physics, ESP Woodlands.

- EL MIEDANY YM, AHMED I, MOURAD HG, MEHANNA AN, ATY SA, GAMAL HM, EL BADDINI M, SMITH P, EL GAFAARY M (2004). Quantitative ultrasonography and magnetic resonance imaging of the parotid gland: can they replace the histopathologic studies in patients with Sjogren's syndrome?, *Joint Bone Spine* **71**: 29-38.
- ELHAG M, COGHLAN K, CHRISTMAS P, HARVEY W, HARRIS M (1985). The anti-inflammatory effects of dexamethasone and therapeutic ultrasound in oral surgery, *British journal of oral and maxillofacial surgery* **23**: 17-23.
- ESMEILI T, LOZADA-NUR F, EPSTEIN J (2005). Common benign oral soft tissue masses, *Dental Clinics* **49**: 223-240.
- FARQUHAR T, MACLELLAN J, DYMENT H, ANDERSON RD (2008). Peripheral ossifying fibroma: a case report, *J Can Dent Assoc* **74**: 809-812.
- FARUK T, ISLAM MK, AREFIN S, HAQ MZ (2015). The journey of elastography: background, current status, and future possibilities in breast cancer diagnosis, *Clinical breast cancer* **15**: 313-324.
- FARYNOWSKA JJ, BŁOCHOWIAK KK, TRZYBULSKA DD, WYGANOWSKA-ŚWIĄTKOWSKA MM (2018). Retrospective analysis of reactive hyperplastic lesions in the oral cavity. *European Journal of Clinical and Experimental Medicine* **(2)**: 92-96.
- FERRAIOLI G, TINELLI C, DAL BELLO B, ZICCHETTI M, FILICE G, FILICE C, L.F.S. GROUP LFS (2012). Accuracy of real-time shear wave elastography for assessing liver fibrosis in chronic hepatitis C: a pilot study, *Hepatology* **56**: 2125-2133.
- FONTANAROSA D, VAN DER MEER S, BAMBER J, HARRIS E, O'SHEA T, VERHAEGEN F (2015). Review of ultrasound image guidance in external beam radiotherapy: I. Treatment planning and inter-fraction motion management, *Physics in medicine & biology* **60**: R77.
- FOX M (2002). Optical properties of solids. American Association of Physics Teachers.
- FRIEDRICH R, PLAMBECK K, BARTEL-FRIEDRICH S, GIESE M, SCHMELZLE R (2001). Limitations of B-scan ultrasound for diagnosing fractures of the mandibular condyle and ramus, *Clinical oral investigations* **5**: 11-16.
- GANJI KK, CHAKKI AB, NAGARAL SC, VERMA E (2013). Peripheral cemento-ossifying fibroma: case series literature review, *Case reports in dentistry* **2013**.
- GENNISSON JL, DEFFIEUX T, FINK M, TANTER M (2013). Ultrasound elastography: principles and techniques, *Diagnostic and interventional imaging* **94**: 487-495.
- GIGLIO JA (1997). CONTEMPORARY ORAL AND MAXILLOFACIAL PATHOLOGY.
- GILL R (2020). The Physics and Technology of Diagnostic Ultrasound: a practitioner's guide, High Frequency Publishing.
- GLEAVE E, WHITTAKER J, NICHOLSON (1979). A Salivary tumours—experience over thirty years, *Clinical Otolaryngology & Allied Sciences* **4**: 247-257.
- GOLDSTEIN A, MADRAZO BL (1981). Slice-thickness artifacts in gray-scale ultrasound, *Journal of clinical ultrasound* **9**: 365-375.
- GRISCHKOWSKY D, KEIDING S, VAN EXTER M, FATTINGER C (1990). Far-infrared time-domain spectroscopy with terahertz beams of dielectrics and semiconductors, *JOSA B* **7**: 2006-2015.
- GRUBER IV, RUECKERT M, KAGAN KO, STAEBLER A, SIEGMANN KC, HARTKOPF A, HAHN M (2013). Measurement of tumour size with mammography, sonography and magnetic resonance imaging as compared to histological tumour size in primary breast cancer. *BMC cancer*, **13**(1): 1-8.
- GUNDAPPA M, NG S, WHAITES E (2006). Comparison of ultrasound, digital and conventional radiography in differentiating periapical lesions, *Dentomaxillofacial Radiology* **35**: 326-333.

