

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

İNFAORBİTAL FORAMENİN LOKASYONUNDA SONOGRAFİK GÖRÜNTÜLEMENİN TANI DEĞERİ

Dt. Hatice GÜLLER

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Muhammed Akif SÜMBÜLLÜ

ERZURUM
2024

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANA BİLİM DALI

İNFRAORBİTAL FORAMENİN LOKASYONUNDA
SONOGRAFİK GÖRÜNTÜLEMENİN
TANI DEĞERİ

Dt. Hatice GÜLLER

Tez Savunma Tarihi : 01.11.2024

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Muhammed Akif SÜMBÜLLÜ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Fatma ÇAĞLAYAN (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Özkan MİLOĞLU (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi :

Jüri Üyesi :

Onay

Bu çalışma yukarıdaki Jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi Kurum Eğitim Sorumlusu
Prof. Dr. Taner ARABACI

Uzmanlık Tezi
ERZURUM-2024

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
ÖZET	VII
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	X
TABLolar DİZİNİ.....	XIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Maksilla	3
2.2. İnfracorbital Foramen	3
2.2.1. İnfracorbital Foramenin Şekli.....	4
2.2.2. İnfracorbital Foramenin Sayısı	5
2.2.3. İnfracorbital Foramenden Geçen Yapılar	5
2.2.4. İnfracorbital Foramen Patolojileri	7
2.3. İnfracorbital Foramen, Kanal ve Sulkusun Görüntülenmesi	9
2.3.1. Panoramik Radyografi	9
2.3.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme	10
2.3.3. Bilgisayarlı Tomografi.....	11
2.3.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi	13
2.3.4.1. KIBT'deki Görüntü Artefaktları	15
2.3.4.1.1. X Işını Demetiyle İlgili Artefaktlar	15
2.3.4.1.2. Hasta ile İlgili Artefaktlar	16
2.3.4.1.3. Tarayıcı ile İlgili Artefaktlar	16
2.3.4.1.4. Konik Işın Geometrisiyle İlgili Artefaktlar	17

2.3.4.1.4.1. Parsiyel Hacim Etkisi.....	17
2.3.4.1.4.2. Düşük Örnekleme (Undersampling)	17
2.3.4.1.4.3. Konik Işın Etkisi (Cone Beam Effect)	18
2.3.4.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Avantajları	18
2.3.4.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Dezavantajları	19
2.3.4.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Maksillofasiyal Bölgedeki Kullanım Alanları	20
2.3.5. Ultrasonografi	22
2.3.5.1. Ultrasonografi Fiziği ve Çalışma Prensipleri.....	23
2.3.5.2. Ultrasonik Rezolüsyon.....	24
2.3.5.2.1. Aksiyal Rezolüsyon	24
2.3.5.2.2. Lateral Rezolüsyon	24
2.3.5.2.3. Elevasyon veya Azimut Rezolüsyonu	25
2.3.5.2.4. Temporal Rezolüsyon	25
2.3.5.3. Akustik Empedans	25
2.3.5.4. Ultrason Problemleri.....	26
2.3.5.4.1. Lineer Problemler	27
2.3.5.4.2. Konveks (Eğik) Problemler	27
2.3.5.4.3. Faz Dizi Problemler (Phased Array Problemler)	27
2.3.5.4.4. Endokaviter Problemler	27
2.3.5.4.5. Mikro Konveks Problemler	27
2.3.5.4.6. İntravasküler Ultrason Problemleri (IVUS).....	27
2.3.5.4.7. 3D/4D Ultrason Problemleri.....	27
2.3.5.4.8. Hokey Stick Prob	28
2.3.5.5. Doku ve Ses Dalgalarının Etkileşimi.....	28

2.3.5.5.1. Absorbsiyon	29
2.3.5.5.2. Atenüasyon	29
2.3.5.5.3. Yansıma	29
2.3.5.5.4. Kırılma	30
2.3.5.5.5. Saçılma.....	30
2.3.5.6. Ultrasonografi Terminolojisi ve Görüntüleme Şekilleri	30
2.3.5.7. Doppler Ultrasonografi Çeşitleri	32
2.3.5.7.1. Renkli Doppler (Color Doppler).....	32
2.3.5.7.2. Power Doppler	32
2.3.5.7.3. Pulsed Doppler.....	32
2.3.5.8. Ultrasonografide Görüntülerin Değerlendirilmesi	33
2.3.5.8.1. Ekojenite	33
2.3.5.9. Ultrasonografide Oluşan Artefaktlar	34
2.3.5.9.1. Akustik Gölge	34
2.3.5.9.2. Akustik Güçlenme	35
2.3.5.9.3. Kenar Artefaktı	36
2.3.5.9.4. Kırılma (Refraksiyon) Artefaktı	36
2.3.5.9.5. Çoklu Yankılanma (Reverberasyon) Artefaktı	37
2.3.5.9.6. Kuyruklu Yıldız Artefaktı.....	38
2.3.5.9.7. Ayna Artefaktı	38
2.3.5.10. Ultrasonografik Görüntülemenin Avantajları	39
2.3.5.12. Ultrasonografinin Diş Hekimliğinde Kullanım alanları	40
2.5.6. İnfraorbital Foramenin Klinik Önemi	41
3. MATERYAL VE METOT.....	43
3.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Verilerin Elde Edilmesi.....	43

3.2. Ultrasonografik Görüntülemeye Verilerin Elde Edilmesi	45
3.3. Ölçüm Parametreleri	46
3.3.1. Ultrasonografik Görüntülemeye Ölçüm Parametreleri	46
3.3.1.1. Ultrasonografik İncelemelerde İnfraorbital Foramenin Çap Ölçümü.....	46
3.3.1.2. Ultrasonografik İncelemelerde İnfraorbital Foramenin Apertura Piriformisin Lateral Kenarına Olan Uzaklık Ölçümü.....	48
3.3.1.3. Ultrasonografik İncelemelerde İnfraorbital Foramenin İnfraorbital Marjine Olan Uzak Ölçümü.....	49
3.3.1.4. Ultrasonografik İncelemelerde İnfraorbital Foramenin Üzerindeki Yumuşak Doku Kalınlığının Ölçümü	49
3.3.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Ölçüm Parametreleri	50
3.3.2.1. KIBT İncelemelerinde İnfraorbital Foramenin Çap Ölçümü	50
3.3.2.2. KIBT İncelemelerinde İnfraorbital Foramenin Apertura Piriformisin Lateral Kenarına Olan Uzaklık Ölçümü	52
3.3.2.3. KIBT İncelemelerinde İnfraorbital Foramenin İnfraorbital Marjine Olan Uzaklık Ölçümü	53
3.3.2.4. KIBT İncelemelerinde İnfraorbital Foramenin Üzerindeki Yumuşak Doku Kalınlığının Ölçümü.....	54
3.4. İstatistiksel Analiz.....	54
4. BULGULAR.....	55
5. TARTIŞMA.....	63
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	73
KAYNAKLAR	75
EKLER	88
EK-1. ÖZ GEÇMİŞ FORMU	88

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU 89

EK-3. BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ ONAM FORMU 91



TEŞEKKÜR

Uzmanlık tezi olarak sunduğum bu çalışmayı, değerli bilgi ve katkıları ile yöneten, tezimin her aşamasında yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof. Dr. Muhammed Akif SÜMBÜLLÜ'ye en derin saygı ve şükranlarımı sunarım.

Eğitimime katkı sağlayan tüm bölüm hocalarıma, hayatım boyunca bana her zaman destek olan, attığım her adımda yanımda olan, sevgilerini ve fedakârlıklarını esirgemeyen canım aileme en içten teşekkürlerimi sunarım. Bu süreçte bana olan inancı, desteği ve sabrı ile her zaman yanımda olduğunu hissettiren sevgili eşime de sonsuz kere teşekkürlerimi sunarım.

Hatice GÜLLER

ÖZET

İnfraorbital Foramenin Lokasyonunda Sonografik Görüntülemenin Tanı Değeri

Amaç: İnfraorbital foramen (İOF), maksillada bulunan, lokalizasyonu ve içinden geçen nörovasküler yapılar nedeniyle anatomik ve morfolojik özelliklerinin tam olarak bilinmesi gereken önemli bir yapıdır. İnfraorbital bölgede cerrahi prosedürler veya lokal anestezi uygulamalarından önce, maksillanın anterior yüzünün anatomisi hakkında eksiksiz bilgi sahibi olmak gerekir. İnvaziv girişimlerden önce anatomik yapılar ve varyasyonların incelenmesinde radyolojik görüntülemeler çok önemli rol oynamaktadır. Ancak iyonize radyasyon riski ve yüksek maliyet gibi nedenlerle konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) her hastada uygulanamamaktadır. Çalışmamızın amacı İOF'nin lokasyonunun belirlenmesinde sonografik (ultrasonografi, USG) görüntülemenin KIBT'ye olan tanısıl performansını karşılaştırmaktır.

Materyal ve Metot: Çalışmaya, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalına herhangi bir nedenle KIBT çekilmek üzere müracaat eden hastalar dahil edildi. KIBT çekimi yapılan bu hastalara ardından USG görüntüleme yapıldı. Çalışmada 18-58 yaş aralığına sahip, 55'i erkek ve 55'i kadın toplamda 110 hastanın KIBT ve USG görüntüleri dahil edilerek değerlendirildi. Hastaların yaş ve cinsiyet verileri ile birlikte lokasyonu belirlemek üzere, morfometrik ölçümlerden İOF'nin horizontal ve vertikal çapları, İOF ile apertura piriformisin lateral duvarı arasındaki mesafe, İOF ile infraorbital marjin (İOM) arasındaki mesafe ve İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlıkları ölçülerek kaydedildi.

Bulgular: İOF'nin horizontal ve vertikal çapları, İOF ve apertura piriformisin lateral duvarı arasındaki mesafe, İOF ve İOM arasındaki mesafe ölçümlerinde KIBT ve USG arasında anlamlı bir fark bulunmazken İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlığında KIBT ve USG ölçümleri arasında anlamlı bir fark bulundu. USG ölçümlerinde; horizontal çap 3.75 ± 0.63 mm, vertikal çap 3.27 ± 0.38 mm, İOF ve apertura piriformisin lateral duvarı arasındaki mesafe 18.48 ± 2.56 mm, İOF ve İOM arasındaki mesafe 8.70 ± 1.49 mm ve İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlığı 9.90 ± 1.96 mm iken KIBT ölçümlerinde ise horizontal çap 3.80 ± 0.55 mm, vertikal çap 3.30 ± 0.38 mm, İOF ve apertura piriformisin lateral duvarı arasındaki mesafe 18.53 ± 2.37 mm, İOF ve İOM arasındaki mesafe 8.68 ± 1.50 mm ve İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlığı 9.57 ± 1.68 mm olarak ölçüldü.

Sonuç: İOF'nin lokasyonunun belirlenmesinde KIBT gibi başarılı sonuçlar elde ettiğimiz USG'nin, cihazlar ve kullanılan problemlerin ergonomi ve teknolojisinin gelecekte geliştirilmesiyle birlikte zayıf kaldığı noktalarının da elimine edileceği ve bilhassa yumuşak doku ölçümlerindeki başarı oranının da artacağı açıktır. Bu da KIBT kaynaklı iyonize radyasyon kullanımını ve radyasyonun zararlarını minimize ederek USG'nin diş hekimliğinde ve medikal alanlarda yaygınlığını arttırmak adına umut verici olabilir.

Anahtar Kelimeler: infraorbital foramen, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, ultrasonografi

ABSTRACT

Diagnostic Value Of Sonographic Imaging In The Location Of The Infraorbital Foramen

Aim: The infraorbital foramen (IOF) is a crucial structure whose anatomical and morphological characteristics must be thoroughly understood due to its location in the maxilla and the neurovascular structures passing through it. Prior to surgical procedures or local anesthesia applications in the infraorbital region, comprehensive knowledge of the anterior surface anatomy of the maxilla is essential. Radiological imaging plays a critical role in examining anatomical structures and variations before invasive interventions. However, due to the risk of ionizing radiation and high costs, cone-beam computed tomography (CBCT) cannot be applied to every patient. The aim of our study is to compare the diagnostic performance of sonographic (ultrasound, USG) imaging with CBCT in determining the location of the IOF.

Material and method: Patients who applied to the Department of Oral, Dental, and Maxillofacial Radiology at the Faculty of Dentistry, Atatürk University, for CBCT imaging for any reason were included in the study. Following CBCT imaging, these patients underwent USG imaging. The study evaluated CBCT and USG images of a total of 110 patients, 55 males and 55 females, aged between 18 and 58 years. In addition to the age and gender data of the patients, morphometric measurements were taken and recorded to determine the location. These included the horizontal and vertical diameters of the IOF, the distance between the IOF and the lateral wall of the piriform aperture, the distance between the IOF and the infraorbital margin (IOM), and the soft tissue thickness above the IOF.

Results: There was no significant difference between CBCT and USG measurements in the horizontal and vertical diameters of the IOF, the distance between the IOF and the lateral wall of the piriform aperture, and the distance between the IOF and the IOM. However, a significant difference was found between CBCT and USG measurements in the soft tissue thickness above the IOF. In the USG measurements, the horizontal diameter was 3.75 ± 0.63 mm, the vertical diameter was 3.27 ± 0.38 mm, the distance between the IOF and the lateral wall of the piriform aperture was 18.48 ± 2.56 mm, the distance between the IOF and the IOM was 8.70 ± 1.49 mm, and the soft tissue thickness above the IOF was 9.90 ± 1.96 mm. In the CBCT measurements, the horizontal diameter was 3.80 ± 0.55 mm, the vertical diameter was 3.30 ± 0.38 mm, the distance between the IOF and the lateral wall of the piriform aperture was 18.53 ± 2.37 mm, the distance between the IOF and the IOM was 8.68 ± 1.50 mm, and the soft tissue thickness above the IOF was 9.57 ± 1.68 mm.

Conclusion: It is clear that with the future development of the ergonomics and technology of the devices and probes used in USG, from which we have obtained successful results such as CBCT in determining the location of IOF, its weak points will be eliminated and the success rate, especially in soft tissue, will increase. This may be promising for increasing the prevalence of USG in dentistry and medical fields by minimizing the use of ionizing radiation from CBCT and the damages of radiation.

Key Words: Cone beam computed tomography, infraorbital foramen, ultrasonography

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

a.	: Arteria
BT	: Bilgisayarlı tomografi
FOV	: Field of view
İOF	: İnfraorbital foramen
İOM	: İnfraorbital marjın
KIBT	: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
kVp	: Kilovoltaj pik
mAs	: Miliamper-saniye
MRG	: Manyetik rezonans görüntüleme
n.	: Nervus
ROI	: Region of interest
TME	: Temporomandibular eklem
USG	: Ultrasonografi
v.	: Ven

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. İnfraorbital foramen lokasyonu resmediliyor.	4
Şekil 2.2. İnfraorbital foramenden geçen damar yapıları resmediliyor.	6
Şekil 2.3. İnfraorbital foramenden geçen sinir yapıları resmediliyor.	7
Şekil 2.4. Panoramik radyografide infraorbital kanal ve foramen izleniyor (oklar).	10
Şekil 2.5. İnfraorbital foramen; MRG aksiyal kesit görüntüde izleniyor (ok).	11
Şekil 2.6. İnfraorbital foramen; BT aksiyal kesit görüntüde izleniyor (oklar).	12
Şekil 2.7. Yatar (A), ayakta (B) pozisyonda tarama yapan KIBT cihazları resmediliyor.	15
Şekil 2.8. İnfraorbital foramen; KIBT aksiyal kesit görüntüde izleniyor (oklar).	22
Şekil 2.9. Ultrasonografi cihazı resmediliyor.	23
Şekil 2.10. Transdüserin yapısı resmediliyor.	24
Şekil 2.11. Ultrason problemleri resmediliyor.	28
Şekil 2.12. Ultrason görüntüleme modları: A mod (A), B mod (B), M mod (C) izleniyor.	31
Şekil 2.13. Doppler ultrasonografi çeşitleri izleniyor.	33
Şekil 2.14. USG’de oluşan farklı ekojeniteler izleniyor.	34
Şekil 2.15. USG’de akustik gölge artefaktı (ok) izleniyor.	35
Şekil 2.16. USG’de akustik güçlenme artefaktı (oklar) izleniyor.	35
Şekil 2.17. USG’de kenar artefaktı (oklar) ve akustik gölge (G) izleniyor.	36
Şekil 2.18. USG’de kırılma artefaktı (ok) izleniyor.	37
Şekil 2.19. USG’de reverberasyon artefaktı (oklar) izleniyor.	37
Şekil 2.20. USG’de kuyruklu yıldız artefaktı: ok başları (oklar: artefakta sebep olan metalik cisim) izleniyor.	38

Şekil 2.21. USG’de ayna artefaktı (oklar) izleniyor.	39
Şekil 2.22. Transversal USG’de infraorbital foramen izleniyor.....	41
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan KIBT cihazı izleniyor.	44
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan ultrasonografi cihazı izleniyor.	45
Şekil 3.3. Çalışma sırasında hasta pozisyonu izleniyor.	46
Şekil 3.4. Ultrasonografik görüntülemeye, infraorbital foramenin horizontal çap ölçümü izleniyor.	47
Şekil 3.5. Ultrasonografik görüntüde infraorbital foramenin vertikal çap ölçümü izleniyor.	47
Şekil 3.6. Proben transversal (A) ve longitudinal (B) pozisyonları izleniyor.	48
Şekil 3.7. Ultrasonografik görüntüde infraorbital foramenin apertura piriformisin lateral kenarına olan uzak ölçümü izleniyor (A: İOF’nin medial kenarı).	48
Şekil 3.8. Ultrasonografik görüntüde infraorbital foramenin infraorbital marjine olan uzak ölçümü izleniyor (A: İOM).	49
Şekil 3.9. Ultrasonografik görüntüde infraorbital foramenin üzerindeki yumuşak doku kalınlığının ölçümü izleniyor.	50
Şekil 3.10. KIBT aksiyal kesitte, infraorbital foramenin bilateral horizontal çapı ölçümü izleniyor.	51
Şekil 3.11. KIBT parasagittal kesitte, infraorbital foramenin vertikal çap ölçümü izleniyor.	51
Şekil 3.12. KIBT aksiyal kesitte, infraorbital foramenin apertura piriformisin lateral kenarına olan bilateral uzaklık ölçümü izleniyor.	53
Şekil 3.13. KIBT parasagittal kesitte, infraorbital foramenin infraorbital marjine olan uzaklık ölçümü izleniyor.	53

Şekil 3.14. KIBT aksiyal kesitte, infraorbital foramenin üzerindeki yumuşak doku

kalınlık ölçümü izleniyor. 54



TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 4.1. Hastaların demografik bilgileri	55
Tablo 4.2. Ölçüm aracına göre hasta ölçülerinin karşılaştırılması.....	56
Tablo 4.3. Erkeklerin ölçüm aracına göre hasta ölçülerinin karşılaştırılması.....	58
Tablo 4.4. Kadınların ölçüm aracına göre hasta ölçülerinin karşılaştırılması.....	60
Tablo 4.5. Yaş ile hastaların ölçüm verileri arasındaki ilişkiler	62



1. GİRİŞ

Maksilla, ortada sutura intermaksillaris ile birleşerek üst çene iskeletini oluşturur. Bu iskelet; ağız, burun ve göz çukurunun yapılarına katkı sağlar. İnfraorbital sulkus, maksillanın orbita tabanının büyük kısmını oluşturan orbital yüzeyde uzanan bir oluktur. Bu sulkus, kemik içinde mediale, inferiora ve öne doğru uzanarak infraorbital kanalı oluşturur. Kanalin ön yüzde açıldığı deliğe ise infraorbital foramen (İOF) denilir. İOF, maksillanın ön yüzünde ve margo infraorbitalisin yaklaşık 8 mm altında bulunur (R. Singh, 2011). Bu foramen, içinde nervus (n.) infraorbitalis, arteria (a.) infraorbitalis ve vena (v.) infraorbitalis gibi yapıları barındıran nörovasküler demetin fasiyal bölgeye geçişini sağlar. N. infraorbitalis, n. trigeminusun bir dalı olan n. maksillarisin devamıdır. Maksiller sinir, foramen rotundumdan geçtikten sonra pterigopalatin fossaya girer ve burada palatin ve nazal dallarını vererek posterior dişlere doğru yönelir. Daha sonra inferior orbital fissürden geçerek orbitaya girer ve burada infraorbital sinir adını alır. N. infraorbitalis, infraorbital sulkus ve infraorbital kanaldan geçer ve İOF ile yüze açılır (Norton, 2016).

İnfracorbital sinir bloğu, ağız, diş ve çene cerrahisinde yaygın olarak kullanılan ve aynı zamanda nazal endoskopik cerrahide intraoperatif ve postoperatif analjezi sağlamak için uygulanan bir bölgesel anestezi tekniğidir. Maksillanın anterior ve süperior duvarlarının cerrahisinde, rinoplasti, Caldwell-Luc operasyonları, tümör cerrahisi, orbita tabanı redüksiyonu (blow-out), malar bölge kırıkları ve Le Fort tip I osteotomisi gibi cerrahi tedaviler sırasında infracorbital sinirin yaralanma riski bulunmaktadır (Agthong ve ark., 2005). Bu nedenle, İOF'nin morfolojisi, anatomisi ve anatomik oluşumlara uzaklıklarının bilinmesi, cerrahi operasyonlar sırasında nörovasküler demete zarar verilmesini ve istenmeyen durumların görülme riskini azaltabilir. Ayrıca, cerrahi

müdahaleler öncesinde bölgesel blok anestezisinin başarı şansını artırmak için bu bilgiler oldukça önemlidir (Varshney & Sharma, 2013).

İOF'nin çevresinde bir veya daha fazla aksesuar İOF bulunabilir. Aksesuar İOF, ana İOF'den daha küçük boyutta olabilir. Sayıları, boyutları ve lokalizasyonları popülasyonlar arasında değişiklik gösterebilir. İnfraorbital arter genellikle İOF aracılığıyla maksillanın anterior yüzeyine açılır, ancak infraorbital sinir aksesuar İOF'ler aracılığıyla da yüze açılabilir. İnfraorbital bölgede aksesuar İOF'lerin varlığı, bu bölgenin anestezi uzmanları ve cerrahlar tarafından dikkatle değerlendirilmesi gerekmektedir (Hwang ve ark., 2013).

Kemik yapıların farklı düzlemlerde görüntülenmesi için özel olarak tasarlanmış konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT), maksillofasiyal bölgedeki incelemeler için kesin ve doğru sonuçlar sunar. Ancak yüksek radyasyon dozları ve yüksek maliyet nedeniyle kullanımı sınırlıdır. Diğer yandan ultrasonografik (USG) görüntüleme ise düşük maliyeti, iyonize radyasyon kullanmayışı ve gerçek zamanlı görüntüleme üstünlüğü ile avantaj sağlar.

Bu çalışmanın amacı, KIBT ve USG kullanarak İOF'nin morfometrik özelliklerini ve çevresindeki anatomik yapılarla ilişkisini değerlendirmek ve sonografik görüntülemenin KIBT'ye göre doğruluğunu test etmektir. Böylece İOF'nin ve çevresindeki anatomik yapıların sonografik görüntüleme ile daha iyi anlaşılması, iyonize radyasyona gerek duyulmadan bu bölgeye yapılacak bölgesel blok anestezisinin uygulanmasını kolaylaştırabildiği gibi cerrahi müdahalelerde de komplikasyon riskini azaltabilir.

2. GENEL BİLGİLER

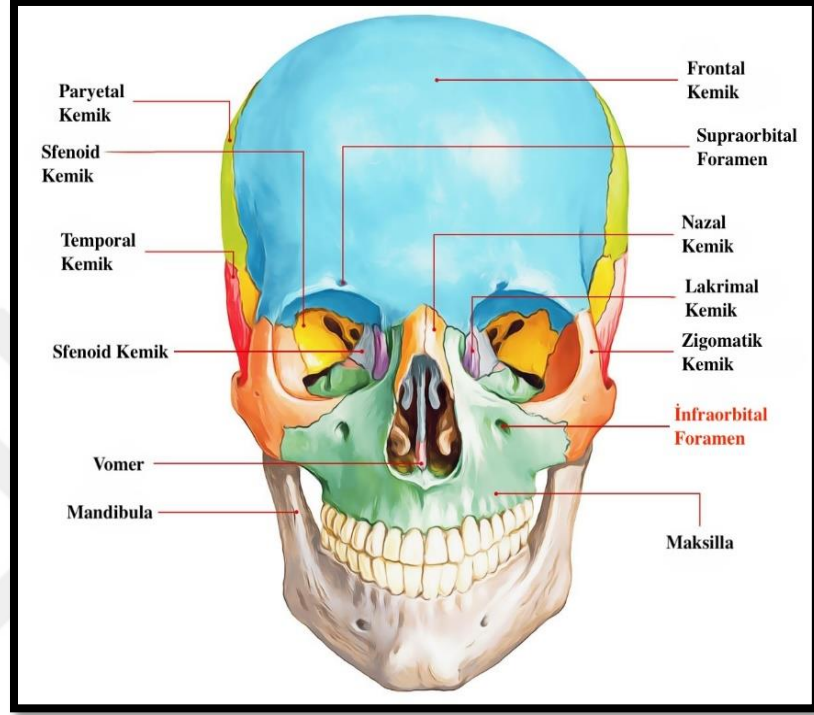
2.1. Maksilla

Maksilla, mandibuladan sonra yüz iskeletinin oluşumuna katılan en büyük kemiklerinden biridir (Ülker, 2008). Mandibula dışında tüm visserokraniyum kemikleri ile bağlantı kurar. Çift kemiklerden olan maksilla, orta hatta intermaksiller sutur ile birleşerek üst çene kemiğini oluşturur (Docherty, 2012). Maksilla, ağız boşluğunun tavanı, burun boşluğunun tabanı ve lateral duvarı, orbita tabanı, infratemporal fossa ve pterigopalatin fossanın oluşumuna da katkı sağlar. Maksillanın; frontal, zigomatik, palatin ve alveolar olmak üzere dört çıkıntılı bir gövdesi vardır. Her iki taraftaki maksilla gövdesi, en büyük paranasal sinüs olan maksiller sinüsleri içerir. Ayrıca anterior, orbital, nazal ve infratemporal olmak üzere dört yüzeyi bulunmaktadır (Demirtaş, 2014; McGurk, 2013). Maksilla, margo infraorbitalisin altında İOF'yi, lakrimal kemikle birlikte nazolakrimal kanal ve nazolakrimal forameni, infratemporal yüzeyinde bulunan süperior alveolar kanalların giriş delikleri olan alveolar foramina denilen küçük delikleri ve burun boşluğu ile ağız boşluğunu birleştiren insiziv kanalı bünyesinde barındırır (Ben Slama ve ark., 2009).

