

T.C.

**ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI**



**ULTRASONOGRAFİK GÖRÜNTÜLEMEDE KORTİKAL KEMİK  
KALINLIĞININ GÖRÜNTÜLEME YETERLİLİĞİNE OLAN ETKİSİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ: BİR İN-VİTRO ÇALIŞMA**

**UZMANLIK TEZİ**

Dt. Gamze COŞAN ATA

**TEZ DANIŞMANI**

Prof. Dr. Hakan EREN

Çanakkale, 2023

T.C.  
ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

ULTRASONOGRAFİK GÖRÜNTÜLEMEDE KORTİKAL KEMİK  
KALINLIĞININ GÖRÜNTÜLEME YETERLİLİĞİNE OLAN ETKİSİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ: BİR İN-VİTRO ÇALIŞMA

UZMANLIK TEZİ

Dt. Gamze COŞAN ATA

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Hakan EREN

Çanakkale, 2023

## TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca bana destek olup yol gösteren, engin bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşmaktan esirgemeyen, kendi zamanından feragat edip bana yardımcı olan değerli tez danışmanım Prof. Dr. Hakan EREN'e,

Uzmanlık eğitimime başladığım Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda 2 yıl boyunca bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım değerli hocalarım Doç. Dr. Selmi YARDIMCI, Doç. Dr. Sevcihan GÜNEN YILMAZ ve Doç. Dr. Hümeyra TERCANLI' ya ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum çalışma arkadaşlarıma,

Bu süreçte bana yardım ederek desteklerini benden esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerini paylaşan değerli hocalarım Doç. Dr. Yeşim DENİZ, Dr. Öğr. Üyesi Rüya SESSİZ ve tez çalışmam sürecinde bana çok destek olan Doç. Dr. Berkant SEZER'e,

Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum çalışma arkadaşlarım ve idari personele,

Hayatımın her alanında bana sevgi ve desteklerini sunan, hayat yolunda daha daha ileri gitmem için beni cesaretlendiren, sevgisini hep en derinde hissettiğim rahmetli babam Suat COŞAN, canım annem Sevda COŞAN ve ablam Gonca DENİZ başta olmak üzere tüm aileme ve canım arkadaşlarım Dr. Volkan Karadağ, Dt. Gizem Kule ve Dt. Züliye Kurultay'a,

Ve bu süreçte her zaman bana destek olan, özveride bulunan, sabır gösteren, sevgi ve anlayışıyla beni hep mutlu eden sevgili eşim Dr. Batuhan ATA'ya sonsuz teşekkürlerimle,

Gamze Coşan Ata

*"Bu tez çalışması çok sevdiğim Babam'a ithaf olunur."*

## ÖZET

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı ultrasonografide kortikal kemik varlığında kemiğin arkasında görüntü oluşumuna kemik kalınlığının etkisini araştırmaktır. Kortikal kemik varlığında oluşan görüntüde ölçüm yapılabilirliği ve kortikal kemik varlığında vaskülarizasyonun görüntülenebilme durumu değerlendirildi.

**Yöntem:** Kortikal kemik varlığında ultrasonografide metrik ölçümlerin ve yapay vaskülarizasyonun değerlendirilmesi için iki farklı düzenek hazırlandı. Birinci düzenekte 10 farklı iğne üzerinde rastgele belirlenmiş uzunluklar işaretlendi ve stopper yerleştirildi. Farklı kemik kalınlıklarına (0.1,0.2,0.3,...2 mm) sahip 20 kemik blok üzerinden iğne ucu ile stopper arası mesafenin ultrasonografik ölçümleri her bir kemik blok için iki gözlemci tarafından ayrı ayrı yapıldı. Sonrasında 2. bir düzenek hazırlanarak kemik blokların üzerinden görüntü alınıp yapay vaskülarizasyonun izlenip izlenmediği var/yok şeklinde kaydedildi. Ayrıca kemik blokların kortikal kısmından küçük parçalar çıkarılarak kütle ve hacimleri hesaplandı ve kemik yoğunlukları belirlendi.

**Bulgular:** İğne ucu uzunluklarının dental kumpas ile ölçülen değerleri altın standart kabul edildiğinde altın standart ile gözlemcilerin ultrasonografideki iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin kemik kalınlığı gruplarına göre incelenmesi için spearman korelasyon analizi yapılmıştır. Analiz sonucuna göre gözlemcilerin iğne ucu ultrasonografi ölçüm değerleri ile altın standartlar arasındaki ilişkinin 0.873 ve 0.895 olduğu ve bu ilişki düzeylerinin anlamlı olduğu belirlenmiştir ( $p<0.01$ ). Kemik kalınlığı arttıkça gözlemcilerin ultrasonografi iğne ucu ölçüm değerleri ile altın standartlar arasındaki ilişkinin azaldığı görülmektedir.

**Sonuç:** Ultrasonografi dentoalveoler bölgedeki patolojilerde kortikal kemik varlığında kortikal kemiğin arkasının görüntülenmesinde kullanılabilir. Kortikal kemik varlığında kemik arkasında oluşan görüntüde ultrasonografide doğru ölçümler yapılabilir ve vaskülarizasyon değerlendirilebilir. Kortikal kemiğin arkasındaki bölgenin görüntüsünün elde edilmesinde kortikal kemik kalınlığı kadar kemik yoğunluğu da etkilidir. Kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu arttıkça ultrasonografide görüntü elde edilmesi zorlaşır.

**Anahtar Kelimeler:** Kemik içi çene lezyon, kortikal kemik, periapikal lezyon, ultrasonografi

## ABSTRACT

**Aim:** The aim of this study is to investigate the effect of bone thickness on the image formation behind the bone in the presence of cortical bone in ultrasonography. The measurability of the image formed in the presence of cortical bone and the state of visualization of vascularization in the presence of cortical bone were evaluated.

**Methods:** In the presence of cortical bone, two different setups were prepared for the evaluation of metric measurements and artificial vascularization in ultrasonography. In the first setup, randomly determined lengths were marked on 10 different needles and the stopper was placed. Ultrasonographic measurements of the distance between the needle tip and the stopper on 20 bone blocks with different bone thicknesses (0.1,0.2,0.3,....2 mm) were made by two observers for each bone block. Afterwards, a second device was prepared and images were taken over the bone blocks and whether artificial vascularization was observed or not was recorded as yes/no. In addition, small pieces were removed from the cortical part of the bone blocks, their mass and volume were calculated, and their bone density was determined.

**Results:** Needle tip lengths are accepted as the altın standard. Spearman correlation analysis was performed to examine the relationship between observers' needle tip evaluation levels according to bone thickness groups. According to the results of the analysis, it was determined that the relationship between the needle tip ultrasonography measurement values of the observers and the altın standards was 0.873 and 0.895, and this relationship level was significant ( $p<0.01$ ). As the bone thickness increases, it is seen that the relationship between the ultrasonography needle tip measurement values of the observers and the altın standards decreases.

**Conclusion:** Ultrasonography can be used to visualize the back of the cortical bone in the presence of cortical bone in pathologies in the dentoalveolar region. In the presence of cortical bone, accurate measurements can be made in ultrasonography and vascularization can be evaluated in the image formed behind the bone. Bone density is as effective as cortical bone thickness in obtaining the image of the region behind the cortical bone. As cortical bone

thickness and density increase, it becomes difficult to obtain images in ultrasonography.

**Keywords:** Cortical bone, intraosseous jaw lesion, periapical lesion, ultrasonography



# İÇİNDEKİLER

KAPAK .....	
İÇ KAPAK.....	
TEŞEKKÜR.....	ii
ÖZET .....	iii
ABSTRACT .....	iv
İÇİNDEKİLER .....	vi
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ .....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	xii
TABLolar DİZİNİ .....	xiv
1.GİRİŞ VE AMAÇ .....	1
2.GENEL BİLGİLER .....	2
<b>2.1.Periapikal Lezyonların Görüntülenmesi</b> .....	2
2.1.1.Panoramik Radyografi.....	2
2.1.2.Periapikal Radyografi .....	2
2.1.3. Bilgisayarlı Tomografi.....	3
2.1.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi .....	3
2.1.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme .....	5
2.1.6.Ultrasonografi.....	5
<b>2.2. Ultrasonografinin Özellikleri</b> .....	5
2.2.1. Ultrasonografi Tarihçesi .....	5
2.2.2.USG'nin Çalışma Prensibi.....	6
2.2.3.Ultrasonografi Cihazının Parçaları .....	6
Prob.....	6
İşlem Birimi ve Zaman Sayıcı.....	8
Kayıt Ünitesi .....	9
2.2.4. Ultrasonografinin Fiziksel Prensipleri .....	9
Ses Dalgaları.....	9
2.2.5. Ultrasonda Refleksiyon, Refraksiyon, Absorpsiyon ve Atenüasyon .	10
Refleksiyon(Yansıma) .....	10
Refraksiyon (Kırılma).....	11
Absorpsiyon (Soğurulma).....	12

Atenüasyon (Zayıflama) .....	12
2.2.6. USG'de Görüntüleme Modları (36).....	14
Doppler USG .....	14
Spektral Doppler .....	15
Power Doppler .....	15
Color Doppler .....	15
Baş ve Boyun Bölgesinde Doppler İnceleme Endikasyonları .....	16
USG de görüntüleme zorlukları .....	17
2.2.7. USG Görüntülerinin Değerlendirilmesi .....	17
Geliş Açısı .....	18
Anisotropi .....	18
Ekojenite .....	18
2.2.8. USG artefaktları .....	18
Çoklu Yankılanma (Reverberation) Artefaktı .....	19
Kuyruklu Yıldız (Comet-Tail) Artefaktı .....	20
Ayna Artefaktı.....	21
Akustik Gölgeleme .....	22
Akustik Güçlenme .....	22
2.2.9. Diş Hekimliğinde Ultrasonografinin Yeri ve Kullanım Alanları .....	23
USG'nin dentomaxillofasiyal tanıda kullanımı (6) .....	24
Tükürük Bezi Bozukluklarının USG'de Değerlendirilmesi.....	25
Periapikal Lezyonların USG'de Değerlendirilmesi.....	25
Maksillofasiyal Bölgedeki Yüzeysel Lenf Nodlarının Değerlendirilmesi.....	25
Kemik İçi Lezyonların USG'de Değerlendirilmesi .....	26
TME Bozukluklarının USG'de Değerlendirilmesi .....	26
Çiğneme Kaslarının USG'de Değerlendirilmesi.....	26
Başın Konjenital Vasküler Lezyonları ve Boyun Lezyonlarının USG'de Değerlendirilmesi .....	27
Dilin USG'de Görüntülenmesi .....	27
Mandibular Kondil Kırıklarının USG'de Değerlendirilmesi .....	27
Orta Yüz Kırıklarının USG'de Değerlendirilmesi.....	27
Yabancı Cisimlerin USG'de Değerlendirilmesi .....	28



Mandibula Kemik Distraksiyonunun USG'de Değerlendirilmesi .....	28
Baş-Boyun Bölgesindeki Şişliklerin USG'de Değerlendirilmesi .....	28
2.2.10. Ultrasonografinin Avantaj ve Dezavantajları:.....	28
<b>2.3. Çenelerdeki Kemik Lezyonlarının Ultrasonografi ile</b>	
<b>Değerlendirilmesi .....</b>	<b>29</b>
<b>3.GEREÇ VE YÖNTEMLER .....</b>	<b>30</b>
<b>3.1. Çalışma Dizaynı .....</b>	<b>30</b>
3.1.1. Kemik Blokların Hazırlanması .....	30
3.1.2. Metrik ölçümler için birinci düzeneğin hazırlanması .....	34
3.1.3. Yapay vaskülarizasyonun değerlendirilmesi için ikinci düzeneğin hazırlanması.....	39
3.1.4. Ultrasonografi Cihazı.....	32
3.1.5. Kemik yoğunluklarının belirlenmesi .....	44
<b>3.2. Verilerin Analizi .....</b>	<b>45</b>
<b>4.BULGULAR .....</b>	<b>46</b>
<b>4.1. Tanımlayıcı Bulgular .....</b>	<b>46</b>
<b>4.2. Kemik Kalınlığı ve Yoğunluğun Yapay Vaskülarizasyona Göre</b>	
<b>Farklılıklarına Ait Analiz Sonuçları .....</b>	<b>47</b>
<b>4.3. Değişkenler Arasındaki İlişkilere Ait Bulgular .....</b>	<b>48</b>
<b>5.TARTIŞMA.....</b>	<b>54</b>
<b>6.SONUÇ VE ÖNERİ .....</b>	<b>64</b>
<b>7.KAYNAKLAR .....</b>	<b>65</b>

## KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

**%:** yüzde

**°C:** Santigrat derece

**2B:** İki boyutlu

**3B:** Üç boyutlu

**A:** Amplitüd

**ALADA:** As Low As Diagnostically Achievable (Tanısal Olarak Ulaşılabilecek Kadar Düşük)

**ALARA:** As Low As Reasonably Achievable (makul olarak gerçekleştirilebilecek en düşük)

**ant:** Anterior

**B:** Brightness

**BP/BL:** Bukkopalatinal/ Bukkolingual

**BT:** Bilgisayarlı Tomografi

**CD:** Color Doppler

**cm/s:** santimetre/saniye

**CS:** Cross-section

**d:** yoğunluk

**DR:** Digital Radyografi

**g/cm<sup>3</sup>:** gram/santimetre küp

**HP:** Histopatoloji

**Hz:** Hertz

**İOPR:** İntraoral periapikal radyografi

**kHz:** Kilohertz

**KIBT:** Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

**LN:** Lenf Nodu

**M:** Motion

**m/s:** metre/saniye

**MD:** Meziodistal

**MHz:** Megahertz

**ml:** millitre

**mm:** milimetre

**OPG:** Ortopantomogram

**ort:** Ortalama

**PDUS:** Power Doppler Ultrasonografi

**PI:** Pulsatif İndeks

**post:** Posterior

**RF:** Radyofrekans

**RI:** Rezistif İndeks

**Si:** Süperoinferior

**SNR:** Sinyal-gürültü oranı

**T1w:** T1 ağırlıklı

**T2w:** T2 ağırlıklı

**TME:** Temporomandibular eklem

**USG:** Ultrasonografi

**vb :** ve benzeri

**VR:** Vaka raporu

$\lambda$ : Dalga boyu

$f$ : Frekans

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 2. 1.</b> Transdüserin yapısı- Aldrich Je. 'den (26) alınmıştır.....	8
<b>Şekil 2. 2.</b> Bir ultrason dalgası dokuda ilerlerken oluşan fenomenler şekilde şematize edilmektedir. (a) Saçılma yansımaları: Ultrason dalgası, hem proba doğru hem de probtan uzağa birkaç rastgele yönde sapmasıdır. Saçılma, küçük veya düzensiz nesnelere meydana gelir. (b) Trasmisyon: Ultrason dalgası doku boyunca probtan uzağa doğru devam etmesidir. (c) Kırılma: Bir ultrason dalgası, farklı yayılma hızlarına sahip 2 ortam arasındaki arayüzle temas ettiğinde, hızlardaki farka bağlı olarak ultrason dalgası kırılır (bükülür). (d) Speküler yansımalar: Ultrason ışınına dik olduğunda ultrason dalgasını proba doğru döndüren büyük, pürüzsüz bir nesnenin (iğne gibi) yansıması meydana gelir. -Sites ve ark.'ndan alınmıştır (34). .....	13
<b>Şekil 2. 3.</b> Doppler etkisi. Doppler, nesnelere hızını ve yönlülüğünü ölçmek için kullanılır. Doppler insan vücudunda en yaygın olarak kan akış hızını ölçmek için kullanılır. (a) Probtan uzaklaşan sıvıdan gelen sinyal, orijinal yayılan sinyalden daha düşük bir frekansta geri dönecektir. (b) Proba doğru hareket eden sıvıyla temas eden sinyal, orijinal yayılan sinyalden daha yüksek bir frekansta geri dönecektir- Sites ve ark.'ndan (34) alınmıştır. ....	16
<b>Şekil 2. 4.</b> Çoklu yankılanma artefaktı - Prabhu Sj ve ark.'ndan (49) alınmıştır. ....	19
<b>Şekil 2. 5.</b> Kuyruklu yıldız artefaktı - Fonseca E ve ark.'ndan (50) alınmıştır... ..	20
<b>Şekil 2. 6.</b> Ayna artefaktı. Karaciğerin longitudinal görünümü hepatik hemanjiyom (H) akciğerdeki gaz ile diyafram (*) arasındaki arayüz akustik bir ayna görevi görür ve kopyalar. (H') hemanjiyomun üzerindeki hemanjiyom'u gösterir - Kerr DM'den (52) alınmıştır.....	21
<b>Şekil 2. 7.</b> Akustik gölgelenme - Orhan K'den (6) alınmıştır. ....	22
<b>Şekil 2. 8.</b> Akustik güçlenme - Orhan K'den (6) alınmıştır. ....	23
<b>Şekil 3. 1.</b> 0.1 mm, 0.2 mm,.....2.0 mm sırasıyla 20 adet kemik blok.....	31
<b>Şekil 3. 2.</b> Dental kumpas ile kemik kavite kalınlığının örnek ölçümü.....	32
<b>Şekil 3. 3.</b> USG cihazı.....	33
<b>Şekil 3. 4.</b> 3-15 mhz frekansa sahip hockey-stick prob.....	34
<b>Şekil 3. 5.</b> Şeffaf kutu içerisine yerleştirilmiş iğne ve stopper.....	35

<b>Şekil 3. 6.</b> Şeffaf kutu içine yerleştirilen iğnenin direkt görüntüsü. Stopper (sarı ok), iğne ucu (mavi ok).....	36
<b>Şekil 3. 7.</b> Farklı uzunlukta iğne içeren 10 adet kutu üzerinde kemik blok olmaksızın USG görüntüleri ve iğne ucu ölçüm değerleri.....	37
<b>Şekil 3. 8.</b> Kemik bloğun düzeneğe üzerine yerleştirilmesi ve üzerine ultrason jeli uygulanması.....	38
<b>Şekil 3. 9.</b> Düzeneğe probun yerleştirilmesinin yandan ve üstten görünümü.....	38
<b>Şekil 3. 10.</b> 0,4 mm kemik kalınlığına ait örnek USG görüntüsü ve ölçümü stopper (sarı ok) , işaretlenen yere kadar olan iğne uzunluğu (mavi ok).....	39
<b>Şekil 3. 11.</b> Dental kumpas ile iğne ucunun gerçek uzunluğunun belirlenmesi..	40
<b>Şekil 3. 12.</b> Yapay vaskülarizasyon düzeneği.....	41
<b>Şekil 3. 13.</b> İçerisi tamamen ultrasonik jel ile doldurmuş şeffaf kutu.....	42
<b>Şekil 3. 14 ve Şekil 3. 15.</b> Kemik bloğun ve probun düzeneğe üzerine yerleştirilmesi.....	42
<b>Şekil 3. 16.</b> Kemik blok üzerinden görüntü alındığında yapay vaskülarizasyonun gösterilmesi. Kemik bloğun USG görüntüsü (yeşil ok).....	43
<b>Şekil 3. 17.</b> 1.7 mm kemik kalınlığındaki kemik bloktan USG görüntüsü, görüntü oluşumu yok.....	43
<b>Şekil 3. 18.</b> Yoğunluk(d) hesabı için kütle belirlenmesi.....	44

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 2. 1.</b> Farklı doku arayüzlerinin USG refleksiyon yüzdeleri.....	11
<b>Tablo 4.1.1.</b> Çalışma verilerine ait bulgular.....	46
<b>Tablo 4.1. 2.</b> Kemik yoğunluğuna ait ortalama ve standart sapma değerleri ...	47
<b>Tablo 4.2.1.</b> Ultrasonografik görüntüleme kemik kalınlığının yapay vaskülarizasyon görülebilmemesine göre farklılığına ait analiz sonuçları.....	47
<b>Tablo 4.2.2.</b> Ultrasonografik görüntüleme sonucu kemik yoğunluğunun yapay vaskülarizasyonun görülebilmemesine göre farklılığına ait analiz sonuçları .....	48
<b>Tablo 4.3.1.</b> Ultrasonografik görüntüleme sonucu kemik yoğunluğu ile gözlemcilerin farklı uzunluktaki iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişki.....	48
<b>Tablo 4.3.2.</b> Gözlemcilerin iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin kemik kalınlığına göre incelenmesi.....	49
<b>Tablo 4.3.3.</b> Altın standartlar (kumpas ile belirlenen iğne uzunlukları) ile gözlemcilerin iğne ucu ölçümleri arasındaki ilişki .....	50
<b>Tablo 4.3.4.</b> Altın standartlar (kumpas ile belirlenen iğne ucu uzunlukları) ile gözlemcilerin iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin kemik kalınlığına göre incelenmesi .....	51
<b>Tablo 4.3.5.</b> Altın standartlar (kumpas ile belirlenen iğne uzunlukları) ile gözlemcilerin iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin kemik kalınlığı grubuna göre incelenmesi .....	52
<b>Tablo 5. 1.</b> Periapikal kistin altı radyolojik tanı kriterleri.....	55
<b>Tablo 5. 2.</b> Periapikal lezyonların USG ve histopatoloji sonuçlarını karşılaştıran çeşitli çalışmalara ait bulgular .....	58

## 1.GİRİŞ VE AMAÇ

Periapikal lezyonlar, travma veya diş çürüklerinin neden olduğu pulpa enfeksiyonu veya nekrozu sonucu oluşur (1). Rutin uygulamalarda periapikal lezyonların saptanmasında periapikal ve panoramik radyografiler yaygın olarak kullanılmaktadır. Periapikal görüntüleme, dişler, interdental alveolar kemik ve periapikal bölge gibi çevre dokular hakkında detaylı bilgi sağlar (2, 3).

Periapikal lezyonların kistik ve kistik olmayan komponentlerini ortadan kaldırmak ve teşhis etmek için bazen periapikal cerrahi gereklidir. Cerrahi olmayan endodontik tedavinin sonucunu daha iyi tahmin edebilmek ve bazı durumlarda cerrahi travmadan kaçınmaya çalışmak için, periapikal lezyonların incelenmesinde yeni ve belki de daha umut verici görüntüleme yöntemlerinin değerlendirilmesi önemlidir (4).

Genel olarak 2 boyutlu (2B) radyografiler periapikal kistler ile granülomları ayırt etmek için yetersiz kalabilmektedir. Kemik içi lezyonların kistik ve solid lezyonlar arasında ayırıcı tanısına izin vermezler. Ultrasonografik (USG) görüntüleme lezyonun iç yapısı hakkında bilgi sağlar. Color ve Power Doppler Ultrasonografi (PDUSG) yöntemleri, incelenen dokudaki kan akışının varlığının, yönünün ve hızının değerlendirilmesine olanak tanır (5). Ancak yangısal bir sürecin USG ile görüntülenebilmesi için periapikal dokularda değişikliklere neden olması veya bukkal kortikal rezorpsiyona /incelmeye yol açması gerekir. Bu nedenle, periapikal dokularda ciddi değişikliklere neden olmadıkça, periapikal enfeksiyona dönüşmedikçe, reversibl veya irreversibl pulpal bulgular USG ile görüntülenemez (6).