- GUPTA D, AGARWAL M, THAKUR RK, MITTAL S (2015). Diode laser excision of irritation fibroma: A Case Report, *Arch of Dent and Med Res* **1**: 54-58.
- HAFEEZ NS, SONDEKOPPAM RV, GANAPATHY S, ARMSTRONG JE, SHIMIZU M, JOHNSON M, MERRIFIELD P, GALIL KA (2014). Ultrasound-guided greater palatine nerve block: a case series of anatomical descriptions and clinical evaluations, *Anesthesia & Analgesia* **119**: 726-730.
- HAJNAL J (1987). Singularities in the transverse fields of electromagnetic waves. I. Theory, *Proceedings of the Royal Society of London. A. Mathematical and Physical Sciences* **414**: 433-446.
- HALPERIN-STERNFELD M, E. SABO E, AKRISH S (2016). The pathogenesis of implant-related reactive lesions: A clinical, histologic and polarized light microscopy study, *Journal of periodontology* **87**: 502-510.
- HASHISH I, HARVEY W, HARRIS M (1986). Anti-inflammatory effects of ultrasound therapy: evidence for a major placebo effect, *Rheumatology* **25**: 77-81.
- HERNANDEZ G, LOPEZ-PINTOR RM, TORRES J, DE VICENTE JC (2009). Clinical outcomes of peri-implant peripheral giant cell granuloma: a report of three cases, *Journal of periodontology* **80**: 1184-1191.
- HIRORI H, YAMASHITA K, NAGAI M, TANAKA K (2004). Attenuated total reflection spectroscopy in time domain using terahertz coherent pulses, *Japanese journal of applied physics* **43**: L1287.
- HOSKINS PR, MARTIN K, THRUSH A (2019). Diagnostic ultrasound: physics and equipment, CRC Press.
- HU BB, NUSS MC (1995). Imaging with terahertz waves, *Optics letters* **20**: 1716-1718.
- IIDA Y, KAMIJO T, KUSAFUKA K, OMAE K, NISHIYA Y, HAMAGUCHI N, MORITA K, ONITSUKA T (2018). Depth of invasion in superficial oral tongue carcinoma quantified using intraoral ultrasonography, *The Laryngoscope* **128**: 2778-2782.
- IRO H, BOZZATO A, ZENK J (2013). *Atlas of head and neck ultrasound*, New York, NY, USA: Thieme.
- JAFARZADEH H, SANATKHANI M, MOHTASHAM N (2006). Oral pyogenic granuloma: a review, *Journal of oral science* **48**: 167-175.
- JANÉ-SALAS E, ALBUQUERQUE R, FONT-MUÑOZ A, GONZÁLEZ-NAVARRO B, ESTRUGO DEVEZA A, LÓPEZ-LÓPEZ J (2015). Pyogenic granuloma/peripheral giant-cell granuloma associated with implants, *International journal of dentistry* **2015**.
- JENSEN JA (1996). Estimation of blood velocities using ultrasound: a signal processing approach, Cambridge University Press.
- JENSSEN C, HOCKE M, FUSAROLI P, GILJA O, BUSCARINI E, HAVRE R, IGNEE A, SAFTOIU A, VILMANN P, BURMESTER E (2016). EFSUMB Guidelines on Interventional Ultrasound (INVUS), Part IV–EUS-guided interventions: General aspects and EUS-guided sampling (Long Version), *Ultraschall in der Medizin-European Journal of Ultrasound* **37**: E33-E76.
- JEPSEN PU, MERBOLD H (2010). Terahertz reflection spectroscopy of aqueous NaCl and LiCl solutions, *Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves* **31**: 430-440.
- JIANG M, BU W, CHEN X, GU H (2019). A case of irritation fibroma, *Advances in Dermatology and Allergology/Postępy Dermatologii i Alergologii* **36**: 125-126.
- KAMBUROĞLU K, ÇAKMAK EE, ERATAM N, SÖNMEZ G, KARAHAN S (2021). In vitro assessment of periapical lesions created in sheep mandibles by using high resolution ultrasonography and cone beam computed tomography, *Dentomaxillofacial Radiology* **50**: 20210048.
- KAMBUROĞLU K, KARAGÖZ B, ALTAN H, ÖZEN D (2019). An ex vivo comparative study of occlusal and proximal caries using terahertz and X-ray imaging, *Dentomaxillofacial Radiology* **48**: 20180250.

- KAMBUROĞLU K, YETIMOĞLU NÖ, ALTAN H (2014). Characterization of primary and permanent teeth using terahertz spectroscopy, *Dentomaxillofacial Radiology* **43**: 20130404.
- KARAGÖZ B, ALTAN H, KAMBUROGLU K (2015). Terahertz pulsed imaging study of dental caries. *European Conference on Biomedical Optics*, Optica Publishing Group p. 95420N.
- KASHYAP B, REDDY PS, NALINI P (2012). Reactive lesions of oral cavity: A survey of 100 cases in Eluru, West Godavari district. *Contemporary clinical dentistry* **3**(3): 294.
- KATSIKERIS N, KAKARANTZA ANGELOPOULOU E, ANGELOPOULOS AP (1988). Peripheral giant cell granuloma. Clinicopathologic study of 224 new cases and review of 956 reported cases. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, **17**(2): 94-99.
- KAUR H, EL-BIALY T (2020). Shortening of overall orthodontic treatment duration with low-intensity pulsed ultrasound (LIPUS), *Journal of Clinical Medicine* **9**: 1303.
- KAYA K, DULGEROGLU D, UNSAL-DELIALIOGLU S, BABADAG M, TACAL T, BARLAK A, OZEL S (2010). Diagnostic value of ultrasonography in the evaluation of the temporomandibular joint anterior disc displacement, *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* **38**: 391-395.
- KERR EN, MEALEY BL, NOUJEIM ME, LASHO DJ, NUMMIKOSKI PV, MELLONIG JT (2008). The effect of ultrasound on bone dimensional changes following extraction: a pilot study, *Journal of periodontology* **79**: 283-290.
- KHAITAN T, SINHA R, SARKAR S, KABIRAJ A, RAMANI D, SHARMA M (2018). Conservative approach in the management of oral pyogenic granuloma by sclerotherapy, *Journal of Indian Academy of Oral Medicine and Radiology* **30**: 46.
- KILINC A, SARUHAN N., GUNDOGDU B, YALCIN E, ERTAS U, URVASIZOGLU G (2017). Benign tumors and tumor-like lesions of the oral cavity and jaws: An analysis of 709 cases. *Nigerian Journal of Clinical Practice* **20**(11): 1448-1454.
- KNAPPE M, LOUW M, GREGOR RT (2000). Ultrasonography-guided fine-needle aspiration for the assessment of cervical metastases, *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery* **126**: 1091-1096.
- KONO S, GU P, TANI M, SAKAI K (2000). Temperature dependence of terahertz radiation from n-type InSb and n-type InAs surfaces, *Applied Physics B* **71**: 901-904.
- KREMKAU FW, K. TAYLOR K (1986). Artifacts in ultrasound imaging, *Journal of ultrasound in medicine* **5**: 227-237.
- LANDES CA, M. STERZ M (2003). Evaluation of condylar translation by sonography versus axiography in orthognathic surgery patients, *Journal of oral and maxillofacial surgery* **61**: 1410-1417.
- LEE JH, KANG HJ, YOO CW, PARK WS, RYU JS, JUNG YS, CHOI SW, PARK JY, HAN N (2019). PLAG1, SOX10, and Myb expression in benign and malignant salivary gland neoplasms, *Journal of Pathology and Translational Medicine* **53**: 23-30.
- LUVIZUTO ER, DA SILVA JB, LUVIZUTO GC, PEREIRA FP, FACO EF, SEDLACEK P, POI WR (2012). Peripheral ossifying fibroma, *Journal of Craniofacial Surgery* **23**: e7-e10.
- MAROTTI J, HEGER S, TINSCHERT J, TORTAMANO P, CHUEMBOU F, RADERMACHER K, WOLFART S (2013). Recent advances of ultrasound imaging in dentistry—a review of the literature, *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology* **115**: 819-832.
- MASHBERG A, SAMIT A (1995). Early diagnosis of asymptomatic oral and oropharyngeal squamous cancers, *CA: a cancer journal for clinicians* **45**: 328-351.
- MATALON S, FEUERSTEIN O, CALDERON S, MITTLEMAN A, KAFFE I (2007). Detection of cavitated carious lesions in approximal tooth surfaces by ultrasonic caries detector, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* **103**: 109-113.
- MATSUMIYA MATSUMOTO Y, MORITA, Y, UZAWA N. (2022). Pleomorphic Adenoma of the Salivary Glands and Epithelial–Mesenchymal Transition. *Journal of Clinical Medicine*, **11**(14): 4210.