2.2. İnfraorbital Foramen

Maksillanın orbital yüzeyinde, arka kenardan başlayarak orta kısma kadar uzanan bir oluk bulunur ve sulkus infraorbitalis olarak adlandırılır. Sulkus infraorbitalis, orbita tabanının orta hattında yer alır ve maksillanın orbital yüzeyi tarafından oluşturulur (Cornelius ve ark., 2014). Sulkus infraorbitalis, maksillanın iç kısmında anteriora ve hafif mediale doğru seyreden bir kanal olan infraorbital kanal olarak devam eder. İnfraorbital kanal, maksillanın orbital yüzeyi boyunca uzanan ve İOF ile devam eden bir kemik kanalıdır (Martins-Júnior ve ark., 2017). İOF, maksiller kemikte infraorbital kenarın altında, orta noktasından yaklaşık olarak 8 mm kadar aşağıda bilateral olarak yer alır (R.

Singh, 2011). İOF'nin konumu, supraorbital çentikten, göz pupillerinden ve ikinci premolar dişten geçen hayali düz bir çizgi üzerinde bulunur. Maksillada İOF bölgesine basınç uygulandığında belirgin bir ağrı hissedilir, bu da İOF'nin yerini belirlemede yardımcı olur (Aziz ve ark., 2000) (Şekil 2.1) (Norton, 2016).



Şekil 2.1. İnfraorbital foramen lokasyonu resmediliyor.

2.2.1. İnfraorbital Foramenin Şekli

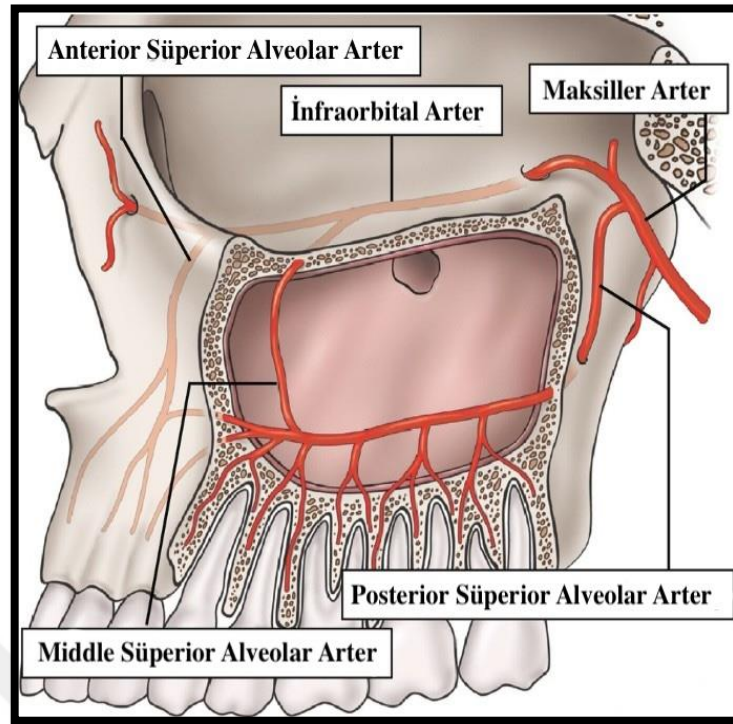
İOF, tipik olarak bulunduğu yüzeyin alt ve iç kısmında inferior ve medial yönlere doğru açılır. İOF'nin şekli genellikle daire (yuvarlak), dikey olarak oval, yatay olarak oval ve yarım ay şeklinde değişiklik gösterebilir. Bu çeşitlilik, foramenin anatomik yapılarındaki farklılıkları yansıtır ve tanımlarını zenginleştirir. İOF'nin genişliği erkeklerde ortalama olarak 2.2 ile 8.5 mm arasında, kadınlarda ise 1.6 ile 7.8 mm arasındadır (Aziz ve ark., 2000).

2.2.2. İnfraorbital Foramenin Sayısı

İnsan vücudunda, her iki maksillada birer adet olmak üzere toplamda iki adet İOF bulunur. Maksillanın ön yüzeyine doğru uzanan ek foramenler, aksesuar İOF olarak tanımlanır. Bunlar, nadir görülen yapısal varyasyonlardan biridir ve genellikle ana İOF'nin yanında veya yakınında bulunur. Bu aksesuar foramenler, infraorbital sinirin dallarının geçişine izin verir (Aitasalo ve ark., 2001). Aksesuar İOF'lerin sayısı ve konumu bireyden bireye değişebilir (Aziz ve ark., 2000). Genellikle anatomik araştırmalar sırasında tespit edilirken infraorbital sinir bloğu ve cerrahi prosedürlerde dikkate alınması gerekir.

2.2.3. İnfraorbital Foramenden Geçen Yapılar

A. karotis eksternanın içe doğru verdiği dallardan biri olan a. maksillaris, yüzün derin yapılarını besler. A. maksillarisin pars pterygopalatina bölgesinden a. infraorbitalis çıkar. Bu arter, inferior orbital fissürün arka kısmından orbitaya doğru ilerler. Oradan sulkus infraorbitalis boyunca devam eder ve ardından infraorbital kanalda seyrederek İOF'den çıkış yapar. A. infraorbitalis, infraorbital kanal içinde anterior süperior alveolar arter dalını sağlar. Bu dal; üst çene dişlerine, gingiva ve alveol kemiğe ve maksiller sinüs mukozasına dal verir (Şekil 2.2) (Ülker, 2008).

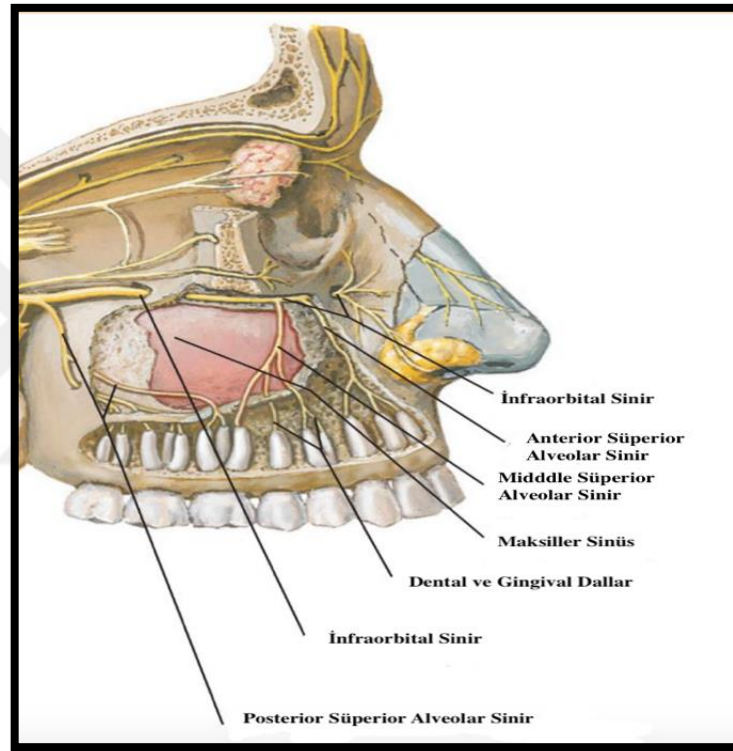


Şekil 2.2. İnfraorbital foramenden geçen damar yapıları resmediliyor.

Yüz ve ağız bölgesinde, maksiller arterle birlikte seyreden birçok ven, infratemporal fossada pterigoid kaslar etrafında lokalize olan pterigoid ven pleksusuna drene olur. Bu pleksustan gelen küçük venlerin birleşmesiyle maksiller ven oluşur. Maksiller ven, parotis bezi içinde temporal süperfisial venle birleşerek retromandibular veni oluşturur. İnfraorbital ven de bu venöz ağa katılır (Yeşilova ve ark., 2015).

Trigeminal sinir, duyu ve motor işlevlere sahip iki kökten oluşan en büyük kafa siniridir. Duyu kökünde üç dal bulunur ve her biri sfenoid kemikteki farklı fissürlerden veya foramenlerden geçerek kafatasını terk eder (Drake ve ark., 2009). Oftalmik sinir süperior orbital fissürden, maksiller sinir foramen rotundumdan, mandibular sinir ise foramen ovaleden kafatasını terk eder. Maksiller sinir, kraniyumu terk edip fossa pterigopalatinaya ulaşır ve bu boşluk içinde dallara ayrılır. Bu dallar arasında pterigopalatin, infraorbital ve zigomatik sinirler bulunur. İnfraorbital sinir, inferior orbital fissürden geçerek orbitaya girer. Orbita tabanında infraorbital sulkus boyunca ilerler ve

daha sonra infraorbital kanala girerek İOF'den yüze açılır. İnfraorbital sinir, yüzün ön bölgesinde alt göz kapağı, üst dudak, burun derisi ve burun boşluğunun ön kısmını innerve eder (Masabni & Ahmad, 2017). İnfraorbital sinir, pterigopalatin fossa içerisinde arka dişlere yönlendirilen posterior süperior alveolar sinirin, infraorbital kanal boyunca ilerlerken premolar dişlere ve birinci molar dişin meziobukkal köküne yönlendirilen medius süperior alveolar sinirin ve İOF içinden ise kanin ve keser dişlere yönlendirilen anterior süperior alveolar sinirin dallarını taşır (Şekil 2.3) (Bahşi ve ark., 2019).



Şekil 2.3. İnfraorbital foramenden geçen sinir yapıları resmediliyor.

2.2.4. İnfraorbital Foramen Patolojileri

İnfraorbital kanal ve foramenden geçen anatomik yapılardan ve maksiller sinüslerden kaynaklanan farklı patolojiler mevcuttur. Bunlar;

- İnfraorbital arter psödoanevrizması, orbita taban kırıklarında ortaya çıkabilir. Maksiller sinüste hematoma ve orbital kompartman sendromuna yol açabilir (Leung ve ark., 2017).

- İnfraorbital sinir kaynaklı lezyonlar, maksiller sinüs, nazal kavite, infratemporal fossa ve pterigopalatin fossa gibi çevre yapıları içerecek şekilde büyür. İnfraorbital sinirde görülen shwannom, pleksiform nörofibrom, travmatik nörom, idyopatik myofibroblastik tümör, malign periferik sinir kılıfı tümörü ve perinöral tümör yayılımı gözlenebilir (Jayaprakasam ve ark., 2014; Shafie ve ark., 2022).
- Shwannoma, sinirin gövdesi ya da daldaki yerleşimine bağlı olarak maksiller sinüs içinde ya da infraorbital bölgede subkutanöz kitle olarak izlenebilir (Jayaprakasam ve ark., 2014).
- İnfraorbital sinir, orbita dekompresyon ameliyatlarında, cerrahi manevralar ve kemik fragmanları nedeniyle hasarlanabilir veya maksiller antrum içine sarkmış (prolapsus) olan orbital dokular tarafından gerilebilir. Bu durum genellikle hipoesteziye, nadiren anestezi veya ağrıya neden olur. Radyolojik olarak infraorbital sinirde fuziform şişlik veya infraorbital sinirin ucunda bülböz kitle gözlenebilir (Baldeschi ve ark., 2010).
- Nadir görülen bir durum olan infraorbital sinir dehisensi, sinirin mukozaya doğrudan maruz kalmasıyla ilişkilendirilerek yüz ağrısının bir kaynağı olarak belirlenmiştir (Cascio ve ark., 2024).
- Nörotropizm terimi, perinöral invazyon, intranöral invazyon (sinirin tümör hücreleri tarafından doğrudan işgal edilmesi) veya tümör hücrelerinin nöral farklılaşması gibi kavramları içerir. İnfraorbital sinir invazyonunda, sinirin kanal içinde genişlediği gözlemlenir ve maksiller antrumun çatısında kemik erozyonuna eşlik eden bir yumuşak doku kitlesi tespit edilir. Anestezi tutulum için belirleyicidir (Terashi ve ark., 1997).

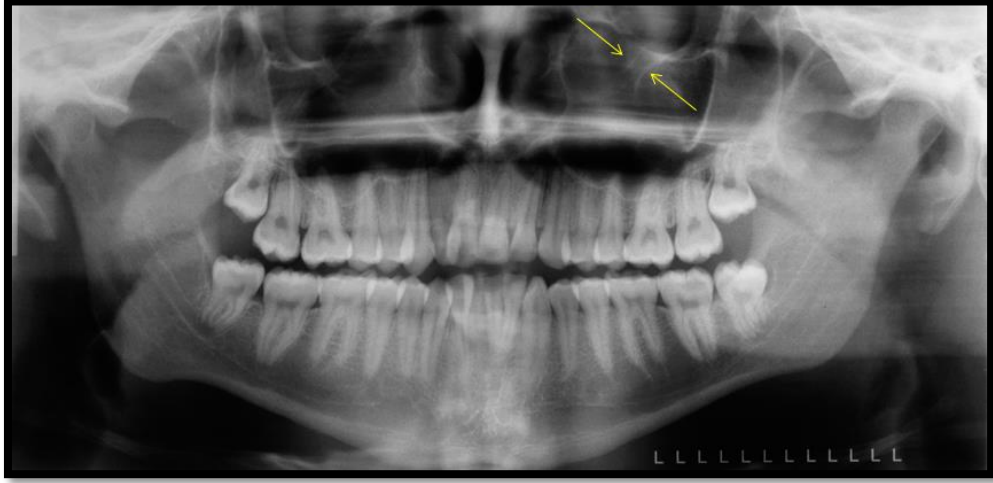
- IgG4 ile ilişkili orbital hastalık, diffüz yayılım veya kitle oluşturan inflamatuvar bir reaksiyondur ve IgG4 plazma hücrelerinden zengindir. Serum IgG4 seviyelerinde artış gözlenir. Kranial sinirlerin, nadir de olsa hastalığın bir bileşeni olarak etkilendiği bildirilmiştir. Bu durum genellikle infraorbital sinirde görülür. Orbital hastalığı olanlarda infraorbital sinir büyümelerinde artış görülmüştür (Andrew ve ark., 2013; Jayaprakasam ve ark., 2014).

2.3. İnfraorbital Foramen, Kanal ve Sulkusun Görüntülenmesi

Maksilla, lateral kafa radyografisi, lateral maksiller sinüs radyografisi, postero-anterior kafa radyografisi, Reverse Towne radyografisi, Waters projeksiyonu, Caldwell projeksiyonu, Oksipito-Mental radyografi, Bregma-Mentum radyografisi, Submento-Verteks radyografisi ve postero-anterior ve lateral sefalometrik radyografileri gibi temel ekstraoral teknikler ile görüntülenebilir. Bu teknikler maksillanın görüntülenmesinde kullanılsa da gerek süperpozisyonların varlığı gerek çekim tekniklerinin İOF'nin görüntülenmesinde yetersiz kalması nedeniyle İOF'nin rutin görüntülenmesinde kullanım alanları sınırlıdır.

2.3.1. Panoramik Radyografi

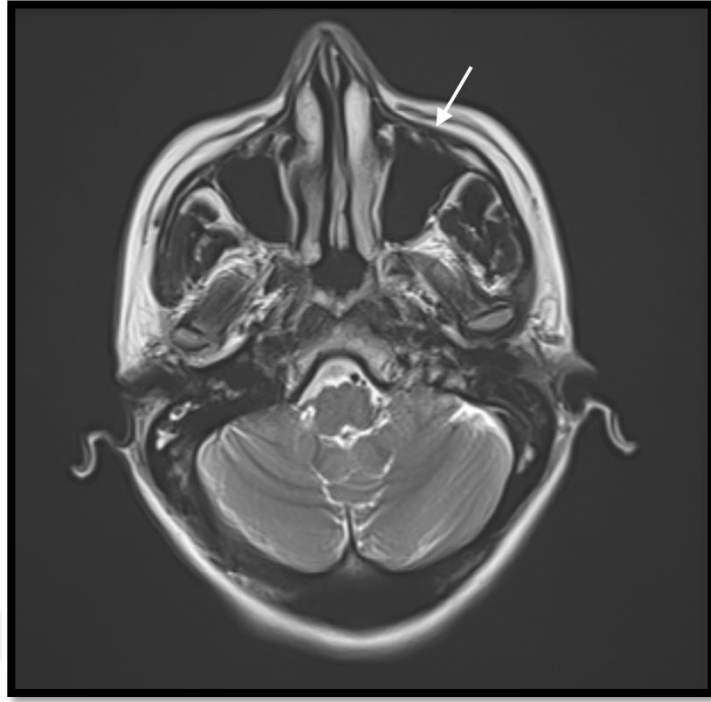
Panoramik radyografi, genellikle gömülü dişlerin konumunu belirlemek, diş gelişimi ve anomalilerini incelemek, çene yüz travmalarını değerlendirmek, implant ve protez planlaması öncesi çeneleri değerlendirmek, maksiller ve mandibular anatomi ile patolojilerini tespit etmek ve değerlendirmek, periodontal ve ortodontik tedaviler öncesi dentoalveolar yapının durumunu incelemek ve TME'yi görüntülemek için kullanılan başlangıç görüntüleme tekniğidir (Harorlı ve ark., 2014). (Şekil 2.4) (Sadrameli & Mupparapu, 2018).



Şekil 2.4. Panoramik radyografide infraorbital kanal ve foramen izleniyor (oklar).

2.3.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme

Diş hekimliğinde, pulpal vaskülarizasyon, pulpal ve periodontal patolojiler, TME anatomisi ve disfonksiyonları, osteonekroz ve osteomyelit olgularının erken tanısı, kistlerin teşhis ve takibi, enfeksiyöz vakalar, konjenital anomalilerin tanı ve takibi, benign ve malign lezyonların değerlendirilmesinde sıklıkla manyetik rezonans görüntülemeden (MRG) yararlanılmaktadır. MRG'nin gelişmiş görüntüleme yetenekleri sayesinde, kafatasındaki foramenler daha önce hiç olmadığı kadar net bir şekilde gözlemlenebilmektedir (Şekil 2.5). Bu foramenlerin değerlendirilmesi, anatomik yapılarla ilişkili bazı patolojilerin tanı sürecinde önemli bir rol oynamaktadır (Gaudino ve ark., 2011). MRG iyonize radyasyon içermemesi, invaziv olmaması ve yumuşak dokularda yüksek çözünürlüklü görüntüler sağlaması gibi avantajlarının yanında maliyetinin yüksek olması, uzun tarama süreleri ve görüntüleme alanındaki metallere kaynaklı artefaktlar nedeniyle bazı dezavantajlara sahiptir. Ayrıca, metallerin güçlü manyetik alanda hareket ederek hastaya zarar verebilme riski de bulunmaktadır (Berge & Bergman, 2001).



Şekil 2.5. İnfraorbital foramen; MRG aksiyal kesit görüntüde izleniyor (ok).

2.3.3. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT), vücut içindeki organların kesitler halinde görüntülenmesini x ışını kullanarak sağlayan bir tıbbi görüntüleme tekniğidir. BT, x ışınlarının dokudan geçerek detektöre ulaşmasıyla elde edilen bir dizi röntgen görüntüsünün birleştirilmesiyle oluşturur. Bu kesitsel görüntüler, bilgisayar tarafından işlenir ve sonuç olarak farklı düzlemlerde görüntüler elde edilir (Kau ve ark., 2009). Önceleri tarayıcılar kafa görüntülenmesi yapabiliyorken ilerleyen zamanlarda tüm vücudu tarayabilen BT sistemleri yaygınlaşmaya başlamıştır (Kalender, 2006).

İncelen dokular üzerinde süperpozisyonlar oluşmadığından yüksek kontrastlı kesitsel görüntüler elde edilir. Görüntüler, kemik ve yumuşak doku pencereleri olarak adlandırılan iki farklı modda incelenebilir. Kontrast, kemik penceresinde kemik yapılarının en yüksek detayda görünmesi için ayarlanırken, yumuşak doku penceresinde kemik genellikle homojen bir şekilde beyaz görünür. Bu modda çeşitli yumuşak doku

tipleri ayırt edilebilir. Bu sayede görüntüler değerlendirilebildiği için tekrar tomografi çekilmesi gerekmez (Fleischmann & Boas, 2011).

BT, vücudun herhangi bir kısmındaki anormallikleri tespit etmek, tümörleri veya diğer hastalıkları teşhis etmek, tanımlamak ve tedaviye verilen yanıtı izlemek için sıkça kullanılır. Diş hekimliğinde ise dental implantların planlanması, paranasal sinüslerin değerlendirilmesi, dentoalveolar anomaliler, periodontal dokuların değerlendirilmesi, kraniyofasiyal ve ortognatik cerrahi, TME hastalıkları, dentomaksillofasiyal bölgede görülen kistler, tümörler, basit ve kompleks fraktürler, oroantral fistüller, inflamatuvar hastalıklar ve gömülü dişlerin incelenmesinde de önemli bir rol oynamaktadır (Ito ve ark., 2001; Orentlicher ve ark., 2010). BT görüntüleri, lezyonların yapısını, sinirler, kemikler ve diş kökleri ile olan ilişkilerini detaylı bir şekilde gösterir. Ayrıca, lezyonların doku dansitelerini belirleyerek, tümör veya doku içeriğinin vasküler, sıvı veya hücresel yapıda olup olmadığını anlamamızı sağlar. İOF'nin görüntülenmesinde de BT yaygın olarak kullanılır (Evlice & Öztunç, 2013) (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. İnfraorbital foramen; BT aksiyal kesit görüntüde izleniyor (oklar).

2.3.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

Eskiden BT görüntüleme işlemleri, genellikle hastane ortamında veya görüntüleme merkezlerinde gerçekleştirilirdi. Ancak, yüksek maliyetler, BT'ye erişimde yaşanan zorluklar, yüksek radyasyon dozu ve görüntüleri okuma ve yorumlama konusundaki eğitim yetersizlikleri gibi nedenlerden dolayı bu teknolojiler diş hekimliği alanında tam olarak rutin kullanıma geçememişti (Mozzo ve ark., 1998; Orentlicher ve ark., 2010).

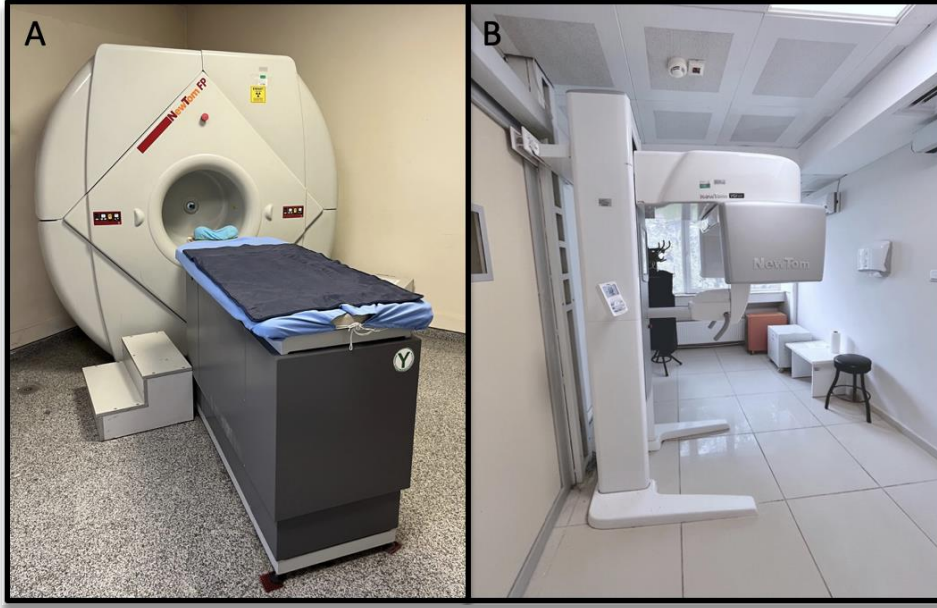
1982'de başlangıçta anjiyografi için geliştirilen KIBT cihazları, günümüzde özellikle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. 1998'de Mozzo ve ark., özellikle diş hekimliğinde kullanılmak üzere ilk KIBT cihazını üretmişlerdir. Bu cihazlar, maksillofasiyal kemik yapısını daha iyi görselleştirmek ve BT'nin dezavantajlarını aşmak amacıyla alternatif BT çalışmaları sonucunda geliştirilmiştir. Bu gelişmeler, diş hekimliği radyolojisinde hızlı ve önemli ilerlemelere neden olmuştur (Orentlicher ve ark., 2010).

BT taramasına kıyasla, KIBT çok daha az zaman alır ve görüntünün oluşması için gereken süre genellikle 30 saniyeden azdır. BT'de yelpaze şeklindeki ışın demeti kullanılırken KIBT'de, konik veya piramit şeklindeki bir ışın kaynağı kullanılır. KIBT görüntüleme, döner bir yapı içinde taşınan x ışını kaynağının ve dedektörün hareketli olduğu bir sistemdir. Bu dönme esnasında, dedektör ve x ışını kaynağı cihazın teknolojisine göre 180° ile 360° arasında bir rotasyonla hareket eder. Radyasyon kaynağı, ilgi alanına (region of interest: ROI) yönlendirilir ve ardından atenüasyona uğramış radyasyon dedektör alanına ulaşır (Mallya & Lam, 2018; Scarfe & Farman, 2008). ROI'nin merkezi olarak belirlenen rotasyon merkezi etrafında, dedektör ve x ışını kaynağı dönerken üç boyutlu bir hacim elde edilir. Bu hacim daha sonra rekonstrüksiyonlarla farklı düzlemlerdeki iki boyutlu kesitsel görüntülere dönüştürülür. KIBT'deki hacimsel görüntü, voksel adı verilen üç boyutlu hacimsel eleman dizisi ile oluşturulur. Her voksel;

yükseklik, genişlik ve derinlik boyutlarıyla karakterizedir. Voksel boyutları çekim sırasında bilindiğinden, görüntüler üzerinde doğru ölçümler yapılabilir (Scarfe & Farman, 2008; Venkatesh & Elluru, 2017).