Bu çalışmanın amacı kortikal kemik varlığında USG'de kortikal kemiğin arkasında görüntü oluşumuna kortikal kemik kalınlığının etkisini araştırmaktır. Kortikal kemik kalınlığının kemiğin arkasında görüntü oluşumuna etkisi, oluşan görüntüde doğru ölçüm yapılabilirliği ve kemiğin arkasında vaskülarizasyonun görüntüleneme durumu değerlendirilmiştir.



## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. Periapikal Lezyonların Görüntülenmesi

#### 2.1.1.Panoramik Radyografi

Panoramik radyografi, mandibular ve maksiller dental arklar ile bunların destek yapılarını tek bir görüntüde gösterebilen radyolojik bir yöntemdir. Düşük doz radyasyon ile temporomandibular eklemlerin (TME) ve sinüslerin tek bir filmde görüntülenmesine olanak sağlar. Bununla birlikte bu radyografi tekniği çok sayıda dezavantaja sahiptir. İntraoral radyografi teknikleri ile karşılaştırıldığında panoramik radyografilerde radyografik detayın azdır. Özellikle premolarlar bölgesinde gözlenen süperpozisyonlar, hayalet görüntüler, vertikal ve horizontal yöndeki magnifikasyonun eşit olmamasından kaynaklanan distorsiyonlar gibi olumsuzluklar alveoler kemik seviyesinin maskelenmesine ve/veya yanlış yorumlanmasına neden olmaktadır (7).

#### 2.1.2.Periapikal Radyografi

Periapikal radyografiler, interdental alveoler kemik ve periapikal bölge gibi dişler ve çevresindeki dokular hakkında detaylı bilgi sağlar. Endodontik tedaviden önce ve sonra kök kanal morfolojisi, kalsifikasyonlar, kök kanal kırıkları, kök dilasasyonları, apikal bölge morfolojisi ve periapikal lezyonları değerlendirmek için kullanılırlar (8).

Ancak periapikal radyografiler, üç boyutlu (3B) bir nesnenin 2B bir görüntüsünü sağlar. Dişin çevredeki anatomik yapılarla ilişkisi doğru bir şekilde değerlendirilemez ve bu da tanısal performansını sınırlayabilir. Nesnelere mezial-distal ve apikal-koronal düzlemde görselleştirilir; ancak bukkal-lingual düzlemin değerlendirilmesi mümkün değildir (9). Ayrıca 3B anatomiyi 2B görüntüye sıkıştırılmaları, geometrik distorsiyonlara sebep olmaları, anatomik bölge süperpozisyonlarına maruz kalmaları (10) küçük periapikal lezyonların teşhisinde yetersiz olmaları, alınan radyografilerde standardizasyon sağlayamamaları ve

filmin ağız içerisine uygun bir şekilde yerleştirilmesinin mümkün olmadığı durumlarda yetersiz kalmaları gibi sınırlamalara sahiptirler. 2B radyografiler kemik yıkımını gerçekte mevcut olandan daha az şiddetli gösterirler. (11)

### **2.1.3. Bilgisayarlı Tomografi**

1987'de diş hekimliği uygulaması için kullanılabilir hale gelen bilgisayarlı tomografi (BT), yüksek kontrast çözünürlüğü sağlar ve geleneksel radyografi ile ayırt edilmesi gereken %10'a kıyasla <%1 fiziksel yoğunluk farkı ile dokuların birbirlerinden farklı görüntülenmesine izin verir (12). Trope ve ark. 1989'da, kist boşluğunun içeriği ile granümatöz doku arasındaki belirgin yoğunluk farkına dayalı olarak radiküler kistleri granülomlardan ayırt etmek için BT taramaları kullanmıştır (13). Fakat BT görüntülemenin en büyük dezavantajı yüksek radyasyon maruziyetidir. BT' nin diğer dezavantajları arasında taramaların yüksek maliyetleri ve metalik nesnelere kaynaklanan saçılma yer alır. Geleneksel radyografilere kıyasla zayıf çözünürlüğe sahiptir. BT' nin çözünürlük kapasitesinin altında olan ve yanlış negatif yorumlamaya neden olabilen (diş kırıkları, küçük çatlaklar vb.) sınırlamaları vardır (8).

### **2.1.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi**

Geleneksel 2B periapikal radyografiler, klinisyenlere uygun maliyetli ve yüksek çözünürlüklü görüntüleme sağladıkları için günümüzün endodontik alanında periapikal patolojilerin değerlendirilmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Buna karşılık konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin (KIBT) en önemli avantajı, 2B görüntülerin gösteremeyeceği anatomik özellikleri 3B olarak göstermesidir.

KIBT' in avantajlarından biri de anatomik yapıları üç ortogonal düzlemde (aksiyel, sagittal ve koronal) yeniden oluşturabilme yeteneği ile periapikal lezyonun net yerleşim yerini ve lezyon hacmini belirlemeyi mümkün kılmasıdır (14). KIBT sistemleri yeterli uzamsal çözünürlüğe sahip düşük dozda küçük görüş alanı

görüntüleri sağlayarak endodontik teşhis, tedavi rehberliği ve tedavi sonrası değerlendirme sağlar (15).

KIBT kök kanal morfolojisinin değerlendirilmesini, periapikal patolojilerin 3B olarak görüntülenmesini, endodontik ve endodontik olmayan patolojilerin orjinlerinin değerlendirilmesini, tedavi edilmemiş ya da gözden kaçırılmış bir kanalın belirlenmesini, taşkın kök kanal dolgularının değerlendirilmesini, eksternal ve internal kök rezorpsiyonlarını ve vertikal/horizontal kök kırıklarının değerlendirilmesini sağlar (16). Ayrıca 2B görüntüleme sistemlerinde belirlenemeyen kortikal kemik devamlılığının değerlendirilmesinde avantajlıdır. KIBT periapikal radyografilerde görüntülenemeyen birçok olguda periapikal lezyonların saptanmasını sağlayabilir (17).

KIBT cihazlarının uzamsal çözünürlüğü yüksek olmasına rağmen (0,4-0,076 mm) küçük yapıların incelendiği alanların (eksternal kök rezorpsiyonu, başlangıç düzeyindeki lezyonlar, ekstra kanalların tespiti vb) her KIBT cihazında tespiti mümkün olmayabilir (15). Bununla birlikte KIBT'in periapikal radyografilere göre radyasyon dozunun daha fazla olması en önemli dezavantajıdır. ALADA (As Low As Diagnostically Achievable) ilkesi dikkate alınmalı ve KIBT çekim endikasyonu kararı verirken faydaları risklerinden daha ağır basmalıdır (18). KIBT'in görüntü doğruluğunu etkileyen faktörlerden biri de artefaktlara karşı oldukça hassas olmasıdır. Hastaya ve tarayıcıya bağlı artefaktlar, KIBT sistemine özgü artefaktlar ve ışın sertleşmesi önemli artefaktlardır. Restorasyon materyalleri, güta-perka vb. dental materyaller kök kanal anatomisinin ayrıntılarını, kök rezorpsiyonu ve kök kırıkları gibi ilgili patolojilerin izlenmesini engelleyebilecek radyografik artefaktlara neden olabilirler (15).

### **2.1.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme**

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) non-invaziv, manyetik alan ve radyo frekans dalgalarının kullanılmasına dayalı 3B görüntüleme yöntemidir. Görüntü oluşturmak için vücuttaki su ve yağda bol miktarda bulunan hidrojen çekirdekleri ile nükleer manyetik rezonans olgusunu kullanır (19). Geleneksel MRG' nin sert dokuları görüntüleyememesi nedeniyle, dış hekimliğinde geleneksel MRG teknikleri çoğunlukla TME, tümörler, tükürük bezleri ve maksiller sinüsler dahil olmak üzere yumuşak dokuların görüntülenmesi için kullanılmıştır (20). Ayrıca MRG pulpa ve periapikal hastalıkların karakterizasyonu, pulpa morfolojisinin başarılı bir şekilde görüntülenmesi, pulpitis/pulpa canlılığının görselleştirilmesi ve pulpal rejenerasyonun değerlendirilmesinde bilgi sağlayabilir (21).

Bununla birlikte geleneksel radyografilere kıyasla düşük çözünürlükte görüntü sağlaması, BT' ye kıyasla daha uzun tarama sürelerinin olması ve yüksek donanım maliyetleri nedeniyle sınırlı erişim imkanı içerir. MRG'de farklı sert dokuların hepsi radyolüsent görüldüğü için birbirinden veya metal nesnelere ayırt edilemezler. Oluşturulan güçlü manyetik alan, kalp pili veya metal parçaları taşıyan hastalarda kullanımını kısıtlar (22).

### **2.1.6. Ultrasonografi**

USG, iyonize radyasyon olmaksızın gerçek zamanlı görüntü oluşturan bir görüntüleme tekniğidir. İnsan işitme aralığının (1-20 KHz) dışında bir frekansa sahip ses dalgalarının (yankıların) farklı akustik özelliklere sahip dokuların arayüzünde yansımalarına dayanır (8).

## **2.2. Ultrasonografinin Özellikleri**

### **2.2.1. Ultrasonografi Tarihçesi:**

USG ilk defa Pierre ve Jacques Curie kardeşler tarafından 1880 yılında keşfedilmiş olan piezoelektrik etkisine dayanır. Piezoelektrik etki, elektrik enerjisi

verildiğinde kristallerin genişmesiyle çalışır ve böylece elektriği ses dalgalarına dönüştürür. Aynı şekilde doku tarafından yansdıktan sonra geri dönen ses dalgaları da aynı şekilde elektrik enerjisine çevrilir (23). 1937 yılında ilk kez Dussik kardeşler tarafından USG görüntüleme tarif edilmiştir (24).

### **2.2.2.USG'nin Çalışma Prensibi**

Ultrasonik dalgalar, bir dönüştürücü (prob) içindeki piezoelektrik etki tarafından oluşturulur (8). Ultrasonik görüntüler transdüser veya çevirici adı verilen elemanlardan dokuya ultrason dalgalarının gönderilmesiyle oluşur. Bu dalgaları oluşturan transdüserler piezoelektrik olay ile elektrik enerjisini ultrasonik ses dalgasına dönüştürür.

### **2.2.3.Ultrasonografi Cihazının Parçaları**

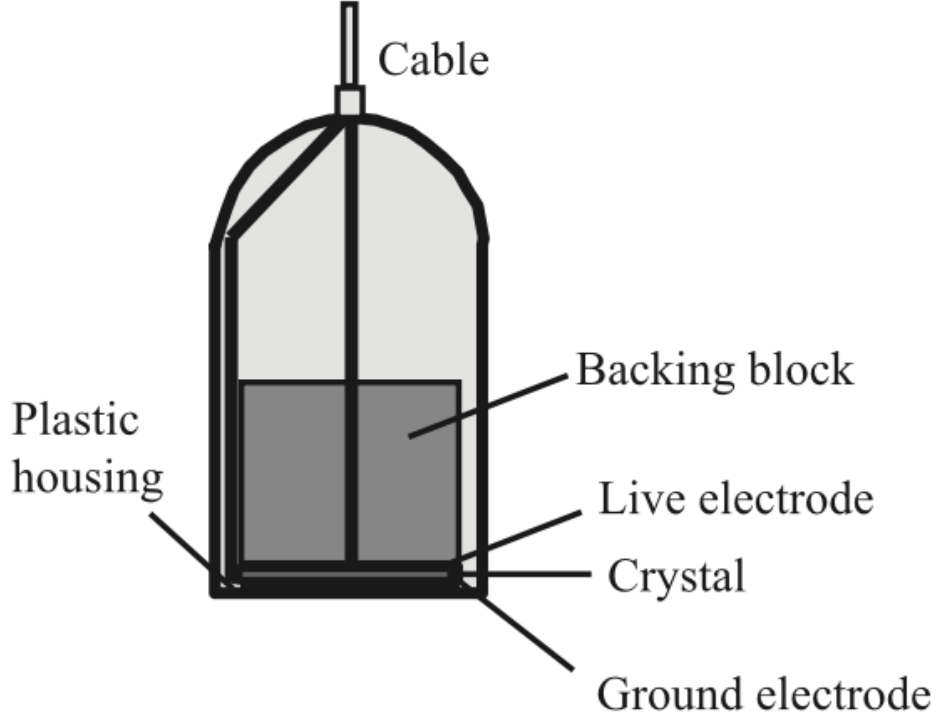
#### **Prob**

Mekanik ve elektrik enerjisinin birbirine çevrilmesinde kullanılan enerji çevirici maddelere transdüser adı verilir. Transdüseri taşıyan başlık ise; hastanın incelenmek istenen vücut kısmına temas eden parçası olan probtur. Ultrason problemleri farklı şekillerde, boyutlarda ve çeşitli özelliklerde üretilmişlerdir. Bunun nedeni, vücudun farklı kısımlarında görüntü kalitesini korumak için farklı özelliklere gereksinim duyulmasıdır.

Baş ve boyun uygulaması için en yaygın kullanılan prob, düz yüzeyli lineer problemlerdir. USG problemleri ayrıca "ayak izi" (footprint) olarak adlandırılan yüzey temas alanının boyutlarına göre farklılık gösterir. Daha büyük (uzun) ayak izi, tek bir görüntüde daha hacimli yapıların (örneğin longitudinal boyutta parotis bezinin) gösterilebilmesini sağlar. Öte yandan, daha küçük ayak izine sahip bir prob, baş ve boyun eğriliklerine daha iyi uyum sağlayarak, incelenen alanların yüzeyleriyle

her zaman temas halinde kalacaktır. Ağız içinde kullanılabilen problar dil, ağız tabanı, dişeti lezyonları, damak lezyonları, çiğneme kasları ve orofarenksin görüntülenmesinde yararlıdır. Ağız içi yapıların incelenmesinde intraoperatif bir hokey sopası, T tipi bir prob veya çok küçük intraoperatif lineer problar kullanılabilir (25).

Basit bir probun dönüştürücü elemanı genellikle birkaç mm çapında disk şeklinde bir kristaldir ve kalınlığı 1 MHz dönüştürücü için 1,8 mm'den 10 MHz dönüştürücü için 0,18 mm'ye kadar değişir. Kalınlık, frekansı belirler. Transdüser doğru şekil ve boyutta işlendikten sonra, elektrik temasının sağlanabilmesi için iki düz yüzeye ince bir metalik film yerleştirilir. Bu nedenle, kristal titreştirilebilir veya bir titreşim yakalamaya yanıt olarak elektrik sinyalleri üretecek bir fiziğe sahiptir. Transdüserin arkasında destek veya sönümlenme malzemesi bulunur. Bu, geriye doğru yönlendirilen enerjiyi absorbe eder ve ayrıca titreşimli transdüseri durdurur. Böylece yalnızca kısa, keskin bir ultrason pulsu (tipik olarak 2-3 döngü) üretilmiş olur. İyi bir puls eko cihazı için kısa bir puls gereklidir. Transdüserin ön yüzünde, aktif elemanın korunmasına yardımcı olan plastik bir film bulunur.(Şekil 2.1) Bu plastik filmin aynı zamanda sesin hastaya iletilmesine yardımcı olmak gibi başka bir işlevi daha vardır (26).



**Şekil 2. 1.** Transdüserin yapısı- Aldrich Je. 'den (26) alınmıştır.

### **İşlem Birimi ve Zaman Sayıcı**

İşlem birimi, zaman sayıcının komutları doğrultusunda, ultrases enerjisinin üretilmesini kontrol eder ve geri dönen ses dalgalarının transdüserde meydana getirdiği elektrik enerjilerini görüntüye dönüştürür. USG'nin görüntü oluşturmasındaki başarısı zamanı mümkün olduğunca küçük parçalara bölebilmesine bağlıdır. Cihazlarda zaman sayıcının doğru çalışması çok önemlidir. Zaman sayıcının hatalı çalışması direkt olarak elde edilen sinyalin yanlış yorumlanmasına neden olur (27).

## **Kayıt Ünitesi**

Bu birim, cihazda oluşan görüntülerin daha sonra değerlendirilmek üzere çeşitli şekillerde kaydedilmesini sağlar. Kayıt ünitesi olarak genelde bilgisayar monitörüne benzer bir monitör kullanılır (27).

### **2.2.4. Ultrasonografinin Fiziksel Prensipleri**

Ultrasonik dalgalar, dokuya bağlı bir hızla (yumuşak dokularda 1.540 m/s) yayılır. Çoğu yumuşak dokunun yoğunluklarının ve kompresyon modülünün 37° C'deki suya benzer olması nedeniyle, parlaklık modülasyonlu B modu puls eko görüntülemenin en yaygın durumu için ortalama yayılma hızının 1540 m/s olduğu varsayılır (28).

Ses dalgaları herhangi bir materyalden geçerken 'akustik empedans' denilen değişik derecelerde dirençle karşılaşır. Dokunun akustik empedansı, doku yoğunluğu çarpı dokudaki yayılma hızının ürünü olarak tanımlanan bir parametredir (29). Ses bir ortamdan diğerine geçerken her iki ortamın sesin iletimine gösterdiği direnç (empedans) farklılıkları, yansımanın oranını belirleyen en önemli faktördür (30). Farklı akustik empedansa sahip iki doku arasındaki sınırdaki gelen puls enerjisinin bir kısmı aynı prob tarafından alınır ve yansıtılır.

## **Ses Dalgaları**

Ses dalgaları, parçacıkların ve enerjinin bir ortamda (gaz, sıvı, katı) hareket etmesine (yayılmasına) neden olan boyuna dalgalardır (31).

Ultrason dalgaları ve duyulabilir ses dalgaları benzer şekilde davranır. Hareket ederler (yayırlar), yansıtılırlar (yankılanırlar) ve etkileşime girdikleri dokuya bağlı olarak değişen derecelerde absorbe olurlar. Klinik ultrason için, ultrason dönüştürücüsü tarafından alınan ses dalgası, yansıma genliği ile orantılı bir parlaklık (B modu) ile görüntüye çevrilir (31).



Bir ses dalgasının matematiksel özellikleri genlik, frekans ve dalga boyudur. Genlik, ses yoğunluğunun bir sonucu olarak düşünülebilecek bir dalganın yüksekliğidir. Dalga hızı, frekans ( $f$ ) ve dalga boyunun ( $\lambda$ ) ürünü olarak hesaplanabilir:

$$\text{dalga hızı} = f \cdot \lambda$$

Ses frekansı ne kadar yüksek olursa, dalga boyu o kadar kısa olur. Frekans, hertz (Hz) cinsinden ifade edilir ve bu, saniyedeki dalga döngüsü sayısını temsil eder:  $f = \text{döngü/saniye}$ . 1 Hz dalganın saniyede bir çevrimi vardır. 1 MHz (1.000.000 Hz) dalganın saniyede bir milyon çevrimi vardır(32). Normal işitme spektrumu (20 Hz–20 KHz), ultrasonik uygulamalarda kullanılanların çok altında frekansları içerir. Genel olarak, 7.5–15 MHz, boyun görüntüleme için ideal ultrason frekans aralığıdır (33).

### **2.2.5. Ultrasonda Refleksiyon, Refraksiyon, Absorpsiyon ve Atenüasyon**

Hasta dokuları homojen olmadığından, ultrason farklı doku arayüzleri ve çeşitli iç yapılarla (sıvı birikimleri, kalsifikasyonlar, gaz kabarcıkları, dokulardaki süreksizlikler) karşılaşır. Dokuların empedansı değişkendir ve yumuşak dokular için değerleri suyunkine benzerdir. Akustik empedansta farklılık gösteren alanlarla etkileşimler, yayılan orijinal ultrason dalgasına kıyasla geri dönen dalga özelliklerinde değişikliklere yol açar. İncelenen nesnelere içinde, optikte uygulananlara benzer fiziksel olgular meydana gelir. Bu fenomenler, termal enerjinin serbest bırakılmasıyla birlikte yansıma, sapma, kırılma, saçılma ve absorpsiyonu içerir.

#### **Refleksiyon(Yansıma)**

Yumuşak doku ile kemik arasındaki ve ayrıca yumuşak doku ile hava arasındaki arayüzler gibi empedans açısından çok farklı alanlar görüntülendiğinde güçlü yansımalar meydana gelir. İki dokunun ara yüzündeki akustik empedanstaki uyumsuzluk arttıkça geriye proba doğru daha fazla enerji yansıtılarak USG

ekranında iki farklı görüntünün oluşmasına neden olur. Örneğin kemik/yumuşak doku ara yüzü gelen USG dalgasının % 43' ünü yansıtır. Bunun tersi olarak kas/kan ara yüzü USG dalgasının % 0,1'ini yansıtır (34). Farklı doku arayüzlerine ait USG refleksiyon yüzdeleri tablo 2.1'de gösterilmiştir (22).

Ayrıca yansıma, akustik dalganın geliş açısına bağlıdır; incelenen nesneye dik açıyla çarptığında yansıma güçlüdür. Aksine, daha düşük açılarda, kısmi yansımaya ve proba daha az yankı gelmesine yol açar (6).

**Tablo 2. 1.** Farklı doku arayüzlerinin USG refleksiyon yüzdeleri

Dokular	Yansıma % si
Yağ/kas	1,08
Yağ/böbrek	0,6
Yumuşak doku/su	0,2
Kemik/yağ	49
Yumuşak doku/ hava	99

### **Refraksiyon (Kırılma)**

Ultrason bir doku arayüzünden (yansımayan) geçtiğinde, muhtemelen hareket yönünü değiştirecektir. Dalga farklı ancak hafif akustik hızlarla iki dokuyu ayıran bir sınıra ulaştığında kırılma meydana gelir. Ultrasonun önemli bir miktarı proba geri dönmezse, kırılmaya uğrayan ultrason dalgası, hedef yapının başarılı bir şekilde görüntülenmemesine yol açar. Gelen USG demeti ve incelenen yapının konumları birbirleri ile dik açı yapmıyorsa refraksiyon ve probtan uzağa doğru oluşan refleksiyon meydana gelir (35).

Ultrasonu güçlü bir şekilde yansıtan yapılar, büyük sinyal yoğunlukları üretir ve daha beyaz (hiperekoik) görünür. Buna karşılık, hipoekoik yapılar ultrasonu zayıf bir şekilde yansıtır ve daha koyu görünür (34).