- MATURANA RAMÍREZ A, ADORNO FARÍAS D, REYES ROJAS M, FARÍAS VERGARA M, AITKEN SAAVEDRA J (2015). A retrospective analysis of reactive hyperplastic lesions of the oral cavity: study of 1149 cases diagnosed between 2000 and 2011, Chile. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 28(2): 103-107.
- MC LOUGHLIN L, GILLANDERS SL, S. SMITH S, YOUNG O (2019). The role of adjuvant radiotherapy in management of recurrent pleomorphic adenoma of the parotid gland: a systematic review, *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* 276: 283-295.
- MELROSE RJ, HANDLERS JP, KERPEL S, SUMMERLIN DJ, TOMICH CJ (2007). The use of biopsy in dental practice. The position of the American Academy of Oral and Maxillofacial Pathology, *General dentistry* 55: 457-461; quiz 462.
- MERGONI G, MELETI M, MAGNOLO S, GIOVANNACCI I, CORCIONE L, VESCOVI P (2015). Peripheral ossifying fibroma: A clinicopathologic study of 27 cases and review of the literature with emphasis on histomorphologic features, *Journal of Indian Society of Periodontology* 19: 83.
- MESHARAM GG, KAUR N, HURA KS (2018). Pediatric Pleomorphic Adenoma of the Parotid: Case Report, Review of Literature and Novel Therapeutic Targets, *Children* 5: 127.
- METHA SS, MHAPUSKAR AA, MARATHE SP, METHA SS, JADHAV S, THAKARE SD, PASSI D (2019). Assessment of efficacy of ultrasonography in cervical lymphadenopathy in oral malignancies, *Journal of family medicine and primary care* 8: 544.
- MIDDLETON W, ERICKSON S, MELSON G (1989). Perivascular color artifact: pathologic significance and appearance on color Doppler US images, *Radiology* 171: 647-652.
- MIELE FR (2013). Ultrasound physics & instrumentation, Miele Enterprises.
- MONTAZER LOTF ELAHI, MS, FARZINNIA G, JAAFARI ASHKAVANDI, Z (2022). Clinicopathological study of 1000 biopsied gingival lesions among dental outpatients: a 22-year retrospective study. *BMC Oral Health*, 22(1): 1-7.
- MØLLER U, COOKE DG, TANAKA K, JEPSEN PU (2009). Terahertz reflection spectroscopy of Debye relaxation in polar liquids, *JOSA B* 26: A113-A125.
- MORIKAWA H, FUKUDA K, KOBAYASHI S, FUJII H, IWAI S, ENOMOTO M, TAMORI A, SAKAGUCHI H, KAWADA N (2011). Real-time tissue elastography as a tool for the noninvasive assessment of liver stiffness in patients with chronic hepatitis C, *Journal of gastroenterology* 46: 350-358.
- MUELLER ER (2006). Terahertz Radiation Sources for Imaging and Sensing Applications-New techniques are being used to generate emissions at terahertz frequencies, *Photonics Spectra* 40: 60-69.
- MÜLLER L, KELLENBERGER CJ, CANNIZZARO E, ETTLIN D, SCHRANER T, BOLT IB, PELTOMÄKI T, SAURENMANN RK (2009). Early diagnosis of temporomandibular joint involvement in juvenile idiopathic arthritis: a pilot study comparing clinical examination and ultrasound to magnetic resonance imaging, *Rheumatology* 48: 680-685.
- NADERI NJ, ESHGHYAR N, ESFEHANIAN H (2012). Reactive lesions of the oral cavity: A retrospective study on 2068 cases, *Dental research journal* 9(3): 251.
- NAGAI M, YADA H, ARIKAWA T, TANAKA K (2006). Terahertz time-domain attenuated total reflection spectroscopy in water and biological solution, *International journal of infrared and millimeter waves* 27(4): 505-515.
- NAHATA A, HEINZ TF (1998). Generation of subpicosecond electrical pulses by optical rectification, *Optics letters* 23: 867-869.
- NAKANISHI A, KAWADA Y, YASUDA T, AKIYAMA K, TAKAHASHI H (2012). Terahertz time domain attenuated total reflection spectroscopy with an integrated prism system, *Review of Scientific Instruments* 83: 033103.