KIBT cihazında, görüntülenme alanı (field of view: FOV) boyutuna göre tarama yapılabilmektedir. Bu sayede, ihtiyaç duyulmayan bölgelere iyonize radyasyon verilmeden hastanın maruz kalacağı radyasyon miktarı azaltılabilir. Ayrıca, incelenecek alanın boyutu azaldıkça çözünürlük artar. Bazı KIBT sistemlerinde çeşitli FOV aralıkları mevcutken, diğer sistemlerde FOV sabit olabilir (Ergün & Güneri, 2019; Kau ve ark., 2009).

KIBT cihazlarında hasta ayakta, oturarak veya masada uzanarak farklı konumlarda pozisyonlandırılabilir (Şekil 2.7). Yatar pozisyonda kullanılan cihazlar, büyük bir alan kaplar ve hasta açısından bazı engellemeler nedeniyle zorluk çıkarabilir. Ayakta çekim yapabilen bazı cihazlar, tekerlekli sandalye kullanan ya da oturarak çekimi gerektirebilecek durumdaki hastaları konumlandırmak için uygun olmayabilir. En pratik olanı genellikle oturur pozisyonda kullanılan cihazlardır ancak bazı fiziksel engelli hastalar için de bu cihazlar uygun olmayabilir. Bununla birlikte görüntülemeye en önemli faktör hareketsizliktir, dolayısıyla hasta başının sabitlenmesi, hastanın konumlandırılmasından daha önemlidir. Bu durum çenelik, ısırma çubuğu ve diğer baş sabitleme aparatlarının kullanımıyla sağlanır (Ergün & Güneri, 2019; Orentlicher ve ark., 2010).



Şekil 2.7. Yatar (A), ayakta (B) pozisyonda tarama yapan KIBT cihazları resmediliyor.

2.3.4.1. KIBT’deki Görüntü Artefaktları

Artefakt, incelenecek olan anatomik yapılarla ilişkili olmayan ve görüntü üzerinde oluşan her türlü hata veya bozulmalardır. Bu hatalar, çeşitli nedenlere bağlı olarak sınıflandırılabilir. Bir radyolog için bu artefaktların kökenini anlamak ve tanımak önemlidir çünkü görüntülerdeki hatalar bu sayede tespit edebilir ve aynı sorunların tekrarlanması önlenabilir (Katsumata ve ark., 2006; Schulze ve ark., 2011). KIBT’de farklı nedenlere bağlı gelişen artefaktlar şu şekildedir:

2.3.4.1.1. X Işını Demetiyle İlgili Artefaktlar

X ışınlarının polikromatik özelliği nedeniyle demetteki fotonlar farklı enerjilere sahiptir. Bu heterojen yapı nedeniyle, düşük enerjili kısımlar dokudan geçerken daha kolay absorbe edileceği için demetin ortalama enerjisi artar ve daha sert bir hale gelir. Bu durumda kalın ve yoğun nesneler, yüksek enerjili fotonların daha az absorbe edilmesine neden olur (Harorlı ve ark., 2014). Sonuçta;

- İncelenen düşük yoğunluktaki bölgenin merkezine doğru gidildikçe, yani yoğun objeden uzaklaştıkça atenüasyon değerleri azalır ve hipodens çukurlaşmaların ortaya çıktığı *Cupping* adı verilen artefakt gözlenir.
- Metalik bir objenin yüksek dansiteli olması nedeniyle sertleşen ışınların dedektöre ulaşması engellenebilir ve bu durumda dedektörde kayıt yapılamaz. Sonuç olarak, yoğun cismin etrafından yayılan ışınsal çizgilenmeler olarak gözlemlenen *Streaking* adı verilen artefakt ortaya çıkar.

Beam hardening (ışın demetinin sertleşmesi) artefaktı, metal objeleri uzaklaştırma, antagonist çenede bulunan sabit protezler için hastanın ağzını açtırma, FOV alanını azaltma, kesit kalınlığını düşürme ve miliamper-saniye'yi (mAs) artırma gibi çeşitli yöntemlerle azaltılabilir. Ayrıca, üretici tarafından önerilen değişik algoritmalar ve yazılım teknolojileri de bu artefaktı azaltmaya yardımcı olabilir (Naralan ve ark., 2023).

2.3.4.1.2. Hasta ile İlgili Artefaktlar

Çekim sırasında hasta başının hareket etmesi, veri kaydı kayıplarına neden olur ve görüntüde yarı gölge gibi izlenen distorsiyonlara yol açar. Hareket artefaktı denilen bu durum, başın hareketlerinin maksimum stabilize edilmesi ve kısa ışınlama süreleri ile önlenabilir. Hasta ile ilgili bir diğer artefakt, hasta ağzında ve üzerinde bulunan metalik objelerin neden olduğu streaking artefaktıdır. Bu artefaktın da önlenebilmesi için tarama sırasında hareketli protezler çekim alanından uzaklaştırılmalıdır (Katsumata ve ark., 2006; Ozcan, 2017; Schulze ve ark., 2011).

2.3.4.1.3. Tarayıcı ile İlgili Artefaktlar

Düşük ortam sıcaklığı, yetersiz kalibrasyon veya ısınmamış dedektör gibi sebepler dedektörün algılamasında bir dengesizliğe neden olarak sirküler çizgiler veya merkezde düzenli bir daire şeklinde izlenen halka artefaktına yol açabilir (Leung ve ark., 2017).

Tarama esnasında her açısal pozisyonda dedektörün aynı noktada ya da alanda yaptığı tekrarlı okumalar bu görüntüye neden olur. Dedektörün ve ortamın optimal koşullarda tutulması ve cihazın rutin bakımının yapılması ile halka artefaktı azaltılabilir (Katsumata ve ark., 2006; Ozcan, 2017; Schulze ve ark., 2011).

2.3.4.1.4. Konik Işın Geometrisiyle İlgili Artefaktlar

2.3.4.1.4.1. Parsiyel Hacim Etkisi

Bir doku vokselin hacmini tamamen dolduramazsa, yani voksel boyutu görüntülenene objenin boyutundan daha büyükse, aynı voksel içindeki diğer dokularla birlikte ortalama dansite alınarak piksellere yansıtılır. Bu nedenle, doku yoğunluğu gerçekten farklı olarak ölçülebilir. Parsiyel hacim etkisi denilen bu durum, voksel içindeki dokularda hatalı yoğunluk ölçümlerine neden olabilir ve bu genellikle kemik-yumuşak doku, kemik-hava, metal-hava gibi komşu yapılar arasında homojen bir yoğunluk olarak izlenir. Bu artefakt tamamen ortadan kaldırılamaz, kesit kalınlığı azaltılarak az da olsa engellenebilir (Harorlı ve ark., 2014).

2.3.4.1.4.2. Düşük Örnekleme (Undersampling)

Tarama sırasında kullanılan temel projeksiyon verilerini oluşturan data sayısının az olduğu durumlarda ortaya çıkar. Azalan veri sayısı düzensiz sınırlara, düşük çözünürlüklü ve gürültülü (noise) görüntülere neden olarak yanlış yorumlamalara yol açabilir. Görüntüde düz çizgilenmeler olarak izlenen bu artefaktı azaltmak için temel projeksiyon verilerini oluşturan görüntü sayısı artırılabilir. Ancak, günümüzde birçok cihazın üretimi sırasında temel projeksiyon verilerini oluşturan görüntü sayısı sabit tutulduğundan, bu artefakt özellikle düşük doz içeren taramalarında kaçınılmazdır. (Katsumata ve ark., 2006; Ozcan, 2017; Schulze ve ark., 2011).

2.3.4.1.4.3. Konik Işın Etkisi (Cone Beam Effect)

Taranan hacmin periferik bölümlerinde izlenen doğal bir artefaktır. X ışını demetinin merkezden periferik doğru ayrılması nedeniyle, periferik yapılarla ilgili bilgi dedektör piksellerinin dış sıralarında daha az atenuasyonla kaydedildiği için azalır. Bu artefakt, imaj distorsiyonu, çizgilenme ve periferik gürültü şeklinde izlenir. Tamamen ortadan kaldırılması mümkün olmamakla birlikte, üretici firmaların geliştireceği algoritmaların yanında FOV alanını küçülterek ve incelenen alanı x ışını demetinin merkezine yaklaştırarak klinik olarak azaltılabilir (Katsumata ve ark., 2006; Ozcan, 2017; Schulze ve ark., 2011).

Gürültü (Noise)

X ışını demetinin doğrultusunda bulunan objelerin gerçek atenuasyonları saçılan ve her yönden gelen fotonların neden olduğu ilave atenuasyonlar ile dedektörler tarafından fazladan kaydedileceği için görüntüde gürültü denilen beneklenmeler oluşur. Piksel büyüdükçe gürültü azalır, ancak bu durum düşük çözünürlüklü görüntülere neden olabilir. Kesit kalınlığı arttıkça (voksel boyutu büyüdükçe), mAs arttıkça, kilovoltaj pik (kVp) azaltıldığında, dedektör verimliliği arttığında gürültü azaltılabilir.

2.3.4.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Avantajları

- Görüntüleme süresi BT'ye göre daha kısadır ve bu nedenle meydana gelebilecek hareket artefaktları en aza indirgenir.
- Primer x ışını demetinin kolimasyonu ile ışınlanan alanın boyutunun küçük olması, BT'ye göre kullanılan radyasyon dozunu azalır.
- BT cihazlarında anizotropik vokseller bulunurken, KIBT cihazlarında vokseller izotropiktir; yani her üç düzlemdeki boyutu aynıdır ve bu nedenle görüntü kalitesi daha yüksektir.

- İzotropik voksel sayesinde X ve Y düzlemine ek olarak Z düzleminde de daha iyi 3 boyutlu rekonstrüksiyon sağlanır.
- Uzaysal çözünürlük, KIBT cihazlarında BT görüntülerinden daha yüksektir çünkü KIBT cihazlarının voksel boyutu, en modern BT cihazındaki voksel boyutundan daha küçüktür, bu da görüntü kalitesini olumlu yönde etkiler.
- BT görüntülerine göre daha az metalik artefakt oluşur.
- BT verilerine erişim ve iletişim, çeşitli teknik zorluklarla sınırlanmaktadır. Bazı veriler kişisel bilgisayarlarda kullanım için özel yazılımlar aracılığıyla dönüştürülebilse de bu süreç yüksek maliyetli olup veri dönüşümüne bağlı olarak tanı sürecinin uzamasına yol açmaktadır. KIBT verilerinin rekonstrüksiyonu ise kişisel bilgisayarlarda gerçekleştirilebilir. Ayrıca yazılımın kullanıcıya yönelik işlevselliği artırmak mümkün olabilir (Scarfe ve ark., 2006).
- BT'ye göre daha az yer kaplar ve maliyeti daha düşüktür (De Vos ve ark., 2009; Nasseh & Al-Rawi, 2018).

2.3.4.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Dezavantajları

- BT'ye göre düşük kontrast çözünürlüğüne ve kısıtlı yumuşak doku gösterme kapasitesine sahiptir.
- KIBT görüntüleri üzerinde Hounsfield skala değerlendirmesi yapılamaz.
- Küçük FOV alanına sahip bazı cihazlarda görüntüleme boyutu sınırlıdır.
- Konik ışın cihazlarının doğası ve projeksiyonu kaynaklı gürültü ve artefaktlar görüntülerde kaçınılmazdır (De Vos ve ark., 2009; Pauwels ve ark., 2012; Quereshy ve ark., 2008).

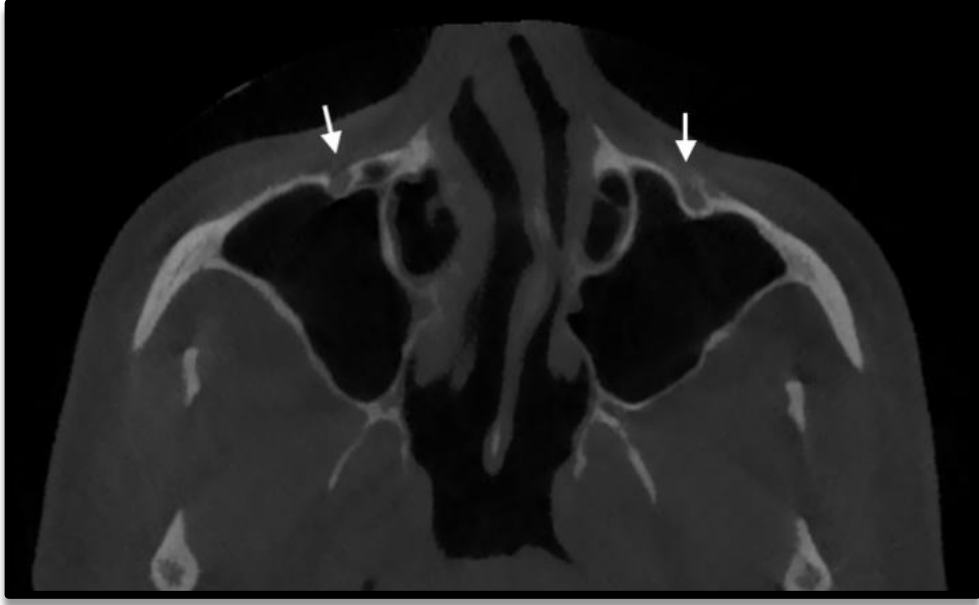
2.3.4.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Maksillofasiyal Bölgedeki Kullanım Alanları

KIBT başlangıçta anjiyografik incelemeler için geliştirilmiş ve kullanılmıştır. Ancak son yıllarda radyoterapi planlaması ve mamografi uygulamaları gibi bazı tıbbi alanlarda kullanımı artmıştır. Maksillofasiyal iskelet yapılarının üç boyutlu görüntülenmesini minimal distorsiyonla sağlaması bu teknolojinin ağız, diş ve çene cerrahisi, periodontoloji, endodonti, ortodonti, protez ve kulak-burun-boğaz gibi disiplinlerde kullanımını artırmıştır (Gezer ve ark., 2014; Tozoğlu, Ü. 2016).

- Kist, tümör, malignite gibi patolojilerin incelenmesi ve komşu anatomik yapılar üzerindeki etkilerinin araştırılmasında,
- Maksillofasiyal bölgede gömülü dişlerin konumunun ve anatomik oluşumlarla olan ilişkisinin değerlendirilmesi,
- İmplant planlanan bölgelerdeki alveolar kemik uzunluğu, yüksekliği ve genişliğinin farklı düzlemlerde değerlendirilmesi,
- Travma sonrası maksillofasiyal bölgedeki kırıkların, patolojilerin ve asimetrielerin değerlendirilmesinde,
- Üç boyutlu TME değerlendirmesi, kondil şekli ve eklem boşluğunun incelenmesi, dejeneratif eklem hastalıkları, fraktürler, kondilin gelişimsel anomalisi ve TME ankilozunun tespit edilmesinde,
- Maksillofasiyal bölgedeki kemik ve foramenlerin görüntülenmesinde (şekil 2. 8)
- Cerrahi rehber (surgiguide) ve üç boyutlu model hazırlanmasında,
- Ortognatik cerrahi öncesi ve sonrası anatomik yapıların değerlendirilmesinde,
- Kök kanal morfolojisinin ve anomalilerinin değerlendirilmesi, aksesuar kanal ve kök kurvatürünün belirlenmesi, periapikal patoloji ve endodontik

komplasyonları değerlendirilmesi, eksternal veya internal kök rezorpsiyonun ayrımı gibi endodontik işlemlerde,

- Diş ankilozu, kök rezorpsiyonu ve ortodontik mini vida yerleştirme işlemlerinde,
- Dudak damak yarıklı hastaların diş ve alveolar kret pozisyonunun saptanması, gelişimsel anomali ve sendromlu hastaların kemiksel gelişiminin değerlendirilmesi,
- Maksillo-mandibular ilişkinin uzaysal tespiti, çenelerin boyutu ve gerekli diş mesafesi arasındaki ilişkiyi belirleme,
- Gömülü ve fazla dişlerin pozisyonu ve komşu dokularla ilişkilerinin saptanmasında,
- Furka defektleri, horizontal ve vertikal kemik kayıplarının incelenmesi, marjinal kemik sınırının tespiti, kemiğin anatomisinin ve cep derinliğinin saptanmasında,
- Temporal kemiğin incelenmesinde,
- Paranasal sinüslerin ve varyasyonlarının değerlendirilmesi,
- Tükürük bezi patolojilerinin değerlendirilmesinde,
- Özel yazılımlar sayesinde maksillofasiyal iskelet ve hava yolu gibi yumuşak doku sınırlarının üç boyutlu analizlerinde,
- Yumuşak dokulardaki kalsifikasyonlarının değerlendirilmesinde,
- Üç boyutlu yazıcı ile hazırlanacak model imalatları ve protetik obturator üretimi gibi birçok kullanım alanları vardır (Gezer ve ark., 2014; Harırlı ve ark., 2014; Nasseh & Al-Rawi, 2018; Shukla ve ark., 2017; Tozoğlu, . 2016).



Şekil 2.8. İnfraorbital foramen; KİBT aksiyal kesit görüntüde izleniyor (oklar).

2.3.5. Ultrasonografi

Ses dalgası, doğadaki esnek cisimlerin titreşiminden ve basınç değişimlerinden oluşan ve belirli ortamlarda yayılan bir enerjidir. Bir dalganın her bir döngüsündeki iki tepe noktası arasındaki mesafe, dalga boyu olarak adlandırılır. Sesin birim zamandaki titreşim sayısına ise frekans adı verilir. İnsan kulağının algılayabileceği seslerin frekansı 20 ile 20.000 hertz (Hz) aralığındadır. Bir Hz, sesin bir saniyedeki titreşimini ifade eder [1000 Hz=1 kilohertz (kHz), 1.000.000 Hz=1 megahertz (mHz)]. Duyulabilir frekansın üzerindeki sesler ultrases (ultrasound, ultrasonik ses dalgası) olarak tanımlanır (Díaz ve ark., 2024).

USG; yüksek frekanslı ses dalgalarının, geçirgenliklerindeki farklılığa bağlı olarak dokular ve dokuların ara yüzünden tekrar yansiyarak gerçek zamanlı bilgiyi bir dönüştürücü yardımıyla sağlayan radyolojik görüntüleme yöntemidir (Şekil 2.9) (Newman & Rozycki, 1998).



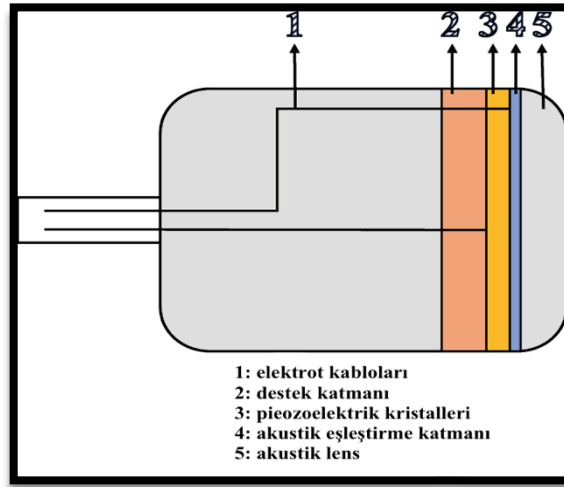
Şekil 2.9. Ultrasonografi cihazı resmediliyor.

2.3.5.1. Ultrasonografi Fiziği ve Çalışma Prensipleri

USG cihazları, transdüser ya da prob adı verilen, mekanik ve elektrik enerjisi arasında dönüşümü sağlayan bir elemanla çalışır (Şekil 2.10). USG teşhisinde kullanılan transdüserler, işitme sınırından daha yüksek frekanslarda, yaklaşık 2 ila 20 MHz aralığında ses dalgası üretebilen cihazlardır.

Basınç altında elektrik yükü oluşturan piezoelektrik fenomeni ilk kez Pierre ve Jaques Curie kardeşler tarafından 1880 yılında keşfedilmiştir (Newman & Rozycki, 1998). Piezoelektrik etki, basınçtan elektriğe dönüşüm esasına dayanır. Bu etki, kristallerin uygulanan elektrik alanı altında genişlemesiyle gerçekleşir ve elektrik enerjisini ses dalgalarına dönüştürür. Piezoelektrik kristaller transdüserde titreşir ve kalınlığı değişir. Bu sayede çevredeki parçacıklar hareketlenir ve ses dalgaları oluşur. Gönderilen ses dalgaları vücut dokularından yansıdığı anda, bu yansımalar kristalin kalınlığında yeniden değişikliklere neden olur. Kristallerden elektrik sinyali üretilir, bu da ters piezoelektrik etkiye işaret eder. Organlar tarafından yansıtılan ses dalgaları aynı

prensip doğrultusunda elektrik enerjisine dönüştürülerek algılanır ve cihazın ekranında görüntü olarak karşımıza çıkar (Evirgen & Kamburoğlu, 2016; Marotti ve ark., 2013).



Şekil 2.10. Transdüserin yapısı resmediliyor.

2.3.5.2. Ultrasonik Rezolüsyon

Rezolüsyon, amaçlanan yapıları doğru bir şekilde görüntüleyebilme kabiliyetini ifade eder. Farklı nesneler arasındaki farklı yapıları ayırt edebilme yeteneği, uzaysal çözünürlük tarafından belirlenir. USG uygulamalarında, frekansın yükselmesiyle birlikte rezolüsyon artar ancak penetrasyon derinliği azalır. Bu nedenle görüntünün kalitesi, rezolüsyon ile frekans arasındaki ilişkiye bağlıdır. Üç farklı düzlemde dikkate alınan çeşitli rezolüsyon belirleyicileri bulunmaktadır (Ploquin ve ark., 2015).

2.3.5.2.1. Aksiyal Rezolüsyon

Ultrason ekosu doğrultusunda oluşan çözünürlüktür. Dokuya gönderilen ses dalgalarının iki farklı yapıyı ayırt edebilme özelliğidir. Uzun dalga paketleri gönderildiğinde aksiyal çözünürlük düşer. Dalga paketlerinin uzunluğunu azaltarak yüksek frekans elde edilir ve çözünürlük artar (Delantoni & Orhan, 2022).

2.3.5.2.2. Lateral Rezolüsyon

Ultrason ekosu doğrultusuna dik, transdüserle paralel düzlemde ölçülen çözünürlüğü ifade eder. Bu çözünürlük, eko genişliğine (odak alanına), transdüserin

mesafesine ve frekansına bağlıdır. Lateral rezolüsyon, görüntü kalitesi için en önemli parametrelerden biridir ve sistemin diagnostik performansı üzerinde en güçlü etkiye sahiptir (Delantoni & Orhan, 2022).

2.3.5.2.3. Elevasyon veya Azimut Rezolüsyonu

Elevasyon çözünürlüğü, dikey düzlemde iki hedefi ayırt etme kapasitesini ifade eder. Belirli bir referans noktası veya düzleme göre hedeflerin dikey açısal ayrımını sağlar. Azimut çözünürlüğü, bir sistemin yatay düzlemde iki hedefi ayırt edebilme kabiliyetini ifade eder. Azimut, belirli bir referans noktasına göre yatay bir açı olarak tanımlanır. Yüksek azimut çözünürlüğü, iki hedefin yatay düzlemde daha net bir şekilde ayrıştırılmasını sağlar. Yayılma hızı, dalga boyu, frekans ve probun odaklanması bu çözünürlüğü etkilediği için kullanıcı tarafından kontrol edilemez. Yüksek frekanslı prob, daha iyi çözünürlük sağlarken penetrasyon derinliğini azaltabilir. Bu parametre, ultrason görüntülemesinde ince ayrıntıların ayırt edilmesinde kritik rol oynar (Mayette & Mohabir, 2014).

2.3.5.2.4. Temporal Rezolüsyon

Ultrasonda hareketli nesneleri gerçek zamanlı olarak tespit edebilme yeteneğidir. Hareketli yapıların net izlenebilmesini sağlayan ve kare hızı (frame rate, hızlı hareket eden organların net görüntülenebilmesi) ile belirlenen bir parametredir. Tarama derinliği, görüntüleme alanı ve prob frekansı gibi faktörlerden etkilenir. Derin taramalar ve geniş alanlar çözünürlüğü düşürebilir. Özellikle kardiyak görüntüleme gibi hızlı hareketlerin izlendiği taramalarda yüksek temporal çözünürlük hayati öneme sahiptir (Díaz ve ark., 2024).

2.3.5.3. Akustik Empedans

USG dalgalarının yayılmasına karşı gösterilen direnci ifade eder. Bu direnç, dalganın geçtiği malzemenin yoğunluğuna bağlıdır. Genellikle katı materyaller daha

yoğun olduğundan, ultrason dalgaları bu materyallerde daha fazla dirençle karşılaşarak daha çok yansır (Díaz ve ark., 2024).

Tarama esnasında transdüserin şekli ve boyutu da kritik öneme sahiptir. Farklı derinliklerde, farklı dokuları ve anatomik yapıları izleme olanağı sağlayan çeşitli prob tipleri mevcuttur ve bu çeşitlilik daha iyi ultrason görüntüleri elde etmeyi mümkün kılar.

2.3.5.4. Ultrason Probları

Piyasada gelişmiş makinelerden taşınabilir cihazlara kadar farklı ultrason cihazları bulunmaktadır. Ancak bir ultrason cihazının etkinliği, kullanılan prob tipine de bağlıdır. Farklı bölgeleri incelemek için uygun frekans aralıklarına sahip farklı prob çeşitleri kullanılarak dokular hakkında anlık bilgi elde edilir. Genellikle baş ve boyun uygulamalarında 2 ila 20 MHz frekans aralığına sahip dalgalar kullanılırken yaygın olarak kullanılan transdüser, düz yüzeyli olan doğrusal probdur. Dış bükey problemler, genellikle abdomen incelemelerinde kullanılır ancak genişlemiş tiroid bezi görüntülemesi gibi bazı baş ve boyun incelemelerinde de bazen kullanılabilir (Caglayan & Bayrakdar, 2018; Marotti ve ark., 2013).

Görüntü kalitesi rezolüsyon ve frekans arasındaki ilişkiye bağlıdır. Frekans arttıkça çözünürlük artar, ancak penetrasyon derinliği azalır. Penetrasyon derinliği, görüntüde gürültü olmadan hala izlenebilen dokular ile prob arasındaki maksimum mesafedir. Bu yüzden en yüksek frekanslı transdüserler sadece yüzeysel dokular için kullanılabilir. Diğer yandan, genellikle yüksek frekanslı problemler, düşük frekanslı transdüserlere göre daha yüksek uzaysal çözünürlük sağlar. Kontrast çözünürlüğü, farklı dokuların akustik empedansını ayırt etme yeteneğini ifade eder ve incelenen dokuda yankı ile ultrason ekosunun zayıflama oranına bağlıdır (Díaz ve ark., 2024).

2.3.5.4.1. Lineer Problar

Yüksek frekansa sahip (5-15 MHz), düz ve uzun yapılı problardır. Yüzeyel yapıların (tiroid, meme, kas-iskelet sistemi, damarlar) görüntülenmesinde kullanılır.

2.3.5.4.2. Konveks (Eğik) Problar

Düşük frekansa sahip (2-5 MHz) ve geniş görüş açısı sağlayan kavisli problardır. Abdominal incelemelerde ve gebelik taramalarında kullanılır.

2.3.5.4.3. Faz Dizi Problar (Phased Array Problar)

Düşük frekansa sahip (2-7.5 MHz), yüzey alanı küçük olan geniş ve derin görüntüleme yapan problardır. Kardiyak ultrason ve transtorakal ekokardiyografide kullanılır.

2.3.5.4.4. Endokaviter Problar

Yüksek frekansa sahip (5-12 MHz), ince ve uzun yapılı problardır. Transvajinal ve transrektal ultrasonda kullanılır.

2.3.5.4.5. Mikro Konveks Problar

Yüksek frekansa sahip (3-8 MHz), küçük ve kavisli problardır. Pediatrik ve neonatal ultrasonunda kullanılır.

2.3.5.4.6. İnvaziv Ultrason Probları (IVUS)

Yüksek frekansa sahip (20-40 MHz), damar içinden geçebilen, minyatürize edilmiş problardır. Damar içi görüntüleme ve kardiovasküler sistemin değerlendirilmesinde kullanılır.

2.3.5.4.7. 3D/4D Ultrason Probları

Düşük frekansa sahip (2-7 MHz), üç boyutlu ve hareketli (4D) görüntüleme sağlayan problardır. Obstetrik incelemelerde ve fetal anatomisinin değerlendirmesinde kullanılır (Şekil 2.11) (Polo ve ark., 2019).

2.3.5.4.8. Hokey Stick Prob

Yüksek frekansa sahip (5-14 MHz) sahip, transrektal veya transvaginal ultrasonografik görüntüleme ve genital bölgelerin değerlendirilmesi için tasarlanan problardır. İnce ve uzun yapısı, baş ve boyun bölgelerindeki yapıların değerlendirilmesine olanak tanır. Tiroid, paratiroid bezleri veya servikal yapıların detaylı görüntülenmesinde kullanılabilir.



Şekil 2.11. Ultrason probları resmediliyor.

2.3.5.5. Doku ve Ses Dalgalarının Etkileşimi

Transdüserde oluşan yüksek ses dalgaları, dokularla karşılaştığında absorbsiyon (soğurulma), atenüasyon (zayıflama), refleksiyon (yansıma), refraksiyon (kırılma), skater (saçılma) veya difüzyon (dalgaların kırılarak yayılması) gibi değişikliklere uğrayarak enerjilerini kaybederler ve farklı görüntüler oluştururlar. Yansıma, akustik empedansa bağlıken absorbsiyon; doku absorbsiyon sabiti, doku kalınlığı ve eko frekansı ile doğru orantılıdır (Polo ve ark., 2019). İki doku arasındaki akustik direnç farkı arttıkça yansıma ve saçılma miktarı da artar. Yumuşak dokular arasındaki yansıma minimum düzeydedir ancak yumuşak doku ile kemik ya da yumuşak doku ile hava arasındaki yansıma miktarı oldukça yüksektir. (Baribeau ve ark., 2020).

2.3.5.5.1. Absorbsiyon

Ses dalgaları dokular içinde ilerledikçe enerjilerinin bir kısmı ısıya dönüşerek kaybolur. Yüksek frekanslı dalgalar daha fazla absorbe edilir, bu yüzden derin dokuların görüntülenmesi zorlaşır. Düşük frekanslı dalgalar ise daha derine ulaşarak absorpsiyona karşı daha dirençlidir.

2.3.5.5.2. Atenüasyon

Ses dalgalarının dokunun derinliklerine doğru hareket etmesi sırasında enerjisinin azalması atenüasyon olarak adlandırılır ve görüntü kalitesiyle ilgilidir. Bu enerji azalmasının başlıca nedenleri; yansıma, saçılma, kırılma ve absorpsiyondur. Yüksek frekanslı ses dalgaları, düşük frekanslılara göre daha uzun mesafeler boyunca yayıldığı için daha fazla atenüasyona uğrarlar. Bu yüzden yüksek frekanslar, yüzeysel yapıları detaylı görüntülerken derin dokuların görüntülenmesinde sınırlı kalırlar. Farklı dokuların akustik özellikleri farklıdır. Örneğin kemik ve yağ dokusu ultrason dalgalarını güçlü bir şekilde atenüe ederken, sıvılar (kist içeriği, kan veya safra) çok az atenüasyona neden olur (Delantoni & Orhan, 2022).

2.3.5.5.3. Yansıma

Ses dalgalarının farklı akustik empedans değerlerine sahip doku sınırlarına çarptığında geri dönmesi olayıdır. Bu geri dönen dalgalar ultrason probu tarafından algılanır ve bu sinyallerin işlenmesiyle doku yapılarının görüntüsü oluşturulur. Ses dalgalarının, farklı akustik empedansa sahip ara yüzeylerden geçerken yaşadığı değişiklikler yani incelenen dokular arasındaki akustik empedans farkı arttıkça, yansıma özelliği de artar. Ultrason dalgalarının bir yüzeye dik olarak çarpması durumunda, yansıma miktarı en yüksek seviyede gerçekleşir. Ancak dalgalar yüzeye eğik açıyla çarptığında geri dönen dalgalar çeşitli yönlerde saçılır ve yansımanın zayıflamasına neden olur.

2.3.5.5.4. Kırılma

Ultrason dalgalarının iki farklı akustik empedansa sahip dokular arasındaki sınırı geçerken dalga hızındaki farklılık nedeniyle yön değiştirmesi olarak tanımlanır. Bu durum, akustik empedans farkının yüksek olduğu dokular arasında sıklıkla gözlemlenir ve ultrason görüntülerinde artefaktların oluşmasına yol açabilir. Ultrason dalgası iki farklı doku sınırına eğik açıyla çarptığında kırılma oluşur ancak dalgalar sınırı dik olarak geçerse kırılma oluşmaz.

2.3.5.5.5. Saçılma

Dokuların içinde bulunan heterojen bölgeler ve farklı yoğunluklardaki kitleler, ultrasonik dalgaların farklı yönlerde saçılmasına ve zayıf bir sinyal oluşmasına yol açar. Ses dalgaları çeşitli yönlerde dağıldığı için, dokuya gönderilen dalgaların sadece küçük bir kısmı transdüsera ulaşabilir. Saçılma, hücresel boyutlarda oldukça etkili olup, incelenen parankimal organlarda yeni ekoların oluşmasına sebep olur.(Akol Gorgun & Caglayan, 2023; Díaz ve ark., 2024; Sharma ve ark., 2014).

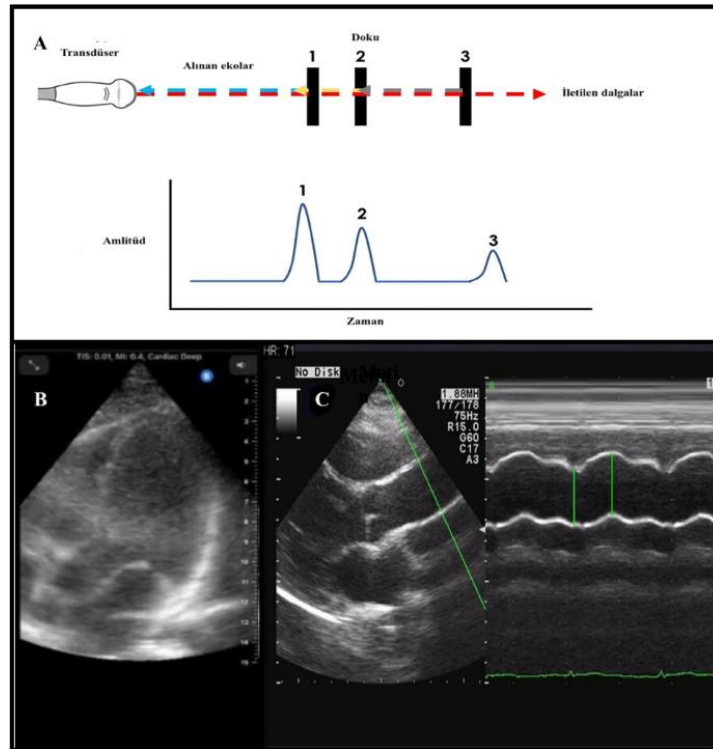
2.3.5.6. Ultrasonografi Terminolojisi ve Görüntüleme Şekilleri

Her doku akustik empedansına bağlı olarak karakteristik bir internal ses dalgası özelliği gösterir. USG sırasında oluşan bu ses dalgaları, kaynakları ve amplitüd farklılıklarına göre modlara ayrılır. Günümüzdeki mevcut cihazlarda dört adet USG görüntüleme modu bulunmaktadır. A (amplitüd) modu, B (brightness-parlaklık) modu, M modu (hareket-motion) ve Doppler (Şekil 2.12) (Baribeau ve ark., 2020).

- A mod: Ses dalgaları, bir grafik olarak kaydedilir ve dalgaların amplitüdü vücut içindeki yapıların derinliği hakkında bilgi sağlar. Bu bilgi, hassas mesafe ölçümlerinde önemli bir rol oynar [Şekil 2.12 (A)].
- B mod: Ses dalgaları, şiddetleriyle orantılı olarak parlak noktalar şeklinde kaydedilir. Monitörde parlaklığı farklı noktalardan oluşan ve iki boyutlu

kesitsel görüntüleme yöntemi olarak bilinen bir yöntemdir. B modu, dış hekimliğinde en yaygın kullanılan USG görüntüleme şeklidir [Şekil 2.12 (B)].

- M mod: Bu yöntem, ses dalgalarının zamana göre konumlarını gösteren bir grafik olarak tanımlanabilir. Hareketli yapıların yansıttığı ekolar, zaman-pozisyon grafiği şeklinde kaydedilir. Ekokardiyografi yönteminde de kullanılan bu teknik, kalbin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılır [Şekil 2.12 (C)].
- Doppler: Çoğunlukla kardiyovasküler görüntüleme sırasında kan akışının yönünü ve hızını değerlendirir. Doppler modalitesi, ince iğne aspirasyon biyopsileri sırasında lezyonlardaki vasküler bölgeleri belirlemek için de kullanılmaktadır (Kane ve ark., 2004; Marotti ve ark., 2013; Pach ve ark., 2012).



Şekil 2.12. Ultrason görüntüleme modları: A mod (A), B mod (B), M mod (C) izleniyor.

2.3.5.7. Doppler Ultrasonografi Çeşitleri

Günümüzde doppler ultrasonografi çeşitleri pulsed, power ve renkli doppler kullanılmaktadır (Şekil 2.13) (Karmakar & Kwok, 2019).

2.3.5.7.1. Renkli Doppler (Color Doppler)

Dokular genellikle gri tonlarında görünürken, vasküler yapılar aynı anda kırmızı ve mavi renk tonları ile gösterilir. Akım yönü farklı renklerle kodlanırken kırmızı renk proba doğru gelen akımı, mavi renk ise probdan uzaklaşan akımı temsil eder. Akım hızı ise açık tonlarla (hızlı akım) veya koyu tonlarla (yavaş akım) belirlenir. Renkli doppler incelemeleri akımın hızlı bir şekilde yönünü belirlemek için kullanılır ancak akımın nicel özelliklerini değerlendirmek için spektral analiz gereklidir. Bu analiz akımın hızını, damarın distal ve proksimal bölgelerindeki durumunu ve kanın damar yatağındaki direnci gibi daha detaylı bilgiler verir. Renkli doppler USG, akımın yönü hakkında nitel bir değerlendirme sunarken spektral inceleme akımın nicel özelliklerini verir.

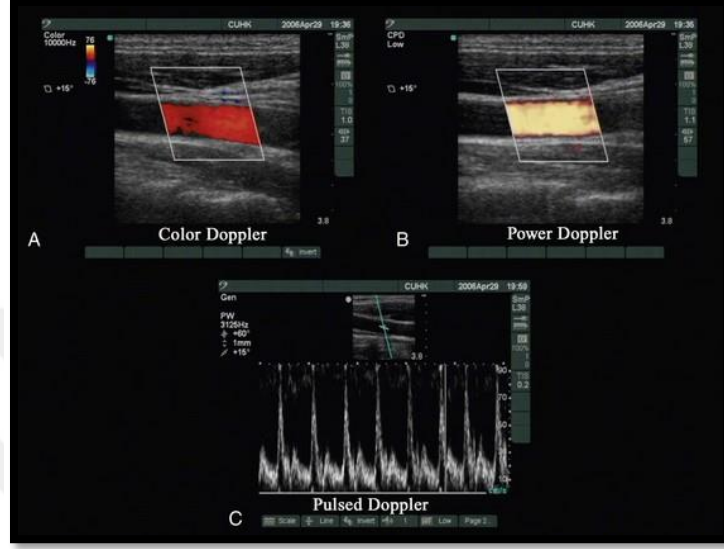
2.3.5.7.2. Power Doppler

Kan akımını değerlendirmek için kullanılan bir tekniktir. Doppler sinyalinin şiddeti hesaplanır ve renklendirilir. Renklendirme ve parlaklık kan akımının hızı ve yönünden bağımsız olup hareketli kan hacmi ile ilişkilidir. Power doppler, kan akımını görselleştirmek için daha duyarlı bir yöntem olarak kabul edilir. Bu nedenle, düşük hızlı ve daha az derinlikteki kan akımlarını tespit etmek için kullanılır. Özellikle doku yüzeyine yakın olan vasküler lezyonların görüntülenmesi ve damar duvarlarının tanımlanmasında faydalıdır.

2.3.5.7.3. Pulsed Doppler

İlk olarak kısa pulslar üretilir ve daha sonra dokudan proba dönen ekolar beklenir. Ses dalgasının geri dönmesi arasındaki gecikme zamanı değerlendirilerek, doppler sinyalinin kaynağı hakkında bilgi elde edilir. Pulsed doppler USG yönteminde, sinyallerin

kaynağı örnekleme hacmi ile belirlenir. Örnekleme hacminin boyutu, cihaz üzerinde istenilen şekilde değiştirilebilir. Öncelikle vasküler yapıya örnekleme hacminin yerleştirilmesiyle sinyal alınması sağlanır. Bu işlem, standart gri skala görüntüsüyle yapılan tespitin ardından gerçekleşir (Marotti ve ark., 2013; Sigel, 1998).



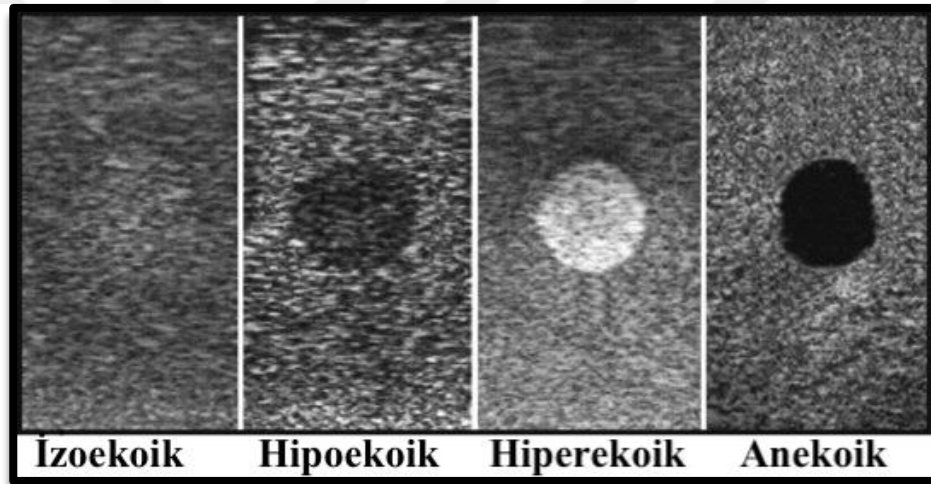
Şekil 2.13. Doppler ultrasonografi çeşitleri izleniyor.

2.3.5.8. Ultrasonografide Görüntülerin Değerlendirilmesi

2.3.5.8.1. Ekojenite

Ultrason görüntüleri, dokuların özelliklerinin farklılıkları nedeniyle ses dalgalarının yansıtılmasıyla elde edilen verilere dayanmaktadır. Ekojenite (parlaklık), geri dönen yankı seviyesinin genişliği olarak tanımlanır ve doğrudan dokunun tipi ve yoğunluğuyla ilişkilidir. Yumuşak dokuların yoğunluğu genellikle benzer olduğundan, ekojenite genellikle akustik direnç farklılıklarına bağlıdır. Dokular arasındaki akustik direnç farklılıkları arttıkça, yansıma da artar. Bu nedenle, fibröz doku ve yağ dokusu gibi yumuşak dokular nispeten daha yansıtıcı olanlardır. Ayrıca, hava-yumuşak doku ve yumuşak doku-kemik yüzeyleri en güçlü yansıtıcılardır. Dokular, akustik empedans farklılıklarına bağlı olarak karakteristik bir iç ekojenite gösterirler (Şekil 2.14) (Karmakar & Kwok, 2019).

- Anekoik/Ekolüsent: Ses dalgalarının büyük bir kısmı genellikle transdüser geri dönmeyi ve bu nedenle siyah olarak görüntü oluşturur.
- Hipoekoik: Dokudan transdüser çok az ses dalgası geri döner, bu nedenle ekranda çevre dokulardan daha koyu bir görüntü oluşur.
- Hiperekoik/Ekojenik: Transdüser ses dalgalarının çoğu döner, incelenen yapı çevre dokulardan daha parlak görüntü oluşturur.
- İzoekoik: Ses dalgalarının transdüser eşit olarak ulaştığı bölgeleri ifade eder. Bu terim, karşılaştırılan doku ile aynı ekojeniteye sahip olan bölgeleri tanımlamak için kullanılır (Díaz ve ark., 2024).

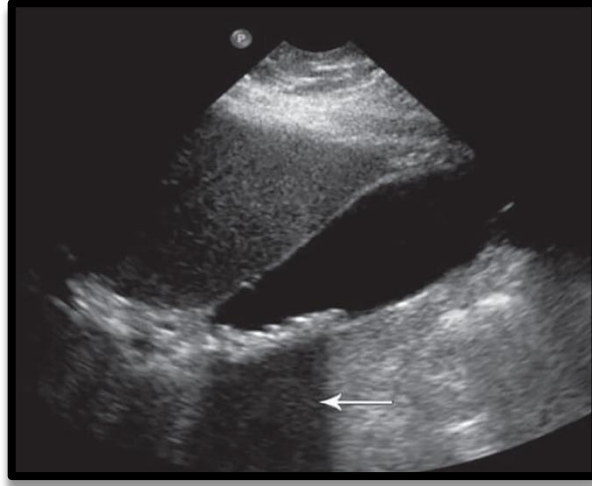


Şekil 2.14. USG’de oluşan farklı ekojeniteler izleniyor.

2.3.5.9. Ultrasonografide Oluşan Artefaktlar

2.3.5.9.1. Akustik Gölge

Akustik gölge, ses dalgalarının çok yüksek direnç gösteren bir dokuya çarpması, ilgili yapı arkasına dalgaların geçmemesi ve bu dokudan aşırı derecede yansıması nedeniyle doku arkasında sinyalsiz bir alan oluşması ile açıklanır. Kalsifiye yapılar, taşlar ve kemik dokusu, vücutta akustik gölge oluşturan yapılar arasında yer alır (Şekil 2.15) (Oglat ve ark., 2020).



Şekil 2.15. USG’de akustik gölge artefaktı (ok) izleniyor.

2.3.5.9.2. Akustik Güçlenme

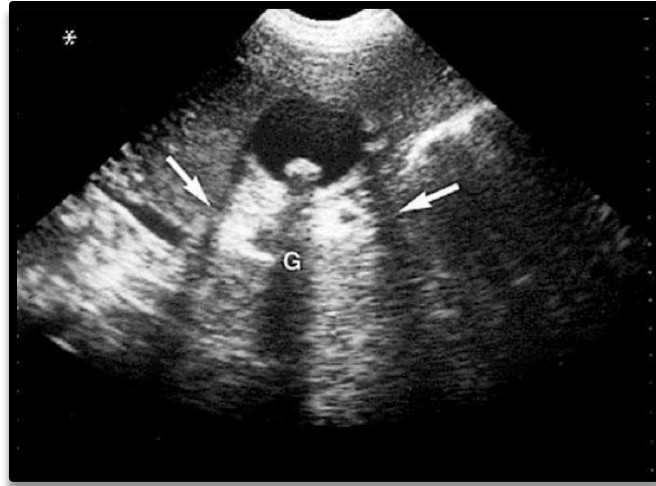
Bir yapı sesi iyi ilettiği zaman dokunun arkasından daha güçlü ses dalgaları geçer. Bu durum, aynı derinlikteki diğer dokulardan gelen ekolara göre daha fazla yansıma oluşturur, bu da akustik zenginleşmeye yol açar. Bu nedenle, sıvı dolu yapılar arkasında yer alan dokuların daha parlak (daha ekojenik) görünmesine neden olabilir. Bu özellik, kistik ve solid yapıların ayırt edilmesinde kullanılır (Şekil 2.16) (Abo & Doniger, 2013).



Şekil 2.16. USG’de akustik güçlenme artefaktı (oklar) izleniyor.

2.3.5.9.3. Kenar Artefaktı

Safra yolları, kistler ve damarlar gibi genellikle yuvarlak yapıların kenarlarında meydana gelen akustik gölgelenmelerdir. Özellikle dokuların sınırlarında meydana gelen anormal eko dağılımı nedeniyle ortaya çıkar ve görüntüde yanıltıcı etkiler oluşturabilir. Ultrason dalgalarının dokulara farklı açılardan çarpması kenar artefaktlarının oluşumuna katkıda bulunur (Şekil 2.17) (Abo & Doniger, 2013).



Şekil 2.17. USG’de kenar artefaktı (oklar) ve akustik gölge (G) izleniyor.

2.3.5.9.4. Kırılma (Refraksiyon) Artefaktı

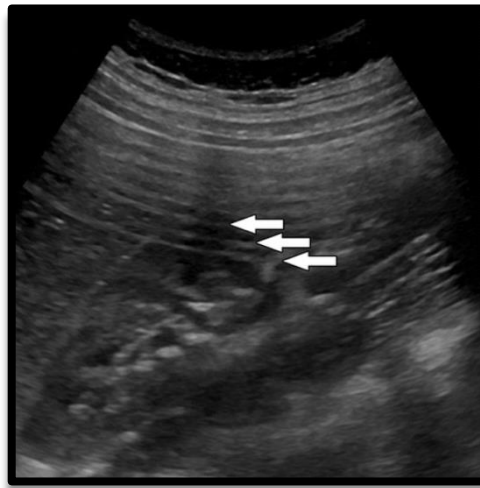
Farklı akustik dirençlere sahip iki dokunun ara yüzeyine ses dalgaların eğik açıyla gelmesi durumunda meydana gelir. Ses dalgaları dokular arasındaki yoğunluk farklarına bağlı olarak kırıldığında, dalganın izlediği yol değişir ve yansıyan ekolar algılayıcıya beklenmeyen bir açıdan döner. Bu durum, gerçek anatomik yapıların yanlış yerlerde veya yanlış şekillerde görüntülenmesine ve akustik zenginleşmenin olduğu seviyenin kenarlarında kırılmaya bağlı olarak ortaya çıkan sinyalsiz bölgelerin oluşmasına neden olur (Şekil 2.18) (Spieker ve ark., 2004).



Şekil 2.18. USG’de kırılma artefaktı (ok) izleniyor.

2.3.5.9.5. Çoklu Yankılanma (Reverberasyon) Artefaktı

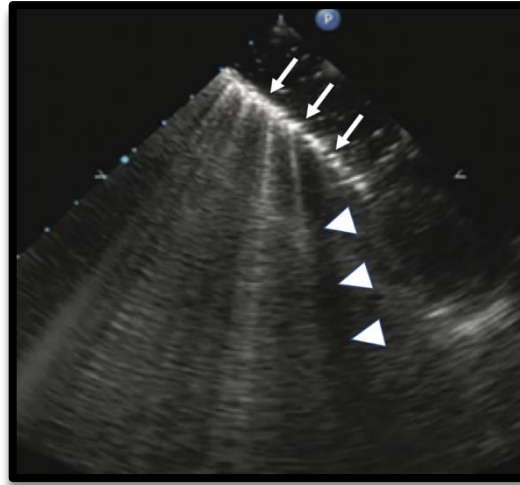
Reverberasyon, transdüser ile doku arasındaki aşırı akustik empedans ve ses dalgalarının doku ile prob arasında birden fazla kez gidip gelmesi sonucunda her yansımadan sonra görüntüde ek katmanlar veya çizgiler oluşması durumunu ifade eder. Bu etki genellikle jel miktarının az olduğu durumlarda ve paralel yüzeylerden yansıyan dalgaların tekrar tekrar geri dönmesiyle daha belirgin hale gelir. Yüksek ekojeniteye sahip yapılar (kemik veya kalsifikasyonlar) reverberasyon artefaktının oluşumunu kolaylaştırır (Şekil 2.19) (Baad ve ark., 2017).



Şekil 2.19. USG’de reverberasyon artefaktı (oklar) izleniyor.