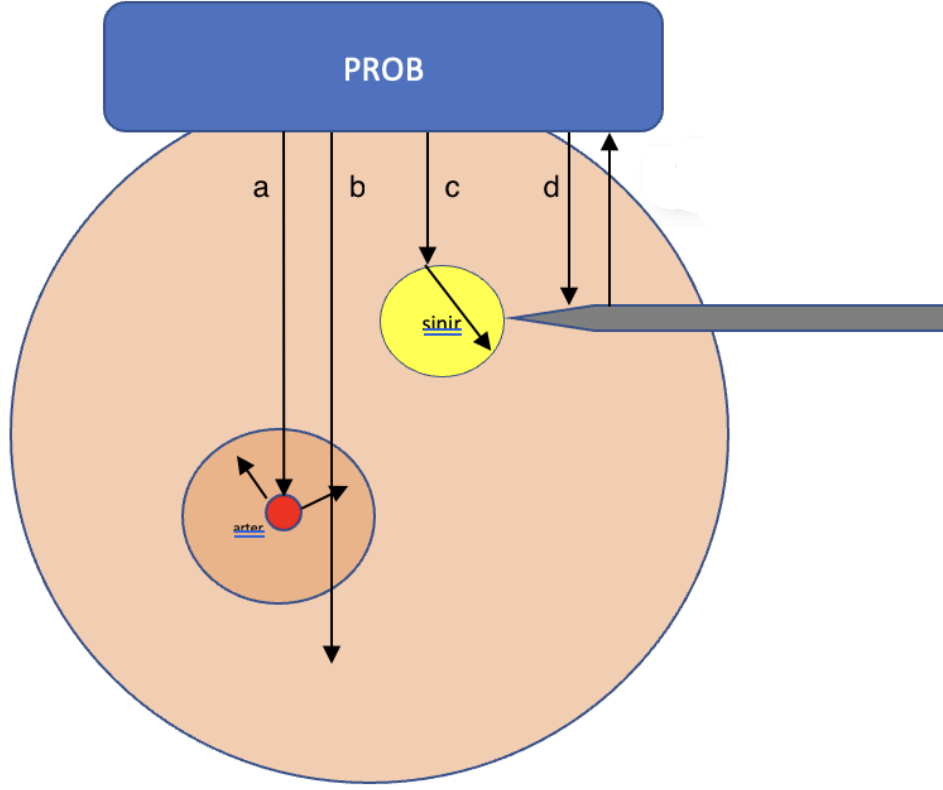
### **Absorpsiyon (Soğurulma)**

Absorpsiyon, dalgalar halindeki ses demetinin doku içinde ilerlerken dokuya enerji aktarmasıdır. Doku içinden geçerken ultrason dalgası, enerjisinin bir kısmını doku bileşenlerine aktararak onların titreşimine ve ısınmasına neden olur. Absorpsiyon; ses frekansı, dokunun kalınlığı ve absorpsiyon katsayısı ile ilgilidir (32).

### **Atenüasyon (Zayıflama)**

Atenüasyon, bir dalga dokudan geçerken akustik enerjisinde meydana gelen kayıptır. Bu, ultrason dalgasının dokunun derinliklerine giderken geri dönen sinyal yoğunluğunun kademeli olarak azalmasıyla oluşur. Ultrason zayıflamasının ana kaynağı, absorpsiyon olarak bilinen bir işlemle akustik (yani mekanik) enerjinin bir kısmının ısıya dönüştürülmesidir (29, 32).

Atenüasyon dalga penetrasyonunun derinliği, görüntülenen dokunun tipi ile doğrudan ilişkilidir ve dolaylı olarak ultrason dalgalarının frekansı ile değişir. Farklı dokular farklı zayıflama derecelerine neden olur. Atenüasyon katsayısı ne kadar yüksek olursa, ultrason dalgaları belirtilen doku tarafından o kadar fazla atenüasyona uğrar (32).



**Şekil 2.2.** Bir ultrason dalgası dokuda ilerlerken oluşan fenomenler şekilde şematize edilmektedir. (a) Saçılma yansıması: Ultrason dalgası, hem proba doğru hem de probtan uzağa birkaç rastgele yönde sapmasıdır. Saçılma, küçük veya düzensiz nesnelere meydana gelir. (b) Trasmisyon: Ultrason dalgası doku boyunca probtan uzağa doğru devam etmesidir. (c) Kırılma: Bir ultrason dalgası, farklı yayılma hızlarına sahip 2 ortam arasındaki arayüzle temas ettiğinde, hızlardaki farka bağlı olarak ultrason dalgası kırılır (bükülür). (d) Speküler yansıma: Ultrason ışınına dik olduğunda ultrason dalgasını proba doğru döndüren büyük, pürüzsüz bir nesneden (iğne gibi) yansıma meydana gelmesidir. -Sites ve ark.'ndan alınmıştır (34).

### 2.2.6. USG'de Görüntüleme Modları (36)

**A modu:** A modu, en basit ultrason türüdür. Tek bir dönüştürücü, ekranda derinliğin bir fonksiyonu olarak çizilen ekolarla vücuttan geçen bir çizgiyi tarar. Spesifik bir tümöre veya kalsifikasyona yönelik terapötik ultrason A modundadır.

**B modu:** B modu görüntüleme, derinliğin z eksenini boyunca ve x eksenini boyunca olduğu parlaklık modülasyonlu bir görüntüdür. "B-tarama" veya "2B modu" olarak da bilinir (37). Bu teknikte, transdüserine kısa bir puls ile enerji verilir ve dokulardaki akustik empedans farklarından gelen yankılar, transdüserin görüş hattını temsil eden bir iz üzerinde görüntülenir. Ultrasonik dalganın mekanik veya elektronik yollarla taranması ve izin aynı tarama düzeninde takip edilmesi sağlanarak kesitsel bir görüntü oluşturulur (36).

**M modu:** M; Motion (hareket) anlamına gelir. M modunda, görüntüleri ekranda sırayla birbirini takip eden hızlı bir B modu tarama dizisi, yansımaları üreten organ sınırları proba göre hareket ettiğinden uygulayıcının hareket aralığını görmesini ve ölçmesini sağlar.

**Doppler Modu:** Doppler teknolojisi, kan akışının tanımlanmasına ve miktarının belirlenmesine olanak tanır.

### Doppler USG

Doppler ultrason, Doppler kayması olarak da adlandırılan Doppler etkisinin uygulanmasına dayanır. Efeğin adı Avusturyalı matematikçi ve fizikçi Christian Andreas Doppler'den gelir. Bu fiziksel fenomen, dalga hareket ederken veya hareket eden bir nesneden yansıdığında gözlemlenen dalga frekansındaki değişiklik ile ilgilidir. Temelde, Doppler ilkesi, bir ultrason pulsunu gönderilirse ve hareket eden kırmızı kan hücrelerine çarparsa, gönderilen bu ses dalgaları, akan kan hücreleri tarafından geri yansıtılır ve yansıyan sesin yoğunluğu hareketin yönü ve hızına göre artar ya da azalır (38).

Tıbbi doppler uygulaması sırasında en önemli hareketli ses yansıtıcısı eritrositlerdir ve doppler uygulamasıyla eritrositlerin hızı hesap edilebilir. Ayrıca akış yönüne göre belirlenmiş renk tayiniyle kan akımının yönü de belirlenebilir. Transdüserere doğru akan kan kırmızı, transdüserden uzaklaşan kan mavi renkle kodlanmıştır (39).

### **Spektral Doppler**

Spektral Doppler USG ile damarların akım paternleri belirlenebilir. Muayene sırasında maksimum (tepe) ve minimum kan hızları ölçülür ve ortalama hız tüm hızlar esas alınarak hesaplanır. Maksimum (tepe) hız, spektral eğrinin en yüksek noktası olarak temsil edilirken, minimum olan tam tersidir (6). Spektral Doppler akımlarından rezistif indeks ( $RI = \frac{\text{pik sistolik hız} - \text{diyastol sonu hız}}{\text{pik sistolik hız}}$ ) ve pulsatilite indeksi ( $PI = \frac{\text{pik sistolik hız} - \text{diyastol sonu hız}}{\text{ortalama hız}}$ ) elde edilir.

### **Power Doppler**

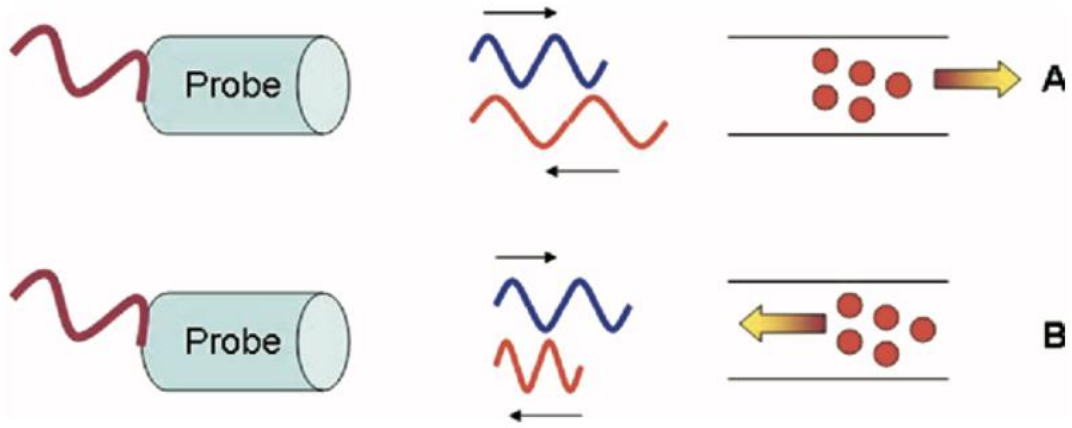
Oluşturulan görüntü inceleme alanından elde edilen sinyallerin gücü doğrultasındadır. PDUSG ile proba dönen ekoların frekans ve amplitüdüleri değerlendirilir. PDUSG'de renklenme, kan akımının hızı ve akış yönünden bağımsız olup bir yönde hareket eden kan hücrelerinin konsantrasyonuna ve hareket hızına bağlıdır (40, 41). Daha küçük damarlarda, daha düşük hareketleri görüntüleme olasılığı olan bu sistemin limitasyonu ise yön ve hız bilgisi hakkında bilgi vermemesidir (42).

### **Color Doppler**

Color Doppler görüntüleme (Renkli Doppler Akış Görüntüleme, Renkli Akış Görüntüleme), tanımlanmış bir görüş alanı içinde saçılma ve reflektörlerin ultrason dalgasının yönüne göre ortalama hızlarının tahmin edilmesi ve görüntülenmesiyle elde edilir (40).

Color Doppler, ultrasonun gelen yönüne (kırmızı veya mavi kodlanmış), akış genliğine (renk parlaklığı) ve akış dinamiklerine göre akış yönü hakkında bilgi verir. Örnek olarak, Color Doppler, damarları ve vasküler tıkanıklıkları tanımak ve lokalize etmek, akış düzenlerini ve akış dinamiklerini görüntüleyerek hemodinamik durumları değerlendirmek ve vasküler tıkanıklıkları ekarte etmek için kullanılır (41).

1990'ların ortalarında, vasküler perfüzyon paterninin analizi ile benign ve malign lenfadenopatileri ayırt etmek amacıyla baş ve boyun lenf nodlarının muayenesinde renk kodlu doppler sonografi uygulanmıştır (43).



**Şekil 2. 3.** Doppler etkisi. Doppler, nesnelerin hızını ve yönlülüğünü ölçmek için kullanılır. Doppler insan vücudunda en yaygın olarak kan akış hızını ölçmek için kullanılır. (a) Probtan uzaklaşan sıvıdan gelen sinyal, orijinal yayılan sinyalden daha düşük bir frekansta geri dönecektir. (b) Proba doğru hareket eden sıvıyla temas eden sinyal, orijinal yayılan sinyalden daha yüksek bir frekansta geri dönecektir- Sites ve ark.'ndan (34) alınmıştır.

### **Baş ve Boyun Bölgesinde Doppler İnceleme Endikasyonları**

Baş ve boyun bölgesinde Doppler USG uygulamaları şunları içerir(6).

- Büyük kan damarlarındaki kan akışının incelenmesi (diğerlerinin yanı sıra plak, stenoz, trombüs, diseksiyon).

- Kistler, tümörler ve iltihaplar gibi lezyonların, hemanjiyom ve arteriovenöz malformasyon gibi vasküler lezyonların vaskülarizasyonunun değerlendirilmesi.

- Normal, enflame, neoplastik ve metastatik düğümleri ayırt etmek için lenf düğümlerindeki vasküler patern değerlendirmesi.

### **USG de görüntüleme zorlukları**

USG'de görüntüleme her zaman kolay değildir ve operatör bağımlılığı çok yüksektir. 2B USG ayrıca çoğu zaman transdüserlerin boyutuna bağlıdır ve özellikle oral bölgeye uyumlu bir prob değilse intraoral olarak uygulanmasını zorlaştırır. Öte yandan, küçük başlı prob kullanmak zaman alıcıdır ve kullanımı çok zor olabilir, çünkü operatör çok küçük bir görüş alanında tanı koymak için gerekli anatomik unsurları tanımlamalıdır. Transdüserin boyutu ile incelenen alanın anatomisi arasında uygun bir denge bulunmalıdır. Transdüserin ayak izi büyükse, anatomik yapılar aynı görüntüde kolayca yakalanabilir, ancak özellikle maksillanın ve mandibulanın kurvatürleri nedeniyle iki boyutlu ultrasonografik görüntülerin kalitesi çok düşüktür. Alveolar bölgenin kurvatürleri nedeniyle daha küçük bir transdüser, ultrason taranan alanla daha iyi bir temas sağlayacaktır ve bu nedenle operatör ultrasonografik görüntünün daha yüksek kalitesini elde edebilir (44).

### **2.2.7. USG Görüntülerinin Değerlendirilmesi**

USG cihazında görüntü oluşmasının temelini, yüksek frekanslı ses dalgalarının dokulara iletilmesi ve daha sonra ilgili dokulardan yansıyan dalgaların gerekli mekanizmalar ile işlenmesi oluşturur (45).



## **Geliş Açısı**

USG dalgalarının incelenen doku yüzeyiyle karşılaştığı açıya denir ve yapının ekrandaki görüntülenmesini etkiler. Geliş açısı 90 dereceye yaklaştığında (ilgili yapıya dik), yansıyan ultrasonun daha yüksek bir yüzdesi başarıyla proba geri döner. Bu nedenle operatör, görüntüyü optimize eden bir durum oluşturmaya çalışmak için ses dalgasını bir ark boyunca yönlendirmelidir (46).

## **Anisotropi**

USG'de anisotropi geliş açısındaki çok hafif değişikliklerde bile USG yansımada belirgin bir değişikliğin olmasından sorumlu olan doku özellikleridir (47).

## **Ekojenite**

Işının yansımaya, tüm tanısal görüntülemelerde kritik bir kavram olan eko denir. Ekoların üretilmesi ve saptanması, tüm teşhis cihazlarında kullanılan tekniğin temelini oluşturur. Dokunun belirli bir özelliğinin farklı olması koşuluyla, iki doku arasındaki sınırdaki bir yansıma meydana gelir (26, 29, 47). Ekojeniteye bağlı olarak, bir yapı hiperekoik (ekranda beyaz), hipoekoik (ekranda gri) ve anekoik (ekranda siyah) olarak karakterize edilebilir (33).

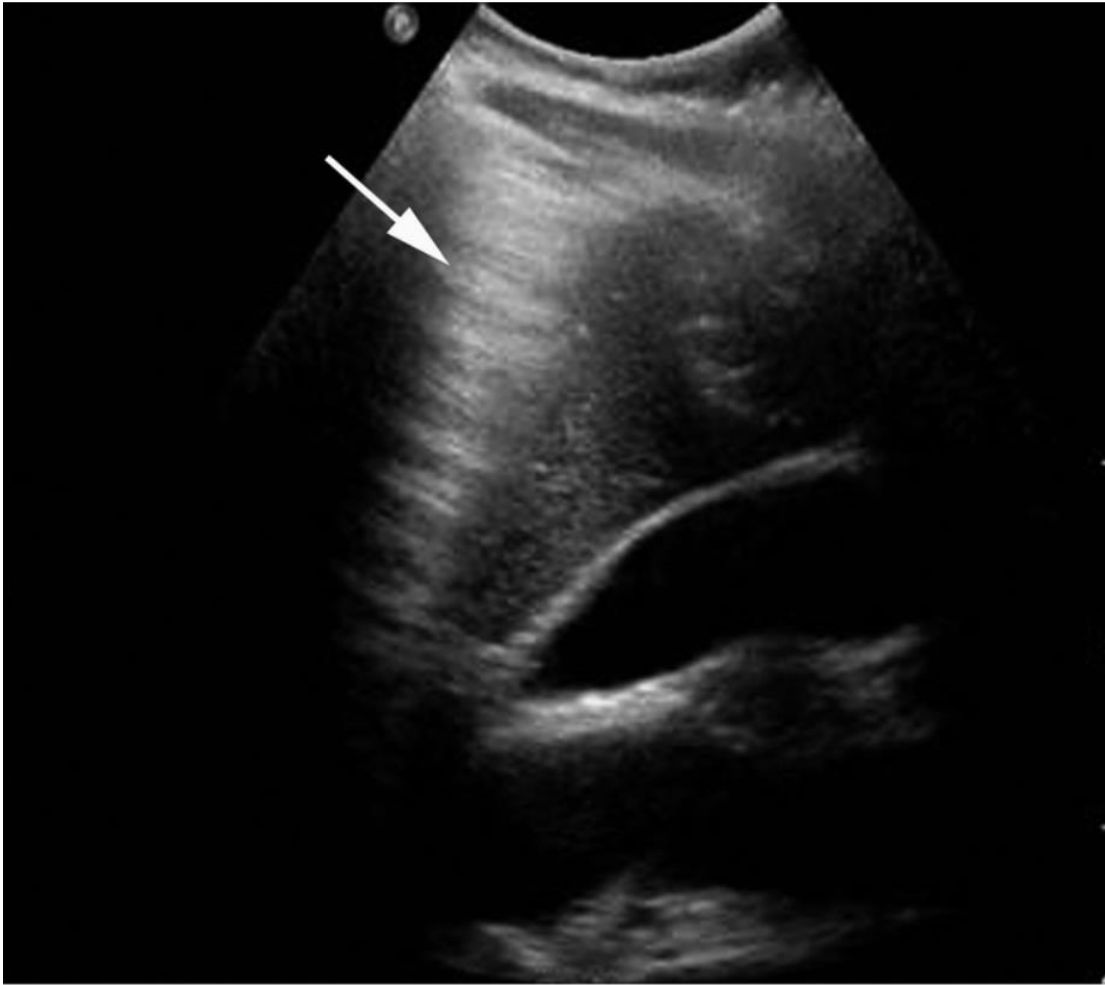
### **2.2.8. USG artefaktları**

Ultrason görüntüleme artefaktları, ses dalgaları ve dokular arasındaki fiziksel etkileşimden ve ortaya çıkan ses yankısının bilgisayar tarafından işlenmesi sırasında meydana gelen, görüntüde istenmeyen veya hastanın anatomisi ile ilgili olmayan, yani normalde var olmayan görüntülerdir (48).

Artefaktların oluşmasındaki fizik ilkelerini anlamak, uygulayıcının artefakt içermeyen görüntüler yakalamasını ve çoğu durumda bu artefaktları klinik teşhis yapmak için kullanmasını sağlayacaktır (49).

## Çoklu Yankılanma (Reverberation) Artefaktı

Yankılanma artefaktı, bitişik iki dokunun akustik empedansındaki önemli farklılıklardan kaynaklanır. Büyük empedans farklarında, yansıtılan kısım maksimize edilir. Yansıtılan ışın, dönüştürücüye çarpar ve söz konusu dokuya geri döner ve birden fazla tekrarlanır (48). Her yankılanmada fazladan bir görüntü oluşur. Bunlar sıvı-gaz, katı-gaz ve katı-sıvı gibi farklı doku ara yüzleri arasında meydana gelen düzgün aralıklarla oluşan paralel çizgilerdir ve genellikle parlak olarak görülür (49). Bu artefaktın elimine edilebilmesi için gelen demet açısının değiştirilmesi faydalı olabilir (33).



**Şekil 2.4.** Çoklu yankılanma artefaktı - Prabhu Sj ve ark.'ndan (49) alınmıştır.

## Kuyruklu Yıldız (Comet-Tail) Artefaktı

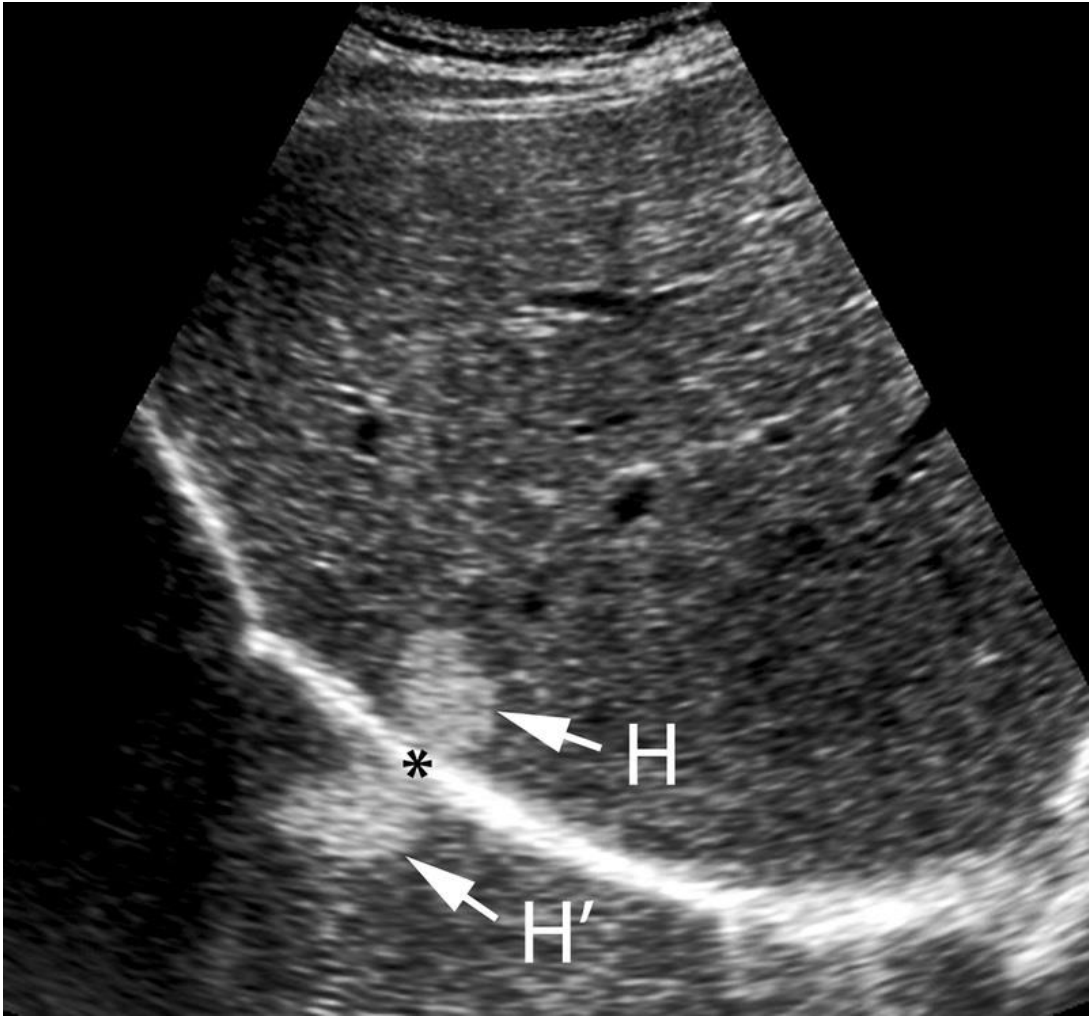
Çok sayıda yakın aralıklı yansımalarından kaynaklanan çoklu ekolardan kaynaklanır. Ortaya çıkan sıralı, yakın aralıklı doku atenüasyonu nedeniyle her birinin genliği bir öncekinden hafifçe azalmış olan ekolar, nesnenin bitişiğinde bir kuyruklu yıldız benzeyen konik bir bantla sonuçlanır. Gelen ışının çok sayıda yakın aralıklı yansımalarına neden olabilecek ve kuyruklu yıldız artefaktına yol açabilecek nesnelere arasında kolesterol kristalleri veya mikro-kabarcık kümeleri bulunur (48).