- NASSIRI KASHANI M, SADR B, FANIAN F, KAMYAB K, NOORMOHAMMADPOUR P, SHAHSHAHANI MM, FIROOZ A (2013). Pre-operative assessment of basal cell carcinoma dimensions using high frequency ultrasonography and its correlation with histopathology. *Skin Research and Technology* **19**(1): e132-e138.
- NATORI T, KOGA M, ANEGAWA E, NAKASHIMA Y, TETSUKA M, YOH J, KUSUKAWA J (2008). Usefulness of intra-oral ultrasonography to predict neck metastasis in patients with tongue carcinoma, *Oral diseases* **14**: 591-599.
- NEVILLE BW, DAMM DD, ALLEN CM, BOUQUOPT JE (2009). Oral and Maxillofacial Pathology, *St Louis: 3th ed., Saunders*: 84-99.
- NEVILLE BW, DAMM DD, ALLEN CM, BOUQUOPT JE (2009). Oral and Maxillofacial Pathology, *St Louis: 3th ed., Saunders*: 453-459.
- NEVILLE BW, DAMM DD, ALLEN CM, CHI AC (2015). Oral and maxillofacial pathology, Elsevier Health Sciences.
- NEWMAN PG, ROZYCKI GS (1998). The history of ultrasound, *Surgical clinics of north America* **78**: 179-195.
- NIGHTINGALE K (2011). Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging: a review, *Current medical imaging* **7**: 328-339.
- NILSSON A (2001). Artefacts in sonography and Doppler, *European radiology* **11**: 1308-1315.
- OBINATA K, SATO T, OHMORI K, SHINDO M, NAKAMURA M (2010). A comparison of diagnostic tools for Sjögren syndrome, with emphasis on sialography, histopathology, and ultrasonography, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* **109**: 129-134.
- OHTA K, IWAMOTO R (1985). Experimental proof of the relation between thickness of the probed surface layer and absorbance in FT-IR/ATR spectroscopy, *Applied spectroscopy* **39**: 418-425.
- OLIVER R, SLOAN P, PEMBERTON M (2004). Oral biopsies: methods and applications, *British Dental Journal* **196**: 329-333.
- OPHIR J, CESPEDES I, PONNEKANTI H, YAZDI Y, LI X (1991). Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues, *Ultrasonic imaging* **13**: 111-134.
- ORLOFF LA (2017). Head and neck ultrasonography: essential and extended applications, Plural Publishing.
- PALKA N, SZALA M, CZERWINSKA E. (2016). Characterization of prospective explosive materials using terahertz time-domain spectroscopy, *Applied optics* **55**(17): 4575-4583.
- PALLAGATTI S, SHEIKH S, PURI N, MITTAL A, SINGH B (2012). To evaluate the efficacy of ultrasonography compared to clinical diagnosis, radiography and histopathological findings in the diagnosis of maxillofacial swellings, *European journal of radiology* **81**: 1821-1827.
- PARK GS, KIM YH, HAN H, HAN JK, AHN J, SON JH, PARK WY, JEONG YU (2012). Convergence of Terahertz Sciences in Biomedical Systems, Springer.
- PARTHIBAN J, SANTANA N, GIRIDHAR AG, YASHODA DEVI BK, SUJATHA REDDY S, RAKESH N (2013). The role of colour Doppler ultrasonography in the diagnosis of fascial space infections-a cross sectional study, *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* **7**: 962.
- PATEL K, KUMAR S, KATHIRIYA N, MADAN S, SHAH A, VENKATARAGHAVAN K, JANI M (2015). An evaluation of the effect of therapeutic ultrasound on healing of mandibular fracture, *Craniomaxillofacial Trauma & Reconstruction* **8**: 299-306.
- PAWAR AY, SONAWANE DD, ERANDE KB, DERLE DV (2013). Terahertz technology and its applications, *Drug invention today* **5**: 157-163.
- PELLERITO JS, POLAK J (2012). Basic concepts of Doppler frequency spectrum analysis and ultrasound blood flow imaging. *Introduction to vascular ultrasonography*, Elsevier Saunders, Philadelphia: 52-73.