2.3.5.9.6. Kuyruklu Yıldız Artefaktı

Kuyruklu yıldız artefaktı, bir reverberasyon biçimidir. Ultrason dalgalarının metal gibi yüksek yansıtma kapasitesine sahip cisimlerle etkileşiminde ortaya çıkan bir görüntü hatasıdır. Bu artefakt, ses demetinin çok yansıtıcı yüzeylere çarptığında bu yüzeylerden geri yansıyan dalgaların oluşturduğu ek yansımalar sonucunda meydana gelir. Sonuç olarak, üçgen veya konik şekilli bir artefakt oluşur. Bu durum daha çok ekokardiyografi gibi metal stentler ve kalsifiye lezyonların bulunduğu incelemelerde görülür (Şekil 2.20) (Altun ve ark., 2022).



Şekil 2.20. USG’de kuyruklu yıldız artefaktı: ok başları (oklar: artefakta sebep olan metalik cisim) izleniyor.

2.3.5.9.7. Ayna Artefaktı

Ayna artefaktı, ses demetinin düzgün ve güçlü bir yansıtıcı yüzeyle etkileşimi sonucunda tek bir yapının iki ayrı yapı gibi görünmesi olarak adlandırılır. Düz yüzeyler tarafından oluşturulan ayna artefaktında, orijinal nesne ile hayali görüntü benzer boyut ve şekle sahipken; eğimli yüzeyler tarafından oluşturulan ayna artefaktında orijinal nesnenin hayali görüntüsünde distorsiyonlar bulunur (Şekil 2.21) (Baad ve ark., 2017). Gazlar ses dalgalarının tamamını yansıttıkları için vücutta en etkili yansıtıcı yüzeyler olarak

değerlendirilir (Akol Gorgun & Caglayan, 2023; Baad ve ark., 2017; Çağlayan, 2016; Marotti ve ark., 2013; McQueen & Bhatia, 2015; van der Stelt, 2008).



Şekil 2.21. USG’de ayna artefaktı (oklar) izleniyor.

2.3.5.10. Ultrasonografik Görüntülemenin Avantajları

- Dinamik ve kolay kullanılabilen bir tekniktir.
- Gerçek zamanlı ve hızlı görüntüleme yapılır.
- Ekipmanları taşınabilir.
- Kolay ulaşılabilir.
- Kullanımı yaygın ve nispeten ucuzdur.
- Uygulanması basit, ağrısız ve tekrarlanabilir.
- İyonize radyasyon kullanmayan non-invaziv bir tekniktir ve bilinen biyolojik etkileri yoktur.
- Görüntüleri almak ve saklamak kolaydır.
- Eğitimini almış gözlemci görüntüleri kolayca okuyabilir.
- Solid ve kistik lezyonları ayırt edebilir.

2.3.5.11. Ultrasonografik Görüntülemenin Dezavantajları

- Kemik ve hava içeren yapılar görüntülenemez.

- Kortikal kemik yüzeyleri veya mine gibi yoğun nesnelerin arkasındaki yapılar görüntülenemez.
- Diş restorasyonları ve metal implantlar nedeniyle oluşan artefaktlar görüntüyü bozabilir.
- Baş ve boyun bölgesinde kullanımı sınırlıdır.
- Görüntüleri yorumlamak zor olduğu gibi yüksek oranda operatörün beceri ve deneyim düzeyine bağlıdır (Ahuja & Ying, 2003; Díaz ve ark., 2024; Reef, 1991).

2.3.5.12. Ultrasonografinin Diş Hekimliğinde Kullanım alanları

USG, submandibular ve parotis bezlerinin yüzeyel lokalizasyonu, tükürük bezi tümörleri, kistleri, akut enflamasyonları, apse varlığı, tükürük bezi taşları ve Sjögren sendromunun tespiti için etkili bir yöntemdir. Ayrıca, orofasiyal bölgedeki yumuşak dokularda bulunan yabancı cisimlerin görüntülenmesinde kullanılabilir. Orofasiyal kaslar ve mukozal lezyonlar da ultrasonografi ile incelenebilir. TME incelemelerinde ve boyundaki lenf nodüllerinin değerlendirilmesinde yardımcı bir tekniktir. Postoperatif ödem ve hematoma değerlendirilmesi, periapikal lezyonlar ve çeşitli kemik içi çene lezyonlarının değerlendirilmesinde de etkili bir yöntemdir. Periodontal dokuların değerlendirilmesi ve implant uygulamaları sırasında yardımcı bir görüntüleme tekniği olarak kullanılabilir. Bu kullanım, diş eti dokularının durumunu, alveolar kemiğin yapısını ve implant çevresindeki yumuşak dokuları non-invaziv şekilde inceleme olanağı sağlar. Özellikle periodontal hastalıkların tanısında, kemik defektlerinin tespiti ve implant yerleştirilmesi için önemli bir rehberlik sunar. Ultrason kullanımıyla kemik defektleri veya kırıkların tespiti mümkündür. Aynı şekilde, kemik üzerindeki çeşitli foramenler de belirlenebilir (Şekil 2.22). Maksillofasiyal bölgede yer alan sinirlerin periferik dallarının ultrason kılavuzluğunda blokajı yapılabilir. Ancak, kemik yüzeyinin oluşturduğu

artefaktlar nedeniyle sonografik değerlendirmesi sırasında yeterli bilgi sağlanamayabilir (Michalek ve ark., 2013; Tsui, 2009).



Şekil 2.22. Transversal USG’de infraorbital foramen izleniyor.

2.5.6. İnfraorbital Foramenin Klinik Önemi

İnfraorbital kanal, n. infraorbitalis ve İOF’nin anatomik morfometrisi ve tam lokalizasyonunun bilinmesi, başarılı bir cerrahi ve bölgesel blok anestezisi için kritik öneme sahiptir (Agthong ve ark., 2005). N. infraorbitalisin dalları; alt göz kapağı, yanak, burun yanları, üst dudak ve labial diş eti gibi orta yüz bölgesini innerve eder. Bu sinirin total olarak bir duyu siniri olması oftalmik, plastik ve çene cerrahisi müdahalelerinde anestezi uygulanmasını gerektirir. N. infraorbitalisin blokajı aynı zamanda farmakolojik olarak cevapsız ve inatçı trigeminal nevraljinin tedavisinde de etkilidir. Bu nedenle, tam blokaj için İOF’nin ve infraorbital kanalın yönünün bilinmesi önemlidir. (Hwang ve ark., 2013; Varshney & Sharma, 2013).

Zigomatik kemik çökme kırıklarında ve orbita tabanında meydana gelen blow-out kırıklarında n. infraorbitalis sıkça etkilenebilir. Bu tip kırıkların cerrahi tedavilerinde de sinirin zarar görme riski mevcuttur (Şakul & Baş, 2009).

Maksiller sinüsü tümüyle tutan tümörlerde genellikle n. infraorbitalis hasar görebilir. Sinirin duyu sağladığı bölgelerde, yanağın ön kısmında, alt göz kapağında, aynı

tarafın kesici dişleri ve diş etlerinde duyu kaybı meydana gelebilir (Nanayakkara ve ark., 2016). Tümöral oluşumlar İOF ve infraorbital kanal aracılığıyla maksiller sinüsün antrumuna doğru posterior yönde yayılabilir. İnfraorbital nörovasküler demette meydana gelen travmatik veya iyatrojenik hasar, kanama ve hipoestezi gibi sonuçlara neden olabilir ve bölgede parestezi veya anestezi ile sonuçlanabilir (Nanayakkara ve ark., 2016).

Tüm bu nedenler bakıldığında İOF İnfraorbital kanal ve n. infraorbitalis morfometrisi ve tam lokalizasyonunun bilinmesi klinik açıdan önem arz etmektedir.



3. MATERYAL VE METOT

Çalışma, Helsinki Bildirgesi'nde belirtilen ilkeler doğrultusunda gerçekleştirildi. Bu tez çalışmasının etik kurulu belgesi Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 21/02/2024 tarihli, B.30.2.ATA.0.01.00/129 sayılı ve 68 no'lu kararı ile alındı.

Çalışmaya Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında 2024 yılı içerisinde herhangi bir nedenle KIBT taraması yapılan hastalar dahil edilerek ardından sonografik incelemeye alındı. Çalışmamızda 18-60 yaş aralığındaki, 55'i erkek ve 55'i kadın olmak üzere toplamda 110 hastanın KIBT ve USG görüntüleri değerlendirildi.

3.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Verilerin Elde Edilmesi

Araştırmada değerlendirilen görüntüler, otomatik doz ayarlama sistemi (AEC) aracılığıyla her birey için özel doz ayarlaması (SafeBeam) prensibiyle çalışan NewTom VGI Evo (Quantitative Radiology, Imola, Italy) cihazı ile elde edildi (Şekil 3.1). KIBT görüntüleri 0.3 mm fokal spot büyüklüğü, 75-110 kVp voltaj ve 1-32 mA arasında akım değerlerine sahip, 0,9-6 saniye ekspozur zamanı sağlayan, tarama süresi 15 saniye olan cihazda endikasyona uygun olarak 15x12, 16x16, 24x19 cm olmak üzere 3 farklı FOV aralığında taramaların yapıldığı çekim parametreleri kullanılarak elde edildi.

Hastanın baş, çene ve vücut pozisyonu, cihazın gereksinim duyduğu pozisyonlandırmaya uygun olarak ve sabitleme ekipmanları kullanılarak sağlandı. KIBT görüntüleri elde edilirken kliniğimizde rutin olarak kullanılan radyasyondan korunma ve hasta pozisyonlandırma protokolleri uygulandı.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan KIBT cihazı izleniyor.

KIBT taraması açısından çalışmaya dahil edilme kriterleri şunlardır:

- Maksillofasiyal bölgede bulunan patolojilerin tanısı ve çevre anatomik yapılarla ilişkisinin tespiti,
- Postoperatif minör cerrahi değerlendirmeleri,
- Gömülü dişlerin lokalizasyonunun belirlenmesi,
- Ortodontik analizler, anomalilerin teşhisi ve tedavi planlaması,
- Eksternal ve internal kök rezorpsiyonları ve kök kırıklarının değerlendirilmesi,
- Apikal lezyonların, kanal sayısı ve morfolojisinin incelenmesi,
- TME incelemesi ve hastalıklarının teşhisi,
- Paranasal sinüslerin değerlendirilmesi,
- Dental implant cerrahisi öncesi ve sonrasında yapılan değerlendirmeler.

KIBT taraması açısından çalışmaya dahil edilmeme kriterleri şunlardır:

- 18-60 yaş aralığında olmayan hastalar,

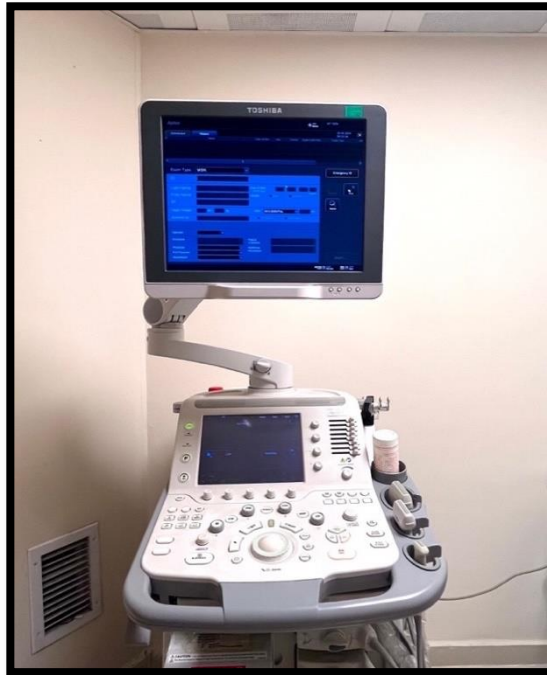
- Dudak damak yarığı, fasiyal asimetri, konjenital sendrom, kraniofasiyal sendrom, kraniofasiyal bölge kemik hastalıkları olan veya ortognatik cerrahi görmüş hastalar,
- Kraniofasiyal bölgede geçirilmiş veya devam eden kist, tümör, yumuşak veya sert doku patolojileri nedeniyle çalışma alalında deformitesi bulunan hastalar,
- Maksillofasiyal travma hikayesi olan hastalar,
- Aksesuar infraorbital forameni bulunan hastalar,
- Hasta ve tarayıcıdan kaynaklanan artefaktların bulunduğu datalar.

Çalışmaya dahil edilme kriterlerine uyan tüm hastalarda İOF varlığı tespit edildi.

Hastalara öncelikle USG taraması yapıldı ve İOF'nin ölçüm değerleri kaydedildi.

3.2. Ultrasonografik Görüntülemede Verilerin Elde Edilmesi

Çalışma kapsamına alınan hastalar, Toshiba Aplio 300 marka USG cihazı (Toshiba Corporation, Tokyo, Japan) ile 8-14 MHz lineer proba tek bir gözlemci tarafından (ölçümü yapan kişiye bağlı farklılıkların giderilebilmesi için) incelendi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan ultrasonografi cihazı izleniyor.

USG incelemesinde, hastaların standardizasyonu sağlamak maksadıyla hasta otururken baş posteriora ve vertikal eksen yere 45° olacak şekilde konumlandırıldı (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Çalışma sırasında hasta pozisyonu izleniyor.

Transdüserin ses dalgalarını iletmesini engelleyecek şekilde ilgili bölgede cilt üzerinde aktif şekilde yarası olan, ilgili bölgeyi kapsayacak şekilde sakal, bıyığı ve USG taraması sırasında pozisyonlandırma problemi yaşayan hastalar çalışma dışı tutuldu.

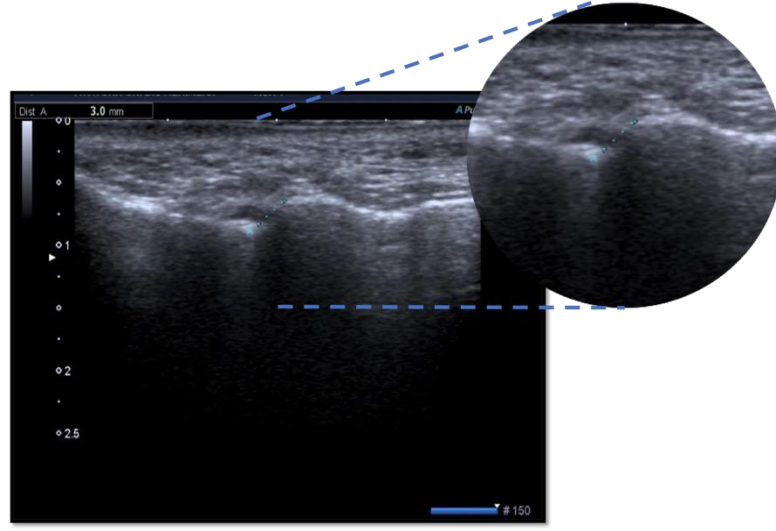
3.3. Ölçüm Parametreleri

KIBT görüntülerine göre çalışmaya dahil edilen hastaların ilk olarak USG görüntülemeleri ve ölçümleri yapıldı. Çalışmada kullanılacak parametrelere hastaların yaş ve cinsiyetleri eklenerek kaydedildi.

3.3.1. Ultrasonografik Görüntülemelerde Ölçüm Parametreleri

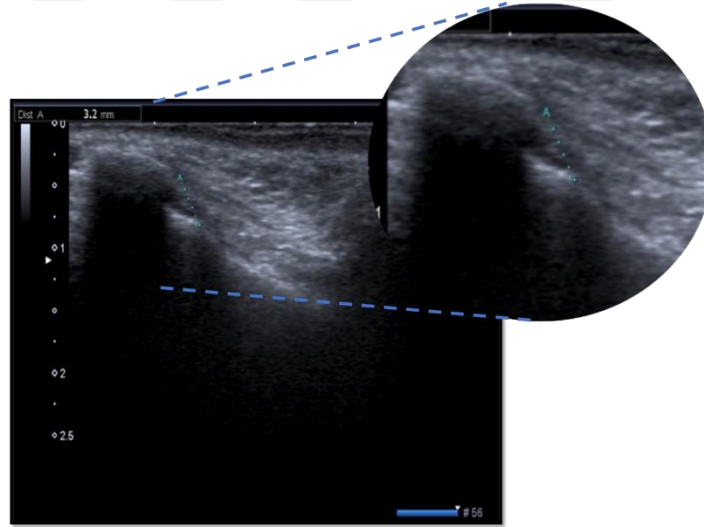
3.3.1.1. Ultrasonografik İncelemelerde İnfraorbital Foramenin Çap Ölçümü

Prob transversal pozisyondayken [Şekil 3.6 (A)] gözün alt kısmına yerleştirilerek İOF'nin yeri tespit edildi. İOF'nin medio-lateral yöndeki boyutu horizontal çap olarak kabul edildi ve ölçüldü (Şekil 3.4).

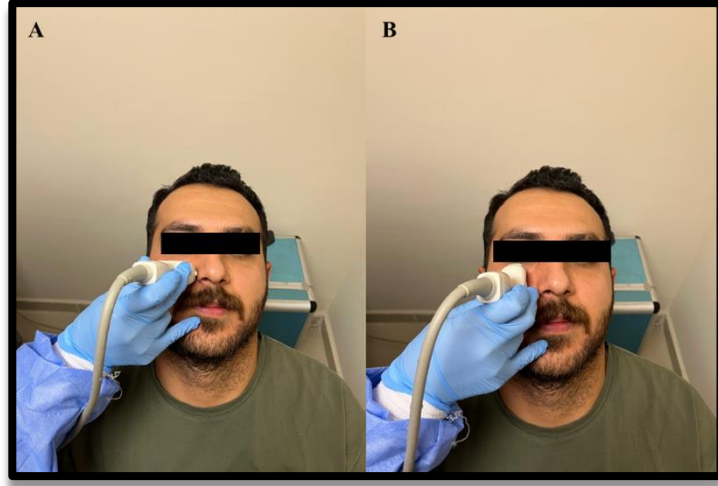


Şekil 3.4. Ultrasonografik görüntülemeye, infraorbital foramenin horizontal çap ölçümü izleniyor.

Prob longitudinal pozisyondayken [Şekil 3.6 (B)] gözün alt kısmına yerleştirilerek İOF'nin yeri tekrar tespit edildi. İOF'nin en alt ve en üst noktası arasındaki mesafe vertikal çap olarak kabul edildi ve ölçüldü (Şekil 3.5).



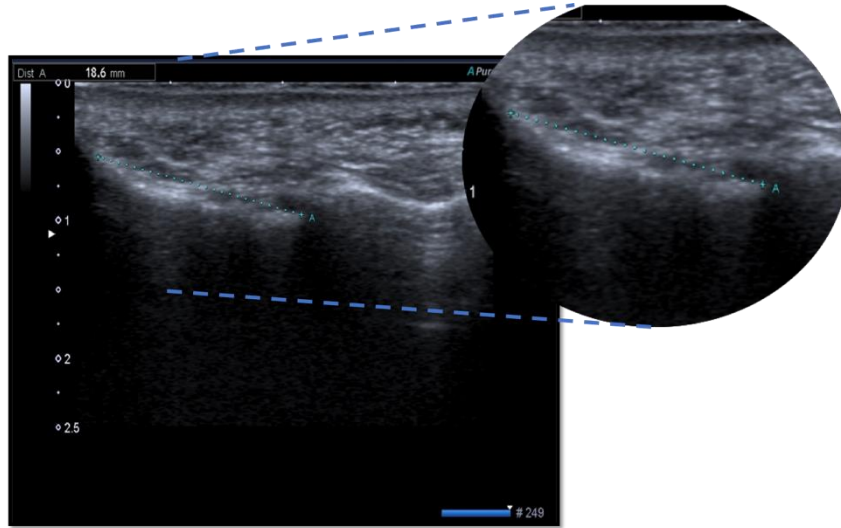
Şekil 3.5. Ultrasonografik görüntüde infraorbital foramenin vertikal çap ölçümü izleniyor.



Şekil 3.6. Probun transversal (A) ve longitudinal (B) pozisyonları izleniyor.

3.3.1.2. Ultrasonografik İncelemelerde İnfraorbital Foramenin Apertura Piriformisin Lateral Kenarına Olan Uzaklık Ölçümü

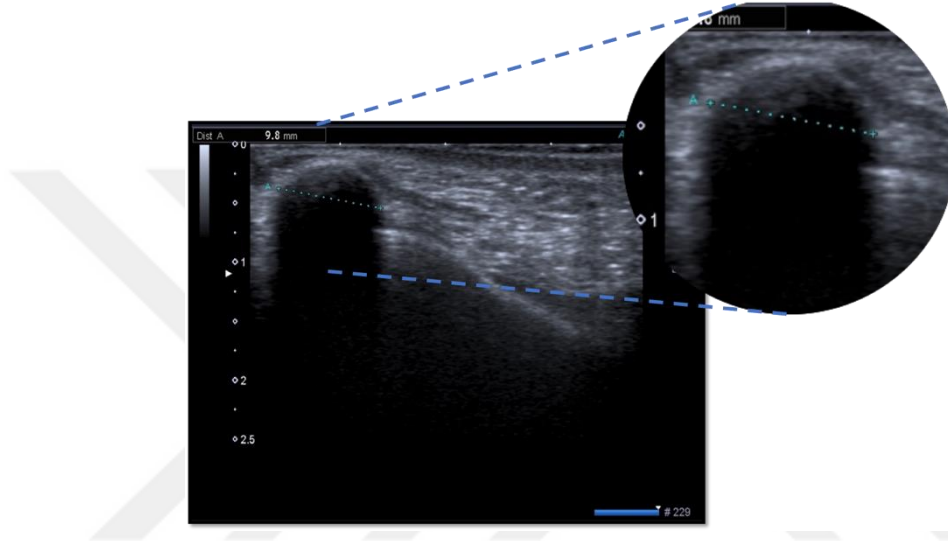
Prob transversal pozisyonunda tutularak İOF'nin yeri tespit edildi. Prob medial yönde apertura piriformisin lateral kenarına doğru ilerletildi. İOF'nin medial kenarı ile apertura piriformisin lateral kenarı arasındaki mesafe transversal olarak ölçüldü (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Ultrasonografik görüntüde infraorbital foramenin apertura piriformisin lateral kenarına olan uzak ölçümü izleniyor (A: İOF'nin medial kenarı).

3.3.1.3. Ultrasonografik İncelemelerde İnfraorbital Foramenin İnfraorbital Marjine Olan Uzak Ölçümü

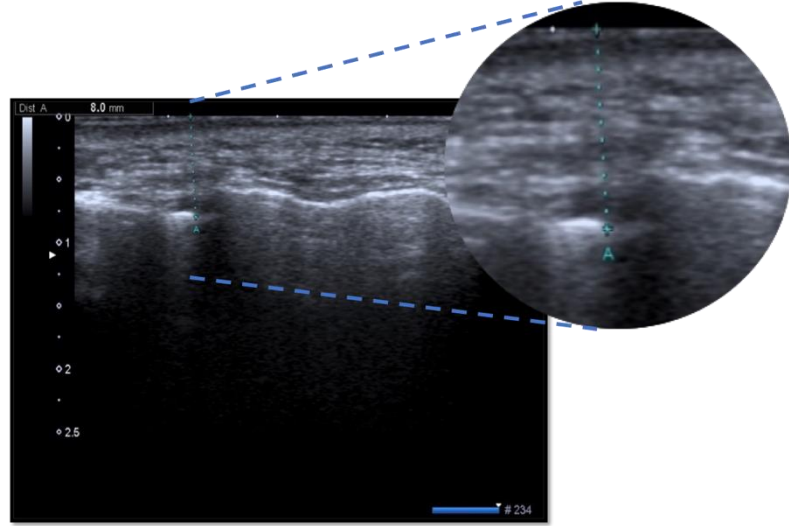
Vertikal çapın ölçümünde olduğu gibi prob longitudinal pozisyondayken gözün alt kısmına yerleştirilip yukarı yönde kaydırılarak hem İOF'nin hem de İOM'nin net görüldüğü bir anda İOF'nin en üst uç noktası ile İOM arasındaki vertikal mesafe ölçüldü (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Ultrasonografik görüntüde infraorbital foramenin infraorbital marjine olan uzak ölçümü izleniyor (A: İOM).

3.3.1.4. Ultrasonografik İncelemelerde İnfraorbital Foramenin Üzerindeki Yumuşak Doku Kalınlığının Ölçümü

Probun transversal pozisyonunda tutulup horizontal çapın ölçüldü kesitte, foramenin medial kenarının probun görüntü vermeye başladığı ilk noktaya (cilt yüzeyi) olan uzaklığı ölçüldü (Şekil 3.9).



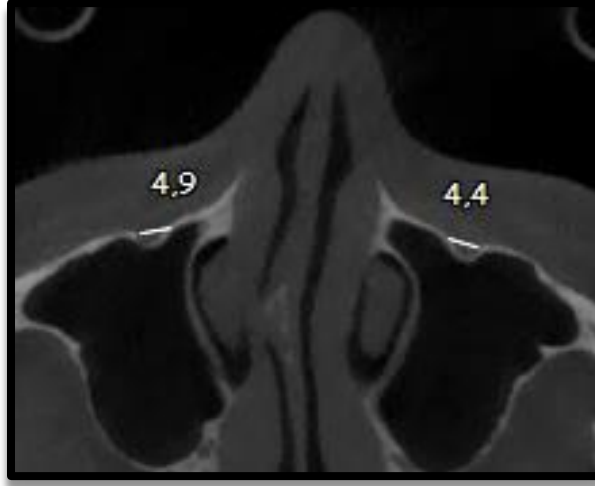
Şekil 3.9. Ultrasonografik görüntüde infraorbital foramenin üzerindeki yumuşak doku kalınlığının ölçümü izleniyor.

3.3.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Ölçüm Parametreleri

KIBT’de, 0.3 mm aksiyal kesit kalınlığında olan ENT specialtias modu (kulak burun boğaz uzmanlık modülü) kullanılarak tek bir gözlemci tarafından (ölçümü yapan kişiye bağlı farklılıkların giderilebilmesi için) ölçüldü. Ölçümler bilateral mandibular fossa kapanışlarının aynı aksiyal kesitte görüldüğü, frankfurt düzleminin yere paralel olduğu kesitlerde yapıldı.

3.3.2.1. KIBT İncelemelerinde İnfraorbital Foramenin Çap Ölçümü

Aksiyal kesitlerde İOF’nin medio-lateral yöndeki boyutu horizontal çap olarak kabul edildi ve ölçüldü (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. KIBT aksiyal kesitte, infraorbital foramenin bilateral horizontal çapı ölçümü izleniyor.

Parasagittal kesitlerde İOF'nin en alt ve en üst noktası arasındaki mesafe vertikal çap olarak kabul edildi ve ölçüldü (Şekil 3.11).

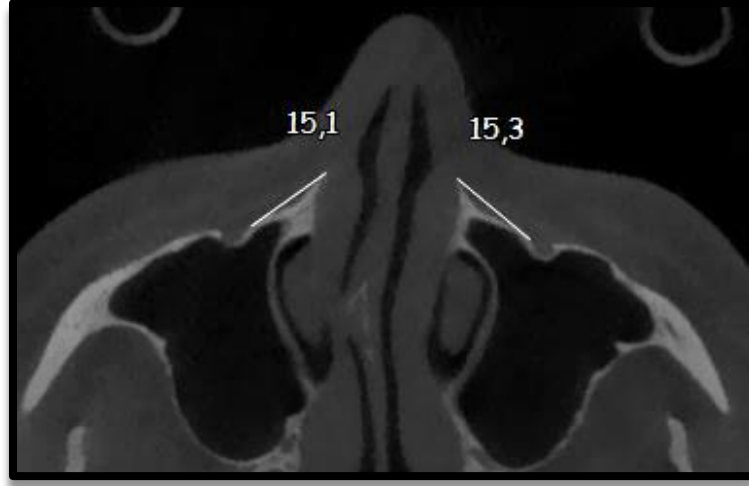


Şekil 3.11. KIBT parasagittal kesitte, infraorbital foramenin vertikal çap ölçümü izleniyor.

3.3.2.2. KIBT İncelemelerinde İnfraorbital Foramenin Apertura Piriformisin Lateral Kenarına Olan Uzaklık Ölçümü

Horizontal çapın ölçüldüğü aksiyal kesitlerde, İOF'nin medial kenarı ile apertura piriformisin lateral kenarı arasındaki mesafe yatay bir çizgi çizilerek çizginin uzunluğu ölçüldü (Şekil 3.12).

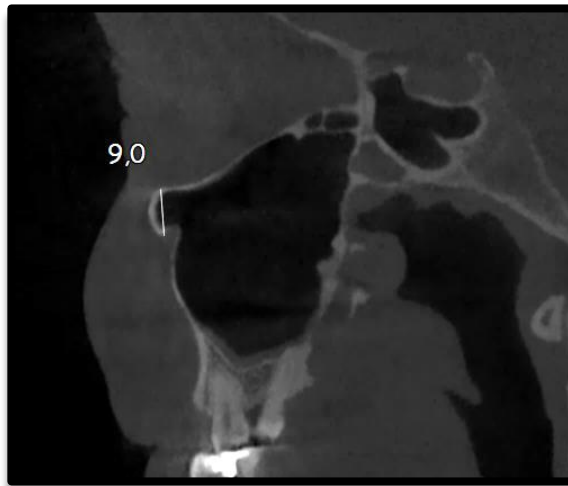




Şekil 3.12. KIBT aksiyal kesitte, infraorbital foramenin apertura piriformisin lateral kenarına olan bilateral uzaklık ölçümü izleniyor.

3.3.2.3. KIBT İncelemelerinde İnfraorbital Foramenin İnfraorbital Marjine Olan Uzaklık Ölçümü

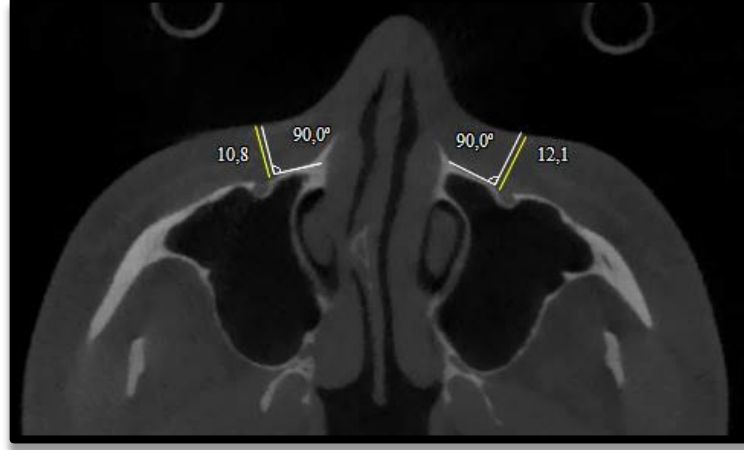
İOF'nin vertikal çapının ölçüldüğü parasagittal kesitlerde İOF'nin en üst uç noktasından gözün en alt kenarı olan infraorbital marjin (İOM) arasındaki vertikal mesafe ölçüldü (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. KIBT parasagittal kesitte, infraorbital foramenin infraorbital marjine olan uzaklık ölçümü izleniyor.

3.3.2.4. KIBT İncelemelerinde İnfraorbital Foramenin Üzerindeki Yumuşak Doku Kalınlığının Ölçümü

İOF'nin horizontal çapının ölçüldüğü aksiyal kesit üzerinde, İOF'nin medial kenarından itibaren cilt yüzeyine olan dik mesafe ölçüldü (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. KIBT aksiyal kesitte, infraorbital foramenin üzerindeki yumuşak doku kalınlık ölçümü izleniyor.

3.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmada 110 hastadan toplamda 220 data kullanılmış olup veri analizi için IBM SPSS 22.0 (Statistical Package for the Social Sciences) paket programı kullanıldı. İstatistiksel analiz aşamasında ilk olarak hastaların sosyo-demografik özelliklerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler verildi. Kullanılacak test istatistiğini belirlemek için Kolmogorov-Smirnov normallik testi yapıldı. Normal dağılımlı ve iki grup bağımlı değişkenler için bağımlı örneklem t testi, normal dağılım göstermeyen ve iki grup bağımlı değişkenler için ise Wilcoxon işaretli sıra testi kullanıldı. Nicel değişkenler arasındaki ilişkiyi belirlemek için Spearman Sıra Korelasyon Katsayısı kullanıldı. Kullanılan tüm istatistiksel testler %5 anlamlılık düzeyinde sınandı.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında İOF'nin anatomik morfometrisi ve lokasyonunun tanımlanmasında KIBT görüntüleri altın standart kabul edildi ve 8-14 MHz lineer probdan elde edilen USG taramalarının doğruluk performansı değerlendirildi.

Çalışmada 55'i erkek (%50.0) ve 55'i kadın (%50.0) olmak üzere 110 hastaya ait toplamda 220 İOF'nin değerlendirilmesi yapıldı. Hastaların yaş ortalaması 30.97 ± 10.07 olarak elde edildi. Hastaların demografik bilgileri tablo 4.1.'de verildi.

Tablo 4.1. Hastaların demografik bilgileri

Cinsiyet	n	Yüzde (%)
Erkek	110	50.0
Kadın	110	50.0
	Ort.	SS
Yaş	30.97	10.07

Ölçüm araçlarına göre hastaların verileri karşılaştırıldı ve sonuçlar tablo 4.2.'de verildi. İOF'nin horizontal çap ortalaması USG'de 3.75 ± 0.63 mm ve KIBT'de 3.80 ± 0.55 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlendi ($p > 0.05$). İOF'nin vertikal çap ortalaması USG'de 3.27 ± 0.38 mm ve KIBT'de 3.30 ± 0.38 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlendi ($p > 0.05$). İOF'nin medial kenarı ve apertura piriformis lateral kenarı arasındaki mesafe ortalaması USG'de 18.48 ± 2.56 mm ve KIBT'de 18.53 ± 2.37 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlendi ($p > 0.05$). İOF'nin süperior kenarı ve İOM arasındaki mesafe ortalaması USG'de 8.70 ± 1.49 mm ve KIBT'de 8.68 ± 1.50 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlendi ($p > 0.05$). İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlık ortalaması USG'de 9.90 ± 1.96 mm ve KIBT'de 9.57 ± 1.68 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olduğu belirlendi ($p < 0.05$).

Tablo 4.2. Ölçüm aracına göre hasta ölçülerinin karşılaştırılması

	n	Ort.	SS	Ortanca	Min.	Mak.	Test İst.	p-değeri
İOF'nin horizontal çapı								
USG	220	3.75	0.63	3.70	2.1	6.7	t=-1.332	0.184
KIBT	220	3.80	0.55	3.70	2.3	5.6		
İOF'nin vertikal çapı								
USG	220	3.27	0.38	3.30	2.2	4.6	W=9669.5	0.055
KIBT	220	3.30	0.38	3.30	1.6	4.3		
İOF'nin apertura piriformisin lateral kenarına olan uzaklığı								
USG	220	18.48	2.56	18.40	9.1	26.5	t=-0.562	0.574
KIBT	220	18.53	2.37	18.50	8.8	25.3		
İOF'nin İOM'ye olan uzaklığı								
USG	220	8.70	1.49	8.65	5.7	13.7	t=0.722	0.471
KIBT	220	8.68	1.50	8.70	5.8	13.3		
İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlığı								
USG	220	9.90	1.96	9.85	5.3	20.3	W=7962.5	0.000*
KIBT	220	9.57	1.68	9.50	5.6	15.9		

İOF: İnfraorbital foramen, İOM: İnfraorbital Marjin, KIBT: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, USG: Ultrasonografi, W: Wilcoxon testi, t: t-testi

*: p<0.05

Ölçüm araçlarına göre erkek hastaların verileri karşılaştırıldı ve sonuçlar tablo 4.3.'te verildi. İOF'nin horizontal çap ortalaması USG'de 3.94 ± 0.65 mm ve KIBT'de 4.00 ± 0.56 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlendi ($p > 0.05$). İOF'nin vertikal çap ortalaması USG'de 3.42 ± 0.39 mm ve KIBT'de 3.43 ± 0.34 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlendi ($p > 0.05$). İOF'nin medial kenarı ve apertura piriformis lateral kenarı arasındaki mesafe ortalaması USG'de 19.57 ± 2.31 mm ve KIBT'de 19.72 ± 1.97 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlendi ($p > 0.05$). İOF'nin süperior kenarı ve İOM arasındaki mesafe ortalaması USG'de 8.89 ± 1.40 mm ve KIBT'de 8.79 ± 1.38 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlendi ($p > 0.05$). İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlık ortalaması USG'de 9.98 ± 1.99 mm ve KIBT'de 9.57 ± 1.62 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olduğu belirlendi ($p < 0.05$).

Tablo 4.3. Erkeklerin ölçüm aracına göre hasta ölçülerinin karşılaştırılması

	n	Ort.	SS	Ortanca	Min	Mak	Test İst.	p-değeri
İOF'nin horizontal çapı								
USG	110	3.94	0.65	3.80	2.9	6.7	t=-1.206	0.231
KIBT	110	4.00	0.56	3.90	2.7	5.6		
İOF'nin vertikal çapı								
USG	110	3.42	0.39	3.45	2.2	4.6	W=2508.0	0.504
KIBT	110	3.43	0.34	3.40	2.2	4.3		
İOF'nin apertura piriformisin lateral kenarına olan uzaklığı								
USG	110	19.57	2.31	19.50	10.1	26.5	t=-1.075	0.285
KIBT	110	19.72	1.97	19.70	14.6	25.3		
İOF'nin İOM'ye olan uzaklığı								
USG	110	8.89	1.40	8.70	6.1	13.7	t=1.877	0.063
KIBT	110	8.79	1.38	8.70	6.4	13.3		
İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlığı								
USG	110	9.98	1.99	9.70	6.1	20.3	W=1836.0	0.001*
KIBT	110	9.57	1.62	9.40	6.5	15.9		

İOF: İnfraorbital foramen, İOM: İnfraorbital Marjin, KIBT: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, USG: Ultrasonografi, W: Wilcoxon testi, t: t-testi,

*: p<0.05

Ölçüm araçlarına göre kadın hastaların verileri karşılaştırıldı ve sonuçlar tablo 4.4.'te verildi. İOF'nin horizontal çap ortalaması USG'de 3.56 ± 0.55 mm ve KIBT'de 3.60 ± 0.46 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlendi ($p > 0.05$). İOF'nin vertikal çap ortalaması USG'de 3.13 ± 0.32 mm ve KIBT'de 3.16 ± 0.37 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlendi ($p > 0.05$). İOF'nin medial kenarı ve apertura piriformis lateral kenarı arasındaki mesafe ortalaması USG'de 17.38 ± 2.33 mm ve KIBT'de 17.33 ± 2.13 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlendi ($p > 0.05$). İOF'nin süperior kenarı ve İOM arasındaki mesafe ortalaması USG'de 8.51 ± 1.57 mm ve KIBT'de 8.56 ± 1.61 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlendi ($p > 0.05$). İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlık ortalaması USG'de 9.83 ± 1.94 mm ve KIBT'de 9.58 ± 1.75 mm olarak elde edilmiş olup bu farkın anlamlı olmadığı belirlenmiştir ($p > 0.05$).

Tablo 4.4. Kadınların ölçüm aracına göre hasta ölçülerinin karşılaştırılması

	n	Ort.	SS	Ortanca	Min	Mak	Test İst.	p-değeri
İOF'nin horizontal çapı								
USG	110	3.56	0.55	3.50	2.1	4.9	W=3068.0	0.095
KIBT	110	3.60	0.46	3.60	2.3	4.7		
İOF'nin vertikal çapı								
USG	110	3.13	0.32	3.10	2.2	4.1	W=-1.713	0.090
KIBT	110	3.16	0.37	3.20	1.6	4.2		
İOF'nin apertura piriformisin lateral kenarına olan uzaklığı								
USG	110	17.38	2.33	17.30	9.1	25.8	t=0.365	0.716
KIBT	110	17.33	2.13	17.40	8.8	23.4		
İOF'nin İOM'ye olan uzaklığı								
USG	110	8.51	1.57	8.40	5.7	12.0	W=2892.0	0.480
KIBT	110	8.56	1.61	8.60	5.8	12.9		
İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlığı								
USG	110	9.83	1.94	9.95	5.3	18.2	W=2175.5	0.098
KIBT	110	9.58	1.75	9.70	5.6	14.7		

İOF: İnfraorbital foramen, İOM: İnfraorbital Marjin, KIBT: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, USG: Ultrasonografi, W: Wilcoxon testi, t: t-testi

Yaş ile hastaların ölçüm verileri arasındaki ilişkiler araştırıldı ve sonuçlar tablo 4.5.'te verildi. İOF'nin USG'de yapılan horizontal çap ölçümleri ile hastaların yaşı arasında istatistiksel olarak anlamlı pozitif yönde zayıf bir ilişkinin olduğu belirlendi. İOF'nin KIBT'de yapılan horizontal çap ölçümleri ile hastaların yaşı arasında istatistiksel olarak anlamlı pozitif yönde zayıf bir ilişkinin olduğu belirlendi. KIBT'de İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalık ölçümü ile hastaların yaşı arasında istatistiksel olarak anlamlı pozitif yönde zayıf bir ilişkinin olduğu tespit edildi.



Tablo 4.5. Yaş ile hastaların ölçüm verileri arasındaki ilişkiler

	Test İst.	p-değeri
İOF'nin horizontal çapı- USG	$\rho=0.209$	0.028*
İOF'nin horizontal çapı- KIBT	$\rho=0.224$	0.019*
İOF'nin vertikal çapı- USG	$\rho=0.053$	0.581
İOF'nin vertikal çapı- KIBT	$\rho=0.098$	0.309
İOF'nin apertura piriformisin lateral kenarına olan uzaklığı	$\rho=0.172$	0.073
İOF'nin apertura piriformisin lateral kenarına olan uzaklığı- KIBT	$\rho=0.171$	0.075
İOF'nin İOM'ye olan uzaklığı- USG	$\rho=-0.090$	0.351
İOF'nin İOM'ye olan uzaklığı olan uzaklığı- KIBT	$\rho=-0.116$	0.226
İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlığı- USG	$\rho=0.164$	0.088
İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlığı- KIBT	$\rho=0.228$	0.017*

İOF: İnfraorbital foramen, KIBT: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, USG: Ultrasonografi, ρ : Spearmen korelasyon katsayısı *: $p<0.05$

5. TARTIŞMA

İnfraorbital bölge; diş hekimleri, dermatologlar, maksillofasiyal cerrahlar, plastik cerrahlar ve kulak burun boğaz uzmanları tarafından birçok müdahalenin gerçekleştirildiği çeşitli anatomik yapıları içerir.

İOF, pterygopalatin fossadan uzanan ve orbitanın tabanına kadar ulaşan infraorbital kanalın yüze açıldığı yerdir. Trigeminal sinirin maksiller dalı olarak devam eden ve yalnızca duyu iletimini sağlayan infraorbital sinir, alt göz kapağı, yanak, burun yanları, üst dudak ve labial dış eti gibi orta yüz bölgesini innerve eden çeşitli dallara ayrılır (Aziz ve ark., 2000).

Maksillofasiyal travmalarda ve girişimlerde, infraorbital sinirin konumunun doğru bir şekilde belirlenmesi ve korunması gerekmektedir. İOF, çeşitli uygulamalarda (özellikle kist enükleasyonu gibi patolojik durumların tedavisinde, dudak yarıklarının erken dönem onarımı ve damak yarıklarının tedavisinde, bebeklerde endoskopik sinüs cerrahisinde ve yüz bölgesindeki burun yumuşak dokuları, yanak ve alt göz kapağını ilgilendiren cerrahi işlemler, yara izi revizyonları, kozmetik cilt prosedürleri ve yaşlı hastalarda trigeminal nevralji tedavisinde trigeminal ganglionun radyofrekans ile ablasyonu gibi) infraorbital sinir blok anesteziğinde anatomik olarak önemli bir yere sahiptir (Masabni & Ahmad, 2017).

Alt göz kapağı, nazal bölge, üst dudak mukozası ve yanağı innerve eden infraorbital sinirin inferior, palpebral ve lateral nazal dallarının, aksesuar bir İOF'den geçebileceği bildirilmiştir. Aksesuar İOF'nin varlığının bilinmemesi, olası bir operasyonda sinir yaralanmasına ve bunun sonucunda duyu kaybına neden olabileceğinden, İOF'nin varyasyonları, komşu anatomik yapılarla olan ilişkisi ve lokalizasyonu iyi bilinmelidir (Drake ve ark., 2009).

İnfracorbital sinir blokajı, maksiller santral kesici diştten kanin dişe kadar olan bölgede derin pulpal anestezi sağlamak için etkili bir yöntemdir. Literatürde, infracorbital anestezi uygulanan hastaların yaklaşık %72'sinde premolar dişler ve birinci molar dişin meziobukkal kökünde de blokaj sağlanabildiği bildirilmiştir (Masabni & Ahmad, 2017).

İOF'nin anatomik yapılarının lokalizasyonu hakkında bilgi sağlanması için yapılacak görüntüleme yöntemleri, cerrahi operasyonlar ve anestezi uygulamalarının başarısını artıracaktır. Geleneksel görüntüleme teknikleri, düşük radyasyon dozlarına rağmen yalnızca iki boyutlu inceleme sağladıkları için ilgili bölgeyi kapsayan cerrahi operasyonlar öncesi değerlendirmede yeterince güvenilir değildir. İleri görüntüleme yöntemlerinden biri olan KIBT, BT'ye nazaran radyasyon dozu daha az ve çekim süresi daha kısadır. KIBT, maksillofasiyal bölgenin ve komşu anatomik yapıların çeşitli düzlemlerde, süperpozisyon, magnifikasyon ve distorsiyon olmadan görüntülenmesini sağlar (Harorlı ve ark., 2014).

Literatürde, İOF'nin anatomik lokasyonu ve morfolojisinin değerlendirilmesinde USG'nin kullanıldığı ya da USG ile KIBT veya USG ile BT cihazlarının birlikte değerlendirildiği bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda, USG ile yapılan anatomik lokasyon ve morfometrik ölçümleri KIBT görüntüleriyle karşılaştırdık. Böylece çalışmamız literatüre katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

İOF, pek çok araştırmacı tarafından kafatası, kadavra ve sağlıklı bireyler üzerinde üç boyutlu görüntüleme tekniklerinden sadece BT ve KIBT kullanılarak farklı şekillerde araştırılmıştır (Apinhasmit ve ark., 2006; Aziz ve ark., 2000; Bahşi ve ark., 2019; Boopathi ve ark., 2010; Dağıstan ve ark., 2017; Dixit ve ark., 2014; İlayperuma ve ark., 2010; Nanayakkara ve ark., 2016; Raeisi ve ark., 2024; A. Sinanoglu ve ark., 2016; Sokhn ve ark., 2019; Ukoha ve ark., 2014; Zhang ve ark., 2019). BT görüntülerinin incelendiği

500 hastaya ait bir çalışmada, İOF'nin horizontal çapı 3.71 ± 0.76 mm, vertikal çapı 3.03 ± 0.65 mm, İOM'ye uzaklığı 8.97 ± 1.79 mm ve İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlığı 10.90 ± 2.59 mm olarak bulunmuştur (Raeisi ve ark., 2024). Çalışmamızda ise KIBT ölçümlerinde horizontal çap 3.80 ± 0.55 mm, vertikal çap 3.30 ± 0.38 mm, İOM'ye olan uzaklık 8.68 ± 1.50 mm ve yumuşak doku kalınlığı 9.57 ± 1.68 mm olarak elde edildi ve sonuçlarımızın Raeisi ve arkadaşlarıyla uyumlu olduğu görüldü.

İOF'nin şeklinin, konumunun ve aksesuar foramen varlığının belirlenmesine yönelik sadece KIBT taramaları kullanılarak yapılan çalışmalar mevcuttur. Sokhn ve ark.'nın (2019) 105 hasta üzerinde yaptığı bir çalışmada İOF ile İOM arasındaki mesafeyi erkeklerde 7.94 ± 1.31 mm, kadınlarda 8.01 ± 1.47 mm ve ortalama 7.98 ± 1.41 mm olarak ölçtüler. Bahşi ve ark.'nın (2019) 75'i erkek 75'i kadın olmak üzere toplam 150 hastada yaptıkları bir çalışmada ise İOF ile İOM arasındaki mesafeyi erkeklerde 7.73 ± 1.41 mm, kadınlarda 7.13 ± 1.26 mm ve toplamda 7.43 ± 1.41 mm olarak ölçtüler. Dağıstan ve ark. (2017) 125 hasta üzerinde yaptıkları bir çalışmada İOF ve İOM arasındaki mesafeyi 5.63 ± 1.77 mm olarak ölçtüler. Çalışmamızda ise 110 hastada (55 erkek, 55 kadın) yapılan KIBT ölçümlerine göre, İOF ve İOM arası mesafe erkeklerde 8.79 ± 1.38 mm kadınlarda, 8.56 ± 1.61 mm ve toplam ortalama 8.68 ± 1.50 mm olarak ölçüldü. İOF'den İOM'ye olan mesafe ölçümlerinde sonuçlarımızın Sokhn ve ark. (2019) ile Bahşi ve ark.'nın (2019) çalışmalarla uyumlu olduğunu söyleyebiliriz. Ancak Dağıstan ve ark.'nın (2017) yaptığı çalışmada ise sonuçlar bizim çalışmamıza göre daha küçük bulunmuştur. Bu durumun, referans noktalarının değişkenliğinden kaynaklanacağını düşünmekteyiz.

Sokhn ve ark.'nın (2019) yaptığı bir çalışmada, KIBT kullanarak 105 hasta üzerinde İOF ile lateral nazal duvar arasındaki mesafeyi erkeklerde 11.63 ± 2.40 mm, kadınlarda 10.02 ± 2.17 mm ve toplamda 10.61 ± 2.39 mm olarak ölçerken Bahşi ve ark. (2019) 75'i erkek 75'i kadın olmak üzere toplam 150 hastanın KIBT verileri üzerinde

yaptıkları çalışmada İOF ile lateral nazal duvar arasındaki mesafeyi erkeklerde 9.0 ± 2.3 mm, kadınlarda 9.90 ± 2.27 ve toplamda 9.46 ± 2.38 mm olarak ölçtüler. Dağıstan ve ark. (2017) 125 hasta üzerinde yaptıkları bir çalışmada İOF ile lateral nazal duvar arasındaki mesafeyi 9.32 ± 2.68 mm olarak ölçtüler. Çalışmamızda ise KIBT görüntülerinde, 110 hastada bu mesafe 18.53 ± 2.37 mm olarak ölçüldü. İOF ile apertura piriformisin lateral kenarı arasındaki mesafe ölçümlerinde her iki çalışmayla da anlamlı bir farklılık olduğu görüldü. USG ile kıyaslama yapılmayan bu çalışmalarda ölçüm için yalnızca koronal kesit kullanıldığı ve kesitte foramen hizasına denk gelen lateral nazal duvara olan mesafe ölçüldüğünden bu durum, Sokhn ve ark. (2019) ile Bahşi ve ark. (2019) elde ettiği sonuçların, aksiyal kesitler üzerinden oblik olarak ölçtüğümüz sonuçlardan daha da küçük bulunmasına neden olmuştur.