**Şekil 2. 5.** Kuyruklu yıldız artefaktı - Fonseca E ve ark.'ndan (50) alınmıştır.

## Ayna Artefaktı

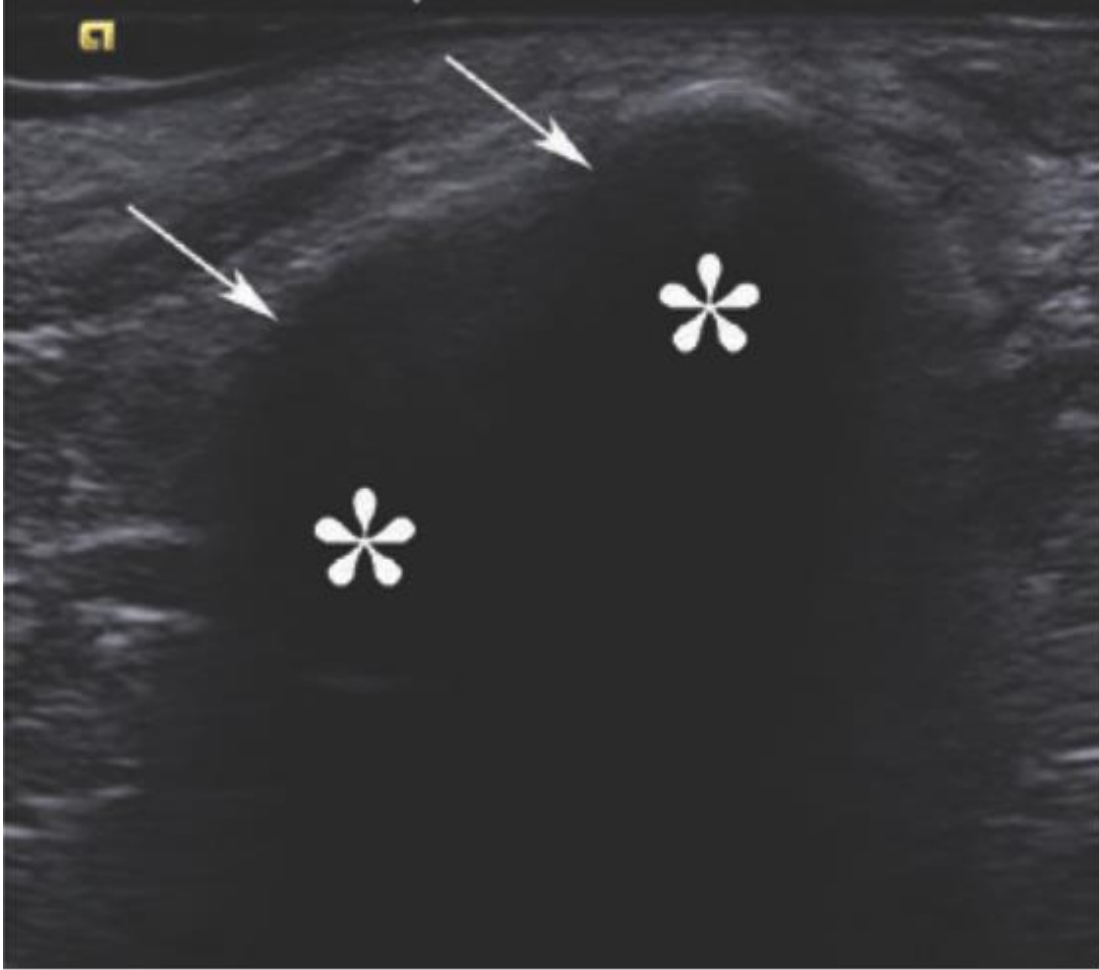
Ayna görüntüsü artefaktı, iki yapı arasında geniş kavisli bir yüzey olması durumunda ortaya çıkar. Yansıtıcı yüzeyden eşit uzaklıkta, ancak zıt, derin tarafta görüntülenen bir "ayna görüntüsü" veya sahte nesne olarak kendini gösterir. Bunun nedeni, yansıtıcı yüzey ile nesne arasındaki yankılanmaların ışın için yol süresini etkili bir şekilde uzatmasıdır. Transdüserin geliş açısını değiştirmek bu artefaktı ayırt etmeye yardımcı olabilir. (31, 51)



**Şekil 2.6.** Ayna artefaktı. Karaciğerin longitudinal görünümü hepatic hemanjiyom (H) akciğerdeki gaz ile diyafram (\*) arasındaki arayüz akustik bir ayna görevi görür ve kopyalar. (H') hemanjiyomun üzerindeki hemanjiyom'u gösterir - Kerr DM'den (52) alınmıştır.

## Akustik Gölgeleme

Ultrason dalgaları yüksek empedanslı bir doku ile karşılaştığında, enerjinin çoğu yansıtılır. Sonuç olarak, yüksek empedanslı arayüzün hemen ötesindeki doku belirsiz veya boş görünür. Kemik ve kalsifiye taşlar gibi hiperekojenik yapılar ses dalgalarını büyük oranda yansıtarak arkasında hipoekojen bir gölge bırakır (31, 51, 53).

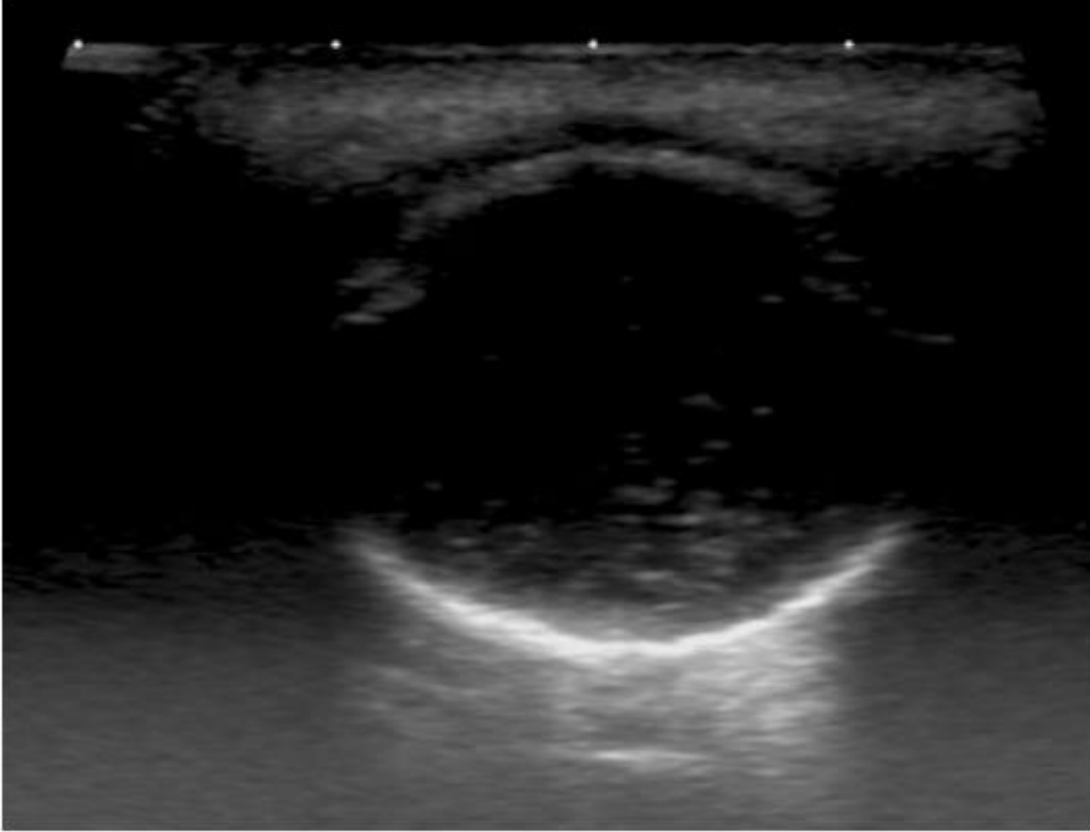


**Şekil 2. 7.** Akustik gölgelenme - Orhan K'den (6) alınmıştır.

## Akustik Güçlenme

Akustik güçlenme; hipoekoik veya anekoik alanın veya düşük empedanslı bir yapının derinliğinde parlak bir alan olarak görünür. Hemen yanındaki doku ile

karşılaştırıldığında, nesnenin daha fazla ses enerjisi geçer. Ardından, nesnenin arkasındaki alana çarpan daha fazla ses enerjisi vardır. Nispeten daha yüksek enerjiye sahip bu dalgalar, dönüştürücüye geri yansıtılır ve nesnenin arkasında daha parlak bir sinyal olarak görüntülenir. Posterior kontrastlanma da denilen bu artefakt; tükürük dokusu içindeki kistleri ve pleomorfik adenomlar gibi bazı tümörleri görüntülerken ortaya çıkar (31, 53).



**Şekil 2.8.** Akustik güçlenme - Orhan K'den (6) alınmıştır.

### **2.2.9. Diş Hekimliğinde Ultrasonografinin Yeri ve Kullanım Alanları**

1963 yılında Holms ve Howry USG'yi baş ve boyun bölgesinin değerlendirilmesinde kullandılar. Boyun bölgesinde ilk kullanıldığı alanlar tiroid hastalıklarının, baş ve boyun tümörlerinin, lateral faringeal duvar hareketlerinin değerlendirilmesi oldu. 1970'lerin sonu ve 1980'lerin başlarında tükürük bezlerinin değerlendirilmesinde de kullanılmaya başlandı. Baş ve boyun alanında ilk değerlendirilen organların parotis ve tiroid gibi parankimatöz organlar

olmasının sebebi homojen eko dokuya sahip olmaları nedeniyle içlerinde bulunan tümoral oluşumların saptanmasına imkân vermeleridir (54).

Diş hekimliğinde tanısal USG'nin ilk verileri için 1963 yılında Baum ve ark. dişlerin iç yapılarını görselleştirmek için 15 MHz'lik bir prob kullandılar; ancak elde edilen radyofrekans ( RF) sinyalinin kalitesi ve netliği uygun değildi (8).

Teknolojik gelişmelerin ilerlemesi ile dentomaksillofasiyal alanda görülen hastalıkların tanısında birçok farklı görüntüleme yöntemi kullanılmaya başlanmıştır. Bu görüntüleme yöntemlerinden biri olan USG'nin özellikle ağız içi yapıların görüntülenmesinde ve diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmamasına rağmen maksillofasiyal bölge için önemli bir potansiyele sahip olduğu düşünülmektedir (55). Ultrasonografi (USG), lenf düğümlerinde ve tükürük bezlerinde baş ve boyun lezyonlarının yanı sıra yüz kemiği kırıkları vb.'nin değerlendirilmesinde tanısal bir görüntüleme yöntemi olarak da kullanılır.

USG, istemli kasılmalar üreten çiğneme kaslarındaki ve çizgili kaslardaki kas distrofisini ve denervasyonunu ve ayrıca fasikülasyon gibi istemsiz kas kasılmalarını gösteren dinamik video görüntüleri üretir (56).

### **USG'nin dentomaksillofasiyal tanıda kullanımı (6)**

1. Tükürük bezi hastalıkları
2. Periapikal lezyonlar
3. Lenf Düğümleri
4. Kemik içi lezyonlar
5. Temporomandibular eklem bozuklukları
6. Çiğneme kaslarının değerlendirilmesi
7. Başın konjenital vasküler lezyonları ve boyun lezyonları
8. Dilin birincil lezyonları
9. Mandibular kondil kırıkları
10. Orta yüz kırıkları
11. Yabancı cisimlerin tespiti
12. Mandibular kemik distraksiyonu
13. Baş ve boyunda şüpheli şişliklerin değerlendirilmesi

## **Tükürük Bezi Bozuklularının USG'de Değerlendirilmesi**

Yüzeyel konumları sayesinde, major tükürük bezleri (parotis, submandibular ve sublingual bezler) USG tetkikinde kolayca görüntülenebilmektedir.

USG, tükürük bezi içerisindeki herhangi bir kitlenin varlığını gösterir. Kalsifikasyonların yumuşak dokularla olan ilişkisi ve dilate kanalı kolaylıkla gösterir. Solid veya kistik lezyonların ayırımı yapılabilir; bez parankiminin homojenitesi ve kan akımı değerlendirilebilir (57).

## **Periapikal Lezyonların USG'de Değerlendirilmesi**

B-modu ve Color doppler USG, periapikal lezyon karakteristiğini belirlemede yararlı bir tekniktir. Periapikal kistler USG'de anekoik, posterior akustik güçlenme ve yalnızca periferinde kanlanma gösterirken, granülomlar hipoekoik, vaskülarizasyona sahip, solid kitleler olarak görülür (58).

USG ile görüntülenebilen periapikal lezyonların boyutlarının ölçümü yapılabilir. Transdüserin transversal olarak konumlandırılmasıyla lezyonun bukkal-lingual /palatinal ve mesio-distal boyutu; transdüserin longitudinal olarak konumlandırılmasıyla da lezyonun supero-inferior boyutu belirlenebilmektedir (59).

## **Maksillofasiyal Bölgedeki Yüzeyel Lenf Nodlarının Değerlendirilmesi**

Maksillofasiyal bölge sık geçirilen ağız, boğaz ve özellikle tekrarlayan dental patolojiler sebebi ile reaktif lenf nodları (LN) açısından oldukça zengindir. Özellikle submental ve submandibular alanlarda reaktif LN izlenebilmektedir(60).

B-modu USG lenf nodlarının şekil, iç yapı, medüller ve hilus ekojenitesi ve korteksini görüntülemeyi sağlar. Color doppler USG ise lenf nodülünün hilustan giren ve düzenli dallanmaya sahip vaskülarizasyonunu gösterir. LN, USG normal



özelliklerinin bilinmesi benign, malign ve inflame karakterini ayırt etmekte faydalıdır (61).

### **Kemik İçi Lezyonların USG'de Değerlendirilmesi**

Kortikal kemikte incelmeye veya perforasyona neden olan kemik içi lezyonların USG ile görüntülenmesi mümkündür. Lezyonların içerikleri, solid veya kistik yapıları, bukkal veya lingual ekspansiyon ve perforasyon durumları, probun genişliğine bağlı olarak boyutları, diğer yumuşak dokular veya önemli vasküler yapılar ile olan ilişkileri USG ile değerlendirilebilir (57).

### **TME Bozukluklarının USG'de Değerlendirilmesi**

USG, eklem diskinin yer değiştirmesi, eklem efüzyonu ve kortikal erozyon gibi farklı patolojik süreçlerin görüntülenmesinde kullanılan yararlı bir araçtır. Tanısal kullanımına ek olarak, USG, doğru bir ponksiyon gerçekleştirmek, eklem boşluklarını tanımak ve cerrahi travmayı azaltmak için artrojenik temporomandibular bozukluklar için minimal invaziv prosedürlerde yardımcı bir araç olarak önerilmiştir (62).

### **Çiğneme Kaslarının USG'de Değerlendirilmesi**

USG yüzeysel seyreden çiğneme kaslarının görüntülenmesi sağlar. Kas kalınlığının belirlenmesi, TME bozuklukları ile ilişkili olan veya olmayan tetik noktaların ve hipertrofilerin incelenmesine olanak sağlar. Lateral ve medial pterygoid kasların ultrasonografi ile görüntülenmesi direkt olarak mümkün değildir. Ancak pterygoid kaslar ve infratemporal bölge, trigeminal sinir blokajı gibi ultrason rehberliğinde yapılan bazı cerrahi işlemler sırasında anatomik landmark olarak kısmen görüntülenir (63).

## **Başın Konjenital Vasküler Lezyonları ve Boyun Lezyonlarının USG'de Değerlendirilmesi**

Bir lezyonun Color Doppler değerlendirilmesinde amaç, vaskülarizasyonunun varlığı, niceliği, doppler akımının tipi ile besleyici ve direnaji sağlayan damarlar hakkında bilgi edinmektir. Doppler ultrasonografi hemanjiomalarda kan akımının değerlendirilmesi için en az invaziv ve maliyeti en düşük olan görüntüleme yöntemidir (39). Doppler ultrasonografi hedef organdaki arteriyel ve venöz akım da dahil olmak üzere total kan akımı karakteristiği analizini sağlar (64).

### **Dilin USG'de Görüntülenmesi**

Kas yapısında olan dilin özellikle ön kısmının USG'de kolaylıkla değerlendirilmesi ile benign ve malign dil tümörleri tetkik edilebilir. Yapılan çalışmalarda dil tümörlerinin derinliğinin USG'de yapılan ölçüleriyle histopatolojik ölçümlerinin büyük oranda uyum gösterdiği belirtilmiştir (65).

### **Mandibular Kondil Kırıklarının USG'de Değerlendirilmesi**

USG, mandibular kondil kırıklarının değerlendirmesinde zigomatik ark nedeniyle non-deplase kırıklar ve intra-kapsüler mandibular kondil kırıkların teşhisinde sınırlı bir değere sahiptir (66).

### **Orta Yüz Kırıklarının USG'de Değerlendirilmesi**

USG, orbital kenar, zygomatik ark, sinüs ön duvarı ile subkondiler ve ramus fraktürlerini oldukça yüksek bir hassasiyet oranı ile gösterebilir (66). Normalde bütünlüğü tam olan kemikte, USG'de kemik korteksi tek hatta hiperekoik, bombeli veya kesintisiz izlenmelidir. Aksi takdirde fraktür varlığından şüphelenilir. Ayrıca USG incelemesi esnasında kırık bölgede prob hareketlerine bağlı ağrıya neden olması da tanıya yardımcı olur (57).

## **Yabancı Cisimlerin USG'de Değerlendirilmesi**

USG yabancı cisimlerin ve dental materyallerin görüntülenmesinde oldukça faydalı bir tekniktir, hatta röntgende görülemeyen radyolusent cisimleri USG gösterebilmektedir. Yapılan bir çalışmada in-vitro ortamda yerleştirilen 24 objenin hepsinin USG'de değerlendirildiği ve objelerin gerçek boyutları ile USG ile ölçülen boyutları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı gösterilmiştir (67).

## **Mandibula Kemik Distraksiyonunun USG'de Değerlendirilmesi**

Düşük yoğunluklu kesikli ultrason uygulamasının distraksiyon boşluğundaki mineralizasyonu ve dolayısıyla kemiğin iyileşme sürecini hızlandırabileceği belirtilmiştir (68).

## **Baş-Boyun Bölgesindeki Şişliklerin USG'de Değerlendirilmesi**

Ağız bölgesindeki kitle lezyonları için yapılan USG incelemesinde, vaskülarite gözlemlendiğinde tümöral lezyonların teşhisini koymak ve kistleri dışlamak mümkün olmuştur (69).

Tümöral bir yapının lokasyonu, şekli, konturları, boyutları, çevre doku ve organlarla ilişkisi, iç yapısı (kalsifikasyon, damarlanma vb.) USG ile değerlendirilebilir. Ayrıca malign lezyonları belirlemek için, Color Doppler ve son yıllarda geliştirilen elastografilerin kullanılması tanı konmasına yardımcı yöntemlerdir (70).

### **2.2.10. Ultrasonografinin Avantaj ve Dezavantajları:**

Ultrasonografinin avantajları arasında kullanılabilirliği, iyonlaştırıcı radyasyon uygulanmaması ve dolayısıyla bilinen bir zararlı etkilerin gözlenmemesi (hamile

kadınlarda ve bebeklerde bile), yüksek görüntü çözünürlüğü, gerçek zamanlı görüntüleme ve diğer tanısal görüntüleme yöntemlerine kıyasla nispeten düşük maliyet sayılabilir.(57, 71) Daha küçük USG cihazları taşınabilir ve günümüzde eksiksiz bir ultrason makinesi yerine, kurulu özel yazılıma sahip tablet gibi bir mobil cihaza bağlı olan ultrason dönüştürücüsü kullanılabilir (6).

USG'nin en önemli dezavantajlarından biri, operatörün beceri ve deneyimine yüksek derecede bağımlı olmasıdır (72). Ancak bu, bir operatörün eğitim almasıyla hızla ortadan kaldırılabilir. Kemik ve dişlerin teşhisinde son derece önemli olan dezavantaja sahiptir. Sağlam kortikal kemik yüzeyi veya mine gibi yoğun nesnelere arkasında bulunan yapılardan ses dalgaları bu yapılardan tamamen yansıtacağı için bu yapıların görüntülenmesi mümkün olmamaktadır. Bu nedenle, USG için TME'nin sadece bir kısmına erişilebilir; eklem kapsülü, disk ve kondilin laterosuperior yüzünün korteksi görülebilir(73). Aynı şekilde ultrason taraması için tam olarak uygun olmayan dişler için de geçerlidir.

### **2.3. Çenelerdeki Kemik Lezyonlarının Ultrasonografi ile Değerlendirilmesi**

Radyoloji, kemik içi ve kemik dışı çene lezyonlarını tanımlamak için kullanılan ilk yöntemdir, ancak tek değildir (74). BT ve MRG, çene kemik lezyonlarının sınırlarını, boyutlarını ve tam anatomik bölgesini değerlendirmek için yararlı ancak kesin olmayan tekniklerdir (75). Kesin doğrulayıcı tanı, dokuların histopatolojik incelemesi ile yapılır (76).

BT ve MRG'ye ek olarak USG kullanımı, çene lezyonlarının solid ve kistik bileşenlerinin değerlendirilmesinde ve ayrıca gerektiğinde biyopsinin tam yerinin belirlenmesinde önemlidir (55).

Bu çalışmanın amacı kortikal kemik kalınlığının ultrasonografide görüntü oluşumuna olan etkisini araştırmaktır. Bu çalışma ile kortikal kemik kalınlığının görüntü oluşumuna etkisini, kortikal kemik varlığında oluşan görüntüde ölçüm yapılabilirliğini ve kortikal kemik varlığında vaskülarizasyonun değerlendirilebilirliğini araştırdık.

## 3.GEREÇ VE YÖNTEMLER

### 3.1. Çalışma Dizaynı

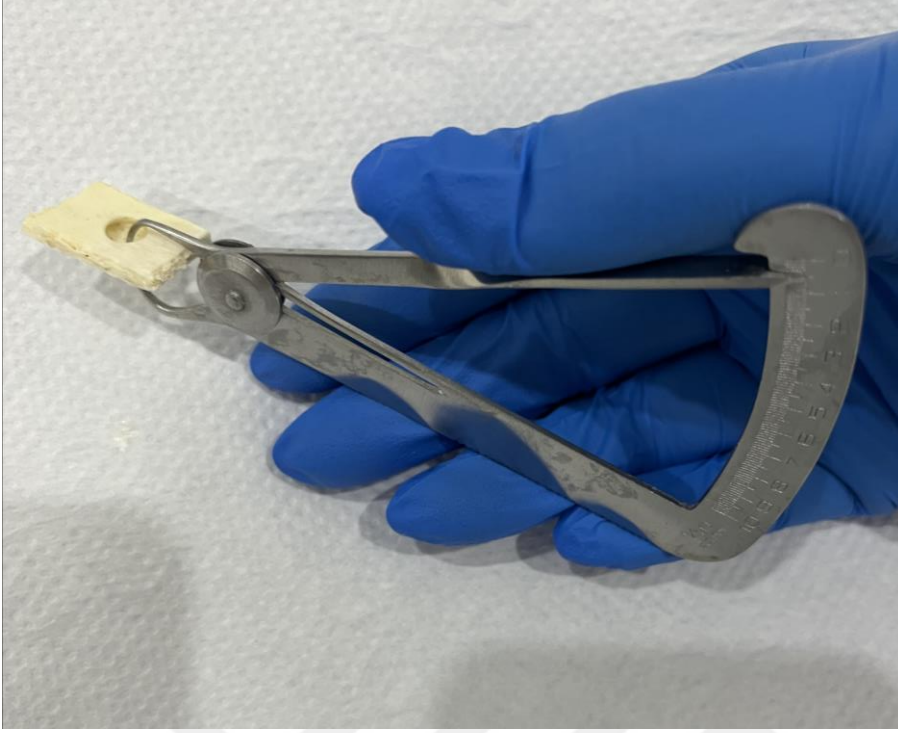
Bu çalışmada 0.1, 0.2, 0.3,...2 mm arasında 0,1 mm aralıklarla artan farklı kalınlıklardaki 20 kemik blok üzerinden ultrasonografik değerlendirmeler yapıldı. USG'de metrik ölçümlerin ve yapay vaskülarizasyonun değerlendirilmesi için iki ayrı düzenek hazırlandı. Birinci düzenek için 10 adet iğnede rastgele farklı iğne ucu uzunlukları belirlendi ve her bir iğne için 10 adet düzenek oluşturuldu. Sonrasında ikinci düzenek hazırlanarak kemik blokların üzerinden USG'de yapay vaskülarizasyonun izlenip izlenmediği var/yok şeklinde kaydedildi. Çalışma sırasında kemik yoğunluklarının da USG'de görüntü oluşumuna katkı sağladığı görüldü ve her bir kemik bloktan sadece korteks içeren kısımları çıkartıldı, her bir kemik bloğun yoğunluğu belirlendi. USG değerlendirmeleri tamamlandıktan sonra kumpas ile ölçülen gerçek iğne uzunlukları (altın standart) ile USG ölçüm değerleri karşılaştırıldı. Yapay vaskülarizasyonun değerlendirilmesinde kemik kalınlığı ve yoğunluğu arasındaki ilişki değerlendirildi.

#### 3.1.1. Kemik Blokların Hazırlanması

Çalışmamızda kemik blokların hazırlanması için 2 adet sığır scapulası kullanıldı. Scapulanın kortikal kemik içeren kısmından 2 adet düz kemik blok elde edildi. Elde edilen 2 kemik bloktan, benzer ebatlarda 20 adet kemik blok çıkartıldı. Sonrasında kemik bloklar 30 dk % 10' luk formaldehit ve 5 dk %5'lik sodyum hipoklorit çözeltisinde bekletildi. Kemik bloklar üzerine yüksek hızlı bir W&H aleti ve 818-elmas disk frez kullanılarak 0.1, 0.2, 0.3,..... 2.0 mm aralığında 0,1 mm kalınlıklarda artan; kemik kavileri oluşturuldu (Şekil 3.1). Oluşturulan kavilerin kemik kalınlığının ölçümü için dental kumpas kullanıldı. Her yerde eşit kalınlık olması için kavitenin farklı noktalarından ölçümler tekrarlandı (Şekil 3.2). Kortikal kemik kavileri 1 hafta sonra aynı gözlemci tarafından tekrar ölçüldü ve 2. gözlemci tarafından da kontrol edildi.



**Şekil 3.** 1. 0.1 mm, 0.2 mm,.....2.0 mm sırasıyla 20 adet kemik blok.



**Şekil 3. 2.** Dental kumpas ile kemik kavitelesinin kalınlığının örnek ölçümü.

### **3.1.2. Ultrasonografi Cihazı**

Hazırlanan düzeneklerin değerlendirilmesi; USG (ARIETTA 65 Ultrasound System; Hitachi Ltd.) cihazı, (Şekil 3. 3) 3-15 MHz, hockey stick prob (L53K) ile frekans 7.5 MHz'e ayarlanarak ve ultrasonik jel kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3. 4).



**Şekil 3. 3.** USG cihazı.





**Şekil 3. 4.** 3-15 MHz frekansa sahip hockey-stick prob.

### **3.1.3. Metrik ölçümler için birinci düzeneğin hazırlaması**

Dikdörtgen şeklinde şeffaf, kapaklı kutunun üst kısmına kemik bloğun sabit durabileceği ve görüntü oluşumunu engellemeyecek şekilde fissür frez yardımıyla pencere açıldı. Plastik kutunun kenarında iğnenin geçebileceği ve sabit kalabileceği boyutta ısı yardımıyla delik oluşturuldu. 10 adet başsız toplu iğnenin

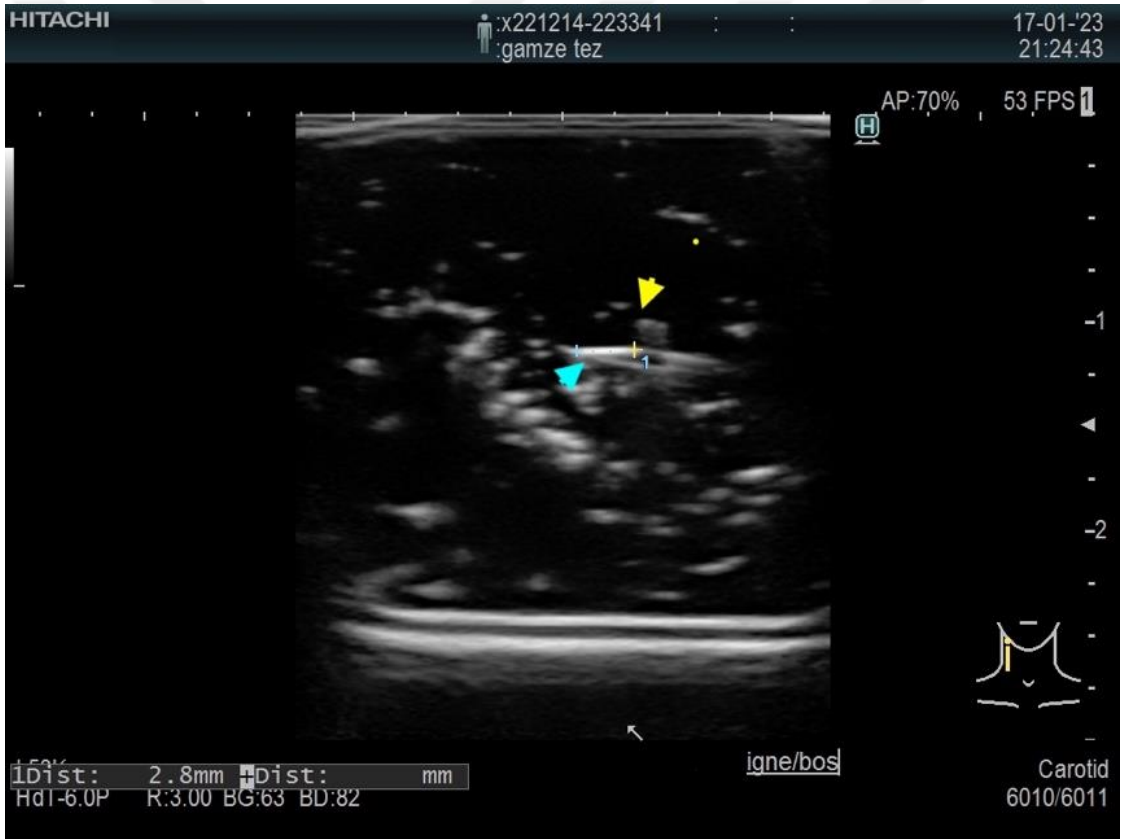
sivri ucundan itibaren rastgele farklı uzunluklar belirlendi ve siyah marker kalemi ile işaretlendi. Plastik kutuya açılan küçük delikten iğne geçirildi. İşaretlenen noktaya stopper yerleştirilerek USG'de ölçüm için referans nokta oluşturuldu. İğnenin ölçüm yapılacak ucunun plastik kutunun kapağı üzerindeki pencerenin merkezinde kalmasına dikkat edildi. (Şekil 3.5)



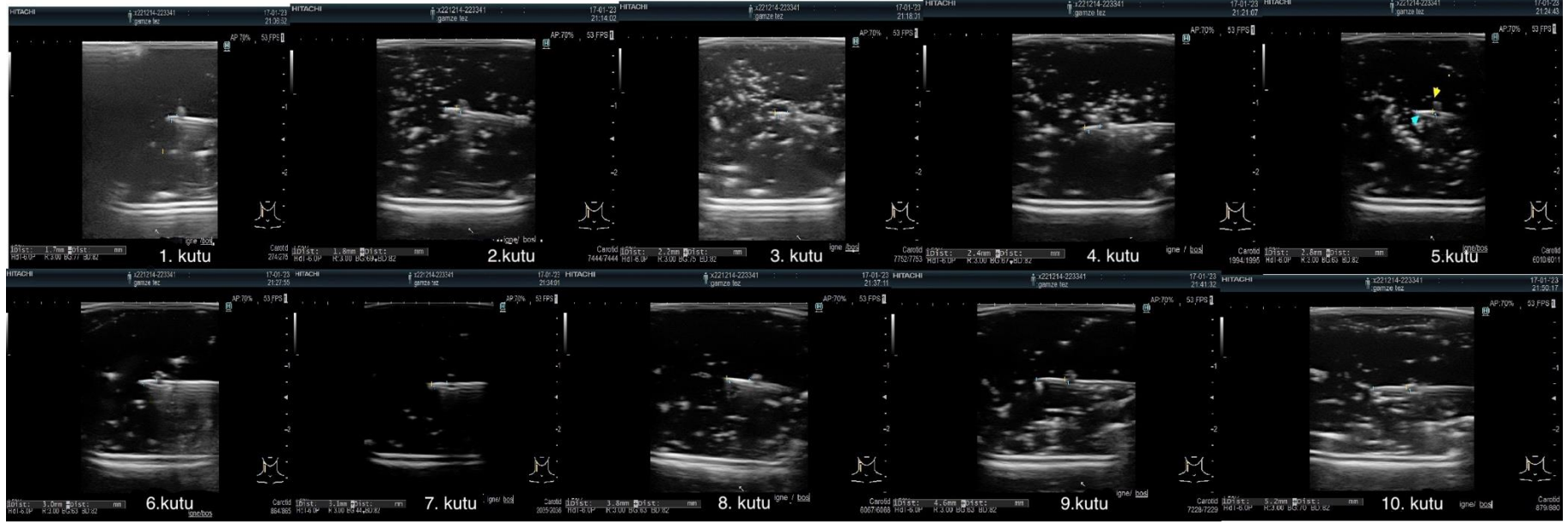
**Şekil 3. 5.** Şeffaf kutu içerisine yerleştirilmiş iğne ve stopper.

Sonrasında kutunun içerisine tamamen ultrasonik jel dolduruldu. Kutunun kapağı kapatıldı ve üzerine kemik blok yerleştirilmeden önce her bir iğnenin direkt

görüntüsü USG ile elde edildi ve iğne ucu ile stopper arası mesafe uzunlukları ölçüldü (Şekil 3. 6 ve 3. 7). Sonra her bir kemik blok sırasıyla, plastik kutunun üzerine yerleştirildi. Kemik blok üzerindeki kavitenin iğnenin üzerine gelmesine dikkat edildi. Kemik kavitenin üzerine tekrar ultrasonik jel konuldu. (Şekil 3.8) Prob, kemik blok üzerindeki kavitenin üzerine yerleştirilerek tekrar görüntü alındı (Şekil 3. 9). Elde edilen görüntüde iğnenin görülüp görülmediği, görüldüyse iğne ucu ile stopper arası mesafenin ölçümleri yapıldı. Ölçümler her iki gözlemci tarafından ayrı ayrı ve farklı zamanlarda gerçekleştirildi. 20 kemik bloktan 19 tanesinde ölçüm yapıldı ve sadece 1.7 mm kalınlıktaki kemik blokta görüntü elde edilmedi.



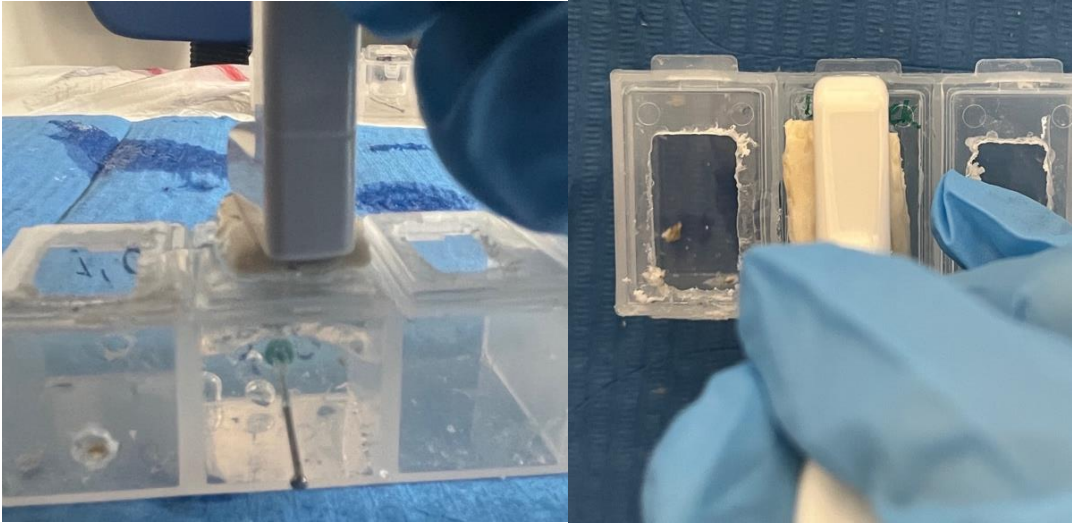
**Şekil 3. 6.** Şeffaf kutu içine yerleştirilen iğnenin direkt görüntüsü. Stopper (sarı ok), iğne ucu (mavi ok).



**Şekil 3. 7.** Farklı uzunlukta iğne içeren 10 adet kutu üzerinde kemik blok olmaksızın USG görüntüleri ve iğne ucu ölçüm değerleri.

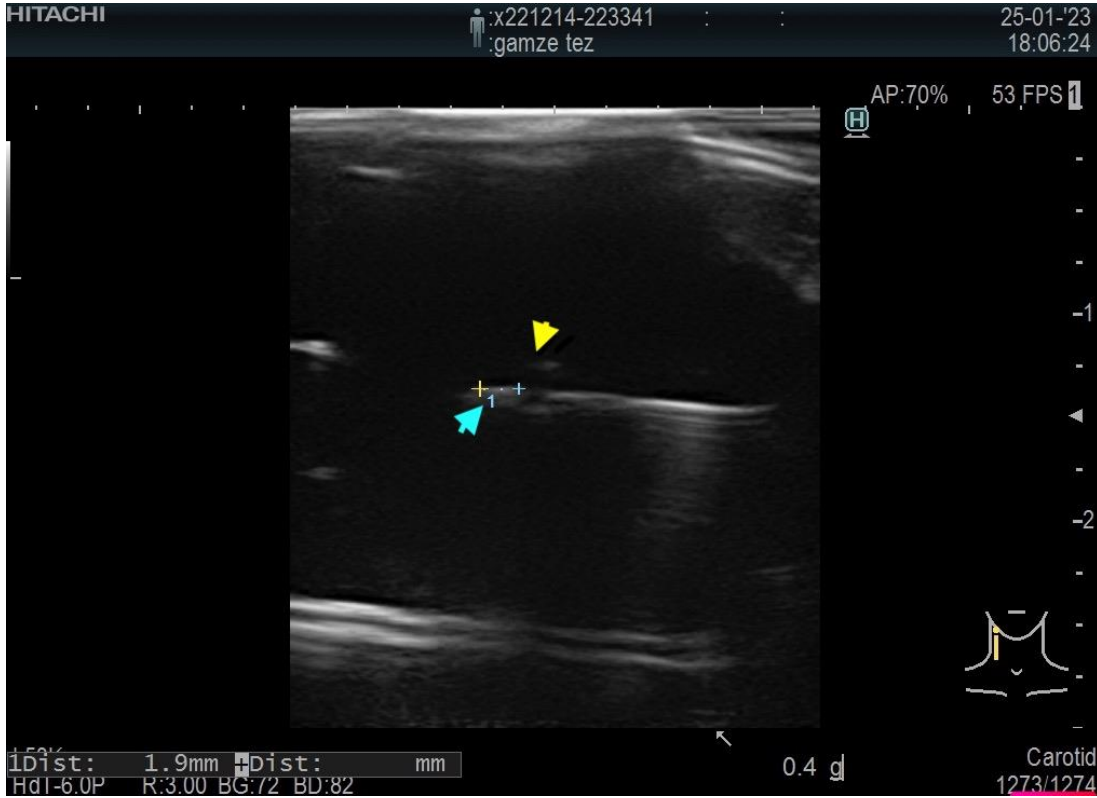


**Şekil 3. 8.** Kemik bloğun düzenek üzerine yerleştirilmesi ve üzerine ultrason jeli uygulanması

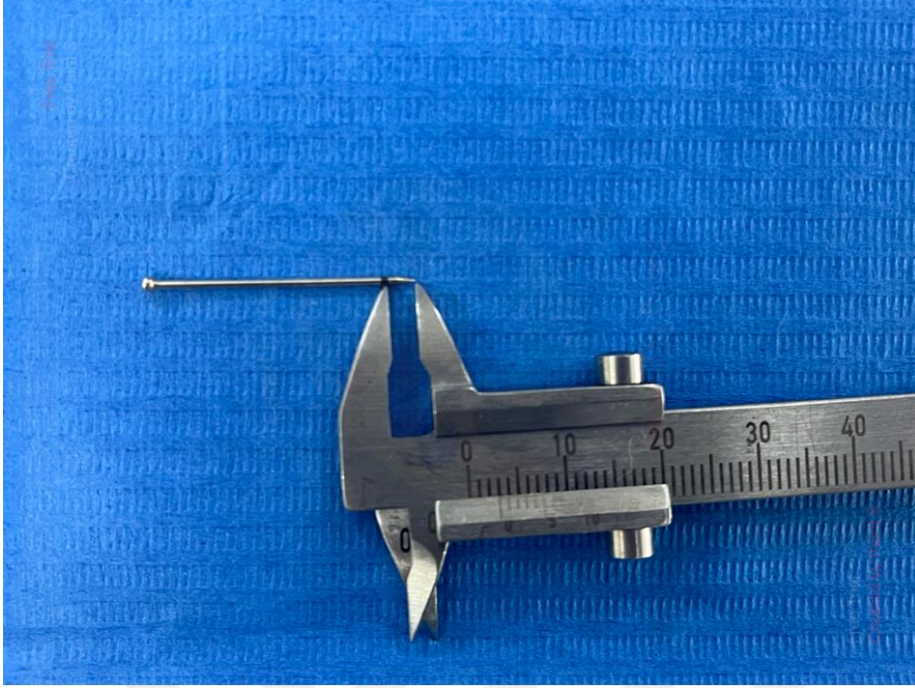


**Şekil 3. 9.** Düzeneğe probun yerleştirilmesinin yandan ve üstten görünümü

10 farklı uzunlukta iğne ile hazırlanmış 10 adet düzende 0,1 mm kalınlıktaki kemik bloktan başlayarak kemik blok üzerinden stopper ile iğne ucu arası mesafenin ultrasonografik ölçümleri gerçekleştirildi. (Şekil 3. 10) Sırasıyla diğer kemik bloklar üzerinden görüntüler değerlendirildi ve kaydedildi. Gözlemciler ölçümleri farklı zamanlarda ayrı ayrı gerçekleştirdi. Farklı uzunluklarda iğnelerin ultrasonografik değerlendirilmesi yapıldıktan sonra dental kumpas ile gerçek uzunlukları ölçüldü. (Şekil 3.11)



**Şekil 3. 10.** 0,4 mm kemik kalınlığına ait örnek USG görüntüsü ve ölçümü. Stopper (sarı ok) , işaretlenen yere kadar olan iğne uzunluğu (mavi ok)



**Şekil 3. 11.** Dental kumpas ile iğne ucunun gerçek uzunluğunun belirlenmesi

#### **3.1.4. Yapay vaskülarizasyonun değerlendirilmesi için ikinci düzeneğin hazırlanması**

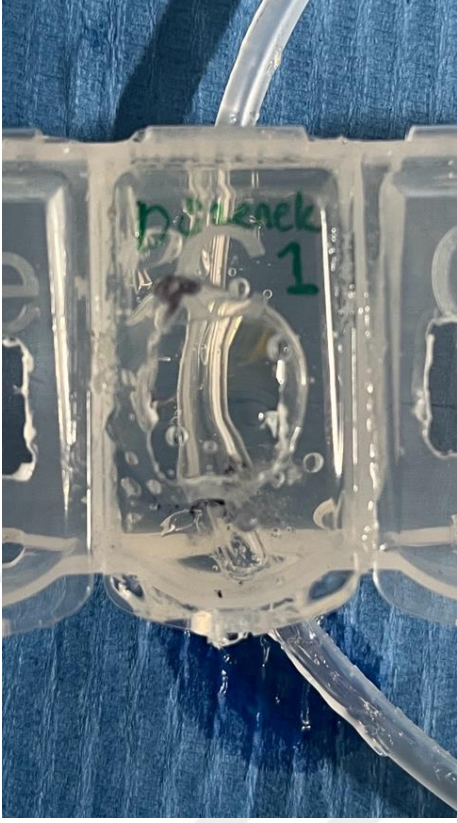
Çalışmamızda ikinci olarak kortikal kemik kalınlığının vaskülarizasyonun görüntülemesine etkisini değerlendirmek amacıyla; farklı bir düzenek daha hazırlandı. Dikdörtgen şeklindeki şeffaf kutunun her iki yüzeyine yuvarlak frez yardımıyla 2 adet delik açıldı. İnfüzyon seti açılan deliklerden geçirildikten sonra deliklerden geçirilen borunun bir ucuna 500 ml %5'lik dekstroz çözeltisi bağlandı ve diğer ucu ise boşta bırakıldı (Şekil 3.12). Kutu içerisine yerleştirilen borudan devamlı akış olması sağlandı. Sonrasında kutu tamamen ultrasonik jel ile doldurularak kapağı kapatıldı (Şekil 3. 13) ve sırasıyla kemik blok, üzerine tekrar jel ve tam merkezine prob yerleştirildi. (Şekil 3.14 ve 3.15) Her bir kemik blok sırasıyla düzeneğe yerleştirildi ve Color Doppler bulguları 0,79 cm/s' de değerlendirildi. Yoğun içerikli sıvı kullanılarak ultrasonografide görüntünün izlenmesi amaçlandı ve serumun geçişi sırasında oluşan hava kabarcıkları görüntü oluşumuna katkı sağladı. Sıvı geçişi olup olmadığı var/yok şeklinde iki

gözlemci tarafından aynı anda değerlendirildi (Şekil 3.16). Sadece 1.7 mm kalınlıktaki kemik blokta görüntü elde edilemedi (Şekil 3.17).



**Şekil 3. 12.** Yapay vaskülarizasyon düzeneği

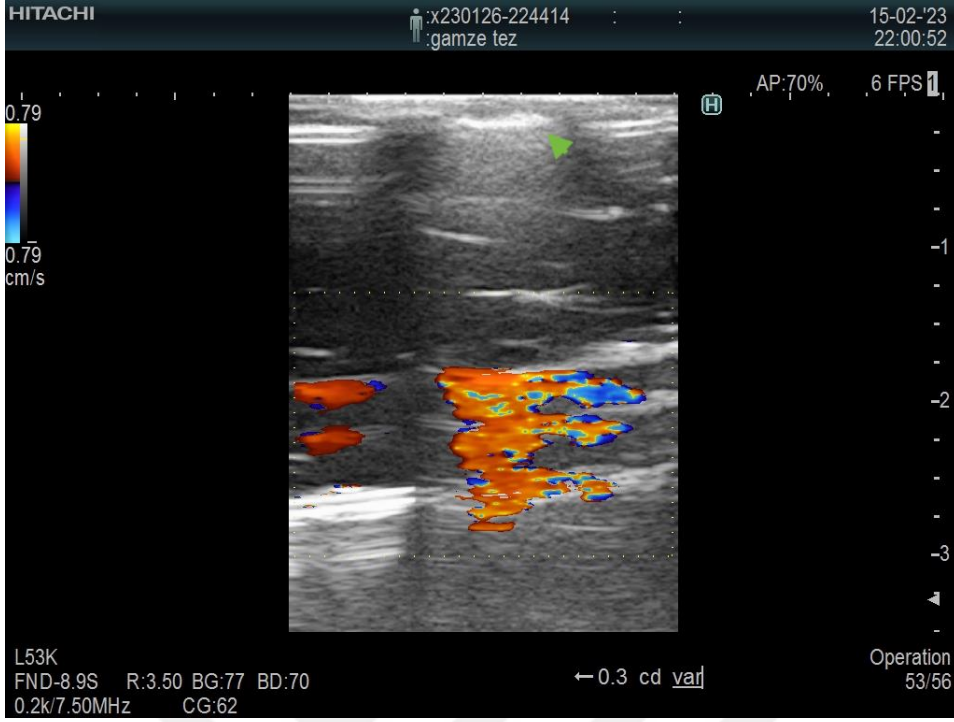




**Şekil 3. 13.** İçerişi tamamen ultrasonik jel ile doldurmuş şeffaf kutu



**Şekil 3. 14 ve Şekil 3. 15.** Kemik bloğun ve probun düzenek üzerine yerleştirilmesi



**Şekil 3. 16.** Kemik blok üzerinden görüntü alındığında yapay vaskülarizasyonun gösterilmesi. Kemik bloğun USG görüntüsü (yeşil ok)



**Şekil 3. 17.** 1.7 mm kemik kalınlığındaki kemik bloktan USG görüntüsü, görüntü oluşumu yok

### 3.1.5. Kemik yoğunluklarının belirlenmesi

Kemik blokların yoğunluklarını belirlemek için her bir kemik bloğun kortikal kemik kısımları çıkartıldı. Hassas terazi ile üzerindeki kağıdın darası alınarak ağırlıkları ölçüldü. (Şekil 3.18) Daha sonra hacmini hesaplamak üzere 2 ml'lik enjektörün uç kısmı çıkartıldı. Enjektörün içine saf su eklenip, çıkartılan küçük kemik parçaları yavaşça içine bırakılıp hacmi kemik parçalarının hacmi belirlendi. Elde edilen ml değerleri  $\text{cm}^3$ 'e çevrilerek ( $1\text{ml}=1\text{cm}^3$ ) kütle/hacim formülü ile yoğunlukları hesaplandı.



Şekil 3. 18. Yoğunluk(d) hesabı için kütleinin belirlenmesi

### **3.2. Verilerin Analizi**

Araştırmada elde edilen veriler SPSS 25.0 Programı ile analiz edilmiş olup, ölçümler sonucu elde edilen kemik kalınlığı, yoğunluğu ve her bir gözlemcinin her bir kemik kalınlığına göre iğne ucu ölçüm değerlerinin betimlemek için ortalama ve standart sapma değerleri verilmiştir. Yapay vaskülarizasyonun değerlendirilmesinin ortaya konulması için frekans ve yüzde analizi yapılmıştır. Aynı zamanda araştırmaya dahil olan katılımcı sayısı yeterli olmadığı için ( $n < 30$ ) merkezi limit teoreminden hareketle istatistiksel açıdan daha parametrik olmayan yöntemlere başvurulmuştur (Ghasemi ve Zahediasl, 2012). Bu nedenle ölçümler arasındaki ilişkilerin belirlenmesi için spearman korelasyon analizi ve kemik kalınlığı, yoğunluğunun vaskülarizasyon durumuna göre farklılığın incelenmesi için mann Whitney U testi yapılmıştır.

## 4.BULGULAR

Araştırmanın bu kısmında elde edilen verilerin analizine ait bulgulara yer verilmiştir.

### 4.1. Tanımlayıcı Bulgular

**Tablo 4.1.1. Çalışma verilerine ait bulgular**

<i>Kortikal Kemik Kalınlığı (mm)</i>	Kortikal Kemik Yoğunluğu (d) g/cm <sup>3</sup>	1.gözlemci farklı uzunluklara ait iğne ucu ölçüm değerleri (ort mm )	2. gözlemci farklı uzunluklara ait iğne ucu ölçüm değerleri (ort mm)	Gözlemcilerin farklı uzunluklara ait iğne ucu ölçüm değerleri (ort mm)	Yapay Vaskülarizasyon
0	-	-	-	3,06	+
0,1	1,2	2,82	3,09	2,95	+
0,2	1,4	3,21	3,27	3,24	+
0,3	1,2	3,42	3,31	3,365	+
0,4	1,8	3,03	3,11	3,07	+
0,5	1,6	3,14	3,19	3,165	+
0,6	1,8	2,77	2,92	2,845	+
0,7	1,6	2,29	2,57	2,43	+
0,8	1,6	•2,5	2,81	2,682	+
0,9	1,68	2,58	2,76	2,67	+
1,0	1,7	3,01	2,81	2,91	+
1,1	1,76	2,98	2,75	2,865	+
1,2	1,5	2,69	2,53	2,61	+
1,3	1,6	••2,8	2,58	2,69	+
1,4	2	•••2,75	••••2,14	2,445	+
1,5	1,66	2,69	2,96	2,825	+
1,6	1,7	•2,73	•2,5	2,616	+
1,7	1,8	*-	*-	*-	**-
1,8	1,6	2,44	2,5	2,47	+
1,9	1,6	2,71	2,74	2,725	+
2,0	1,4	2,88	2,89	2,885	+

\*Kortikal kemik olmaksızın farklı iğne uzunluklarının ultrasonografi ölçüm değerleri, \* 10 farklı uzunluktaki iğne ucu ölçümlerinin 9 tanesinde ölçüm gerçekleştirilmiştir, \*\*10 farklı uzunluğa ait iğne ucu ölçümlerinin 8 tanesinde ölçüm yapılabilmektedir, \*\*\* 10 farklı uzunluğa ait iğne ucu ölçümlerinin 4 tanesinde ölçüm yapılabilmektedir, \*\*\*\*10 farklı uzunluğa ait iğne ucu ölçümlerinin 5 tanesinde ölçüm yapılabilmektedir, \* 1,7 mm kemik kalınlığındaki kemik bloğunda görüntü oluşmamıştır, \*\*1,7 mm kemik kalınlığındaki kemik bloğunda yapay vaskülarizasyon değerlendirilememiştir.

**Tablo 4.1. 2.** Kemik yoğunluğuna ait ortalama ve standart sapma değerleri

<b>Değişkenler</b>	<b>n</b>		<b>s.s</b>	<b>Min.</b>	<b>Max.</b>
Kemik Kalınlığı	20	1,05	0,59	0,1	2
Yoğunluk	20	1,61	0,20	1,2	2

Çalışmada kullanılan 20 kemik bloğa ait kemik kalınlıkları en küçük 0.1 mm ve en büyük 2 mm'dir. Bu kemik blokların yoğunluk ortalamasının 1.61±0.20 olduğu ve en düşük 1.2 g/cm<sup>3</sup>, en yüksek 2 g/cm<sup>3</sup> yoğunluğa sahip olduğu gösterilmiştir.

#### **4.2. Kemik Kalınlığı ve Yoğunluğun Yapay Vaskülarizasyona Göre Farklılıklarına Ait Analiz Sonuçları**

**Tablo 4.2.1.** Ultrasonografik görüntülemelerde kemik kalınlığının yapay vaskülarizasyon görülebilmesine göre farklılığına ait analiz sonuçları

<b>Vaskülarizasyon</b>	<b>n</b>	<b>Sıra Ort.</b>	<b>Sıra Top.</b>	<b>Z</b>	<b>p</b>
<b>Yok</b>	1	17,00	17,00	1,70 <sup>a</sup>	-
<b>Var</b>	19	10,16	193	1,02	1,127

Mann Whitney U testi

Ultrasonografik görüntüleme sonucu kemik kalınlığının yapay vaskülarizasyonun değerlendirilmesine göre farklılığın incelenmesi için yapılan mann Whitney u testi sonucunda kemik kalınlığının vaskülarizasyon durumuna göre farkının anlamlı olmadığı belirlenmiştir (p=0.260>0.05). <sup>a</sup>Yapay vaskülarizasyonun değerlendirilemediği tek kemik bloğun 1,7 mm kalınlıktaki blokta olduğu görülmüştür.

**Tablo 4.2.2.** Ultrasonografik görüntüleme sonucu kemik yoğunluğunun yapay vaskülarizasyonun görülebilmemesine göre farklılığına ait analiz sonuçları (Mann Whitney U testi)

Vaskülarizasyon	n	Sıra Ort.	Z	p
Yok	1	18,00	1,80 <sup>a</sup>	-1,322
Var	19	10,11	1,60	0,186

Kemik yoğunluğunun ultrasonografide yapay vaskülarizasyonun izlenmesi üzerine etkisi değerlendirildiğinde kemik yoğunluğunun yapay vaskülarizasyonun görüntülenmesinde farkının anlamlı olmadığı belirlenmiştir ( $p=0.186>0.05$ ).

<sup>a</sup>Sadece 1,7 mm kemik kalınlığındaki blokta yapay vaskülarizasyon değerlendirilememiş olup bu kemik bloğun yoğunluğu 1,8 g/cm<sup>3</sup>tür. Yapay vaskülarizasyonun değerlendirildiği diğer 19 kemik bloğa ait ortalama yoğunluk değeri 1,6 g/cm<sup>3</sup>tür.

#### 4.3. Değişkenler Arasındaki İlişkilere Ait Bulgular

**Tablo 4.3.1.** Ultrasonografik görüntüleme sonucu kemik yoğunluğu ile gözlemcilerin farklı uzunluktaki iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişki

Değişkenler		USG İğne Ucu Ölçüm Değerleri		
		Yoğunluk	1. gözlemci	2. gözlemci
Yoğunluk	r	1	-0,039	-0,134
	p		0,592	0,065
1. gözlemci	r		1	,803**
	p			0,001
2. gözlemci	r			1
	p			,939**
1.ve 2. gözlemci ort	r			1
	p			

\*\*p<0.01; Spearman korelasyon analizi yapılmıştır

Tablo 4.3.1.de ultrasonografik görüntüleme sonucu kemik yoğunluğu ile gözlemcilerin iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi için spearman korelasyon analizi yapılmıştır. Yapılan korelasyon analizi sonucuna göre kemik yoğunluğu ile gözlemcilerin iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin anlamlı olmadığı belirlenmiştir ( $p>0.05$ ). Öte yandan 1. gözlemci ile 2. gözlemcinin USG iğne ucu ölçümleri arasındaki ilişki incelendiğinde ise 1. gözlemci ile 2. gözlemcinin iğne ucu USG ölçümleri arasındaki ilişkinin pozitif yönlü ve yüksek düzeyde körele olduğu ( $\rho:0.803$ ;  $p<0.01$ ) belirlenmiştir. Bu sonuç gözlemciler arasında iğne ucu değerlendirmelerinin birbirlerine yakın düzeyde olduğunu göstermektedir. Ayrıca gözlemcilerin ölçüm yapabilme düzeylerinin kemik yoğunluğundan etkilenmediği görülmektedir.

**Tablo 4.3.2.** Gözlemcilerin iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin kemik kalınlığına göre incelenmesi

Kemik Kalınlığı	1.gözlemci ile 2. gözlemci arasındaki ilişki katsayısı
0,1	,875**
0,2	,884**
0,3	,982**
0,4	,952**
0,5	,936**
0,6	,894**
0,7	,921**
0,8	,802**
0,9	,888**
1,0	,624
1,1	,726*
1,2	,286
1,3	,756*
1,4	-,029
1,5	,985**
1,6	,506
1,8	,716*
1,9	,853**
2,0	,888**



Tablo 4.3.2’de gözlemcilerin farklı uzunluktaki iğne ucu ölçümleri arasındaki ilişkinin kemik kalınlıklarına göre incelenmesi için spearman korelasyon analizi yapılmıştır. Yapılan korelasyon analizi sonucunda 1. gözlemci ile 2. gözlemci arasındaki en yüksek ilişkinin 0.985’lik korelasyon kat sayısı ile 1.5 mm kalınlığındaki kemikte olduğu görülürken ( $\rho:0.982$ ;  $p<0.01$ ), 1.0 mm, 1.2 mm, 1.4 mm ve 1.6 mm kalınlığındaki kemiklerde gözlemcilerin iğne ucu değerlendirmeleri arasındaki ilişkinin anlamlı olmadığı belirlenmiştir.

**Tablo 4.3.3.** Altın standartlar (kumpas ile belirlenen iğne uzunlukları) ile gözlemcilerin iğne ucu ölçümleri arasındaki ilişki

Değişkenler	İğne Ucu Değerleri				
		1. gözlemci	2. gözlemci	1. ve 2. Gözlemci ort.	
Altın Standartlar	r	1	,810**	,836**	,865**
	p		0,001	0,001	0,001
1. gözlemci	r	1	,803**	,954**	
	p		0,001	0,001	
2. gözlemci	r		1	,939**	
	p			0,001	
1.ve 2. Gözlemci ort.	r			1	
	p				

\*\* $p<0.01$ ; Spearman korelasyon analizi yapılmıştır

Tablo 4.3.3’ te altın standartlar ile gözlemcilerin iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin incelenmesi için spearman korelasyon analizi yapılmıştır. Yapılan korelasyon analizi sonucuna göre altın standartlar ile 1. gözlemcinin iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişki yüksek düzeyde pozitif yönlü ve anlamlı ( $\rho:0.810$ ;  $p<0.01$ ) ve altın standartlar ile 2. gözlemcinin iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişki yüksek düzeyde pozitif yönlü ve anlamlı olarak ( $\rho:0.836$ ;  $p<0.01$ ) belirlenmiştir. Ayrıca altın standartlar ile 1. ve 2. gözlemcinin iğne ucu ölçüm değerleri ortalamaları arasındaki ilişkinin yüksek düzeyde pozitif yönlü ve

anlamli olduğu (rho:0.865; p<0.01) belirlenmiştir. Korelasyon kat sayıları incelendiğinde altın standartlara en yakın tahminde bulunan gözlemcinin 0.836'lık korelasyon kat sayısı ile 2. gözlemci olduğu belirlenmiştir.

**Tablo 4.3.4.** Altın standartlar (kumpas ile belirlenen iğne ucu uzunlukları) ile gözlemcilerin iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin kemik kalınlığına göre incelenmesi

<b>Kalınlık</b>	<b>1. gözlemci</b>	<b>2. gözlemci</b>
0,1	,927**	,863**
0,2	,960**	,936**
0,3	,973**	,985**
0,4	,988**	,976**
0,5	,985**	,945**
0,6	,948**	,879**
0,7	,806**	,854**
0,8	,790**	,939**
0,9	,906**	,927**
1,0	,927**	,806**
1,1	,809**	,930**
1,2	,693*	,758*
1,3	,800**	,881**
1,4	,451	,472
1,5	,979**	,976**
1,6	,547	,833**
1,7	-	-
1,8	,571	,851**
1,9	,799**	,878**
2,0	,906**	,988**

\*\*p<0.01; \*p<0.05;

Spearman korelasyon analizi yapılmıştır.

Tablo 4.3.4'te altın standartlar ile gözlemcilerin iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin kemik kalınlıklarına göre incelenmesi için spearman korelasyon analizi yapılmıştır. Yapılan korelasyon analizi sonucuna göre kemik kalınlığı artıkça gözlemcilerin altın standartları ile iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin anlamlılığını yitirdiği ve azaldığı görülmektedir. Kemik kalınlığı 1 mm altındayken 1. gözlemcinin iğne ucu değerlendirme düzeyleri altın standartlarla ilişkisi yüksek ve istatistiksel olarak her kalınlık için anlamlıyken ( $p < 0.01$ ), kemik kalınlığı 1.2'de ilişki düzeyi 0.693'e düşmüş, 1.4, 1.6 ve 1.8 mm'de 1. gözlemcinin iğne ucu ölçüm değeri ile altın standart değerleri arasındaki ilişkinin anlamlı olmadığı ( $p > 0.05$ ) görülmektedir. Kemik kalınlığı 1 mm altındayken 2. gözlemcinin iğne ucu değerlendirme düzeylerinin altın standartlarla ilişkisi yüksek ve istatistiksel olarak her kalınlık için anlamlıyken ( $p < 0.01$ ), kemik kalınlığı 1.2'de ilişki düzeyi 0.758'e düşmüş ve 1.4 mm'de 2. gözlemcinin iğne ucu ölçüm değeri ile altın standart değerleri arasındaki ilişkinin anlamlı olmadığı ( $p > 0.05$ ) görülmektedir. 1.7 mm'de her iki gözlemci de ölçüm yapamamıştır. 1.4 mm kemikte 1. gözlemci 10 iğne ucu ölçümünün 4'ünde ve 2. gözlemci 10 iğne ucu ölçümünün 5 tanesinde veri elde etmiştir.

Tüm bu bilgileri daha iyi yorumlamak adına gözlemcilerin iğne ucu ölçümleri ile altın standartları arasındaki ilişki kat sayısına kemik kalınlığı  $\leq 1$  mm ve  $>1$  mm olarak bakmak daha doğru yorum yapmamıza olanak vereceğinden kemik kalınlığı  $\leq 1$  mm ve  $>1$  mm olarak 2 gruba ayrılmış ve her grup için gözlemciler ile altın standart değerleri arasındaki ilişki incelenmiştir.

**Tablo 4.3.5.** Altın standartlar (kumpas ile belirlenen iğne uzunlukları) ile gözlemcilerin iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin kemik kalınlığı grubuna göre incelenmesi

Kalınlık Grubu	Altın Standart		1. Gözlemci	2. Gözlemci
$\leq 1$ mm	Altın Standart	rho	,873**	,895**
		p	0,001	0,001
$>1$ mm	Altın Standart	rho	,739**	,800**
		p	0,001	0,001

\*\* $p < 0.01$ ; Spearman korelasyon analizi yapılmıştır

Tablo 4.3.5' te altın standartlar ile gözlemcilerin iğne ucu değerlendirme düzeyleri arasındaki ilişkinin kemik kalınlığı gruplarına göre incelenmesi için spearman korelasyon analizi yapılmıştır. Yapılan korelasyon analizi sonucuna göre kemik kalınlığı 1 mm ve altında olan grup için 1. gözlemcinin iğne ucu ölçüm değerleri ile altın standartlar arasındaki ilişkinin 0.873 olduğu, 2. gözlemcinin ise ilişki düzeyinin 0.895 olduğu ve bu ilişki düzeylerinin anlamlı olduğu belirlenmiştir ( $p<0.01$ ). Kemik kalınlığı 1 mm üzerinde olan grup için 1. gözlemcinin iğne ucu ölçüm değerleri ile altın standartlar arasındaki ilişkinin 0.739 olduğu, 2. gözlemcinin ise ilişki düzeyinin 0.800 olduğu ve bu ilişki düzeylerinin anlamlı olduğu belirlenmiştir ( $p<0.01$ ). Değerler incelendiğinde kemik kalınlığı artıkça gözlemcilerin iğne ucu değerlendirmeleri ile altın standartları arasındaki ilişkinin azaldığı görülmektedir.

## 5.TARTIŞMA

Periapikal lezyonlar, enfekte pulpadan kaynaklanan çenelerin en sık görülen patolojisidir. En sık görülen apikal lezyon türleri, periapikal lezyonların %90'ını oluşturan granülomlar, kistler ve apselerdir (77). Doğru tedavi planlaması için anamnez, klinik ve radyografik bulguların birlikte değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır. Apikal periodontitis, geleneksel kök kanal tedavisinden sonra iyileşme potansiyeline sahiptir, ancak bu mevcut lezyonun türüne bağlıdır (78). İyileşmenin mümkün olmadığı durumlarda periapikal lezyonun cerrahi enükleasyonu gereklidir. Periapikal lezyonun (kist veya granülom) gerçek doğasının belirlenmesi, klinisyenlerin endodontik tedaviye karar vermelerine, “bekle ve izle” yaklaşımını benimsemelerine veya cerrahi olarak müdahale edip etmemeye karar vermelerini sağlayacaktır. Postoperatif histopatolojik inceleme, lezyonun doğasının değerlendirilmesinde altın standart olarak kalmasına rağmen çeşitli çalışmalarda non-invaziv yöntem olan ultrasonografinin histopatoloji ile %100 uyumlu sonuç verdiği belirtilmiştir (79). Ultrasonografinin kemik yapıyı göstermedeki sınırlılıklarına rağmen, kemik içi lezyonların tespit edilmesinde ve kemik iyileşmesinin takibinde umut verici sonuçlar elde edildiği gösterilmiştir(80).

KIBT, endodontik ve endodontik kökenli olmayan patolojilerin teşhisi için oldukça önemlidir. KIBT görüntülemenin hassasiyeti, diğer geleneksel görüntüleme tekniklerinden iki kat daha yüksektir (81). KIBT'nin periradiküler kist ile granülomların karakterizasyonu için doku analizi kullanılarak iki lezyonu ayırt etmedeki etkinliği histopatoloji ile karşılaştırılmış ve tanıdaki önemi vurgulanmıştır (82). Literatürdeki başka bir çalışmada altı radyolojik kriter kullanılarak (Tablo 5.1) periapikal kist ve granülomların ayırıcı tanısında KIBT'in etkinliği araştırılmıştır. Adhikari ve ark'nın yapmış oldukları çalışmada histopatoloji ile karşılaştırıldığında KIBT'in, kistik lezyonları %68,57 ve granülomu %71,43 doğrulukla teşhis edebildiğini belirtmişlerdir (83). Rosenberg ve ark. apikal rezeksiyon planlanan 45 hasta üzerinde KIBT ve biyopsi sonuçlarını karşılaştırdıklarında KIBT'in tanı doğruluğunun her iki radyolog için (%63 ve %51 oranlarla) düşük olduğunu belirtmişlerdir. İstatistiksel analizlerle kanıtlandığı gibi radyologların raporlarının

tutarsızlığına dayanarak, KIBT görüntülemenin radiküler kistleri granülomlardan ayırt etmek için güvenilir bir tanı yöntemi olmadığı sonucuna varılmıştır (84).

Bununla birlikte KIBT taramasının neden olduğu iyonize radyasyon sebebiyle KIBT kullanımına karar verilirken taramanın gerekçelendirilmesi gerekmektedir. Özellikle radyosensitif olan çocuklarda ve ergenlerde daha fazla dikkat etmek gerekmektedir. KIBT tarama talebi sadece elde edilecek üç boyutlu görüntüler kesin bir tanı konmasına yardım etme potansiyeli taşıyorsa ve/veya endodontik problemle ilişkili dişin tedavisine katkıda bulunacaksa düşünülmelidir. Ayrıca taramalar gerçekleştirilirken ALARA "makul olabilen en düşük" prensibini göz önünde bulundurmak önemlidir. Amerikan Endodontistler Birliği (AAE), KIBT'ın yalnızca görüntülemenin düşük doz geleneksel radyografi veya alternatif görüntüleme yöntemleri ile yeterince cevaplanamadığında kullanılması gerektiğini belirtmiştir (85).

**Tablo 5. 1.** Periapikal kistin altı radyolojik tanı kriterleri

Konum: İlgili dişin apeksi
Belirgin kortikal sınır
Lezyon şekli: Kavisli veya dairesel
Lezyonun iç yapısı: radyolüsent
Komşu dişlerin köklerinin yer değiştirmesi ve rezorpsiyonu
Kortikal plaka perforasyonu varlığı.
<b>•≥4 pozitif bulgu varsa kist tanısı, •&lt;4 ise granülom</b>

MRG, iyonize radyasyon olmadan yumuşak doku görüntüleme için mükemmel sonuçlar sağlar. 34 periapikal lezyon üzerinde yapılan bir pilot çalışmada MRG'nin KIBT'ye kıyasla apikal lezyonların saptanması ve tanımlanması için uygun bir sistem olduğu gösterilmiştir. Fakat taramaların, T1 ağırlıklı(T1w) için 9:06 dakika ile T2 ağırlıklı(T2w) için 5:43 dakika arasında

değişen bir tarama süresine sahip olduğu belirtilmiştir (86). Uzun kazanım süreleri ve maliyet, MRG'nin klinik araştırmalarda uygulanmasını kısıtlamaktadır.

Doğrudan karşılaştırıldığında, periapikal lezyonlar MRG görüntülerinde artefakt oluşumu olmaksızın KIBT'a göre daha heterojen ve ayrıntılı olarak görüntülenebilmektedir. Kortikal kemik ve dişler, çevreleyen yumuşak doku (mukoza, kas ve tükürük bezleri) ve kemik iliği (yüksek yağ içeriği) ile kontrast oluşturması sayesinde tanımlanır (86). MRG'nin benzer tanısal fayda ile KIBT 'a göre çeşitli avantajları olsa da yakın zamanlı bir çalışmada periapikal patojenleri teşhis ederken, doğru bir tanı için hem MRG hem de KIBT'ın gerekliliği belirtilmiştir (87).

Periapikal lezyonların görüntülenmesi için MRG uygulamasının fizibilitesi gösterilmiş olsa da önemli sınırlayıcı faktörlerden biri de MRG'nin doğası gereği zayıf sinyal-gürültü oranıdır (SNR). SNR' deki olası düşüş intraoral sarmallar, yüzey sarmalları ve hatta özel dental faz dizili sarmallar kullanılarak giderilebilir (20).

USG, renkli doppler modu ile birlikte, periapikal lezyonları tespit etmede ve periapikal kistleri granülomlardan ayırt etmede kritik olan lezyonların içeriğini ve vaskülarizasyonunu monitorize eder (4).

Yapısal görüntülemeye ek olarak, USG'nin Color (yönlü) ve Power Doppler (yönlü olmayan ancak daha hassas) modu; genellikle kan akışını ve dokunun vaskülaritesini değerlendirmek için kullanılır. Bu teknikler, malign lenf nodlarında anormal periferik veya kaotik akış paternlerinin saptanmasında, normal damarların açıklığının değerlendirilmesinde ve vasküler/lenfatik malformasyonların araştırılmasına değer katmaktadır (88). Ayrıca enflamatuar veya enfeksiyöz lezyonları ve kitleleri değerlendirmek için gereklidir (89). Power Doppler sonografinin sakrokoksigeal teratom (90) ve prostat kanserinde yumuşak doku hiperemi (91) ve anormal kan akışını tespit edebildiği gösterilmiştir.

Çalışmalara göre, periapikal kist, güçlendirilmiş kemik duvarlarıyla çevrili, sıvı ile dolu ve Color ve Power Doppler muayenelerinde internal vaskülarizasyon göstermeyen hipoekoik bir boşluk olarak görüntülenir. Granülom; Color ve Power

Doppler tetkikleri konusunda zengin bir vasküler kaynağa sahip, iyi sınırlı, hiperekoik/ekojenik bir lezyon olarak tanımlanır (83). Periapikal lezyonların değerlendirilmesinde ultrasonografinin histopatoloji ile % 100 uyumlu sonuç verdiği birçok çalışmada gösterilmiştir. Periapikal kist ve granülomların USG bulgularını histopatoloji ile karşılaştıran çeşitli çalışmalara ait sonuçlar Tablo 5.2'de gösterilmiştir.





**Tablo 5. 2.** Periapikal lezyonların USG ve histopatoloji sonuçlarını karşılaştıran çeşitli çalışmalara ait bulgular

Yazar	Ülke	Çalışma Dizaynı	Örneklem Sayısı (hasta)	Lokasyon	Kullanılan Diğer Tanı Yöntemleri	USG cihazı Özellikleri	Korelasyon	Sonuç
Cotti ve ark. (2003)(92)	İtalya	CS	11	Maksiller(4 ant.,2 post.) Mandibula(4 ant.ve 1 post.) dişler	OPG	Elegra Siemens Apperatus +CD; lineer prob(7-9 MHz)	%100 korelasyon	USG ve HP tam uyum
Cotti ve ark. (2006)(93)	İtalya	VR	1(2 lezyon)	Maksiller (2 ant.)	OPG	Elegra Siemens Apperatus +CD; lineer prob(7-9 MHz)	%100 korelasyon	USG ve HP tam uyum
Gundappa ve ark.(2006(4))	UK	CS	15	Maksiller(11 ant) Mandibular (10 ant)	İOPR	LOCIQ 500 PRO +CD; lineer prob(8-11 MHz)	%100 korelasyon	USG ve HP tam uyum
Raghav ve ark. (2010)(58)	Hindistan	CS	21	Maksiller ve mandibular anterior dişler	DR	VOLUSON 730 PRO machine + CD	%92 (periapikal kist) %100 mikst lezyon	USG ve HP orta derece uyumlu
Khambete ve Kumar (2015(79))	Hindistan	CS	10	Maksiller (14 anterior, 3 posterior) Mandibular (3 anterior)	İOPR	LOCIQ 500 PRO +CD; lineer prob(8-11 MHz)	%100 korelasyon	USG ve HP tam uyum
Tikku ve ark. (2016)(94)	Hindistan	CS	30	Maksiller (5 anterior , 10 posterior) Mandibular(5 anterior, 10 posterior)	İOPR	- Lineer prob (7-9 MHz)	%100 korelasyon periapikal kist için %74 granülom için	USG ve HP orta düzeyde uyumlu
Sandhu ve ark. (2015)(95)	Hindistan	CS	30(16)	Maksiller ve mandibular anterior dişler	İOPR DR	- Lineer prob(6-12 MHz)	%100 korelasyon	USG ve HP orta düzeyde uyumlu
Sönmez ve ark. (2019)(96)	Türkiye	CS	33(20)	Maksiller (13 ant., 2 post.) ve mandibular (1 ant. , 4 post. )	İOPR KIBT	ACUSON S 2000 + CD lineer ve hockey prob(9-15 MHz)	3 periapikal granülom periapikal kist olarak yanlış değerlendirilmiştir	USG ve HP orta düzeyde uyumlu

CS: cross-section, VK: vaka raporu, İOPR: intraoral periapikal radyografi, DR: digital radyografi, OPG: ortopantomogram, ant: anterior, post: posterior, CD: color doppler, HP: histopatoloji

Kemik içi lezyonların ultrasonografi ile değerlendirilmesinde kemik kalınlığının görüntü oluşmasına etkisi üzerine çeşitli çalışmalar yapılmış olsa da in-vitro koşullarda kortikal kemik kalınlığının, vaskülarizasyonun değerlendirilmesi ve ölçüm yapılabilmesinde yeterliliğine ait herhangi bir referansa rastlanmamıştır (94, 97-100). USG' nin diğer medikal yöntemlerle karşılaştırıldığında önemli bir avantajı Power Doppler ve Color Doppler özelliğinden faydalanarak lezyonun vaskülaritesini ortaya çıkarması, lezyonda kistik ve solid ayrımı yanında, benign ve malign kitleleri ayırt edebilmesidir. Çalışmamız eşit aralıklarla artan kemik kalınlıkları oluşturabilmek ve kemik kalınlığını doğrudan ölçebilmek amacıyla in-vitro olarak tasarlandı. Farklı kemik kalınlıklarında ve farklı yoğunluklara sahip 20 kemik blokta bir düzenek yardımıyla yapay vaskülarizasyon değerlendirildi. Düzenek hazırlanırken Doppler etkisinin dalga hareket ederken veya hareket eden bir nesneden yansıdığında gözlemlenen dalga frekansındaki değişiklik prensibinden yola çıkıldı. Burada sıvı materyalin içeriğinden ziyade ultrason jelinden daha yoğun bir ortam oluşturarak görüntünün değerlendirilmesini kolaylaştırmak amaçlandı ve sıvının hareketine bağlı olarak Color Doppler modunda değerlendirme yapıldı. Doppler ilkesinin bir ultrason pulsu gönderildiğinde hareket eden kırmızı kan hücrelerine çarparak görüntü oluşturma prensibi düşünüldüğünde sıvı geçişi sırasında serum içerisinde kalan hava kabarcıklarının görüntü oluşumuna katkı sağladığı düşünülmüştür. 20 kemik blok değerlendirildiğinde 19 kemik blokta görüntü elde edilirken 1.7 mm kalınlığa sahip kemik blokta görüntü elde edilemedi. Bu kemik bloğun yoğunluğuna bakıldığında ise kemik bloklar içerisinde en yüksek 2.kemik yoğunluğuna (1.8 g/cm<sup>3</sup>) sahip olduğu görüldü. Kemik kalınlığının yanında yoğunluğun da USG'de görüntü oluşmasını etkileyen bir parametre olduğu düşünülmüştür. Ancak rnekleme sayısının az olması ve sadece bir kemik blokta görüntü alınmadığı için p=0.186 olarak değerlendirilmiş ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Dedeoğlu ve ark. in-vitro ortamda yaptıkları çalışmalarında yapay mandibula ve yapay lezyonlar oluşturup içerisine çeşitli materyaller ekleyerek (su, süt, zeytinyağı ve karaciğer) lezyonların içeriğinin ayırt edilebilirliğini ve boyutlarını USG ve KIBT ile karşılaştırmışlar fakat yapay mandibula ve yapay lezyonlar kullandıkları için Doppler görüntülemenin

olmamasını çalışmalarının bir kısıtlılığı olarak belirtmişlerdir (97). Literatürde in-vitro koşullarda yapay olarak oluşturulan vaskülarizasyon bildiğimiz kadarıyla ilk kez çalışmamızda değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın ön sonuçları çok umut vericidir ve herhangi bir cerrahi prosedürden önce kortikal kemik varlığına rağmen bir lezyonun içeriğini tanımlama olasılığını göstermiştir.

Çalışmamızın bir başka amacı USG' de ölçüm yapılabilmesi için en yüksek kemik kalınlığının belirlenmesidir. En küçük 0,1 mm ve en büyük 2 mm olmak üzere tüm kemik bloklarda USG' de ölçüm gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda ölçümleri ultrasonografide 1 yıl ve 10 yıl tecrübeye sahip iki gözlemci ayrı ayrı gerçekleştirmiştir. İğne ucunun dental kumpas ile belirlenen gerçek uzunlukları altın standart kabul edildiğinde, korelasyon analizi sonucuna göre altın standartlar ile 1.gözlemcinin (1 yıl tecrübe) iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin yüksek düzeyde pozitif yönlü ve anlamlı olduğu ( $\rho:0.810$ ;  $p<0.01$ ) belirlenmiş, altın standartlar ile 2. gözlemcinin(10 yıl tecrübe) iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin yüksek düzeyde pozitif yönlü ve anlamlı olduğu ( $\rho:0.836$ ;  $p<0.01$ ) ve altın standartlar ile 1.gözlemcinin ve 2. gözlemcinin genel iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki ilişkinin yüksek düzeyde pozitif yönlü ve anlamlı olduğu ( $\rho:0.865$ ;  $p<0.01$ ) belirlenmiştir. Bu da ölçümlerin doğru şekilde yapılabileceğini istatistiksel olarak göstermektedir.

Kamburoğlu ve ark.'nın koyun mandibulalarında yapmış oldukları in-vitro çalışmada 16 azı dişinin apikalinde lezyon oluşturulup bu lezyonlarda 1.21 ve 1.31 mm arasında değişen kalınlıklarında bukkal kemik kalınlığı olduğu belirtilmiştir ve kortikal kemik kalınlığı 1,28 mm ve altında bir değer olduğunda ultrasonografide yapay lezyonların gözlenebildiğini ve insan örneklerinde daha kalın bir kortikal kemiğin ( $>1.28\text{mm}$ ) ultrason dalgalarını tamamen yansıtacağı için periapikal lezyonun değerlendirilemeyeceğini belirtmişlerdir (98). Ancak bizim çalışmamızda kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğunun görüntü oluşumunda iki önemli parametre olduğu gözlemlenmiş olup, 2 mm kemik kalınlığında ölçüm yapılabilmiş ve yapay vaskülarizasyon değerlendirilmiştir. Bununla birlikte çalışmamızda kemik blokları 1 mm ve altı ile 1 mm üzerinde kalınlıklar olarak iki gruba ayrılıp değerlendirildiğinde kemik kalınlığı artıkça gözlemcilerin iğne ucu

ölçümleri ile altın standartları arasındaki ilişkinin azaldığı görülmektedir. Buna rağmen iğne ucu ölçüm değerleri ile altın standart arasındaki korelasyon yüksek ve istatistiksel olarak anlamlı şekilde uyumlu bulunmuştur.

Daha önceki başka bir in-vitro çalışmada ise sıgır scapula kemiğinde yapay olarak oluşturulmuş çeşitli boyutlardaki kemik kaviteilerinin ultrasonografide görüntü oluşumuna etkisi değerlendirilmiş ve kalınlığı 1,1 mm'den fazla olan kortikal kemikte merkezi lezyonların saptanamadığı belirtilmiştir (99). Fakat oluşan görüntülerde ölçüm yapılabilirliği, vaskülarazisyonun değerlendirilmesi ve kemiklere ait yoğunluklardan bahsedilmemiştir. Literatürdeki birçok çalışmada ultrasonografide görüntü oluşumu için kortikal kemikte rezorpsiyon veya incelme olması gerektiği belirtilmiş ancak en büyük kemik kalınlığı değerinden bahsedilmemiştir (101, 102).

Gundappa ve ark.'nın periapikal lezyonları USG, digital radyografi ve konvansiyonel radyografi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında 15 periapikal lezyonun tamamı USG'de görüntülenmiştir. Ancak lezyon boyutlarının digital ve konvansiyonel radyografiye kıyasla daha küçük boyutlarda değerlendirildiği raporlanmıştır. Ayrıca kortikal kemik yeterince rezorbe olduğunda USG'de görüntü alınabileceği ifade edilmiş ancak kalan kortikal kemik kalınlığı belirtilmemiştir (4). Rajendran ve ark. endodontik periapikal lezyonların iyileşme takibinde USG'nin Color Doppler özelliğini kullanmıştır ve 5 periapikal lezyonun 2 tanesinde tam kemik oluştuğu için Doppler görüntüsü elde edemediklerini belirtmiştir (5). Benzer bir çalışmada Shahidi ve ark. 15 periapikal lezyonlu dişi değerlendirmiş, kalın bukkal kortikal kemik nedeniyle 3'ünde USG görüntüsü elde edilemediği belirtilmiştir ve diğer araştırmacılar gibi yeterince rezorbe kortikal kemik olduğunda USG değerlendirmesi yapılabileceği belirtilmişlerdir (59). Yakın zamanlı başka bir çalışmada Sönmez ve ark. 33 periapikal lezyonlu dişe ait lezyon boyutlarını digital radyografi, KIBT ve USG ile karşılaştırmıştır. Lezyonların mezio-distal (MD) ve bukkal-palatinal/ bukkal-lingual (BP/BL) boyutları her üç görüntüleme yönteminde karşılaştırılmış ve USG'de KIBT'a kıyasla daha düşük ölçüm değerleri elde edilmiştir. Yazar bu farkın bukkal kortikal kemiğin USG ölçümleri üzerine etkisine bağlanabileceğini belirtmiştir. Ancak 15

periapikal lezyonlu dişin çoğunda kortikal kemik fenestrasyonu olduğu da eklenmiştir (96). Bizim çalışmamızda 2 mm kalınlıktaki kortikal kemikte 1. ve 2. gözlemcinin iğne ucu ölçüm değerleri altın standart ile karşılaştırıldığında sırasıyla % 90 ve %98 korelasyon ile yüksek uyumluluk belirlenmiştir.

Tikku ve ark. kortikal kemik kalınlığı 1,6 mm (ortalama değer) altında olduğunda periapikal lezyonun USG'de doğru bir şekilde teşhis edildiğini,  $\geq 1,6$  mm fazla olduğunda ise sadece % 65' in de lezyonun görüntülenebildiğini belirtmiştir (94). Musu ve ark. kortikal kemikte perforasyon olmaksızın 6 deney grubundan oluşan sığır kemiğinden hazırlanmış 60 kemik bloğunu USG'de değerlendirmiştir. USG'de kemik içi lezyonların görüntülenmesinin lezyonun çapından ve kortikal kemik kalınlığından bağımsız olduğunu belirtmişlerdir. 2 ve 5 mm çapında yapay lezyonlar oluşturulan kemik bloklarda ortalama kemik kalınlığının 6.86 mm olduğu ve tüm kemik bloklarda USG ile görüntü elde edildiği belirtmişlerdir. Ancak kortikal kemiklerin yoğunluklarına dair bilgi mevcut olmayıp, bu kadar kalın kemikte görüntü alınmasının nedeni kemik yoğunluğu olabilir. İlgili yapay lezyonların çaplarının USG' de % 98,3 doğrulukta ölçüldüğü görülmüştür (100). Bizim çalışmamızda altın standart ile iğne ucu ölçüm değerleri arasındaki korelasyon % 86,5 ( $p < 0.001$ ) olarak bulunmuştur. Literatürde daha önce kortikal kemik kalınlığının görüntüleme üzerine etkisi üzerine yapılan çalışmada yaklaşık 1.28 mm kalınlığının cut-off değeri olabileceği öne sürülmüştür (98). Ancak bizim yapmış olduğumuz çalışmada 2 mm kalınlığındaki kemik blokta yapay vaskülarizasyonu görüntülenebildiği ve doğru şekilde uzunluk ölçümü yapılabileceği gösterilmiştir. Ölçümlerin doğruluğunu etkileyen önemli bir parametrenin de kemik yoğunluğu olabileceğini düşünmekteyiz. Daha fazla örneklem üzerinde, kemik yoğunlukları da belirlenerek yeni bir cut-off değeri belirlenmelidir.

Çalışmamızda sadece 1.7 mm kalınlığa sahip kemikte görüntü elde edilememiş olup, 1.4 mm kemikte 1.gözlemci 10 farklı iğne ucunun 4 'ünde ve 2. gözlemci 10 farklı iğne ucunun 5 tanesinde görüntü elde edebilmiştir. Bu kemik blokların yoğunluklarına baktığımızda 1,4 mm kemiğin yoğunluğu  $2 \text{ g/cm}^3$  olup 20 kemik blok içerisindeki en yoğun kemiktir. Bununla birlikte 1.7 mm kemiğin

yoğunluğu  $1.8 \text{ g/cm}^3$  olup 2. en yoğun kemik olduğu görülmektedir. 1.6, 1.8, 1.9 ve 2 mm kalınlıklardaki kemik blokların yoğunlukları ise sırasıyla 1,7, 1.6, 1.6 ve  $1.4 \text{ g/cm}^3$ 'tür. 1.8,1.9 ve 2.0 mm kalınlıklardaki kemiklerde yapay vaskülarizasyonu değerlendirip ölçüm yapabildiğimiz için bu fark kemiklerin yoğunluklarından kaynaklanıyor olabilir. Tablo 8'de 1. gözlemcinin 1,6 ve 1,8 mm kemik kalınlıklarındaki iğne ucu ölçüm değerleri altın standartla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış olup 2. gözlemcinin sonuçları istatistik olarak yüksek korelasyon göstermektedir. Bu farkın operatöre bağlı olarak ortaya çıktığı düşünülmüştür. Kortikal kemik kalınlığının yanında kemik yoğunluğunun da görüntü oluşumunu etkileyen önemli bir parametre olduğu düşünüldüğünden çocuklarda, kadınlarda, yaşlı bireylerde, osteoporotik hastalarda ve kemik densitesinin düşük olduğu bilinen durumlarda ultrasonografi ile görüntülemenin avantajlı olabileceğini düşünmekteyiz. Kemik yoğunluğunun USG görüntülemeye etkisinin değerlendirilmesi için aynı kemik yoğunluğuna sahip farklı kemik kalınlıklarında daha fazla örnekleme çalışma yapılması gerekmektedir.

Çalışmamızda vaskülarizasyonu taklit etmek için yoğun sıvı içeriği ve sıvı hareketi sağlanmasına rağmen kanın birebir taklit edememesi çalışmamızın sınırlılıklarındandır. Ayrıca anatomik yapılarla ilişkili yumuşak dokuların olmaması yapay lezyonların saptanmasını kolaylaştırmış olabilir. Çalışmamızda tek USG cihazı ve tek prob kullanılmıştır. Farklı ultrason cihazları ile farklı frekanslarda yapılacak çalışmalar kortikal kemik kalınlığının görüntüleme üzerine etkisinin araştırılmasında yararlı olabilir. Bu sonuçlar umut verici görünse de daha ileri çalışmalar in-vivo ortamda yürütülmelidir.

## 6.SONUÇ VE ÖNERİ

- USG, dentoalveoler bölgedeki kortikal kemik rezorpsiyonu yaratmayan patolojilerde kortikal kemiğin arkasının görüntülenmesinde kullanılabilir. Kortikal kemiğin korunduğu patolojilerde kemik arkasında oluşan görüntüde USG' de doğru ölçümler yapılabilir ve vaskülarizasyon değerlendirilebilir.
- USG'de kortikal kemiğin arkasındaki bölgenin görüntüsünün elde edilmesinde kortikal kemik kalınlığı kadar kemik yoğunluğu da etkilidir.
- Kortikal kemik kalınlığı ve yoğunluğu arttıkça USG' de görüntü elde edilmesi zorlaşır. Kortikal kemik kalınlığının az, fakat kemik yoğunluğunun daha çok olduğu durumlarda görüntü elde edilemezken, düşük yoğunluktaki daha kalın kortikal kemik içeren patolojilerde görüntü elde edilebilir.

Kemik içi lezyonların KIBT öncesinde USG ile değerlendirilmesi önerilir. Lezyonların USG ile değerlendirilmesi KIBT gereksinimini ortadan kaldırabilir. Buna ek olarak USG ile vaskülarizasyon da değerlendirilerek KIBT ile elde edilemeyecek veriler sağlanması lezyonun doğası hakkında daha çok bilgi edinmemizde faydalı olabilir.

Çocuklar, osteoporotik hastalar ve yaşlı bireyler gibi kemik yoğunluğunun düşük olabileceği durumlarda, kemik içi patolojiler incelendiğinde kortikal kemik varlığında USG' de görüntü alma ihtimali daha yüksek olabilir. İleri görüntüleme için USG ilk tercih olmalıdır. Bu konuyla ilgili daha çok klinik çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

## 7.KAYNAKLAR

1. Arslan ZB, Demir H, Berker Yıldız D, Yaşar F. Diagnostic accuracy of panoramic radiography and ultrasonography in detecting periapical lesions using periapical radiography as a altın standard. *Dentomaxillofac Radiol.* 2020;49(6):20190290.
2. Antony DP, Thomas T, Nivedhitha MS. Two-dimensional Periapical, Panoramic Radiography Versus Three-dimensional Cone-beam Computed Tomography in the Detection of Periapical Lesion After Endodontic Treatment: A Systematic Review. *Cureus.* 2020;12(4):e7736.
3. Ramis-Alario A, Tarazona-Alvarez B, Cervera-Ballester J, Soto-Peñaloza D, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D & Peñarrocha-Diago, M. Comparison of diagnostic accuracy between periapical and panoramic radiographs and cone beam computed tomography in measuring the periapical area of teeth scheduled for periapical surgery. A cross-sectional study. *J Clin Exp Dent.* 2019;11(8):e732-e8.
4. Gundappa M, Ng SY, Whaites EJ. Comparison of ultrasound, digital and conventional radiography in differentiating periapical lesions. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006;35(5):326-33.
5. Rajendran N, Sundaresan B. Efficacy of ultrasound and color power Doppler as a monitoring tool in the healing of endodontic periapical lesions. *J Endod.* 2007;33(2):181-6.
6. Orhan K. *Ultrasonography in Dentomaxillofacial Diagnostics*: Springer; 2021.
7. van der Stelt PF. [Panoramic radiographs in dental diagnostics]. *Ned Tijdschr Tandheelkd.* 2016;123(4):181-7.
8. Shah N, Bansal N, Logani A. Recent advances in imaging technologies in dentistry. *World J Radiol.* 2014;6(10):794-807.
9. Patel S, Dawood A, Whaites E, Pitt Ford T. New dimensions in endodontic imaging: part 1. Conventional and alternative radiographic systems. *Int Endod J.* 2009;42(6):447-62.
10. Gröndahl H-G, Huuonen S. Radiographic manifestations of periapical inflammatory lesions. *Endodontic Topics.* 2004;8(1):55-67.



11. Lo Giudice R, Nicita F, Puleio F, Alibrandi A, Cervino G, Lizio AS & Pantaleo, G. Accuracy of Periapical Radiography and CBCT in Endodontic Evaluation. *Int J Dent*. 2018;2018:2514243.
12. White SC, Pharoah M. *Dental anomalies: Oral radiology: Principles and interpretation*. Mosby New York; 2004.
13. Trope M, Pettigrew J, Petras J, Barnett F, Tronstad L. Differentiation of radicular cyst and granulomas using computerized tomography. *Endod Dent Traumatol*. 1989;5(2):69-72.
14. de Paula-Silva FW, Wu MK, Leonardo MR, da Silva LA, Wesselink PR. Accuracy of periapical radiography and cone-beam computed tomography scans in diagnosing apical periodontitis using histopathological findings as a altin standard. *J Endod*. 2009;35(7):1009-12.
15. Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG. Use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int J Dent*. 2009;2009:634567.
16. Nasseh I, Al-Rawi W. Cone Beam Computed Tomography. *Dent Clin North Am*. 2018;62(3):361-91.
17. Jorge EG, Tanomaru-Filho M, Gonçalves M, Tanomaru JM. Detection of periapical lesion development by conventional radiography or computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;106(1):e56-61.
18. Patel S, Durack C, Abella F, Roig M, Shemesh H, Lambrechts P & Lemberg, K. European Society of Endodontology position statement: the use of CBCT in endodontics. *Int Endod J*. 2014;47(6):502-4.
19. Wamasing N, Yomtako S, Watanabe H, Sakamoto J, Kayamori K, Kurabayashi T. The magnetic resonance imaging characteristics of radicular cysts and granulomas. *Dentomaxillofac Radiol*. 2023;52(3):20220336.
20. Tymofiyeva O, Rottner K, Jakob PM, Richter EJ, Proff P. Three-dimensional localization of impacted teeth using magnetic resonance imaging. *Clin Oral Investig*. 2010;14(2):169-76.
21. Demirturk Kocasarac H, Geha H, Gaalaas LR, Nixdorf DR. MRI for Dental Applications. *Dent Clin North Am*. 2018;62(3):467-80.

22. Gümrü B, Tarçın B. Imaging in Endodontics: An Overview of Conventional and Alternative Advanced Imaging Techniques. Journal of Marmara University Institute of Health Sciences. 2013;3(1).
23. Newman PG, Rozycki GS. The history of ultrasound. Surg Clin North Am. 1998;78(2):179-95.
24. Shampo MA, Kyle RA. Karl Theodore Dussik--pioneer in ultrasound. Mayo Clin Proc. 1995;70(12):1136.
25. Caglayan F, Bayrakdar IS. The Intraoral Ultrasonography in Dentistry. Niger J Clin Pract. 2018;21(2):125-33.
26. Aldrich JE. Basic physics of ultrasound imaging. Crit Care Med. 2007;35(5 Suppl):S131-7.
27. Oyar O, Gülsoy U. Tıbbi Görüntüleme Fiziği: SDÜ Tıp Fakültesi. Ankara, Türkiye. 2003.
28. Salmon B, Le Denmat D. Intraoral ultrasonography: development of a specific high-frequency probe and clinical pilot study. Clin Oral Investig. 2012;16(2):643-9.
29. Kossoff G. Basic physics and imaging characteristics of ultrasound. World J Surg. 2000;24(2):134-42.
30. Şehrazat Evirgen KK, Tuncer ÖZEN. Tükürük Bezlerinin Benign ve Malign Tümörlerinin Teşhisinde Ultrasonografik Muayene. Turkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol. 2016;2(3):19-23.
31. Welkoborsky HJ, Jecker P. Ultrasonography of the Head and Neck: An Imaging Atlas: Springer; 2019.
32. Coltrera MD. Ultrasound physics in a nutshell. Otolaryngol Clin North Am. 2010;43(6):1149-59, v.
33. Yaşar F. Ultrason fiziği ve terminolojisi. Turkiye Klinikleri Oral and Maxillofacial Radiology-Special Topics. 2016;2(3):46-52.
34. Sites BD, Brull R, Chan VW, Spence BC, Gallagher J, Beach ML, Sites, V. R., & Hartman, G. S..Artifacts and pitfall errors associated with ultrasound-guided regional anesthesia. Part I: understanding the basic principles of ultrasound physics and machine operations. Reg Anesth Pain Med. 2007;32(5):412-8.

35. A W. Physical principles of ultrasound. In: Principles and Practice of Echocardiography 2nd.ed, editor. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1994.
36. Carovac A, Smajlovic F, Junuzovic D. Application of ultrasound in medicine. *Acta Inform Med.* 2011;19(3):168-71.
37. Meola M, Ibeas J, Lasalle G, Petrucci I. Basics for performing a high-quality color Doppler sonography of the vascular access. *J Vasc Access.* 2021;22(1\_suppl):18-31.
38. N. N. Echocardiography. . .ed n, editor. Philadelphia: Lea & Febiger; 1993.
39. Akgünlü F, İçöz D. . Doppler ve Renkli Doppler Ultrasonografinin Fiziksel Özellikleri ve Oral Vasküler Anomalilerde Kullanımı. *Türkiye Klinikleri Oral and Maxillofacial Radiology.* 2016(2):80-4.
40. Zwiebel WJ. Introduction to vascular ultrasonography. (Ed.) JSP, editor. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005.
41. Parlato V. Heinrich Iro, Alessandro Bozzato and Johannes Zenk (Eds): Atlas of Head and Neck Ultrasound: Thieme, Stuttgart New York, 2013. ISBN: 978-3-13-160351-7. Springer; 2014.
42. LA O. Essential physics of ultrasound. Head and Neck Ultrasonography. ed s, editor. San Diego: Publishing Inc; 2008. p.15-7 p.
43. Schreiber J, Mann W, Lieb W. [Color duplex ultrasound measurement of lymph node perfusion: a contribution to diagnosis of cervical metastasis]. *Laryngorhinootologie.* 1993;72(4):187-92.
44. Chifor R, Badea AF, Chifor I, Mitrea DA, Crisan M, Badea ME. Periodontal evaluation using a non-invasive imaging method (ultrasonography). *Med Pharm Rep.* 2019;92(Suppl No 3):S20-s32.
45. Orloff LA. Head and neck ultrasonography: essential and extended applications: Plural Publishing; 2017.
46. Sites BD, Brull R, Chan VW, Spence BC, Gallagher J, Beach ML, Sites, V. R., Abbas, S., & Hartman, G. S. Artifacts and pitfall errors associated with ultrasound-guided regional anesthesia: Part II: A pictorial approach to understanding and avoidance. *Reg Anesth Pain Med.* 2010;35(2 Suppl):S81-92.

47. Ihnatsenka B, Boezaart AP. Ultrasound: Basic understanding and learning the language. *Int J Shoulder Surg.* 2010;4(3):55-62.
48. Feldman MK, Katyal S, Blackwood MS. US artifacts. *Radiographics.* 2009;29(4):1179-89.
49. Prabhu SJ, Kanal K, Bhargava P, Vaidya S, Dighe MK. Ultrasound artifacts: classification, applied physics with illustrations, and imaging appearances. *Ultrasound Q.* 2014;30(2):145-57.
50. Fonseca E, Dutenhefner EE, Lange Filho R. Comet-tail artifact in adenomyomatosis. *Abdom Radiol (NY).* 2018;43(12):3516-7.
51. Shriki J. Ultrasound physics. *Crit Care Clin.* 2014;30(1):1-24, v.
52. Kerr DM, Middleton WD. Reflections on the Ultrasound Mirror Image Artifact. *Ultrasound Q.* 2020;36(4):287-99.
53. Wu WT, Chang KV, Hsu YC, Hsu PC, Ricci V, Özçakar L. Artifacts in Musculoskeletal Ultrasonography: From Physics to Clinics. *Diagnostics (Basel).* 2020;10(9).
54. Ishii J, Nagasawa H, Wadamori T, Yamashiro M, Ishikawa H, Yamada T, Miyakura, T., & Amagasa, T. Ultrasonography in the diagnosis of palatal tumors. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 1999;87(1):39-43.
55. Lauria L, Curi MM, Chammas MC, Pinto DS, Torloni H. Ultrasonography evaluation of bone lesions of the jaw. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996;82(3):351-7.
56. Van Den Engel-Hoek L, Lagarde M, Van Alfen N. Ultrasound of oral and masticatory muscles: Why every neuromuscular swallow team should have an ultrasound machine. *Clin Anat.* 2017;30(2):183-93.
57. Çağlayan F. Ultrasonografinin Diş Hekimliğindeki Klasik ve Yeni Kullanım Alanları. *Türkiye Klinikleri Oral and Maxillofacial Radiology.* 2016;2(1):44-53.
58. Raghav N, Reddy SS, Giridhar AG, Murthy S, Yashodha Devi BK, Santana N, et al. Comparison of the efficacy of conventional radiography, digital radiography, and ultrasound in diagnosing periapical lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110(3):379-85.

59. Shahidi S, Shakibafard A, Zamiri B, Mokhtare MR, Houshyar M, Mahdian S. The Feasibility of Ultrasonography in Defining the Size of Jaw Osseous Lesions. *J Dent (Shiraz)*. 2015;16(4):335-40.
60. SS Oz. Boyun bölgesinde ultrasonografi. 1 ed. Ankara: MN Medikal & Nobel; 2008. 488-94 p.
61. Richards PS, Peacock TE. The role of ultrasound in the detection of cervical lymph node metastases in clinically N0 squamous cell carcinoma of the head and neck. *Cancer Imaging*. 2007;7(1):167-78.
62. De Nordenflycht D, Tesch RS. Advantages of ultrasound guidance for TMJ arthrocentesis and intra-articular injection: A narrative review. *Dent Med Probl*. 2022;59(4):647-56.
63. Nader A, Schitteck H, Kendall MC. Lateral pterygoid muscle and maxillary artery are key anatomical landmarks for ultrasound-guided trigeminal nerve block. *Anesthesiology*. 2013;118(4):957.
64. Tucunduva MJ, Tucunduva-Neto R, Saieg M, Costa AL, de Freitas C. Vascular mapping of the face: B-mode and doppler ultrasonography study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2016;21(2):e135-41.
65. Shinozaki Y, Jinbu Y, Ito H, Noguchi T, Kusama M, Matsumoto N, Komiyama, K., & Taniguchi, N. Relationship between appearance of tongue carcinoma on intraoral ultrasonography and histopathologic findings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2014;117(5):634-9.
66. Adeyemo WL, Akadiri OA. A systematic review of the diagnostic role of ultrasonography in maxillofacial fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2011;40(7):655-61.
67. Çağlayan F, Yozgat İlbaş FN. Sonographic features of various dental materials and foreign bodies. *Dentomaxillofac Radiol*. 2022;51(2):20210182.
68. Ding Y, Li G, Ao J, Zhou L, Ma Q, Liu Y. <sup>99m</sup>Tc-methylene diphosphonate bone imaging using low-intensity pulsed ultrasound: promotion of bone formation during mandibular distraction osteogenesis in dogs. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2010;48(2):94-9.

69. Takeshita Y, Kawazu T, Hisatomi M, Okada S, Fujikura M, Yoshida S, Namba, Y., Shimizu, Y., Yanagi, Y., & Asaumi, J. Ultrasound procedure for the diagnosis of mass lesions in the oral region. *Oral Radiol.* 2023;39(1):93-100.
70. Esra Yeşilova . Ağız Tabanının Benign ve Malign Tümörlerinin Teşhisinde Ultrasonografik Muayene. *Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol.* 2016(2(3)).
71. Kundu H, Basavaraj P, Kote S, Singla A, Singh S. Assessment of TMJ disorders using ultrasonography as a diagnostic tool: a review. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR.* 2013;7(12):3116.
72. Manfredini D, Guarda-Nardini L. Ultrasonography of the temporomandibular joint: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38(12):1229-36.
73. Manfredini D, Tognini F, Melchiorre D, Zampa V, Bosco M. Ultrasound assessment of increased capsular width as a predictor of temporomandibular joint effusion. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003;32(6):359-64.
74. Weber AL. Imaging of cysts and odontogenic tumors of the jaw. Definition and classification. *Radiol Clin North Am.* 1993;31(1):101-20.
75. Abrahams JJ. Anatomy of the jaw revisited with a dental CT software program. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1993;14(4):979-90.
76. Nair PN. New perspectives on radicular cysts: do they heal? *Int Endod J.* 1998;31(3):155-60.
77. Bhaskar SN. Oral surgery--oral pathology conference No. 17, Walter Reed Army Medical Center. Periapical lesions--types, incidence, and clinical features. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1966;21(5):657-71.
78. Fernandes M, de Ataide I. Nonsurgical management of periapical lesions. *J Conserv Dent.* 2010;13(4):240-5.
79. Khambete N, Kumar R. Ultrasound in differential diagnosis of periapical radiolucencies: A radiohistopathological study. *J Conserv Dent.* 2015;18(1):39-43.
80. Baum G, Greenwood I, Slawski S, Smirnow R. Observation of internal structures of teeth by ultrasonography. *Science.* 1963;139(3554):495-6.

81. Boubaris M, Chan KL, Zhao W, Cameron A, Sun J, Love R, & George, R. A Novel Volume-based Cone-beam Computed Tomographic Periapical Index. *J Endod.* 2021;47(8):1308-13.
82. De Rosa CS, Bergamini ML, Palmieri M, Sarmento DJS, de Carvalho MO, Ricardo ALF, Haseus, B., Jonasson, P., Braz-Silva, P. H., & Ferreira Costa, A. L. Differentiation of periapical granuloma from radicular cyst using cone beam computed tomography images texture analysis. *Heliyon.* 2020;6(10):e05194.
83. Das S, Adhikari HD. Reliability of Ultrasonography in differentially diagnosing periapical lesions of endodontic origin in comparison with Intra-oral periapical radiography and Cone-beam computed tomography: An in vivo study. *J Conserv Dent.* 2021;24(5):445-50.
84. Rosenberg PA, Frisbie J, Lee J, Lee K, Frommer H, Kottal S, Phelan, J., Lin, L., & Fisch, G. Evaluation of pathologists (histopathology) and radiologists (cone beam computed tomography) differentiating radicular cysts from granulomas. *J Endod.* 2010;36(3):423-8.
85. AAE and AAOMR joint position statement. Use of cone-beam-computed tomography in endodontics. *Pa Dent J (Harrisb).* 2011;78(1):37-9.
86. Geibel MA, Schreiber ES, Bracher AK, Hell E, Ulrici J, Sailer LK, Ozpeynirci, Y., & Rasche, V. Assessment of apical periodontitis by MRI: a feasibility study. *Rofo.* 2015;187(4):269-75.
87. N KK, Merwade S, Prabakaran P, C HL, B SA, C NG. Magnetic resonance imaging versus cone beam computed tomography in diagnosis of periapical pathosis - A systematic review. *Saudi Dent J.* 2021;33(8):784-94.
88. Oeppen RS, Gibson D, Brennan PA. An update on the use of ultrasound imaging in oral and maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2010;48(6):412-8.
89. Crum RP, Cervantes L, Berger AJ. Pediatric hand ultrasound: common indications, injury, inflammation and masses. *Pediatr Radiol.* 2022;52(9):1671-86.
90. Sherer DM, Fromberg RA, Rindfusz DW, Harris BH, Sanz LE. Color Doppler aided prenatal diagnosis of a type 1 cystic sacrococcygeal teratoma simulating a meningomyelocele. *Am J Perinatol.* 1997;14(1):13-5.

91. Newman JS, Adler RS, Bude RO, Rubin JM. Detection of soft-tissue hyperemia: value of power Doppler sonography. *AJR Am J Roentgenol.* 1994;163(2):385-9.
92. Cotti E, Campisi G, Ambu R, Dettori C. Ultrasound real-time imaging in the differential diagnosis of periapical lesions. *Int Endod J.* 2003;36(8):556-63.
93. Cotti E, Simbola V, Dettori C, Campisi G. Echographic evaluation of bone lesions of endodontic origin: report of two cases in the same patient. *Journal of Endodontics.* 2006;32(9):901-5.
94. Tikku AP, Bharti R, Sharma N, Chandra A, Kumar A, Kumar S. Role of ultrasound and color doppler in diagnosis of periapical lesions of endodontic origin at varying bone thickness. *J Conserv Dent.* 2016;19(2):147-51.
95. Sandhu SS, Singh S, Arora S, Sandhu AK, Dhingra R. Comparative evaluation of advanced and conventional diagnostic AIDS for endodontic management of periapical lesions, an in vivo study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR.* 2015;9(1):ZC01.
96. Sönmez G, Kamburoğlu K, Yılmaz F, Koc C, Barış E, Tüzüner A. Versatility of high resolution ultrasonography in the assessment of granulomas and radicular cysts: a comparative in vivo study. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2019;48(6):20190082.
97. Dedeoğlu N, Duman Ş B, Altun O, Arıkan B. In vitro Comparison of Cone Beam Computed Tomography and Ultrasonography Imaging Methods in the Evaluation of Artificial Mandible Intraosseous Lesions. *J Dent (Shiraz).* 2021;22(3):198-205.
98. Kamburoğlu K, Çakmak EE, Eratam N, Sönmez G, Karahan S. In vitro assessment of periapical lesions created in sheep mandibles by using high resolution ultrasonography and cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2021;50(8):20210048.
99. Adibi S, Shakibafard A, Karimi Sarvestani Z, Saadat N, Khojastepour L. Effect of Cortical Bone Thickness on Detection of Intraosseous Lesions by Ultrasonography. *Radiol Res Pract.* 2015;2015:797593.



100. Ferreira TL, Costa AL, Tucunduva MJ, Tucunduva-Neto RR, Shinohara EH, de Freitas CF. Ultrasound evaluation of intra-osseous cavity: A preliminary study in pig mandibles. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2016;6(Suppl 1):S14-s7.
101. Avcı F, Etöz M, Üstün Y, Arslan T. Evaluation of ultrasonography as a diagnostic tool in the management of periapical cysts and granulomas: A clinical study. *Imaging Sci Dent.* 2022;52(2):209-17.
102. Musu D, Cadeddu Dessalvi C, Shemesh H, Frenda MG, Mercurio G, Cotti E. Ultrasound examination for the detection of simulated periapical bone lesions in bovine mandibles: an ex vivo study. *Int Endod J.* 2020;53(9):1289-98.