- PEREIRA CM, ALMEIDA OP, CORREA M, SOUZA CA, BARJAS-CASTRO ML (2007). Oral involvement in chronic graft versus host disease: a prospective study of 19 Brazilian patients, *General Dentistry* **55**: 48-51.
- POH CF, NG S, BEREAN KW, WILLIAMS PM, ROSIN MP, ZHANG L (2008). Biopsy and histopathologic diagnosis of oral premalignant and malignant lesions, *Journal Of the Canadian Dental Association* **74**: 283-288.
- POWESKI L, DRUM M, READER A, NUSSTEIN J, BECK M, CHAUDHRY J (2014). Role of ultrasonography in differentiating facial swellings of odontogenic origin, *Journal of Endodontics* **40**: 495-498.
- POZNIAK MA, J.A. ZAGZEBSKI JA, SCANLAN KA (1992). Spectral and color Doppler artifacts, *Radiographics* **12**: 35-44.
- PRABHU SJ, KANAL K, BHARGAVA P, VAIDYA S, DIGHE MK (2014). Ultrasound artifacts: classification, applied physics with illustrations, and imaging appearances, *Ultrasound quarterly* **30**: 145-157.
- PRAJAPAT J, PRAJAPAT R, KHANAGAR SB, SIDDEEQH S (2022). Extralingival pyogenic granuloma of the lower lip masquerading as a vascular lesion. *Journal of Oral and Maxillofacial Pathology*: **26(1)**: 119.
- RAHMOUNI A, BARGOIN R, HERMENT A, BARGOIN N, VASILE N (1996). Color Doppler twinkling artifact in hyperechoic regions, *Radiology* **199**: 269-271.
- RAJA LAKSHMI C, SUDHAKARA RAO M, RAVIKIRAN A, SATHISH S, BHAVANA SM (2014). Evaluation of reliability of ultrasonographic parameters in differentiating benign and metastatic cervical group of lymph nodes, *International Scholarly Research Notices* **2014**.
- RAZA H, MAJOR P, DEDERICH D, EL-BIALY T (2016). Effect of low-intensity pulsed ultrasound on orthodontically induced root resorption caused by torque: A prospective, double-blind, controlled clinical trial, *The Angle Orthodontist* **86**: 550-557.
- REGEZI J, SCIUBBA J, JORDAN R (2008). Textbook: Oral & Maxillofacial Pathology: Clinical-Pathologic Correlations. WB Saunders Co., Philadelphia, PA.
- RESNICK CM, VAKILIAN PM, KABAN LB, PEACOCK ZS (2017). Is intra-articular steroid injection to the temporomandibular joint for juvenile idiopathic arthritis more effective and efficient when performed with image guidance?, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **75**: 694-700.
- RICE A, JIN Y, MA X, ZHANG XC, BLISS D, LARKIN J, ALEXANDER M (1994). Terahertz optical rectification from < 110 > zinc-blende crystals, *Applied physics letters* **64**: 1324-1326.
- ROGALSKI A, M. RAZEGHI M (1996). Semiconductor ultraviolet photodetectors, *Optoelectronics Review*: 13-30.
- ROMERO-TORRES S, PÉREZ-RAMOS JD, MORRIS KR, GRANT ER (2005). Raman spectroscopic measurement of tablet-to-tablet coating variability, *Journal of pharmaceutical and biomedical analysis* **38**: 270-274.
- RUBALTELLI L, KHADIVI Y, STRAMARE R, CANDIANI F, TORRACO A, TREGNAGHI A (2000). Power Doppler signals produced by static structures: a frequent cause of interpretation errors in the study of slow flows, *La Radiologia Medica* **99**: 161-164.
- RUBENS DJ, BHATT S, NEDELKA S, CULLINAN J (2006). Doppler artifacts and pitfalls, *Radiologic Clinics* **44**: 805-835.
- RUBIN C, BOLANDER M, RYABY JP, HADJIARGYROU M (2001). The use of low-intensity ultrasound to accelerate the healing of fractures, *JBJS* **83**: 259.
- RUBIN JM (1994). Spectral Doppler US, *Radiographics* **14**: 139-150.
- RUMACK CM, LEVINE D (2017). Diagnostic ultrasound, Elsevier Health Sciences.
- SANCAK IT (2015). Temel radyoloji, *Güneş Tıp Yayınevleri* :788-792.

- SANGLE VA, POOJA VK, HOLANI A, SHAH N, CHAUDHARY M, KHANAPURE S. (2018). Reactive hyperplastic lesions of the oral cavity: A retrospective survey study and literature review. *Indian Journal of Dental Research* **29**(1): 61.
- SANTHOSH KUMAR R, SATEESH C, SHREEDHAR A (2011). Peripheral ossifying fibroma: a rarity in elderly males, *Journal of Dental Sciences and Research* **2**: 1-5.
- SANTOSH ABR, BOYD D, LAXMINARAYANA KK (2015). Proposed clinico-pathological classification for oral exophytic lesions, *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR* **9**: ZE01.
- SASAKI K, MIZUNO M, WAKE K, WATANABE S. (2017). Monte Carlo simulations of skin exposure to electromagnetic field from 10 GHz to 1 THz, *Physics in Medicine & Biology* **62**(17): 6993.
- SATHYANARAYAN V, BHARANI SK (2013). Enlarged lymph nodes in head and neck cancer: Analysis with triplex ultrasonography, *Annals of Maxillofacial Surgery* **3**: pp. 35-39.
- SAVITHA B, VANDANA K (2005). Comparative assesment of gingival thickness using transgingival probing and ultrasonographic method, *Indian Journal of Dental Research* **16**: 135.
- SCANLAN KA (1991). Sonographic artifacts and their origins, *AJR. American journal of roentgenology* **156**: 1267-1272.
- SCARANO A, LORUSSO C, MORTELLARO C, LIMONGELLI L, TEMPESTA A, FAVIA G (2018). Peripheral giant cell granuloma associated with dental implants, *Journal of Craniofacial Surgery* **29**: e196-e199.
- SCHORTINGHUIS J, BRONCKERS A, GRAVENDEEL J, STEGENGA B, RAGHOEBAR G (2008). The effect of ultrasound on osteogenesis in the vertically distracted edentulous mandible. A double-blind trial, *International journal of oral and maxillofacial surgery* **37**: 1014-1021.
- SCHORTINGHUIS J, STEGENGA B, RAGHOEBAR G, DE BONT L (2003). Ultrasound stimulation of maxillofacial bone healing, *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* **14**: 63-74.
- SELLERS N (2018). Handbook of Terahertz Technology, Scientific e-Resources.
- SHAH JS, RANGHANI AF (2018). Sclerotherapy in pyogenic granuloma and mucoccele, *Journal of Indian Academy of Oral Medicine and Radiology* **30**: 230.
- SHANTI RM, TANAKA T, STANTON DC (2020). Oral biopsy techniques, *Dermatologic Clinics* **38**: 421-427.
- SHARMA P, GOEL D, GHOSH R, GARG B (2018). Management of epulis fissuratum using cryosurgery: a case report, *Indian J Dent Adv* **10**: 91-93.
- SHIINA T, NIGHTINGALE KR, PALMERI ML, HALL TJ, BAMBER JC, BARR RG, CASTERA L, CHOI BI, CHOU YH, COSGROVE D (2015). WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: basic principles and terminology, *Ultrasound in medicine & biology* **41**: 1126-1147.
- SHIRAGA K, OGAWA Y, SUZUKI T, KONDO N, IRISAWA A, IMAMURA M. (2013). Determination of the complex dielectric constant of an epithelial cell monolayer in the terahertz region, *Applied physics letters* **102**(5): 053702.
- SHRIKI J (2014). Ultrasound physics, *Critical care clinics* **30**: 1-24.
- SIEGEL MJ (2011). Pediatric sonography, Lippincott Williams & Wilkins.
- SIGRIST RM, LIAU J, EL KAFFAS A, CHAMMAS MC, WILLMANN JK (2017). Ultrasound elastography: review of techniques and clinical applications, *Theranostics* **7**: 1303.
- SMILEY N, ANZAI Y, FOSTER S, DILLON J (2019). Is ultrasound a useful adjunct in the management of oral squamous cell carcinoma?, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* **77**: 204-217.