Bahşi ve ark. (2019) 75'i erkek 75'i kadın olmak üzere toplam 150 hastada KIBT görüntüleri üzerinde İOF'nin vertikal çapını erkeklerde 3.87 ± 0.64 mm, kadınlarda 3.62 ± 0.62 mm ve toplamda 3.39 ± 1.16 mm olarak ölçtüler. Orhan ve ark. (2016) 177 hastanın görüntüleri üzerinde sagittal ve koronal KIBT dilimleriyle birlikte 3 boyutlu kafatası modellerinin üst üste bindirilmesiyle yaptıkları çalışmada, ölçüm değerlerini KIBT'de yatay ekseninde genişlik ve dikey ekseninde yükseklik olacak şekilde planladılar. Horizontal çapı 3.59 ± 0.84 mm, vertikal çapı ise 4.83 ± 1.25 mm olarak buldular. Dağıstan ve ark. (2017) 125 hasta üzerinde yaptıkları bir çalışmada İOF'nin vertikal çapını 3.71 ± 0.61 mm, ortalama horizontal çapını ise 3.17 ± 0.56 mm olarak ölçtüler. Çalışmamızda ise KIBT'de 110 hastanın horizontal çapı 3.80 ± 0.55 mm, vertikal çapı 3.30 ± 0.38 mm olarak ölçüldü. Sadece KIBT görüntülerinin değerlendirildiği Bahşi ve ark.'nın (2019) yaptıkları çalışmayla İOF'nin vertikal çapı ile çalışmamızın sonuçlarının uyumlu olduğu görüldü. Orhan ve ark.'nın (2016) ve Dağıstan ve ark. (2017) yaptığı çalışmalarda İOF'nin horizontal çapı ile çalışmamız uyumluyken İOF'nin vertikal çapının ise

çalışmada daha yüksek bulunduğu görüldü. Bu durumun 3 boyutlu kafatası modellerinin üst üste bindirilmesi gibi farklı ölçüm metotlarından, ölçümü yapan bireylerin hassasiyet farklılığından ve referans noktalarının değişkenliğinden kaynaklanacağını düşünmekteyiz.

Bahşi ve ark.'nın (2019) yine aynı çalışmasında, İOF üzerindeki yumuşak doku kalınlığını erkeklerde 9.38 ± 1.80 mm, kadınlarda 10.08 ± 2.43 mm ve toplamda 9.73 ± 2.16 mm olarak ölçüldü. Dağıstan ve ark.'nın (2017) yine aynı çalışmasında ise İOF üzerindeki yumuşak doku kalınlığını 11.52 ± 2.40 mm olarak ölçüldü. Çalışmamızda ise İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlığı erkeklerde 9.57 ± 1.62 mm, kadınlarda 9.58 ± 1.75 mm ve toplamda 9.57 ± 1.68 mm olarak elde edilmiştir. Çalışmamızın, Bahşi ve ark.'nın (2019) sonuçlarıyla uyumlu olduğu görüldü. Dağıstan ve ark.'nın (2017) ölçümlerini sagittal kesitlerde İOF'nin superior kenarından yere paralel şekilde cilde uzanan düz çizgi üzerinden yaptığı çalışmada ise İOF'nin üzerindeki yumuşak doku kalınlığı çalışmamıza göre daha yüksek bulunmuştur. Bu durumun, çalışmada referans noktalarının ve ölçüm yapılan kesitlerin farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

İOF ile İOM arasındaki mesafenin kadavra ve kafatası üzerinde ölçüldüğü birçok çalışma mevcuttur (Aziz ve ark., 2000; Apinhasmit ve ark., 2006; Ilayperuma ve ark., 2010; Gour ve ark., 2012; Dixit ve ark., 2014; Ukoha ve ark., 2014; Kazkayasi ve ark., 2001; Rajani Singh, 2011; Boopathi ve ark., 2010; Nanayakkara ve ark., 2016; Zhang ve ark., 2019). Aziz ve ark. (2000) 47 kadavra üzerinde yaptıkları çalışmada, İOF sahasını diseke ederek İOF ve İOM arasındaki mesafeyi kumpas ve cetvel yardımıyla ölçtüler. Erkeklerde 8.5 ± 2.2 mm, kadınlarda 7.8 ± 1.6 mm olarak buldular. Apinhasmit ve ark. (2006) 106 kafatası üzerinde yaptıkları çalışmada, İOF ile İOM arası mesafeyi kumpas yardımıyla ölçerek erkeklerde 9.53 ± 2.23 mm, kadınlarda 8.71 ± 1.51 mm olarak buldular. Ilayperuma ve ark. (2010) 240 kafatası üzerinde kumpas ile yaptıkları ölçümlerde, İOF

ile İOM arasındaki mesafeyi erkeklerde 10.56 ± 1.74 mm, kadınlarda 9.02 ± 1.58 mm olarak buldular. Gour ve ark. (2012) 100 kafatası üzerinde İOF ile İOM arasındaki mesafeyi kumpas kullanarak ölçerek erkeklerde 7.70 ± 1.81 mm, kadınlarda 7.43 ± 1.68 mm olarak buldular. Dixit ve ark. (2014) Kuzey Hindistan popülasyonuna ait 75 kafatası üzerinde kumpas yardımıyla yaptıkları bir çalışmada, İOF ile İOM arasındaki mesafeyi 6.71 ± 1.11 mm olarak ölçtüler. Ukoha ve ark. (2014) 130 kafatası üzerinde yaptıkları bir çalışmada, kumpas yardımıyla İOF ile İOM arasındaki mesafeyi 7.38 ± 2.28 mm olarak ölçtüler. Singh (2011) 55 kafatası üzerinde yaptığı çalışmada, kumpas yardımıyla İOF ile İOM arası mesafeyi 6.16 ± 1.8 mm olarak ölçtü. Boopathi ve ark. (2010) 80 kafatası üzerinde yaptıkları bir çalışmada, kumpas yardımıyla İOF ile İOM arasındaki mesafeyi 6.57 ± 1.28 mm olarak ölçtüler. Nanayakkara ve ark. (2016) 54 kafatası üzerinde yaptıkları çalışmada kumpas yardımıyla İOF ile İOM arasındaki mesafeyi 6.91 ± 1.8 mm olarak ölçtüler. Kazkayası ve ark. (2001) 35 kafatası üzerinde yaptıkları çalışmada, İOF ile İOM arasındaki mesafeyi kumpas ve lateral sefalometrik radyogramlar kullanarak ölçtüler. İOF ile İOM arası mesafeyi kumpasla 7.19 ± 1.39 mm, lateral sefalometrik radyogramla ise 7.45 ± 0.95 mm olarak buldular. Zhang ve ark. (2019) 60 Afrika kökenli Amerikan ve 60 beyaz ırk kafatası üzerinde yaptıkları bir çalışmada İOF'nin anatomik lokasyonunu ve varyasyonlarını incelediler. İOF ile İOM arası mesafe beyaz ırkta 7.4 ± 1.9 mm, Afrika kökenli Amerikanlarda 7.4 ± 2.0 mm olarak ölçtüler. Çalışmamızda ise 110 hastada (55 erkek, 55 kadın) KIBT'de yapılan İOF ile İOM arasındaki mesafe erkeklerde 8.79 ± 1.38 mm, kadınlarda 8.56 ± 1.61 mm ve toplam ortalama 8.68 ± 1.50 mm olarak ölçüldü. USG'de yapılan İOF ile İOM arasındaki mesafe ölçümleri ise erkeklerde 8.89 ± 1.40 mm, kadınlarda 8.51 ± 1.57 mm ve toplam ortalama 8.70 ± 1.49 mm olarak ölçüldü. Çalışmamızda hem USG hem de KIBT ile elde ettiğimiz sonuçların kafatası ve kadavra gibi direkt sert doku üzerinden altın standart olarak yapılan ölçümlerle

kıyaslandığında Aziz ve ark. (2000) ve Apinhasmit ve ark. (2006) ile uyumlu olduğunu ve bu nedenle USG ve KIBT'nin başarılı olduğunu söyleyebiliriz. Ilayperuma ve ark.'nın (2010) 240 kadavradan elde ettikleri ölçüm değerleri çalışmamızda gönüllü olan 110 hastadan daha yüksek çıkmıştır. Dixit ve ark.'nın (2014) Kuzey Hindistan popülasyonuna ait 75 kafatası üzerinde, Singh'in (2011) 55 kafatası üzerinde, Boopathi ve ark.'nın (2010) 80 kafatası üzerinde, Gour ve ark.'nın (2012) 100 kafatası üzerinde, Kazkayası ve ark.'nın (2001) 35 kafatası üzerinde yaptıkları çalışmada, Nanayakkara ve ark.'nın (2016) 54 kafatası üzerinde yaptıkları çalışmada ve Zhang ve ark.'nın (2019) 60 Afrika kökenli Amerikan ve 60 beyaz ırk kafatası üzerinde elde ettikleri ölçüm değerleri çalışmamıza göre daha düşük çıkmıştır. Bu çalışmalarla karşılaştırıldığında sonuçlarımızın; incelenen popülasyonların çeşitliliğinden, ölçümleri yapan bireylerin hassasiyetinden ve farklı ölçüm metotlarından dolayı İOF ile İOM arası mesafe ölçüm değerlerinin değişiklik gösterdiğini düşünmekteyiz.

İOF'nin horizontal ve vertikal çaplarının kadavra ve kafatası üzerinde ölçümlerinin yapıldığı çalışmalar mevcuttur (Apinhasmit ve ark., 2006; Nanayakkara ve ark., 2016; Boopathi ve ark., 2010; Zhang ve ark., 2019). Apinhasmit ve ark. (2006) tarafından 106 kafatası üzerinde yapılan çalışmada, kumpas yardımıyla İOF'nin horizontal çapı 3.35 ± 0.62 mm olarak ölçüldü. Boopathi ve ark. (2010) 80 kafatası üzerinde yaptıkları çalışmada, İOF'nin horizontal ve vertikal çapları dijital bir kumpas kullanılarak ölçtüler. İOF'nin horizontal çapı 2.87 ± 0.78 mm; vertikal çapı ise 2.82 ± 0.79 mm olarak buldular. Nanayakkara ve ark. (2016) 54 kafatası üzerinde yaptıkları çalışmada, kumpas kullanarak İOF'nin horizontal çapını 3.30 ± 0.59 mm, vertikal çapını ise 3.21 ± 0.58 mm olarak ölçtüler. Zhang ve ark. (2019) 60 Afrika kökenli Amerikan ve 60 beyaz ırk kafatası üzerinde yaptıkları çalışmada, kumpas kullanarak İOF'nin beyaz ırkta horizontal çapını 2.6 ± 0.54 mm, vertikal çapını 2.9 ± 0.66 mm, Afrika kökenli

Amerikanlarda horizontal çapını $5\pm0,58$ mm, vertikal çapını 2.6 ± 0.59 mm olarak ölçtüler. Çalışmamızda KIBT’de 110 hastanın horizontal çapı 3.80 ± 0.55 mm, vertikal çapı 3.30 ± 0.38 mm olarak ölçüldü. Bu bulgular, İOF’nin çap ölçüm değerlerinin Apinhasmit ve ark. (2006) ve Nanayakkara ve ark.’nın (2016) çalışmalarıyla benzer sonuçlar verdiğini ortaya koymaktadır. Boopathi ve ark. (2010) ve Zhang ve ark.’nın (2019) çalışmalarında ise İOF’nin horizontal ve vertikal çaplarının ölçümleri çalışmamıza göre daha düşük bulundu. Sonuçlarımızın, incelenen popülasyonların çeşitliliği, ölçüm yapan kişilerin hassasiyet dereceleri ve farklı ölçüm metotlarından kaynaklanarak İOF’nin horizontal ve vertikal çap değerlerinde değişiklikler gösterdiğini düşünmekteyiz.

Tartışmayı güçlendirmek ve morfometrik açıdan USG ile KIBT arasındaki kıyaslamayı daha iyi yapabilmek için fasiyal bölgedeki başka bir anatomik yapı olan mental foramen ile ilgili yapılmış KIBT ve USG’nin birlikte kullanıldığı çalışmalardan bahsetmeyi uygun gördük. Çağlayan ve ark. (2019), mental foramene ait morfometrik ölçümleri USG ve KIBT ile karşılaştırmalı olarak yaptıkları bir çalışmada, 30 hastada 60 mental forameni incelediler. KIBT görüntülerinde vertikal çapı 3.30 ± 0.80 mm, horizontal çapı 4.39 ± 1.03 mm olarak, USG görüntülerinde ise vertikal çapı 3.30 ± 0.55 mm, horizontal çapı 4.27 ± 0.94 mm olarak ölçtüler. Her iki görüntüleme yönteminin sonuçları arasında anlamlı bir fark olmadığını belirttiler. Artaş ve Yalçın (2023), 21 erkek, 39 kadın olmak üzere toplam 60 hastada mental foramenlerin horizontal ve vertikal çaplarını ve alveolar kret tepesine olan mesafesini KIBT ve USG ile ölçerek sonuçlarını karşılaştırdılar. Horizontal çapı, USG’de 4.14 ± 0.86 mm, KIBT’de 4.62 ± 0.78 mm, vertikal çapı USG’de 2.93 ± 0.82 mm, KIBT’de 2.88 ± 0.68 mm olarak ölçtüler. USG ile elde edilen horizontal çap ölçümlerinin, KIBT’ye göre anlamlı derecede daha düşük olduğunu bildirdiler. Çağlayan ve ark.’nın (2019) yaptığı çalışmayla benzerlik gösteren çalışmamızda her iki görüntüleme yönteminde elde edilen sonuçlar kıyaslandığında

anlamalı bir fark bulunmamaktadır. Artaş ve Yalçın (2023) çalışmasında, vertikal çap ölçümlerinde anlamlı bir farkın olmadığını ancak horizontal çap ölçümlerinde anlamlı bir farkın olduğunu bildirmiş ve bu farklılığın oluşmasında USG'nin kullanıcıya bağlı olarak ölçüm değerlerinde değişkenlik gösterebileceğini, KIBT'nin ise nesnel ölçüm yapılmasına olanak sağlaması nedeniyle ölçüm güvenilirliğinin daha üstün olduğunu bildirdiler. Bu açıdan bakıldığında, USG'nin benzer sonuçlar vermesine karşın literatürdeki çoğu çalışmada KIBT ile arasında anlamlı farklılıklar göstermesinde bu durumun etken olduğu düşünmekteyiz.

Baş ve boyun bölgesindeki kemik içi patolojilerin ve tükürük bezlerinin incelenmesinde KIBT ve USG'nin birlikte kullanıldığı ve karşılaştırıldığı morfometrik çalışmalardan da bahsetmeyi uygun bulduk. KIBT'de submandibular fossanın ve USG'de submandibular bezin derinlik ve genişliğinin ölçüldüğü bir çalışmada, 20 hastaya ait verileri değerlendirdiler (Akol Gorgun & Caglayan, 2023). Çalışmada, KIBT'de ölçülen fossanın derinliği ve USG ile ölçülen bezin medio-lateral uzunluğu arasında, KIBT'de ölçülen fossa genişliği ve USG ile ölçülen antero-posterior uzunluklar arasında, KIBT'de ölçülen fossa genişliği ve USG ile ölçülen submandibular bez hacmi arasında pozitif bir korelasyon olduğunu buldular. Bununla birlikte gerekli endikasyonlarda KIBT'ye alternatif olarak USG'nin de kullanılabileceği bildirdiler. Çalışmamızda ise İOF'nin horizontal ve vertikal çapları, İOF ile İOM arasındaki mesafe ve İOF ile apertura piriformisin lateral kenarı arasındaki mesafe ölçümleri karşılaştırıldığında, USG ve KIBT verileri arasında anlamlı bir fark bulunmadığı ve Akol Gorgun ve Caglayan'a (2023) benzer şekilde KIBT'ye alternatif olarak USG'nin de kullanılabileceği söyleyebiliriz.

Das ve Adhikari'ye (2021) yaptıkları bir çalışmada, USG ve KIBT görüntüleme yöntemleriyle anterior dişlerde bulunan kist ve granülomları inceledikleri 35 hastaya ait verileri karşılaştırdılar. Çalışmada, kistik lezyonları KIBT'nin %68,57 doğrulukla,

granülomları ise %71,43 doğrulukla tespit edebildiği, USG'nin ise kistik lezyonları %82,85 doğrulukla, granülomları ise %88,57 doğrulukla teŗhis ettiği buldular. Bununla birlikte USG'nin, periapikal preoperatif değerlendirmede invaziv olmayan bir yardımcı olarak kullanılma potansiyeline sahip olabileceğini bildirdiler.  alıŗmamızda da İOF'nin lokasyonu ve morfometrik ölçümlerini belirlemede USG'nin KIBT'ye benzer sonuçlar verdiğini ve bu nedenle Das ve Adhikari'ye (2021) benzer Şekilde alternatif olarak USG'nin de kullanılabileceğini s  leyebiliriz.

Shahidi ve ark. (2015) intraosseoz lezyon boyutlandırmasında, USG ve KIBT'yi karŗılaŗtırdıkları bir  alıŗmada, 15 hastadan, 12 vakada lezyon boyutlarının KIBT ve USG arasında benzer olduğunu, 3 vakada ise lezyonun bukkal kortikal kemiğin kalınlığı nedeniyle USG ile lezyon boyutunun ölçülemediğini bildirdiler. Bununla birlikte, bukkal kortikal kemiğin ince olduğu vakalarda USG'nin lezyonların belirlenmesinde önemli bir rol oynayabileceğini ancak kemik kalınlığı ve lezyon derinliği artıkça ultrasonik dalgaların iletilmesinin engellenmesi nedeniyle ölçüm yapabilme yeteneğinin kaybolduğunu bildirdiler. Lezyon içi boyutlandırma  alıŗması yapan Shahidi ve ark.'nın (2015) aksine kemik yüzeyinden morfometrik ölçümler yaptığımız ve KIBT ile benzer sonuçlara ulaŗtıęımız  alıŗmamızda, kemik yüzeyinin ultrasonik dalgaları engellemesinin temelde katkı sağladığını s  leyebiliriz. Ayrıca, Shahidi ve ark.'nın (2015) kemik içi lezyon boyutlandırmasında USG ile %80 baŗarı yakalaması da bu açıdan bakıldığında bize ve literatüre umut vadetmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, kullanılan tüm hasta verileri üzerinde İOF'nin horizontal ve vertikal çapı, İOM'ye olan uzaklığı, apertura piriformisin lateral kenarına olan uzaklığı ve üzerindeki yumuşak doku kalınlığı USG ve KIBT ile ölçüldü. İOF'nin lokasyonunu ve morfometrik ölçümlerini belirlemede USG'nin KIBT'ye kıyasla doğruluğu test edildi. Elde ettiğimiz sonuçlar şu şekildedir:

- Probu transversal olarak tutulduğu ve İOF'nin horizontal çapı ve apertura piriformisin lateral kenarına olan mesafesinde erkek ve kadınlardan elde edilen ölçüm verileri kıyaslandığında USG ile KIBT verileri arasında anlamlı bir fark bulunmadı.
- Probu longitudinal olarak tutulduğu ve İOF'nin vertikal çapı, İOF ile İOM arasındaki mesafede erkek ve kadınlardan elde edilen ölçüm verileri kıyaslandığında USG ile KIBT verileri arasında anlamlı bir fark çıkmadı.
- Erkeklerde İOF'nin üzerindeki transversal olarak ölçülen yumuşak doku kalınlığında USG verileri KIBT'ye göre daha yüksek bulundu ve aralarında anlamlı bir fark olduğu görüldü. Bu durum, yumuşak dokunun elastikiyeti nedeniyle kalınlık ölçümünde hatalara sebebiyet vermesi ve özellikle sakal bırakan erkeklerde probu konumlandırmada yaşanan zorluklarla açıklanabilir. Ayrıca, KIBT taramalarında hastaların frankfurt düzlemi yere paralel olacak şekilde konumlandırılıp ciltten itibaren foramene dik olarak ölçüm yapılmasına karşın İOF'nin anatomik lokasyonuna uygun şekilde USG'de en net görüldüğü oblik-transversal pozisyonlara bağlı olarak yapılan ölçümlerin açısal şekilde hesaplanması sonucunda dik yapılan KIBT ölçümlerine göre sonuçların daha yüksek çıkmasıyla da açıklanabilir.

- KIBT kemik yapılarını, dişleri ve çene lezyonlarını değerlendirmede çok geniş bir kullanım yelpazesine sahip olsa dahi maliyetinin yüksek olması, her merkezde bulunmaması ve kullanımı için eğitimli kişilerin gerekmesi açısından ulaşılabilirliği sorgulanmaktadır.
- USG cihazlarının maliyetinin daha düşük olması, kullanımın kolay olması, anlık görüntü oluşturabilmesi, USG'nin iyonize radyasyon içermemesi nedeniyle çocuk ve gebelerde güvenle kullanılabilmesi avantaj sağlamaktadır.
- Çalışmamızda, İOF'nin lokasyonunu ve morfometrik ölçümlerini belirlemede USG'nin başarılı olduğunu tespit ettik. Gelecek dönemlerde USG cihazlarının geliştirilmesi ve kullanılan problemlerinin ergonomisinin arttırılmasıyla USG'nin bu testteki başarısını güçlendirerek eksik kaldığı noktaları elimine edilebileceğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

- Abo, A., & Doniger, S. (2013). Physics and “knobology”. *Pediatric Emergency and Critical Care Ultrasound*, 11, 4-20.
- Agthong, S., Huanmanop, T., & Chentanez, V. (2005). Anatomical variations of the supraorbital, infraorbital, and mental foramina related to gender and side. *J Oral Maxillofac Surg*, 63(6), 800-804. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.02.016>
- Ahuja, A., & Ying, M. (2003). Sonography of neck lymph nodes. Part II: abnormal lymph nodes. *Clin Radiol*, 58(5), 359-366. [https://doi.org/10.1016/s0009-9260\(02\)00585-8](https://doi.org/10.1016/s0009-9260(02)00585-8)
- Aitasalo, K., Kinnunen, I., Palmgren, J., & Varpula, M. (2001). Repair of orbital floor fractures with bioactive glass implants. *J Oral Maxillofac Surg*, 59(12), 1390-1395; discussion 1395-1396. <https://doi.org/10.1053/joms.2001.27524>
- Akol Gorgun, E., & Caglayan, F. (2023). Evaluation of submandibular gland and submandibular fossa: a combined cone beam computed tomography and ultrasound study. *Eur Oral Res*, 57(3), 128-132. <https://doi.org/10.26650/eor.20231109135>
- Altun, G. T., Kararmaz, A., & Aykaç, Z. (2022). Transözefageal Ekokardiyografide Artefakt İnsidansı ve Etiyolojisi. *Journal of the Society of Thoracic Cardio-Vascular Anaesthesia & Intensive Care*, 28(1).
- Andrew, N., Kearney, D., & Selva, D. (2013). IgG4-related orbital disease: a meta-analysis and review. *Acta Ophthalmol*, 91(8), 694-700. <https://doi.org/10.1111/j.1755-3768.2012.02526.x>
- Apinhasmit, W., Chompoonpong, S., Methathrathip, D., Sansuk, R., & Phetphunphiphat, W. (2006). Supraorbital Notch/Foramen, Infraorbital Foramen and Mental

- Foramen in Thais: anthropometric measurements and surgical relevance. *J Med Assoc Thai*, 89(5), 675-682.
- Artas, A., & Yalcin, E. D. (2023). Evaluation of the validity of mental foramen USG measurements by comparison with CBCT and determination of blood flow. *Oral Radiol*, 39(4), 699-707. <https://doi.org/10.1007/s11282-023-00687-6>
- Aziz, S. R., Marchena, J. M., & Puran, A. (2000). Anatomic characteristics of the infraorbital foramen: a cadaver study. *J Oral Maxillofac Surg*, 58(9), 992-996. <https://doi.org/10.1053/joms.2000.8742>
- Baad, M., Lu, Z. F., Reiser, I., & Paushter, D. (2017). Clinical Significance of US Artifacts. *Radiographics*, 37(5), 1408-1423. <https://doi.org/10.1148/rg.2017160175>
- Bahşi, I., Orhan, M., Kervancioğlu, P., & Yalçın, E. D. (2019). Morphometric evaluation and surgical implications of the infraorbital groove, canal and foramen on cone-beam computed tomography and a review of literature. *Folia Morphol (Warsz)*, 78(2), 331-343. <https://doi.org/10.5603/FM.a2018.0084>
- Baldeschi, L., Saeed, P., Regensburg, N. I., Zacharopoulos, I., & Wiersinga, W. M. (2010). Traumatic neuroma of the infraorbital nerve subsequent to inferomedial orbital decompression for Graves' orbitopathy. *Eur J Ophthalmol*, 20(2), 481-484. <https://doi.org/10.1177/112067211002000239>
- Baribeau, Y., Sharkey, A., Chaudhary, O., Krumm, S., Fatima, H., Mahmood, F., & Matyal, R. (2020). Handheld Point-of-Care Ultrasound Probes: The New Generation of POCUS. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 34(11), 3139-3145. <https://doi.org/https://doi.org/10.1053/j.jvca.2020.07.004>

- Ben Slama, L., Zoghmani, A., & Hidayat, S. (2009). [Nasopalatine duct cyst]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, 110(5), 284-286. <https://doi.org/10.1016/j.stomax.2009.07.006>
(Kyste du canal nasopalatin.)
- Berge, J. K., & Bergman, R. A. (2001). Variations in size and in symmetry of foramina of the human skull. *Clinical Anatomy: The Official Journal of the American Association of Clinical Anatomists and the British Association of Clinical Anatomists*, 14(6), 406-413.
- Boopathi, S., Chakravarthy Marx, S., Dhalapathy, S. L., & Anupa, S. (2010). Anthropometric analysis of the infraorbital foramen in a South Indian population. *Singapore Med J*, 51(9), 730-735.
- Caglayan, F., & Bayrakdar, I. S. (2018). The Intraoral Ultrasonography in Dentistry. *Niger J Clin Pract*, 21(2), 125-133. <https://doi.org/10.4103/1119-3077.197016>
- Cascio, F., Stagno d'Alcontres, F., Nicastro, V., Costanzo, D., & Gazia, F. (2024). Rhinogenic Headache: The Dehiscence of Infraorbital Nerve. *J Craniofac Surg*. <https://doi.org/10.1097/scs.00000000000010124>
- Cornelius, C. P., Mayer, P., Ehrenfeld, M., & Metzger, M. C. (2014). The orbits--anatomical features in view of innovative surgical methods. *Facial Plast Surg*, 30(5), 487-508. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1394303>
- Çağlayan, F. (2016). Tükürük bezi patolojilerinin teşhisinde ultrasonun tani değeri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(3).
- Çağlayan, F., Sümbüllü, M. A., & Akgül, H. M. (2019). Is ultrasonography sufficient for evaluation of mental foramen? *Dentomaxillofac Radiol*, 48(3), 20180252. <https://doi.org/10.1259/dmfr.20180252>

- Dağıstan, S., Miloğlu, Ö., Altun, O. Ğ. U. Z. H. A. N., & Umar, E. K. (2017). Retrospective morphometric analysis of the infraorbital foramen with cone beam computed tomography. *Nigerian journal of clinical practice*, 20(9), 1053-1064.
- Das, S., & Adhikari, H. D. (2021). 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*, 24(5), 445-450. https://doi.org/10.4103/jcd.jcd_254_21
- De Vos, W., Casselman, J., & Swennen, G. R. (2009). Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 38(6), 609-625. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2009.02.028>
- Delantoni, A., & Orhan, K. (2022). *Atlas of Dentomaxillofacial Anatomical Imaging*. Springer.
- Demirtaş, İ. (2014). *Üç boyutlu multidedektör bilgisayarlı tomografide orbita ve orbital yapıların morfolometrik analizi* Sağlık Bilimleri Enstitüsü].
- Díaz, L., Contador, R., Albrecht, H., Ibáñez, M., Urrutia, P., Bencze, B., Toro, M., Sáenz-Ravello, G., & Végh, D. (2024). Clinical applications of ultrasound imaging in dentistry: A comprehensive literature review. *Dentistry Review*, 4(2), 100086. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.dentre.2024.100086>
- Dixit, S. G., Kaur, J., Nayyar, A. K., & Agrawal, D. (2014). Morphometric analysis and anatomical variations of infraorbital foramen: a study in adult North Indian population. *Morphologie*, 98(323), 166-170. <https://doi.org/10.1016/j.morpho.2014.02.008>
- Docherty, N. (2012). Netter's head and neck anatomy for dentistry. In: Nature Publishing Group UK London.

- Drake, R., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W. (2009). *Gray's anatomy for students E-book*. Elsevier Health Sciences.
- Ergün, S., & Güneri, P. (2019). Dental dijital görüntülemelerde üçüncü boyut. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(1), 133-142.
- Evirgen, Ş., & Kamburoğlu, K. (2016). Review on the applications of ultrasonography in dentomaxillofacial region. *World J Radiol*, 8(1), 50-58. <https://doi.org/10.4329/wjr.v8.i1.50>
- Evlice, B. K., & Öztunç, H. (2013). Dijital Radyografi ve Diş hekimliğinde İleri Görüntüleme Yöntemleri. *Arşiv Kaynak Tarama Dergisi*, 22(2), 230-238.
- Fleischmann, D., & Boas, F. E. (2011). Computed tomography--old ideas and new technology. *Eur Radiol*, 21(3), 510-517. <https://doi.org/10.1007/s00330-011-2056-z>
- Gaudino, C., Cosgarea, R., Heiland, S., Csernus, R., Beomonte Zobel, B., Pham, M., Kim, T.-S., Bendszus, M., & Rohde, S. (2011). MR-Imaging of teeth and periodontal apparatus: an experimental study comparing high-resolution MRI with MDCT and CBCT. *European radiology*, 21, 2575-2583.
- Gezer, N. S., Balci, A., & Özses, L. (2014). Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ve Kullanım Alanları. *Türkiye Klinikleri Radiology-Special Topics*, 7(2), 27-32.
- Gour, K., Nair, S., Trivedi, G., & Gupta, S. (2012). Anthropometric measurements of infraorbital foramen in dried human skulls. *Int J Biol Med Res*, 3(3), 2003-2006.
- Harorlı, A., Akgül, H., Yılmaz, A., Bilge, O., Dağıstan, S., Çakur, B., Çağlayan, F., Miloğlu, Ö., & Sümbüllü, M. (2014). Ağız, diş ve çene radyolojisi. *İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri*(s 176).
- Hwang, S. H., Kim, S. W., Park, C. S., Kim, S. W., Cho, J. H., & Kang, J. M. (2013). Morphometric analysis of the infraorbital groove, canal, and foramen on three-

- dimensional reconstruction of computed tomography scans. *Surg Radiol Anat*, 35(7), 565-571. <https://doi.org/10.1007/s00276-013-1077-5>
- Ilayperuma, I., Nanayakkara, G., & Palahepitiya, N. (2010). Morphometric analysis of the infraorbital foramen in adult Sri Lankan skulls. *Int J Morphol*, 28(3), 777-782.
- Ito, K., Yoshinuma, N., Goke, E., Arai, Y., & Shinoda, K. (2001). Clinical application of a new compact computed tomography system for evaluating the outcome of regenerative therapy: a case report. *J Periodontol*, 72(5), 696-702. <https://doi.org/10.1902/jop.2001.72.5.696>
- Jayaprakasam, A., O'Donovan, D., & Rene, C. (2014). Infraorbital nerve enlargement due to IgG4-related disease. *Eye (Lond)*, 28(5), 628-629. <https://doi.org/10.1038/eye.2014.32>
- Kalender, W. A. (2006). X-ray computed tomography. *Phys Med Biol*, 51(13), R29-43. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/13/r03>
- Kane, D., Grassi, W., Sturrock, R., & Balint, P. V. (2004). A brief history of musculoskeletal ultrasound: 'From bats and ships to babies and hips'. *Rheumatology*, 43(7), 931-933. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/keh004>
- Karmakar, M. K., & Kwok, W. H. (2019). 43 - Ultrasound-Guided Regional Anesthesia. In C. J. Coté, J. Lerman, & B. J. Anderson (Eds.), *A Practice of Anesthesia for Infants and Children (Sixth Edition)* (pp. 988-1022.e1024). Elsevier. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-0-323-42974-0.00043-4>
- Katsumata, A., Hirukawa, A., Noujeim, M., Okumura, S., Naitoh, M., Fujishita, M., Arijji, E., & Langlais, R. P. (2006). Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 101(5), 652-657. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2005.07.027>

- Kau, C. H., Bozic, M., English, J., Lee, R., Bussa, H., & Ellis, R. K. (2009). Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region--an update. *Int J Med Robot*, 5(4), 366-380. <https://doi.org/10.1002/rcs.279>
- Kazkayasi, M., Ergin, A., Ersoy, M., Bengi, O., Tekdemir, I., & Elhan, A. (2001). Certain anatomical relations and the precise morphometry of the infraorbital foramen--canal and groove: an anatomical and cephalometric study. *Laryngoscope*, 111(4 Pt 1), 609-614. <https://doi.org/10.1097/00005537-200104000-00010>
- Leung, V. C., Hussain, A., Krings, T., & DeAngelis, D. (2017). Endovascular Management of a Traumatic Infraorbital Pseudoaneurysm Causing Orbital Compartment Syndrome. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg*, 33(5), e110-e112. <https://doi.org/10.1097/iop.0000000000000828>
- Mallya, S., & Lam, E. (2018). *White and Pharoah's oral radiology: principles and interpretation*. Elsevier Health Sciences.
- Marotti, J., Heger, S., Tinschert, J., Tortamano, P., Chuembou, F., Radermacher, K., & Wolfart, S. (2013). Recent advances of ultrasound imaging in dentistry--a review of the literature. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 115(6), 819-832. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2013.03.012>
- Martins-Júnior, P. A., Rodrigues, C. P., De Maria, M. L., Nogueira, L. M., Silva, J. H., & Silva, M. R. (2017). Analysis of Anatomical Characteristics and Morphometric Aspects of Infraorbital and Accessory Infraorbital Foramina. *J Craniofac Surg*, 28(2), 528-533. <https://doi.org/10.1097/scs.00000000000003235>
- Masabni, O., & Ahmad, M. (2017). Infraorbital foramen and pterygopalatine fossa location in dry skulls: anatomical guidelines for local anesthesia. *Anatomy Research International*, 2017.

- Mayette, M., & Mohabir, P. K. (2014). Ultrasound physics. *Point of Care Ultrasound E-book*, 2.
- McGurk, S. (2013). Moore: Clinically Oriented Anatomy-Seventh international edition. *Nursing Standard (through 2013)*, 28(2), 28.
- McQueen, A. S., & Bhatia, K. S. (2015). Thyroid nodule ultrasound: technical advances and future horizons. *Insights Imaging*, 6(2), 173-188. <https://doi.org/10.1007/s13244-015-0398-9>
- Michalek, P., Donaldson, W., McAleavey, F., Johnston, P., & Kiska, R. (2013). Ultrasound imaging of the infraorbital foramen and simulation of the ultrasound-guided infraorbital nerve block using a skull model. *Surg Radiol Anat*, 35(4), 319-322. <https://doi.org/10.1007/s00276-012-1039-3>
- Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Martini, P. T., & Andreis, I. A. (1998). A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*, 8(9), 1558-1564. <https://doi.org/10.1007/s003300050586>
- Nanayakkara, D., Peiris, R., Mannapperuma, N., & Vadysinghe, A. (2016). Morphometric Analysis of the Infraorbital Foramen: The Clinical Relevance. *Anat Res Int*, 2016, 7917343. <https://doi.org/10.1155/2016/7917343>
- Naralan, M. E., Ozdogan, A., Guller, M. T., & Miloglu, O. (2023). Comparison of artifact values of prosthodontic materials with 2 different cone beam computed tomography devices. *J Prosthet Dent*. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.08.003>
- Nasseh, I., & Al-Rawi, W. (2018). Cone Beam Computed Tomography. *Dent Clin North Am*, 62(3), 361-391. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.03.002>

- Newman, P. G., & Rozycki, G. S. (1998). The history of ultrasound. *Surgical Clinics of North America*, 78(2), 179-195. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0039-6109\(05\)70308-X](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0039-6109(05)70308-X)
- Norton, N. S. (2016). *Netter's Head and Neck Anatomy for Dentistry E-Book: Netter's Head and Neck Anatomy for Dentistry E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Oglat, A. A., Alshipli, M., Sayah, M. A., & Ahmad, M. S. (2020). Artifacts in diagnostic ultrasonography. In: SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA.
- Orentlicher, G., Goldsmith, D., & Horowitz, A. (2010). Applications of 3-dimensional virtual computerized tomography technology in oral and maxillofacial surgery: current therapy. *J Oral Maxillofac Surg*, 68(8), 1933-1959. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2010.03.013>
- Orhan, K., Misirli, M., Aksoy, S., Hincal, U. S. E., Ormeci, T., & Arslan, A. (2016). Morphometric analysis of the infraorbital foramen, canal and groove using cone beam CT: considerations for creating artificial organs. *The International Journal of Artificial Organs*, 39(1), 28-36.
- Ozcan, I. (2017). Diş Hekimliğinde Radyolojinin Esasları: Konvansiyonelden Dijitale.
- Pach, R., Legutko, J., & Kulig, P. (2012). History and future Directions in Ultrasonography. *Polish Journal of Surgery*, 84(10), 535-545.
- Pauwels, R., Beinsberger, J., Collaert, B., Theodorakou, C., Rogers, J., Walker, A., Cockmartin, L., Bosmans, H., Jacobs, R., Bogaerts, R., & Horner, K. (2012). Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol*, 81(2), 267-271. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.11.028>
- Polo, C. L., Abdelkarim, A. Z., von Arx, T., & Lozanoff, S. (2019). The Morphology of the Infraorbital Nerve and Foramen in the Presence of an Accessory Infraorbital

- Foramen. *Journal of Craniofacial Surgery*, 30(1), 244-253.
<https://doi.org/10.1097/scs.0000000000004889>
- Quereshy, F. A., Savell, T. A., & Palomo, J. M. (2008). Applications of cone beam computed tomography in the practice of oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 66(4), 791-796. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2007.11.018>
- Raeisi, M., Jafari, S. H., Karimi, F., & Namazi, M. R. (2024). Location of infraorbital and accessory infraorbital foramina in Iranian population: a retrospective radiological study with crucial clinical implications. *Surg Radiol Anat*, 46(7), 1047-1055.
<https://doi.org/10.1007/s00276-024-03373-2>
- Reef, V. B. (1991). Advances in diagnostic ultrasonography. *Vet Clin North Am Equine Pract*, 7(2), 451-466. [https://doi.org/10.1016/s0749-0739\(17\)30509-6](https://doi.org/10.1016/s0749-0739(17)30509-6)
- Ploquin, M., Basarab, A., & Kouamé, D. (2015). Resolution enhancement in medical ultrasound imaging. *Journal of Medical Imaging*, 2(1), 017001-017001.
- Scarfe, W. C., & Farman, A. G. (2008). What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am*, 52(4), 707-730. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2008.05.005>
- Scarfe, W. C., Farman, A. G., & Sukovic, P. (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal-Canadian Dental Association*, 72(1), 75.
- Schulze, R., Heil, U., Gross, D., Bruellmann, D. D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U., & Schoemer, E. (2011). Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol*, 40(5), 265-273. <https://doi.org/10.1259/dmfr/30642039>
- Shafie, M., Mayeli, M., & Rajabi, M. T. (2022). Isolated schwannoma originating from the infraorbital nerve: A case report. *Clin Case Rep*, 10(11), e6458.
<https://doi.org/10.1002/ccr3.6458>

- Shahidi, S., Shakibafard, A., Zamiri, B., Mokhtare, M. R., Houshyar, M., & Mahdian, S. (2015). The Feasibility of Ultrasonography in Defining the Size of Jaw Osseous Lesions. *J Dent (Shiraz)*, 16(4), 335-340.
- Sharma, S., Rasila, D., Singh, M., & Mohan, M. (2014). Ultrasound as a diagnostic boon in Dentistry a review. *Int J Sci Stud*, 2(2), 70-76.
- Shukla, S., Chug, A., & Afrashtehfar, K. I. (2017). Role of Cone Beam Computed Tomography in Diagnosis and Treatment Planning in Dentistry: An Update. *J Int Soc Prev Community Dent*, 7(Suppl 3), S125-s136. https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD_516_16
- Sigel, B. (1998). A brief history of Doppler ultrasound in the diagnosis of peripheral vascular disease. *Ultrasound Med Biol*, 24(2), 169-176. [https://doi.org/10.1016/s0301-5629\(97\)00264-0](https://doi.org/10.1016/s0301-5629(97)00264-0)
- Sinanoglu, A., Orhan, K., Kursun, S., Inceoglu, B., & Oztas, B. (2016). Evaluation of optic canal and surrounding structures using cone beam computed tomography: considerations for maxillofacial surgery. *Journal of Craniofacial Surgery*, 27(5), 1327-1330.
- Sinanoglu, A., Orhan, K., Kursun, S., Inceoglu, B., & Oztas, B. (2016). Evaluation of Optic Canal and Surrounding Structures Using Cone Beam Computed Tomography: Considerations for Maxillofacial Surgery. *J Craniofac Surg*, 27(5), 1327-1330. <https://doi.org/10.1097/scs.00000000000002726>
- Singh, R. (2011). Morphometric analysis of infraorbital foramen in Indian dry skulls. *Anat Cell Biol*, 44(1), 79-83. <https://doi.org/10.5115/acb.2011.44.1.79>
- Sokhn, S., Challita, R., Challita, A., & Challita, R. (2019). The Infraorbital Foramen in a Sample of the Lebanese Population: A Radiographic Study. *Cureus*, 11(12), e6381. <https://doi.org/10.7759/cureus.6381>

- Spieker, L. E., Hufschmid, U., Oechslin, E., & Jenni, R. (2004). Double aortic and pulmonary valves: an artifact generated by ultrasound refraction. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 17(7), 786-787.
- Şakul, B., & Baş, B. B. (2009). boynun klinik bölgesel anatomisi. *Ankara: Özkan Matbaacılık*, 119-130.
- Terashi, H., Kurata, S., Tadokoro, T., Ishii, Y., Sato, H., Kudo, Y., Katagiri, K., Itami, S., & Takayasu, S. (1997). Perineural and neural involvement in skin cancers. *Dermatol Surg*, 23(4), 259-264; discussion 264-255. <https://doi.org/10.1111/j.1524-4725.1997.tb00040.x>
- Tsui, B. C. (2009). Ultrasound imaging to localize foramina for superficial trigeminal nerve block. *Can J Anaesth*, 56(9), 704-706. <https://doi.org/10.1007/s12630-009-9129-3>
- TOZOĞLU, Ü. (2016). Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Çalışma Prensibi ve Kullanım Alanları. *Türkiye Klinikleri Oral and Maxillofacial Radiology-Special Topics*, 2(1), 9-13.
- Ukoha, U. U., Umeasalugo, K. E., Udemezue, O. O., Nzeako, H. C., Ndukwe, G. U., & Nwankwo, P. C. (2014). Anthropometric measurement of infraorbital foramen in south-east and south-south Nigeria. *National journal of medical research*, 4(03), 225-227.
- Ülker, E. (2008). *Foramen infraorbitale'nin Yetişkin Kurukafa ve Kadavralardaki Yerleşimi ve Komşu Yumuşak Dokularla Olan İlişkisinin İncelenmesi* Yüksek Lisans Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi].
- van der Stelt, P. F. (2008). Better imaging: the advantages of digital radiography. *J Am Dent Assoc*, 139 Suppl, 7s-13s. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2008.0357>

- Varshney, R., & Sharma, N. (2013). Infraorbital foramen-Morphometric study and clinical application in adult Indian skulls. *Saudi Journal for Health Sciences*, 2(3), 151-155.
- Venkatesh, E., & Elluru, S. V. (2017). Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry. *J Istanbul Univ Fac Dent*, 51(3 Suppl 1), S102-s121. <https://doi.org/10.17096/jiufd.00289>
- Yeşilova, M., İsmi, O., & Vayısoğlu, Y. (2015). Fasiyal sinir lateralinden geçen retromandibular ven. Retromandibular Vein Passed Lateral to Facial Nerve. *CausaPedia*, 4, 1201.
- Zhang, K. R., Blandford, A. D., Hwang, C. J., & Perry, J. D. (2019). Anatomic Variations of the Infraorbital Foramen in Caucasian Versus African American Skulls. *Ophthalmic Plast Reconstr Surg*, 35(1), 25-28. <https://doi.org/10.1097/iop.0000000000001126>

EKLER

EK-1. ÖZ GEÇMİŞ FORMU

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Hatice GÜLLER Doğum tarihi: Doğum Yeri: Medeni Hali: Uyruğu: Adres: Tel: Faks: E-mail:
Eğitim
Lise: Bafra Kızılırmak Anadolu Öğretmen Lisesi Lisans: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Uzmanlık: Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
İlgi Alanları ve Hobiler

EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Bölümü : Dekanlık
Servisi : Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
Sayı : B.30.2.ATA.0.01.00/129
Konu : Etik Kurul Kararı

21.02.2024

Sayın: Prof. Dr. Muhammed Akif SÜMBÜLLÜ
Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

Değerlendirilmek üzere Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na başvuruda bulunduğunuz
"İntraorbital foramenin lokasyonunda sonografik görüntülemenin tanı değeri" isimli
bilimsel tez çalışmasına ait Kurul Kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof.Dr.Mustafa GÜL
Etik Kurul Başkanı

Eki :
1 Adet Etik Kurul Kararı

Sorumlu Araştırmacı :

1. Prof. Dr. Muhammed Akif SÜMBÜLLÜ

Yardımcı Araştırmacı :

1. Arş. Gör. Dt. Hatice GÜLLER



ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK
ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

KARAR

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Atatürk Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı
	TELEFON	
	FAKS	
	E-POSTA	
SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI		Prof. Dr. Muhammed Akif SÜMBÜLLÜ
ARAŞTIRMACININ AÇIK ADI		İntraorbital foramenin lokasyonunda sonografik görüntülemenin tanı değeri
KARAR BİLGİLERİ	Toplantı Sayısı:1 Karar No:68	Tarih:21.02.2024
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve çalışmanın bütçesinin BAP tarafından karşılanması koşulu ile yapılmasında bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verildi.	
	Araştırmacıya çalışmalarında başarılar dileriz.	

Prof. Dr. Mustafa GÜL
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Ayşe Nur AKSOY
Üye

Prof. Dr. Elif ÖZDİRCİ
Üye

Prof. Dr. K. M. M. ÇOLAK
Üye

Doç. Dr. M. Enes AYDIN
Üye

Doç. Dr. Ayşe ÖZDEN
Üye

Doç. Dr. Zafet BAYRAKTUTAN
Üye

Doç. Dr. Esra LALOĞLU
Üye

Dr. Öğr. Üyesi Şahin SINCAN
Üye

Dr. Öğr. Üyesi Sinan YILMAZ
Üye

Uzm. Dr. Emre ŞAM
Üye

Uzm. Dr. Park SAĞLAM
Üye

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet GÖDEKLİ
Üye

Gamze ALBAYRAK
Üye

EK-3. BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ ONAM FORMU



Atatürk Üniversitesi
Tıp Fakültesi

GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

ERİŞKİN HASTALAR İÇİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Araştırma Projesinin Adı: **İntraorbital foramenin lokasyonunda sonografik görüntülemenin tanı değeri**

Sorumlu Araştırmacının Adı: Muhammed Akif SÜMBÜLLÜ

Diğer Araştırmacıların Adı: Hatice GÜLLER

Destekleyici (varsa):

“İntraorbital foramenin lokasyonunda sonografik görüntülemenin tanı değeri” isimli bir çalışmada yer almak üzere davet edilmiş bulunmaktasınız. Bu çalışmaya davet edilmenizin nedeni çeşitli nedenlerden dolayı çekilen konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntülerinizin olması ve bu görüntüler kapsamında intraorbital foramenin inceleme alanına girmiş olmasıdır. Bu çalışma, araştırma amaçlı olarak yapılmaktadır ve katılım gönüllülük esasına dayalıdır. Çalışmaya katılma konusunda karar vermeden önce araştırma hakkında sizi bilgilendirmek istiyoruz. Çalışma hakkında tam olarak bilgi sahibi olduktan sonra ve sorularınız cevaplandıktan sonra eğer katılmak isterseniz sizden bu formu imzalamanız istenecektir. Bu araştırma, **Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi** Anabilim Dalında, Prof. Dr. Muhammed Akif SÜMBÜLLÜ sorumluluğu altındadır.

Çalışmanın amacı nedir; benden başka kaç kişi bu çalışmaya katılacak?

Bu başlık altında aşağıdaki bilgiler yer almalıdır:

- Çalışmanın amacı; *intraorbital foramenin lokasyonunun konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile belirlenip ultrasonun bu lokasyonu belirlemedeki etkinliğinin araştırılmasıdır. Ortalama 100 hasta çalışmaya dahil edilecek olup foramenin lokasyonu ultrason ile belirlenmeye çalışılacaktır.*

Bu çalışmaya katılmamı mı? (Bu bölüm aynen korunacaktır)

Bu çalışmada yer alıp almamak tamamen size bağlıdır. Şu anda bu formu imzalarsanız bile istediğiniz herhangi bir zamanda bir neden göstermeksizin çalışmayı bırakmakta özgürsünüz. Eğer katılmak istemez iseniz veya çalışmadan ayrılırsanız, doktorunuz tarafından sizin için en uygun tedavi planı uygulanacaktır. Aynı şekilde çalışmayı yürüten doktor çalışmaya devam etmenizin sizin için yararlı olmayacağına karar verebilir ve sizi çalışma dışı bırakabilir, bu durumda da sizin için en uygun tedavi seçilecektir.

Bu çalışmaya katılırsam beni ne bekliyor?

Bu başlık altında aşağıdaki bilgiler yer almalıdır:

- Çalışmanın hangi yöntemlerle gerçekleştirileceği: Çalışma çeşitli nedenle çekilen konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri olan hastalara ultrasonografik görüntüleme yapılacaktır. Hastanın burun yan taraflarına üzerine ultrason jeli sürülmüş probalar kullanılarak ölçümler yapılacaktır.
- Araştırmanın süresi: 3-4 ay

Çalışmanın riskleri ve rahatsızlıkları var mıdır?

Örnek:

1. Yapılan çalışmada fiziksel sağlığınıza zarar verecek herhangi bir risk bulunmamaktadır.
2. Araştırmadan dolayı göreceğiniz olası bir zararda gerekli her türlü tıbbi girişim tarafımızdan yapılacaktır; bu konudaki tüm harcamalar da tarafımızdan karşılanacaktır



Çalışmada yer almamanın yararları nelerdir?

Araştırmadan elde edilecek verilere göre, herhangi bir radyasyon kaynağının olmadığı, bebek ve gebelerde güvenle kullanılabilen ultrasonun konik ışınlı bilgisayarlı tomografiye göre etkinliğinin araştırılması amaçlanmaktadır.

Bu çalışmaya katılmamanın maliyeti nedir? (Bu bölüm aynen korunacaktır)

Çalışmaya katılmakla parasal yük altına girmeyeceksiniz ve size de herhangi bir ödeme yapılmayacaktır.

Kişisel bilgilerim nasıl kullanılacak? (Bu bölüm aynen korunacaktır)

Çalışma doktorunuz kişisel bilgilerinizi, araştırmayı ve istatistiksel analizleri yürütmek için kullanacaktır ancak kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır. Yalnızca gereği halinde, sizinle ilgili bilgileri etik kurullar ya da resmi makamlar inceleyebilir. Çalışmanın sonunda, kendi sonuçlarınızla ilgili bilgi istemeye hakkınız vardır. Çalışma sonuçları çalışma bitiminde tıbbi literatürde yayınlanabilecektir ancak kimliğiniz açıklanmayacaktır.

Daha fazla bilgi için kime başvurabilirim?

Çalışma ile ilgili ek bilgiye gereksiniminiz olduğunuzda aşağıdaki kişi ile lütfen iletişime geçiniz.

ADI : Hatice GÜLLER
GÖREVİ : Araştırma Görevlisi
TELEFON :

(Katılımcının/Hastanın Beyanı)

Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim dalında, Dr. Muhammed Akif SÜMBÜLLÜ tarafından tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı ve ilgili metni okudum. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” olarak davet edildim.

Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımına ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum. Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir neden göstermeden araştırmadan çekilebilirim. *(Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağının bilincindeyim)*. Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

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

Araştırmadan elde edilen benimle ilgili kişisel bilgilerin gizliliğinin korunacağını biliyorum.

Araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).



GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Dr. Hatice GÜLLER Doktor ismi), 1735 / Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında (telefon ve adres) 'ten arayabileceğimi biliyorum. (Doktor ismi, telefon ve adres bilgileri mutlaka belirtilmelidir)

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla, hiç bir baskı ve zorlama olmaksızın, gönüllülük içerisinde katılmayı kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Katılımcı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

Görüşme tanığı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih:

Katılımcı ile görüşen hekim

Adı soyadı, unvanı:

Adres:

Tel:

İmza:

Tarih: