



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**MAKSİLLA ANTERİOR BÖLGEDE GÖRÜLEN
CANALİS SİNUOSUS ANATOMİK VARYASYONUNUN
KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE
RETROSPEKTİF İNCELENMESİ**

Erçin SAMUNAHMETOĞLU

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

**DANIŞMAN
Doç. Dr. M. Hakan KURT**

**ANKARA
2021**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MAKSİLLA ANTERİOR BÖLGEDE GÖRÜLEN
CANALİS SİNUOSUS ANATOMİK VARYASYONUNUN
KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE
RETROSPEKTİF İNCELENMESİ**

Erçin SAMUNAHMETOĞLU

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

**DANIŞMAN
Doç. Dr. M. Hakan KURT**

**ANKARA
2021**

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Maksilla Anterior Bölgede Görülen Canalis Sinuosus Anatomik Varyasyonunun Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi İle Retrospektif İncelenmesi” başlıklı tez; bilimsel ahlâk ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan klinik çalışma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Erçin SAMUNAHMETOĞLU

Tarih :

İmza :

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında
Erçin SAMUNAHMETOĞLU tarafından hazırlanan
“Maksilla Anterior Bölgede Görülen Canalis Sinuosus Anatomik Varyasyonunun
Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi İle Retrospektif İncelenmesi” adlı tez çalışması
aşağıdaki jüri tarafından UZMANLIK TEZİ olarak OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU
ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: / / 2021

.....
..... Fakültesi

Jüri Başkanı

..... Üniversitesi
..... Fakültesi

..... Üniversitesi
..... Fakültesi

..... Üniversitesi
..... Fakültesi

..... Üniversitesi
..... Fakültesi

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

.....
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Visserokranyumun Genel Anatomisi	1
1.1.1. Maksilla	2
1.1.2. İnfraorbital Bölge	5
1.2. İnfraorbital Kanal	6
1.3. Canalis Sinuosus'un Lokalizasyonu	8
1.4. Canalis Sinuosus'un Görüntüleme Yöntemleri	10
1.4.1. İntraoral Radyografi	10
1.4.2. Panoramik Radyografi	11
1.4.2. İleri Görüntüleme	13
1.4.2.1. Bilgisayarlı Tomografi	13
1.4.2.2. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi: Spiral/Helikol Geometride Bilgisayarlı Tomografi Taraması	16
1.4.2.2.1. Bilgisayarlı Tomografinin Diş Hekimliğinde Kullanımı	18
1.4.2.3.2. Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları:	18
1.4.2.3.3. Bilgisayarlı Tomografinin Dezavantajları:	19
1.4.2.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi	19
1.4.2.4.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Kazanım Mekanığı ve Geometrisi	21
1.4.2.4.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Elde Edilmesi	23
1.4.2.4.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Rekonstrüksiyonu	24
1.4.2.4.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozu	26
1.4.2.4.5. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Diş Hekimliğinde Kullanımı	28
1.4.2.4.6. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları	30
1.4.2.4.7. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Dezavantajları	31
1.5. Canalis Sinuosusun Klinik Önemi	32
2. GEREÇ VE YÖNTEM	36
2.1. Görüntülerin Belirlenmesi	36
2.2. Görüntülerin Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri	37
2.3. Görüntülerin Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri	37

2.4. Görüntülerin Elde Edilmesi	38
2.5. Görüntülerin Oryantasyonu ve Değerlendirilmesi	39
2.6. Çalışmada Değerlendirilen Değişkenler	40
2.6.1. Canalis Sinuosusun Maksilla Anteriorda Aksesuar Kanallarının Varlığının Araştırılması ve Sınıflandırması	41
2.6.2. Canalis Sinuosus Aksesuar Kanallarının Anatomik Yapılara Uzaklığı	41
2.6.3. Canalis Sinuosus Aksesuar Kanalların Çapının Ölçülmesi	42
2.7. Verilerin İstatistiksel Analizi	43
3. BULGULAR	44
3.1. Hastaların Kimlik Bilgileri	44
3.2. Nicel Değişkenlerin İstatistiksel Analiz Sonuçları	45
3.2.1. Yaş ve Cinsiyet Ayrımı Olmaksızın CS için Yapılan Sağ ve Sol Ölçümlerin Değerlendirilmesi	45
3.2.2. Ölçümlerin Cinsiyete Göre Karşılaştırılması	47
3.2.3. Ölçümleri Yaş Gruplarına Göre Karşılaştırılması	48
3.3. Nitel Değişkenlerin İstatistiksel Analiz Sonuçları	49
3.3.1. Ölçümlerin Cinsiyete Göre Karşılaştırılması	49
3.3.2. Ölçümleri Yaş Gruplarına Göre Karşılaştırılması	50
4. TARTIŞMA	52
4.1. Nitel Değişkenler	56
4.1.1. CS Aksesuar Kanallarının Görülme Sıklığı	56
4.1.2. CS AC'lerinin Cinsiyete Göre Dağılımı	57
4.1.3. CS AC'leri Tespit Edilen Hastalarda Yaş Dağılımı	58
4.1.4. CS AC'lerinin Lokalizasyonu	59
4.2. Nicel Değişkenler	63
4.2.1. Anterior Maksillaya Uzanan AC'lerin Çap Ölçümleri	63
4.2.2. CS Mesafe Ölçümleri	67
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	69
ÖZET	71
SUMMARY	72
KAYNAKLAR	73
EKLER	87
EK-1. Etik Kurul Onayı	87
EK-2.	88
EK-3.	89
ÖZGEÇMİŞ	90

ÖNSÖZ

.....
.....
.....



SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
<	Küçük
>	Büyük
ark	Arkadaşları
BT	Bilgisayarlı Tomografi
cm	Santimetre
CS	Canalis Sinuosus
FOV	Field of View
İOS	İnfraorbital Sinir
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
kVp	Kilovolt pik
mA	Miliamper
ml	Mililitre
mm	Milimetre
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MS	Maksiller Sinüs
PPF	Pterygopalatin Fossa
sn.	Saniye

ŞEKİLLER

Şekil 1.1.	Visserokranyum kemikleri	1
Şekil 1.2.	University of Dundee’de, Scheuer koleksiyonunda bulunan, Angela Christie tarafından resmedilen yetişkin sağ maksiller kemik spesimeni: Lateral görünüşü	3
Şekil 1.3.	Maksiller sinüs anterior duvarında seyreden canalis sinuosus	4
Şekil 1.4.	Üç-boyutlu hacim kazandırma, orta yüzün anterior görüntüleri, Planmeca Romexis Viewer 3.5.0.R yazılımı: (A) S&B X-ışını Filtresi; (B) Yumuşak Doku Filtresi; (C) S&B X-ışını Filtresi ile total kemik substraksiyonu	10
Şekil 1.5.	A. Kanin diş kökü ile ilişkili, radyoopak belirgin sınırlı radyolüsent nörovasküler kanal, B. Sol santral kesici diş köküne süperpoze sirküler radyolüseni, C. Eksternal kök rezorbsiyon defektini taklit eden CS aksesuar kanalı (kırmızı ok)	11
Şekil 1.6.	A:Panoramik görüntüde sağ lateral ile kanin diş arasından süperiora doğru uzanan radyolüsent hat beyaz oklarla gösterilmiştir, B: Nazal kavitenin lateraline doğru sağ üst lateral kesici diş kökünün apeksine bitişik radyolüsent görünümde, CS	13
Şekil 1.7.	A, Birinci nesil BT cihazı, paralel kalem-ışın geometrisi, translasyon-rotasyon hareketi. B, İkinci nesil, fan-ışın geometrisi, translasyon-rotasyon hareketi. C, Üçüncü nesil, fan-ışın geometrisi, sadece rotasyon hareketi. D, Dördüncü nesil, fan-ışın geometrisi ve sabit sirküler detektör düzeneği	16
Şekil 1.8.	Spiral volumetrik Bilgisayarlı Tomografi’de tarama geometrisinin şematik gösterimi. t, saniye cinsinden zaman, z = taranacak bölümün pozisyonu	17
Şekil 1.9.	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi cihazları, tarama sırasında hasta pozisyonuna göre farklılıklar gösterir. (A) Oturarak, (B) Ayakta, panoramik ve sefalometrik radyografi elde etme özelliği de bulunan hibrit KIBT cihazı, (C) Supin pozisyonda	20
Şekil 1.10.	Konik Işınlı BT’de diverjan konik ışın geometrisi kullanılırken, BT’de fan-ışın geometrisi kullanılmaktadır. KIBT ile birincil olarak hacim görüntüsü elde edilir, BT’de ise birincil olarak aksiyal kesitler elde edilir	23
Şekil 1.11.	Rekonstrüksiyonun ön işleme aşamasının şematik gösterimi.	26
Şekil 1.12.	Maksillanın bilgisayarlı tomografi görüntüleri, üst lateral kesici ve kanin dişleri arasındaki aralıkta bulunan lateral insiziv kanalları göstermektedir. A. Oblik kesitlerde ilk olarak superiorda nazal fossa tabanı (NF) kortikalinin altında seyreden iki ayrı kanal (*) ile birleşen lateral insiziv kanal (1) B. Daha fazla oblik kesitler ile nazal fossaya açılan insiziv kanalların eksternal (1) ve internal (2) varlığı kanıtlanmıştır	34
Şekil 2.1.	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı’nda bulunan Planmeca Promax 3D Max (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi cihazı	37

Şekil 2.2.	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Planmeca Promax 3D Max Kaynak:Planmeca ProMax 3D Max user manual Publication Number 10033254; Revision 21	39
Şekil 2.3.	Planmeca Romexis Viewer ile görüntülerin oryantasyonu ve hizalanması	40
Şekil 2.4.	CS'un, 11 nolu diş kökü palatinalinde seyreden, aksesuar dalı. Soldan, sağa sırasıyla: Sagital kesit, Koronal kesit, Aksiyel kesit	41
Şekil 2.5.	Çapraz kesitler aksesuar kanal açıklığından alveoler krete (8.25 mm), bukkal krete (7.35 mm), nazal kavite tabanına (15.25 mm) olan mesafenin ölçülmesi	42
Şekil 2.6.	Sağ lateral kesici diş palatinali ile yakın komşulukta olan canalis sinuosus aksesuar kanalının, aksiyel kesitlerde çap ölçümünün şematik gösterimi	42



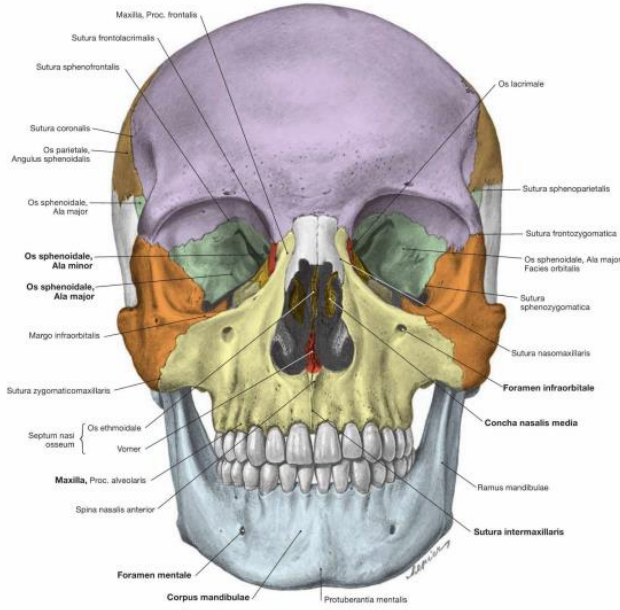
ÇİZELGELER

Çizelge 3.1. Çalışmaya dahil edilen kişilerin yaş ve cinsiyete göre dağılımları	44
Çizelge 3.2. Çalışmaya dahil edilen kişilerin yaş grupları ve frekans dağılımı	44
Çizelge 3.3. Hastaların sağ taraf ölçümleri için tanımlayıcılar	45
Çizelge 3.4. Hastaların sol taraf ölçümleri için tanımlayıcılar	46
Çizelge 3.5. Hastalara ait nicel ölçümlerin sağ ve sol taraf karşılaştırması	47
Çizelge 3.6. Sağ ve sola ait nicel ölçümlerin cinsiyet ile karşılaştırılması	47
Çizelge 3.7. Sağ tarafa ait nicel ölçümlerin yaş grupları ile karşılaştırılması	48
Çizelge 3.8. Sol tarafa ait nicel ölçümlerin yaş grupları ile karşılaştırılması	49
Çizelge 3.9. Sağ ve Sola ait Nitel Ölçümlerin Cinsiyet ile Karşılaştırılması	50
Çizelge 3.10. Sağ tarafa ait nitel ölçümlerin yaş grupları ile karşılaştırılması	50
Çizelge 3.11. Sol tarafa ait nitel ölçümlerin yaş grupları ile karşılaştırılması	51
Çizelge 3.12. CS <1 mm Varlığı için Sağ ve Sol Taraf Karşılaştırması	51
Çizelge 4.1. Pubmed-Medline, Research Gate, Google Akademik veritabanı kaynaklı, CS için 1999-2019 yılları arasında bildirilen, vaka raporları.	53

1. GİRİŞ

1.1. Visserokranyumun Genel Anatomisi

Solunum, koku alma, tat alma, çiğneme, konuşma, görme fonksiyonlarını yerine getiren organların desteklenmesi ve korunmasını visserokranyum sağlar. En büyük fasiyal kemik, maksilla, visserokranyumun merkezinde yer alır. Maksilla dışında yarım düzine kemik, visserokranyumun oluşumuna katılır. Bu kemikler superfisiyal (bir çift lakrimal, zigomatik, nazal kemikler ve mandibula) ve derin (palatin kemikler, inferior nazal konkalar ve vomer) fasiyal iskeleti oluştururlar. (Paulsen ve Waschke, 2011; Martini ve ark., 2018).



Şekil 1.1. Visserokranyum kemikleri. Sobotta Atlas of Anatomy: Head, Neck and Neuroanatomy 3.

1.1.1. Maksilla

Maksilla, orta yüz bölgesinde santral konumda yer alır. Visserokranyuma yapısal destek sağlar, oklüzal düzlemin kafa tabanı ile bağlantısını kurar, maksiller dentisyonu destekler, oklüzal kuvvetleri karşılar. Orta yüzü oluşturan yumuşak ve sert dokular maksilla tarafından desteklenir (O'Connel ve Futran, 2010).

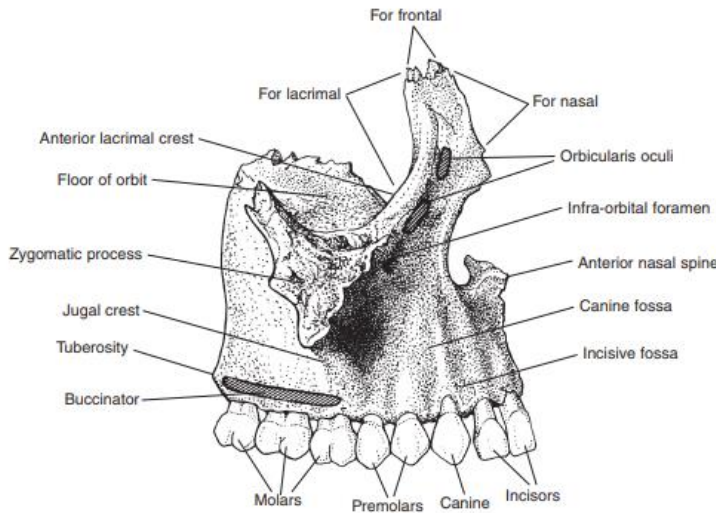
Her iki maksilla ortada sutura intermaksillaris ile birleşerek üst çenenin iskeletini oluşturur. Bu iskelet oral kavitenin tavanını, nazal kavitenin lateral duvarı ve tabanını ayrıca orbita tabanının büyük bir kısmını yapar. Maksilla'nın bir gövdesi (corpus maxillae), dört yüzü (facies anterior, facies nasalis, facies orbitalis ve facies infratemporalis) ve dört çıkıntısı (processus frontalis, processus zygomaticus, processus alveolaris ve processus palatinus) vardır (Sancak ve Cumhuriyet, 1999).

Maksiller kemikler; tabanı nazal kaviteye bitişik, tepesi zigomatik proçeste ve gövdesi maksiller sinüsü sınırlayan piramit şeklinde kemiklerdir. Maksilla, kendisini çevreleyen fasiyal yapılarla dört adet çıkıntı yardımıyla eklem yapar. Superiorda frontal kemik, lateralde zigomatik kemik, posteriorda palatin kemik ve inferiorda alveoler çıkıntı yardımıyla maksiller dişler ile eklem yapar. Anteriorda, apertura priformisin inferior ve medial sınırlarını oluşturur. Medialde, frontal çıkıntının anterior kenarında nazal kemiklerle birleşir (Okay ve ark., 2001; Soriano ve Das, 2020).

Nazal yüzeyin büyük bir bölümü, posterosuperiorda, maksiller hiatusa açılır. Nazal yüzeyin superior kenarı etmoid ve lakrimal kemikler ile eklem yapar. Hiatusun inferiorunda, nazal yüzey inferior meatusun yapısına katılır. Hiatusun arkasında yer alan pürüzlü yüzey ile palatin kemiğin perpendiküler laminası ile eklem yapar. Nazal yüzey ile palatin kemiğin eklem yapması sonucu burada bulunan majör palatin oluk, majör palatin kanala dönüşür. Hiatusun anteriorunda bulunan derin oluk, nazolakrimal kanal oluşumuna katılır; inferior nazal konka ve lakrimal kemik ile oluşumu tamamlanır (Martins ve ark., 2011; Cunningham ve ark., 2016).

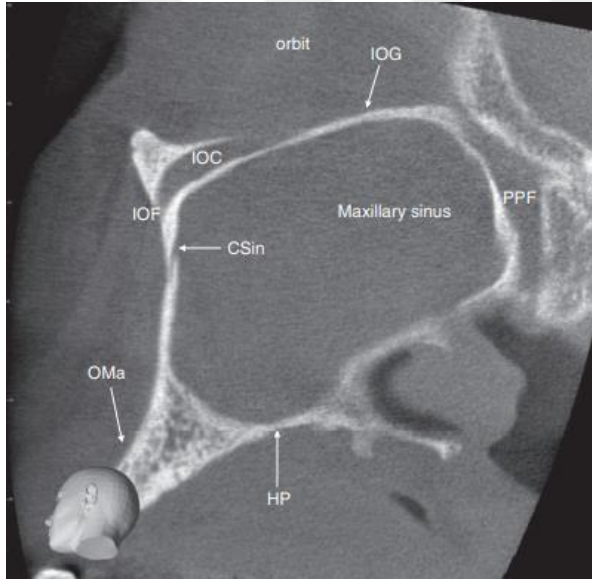
Maksillanın anterior (fasiyal) yüzeyi orbital yüzeyden infraorbital sırt ile ayrılır. Medialde nazal çentiğin kenarı tarafından sınırlandırılmıştır. Anterior yüzeyde, zigomatik proçetesten birinci molar diş köklerine uzanan, zigomatikoalveoler sırt (jugal krest) maksillanın anterior yüzeyini infratemporal yüzeyinden ayıran en belirgin oluşumdur. Kanin dişin köküne karşılık gelen sırtta “canine eminence” denir. Bu sırtın anteriorunda insiziv dişlerin kökleri üzerinde bulunan çöküntüye fossa incisivi, sırtın posteriorunda ve daha superior seviyede yer alan daha derin çöküntüye “fossa canini” denir. Fossa canini üzerinde ve infraorbital sırtın 1cm altında, ön yüzde infraorbital kanalın açıklığı infraorbital foramen yer alır (Nelson, 2015; Von Arx ve Lozanoff, 2017, s:47 ve Dere, 2010) (Şekil 1.2).

Arkaya doğru hafif konveks olan infratemporal yüzey, foramina alveolaria denilen posterior superior alveolar arter ve sinirlerin geçtiği birkaç delikle delinmiştir. İnfratemporal yüzey anterior yüzeyden zigomatik proçes ve zigomatikoalveoler sırt ile ayrılır. Bu yüzey posteroinferiorda maksiller tüberi oluşturur, superomedialde palatin kemiğin piramidal proçesi ile eklem yapar. Tüberin superiorunda, pterygopalatin fossanın (PPF) anterior sınırı, maksiller sinirin orbital yüzeydeki infraorbital oluğa seyri sırasında delinir (Holmes ve Gleeson, 2015).



Şekil 1.2. University of Dundee’de, Scheuer koleksiyonunda bulunan, Angela Christie tarafından resmedilen yetişkin sağ maksiller kemik spesimeni: Lateral görünüşü. (Developmental Juvenile Osteology 2nd Edition).

Maksillanın orbital yüzeyi, orbita tabanının büyük bir kısmını oluşturur. Orbital yüzeyin medial kenarında, lakrimal çentik yer alır. Lakrimal çentik, anteriordan posterioara sırasıyla lakrimal kemik, etmoid kemiğin orbital laminası ve palatin kemiğin orbital proçesi ile eklem yapar. Anteriorda alt orbital marjin tarafından sınırlandırılır ve medialde maksillanın frontal çıkıntısının lateral yüzeyinde bulunan lakrimal krest ile devam eder. Serbest posterior sınır, inferior orbital fissürün anteromedial sınırını oluşturur. Posterior orbital yüzeyin merkezinde infraorbital oluğun başlangıcı yer alır. Oluk anteriorda, infraorbital sinir ve damarların geçtiği infraorbital kanal olarak devam eder; maksiller sinüs tavanında ilerler ve maksillanın anterior yüzeyinde infraorbital foramene açılır. İnfraorbital kanalın lateral yüzeyinden yaklaşık orta noktasından anterior superior alveoler sinir ve arterleri taşıyan kanal, canalis sinuosus (CS), ortaya çıkar (Hasan ve Pratap, 2009) (Şekil 1.3).



Şekil 1.3. Maksiller sinüs anterior duvarında seyreden canalis sinuosus. (Csin: Canalis sinuosus, IOF: infraorbital foramen, IOC: infraorbital kanal, IOG: infraorbital oluk, PPF: pterygopalatin fossa, HP: sert damak.). Clinical Oral Anatomy: A Comprehensive Review for Dental Practitioners and Researchers.

Paranasal sinüslerin en büyüğü, maksiller sinüsler, ortalama 10 ml hacime sahip maksillada bulunan piramit şekilli kavitelerdir. Maksiller sinüsün (MS) anterior duvarı, maksillanın fasiyal yüzeyi tarafından oluşturulur ve içten CS tarafından delinir. MSün superioru, infraorbital oluğun geçtiği, kırılğan orbita tabanı tarafından

oluşturulur. MSün medial duvarı sinüsü nazal kaviteden ayırır.(Jacob S., 2007; Holmes ve Gleeson, 2015, s.:569 ve Chavanaz M, 1990).

MS tabanı, nazal kavite altında uzanan maksillanın alveoler ve palatin proçesi tarafından oluşturulur; bu taban birinci ve ikinci molar civarında en inferior seviyede olmak üzere, birinci premolar dişin mezialinden üçüncü molar dişin distaline kadar olan mesafede konumlanmıştır. Sinüsün tabanı molar dentisyondan ince kompakt kemik tabakası ile ayrılır (Duncavage J., 2011).

MSün posterior duvarı dardır ve bitişiğindeki PPF içerisindeki maksiller arter, ven ve trigeminal sinirin dalı olan maksiller sinirler ile yakından ilişkilidir. PPF; kafatasının tabanı ile posterior ağız boşluğu arasında bir huni şeklindedir, pterygoid proçes ve sfenoid kemiğin büyük kanadının ön kısmı ile birlikte MSün posterior kenarını oluşturur (Whyte A ve Boeddinghaus R, 2019).

1.1.2. İnfraorbital Bölge

İnfraorbital bölge, ortayüzün bir bileşenidir; nazal apertür ile zigomatik kemik arasında inferior orbital rimin altında yer alır. Bu alan klinik açıdan önemli olan yapıları; infraorbital foramen, infraorbital sinir ve damarları ayrıca önemi daha az bilinen ve anatomi ders kitaplarında nadiren bahsedilen canalis sinuosusu içerir. (Von Arx ve Lozanoff, 2017, s.71)

İnfraorbital boşluk, infraorbital foramenin altında yer alır; bu boşluk medialde levator labii superioris alaeque nasi, lateralde levator anguli oris, superiorde levator labii superioris, ve inferiorde orbicularis oris kasları ile çevrelenmiştir (Hu ve ark., 2006).

İnfraorbital oluk-kanal kompleksi orbita tabanında yer alır, ortalama uzunluğu 25.4-31.9 mm arasında değişkenlik gösterir. İnfraorbital oluğun anteriorunda, orbital plakanın lateral kenarı uzanarak oluğun üzerinde bir tavan oluşturur ve oluk kanala

dönüşür. Kemikle çevrili kısımlarına bağlı olarak infraorbital kanal sadece kanal, sadece oluk veya her ikisinden oluşan üç farklı anatomik varyasyon gösterebilir. Inferior kanal açıklığı, infraorbital foramen, inferior ve medial yönde konumlanmıştır. Infraorbital foramen; oval, yuvarlak veya yarım-ay şeklinde izlenmektedir (Scarfe ve ark., 1998; Chrcanovic ve ark., 2011; Kazkayasi ve ark., 2001 ve von Arx ve Lozanoff, 2017, s.73).

Maksiller dişler göz önünde bulundurulduğunda infraorbital foramen sırasıyla en sık birinci premolar, kanin, ikinci premolar ve birinci molar dişler üzerinde konumlanmaktadır (Aziz ve ark., 2000). Dünyanın dört bir yanından farklı popülasyonlardan oluşan seksen bir insan kafatası üzerinde yapılan bir çalışmada, aksesuar infraorbital foramen varlığı araştırılmıştır. Bu çalışma sonucunda aksesuar foramenlerin sıklığı %40 oranıyla, Güney Çin ve Mikronezya örneklerinde en yaygın tespit edilmiştir (Hanihara ve Ishida, 2001).

Infraorbital bölgede yer alan canalis sinuosus, infraorbital foramenin posteriorunda infraorbital kanaldan ortaya çıkan kıvrımlı bir kanaldır. Canalis sinuosus anterolateral yönde, maksiller antrumun anterior duvarında ve orbital kenarın altında seyretmektedir (Von Arx ve ark. 2013).

1.2. Infraorbital Kanal

Infraorbital sinir (İOS) ve infraorbital damarlar, infraorbital kanaldan geçer ve infraorbital foramen yoluyla yüze kutanöz terminal dallar verirler. IOS, trigeminal sinirin saf duyu nöronları taşıyan maksiller dalından köken alır. Maksiller sinir, pterygopalatin fossayı geçtikten sonra infraorbital fissürden orbita tabanına girer ve infraorbital kanalda infraorbital sinir adını alır. Maksiller sinüsün anterior duvarından aşağı iner ve infraorbital foramen aracılığıyla yüze ulaşır. Alt göz kapağı, konjunktiva, üst dudak ve burun lateral yüzeyinin duyusunu IOS sağlar. IOS, Infraorbital sinir infraorbital kanalı terketmeden önce n. alveolaris superior medius ve n. alveolaris

anterior dallarını verir (Fillmore ve Seifert, 2015; Hagnegahdar ve ark., 2018 ve Hwang ve ark., 2013).

İnfraorbital kanalın, maksiller sinüs tavanındaki, seyri değişkenlik gösterir. Bu varyasyon Ferrence ve ark. tarafından üç farklı tipte sınıflandırılmıştır. Tip 1 sinir kanalı maksiller sinüsün tavanında yer alır, Tip 2 sinir kanalı sinüs tavanının altında tavanla bitişiktir ve Tip 3 sinir kanalı sinüsün çatısından septa veya infraorbital etmoid hücre lameli aracılığıyla sinüs lümenine alçalır. İnfraorbital sinirin maksiller sinüse protrüzyonu; orbitozigomatik fraktürlerin tedavisinde, Caldwell-Luc prosedürleri, rinoplasti, endoskopik sinüs cerrahisi, maksiller rezeksiyon, maksilla ve antrumda bulunan tümörlerin tedavisinde iyatrojenik hasar yönünden önemli bir risk faktörüdür (Jungell ve Lingqvist, 1987; Vriens ve Moos, 1995; Brandão ve ark., 2008; Meyer ve Moos, 1990; Ohki ve Takeuchi, 2002 ve Ferrence ve ark., 2015).