- SMITH PR, AUSTON DH, NUSS MC (1988). Subpicosecond photoconducting dipole antennas, *IEEE Journal of Quantum Electronics* **24**: 255-260.
- SOFIZADEH N, BJERKEHAGEN B, SOLHEIM T, SAPKOTA D, SØLAND TM (2022). The spectrum and frequency of histopathological diagnosis of oral diseases in Oslo: Implications to oral pathology syllabus. *European Journal of Dental Education*.
- SOLTANI A, JAHN D, DUSCHEK L, CASTRO-CAMUS E, KOCH M, WITHAYACHUMNANKUL W (2016). Attenuated total reflection terahertz time-domain spectroscopy: uncertainty analysis and reduction scheme, *IEEE Transactions on Terahertz Science and Technology* **6**: 32-39.
- SÖNMEZ G, KAMBUROĞLU K, GÜLŞAHI A (2021). Accuracy of high-resolution ultrasound (US) for gingival soft tissue thickness measurement in edentulous patients prior to implant placement, *Dentomaxillofacial Radiology* **50**: 20200309.
- SÖNMEZ G, KAMBUROĞLU K, YILMAZ F, KOÇ C, BARIŞ E, TÜZÜNER A (2019). Versatility of high resolution ultrasonography in the assessment of granulomas and radicular cysts: a comparative in vivo study, *Dentomaxillofacial Radiology* **48**: 20190082.
- SUMER A, DANACI M, OZEN SANDIKÇI E, SUMER M, CELENK P (2009). Ultrasonography and Doppler ultrasonography in the evaluation of intraosseous lesions of the jaws, *Dentomaxillofacial radiology* **38**: 23-27.
- SUN Y, SY MY, WANG YXJ, AHUJA AT, ZHANG YT, PICKWELL-MACPHERSON E (2011). A promising diagnostic method: Terahertz pulsed imaging and spectroscopy, *World journal of radiology* **3**: 55.
- SVELTO O (2010). Pumping Processes. *Principles of Lasers*, Springer: 205-253.
- SYLVIE-LOUISE AVON D, KLIEB H (2012). Oral soft-tissue biopsy: an overview, *J Can Dent Assoc* **78**: c75.
- ŞEKER O, KAMBUROĞLU K, ŞAHİN C, ERATAM N, ÇAKMAK EE, SÖNMEZ G, ÖZEN D (2021). In vitro comparison of high-definition US, CBCT and periapical radiography in the diagnosis of proximal and recurrent caries, *Dentomaxillofacial Radiology* **50**: 20210026.
- TANI M, HERRMANN M, SAKAI K (2002). Generation and detection of terahertz pulsed radiation with photoconductive antennas and its application to imaging, *Measurement science and technology* **13**: 1739.
- TATTAN M, SINJAB K, LEE E, ARNETT M, OH TJ, WANG HL, CHAN HL, KRIPFGANS OD (2020). Ultrasonography for chairside evaluation of periodontal structures: a pilot study, *Journal of periodontology* **91**: 890-899.
- TAYLOR K, HOLLAND S (1990). Doppler US. Part I. Basic principles, instrumentation, and pitfalls, *Radiology* **174**: 297-307.
- THIERBACH V, QUARCOO S, ORLIAN AI (2000). Atypical peripheral ossifying fibroma: a case report, *New York State Dental Journal* **66**: 26.
- THOMPSON K, BORDWELL D, SMITH J (2003). Film history: An introduction, McGraw-Hill Boston.
- TITOVA LV, AYESHESHIM AK, GOLUBOV A, RODRIGUEZ-JUAREZ R, WOYCICKI R, HEGMANN FA, KOVALCHUK O (2013). Intense THz pulses down-regulate genes associated with skin cancer and psoriasis: a new therapeutic avenue?, *Scientific reports* **3**: 1-6.
- TROULIS MJ, COPPE C, O'NEILL MJ, KABAN LB (2003). Ultrasound: assessment of the distraction osteogenesis wound in patients undergoing mandibular lengthening, *Journal of oral and maxillofacial surgery* **61**: 1144-1149.
- ULBRICHT R, HENDRY E, SHAN J, HEINZ TF, BONN M (2011). Carrier dynamics in semiconductors studied with time-resolved terahertz spectroscopy, *Reviews of Modern Physics* **83**: 543.

- VYASARAYANI P, MADHUMIETHA A, GUNDLAPALLE P (2014). Management of geriatric patient with epulis fissuratum using liquid nitrogen cryosurgery: a case report, *The Journal of Indian Prosthodontic Society* **14**: 115-119.
- WANG Y, JIANG Z, XU D, CHEN T, CHEN B, WANG S, YAO J. (2019). Study of the dielectric characteristics of living glial-like cells using terahertz ATR spectroscopy, *Biomedical Optics Express* **10**(10): 5351-5361.
- WILKE I, SENGUPTA S (2017). Nonlinear Optical Techniques for Terahertz Pulse Generation and Detection—Optical Rectification and Electrooptic Sampling. *Terahertz Spectroscopy*, CRC press: 59-90.
- WOLLINA U, LANGNER D, FRANÇA K, GIANFALDONI S, LOTTI T, TCHERNEV G (2017). Pyogenic Granuloma—A Common Benign Vascular Tumor with Variable. Open Access Maced J Med Sci. 2017 Jul 25; 5 (4): 423-426.
- WOOD N, GAUZ P (1997). Differential diagnosis of Oral and Maxillofacial Lesions. Mosby, St Louis: 340-342.
- WOODWARD RM, COLE BE, WALLACE VP, PYE RJ, ARNONE DD, LINFIELD EH, PEPPER M (2002). Terahertz pulse imaging in reflection geometry of human skin cancer and skin tissue, *Phys Med Biol* **47**: 3853–3863.
- YADA H, NAGAI M, TANAKA K. (2008). Origin of the fast relaxation component of water and heavy water revealed by terahertz time-domain attenuated total reflection spectroscopy, *Chemical Physics Letters* **464**(4-6): 166-170.
- YADAV R, GULATI A (2009). Peripheral ossifying fibroma: a case report, *Journal of oral Science* **51**: 151-154.
- YAMANE M, ISHII J, IZUMO T, NAGASAWA T, AMAGASA T (2007). Noninvasive quantitative assessment of oral tongue cancer by intraoral ultrasonography, *Head & Neck: Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck* **29**: 307-314.
- YANG X, ZHAO X, YANG K, LIU Y, LIU Y, FU W, LUO Y (2016). Biomedical applications of terahertz spectroscopy and imaging, *Trends Biotechnol* **34**: 810–824.
- YILMAZ D, KAMBUROĞLU K (2019). Comparison of the effectiveness of high resolution ultrasound with MRI in patients with temporomandibular joint disorders, *Dentomaxillofacial Radiology* **48**: 20180349.
- YOON A, BULBUL M, SADOW P, FAQUIN W, CURTIN H, VARVARES M, JULIANO A (2020). Comparison of intraoperative sonography and histopathologic evaluation of tumor thickness and depth of invasion in oral tongue cancer: A pilot study, *American Journal of Neuroradiology* **41**: 1245-1250.
- YU C, FAN S, SUN Y, PICKWELL-MACPHERSON E (2012). The potential of Terahertz imaging for cancer diagnosis: A review of investigations to date, *Quant Imaging Med Surg* **2**: 33–45.
- ZAGZEBSKI JA (1992). Physics and instrumentation in Doppler and B-mode ultrasonography, *Introduction to Vascular Ultrasonography*. Philadelphia, Pa: WB Saunders Co: 19-43.
- ZAIN RB, IKEDA N, RAZAK IA, AXÉLL T, MAJID ZA, GUPTA PC, YAACOB M (1997). A national epidemiological survey of oral mucosal lesions in Malaysia, *Community dentistry and oral epidemiology* **25**: 377-383.
- ZHANG XC, XU J (2010). Introduction to THz wave photonics, Springer.
- ZHANG X (2002). Terahertz wave imaging: horizons and hurdles, *Physics in Medicine & Biology* **47**: 3667.

EKLER

Ek-1: Etik Kurul Onayı



T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



Konu : Etik Kurul Hk.
Sayı : 36290600/99

04.10.2017

Sayın Prof. Dr. Kıvanç KAMBUROĞLU
A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

Prof. Dr. Kıvanç KAMBUROĞLU tarafından gönderilen “Oral yumuşak doku lezyonlarında Terahertz ışınlarının diagnostik etkinliğinin ultrasonografi ile karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmesi” konulu çalışma, Etik Kurulumuz tarafından incelenmiş ve araştırma etiği açısından uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Kıvanç KAMBUROĞLU tarafından gönderilen “Oral yumuşak doku lezyonlarında Terahertz ışınlarının diagnostik etkinliğinin ultrasonografi ile karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmesi” konulu çalışmada kullanılan yöntemler ve malzemeler rutin kullanımda olan yöntem ve malzemelerdir.

İnsanlarda güvenli olarak kullanıldığına ait çok sayıda literatür mevcuttur.

Bu nedenle hastaların sigortalanmasına gerek yoktur.

Bilgilerinizi saygılarımla rica ederim.

Prof. Dr. Murat AKKAYA
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurul
Başkanı

Eki: 3 sayfa

Rasim ONAL
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Fakülte Sekreteri
ASLI GILGIN

Ek-2: İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu Onay Yazısı



T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu

NORMAL

Sayı : 93189304-514.99-E.1(3982)
Konu : Tübitak Başvurunuz

01.06.2018

Prof. Dr. Kıvanç Kamburoğlu
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı
Ankara

İlgi: Kurum evrak kayıt 28.05.2018 tarihli ve E.155142 sayılı yazınız.

Bilindiği üzere, 3359 sayılı Sağlık Hizmetleri Temel Kanunu ek 10 uncu maddesi hükmünce herhangi bir tedavi yöntemi veya araçlarının veyahut ruhsat veya izin alınmış olsa dahi ilaç ve terkiplerinin, tıbbi ve biyolojik ürünler, bitkisel ürünler, kozmetik ürünler ve hammaddeleri ile tıbbi cihazların bilimsel araştırma amacıyla insanlar üzerinde kullanılabilmesi için Sağlık Bakanlığı veya bağlı kuruluşlarından izin alınması gerekmektedir.

Prof. Dr. Kıvanç Kamburoğlu sorumluluğunda yapılması planlanan “Oral Yumuşak Doku Lezyonlarında Terahertz Işınlарının Diagnostik Etkinliğinin Ultrasonografi ile Karşılaştırılmalı Olarak Değerlendirilmesi” başlıklı araştırma bahsi geçen kanun maddesi kapsamına girmediğinden sadece ilgili etik kurul onayı doğrultusunda yürütülebilir. Gönüllülerden bilgilendirilmiş gönüllü olur formu alınması gerekmektedir.

Yazımızın bir örneğinin koordinatöre, diğer merkezlere, destekleyiciye ve ilgili etik kurula iletilmesi hususunda bilginizi ve gereğini rica ederim.