N. alveolaris superior medius, infraorbital sinirden infraorbital kanalın posteriorunda ayrılarak, maksiller sinüs lateral duvarında aşağıya ve öne doğru ilerler. N. alveolaris superior medius, superior dental pleksus ile birleşerek maksiller premolar dişlere küçük dallar verir. Bu sinir farklı varyasyonlara sahiptir; çift, üçlü olabilir veya hiç bulunmayabilir. İnfraorbital kanalda, n. alveolaris superior mediusa eşlik eden, a. alveolaris superior medius maksiller sinüsün lateral duvarından aşağıya doğru iner; anterior ve posterior superior alveolar arterler ile anastomotik ağ oluşturarak kanin dişin yakınında son bulur. Maksiller sinüs, premolar dişler, birinci molar dişlerin meziobukkal kökü ve aynı dişlerin mukozasını innerve eder (Berkovitz, 2015 ve Tamimi, 2017).

N. alveolaris superior anterior, infraorbital kanalın lateral dalı olan CS içerisinde seyreder. Anterior superior alveolar sinire genellikle infraorbital arterden dallanmış küçük bir arter, anterior superior alveolar arter eşlik eder. CS, anterior superior alveolar sinirleri anterior maksillaya esas olarak anterior maksiller dişlere taşır (Wood Jones, 1939; Neves ve ark., 2012 ve Torres ve ark., 2015).

N. alveolaris superior anterior, n. alveolaris superior medius ile birlikte superior dental pleksusu oluşturur. Maksiller sinüs, maksiller anterior dişler ve bu dişlere ait mukoza n. alveolaris superior anterior tarafından innerve edilir. Maksiller insizör ve kanin dişlerin ayrıca maksiller sinüs mukozasının vaskülarizasyonu ise anterior superior alveolar arter tarafından sağlanır (Berkovitz, 2015 ve Tamimi, 2017).

1.3. Canalis Sinuosus'un Lokalizasyonu

Canalis sinuosus terimi, ilk olarak 1939 yılında, infraorbital foramenin arka kısmında infraorbital sinirden ayrılan anterior superior dental sinir ve damarları tanımlayan Jones tarafından, nazal kavitenin lateralinde yaklaşık 2 mm çapında kıvrımlı bir yol izleyen kemik kanalı olarak tanımlanmıştır. Jones, antrumun ön duvarında aşağı doğru dönmeyen önce, orbitanın ön kenarına, infraorbital foramenlere lateral olarak ulaşan ve sonra mediale kıvrılan, infraorbital foramenlerin altında kavisli, burnun lateral duvarından nazal apertür etrafında aşağı doğru inen bir kanal tasvir etmiştir (Jones, 1939).

CS, maksillada yaklaşık 55mm uzunluğunda kavisli seyir gösterir. CS üç bölümden oluşur: Orbital tabanı çaprazlayan ilk bölüm, transvers fasiyal bölüm ve sirkumnarial bölüm (Şekil 1.4). Canalis sinuosusun başlangıç segmenti infraorbital seyir gösterir daha sonra mediale kıvrılarak transvers fasiyal segment olarak devam eder. Transvers fasiyal segment maksiller sinüsün anterior duvarında konumlanmıştır. CS, orbital marjinin altında maksiller sinüsün anterior duvarında, anterolateral yönde seyreder daha sonra medial olarak infraorbital foramenin altına, burun boşluğunun lateral duvarına doğru ilerler ve burada anterior maksillaya ulaşmak için piriform açıklık boyunca keskin bir şekilde aşağı doğru bükülür. Transvers fasiyal segmentin medial ucu inferior nazal konkaya bağlanan crista conchalis seviyesinde konumlanmıştır. CS, başlangıcı apertura piriformisin marjini içerisinde, kanin dişin alveolünün medial yüzü ile nazal kavite arasında yer alan üçüncü segment ile devam eder. Anterior maksilla içinde CS, dişlere ve premaksillanın palataline seyreder dar kemik kanallarına ayrılır (Wood Jones, 1939; Rusu ve ark., 2019).

Gray's Anatomi'de CS'nin infraorbital kanalın lateralinde orbita tabanında alçaldığı ve maksiller sinüsün ön duvarında medial olarak kıvrıldığı, ardından anterior nazal apertürün kenarına geçtiği ve nazal septum yakınında insiziv kanalın anteriorunda açılmak için apertürün alt kenarını takip ettiği anlatılmıştır (Standring, 2005).

Hwang ve ark. (2011), 14 yetişkin insan kadavra yüzünde CS'nin anterior nazal apertüre olan yakınlığını değerlendirmişlerdir. Diseksiyonu takiben, CS'den nazal kavitenin lateral sınırına olan mesafeyi üç farklı seviyede ölçmek için yatay kemik kesileri yapmışlar ve CS tüm spesimenlerde tespit edildiğini bildirmişlerdir. CS'nin 2–3 mm'lik bir mesafe içinde piriform apertür boyunca eğrisel bir seyir halinde ilerlediği tespit edilmiştir. Fasiyal kemiğin bilgisayarlı tomografi tarama görüntülerinin aksiyal kesitlerinde, CS'nin genellikle piriform açıklık boyunca maksilla ön duvarının yakınında görüldüğü bildirilmiştir.

CS'nin anatomisi, lokalizasyonuna göre diğer yazarlar tarafından, infraorbital foramenlerin yaklaşık 25 mm arkasında ortaya çıkan ve orbita tabanına inen, mediyal olarak maksiller sinüsün ön duvarına doğru kıvrılan ve ön tarafa nazal apertüre ilerleyen kanal olarak tanımlanmıştır. Anterior maksillaya açıldığı nokta, insiziv kanalın önündedir ve bu noktada, CS genellikle anterior damakta aksesuar kanallar adı verilen anatomik varyasyonları gösterir. CS varyasyonları, kanalın alveolar sırt bölgesine uzanması durumunda belirgin yaygın bir bulgudur. CS'deki nörovasküler dallar, kanin diş bölgesindeki diş pleksusunu oluşturur. CS'nin içindeki anterior superior alveolar sinir, insizör ve kanin diş bölgelerini ve komşu yumuşak dokuları innerve eder (de Oliveira-Santos ve ark., 2013; Wanzeler ve ark., 2015; von Arx ve Lozanoff, 2015; Torres ve ark., 2015; Arruda ve ark., 2017; ve Gurler ve ark., 2017).

CS'un anterior maksilla içinde verdiği dallar, aksesuar kanallar sağ ve solda olmak üzere 17 farklı lokalizasyonda bulunabilir. Bu lokalizasyonlar sırasıyla; birinci ve ikinci premolar dişler arası, birinci premolar diş, kanin ve premolar dişler arası, kanin diş, lateral ve kanin dişler arası, lateral diş, santral ve lateral dişler arası, santral diş ve inter santral dişler arası bölgelerdir (Tomrukçu ve Köse, 2019).



Şekil 1.4. Üç-boyutlu hacim kazandırma, orta yüzün anterior görüntüleri, Planmeca Romexis Viewer 3.5.0.R yazılımı: (A) S&B X-ışını Filtresi; (B) Yumuşak Doku Filtresi; (C) S&B X-ışını Filtresi ile total kemik substraksiyonu. İnfraorbital kanal (beyaz oklar), sol aksesuar infraorbital kanal (siyah ok), Canalis Sinuosus (beyaz ok uçları) oklar ile gösterilmiştir. S&B:Siyah & Beyaz. (Rusu ve ark., 2019) Romanian Journal of Morphology and Embryology

1.4. Canalis Sinuosus'un Görüntüleme Yöntemleri

1.4.1. İntraoral Radyografi

İntraoral radyografi, X-ışını kaynağı kullanılarak, oral kaviteye yerleştirilen imaj reseptörünün ekspozürü sayesinde elde edilir. İntraoral radyografi ile küçük lezyonları, çürükleri, marjinal periodonsiyumun ince ayrıntılarını ve dişlerin periapikal bölgelerini değerlendirmek mümkündür. İntraoral radyograflar üç farklı yöntemle elde edilir, bunlar: Periapikal projeksiyonlar, bite-wing projeksiyonlar ve oklüzal projeksiyonlardır (Kaneda ve ark., 2011; Kalinowska, 2020).

Periapikal radyograflar, en sık elde edilen X-ışını görüntüleri arasındadır ve dental radyolojide yaygın olarak kullanılır. Dental radyografik standartlara uygun elde edilen periapikal radyograflarda dişlerin tamamı ve periapikal dokuların yaklaşık 5mm'lik bölümü incelenebilir (Kaneda ve ark., 2011). CS periapikal radyograflarda, diş köküne süperpoze sirküler radyolüsensi şeklinde veya diş kökü ile ilişkili radyopak belirgin sınırlı radyolüsant kanal şeklinde izlenmektedir (Shelley ve ark., 1999; Talim ve ark., 2018; Shah ve ark., 2017). CS'un periapikal radyograflarda izlenebilen bölümü genellikle kanalın sirkumnarial bölümüdür (Shelly ve ark., 1999).



Şekil 1.5. A. Kanin diş kökü ile ilişkili, radyopak belirgin sınırlı radyolüsent nörovasküler kanal (Shelley ve ark., 1999), B. Sol santral kesici diş köküne süperpoze sirküler radyolüsensi (Talim ve ark.,2018), C. Eksternal kök rezorbsiyon defektini taklit eden CS aksesuar kanalı (kırmızı ok) (Shah ve ark.,2017).

1.4.2. Panoramik Radyografi

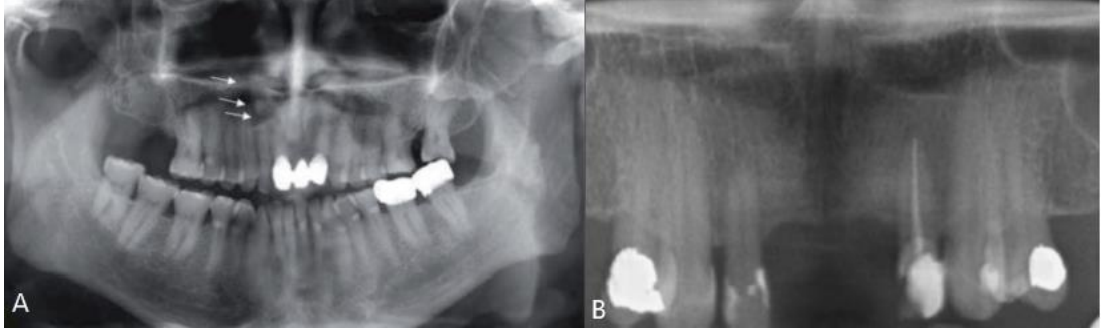
Özel bir tomografi türü olan panoramik radyografi, diş hekimliğinde temel tanı aracı olarak yaygın olarak kullanılmaktadır. Panoramik radyografi ile, çenelerin basitleştirilmiş şekline uyarlanmış kavisli bir katmanın düzleştirilmiş bir görüntüsü olan panoramik röntgenogram elde edilebilmektedir (Paatero,1949). Panoramik görüntüleme, maksiller ve mandibular dental arkları ve bunları destekleyen yapıları içeren fasiyal yapıların tek bir görüntü ile değerlendirilmesine olanak sağlar (Mallya ve Lurie, 2018). Panoramik görüntünün tamamı, iki lateral ve bir anteroposterior kafatası görüntüsünün bölümlerinin, süperpozisyonlar olmaksızın, bir birleşimine benzer (Perschbacher, 2012). Bu, sürekli hareket eden bir rotasyon merkezi ile hasta etrafında, hiposikloidal yörüngede karşılıklı dönen X-ışın tüpü ve detektör paneli ile elde edilir (Paatero,1949). Nesnelerin makul ölçüde iyi tanımlandığı üç boyutlu bölgenin, odak arkın, içinde yer alan nesneler radyografik görüntü üzerinde net, odaklanmış ve homojen olmayan bir şekilde magnifiye görünmektedir. Odak ark dışında bulunan nesneler geometrik olarak distorsiyona uğramış, magnifiye veya küçülmüş, bulanık veya belirsiz ve birikmiş olarak görünmektedir (Riecke ve ark., 2014).

Rotasyonel panoramik radyografide, tüm distorsiyon fenomenleri, dikey ve yatay magnifikasyon faktörlerindeki tutarsızlıktan kaynaklanmaktadır (Welander ve Wickman, 1978). Tanımlanabilen bazı temel distorsiyon etkileri şunlardır: obje morfolojisinin distorsiyonu, biçim distorsiyonu (Sjoblom ve ark., 1975), bir nesnenin boyutunun veya ayrıntısının distorsiyonu, alan distorsiyonu (Samfors ve Welander, 1974a) ve açı (farklı nesneler arasındaki, örneğin dişlerin, arklar içindeki doğal angülasyonu) distorsiyonu (Samfors ve Welander, 1974b ve Frykholm ve ark., 1977).

Arklar arasındaki uyumsuzlukla birlikte arkların panoramik cihaz içindeki farklı dikey nesne konumu, üst ve alt dişlerin farklı nesne-detektör mesafesine katkıda bulunur. Tomografik görüntünün genel büyütmesi, farklı üreticilere bağlı olarak farklı nesne-detektör mesafelerine bağlı olarak değişir ve panoramik radyografların yorumlanması sırasında dikkate alınmalıdır (Tronje ve ark., 1981a; Tronje ve ark., 1982). Matematiksel ve morfometrik analizlerde, X-ışını demetinin merkezi ışınına dik olarak yerleştirilen küçük nesnelerin boyutsal olarak görüntülenmesinde doğru sonuçlar elde edildiği gösterilmiştir. Nesnenin farklı herhangi bir pozisyonda X-ışınına maruz kalması durumunda objenin boyutuna ve pozisyonuna bağlı olarak iç yapısında kompleks distorsiyon meydana gelmektedir (McDAVID ve ark., 1986; Hayakawa ve ark., 1993). Klinik olarak, kafa tabanı süperpozisyonunun önlenmesi amacıyla, dişlerin 7 ° yukarı doğru ışın açısına ve dikey detektör düzlemine göre arklar içinde her bir dişin farklı bukkolingual eğime sahip olması nedeniyle distorsiyonlar meydana gelmektedir (Riecke ve ark.2014).

Panoramik radyografideki projeksiyon sistemi, biri yatay diğeri dikey boyutta olmak üzere nesnenin aynı anda çalışan iki projeksiyonu olması ve üç boyutlu nesnelerin görüntüde bozulmasına yol açması açısından karmaşıktır (Tronje ve ark., 1981b). Panoramik radyografi her ne kadar diş hekimliği uygulamalarında radyografik muayene için temel yöntemlerden olsa da CS'nin iki boyutlu radyografi yöntemleri ile tanımlanması oldukça zordur. CS'nin panoramik radyografide çizgisel hat arasında radyolüsent görünümde kanal veya nazal kavitenin latereline doğru sağ üst lateral kesici diş kökünün apeksine bitişik bir kanala benzer dar bir radyolüsent alan şeklinde görüntülediği olgular mevcuttur (Şekil 1.5) (Etöz ve Yılmaz, 2019; Neves ve ark.,

2012). CS'nin ortalama çapının 2 mm'den dar olması ve kanalın izlediği yolun bunda etkili olduğu düşnlmektedir (Etöz ve Yılmaz, 2019).



Şekil 1.6. A:Panoramik görüntüde sağ lateral ile kanin diş arasında süperiora doğru uzanan radyolüsent hat beyaz oklarla gösterilmiştir (Etöz ve Yılmaz, 2019). B: Nazal kavitenin latereline doğru sağ üst lateral kesici diş kökünün apeksine bitişik radyolüsent görünümde, CS (Neves ve ark., 2012).

1.4.2. İleri Görüntüleme

1.4.2.1. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı Tomografi'nin (BT) icadı radyoloji pratiğinde devrim yaratmıştır. BT, birçok durumda, geleneksel x-ışını teknikleriyle elde edilen diagnostik bilgiye kıyasla tanıya ulaşmada dramatik bir artış sağlamıştır. Bu olağanüstü buluş, özellikle Godfrey Newbold Hounsfield ve Allan MacLeod Cormack çalışmasıyla mümkün olmuştur (Bates ve ark., 2012; Beckmann, 2006).

Bilgisayarlı Tomografi (BT), X-ışın demetinin hastanın ince aksiyal bir kesitinden farklı yönlerde geçtiği x-ışını şiddet ölçümüne dayalı bir tomografik tekniktir. Paralel kolimasyon, tarama düzleminin kalınlığını belirleyen X-ışın demetinin ince fan geometrisini oluşturmak için kullanılır. Her tarama bir penetrasyon veya absorbsiyon profili üretir. Bununla birlikte, görüntünün oluşturulması, incelenen hastanın farklı açılardan elde edilen profillerini gerektirir (Prokop, 2001; Williamson ve ark., 2013).

BT tarayıcı düzeneği, BT tarayıcıları farklı sistem konfigürasyonlarında mevcut olsalar da, hepsi aynı temel bileşenlere sahiptir:

- Gantri
- Hasta masası
- Bilgisayar
- Kontrol Konsolu (Williamson ve ark., 2013).

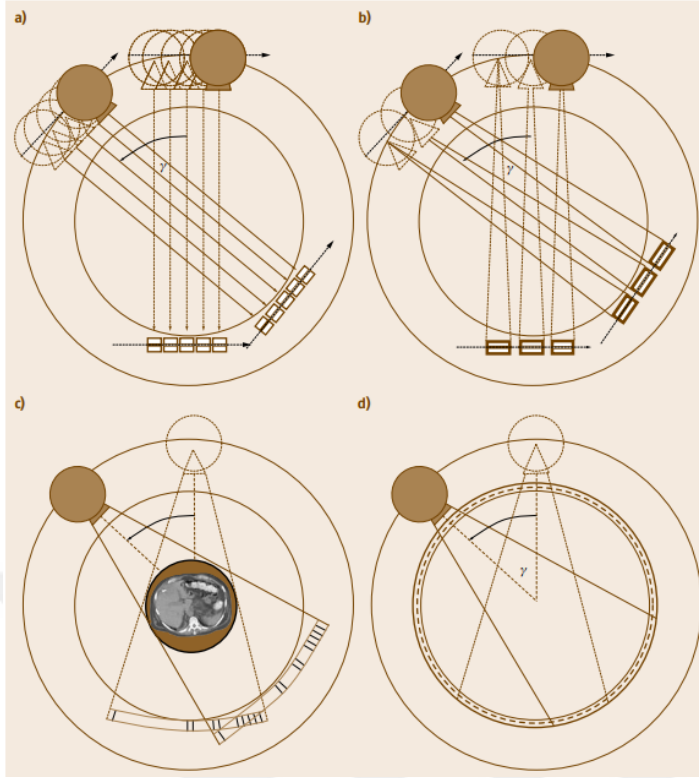
Gantri, dedektör düzeneği hasta masası ve X-ışın kaynağını içerir. X-ışını kaynağı ve dedektör düzeneği, incelenen bölgenin birden fazla profilini oluşturmak için hastanın etrafında döndürülür (3.600). Dedektörler vücuttan çıkan atenüe radyasyonun yoğunluğunu ölçer. Dedektörlerin her biri, taramanın kesiti için özel bilgiyi alır ve bilgisayara iletir. BT’de görüntü yakalama hızı, veri kazanımı ve daha büyük matris boyutu yüksek hızlı bilgisayarların kullanımını gerektirir. X-ışın demetinin atenüasyonu, matris adı verilen ızgara (grid) benzeri bir desende toplanır. Matristeki her kare, voksel (hacim elemanı) adı verilen küçük sonlu doku hacminin X ışını atenüasyonunu temsil eden bir pikselden (görüntü elemanı) oluşur. Matematiksel bir görüntü rekonstrüksiyon algoritması (Ters Radon Dönüşümü), BT bölümü içindeki her noktadaki lokal atenüasyonu hesaplar. Modern BT taramaları, aynı anda 30.000'e kadar denklemi çözebilen bilgisayarlar gerektirir. Bilgisayarın veri toplama işleminden sonra görünür bir görüntü oluşturması için gereken süre ‘rekonstrüksiyon süresi’ olarak adlandırılır. Işın zayıflaması derecesine karşılık gelen her piksel için bir sayı (BT numarası veya Hounsfield birimi) atanır ve son olarak bir görüntü olarak görüntülenen gri tonlarına dönüştürülür. Hounsfield skalasında, -1000 havanın atenüasyonunu ve 0 suyun atenüasyonunu temsil eder. Skalanın üst sınırı yoktur, mevcut BT numarası aralığı, tarayıcılar ve piksel başına mevcut bitler arasında değişir (örneğin, 12 bit için -1024 ila 3071 HU veya 16 bit için 64.500 HU'ya kadar değişebilir). Konvansiyonel BT tarayıcıları ile, ilgilenilen hacim, genellikle bir seferde bir bölüm ilerleyerek sıralı bir şekilde taranır (Prokop, 2001; Williamson ve ark., 2013).

İlk ticari tarayıcı olan EMI (Electric and Musical Industries Ltd.) dar odaklı, kalem-ışın geometrisine ve tek bir dedektöre sahipti. BT'nin daha sonraki hızlı gelişimi, üç temel hedef doğrultusunda gerçekleşmiştir : (1) görüntü kazanım süresinin azaltılması, (2) x-ışın maruziyetinin azaltılması ve son olarak, (3) maliyetin azaltılması (Buzug,2011). Bu faktörleri optimize etme süreci boyunca, BT cihazları tarama geometrisine, tarama hareketine ve aşağıdaki dedektör sayısına göre birkaç tarihsel aşamadan geçmiştir (Şekil 1.6): Birinci nesil CT cihazları kalem-ışın geometrisine sahip X-ışın tüpü ve tek bir dedektör ile donatılmıştır. Dedektör, x-ışını tüpü ile eşzamanlı olarak hareket ettirilir. Bu yer değiştirme doğrusaldır ve farklı projeksiyon açıları için translasyon-rotasyon hareketi tekrarlanır (Seeram, 2016, s:68-69; Buzug, 2011).

İkinci nesil BT, fan-ışın geometrisine sahip bir x-ışını kaynağına ve yaklaşık 30 elementten oluşan kısa bir dedektör dizisine sahiptir. Bununla birlikte, fan ışınının diyafram açısı küçük olduğundan, projeksiyon açısı başka bir projeksiyon için ayarlanmadan önce x-ışını tüpü ve dedektör dizisinin doğrusal olarak çevrilmesi gerektiğinden ikinci nesil BT cihazları da translasyon-rotasyon hareketine dayanıyordu (Seeram, 2016, s:68-69; Buzug, 2011).

Üçüncü nesil BT cihazları ile görüntü kazanım süresini 20 sn.'den daha azına düşürülmesi amaçlanmıştır. Bu hedefe ulaşmak için ikinci nesilden farklı olarak üçüncü nesil BT cihazları, daha büyük açılı (40°C ila 60 °C arasında) fan-ışın geometrisine sahip X-ışın kaynağı ve ark şeklinde daha uzun dedektör dizilimi ile yapılandırılmıştır. Bu yöntemle, tüm ölçüm alanı, tek bir projeksiyon açısında X-ışın demetinin tüm genişliğini kapsamaktadır. Sonuç olarak, görüntü kazanım süresini önemli ölçüde azalmasını sağlayan, lineer yer değiştirme hareketi yerini kesintisiz tam bir rotasyona bırakmıştır (Seeram, 2016, s:68-69; Buzug, 2011).

Dördüncü nesil BT tarayıcıları, X-ışın geometrisi açısından üçüncü nesilden farklı değildir. Dördüncü nesil tarayıcılarda farklı olarak, X-ışını tüpü sabit bir dedektör halkası etrafında herhangi bir doğrusal yer değiştirme olmaksızın ölçüm alanı etrafında sürekli olarak dönmektedir (Seeram, 2016, s:68-69; Buzug, 2011).

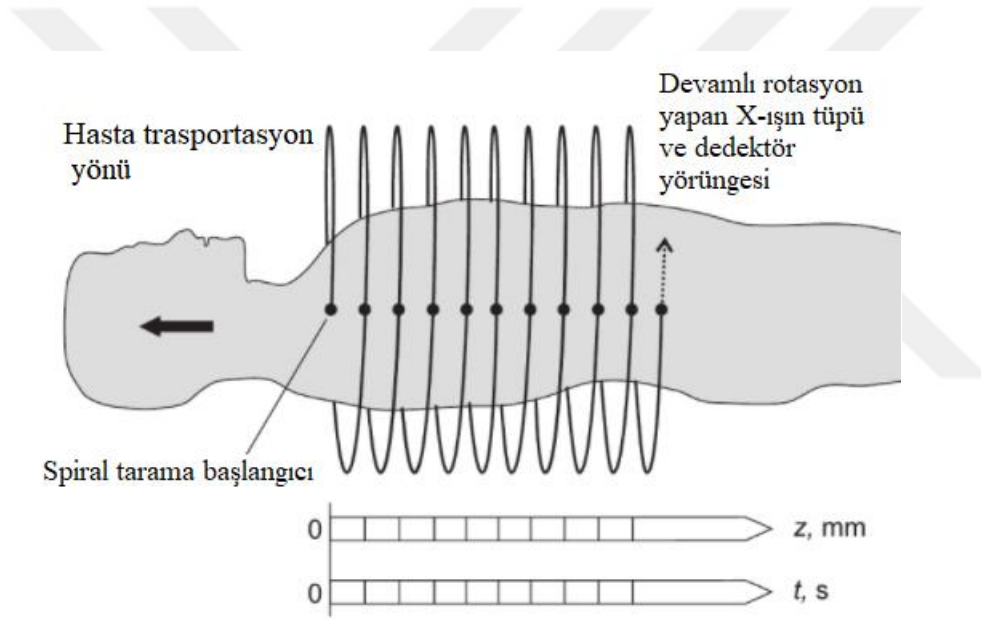


Şekil 1.7. A, Birinci nesil BT cihazı, paralel kalem-ışın geometrisi, translasyon-rotasyon hareketi. B, İkinci nesil, fan-ışın geometrisi, translasyon-rotasyon hareketi. C, Üçüncü nesil, fan-ışın geometrisi, sadece rotasyon hareketi. D, Dördüncü nesil, fan-ışın geometrisi ve sabit sirküler detektör düzeneği. Kaynak: Buzug, 2011. Springer Handbook of Medical Technology, Part C 16.2 Milestones of Computed Tomography. s:315.

1.4.2.2. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi: Spiral/Helikol Geometride Bilgisayarlı Tomografi Taraması

BT’de veri kazanımı, görüntü oluşturmak için hastadan sistematik bilgi toplanması anlamına gelir. İki farklı şekilde, kesit bazında ve hacimsel, veri kazanımı mümkündür. Konvansiyonel kesit-kesit veri toplamada, X-ışını tüpü hasta etrafında döner ve ilk kestten itibaren veri kazanımı başlar. Tüp durur ve hasta sonraki kesitin taranması için pozisyonlandırılır. Bu işlem, tüm kesitler ayrı ayrı taranana kadar devam eder. Hacimsel veri kazanımında, tek seferde bir kesit yerine bir doku hacmini taramak için spiral veya helikal geometri olarak adlandırılan özel bir ışın geometrisi kullanılır (Seeram,2016, s:53). Spiral BT, hastanın z eksenı boyunca, düzlemsel olmayan geometride sürekli olarak taranması prensibine dayanır. Spiral BT’de taramalar, hasta gantride sürekli olarak sabit hızda taşınırken tüp detektör sisteminin

birden çok rotasyonunu kapsar (Kalender, 2011). Bunun için tarama süresince sürekli çalışabilen yüksek ısı kapasitesine sahip bir x-ışını tüpüne ihtiyaç vardır (Prokop, 2001). Spiral/ Helikal tarama denmesinin nedeni hasta üzerindeki sabit bir noktaya göre gantri üzerindeki bir noktanın hareket yolunun bir sarmal şeklinde olmasıdır. Taramalar arası gecikme esasen ortadan kaldırıldığı için Spiral BT ile tek bir nefes tutuşuyla tüm bir doku hacminin taranması mümkündür (Hsieh, 2009). Taranan hacimdeki herhangi bir segmentten kesitsel BT görüntüsü rastgele seviyelerde üretilebilir (Prokop, 2001) ve birbirinden ayrı görüntüler, z-ekseni boyunca tüm konumlarda rekonstrükte edilebilir. Bu özellik, özellikle küçük bir patolojinin izole edilmesi gerektiğinde önemlidir (Hsieh, 2009).



Şekil 1.8. Spiral volumetrik Bilgisayarlı Tomografi'de tarama geometrisinin şematik gösterimi. t, saniye cinsinden zaman, z = taranacak bölümün pozisyonu (Kalender, 1990)

Spiral / Helikal BT'de, X-ışını tüpü hasta etrafında döner ve hasta tek bir nefesi tutarken tüm doku hacmini taramak için spiral bir yol izler. Bu yöntem, X-ışını tüpünün bir dönüşü başına tek bir kesit oluşturur ve genellikle tek kesitli spiral / helikal BT (TKBT) olarak adlandırılır. TKBT'nin hacim tarama hızı performansını iyileştirmek için, hastaların daha hızlı görüntülenmesini sağlayan çok kesitli spiral / helikal BT (ÇKBT) geliştirilmiştir. ÇKBT tarayıcıları, X-ışını tüpünün bir devri başına birden çok kesit oluşturur. Örneğin, ÇKBT tarayıcıları X-ışını tüpünün 360 derece

dönüşü başına 4, 8, 16, 32, 40, 64 veya 320 kesit oluşturabilme kabiliyetine sahiptir (Seeram, 2016, s:70).

1.4.2.2.1. Bilgisayarlı Tomografinin Diş Hekimliğinde Kullanımı

BT, baş boyun bölgesinde kistler, tümörler ve enfeksiyonlar dahil olmak üzere klinik olarak şüpheli patolojinin varlığı ve hastalığın paranazal sinüsler, kafatasıtabanı ve orbitaya yayılımının incelenmesinde kullanılmaktadır (Williamson ve ark., 2013). ÇKBT, şüpheli patolojik tanının tahmin edilebileceği lezyonların doğasını ve içeriğinin tespit edilmesine olanak sağlar (Tanaka ve ark., 2011). Aynı zamanda, kemik ve çevresindeki yumuşak doku invazyonlarının yüksek çözünürlüklü olarak aydınlatılmasına yardımcı olur (Weber ve ark., 2003; Simon ve Rubinstein, 2006). BT maksillofasiyal bölgeyi etkileyen özellikle orbita, frontal sinüs ve nazoetmoidal bölgeyi içeren kompleks kırıkların lokasyonunun tespitinde mükemmel detay sağlamaktadır (Sargent ve Rogers, 1999; Davidson ve ark., 1991). Parçalı kırıklarda fragmanların, deplasman veya rotasyon derecesinin ve kafa tabanı tutulumunun incelenmesiyle birlikte subdural ve epidural hematomların BT ile tespiti mümkündür (Schiknecht ve Graetz, 2005; Williamson ve ark., 2013). BT, tükürük bezi tümörlerinin intrinsek ve ekstrinsek ayrımında ve tümörün evrendirilmesinde (Stone ve ark., 1981), temporomandibüler eklem bileşenlerinin değerlendirilmesinde ayrıca BT rehberlikli ince iğne aspirasyon biyopsilerinde kullanılmaktadır (Williamson ve ark., 2013)

1.4.2.3.2. Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları:

BT sayesinde multiplanar görüntüleme ile krosseksiyonel veya diğer düzlemlerde görüntü kazanımı mümkündür. Anatomik bölgeye bağlı olarak, 1.5-10 mm kalınlığında, geometrik hassasiyeti yüksek ve süperpozisyon olmaksızın görüntü elde edilmesini sağlar. Elde edilen görüntünün radyografik kontrast ve parlaklık değerleri ayarlanabilir ve görüntünün kontrast skalası gözlemcinin ihtiyaçlarına göre değiştirilebilir. İnce doku kontrast farklılıklarını (%0.5 kadar düşük) ayırma

hassasiyeti sayesinde BT ile mükemmel düşük kontrastlı çözünürlükte görüntüler elde etmek mümkündür (Williamson ve ark., 2013).

1.4.2.3.3. Bilgisayarlı Tomografinin Dezavantajları:

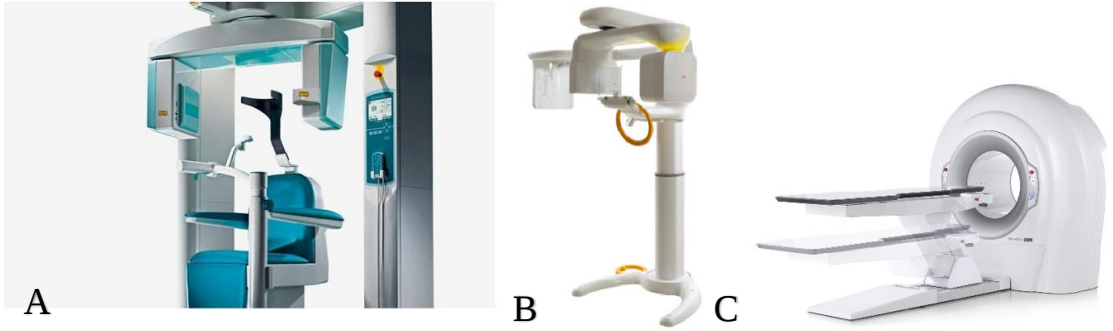
BT görüntülemenin en büyük dezavantajı yüksek radyasyon maruziyetidir. Yüksek maliyetlidir. Hasta üzerinde metalik objelerin varlığı, BT görüntülerinde streak-çizgi artefaktına neden olmaktadır (Shah, 2014). BT'nin uzamsal çözünürlüğü (milimetre başına çizgi çiftleri) radyografiye kıyasla belirgin şekilde daha zayıftır. (Hendee ve Ritenour, 1992). BT'de posterior fossa, omurilik, hipofiz ve interpetrous boşluk gibi yumuşak dokuların büyük miktarda kemikle çevrili olduğu anatomik bölgeleri görüntülemek zordur (Oldendorf ve Oldendorf, 1991). Görüntüleme süreci, teşhisi engelleyebilecek artefaktlar oluşturabilmektedir. Dental fraktürlerin tanısında BT'nin çözünürlük kapasitesinin altında olan küçük fissürlerin tanısında yetersizdir ve yanlış negatif değerlendirme ile sonuçlanabilmektedir (Shah, 2014).

1.4.2.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

“Dinamik Spasiyal Rekonstrüktör” isimli Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi'nin erken volumetrik BT öncülü, Mayo Klinik'teki Biyodinamik Araştırma Birimi tarafından 1970'lerin sonlarında geliştirilmiştir (Robb, 1982; Robb ve ark., 1980). Daha sonra, 1983 yılının başlarında, C-kollu KIBT cihazlarının ilk örnekleri vasküler görüntülemeye kullanılmıştır (Rougee ve ark., 1994; Sain-Felix ve ark., 1994). Geleneksel BT'ye göre nispeten daha az maliyetli bir radyasyon detektörü kullanılarak ilgilenilen bölgeden daha hızlı veri elde edilmesini sağlayan alternatif bir görüntü üretim yöntemi sağlanmıştır (Scarfe ve ark., 2012). Birden çok düzlemsel görüntünün entegrasyonunun teorik temelini sağlayan tomosentez ilkeleri 1934 gibi erken bir tarihte tanımlanmış olsa da (Ziedses des Plantes 1973; Webber ve Horton 1997), esas olarak dört teknolojik gelişme bir araya gelerek, maksillofasiyal görüntüleme için diş hekimliği muayenehanesinde kullanılacak kadar yeterince küçük

olan uygun maliyetli KIBT cihazlarının yapımını kolaylaştırmıştır. Bu dört teknolojik gelişme (1) Birden çok temel görüntüyü hızlı bir şekilde elde edebilen X-ışını dedektörleri, (2) uygun dayanıklı X-ışını jeneratörlerinin geliştirilmesi (Scarfe ve Farman, 2007), (3) uygun görüntü elde etme ve entegrasyon algoritmalarının evrimi (Feldkamp ve ark., 1984; Grangeat 1991 ve Wischmann ve ark., 2002), (4) elde edilen muazzam miktardaki görüntü verilerini işlemek için yeterince güçlü bilgisayarların mevcudiyetidir (Aziz ve ark., 2008).

Şu anda mevcut olan KIBT sistemlerinin X-ışını üretimi ve algılama parametreleri farklı cihazlarda patentli varyasyonlara sahiptir. Maksillofasiyal KIBT sistemleri, görüntü edinimi sırasında hastanın ayakta, supin pozisyonda veya oturur pozisyonda olması açısından farklılıklar gösterir. KIBT sistemleri fonksiyonuna göre sadece KIBT, küçük veya orta görüntüleme alanına sahip KIBT sistemleri ile dijital panoramik radyografiyi ve/veya sefalometrik radyografiyi birleştiren hibrit sistemler olarak ayrılabilir (Şekil 1.10).



Şekil 1.9. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi cihazları, tarama sırasında hasta pozisyonuna göre farklılıklar gösterir. (A) Oturarak (ör., 3D Accuitomo 170, J Morita Corp., Osaka, Japonya). (B) Ayakta, panoramik ve sefalometrik radyografi elde etme özelliği de bulunan hibrit KIBT cihazı. (ör. Rayscan Alpha 3D, LED Medical Diagnostics Inc., Atlanta, GA). (C) Supin pozisyonda (ör. NewTom® 5G XL, Verona, İtalya).

1.4.2.4.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Kazanım Mekanığı ve Geometrisi

KIBT, X-ışın kaynağı ve dedektörün sabitlendiği dönen platformdan oluşan, geometrik konfigürasyon ve görüntü edinim mekanığı açısından teorik olarak basit bir görüntüleme sistemidir. KIBT görüntülemeye, iyonlaştırıcı radyasyon kaynağı şekil olarak geleneksel iki-boyutlu transmisyon görüntülemenin ıraksak ışınına benzer ve piramidal veya koni şeklindeki X-ışın demeti ilgilenilen alanın ortasından yönlendirilir. Hastadan iletilen, atenüasyona uğramış radyasyon, karşı taraftaki iki boyutlu alan dedektörü tarafından yakalanır. X-ışını kaynağı ve dedektör, görüntülenen maksillofasiyal bölge içinde yer alan ilgi alanının merkezinde sabitlenmiş bir dayanak noktası etrafında döner. Bu dayanak noktası, görüntülenen nihai elde edilen hacmin merkezi görevi görür. Rotasyon sırasında, dedektör veya görüntüleme alanı (FOV) tarafından kapsanan birden fazla sıralı düzlemsel projeksiyon görüntüsü 180 ° veya daha büyük bir rotasyon arkında elde edilir (Pauwels, 2018).

FOV veya tarama hacminin kapsanabilecek boyutları öncelikli olarak dedektör boyutu ve şekli, ışın projeksiyon geometrisi ve ışın kolimasyonuna bağlıdır. X-ışınının kolimasyonu, ilgilenilen bölgenin iyonize radyasyon maruziyetini sınırlar. Bu nedenle FOV sınırlaması, hastalığa ve görüntülenmek üzere belirlenen bölgeye bağlı olarak her hasta için optimal bir FOV'un seçilebilmesini sağlar. KIBT sistemleri, mevcut FOV seçilmiş tarama hacmi yüksekliğine göre aşağıdaki şekilde kategorize edilebilir:

Lokelize bölge: yaklaşık 5 cm veya daha az (örneğin, dentoalveolar bölge, temporomandibular eklem)

Tek ark: 5 cm ila 7 cm (örn. Maksilla veya mandibula)

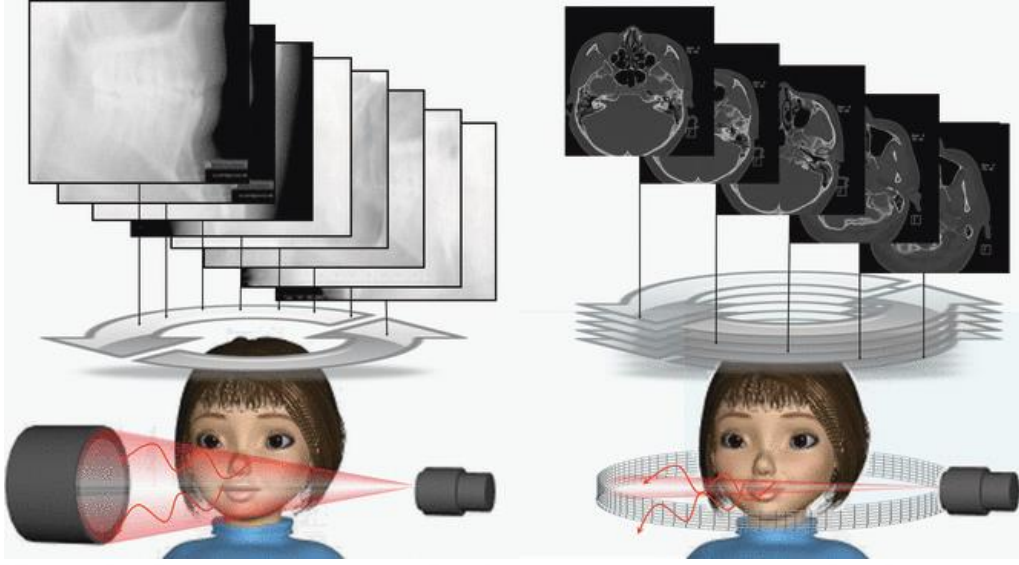
Arklar-arası: 7 cm ila 10 cm (örn. Mandibula ve superiorda inferior nazal konkaya kadar)

Maksillofasiyal: 10 cm ila 15 cm (örneğin, mandibula ve Nasion'a uzanan bölge)

Kraniyofasiyal: 15 cm'den büyük (örn. mandibula ve başın tepe noktasına kadar olan bölge) (Scarfe ve Farman, 2008).

Cihaz, ilgilenilen dentomaksillofasiyal alanda ortalanmış sabit bir dönme eksenini etrafında dönerken, bir dizi ardışık ekspozür verisi elde edilir. Rotasyon arkı ideal olarak 360 derecedir ancak 180 ila 720 derece arasında değişebilir. Rotasyon sırasında, birden çok sıralı düzlemsel projeksiyon görüntüsü elde edilir. Bu iki boyutlu tek projeksiyon görüntüleri ham birincil verileri oluşturur ve ayrı ayrı temel, çerçeve veya ham görüntüler olarak adlandırılır. Temel görüntüler sefalometrik radyografik görüntülere benzer, ancak her biri bir sonrakinden uzaklaşmış durumdadır. Projeksiyon verileri olarak bilinen tüm serilere sahip genellikle birkaç yüz temel görüntü vardır. KIBT görüntülemesinde X-ışınları görüntülenecek alanın tamamını kapladığından, volumetrik görüntü için yeterli veriyi elde etmek için cihazın yalnızca bir rotasyonel taraması yeterlidir. “Filtrelenmiş geri projeksiyon” algoritması da dahil olmak üzere gelişmiş algoritmaları içeren yazılım programları, üç ortogonal düzlemde (eksenel, sagittal ve koronal) ikincil rekonstrüksiyon görüntüleri oluşturmak için kullanılabilen bir hacimsel veri seti - bir görüntü hacmi - oluşturmak için bu projeksiyon verilerine uygulanır. Konik ışın geometrisi, 5 saniyeden az ila 30 saniyeden uzun tarama süreleri ile hacimsel verileri yakalar.

Konik-ışın geometrisinde, çoklu temel projeksiyonlar, ortogonal düzlemsel görüntülerin ikincil olarak yeniden yapılandırıldığı projeksiyon verilerini oluşturur. Fan-ışın geometrisinde, verilerin birincil rekonstrüksiyonu, ikincil rekonstrüksiyonun ortogonal görüntüler oluşturduğu aksiyel kesitler üretir. Özetle KIBT ile birincil olarak hacim görüntüsü elde edilirken, BT’de birincil olarak aksiyal dilimler elde edilir (Scarfe ve ark., 2012), (Şekil 1.11).



Şekil 1.10. Konik Işınlı BT’de diverjan konik ışın geometrisi kullanılırken, BT’de fan-ışın geometrisi kullanılmaktadır. KIBT ile birincil olarak hacim görüntüsü elde edilir, BT’de ise birincil olarak aksiyal kesitler elde edilir. Australian Dental Journal; 2012, Volume: 57, Issue: s1, Pages: 46-60.

1.4.2.4.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Elde Edilmesi

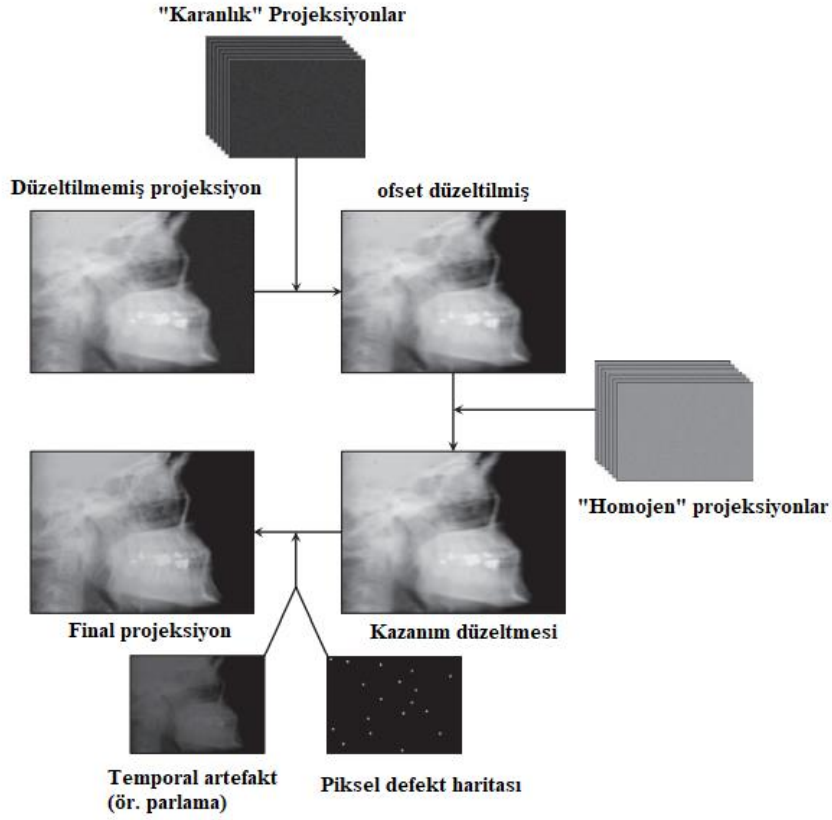
Dental KIBT üniteleri, hastayı geçen x-ışınlarını yakalayabilen ve görüntüyü oluşturabilen dijital dedektörlerle donatılmıştır. Uzamsal ve kontrast çözünürlük, KIBT dedektörlerinin görüntü kalitesini etkileyen önemli yönleridir. Dental KIBT üniteleri için iki tür dijital dedektör kullanılmaktadır. Birincisi, geleneksel görüntü yoğunlaştırıcıları içerir. Görüntü yoğunlaştırıcı dedektörler, bir giriş penceresi, giriş fosforu, foto katot, vakum, elektron optiği, çıkış fosforu ve çıkış penceresinden oluşurlar. Giriş fosforu, X ışınlarını optik fotonlara dönüştürür ve bunlar daha sonra foto katot içinde elektronlara dönüştürülür. Elektronlar, bir dizi elektrot tarafından hızlandırılır ve odaklanır. Daha sonra, elektronları çeşitli görüntüleme cihazları tarafından yakalanan ışık fotonlarına dönüştüren çıkış fosforuna çarpar (Luminati ve Tagliafico, 2014). Çoğu modern görüntü güçlendirici dedektörler, giriş fosforu olarak sezyum iyodüre sahiptir çünkü bu, X ışınlarını absorbe etmede çok verimli bir malzemedir. Günümüzde görüntü güçlendirici dedektörler daha eski model KIBT cihazlarında kullanılmaktadır. Bu sistemler nispeten büyük kütleye sahiptir ve distorsiyon oluşturma eğilimlidirler; ayrıca nispeten dar bir dinamik aralığa sahiptirler (Pauwels, 2018). Şu anda, görüntü güçlendirici dedektörler yerine farklı tipte düz panel

dedektörler (FPD'ler) kullanılmaktadır, çünkü bu dedektörler distorsiyonsuzdur, daha yüksek bir doz verimliliğine, daha geniş bir dinamik aralığa sahiptir ve daha küçük veya daha büyük bir FOV ile üretilebilir. Mevcut KIBT sistemlerinin çoğu indirekt FPD'ler kullanır; indirekt FPD'lerde gadolinyum oksisülfür ($Gd_2O_2S: Tb$) veya sezyum iyodür ($CsI: Tl$) bir sintilatör malzeme tabakası, X-ışını fotonlarını ışık fotonlarına dönüştürmek için kullanılır ve bunlar da elektriksel sinyallere dönüştürülür (Pauwels ve ark., 2015). Sintilatör katmanının altında, FPD'ler bir 2D piksel dizisinde ince bir film fotodiyot / transistör matrisi içerir. Elektrik sinyalinin okunması, tamamlayıcı metal oksit yarı iletkenler (CMOS) veya amorf silikon (a-Si) ince film transistörler (TFT) kullanılarak yapılır. Dedektör boyutu, piksel boyutu, elektronik gürültü, hassasiyet ve okuma hızı gibi kalite faktörleri, dedektörün teknolojisine ve teknik özelliklerine bağlıdır (Pauwels, 2018). Direkt FPD sistemlerinde kullanılan direkt x-ışını dönüştürme sistemleri KIBT'a özel geliştirilmiştir. Direkt FPD sistemlerinde, x-ışını fotonlarını TFT ya da CMOS'a bağlı olan elektriksel şarja çeviren amorf selenyum (a-Se), kadmiyum tellürid ($CdTe$) veya kadmiyum çinko tellürid ($CdZnTe$) fotokondüktörler kullanılır (Pauwels, 2018). Görüntü kazanımı sırasında her projeksiyon görüntüsü için, dedektör X-ışını fotonlarını toplar ve x-ışınlarının şiddeti oranında bir şarj oluşturarak bilgisayara sinyal olarak gönderir. Rotasyon, tipik olarak 15-20 saniye (10 saniyenin altında veya 30 saniyenin üzerinde tarama süreleri mümkün olsa da) içinde gerçekleştirildiğinden, yüzlerce projeksiyon görüntüsü milisaniyeler içinde oluşur ve aktarılır. Bir detektörün bu edinimi gerçekleştirme hızına kare hızı denir (Pauwels, 2018; Özdede ve Paksoy, 2019).

1.4.2.4.3. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Rekonstrüksiyonu

KIBT cihazının tek bir rotasyonu ile her biri 1 milyondan fazla piksele sahip ve her piksele 12-16 bit veri atanmış 100 ila 600 ayrı projeksiyon verisi üretir. Bu veriler, birincil rekonstrüksiyon adı verilen bir süreçte bir dizi yazılım algoritması ile kübik hacim elemanlarından (vokseller) oluşan hacimsel bir veri kümesi oluşturmak için işlenir. Daha sonra, ortogonal görüntüler, ikincil rekonstrüksiyon olarak adlandırılan hacimsel veri seti kesitsel olarak yeniden biçimlendirilir. Veri işlemeyi kolaylaştırmak

için, veriler bir bilgisayar (toplama bilgisayar) tarafından elde edilir ve bir Ethernet bağlantısı ile bir işleme bilgisayarına (iş istasyonu) aktarılır. Geleneksel BT görüntülemenin aksine, KIBT veri rekonstrüksiyonu, kişisel bilgisayar tabanlı platformlar tarafından gerçekleştirilir. Rekonstrüksiyon süreci iki aşamadan oluşur ve her biri sayısız adımdan oluşur. Ön işleme aşaması, edinim bilgisayarında gerçekleştirilir. Birden fazla düzlemsel projeksiyon görüntüsü elde edildikten sonra, bu görüntülerin doğal piksel kusurları, dedektör boyunca hassasiyetteki farklılıklar ve eşit olmayan düzensiz ekspozür için düzeltilmesi gerekir (Şekil 1.12). KIBT cihazına bağlı olarak, bu kusurları gidermek için rutin olarak görüntü kalibrasyonu gerekebilir. Rekonstrüksiyon aşaması, ön-işleme aşamasında düzeltilen görüntülerden geliştirilen bir kompozit görüntü olan sinogram adı verilen özel bir temsile dönüştürülür. Bu sinogram oluşturma sürecine Radon dönüşümü denir. Son görüntü, KIBT görüntüleme ile elde edilen hacimsel veriler için filtrelenmiş bir geri projeksiyon algoritması ile sinogramdan yeniden oluşturulur; en yaygın kullanılan algoritma Feldkamp algoritmasıdır. Bu süreç, ters Radon dönüşümü olarak adlandırılır. Tüm kesitler yeniden yapılandırıldığında, görselleştirme için tek bir hacimde birleştirilirler (Scarfe, 2019).



Şekil 1.11. Rekonstrüksiyonun ön işleme aşamasının şematik gösterimi.

1.4.2.4.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozu

Yayınlanan raporlar, efektif dozun KIBT ekipmanının tipine ve modeline ve seçilen FOV'a bağlı olarak 29 ila 477 mSv arasında değiştiğini göstermektedir (Ludlow ve ark., 2006; Ludlow ve ark., 2007, Schulze ve ark., 2004 ve Scaf ve ark., 1997). KIBT, tek bir film bazlı panoramik röntgeninkinden 5 ila 74 kat veya 3 ila 48 günlük arka plan radyasyonuna eşdeğer bir hasta radyasyon dozu sağlar. Hasta konumlandırma değişiklikleri (çeneyi eğme) ve ek kişisel koruma (tiroid koruyucu, kurşun önlük) kullanımı, dozu% 40'a kadar önemli ölçüde azaltabilir ((Ludlow ve ark., 2006; Ludlow ve ark., 2007). Geleneksel BT (yaklaşık 2000 mSv) ile maksillofasiyal görüntüleme ile KIBT karşılaştırıldığında, KIBT'ın bildirilen hasta dozunda % 98,5 ile % 76,2 arasında azalma sağladığını göstermektedir (Schulze ve ark., 2004; Scaf ve ark., 1997 ve Dula ve ark., 1996).

X-ışınının kalitesi ve miktarı, kilovoltaj (kV) olarak adlandırılan potansiyel farka ve miliamper (mA) cinsinden ölçülen akıma bağlıdır. KIBT sistemleri, "sabit" ekspozür ve operatöre kV ve/veya mA'nın "manuel" olarak ayarlanmasına izin veren cihazlar olarak üretilmektedir (Kau ve ark., 2009). KIBT cihazlarını kullanan operatörler ekspozür ayarlarından hem görüntü kalitesinin hem de hasta radyasyon dozunun etkilediğini unutmamalıdır. Ekspozür parametreleri, hem verilen hasta boyutu hem de görüntü seçimini motive eden teşhis görevi için uygun olmalıdır (International Commission on Radiation Protection). Periodontal ligament boşluğunun ayırt edilmesini ve kemik trabekülasyonundaki ince değişiklikleri içeren dental periapikal tanının, implant planlamasına kıyasla daha yüksek maruziyet parametreleri gerektirdiği bulunmuştur. Ek olarak, cerrahi öncesi implant planlaması veya ortodontik tanı gibi nispeten düşük çözünürlüklü görevler için tanısal kalitede önemli bir kayıp olmaksızın tüp akımını % 50'ye kadar düşürerek önemli doz azaltımlarının sağlanabileceği bildirilmektedir (Lofthag-hansen ve ark., 2011; Sur ve ark., 2010 ve Kwong ve ark., 2008).

Sensör teknolojisindeki değişiklikler, uygulamaya bağlı olarak daha küçük bir görüş alanı seçimi ve pulslu radyasyon tekniği ALARA "makul ölçüde elde edilebilecek kadar düşük" prensibinin uygulanmasını kolaylaştırmaktadır (Ludlow ve Ivanovic, 2008). Ayrıca, üreticiler tarafından çeşitli pozlama protokolleri de geliştirilmiştir: çocuk modu, yetişkin modu, yüksek çözünürlüklü mod ve endodontik mod. Bununla birlikte, dental KIBT, kraniyofasiyal bölge için tıbbi BT'nin yerini almak ve hastaya toplam radyasyon dozunu düşürmek için tanıtılmış olsa da KIBT'ın diş hekimliğindeki rolü hakkında kesin yönergelerin eksikliği ve ihmal nedeniyle, periapikal, bite-wing ve panoramik radyografler dahil olmak üzere geleneksel radyografinin yerini almıştır. KIBT'ın sık kullanımının, hastanın maruz kaldığı toplam radyasyon dozunda göz ardı edilemeyecek artışlara neden olmaktadır (Jaju ve Jaju, 2015).

1.4.2.4.5. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Diş Hekimliğinde Kullanımı

Dental KIBT'nin en yaygın kullanımları maksillofasiyal cerrahi (% 41), dentoalveolar patoloji (% 29), ortodonti (% 16) ve implantolojidir (% 13) (De Vos ve ark., 2009).

Maksillofasiyal cerrahide, KIBT'nin yaygın kullanımları arasında temporomandibular eklem değerlendirmesi, artrografi, odontojenik kistler ve tümörler, travma, dudak-damak yarığı patolojisi, ortognatik cerrahi, ağız kanseri, osteomyelit, bifosfonatla ilişkili çene osteonekrozu ve obstrüktif uyku apnesi bulunur (Choi ve Ford, 2015). KIBT, patolojik kalsifikasyonların (örn., tonsillolitler, lenf düğümleri, tükrük bezi taşları) konumunun tespit edilmesinde ve muhtemel karotis arter kalsifikasyonlarıyla ayırıcı tanısının yapılmasında kullanılır (Yajima ve ark., 2006; Tetradis ve ark., 2010).

KIBT'nin endodontide kullanımı kompleks durumların teşhisi ve tedavisiyle sınırlıdır. KIBT, Konvansiyonel radyografi ile ortaya çıkan, potansiyel aksesuar kanalların şüpheli karmaşık morfolojisini, kök kanal sisteminin anomalilerini ve kök kurvatürünü değerlendirmek için kullanılabilir. Bir lezyonun kapsamını ve çevredeki yapılarla ilişkisini belirlemek için endodontik orijinli olmayan patozun teşhisinde, intra- veya postoperatif tedaviyi değerlendirmek için (taşkın kök kanal patı, kırık alet, kalsifiye kanal) , dentoalveolar travmalarda, cerrahi öncesi vaka planlamada (kök apeks / apekslerin tam konumunu belirlemek ve anatomik yapılara yakınlığı değerlendirmek için), internal ve eksternal kök rezorbsiyonlarının ayırd edilmesinde ve invaziv servikal rezorbsiyonların diğer durumlarla ayırıcı tanısının yapılmasında KIBT kullanımı yararlıdır (American Association of Endodontists, American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology).

Dental implant hastasının ilk değerlendirmesinde tercih edilen görüntüleme yöntemi panoramik radyografi olmalıdır ve ilk tanısal görüntüleme incelemesi olarak KIBT dahil olmak üzere kesitsel görüntüler kullanılmamalıdır. KIBT, potansiyel implant bölgelerinin cerrahi öncesi kesitsel görüntülemesi için tercih edilen

görüntüleme yöntemi olarak düşünülmelidir. KIBT, klinik koşullar dental implantların yerleştirilmesinden önce augmentasyon prosedürlerine veya alan geliştirilmesine ihtiyaç duyulduğunu gösterdiğinde dikkate alınmalıdır: (1) sinüs augmentasyonu, (2) blok veya partikül kemik grefti, (3) ramus veya simfiz greftleme, (4) ilgili alanda gömülü dişlerin değerlendirilmesi ve (5) önceki travmatik yaralanmanın değerlendirilmesi, (6) kemik rekonstrüksiyonu ve augmentasyonu prosedürleri. KIBT'ın cerrahiden hemen sonra kullanımı, yalnızca hastada implant hareketliliği veya duyu değişikliği olduğunda, özellikle de fiksür arka mandibuladaysa endikedir (Tyndall ve ark., 2012).

KIBT ortodontide; dental yapısal anomaliler, dental pozisyon ve sürme anomalilerin değerlendirilmesinde, dento-alveoler hacmin yetersiz olması durumunda, azalmış bukkolingual genişlik, bimaxiller protrüzyon, yetersiz periodontal durum ve alveol yarıklarında, asimetrilere (mandibüler deviasyon, oklüzal kant, orta hat kayması), iskeletsel sınıf II ve iskeletsel sınıf III anteroposterior uyumsuzluk durumunda, anterior open-bite veya deep overbite gibi vertikal uyumsuzluklarda, transvers uyumsuzluklarda bukkal veya lingual çapraz kapanışlarda veya çapraz kapanış olmaksızın posterior dişlerin aşırı bukkolingual inklinasyonu durumunda diagnostik olarak kullanılmaktadır (AAOMR, 2013).

KIBT, ileri bir furkasyon lezyonu tespit edildiğinde ve diş implantları alternatif bir tedavi seçeneği olarak düşünüldüğünde, ileri derecede kemik kaybı, sinüs boşlukları veya alt alveolar sinir gibi anatomik yapıları etkilediğinde, iki-boyutlu görüntüleme ve / veya klinik değerlendirme ile tanımlanamayan şüpheli bir kök kırığı, kök rezorpsiyonu veya periodontal-endodontik lezyon mevcut olduğunda, lokalize periodontal tedaviye olumlu yanıt vermeyen vakaların yeniden tedavisinde, gerektiğinde peri-implantitisin teşhisini ve yönetimini geliştirmek için kullanılmaktadır (Mandelaris ve ark., 2017).

Periodontal-ortodontik tedavinin rutin bir parçası olarak KIBT'ın spesifik uygulamalarını destekleyen sınırlı güncel kanıt vardır. Bununla birlikte, uzman görüşü, KIBT'ın periodontal-ortodontik tedavi gerektiren hastaların yönetiminde

yararlı olabileceğini önermektedir. Ortodontik hasta ince bir dentoalveolar fenotipe sahipse ve dentoalveolar kemik eksikliklerinden şüpheleniliyorsa, maloklüzyon hastası ileri diş hareketine ihtiyaç duyduğunda ve kökleri ortodontik sınırın dışına yerleştirme riski arttığında, ortodontik hasta eşlik eden mukogingival deformiteler ile başvurduğunda KIBT kullanımı endikedir (Mandelaris ve ark., 2017).

1.4.2.4.6. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları

KIBT cihazları BT'ye kıyasla büyük ölçüde küçültülmüş bir boyuta sahiptir. BT cihazlarından daha az fiziksel alan işgal etmesi, daha az maliyetli oluşu dental muayenelerinde daha yaygın kullanılabilir olmasını sağlamıştır (Scarfe, 2019). KIBT cihazları, birincil X-ışını demetini ilgi alana kolime (görüş alanının seçilmesi, hastaya göre FOV seçimi) etme özelliği sayesinde, gereksiz hasta radyasyon maruziyetini azaltır ve görüntü kalitesini bozabilecek scatter radyasyonu en aza indirir (Scarfe, 2019; Gutierrez ve ark., 2005; Palomo ve Palomo, 2009 ve Venkatesh ve Elluru, 2017). KIBT cihazları, uzamsal çözünürlüğün üç ortogonal boyutta da yaklaşık olarak aynı olmasını sağlayan izotropik (yani kübik) vokseller sağlar (Pauwels, 2018). KIBT, 0,4 mm'den 0,09 mm'ye kadar değişen submilimetrik vokselle çözünürlüğü üretir. KIBT'ın sağladığı bu submilimetrik çözünürlük, implant bölgesi değerlendirmesi ve ortodontik analiz için gereken kesinlik ihtiyacını karşılayan oral ve maksillofasiyal uygulamalardaki ölçümler için yeterince hassastır (Scarfe ve Farman, 2006; Razavi ve ark., 2010). Katı hal dedektörleriyle ulaşılabilen kare hızları, bilgisayarların işlemci hızları, azaltılmış rotasyon arkı sağlayan KIBT ünitelerin gelişmesiyle KIBT taramaları 30 sn gibi az bir sürede gerçekleştirilmesi mümkündür. KIBT verilerinin rekonstrüksiyonu ve görüntülenmesi, kişisel bilgisayar yardımıyla gerçekleştirilebilir. Ek olarak, bazı üreticiler, implant yerleştirme veya ortodontik analiz gibi belirli uygulamalar için genişletilmiş işlevselliğe sahip yazılımlar sağlar (Scarfe, 2019).

1.4.2.4.7. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Dezavantajları

KIBT görüntülemesinde, BT'ye oranla daha fazla artefakt ortaya çıkar. Bunun başlıca nedeni KIBT sistemlerinde düşük enerji spektrumu ve konik-ışın projeksiyon geometrisi kullanılmasıdır (Özcan, 2017, s.:242). Konik ışın geometrisi, Compton etkileşimlerinden daha fazla saçılma radyasyonu sağlayan daha büyük bir doku hacminin ışınlanması ile sonuçlanır. Bu scatter radyasyonun çoğu çok yönlü olarak üretilir ve dedektör pikselleri tarafından kaydedilir. Sonuç olarak, her pikselde tespit edilen foton sayısı, bir nesnenin X-ışını demetinin belirli bir yolu boyunca gerçek zayıflamasını yansıtmaz. Gürültü olarak adlandırılan bu fark, görüntü bozulmasına katkıda bulunur(Scarfe, 2019).

Bir X-ışın demeti bir nesneden geçerken, daha düşük enerjili fotonlar yüksek enerjili fotonlara göre daha fazla absorbe edilir. Işın sertleşmesi adı verilen bu fenomen, iki tür yapaylıkla sonuçlanır: (1) çukurlaşma artefaktı olarak bilinen diferansiyel absorpsiyonun bir sonucu olarak metalik yapıların distorsiyonu ve (2) iki dens obje arasında mevcut olduğunda çizgiler ve koyu bantlar, yok olma veya eksik değer artefaktları yaratır. Klinik uygulamada, ışın sertleşmesine duyarlı bölgeleri taramaktan kaçınmak için alan FOV'un küçültülmesi, hasta pozisyonunun değiştirilmesi veya dental arkların ayrı ayrı görüntülenmesi (örn. Metalik restorasyonlar, dental implantlar) önerilir (Scarfe, 2019).

KIBT üniteleri, geleneksel CT cihazlarına göre belirgin şekilde daha az yumuşak doku kontrastına sahiptir. Diverjan x-ışın geometrisi, ışın geometrisine bağlı oluşan görüntü gürültüsü ve düz panel detektörlere bağlı çok sayıda artefaktların olması kontrast çözünürlüğünü olumsuz etkiler (Scarfe ve Farman, 2008).

KIBT görüntüleri üç-boyutlu vokselleşmiş yığınları şeklinde yeniden yapılandırılır ve voksellerin her birine X-ışın atenuasyonu ile orantılı olarak bir gri değeri (tam sayı) atanır. En düşük gri değeri havanın atenuasyonuna karşılık gelir ve düşük gri değerler düşük atenuasyonu temsil eder. Tipik olarak, gri değerler 12 bitlik bir ölçek boyunca dağıtılır ve bu da 4096 olası gri değerinin atanabileceğini gösterir. Çeşitli KIBT

cihazlarında nominal ölçekler boyunca yoğunluk değerleri 16-bit derinliğe kadar yükselmektedir. BT’de , gri değerler Hounsfield skalası boyunca kalibre edilebilir ve atenüasyonun kantitatif değerlendirmesine izin verir. Bununla birlikte KIBT’ın gri değer kararlılığı ve HU kalibrasyonu yoktur, katı ve sıvı dolu büyümelerin ayırt edilmesi ve kemik mineral yoğunluğunun tahmin edilmesi de dahil olmak üzere çeşitli potansiyel uygulamalardan yoksundur. (Pauwels, 2018).

Parsiyel hacim ortalaması, geleneksel fan BT ve KIBT görüntülemenin bir özelliğidir. Taramanın seçilen voksel çözünürlüğü, görüntülenecek nesnenin uzamsal veya kontrast çözünürlüğünden daha büyük olduğunda oluşur. Bu durumda piksel, dokuyu veya doku sınırını temsil etmez; ancak, farklı BT değerlerinin ağırlıklı ortalaması olur. Ortaya çıkan görüntüdeki sınırlarda, “basamak” görünümü ortaya çıkar. Kısmi hacim ortalamalı artefaktlar, yüzeylerin z yönünde hızla değiştiği bölgelerde (örneğin, temporal kemikte) meydana gelir. Bir ölçümün doğruluğu kısmen ölçülen yapının sınırlarını belirleme yeteneğine dayanır (Pauwels, 2018). Zayıf çözünürlüğe sahip görüntüler, farklı dokular arasındaki kenarların düzgün bir şekilde temsil edilmediğinden manuel veya otomatik ölçümlerde sapmalara neden olabilir (Scarfe ve Farman, 2008).

1.5. Canalis Sinuosusun Klinik Önemi

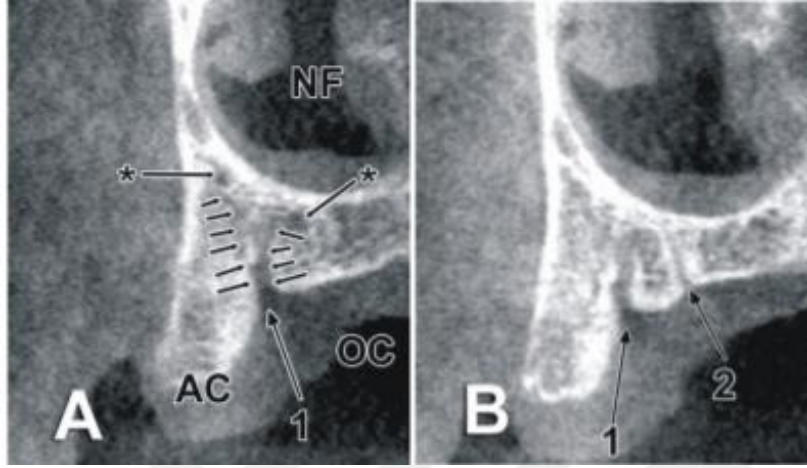
Sıklıkla dental implantlar, süpernümerer ve gömülü dişlerin çıkarılması, ortognatik cerrahi özellikle Le Fort I kırıkları (Ferlin ve ark., 2019), endodontik ve periradiküler cerrahiler gibi invaziv prosedürler anterior maksiller bölgede gerçekleştirilmektedir (Arruda ve ark., 2017). Anterior maksilla geleneksel olarak implant cerrahisi için nispeten güvenilir bölge olarak kabul edilmektedir (Jacobs ve ark., 2014; Taschieri ve ark., 2012). Bunun nedeni maksiller simfezeal bölgede kısmen sabit nörovasküler yapıların olmasıdır (Shan ve ark., 2020). Cerrahi prosedürler esnasında maksillada dikkat edilmesi gereken anatomik yapılar başında maksiller sinüs tabanı ve maksiller sinüs anterior duvarı, nazal kavite ve nazal kavite lateral duvarı, insiziv foramen, fossa kanina ve canalis sinuosus gelmektedir. Bu bölgedeki

büyüyen cerrahi müdahale oranı ile birlikte canalis sinuosustaki iyatrojenik hasarın neden olduğu nörovasküler bozuklukların rapor edilme sayısı giderek artmaktadır (Shan ve ark., 2020; Politis ve ark., 2017 ve Mccrea, 2017). Canalis sinuosus varlığı yüksek oranda implant morbiditesine neden olabilmektedir, implantın kanal ile çakışması yumuşak doku ile etkileşime ve implantın başarısızlığına neden olmakla birlikte geçici veya kalıcı duyuşal disfonksiyon ve olası kanamalara yol açmaktadır (Randolph, 2017).

Arruda ve ark. (2017), sağ üst lateral kesici dişe karşılık gelen bölgeye implant yerleştirildikten sonra, hasta tarafından sağ üst dudak bölgesinde parestezi ve 22 ay boyunca ağırlı semptomlar bildirilmesi üzerine, üst çeneyi KIBT ile incelemişler ve sonucunda lateral kesici bölgede implantın apikal kısmı ile üst kanin apeksi arasında yer alan CS varlığını ortaya çıkarmışlardır. Premaksillada dental implant uygulanan ve postoperatif ağrı semptomları bildirilen diğer iki vakada postoperatif KIBT incelemeleri sonucunda implantlar ile canalis sinuosusun aksesuar kanalları arasında yakın ilişki tespit edilmiştir. İçlerinden bir vakada, implantın çıkarılmasından sonra, hastada ani ağrı rahatlamaşı yaşandığı bildirilmiştir (Machado ve ark., 2016). Ancak literatürde, CS ile ilişkili olarak yerleştirilen implant sonrası oluşan inatçı ağrının implantın çıkarılmasından sonra azalmadığı bir vaka mevcuttur (Shaeffer, 2015). Diğer vakalardan farklı olarak, Volberg ve Mordanov (2019), CS hasarına neden olan implantın çıkarılmasının ardından ağrı ve parestезinin hafiflediğini, bununla birlikte, palatal mukozada üçüncü haftanın sonunda nekroz geliştiğini bildirmişlerdir. Nekroz nedeni tam olarak açıklanamasa da, anterior palatin ve nazopalatin sinir hasarı anestezi testiyle dışlandığından, implant ekstraksiyonundan sonra ortaya çıkan palatal mukoza nekrozunu, yapıların ve doku nekrozunun geçici iskemisine yol açan nörovasküler demet daralması sırasında arter duvarındaki düz kasın kasılmasıyla açıklamışlardır (Volberg ve Mordanov, 2019; Gogna ve ark., 2015).

Konvansiyonel anatomi ders kitapları, morfolojik ayrıntıları tanımlamada genellikle başarısız olur. CS'nin posterior superior alveolar arteri içeren kemik kanalı (Kohavi, 1994) veya premaksillada anormal bir yarık formu olarak yanlış yorumlandığı durumlar mevcuttur (Valcu ve ark., 2011) (Şekil 1.13). Canalis sinuosus,

anterior alveolar siniri ve damarları taşıyan, yeterince tanınmayan bir nörovasküler kanaldır (Shelley ve ark., 1999). Bu normal anatomik özellik, alışılmadık bir şekilde maksiller kanin dişlerde 'periapikal enflamatuvar lezyon' olarak ortaya çıkabilir (Shelley ve ark., 199).



Şekil 1.12. Maksillanın bilgisayarlı tomografi görüntüleri, üst lateral kesici ve kanin dişleri arasındaki aralıkta bulunan lateral insiziv kanalları göstermektedir. A. Oblik kesitlerde ilk olarak superiorda nazal fossa tabanı (NF) kortikalinin altında seyreden iki ayrı kanal (*) ile birleşen lateral insiziv kanal (1) B. Daha fazla oblik kesitler ile nazal fossaya açılan insiziv kanalların eksternal (1) ve internal (2) varlığı kanıtlanmıştır (Valcu ve ark., 2011).

Klinisyen CS varlığının bilincinde olmazsa iki boyutlu radyografilerde anatomik yapı periapikal lezyon olarak yanlış değerlendirmelere yol açar. Bundan dolayı CS varlığı yönünden Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) ile anatomik yapılar bilateral olarak değerlendirilmelidir. Konvansiyonel intra-oral radyografi teknikleri (periapikal, oklüzal radyografiler) ve ortopantomografi ile CS'nin kanin dişlerinin ve lateral kesici dişlerin periapikal bölgesinde radyolusent bir yol olarak görüntülenmektedir. Süperpozisyon nedeniysel CS'nin anterior maksiller dişler üzerindeki aksesuar kanalları, periapikal lezyonları, eksternal kök rezorpsiyonlarını veya diğer osteolitik lezyonları taklit edebilir (Shelley ve ark., 1999). CS, KIBT taramaları sayesinde aksiyal kesitlerde, çapraz kesitlerde ve üç boyutlu görüntülerde gösterilebilmektedir (Resnik ve Preece, 2017). Kural olarak CS, preoperatif implant planlamasının bir parçası olarak, cerrahi çekimlerde ve periapikal lezyonlarla ilgili olarak KIBT incelemelerinde değerlendirilmelidir (Tiwari ve ark., 2019). Yapılan çalışmalarda elde edilen KIBT taramalarında %87.5 CS varlığı saptanmıştır (Wanzeler

ve ark., 2015; Resnik ve Preece, 2017). KIBT görüntüleme tekniği, Helikal Bilgisayarlı Tomografiye oranla daha fazla ayrıntı sağlar ve daha düşük doz radyasyon kullanır. KIBT ayrıca görüntülerin süperpozisyonunu önemli ölçüde azaltır, doğrusal ve açısal ölçümlere izin verir ve görüntülerin çok düzlemli rekonstrüksiyonuna olanak sağlar (Ferlin ve ark., 2019). Önemli nörovasküler demetleri içeren bir kemik kanalı olan CS, bulunduğu bölgeyi içeren cerrahi prosedürler için risk faktörü olarak kabul edilmektedir bunun nedeni seyrindeki, çap ve konumundaki varyasyonlardır.

Bu çalışmanın amacı Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde uygun endikasyonlarla elde edilen KIBT görüntülerinde, retrospektif olarak, CS'un aksesuar kanallarının lokalizasyonunu ve dağılımını, CS varlığının yaşa ve cinseye göre uzaysal konumunu ve çapını belirlemektir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

2.1. Görüntülerin Belirlenmesi

Tez çalışmamızda 2013-2021 yılları arasında Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'na başvuran hastaların dental implant planlaması, dentomaksillofasiyal bölgede ortaya çıkan patolojilerin değerlendirilmesi, gömülü diş cerrahisi, ortodontik tedavi planlaması ve ortognatik cerrahi, paranasal sinüslerin değerlendirmesi, travma, temporomandibüler eklemin set doku bileşenlerinin incelenmesi gibi çeşitli endikasyonlar nedeniyle gerçekleştirilen KIBT taramalarından elde edilen hasta görüntüleri retrospektif olarak incelenmiştir. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi taraması öncesinde, radyolojik inceleme yapılacak her hastadan imzalı onam formu alınmıştır (Ek-1).

Çalışma, yaşları 10-80 arasında değişen 181 kadın, 19 erkek olmak üzere toplam 300 hastaya ait KIBT görüntü verileri incelenerek gerçekleştirildi.

Çalışmaya katılan hastaların KIBT görüntüleri, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Planmeca Promax 3D Max (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi cihazıyla elde edildi (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Planmeca Promax 3D Max (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi cihazı.

2.2. Görüntülerin Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

1. Maksilla'nın sağ ve sol maksiller sinüslerin her ikisinin de görüntüleme alanına girdiği görüntüler
2. 10-80 yaş arası hasta görüntüleri

2.3. Görüntülerin Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri

1. İncelenecek bölgede gömülü diş varlığı
2. İncelenecek bölgede dental implant, kök artığı veya yabancı cisim varlığı
3. Dentomaksillofasiyal bölgeyi etkileyen sendrom varlığı (ör., Dudak Damak Yarığı)

4. Maksillayı tutan metabolik, enfeksiyöz veya tümoral lezyon varlığı
5. Maksillada geçirilmiş cerrahi prosedür
6. Devam eden ortodontik tedavi veya ortognatik cerrahi öyküsü
7. Travma öyküsü
8. Hareket veya metal artifaktına bağlı diagnostik kalitenin olumsuz etkilendiği görüntüler

2.4. Görüntülerin Elde Edilmesi

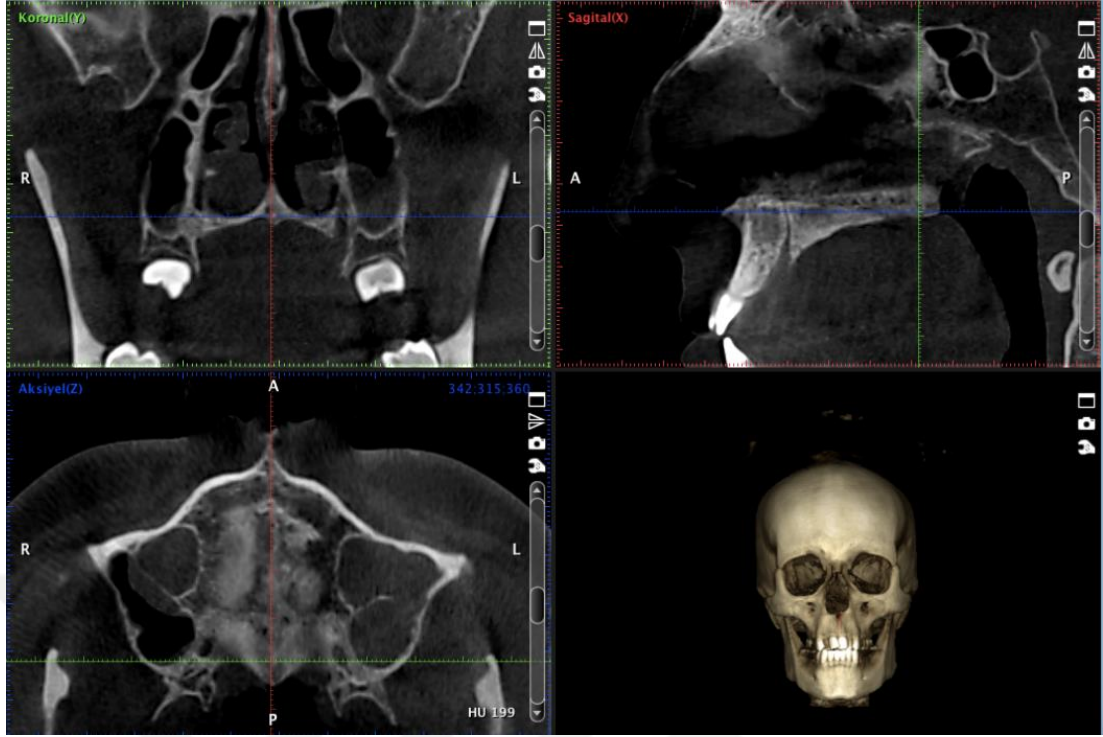
Çalışmaya dahil edilen KIBT görüntülerinin tamamı Promax 3D (Planmeca, Helsinki, Finlandiya) tomografi cihazı ile vakaya göre değişkenlik gösteren ekspozür parametreleri (Şekil) kullanılarak, maksillanın sağ ve sol olmak üzere her iki maksiller sinüsün tamamını kapsayan görüntüleme alanı Ø100 x H90 mm, Ø100 mm x H130 mm, Ø130 x H55 mm, Ø130 x H90 mm, Ø 230 x H160 mm, Ø 230 x H260 mm FOV'a sahip 96 kVp, 5,6, 7, 8 mA, 9-12 sn ve 0,2x0,2x0,2 mm ve 0,4x0,4x0,4 mm voksel boyutunda elde edilmiş görüntüler kullanıldı. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazı ile tarama işlemi ayakta, hastanın çenesi chin-cup yardımı ile desteklenerek ve başı aparat yardımı ile sabitlenerek gerçekleştirildi. Cihazın hacim konumları fabrikada standart bir hasta için önceden ayarlanmıştır. Her hastanın anatomik yapısı kendine özgü ve farklıdır bu nedenle mevcut pozisyonun her hasta için ilgi alanını kapsayıp kapsamadığı kontrol edilmiştir. Cihazın Z-lazer ışığı yardımı ile hastanın görüntü hacminin doğru yükseklikte olması, X-lazer ışığı yardımı ile görüntülenecek alanın mediolateral olarak görüntü hacmi içinde yer alması ve Y-lazer ışığı ile görüntülenecek alanın anteroposterior olarak görüntü hacmi içinde yer alması sağlanmıştır. Esas görüntü elde edilmeden, incelenmek istenen alanın görüntü hacmi içinde yer alıp almadığı öncül “scout” görüntü ile kontrol edilmiştir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Planmeca Promax 3D Max Kaynak:Planmeca ProMax 3D Max user manual Publication Number 10033254; Revision 21. Erişim Tarihi [3.Haziran.2020].

2.5. Görüntülerin Oryantasyonu ve Değerlendirilmesi

İki-boyutlu düzlemsel görüntüler olarak bilinen Çok düzlemli rekonstrüksiyon görüntüleri (MPR) oluşturulmadan anatomik aksiyal, koronal ve sagittal düzlemler hizalandı. Aksiyall görüntüler için, sfenoid kemiğin pterygoid proçes laminaları koronal düzlemle hizalandı, böylece anterior nazal spina sagittal düzlemle hizalandı. Sagittal görüntülerde ise anterior nazal spina ile posterior nazal spina arasındaki düzlemin aksiyal düzleme paralel olması için maksiller düzlem referans olarak kullanıldı. Son olarak koronal kesitlerde sert damak ve nazal kavite tabanı aksiyal düzlemle hizalandı (Manhaes-Junior ve ark., 2016)(Şekil2.3). Değerlendirmeler ve ölçümler için, aksiyal, sagittal, koronal ve çok düzlemli rekonstrüksiyon tarafından oluşturulan çapraz-kesit görüntüleri, Planmeca Romexis (3.7; Planmeca, Helsinki, Finland) yazılımının özel araçlarıyla analiz edildi. Tüm görüntüler, 21,3 inç düz panel, renkli aktif matris ve ince film transistörlü (TFT), 75 Hz de 2048 x 2560 çözünürlük ve 11,9 bit de 0.17 mm nokta karakter sıklığına sahip medikal monitörde (NEC MultiSync MD215MG, München, Germany) görüntülendi ve değerlendirildi.



Şekil 2.3. Planmeca Romexis Viewer ile görüntülerin oryantasyonu ve hizalanması.

Çalışmadaki tüm incelemeler Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında uzmanlık eğitimine devam eden, yaklaşık 2 yıllık KIBT tecrübesi olan ve bu tezi gerçekleştiren araştırmacı tarafından, ışığı azaltılmış, sakın bir ortamda ve yaklaşık 50 cm uzaklıktan yapıldı.

2.6. Çalışmada Değerlendirilen Değişkenler

Çalışmada, incelenen değişkenler şunlardı: cinsiyet (erkek veya kadın), yaş grubu (20 yaş altı, 20-29 yaş arası, 30-39 yaş arası, 40-59 yaş arası ve 60 yaş ve üstü), kanal varlığı ve varyasyonun unilateral (sağ, sol) veya bilateral olması. CS'nin anatomik varyasyonu, yalnızca parametrelerden en az birinin varlığı durumunda değerlendirildi. CS varlığı durumunda, nazal kavite tabanına uzaklığı, alveoler krete uzaklığı, bukkal kortikal kemiğe uzaklığı, 1 mm'den küçük CS varlığı, 1 mm den büyük CS'nin çapı, infraorbital kanal segmentasyonu (başlangıç, orta, infraorbital foramen), CS aksesuar kanallarının lokasyonu değerlendirildi.

2.6.1. Canalis Sinuosusun Maksilla Anteriorda Aksesuar Kanallarının Varlığının Araştırılması ve Sınıflandırması

Anterior maksillada tespit edilen canalis sinuosus aksesuar kanalları aksiyel kesitlerde incelendikten sonra dişlerle olan ilişkisine göre 11 farklı şekilde sınıflandırılmıştır: (1) 13'nolu diş bölgesi, (2) 12-13 no'lu dişler arası, (3) 12'nolu diş bölgesi, (4) 11-12 no'lu dişler arası, (5) 11 no'lu diş bölgesi, (6) 11-21 no'lu dişler arası, (7) 21 no'lu diş bölgesi, (8) 21-21 no'lu dişler arası, (9) 22 no'lu diş bölgesi, (10) 22-23 no'lu dişler arası, (11) 23 no'lu diş bölgesi (Şekil 2.5).



Şekil 2.4. CS'un, 11 nolu diş kökü palatinalinde seyreden, aksesuar dalı. Soldan, sağa sırasıyla: Sagittal kesit, Koronal kesit, Aksiyel kesit.

2.6.2. Canalis Sinuosus Aksesuar Kanallarının Anatomik Yapılara Uzaklığı

CS konumunun ölçümleri, her vaka için ayrı ayrı oluşturulan panoramik rekonstrüksiyondan elde edilen 1 mm kalınlığında ve 1 mm uzunluğundaki çapraz kesitler kullanılarak yapılmıştır. Bu kesitler elde edildikten ve CS'nin yerini belirledikten sonra, uzunluk ölçümü için Planmeca Romexis Viewer yazılımının uzunluk ölçme aracı kullanılmıştır. Nazal kavite, bukkal kret ve alveoler krete olan uzaklık aşağıdaki gibi aynı çapraz kesit üzerinde üç ayrı ölçüm ile gerçekleştirildi:

- Nazal kavite: CS kanalının terminal açıklığından nazal kavite tabanına,
- Bukkal kret: aksesuar kanal açıklığından bukkal kortikal kemik sınırına,
- Alveoler kret: aksesuar kanal açıklığından alveoler kretin ortası olarak belirlenen noktaya uzaklığı ölçülmüştür (Şekil 2.6)



Şekil 2.5. Çapraz kesitler aksesuar kanal açıklığından alveoler krete (8.25 mm), bukkal krete (7.35 mm), nazal kavite tabanına (15.25 mm) olan mesafenin ölçülmesi.

2.6.3. Canalis Sinuosus Aksesuar Kanalların Çapının Ölçülmesi

Aksesuar kanalların çapı, aksiyel kesitlerde ölçümüştür. Kanalın dişe en yakın olduğu noktadan ölçüm yapılmıştır. Tespit edilen, 1’mm’den küçük çaplı CS aksesuar kanalları için ölçüm yapılmamıştır (Şekil 2.7). AC’lerin kanal çaplarının ölçümü için Planmeca Romexis Viewer 4.4.0.R yazılımının uzunluk ölçme aracı kullanılmıştır.



Şekil 2.6. Sağ lateral kesici diş palatinali ile yakın komşulukta olan canalis sinuosus aksesuar kanalının, aksiyel kesitlerde çap ölçümünün şematik gösterimi.

2.7. Verilerin İstatistiksel Analizi

Verilerin analizinde SPSS 11.5 programından faydalanılmıştır. Tanımlayıcı olarak nicel değişkenler için ortalama $\pm$ standart sapma ve ortanca (minimum-maksimum), nitel değişkenler için ise hasta sayısı (yüzde) kullanılmıştır. Nicel değişken bakımından iki kategoriye sahip nitel değişkenin kategorileri arasında fark olup olmadığına, normal dağılım varsayımları sağlanıyorsa Student-t testi, sağlanmıyorsa Mann-Whitney U testi kullanılarak bakılmıştır. Nicel değişken bakımından ikiden fazla kategoriye sahip nitel değişkenin kategorileri arasında fark olup olmadığına, normal dağılım varsayımları sağlanıyorsa One Way ANOVA testi, sağlanmıyorsa Kruskal Wallis H-testi kullanılarak bakılmıştır. İki nitel değişken arasındaki ilişki incelenmek istendiğinde ise Ki-kare ve Fisher-exact testleri kullanılmıştır. İki bağımlı nicel değişken arasında fark olup olmadığına, normal dağılım varsayımları sağlanıyorsa Paired-t testi, sağlanmıyorsa Wilcoxon İşaret testi kullanılarak bakılmıştır. İki bağımlı nitel değişken arasında fark olup olmadığı incelenmek istendiğinde ise Mc-Nemar testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alınmıştır.

3. BULGULAR

3.1. Hastaların Kimlik Bilgileri

Çalışmada hastalara ait yaş ortalaması $40,02 \pm 15,40$ olarak bulunmuş olup, minimum hasta yaşı 10,00 maksimum hasta yaşı ise 80,00'dir. Hastaların 181'i (%60,3) kadın olup 119'u (%39,7) ise erkektir (Çizelge 3.1.).

Çizelge 3.1. Çalışmaya dahil edilen kişilerin yaş ve cinsiyete göre dağılımları

Değişkenler		Tanımlayıcılar
Yaş	Ort.±SS	40,02±15,40
	Medyan (Min.-Maks.)	39,00 (10,00-80,00)
Cinsiyet, n(%)	Erkek	181 (60,3)
	Kadın	119 (39,7)
	Total	300 (100,0)

Ort:Ortalama, SS:Standart sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum

Çalışmadaki yaş grupları; 20 yaş altı, 20-29 yaş arası, 30-39 yaş arası, 40-59 yaş arası ve 60 yaş ve üstü olarak beş gruba ayrılmıştır. Hastaların %8,7'i 20 yaş altında, %20,0'si 20-29, %21,7'si 30-39, %38,3'ü 40-59 yaş aralığında olup, %11,3'ü ise 60 yaşından büyüktür. (Çizelge 3.2.).

Çizelge 3.2. Çalışmaya dahil edilen kişilerin yaş grupları ve frekans dağılımı

Değişkenler		Tanımlayıcılar
Yaş, n(%)	<20	26 (8,7)
	20-29	60 (20,0)
	30-39	65 (21,7)
	40-59	115 (38,3)
	≥60	34 (11,3)
	Total	300 (100,0)

3.2. Nicel Değişkenlerin İstatistiksel Analiz Sonuçları

3.2.1. Yaş ve Cinsiyet Ayrımı Olmaksızın CS için Yapılan Sağ ve Sol Ölçümlerin Değerlendirilmesi

Çizelge 3.3.'te sağ tarafa ait ölçümler için tanımlayıcılar verilmiştir. Nazal Kavite Tabanına Uzaklık, Alveoler Krete Uzaklık, Bukkal Kortikale Uzaklık ve CS ≥ 1 mm Çap için ortalama değerleri sırasıyla $11,87 \pm 3,61$, $7,77 \pm 3,24$, $4,60 \pm 1,69$ ve $1,31 \pm 0,19$ olarak bulunmuştur. CS < 1 mm Varlığı için %72,2'si yok iken %27,8'i ise var olarak bulunmuştur. Lokasyon için bakıldığında ise %7,2'sinin lokasyonu 13 no'lu diş bölgesinde sonlanan, %9,9'unun lokasyonu 12-13 no'lu, %20,6'sının lokasyonu 12 no'lu, %20,6'sının lokasyonu 11-12 no'lu, %31,8'inin lokasyonu 11 no'lu ve %9,9'sunun lokasyonu ise 11-21 no'lu olarak bulunmuştur.

Çizelge 3.3. Hastaların sağ taraf ölçümleri için tanımlayıcılar

Değişkenler		Tanımlayıcılar
Nazal Kavite Tabanına Uzaklık	Ort. $\pm$ SS	$11,87 \pm 3,61$
	Medyan (Min.-Maks.)	12,01 (3,42-21,00)
Alveoler Krete Uzaklık	Ort. $\pm$ SS	$7,77 \pm 3,24$
	Medyan (Min.-Maks.)	7,22 (1,26-18,09)
Bukkal Kortikale Uzaklık	Ort. $\pm$ SS	$4,60 \pm 1,69$
	Medyan (Min.-Maks.)	4,81 (0,89-8,41)
CS < 1 mm Varlığı, n(%)	Yok	216 (72,2)
	Var	83 (27,8)
CS ≥ 1 mm Çap	Ort. $\pm$ SS	$1,31 \pm 0,19$
	Medyan (Min.-Maks.)	1,26 (1,00-1,79)
	Medyan (Min.-Maks.)	7,38 (0,89-21,85)
Lokasyon, n(%)	13 no'lu diş bölgesinde sonlanan	21 (7,2)
	12-13 no'lu	29 (9,9)
	12 no'lu	60 (20,6)
	11-12 no'lu	60 (20,6)
	11 no'lu	93 (31,8)
	11-21 no'lu	29 (9,9)

Ort:Ortalama, SS:Standart sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum

Çizelge 3.4.'te sol tarafa ait ölçümler için tanımlayıcılar verilmiştir. Nazal Kavite Tabanına Uzaklık, Alveoler Krete Uzaklık, Bukkal Kortikale Uzaklık ve CS ≥ 1 mm Çap için ortalama değerleri sırasıyla $11,81 \pm 4,13$, $7,93 \pm 3,79$, $4,73 \pm 1,75$ ve $1,29 \pm 0,17$ olarak bulunmuştur. CS < 1 mm Varlığı için %80,2'si yok iken %19,8'i ise

var olarak bulunmuştur. Lokasyon için bakıldığında ise %7,6'sının lokasyonu 11-21 no'lu, %24,3'ünün lokasyonu 21 no'lu, %28,5'inin lokasyonu 21-22 no'lu, %25,1'inin lokasyonu 22 no'lu, %10,0'unun lokasyonu 22-23 no'lu ve %4,5'inin lokasyonu ise 23 no'lu dış bölgesinde sonlanan olarak bulunmuştur.

Çizelge 3.4. Hastaların sol taraf ölçümleri için tanımlayıcılar

Değişkenler		Tanımlayıcılar
Nazal Kavite Tabanına Uzaklık	Ort.±SS	11,81±4,13
	Medyan (Min.-Maks.)	11,91 (2,04-21,15)
Alveoler Krete Uzaklık	Ort.±SS	7,93±3,79
	Medyan (Min.-Maks.)	7,38 (0,89-21,85)
Bukkal Kortikale Uzaklık	Ort.±SS	4,73±1,75
	Medyan (Min.-Maks.)	4,83 (0,80-12,01)
CS<1 mm Varlığı, n(%)	Yok	239 (80,2)
	Var	59 (19,8)
CS ≥1 mm Çap	Ort.±SS	1,29±0,17
	Medyan (Min.-Maks.)	1,26 (1,00-1,79)
Lokasyon, n(%)	11-21 no'lu	22 (7,6)
	21 no'lu	71 (24,3)
	21-22 no'lu	83 (28,5)
	22 no'lu	73 (25,1)
	22-23 no'lu	29 (10,0)
	23 no'lu dış bölgesinde sonlanan	13 (4,5)

Ort:Ortalama, SS:Standart sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum

Çizelge 3.5.'te hastalara ait sağ ve sol tarafa ait nicel değişkenler birbiri ile karşılaştırılmıştır. Nazal kavite tabanına uzaklık bakımından sağ ve sol tarafa ait ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0,632$). Alveoler krete uzaklık bakımından sağ ve sol tarafa ait ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0,443$). Bukkal kortikale uzaklık bakımından sağ ve sol tarafa ait ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0,805$). Benzer şekilde CS ≥1 mm çap bakımından da sağ ve sol tarafa ait ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0,212$).

Çizelge 3.5. Hastalara ait nicel ölçümlerin sağ ve sol taraf karşılaştırması

Değişkenler	Ort.± SS	Medyan (Min.-Maks.)	p değeri
Nazal Kavite Tabanına Uzaklık Sağ	11,87±3,61	12,01 (3,42-21,00)	0,632 ^b
Nazal Kavite Tabanına Uzaklık Sol	11,81±4,13	11,91 (2,04-21,15)	
Alveoler Krete Uzaklık Sağ	7,77±3,24	7,22 (1,26-8,09)	0,443 ^b
Alveoler Krete Uzaklık Sol	7,93±3,79	7,38 (0,89-21,85)	
Bukkal Kortikale Uzaklık Sağ	4,60±1,69	4,81 (0,89-8,41)	0,805 ^b
Bukkal Kortikale Uzaklık Sol	4,73±1,75	4,83 (0,80-12,01)	
CS ≥1 mm Çap Sağ	1,31±0,19	1,26 (1,00-1,79)	0,212 ^a
CS ≥1 mm Çap Sol	1,29±0,17	1,26 (1,00-1,79)	

a:Paired-t testi, b:Wilcoxon İşaret testi, Ort:Ortalama, SS:Standart sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum a:Mc-nemar testi

3.2.2. Ölçümlerin Cinsiyete Göre Karşılaştırılması

Çizelge 3.6.'da sağ ve sol tarafa ait nicel ölçümler bakımından erkekler ve kadınlar arasında fark olup olmadığına bakılmıştır. Sağ ve sol tarafta da nazal kavite tabanına uzaklık, alveoler krete uzaklık, bukkal kortikale uzaklık ve CS ≥1 mm çap ölçümleri bakımından erkek ve kadınlar arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

Çizelge 3.6. Sağ ve sola ait nicel ölçümlerin cinsiyet ile karşılaştırılması

Taraf	Değişkenler	Erkek		Kadın		p değeri
		Ort.±SS	Medyan (Min.-Maks.)	Ort.±SS	Medyan (Min.-Maks.)	
Sağ	Nazal Kavite Tabanına Uzaklık	12,17±3,63	12,23 (3,42-21,00)	11,42±3,56	11,27 (4,47-19,22)	0,081 ^a
	Alveoler Krete Uzaklık	7,82±3,29	7,35 (1,35-18,09)	7,70±3,16	7,07 (1,26-18,09)	0,899 ^b
	Bukkal Kortikale Uzaklık	4,54±1,64	4,76 (0,89-8,41)	4,69±1,77	4,82 (0,89-8,41)	0,367 ^b
	CS ≥1 mm Çap	1,32±0,20	1,26 (1,00-1,79)	1,30±0,18	1,26 (1,00-1,79)	0,591 ^b
Sol	Nazal Kavite Tabanına Uzaklık	12,20±4,02	12,04 (2,04-21,15)	11,21±4,25	11,39 (2,04-20,83)	0,047 ^a

	Alveoler Krete Uzaklık	8,01±3,98	7,34 (0,89-21,85)	7,81±3,47	7,38 (0,89-17,20)	0,993 ^b
	Bukkal Kortikale Uzaklık	4,85±1,75	4,88 (0,80-12,01)	4,56±1,74	4,59 (0,80-12,01)	0,163 ^a
	CS ≥1 mm Çap	1,30±0,17	1,26 (1,02-1,79)	1,28±0,16	1,26 (1,00-1,70)	0,926 ^b

a: Student-t testi b:Mann Whitney U testi, Ort:Ortalama, SS:Standart sapma, Min:Minimum, Maks:Maksimum

3.2.3. Ölçümleri Yaş Gruplarına Göre Karşılaştırılması

Çizelge 3. 7.'de sağ tarafa ait nicel ölçümler bakımından yaş grupları arasında anlamlı farklılık olup olmadığına bakılmıştır. Sağ tarafta nazal kavite tabanına uzaklık, alveoler krete uzaklık, bukkal kortikale uzaklık ve CS ≥1 mm çap ölçümleri bakımından yaş grupları arasında anlamlı fark bulunamamıştır (sırasıyla p=0,273, p=0,311, p=0,320 ve p=0,357). Bu yüzden bu değişkenler için post-hoc testlere bakılamamıştır.

Çizelge 3.7. Sağ tarafa ait nicel ölçümlerin yaş grupları ile karşılaştırılması

Değişkenler		Yaş Grupları						p değeri
		n	Ort.	SS	Medyan	Minimum	Maksimum	
Nazal Kavite Tabanına Uzaklık	<20	26	10,55	4,02	9,91	3,42	19,22	0,273 ^a
	20-29	59	11,68	3,83	11,23	4,68	20,24	
	30-39	61	11,77	3,68	11,99	4,31	21,00	
	40-59	114	12,22	3,33	12,14	3,42	20,06	
	≥60	32	12,25	3,64	12,17	5,77	21,00	
Alveoler Krete Uzaklık	<20	26	7,51	2,79	7,90	1,26	11,89	0,311 ^b
	20-29	59	8,30	3,30	7,55	1,35	15,82	
	30-39	61	8,09	3,14	7,69	2,00	16,57	
	40-59	114	7,55	3,21	6,77	1,26	18,09	
	≥60	32	7,20	3,71	6,56	1,65	18,09	
Bukkal Kortikale Uzaklık	<20	26	4,71	2,32	5,11	1,20	8,41	0,320 ^a
	20-29	59	4,46	1,70	4,68	0,89	8,41	
	30-39	61	4,40	1,62	4,47	1,26	7,53	
	40-59	114	4,84	1,60	5,03	1,26	8,41	
	≥60	32	4,30	1,47	4,49	0,89	6,52	
CS ≥1 mm Çap	<20	22	1,24	0,15	1,25	1,01	1,70	0,357 ^b
	20-29	48	1,30	0,17	1,26	1,00	1,69	
	30-39	53	1,33	0,21	1,28	1,00	1,79	
	40-59	104	1,32	0,19	1,27	1,02	1,79	
	≥60	26	1,34	0,21	1,25	1,07	1,72	

a: One Way ANOVA testi b:Kruskal Wallis H testi, Ort:Ortalama, SS:Standart sapma

Çizelge 3.8.'de sol tarafa ait nicel ölçümler bakımından yaş grupları arasında anlamlı farklılık olup olmadığına bakılmıştır. Sol tarafta nazal kavite tabanına uzaklık, alveoler krete uzaklık, bukkal kortikale uzaklık ve $CS \geq 1$ mm çap ölçümleri bakımından yaş grupları arasında anlamlı fark bulunamamıştır (sırasıyla $p=0,983$, $p=0,293$, $p=0,268$ ve $p=0,415$). Bu yüzden bu değişkenler için post-hoc testlere bakılamamıştır.

Çizelge 3.8. Sol tarafa ait nicel ölçümlerin yaş grupları ile karşılaştırılması

Değişkenler		Yaş Grupları						p değeri
		n	Ort.	SS	Medyan	Minimum	Maksimum	
Nazal Kavite Tabanına Uzaklık	<20	24	11,83	4,07	12,23	4,82	20,15	0,983 ^a
	20-29	57	11,72	4,16	11,76	2,04	21,15	
	30-39	65	11,96	3,77	12,06	3,05	21,15	
	40-59	111	11,68	4,32	11,63	2,04	20,50	
	≥ 60	34	12,11	4,37	12,12	3,79	20,83	
Alveoler Krete Uzaklık	<20	24	7,85	3,37	7,03	2,73	14,12	0,293 ^b
	20-29	57	8,32	3,92	7,77	0,89	21,85	
	30-39	65	8,57	3,95	7,94	1,12	21,85	
	40-59	111	7,64	3,69	7,08	0,89	19,12	
	≥ 60	34	7,07	3,79	6,51	1,07	17,20	
Bukkal Kortikale Uzaklık	<20	24	5,23	1,79	5,22	1,65	8,14	0,268 ^b
	20-29	57	5,09	2,03	5,16	1,26	12,01	
	30-39	65	4,51	1,60	4,59	0,80	8,13	
	40-59	111	4,61	1,60	4,49	1,26	8,50	
	≥ 60	34	4,65	1,88	5,18	0,80	7,79	
CS ≥ 1 mm Çap	<20	21	1,27	0,17	1,26	1,01	1,69	0,415 ^b
	20-29	51	1,31	0,17	1,26	1,02	1,79	
	30-39	59	1,31	0,17	1,27	1,02	1,78	
	40-59	99	1,27	0,16	1,26	1,00	1,72	
	≥ 60	32	1,31	0,16	1,26	1,11	1,65	

a: One Way ANOVA testi b:Kruskal Wallis H testi, Ort:Ortalama, SS:Standart sapma

3.3. Nitel Değişkenlerin İstatistiksel Analiz Sonuçları

3.3.1. Ölçümlerin Cinsiyete Göre Karşılaştırılması

Çizelge 3.9'da ise sağ ve sol tarafa ait nitel ölçümler ile cinsiyet arasında anlamlı ilişki olup olmadığına bakılmıştır. $CS < 1$ mm varlığı ve lokasyon ile cinsiyet arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır ($p > 0,05$).

Çizelge 3.9. Sağ ve Sola ait Nitel Ölçümlerin Cinsiyet ile Karşılaştırılması

Tara f	Değişkenler		Erkek		Kadın		p değeri
			N	%	N	%	
Sağ	CS<1 mm Varlığı	Yok	129	71,7	87	73,1	0,785 ^a
		Var	51	28,3	32	26,9	
	Lokasyon	13 no'lu dış bölgesinde sonlanan	13	7,4	8	6,8	0,398 ^a
		12-13 no' lu	18	10,3	11	9,4	
		12 no'lu	31	17,7	29	24,8	
		11-12 no'lu	42	24,0	18	15,4	
		11 no'lu	56	32,0	37	31,6	
		11-21 no'lu	15	8,6	14	12,0	
Sol	CS<1 mm Varlığı	Yok	143	79,4	96	81,4	0,685 ^a
		Var	37	20,6	22	18,6	
	Lokasyon	11-21 no'lu	14	7,9	8	7,0	0,756 ^a
		21 no'lu	44	24,8	27	23,7	
		21-22 no'lu	47	26,6	36	31,6	
		22 no'lu	44	24,8	29	25,4	
		22-23 no'lu	21	11,9	8	7,0	
		23 no'lu dış bölgesinde sonlanan	7	4,0	6	5,3	

a:Ki-kare testi

3.1.2. Ölçümleri Yaş Gruplarına Göre Karşılaştırılması

Çizelge 3.10.'da sağ tarafa ait nitel ölçümler ile yaş grupları arasında anlamlı ilişki olup olmadığına bakılmıştır. Sağ tarafta CS<1 mm varlığı ve lokasyon ile yaş grupları arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır (sırasıyla p=0,434 ve p=0,803).

Çizelge 3.10. Sağ tarafa ait nitel ölçümlerin yaş grupları ile karşılaştırılması

Değişkenler		Yaş Grupları					p değeri
		<20	20-29	30-39	40-59	≥60	
		N (%)	N (%)	N (%)	N (%)	N (%)	
CS<1 mm Varlığı	Yok	21 (80,8)	43 (71,7)	41 (64,1)	87 (75,7)	24 (70,6)	0,434 ^a
	Var	5 (19,2)	17 (28,3)	23 (35,9)	28 (24,3)	10 (29,4)	
Lokasyon	11-21 no'lu	1 (3,8)	4 (6,8)	5 (8,2)	7 (6,1)	4 (12,5)	0,803 ^b
	21 no'lu	2 (7,7)	8 (13,6)	6 (9,8)	11 (9,6)	2 (6,3)	
	21-22 no'lu	6 (23,1)	13 (22,0)	9 (14,7)	21 (18,4)	11 (34,4)	
	22 no'lu	5 (19,2)	11 (18,6)	14 (23,0)	24 (21,1)	6 (18,7)	
	22-23 no'lu	11 (42,4)	17 (28,8)	22 (36,1)	35 (30,8)	8 (25,0)	
	23 no'lu dış bölgesinde sonlanan	1 (3,8)	6 (10,2)	5 (8,2)	16 (14,0)	1 (3,1)	

a:Ki-kare testi, b:Fisher-exact testi

Çizelge 3.11.'de sol tarafa ait nitel ölçümler ile yaş grupları arasında anlamlı ilişki olup olmadığına bakılmıştır. Sol tarafta CS<1 mm varlığı ve lokasyon ile yaş grupları arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır (sırasıyla p=0,596 ve p=0,605).

Çizelge 3.11. Sol tarafa ait nitel ölçümlerin yaş grupları ile karşılaştırılması

Değişkenler		Yaş Grupları					p değeri
		<20	20-29	30-39	40-59	≥60	
		N (%)	N (%)	N (%)	N (%)	N (%)	
CS<1 mm Varlığı	Yok	21 (84,0)	49 (81,7)	52 (80,0)	87 (76,3)	30 (88,2)	0,596 ^a
	Var	4 (16,0)	11 (18,3)	13 (20,0)	27 (23,7)	4 (11,8)	
Lokasyon	11-21 no'lu	0 (0,0)	7 (12,3)	4 (6,2)	10 (9,0)	1 (2,9)	0,605 ^b
	21 no'lu	7 (29,2)	17 (29,8)	11 (16,9)	28 (25,2)	8 (23,5)	
	21-22 no'lu	10 (41,6)	12 (21,1)	21 (32,3)	30 (27,0)	10 (29,4)	
	22 no'lu	6 (25,0)	10 (17,5)	18 (27,7)	29 (26,2)	10 (29,4)	
	22-23 no'lu	1 (4,2)	6 (10,5)	8 (12,3)	11 (9,9)	3 (8,9)	
	23 no'lu dış bölgesinde sonlanan	0 (0,0)	5 (8,8)	3 (4,6)	3 (2,7)	2 (5,9)	

a:Ki-kare testi, b:Fisher-exact testi

Çizelge 3.12.'de CS <1 mm varlığı için sağ ve sol taraf ölçümlerinin benzer olup olmadığına bakılmıştır ve iki taraf arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (p=0,020). Sağ tarafta yok olarak sınıflananların %82,7'si sol tarafta da yok olarak sınıflanırken, sağ tarafta var olarak sınıflananların ise %26,5'i sol tarafta da var olarak sınıflanmıştır.

Çizelge 3.12. CS <1 mm Varlığı için Sağ ve Sol Taraf Karşılaştırması

		Sağ				
		Yok		Var		
		n	%	N	%	
Sol	Yok	177	82,7	61	73,5	0,020 ^a
	Var	37	17,3	22	26,5	

a:Mc-nemar testi

4. TARTIŞMA

CS, periapikal intraoral radyografilerde, tesadüfen görüntülenebilmektedir ve görünümü inflamatuvar lezyonlara veya kök rezorbsiyonlarına benzerdir (Shelley ve ark., 1999; Shah ve ark., 2017; Talim ve ark., 2018; Leven ve Sood, 2018). Daha geniş alanın görüntülenmesi durumunda özellikle panoramik radyograflarda kanal seyri gelişimsel yarık veya fraktür olarak yorumlanabilmektedir. Literatürde, CS ile ilgili, 1999-2019 yılları arasında yayınlanan 18 adet vaka raporu mevcuttur (Tablo 4.1). Klinisyen, CS'un sıklıkla tespit edilen varyasyonlarının farkında olmalıdır. Günümüzde oral rehabilitasyon amacıyla dental implantların yerleştirilmesinin ve kemik grefti işlemlerinin artmasıyla birlikte postoperatif dönemde hasta tarafından artan sayıda şikayet bildirilmektedir. Bu nedenle nörosensoriyel bozukluklar, hemoraji riski ve ileri dönemde osseointegrasyonun olumsuz etkilenmesi nedeniyle CS varlığını dikkate almak önemlidir (Neves ve ark., 2012; Mraiwa ve ark., 2004). KIBT ile preoperatif implant planlaması sırasında CS aksesuar kanallarının, 1mm'den küçük olsa dahi ihmal edilmesi post-operatif ağrı ve paresteziye neden olabilmektedir (Volberg ve Mordanov, 2019). Anterior maksiller bölge tutulumu olan patolojilerin, cerrahi öncesi KIBT görüntüleme ile incelenmesi sırasında komşu anatomik yapılarla ayrıca CS ile ilişkisinin tespit edilmesi tedavi planlaması, cerrahi sırasında ve / veya sonrasında oluşacak komplikasyon riskinin en aza indirilmesi için şarttır (Köse ve ark., 2014).

Periapikal radyografi, panoramik radyografi gibi konvansiyonel iki boyutlu radyografi teknikleri, anatomik oluşumların lokalizasyonu, morfometrik özellikleri, durumu veya seçilen implant bölgesinin 3 boyutlu yapısı hakkında herhangi bir bilgi sağlamamaktadır (Tyndall ve Brooks, 2000). Bunun nedeni 3 boyutlu yapıların bu teknilerde 2 boyutlu olarak gösterilmesidir (Thakur ve ark., 2013). Anterior maksiller bölgede yapılacak uygulamalar öncesi bu bölge görüntülenmek istendiğinde, konvansiyonel radyolojik yöntemler yetersiz kalabileceği için ileri görüntüleme

yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu yöntemlerden BT'ye göre radyasyon dozu ve maliyetinin düşük olması gibi avantajları nedeniyle KIBT kullanımı daha fazla tercih edilmektedir. Çalışmamızda, CS AC'lerinin lokalizasyonu, çapı, alveol krete uzaklığı, nazal kavite tabanına uzaklığı, bukkal kortikal kemiğe uzaklığı KIBT ile değerlendirilmiştir. Literatüre baktığımızda, sadece iki çalışmada ex-vivo kadaverik spesimenler kullanılarak gerçekleştirilen, CS incelemelerinde BT kullanılmıştır (Valcu ve ark., 2011; Hwang ve ark., 2011).

Çizelge 4.1. Pubmed-Medline, Research Gate, Google Akademik veritabanı kaynaklı, CS için 1999-2019 yılları arasında bildirilen, vaka raporları.

Yazar, Yayın Yılı	Dergi	Yaş / Cinsi- yet	Endikasyon	Görüntüleme Yöntemi	Bulgular	Ülke
Shelley ve ark., 1999	British Dental Journal	35/ E	Restoratif Tedavi	İOPR	İnflamatuvar lezyonu taklit eden, sol üst kanin dişinde kortikal sınırları olan periapikal radyolüsensi	ABD
Neves ve ark., 2012	Case Reports in Dentistry	54/K	İmplant Planlaması	Panoramik, KIBT	Lateral nazal duvardan, maksiller lateral kesici dişin palatinaline uzanan iki taraflı aksesuar kanal	Brezilya
Köse ve ark., 2014	International Journal of Scientific Research	55/E	Nazopalatin Kist	KIBT	Sol taraf daha belirgin olmak üzere, bilateral infraorbital foramenden ayrılıp inferiora ve laterale seyreden ve kiste açılan kemik kanalı.	Türkiye
Torres ve ark., 2015	Surgical Radiology Anatomy	47/K	İmplant Planlaması	KIBT	CS'den inferior ve posterior yönde intraosseöz seyir gösteren ve sert damakta 23 no'lu dişin hafif medialinde sert damakta yer alan foramene açılan geniş aksesuar kanal	Brezilya
¹ de Chacón ve Becerra, 2017	Revista Estomatológica herediana	39/K	İmplant Planlaması	KIBT	Sol nazal kavite duvarına yakın infraorbital foramenden alveolar krete doğru 21 no'lu diş seviyesine uzanan kıvrımlı hipodens bir bant.	Peru

Çizelge 4.1. Devam.

² de Chacón ve Becerra, 2017	Revista Estomatológica herediana	47/K	İmplant Planlaması	KIBT	Birinci vakaya benzer şekilde 11 ve 12 no'lu dişler arasında alveoler krete uzanan kanal	Peru
³ de Chacón ve Becerra, 2017	Revista Estomatológica herediana	62/K	Tanı amaçlı	KIBT	Sağ infraorbital foramenden aynı taraftaki alveolar sırtı kadar olan ve 12 no'lu diş seviyesine uzanan kıvrımlı kanal.	Peru
⁴ de Chacón ve Becerra, 2017	Revista Estomatológica herediana	55/E	Fraktür ihtimalinin ekarte edilmesi	KIBT	Sağ taraftaki infraorbital foramenden 13 ve 12 no'lu dişler arasındaki alveolar çıkıntıya uzanan kıvrımlı kanal.	Peru
Arruda ve ark., 2017	Case Reports in Dentistry	51/K	Sağ üst dudak bölgesine parestezi, ağrı semptomları	KIBT	Transaksiyal rekonstrüksiyonlarda, implantın üst ucuna ve kanin apeksine bitişik, yukarı doğru ve anterior nazal duvardan uzanan yaklaşık 2.0 mm hipodens bir yol.	Brezilya
Rusu ve ark., 2017	Annals of Anatomy	74/E	Dental Tedavi	KIBT	CS'den frontal dişlere uzanan üç adet aksesuar kanal.	Romanya
McCrea, 2017	Case reports in dentistry	55/K	Post-op implant değerlendirme Semptomlar: Epistaksis, ağrı, nazal tıkanıklık hissi, subnazal şişlik, etmoidal sinüzit.	İOP, Okluzal, KIBT	Çapraz kesitlerde nazopalatin kanal ile ilişkili implant. Magnifiye aksiyel kesitlerde, implantın palatinalinde ve 23 no'lu diş apeksi ile nazopalatin kanal arasında iyi sınırlı kanal.	İngiltere
Shah ve ark., 2017	Journal of Conservative Dentistry	60/E	Maksiller sağ santral insizör dişte kök rezorbsiyonu	İOP, KIBT	11 no'lu diş palatinaline komşu, iyi sınırlı radyolüsent kemik kanalı, CS aksesuar kanalı.	Hindistan
Okumuş ve ark., 2018	Journal of Dental Science and Theraphy	46/E	İmplant Planlaması	KIBT	Sol üst nazal kavite tabanından, maksiller sol kanin diş bölgesinde sert damakta yer alan bir aksesuar foramene uzanan kanal.	Türkiye
Okumuş ve ark., 2018	Journal of Dental Science and Theraphy	40/K	İmplant Planlaması	KIBT	Nazal kavite tabanından sert damakta yer alan, maksiller kanin dişe komşu foramene açılan aksesuar kanal.	Türkiye

Çizelge 4.1. Devam.

Leven ve Sood, 2018	Journal of Endodontics	32/E	Lateral insizör diş apikaline superpoze radyolusensi (Kök Rezorbsiyonu ?)	İOP, KIBT	KIBT, kemik içinde 12 numaralı diş kökünün distopalatal yönünden kemik içinde maksillanın anterior yönüne geçen yaklaşık 1.5 mm çapında nöral veya vasküler bir kanal olduğunu göstermiştir.	İngiltere
Talim ve ark., 2018	Endodontology	50/E	Endodonti	İOP, KIBT	Sol santral kesici diş kökü orta üçlü ve apikal üçlü birleşiminde, iyi sınırlı, sirküler radyolusensi. İOP'de var olan radyolusensinin CS olduğu, KIBT ile doğrulanmıştır	ABD
Volberg ve Mordanov, 2019	Case Reports in Dentistry	45/F	Pre-op İmplant Planlaması Post-op İmplant Değerlendirmesi Semptomlar: implant yerleştirilmesinden saatler sonra sol maksillada ağrı ve parestezi.	KIBT	İmplant yerleştirmeden önce ve sonra KIBT incelemesi sırasında CS, iki küçük dal ile 2.3 mm çapında bulundu. Bunlardan biri palatinal tarafa yakın, 1.9 mm çapında; diğeri ise en koronal noktada 0.7 mm çaplı maksiller sol lateral kesici / implant bölgesinde bukkal tarafa yakın bulundu.	Rusya
Tiwari ve ark., 2019	Journal of Clinical and Diagnostic Research	21/K	Maksillada Osteolitik Lezyon	KIBT	Sol tarafta litik lezyona yakın ve lezyonun postero-lateralinde CS varlığı. Bu kanalın görüntüsü transaksiyal, koronal, sagittal rekonstrüksiyonlarda ve çapraz kesitlerde geniş, hipodens bir yol olarak, sol kanin diş apeksine bitişik, burun tabanının ön kısmının altında mevcut ve ön burun duvarına kadar yukarı doğru uzandığı görüntülenmiştir. CS ayrıca sağ tarafta, sağ kanin-birinci premolar diş bölgesinde doğrusal bir hipodens hat olarak izlenmiştir.	ABD

4.1. Nitel Değişkenler

4.1.1. CS Aksesuar Kanallarının Görülme Sıklığı

Temmerman ve ark. (2011) yaptıkları prospektif çalışmada, maksiller parsiyel dişsizlik gösteren hasta popülasyonunda KIBT / Çok kesitli BT ile elde ettikleri radyografik görüntülerde CS'un kanin bölgesinde % 32.9 oranında var olduğunu bulmuşlardır. Başka bir çalışmada sadece kanin diş bölgesi değil, aynı zamanda birinci küçük azı dişinden karşı taraftaki birinci küçük azılara kadar tüm ön maksillayı incelemişler ve 178 hastanın KIBT görüntülerinde ön damakta en az 1 mm çapında ek foramina varlığı açısından değerlendirdikleri görüntülerde yirmi sekiz hastada (% 15.7) toplam 34 ek foramina tespit etmişlerdir (de Oliveira-Santos ve ark. 2013).

von Arx ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, 176 hastaya ait KIBT görüntülerinde, anterior maksilladaki nazopalatin kanalı dışında, minimum 1 mm çapında kemik kanalının varlığını araştırmışlardır ve 49 hastada çapları 1,0-2,1 mm arasında değişen toplam 67 kanal gözlemlemişlerdir (% 27.8).

Gurler ve ark. (2017), maksiller gömülü kanin diş ekstraksiyonu için elde edilen rastgele seçilmiş 111 hastanın KIBT tarama görüntüleri ile gerçekleştirdiği retrospektif çalışmada CS varlığını bilateral olarak % 100 oranında tespit etmişlerdir.

Wanzeler ve ark., (2015) retrospektif olarak değerlendirdikleri 100 KIBT tarama görüntülerinde CS varlığını %1 unilateral ve %87 bilateral olarak saptamışlardır. Baena-Caldas ve ark. (2019), retrospektif 236 KIBT görüntülerinin tümünde (% 54 anatomik varyasyon göstermeyen CS ve % 46 CS anatomik varyasyonu) CS tanımlamışlardır. Machado ve ark. (2016), 1000 hastaya ait KIBT görüntüleri arasında 521 hastaya ait 974 CS aksesuar kanalı tespit etmişlerdir.

Orhan ve ark., 1460 KIBT görüntü taraması sonucunda en az bir aksesuar kanala sahip 1034 CS (%70.8) tespit etmişlerdir. Gandourah ve ark., yaptıkları restrospektif

çalışmada 219 KIBT görüntüsü incelemişler ve CS prevalansını %67.5 bulmuşlardır. Benzer şekilde, Anatoly ve ark. (2019), farklı popülasyonda gerçekleştirdikleri prevelans araştırmasında CS varlığını %67.6 olarak bulmuşlardır ayrıca Aoki ve ark. (2019) da değerlendirdikleri 206 KIBT görüntüsü arasında 133 CS (66.5%) saptamıştır.

CS aksesuar kanallarının prevalansı, farklı popülasyonlarda ve farklı araştırma metodları kullanılan örneklerde %15.7 ve %100 arasında değişmektedir. CS ile ilgili sınırlı sayıdaki araştırmada, bu yapının prevalansı için oldukça farklı oranlar bildirilmiş olup, Wanzeler ve ark. (2015), Brezilya popülasyonunda CS prevalansının %87,5 oranında gözlemlendiğini ve bu nedenle bu yapının varyasyondan ziyade anatomik oluşum olarak kabul edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Machado ve ark. (2016) , prevalansların diğer çalışmalar ile farklılık göstermesinin sebebinin ise CS'nin sadece 1mm çapından büyük kanalların çalışmaya dahil edilmesinden ve kullanılan cihazların voksel boyutlarının farklılıklarından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

Diğer çalışmaların aksine, çalışmamız belirli bir segmentle sınırlı değildi, bunun yerine tüm kanalın anterior maksilladaki kapsamlı bir değerlendirmesi yapıldı. 1mm'den büyük çaplı en az bir aksesuar kanal tespit edilen prevelans çalışmalarından farklı olarak 1mm'den küçük ve 1mm'den büyük çaplı CS aksesuar kanallarının sağ ve sol maksilladaki dağılımı değerlendirildi.

4.1.2. CS AC'lerinin Cinsiyete Göre Dağılımı

Von Arx ve ark. (2013), çalışmalarında cinsiyete göre aksesuar kanal sıklığını erkeklerde (% 33,0) ve kadınlarda (% 22,7) bulmuşlardır ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi. Oliveira Santos ve ark. (2013), aksesuar kemik kanalı gözlemlenen 13 erkeğe karşı 15 kadın bulduklarını ancak istatistiksel olarak herhangi bir farklılık göstermediklerini belirtmişlerdir. Orhan ve ark., 2018 de Oliveira Santos

ve arkadaşlarının çalışmasında olduğu gibi, kadınlarda daha yüksek prevalansa hafif bir eğilim bulmuştur ancak Oliveira Santos ve ark. (2013), Von Arx ve ark. (2013) ayrıca Orhan ve ark. (2018) tarafından AC frekansı ve cinsiyet açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bildirilmemiştir. Gürler ve ark. (2017) gömülü kanin dış bulunan KIBT tarama görüntülerinde gerçekleştirdikleri retrospektif çalışmada cinsiyete göre, kadınlarda daha yüksek sıklıkta aksesuar kanallar gözlemlenmiştir; ancak, dikkate alınan kadınların sayısı, dikkate alınan erkeklerin neredeyse iki katı olduğundan ayrıca yalnızca birkaç örnekte aksesuar kanal tespit ettiklerinden bu bulguların istatistiksel olarak karşılaştırılmasının uygun olmadığını rapor etmişlerdir. Machado ve arkadaşları erkeklerde (% 58) kadınlardan (% 46,6) anlamlı derecede daha yüksek prevalans bildirmiştir. Tomrukçu ve Köse, (2019); Machado ve arkadaşlarının çalışmasına benzer şekilde, erkeklerde daha yaygın olarak, erkek hastalar için prevalansı % 45,1 kadın hastalar için prevalansı % 27,5 bulmuşlardır. Aoki ve ark. (2019) erkeklerde daha yüksek CS sıklığı gözlemlenmiştir. Şekerci ve ark. (2015), CS aksesuar kanallarının görülme sıklığını erkeklerde kadınlardan önemli ölçüde daha yüksek bulmuştur. Manhães Júnior ve ark., (2016) çalışmalarında cinsiyetin CS'nin varyasyonlarını etkilemediğini göstermiştir. Anatoly ve ark. (2019), CS'nin oluşumu ve lokalizasyonu ile yaş grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bulmuşlardır. Çalışmamızda sağ maksilla için 1mm'den küçük CS varlığı erkeklerde %28.3, kadınlarda %26.9 ve sol maksilla için 1mm'den küçük CS varlığı erkeklerde % 20.6 ve kadınlarda %18.6 bulunmuştur. Sağ ve sol taraf olmak üzere tüm maksillada CS<1 mm varlığı ile cinsiyet arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır ($p>0,05$).

4.1.3. CS AC'leri Tespit Edilen Hastalarda Yaş Dağılımı

Yaş ve anatomik varyasyonların varlığı arasındaki ilişki ile ilgili olarak, de Oliveira-Santos ve ark. (2013), von Arx ve ark. (2013) ve Wanzereler ve ark. (2014) yaş grupları arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık bildirmemişlerdir. Şekerci ve arkadaşları (2014) çalışma popülasyonları tamamen pediatrik olmasına rağmen yaşla birlikte aksesuar kanalların ortaya çıkış sıklığında istikrarlı bir artış bulmuştur.

Machado ve ark. (2016), CS aksesuar kanallarının sayısı ile yaş arasında zayıf ilişki olduğunu bulmuştur. Orhan ve ark. (2018) Türk popülasyonunda ve Ghandourah ve ark. (2017) Alman popülasyonunda, genç yetişkinlere kıyasla ileri yaş gruplarında daha yüksek CS prevalansı gözlemlemişlerdir ve CS'den dallanan AC'lerin varlığı cinsiyet ve yaş grupları ile ilişkili bulunmamıştır. Aoki ve ark. (2019) CS varlığı ile hastanın yaşı arasında bir ilişki bulunamadığını rapor etmişlerdir. Baena-Caldas ve ark. (2019), geniş yaş aralığı gözlemlenen popülasyonda (9 ila 93 yaş) gerçekleştirdikleri çalışmada, anatomik varyasyonlarda 71 yaşından sonra bir düşüş olmasına rağmen, yaşla orantılı istikrarlı bir artış gözlemlemişlerdir. Anatoly ve ark. (2019), genç grupta daha yüksek prevalans (% 32) olduğunu fakat CS'nin varlığı ile yaş grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmediğini bildirmişlerdir. Tomrukçu ve Köse (2020), 10-86 yaşları arasında değişen hasta KIBT tarama görüntüleri üzerinde, CS aksesuar kanallarını değerlendirdikleri çalışmada 10-19, 20-29, 30-39, 40-49, 50-59, 60-69, 70-79, 80-89 yaş grupları arasında en çok aksesuar gözlenen yaş grubunu 30-39 yaş olarak bulmuşlardır. 80-89 yaş grubu dışındaki yaş grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda, sağ tarafta CS<1 mm varlığı ve lokasyon ile yaş grupları arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır (sırasıyla p=0,434 ve p=0,803). Aynı şekilde sol tarafta da CS<1 mm varlığı ve lokasyon ile yaş grupları arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır (sırasıyla p=0,596 ve p=0,605).

4.1.4. CS AC'lerinin Lokalizasyonu

de Oliveira-Santos ve ark. (2013) ön damakta gözlemledikleri en az 1 mm çapında ek foraminaların lokalizasyonunu santral insizör bölge; santral ve lateral insizör dişler arasında; lateral insizör bölge; kanin diş bölgesi; birinci premolar bölge ve insiziv foramenle posterior, anterior veya lateral komşuluğu şeklinde 8 farklı grupta sınıflandırmıştır ve AC'nin en sık insizör ve kanin diş bölgesinde alveoler süreçte konumlandığını bildirmişlerdir.

Von Arx ve ark. (2013) aksiyel kesitlerde, CS aksesuar kanallarının komşu dişlere göre olan lokalizasyonunu 6 farklı grupta (sağ kanin diş palatinalinde, sağ lateral insizör diş palatinalinde, sağ santral insizör diş palatinalinde, sol kanin diş palatinalinde, sol lateral insizör diş palatinalinde, sol santral insizör diş palatinalinde) değerlendirmiştir. Aksesuar kanallar en sık palatal olarak sol santral insizör diş bölgesinde (n = 20) ve sağ santral insizör dişin palatal bölgesinde (n = 18) belirlenmiştir. Sol tarafta 40 (% 59,7), sağ tarafta 27 (% 40,3) aksesuar kanal tespit etmişlerdir.

Manhães Júnior ve ark. (2016), 1.00 mm kalınlığında ve uzunluğunda çapraz kesitler ve 0.25 mm aksiyel kesitler kullanarak tespit ettikleri CS aksesuar kanallarını dişlere ve insiziv foramenlere göre olan lokalizasyonlarına göre sağ ve sol olmak üzere 7 farklı grupta (santral insizör bölge, santral ve lateral insizör dişler arasındaki bölge, lateral insizör bölge, kanin diş bölgesi, birinci premolar bölge, insiziv foramenin lateralinde, insiziv foramenin posteriorunda) sınıflandırılmıştır. Manhães Júnior ve ark. (2016), kadınlarda ve erkeklerde sağ ve sol arasında AC lokalizasyonları arasında fark olmadığını ve AC'yi kadınlarda en sık maksiller lateral insizör bölgesinde erkeklerde ise insiziv foramenin posteriorunda gözlemlediklerini bildirmişlerdir.

Ghandourah ve ark. (2017), CS AC'lerinin konumunu erişkin ve adölesan olmak üzere iki farklı grupta değerlendirmiştir. AC'lerin konumunu ilgilenilen alanı şu şekilde beş bölgeye bölerek tanımlamıştır: santral insizör dişler, sağ lateral insizör ve kanin dişler, sol lateral insizör ve kanin dişler, sağ premolar dişler ve sol premolar dişler. Erişkinlerde AC'lerin lokalizasyonlarının farklı dağılım gösterdiğini bulmuşlardır. Erişkinlerde en yaygın AC görülen bölge santral insizörler ve en az olasılıkla görülen bölge sağ ve sol premolarlar olarak bildirilmiştir. Erişkin gruptakilere benzer şekilde adölesanlarda da AC'lerin lokalizasyonlarının farklı dağılım gösterdiğini bulmuşlardır. Adölesanlarda en yaygın AC tespit edilen bölge sol lateral insizör kanin bölge ve en az olasılıkla görülen bölge sağ ve sol premolarlar olarak bildirilmiştir.

Gürler ve ark. (2017) gömülü kanin dişi bulunan hastalara ait KIBT tarama görüntülerinde gerçekleştirdikleri radyolojik çalışmada CS kanallarının kanin dişe göre lokalizasyonlarını belirlemişlerdir. Bu çalışmada, ön damakta foraminaya açılan 8 aksesuar kanal, CS'nin direkt uzantısı olarak tanımlanmıştır. İki hastada bilateral kanal ve foramina, diğer 4 hastada ise tek taraflı kanal varlığı gözlemlenmiştir. Foraminaların çoğunlukla (62.5%) lateral insiziv dişin palatinalinde yer aldığını bildirmişlerdir.

Kaan ve ark. (2018), CS aksesuar kanalların varlığını bölgelere, en yakın komşu dişlere, insiziv foramene ve ayrıca gömülü kanin dişe göre sınıflandırmıştır. Sınıflandırmada toplam 22 farklı grup kullanılmıştır bunlar: Dişlere göre sağ santral insizör diş bölgesi, sağ santral-lateral insizör arası bölge, sağ kanin diş bölgesi, sağ kanin premolar arası bölge, sağ birinci premolar diş bölgesi, sağ santral ve sol santral insizör dişler arası bölge, sol santral-lateral insizör arası, sol insizör diş bölgesi, sol kanin diş bölgesi, sol kanin-premolar arası bölge, sol birinci premolar diş bölgesi; insiziv foramene göre foramenin anteriorunda, sağ lateralinde, sol lateralinde ve posteriorunda; gömülü kanin dişe göre kanin dişin sağında, kanin dişin solunda ve bilateral. Bu çalışmada maksiller intersatral bölge aksesuar kanalların en sık görüldüğü bölge (n = 653,% 44,7) olarak bulunmuştur. Ek olarak, insiziv foramenlerin etrafında bazı AC açıklıkları tespit edilmiştir ve en sık görülen AC açıklıkları insiziv foramenlerin posteriorunda tespit edilmiştir. (n = 128,% 8.8).

Anatoly ve ark. (2019), CS lokalizasyonu dişlere ve fasiyal-palatal pozisyonuna göre sınıflandırmıştır: Dişlere göre olan konumu 7 farklı grupta (santral insizör bölge, santral ve lateral insizör dişler arasındaki bölge, lateral insizör bölge, kanin diş bölgesi, birinci premolar bölge, insiziv foramenin lateralinde, insiziv foramenin posteriorunda) ve fasiyal-palatal pozisyonuna göre 3 farklı grupta (fasiyal, santral, palatal) sınıflandırmışlardır. 1 mm kesit kalınlığında KIBT taramalarını değerlendirdiklerinde CS'nin alveolar proçeste 150 hastanın 101'inde belirgin olarak gözlemlenmiştir (toplam hastaların% 67'si). Bu 101 hastanın 22'sinde (% 21,7) sadece sağ tarafta, 33'ünde (% 32,6) sadece sol tarafta ve 47'sinde (% 45,7) her iki tarafta CS tespit etmişlerdir. Toplamda, her iki tarafta 0,5 mm kesit kalınlığında KIBT görüntülerinin

incelenmesiyle 149 CS belirlemişlerdir ve CS'nin sağ tarafta % 46 (toplam 149 kanalın 22 + 47'si) ve sol tarafta % 54 (toplam 149 kanalın 32 + 47'si) olarak bulmuşlardır ve bu sağ ve sol taraf arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını rapor etmişlerdir. Çoğunlukla CS'nin lateral insizör bölgede ve palatal olarak konumlandığını bildirmişlerdir.

Aoki ve ark. (2019), CS varlığını unilateral ve bilateral olarak sınıflandırmışlar, CS varlığında ise kanalın sonlanmasının dişlere ve nazopalatin kanala göre olan konumuna ilişkin olarak (santral insizör diş, santral lateral insizör arası bölge, lateral insizör diş, kanin diş, premolar ve nazopalatin kanal) 5 farklı grupta sınıflandırmışlardır. CS'li 133 hastanın 72'sinde (% 54.14) bilateral, 61'inde (% 45.86) tek tarafta kanal varlığı saptanmıştır. CS açıklığının, sırasıyla santral insiziv diş bölgesinde (n = 91;% 44,39), lateral insizör diş bölgesinde (n = 45;% 21,95) ve kanin diş bölgelerinde (n = 29; 14,15) tespit edildiği bildirilmiştir. Aoki ve ark. (2019) tarafından, CS sonlanmasının konumunun unilateral veya bilateral olması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadığı tespit edilmiştir.

Tomrukçu ve Köse (2020), CS aksesuar kanallarının sınıflandırmasını dişlerle ilişkisine göre 17 farklı grupta (sağ santral insizör diş bölgesi, sağ santral-lateral insizör arası bölge, sağ lateral insizör diş bölgesi, sağ kanin diş bölgesi, sağ kanin premolar arası bölge, sağ birinci premolar diş bölgesi, sağ birinci premolar ve sağ ikinci premolar dişler arası, sağ santral ve sol santral insizör dişler arası bölge, sol santral insizör diş bölgesi, sol santral-lateral insizör arası, sol lateral insizör diş bölgesi, sol kanin diş bölgesi, sol kanin-premolar arası bölge, sol birinci premolar diş bölgesi, sol birinci premolar ve sol ikinci premolar arası bölge) incelemiştir. AC'ler en sık sağ lateral insizör bölgede (n = 36,% 17,8) bulunmuştur. Tomrukçu ve Köse (2020), en düşük AC varlığını anterior maksillada sağ birinci premolar ve sağ ikinci premolar dişler arası bölgede ve sol birinci premolar ve sol ikinci premolar dişler arası bölgede gözlemlemişlerdir.

Çoğu çalışmada, CS'nin terminal bölümünü ve AC'lerini analiz ederek benzer sonuçlar bulunmuştur, CS'nin sonlanımı ve AC varyasyonlarının maksillanın ön

bölgesinde, daha spesifik olarak kesici diş ve kanin bölgesinde palatal olarak daha yaygın olduğunu göstermiştir (Gürler ve ark., 2017; von Arx ve ark., 2013; Manhaes Junior ve ark., 2016; Ghandourah ve ark., 2017 ve Orhan ve ark., 2018). Bununla birlikte, CS farklı konumlara sahip olabilir (de Oliveira Santos ve ark., 2013; Wanzaler ve ark. 2015). CS'nin bulunduğu tarafın sıklığı ile ilgili olarak, sadece 1 çalışma sol tarafın daha yaygın olarak etkilendiğini göstermiştir (Manhaes Junior ve ark., 2016) ; diğer çalışmaların tümü, sağ ve sol taraf arasında önemli bir istatistiksel fark bulunmadığını rapor etmiştir (Ferlin ve ark., 2019; Wanzaler ve ark., 2015; Gürler ve ark., 2017; von Arx ve ark., 2013 ve Ghandourah ve ark., 2017).

Çalışmamızda, CS aksesuar kanalları 7 farklı grupta (sağ santral insizör diş bölgesi, sağ santral-lateral insizör arası bölge, sağ lateral insizör diş bölgesi, sağ kanin diş bölgesi, interinsizal bölge sol santral insizör diş bölgesi, sol santral-lateral insizör arası, sol lateral insizör diş bölgesi, sol kanin diş bölgesi) dişlere olan ilişkilerine göre lokalizasyonları tanımlanmıştır. CS aksesuar kanalları en sık sağ santral insizör bölgede tespit edilmiştir. CS <1 mm varlığı için sağ ve sol taraf ölçümlerinin benzer olup olmadığına bakılmıştır ve iki taraf arasında anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0,020$). Sağ tarafta yok olarak sınıflananların %82,7'si sol tarafta da yok olarak sınıflanırken, sağ tarafta var olarak sınıflananların ise %26,5'i sol tarafta da var olarak sınıflanmıştır. Literatürdeki çalışmalarda, bizim çalışmamızdan farklı olarak, CS aksesuar kanallarının sağ ve sol taraf için sıklığı benzer bulunmuştur bunun nedeni 1mm'den veya 0.5 mmden küçük çaplı aksesuar kanalların yalnızca varlığının araştırılması lokalizasyonunun değerlendirmeye alınmaması olduğu düşünülmektedir.

4.2. Nicel Değişkenler

4.2.1. Anterior Maksillaya Uzanan AC'lerin Çap Ölçümleri

Temmerman ve ark. (2010) maksiller kanin dişlerine palatal olarak seyreden kemik içi kanalların varlığını değerlendirmek için ÇKBT kullanmışlardır. Hem aksiyal hem de çapraz-kesit görüntülerinde kanal varlığını doğruladıktan sonra kanalın çapını

aksiyal kesitler üzerinde yazılım ölçüm aracı kullanılarak kanin diş bölgesine en yakın 0.1 mm'ye kadar olan uzunluğunda ölçmüşlerdir. Çok kesitli bilgisayarlı tomografide ölçtükleri üzere kemik kanalının maksiller kanin apikalinde ve palatinaline uzanan ortalama çapını 1.23 mm (aralık: 0.5-7.7 mm) bulmuşlardır. Bu kemik kanallarının ortalama uzunluğunu 6.71 mm (aralık: 2.6-22.3 mm) olarak rapor etmişlerdir.

Oliveira-Santos ve ark. (2013), anterior damaktaki aksesuar kanal açıklıklarının çapını ortalama 1.4 mm bulmuşlardır. Bu çalışmada aksesuar foraminallerin çapı 1.1 mm ile 1,9 mm arasında değiştiği ve en az 1 mm çapında ek palatin foraminallerin hem cinsiyet hem de farklı yaş gruplarındaki hastaların yaklaşık %16'sında bulunduğu bildirilmiştir.

Von Arx ve ark. (2013), 1mm'den büyük AC'lerin ortalama çapını 1,31 mm olarak bildirmiştir (medyan 1,23 mm, aralık 1,01–2,13 mm, standart sapma $\pm$ 0,26 mm). Cinsiyet ve yaş ile kanalların çapı arasında anlamlı bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir.

Wanzeler ve ark. (2014) CS bifurkasyonundan hemen sonra ve CS'nin terminal kısmında sagittal düzlemde rekonstrüksiyon görüntülerini kullanarak CS çapının milimetre cinsinden boyutlarının ölçümünü yapmışlardır. CS'nin terminal kısmı ile alveolar sırt bölgesinde her bir aksesuar kanal için iki farklı ölçüm yapmışlardır. CS'nin çatallanmasından hemen sonraki çapı ile terminal kısmı arasında çok güçlü bir pozitif korelasyon bulduklarını ve bunun da CS çapının her iki kısımda da benzer olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir. CS'nin sağ taraf başlangıç kısmı için ortalama değer 0.7931 mm, sağ taraf terminal kısmı için ortalama değer 0.8132 mm, sol taraf başlangıç kısmı için ortalama değer 0.7492 mm ve sol taraf terminal kısım için ortalama değer 0.8156 mm olarak ölçülmüştür.

Şekerci ve ark. (2015), hem koronal hem de kesitsel görüntülerde 1 mm'den büyük aksesuar kanalların palatin açıklığını ölçerek ortalama kanal çapını 1,12 mm (aralık 1–1,7 mm, standard sapma $\pm$ 0,26 mm) olarak bildirmişlerdir.

Machado ve ark. (2016) yalnızca çapı 1mm'den büyük AC çaplarını, toplam uzunluğunun ortalama mesafesinde (canalis sinuosus'taki başlangıç noktasından izlediği yolun sonuna kadar olan mesafenin ortasından) ölçmüşlerdir. En az 1.0 mm çapa sahip 195 AC tespit etmişlerdir (tüm AC'nin% 20.0'ı); bu AC'lerin ortalama çapının 1.19 mm olduğu bildirilmiştir (medyan 1.15 mm, aralık 1.00-2.58 mm, standart sapma +/- 0.22 mm). 1mm'den büyük çapa sahip kanalların oranının %20 olduğu bildirilmiştir.

Gürler ve ark. (2017), gömülü kanin dişi bulunan hastalara ait KIBT görüntülerinde yaptıkları ölçümlerde 1mm'den büyük AC kanal çaplarını değerlendirmiştir. Ortalama kanal çapını 1.37 mm (aralık, 0.75-2.25 mm) olarak bildirmişlerdir. Bu çalışmada erkeklerde ortalama kanal çapı kadınlara göre anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Gürler ve ark. (2017) ayrıca, kanal çapı, etkilenmiş gömülü kanin olan ve olmayan taraflar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermediğini rapor etmişlerdir.

Ghandourah ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada erişkinlerde vakaların %27.4'ünün ve adölesanlarda %16.7'sinin çapını 1 mm'den büyük bulmuşlardır.

Aoki ve ark. (2019) KIBT görüntülerinde aksiyal kesitlerde CS aksesuar kanal açıklığından yaptıkları ölçümde CS'nin çoğunluğunun 1 mm'ye kadar çapa sahip olduğunu (n = 198/205;% 96.6) ve sadece yedi tanesinin (% 3.4) 1 mm'den büyük olduğunu saptamışlardır. CS'nin çapı ile lokalizasyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadığını ayrıca hem cinsiyet hem de yaşın kanalın çapı, mekansal konumu üzerinde etkisi olmadığını bildirmişlerdir.

Etöz ve Yılmaz (2019), tespit ettikleri 1mm'den büyük çapa sahip 31 adet CS'nin aksiyel kesitlerde kanalın en geniş yerinden ölçüp kaydetmişler ve ortalama kanal çapının 1,6 mm (min-1 mm; max-2 mm) olduğunu bildirmişlerdir.

Tomrukçu ve Köse (2020); 0,2 mm kesit kalınlığı ve 0,2 mm kesit aralığına sahip aksiyal, koronal ve sagittal görüntülerde analiz ettikleri CS kanallarının çapını ve AC'nin palatin açıklığını ölçmüşlerdir. CS kanallarının çapını hem aksiyal hem koronal kesitlerde toplam uzunluğunun ortasında ve AC'lerin çapını aksiyel kesitlerde ölçmüşler ve minimum 0,5 mm olarak kabul edilen 172 AC'nin foramenlerinin ortalama çapını 1,30 mm (aralık 0,57-2,88 mm, SD $\pm$ 0,44 mm) bulmuşlardır. Çapı 0,5 mm'den daha geniş olan AC'ler incelendiğinde hastaların yaşı ile çap arasında anlamlı bir ilişki bulmadıklarını rapor etmişlerdir. Foramen çapı ile cinsiyet arasında istatistiksel anlamlı fark bildirmezlerken kanalın ortalama çapı ve cinsiyet arasında önemli farklılıklar rapor etmişlerdir. Erkeklerin AC'lerin ortalama çapı kadınlara göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Literatürdeki çalışmaların neredeyse tamamı, çapı 1 mm'den büyük veya ona eşit olan CS'ların ortalama çaplarını tanımlarken, Tomrukçu ve Köse (2020) 0.5 mm'den büyük çapa sahip AC'lerin çaplarını da ortalama çap hesaplamalarına dahil etmiştir. Yapılan çalışmalar CS'nin AC'lerinin açıldığı foraminaların ortalama çaplarının 1.12 mm ile 1.6 mm arasında değiştiğini göstermektedir. Kanal çapının palatal açıklık hizasından ölçülmesi ortalama çap değerlerinin daha yüksek çıkmasına neden olmaktadır. Çalışmamızda, aksiyal kesitlerde AC'nin dişlere en yakın olduğu bölge belirlendikten sonra kanalın en geniş çapı ölçülmüştür. 1'mmden küçük kanal çapları değerlendirmeye alınmamıştır. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar diğer çalışmalarla benzer olup sağ ve sol taraf için ortalama kanal çapı 1.26 mm (en düşük 1 mm, en yüksek 1.79 mm) bulunmuştur.

Aoki ve ark. (2019) cinsiyet ve CS çapı arasında hiçbir ilişki olmadığını bildirirken, Von Arx ve ark. (2013), Machado ve ark. (2016) ve Gurler ve ark. (2017), Tomrukçu ve Köse (2020) erkek bireylerde daha büyük çap ölçümleri elde etmişlerdir. Çalışmamızda CS $\geq$ 1 mm çap ölçümleri bakımından erkek ve kadınlar arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

4.2.2. CS Mesafe Ölçümleri

Wanzeler ve ark. (2014) CS'nin alveoler krete olan ortalama mesafesini erkeklerde 25.82 ± 6.7 mm (maksimum 24.8 mm, minimum 0 mm) ve kadınlarda 14.97 ± 5.37 mm (maksimum 12.98 mm, minimum 0 mm) olduğunu bildirmişlerdir; cinsiyete bağlı olarak erkeklerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlendiğini rapor etmişlerdir.

Gürler ve ark. (2017), CS'nin terminal kısmı ile bukkal alveolar kret bölgesi arasındaki mesafeyi, sagittal düzlemde ölçmüşler ve ortalama mesafeyi 16.81 mm (aralık, 0-23.5 mm) bulduklarını rapor etmişlerdir.

Manhães Júnior ve ark. (2016) CS'nin alveoler krete, bukkal kortikal kemiğe ve nazal kavite tabanına ölçümler gerçekleştirmişlerdir. Kadınlarda sağ taraf için yapılan 58 ölçümde; alveoler krete olan ortalama uzaklık 7.06 mm, bukkal krete olan ortalama uzaklık 6.29 mm ve nazal kavite tabanına olan ortalama uzaklık 9.67 mm bulunmuştur. Kadınlarda sol taraf için yapılan 62 ölçümde; alveoler krete olan ortalama uzaklık 8.80 mm, bukkal krete olan ortalama uzaklık 7.54 mm ve nazal kavite tabanına olan ortalama uzaklık 9.17 mm bulunmuştur. Kadınlarda, sağ ve sol taraf için yapılan ölçümlerde bukkal krete olan uzaklık arasında anlamlı fark bulunmuştur. Erkeklerde sağ taraf için yapılan 50 ölçümde; alveoler krete olan ortalama uzaklık 8.46 mm, bukkal krete olan ortalama uzaklık 7.46 mm ve nazal kavite tabanına olan ortalama uzaklık 12.64 mm bulunmuştur. Erkeklerde sol taraf için yapılan 55 ölçümde; alveoler krete olan ortalama uzaklık 9.81 mm, bukkal krete olan ortalama uzaklık 8.98 mm ve nazal kavite tabanına olan ortalama uzaklık 11.88 mm bulunmuştur. Erkeklerde sağ ve sol ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. Karışık grupta ise CS ile bukkal kret ve CS ile alveoler kret arasındaki ölçümlerde sağ ve sol arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur.

Çalışmamızda, kadınlarda sağ taraf için yapılan ölçümlerde ortalama uzaklıklar; alveoler krete 7.07 mm, bukkal krete 4.82 mm ve nazal kavite tabanına 11.27 mm bulunmuştur. Kadınlarda sol taraf için yapılan ölçümlerde; alveoler krete olan

ortalama uzaklık 7.38 mm, bukkal krete olan ortalama uzaklık 4.59 mm ve nazal kavite tabanına olan ortalama uzaklık 11.39 mm bulunmuştur. Erkeklerde sağ taraf için AC açıklığının alveoler krete, bukkal krete ve nazal kavite tabanına olan ortalama uzaklıkları sırasıyla 7.35 mm, 4.76 mm, 12.23 mm bulunmuştur. Erkeklerde sol taraf için AC açıklığının alveoler krete, bukkal krete ve nazal kavite tabanına olan ortalama uzaklıkları ise sırasıyla 7.34 mm, 4.88 mm, 12.04 mm bulunmuştur. Çalışmamızda, sağ ve sol tarafa ait nicel ölçümler bakımından erkekler ve kadınlar arasında fark olup olmadığına bakılmıştır. Sağ ve sol tarafta da nazal kavite tabanına uzaklık, alveoler krete uzaklık, bukkal kortikale uzaklık bakımından erkek ve kadınlar arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$). Ayrıca çalışmamızda, hastalara ait sağ ve sol tarafa ait nicel değişkenler birbiri ile karşılaştırılmıştır. Nazal kavite tabanına uzaklık bakımından sağ ve sol tarafa ait ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0,632$). Alveoler krete uzaklık bakımından sağ ve sol tarafa ait ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0,443$). Bukkal kortikale uzaklık bakımından sağ ve sol tarafa ait ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0,805$).

Çalışmamızda elde edilen CS'nin alveoler krete olan ortalama uzaklığı Wanzeler ve ark. (2014) ve Gürler ve ark. (2017) yaptığı çalışmalardan oldukça düşüktür. Bunun nedeni her iki çalışmada da ölçümler CS'nin terminal ucundan yapılırken bizim çalışmamızda ölçümler CS aksesuar kanallarının açıldığı noktadan yapılmıştır. CS'nin terminal ucunun alveolar krete olan uzaklığı ile ilgili olarak ırksal, cinsiyete göre gözlemlenen farklılıklar ve bireysel anatomik şekil, boyut ve kemik yoğunluğu farklılıkları dikkate alındığında çalışma sonuçları arasındaki çeşitlilik normal kabul edilebilir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sonuç olarak sunulan araştırmada, analiz edilen 300 KIBT görüntüsünde CS'den anterior maksillaya uzanan aksesuar kanalların anterior maksillada değişen çaplarda ve konumlarda varlığı kanıtlanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre;

1mm'den küçük CS aksesuar kanallarının sayısı, sağda ve solda sırasıyla 83 adet ve 59 adet tespit edilirken 1mm'den büyük aksesuar kanallarının sayısı, sağda ve solda sırasıyla 216 adet ve 239 adet tespit edilmiştir. Her iki tarafta daha yüksek oranla tespit edilen 1'mmden büyük AC'lerin çapları 1-1.79 mm arasında değişmektedir. CS ≥ 1 mm çap ölçümleri bakımından cinsiyet ve yaş grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Her iki cinsiyette, erkeklerde ve kadınlarda, ACler sağ tarafta en sık 11 no'lu diş bölgesinde ve sol tarafta 21-22 no'lu dişler arası bölgede gözlemlenmiştir. Lokasyon ile yaş grupları arasında anlamlı ilişki bulunamamıştır.

Sağ tarafta nazal kavite tabanına, alveol krete ve bukkal kortikal kemiğe olan uzaklıklar sırasıyla ortalama 12.01 mm, 7.22 mm, ve 4.81 mm bulunmuştur. Sol tarafta ise nazal kavite tabanına, alveol krete ve bukkal kortikal kemiğe olan uzaklıkların sırasıyla ortalama 11.91 mm, 7.38 mm ve 4.83 mm olduğu tespit edilmiştir. Sağ ve sol taraf arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Nazal kavite tabanına, alveol krete ve bukkal kortikal kemiğe olan uzaklıklar bakımından cinsiyet ve yaşlar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

CS seyri ve anterior maksillada izlenen aksesuar dalları bakımından anatomik yapı mı varyasyon mu olduğu çok tartışılan bir oluşumdur. Mevcut araştırmamızda sadece anterior maksillada alveol kemiğe uzanan aksesuar kanalların lokalizasyonu, çapı ve anatomik yapılara komşuluğu araştırılmış olsada CS'nin terminal bölümü de

maksiller sinüs ve nazal kavite tabanı komşuluğundaki patolojik oluşumların cerrahisini içeren nispeten büyük cerrahilerde dikkate alınmalıdır.

Yalnızca 1mm'den büyük ACler varyasyon olarak kabul edilse de günümüzde küçük çaplı kanalların da komplikasyonlara yol açabileceği bilinmektedir bu nedenle prevelans değerlendirmesi yapılırken 1mm'den küçük kanalların varlığı gözardı edilmemelir. Ayrıca kullanılan cihazların voksel boyutlarının farklılıklarından kaynaklanabilecek görüntü kalitesindeki azalmanın küçük çaplı kanalların tespitini olumsuz etkileyeceği unutulmamalıdır.

Bu bölgede gerçekleştirilecek cerrahiler sonrası oluşabilecek muhtemel komplikasyonların ve kaynağının bilinmesi iyi bir tedavi planlaması için gereklidir. Bu amaçla üç boyutlu inceleme ve yüksek doğrulukta lineer ölçüm olanağı sağlayan KIBT sistemlerinin kullanımı faydalı olacaktır.

ÖZET

Maksilla Anterior Bölgede Görülen Canalis Sinuosus Anatomik Varyasyonunun Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi İle Retrospektif İncelenmesi

Amaç: Anterior maksillada uygulanacak cerrahi işlemler öncesinde canalis sinuosus (CS) aksesuar kanallarının (AC) varlığını ve özelliklerini Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ile analiz etmek komplikasyonların önlenmesi adına büyük önem arz etmektedir. Bu çalışmanın amacı, retroaktif olarak KIBT görüntülerinde CS aksesuar kanal açıklıklarının dişlere göre konumunu, çapını, alveol krete uzaklığını, nazal kavite tabanına uzaklığını, bukkal kortikal kemiğe uzaklığını belirlemek ayrıca bu parametrelerin yaş ve cinsiyete göre dağılımını araştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada 300 KIBT görüntüsü analiz edilmiştir. CS aksesuar kanal varlığı aksiyel, koronal ve sagittal kesitlerde doğrulandıktan sonra dişlere göre lokalizasyonu belirlenir. Alveol kemiğinde, ilgili dişlere en yakın aksesuar kanal açıklıklarının en geniş çapı aksiyel kesitlerde ölçüldü. Panoramik rekonstrüksiyon görüntüleri ve çapraz kesitler yardımı ile aksesuar kanal açıklıklarının nazal kavite tabanına, alveol kretine ve bukkal kortikal kemiğe olan uzaklığı ölçüldü. Yaş ve cinsiyetin tüm değişkenler ile ilişkisi değerlendirildi.

Bulgular: Yaş ve cinsiyet ayrımı olmaksızın CS aksesuar kanalı en sık sağ maksiller santral bölgede tespit edilmiştir. CS aksesuar kanallarının çapı, sağ ve sol olmak üzere her iki tarafta da ortalama 1.26 mm (min. 1 mm, max. 1.79 mm) olarak ölçülmüştür. Nazal kavite tabanına uzaklık bakımından sağ ve sol tarafa ait ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0,632$). Alveoler krete uzaklık bakımından sağ ve sol tarafa ait ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p=0,443$). kadınlarda sağ taraf için yapılan ölçümlerde ortalama uzaklıklar; alveoler krete 7.07 mm, bukkal krete 4.82 mm ve nazal kavite tabanına 11.27 mm bulunmuştur. Kadınlarda sol taraf için yapılan ölçümlerde; alveoler krete olan ortalama uzaklık 7.38 mm, bukkal krete olan ortalama uzaklık 4.59 mm ve nazal kavite tabanına olan ortalama uzaklık 11.39 mm bulunmuştur. Erkeklerde sağ taraf için AC açıklığının alveoler krete, bukkal krete ve nazal kavite tabanına olan ortalama uzaklıkları sırasıyla 7.35 mm, 4.76 mm, 12.23 mm bulunmuştur. Erkeklerde sol taraf için AC açıklığının alveoler krete, bukkal krete ve nazal kavite tabanına olan ortalama uzaklıkları ise sırasıyla 7.34 mm, 4.88 mm, 12.04 mm bulunmuştur. sağ ve sol tarafa ait nicel ölçümler bakımından erkekler ve kadınlar arasında fark olup olmadığına bakılmıştır. Sağ ve sol tarafta da nazal kavite tabanına uzaklık, alveoler krete uzaklık, bukkal kortikale uzaklık ve $CS \geq 1$ mm çap ölçümleri bakımından erkek ve kadınlar arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

Sonuç: Yapılan çalışmalar CS'nin AC'lerinin açıldığı foraminaların ortalama çaplarının 1.12 mm ile 1.6 mm arasında değiştiğini göstermektedir. Farklı popülasyonlarda yapılan çalışmalarda CS AC'lerinin anatomik yapılarla uzaklığı önemli ölçüde değişkenlik gösterebilmektedir. Kural olarak CS, preoperatif implant planlamasının bir parçası olarak, cerrahi çekimlerde ve periapikal lezyonlarla ilgili olarak KIBT incelemelerinde değerlendirilmelidir.

Anahtar Kelimeler: Canalis Sinuosus, Aksesuar kanallar, Konik-ışınlı bilgisayarlı tomografi.

SUMMARY

Retrospective Evaluation of the Anatomical Variations of Canalis Sinuosus in Maxillary Anterior Region by Cone Beam Computed Tomography

Objectives: Analyzing the presence and status of canalis sinuosus (CS) accessory channels (AC) with conical beam computed tomography (KIBT) before the surgical procedures to be performed in the anterior maxilla is of great importance in order to prevent complications. The aim of this study is to determine the position, diameter and distance of accessory channels to anatomical structures and also to investigate the distribution of these parameters according to age and gender in the CIBT images retroactively.

Materials and Methods: 300 CBCT images were analyzed in present study. After confirming the presence of CS accessory canal in axial, coronal and sagittal sections, localization of canals according to the teeth were determined. In the alveolar bone, the widest diameter of the accessory canal openings closest to the relative teeth was measured in axial sections. With using panoramic reconstruction images and cross-sections, the distance of the accessory canal openings to the base of the nasal cavity, alveolar crest and buccal cortical bone was measured. The relationship of age and gender with all variables was evaluated.

Results: Regardless of age and gender, the CS accessory canal was most frequently detected in the right maxillary central region. The diameter of the CS accessory channels was measured as 1.26 mm (min. 1 mm, max. 1.79 mm) on both sides, right and left. No significant difference was found between the measurements of the right and left sides in terms of the distance to the base of the nasal cavity ($p = 0.632$). No significant difference was found between the measurements of the right and left sides in terms of the distance to the alveolar crest ($p = 0.443$). average distances for right side measurements for women; The alveolar crest was 7.07 mm, the buccal crest 4.82 mm and the nasal cavity floor 11.27 mm. In the measurements made for the left side in women; The mean distance to the alveolar crest was 7.38 mm, the mean distance to the buccal crest was 4.59 mm, and the median distance to the base of the nasal cavity was 11.39 mm. For males, the mean distances of the AC opening to the alveolar crest, buccal crest and the base of the nasal cavity were 7.35 mm, 4.76 mm, and 12.23 mm, respectively, for the right side. The mean distances of the AC opening to the alveolar crest, buccal crest and the base of the nasal cavity were 7.34 mm, 4.88 mm, and 12.04 mm, respectively for males. It was checked whether there was a difference between men and women in terms of quantitative measurements of the right and left sides. On the right and left sides, there was no significant difference between men and women in terms of distance to the base of the nasal cavity, distance to the alveolar crest, distance to the buccal cortical and $CS \geq 1$ mm diameter measurements ($p > 0.05$).

Conclusion: Studies show that the average diameters of foraminas in which the ACs of CS are opened vary between 1.12 mm and 1.6 mm. In studies conducted in different populations, the distance of ACs to anatomical structures can vary significantly. As a rule, CS should be evaluated in surgical extractions and KIBT examinations for periapical lesions as part of preoperative implant planning.

Keywords: Canalis Sinuosus, Accessory canals, Cone-beam computed tomography.

KAYNAKLAR

- AMERICAN ACADEMY of ORAL AND MAXILLOFACIAL RADIOLOGY (2013). Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, **116(2)**:238–257.
- AMERICAN ASSOCIATION of ENDODONTISTS; AMERICAN ACADEMY of ORAL and MAXILLOFACIAL RADIOLOGY (2011). Use of cone beam computed tomography in endodontics. Joint Position Statement of the American Association of Endodontics and the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, **111**:234–237.
- AMERICAN DENTAL ASSOCIATION COUNCIL (2012). The use of cone-beam computed tomography in dentistry: An advisory statement from the american dental association council on scientific affairs. *J Am Dent Assoc.*, **143(8)**:899-902
- ANATOLY A, SEDOV Y, GVOZDIKOVA E, MORDANOV O, KRUCHININA L, AVANESOV K, DARAWSHEH HM. (2019). Radiological And Morphometric Features Of Canalis Sinuosus In Russian Population: Cone-Beam Computed Tomography Study. *International Journal Of Dentistry*, **2019**, 1–5.
- AOKI R, MASSUDA M, ZENNI LTV, FERNANDES KS. (2019).Canalis sinuosus: anatomical variation or structure?. *Surg Radiol Anat*, **42**, 69–74 (2020).
- ARRUDA JA, SILVA P, SILVA L, ALVARES P, ZAVANELLI R, SILVEIRA M (2017). Dental Implant in the Canalis Sinuosus: A Case Report and Review of the Literature. *Case Reports in Dentistry*, **2017**: 1–5.
- AZIZ O, LO B, PANSIOT J, ATALLAH L, YANG GZ, DARZI A (2008) From computers to ubiquitous computing by 2010: health care. *Philos Trans A Math Phys Eng Sci.*, **366(1881)**:3805–3811.
- AZIZ SR, MARCHENA JM, PURAN A. Anatomic characteristics of the infraorbital foramen: a cadaver study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000., **(58)**:992–6.
- BAENA-CALDAS GP, RENGIFO-MIRANDA HL, HERRERA-RUBIO AM, PECKHAM X, ZÚÑIGA JR (2019). Frequency of Canalis Sinuosus and its Anatomic Variations in Cone Beam Computed Tomography Images. *International Journal of Morphology*, **37(3)**: 852–857.
- BATES S, BECKMAN L, THOMAS A, WALTHAM R (2012). Godfrey Hounsfield: intuitive genius of CT. *British Journal of Radiology*, **85(1019)**, e1165.
- BECKMANN EC (2006). CT scanning in the early days. *British Journal of Radiology*, **79**, 5–8.

- BERKOVITZ BKB (2015). Oral Cavity (Chapter 31) Ed: Standring S. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice. 41st ed. London: Elsevier Health Sciences.
- BRANDÃO FH, MACHADO MRCS, AQUINO JEP, COELHO Júnior RG, PEREIRA SHP, FABI RP. The Foramen and infraorbital nerve relating to the surgery for external access to the maxillary sinus. *Arq Int Otorrinolaringol.* 2008., **(12)**:342-346.
- BUZUG TM (2011). Part C Medical Imaging, Chapter 16 Computed Tomography. In: Springer Handbook of Medical Technology. Ed: Kramme R, Hoffmann K-P, Pozos RS. Springer:Verlag Berlin Heidelberg 2011. s.: 313-318.
- CARPENTER JP, OWEN RS, HOLLAND GA (1994). Magnetic resonance angiography of the aorta, iliac, and femoral arteries. *Surgery.*, **116(1)**: 17-23.
- CHAN D, ANDERSON ME, DOLMATCH BL (2010). Imaging evaluation of lower extremity infrainguinal disease: role of the noninvasive vascular laboratory, computed tomography angiography, and magnetic resonance angiography. *Techniques in Vascular and Interventional Radiology.*, **13(1)**: 11-22.
- CHAVANAZ M (1990). Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology-eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol.*, **16(3)**:199-209.
- CHOI E, FORD NL (2015). Measuring absorbed dose for i-CAT CBCT - 265 - Prashant P. Jaju et al examinations in child, adolescent and adult phantoms. *Dentomaxillofac Radiol.*, **44**: 20150018.
- CHOI J, PARK HS (2003). The clinical anatomy of the maxillary artery in the pterygopalatine fossa. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **61(1)**, 72-78.
- CHRCANOVIC BR, ABREU MH, CUSTODIO AL. A morphometric analysis of supraorbital and infraorbital foramina relative to surgical landmarks. *Surg Radiol Anat.* 2011., **(33)**:329-35.
- CRAMER GD (2014). Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord, and Ans (Third Edition) p.:135-209.
- DAVIDSON MJ, DALY BD, RUSSELL JL (1991). The use of computed tomography in the management of facial trauma by British oral and maxillofacial surgeons. *Br J Oral Maxillofac Surg.*, **(29)**: 80-81.
- de CHACÓN VERG, BECERRA JMM (2017). Canalis sinuosus: report de cuatro casos y revisión de la literatura. *Rev Estomatol Herediana.*, **(27)**:39-43.
- de OLIVEIRA-SANTOS C, RUBIRA-BULLEN IR, MONTEIRO SA, LEON JE, JACOBS R (2013). Neurovascular anatomical variations in the anterior palate observed on CBCT images. *Clin Oral Implants Res.*, **(24)**:1044-1048.

- de VOS W, CASSELMAN J, SWENNEN GR (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**: 609-25.
- DERE F (2010). *Anatomi Atlası ve Ders Kitabı* 6. Baskı (Bölüm 4 s.:476). Adana: Nobel Kitabevi Yayın Dağıtım ve Pazarlama Ltd. Şti.
- DULA K, MINI R, van der STELT PF (1996). Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. *Eur J Oral Sci.*, **(104)**:503–10.
- DUNCAVAGE J (2011). *The maxillary sinus: medical and surgical management*. New York: Thieme Medical Publishers.
- EARLS JP, SHAVES SC (1998). MR angiography of the thoracic, abdominal, and extremity venous system. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America.*, **6(2)**:417–435.
- ERSOY H, RYBICKI FJ (2008). MR angiography of the lower extremities. *American Journal of Roentgenology.*, **190 (6)**:1675–1684.
- ETÖZ M, YILMAZ S (2019). Anterior Palatal Açıklığı Olan Canalis Sinuosus Varyasyonları. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2019., **25(3)**:241-7
- FELDKAMP LA, DAVIS LC, KRESS JW (1984). Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A.*, **(1)**:612–619.
- REFERENCE EH, SMITH SS, CONLEY D, CHANDRA RK (2015). Surgical anatomy and variations of the infraorbital nerve. *Laryngoscope.*, **125(6)**: 1296–1300.
- FERLIN R, PAGIN BSC, YAEDÚ RYF (2019). Canalis sinuosus: a systematic review of the literature. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology.*, **127(6)**:545-551.
- FILLMORE EP, SEIFERT MF (2015). Anatomy of the Trigeminal Nerve (CHAPTER 22; p.319-350.). Ed: TUBBS RS, RIZK E, SHOJA MM, LOUKAS M, BARBARO N, SPINNER RJ. *Nerves and Nerve Injuries. Vol 1: History, Embryology, Anatomy, Imaging, and Diagnostics*.
- FRYKHOLM A, MALMGREN O, SAMFORS K-A, WELANDER U (1977). Angular measurements in orthopan tomography. *Dentomaxillofac. Radiol.*, **6 (1977)**: 77.
- GHANDOURAH AO, RASHAD A, HEILAND M, HAMZİ BM, FRIEDRİCH RE (2017). Cone-beam tomographic analysis of canalis sinuosus accessory intraosseous canals in the maxilla. *Ger Med Sci.*, **(15)**: 1-12.
- GOGNA N, HUSSAIN S, AL-RAWI S (2015). “Case reports: palatal mucosal necrosis after administration of a palatal infiltration,” *British Dental Journal*, **219(12)**: 560-561.

- GRANGEAT P (1991). Mathematical framework of cone beam 3D reconstruction via the first derivate of the Radon transform. In: *Mathematical Methods in Tomography*. Ed: Herman GT, Louis AK, Natterer F. Berlin: Springer, pp:66–97.
- GURLER G, DELILBASI C, OGUT EE, AYDIN K, SAKUL U (2017). Evaluation of the morphology of the canalis sinuosus using cone-beam computed tomography in patients with maxillary impacted canines. *Imaging Sci Dent.*, **(47)**:69-74.
- GUTIERREZ D, MONNIN P, VALLEY JF, VERDUN FR (2005). A strategy to qualify the performance of radiographic monitors. *Radiat Prot Dosimetry*, **114(1-3)**:192-197. 12.
- HAGHNEGAHDAR A, KHOJASTEPOUR L, NADERI A. Evaluation of Infraorbital Canal in Cone Beam Computed Tomography of Maxillary Sinus. *J Dent (Shiraz)*. 2018., **19(1)**:41-47.
- HANIHARA T, ISHIDA H. Frequency variations of discrete cranial traits in major human populations. IV. Vessel and nerve related variations. *J Anat*. 2001, **(199)**:273–87.
- HASAN M, PRATAP P (2009). General Anatomy and Osteology of Head and Neck. s.:124. New Delhi: I. K. International Pvt Ltd, 2 Ocak 2009.
- HAYAKAWA Y, WAKOH M, FUJIMORI H, OHTA Y, KUROYANAGI K (1993) Morphometric analysis of image distortion with rotational panoramic radiography. *Bull Tokyo Dent Coll*, **(34)**:51–8.
- HENDEE WR, RITENOUR ER (1992). Medical imaging physics, 3rd ed. St. Louis, MO: Mosby.
- HOLMES S, GLEESON M (2015). Face and Scalp (Chapter 30). Ed: Standring S. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*. 41st ed. London: Elsevier Health Sciences.
- HSIEH J (2009). Helical or Spiral CT. In: *Computed tomography : principles, design, artifacts, and recent advances*, 2nd ed. s.: 327-329.
- HU KS, KWAK HH, Song WC, KANG HJ, KIM HC, FONTAINE C, KIM HJ. Branching patterns of the infraorbital nerve and topography within the infraorbital space. *J Craniofac Surg*. 2006, **(17)**:1111–5.
- HWANG SH, KIM SW, PARK CS, KIM SW, CHO JH, KANG JM. (2013). Morphometric analysis of the infraorbital groove, canal and foramen on three-dimensional reconstruction of computed tomography scans. *Surg Radiol Anat*, **(35)**:565–571
- INTERNATIONAL COMMISSION on RADIATION PROTECTION (1977). Recommendations of the International Commission on Radiation Protection, ICRP Publication 26. *Ann ICRP* 1977, **1**:3.

Internet Erişim adresi: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-83242016000100239&lng=en]. Erişim Tarihi: [26. Nisan. 2016].

Internet Erişim adresi: [<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538527/>]. Erişim Tarihi: 19. Eylül. 2020

JACOB S (2008), Chapter 7 - Head and neck. *Human Anatomy 1st Ed.* Churchill Livingstone.

JACOBS R, QUIRYNEN M, BORNSTEIN MM (2014). Neurovascular disturbances after implant surgery. *Periodontol 2000*, **66**:188-202.

JAJU PP, JAJU SP (2015). Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. *Imaging Science in Dentistry*, **45(4)**, 263.

JUNGELL P, LINDQVIST C. Paraesthesia of the infraorbital nerve following fracture of the zygomatic complex. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1987, **(16)**: 363-367.

KALENDER WA (2011). Spiral CT. In: Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications. Erlangen, Germany: Publicis Pub. s.: 87.

KALENDER WA, SEISSLER W, KLOTZ E, VOCK P (1990). Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology*, **176 (1)**: 181–183.

KALINOWSKA IR (2020). Imaging Techniques in Dental Radiology: Acquisition, Anatomic Analysis and Interpretation of Radiographic Images; Chapter 3: Intraoral Radiography.

KANEDA T, WEBER AL, SCRIVANI SJ. Ed: SOM PM, CURTIN HD (2011). Section V Jaws and Temporomandibular Joints, p.:1469. *Head and neck imaging, vol.1 5th Edition*.

KAU CH, BOZIC M, ENGLISH J, LEE R, BUSSA H, ELLIS RK (2009). Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region – an update. *Int J Med Robot*, **(5)**:366–380.

KAZKAYASI M, ERGIN A, ERSOY M, BENİ O, TEKDEMİR I, ELHAN A. Certain anatomical relations and the precise morphometry of the infraorbital foramen – canal and groove: an anatomical and cephalometric study. *Laryngoscope*. 2001, **(111)**:609–14.

KOHAVID (1994). Demonstration of unusually wide artery in the maxillary alveolar bone using a reformatting program of computed tomography: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **(9)**:444–8.

KOSE E, SEKERCI AE, SOYLU E, NAZLIM S (2014). An Extremely Rare Anatomical Variation Bilateral Canalis Sinuosus and Nasopalatine Duct Cyst Cyst and Role of Cbct in Diagnosis. *International Journal of Scientific Research*, **3(9)**: 361-363. ·

- KWONG JC, PALOMO JM, LANDERS MA, FIGUEORA A, HANS MG (2008). Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008, **133**:317–327.
- LOFTHAG-HANSEN S, THILANDER-KLANG A, GRONDAHL K (2011). Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *Eur J Radiol*, **80**:483–488.
- LUDLOW JB, DAVIES-LUDLOW LE, BROOKS SL (2006). Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol.*; **(35)**:219–26 [erratum in: *Dentomaxillofac Radiol.* 2006, **35**:392].
- LUDLOW JB, DAVIES-LUDLOW LE, MOL A (2007). Dosimetry of recently introduced CBCT units for oral and maxillofacial radiology. In: *Proceedings of the 16th International Congress of Dentomaxillofacial Radiology*. Beijing, China 26–30 June, p. 97.
- LUDLOW JB, IVANOVIC M (2008). Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, **106**: 106-14.
- LUMINATI T, TAGLIAFICO E (2014). CBCT Systems and Imaging Technology. In: *Cone Beam CT and 3D Imaging, A Practical Guide*. Ed: Pietro Caruso , Enzo Silvestri, Luca Maria Sconfienza. Springer, Verlag, İtalya. s.:6.
- MACHADO V de C, CHRCANOVIC BR, FELIPPE MB, MANHAES Júnior LR C, de CARVALHO PSP (2016). Assessment of accessory canals of the canalis sinuosus: a study of 1000 cone beam computed tomography examinations. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **45(12)**:1586–1591.
- MALLYA SM, LURIE AG. (2014). Bölüm 10: Panoramik Görüntüleme. Ed: WHITE, SC ve PHAROAH MJ. *Oral Radyoloji: İlkeler ve Yorumlama 7. Baskı*. s.:166.
- MANDELARIS GA, SCHEYER ET, EVANS M, KIM D, McALLISTER B, NEVINS ML, RIOS HF, SARMENT D (2017). American Academy of Periodontology Best Evidence Consensus Statement on Selected Oral Applications for Cone-Beam Computed Tomography. *J Periodontol.*, **88(10)**:939-945.
- MANHÃES JÚNIOR LRC, VILLAÇA-CARVALHO MFL, MORAES MEL, LOPES SÉRGIO LÚCIO PEREIRA DE CASTRO, SILVA MBF, JUNQUEIRA JLC. Location and classification of Canalis sinuosus for cone beam computed tomography: avoiding misdiagnosis. *Braz. oral res.* 2016, **30(1)**:e49.
- MARTINI FH, TALLITSCH RB, NATH J (2018). The Skeletal System; CHAPTER 6: Axial Division. *Human Anatomy, 9th Edition*. Glenview, IL: Pearson.

- MARTINS C, ALENCASTRO LF, CARDOSO ACC, CAMPERO A, YASUDA A, WANG J, ALENCASTRO LC, RHOTON AL (2011). Anatomy of the Nasal Cavity and Paranasal Sinuses (CHAPTER 2). Ed:STAMM AC. *Transnasal Endoscopic Skull Base and Brain Surgery: Tips and Pearls*. 1st Ed. New York: Thieme Medical Publishers Inc.
- MCCREA SJJ (2017). Aberrations causing neurovascular damage in the anterior maxilla during dental implant placement. *Case Rep Dent*, **2017**:5969643
- MCDAVID WD, TRONJE G, WELANDER U, MORRIS CR (1986) Dimensional reproduction in rotational panoramic radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **(62)**:96–101.
- MEYER M, MOSS AL, CULLEN KW. Infraorbital nerve palsy after rhinoplasty. *J Craniomaxillofac Surg*. 1990, **(18)**: 173-174.
- MIYAZAKI M, ISODA H (2011). Non-contrast-enhanced MR angiography of the abdomen. *Eur J Radiol*. **80(1)**:9-23.
- MIYAZAKI M, LEE VS (2008). Nonenhanced MR angiography. *Radiology*, **248(1)**:20-43.
- MRAIWA N, JACOBS R, VAN CLEYNENBREUGEL J, SANDERINK G, SCHUTYSER F, SUETENS P, VAN STEENBERGHE D, QUIRYNEN M (2004) The nasopalatine canal revisited using 2D and 3D CT imaging. *Dentomaxillofac Radiol*, **(33)**:396–402.
- NELSON SJ (2015). Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion, 10th Edition (Chapter 14). Maryland Heights, MO: Elsevier Saunders.
- NEVES FS, CRUSOÉ-SOUZA M, FRANCO LC, CARIA PH, BONFIM-ALMEIDA P, CRUSOÉ-REBELLO I (2012). Canalis sinuosus: a rare anatomical variation. *Surg Radiol Anat*, **(34)**:563–566.
- O'CONNELL DA ve FUTRAN ND (2010). Reconstruction of the midface and maxilla. *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*, **18(4)**, 304–310.
- OHKI M, TAKEUCHI N. Objective evaluation of infraorbital nerve involvement in maxillary lesions by means of the blink reflex. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2002, **128**: 952-955.
- OKAY DJ, GENDEN E, BUCHBINDER D, URKEN M. Prosthodontic guidelines for surgical reconstruction of the maxilla: a classification system of defects. *J Prosthet Dent*. 2001 Oct, **86(4)**:352-63.
- OLDENDORF W, OLDENDORF W JR. (1991). MRI primer. New York: Raven Press.
- ÖZCAN İ (2017). Konvansiyonelden Dijitale Diş Hekimliğinde Radyolojinin Esasları, 1. Baskı. İstanbul Medikal Sağlık ve Yayıncılık: Çapa-İstanbul. s.:310-312 ve s.242.

- ÖZDEDE M, PAKSOY C (2019). Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi: Teknik, Çalışma İlkeleri ve Görüntü Oluşumu. In: *Dentomaksillofasiyal Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi: Temel Prensipler, Teknikler ve Klinik Uygulamalar. Türkiye Klinikleri*; s.:1-6.
- PAATERO YV (1949). A new tomographical method for radiographing curved outer surfaces. *Acta Radiol*, **(32)**:177–84.
- PALOMO L, PALOMO JM. Cone beam ct for diagnosis and treatment planning in trauma cases. *Dent Clin North Am* 2009, **53(4)**:717-727, vi-vii.
- PAULSEN F, WASCHKE J (2011). Sobotta Atlas of Human Anatomy, Vol. 3: Head, Neck and Neuroanatomy, 15th Edition; CHAPTER 8: Head.
- PAUWELS R (2018). What is CBCT and How Does It Work?. In: *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography, Principles, Techniques and Clinical Applications; 1st Ed.* Ed:William C. Scarfe, Christos Angelopoulos. Springer International Publishing AG. Springer, Cham. Bölüm 2, s.:13-41.
- PAUWELS R, ARAKI K, SIEWERDSEN JH, THONGVIGITMANEE SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015, **44(1)**:20140224.
- PERROTT DH, SCHMIDT B, DOWD CF, KABAN LB (1994).Treatment of a high-flow arteriovenous malformations by direct puncture and coil embolization. *J Oral Maxillofac Surg.*, **52**: 1083e1086.
- PERSCHBACHER, S. (2012). Interpretation of panoramic radiographs. *Australian Dental Journal*, **(57)**: 40–45.
- POLITIS C, AGBAJE J, Van HEVELE J, NICOLIELO L, De LAAT A, LAMBRICHTS I (2017) Report of neuropathic pain after dental implant placement: a case series. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **32**:439-44.
- PROKOP M (2001). Principles of CT, Spiral CT and Multislice CT. In:*Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body 1st Ed.* Ed: Prokop M; Galanski M, Van Der Molen AJ, Prokop CS. Thieme. s.:2-5.
- RANDOLPH R (2017). MISCH’S Contemporary Implant Dentistry. Mosby. Part III Fundamental Science s.:306-78
- RAZAVI T, PALMER RM, DAVIES J, WILSON R, PALMER PJ (2010). Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.*, **21(7)**:718-725.
- RESNIK R, PREECE JW (2017). Radiographic Complications and Evaluation In: Misch's Avoiding Complications in Oral Implantology - E-Book. Ed: Carl E. Misch, Randolph Resnik. Saintt Louis: Elsevier Health Sciences, s.:174-175.

- RIECKE B, FRIEDRICH RE, Schulze D, LOOS C, BLESSMANN M, HEILAND M, WIKNER J. (2014). Impact of malpositioning on panoramic radiography in implant dentistry. *Clinical Oral Investigations*, **19(4)**: 781–790.
- RIGATELLI G (2006). Renovascular disease imaging: today more than ever the invasive cardiologist may make the difference. *International Journal of Cardiology.*, **113 (2)**: 149-152.
- ROBB RA, Lent AH, Gilbert BK, Chu A. The dynamic spatial reconstructor: a computed tomography system for high-speed simultaneous scanning of multiple cross sections of the heart. *J Med Syst* 1980, **4**:253–288.
- ROBB RA. The dynamic spatial reconstructor: an x-ray video-fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *IEEE Trans Med Imaging* 1982, **1**:22–33.
- RODESCH G, SOUPRE V, VAZQUEZ MP, ALVAREZ H, LASJAUNAS P (1998). Arteriovenous malformations of the dental arcades the place of endovascular therapy: results in 12 cases are presented. *J Craniomaxillofac Surg.*, **26**: 306e313, 1998.
- ROUGEE A, PICARD C, SAINT-FELIX D, TROUSSET Y, MOLL T, AMIEL M (1994) Three-dimensional coronary arteriography. *Int J Card Imaging*, **(10)**:67–70.
- RUSU MC, IACOV-CRĂÎTOIU MM, SÂNDULESCU M, CÂRSTOCEA L, STANA DM. Constant features of the adult maxillary bone in the site of the premaxillary suture: the sutura notha, Macalister's foramina, Parinaud's canal, and the second angle of the canalis sinuosus of Wood Jones. *Rom J Morphol Embryol*. 2019, **60(4)**:1097-1103.
- SAINT-FELIX D, TROUSSET Y, PICARD C, PONCHUT C, ROMEAS R, ROUGEE A (1994) In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography. *Phys Med Biol*, **(39)**:583–595
- SAMFORS K-A, WELANDER U (1974). Area distortion in narrow beam rotation radiography. *Acta radiol. Diagnosis*, **15(1974)**: 650.
- SAMFORS K-A, WELANDER U (1974). Angle distortion in narrow beam rotation radiography. *Acta radiol. Diagnosis*, **15(1974)**: 570.
- SANCAK B ve CUMHUR M (1999). Fonksiyonel Anatomi, Baş – Boyun ve İç Organlar, s.:10. Ankara: METU Press.
- SARGENTLA, ROGERSGF. Nasoethmoid orbital fractures: diagnosis and management. *J Craniomaxillofac Trauma.*, **(5)**: 19-27.
- SCAF G, LURIE AG, MOSIER KM (1997). Dosimetry and cost of imaging osseointegrated implants with film-based and computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, **(83)**:41–8.

- SCARFE WC (2019). Part II: Imaging, Chapter 10: Cone Beam Computed Tomography Volume Acquisition. In: *WHITE AND PHAROAH'S ORAL RADIOLOGY, 8th Ed.* Ed: Sanjay M. Mallya, Ernest WN Lam. Elsevier.
- SCARFE WC, FARMAN AG (2007) Cone beam computed tomography: a paradigm shift for clinical dentistry. *Aust Dent Pract.*, **(1)**:102–110.
- SCARFE WC, FARMAN AG (2008). What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dental Clinics of North America*, **52(4)**: 707–730.
- SCARFE WC, FARMAN AG, SUKOVIC P (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.*, **72(1)**:75-80
- SCARFE WC, LANGLAIS RP, OHBA T, KAWAMATA A, MASELLE I (1998). Panoramic radiographic patterns of the infraorbital canal and anterior superior dental plexus. *Dentomaxillofac Radiol.*, **(27)**:85–92.
- SCARFE WC, LI Z, ABOELMAATY W, SCOTT SA, FARMAN AG (2012). Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J* 2012 Mar; **57(1)**:46-60.
- SCHUKNECHT B, GRAETZ K (2005). Radiologic assessment of maxillofacial, mandibular and skullbase trauma. *Eur Radiol* 2005, **(3)**:560–8.
- SCHULZE D, HEILAND M, THURMANN H (2004). Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, **(33)**: 83–6.
- SEKERCI AE, CANTEKIN K, AYDINBELGE M (2015). Cone beam computed tomographic analysis of neurovascular anatomical variations other than the nasopalatine canal in the anterior maxilla in a pediatric population. *Surg Radiol Anat.*, **(37)**:181–186.
- SHAEFFER W (2015). “A case of intractable pain in the anterior maxilla following dental implant placement,” in *Association of Dental Implantology Members’ National Forum*, London, UK.
- SHAH PN, ARORA AV, KAPOOR SV (2017). Accessory branch of canalis sinuosus mimicking external root resorption: A diagnostic dilemma. *J Conserv Dent.*, **20(6)**:479-481. doi:10.4103/JCD.JCD_375_16
- SHAN T, QU Y, HUANG X, GU L (2020). Cone beam computed tomography analysis of accessory canals of the canalis sinuosus: A prevalent but often overlooked anatomical variation in the anterior maxilla. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
- SHELLEY AM, RUSHTON VE, HORNER K (1999). Radiography: Canalis sinuosus mimicking a periapical inflammatory lesion. *British Dental Journal*, **186(8)**, 378–379.

- SIMON LL, RUBINSTEIN DR. Imaging of oral cancer. *Otolaryngol Clin N Am* 2006., **(39)**: 307-17.
- SJOBLOM A, SAMFORS K-A, WELANDER U (1975). Form distortion in narrow beam rotation radiography. *Acta radiol. Diagnosis*, **16**(1975): 565.
- SORIANO RM, M DAS J (2020). Anatomy, Head and Neck, Maxilla. StatPearls [Internet].
- STANDRING S (2005). Gray's Anatomy, 39th ed. Edinburgh, UK: Elsevier, 2005:78-79.
- STONE DN, MANCUSO AA, RICE D, HANAFEE WN. Parotid CT sialography. *Radiology* 1981, **(138)**: 393-397.
- SUR J, SEKI K, KOIZUMI H, NAKAJIMA K, OKANO T (2010). Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, **110**:e29–33.
- TALIM JS, SCHECHTER D, ROGES R, ROTSTEIN I (2018). Case Report: Canalis sinuosus mimicking root resorption lesion. *Endodontology*. 2018, **30**(2):p140-143.
- TAMIMI D, 2017. Part I, Section 1: Oral Cavity, Maxilla. Ed: KOENIG LJ, TAMIMI D, PETRIKOWSKI CG, PERSCHBACHER SE. Diagnostic Imaging: Oral and Maxillofacial, 2nd Edition.
- TASCHIERI S, WEINSTEIN T, ROSANO G, DEL FABBRO M (2012). Morphological features of the maxillary incisors roots and relationship with neighbouring anatomical structures: possible implications in endodontic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.*, **41**:616-23.
- TEMMERMAN A, HERTELÉ S, TEUGHEL S W, DEKEYSER C, JACOBS R, QUIRYNEN M. (2010). Are panoramic images reliable in planning sinus augmentation procedures? *Clinical Oral Implants Research*, **22**(2):189–194.
- TETRADIS S, ANSTEY P, GRAFF-RADFORD S (2010). Cone beam computed tomography in the diagnosis of dental disease. *J Calif Dent Assoc.*, **38**(1):27- 32.
- TIWARI R, RAVIKUMAR AJ, DUBEY A (2019). Cone Beam Computed Tomography Analysis of Canalis Sinuosus in Association with an Osteolytic Lesion of Maxilla: A Case Report and Review of Literature. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, **13**(2): ZD04-ZD06.
- TOMRUKÇU D, KÖSE TE (2019). Assessment of accessory branches of canalis sinuosus on CBCT images. *Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal*. 2020 Jan., **25**(1): e124–e130.

- TORRES MGG, de FARO VALVARDE L, VIDAL MTA, CRUSOÉ-REBELLO IM (2015). Branch of the canalis sinuosus: a rare anatomical variation—a case report. *Surgical and Radiologic Anatomy*, **37**(7), 879–881.
- TRONJE G, WELANDER U, McDAVID WD, MORRIS CR (1981) Image distortion in rotational panoramic radiography. IV. Object morphology; outer contours. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* **22**:689–96.
- TRONJE G, WELANDER U, McDAVID WD, MORRIS CR (1981). *Image Distortion in Rotational Panoramic Radiography. Acta Radiologica. Diagnosis*, **22**(3A), 295–299.
- TRONJE G, WELANDER U, McDAVID WD, MORRIS CR (1982) Image distortion in rotational panoramic radiography. VI. Distortion effects in sliding systems. *Acta Radiol Diagn (Stockh)*, **23**:153–60.
- TYMOFIYEVA O, BOLDT J, ROTTNER K (2009). High-resolution 3D magnetic resonance imaging and quantification of carious lesions and dental pulp in vivo. *MAGMA*, **22**(6):365–74.
- TYNDALL DA, BROOKS SL (2000). Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, **89**(5): 630-637.
- TYNDALL DA, PRICE JB, TETRADIS S, GANZ SD, HILDEBOLT C, SCARFE WC; American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (2012). Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012 Jun., **113**(6):817-26.
- VALCU M, RUSU MC, SENDROIU VM, DIDILESCU AC (2011). The lateral incisive canals of the adult hard palate – aberrant anatomy of a minor form of clefting? *Rom J Morphol Embryol*. 2011., **(52)**:947–9.
- VARGAS MI, MARTELLI P, XIN L (2018). Clinical Neuroimaging Using 7 T MRI: Challenges and Prospects. *J Neuroimaging*. 2018 Jan., **28**(1):5-13.
- VENKATESH E, ELLURU SV. Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry. *J Istanb Univ Fac Dent* 2017., **51**(3 Suppl 1):S102-S121.
- VOLBERG R, MORDANOV O (2019). Canalis Sinuosus Damage after Immediate Dental Implant Placement in the Esthetic Zone. *Case Reports in Dentistry*, **2019**(5), 2019.
- von ARX T, LOZANOFF S (2015). Anterior superior alveolar nerve (ASAN). *Swiss Dent J*, **(125)**:1202-1209.
- von ARX T, LOZANOFF S (2017). Clinical Oral Anatomy: A Comprehensive Review for Dental Practitioners and Researchers. Switzerland, AG: Springer. s.: 47-92.

- von ARX T, LOZANOFF S, SENDI P, BORNSTEIN MM (2013). Assessment of bone channels other than the nasopalatine canal in the anterior maxilla using limited cone beam computed tomography. *Surgical and Radiologic Anatomy*, **35**(9), 783–790.
- von ZIEGLER F and COSTA MA (2007). The role of CT and MRI in the assessment of peripheral vascular disease. *Current Cardiology Reports.*, **9**(5): 412-419.
- VRIENS JP, MOOS KF. Morbidity of the infraorbital nerve following orbitozygomatic complex fractures. *J Craniomaxillofac Surg.* 1995, **(23)**: 363-368.
- WANZELER AM, MARINHO CG, ALVES JUNIOR SM, MANZI FR, TUJI FM (2015). Anatomical study of the canalis sinuosus in 100 cone beam computed tomography examinations. *Oral Maxillofac Surg.* Mar., **19**(1):49-53.
- WEBBER RL, HORTON RA (1997) Tuned-aperture computed tomography: theory and application in dental radiology. In: Farman AG, Ruprecht A, Gibbs SJ, Scarfe WC (eds) *Advances in maxillofacial imaging*. Elsevier, Amsterdam, pp 359–366
- WEBER AL, ROMO L, HASHMI S (2003). Malignant tumors of the oral cavity and oropharynx: clinical, pathologic, and radiologic evaluation. *Neuroimag Clin N Am* 2003., **(13)**: 443- 64.
- WELANDER U, WICKMAN G (1978). Image distortion in narrow beam rotation radiography. *Acta radiol. Diagnosis*, **19**(1978): 507.
- WHYTE A, BOEDDINGHAUS R (2019). The maxillary sinus: physiology, development and imaging anatomy. *Dentomaxillofac Radiol.* 2019 Dec., **48**(8):20190205.
- WILLIAMSON GF, KAMBUROĞLU K, JAI SANGHAR S, JAI SANGHAR N, NACCHYON R, MAINALIA, ONGOLE R, PRAVEEN BN. CHAPTER 28: Radiographic Techniques. In: *Textbook of Oral Medicine Oral Diagnosis and Oral Radiology, 2nd Edition*. Ed: Ongole R, Praveen BN. Elsevier: New Delhi. s.:760-762.
- WISCHMANN H-A, LUIJENDIJK HA, MEULENBRUGGE HJ, OVERDICK M, SCHIMDT R, KIANI K (2002). Correction of amplifier nonlinearity, offset, gain, temporal artifacts, and defects for flat-panel digital imaging devices. Ed: Antonuk LE, Yaffe MJ. In: *Medical imaging: physics of medical imaging—proceedings of SPIE volume 4682*. San Diego, CA, SPIE, pp 427–437.
- WOOD JONES F. The anterior superior alveolar nerve and vessels. *J Anat.* 1939., **(73)**:583–91
- YAJIMA A, OTONARI-YAMAMOTO M, SANO T, HAYAKAWA Y, OTONARI T, TANABE K, WAKOH M, MIZUTA S, YONEZU H, NAKAGAWA K, YAJIMA Y (2006). Cone-beam ct (cb throne) applied to dentomaxillofacial region. *Bull Tokyo Dent Coll.*, **47**(3):133-141.

ZIEDSES des PLANTES B (1973) Selected works of Ziesdes des Plantes. *Excerpta Medica*, Amsterdam, pp 137–140.



EKLER

EK-1. Etik Kurul Onayı



EK-2.



EK-3.



ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı ve Soyadı :
Doğum Tarihi :
Uyruğu :
Medeni Durumu :
Askerlik Durumu :
İletişim :
E-posta :

II- Eğitimi

Yüksek Lisans :
Lisans :
Orta Öğrenim :
İlköğretim :

III- Ünvanları:

.....

IV- Mesleki Deneyim

•

Başarılar

•

V- Bilimsel İlgil Alanları

Yayınlar:

•

VI- Diğer Bilgiler

Sertifikalar:

-

Katıldığı Konferanslar

-