Dr. Ecz. Nihan BURUL BOZKURT
Kurum Başkanı a. Daire Başkanı

Söğütözü Mahallesi, 2176.Sokak No:5 06520 Çankaya/ANKARA

Tel: (0 312) 218 30 00– Fax : (0 312) 218 34 60 www.titck.gov.tr



Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanunu uyarınca elektronik olarak imzalanmıştır. Doküman <http://ebs.titck.gov.tr/Basvuru/EImza/Kontrol> adresinden kontrol edilebilir. Güvenli elektronik imza aslı ile aynıdır. Dokümanın doğrulama kodu : Q3NRZW56ZmxXZmxXak1UZmxXRG83

Ek-3: Gönüllülerin Bilgilendirilmiş Olur Formu

GÖNÜLLÜLERİN BİLGİLENDİRİLMİŞ OLUR FORMU

Sizi, muayenenizde tespit edilen ağız içi hastalığınızın incelenmesinde kullanılan, teşhis yöntemlerinin değerlendirilmesini yapan bir çalışmaya dahil etmek istiyoruz. Çalışmaya “Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Radyoloji Kliniği’nde” yapılan klinik muayeneniz sonucunda uygunluk sağlamaktasınız. Çalışmaya katılmayı kabul etmeniz halinde, ultrasonografi incelemesi yapılacaktır. Ultrasonografik ve terahertz görüntüleme teknikleri, insan sağlığına hiçbir zarar vermeyen, rutin olarak kullanılmakta olan görüntüleme yöntemlerindendir. Yapılması planlanan bu çalışma, tedavilerinizin başlaması ve devam etmesi için herhangi bir engel teşkil etmemektedir.

Bu formu imzalamış olsanız bile istemeniz halinde veya araştırmacının gerekli görmesi durumunda hiç bir mali ve hukuki yükümlülük olmadan çalışmadan ayrılabilirsiniz. Ayrılmanız halinde, tedavilerinizle ilgili hiçbir aksama veya değişiklik olamayacaktır. Bu çalışmada, sizin hiçbir hukuki ve mali sorumluluğunuz bulunmayıp, tüm sorumluluk araştırmacı ve destekleyiciye aittir. Çalışma için sizden veya bağlı bulunduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan ayrıca ücret alınmayacaktır. Çalışmada yer almanız için size herhangi bir ücret ödenmeyecektir.

İşlemlerle ilgili karşılaşılabileceğiniz bir sorunda arayabileceğiniz kişi ve telefon aşağıda belirtilmiştir. Kişisel bilgileriniz ve isminiz gizli tutulacaktır. Etik kurullar ve resmi makamlar gerekirse size ait bilgilere ulaşabileceklerdir. Çalışmada hastalığınız ile ilgili önemli bir bilgiye ulaşırsa size bildirilecektir. Çalışmadan elde edilecek genel bilgiler ve sonuçlar, yurt içi ve yurt dışında bilimsel toplantılarda/dergilerde bildiri olarak sunulabilir/yayınlanabilir, ancak herhangi bir bildiri veya yayında size ait kimlik bilgileri hiç bir şekilde yayınlanmayacaktır. Sunulan veya yayınlanan veriler ve çalışma sonuçları izlenerek size ulaşılması mümkün olmayacaktır.

Sayın Prof. Dr. Ayşegül Mine Tüzüner tarafından Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı’nda tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” (denek) olarak davet edildim. Eğer bu araştırmaya katılırsam hekim ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim. (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağının bilincindeyim) Ayrıca tıbbi

durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorununun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Dr. Kıvanç Kamburoğlu’nu ve telefonlarından ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Kat: -1 ‘den arayabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde “katılımcı” (denek) olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

GÖNÜLLÜ ONAY FORMU

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri gösteren metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün Adı-soyadı/ İmzası/Tarih/ Adresi (varsa telefon no., faks no,...)

Araştırma ekibinde yer alan ve yetkin bir araştırmacının

Adı-soyadı/ İmzası/ Tarih

Gerekliyse olur işlemine tanık olan kişinin Adı-soyadı/ İmzası/Tarih/ Adresi (varsa telefon no., faks no,...)

Gerekliyse yasal temsilcisinin Adı-soyadı/ İmzası/Tarih/ Adresi (varsa telefon no., faks no,...)

Ek-4: Biyopsi İçin Aydınlatılmış Onam Formu

BİYOPSİ İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

Biyopsi, daha önce klinik muayene ile tespit edilmiş tanısı konulmamış dokulardan örnek alınması işlemidir. Biyopsi işlemi esas olarak patolojilerin kesin tanısının konulabilmesi için örnek alınmasıdır. Biyopsi işlemi çok farklı şekillerde yapılabilir de tümünde lokal anestezi uygulanır. İşlem sırasında bölgeye anestezi uygulandığı için ağrı hissedilmez. Biyopsi sonrası en sık görülen yan etkiler ağrı, kanama ve iltihap oluşmasıdır. Ancak bunlar nadiren görülür. Bu operasyon sırasında ve sonrasında kanama, şişlik, lezyonun bulunduğu bölgeye göre hissizlik gibi şikâyetler oluşabilir. Lezyonun bulunduğu bölgeden çıkartılmaması ilerleyen zamanlarda çene kırıklarından başlayıp hayatı tehdit edecek boyutlara ulaşan sonuçlar doğurabilir.

Biyopsi işlemi sırasında aşırı bir kanama, dokularda esnetmeler yapılırken oluşabilecek gerilmeler, yırtılmalar, sinir kopmaları, dudaklarda, burunda veya damakta zedelenmeler veya yanıklar oluşabileceğini biliyorum.

Biyopsi işlemi sırasında cerrahi açısından her şey yolunda olsa bile lokal anesteziye bağlı bazı istenmeyen sonuçlarla karşılaşabileceğimi biliyorum.

Beni muayene eden ve ameliyatımı-ameliyatlarımı yapacak olan Prof. Dr. Ayşegül Mine TÜZÜNER tarafından muzdarip olduğum Biyopsi İşlemi konusunda ayrıntılı bir şekilde bilgilendirildiğimi beyan ederim.

Ad-Soyad:

Tarih:

İmza: