

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ ve ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

STİLOİD PROSESE AİT UZUNLUK VE AÇI ÖLÇÜMLERİNİN İKİ
FARKLI GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Halil Tolga YÜKSEL

UZMANLIK TEZİ
Olarak HazırlanmıŐtır

Tez DanıŐmanı
Prof. Dr. Aydan KANLI

Ankara
2015

TEŞEKKÜR

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı başkanı Prof. Dr. Sema DURAL'a ve şahsında Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı tüm öğretim üye ve görevlilerine teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübeleri ile eğitimime, içtenliği ve saygınlığı ile de hayatıma sonsuz katkıları bulunan Prof. Dr. Aydan Kanlı'ya en içten teşekkürlerimi sunarım.

Başta Sadettin Müjdat Gürer ve Bekir Leflef olmak üzere, Tomoloji Maksillofasiyal Görüntüleme Merkezi ailesine teşekkürlerimi sunarım.

Hayatın her noktasında desteklerini hiç esirgemeyen annem ve babama sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

Olmazsa olmazım, can yoldaşım, eşim Uzm. Dr. Gökçe Yüksel'e sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Yüksel HT. Stiloid Prosesine Ait Uzunluk ve Açık Ölçümlerinin İki Farklı Görüntüleme Yöntemi ile Karşılaştırılarak Değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2015. Bu çalışmada, aynı hastanın panoramik radyografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak, stiloid proses üzerinde yapılan uzunluk ölçümlerinin arasında herhangi bir farklılık bulunup bulunmadığını araştırmak ve herhangi bir farklılık bulunması durumunda, bu farklılığın stiloid prosesine ait morfolojik özellikler, yaş ve cinsiyet değişkenlerinden herhangi biriyle ilişkisinin varlığını araştırmak amaçlanmıştır. Çalışmada yer alacak hasta sayısı 200 olarak belirlenmiştir. Çalışmaya dahil edilen hasta verileri ‘Tomoloji Maksillofasiyal Görüntüleme Merkezi’nin görüntü arşivinden elde edilmiştir. Hasta verilerinde, panoramik ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi veri elde edilmesi arasında en çok bir ay süre olması şartı aranmıştır. Stiloid prosesin kemikleşmesinin tamamlanmasının 8 yaşına kadar sürmesinden dolayı, bu yaşın altında olan hastalar çalışmaya dahil edilmezken, herhangi bir üst yaş sınırı belirlenmemiştir. Stiloid prosesin veya referans olarak kullanılan noktaların tam olarak tespit edilemediği hastalar, bu yapıya ait ölçümü zorlaştırabilecek herhangi bir varyasyon varlığı olan hastalar, bu yapıya ait herhangi bir patoloji tespit edilen hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. Panoramik radyografi ölçümleri Planmeca Romexis Viewer 2.2.5R (Planmeca Oy) ile, konik ışınli bilgisayarlı tomografi ölçümleri ise Invivo Anatomage v.5.2.3 (Germany) aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Panoramik radyografide her bir stiloid proses için uzunluk ve açı ölçülürken konik ışınli bilgisayarlı tomografide bundan farklı olarak açı ölçümü anteroposterior ve mediolateral açı ölçümü şeklinde gerçekleştirilmiştir. Ölçümler üç gözlemci tarafından farklı zamanlarda ve aynı şartlarda gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel olarak, gözlemciler arası uyum her ölçüm için güçlü olarak saptanmıştır. Uzunluk ölçümlerinde, her iki görüntüleme yönteminin de tetkik içi kıyaslamasında anlamlı farklılık gösterilememiştir (panoramik için $p=0,148$, konik ışınli bilgisayarlı tomografi için $0,703$). Tetkikler arasında yapılan uzunluk ölçüm karşılaştırılmasında, istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır ($p=0,00$). Bu farklılık miktarının panoramik açısı, konik ışınli bilgisayarlı tomografi anteroposterior açı, konik ışınli bilgisayarlı tomografi mediolateral açı, yaş ve cinsiyet ile istatistiksel olarak karşılaştırılması sonucunda, bu değişkenlerden hiçbiri ile korelasyon gösterilememiştir.

Anahtar kelimeler; Panoramik radyograf, konik ışınli bilgisayarlı tomografi, stiloid proses, radyolojik uzunluk ölçümü, radyolojik açı ölçümü

ABSTRACT

Yuksel HT. Evaluation of Styloid Process's Length and Angle Measurements by Comparing Two Different Imaging Modalities. Hacettepe University, Faculty of Dentistry Thesis in Dentomaxillofacial Radiology, Ankara, 2015.

In this study, we aimed to investigate any measurement differences for the length of styloid process by using panoramic radiography and cone beam computed tomography images of the same patient. We also aimed to examine the causes of this difference as morphological features of styloid process, age or sex. The patient number involved in the study was defined as 200. Images of the patients included in the study were observed from archives of 'Tomoloji Maxillofacial Imaging Center'. It was accepted as time interval between panoramic radiography and cone beam computed tomography imaged would not be more than one month. Because of continuing ossification of styloid process until 8-year-old, patients younger than this age were excluded from the study, while no upper age limit was determined. Patients whose styloid process and a reference point can not be determined clearly or with any variation that may cause difficulties about measurement of this structure or with any pathology of this structure were excluded from the study. Measurements were performed by Planmeca Romexis Viewer 2.2.5R (Planmeca Oy) for panoramic radiographies and by Invivo Anatomage v.5.2.3 (Germany) for cone beam computed tomography images. While length and angle were measured for each styloid process in panoramic radiographies, differently from this, angle measurement in cone beam computed tomography was performed as anteroposterior and mediolaterally. Measurements were performed by three different observers at different times under same circumstances. Consistence between observers for each measurement was detected as strong. There was no significant difference about intratechnical comparement of each method for length measurements ($p=0,148$ for panoramic radiography, $p=0,703$ for cone beam computed tomography) while there was statistically significant difference between those two techniques for length measurement comparison ($p=0,000$). No correlation was detected between that length difference with panoramic angle, anteroposterior angle of cone beam computed tomography and mediolateral angle of cone beam computed tomography and age or sex of the patient.

Keywords; panoramic radiography, cone beam computed tomography, styloid process, radiological length measurement, radiological angle measurement

İÇİNDEKİLER

ETİK KURUL ONAYI	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
FİGÜRLER	x
TABLolar.....	xii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. PANORAMİK RADYOGRAFİ.....	4
2.1.1. Tanımı.....	4
2.1.2. Kullanım Alanları, Avantaj ve Dezavantajları	4
2.1.2.1. Endikasyonları	4
2.1.2.2. Panoramik Radyografinin Avantajları	5
2.1.2.3. Panoramik Radyografinin Dezavantajları	6
2.1.3. Orjini.	6
2.1.4. Panoramik Röntgen Cihazının Çalışma Prensibi	7
2.1.5. Panoramik Radyografide Görüntü Oluşumu	10
2.1.6. Focal Trough	13
2.1.7. İmaj Distorsiyonu	14
2.1.8. Panoramik Radyografide Oluşan Görüntüler	16
2.1.9. Hasta Pozisyonlandırılması ve Başın Ayarlanması.....	17
2.1.10. İmaj Reseptörleri.	21
2.1.11. Panoramik Radyografinin Yorumlanması.....	22
2.1.11.1. Dentisyon	22
2.1.11.2. Orta Yüz Bölgesi.....	23
2.1.11.3. Mandibula	25
2.1.11.4. Yumuşak Dokular	27
2.2. KONİK İŞİNLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ	28

2.2.1. Tarihçe	29
2.2.2. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Prensipleri	33
2.2.2.1. Görüntünün elde edilmesi	34
2.2.2.1.1. Hastanın Sabitlemesi	35
2.2.2.1.2. Data Kazanımı	35
2.2.2.1.3. X Işını Üretimi.....	36
2.2.2.1.4. Dedektörler	38
2.2.2.1.5. Tarama Alanı (Field of View)	38
2.2.2.1.6. Voksel	40
2.2.2.2. Görüntünün Görünür Hale Getirilmesi	41
2.2.2.2.1. Rekonstrüksiyon.....	41
2.2.3. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozları.....	43
2.2.4. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi Sistemlerinde Avantajlar ve Dezavantajlar/Limitasyonlar	44
2.2.4.1. Avantajlar	44
2.2.4.2. Dezavantajlar/Limitasyon	45
2.2.5. Artefaktlar	46
2.2.5.1. X ışını Demetiyle İlgili Artefaktlar	46
2.2.5.2. Konik Işın Geometrisiyle İlişkili Artefaktlar	46
2.2.5.3. Tarayıcı (Dedektör) İle İlişkili Artefaktlar	48
2.2.5.4. Hasta İle İlişkili Artefaktlar.....	49
2.2.6. Dış Hekimliğinde Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi Sistemlerinin Kullanımı	49
2.2.6.1. Diğnoz ve Pre-Operatif Değerlendirme.....	49
2.2.6.1.1. Oral İmplantoloji.....	49
2.2.6.1.2. Mandibular Üçüncü Molar Pozisyon Tayini.....	50
2.2.6.1.3. TME Görüntülenmesi	50
2.2.6.1.4. Endodonti	51
2.2.6.1.5. Ortodonti	52
2.2.6.1.6. Periodontoloji.....	52
2.2.6.2. Tedavi Planlaması ve Sanal Simülasyon.....	53
2.3. STİLOİD PROSES	53

2.3.1. Tanımı ve Anatomisi	53
2.3.2. Embriyolojisi	54
2.3.3. Stilohyoid Zincir Ossifikasyonu	55
2.3.3.1. Ossifiye Stilohyoid Zincir Tanısı, İnsidansı ve Klinik Bulguları ...	56
2.3.4. Stiloid Proses Varyasyonlarının Sınıflaması	57
2.3.4.1. Uzunluk.....	58
2.3.4.2. Açık.....	58
2.3.4.3. Morfoloji	59
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	61
3.1. Çalışma Grubu.....	61
3.1.1. Hasta Grubu	61
3.2. Yöntem	62
3.2.1. Konik Iınlı Bilgisayarlı Tomografi Protokolü Ve Çekim Kriterleri.....	62
3.2.2. Panoramik Radyografi Protokolü ve Çekim Kriterleri.....	62
3.2.3. Panoramik Radyografi Ölçüm Kalibrasyonu.....	62
3.2.4. Panoramik Radyografi Ölçümleri.....	63
3.2.5. KIBT Ölçümleri.....	65
3.2.6. İstatistiksel Yöntem	67
4. BULGULAR	68
5. TARTIŞMA.....	74
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	81
KAYNAKLAR.....	82

SİMGELER VE KISALTMALAR

ADA	: American Dental Association
ALARA	: As Low As Reasonably Achievable
APA	: Anteroposterior Açı
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CCD	: Charge-Couple Device
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
ECA	: External Carotid Artery
FOV	: Field of View
FPD	: Flat Panel Dedektörler
ICA	: Internal Carotid Artery
ICRP	: International Commission on Radiological Protection
II/CCD	: İmaj güçlendirici tüp/ charge/coupled device
IJV	: Internal Jugular Vein
KIBT	: Konik Işımlı Bilgisayarlı Tomografi
kV	: Kilovolt
kVp	: Kilovolt peak
kW	: Kilowatt
mA	: Miliamper
MLA	: Mediolateral Açı
mm	: Milimetre
n.	: Nervus
PSP	: Photostimulable Phospor Plate
SP	: Stiloid Proses
TACT	: Tuned Aperture Computed Tomography
TME	: Temporomandibular Eklem
.jpeg	: Joint Photography Experts Group
.tiff	: Tagged Image File Format
μSv	: Mikrosievert

FIGÜRLER

- Figür 2.1.** Panoramik radyografi cihazının bölümleri olan C- kollu mekanizma, X ışını kaynağı ve kaset veya sensör taşıyıcısı
- Figür 2.2.** Tek rotasyon merkezli cihazlarda (Rotograf) rotasyon merkezi
- Figür 2.3.** Panoramik radyografi cihazlarında görüntü elde edilmesi sırasında X ışını kaynağı, hasta ve imaj reseptörünün ilişkisinin şematize edilmiş hali gösterilmektedir.
- Figür 2.4.** X ışın kaynağı ile senkronize hareket eden imaj reseptörü
- Figür 2.5.** Focal Trough
- Figür 2.6.** Panoramik radyografi çekimi için hastanın baş pozisyonlandırılması
- Figür 2.7.** Hasta başının, anterior ve posteriorda konumlandırılması ve ortaya çıkabilecek görüntülerin şematizasyonu
- Figür 2.8.** Hasta başının, aşağıya ve yukarıya eğimlendirilmesi ve ortaya çıkabilecek görüntülerin şematizasyonu
- Figür 2.9.** Havayolu süperpozisyonunu engellemek için uygun dil pozisyonu
- Figür 2.10.** BT sistemlerinde, keşfinden günümüze kadar kullanılan dedektör sistemleri ve cihazların çalışma prensiplerinin şematizasyonları
- Figür 2.11.** KIBT sistemlerinin projeksiyon geometrisi.
- Figür 2.12.** Çeşitli hasta pozisyonlandırmasına sahip cihazlar.
- Figür 2.13.** Çeşitli boyutlarda FOV seçenekleri.
- Figür 2.14.** Voksel morfolojileri
- Figür 2.15.** Rekonstrüksiyon aşamalarının şemalandırılması
- Figür 2.16.** Stiloid prosesin önemli anatomik komşulukları

Figür 2.17. Uzamış stiloid proses, ossifiye stilohyoid ligament

Figür 3.1. Panoramik radyografide stiloid proses ölçümü

Figür 3.2. Çeşitli açılanmalar gösteren stiloid prosesin parçalı ölçümü

Figür 3.3. Panoramik radyografide stiloid proses açısı ölçümü

Figür 3.4. Hacimlendirilmiş görüntülerde uzunluk ölçümü

Figür 3.5. Hacimlendirilmiş görüntülerde, koronal planda, stiloid prosesine ait mediolateral açı ölçümü

Figür 3.6. Hacimlendirilmiş görüntülerde stiloid prosesine ait anteroposterior açı ölçümü

TABLULAR

- Tablo 4.1.** 1, 2 ve 3 numaralı gözlemciler tarafından elde edilen ölçümlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.
- Tablo 4.2.** Elde edilen ölçümlerdeki gözlemciler arası uyum için hesaplanan güvenilirlik katsayıları gösterilmiştir.
- Tablo 4.3.** Panoramik açısı ile KIBT açıları arasındaki ilişkiyi gösteren korelasyon katsayıları tablosu
- Tablo 4.4.** Panoramik- KIBT ölçümleri mutlak değer verileri
- Tablo 4.5.** Panoramik- KIBT normal değerleri
- Tablo 4.6.** Sağ ve solda ölçülen değerlerin farklılığının ölçümlerle korelasyonu sonucu ortaya çıkan korelasyon katsayısı
- Tablo 4.7** Stiloid proses uzunluğu ile farklı görüntüleme yöntemleri arasında ortaya çıkan ölçüm farklılıklarının korelasyon hesaplaması sonucu elde edilen korelasyon katsayıları ve p değerleri
- Tablo 4.8** Mutlak değer (değişim) farklılıklarının yaş ve cinsiyetle ilişkisinde hesaplanan p değerleri

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde, radyolojik tetkik ve değerlendirmeler, klinik muayene ve dental işlemlerle ayrılmaz bir bütün olarak değerlendirilir. Gerek özel kliniklerde gerekse fakültelerde, en sık başvuru radyolojik tetkik, panoramik radyografi olmuştur. Panoramik radyografi, diş hekimliğinde, çürük tespitinden, kompleks travma kırıklarının değerlendirilmesine kadar çok geniş bir alanda kullanılmaktadır.

Panoramik radyografinin diş hekimliği radyolojisinde kullanılmasındaki artışla doğru orantılı olarak, bu teknikle ilgili veya bu teknik kullanılarak yapılan araştırmalarda artmıştır. Yapılan araştırmalar, beraberinde cihazın gerçeğe yakın sonuçlar verip vermediğini ve değerlendirilen kriterlerin güvenilirliği ve tekrarlanabilirliğinin olup olmadığı sorularını da getirmiştir. Bu konuda da çeşitli araştırmalar yayınlanmıştır (1-4). Bu araştırmalardan elde edilen ortak sonuçlar, panoramik radyografi üzerinde yapılan radyolojik değerlendirmenin, özelleştirmek istenirse açı ve uzunluk ölçümlerinin, her cihaz ve aynı cihaz içinde farklı kriterlere bağlı olarak değişebildiğini göstermiştir. Bu değişimlerin sebebinin, panoramik radyografide oluşan magnifikasyon değerlerinin görüntünün her bölgesinde birbirinden farklı oluşu ve bu değerlerin aynı zamanda hasta baş pozisyonlandırılmasından büyük oranda etkilendiği savunulmuştur.

Diş hekimliğinin yanı sıra radyoloji ve fizik alanındaki gelişmelerle birlikte, diş hekimleri, üç boyutlu görüntüleme teknikleriyle tanışmıştır. Günden güne gelişen teknolojiler aracılığıyla, maksillofasiyal kullanıma özelleştirilmiş Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT), diş hekimliğinde radyolojik değerlendirmelerde sıkça kullanılmaya başlanmıştır. KIBT, üçüncü boyutu değerlendirme imkanı sunmasının dışında, iki boyutlu grafilere izlenen süperpozisyonların olmaması ve voksel boyutlarının oldukça küçük olması ile izotropik voksellerin kullanımı sonucu, yapılacak ölçümlerin güvenilirliğinin tam olması gibi faydaları da beraberinde getirmiştir(5).

Üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinin klinik kullanımının yaygınlaşması ile, daha önceki yıllarda panoramik radyografi aracılığıyla yapılan, açı-uzunluk ölçümleri, yapıların morfolojik karakteristiğinin incelenmesi gibi radyoanatomik çalışmalar, KIBT görüntüleri kullanılarak tekrar değerlendirilmeye alınmıştır. Bu değerlendirmenin yapıldığı anatomik yapılardan biri de stiloid proses olmuştur.

Stiloid proses; temporal kemikte, stilomastoid foramenin önünden başlayıp inferior, anterior ve medial yönde uzanım gösteren silindirik kemik çıkıntısı olarak tariflenir(6, 7). Bu yapı ile ilişkili en önemli patoloji, yapının normalden uzun olması sebebiyle ya da bu yapıya tutunan stylohyoid ligamentin ossifikasyonu sonucu şiddeti ve yayılımı değişkenlik gösterebilen boyun ve boğaz ağrılarının oluşmasıdır ki, bu fenomene ‘Eagle sendromu’ adı verilir(8). Literatürde panoramik radyografi aracılığıyla gerçekleştirilmiş, stiloid prosesin normal uzunluk değer aralığının hesaplandığı ve morfolojik değerlendirilmesinin yapıldığı, stilohyoid zincirin değerlendirildiği bir çok çalışma mevcuttur(9-15). KIBT sistemlerinin kullanımının yaygınlaşmasıyla beraber KIBT aracılığıyla da çeşitli çalışmalar yapılmıştır (16, 17). Zaman içerisinde Eagle sendromunun kendine özgü semptomlarının izlendiği hastalarda, stiloid prosesin normalden uzun olmasının yanı sıra çeşitli yönlerde açılanmasının da semptomlarda etkili olduğunu anlaşılmıştır. Böylelikle, bu yapının uzunluğundan çok çeşitli yönlerdeki açılanmalarının belirlenmesi ve hastalıkla olan ilişkisi değerlendirilmeye başlanmıştır. Bu ilişkinin yalnızca üç boyutlu görüntüler üzerinden değerlendirilebileceği fikri savunulmuş ve yapının açılanmaları tanımlanarak normal değer aralığı sunmak için medikal BT görüntüleri aracılığıyla çalışmalar yapılmıştır(18-20).

Literatürde, günümüze kadar stiloid prosesle ilgili yapılan araştırmalarda, uzunluk, açı, morfoloji ve diğer kriterler karşılaştırıldığında; hem farklı radyolojik tekniğin kullanıldığı çalışmalarda hem de aynı tekniğin kullanıldığı farklı araştırmacıların yaptığı çalışmalar arasında farklılıklar bulunmuştur. Bu değerlendirmelerin, 2 boyutlu grafilere yapıldığında elde edilen sonuçlarıyla, 3 boyutlu görüntüleme yöntemi ile elde edilen sonuçları arasında farklılıklar olması beklenen bir durumdur. 3 boyutlu inceleme yöntemi kullanılan çalışmalarda ortaya çıkan farklılığın, değişik hasta popülasyonunda farklı sonuçlar elde edilebileceği düşüncesiyle açıklanabilir. Panoramik radyografi incelenmelerinde ise bu farklılık sebebinin farklı popülasyonun yanı sıra, her cihazın farklı bir magnifikasyon değerinin olması ve boyutsal değerlendirme için önemli bir gereklilik olarak kabul edilen hasta pozisyonlandırılmasının standardizasyonun zor olması gibi etkenlerden dolayı olduğu düşünülebilir. Ayrıca üç boyutlu bir yapı olan ve anterior ile medial yönde çeşit oranlarda eğilimler gösteren stiloid prosesin görüntüsünün iki boyutlu bir grafi olan panoramik radyografi ile değerlendirilmesinin hatalara sebep olabileceği düşünülmüştür. Bu çalışmada, aynı hastanın birbirine yakın zamanlarda elde edilen

panoramik radyografi ve KIBT görüntüleri üzerinde stiloid prosesin uzunluğu ve açılanmaları, sabit referans noktalar kullanılarak ölçülmüştür. KIBT ile panoramik radyografi uzunluk ölçümleri arasında farklılık bulunması durumunda, bu farklılığın, panoramik radyografi ya da KIBT’de ölçülen herhangi bir açı değeri ile, stiloid proses uzunluğu ile, yaş ve cinsiyet ile ilişkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. PANORAMİK RADYOGRAFİ

2.1.1. Tanımı

Panoramik radyografi (ortopantomografi), maksillar, mandibular dental arkları ve onları destekleyen dentoalveolar yapıları 2 boyutlu olarak gösteren görüntüleme tekniğidir.

Panoramik radyografi, bir bölgenin her açıdan kesintisiz ve bütün bir görüntüsünü almak anlamına gelen 'panorama kelimesinden köken almaktadır. Ortopantomografi kelimesi ise Paatero ve Sairenji tarafından ortaya atılan bir kelime olup; 'ortho' (düz), 'pan' (panorama'nın kısaltması), 'tomografi' (bir dokunun üzerinde veya altında kalan dokularla karışmadan kesitsel olarak incelenmesi) kelimelerinin birleşmelerinden oluşur(21).

2.1.2. Kullanım Alanları, Avantaj ve Dezavantajları

Panoramik radyografi, diş hekimliğinde intraoral yöntemlere kıyasla, çok daha geniş bir bölgeyi tek bir radyograf üzerinde görüntüleyen ekstraoral bir yöntem olması nedeniyle geniş kullanım alanına sahiptir. Maksillar ve mandibular dişleri, mandibulanın tamamını, maksillar sinüsleri, nasal septum ve konkalari, temporomandibular eklemi görüntülemek mümkündür.

2.1.2.1. Endikasyonları

Panoramik radyografi endikasyonları şu şekilde sayılabilir sıralanabilir:

1. Panoramik radyografi çoğunlukla çenelerin ve dişlerin genel değerlendirilmesi amacıyla 'başlangıç tetkik grafisi' olarak
2. Çenelerin büyük ve geniş bir kısmının incelenmesini gerektiren diagnostik problemlerin değerlendirilmesinde
3. Karma dentisyonda diş gelişimini ve anomalileri takip etmek amacıyla
4. Çene ve yüz travmalarını incelenmesinde
5. Gömülü dişlerin, özellikle 3.molar dişlerinin varlığını ve pozisyonlarının değerlendirilmesinde

6. Çenelerdeki kist, tümör ve diğer patolojilerin değerlendirilmesi ve takibinde
7. Periodontal hastalıklarda alveol kemik yüksekliğinin değerlendirilmesinde
8. İmplant planlamasında ön değerlendirme yapabilmek amacıyla
9. Sabit ya da hareketli protez planlamasında çenelerin değerlendirilmesi ve kalmış kök varlığının araştırılmasında
10. Ortodontik değerlendirme amacıyla
11. Temporomandibular eklem kemik yapısını değerlendirmek amacıyla (kondilin fraktür, hiperplazi, dejenerasyon gibi patolojileri ve artiküler eminens morfolojisindeki değişiklikler)
12. Stiloid prosesi değerlendirmek amacıyla
13. Maksillar sinüsleri, burun septumunu ve nasal konkaları değerlendirmek amacıyla
14. Gelişimsel anomalisi olan hastalarda
15. Trismus ya da aşırı bulantı sebebiyle intraoral radyografi yöntemlerinin kullanılmadığı durumlarda
16. Cerrahi öncesi ve sonrasında hasta takibinde, panoramik radyografi yöntemine başvurulur(5, 21, 22).

2.1.2.2. Panoramik Radyografinin Avantajları

1. Panoramik radyografide maksilla ve mandibula tek bir radyograf üzerinde görülür. Geniş anatomik bölgeleri incelemeye olanak verir.
2. Panoramik cihazla film-screen kombinasyonu sayesinde hasta daha az dozda radyasyona maruz kalır. Bir panoramik radyografi protokolünde Full-mouth intraoral radyografi prosedürüne göre 3 kat daha az radyasyon uygulanır.
3. Pozisyon kolaylığı ve zaman tasarrufu sağlar. Panoramik radyografi minimum kooperasyonla ve hastayı rahatsız etmeden uygulanır. Hastanın pozisyonlandırılması ve görüntünün alınması için gerekli zaman 3-5 dakika arasındadır.
4. Herhangi bir sebebe bağlı olarak ağız açma kısıtlılığı olan hastalarda uygulaması kolaydır.
5. Panoramik radyografi, intraoral radyograf çekimini tolere edemeyen hastalarda kolaylıkla uygulanır (bulantı refleksi sebebiyle vb.).

6. Panoramik radyografiler hastalar tarafından kolaylıkla algılanır. Bu yüzden hasta eğitiminde görsel yardım sağlar. Ayrıca fakültelerde öğrenci eğitimini kolaylaştırmak adına katkı sağlar.
7. Lateral oblik grafilere daha az distorsiyonla görüntü verirler(5, 21, 22).

2.1.2.3. Panoramik Radyografinin Dezavantajları;

1. Tomografik görüntü olması nedeniyle detay iyi değildir. Detayın iyi olmaması sebebiyle, özellikle küçük çürük lezyonlarının ve periodontal hastalıkların tespit edilmesinde, periapikal radyografiler kadar diagnostik değildir.
2. Görüntüde büyüme olur.
3. Geometrik distorsiyonlar söz konusudur. X ışının yukarıya doğru açılmasında dolayı objenin görüntüsünün boyu uzar. Lingual ya da palatinal kısımlar bukkal tarafa göre olduğundan daha yukarıda pozisyonlanmış görülür. Bazen alt 3.molarlar gerçekte olduğundan daha az gömülü görülebilir.
4. Ön bölgelerde servikal vertebraların süperpozisyonuna bağlı olarak bu bölgedeki dişler net olarak izlenemez.
5. Bazı cihazlarda ön bölgede imaj tabakasının yetersizliği sebebiyle kanin ve kesiciler bölgesi net olarak izlenemez.
6. İmaj tabakasının şekline uymayan ve fasiyal asimetrisi olan hastalardan alınan görüntülerde distorsiyonlar oluşur.
7. Özellikle premolar bölgesinde proksimal yüzeyler süperpoze olur. Bu bölgedeki ara yüz çürükleri teşhis edilemez(5, 21, 22).

2.1.3. Orijini

Panoramik röntgenin keşfedildiği ilk günlerde X ışının yerleşimi açısından (intraoral/ekstraoral veya sabit/ hareketli), filmin yerleşimi açısından (intraoral olarak dişlerin lingualine veya ekstraoral olarak çenelere uyumlu bir şekilde) ve hasta pozisyonu açısından (sabit/ hareketli sandalye uygulaması) birçok yöntem kombine edilerek denenmiştir(21).

1933 yılında Dr H. Numata çeneleri görüntülemek için intraoral bir film yerleşimini ve ekstroral oral olarak dar yarıklı bir kolimatör ile elde edilen X ışını ile görüntüleme sağlanan bir teknik geliştirmiştir. Bu teknikte hasta sabit kalmaktadır.

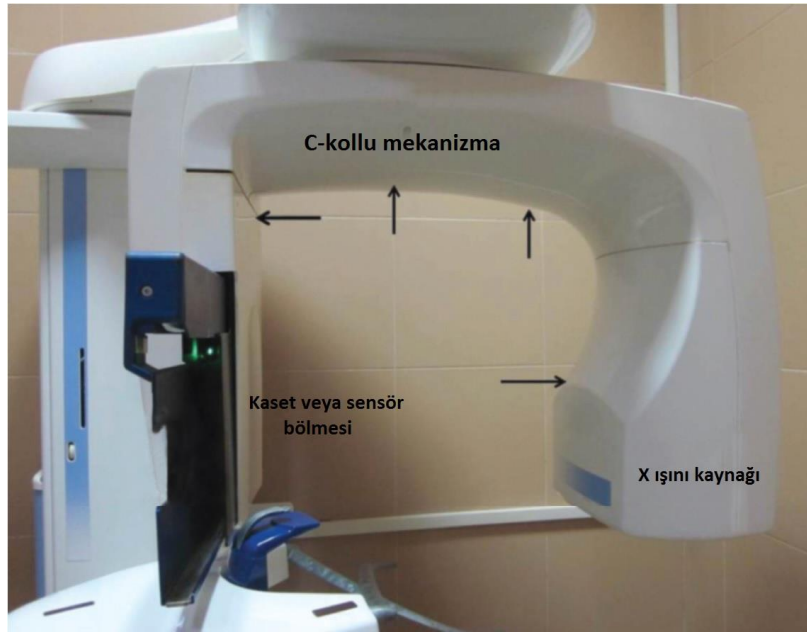
1943 yılında Horst Beger filmin ekstraoral olarak yerleştirildiği ve intraoral bir X-ışını kaynağı ile ışınlandığı prototip bir panoramik röntgen cihazı geliştirmiştir.

1946 yılında Dr YV Paatero X ışını kaynağının sabit kaldığı, hastanın döner sandalyede oturduğu bir yöntem denemiş ve bu görüntüleme tekniğine parabolografi adını vermiştir. 1950-51 yıllarında Washington Üniversitesi'nde Dr. Sydney Blackman'la birlikte portatif bir panoramik cihaz geliştirmişlerdir. 1955 yılında Watson's Limited Şirketi Rotograph' in ilk versiyonunu üretmiştir.

Günümüzde modern panoramik radyografi cihazlarında opsiyonel bir sefalostat yer almakta ve bu sefalostat aracılığıyla kafanın diğer ekstraoral görüntüleme teknikleriyle görüntülenmesine olanak tanınmaktadır(21).

2.1.4. Panoramik Röntgen Cihazının Çalışma Prensibi

Panoramik radyografi cihazları, keşfinden bugüne kadar, diş hekimliğinde kullanılan en önemli görüntüleme tekniği olmuştur. Panoramik radyografinin elde edilmesi ve yorumlanabilmesi için çalışma prensiplerinin iyi bilinmesi gerekmektedir. Günümüz panoramik görüntüleme cihazlarında görüntüleme sırasında hasta sabit olarak durmaktadır. X ışın kaynağı ve film/reseptörün birbirine bağlı olduğu C-kollu mekanizma hastanın etrafında dönmektedir (Fig. 2.1). C-kollu mekanizma ile birbirine bağlanmış olan X ışını kaynağı ve film/reseptör aynı ekseninde farklı yönlere doğru hareket etmektedir. Film/reseptörün hareket etme hızı, karşılıklı çalışan yarık şekilli kolime edilmiş X ışını ile eşleşip görüntü oluşturacak şekilde ayarlanmıştır(21). Horizontal planda X ışını kaynağı, intraoral yerleşimli görünmez bir pivot ışık tarafından oluşturulan rotasyon merkezi etrafında rotasyon yaparken, vertikal düzlemde ise merkezi ışın oksipital bölgenin altından -4° ile -7° negatif açı ile geçer(21, 22).

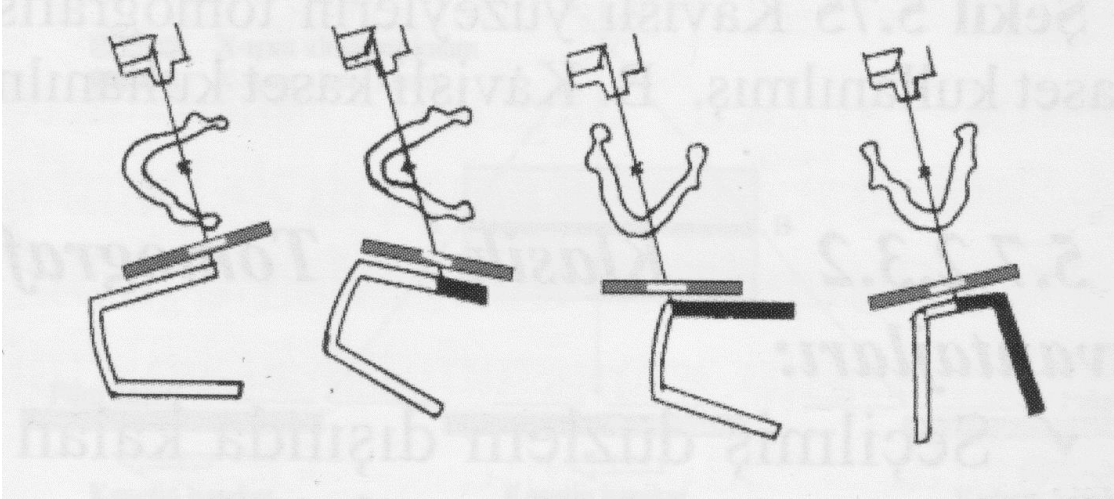


Figür 2.1 : Panoramik radyografi cihazının bölümleri olan C- kollu mekanizma, X ışını kaynağı ve kaset veya sensör taşıyıcısı

Günümüzde panoramik radyografi cihazları, çoğu dental arklardaki boyut farklılıkları ve ırksal özelliklere bağlı magnifikasyon ve distorsiyonları minimale indirmek için devamlı olarak hareket eden çok rotasyon merkezine sahip cihazlardır. Daha eski cihazlardaki rotasyon merkezi sınıflamasına bakılacak olursa, şu şekilde gruplandırılabilir;

- Tek rotasyon merkezli cihazlar (rotograph);

Kavisli yüzeylerin tomografisi prensibine dayanır. Kullanılan kaset çene şekline uygundur. Işın kaynağı sabittir. Hasta ve film, ışın demeti önünde aynı hızla fakat ters yönde hareket eder (Fig. 2.2). Bu cihazlarda elde edilen radyograflarda, özellikle kanin ve premolar dişlerin bulunduğu bölgelerde görüntüde distorsiyon oluşur.



Figür 2.2 : Tek rotasyon merkezli cihazlarda (Rotograf) rotasyon merkezi

- İki rotasyon merkezli cihazlar (panorex);

Kavisli yüzeylerin tomografisi prensibine dayanır. Düz kaset kullanılır. İlk rotasyon merkezi sağ büyük azırlar bölgesinde, ikinci rotasyon merkezi de sol büyük azırlar bölgesindedir. Hasta sabittir. Başlangıçta birinci rotasyon merkezi etrafında ışın kaynağı ve kaset hareket ederek orta çizgiye kadar olan kısmın görüntüsünü oluşturur. Orta hatta gelince X ışını kendiliğinden kesilir. Hasta, oturduğu koltukla birlikte otomatik olarak sağ tarafa doğru 3-4 inch (7.5-10 cm) kayar. Böylece ikinci rotasyon merkezine geçilmiş olur. Bu sırada ışın kaynağı vertebraların sol tarafına kayar. Tüp ve kaset tekrar hareket ederek sağ tarafın görüntüsü film üzerinde oluşturulur. Tüp, vertebraların arkasından hareket ederken ışının bir süre için kesilmesi, radyografin orta kısmında boş bir alanın oluşmasına sebep olur.

- Üç rotasyon merkezli cihazlar (orthopantomograph);

Bu cihazlarda kavisli kaset kullanılır. Orthopantomograph'ta ikisi sağ ve sol, birisi de ön bölgeye ait üç tane rotasyon merkezi bulunur. Ekspoz siklusuna boyunca, cihaz otomatik olarak rotasyon merkezlerini değiştirir. Diş kavimleri parabol şeklinde bir eğri oluşturduklarından, üç rotasyon merkezli cihazlarda çenelerin görüntüsü, diğer iki yöntemle göre daha iyidir.

Orthopantomograph'ta özel bir sefalostat vardır. Hastanın başı burada sabitlenir.

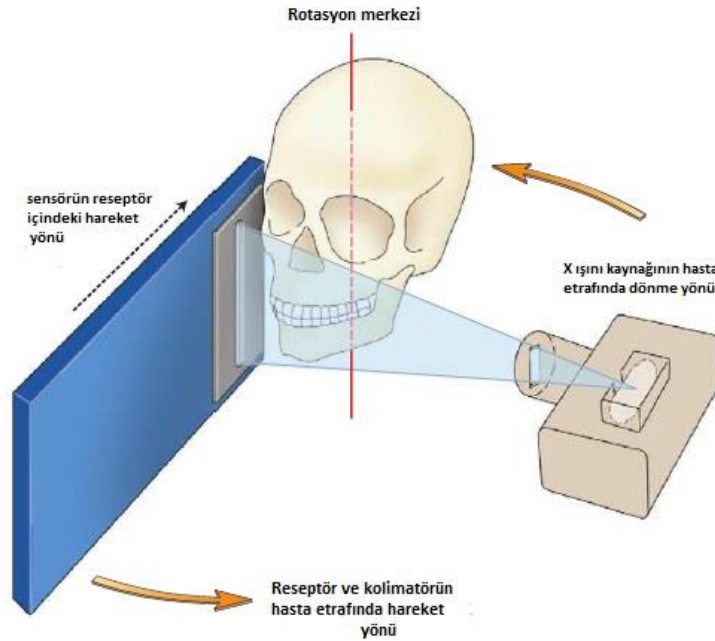
Işın kaynağı ve kaset hastanın başı etrafında aynı hızla, fakat ters yönde döner.

Cihaz çalışmaya başladığında tüp hastanın sağ tarafında, kaset sol tarafındadır. Görüntü kaydı hastanın sol tarafından başlar ve orta çizgiye doğru devam eder. Merkezi ışın sol kanine ulaştığında rotasyon merkezi değişir. İkinci rotasyon merkezi iki kanin ortasındaki bir noktadır. Kanin-kanin arasındaki bölge bu merkez etrafındaki dönme esnasında film üzerine kaydedilir. Merkezi ışın sağ kanin bölgesine ulaştığında üçüncü rotasyon merkezine geçilir. Bu rotasyon merkezinde de sağ kaninden, sağ temporomandibular eklemin üst tarafına kadar olan kısmın görüntüsü elde edilir(5).

2.1.5. Panoramik Radyografide Görüntü Oluşumu

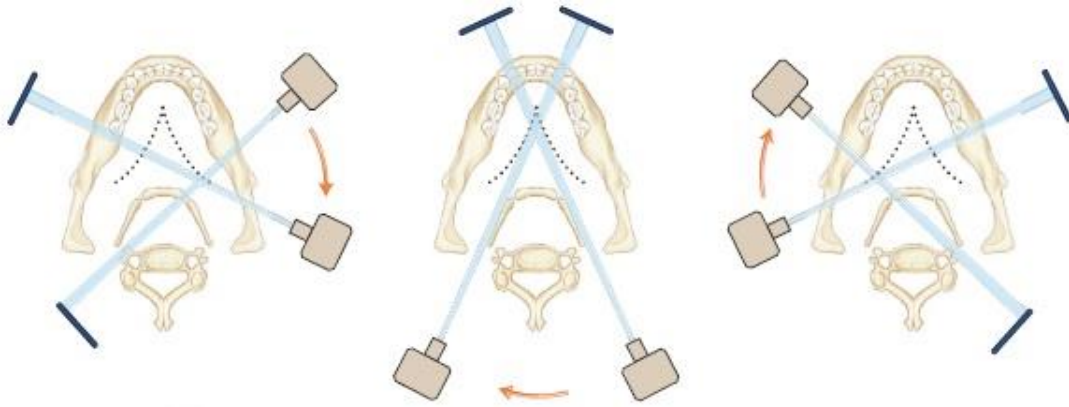
Paatero ve Numata birbirlerinden bağımsız olarak ilk defa panoramik radyografinin temel prensiplerini tariflemişlerdir(22). Panoramik röntgen cihazlarının çalışması ve görüntü eldesi 'tomografi' prensibine dayanmaktadır. Tomografide, ışın kaynağı, obje ve film üçlüsünden biri sabit tutulup diğer ikisi eşit hızla, fakat ters yönde hareket ederek görüntü alma işlemini gerçekleştirirler(5).

Günümüzdeki panoramik radyografi cihazlarında görüntü eldesi sırasında X ışın kaynağı, hasta ve imaj reseptörünün ilişkisi şematik olarak Fig 2.3' te gösterilmiştir(22)



Figür 2.3 : Panoramik radyografi cihazlarında görüntü elde edilmesi sırasında X ışını kaynağı, hasta ve imaj reseptörünün ilişkisinin şematize edilmiş hali gösterilmektedir. X ışın kaynağından dar bir yarık şeklinde çıkan X ışınları, reseptörde kendileri için bulunan yine yarık şeklindeki bir boşluktan geçerek reseptöre ulaşır. X ışını kaynağının hareketiyle beraber, reseptör de farklı görüntüleri kaydetmek için farklı yönde dönüş yapar

Rotasyonel panoramik röntgen cihazlarında hasta sabittir ve X ışın kaynağı ve imaj reseptörü C-kollu mekanizmayla birbirine bağlı olarak hasta başı etrafında hareketlidir. C-kollu mekanizma hasta başı etrafında dönerken X ışın kaynağı ve imaj reseptörünün bulunduğu taşıyıcı aynı yönde dönme hareketi yapar (Fig. 2.4). Kaset taşıyıcının (imaj reseptörünün) içindeki film ise tüp ile ters yönde döner. Hastanın görüntülenebilmesi için imaj reseptörünün dönüş hızı yarık şekilli X ışını ile eşleşecek şekilde ayarlanmıştır(21, 22) .



Figür 2.4 : X ışını kaynağının hareketiyle senkronize ve karşılıklı olarak imaj reseptörü de dönüş yapar. Değişken rotasyon merkezi etrafındaki her bir rotasyonda, farklı bölgelerin görüntü oluşumu için, reseptörün belirli bölgeleri X ışına maruz kalır. Bu devamlılık reseptör bölgesi ile X ışınını eşleştirecek bir dönme hızı ayarlaması sayesinde gerçekleştirilir.

Panoramik röntgen cihazlarında, ilk kolimasyonda üretilen X ışını dar bir yarık şeklinde sınırlandırılırken, obje ile film (imaj reseptörü) arasında bulunan ikincil bir kolimasyonla objeden yansıyan skatter radyasyonun önüne geçilerek daha net bir görüntü oluşumu sağlanır(22).

Hastanın sabit pozisyonlandırıldığı sistemlerde, ışın kaynağı ve film (önünde bulunan sekonder kolimasyon ile) hasta merkezli bir daire etrafında senkronize olarak döner. Film aynı zamanda kendi eksenini etrafında döner. Bunun sonucu olarak obje üzerindeki bölgelerin görüntüsü film üzerine düşürülür. Rotasyon merkezi ile imaj reseptörü arasında kalan bölgedeki objelerin görüntüsü filmde net olarak izlenir. Ayrıca bu bölgedeki objelerin görüntüleri ile gerçekte buldukları pozisyon arasında herhangi bir farklılık yoktur. Işın kaynağı- reseptör mesafesi sabitken, bu bölgedeki objeler ile reseptör arasındaki mesafe tüm objeler için sabit kabul edilir ve tüm yapılar aynı miktarda magnifiye olur. Rotasyon merkezi ile X ışını kaynağı arasında bulunan objeler ise, reseptörle ters yönde hareket ederler ve gölgeleri reseptöre tersine dönmüş şekilde yansır. Bu objeler X ışın kaynağına yakın oldukları için görüntüleri aşırı derecede magnifiye olmuş olarak izlenir. Bu özellikler, dişler ve onları çevreleyen kemik yapının en iyi şekilde görüntülenmesini sağlayan ‘focal trough’ kavramını oluşturur.

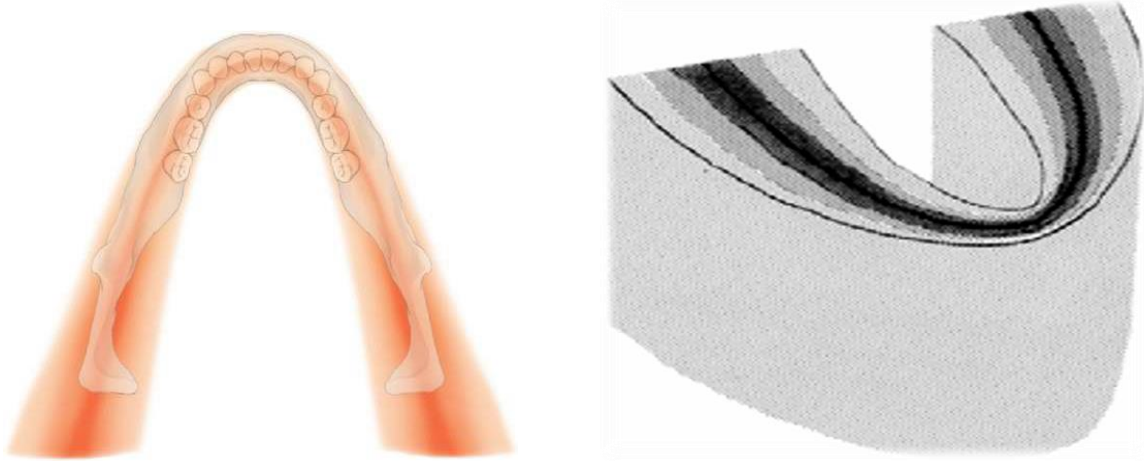
Görüntü oluşum prensipleri, kullanılan dedektör şekline göre değişiklik göstermez. Konvansiyonel radyografi yerine Charge-Couple Device (CCD) sensörler de kullanılabilir. Böylelikle görüntü oluşumu konvansiyonel yöntemlerle değil de CCD dizileri aracılığıyla oluşturulur. İmaj reseptörü olarak konvansiyonel radyografi, Photostimulable Phosphor Plate (PSP) veya CCD dizilimi kullanıldığında geometrik distorsiyonlar; magnifikasyon ya da elongasyon; hayalet görüntülerin oluşumu, servikal vertebraların orta hatta superpozisyonları, dişlerin üstüste binmesi ya da hasta pozisyonlandırılmasına bağlı olarak sağ-sol farklılıklarının oluşması açısından herhangi bir farklılık izlenmez(22).

2.1.6. Focal Trough

Focal Trough kavramı tanımlanacak olursa içinde bulunan yapıların görüntüsünün final görüntüsünde çok düzgün izlendiği 3 boyutlu eğimli bir alan ya da 'imaj tabakası' olarak tanımlanır (Fig. 2.5)(1). Bazı otörler tarafından 'focal trough', 'kabul edilebilir detaya sahip düzlem' olarak tanımlanmaktadır(3). Panoramik radyografya görünen yapılar Focal Trough içinde konumlu anatomik oluşumlardır. Focal trough içerisinde orta hatta bulunan imajların görüntüsü daha nettir, orta hattan uzaklaştıkça azalan görüntü netliği mevcuttur. Focal trough dışındaki cisimler bulanık, magnifiye olmuş, boyutsal olarak küçülmüş ya da büyümüş görüntü verecek şekilde distorsiyona uğramış görünürler. Focal trough şekli ve boyutları kullanılan ekipmanın markasına göre veya görüntüleme protokolünün seçimine göre değişiklik gösterebilir. Focal trough şekli ve genişliği reseptör ve X-ışın kaynağının izlediği yola ve hızına, X-ışının ve kolimatör çapının ayarlanmasına göre değişiklik gösterir. Focal trough lokalizasyonu, panoramik radyograf ekipmanının yoğun kullanımıyla beraber değişiklik gösterebilir. Suboptimal görüntü oluşumu izlendiğinde yeni bir kalibrasyon gerekli olabilir.

Bazı panoramik röntgen cihazlarında 'focal trough' şekli hastanın maksillo-mandibular anatomisine göre veya özellikle iyi görüntü elde edilmek istenilen bir sahanın varlığına göre uygun şekilde ayarlanabilir. Bu ayarlama rotasyon merkezinin şeklini ayarlama prensibiyle çalışır ve çocuk hastalarda, kolay pozisyonlandırılmayan hastalarda veya özel bir bölgenin incelenmek istediği hastalarda optimum görüntü kalitesinin elde edilmesini sağlar. Örneğin çocuk hastalarda 'focal trough' modifikasyonları yapılarak X

ışını kaynağı-reseptörün rutin hareketi sınırlandırılır. Rotasyon arkının kısılmasıyla hasta radyasyon dozu da azaltılmış olur. Bazı panoramik cihazlarında ise X ışının projeksiyon açısı değiştirilerek komşu dişlerin birbiriyle üst üste binmesi ve karşıt arktaki yapıların süperpozisyonu, az da olsa engellenmiş olur (22) .



Figür 2.5: Focal Trough

2.1.7. İmaj Distorsiyonu

Panoramik görüntülerde mutlaka boyut ve şekil distorsiyonuna rastlanılır. Bu distorsiyonlar panoramik radyograflar üzerinden yapılan doğrusal ve açısal ölçümlerin güvenilirliğini azaltmaktadır. Panoramik radyografide imaj distorsiyonu bir çok faktörden etkilenir; X ışını açısı , X ışını kaynağı-obje mesafesi, rotasyon merkezinin yolu ve objenin focal trough içinde yerleşimi bu faktörlerden bir kaçıdır. Bu parametreler her panoramik cihazı içinde veya aynı cihaz ve aynı olmak üzere görüntülenen yapının bölgeleri arasında farklılık gösterebilir. Bu farklılıklar üzerinde hastanın anatomisi ve hastanın sistem içinde pozisyonlandırılmasının büyük önemi vardır. Bütün bu faktörler, daha önceden ayarlanmış magnifikasyon oranlarının panoramik radyografi üzerinde yapılan ölçümlere uygulanması ile güvenli ölçümler yapılabilmesini imkansız hale getirir.

Horizontal magnifikasyon focal trough içindeki objenin pozisyonu bağıdır. Horizontal distorsiyonun önemi objenin focal trough merkezine uzaklığı ile ilişkili olup hasta pozisyonuna bağımlı olarak değişebilir(22).

Aynı prensip hasta başını sagittal planda rotasyona uğrattıkça da geçerli olur. Bu rotasyon sonucunda hastanın başını çevirdiğı tarafta bulunan posterior yapıların horizontal boyutlarında magnifikasyon olur. Bu durum posterior yapının rotasyon sonucunda imaj reseptöründen uzaklaşması ile açıklanabilir. Rotasyon yapılan yönün tersinde bulunan posterior yapılar ise imaj reseptörüne yaklaşacağı için horizontal boyutlarında azalma olacaktır. Böylelikle sonuç görüntüsünde karşıt mandibula görüntülerinde horizontal olarak boyut farkı oluşacaktır. Bir taraftaki tüm yapılar horizontal olarak boyut artışına uğradığında premolar dişler arasında süperpozisyon artarken, karşıt tarafta ise tam tersi bir durum söz konusu olur. Bu horizontal boyut değişikliği konjenital veya gelişimsel fasiyal asimetri ile karıştırılmamalıdır.

Horizontal distorsiyon miktarı çenelerin ön ve arka kısımlarında değişkenlik gösterir. Çenenin ön bölgelerinde horizontal magnifikasyon, çeneler focal trough merkezinden uzaklaştıkça önemli bir şekilde artış gösterirken, çenelerin arka bölgelerinde bu magnifikasyon oranı ön bölgelere nazaran azalmaktadır. Ön ve arka bölgeye yerleştirilen boyutsal olarak aynı olan 2 ayrı cismin magnifikasyon oranları farklı olabilir. Bu yüzden panoramik radyograflarda yapılan horizontal ölçümler güvenilir kabul edilemez. Özellikle anterior bölgede kist ilerlemesi gibi boyutsal değişim takibi gerekli olan vakalarda özel bir dikkat gereklidir. Uygunsuz hasta pozisyonlandırılması sebebiye kist gerçeğinden çok daha büyük (genişleme) ya da daha küçük (iyileşme) görüntülenebilir. Bu ihtimalleri ortadan kaldırmak için değerlendirilebilecek en önemli unsur hastanın dental arklarının focal trough içine yerleştirilmesidir.

Vertikal magnifikasyon ise diğer konvansiyonel radyografilerde olduğu gibi X ışını kaynağı-obje arasındaki mesafe ile ilişkilidir. Bazı panoramik röntgen cihazlarında bu mesafe ekspoz süresi boyunca korunmuştur ve buna bağılı olarak vertikal magnifikasyonun görüntünün farklı bölgelerindeki oranı sabit kalmaktadır. Bu yüzden yapılar arasındaki ilişkinin panoramik radyografi ile değerlendirilmesi gerçekçi değildir.

Panoramik radyografide kullanılan X ışını az da olsa açılıdır. Bu açılanmanın bir sonucu olarak, X ışın kaynağına yakın olan yapıların final radyografteki görüntüsü, ışın kaynağına daha yakın olan cisimlere göre gerçeğinden daha yukarıda izlenmektedir. Bu nedenle anatomik yapılar arasındaki vertikal komşulukları değerlendirmek adına panoramik radyografi doğru sonuçlar vermeyebilir(22) .

2.1.8. Panoramik Radyografide Oluşan Görüntüler

Panoramik radyografinin rotasyonel çalışma prensibinden dolayı bazı anatomik oluşumlar X ışını ile birden çok kez kesişir. Lokalizasyonlarına bağlı olarak objeler 3 değişik şekilde görüntü verebilirler. Bu görüntüler;

1. *Gerçek imajlar*: Rotasyon merkezi ile reseptör arasında yer alan objelerin görüntüsüdür. Belirtilen bu aralıkta bulunan objelerden ‘focal trough’ içinde yer alan objeler keskin ve net görüntüler verirken ‘focal trough’ dışında yer alanlar ise daha bulanık izlenirler.
2. *Çift imajlar*: Rotasyon merkezinin arkasında yer alan ve X ışını ile 2 kere kesişen objelerin görüntüsü çift imaj şeklinde oluşur. Bu alanda hyoid kemik, epiglottis, servikal vertebralar bulunur. Final radyografide çift tarafta ve iki parça olarak görünürler.
3. *Hayalet imajlar*: Görüntüleme sırasında X ışını kaynağı ve rotasyon merkezi arasında objeler yer alır. Bu objeler final radyografte hayalet görüntü verirler. Hayalet görüntüler objenin gerçek lokalizasyonun karşıt tarafında ve X ışını açısından dolayı daha yukarıda görüntü verirler. X ışını kaynağına yakın ve fokal düzlem dışında yer alan objelerin hayalet imajı bulanık ve fark edilir derecede büyümüş olarak izlenir(22).

2.1.9. Hasta Pozisyonlandırılması ve Başın Ayarlanması

Diagnostik açıdan başarılı bir panoramik radyograf elde etmek için, hastanın dikkatlice hazırlanması ve başın düzgün şekilde ‘focal trough’ içerisine yerleştirilmesi gereklidir. Dental protezler, küpeler, kolyeler, tokalar ve baş boyun bölgesinde bulunan diğer tüm metal objelerin çıkarılması gerekmektedir. Işınlama sürecini hastaya daha önceden tarif etmek veya göstermek, hastanın çekim sürecinde istenildiği gibi kalmasına yardımcı olacak bir yöntem olabilir. Bu demonstrasyon özellikle endişeli çocuklarda işe yarayacak bir yöntem olabilir. Çocuklar gibi diğer hastalar da tüp hareketi boyunca tüpü gözleriyle takip etmemeleri konusunda uyarılmalıdırlar.

Hasta başının radyografi tekniği sırasında antero-posterior konumlandırılması klasik olarak maksillar ve mandibular kesici dişlerin insizal kenarlarının, cihaz üzerinde bulunan ısırma bloğu içerisindeki çentiğe konumlandırılması ile sağlanır. Hastalar bu protruziv hareket sırasında alt çenelerini her hangi bir yöne kaydırmamaları konusunda uyarılmalıdır. Hastanın orta hat düzlemi (midsagittal düzlem) ‘focal trough’ içerisinde ortalanarak konumlandırılmalıdır. Bir çok panoramik cihazı baş ayarlamasını kolaylaştırmak için focal trough içerisinde hastanın midsagittal düzlemini, Frankfurt düzlemini, ve anteroposterior pozisyonu için ayarlanmış laser referans ışık içerir (Fig. 2.6).

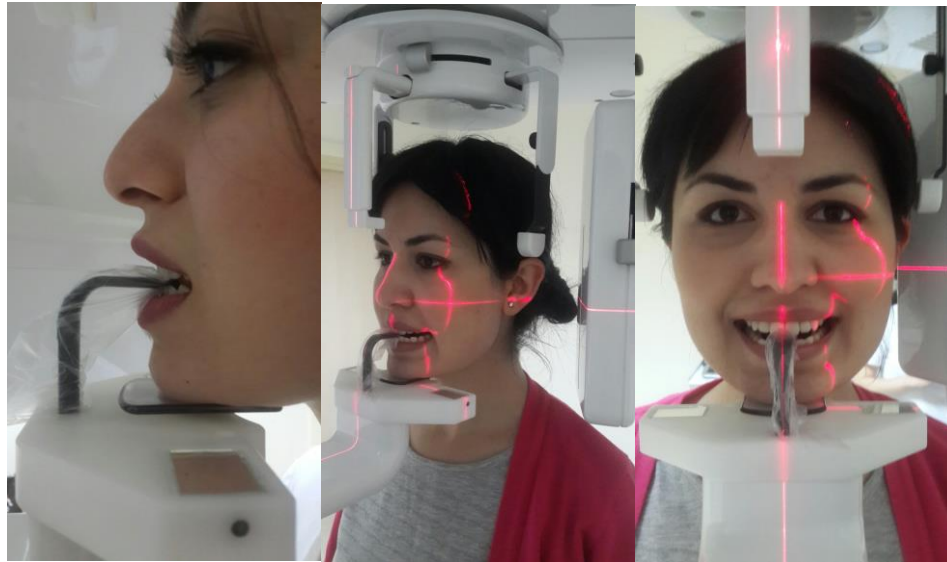


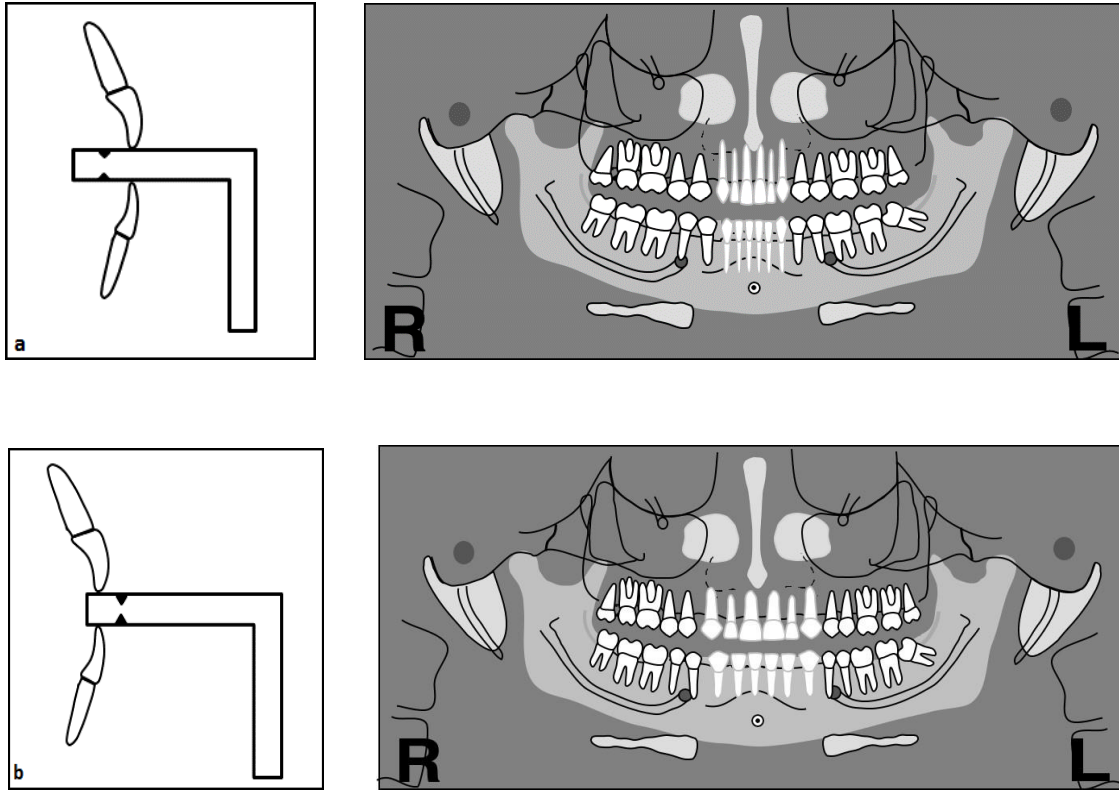
Fig 2.6: Panoramik radyografi çekimi için hastanın baş pozisyonlandırılması

Hastanın posterior veya anterior yöne doğru yerleşimi, görüntüde boyutsal sapmalara sebep olur. Daha çok posteriora yerleştirildiğinde anterior bölgedeki yapıların mesiodistal boyutlarında artma olur ve ‘şişman diş’ modeli oluşur. Tam tersi söz konusu olup da daha çok anteriora yerleştirildiğinde anterior dişlerin mesiodistal boyutlarında azalma olur ve ‘ince-zayıf diş’ modeli ortaya çıkar (Fig. 2.7). Hastanın midsagittal düzlemindeki rotasyonel pozisyonlandırılma hataları sonucu, sağ ve sol yarılarda boyutsal farklılıklar meydana gelebilir.

Orta hat pozisyonlandırılmasının yanlış uygulandığı pozisyonlar, posterior bölgelerin horizontal düzlemde distorsiyonu ile sonuçlanır. Özellikle premolar bölgesinde aşırı diş süperpozisyonları oluşur, diagnostik olmayan, kabul edilemez panoramik görüntüler oluşur. Horizontal distorsiyon derecesini değerlendirmek için basit bir metot olarak mandibular 1. molar dişlerin mesio-distal boyutları çift taraflı olarak karşılaştırılabilir. Bu değerlendirmeye göre boyutsal olarak daha küçük olan tarafın reseptöre daha yakın olduğu, daha büyük olan tarafın ise X ışını kaynağına daha yakın olduğu kabul edilebilir.

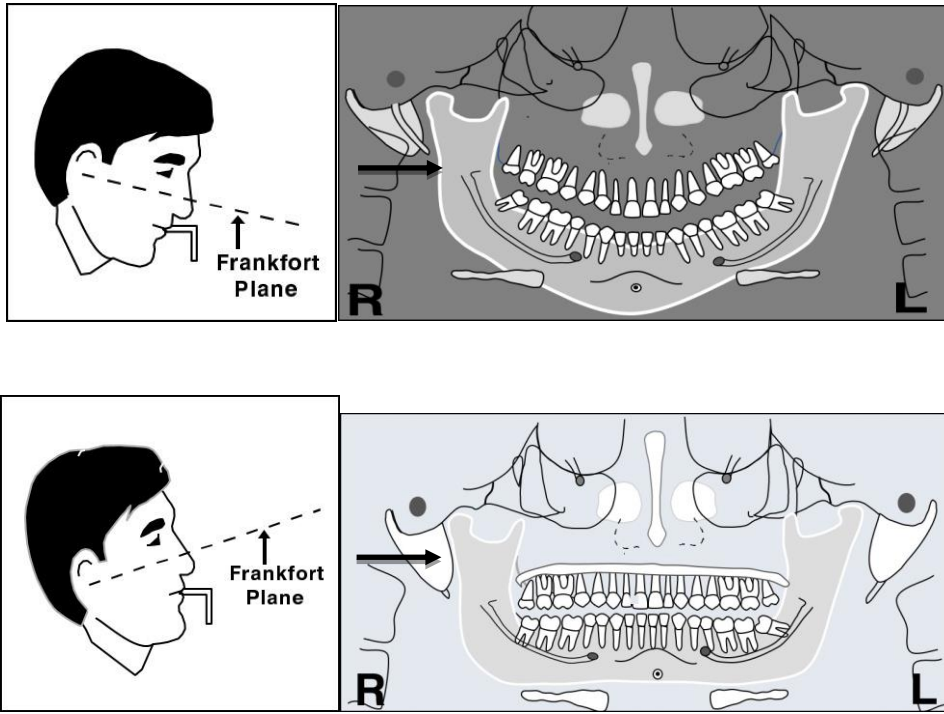
Olası distorsiyonlardan kaçınmak için hastanın çenesi ve okluzal düzleminin düzgün ayarlanması gereklidir. Okluzal plan öne doğru ve horizontal düzlemle 20 – 30 derece aşağı eğimli olacak şekilde konumlandırılır. Çene pozisyonlandırılmasında genel kural, hastanın tragusu ile göz lateral diş sınırı arasındaki çizginin yere paralel olmasıdır. Çene ucu çok yukarı kaldırılırsa, radyografda okluzal düzlem çok düz veya normale göre yön değiştirmiş olarak izlenir ve mandibulanın görüntüsü distorsiyona uğrar. Aynı zamanda sert damağın radyopak olarak izlenen hayalet görüntüsü maksillar dişlerin köklerine süperpoze olur. Tam tersi olarak çene ucu çok fazla aşağı eğilirse dişlerin birbirlerinin üzerine süperpozisyonlarında artış olur, mandibular simfiz bölgesi radyografide kesintiye uğrayabilir ve her iki mandibular kondil radyografinin üst sınırına yaklaşır veya görüntüden çıkar (Fig. 2.8). Hastalar pozisyonlandırılırken sırt ve omurganın olabildiğince dik olması ve boynun gergin bir şekilde olması istenir. Hastanın oturduğu sistemlerde hastaların ayaklarını koyabileceği bir destekleyici olması ve dik pozisyonlarını korumak amacıyla hastanın arkasını destekleyecek bir minder olması tercih edilir. Bu

ekipmanlar omurganın dik ve gergin olmasına yardım ederek vertebraların gölge görüntüsünün radyograf üzerinde artefakt oluşturması engellenmiş olur.



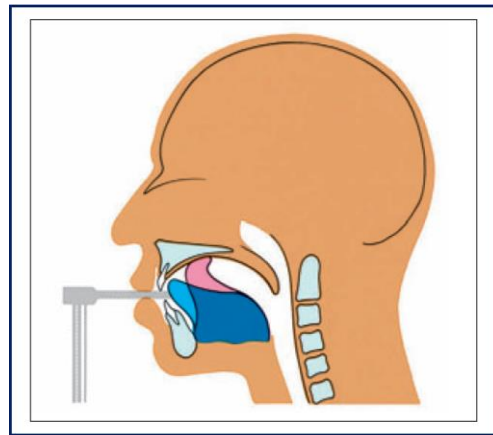
Figür 2.7: Hasta başının, anterior ve posteriorda konumlandırılması ve ortaya çıkabilecek görüntülerin şematizasyonu

Hastanın boynunu gerdirmesini sağlamak için, servikal traksiyon yapılırken kullanılan bir teknik olarak, mastoid proseslerinden yukarıya doğru kuvvet uygulamak yardımcı olacaktır. Hastanın başının ve boynunun kendine bırakmış olarak pozisyonlandırılması sonucu, orta hatta artmış vertebra kütesinin radyografa yansması sonucu geniş bir radyopak artefakt oluşacaktır. Bu gölge mandibular simfiz bölgesi ile çakışacaktır ve radyografin tekrarını gerektirecektir.



Figür 2.8: Hasta başının, aşağıya ve yukarıya eğimlendirilmesi ve ortaya çıkabilecek görüntülerin şematizasyonu

Son olarak hasta panoramik röntgen cihazı içerisinde pozisyonlandırıldıktan sonra hasta, yutkunması ve dilini ağız tavanına yaslaması gerektiği konusunda bilgilendirilmelidir. Dil dorsumunun bu şekilde sert damağa doğru yükseltilmesi, hava boşluğu oluşumu engeller ve maksillar diş köklerinin üzerine süperpoze olup görüntüyü bozmasının önüne geçilmiş olur (Fig. 2.9) (22).



Figür 2.9: Havayolu süperpozisyonunu engellemek için uygun dil pozisyonu

2.1.10. İmaj Reseptörleri

Panoramik görüntüleme de dijital reseptörler artan bir şekilde kullanılmaktadır. Diğer bir seçenek ise film boyutlarında PSP (photostimuable phospor) plak kullanmaktır. Ekspoz sürecinden sonra PSP içerisindeki latent imajın görüntülenmesiyle dijital görüntü elde edilir. Buna alternatif olarak çoğu üreticiler direkt dijital imaj eldesi sağlayan cihazlar geliştirmiştir. Bu cihazlar içinde solid-state dedektör dizisi kullanılmaktadır (CCD veya komplementer metal oksit semikondüktör sensörler). Bu sensör dizileri, elde edilen imajın elektronik sinyal şeklinde bilgisayar sistemine aktarılmasını ve bilgisayar sistemi aracılığıyla görüntülenmesini sağlar. Tüm bu dijital sistemler, kullanıcılara görüntü karakteristiğini değiştirme adına; kontrast ve densite ayarlamalarını yapabileme beyaz/siyah renkleri tersine çevirme, detayları keskinleştirme, renk ayarlamaları imkanı sunmaktadır. Çoğu panoramik cihazı dijital görüntüleri DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında veya standart görüntü formatları olan .tiff (Tagged Image File Format), .jpeg (Joint Photography Experts Group) dışarı aktarıma olanak tanır. DICOM formatı, görüntü verilerinin kullanılması, taşınması, yazdırılması ve aktarılması için kullanılan standart bir formattır. American Dental Association (ADA) DICOM formatının standart olarak kullanılmasını desteklemektedir. Ayrıca panoramik ünitelerinin DICOM formatını kullanmasını önermektedir.

Konvansiyonel film bazlı panoramik radyografide ise güçlendirici (intensifying) ekranlar kullanılır. Güçlendirici ekranlar kullanıldığında standart bir çekim için kullanılan radyasyon dozu önemli derece azalır. Hızlı filmlerle beraber yüksek hızlı (rare earth) ekranların kullanımı bir çok tetkik için endikedir. Bir çok firma, panoramik röntgen cihazlarını güçlendirici (intensifying) ekranları ile beraber sunmaktadır. Kullanılan ekranın tipi (üreticisi ve modeli) her ekrinde siyah harflerle yazılmış olup, radyograf üzerine yansımaktadır. Rare earth ekran – hızlı film kombinasyonu ile uygulanan panoramik radyografilerde hastanın aldığı cilt dozu hemen hemen F-speed intraoral filmle alınan 4 bite-wing radyografıya eşittir.

Tüm panoramik radyografilerde otomatik olarak hastanın sağ ve solunu işaretleyebilecek mekanizmalar olmalıdır. Ayrıca hastanın ismi, cinsiyeti ve yaşı da film üzerinde basılı olarak görülmelidir. Tetkik istemi yapan diş hekiminin ismi de mutlaka röntgen üzerinde belirtilmelidir. Bu demografik bilgiler radyografi üzerindeki önemli

anatomik yapılarla kesişmemelidir. Ayrıca filmi hasta dosyasına sığdırmaya çalışırken kesmekten kaçınılmalıdır. Dijital teknikle elde edilmiş grafilerde böyle bir durum söz konusu değildir (22).

2.1.11. Panoramik Radyografinin Yorumlanması

Herhangi bir radyografiyi yorumlarken imaj dışından gelen tüm ışıklar elimine edilmeli, odanın ışık seviyesi düşürülmeli ve mümkünse sessiz bir odada oturarak yorumlama yapılmalıdır. Bu kriterler bilgisayar ekranındaki bir görüntüyü yorumlarken veya negatoskoptaki konvansiyonel bir filmi yorumlarken de geçerlidir. Bir görüntüyü yorumlamaya başlarken ilk yapılacak iş sistematik bir analiz yapmaktır. Buna anatomik yapıları ve bunların varyasyonlarını değerlendirmekle başlanabilir. Panoramik radyografi diğer intraoral radyografilerden oldukça farklı olup, yorumlanması için dikkatli ve disiplinli bir yaklaşım gerekmektedir. Panoramik radyografide, kompleks orta yüz yapılarındaki bir çok anatomik oluşumun birbiri üzerine süperpoze olması, projeksiyon sebebiyle gerçek, çift veya hayalet görüntülerin birbirine karışması sebebiyle tanı zorlaşır. Hasta hareketi, hastanın yanlış pozisyonlandırılması ya da cihaz kaynaklı artefaktlar ile hastanın alışılmışın dışında anatomisi mutlaka tanımlanmalı ve anlaşılmalıdır. Herhangi bir anatomik yapının yokluğu görüntüdeki en önemli bulgudur. Önemli anatomik yapıların görünümünün tanımlanması yorumlamada esastır.

Radyolojide herhangi bir konvansiyonel grafi yorumlanırken unutulmamalıdır ki, üç boyutlu yapılar iki boyutlu olarak değerlendirilir ve hastanın anatomik bölgeleri değerlendiren kişinin tam tersi tarafında belirir. Panoramik radyografide değerlendirilen görüntü, posteriora sagittal düzlemde oluşurken, anteriorda koronal düzlemde oluşur. Panoramik radyografi değerlendirilmesi yapılırken anatomik yapılar belirli bir algoritmaya göre taranır. Bu sisteme göre incelenecek bölgeler şu başlıkta yorumlanabilir;

2.1.11.1. Dentisyon

Panoramik radyografinin en önemli avantajı tüm dentisyonu gösterebilmesidir. Nadir bir durum olarak hastanın yanlış pozisyonlandırılması ya da ektopik bir dişin 'focal trough' dışında yer alması dışında dişler genellikle panoramik radyografi üzerinde izlenir.

Böylelikle yorumlama tüm sürmüş dişleri ve sürmekte olan dişleri içermelidir. Dişler; sayı, pozisyon ve anatomik olarak karşılaşılabilecek anormalliklere karşı izlenilmelidir. Geçirilmiş endodontik tedaviler, kron veya diğer sabit restorasyonlar mutlaka gözden geçirilmelidir. Aşırı genişlemiş veya daralmış ön dişlerin, hastanın ‘focal trough’ içerisinde yanlış pozisyonlandırılmasına bağlı olmuş olabileceği unutulmamalıdır. Aynı şekilde bir taraftaki dişlerin daha geniş görülmesinin de hastanın sagittal planda rotasyon yaptığını düşündürmelidir. Büyük çürükler, periapikal ve periodontal hastalıklar aşikar bir şekilde izlenir. Buna rağmen panoramik radyografların çözünürlüğü intraoral radyografilerden çok daha düşüktür ve ince problemlerin görüntülenebilmesi için ek intraoral radyografi metodlarına ihtiyaç duyulabilir. Örneğin; premolar dişlerin arayüzleri daima süperpoze olur ve çürük değerlendirmesi yapılamayabilir.

Özellikle gömülü 3.molar dişlerin değerlendirilmesi önemlidir. Molarları değerlendirirken; kök sayıları ve konfigürasyonları, diş komponentlerinin önemli anatomik yapılarla; mandibular kanal, maksillar sinüs tabanı ya da yan duvarları, tuber maksilla veya komşu diş gibi; ilişkisi, perikoronar veya periradiküler kemik değerlendirilmesi dikkatlice yapılmalıdır. Panoramik radyografinin 2 boyutlu yapısından dolayı bazı vakalarda KIBT ile ek görüntülemeye ihtiyaç duyulabilir. KIBT aracılığı ile 3.molar dişlerin köklerin anatomik yapılarla olan ilişkisi kesin olarak belirlenebilir.

2.1.11.2. Orta Yüz Bölgesi

Orta yüz bölgesi panoramik radyografide; kemik, hava boşlukları ve yumuşak dokuları içeren karışık bir yapı olarak izlenir. Panoramik radyografide orta yüz bölgesinde izlenen kemik yapılar temporal, zigoma, frontal, sfenoid, etmoid, vomer, nasal, palatinal kemikler ve maksilladır.

Sistematik bir değerlendirme için maksilla şu major kompartmanlara ayrılabilir;

- Maksillanın posterior sınırını ve alveolar kretini de içeren kortikal sınırı
- Pterigomaksillar fissür
- Maksillar sinüs

- Zigomatik kompleks; orbitanın yan ve alt sınırlarını, zigomatik prosesi ve zigomatik arkın anteriorunu içine alan kısmı
- Nasal kavite ve konkalar
- Temporomandibular eklem
- Maksillar dentisyon ve destekleyen alveol

Orta yüz bölgesinin değerlendirilmesinde maksillar kortikal sınırın değerlendirilmesi iyi bir yöntemdir. Maksillanın posterior sınırı pterigomaksillar fissürün üst segmentinden tüber maksillaya kadar, oradan da karşıt taraf aynı anatomik yapılarla doğru uzanır. Pterigomaksillar fissürün arka sınırı sfenoid kemiğin pterigoid çıkıntısıdır (pterigoid plakaların anterior sınırı). Nadiren sfenoid sinüs bu yapı içine kadar uzanabilir. Pterigomaksillar fissürün panoramik radyografide kendine has tersine dönmüş gözyaşı damlası görünümü vardır. Bu alanı tanımlamak; maksillar sinüs içerisinde bulunan mukosel ya da karsinomaların maksillar sinüs arka sınırını yok etmesiyle beraber bu yapının ön duvar bütünlüğünü bozması açısından önemlidir. Ayrıca maksillanın Le fort kırıkları pterigoid plakları içerdiğinden, panoramik radyografide pterigomaksillar fissür bütünlüğünün bozulmasıyla teşhis edilebilir.

Maksillar sinüsler genellikle panoramik radyografide düzgün bir şekilde izlenirler. Klinisyenler maksillar sinüsün tüm sınırlarını tanımlamalı, kortikal kemikle çevrili olup olmadığını gözlemlemeli, kabaca simetrisini değerlendirmeli ve radyografik densitelerini yorumlamalıdır. Sınırlar mutlaka izlenmeli ve devamlılığı olmalıdır. Sağ ve sol maksillar sinüsün anomali açısından birbiriyle karşılaştırılması önemlidir. Her iki maksillar sinüs karşılaştırıldığında unutulmamalıdır ki, patolojik bir sebep olmadan şekilleri, boyutları ve septa sayıları farklı olabilir. Maksillar sinüsün posterior bölümleri zigomannın süperpozisyonundan dolayı daha radyopak izlenir. Her sinüs, mukus retansiyon kisti, mukozal kalınlaşmalar ve diğer sinüs anomalilerine karşı değerlendirilmelidir.

Zigomatik kompleks, başka bir deyişle orta yüzün dayanak noktası, frontal, zigomatik ve maksillar kemiğin bulunduğu karışık anatomiye sahip bir bölgedir. Bu bölge, yan ve alt orbita duvarlarını, maksillanın zigomatik prosesini ve zigomatik arkı içerir. Maksillanın zigomatik prosesi maksillar 1. ve 2.molar hizasından yükselir. Maksillar sinüs

hava boşlukları; maksillar zigomatik prostele zigomatikomaksillar stura kadar devam edebilir. Zigomatik arkın alt sınırı, maksillanın zigomatik prosesinin alt sınırından posteriora doğru temporal kemiğin artiküler tüberkül ve glenoid fossasına uzanım gösterir. Orbita lateral sınırından antero-superior eğim gösteren üst sınırına da ayrıca dikkat edilmelidir. Zigomatikotemporal sütur ise zigomatik arkın ortasında uzanım gösterir ve radyografta görülebildiği durumlarda kırığı taklit edebileceğinden dikkat edilmelidir. Nadiren mastoid hava hücreleri zigomatikotemporal sturu, glenoid fossayı da içeren pnmatizasyonlar gösterebilir. Bu durumda, bu anatomik yapılar anatomik bir değişkenlik olarak multiloküler, 'sabun köpüğü' görünümü verebilir.

Nasal fossa bölgesinde ise nasal septum, inferior konka ve buraları kaplayan mukoza izlenebilir. n bölgede, nasal fossanın lateral ve anterior erevesi radyoopak olarak izlenebilir. Anterior nasal spina ve insisiv foramen de bu bölgede izlenebilir. Nasal kavite tabanı ve sert damak, yatay uzanımlı radyoopak hat olarak izlenir ve maksillar sinüs üzerine posteriorda süperpoze olup genellikle çift radyoopak hat olarak radyografta izlenir.

2.1.10.3. Mandibula

Mandibula üzerinde çalışılırken bu eğimli kemik şu şekilde ana komponentlerine ayrılabilir;

- Kondiler proses ve TME
- Koronoid proses
- Ramus
- Mandibular gövde ve angulus
- Anterior sekans
- Mandibular dentisyon ve destekleyen alveolar yapı

Klinisyenlerin dişli bölgeler haricinde kemiğin tüm bölümlerinde kortikal kemik sınırını izliyor olabilmeleri gereklidir. Bu sınır düzgün, kesintisiz ve karşılaştırılabilir bölgelerde simetrik kalınlığa sahip olması gereklidir. Mandibulanın trabekülasyonu n bölgelerde çok olmaya meyilliysen posteriora gidildikçe kemik ilik komponentinde artış ve

daha büyük odalar ile daha az trabekülasyon izlenir. Bu trabekülasyon özelliklerinin simetrik olması önemlidir.

Mandibular kondil genellikle kapalı pozisyonuna göre çok az antero-inferior pozisyonlu olarak izlenir. Bunun sebebi de hastanın çenesinin ‘focal trough’ içerisine konumlandırılırken açmaya ve protruziv harekete zorlanmasıdır. Bu pozisyonda temporomandibular eklemden; kondiler proses ve glenoid fossa major anatomik değişiklikler açısından değerlendirilebilirken, artiküler disk, posterior ligament gibi yumuşak dokular ise değerlendirilemez. Temporal kemiğin bir bölümü olan glenoid fossa, mastoid hava hücreleri tarafından pnömotize edilebilir ve bu görüntü artiküler eminente ve glenoid fossa tavanında multiloküler radyolüseni olarak normal anatomik bir varyasyon olabilir. TME için daha kesin bir kemiksel değerlendirme isteniyorsa KIBT ve medikal BT tercih edilmelidir. Manyetik Rezonans görüntüleme ise disk ve perikondiler yumuşak dokuların değerlendirilmesi için bir seçenektir.

Mandibular ramus bölgesine süperpoze olan yapılardan bahsedilecek olursa, bu yapılar şu şekilde sıralanabilir;

- Faringeal havayolu süperpozisyonu (özellikle hastanın çekim boyunca dilini damağına yerleştiremediği durumlarda izlenir.)
- Nasofarenks arka duvarı
- Servikal vertebralar
- Kulak kepçesi ve iç yapısı
- Nasal kartilaj ve iç yapısı
- Yumuşak damak ve uvula
- Dil dorsumu ve iç yapısı
- Karşıt mandibulanın hayalet görüntüsü ve metalik takıların görüntüsü

İnceleme mandibular angulustan itibaren simfiz bölgesine doğru devam etmelidir. Mandibulada görülen herhangi bir kırık, mandibulanın alt sınırında kesinti ve oklüzal düzlemde, dişli bölgede keskin bir değişikliğe sebep olacaktır.

Mandibular kemiği çevreleyen kortikal kemiğin mandibula alt kenarında yetişkinlerde en az 3 mm olması ve devamlılığı beklenir. Bu kemik bazı bölgelerde lokal

olarak incelme gösterebilir. Kist benzeri herhangi bir ekspansil lezyon buna sebep olabileceği gibi, sistemik hastalık olarak hiperparatiroidizm ve osteoporozde de bu durum ortaya çıkabilir. Mandibulanın her iki tarafı da simetrik olarak değişiklikler açısından değerlendirilmelidir. Görüntüde oluşabilecek asimetri yetersiz hasta pozisyonlandırılmasından kaynaklı olabileceği gibi hemifasiyal hiper/hipoplazilerden de kaynaklı olabilir. Hyoid kemik ise mandibulanın alt sınırı üzerine süperpoze olabilir.

Mandibular trabekülasyon özellikle alveolar prosteşte daha nettir. Mandibular kanal ve mental foraminaller, mandibulanın ramus ve gövde bölgesinde net bir şekilde izlenebilir. Tipik olarak mandibular kanal, uniform bir kalınlıkta uzanırken, bazen mandibular foramenlerden mental foramene hafif bir şekilde sivrileşme gösterebilir. Premolar ve molar bölgede net izlenemeyebilir. Eğer kanalın bir sınırı izlenebiliyorsa, bunun alt sınırı olduğu varsayılır. Mandibular kanal mental foramen ile buluşmak için bir miktar yükselir ve bazı durumlarda mental foramen anterioruna bir kaç milimetre 'loop' yapar. Bu fenomene 'anterior loop' adı verilir. Bu durum özellikle dental implant planlamasından önem kazanmaktadır. Genişlemiş mandibular kanal nöral tümör için bir soru işareti olabilirken, sinirin mandibula içine girdiği bölgedeki az miktarda genişleme ise anatomik olarak görülebilir.

Mandibula mutlaka radyoopasite ve radyolusensiler açısından gözlemlenmelidir. Mandibulanın orta hattı diğer bölgelerine göre, hem trabekül sayısının artması, hem genial tüberküller hem de servikal vertebraların süperpozisyonları sebebiyle daha opak izlenir. Bir çok modern panoramik cihazı ön bölge ışınlama süresince ışınlama faktörlerini artırır. Buna rağmen bir çok radyoopasite izlenmeye devam eder. Genellikle mandibula lingualinde kemik depresyon sahaları vardır. Bu depresyon sahaları submandibular ve sublingual bezler tarafından oluşturulur.

2.1.10.4. Yumuşak Dokular

Panoramik radyograf üzerinde sayısız, opak görünüm veren yumuşak doku yansıması vardır. Bunlara örnek olarak; tüm görüntüyü bir ark halinde sert damak altında kat eden dil, dudak sınırları, her iki tarafta sert damak posteriorundan ramus üzerine uzanım gösteren yumuşak damak görüntüsü, orofarinks ve nasofarinks arka duvarının

görüntüsü, nasal septum, kulaç kepçesi burun ve nasolabial fold verilebilir. Ayrıca epiglot ve tiroid kartilajlar da panoramik radyografi üzerinde görülebilir(5, 22).

2.2. KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

Diş hekimliği klinik uygulamalarının tarihçesi göz önüne alındığında, görüntülemenin tarih boyunca önemli olduğu gözlenmektedir. Görüntüleme tarihçesinde ilk yöntemler olarak intraoral ve ekstraoral projeksiyonlar kullanılmış ve daha sonralarda rotasyonel panoramik radyografi klinik kullanıma kazandırılmıştır. Görüntüleme tekniği farkına bakılmaksızın tüm görüntüleme sistemleri aynı prensip ile çalışmaktadır; X ışının uygulanmasını takiben dokulardan geçmesi, arta kalan X ışını miktarının bir reseptör aracılığıyla, analog veya dijital olması farketmeksizin, algılanması ve görünür hale getirilmesidir(23, 24). Günümüzdeki görüntüleme teknikleri arasında uzaysal çözünürlük kıyaslamasında intraoral radyograflar, dijital veya konvansiyonel olmasına bakılmaksızın, en iyi uzaysal çözünürlüğü sunmaktadır(21). İntraoral radyografik tekniğin dezavantajı ise ışınlanan alanın içindeki dokuların uzaysal ilişkisini tam olarak gösterememesidir. Özellikle bazı vakalarda farklı açılardan bir kaç radyograf alınması gereksinimi doğmaktadır. İntraoral radyografinin klinik diagnostik kapasitesi; ışınlama açısı, ekspoz süresi, reseptör hassasiyeti, anatomik yapıların superpozisyonu gibi bir çok faktörden etkilenmektedir. Panoramik radyografi ise, hasta etrafında senkronize hareket eden X ışını kaynağı ve imaj reseptörünün diş ve çenelerin geniş kapsamlı görüntüsünü elde eden bir teknik olup, intraoral radyografinin sunduğu detaydan yoksundur(21). Panoramik radyolojideki en büyük dezavantaj ise, radyasyon kaynağı, obje ve imaj reseptörü arasındaki mesafeden kaynaklı olarak yaşanan magnifikasyon ve imaj distorsiyonudur. Ayrıca ışınlanan bölgedeki dokuların birbiri üzerine süperpoze olmaları da bir başka dezavantaj olarak kabul edilmiştir. Hem intraoral radyografi tekniği hem de panoramik radyografi tekniği sayılan bu dezavantajlarının yanında, üç boyutlu yapıları iki boyutlu olarak sunarlar, üçüncü boyut hakkında herhangi bir fikir vermezler. Bu nedenden dolayı diş hekimliğinde, üçüncü boyutu görüntüleme ve böylelikle hacimsel görüntüleme ihtiyacı doğmuştur. Görüntüleme sistemlerindeki gelişme ve yeniliklerin bir sonucu olarak KIBT diş hekimliğinde radyolojik kullanıma sunulmuştur.

KIBT, diverjant konik veya piramidal şekilli iyonize radyasyon kaynağı ve hastanın etrafında dönen gantri sistemine bağlı 2 boyutlu dedektörden oluşur. Gantri sistemi, bir tarafta X ışını kaynağı ve diğer tarafta da dedektörün yer aldığı sistemdir. Hasta başı etrafında, rotasyon merkezi bir rotasyon süresince (180° - 360° arasında) yapılan ardışık ışınlamalar sonucunda elde edilen iki boyutlu grafiğin (150 den fazla) bilgisayar sistemi yardımı ile işlenmesiyle volumetrik görüntüler elde edilir. KIBT sistemlerinin, medikal BT'ye oranla dış hekimliğinde oldukça sık kullanılmasının sebepleri ise medikal BT'ye göre hızlı veri elde edilebilmesi, cihazların ulaşılabilir fiyatları, dental kliniklerde kullanılabilirliği ve en önemlisi de hasta dozunun çok daha düşük olmasıdır(21).

2.2.1. Tarihçe

Bilgisayarlı Tomografi (tomografi sözcüğü Yunanca 'tomos' yani kesit, 'graphy' görüntüleme kelimelerinden türemiştir) ilk defa 1972 yılında İngiliz elektrik mühendisi Godfrey Hounsfield ve Güney Afrikalı nükleer fizikçi Allan Cormack tarafından birbirlerinden habersiz biçimde tanıtılmıştır(21). Bu teknolojiye dair ilk teorik düşünce Allan M. Cormack' ait olup, 'Vücut gibi homojen olmayan materyallerden X ışınları geçerken, dokunun tuttuğu X ışını miktarları hesap edilebilir.' fikrini öne sürmüştür ve 1963 ve 1964 yıllarında 'rekonstrüksiyon teknikleri' ile ilgili makaleler yayınlamıştır.

Bilgisayarlı tomografinin prototipi ise Hounsfield tarafından geliştirilmiştir. Konvansiyonel radyografi tekniğinde üç boyutlu vücuttan geçen X ışınlarının iki boyutlu filme resmedildiğini, dokuların görüntülerinin üst üste düştüğünü ve sadece diğerlerinden farklı olan dokuların görülebildiğini gözlemlemiştir. Eğer vücut bir seri küçük küplere bölünebilir ve bunların içindeki x-ışını foton miktarları hesaplanabilirse, bunun sonucunda daha fazla bilgi sağlanabileceğini düşünülmüştür. Hounsfield 1967-1971 yılları arasında süren çalışmaları ile bir organa gelen x ışınlarından, dokunun küçük birimlerinin tuttuğu x-ışını fotonlarını hesap eden ve bu sayısal değerlerle organın matematiksel resmini yapan bir sistem geliştirdi. Hounsfield, laboratuvar çalışmaları belirli aşamaya geldikten sonra, radyolog James Ambrose ile işbirliği yaptı. 1970 yılında ilk tarayıcı prototipini geliştirdi. 1

Ekim 1971 yılında ilk hasta görüntüsü elde edildi. Bu çalışmalar ve yöntem bundan bir sene sonra İngiltere ve Amerika'da tanıtıldı(5).

Her cihazda temel prensip olarak, kesit düzlemindeki her noktanın X ışınını zayıflatma değeri, kesit düzleminin her yönünden geçirilen X ışınları ile elde edilen çok sayıdaki ölçümün bilgisayarlarla işlenmesi ile bulunur. Konvansiyonel radyografilerde ortaya çıkan benzer densiteye sahip dokuların ayırt edilememesi problemi, BT sistemlerinde ekarte edilmiştir. Kesitsel görüntü alındığı için BT sistemlerinde süperpozisyon söz konusu değildir. Bu sistemlerin en basit şekli, bir X ışını kaynağından dedektöre yönlendirilen çok ince kolime edilmiş X ışını demetinden oluşur. Bu cihazlarda kolimasyon, ışınlar hastaya gelmeden önce ve hastayı geçtikten sonra olmak üzere iki bölgede uygulanır. Bu ikili kolimasyon sayesinde saçılma radyasyonun görüntüyü etkilemesi azaltılmış olup, görüntünün geometrik çözünürlüğü arttırılmıştır(5).

İlk üretilen bilgisayarlı tomografi cihazlarında, geçmişten günümüze kadar bir çok değişim olmuştur;

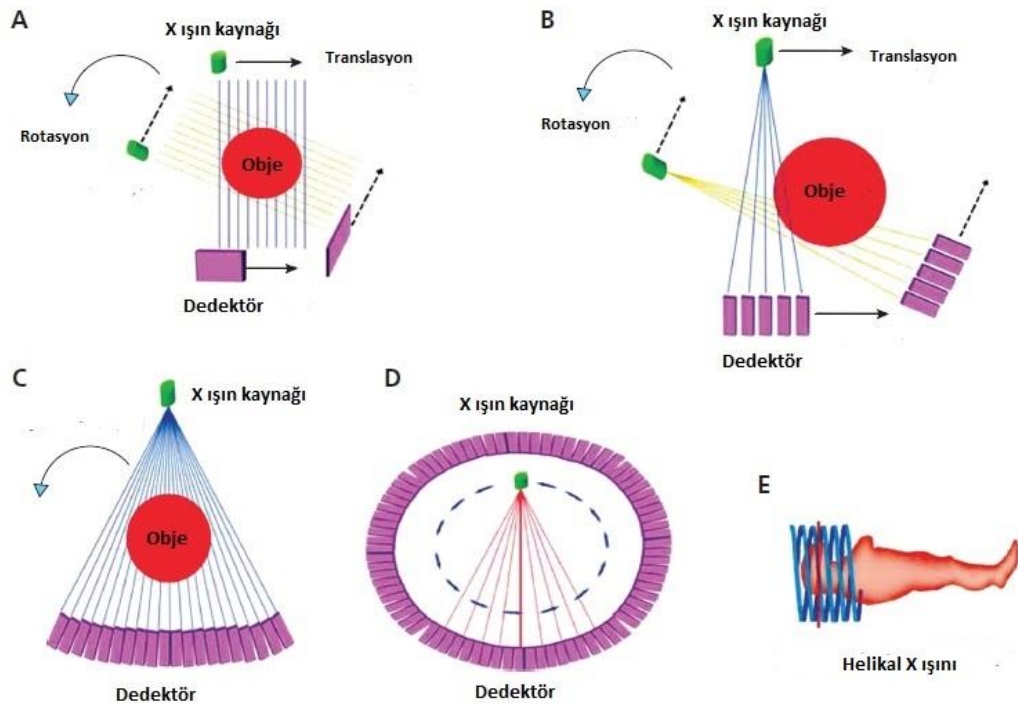
Birinci jenerasyon cihazlar, tek dedektörlü ve açılı tarama yapan cihazlardı. Bu sistemlerde ince ışın demeti 'pencil beam' kullanılmıştır. Bu cihazlarda, birbirine bağlı hareket eden x ışını kaynağı ve dedektörler aksiyal yönde kayarak görüntülenecek alanı ışın demeti ile birbirine paralel çizgiler şeklinde tarayarak görüntü oluşturulurdu.

İkinci jenerasyon cihazlar, dedektör sayısı birden fazla olan ve açılı tarama yapan cihazlardır(5). Bu cihazlarda, yelpaze şeklinde oluşturulan X ışını birden fazla dedektöre yönlendirilerek tarama zamanı azaltılmaya çalışılmıştır(21). Az sayıda dedektörle tarama yapan birinci ve ikinci jenerasyon cihazların günümüzde kullanımı yoktur(5).

Üçüncü jenerasyon cihazlarda, yelpaze şeklinde üretilen X ışını, kendisiyle senkronize ve karşılıklı hareket eden bir dizi dedektöre yönlendirilir.

Dördüncü jenerasyon cihazlarda tüpte rotasyon olurken, dedektörler gantri açıklığı çevresinde bir halka şeklinde aralıksız sabit dedektör zinciri oluştururlar. X ışını yelpaze şeklindedir.

1974-1987 yılları arasında bilgisayarlı tomografi cihazlarındaki X ışını sistemlerinde yüksek voltajlı enerji taşıyan güç kablosu sistemleri kullanıldı. Gantry sistemi, bir kesitteki görüntüyü elde etmek için 360° lik bir dönüş yapar ve bir sonraki kesitte görüntü almak için tam tersi yöne 360° lik bir dönüş daha yapardı. Her kesit arasında gantri sistemi durur ve hasta tablasının kesit aralığına uygun bir şekilde hareket ettirilmesi beklenirdi. 1980 li yılların ortalarında, kullanılan bu enerji sistemi yerini, 'power slip ring' sistemine bıraktı. Bu sistemde elektrik gücü sabit bir istasyondan, üzerinde bulunduğu devamlı rotasyon halinde olan gantri sistemine iletilirdi. Bu yenilik 1989'da helikal BT' nin keşfine önderlik yapmıştır(21). Helikal bilgisayarlı tomografi sistemlerinde inceleme sırasında tüp devamlı dönerken hasta eş zamanlı olarak ve belirli bir hızla gantri içerisine doğru hareket ettirilir. Mekanik, taramalı bilgisayarlı tomografi aygıtları içinde günümüzde en son teknoloji, 'multislice' teknolojisidir. Çok kesitli bilgisayarlı tomografide helikal tomografiye ek olarak tek dedektör halkası yerine yanyana sıralanan dedektör halkaları bir dedektör bloğu oluşturur. Bu dedektör bloklarında halka sayısı 256'ya kadar çıkar. Böylece aygıtın aynı anda taradığı hacim artar. BT' de görüntü kalitesi olabileceği en büyük sınırlara ulaşmıştır. Bu yöntem hacimsel ve kesintisiz bilgi sağlar.



Figür 2.10 : BT sistemlerinde, keşfinden günümüze kadar kullanılan dedektör sistemleri ve cihazların çalışma prensiplerinin şematizasyonları. Birinci jenerasyon (a), İkinci jenerasyon (b), Üçüncü jenerasyon (c), Dördüncü jenerasyon (d) ve helikal BT (e).

Dış hekimliğinde, hacimsel görüntü elde etmek için geçmişten bugüne, stereoskopi, tomografi, tomosentez ve Tuned Aperture Computed Tomography (TACT) gibi bir çok görüntüleme yöntemi kullanımı denenmiştir (25, 26). Bu yöntemlerden sonra BT'nin dış hekimliğinde kullanımı değerlendirilmiştir fakat, tıbbi amaçlı geliştirilmiş bilgisayarlı tomografi sistemlerinin dış hekimliğinde kullanımı, özellikle ilk zamanlarda sınırlı kalmıştır. Bunun en önemli nedenleri, maliyetlerinin yüksek olması, kullanımı için geniş bir alana ihtiyaç duyulması, tarama ve görüntü işleme sırasında geçen sürenin uzun olması, ince dental yapıların görüntülenebilmesi için çözünürlüğün yetersiz olması ve hastaya verilen radyasyon dozunun çok fazla olmasıdır. Dedektör maliyetleri, radyasyon dozu ve veri elde süresi, zamanla BT üreticilerini, yelpaze şeklindeki X ışını yerine konik şekilde ışın geometrisi kullanma yoluna sevk etmiştir. Bu prensip ile üretilen cihazın ilk kullanımı 1982 yılında Mayo Klinik Biyodinamik Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir(21,

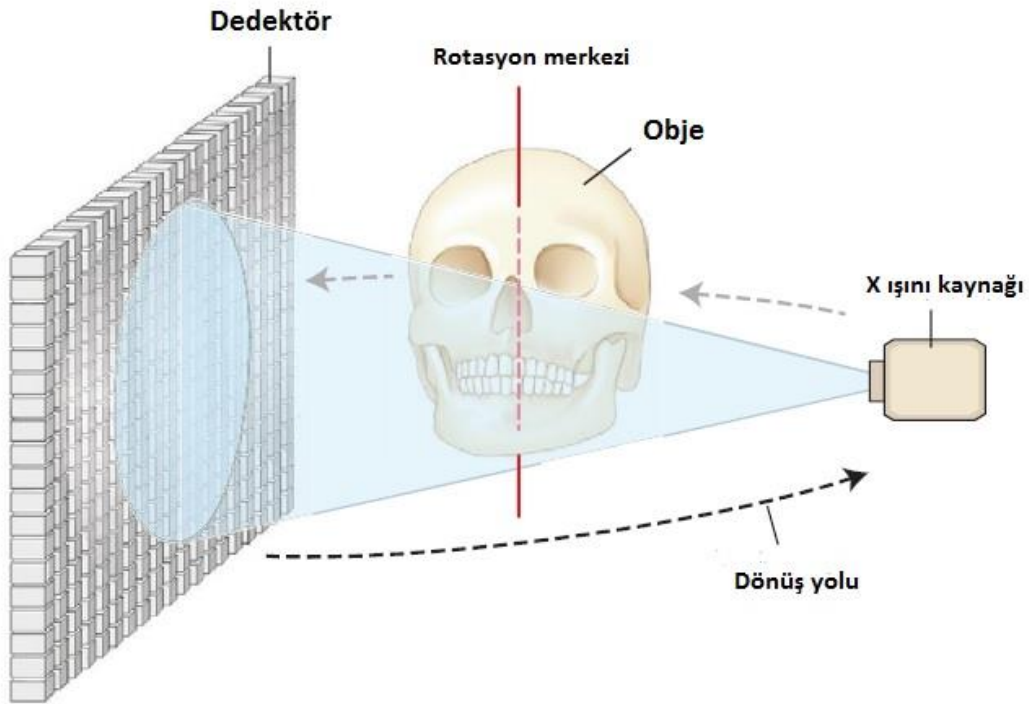
23). KIBT sistemleri esas olarak anjiyografide kullanılmak için geliştirilmiştir (27-34). Daha sonralarında radyoterapi rehberliği (35-38) ve mamaografi (39) amaçlı kullanılmıştır. Bu gelişimden sonra Feldkamp ve arkadaşları, yelpaze şekilli ışın rekonstrüksiyonu yerine konik ışın kaynaklı 2 boyutlu görüntülerin 3 boyutlu rekonstrüksiyonu tanımlamışlardır(40). Bu formül bir çok pratik uygulamada kullanılacak uygun özellikli ve az hata payı içeren uygun sayısal algoritma sunmuştur. Bugünlerde kullanılan KIBT cihazlarında Feldkamp'ın algoritmasının modifiye hali kullanılmaktadır. Feldkamp ve arkadaşlarının bu algoritmayı 1984 yılında sunmalarına rağmen, ekonomik X ışını tüpleri, yüksek kaliteli dedektör sistemleri ve yeteri kadar güçlü bilgisayar sistemlerinin ulaşılabilir olmaması sebebiyle yaklaşık 15 yıl boyunca KIBT sistemleri, diş ve çene görüntülemeleri için satışa sunulamamıştır(21). 1990 lı yılların başlarında KIBT'nin satın alınabilir ve muayenelerde kullanılacak boyutlarda olabilmesi için 4 teknolojik geliştirme yapılmıştır. Bu gelişmeler (22);

1. X ışını dedektörlerinin birden çok temel görüntüyü hızlı eldesinin sağlanması
2. Cihaza uygun daha güçlü X ışını kaynaklarının geliştirilmesi
3. Uygun imaj eldesi ve bu imajların birleştirilmesindeki gelişmeler
4. Pahalı olmayan ve büyük görüntüleri birleştirmeye yetecek güçteki bilgisayar sistemlerinin sağlanmasıdır.

1999 yılında Attilio Tacconi ve Piero Mozzo tarafından dizayn edilen ve QR, Inc. of Verona, İtalya tarafından üretilen, ilk KIBT sistemi olan NewTom DVT 9000 sistemi tanıtıldı. Ardından 2001 yılında J Morita Mfg Corp. (Kyoto, Japonya) tarafından '3D Accuitomo-XYZ Slice View Tomography System' cihazı tanıtılmıştır(21).

2.2.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Prensipleri

KIBT, iki boyutlu dedektör üzerine üç boyutlu, konik şekilli x-ışını demetinin yönlendirilmesi esasına dayanan bir görüntüleme tekniğidir. Konik ışın tekniğinde, hastanın başı sabittir. Hastanın başı etrafında, eş zamanlı olarak dönen X ışını kaynağı ve alan dedektörü ile sağlanan 360°lik tarama yapılır. KIBT sistemleri ile görüntüleme iki basamakta ele alınabilir. Bu adımlar; görüntünün elde edilmesi ve görüntülenmesi olarak iki ana başlıkta yer alır.



Figür 2.11: KIBT sistemlerinin projeksiyon geometrisi. Dedektör üzerine yönlendirilen konik veya pramidiyal ışın ile iki boyutlu projeksiyonlar elde edilir. Bu işlem bir rotasyon boyunca bir çok kez gerçekleştirilip, projeksiyon verileri oluşturulur.

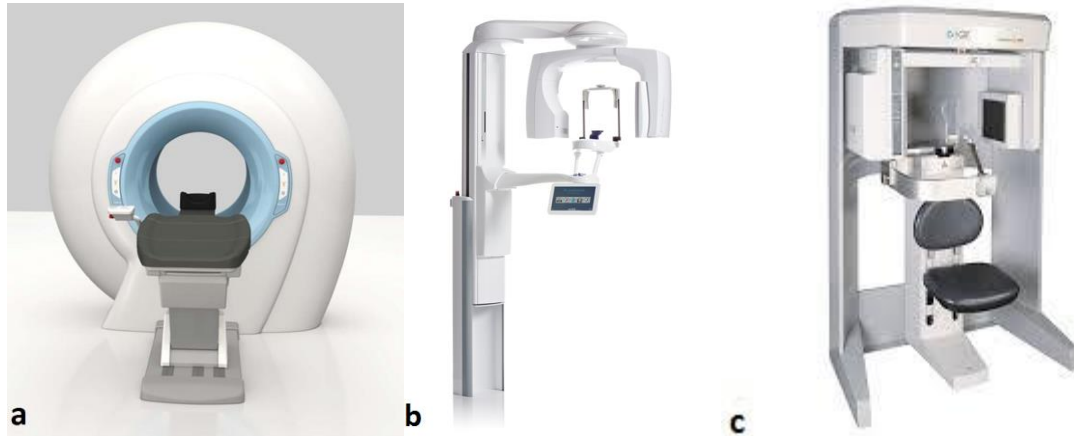
2.2.2.1. Görüntünün Elde Edilmesi

KIBT sistemlerinde görüntünün elde edilmesinde bir dizi işlem yapılır ve bu işlemlerin bir çok komponenti mevcuttur. Görüntüleme protokolü sırasında en önemli durum hastanın cihaz içine yerleşimi ve başının sabitlemesidir.

2.2.2.1.1. Hastanın Sabitlenmesi

KIBT cihazlarındaki hasta pozisyonlandırılmasındaki farklılıklar göz önüne alınacak olursa, inceleme hastanın oturduğu, ayakta durduğu veya supin pozisyon aldığı şekilde gerçekleştirilebilir (Fig. 2.12.). Hastanın supin pozisyonlandırıldığı cihazlar fiziksel olarak büyüktür ve çok büyük alan kaplayabilirler. Bazı fiziksel engelli hastaların pozisyonlandırılmasında sıkıntı yaşanabilir. Hastanın ayakta durduğu cihazlarda ise cihazın aşağıya hareketinin sınırlı olması sebebiyle özellikle tekerlekli sandalyeye bağlı hastaların

tetiklerinde zorluk yaşatmaktadır. Bu kıyaslama yapıldığında hastanın oturabildiği sistemlerin çok daha kullanışlı olduğu söylenebilir. Kullanılan sistem ne olursa olsun en önemli unsur, tetkik sırasında hasta başının hareketsizliğinin sağlanabilmesidir. Çünkü herhangi bir hareket final görüntü kalitesini bozacaktır. Hasta başının hareketini engellemek için çene sabitleyiciler, ısırma aparatları veya ek sistemler kullanılabilir(22).



Figür 2.12: Çeşitli hasta pozisyonlandırmasına sahip cihazlar. Newton 5G, supin pozisyonda (a), Planmeca Promax 3D Max, ayakta (b) iCAT Next Generation, oturarak (c).

2.2.2.1.2. Data Kazanımı

Hastanın başı gantri boşluğuna yerleştirilir ve sabitlenir. Gantri içerisinde bir kol aracılığıyla birbirine bağlı ve karşılık pozisyonda bulunan dedektör ve x ışını kaynağı hastanın başı etrafında 360° döner (5, 23). Yelpaze şeklinde ışın üreten konvansiyonel BT tarayıcıları, hacimsel görüntüyü oluşturmak için incelenecek alan etrafında tam bir rotasyon yapıp aynı zamanda Z aksı doğrultusunda translasyon yapılarak elde edilen bir dizi kesitsel görüntüye ihtiyaç duyarlar. KIBT sistemlerinde ise, iki boyutlu dedektöre yönlendirilmiş konik şekilli X ışını kullanılır. X ışın kaynağı ve dedektörün bir ark boyunca 180°-360° dönüşü sonunda çok sayıda sekansiyel planar projeksiyonlar elde edilir. Bu tek ışınlamayla elde edilen tek görüntüler bir araya getirilerek ham veriyi (raw data) oluştururlar. Ham verilerin görüntüleri, her kesiti az miktarda bir öncekinden uzak sefalometrik görüntülere benzerdir. KIBT sistemlerinde, tarama sırasında her bir rotasyonel adım için radyografik projeksiyona benzer dijital veri oluşur(5, 21, 22, 29). Kullanılan cihazın markasına ve özelliklerine göre 150-600 adet düzlemsel projeksiyon

görüntüsü elde edilir. Bu veriler, ‘projeksiyon verileri’ veya ‘ham veriler’ olarak adlandırılır(5, 22). Bu görüntüler ne kadar çok sayıda olursa, o görüntüden daha fazla bilgi, daha fazla çözünürlük ve daha iyi yumuşak doku imajı elde edilir. Ayrıca metal artefaktları da azalır. Ancak bu durum daha uzun tarama süresi ve daha fazla radyasyon gerektirir(5). Bu verilerden karışık algoritmalar kullanan bilgisayar yazılım programları ile incelenecek olan bölgenin üç boyutlu hacimsel veri setleri oluşturulur(5). Bu özel algoritmalar, aksiyal plandaki rekonstrükte görüntülerin oluşturulmasının yanı sıra multiplanar görüntülerin, reformat edilmiş iki ve üç boyutlu görüntülerin ve rekonstrükte panoramik görüntülerin de oluşmasına olanak sağlar.

X ışının katettiği her dokunun sonrasında, o ışın demetine denk gelen dedektör bölgesinde bulunan voksel serisinde oluşan ortalama atenüasyon değerine karşılık gelen bir kodlama yapılır. Her ışınlama sonrası, her X ışını demetine karşılık gelen dedektör bölgesinde, ortalama bir atenüasyon değeri oluşur. Bu değerler tamamıyla bilgisayar verileridir(21). Bu veriler programların final görüntüyü oluşturması amacıyla gri skala üzerine kodlanır. Dijital görüntüler gri skaladır ve 8 bit (256 gri ton), 12 bit (4096 gri ton) veya 16 bit (65536 gri ton) yoğunluk değerine sabit olabilir(41). Çeşitli KIBT cihazlarının değişik yoğunluk değerleri vardır. Günümüzde KIBT cihazlarında 14 bit yoğunluğa kadar çıkmıştır(42, 43).

2.2.2.1.3. X Işını Üretimi

Tarama rotasyonu sırasında, her ışınlama sonucunda dedektöre ulaşan artık X ışını miktarına göre tek bir kesitsel projeksiyon görüntüsü oluşturulur. X ışını üretimi devamlı veya dedektör aktivasyonu ile uyuşacak şekilde aralıklı olabilir(24). Teknik olarak en kolay olan X ışını üretim yöntemi, devamlı ve düzenli olan üretim kabul edilir fakat, devamlı radyasyon üretimi, görüntünün kalitesine herhangi bir olumlu katkı sağlamazken hastanın aldığı radyasyon dozunda büyük bir artışa sebep olur(44). Dedektör aktivasyonu ile uyumlu olacak şekilde aralıklı X ışını üretimi tercih edilebilir bir seçenektir. Böylelikle toplam ışınlama zamanı, tarama zamanının hemen hemen %50’ sini oluşturur. Bu teknik hasta radyasyon dozunu da önemli derecede azaltmaktadır(22, 44) .

Doz ayarlama kriteri olan ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensiblerini göre hastadaki ışınlanacak alana göre KIBT' nin ışınlama özellikleri mutlaka ayarlanmalıdır. Ayarlamalar, tüp akımı (miliamper –mA-), tüp voltajı (kilovolt peak –kVp-) veya her ikisinin ayarlanmasını da içerebilir. Bazı durumlarda ise hızlı bir tarama ve daha az baz imajla görüntü elde edebilmek için 'ışınlama zamanı' ayarlanabilir. Bazı cihazlarda kVp ve mA değerleri sabit olarak sunulabilir. Bu cihazlarda 'otomatik ışınlama kontrol' sistemleri dedektöre ulaşan ortalama X ışını miktarlarına göre ışınlama dozlarını ayarlar. Diğer cihazlarda ise ışınlama ayarları, başlangıçta elde edilen 'scout' tarama değerlerine göre otomatik olarak ayarlanabilir. Bu sistemler kullanıcıdan bağımsız olduğu için daha çok tercih edilebilir. Hasta radyasyon dozunun ana belirleyiceleri, ışınlama faktörleri ve görüntülenecek olan alanın boyutlarıdır(22).

KIBT ve medikal BT cihazlarının ışınlama özelliklerinden bahsedilecek olursa, medikal BT cihazları, geniş bir alanı daha hızlı tarayabilmek adına yüksek güçlü X ışını üreticileri kullanırlar. Genel bir değer verilecek olursa genellikle 80-140 kVp aralığında çalışırlar ve maksimum güç aralığı 20-100 kW'dur. Bu sistemler maksimum güç aralığında 30-60 saniye arasında kullanılabilirler. KIBT sistemleri ise 80-120 kVp arasında, genellikle alt sınıra daha yakın değerlerde kullanılır. KIBT sistemlerini, panoramik radyografi cihazlarından uyarlayan firmalar bu değeri değiştirmemiştir. Bununla beraber KIBT ve BT sistemlerinin fokal spot büyüklüğü benzerlik gösterir (0,5-0,8 mm). KIBT sistemleri, sabit bir anot aracılığıyla, 1-20 mA yoğunluğunda ışın üretirken bu değer medikal BT cihazlarında daha yüksektir. Bu değer sadece üretici gücünü azaltmakla kalmaz, aynı zamanda ısı üretimini de azaltır.

2.2.2.1.4 Dedektörler

Mevcut tüm KIBT sistemleri, görüntüleri yakalayıp kullanmak için bir dedektör kullanırlar. KIBT sistemlerinde kullanılan dedektörler tiplerine göre; imaj güçlendirici tüp/charge/coupled device (II/CCD) kombinasyonu ve flat panel dedektörler (FPD) olmak üzere iki alt gruba ayrılırlar. II/CCD kombinasyonları genellikle daha geniş olup küresel imajlar yerine dairesel imajlar üretmeye daha meyillidirler(24). II/CCD kombinasyonları fiberoptik eşleştirme yapılmış imaj güçlendirici tüp ve CCD sisteminden oluşmuştur(44).

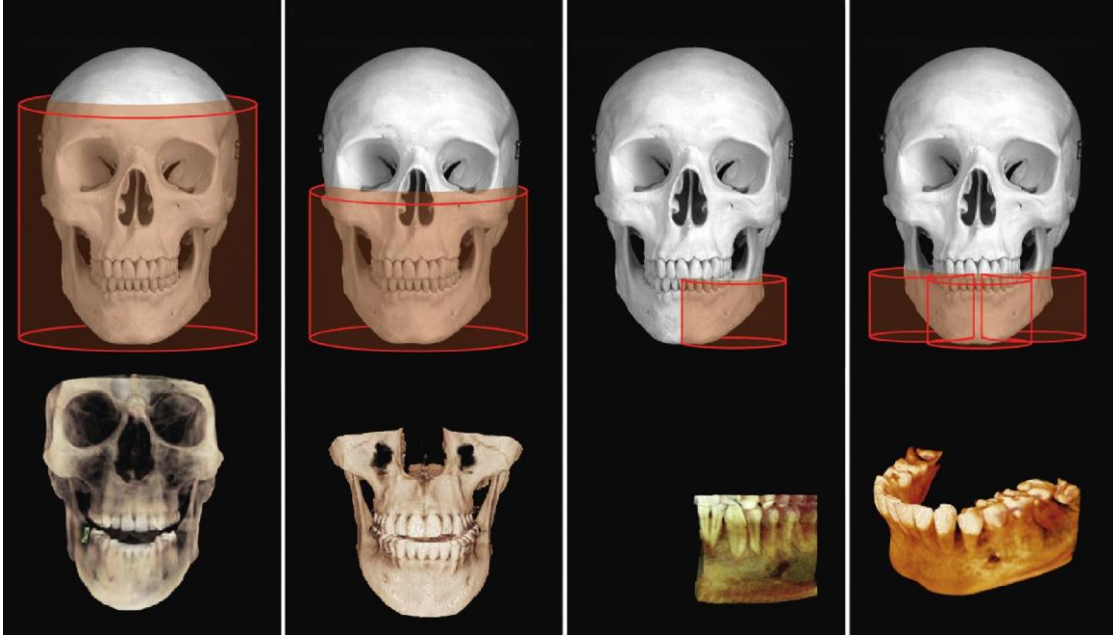
Bu sistemlerde kullanılan imaj yükselticiler, final görüntülerde ortaya çıkabilecek geometrik distorsiyona neden olabilirler. Bu problem FPD sistemlerinde izlenmez. FPD sistemleri ise, hidrojenlendirilmiş amorf silikon ince film transistörleri içeren geniş alanlı piksel dizilerinden veya son zamanlarda üretilmiş cihazlarda kullanılan metal-oxide semiconductor dizilerinden oluşurlar. Bu sistemlerde X ışınları, FPD'nin yüzeyine kaplanmış talyumla desteklenmiş sezyum iodid veya terbium ile aktive edilmiş gadolinium oksisülfitten oluşan sintilatörler tarafında algılanır. Sintilatörler tarafından algılanılan X ışını, kendi enerjisiyle orantılı olarak ışık enerjisine dönüştürülür ve görüntü olarak algılanır.

Anlatılan her iki dedektör sisteminden FPD sistemleri, II/CCD sistemlerine göre çok daha dinamik sınırlar ve daha iyi performans gösterir. Bu sistemlerin uzaysal çözünürlüğü de II/CCD sistemlerine göre daha iyidir.

2.2.2.1.5. Tarama Alanı (Field of View)

Literatürde daha yaygın olarak kullanılan Field of View (FOV) kavramı, KIBT sistemlerinde, veya herhangi başka bir görüntüleme sisteminde, taranan alanın hacmi olarak ifade edilmiştir. FOV kavramı, dedektörün ölçülerine ve şekline göre, ışın geometrisine göre ve radyasyonu belirli bölge için sınırlayan ışın kolimasyonuna göre değişkenlik gösterebilir(21, 22, 43). Değişik boyutlarda FOV seçeneği olması, özel uygulamalar için en uygun olanının seçimi için olanak tanır. KIBT sistemlerinde kullanılabilen değişik FOV seçeneklerine göre sınıflamalar yapılmıştır. Bu sınıflamalardan en çok kabul görenine göre(42);

- Dentoalveolar: $FOV < 8$ cm
- Maksillo-mandibular: FOV 8-15 cm arasında
- İskeletsel: FOV 15-21 cm arasında
- Baş- boyun: $FOV > 21$ cm



Figür 2.13: Çeşitli boyutlarda FOV seçenekleri. Sırasıyla; baş-boyun, iskeletsel, maksillo-mandibular, dentoalveolar

FOV boyutları küçüldükçe X ışını saçılması ve gürültü azalacağı için, küçük FOV uygulamalarında yüksek uzaysal çözünürlükten bahsedilir. Büyük boyutlu FOV, yüksek efektif doza sahip olacağı için, dental görüntüleme küçük boyutlu FOV kullanımı tavsiye edilmektedir. Büyük FOV kullanımı, geniş alanda tarama gerektiren, travma hastalarında, ortodontik tedavi görecektir hastalarda, ortognatik cerrahi öncesi gibi işlemlerde kullanılabilir(21).

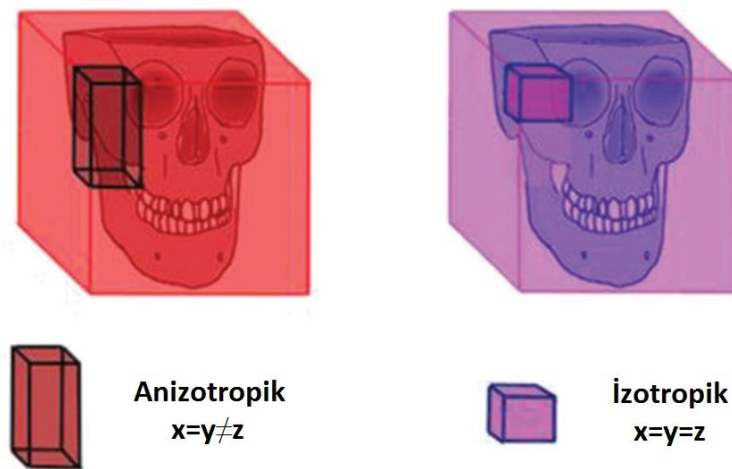
Günümüzdeki KIBT sistemlerinde genellikle ayarlanabilir FOV seçenekleri mevcuttur fakat yine de tek FOV seçeneğine sahip cihazlar veya sınırlı boyutlara ulaşabilen sistemlerde mevcuttur. Özellikle sınırlı boyutlarda FOV seçeneğine sahip sistemlerde, incelemek istenilen alanın cihazdaki maksimum FOV seçeneğinden büyük olması durumunda, alanın ışınlanabilemesi için iki yöntem tarif edilmiştir. İlk yöntemde düşük FOV seçeneğinde iki veya daha fazla görüntü elde edilir. Çeşitli referans noktalarına uyum sağlanarak, elde edilen imajlar bilgisayar programı tarafından birleştirilir. Bu tekniğin dezavantajı, referans bölge seçimi için kullanılan bölgelerin iki kere ışınlanmasıdır. İkinci yöntem ise, küçük alan dedektörleri kullanılarak FOV yüksekliği ve

genişliğini arttırmak, ışını asimetrik biçimde kolime edip incelenecek bölgenin yarısını ışınlamak ve aynı teknikle diğer yarısının görüntüsünün elde edilmesidir.

2.2.2.1.6. Voksel

İki boyutlu grafilerde görüntünün farkedilebilir en küçük yapı taşı ‘piksel’ olarak adlandırılır. İncelenen görüntü üçüncü boyut kazandığında bu görüntünün en küçük birimi ‘voksel’ olarak tanımlanır.

Mevcut tüm KIBT sistemlerinde voksel morfolojisi ‘izotropik’ olarak ayarlanmıştır. ‘İzotropik’, tüm boyutlarda aynı ölçülere sahip (küp) olarak ifade edilebilir (Fig. 2.14). KIBT sistemlerinde, voksel boyutları 0,076 mm‘den 0,4 milimetreye kadar değişen boyutlarda kullanılmaktadır(21).Konvansiyonel medikal amaçlı BT sistemlerinde ise voksel yapısı ‘anizotropik’ olarak, yani üç boyutta da aynı uzunluklara sahip olmayacak şekilde, ayarlanmıştır. BT sistemlerindeki voksel yapısının bir yüzü, 0,625 mm’lik kenar uzunluğuna sahip bir kare olmasına rağmen, derinlik uzunluğu 1-2 mm arasındadır(5).



Figür 2.14: Voksel morfolojileri

KIBT sistemlerindeki voksellerin bu morfolojik özelliğinden dolayı görüntüler, her ortogonal planda yüksek güvenilirlik ile rekonstrükte edilebilir. Hiçbir düzlemde boyutsal olarak değişiklik izlenmez(5).

Voksel boyutlarının izotropik olmasından daha çok, küçük olması bir takım avantaj ve dezavantajlar sunar. Bu voksel özellikleri sayesinde KIBT sistemleri ile üst düzeyde bir uzaysal çözünürlük elde edilir ve hacimsel reformat (volume rendered) görüntülerde rekonstrüksiyonun anizotropik voksel özellikli görüntülere göre çok daha gerçekçi olduğu kabul edilir. Ayrıca voksel boyutları küçüldükçe ‘parsiyel volüm etkisi’ artefaktında da azalmalar izlenir(21). Voksel boyutları açısından belirleyici faktör, dedektör matrisi ve piksel boyutlarıdır. Dezavantaj olarak ise küçük piksel boyutlarına sahip dedektörlerde, voksel başına düşen X ışını foton miktarı azalacağından dolayı görüntüde daha çok gürültü (noise) izlenir. Bu dezavantajı yok edip görüntü kalitesini iyileştirmek adına görüntüleme yüksek dozlarda yapılabilir(22).

2.2.2.2. Görüntünün Görünür Hale Getirilmesi

2.2.2.2.1. Rekonstrüksiyon

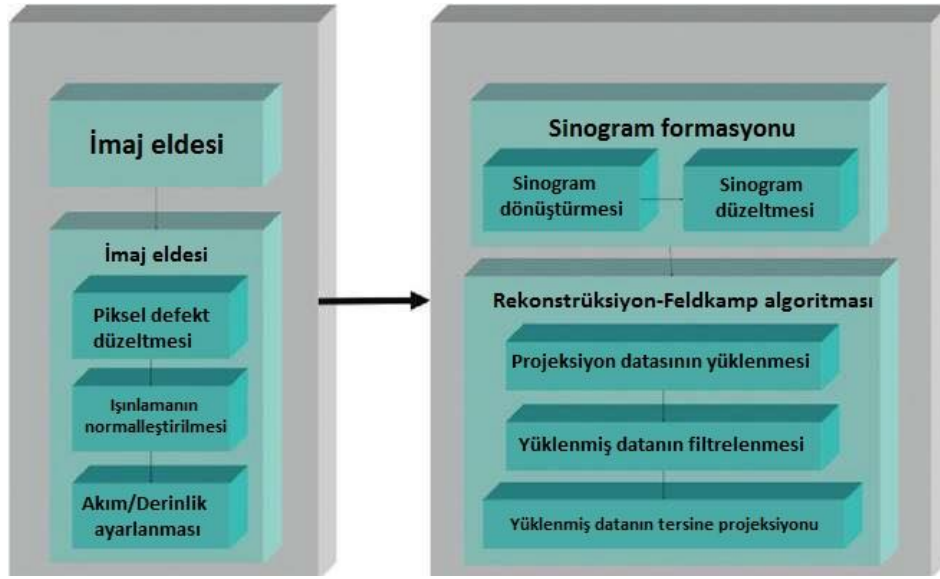
Projeksiyon çerçeveleri elde edildikten sonra bu verilerin volumetrik bilgiyi oluşturması için işlenmeleri gereklidir. Bu işlem ‘birincil projeksiyon’ olarak adlandırılır. KIBT sisteminin ortalama 20 saniye süren bir tek rotasyonunda elde edilen 100 ile 600 arasındaki projeksiyon verilerinin her biri ortalama 12 ile 16 bit arasında görüntü derinliğine sahip, 1 milyondan fazla pikselden oluşur. Bu verilerin voksellerden oluşan volumetrik bir görüntü oluşturabilmesi için çeşitli yazılımsal algoritmalarla işlenmesi işlemine ‘rekonstrüksiyon’ adı verilir. Oluşturulan volumetrik görüntülerden bölünerek oluşturulan ortogonal plan görüntülerinin ortaya çıkarılması ise (aksiyal, sagittal, koronal) ‘sekonder rekonstrüksiyon’ adını alır. Tüm bu rekonstrüksiyon işlemleri, karmaşık yazılımsal basamaklardan oluşur.

KIBT sistemlerinde, data elde edilmesini kolaylaştırmak adına genellikle projeksiyonun kontrol edildiği operatör bilgisayarda toplanan veriler ağ bağlantısı aracılığıyla başka bir bilgisayara aktarılır (workstation). Konvansiyonel BT sistemlerinde rekonstrüksiyon işlemi workstation platformunda yapılırken, KIBT sistemlerinde bu işlem kişisel bilgisayarlarda da yapılabilmektedir.

Rekonstrüksiyon işlemi, iki ayrı aşamada olur ve her aşama şu basamakları içerir,

1. İşlem öncesi aşama: Bu aşama operatör bilgisayarda gerçekleştirilir. Multiplanar projeksiyon görüntüleri elde edildikten sonra bu imajların, bozuk pikseller, dedektör yapısındaki hassaslık farklılıkları ve eğri ışınlamalara karşı düzeltilmesi gereklidir. Bu defektleri ortadan kaldırmak için görüntüleme kalibrasyonunun rutin olarak yapılması gereklidir.
2. Rekonstrüksiyon aşaması: Geriye kalan diğer tüm data işleme prosedürleri, rekonstrüksiyon bilgisayarında yapılır. İlk aşamada düzeltilmiş olan imajlar, 'sinogram' adı verilen özel bir sunum şekline çevrilir ve çoklu projeksiyonlardan birleşik imajlar oluşturulur. Sinogramın horizontal aksı dedektöre ulaşan tek ışın demetlerini gösterirken, vertikal aks ise projeksiyon açısını gösterir. Eğer projeksiyonda 300 görüntü elde edildiyse sinogram 300 tane dizi içerir. Bu sinogram oluşturma işlemi 'radon transformasyonu' adını alır. Sinogramda sonuç görüntü farklı dalgalar halinde sine dalgaları içerir. Final görüntüler, KIBT görüntülemesi sırasında elde edilen volumetrik datalar kullanılarak, sinogramdan 'filtrelenmiş ters projeksiyon' algoritması uygulanması ile oluşturulur. Bu işleme 'tersine radon transformasyonu' adı verilir. Tüm projeksiyonlar rekonstrükte edildiğinde, volumetrik görünüm oluşturacak şekilde kombine edilir.

Rekonstrüksiyon süresi; data kazanımı parametrelerine (voksel boyutu, görüntüleme alanı, projeksiyon sayısı), bilgisayar işlemlerine (işlem hızı, datanın rekonstrüksiyon bilgisayarına aktarılma hızı) ve kullanılan yazılım algoritmasına bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Rekonstrüksiyon süresinin kabul edilebilir düzeyde (<5 dakika) olması gereklidir(22).



Figür 2.15.: Rekonstrüksiyon aşamalarının şemalandırılması

2.2.3. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozları

KIBT sistemlerinin BT sistemlerine göre en önemli avantajlarından biri radyasyon dozunun az olmasıdır.

Dijital panoramik radyografi, KIBT ve medikal BT sistemlerinin efektif doz ölçümleri ile ilgili olarak değişik çalışma ve kaynaklarda farklı miktarlardan bahsedilmektedir. Bu miktarlardaki farklılıklar; kullanılan görüntüleme protokolüne, cihazların modellerine, tipine ve FOV değerine göre değişiklik göstermektedir.

Efektif doz; dijital panoramik radyografide ortalama 13.3 μSv , KIBT sistemlerinde (ICRP 2007 verilerine göre) 19-368 μSv , başın bilgisayarlı tomografisinde 1400-2100 μSv olarak verilmiştir. Bu rakamlar değişik çalışma ve kaynaklarda daha az veya daha fazla olarak verilmiştir. Bu rakamlara göre KIBT sistemlerinin efektif doz zararı dijital panoramik radyografiye oranla 14 kat daha fazlayken, BT sistemlerinin efektif doz zararlarına göre 9-10 kat daha az bulunmuştur. Bu oranlar yukarıda sayılan parametrelere göre değişiklik gösterebilmektedir. Özellikle küçük FOV özelliğine sahip cihazlarda efektif doz oldukça azaltılabilirken, görüntü çözünürlüğü artırılabilir.

Avrupa Radyasyondan Korunma Komyonu'na göre KIBT incelemeleri rutin olarak kullanılmamalıdır. Bu görüntüleme yöntemine, diajnoz açısından ek bir bilgi katabilecekse başvurulmalıdır. Tüm görüntüleme yöntemlerinde geçerli olan ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine uygun hareket edilmelidir. Tanı için gerekli olan kaliteli görüntüyü elde edebilmek adına kullanabilecek en düşük radyasyon dozu tercih edilmelidir. Radyasyon dozlarında esas olan 'minumum' olması değil, 'optimum' olmasıdır.

2.2.4. Konik Işınlı Bigisayarlı Tomografi Sistemlerinde Avantajlar ve Dezavantajlar/Limitasyonlar

2.2.4.1. Avantajlar

Maksillofasiyal bölgede kullanılan KIBT sistemlerinin dental görüntüleme adına bir çok avantajı mevcuttur. Bu avantajlar sıralanacak olursa;

- KIBT sistemleri BT sistemlerine göre oldukça küçüktür. Diş hekimliği kliniklerinde de rahatlıkla kullanılabilir. Maliyeti çok daha düşüktür.
- Maksillofasiyal incelemede ince kesitler elde etmeye imkan sağlar, detaylı inceleme olanağı verir.
- Periapikal radyografi ve diğer intraoral radyografilerde yaşanan superpozisyon problemi KIBT incelemesinde söz konusu değildir(5).
- Medikal BT sistemlerine göre mükemmel sayılabilecek sert doku tanımlamaları mümkündür. Ayrıca küçük aralıklarla ayrılmış farklı dansitedeki objelerin ayrımı oldukça başarılıdır(21).
- KIBT sistemlerinde voksellerin izotropik olması, tüm düzlemlerde yapılan ölçümlerin doğru olmasını sağlar.
- Tarama süresi kısa olduğu için hasta hareketine bağlı artefakt oluşum riski azalır.
- Medikal BT sistemlerine göre radyasyon dozu oldukça azdır.
- Konvansiyonel BT sistemlerinde tarama verileri üzerinde herhangi bir işleme tabi tutulmadan çalışmak mümkün değildir. İnceleme için tarama verilerinin özel program ve yazılımlar aracılığıyla görünür hale getirilmesi gerekir. KIBT

sistemlerinde ise böyle bir zorunluluk yoktur. Tarama verilerine kişisel bilgisayarlarda dahi bu işlemler uygulanabilir.

- Tarama bölgesinde bulunan metal yapıların oluşturduğu artefaktlar KIBT sistemlerinde de izlenir. Bu artefaktlar üretici firmanın artefakt baskılayıcı algoritmalar kullanılması ile azaltılır(5).

2.2.4.2. Dezavantajlar/Limitasyonlar

- Medikal BT sistemlerine göre düşük dozda incelemeye olanak tanısa da, KIBT sistemlerinin efektif radyasyon dozu iki boyutlu grafilere oranla oldukça fazladır.
- Küçük dedektör boyutlarına sahip cihazlarda görüntüleme alanı sınırlıdır(5).
- KIBT sistemlerinde saçılma radyasyon miktarı (scatter) medikal BT sistemlerine göre daha fazladır. Medikal BT sistemlerinde yelpaze şeklindeki X ışınının kolimasyonu, bir aksiyal kesit elde edilen Z aksı boyunca dedektöre ulaşan X ışınını dar bir şekilde sınırlar. KIBT sistemlerinde ise konik ışın geometrisinden dolayı X ışını kolimasyondan sonra dedektördeki ilgili bölgeye ulaşması için genişletilir. Böylelikle saçılma oranı artar. Saçılma miktarı ‘scatter-to-primary ratio (SPR)’ oranı ile ölçülür. Geniş FOV ile yapılan KIBT incelemesinde bu oran 3 olarak hesaplanırken, medikal BT incelemesinde bu oran 0,2 dir(21).
- KIBT sistemlerinin en önemli dezavantajı, medikal BT sistemlerinin sahip olduğu Hounsfield skalasının kullanılabilir olmamasıdır. Benzer kemik doku veya yumuşak dokuların konik ışın geometrisine bağlı olarak farklı görüntüleme alanlarında farklı Hounsfield ünitesi değerleri vermesi nedeniyle ve saçılan (scatter) radyasyonun oluşturduğu noise (gürültü) nedeniyle Hounsfield skalası KIBT sistemlerinde kullanılamaz.
- KIBT sistemleri, düşük kontrast çözünürlüğü ve sınırlı yumuşak doku görüntüleme kapasitesine sahiptir. Bunun aksine medikal BT cihazları yüksek kontrast çözünürlüğüne sahiptir ve yumuşak doku görüntüleme olanağı tanır. Bu olumsuzluklara rağmen KIBT sistemleriyle elde edilmiş görüntüler dansitometrik analize tabi tutularak lezyonun tümör gibi solid bir yapıda mı yoksa kist gibi sıvı içeriği yüksek bir yapıda mı olduğunu gösterebilir(5).

2.2.5. Artefaktlar

KIBT sistemlerindeki görüntü kalitesini etkileyen esas faktör artefaktlar olarak kabul edilir. Artefakt terimi, görüntülenecek cisim, obje veya alanla ilgili olmayan, görüntü kalitesini olumsuz etkileyen distorsiyon veya diğer bozukluklar olarak kullanılır. KIBT sistemleri yapısal olarak medikal BT sistemlerine göre çok daha fazla artefakt oranına sahiptirler. Bu yapısal faktörler içerisinde; düşük enerji spektrumunun kullanımı, konik ışın geometrisi ve konik ışını geometrisinin sebep olduğu, saçılma ve yüksek gürültü gibi faktörler yer alır. Artefaktlar oluşma sebeplerine göre gruplara ayrılır(22).

2.2.5.1. X ışını demetiyle ilgili artefaktlar

Bu artefaktlar iki şekilde izlenebilir;

- X ışınları polikromatik ışınlardır. Homojen yapıda olmayan bu ışın demetinin düşük enerjili kısımları, objeyi geçerken kolayca absorbe edilir ve böylelikle ışın demetinin ortalama enerjisi artar. Buna ‘ışın sertleşmesi (beam hardening)’ adı verilir. Bu durum sonucunda yoğun objelerden geçen yüksek enerjiye sahip ışın demetleri daha az absorbe edilirken, yoğun objeler arasında kalan düşük yoğunluğa sahip objelerin voksel değerleri olduğundan daha düşük hesaplanır. İncelenen bölgenin merkezine doğru gidildikçe, yani yoğun objelerden uzaklaşıldıkça, atenuasyon değeri daha da azalmış olacak ve ‘cupping’ adı verilen hipodens çukurlaşma şeklinde görüntüler izlenecektir.
- Yüksek dansiteli cisimlerin (ör: metalik obje), sertleşen bu ışınların geçişini ve dedektörlere ulaşmasını engellemesi nedeniyle dedektörde o bölgeye ilişkin kayıt yapılamaması ve bu nedenlerle görüntülerde yoğun cisim etrafından yayılan ışımsal çizgilenmeler olarak izlenen ‘streaking (ışımsal yönde parlama)’ artefaktı oluşacaktır.

2.2.5.2. Konik Işın Geometrisiyle İlişkili Artefaktlar

KIBT sistemlerinde ışın demetinin projeksiyon geometrisine ve görüntülerin rekonstrüksiyon metoduna bağlı olarak meydana gelen artefaktlardır. Üç kategoride incelenebilir;

- a. *Parsiyel volüm etkisi (Partial Volume Effect)*: İnceleme yapılan voksel içerisinde

tek bir doku örneği yer aldığında, vokselin piksele yansıttığı atenüasyon değeri tamamıyla o dokuya ait olup dokunun atenüasyon değeriyle uyumlu bir görüntü izlenir. Eğer bir doku voksel boyutunu tam olarak dolduramıyor ve voksel içine farklı atenüasyon değerine sahip başka bir doku dahil oluyorsa, başka bir ifade ile voksel boyutu görüntülenen objeden daha büyük boyutta seçilmişse, voksel içerisinde eşit hacimde diğer doku ile birlikte ortalama dansite değeri alınarak piksele yansıtılacağından, her iki dokunun atenüasyon değeri gerçeğinden farklı olarak izlenecektir. Bu duruma ‘parsiyel volüm etkisi’ adı verilir. Bu etki, vokselin içerdiği dokularda hatalı dansite ölçümlerine neden olur. Bu artefakt sıklıkla, birbirinden çok farklı atenüasyon değerlerine sahip komşu dokular (kemik-yumuşak doku, kemik-hava, metal-hava gibi) arasında homojen bir dansite şeklinde izlenir. Bu artefaktı tamamen önlemek mümkün olmasa da, voksel boyutu ve kesit aralığı azaltılarak, oluşumu azaltılabilir.

- b. *Düşük örnekleme (Undersampling)*: KIBT sistemlerinde tarama sırasında görüntü elde etmek için kullanılan projeksiyon datasını oluşturan görüntü sayısı az olduğunda, bu normalinden az olan veri sayısı; yanlış yorumlamalara, düzensiz sınırlara, düşük rezolüsyonlu ve yüksek gürültü oranına sahip görüntülere neden olur ve görüntüler üzerinde düz çizgilenmeler olarak karşımıza çıkar. Temel projeksiyon datasını oluşturan görüntü sayısı arttırılarak bu artefakt engellenebilir. Günümüzde kullanılan KIBT sistemlerinin bir çoğunda bu görüntüleme sayısı arttırılmadığı için özellikle düşük dozda gerçekleştirilen taramalarda bu artefakt oluşumu kaçınılmazdır.

Gürültü (Noise): Tarama sırasında X-ışın demetinin doğrultusunda bulunan objelerin gerçek atenüasyon değerleri dedektöre kaydedilir. Bu gerçek atenüasyon değerine ek olarak saçılan x-ışınları sebebiyle oluşan atenüasyon değerleri de dedektörler tarafından algılanır. Bu ilave atenüasyon değerlerinin görüntüde oluşturduğu artefaktlara gürültü (noise) adı verilir. Bu artefakt şu durumlarda azaltılabilir;

- Piksel boyutu büyürse,
- Kesit kalınlığı, dolayısıyla voksel boyutu arttırılırsa,
- mAs değeri artarsa,

- kVp azaltılırsa,
- Dedektör hassasiyeti arttırılırsa gürültü azalır.

c. *Konik ışın etkisi (Cone Beam Effect)*: Taranan hacmin periferal kısımlarında oluşan doğal bir artefaktır. Hasta etrafında horizontal olarak rotasyon yapan X ışını demetinin merkezden perifere doğru ayrılmasına bağlı olarak, projeksiyon datası tüm pikseller tarafından toplanırken, periferal yapılara ait verilerin bilgisi, dedektör piksellerinin dış sırasında daha az atenüasyon değeriyle kaydedildiği için, azalır. Konik ışın etkisi, tarama hacminin periferik kısımlarında imaj distorsiyonu, çizgilenme ve periferal gürültü olarak izlenen artefaktır.

Konik ışın tekniğinin doğası gereği bu artefaktı tamamıyla ortadan kaldırmak mümkün değildir. Fakat üreticiler bu konuda çalışmalar yapmaktadır. Klinisyenler ise incelenecek alanı X ışını demetinin horizontal aksına yaklaştırılması ya da FOV değerinin küçültmesi ve böylelikle ışın demetinin daha dar bir alana kolimasyonunu sağlayarak bu artefaktı azaltabilirler.

2.2.5.3. Tarayıcı (Dedektör) İle İlişkili Artefaktlar

Bu artefaktlar sirküler çizgiler şeklinde veya tarama alanı merkezinde izlenen ring (halka) şeklindeki artefaktlardır. Bu durum dedektör algılamasındaki herhangi bir dengesizlik veya bozukluk (ortam ısısının düşük olması, ısınmamış dedektör) sebebiyle oluşur. Tarama sırasında her açısal pozisyonda dedektörün aynı noktada veya aynı alanda yaptığı bozulmuş okumalar sonucu oluşurlar.

Bu artefakt ortam şartlarının optimize edilmesi, dedektörün düzenli kalibrasyonu ve cihazın düzenli bakımlarının yapılmasıyla ortadan kaldırılabilir.

2.2.5.4. Hasta ile İlişkili Artefaktlar

Hasta ile ilişkili artefaktlar çoğunlukla hastanın tarama sırasındaki hareketi sonucu oluşur. Bu hareket sonucunda, dedektöre yanlış veri kodlanmasıyla, çift kontürlere sahip bulanık imajlarla karşılaşılır. Bu artefaktın engellenmesi için hasta başı rahat bir konumda sabitlenmeli ve hasta hareket konusunda bilgilendirilmelidir. Tarama zamanının azaltılması da önlemler arasında düşünülebilir.

Ayrıca hasta ağızında bulunan metal protezler güçlü 'streaking' artefaktına sebep olabileceği için ağız ortamından uzaklaştırılmalıdır.

2.2.6. Diş Hekimliğinde Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Sistemlerinin Kullanımı

Günümüz dental görüntüleme alanında, KIBT sistemlerinin konvansiyonel BT sistemlerinin yerini aldığı rahatlıkla söylenebilir. KIBT sistemlerinin kullanılmaya başlandığı ilk zamanlarda çoğunlukla implantoloji ve dental görüntüleme amaçlı kullanılmıştır fakat hem cihazların gelişmesiyle beraber hem de KIBT görüntülemenin değeri anlaşıldıkça, kullanım alanı yüz ve kafa tabanını da alacak şekilde genişlemiştir. Günümüz dental görüntülemesinde KIBT'nin kullanım alanları ve kullanım sıklığı giderek artmaktadır. Bu kullanım alanlarını şu şekilde sıralanabilir;

2.2.6.1. Diagnoz ve Pre-Operatif Değerlendirme

2.2.6.1.1. Oral İmplantoloji

Günümüzde KIBT incelemesine en çok başvuru alan şüphesiz ki, implant operasyonu öncesi ilgili sahanın değerlendirilmesidir. KIBT görüntülemesi, ilgili sahanın cross-sectional görüntülemesine olanak tanır. Böylelikle kemik kalınlığı ve yüksekliği, açısı ve mandibular kanal, mental foramen, insisif kanal gibi vital dokuların saha ile ilişkisini doğru olarak yansıtır. Bir çok çalışma, KIBT görüntülemenin, maksillo-dental ve mandibular bölgelerde üç boyutlu geometrik doğruluğunu vurgulamıştır(45-48). Bu değerlendirme için en çok kullanılan görüntüler aksiyal, reformat panoramik görüntü ve cross-sectional görüntülerdir(22). The International Congress of Oral Implantologist de sunulan konsensus raporuna göre KIBT görüntülemenin oral implantolojide kullanımı 4

ana başlıkta özetlenmiştir(21):

- ✓ Diağnoz aşaması
- ✓ İmplant planlaması
- ✓ Cerrahi rehberlik
- ✓ İmplant/Greft operasyonu sonrası değerlendirme

Bu başlıklar içinde yer alan implantın operasyon sonrası değerlendirilmesi, KIBT görüntülemeye ortaya çıkan metal artefaktları sebebiyle tam olarak mümkün olamamaktadır(21). Bu duruma rağmen implantın vital dokularla olan ilişkisi konusunda KIBT görüntüleme başarılı olarak kabul edilir.

2.2.6.1.2. Mandibular Üçüncü Molar Pozisyon Tayini

Mandibular üçüncü molar dişler ağızda en sık gömülü kalan dişlerdir. Bu dişler anatomik olarak mandibular sinirin içinde bulunduğu inferior alveolar kanal ile yakın komşuluktur. Mandibular üçüncü molar dişlerin çekimi için yapılacak cerrahi tedavi planlamasında inferior alveolar kanal ile komşuluğu, olası bir sinir hasarının yaratacağı parestezi, hipoestezi gibi durumlar sebebiyle önem taşımaktadır. Bu ilişkinin görüntülenmesi ile ilgili olarak iki boyutlu grafile sınırlı bir bilgi sunarlar. Panoramik grafile sinirin infero-superior pozisyonu ile ilgili bilgi verirken, periapikal radyografile ise vertical-sketch metoduyla sinirin bukkal-lingual konumu hakkında bilgi verir. Fakat her iki metot da kesin lokalizasyon hakkında tam bilgiyi veremez. Bu durumda KIBT görüntüleme ile mandibular üçüncü molar diş ve inferior alveolar kanal ilişkisi net ve kesin olarak izlenebilir kabul edilir.

2.2.6.1.3. TME Görüntülenmesi

KIBT görüntülenmesi, temporomandibular eklem görüntülenmesinde multiplanar ve potansiyel üç boyutlu görüntülemeler aracılığıyla kemik yapının morfolojik değerlendirilmesinde, eklem aralığının ve fonksiyonunun değerlendirilmesinde kullanılır. Bu görüntülemeler temporomandibular eklem kemik komponentinde görülebilecek gelişimsel anomaliler, ankiloz bulguları, romatoid artrit bulguları, inflamatuvar artrit bulguları ve dejeneratif değişiklikler hakkında bilgiler sunar. En uygun görüntüleme

yönteminin, reformat panoramik görüntü, aksiyal referans görüntüler ve doğrulanmış parasagittal ile parakoronal görüntüler olduğu kabul edilir. Asimetrisinin izlendiği ve ameliyat planlaması yapılacak vakalarda volümetrik görüntüler de kullanılabilir.

KIBT sistemlerinin yumuşak dokuda net görüntü sunamaması sebebiyle eklem diskinin morfolojik değerlendirilmesinde, eklem içi effüzyon durumlarında, eklem kapsülü ve ligamentlerinin değerlendirilmesinde, konvansiyonel MR görüntüleme altın standart olarak kabul edilir.

2.2.6.1.4. Endodonti

KIBT sistemlerinin endodontik alanda kullanımı, kompleks durumların değerlendirilmesi ve tedavisi durmlarında önem kazanmaktadır. Bu durumlar;

- ✓ Kompleks morfolojiye sahip şüpheli dişlerde aksesuar kanalların tanımlanmasında,
- ✓ Kök kanal sistemi anomalilerinin taramasında ve kanal eğiminin belirlenmesinde
- ✓ Çelişkili ve spesifik olmayan klinik bulgular veren ve konvansiyonel radyografi bulguları izlenemeyen periapikal patolojilerin teşhisinde
- ✓ Endodontik kaynaklı olmayan patolojilerin teşhisinde
- ✓ Endodontik işlem komplikasyonlarının, işlem sırasında veya sonrasında değerlendirilmesinde
- ✓ Dentoalveolar travmanın teşhisi ve tedavisinde
- ✓ Eksternal, internal veya invaziv servikal rezorbsiyonların lokalizasyonunun belirlenmesi ve ayrımının yapılmasında
- ✓ Köklere planlanan cerrahi öncesinde kök lokalizasyonunu belirlemede ve kökün komşu dokularla ilişkisini tespit etmede kullanılır.

Özellikle periapikal lezyonun karakterini belirlemede ve komşu dokularla olan ilişkisi göstermede, KIBT incelemenin periapikal radyograflara olan üstünlüğü bir çok çalışmada gösterilmiştir(49-51). Ayrıca KIBT görüntülemeyle, erken endodontik lezyonların teşhis edilebileceği ve endodontik tedavi sonuçlarının daha iyi olabileceğinden bahsedilmiştir(52).

2.2.6.1.5. Ortodonti

KIBT görüntüleri (özellikle cross-sectional görüntüler), ortodontide, bir çok yapının ve anatomik ilişkinin süperpozisyonlar olmadan görüntülemesi ile çoğu sorunun cevabını içerdiği için değerlidir. Süperpozisyonları içermeyen görüntüler için ortodontideki mevcut standart Konvansiyonel BT'dir(53). Son zamanlarda düşük maliyetli ve dental kliniklerde kullanılabilen KIBT sistemleri palatinal kemik kalınlığının değerlendirilmesi, iskeletsel büyüme özelliklerinin gösterilmesi, dental yaş tayini, üst havayolu değerlendirilmesi ve gömülü dişlerin izlenmesi gibi ortodontik gereksinimlerde kullanılmaya başlanmıştır(54-59). Konvansiyonel BT sunduğu üstün görüntü kalitesi ve diş ve çevre dokuları daha iyi görüntülemesi sebebiyle ileri düzey ortodontik tedavi planlamasında altın standart olmuştur(53). Ortodontik tedavi planlamasında rutin kullanım düşünüldüğünde, düşük doz gereksinimi kriteri göz önünde bulundurulduğunda, ortodontik amaçlı KIBT kullanımı 61.1 μSv 'ın altında bir efektif doz sunarken, konvansiyonel BT 429.7 μSv efektif doz sunmuştur(60). Üç boyutlu görüntülemenin yararı düşünülmediğinde ise lateral sefalometrik radyograflar 10.4 μSv ' lik bir efektif doz sunarlar(61).

Ortodontide KIBT incelemesi iki önemli fayda sağlar. Bunlardan birincisi; ortodontide kullanılacak tüm düz radyografileri tek bir KIBT taramasında sunar. Bu özellik önemli bir klinik katkı sağlar. Diğer bir katkısı ise KIBT incelemesi sonrası rekonstrükte edilen görüntüler, daha önceleri ulaşılamayan görüntüler elde edilmesini sağlar. Özel yazılımlar sayesinde maksillofasiyal iskeletin ve havayolu ile yüzün dış sınırları gibi eşlik eden yumuşak dokuların analizine olanak tanır. Üç boyutlu sefalogramlar sayesinde tüm yöndeki asimetri, dentoiskeletsel sistemin anteroposterior, vertikal ve transvers yöndeki anomaliler ve potansiyel büyüme ve gelişimin değerlendirilmesinde önemli avantajlar sağlar(22).

2.2.6.1.6. Periodontoloji

KIBT incelemelerinin klinik katkıda bulunduğu bir diğer konu da periodontolojidir. İki boyutlu radyografilerin yetersiz kaldığı, üç boyutlu defektler, furkasyon problemleri, kemik içi defektler gibi, defekt morfolojisinin tedavi planına direkt etki ettiği durumlarda

KIBT incelemesinin üstünlüğü tartışılmazdır. Ayrıca iki boyutlu grafilerde görünmeyen bukkal, lingual/palatinal defektlerin KIBT ile görüntülenmesi mümkün olmaktadır.

2.2.6.2. Tedavi Planlaması ve Sanal Simülasyon

KIBT sistemlerinin bu alanda kullanımı sağlayan en büyük özellik, görüntülenebilir datanın DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında sunulmasıdır.

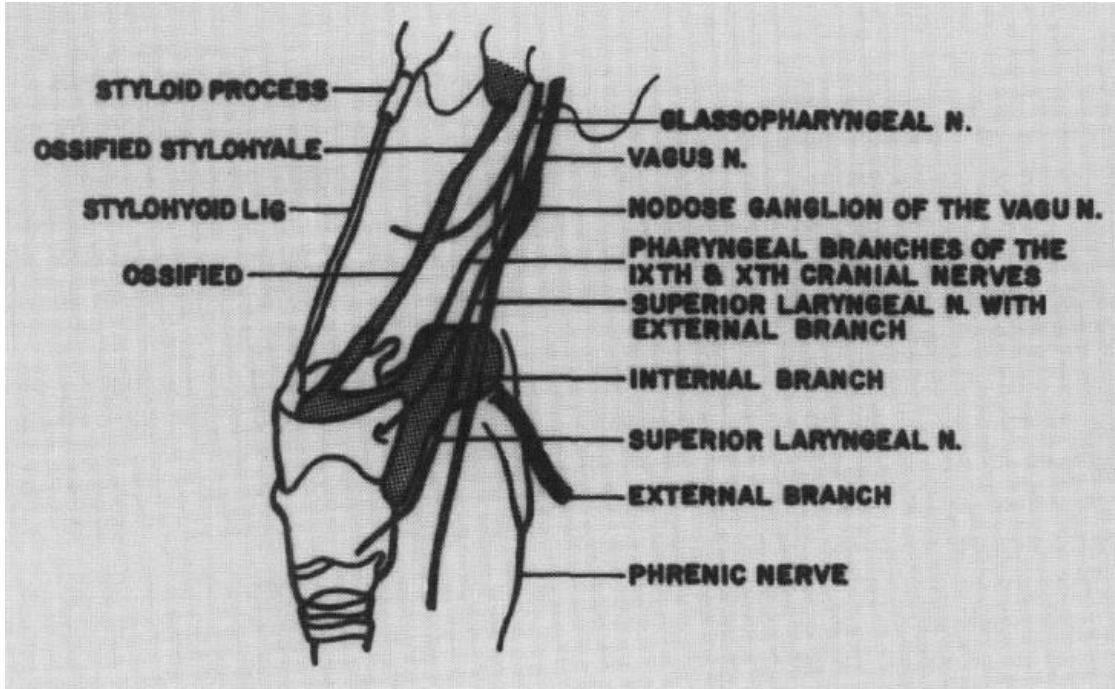
İmplant sahasının tedavi planlaması, cerrahi planlama ve protetik planlamanın her ikisini de içerir. İmplant planlama ile ilgili program ve yazılımlar, her iki planlamayı da içerecek şekilde oldukça kompleks planlamaları sunmak için tasarlanmışlardır. Bu programlar, implant planlamasında ve uygulamasında, gerek görüntü kaynaklı navigasyon sistemlerinin gerekse cerrahi için hazırlanmış rehber plakları kullanabilirler.

İmaj füzyonu tanımı ise, 2 farklı görüntüleme modelinin birleştirilmesini tanımlar. Genellikle kullanılan görüntüleme modelleri; KIBT görüntüleri ve ekstraoral fotoğraflar veya intraoral optik tarama verileridir. Bu verilerle oluşturulmuş birleşik datalar, sert doku desteğindeki yumuşak dokuların ve derilerin tedaviler sonrası değişimlerini değerlendirmede ve tedavi planlamasına katkı amacıyla kullanılırlar.

2.3. STİLOİD PROSES

2.3.1. Tanımı ve Anatomisi

Stiloid proses; temporal kemikte, stilomastoid foramenin önünden başlayıp inferior, anterior ve medial yönde uzanım gösteren silindirik kemik çıkıntısı olarak tariflenir(6, 7). Styloid proses, anatomik olarak bir çok önemli yapıyla komşuluk içerisinde. Stiloid proses, internal karotid arter (ICA) ile eksternal karotid arter (ECA) arasında konumlanmış olup, tonsillar fossa'nın posterolateralinde uzanım gösterir. Bu yapı, medialinde ICA ve ona eşlik eden sempatik sinir zinciriyle beraber, internal jugular ven, kranial sinirlerden n. facialis, n. glossopharyngeus n.vagus, n. accessories ve n. hypoglossus ile yakın anatomik komşuluktur. Stiloid proses lateralde ise ECA ile komşuluk gösterir (Fig 2.15)(62, 63).



Figür 2.16: Stiloid prosesin önemli anatomik komşulukları

Stiloid proses, anatomik ve fizyolojik olarak, stilohyoid ligament'le beraber 'stilohyoid zincir'in bir parçası olarak kabul edilir. Stiloid proses üç kas (styloglossus, stilohyoid ve stylopharyngeus) ve iki ligament (stilohyoid ve stylomandibular) tendonu tutunur.

2.3.2. Embriyolojisi

Embriyolojik olarak stiloid proses, stilohyoid zincirin bir parçası olarak, 2. brankial arktan köken alır (Reichert's kartilajı)(64-67). Embriyolojik gelişim açısından 4 parçaya ayrılır. Bunlar;

- Tympanohyal bölüm: Perinatal dönemde gelişmeye başlar. Stiloid prosesin tabanını oluşturmak için temporal kemiğe ait petröz bölümle kaynaşır.
- Stylohyal bölüm: Doğumdan sonra gelişmeye başlar ve ilerideki stiloid prosesin büyük kısmını oluşturur.

- Keratohyal bölüm: İntrauterin hayatta Stilohyoid ligamente farklılaşır. Yetişkinlerde, yoğun fibröz dokudan oluşur. Emriyolojik artıklar izlenebilir.
- Hypohyal bölüm: Hyoid kemiğin küçük boynuzunu ve stilohyoid ligament ile oluşan eklemi oluşturur.

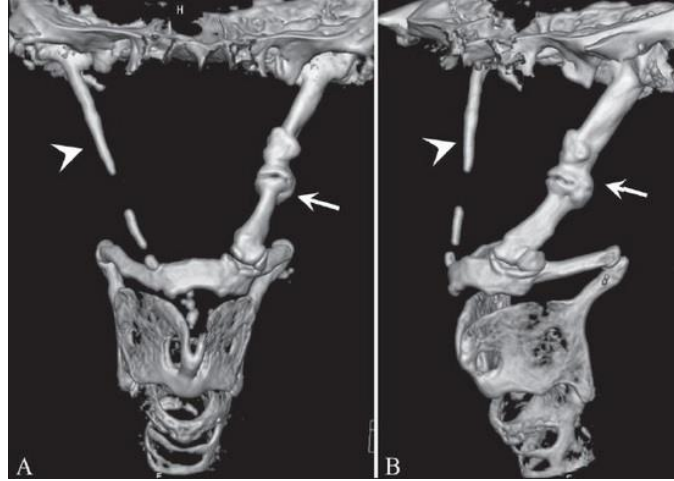
Stiloid proses genellikle doğumdan 5-8 sene sonra kemikleşir. Bu gelişimden sonra keratohyal bölüm farklılaşmaya başlar. Fibröz doku içeriğiyle beraber bir ucu stiloid proses apeksine tutunup diğer ucuyla da hyoid kemiğin küçük boynuzuna tutunan *stilohyoid ligamenti* oluşturur(18, 62).

Normal şartlarda son iki bölümün ossifiye olması beklenmez. Eğer ossifikasyon izlenirse, bu oluşum merkezinin geç puberte veya erken adolesan dönemde birleşmesi beklenir. Birleşmemiş ossifiye parçalar hayat boyunca radyografik yöntemlerle izlenebilir ve yapıdaki varyasyonları gösterebilir(67).

2.3.3. Stilohyoid Zincir Ossifikasyonu

Stilohyoid zincir ossifikasyonunun etiolojisi hala bilinmemekle beraber bazı araştırmacılar; cerrahi travmanın, lokal kronik irritasyonun, mezenşimal maddelerin kalıntılarının, kadınlarda menapozda oluşan endokrin bozuklukların ve yapının gelişimi sırasında oluşan mekanik stresin, bu durumun ortaya çıkmasında etken olabileceğini savunmuşlardır(8, 63-65, 68). Stilohyoid zincirin ossifikasyonunu indükleyen mekanizmaları açıklamak için; reaktif hiperplazi, reaktif metaplazi ve anatomik varyanslar gibi teoriler sunulmuştur(63, 65, 68). Reaktif hiperplazi ve reaktif metaplazi teorileri, stilohyoid zincirin ossifikasyonunun herhangi bir yaşta görülebilmesini destekler. Bu teorilere göre stilohyoid zincirin geliştiği 2. faringeal ark artıkları, kıkırdaksal ve kemikleşmeye elverişli dokular içerir. Styloid proses veya stylohyoid ligamentin, tonsillektomi gibi cerrahi bir travma veya kronik faringeal travmaya maruz kalması sebebiyle bu dokular aktive olarak stiloid prosesin uç noktasından veya stilohyoid ligamentin herhangi bir noktasında kemikleşmeye başlar. Bu teorilerde stiloid prosesin uç noktasında hiperplazi gelişmesi veya stilohyoid ligament bünyesinde bir metaplazi sonucu ossifikasyon gelişmesi olguları sonucunda bu oluşum 'kalsifikasyon' olarak değil de

'ossifikasyon' olarak değerlendirilmesi uygun görülmüştür(63). Diğer bir teori olan anatomik varyans teorisi ise, ossifikasyonun herhangi bir travmanın izlenmediği çocuklarda da görülmesini açıklar(63).



Figür 2.17: Uzamiş stiloid proses (a), ossifiye stilohyoid ligament (b)

2.3.3.1 Ossifiye Stilohyoid Zincir Tanısı, İnsidansı ve Klinik Bulguları

Ossifiye Stilohyoid zincir tanısı klinik olarak, tonsillar fossa içerisinde stiloid prosese doğrudan palpasyon yaparak ağrıyı indüklemeye ile beraber anlaşılabilirken(62, 69), radyolojik değerlendirme hem diağnoz amaçlı hem de tedavi planlaması için yol gösterici kabul edilir. Radyolojik yöntemlerden panoramik radyografiler veya diğer düz grafipler, çeşitli dokuların süperpozisyonu ve tetkik sırasında başın asimetrik konumlandırılması sebebiyle bu olgunun teşhisine elverişli olamayabilir(11, 19, 20, 62, 63, 65, 70, 71). Bu olgunun teşhisi için en etkin radyolojik yöntemin BT görüntülemesi olduğu kabul edilir. Üç boyutlu görüntüler, stilohyoid kompleksin değerlendirilmesinde ve morfolojisinin tayininde en kullanışlı görüntüler olmasının yanında, bu yapının komşu dokularla olan ilişkisinin özellikle aksiyal ve koronal BT görüntüleri olduğu kabul edilir(6, 7, 19, 20, 62, 70).

Günümüzde yapılan literatür incelemesinde, çeşitli çalışmalarda, ossifiye stilohyoid zincir insidansının %2-30 arasında değiştiği gösterilmiştir. Bu olgunun izlendiği hastalardan çoğu asemptomatiktir ve bu anormal bulgular, düz radyograflarda tesadüfi

bulgu olarak izlenmiştir(63, 69, 72). Bu çalışmalarda rastlanılan ossifiye stilohyoid zincirin izlendiği hastaların yalnızca %7.8 inde ilgili semptomlara rastlanılmıştır(67, 69).

Normalden uzun olarak izlenen, kalınlığında artış olan veya açılma gösteren ossifiye stilohyoid zincir, tonsillar fossa içine doğru büyüme gösterir ve boyundaki komşu dokuları irrite eder. Bu yapının yerinin stratejik öneminden dolayı, stilohyoid zincirdeki herhangi bir anormal durum, kendine özgü olmayan şikayetlerin oluşmasına neden olur. Bu şikayet veya semptomlar, genellikle rahatsız edici, hoş olmayan ve yutkunmayla tetiklenen ağrılardan oluşabilir. Ayrıca yutkunma sırasında yabancı cisim hissi, kontralateral baş hareketlerinde vertigo atakları, tinnitus, hipersalivasyon, episodik boyun kas ağrıları da bulgular arasında sayılabilmektedir. En sık karşılaşılan semptom ise kulak ağrısıdır(18, 62, 65, 73-77). Ossifiye stilohyoid zincir sonucunda oluşan bu semptomlar ilk olarak Eagle tarafından tanımlanmış olup, bu fenomen Eagle sendromu adını almıştır(8). Eagle sendromu sonucu gelişebilecek komplikasyonlar, stilohyoid zincir elemanlarının yakın anatomik komşuluklarından dolayı, basit bir faringeal ağrıdan başlayıp karotis basısı sonucu gelişebilecek serebral iskemileri de içine alabilecek geniş bir aralık oluşturmaktadır. Literatürde karotis basısı sonucu gelişen reversible sol hemisferik iskemi vakası rapor edilmiştir(78). Ayrıca iki sıradışı örnek olarak, literatürde, ossifiye stylohyoid zincirin, komşu dokularından n.vagus'ta oluşturduğu etki aracılığı ile kardiyak inhibisyon yapması sonucu ve internal ve eksternal karotid arterin ayırım noktasında konumlu 'karotis sinüsü' nün mekanik irritasyonu ile gelişen ' akut kardiyovasküler yetmezlik' sonucunda olduğu rapor edilen iki ani ölüm vakası bulunmaktadır(79, 80).

2.3.4. Stiloid Proses Varyasyonlarının Sınıflaması

Stiloid proses ve ait olduğu stilohyoid zincir hakkında, gerek önemli anatomik komşuları gerekse patolojileri sonucu ortaya çıkan bulguların non-spesifik olması sebebiyle bir çok araştırma yapılmıştır. Bu araştırmaların bir çoğu bu yapı veya yapılara ait normal anatomik özelliklerin ve gösterebileceği varyasyonların tariflenmesi üzerine olmuştur. Anatomik ve morfolojik parametreleri tarfilemek adına bir çok sınıflama yapılmıştır(6, 19, 20, 62, 67, 70, 71). Bu çalışmaların ışığında stiloid prosesi ve ait olduğu

kompleksin özelliklerini tariflemek için, uzunluk, açı (antero-posterior ve medio-lateral) ve morfolojik değerlendirme sınıflaması uygun görülmüştür.

2.3.4.1. Uzunluk

Literatür taramasında, stiloid proses ile ilgili en sık yapılan çalışmalar, bu yapının uzunluk değerlendirmeleri hakkında olmuştur. Bu konuyla ilgili ilk çalışmanın sahibi olan Eagle' a göre stiloid prosesin ortalama uzunluğu 25 mm olarak kabul edilmiş ve bu değerden fazla olarak ölçülen stiloid proseslerin 'uzamış' olarak kabul edilmesini savunmuştur(8). İlk tanımlamadan sonra yapılan bir kaç çalışmada elde edilen stiloid proses uzunluk ortalamaları 20- 32 mm arasında bulunmuştur(13, 18, 20, 62, 63, 65, 73-75, 77). Bu çalışmaların referans ettiği iki çalışmada da, stiloid prosesin uzunluğunun 30 mm yi geçmesi durumunda uzamış kabul edilebileceği savunmuştur(75, 81). Jung T. ve arkadaşlarının yaptıkları çalışma sonucunda, konvansiyonel grafiler üzerinde stiloid proses ölçümünün nasıl yapılacağına dair açıklama yapılmış olup araştırma grubunun % 65'inde stiloid proses uzunluğu 20-36 mm arasında bulunmuştur. Aynı çalışmada 45 mm yi geçen stiloid proses uzunluğunun, 'uzamış stiloid proses' olarak kabul edilmesi gerektiği fikrini öne sürmüşlerdir. Tüm bu bilgiler ışığında bu yapının uzunluğunun ortalama değerinin her çalışmada farklı elde edildiği söylenebilir. Stiloid proses uzunluğunun ölçümü söz konusu olduğunda, yapının tümünün görülebilir olması gerekliliği bir çok çalışmada da vurgulanmış bir gerçektir(7, 18, 77).

2.3.4.2. Açı

Stiloid proses ve ait olduğu kompleksin değerlendirme parametreleri içerisinde, açı değeri, son zamanlarda önemi anlaşılan yeni bir parameter olmuştur. Eagle sendromu olarak nitelendirilen, uzamış stiloid proses veya stilohyoid ligamentin ossifikasyonuna bağlı olarak gelişen bu fenomenin, sadece kompleksin ossifikasyonu veya stiloid prosesin normalden uzun olmasına bağlı olarak gelişmediği anlaşılmıştır. Bu yapıların çeşitli düzlemlere göre açısı ve dolayısıyla komşu anatomik dokularda meydana getirebileceği etkilerin de bu sendroma sebep olabileceği kabul görmüştür. Stiloid proses ait açılar 2 düzlemde incelenebilir. Bu açılar;

- *Mediolateral açı (MLA)*: Bu açı stiloid proses ile X aksı arasındaki açıyı tarifler ve stiloid prosesin çıkış yerindeki X aksı doğrultusuna göre mediale veya laterale olduğunu belirtir. Bu açının ölçüldüğü çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda, ölçümler, üç boyutlu hacimlendirilmiş görüntü üzerinde, koronal planda, her iki stiloid prosesin çıkış noktaları birleştirilerek oluşturan doğru ile stiloid prostesten geçen doğrunun arasında kalan açının değeri ölçülerek gerçekleştirilir. Bu açıdaki azalma, stiloid prosesin medial yönde eğimlenmesi ve ICA ile yaklaşması anlamına gelir. Tam aksi durumda, açıda azalma görüldüğünde ise stiloid prosesin x aksına ve dolayısıyla ECA ile yaklaşması anlamına gelir.
- *Anteroposterior açı (APA)*: Bu açı stiloid prosesinin uzun aksının sagittal planda anterior veya posterior olan eğimini gösterir. Bu açı değerinin değerlendirilmesi amacıyla yapılan iki çalışma mevcuttur. Bu çalışmalardan birinde kafa tabanı düzlemi ile stiloid proses arası açı ölçülürken, diğerinde ise McRae düzlemi (foramen magnumun ön ve arka açıklığını birleştiren doğru) ile proses arasındaki açı ölçülmüştür. Her iki çalışma da kendi ölçümlerine göre ortalama bir değer sunmuştur. Bu açının klinik önemi ise, artması durumunda, stiloid prosesin posterior yapıları olan XI. , XII. Kranial sinirler, ICA ve IJV yapılarının atlasın yan çıkıntıları ile stiloid proses arasına sıkışmasına neden olabilir.

2.3.4.3. Morfoloji

Stiloid prosesin morfolojik değerlendirilmesinde, bir çok çalışmada sınıflamalar özetlenecek olursa, şu varyasyonlar izlenebilir;

- a. *Stiloid prosesin tam veya parsiyel eksikliği*: Bu durumu değerlendirebilmek için 3 boyutlu inceleme gereklidir. Stiloid prosesin hiç oluşmaması veya sadece temporal kemiğe yakın baz kısmının bölgesel kemikleşmemesi sebebiyle izlenebilir.
- b. *Segmentasyon*: Bu radyolojik görüntü, stilohyoid ligamentin (embriyolojik olarak keratohyal bölümün) herhangi bir seviyesinde meydana ossifikasyon sonucu, bu kompleksin kesintili olarak izlenmesini tarifler.

Diagnozu ossifiye olan bölümün her iki uc kısmında da düzgün kemik korteksi izlenebilmesiyle konur.

- c. Tüm yapının ossifikasyonu: çok nadir bir bulgudur. Bu olgunun insidansını araştıran iki araştıma mevcuttur. Bu iki çalışmada insidanslar sırasıyla %0,9 ve %2 bulunmuştur(20, 82).
- d. Çift stiloid proses: Bu tanım stiloid prosesin proksimal bölümüne eşlik eden bir proksimal bölüm daha izlenmesi durumudur. İlk defa Basekim ve arkadaşları tarafından tariflenmiştir(70).

Literatürde yer alan çalışmalarda, morfoloji sınıflamasında, ‘fraktür’ sınıfından da bahsedilmiştir fakat bunun bir patoloji olduğu düşünülüp sınıflamaya eklenmemiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışma Grubu

3.1.1. Hasta Grubu

Bu retrospektif çalışmada inceleme yapılan hasta grubunun verileri, Hacettepe Üniversitesi Etik Kurul Komisyonu'na sunulan başvuru formunda da belirtildiği üzere, Tomoloji Maksillofasiyal Görüntüleme Merkezi'nin (2007, Ankara) görüntü arşivinden elde edildi. Çalışmanın bitiş tarihinden önce Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, radyoloji kliniğinde KIBT sisteminin kullanımına başlanmış olup, gerekli hasta sayısına ulaşıldığı için Anabilim Dalı arşivinden yararlanılmamıştır. İstatistiksel olarak, sınıfıçı korelasyon katsayısını gerçek değerinden en fazla %6 oranında hata ile bulabilmek için %90 güç ve %5 tip I hata düzeylerinde, çalışmaya en az 200 kişinin dahil edilmesi planlanmış ve çalışma 200 hasta verisi üzerinden gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya dahil edilen hastalar, stiloid proses veya stilohyoid komplekse ait herhangi bir patolojiye sahip olmayan hastalardan seçildi. Bu hastalar, görüntüleme merkezine, implant öncesi değerlendirme, yirmi yaş dişinin pozisyon değerlendirmesi, ortodontik değerlendirme veya mevcut herhangi bir lezyonun KIBT incelemesi amacı ile yönlendirilmiş hastalardan seçildi. KIBT incelemesi yapılan hastaların panoramik radyografileri de yine aynı arşivden elde edildi. İncelenecek yapının zaman içerisinde herhangi bir değişiklik göstermemesi için, panoramik radyografi ve KIBT incelemesi arasında en fazla 1 aylık bir sürenin olması şartı uygulandı. Bu şartı sağlamayan hastalar çalışmaya dahil edilmedi. Stiloid prosese ait herhangi tesadüfi bir patoloji veya varyasyon saptanan hastalar (stilohyoid zincir ossifikasyonu, stiloid prosesin yokluğu, segmente stiloid proses vb.), ölçüm için kullanılan referans noktasının tespit edilemediği hastalar, panoramik radyografisinde stiloid proses üzerine herhangi bir başka anatomik yapının süperpoze olduğu hastalar, panoramik radyografide açı ölçümü için kullanılan meatus acusticus externus'un kemiksel en alt noktasının izlenmediği hastalar çalışmaya dahil edilmedi. Literatürde tarif edildiği üzere, 8 yaşın altındaki hastalar, stiloid prosesin ossifikasyonunun tamamlanmamış olabileceği düşünülerek çalışmaya dahil edilmedi. Hasta grubunda herhangi bir üst yaş sınırı kriteri belirlenmedi.

Bu çalışma, retrospektif sonuç bildiren bir çalışma olup Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu tarafından onay almıştır.

3.2. Yöntem

3.2.1. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi Protokolü ve Çekim Kriterleri

Çalışmada kullanılan hastaların KIBT tarama verileri, Iluma CBCT Scanner (3M Imtec, Ardmore, Oklahoma, USA) cihazı ile 512x512 piksel matriksi ile 0.3 mm voksel büyüklüğü ile yapılmıştır. Kullanılan voksel morfolojileri izotropiktir. Yüksek frekanslı jeneratör ve sabit anot ile, 0,5 mm focal spot büyüklüğüne sahip cihazda, 120 kVp- 3-8 mA parametreleriyle çekim yapılmıştır. Kullanılan cihazdaki FOV boyutu sabit olup 24.4 x 19.6 cm büyüklüğündedir. 40 saniyelik çekim süresi ile 512x512 piksel görüntü matriksi ile oluşturulan görüntüler 0.3 mm kesit aralığı ile rekonstrükte edilir. Çalışmada kullanılan tüm KIBT görüntüleri tek radyoloji teknisyeni tarafından elde edilmiştir.

3.2.2. Panoramik Radyografi Protokolü ve Çekim Kriterleri

Çalışmada kullanılan panoramik radyografi verileri, Planmeca Promax 2D S3 (Planmeca Oy, Helsinki, Finland) cihazı ile elde edilmiştir. 0.5x0.5 cm focal spot büyüklüğüne sahip cihazda, 50-84 kVp, 8 mA ve 48 μm piksel büyüklüğü ise veri elde edilmiştir. Cihaz için magnifikasyon değeri üretici firma tarafından kesintisiz olarak 1-1.2 olarak sunulmuştur. Fakat çalışma içinde herhangi bir uyumsuzluk yaratmaması amacıyla panoramik radyografi üzerinde yapılan ölçümlerden önce ayrı bir kalibrasyon yapılmıştır.

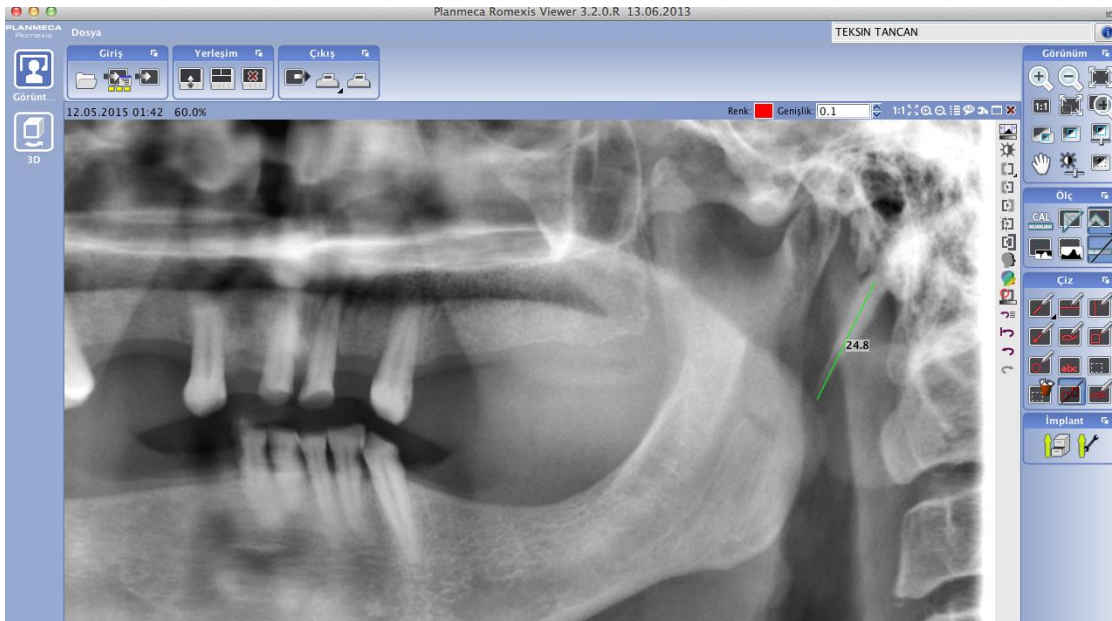
3.2.3. Panoramik Radyografi Ölçüm Kalibrasyonu

Panoramik radyografi ölçümlerinden önce, total dişsiz bir hastanın alt çenesine yerleştirilen, akrilik plak içerisine gömülü, cetvel uzunluğu 5 mm olan metal küre yardımıyla, panoramik radyografi final imajını oluşturan her bir piksel için kalibre edilmiş bir değer elde edildi. Görüntülerin her biri aynı piksel yoğunluğuna sahip olduğu için, her ölçüm öncesinde bu piksel değeri kullanılarak kalibrasyon yapıldı. KIBT görüntülerinin bir çok çalışmada ölçüm için altın referans olarak kabul edildiği düşünülerek KIBT ölçümleri

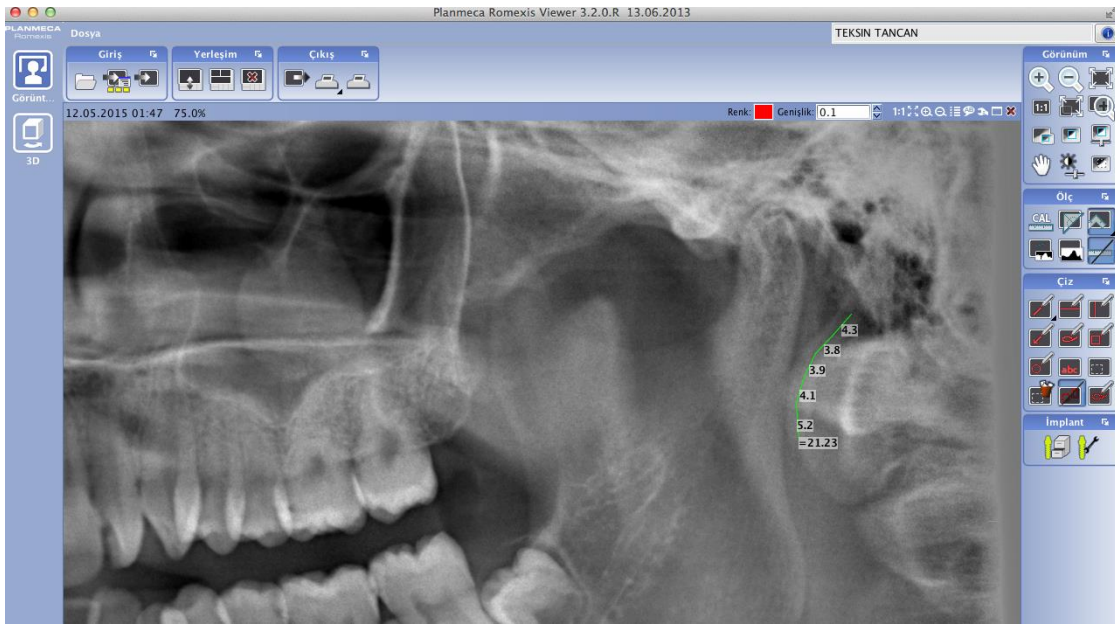
için herhangi bir kalibrasyon yapılmadı.

3.2.4. Panoramik Radyografi Ölçümleri

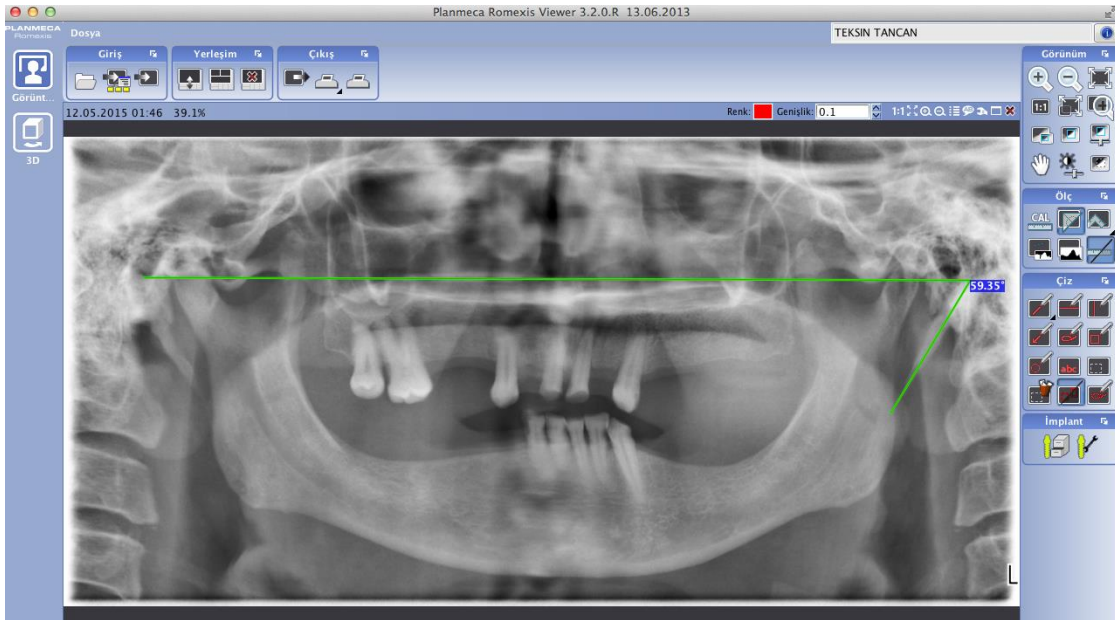
Panoramik radyografi ölçümleri uzunluk ve açı ölçümleri olarak iki parçaya gerçekleştirildi. Tüm ölçümler Planmeca Romexis 2.2.5R (Planmeca Oy) yazılımı aracılığıyla yapıldı. Uzunluk ölçümleri, çeşitli anatomik yapıların stiloid prosesin tabanına süperpoze olup ölçümü engellememesi amacıyla, Jung T. ve arkadaşlarının tarif ettiği metot ile yapıldı(11). Bu metoda göre ölçüme, stiloid prosesle komşu olan temporal kemiğin timpanik uzantısı ile arasındaki yarıktan başlandı(Fig 3.1). Başlangıcından sonra çeşitli eğimlenmeler gösteren stiloid proses ölçümleri birden çok ölçümün birleştirilmesi ile yapıldı(Fig. 3.2). Açı ölçümleri ise, ölçülen tarafta bulunan meatus acusticus externus'un kemiksel alt sınırından karşıt taraf aynı noktaya çizilen bir doğru vasıtasıyla yapıldı. Bu doğru ile stiloid prosesin radyolojik başlangıç ve bitiş noktasını birleştirilen doğru arasındaki açının ölçümü yapıldı(Fig. 3.3).



Figür 3.1: Panoramik radyografide stiloid proses ölçümü



Figür 3.2: Çeşitli açılanmalar gösteren stiloid prosesin parçalı ölçümü

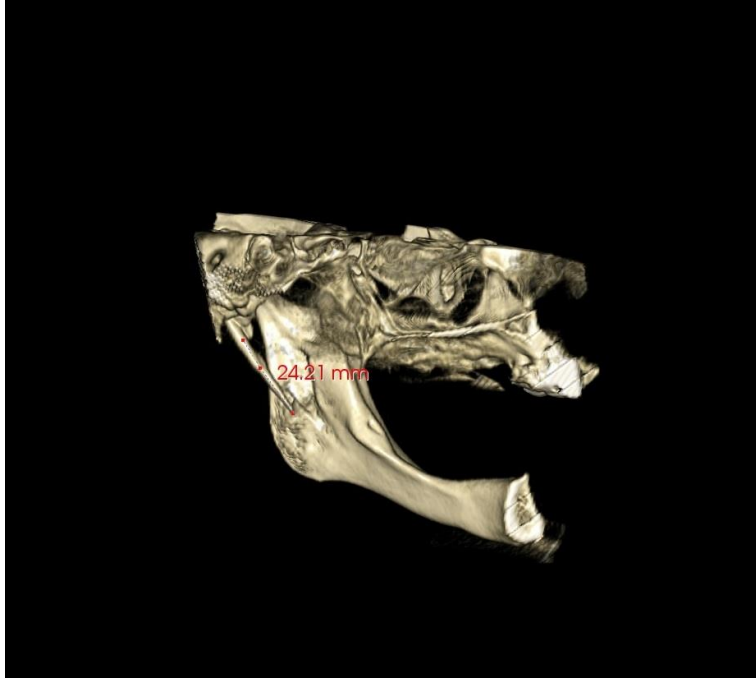


Figür 3.3: Panoramik radyografide stiloid proses açısı ölçümü

3.2.5. KIBT Ölçümleri

Çalışmaya dahil edilen hastaların KIBT verileri DICOM formatında kaydedildi. Tüm görüntüleme ve ölçümler her bir gözlemci tarafından Invivo Anatomage v.5.2.3 (Germany) yazılımı aracılığıyla gerçekleştirildi. DICOM dosyaları yazılıma aktararak, hacimlendirilmiş görüntüler elde edildi. Hacimlendirilmiş görüntüler üzerinde ölçümle ilgili olmayan anatomik yapılar kesilerek uzaklaştırıldı. Uzunluk ölçümleri için panoramik radyografi üzerinde kullanılan, Jung T. ve arkadaşlarının tariflediği metot kullanıldı (Fig.3.4)(11) Uzunluk ölçümleri, panoramik radyografi ölçümleri ile olabildiğince uyumlu olabilmesi için, referans noktalar dikkate alınarak, stiloid prosesin medial yüzeyinden gerçekleştirildi. Açık ölçümlerinde, mediolateral açı ölçümü, literatürde yer alan çalışmalarda kullanılan metotlar(18, 20, 70, 71) örnek alınarak gerçekleştirildi. Bu metotlara göre, her iki stiloid prosesin temporal kemiği terk ettiği noktalardan geçen bir doğru oluşturuldu ve stiloid prosesin radyolojik başlangıç ve bitiş noktalarından geçen doğru ile arasında oluşan açının ölçümü yapıldı. Mediolateral açı ölçümleri hacimlendirilmiş görüntü üzerinde, koronal planda gerçekleştirilmiştir. Anteroposterior ölçümler için, her hasta için orbita kemik tabanı ve meatus acusticus externus kemik tabanını birleştiren doğrular oluşturuldu. Sagittal planda, stiloid proses uzun aksı ile bu doğrunun yaptığı açı ölçüldü. Bu noktanın kolayca belirlenebilmesi için görüntü, superiorunda orbitanın kemik tabanı yer alacak şekilde kesildi. Anteroposterior açı ölçümü için literatürde çeşitli kaynaklarda değişik referans düzlemleri alınmıştır(18, 20, 70). Bu çalışmada ise referans edilen çalışmalardan farklı bir yöntem kullanılmış olup, ölçümün hangi metodla yapıldığından daha çok her hastada standart olarak uygulanabilmesinin önemli olduğu düşünülmüştür.

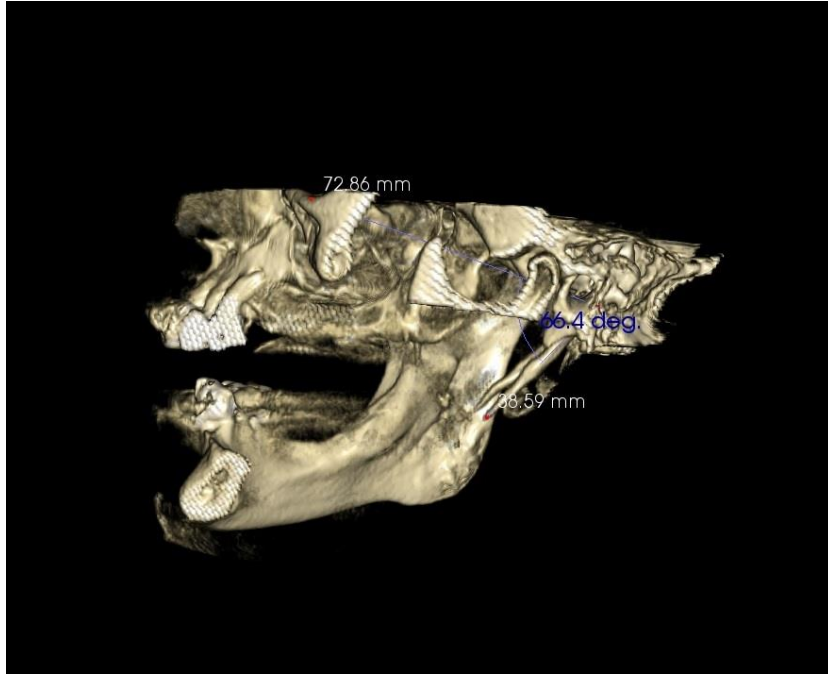
Çalışmada kullanılan tüm ölçümler üç gözlemci tarafından, farklı zamanlarda, aynı şartlarda ve birer kere ölçülmüştür. Gözlemciler arasındaki uyum için güvenilirlik katsayısı hesaplandı. Bu değerlendirmeye göre, 0'a yaklaşan katsayı değerlerinin, artan güvenilirliği ifade ettiği kabul edildi.



Figür 3.4 : Hacimlendirilmiş görüntülerde uzunluk ölçümü



Figür 3.5: Hacimlendirilmiş görüntülerde koronal planda stiloid prosese ait mediolateral açı ölçümü



Figür 3.6: Hacimlendirilmiş görüntülerde stiloid proses ait anteroposterior açı ölçümü

3.2.6. İstatistiksel Yöntem

İstatistik analizler IBM SPSS 21.0 paket programında yapıldı. Sayısal değişkenler ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerler ile özetlendi. Kategorik değişkenler ise sayı ve yüzde ile gösterildi. Gözlemciler içi ve gözlemciler arası uyum Cronbach alpha ve sınıf içi korelasyon katsayısı ile verildi. Yöntemler arasında ve sağ ile sol ölçümler arasında fark olup olmadığı tekrarlı ölçümlerde Varyans Analizi ile değerlendirildi. Ölçümler üzerinde sayısal değişkenlerin etkisinin olup olmadığı, Pearson Korelasyon Katsayısı ile gösterildi. Cinsiyet grupları arasında ölçüm farkı bakımından fark olup olmadığına ise Mann Whitney U testi ile bakıldı. Anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

Çalışmamız 200 hastaya ait panoramik ve KIBT görüntüleri üzerinde gerçekleştirildi. Bu hastalardan 123'ü kadın, 77'si erkekti. Hasta grubunun yaş ortalaması 45.7 olup, kadınlarda ortalama 45.5 erkeklerde ise 46 idi. Tüm gözlemciler tarafından elde edilen ölçümlerin minimum, maksimum, standart sapma ve ortalama değerleri Tablo 4.1. de sunulmuştur.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. Sapma
Pan sağ uzunluk 1	200	10,65	62,04	23,7888	7,47137
Pan sağ uzunluk 2	200	11,60	61,47	23,8829	7,52179
Pan sağ uzunluk 3	200	10,81	61,62	23,8513	7,52283
BT sol med 3	200	53,4	80,8	69,118	4,5833
Pan sağ aç 2	200	44,5	85,7	65,428	8,1457
Pan sağ aç 3	200	32,5	84,1	65,347	8,4740
Pan sol uzunluk 1	200	11,60	55,91	24,2829	7,49789
Pan sol uzunluk 2	200	11,6	56,2	24,361	7,5685
Pan sol uzunluk 3	200	11,71	66,42	24,4716	8,08916
Pan sol aç 1	200	45,9	93,2	66,831	8,1061
Pan sol aç 2	200	45,1	91,8	66,885	8,0783
Pan sol aç 3	200	45,3	94,2	66,888	8,1539
BT sağ uzunluk 1	200	11,30	63,90	25,3852	7,80604
BT sağ uzunluk 2	200	11,90	63,50	25,4848	7,79727
BT sağ uzunluk 3	200	11,50	64,90	25,4376	7,83543
BT sağ ant 1	200	49,7	86,3	69,701	5,7503
BT sağ ant 2	200	50,1	86,6	69,835	5,7643
BT sağ ant 3	200	49,8	85,9	69,906	5,7795
BT sağ med 1	200	54,0	83,4	69,467	4,6798
BT sağ med 2	200	57,0	86,6	69,627	4,6958
BT sağ med 3	200	54,8	87,1	69,720	4,7672
BT sol uzunluk 1	200	13,78	58,80	25,5125	7,67298
BT sol uzunluk 2	200	14,29	57,60	25,5997	7,63585
BT sol uzunluk 3	200	14,3	61,7	25,851	8,0810
BT sol ant 1	200	47,9	86,6	69,634	6,3915
BT sol ant 2	200	46,80	86,60	69,8009	6,26451
BT sol ant 3	200	47,2	86,7	69,776	6,1911
BT sol med 1	200	54,0	81,1	69,208	4,6181
BT sol med 2	200	53,2	82,2	69,234	4,5827
BT sol med 3	200	53,4	80,8	69,118	4,5833

Tablo 4.1. 1, 2 ve 3 numaralı gözlemciler tarafından elde edilen ölçümlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri. (Pan uzunluk: panoramikte SP uzunluk ölçümü değeri. Pan aç: panoramikte SP aç ölçüm değeri, BT uzunluk: KIBT'de SP uzunluk ölçümü. BT ant: KIBT'de SP'nin anteroposterior aç değeri. BT med: KIBT'de SP mediolateral aç değeri)

Ölçümler	Güvenilirlik katsayısı
Pan sağ uzunluk	,998
Pan sol uzunluk	,982
Pan sağ açısı	,986
Pan sol açısı	,995
BT sağ uzunluk	,999
BT sağ ant	,990
BT sağ med	,973
BT sol uzunluk	,984
BT sol ant	,988
BT sol med	,985

Tablo 4.2. Elde edilen ölçümlerdeki gözlemciler arası uyum için hesaplanan güvenilirlik katsayıları gösterilmiştir.

Gözlemciler arası güvenilirliğin yüksek olması nedeniyle istatistiksel değerlendirmelerde tek bir gözlemcinin (2. gözlemci) ölçümleri kullanıldı.

Uzunluk ölçümleri analizi sonucunda, sağ ve sol uzunluk ölçümlerinin tetkik içi kıyaslanmasında, panoramik ve KIBT için istatistiksel anlamlı farklılık saptanmadı (Panoramik için $p=0,148$ iken KIBT için $p=0,703$ olarak bulundu). Bu sonuçlar değerlendirildiğinde, aynı hastanın sağ ve sol stiloid proseslerinin uzunluk parametresine göre simetrik olduğu söylenebilmektedir. İstatistiksel değerlendirmede, uzunluk ölçümleri için ise tetkikler arası istatistiksel anlamlı farklılık mevcuttu ($p=0,00$). Bu durum panoramik ve KIBT uzunluk ölçüm değerlerinin her hasta için birbirinden farklı olduğu işaret etmektedir.

Açı ölçümleri analizi sonucunda, tetkik içi değerlendirmede, panoramik ölçümlerde sağ ve sol arası anlamlı farklılık bulundu ($p=0,001$). KIBT' de yapılan anteroposterior açı ölçümlerinde, sağ ve sol ölçümler arasında anlamlı farklılık saptanamadı ($p=0,917$). KIBT' de yapılan mediolateral açı ölçümlerinde ise sağ ve sol ölçümler arasında anlamlı farklılık bulunamadı ($p=0,294$). Panoramik radyografide ölçülen açı ile KIBT anteroposterior ve mediolateral açı ölçümü arasında istatistiksel anlamlı farklılık mevcuttu ($p=0,000$).

Panoramik radyografide ölçülen SP'in açı değerinin, KIBT ölçümlerinde ölçülen anteroposterior ve mediolateral açı ölçümlerinin hangisinden daha fazla etkilendiğini bulmak için yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda korelasyon katsayıları Tablo 4.3'te verilmiştir. Bu verilere göre panoramik radyografide elde edilen sağ ve sol SP açı değerlerinin, KIBT'de elde edilen açı ölçümlerinden anteroposterior açı değeri ile daha kuvvetli bir ilişkisi olduğu gösterilmiştir.

	KIBT AÇI ÖLÇÜMÜ	
	Anteroposterior	Mediolateral
Panoramik sağ SP açı ölçüm	0,474	-0,16
Panoramik sol SP açı ölçüm	0,611	0,24

Tablo 4.3. Panoramik açısı ile KIBT açıları arasındaki ilişkiyi gösteren korelasyon katsayıları tablosu

Panoramik radyografi ve KIBT uzunluk ölçümleri arasında farklılıklar bulunmuştur. Bu farklılıklar Tablo 4.4 ve Tablo 4.5'te sunulmuştur. Her iki fark değeri arasındaki değişkenlik, ölçülen bazı vakalarda panoramik radyografi uzunluğunun KIBT ölçümünden fazla olması, bazı vakalarda ise KIBT ölçümünün panoramik radyografi ölçümünden fazla olmasından dolayı mutlak değer ve doğal değer arasında farklılıklar bulunmuştur. Bu değerler Tablo 4.4'te değişim değeri olarak hesaplanırken, Tablo 4.5 'te sayısal değer olarak hesaplanmıştır.

Cinsiyet		SAĞ_UZUNLUK_FARK_ABS	SOL_UZUNLUK_FARK_ABS
K	Ortalama	2,3834	2,0185
	Std. Sapma	1,80566	1,67640
	N	123	123
	Median	2,0900	1,5200
	Minimum	,02	,01
	Maximum	10,35	9,10
E	Ortalama	2,4870	2,2194
	Std. Sapma	1,85211	1,58238
	N	77	77
	Median	2,2200	1,9900
	Minimum	,11	,03
	Maximum	10,39	7,19
Total	Ortalama	2,4233	2,0959
	Std. Sapma	1,81974	1,63975
	N	200	200
	Median	2,1450	1,7650
	Minimum	,02	,01
	Maximum	10,39	9,10

Tablo 4.4. Panoramik- KIBT ölçümleri mutlak değer verileri

Cinsiyet		SAĞ_UZUNLUK_FARK	SOL_UZUNLUK_FARK
K	Ortalama	-1,2254	-1,3220
	Std.Sapma	2,73382	2,27076
	N	123	123
	Median	-1,6300	-1,1800
	Minimum	-9,09	-9,10
	Maximum	10,35	4,48
E	Ortalama	-2,2034	-1,1058
	Std. Sapma	2,18591	2,50105
	N	77	77
	Median	-2,2200	-1,5500
	Minimum	-10,39	-6,84
	Maximum	2,66	7,19
Total	Ortalama	-1,6019	-1,2388
	Std. Deviation	2,57573	2,35823
	N	200	200
	Median	-1,8700	-1,3950
	Minimum	-10,39	-9,10
	Maximum	10,35	7,19

Tablo 4.5. Panoramik- KIBT sayısal değer verileri

Çalışmada asıl incelenen konu olan her iki tetkik arasındaki uzunluk farkının, hangi değişkenden etkilendiğine dair yapılan korelasyon çalışmasında elde edilen değerler Tablo 4.6. da sunulmuştur. Bu değerlere göre panoramik radyografi ve KIBT uzunluk ölçümlerinde ortaya çıkan farkın, panoramik radyografi açısı, KIBT anteroposterior açı veya KIBT mediolateral açı ile ilişkili olmadığı gösterilmiştir.

	BT ÖLÇÜMLERİ		PANORAMİK ÖLÇÜMLERİ
	Anteroposterior	Mediaolateral	
Sağ ölçümlerdeki farklılık	,075	,090	-,036
Sol ölçümlerdeki farklılık	,074	-,006	,082

Tablo 4.6. Sağ ve solda ölçülen değerlerin farklılığının ölçümlerle korelasyonu sonucu ortaya çıkan korelasyon katsayısı tablosu

Aynı hastaya ait stiloid proseslerin iki görüntüleme yöntemi aracılığı ile elde edilen ölçümler arasındaki mutlak değer farklılıklarının, yapının uzunluğu ile herhangi bir ilişkisi olup olmadığını araştırmak için korelasyon hesaplaması yapılmıştır. Bu hesaplamada, ortaya çıkan ölçüm farklılıkları için, değişimi ifade eden ‘mutlak değer’ verileri kullanılırken, stiloid proses uzunlukları için ise gerçeğe daha yakın olduğu kabul edilen KIBT ölçümleri kullanılmıştır. Bu karşılaştırmada Pearson korelasyon katsayısı kullanılmıştır. Hesaplama sonucu ortaya çıkan değerler Tablo 4.7’ de sunulmuştur.

		SOL_UZUNLUK_FARK_ABS
KIBT Sol uzunluk	Pearson Korelasyon Katsayısı	,247**
	p değeri	,000
		SOL_UZUNLUK_FARK_ABS
KIBT Sağ uzunluk	Pearson Correlation	,175**
	p değeri	,013

Tablo 4.7. Stiloid proses uzunluğu ile farklı görüntüleme yöntemleri arasında ortaya çıkan ölçüm farklılıklarının korelasyon hesaplaması sonucu elde edilen korelasyon katsayıları ve p değerleri

Bu sonuçlara göre, p değerleri anlamlı olarak nitelendirilmiş, fakat elde edilen korelasyon katsayısı değerleri düşük hesaplandığından dolayı, stiloid proses uzunluğu ile iki görüntüleme yöntemi ile ölçülen ölçümlerin farklılığı arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Bu bilgilerin ışığında, stiloid proses gerçek uzunluğunun, farklı görüntüleme teknikleri ile yapılan ölçümler arasında oluşan farklılıklara etki etmediği söylenebilmektedir.

Ayrıca ortaya çıkan bu farklılığın istatistiksel olarak yaş veya cinsiyetle olan ilişkisi değerlendirilmiş fakat her iki değerlendirmede de anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. P değerleri Tablo 4.8' de sunulmuştur.

Uzunluk Farklılıkları(ABS)	Yaş	Cinsiyet
Sağ	0,605	0,633
Sol	0,220	0,233

Tablo 4.8. Mutlak değer (değişim) farklılıklarının yaş ve cinsiyetle ilişkisinde hesaplanan p değerleri

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, aynı hastanın aynı zamanda elde edilen panoramik radyografi ve KIBT görüntüleri aracılığıyla, stiloid proses uzunluğu ve açılanmaları ölçülerek, ortaya çıkan farkın ölçülen herhangi bir parameter ile ilişkisi olup olmadığını araştırmak amacıyla gerçekleştirilmiştir.

Panoramik radyografi, diş hekimliğinde en sık kullanılan radyolojik tetkiktir. Günümüzde, radyoloji ve fizik alanındaki gelişmelerin diş hekimliği radyolojisine yansımalarının bir sonucu olarak KIBT sistemleri ulaşılabilir ve kullanılabilir olmuştur. KIBT sistemleri ile elde edilen görüntüler, panoramik radyografi ve diğer iki boyutlu grafilerde olduğunun aksine, incelenen alan boyunca herhangi bir süperpozisyon ya da distorsiyon göstermediği için, diş hekimliğinde kullanımı günden güne artmaktadır. Bu sistemlerin kullanımı arttıkça, üçüncü boyutun görüntülenmesine ihtiyaç duyulan; implant sahasının cerrahi öncesi değerlendirilmesi, lezyon sınırlarını belirleme, mandibular kanal varyasyonlarını değerlendime, anatomik yapıların uzunluk ve açı değerlendirilmesi, periapikal lezyonların değerlendirilmesi, gömülü dişlerin lokalizasyonunun belirlenmesi gibi bir çok klinik olguda, panoramik radyografiye olan eğilim azalmaktadır.

KIBT sistemlerinin kullanımı arttıkça, bu sistemin özellikleri ve bu özelliklerin güvenilirlikleri hakkında da bir çok çalışma yapılmıştır. KIBT görüntüleri üzerinde mesafe ölçümünün güvenilirliğini değerlendiren çalışmalarda, ölçümler altın standart olarak kabul edilen, model üzerinden cetvelle ölçme metoduyla gerçekleştirilmiş ve KIBT ölçümlerinde elde edilen sonuçlar ile arasında istatistiksel olarak farklılık bulunamamıştır(47, 83-93). Bu araştırmaların ışığında, literatürde, KIBT sistemlerinin ölçümleri sıklıkla lateral sefalometrik grafi ölçümleriyle kıyaslanmış ve KIBT ölçümlerinin açık bir şekilde güvenilir olarak kullanılabileceği vurgulanmıştır(45-47, 94-101). Diğer bir çalışmada ise, Tomasi C. ve ark. iki farklı eğimde elde edilen KIBT görüntülerinin güvenilirliğini ve tekrarlanabilirliğini değerlendirmiş ve KIBT ölçümlerinin obje-hasta pozisyonundan etkilenmeksizin, yüksek güvenilirlikte ve tekrarlanabilir olduğunu sunmuşlardır(102). Lateral sefalometrik grafiler, özellikle ortodontik değerlendime amaçlı, açı ölçümlerinin en sık ve güvenilir olarak yapıldığı ve magnifikasyonun kabul edilebilir düzeyde olduğu iki

boyutlu grafler olarak nitelendirildiği için KIBT aracılığıyla yapılan açđ ölçümleri, çalışmalarda, genellikle lateral sefalometrik graflerle karşılaştırılmıştır. Bu çalışmalardan biri olan çalışmada Nalçacı ve ark. konvansiyonel lateral sefalometrik grafi ve KIBT görüntüleri aracılığıyla elde edilen üç boyutlu sefalometrik görüntülerde 14 açđ ölçümü gerçekleştirmiş olup bu açılardan sadece 2 açıda (U1-NA ve U1-SN) anlamlı farklılık bulmuşlardır(100). Bu farklılığın gerekçesini ise U1 noktası olarak bilinen maksillar keser diş apeksinin, konvansiyonel graflerde lokalizasyonun tam olarak belirlenememesinden kaynaklandığını savunmuşlardır. Bir çok çalışmada da yer aldığı gibi bu çalışmada da KIBT görüntüleri üzerinde yapılan açđ ölçümlerinin güvenilirliğinden bahsedilmiştir.

Panoramik radyograflerde yapılan uzunluk ölçümleri ise, gerek projeksiyon geometrisinden kaynaklı magnifikasyonun kaçınılmaz olması, gerekse tekniğin hasta pozisyonlandırılmasına çok hassas olmasından dolayı her zaman güvenilir kabul edilemez. Konvansiyonel ve dijital panoramik cihazların çalışma prensibinin aynı olmasından dolayı bu durum her iki teknik için aynı kabul edilir(103). Genellikle üretici firmalar, her cihaza özđü magnifikasyon değerini sunarlar. Doğru hasta pozisyonlandırılmasında bu magnifikasyon değerine yakın değerler elde edilebileceği düşünülür. Larheim ve Svanaes, yaptıkları çalışmada, hastanın cihaz içerisinde uygun konumlandırılması durumunda, tekrarlanan ölçümler arasındaki farklılığın azaldığını bulmuşlardır. Aynı çalışmada araştırmacılar, aynı kişi tarafından yapılan hasta pozisyon ayarlaması ve çekimi sonucu en güvenilir panoramik ölçümlerinin yapılabileceğini öne sürmüşlerdir(104). Hasta pozisyonlandırılmasının, ölçüm güvenilirliğine olan etkisi üzerine yapılan diğer bir araştırmada ise Stramotas ve ark. çeşitli baş pozisyonlandırılmaları sonucunda elde edilen ölçümlere göre, ölçüm güvenilirliğinin en çok başın anterior yönde yukarıya doğru kaldırılmasıyla bozulduğunu, okluzal düzlemin 10° nin altında laterale eğimlendirilmesiyle, sonuçlarda anlamlı farklılık bulamadıklarını belirtmişlerdir(3). Aynı çalışma içersininde açđ ölçümlerinin ise okluzal düzlem eğiminde yapılan değişikliklerden çok fazla etkilenmediğini, yine anterior yönde başın yukarı kaldırılmasının açđ ölçümlerini etkilediğini savunmuşlardır. Literatürdeki bu çalışmaların verileri dikkate alınarak, çalışmamızda kullanılan panoramik radyograflarda karşılaşılan ve pozisyonlandırma hatası olduğu düşünölen hastalar çalışmamıza dahil edilmemiştir.

Panoramik radyografilerde yapılan ölçümlerin güvenilirliği ve tekrarlanabilirliğini olumsuz yönde etkileyen bir diğer önemli faktör de röntgen cihazının kalibrasyonudur(2, 103, 105, 106). Cihaz kalibrasyon ayarlarının düzenli bir şekilde yapılmamış olmasının, panoramik radyograf üzerinde gerçekleştirilen anatomik ölçümlerin tekrarlanabilirliğini olumsuz yönde etkilediği bulunmuştur. Çalışmamızda retrospektif bir değerlendirme amaçladığından dolayı, radyografların elde edildiği cihazların kalibrasyon ayarları konusunda net bir bilgi elde edilememiştir.

Literatür incelemesinde panoramik radyografi ve KIBT ölçümlerini bir arada karşılaştıran az sayıda çalışma bulunmuştur(84, 107-109). Bu çalışmalar; diş uzunluğu ölçümlerinin karşılaştırılması(84, 108), diş köklerinin mesio-distal eğimlerinin karşılaştırılması(107) ve stiloid proses uzunluklarının karşılaştırılması(109) hakkındadır. Bu çalışmalardan, stiloid prosesin karşılaştırıldığı çalışma ele alınacak olursa; literatür incelemesinde bu yapının ölçümlerinin karşılaştırıldığı başka herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Stiloid proses ile ilgili uzunluk ölçümü ve stilohyoid zincirin değerlendirilmesi ile ilgili bir çok çalışma literatürde mevcuttur(10, 11, 15, 17, 20, 70, 71, 110), fakat farklı iki teknikle ölçülen stiloid proses uzunluğunu karşılaştıran tek çalışma Nayak ve ark. tarafından yapılmıştır(109). Nayak ve ark., Eagle sendromu bulguları nedeniyle tedavi altında olan 39 hastadan oluşan çalışmada, panoramik radyografi ve hacimlendirilmiş BT görüntüleri üzerinde, stiloid prosese ait uzunlukları ve medial açılanmaları ölçmüştür. Bizim çalışmamızda 'stiloid proses panoramik açısı' olarak belirtilen açı ölçümünü, Nayak ve ark. 'panoramik radyografide ölçülen medial açılanma' olarak tariflemişlerdir. Nayak ve ark. bu bahsedilen 4 değişkeni (panoramik-BT görüntülerinde uzunluk-açılama) istatistiksel olarak değerlendirmiş ve sadece sol stiloid proseste panoramik ve BT arasında medial açılanma değişkeninde anlamlı farklılık bulmuşlardır. Diğer ölçümlerin karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamışlardır. Nayak ve arkadaşlarının karşılaştığı bu istatistiksel olarak anlamsız sonucun, çalışmaya dahil edilen hasta sayısının azlığından kaynaklanabileceğini öne sürmüşlerdir. Bu çalışma örnek alınarak, bizim çalışmamızda elde edilecek verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde eksiklik ortaya çıkmaması amacı ile ilk öncelikle istatistik uzmanı ile yapılacak ölçümler değerlendirilmiş ve istatistiksel olarak güçlü kabul

edilebilecek örnek sayısının 200 olduğuna karar verilmiştir. Bu çalışma ile kıyaslandığında bizim çalışmamızda, KIBT ölçümlerinde stiloid prosese ait anteroposterior ve mediolateral olmak üzere iki farklı yöndeki açıların ölçümü yapılmış ve bu açılar panoramik radyografide ölçülen açı ile kıyaslanmıştır. İstatistiksel değerlendirme sonucunda panoramik radyografi açısı ile KIBT'deki anteroposterior açı arasında anlamlı bir ilişki bulunmuş olup, panoramik radyografide ölçülen stiloid proses açısının, KIBT'de ölçülen anteroposterior açıyla ilişkili olarak şekillendiği düşünülmüştür. Nayak ve arkadaşları ise panoramik radyografi ve BT'de ölçülen açılar arasında anlamlı farklılık bulmuşlardır. Çalışmamızın sonuçları, bize, Nayak ve arkadaşlarının BT'de sadece mediolateral açıyı ölçmüş olmalarından dolayı bu farklılığı bulduklarını düşündürmüştür. Eğer bu çalışmada da stiloid prosese ait açı ölçümleri, 'mediolateral' ve anteroposterior olarak gerçekleştirilmiş olsaydı, bizim çalışmamızla yakın sonuçlar elde edileceğini düşünülmüştür.

Aynı çalışmada, panoramik radyografi ve BT'de stiloid proses uzunluk ölçümleri arasında en az 1 en çok 10 mm olmak üzere ortalama 2.55 mm olarak fark bulmuşlardır. Araştırmacılar bu farkın, panoramik radyografide stiloid proses bölgesinde Keur ve ark tarafından ön görülen %11 lik genişleme sebebiyle olabileceğini savunmuşlardır(73). Bizim çalışmamızda ise ortalama 2.42 mm'lik bir fark ortalaması elde edilmiş olup, bu farkın ölçümü yapılan herhangi bir değişkenle korelasyonu olup olmadığı değerlendirilmiştir. Bu ölçüm farklılığı, panoramik radyografi veya KIBT aracılığıyla ölçülen açı ölçümlerinde elde edilen hiçbir ölçümle ilişkilendirilememiştir. Ayrıca gerçek uzunluğu daha iyi yansıttığı düşünülen KIBT ölçümlerinde elde edilen stiloid proses uzunluğu ile her iki tetkik arasında hesaplanan farklılık değeri arasında korelasyon değerlendirilmesi yapılmıştır. Bu değerlendirme sonucunda stiloid prosesin uzunluğunun, görüntüleme yöntemleri arasında oluşabilecek ölçüm farklılıklarıyla ilişkisi olmadığı bulunmuştur. Ortaya çıkan ölçüm farklılığının yaşla veya cinsiyetle de herhangi bir ilişkisi olmadığı korelasyon hesaplaması ile desteklenmiştir.

Çalışmamızda her panoramik radyografi ölçümlerinden önce kendi içinde, cihaz özelliklerine göre kalibre edilmiştir. Önceden boyutları bilinen metal top aracılığı ile elde edilen kalibrasyon değerleri her uzunluk ölçümünden önce uygulanmıştır. Kalibrasyon için

ağız içerisinde mümkün olan en arka noktaya yerleştirilen metal topun stiloid prosese en yakın bölgede olması ve bu bölgenin final radyografta ortaya çıkan yaklaşık magnifikasyon değerine ulaşmak amaçlanmıştır. Her panoramik radyografi cihazı için üretici firmaları tarafından sunulan magnifikasyon değerinin birden çok parametreye bağlı olarak değişkenlik gösterdiği düşünülerek, çalışmaya dahil edilen radyograflarda kullanılması en uygun olan magnifikasyon değerinin hesaplanması amacıyla bu yöntemle başvurulmuştur.

Panoramik radyograflar üzerinde yürütülen bu retrospektif çalışmada, hasta pozisyonlandırılmasında herhangi bir standardizasyon uygulanmasının mümkün olmadığı düşünülerek, çalışmaya sadece tek bir radyoloji teknisyeni tarafından elde edilen panoramik radyograflar dahil edilmiştir. Larheim ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre, aynı radyoloji teknisyeni tarafından elde edilen panoramik radyografi üzerinde gerçekleştirilecek anatomik ölçümlerin farklı kişilerce elde edilen radyograflar üzerinde yapılan ölçümlere nazaran çok daha güvenilir ve tekrar edilebilir bulunmuştur(104).

. Literatürdeki çalışmaların ışığında, ortaya çıkan bu farklılık için gözlemciler tarafından iki limitasyon öne sürülmüştür. Bunlardan ilki, panoramik radyografların elde edildiği cihazın belirli aralıklarla kalibre edilmemiş olma ihtimali, ikincisi ise her panoramik radyografi çekimi için hasta pozisyonlandırılmasının standardize edilememiş olmasıdır. Retrospektif bir değerlendirme içeren bu çalışmamızda, hasta pozisyonlandırılmasının standardize edilebilmiş olması söz konusu değildir. Literatürde, panoramik radyografide baş pozisyonun etkisini değerlendirmek için yapılan bir çalışmada, açı ve uzunluk ölçümlerinin güvenilirliğinin, okluzal planın anterior yönde hareketi ile azaldığı gösterilmiştir(3). Bu bilgi dikkate alınarak, retrospektif çalışmamıza dahil edilen panoramik radyografilerde yapılan pozisyonlandırma hataları sebebiyle ortaya çıkan değişken magnifikasyon oranının, ölçüm farklılıklarına sebep olduğu fikri savunulabilir.

Bizim çalışmamızda yer alan istatistiksel değerlendirme sonucunda, panoramik radyografide ölçülebilen stiloid proses açısının, KIBT görüntülerinde, sagittal planda, horizontal düzlem ile stiloid proses arasındaki açıyı tarifleyen ‘anteroposterior açı’ ile

doğrudan ilişkili olduğu gösterilmiştir. Bu ilişkiye göre panoramik radyografide horizontal düzlemlerle stiloid proses arasındaki açının azalması durumunda stiloid prosesin anatomik pozisyona göre anteriora meyillendiği söylenebilir. Bu açısal uyum sayesinde anterior yönde eğilim gösteren stiloid prosesin ortaya çıkarabileceği semptomlar olan tonsillar fossada baskı hissi, yutkunma ve başın çeşitli hareketlerinde ortaya çıkan boğaz ağrısı şikayetlerinin varlığında, panoramik radyografi ile ön değerlendirmenin diagnostik değeri arttırılmıştır.

Stiloid prosese ait açı ölçümlerinden, mediolateral ölçüm değerini belirlemek için, bir çok çalışmada da kullanılmış olan metot uygulanarak her iki stiloid proses tabanını birleştiren doğru ile stiloid prosesin koronal planda yaptığı açı ölçülmüştür(19, 20, 70). Literatürde, stiloid prosese ait anteroposterior açı değerinin incelendiği sadece iki çalışmada yer almaktadır ve her iki çalışmada da araştırmacılar farklı ölçüm teknikleri kullanmışlardır. Araştırmalardan birisi stiloid proses uzun aksı ile kafa tabanı çizgisi olarak kabul edilen, nasion ve opisthion noktalarından geçen doğru arasındaki açıyı hesaplarken, diğeri ise McRae's çizgisi ile arasındaki açıyı hesaplamıştır(19, 20). Bizim çalışmamızda ise orbitanın kemik alt sınırı ile meatus acusticus eksternusun kemik alt sınır noktalarından geçen doğru, referans olarak kullanılmıştır. Bu çalışma herhangi bir şekilde insidans, normal uzunluk değer aralığı ya da normal açı değeri aralığı vermeyi amaçlamadığı için, ölçümlerde referans alınan noktalar belirlenirken literatürde tariflenen metotlara uyma çabası gösterilmemiştir. Çalışmanın verilerinin başarılı bir şekilde elde edilebilmesi için her hastada uygulanabilecek, gözlemciler arasında pratik kabul edilen bir yöntem tercih edilmiştir. Her hastadan farklı görüntüleme yöntemleri aracılığıyla elde edilen ölçümlerin farklılığının yine aynı hastanın referans doğruları ile stiloid proses arasında yapılan ölçümlerle karşılaştırıldığı için sonucu etkilemeyeceği düşünülmüştür.

Sonuç olarak, panoramik radyografi ile KIBT ölçümleri ile arasındaki değer farklılığının, stiloid prosesin kafa tabanı içerisindeki açısal pozisyon değişikliklerinden etkilenmediği düşünülmüş olup bu farklılığın panoramik radyografi tekniğinin doğasından ve uygulama standardizasyonunun her hasta için sağlanamamasından kaynaklandığı değerlendirilmiştir. Bilindiği üzere panoramik radyografide izlenebilen her anatomik bölge final radyografide farklı bir magnifikasyon katsayısına sahiptir. Kalibrasyon için kullanılan

bölge ile stiloid proses bölgesinin magnifikasyon katsayısı değerlerinin birbirinden farklı olmasının da bu ölçüm farklılığına sebep olma ihtimali, araştırmacılar tarafından bir eksiklik olarak düşünülmüştür. Elde edilen sonuçlara göre, stiloid proses uzunluk değerlendirilmesinde 3 boyutlu görüntüleme tekniği kullanılmasının gerekliliği düşünülmüştür. Bununla birlikte panoramik radyografinin diagnostik açıdan sadece stiloid prosesin anterior yönde eğimlenmesi hakkında klinisyenler için yararlı bir kriter olabileceği düşünülmüştür.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmada, panoramik radyografi ve KIBT görüntüleri üzerinde gerçekleştirilen uzunluk ölçümleri arasında herhangi bir farklılık olup olmadığı araştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre;

- Aynı hastada, stiloid proses uzunlukları açısından, panoramik radyografi ve KIBT ölçümleri arasında farklılıklar bulunmuştur.
- Bu farklılık, stiloid prosesin uzunluğu, mediolateral açısı, anteroposterior açısı, yaş ve cinsiyet parametrelerinden hiçbiri ile ilişkilendirilememiştir.
- Panoramik radyografide ölçülen stiloid proses açılanmasının, KIBT aracılığıyla ölçülen anteroposterior açı ile uyumlu olduğu bulunmuştur.

Elde edilen bu sonuçlara göre, panoramik radyografilerin, stiloid prosese ait uzunluk ölçümlerin değerlendirilmesi için değerli bir radyolojik yöntem olmadığı sonucuna varılmıştır. Panoramik radyografilerde değerlendirilebilecek stiloid prosesin morfolojik özelliğinin ise, sadece anterior yöndeki eğimlenmesi olabileceği düşünülmüştür. Stiloid prosese ait morfolojik veriler elde etmek için 3 boyutlu görüntüleme yöntemlerinin önemli olduğu vurgulanmıştır.

Bu çalışmadan yola çıkılarak planlanacak çalışmalarda, panoramik radyografi cihazının düzenli olarak kalibre edilmiş olmasına özen gösterilmesi gerektiği düşünülmüştür. Ayrıca prospektif bir çalışma planlanması halinde magnifikasyon katsayısının tahmini değerinin hesaplanması için kullanılacak anatomik bölgenin stiloid proses bölgesine daha yakın olması gerektiği önerilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Nikneshan S, Sharafi M, Emadi N. Evaluation of the accuracy of linear and angular measurements on panoramic radiographs taken at different positions. *Imaging Science in Dentistry*. 2013;43(3):191-6.
2. Razi T, Moslemzade SH, Razi S. Comparison of linear dimensions and angular measurements on panoramic images taken with two machines. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. 2009;3(1):7-10.
3. Stramotas S, Geenty JP, Petocz P, Darendeliler MA. Accuracy of linear and angular measurements on panoramic radiographs taken at various positions in vitro. *European Journal of Orthodontics*. 2002;24(1):43-52.
4. Wyatt DL, Farman AG, Orbell GM, Silveira AM, Scarfe WC. Accuracy of dimensional and angular measurements from panoramic and lateral oblique radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1995;24(4):225-31.
5. A H. Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2014. sf.175-225
6. Murtagh RD, Caracciolo JT, Fernandez G. CT findings associated with Eagle syndrome. *AJNR American Journal of Neuroradiology*. 2001;22(7):1401-2.
7. Nakamaru Y, Fukuda S, Miyashita S, Ohashi M. Diagnosis of the elongated styloid process by three-dimensional computed tomography. *Auris, Nasus, Larynx*. 2002;29(1):55-7.
8. Eagle WW. Elongated styloid process. Reported two cases. *Archives of Otolaryngology (Chicago, Ill : 1960)*. 1937;25:584-7.
9. Alpoz E, Akar GC, Celik S, Govsa F, Lomcali G. Prevalence and pattern of stylohyoid chain complex patterns detected by panoramic radiographs among Turkish population. *Surgical and Radiologic Anatomy : SRA*. 2014;36(1):39-46.
10. Balcioglu HA, Kilic C, Akyol M, Ozan H, Kokten G. Length of the styloid process and anatomical implications for Eagle's syndrome. *Folia Morphologica*. 2009;68(4):265-70.

11. Jung T, Tschernitschek H, Hippen H, Schneider B, Borchers L. Elongated styloid process: when is it really elongated? *Dentomaxillofacial Radiology*. 2004;33(2):119-24.
12. Kursoglu P, Unalan F, Erdem T. Radiological evaluation of the styloid process in young adults resident in Turkey's Yeditepe University faculty of dentistry. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*. 2005;100(4):491-4.
13. More CB, Asrani MK. Evaluation of the styloid process on digital panoramic radiographs. *The Indian Journal of Radiology & Imaging*. 2010;20(4):261-5.
14. Oztas B, Orhan K. Investigation of the incidence of stylohyoid ligament calcifications with panoramic radiographs. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*. 2012;3(1):30-5.
15. Sudhakara Reddy R, Sai Kiran C, Sai Madhavi N, Raghavendra MN, Satish A. Prevalence of elongation and calcification patterns of elongated styloid process in south India. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2013;5(1):e30-5.
16. Ilguy D, Ilguy M, Fisekcioglu E, Dolekoglu S. Assessment of the stylohyoid complex with cone beam computed tomography. *Iranian Journal of Radiology : a quarterly journal published by the Iranian Radiological Society*. 2012;10(1):21-6.
17. Oztunc H, Evlice B, Tatli U, Evlice A. Cone-beam computed tomographic evaluation of styloid process: a retrospective study of 208 patients with orofacial pain. *Head & Face Medicine*. 2014;10:5.
18. Gozil R, Yener N, Calguner E, Arac M, Tunc E, Bahcelioglu M. Morphological characteristics of styloid process evaluated by computerized axial tomography. *Annals of Anatomy = Anatomischer Anzeiger : Official Organ of the Anatomische Gesellschaft*. 2001;183(6):527-35.
19. Onbas O, Kantarci M, Murat Karasen R, Durur I, Cinar Basekim C, Alper F, et al. Angulation, length, and morphology of the styloid process of the temporal bone analyzed by multidetector computed tomography. *Acta Radiologica (Stockholm, Sweden : 1987)*. 2005;46(8):881-6.

20. Ramadan SU, Gokharman D, Tuncbilek I, Kacar M, Kosar P, Kosar U. Assessment of the stylohyoid chain by 3D-CT. *Surgical and Radiologic Anatomy* : SRA. 2007;29(7):583-8.
21. Williamson GF KK. Radiographic Techniques. *Textbook of Oral Medicine, Oral Diagnosis and Oral Radiology*. 2. ed: Elsevier; 2013. p. 756-81.
22. White SC PM. *Oral Radiology Principles and Interpretation*. 7 ed: Elsevier; 2014.p.166-229
23. Farman AG, Scarfe W. C. The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. *Seminars in Orthodontics*. 2009;15(1):2-13.
24. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Australian Dental Journal*. 2012;57 Suppl 1:46-60.
25. BG ZdP. *Selected works of BG Ziesdes des Plantes*. Amsterdam: Excerpta Medica; 1973.
26. Webber RL HR. Tuned-Aperture Computed Tomography: Theory and Application in Dental Radiology. In: Farman AG RA, Gibbs SJ, Scarfe WC, editor. *Advances in Maxillofacial Imaging*. Amsterdam: Elsevier Science; 1997. p. 359-66.
27. Fahrig R, Fox AJ, Lownie S, Holdsworth DW. Use of a C-arm system to generate true three-dimensional computed rotational angiograms: preliminary in vitro and in vivo results. *AJNR American Journal of Neuroradiology*. 1997;18(8):1507-14.
28. Kawata Y NN, Kumazaki T. Measurement of blood vessel characteristics for disease detection based on cone beam CT images. *IEEE Transactions On Medical Imaging*. 1996;43:3348-54.
29. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR American Journal of Neuroradiology*. 2009;30(6):1088-95.
30. Ning R, Chen B, Yu R, Conover D, Tang X, Ning Y. Flat panel detector-based cone-beam volume CT angiography imaging: system evaluation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2000;19(9):949-63.

31. Robb RA. The Dynamic Spatial Reconstructor: An X-Ray Video-Fluoroscopic CT Scanner for Dynamic Volume Imaging of Moving Organs. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1982;1(1):22-33.
32. Saint-Felix D, Troussset Y, Picard C, Ponchut C, Romeas R, Rougee A. In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography. *Physics in Medicine and Biology*. 1994;39(3):583-95.
33. Schueler BA, Sen A, Hsiung HH, Latchaw RE, Hu X. Three-dimensional vascular reconstruction with a clinical x-ray angiography system. *Academic Radiology*. 1997;4(10):693-9.
34. Wiesent K, Barth K, Navab N, Durlak P, Brunner T, Schuetz O, et al. Enhanced 3-D-reconstruction algorithm for C-arm systems suitable for interventional procedures. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2000;19(5):391-403.
35. Cho PS, Johnson RH, Griffin TW. Cone-beam CT for radiotherapy applications. *Physics in Medicine and Biology*. 1995;40(11):1863-83.
36. Jaffray DA, Siewerdsen JH. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: initial performance characterization. *Medical Physics*. 2000;27(6):1311-23.
37. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: effects of image lag. *Medical Physics*. 1999;26(12):2635-47.
38. Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Medical Physics*. 2001;28(2):220-31.
39. Chen B, Ning R. Cone-beam volume CT breast imaging: feasibility study. *Medical Physics*. 2002;29(5):755-70.
40. Feldkamp LA, Davis LC, Webb S. Comments, with reply, on 'Tomographic reconstruction from experimentally obtained cone-beam projections' by S. Webb, et al. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1988;7(1):73-4.
41. Hatcher DC, Aboudara CL. Diagnosis goes digital. *American Journal of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics* : Official Publication of the

- American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics. 2004;125(4):512-5.
42. Kau CH, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis RK. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region--an update. *The International Journal of Medical Robotics + Computer Assisted Surgery : MRCAS*. 2009;5(4):366-80.
 43. Uysal S. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri*. 2010;1(2):36-43.
 44. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dental Clinics of North America*. 2008;52(4):707-30, v.
 45. Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2007;36(5):263-9.
 46. Lagravere MO, Carey J, Toogood RW, Major PW. Three-dimensional accuracy of measurements made with software on cone-beam computed tomography images. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2008;134(1):112-6.
 47. Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofacial Radiology*. 2004;33(5):291-4.
 48. Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, et al. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*. 2007;104(4):551-9.
 49. Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Grondahl K, Grondahl HG. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*. 2007;103(1):114-9.

50. Low KM, Dula K, Burgin W, von Arx T. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. *Journal of Endodontics*. 2008;34(5):557-62.
51. Nakata K, Naitoh M, Izumi M, Inamoto K, Ariji E, Nakamura H. Effectiveness of dental computed tomography in diagnostic imaging of periradicular lesion of each root of a multirrooted tooth: a case report. *Journal of Endodontics*. 2006;32(6):583-7.
52. Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International Endodontic Journal*. 2007;40(10):818-30.
53. Holberg C, Steinhauser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official Journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie*. 2005;66(6):434-44.
54. Aboudara CA, Hatcher D, Nielsen IL, Miller A. A three-dimensional evaluation of the upper airway in adolescents. *Orthodontics & Craniofacial Research*. 2003;6 Suppl 1:173-5.
55. Garrett BJ, Caruso JM, Rungcharassaeng K, Farrage JR, Kim JS, Taylor GD. Skeletal effects to the maxilla after rapid maxillary expansion assessed with cone-beam computed tomography. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2008;134(1):8-9.
56. Gracco A, Lombardo L, Cozzani M, Siciliani G. Quantitative cone-beam computed tomography evaluation of palatal bone thickness for orthodontic miniscrew placement. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2008;134(3):361-9.
57. King KS, Lam EW, Faulkner MG, Heo G, Major PW. Vertical bone volume in the paramedian palate of adolescents: a computed tomography study. *American*

- Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics. 2007;132(6):783-8.
58. Nakajima A, Sameshima GT, Arai Y, Homme Y, Shimizu N, Dougherty H, Sr. Two- and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam-computed tomography. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(6):895-903.
 59. Yang F, Jacobs R, Willems G. Dental age estimation through volume matching of teeth imaged by cone-beam CT. *Forensic Science International*. 2006;159 Suppl 1:S78-83.
 60. Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2008;133(5):640.e1-5.
 61. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *AJNR American Journal of Neuroradiology*. 2009;30(7):1285-92.
 62. Bafaqeeh SA. Eagle syndrome: classic and carotid artery types. *The Journal of Otolaryngology*. 2000;29(2):88-94.
 63. Camarda AJ, Deschamps C, Forest D. II. Stylohyoid chain ossification: a discussion of etiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*. 1989;67(5):515-20.
 64. Correll RW, Jensen JL, Taylor JB, Rhyne RR. Mineralization of the stylohyoid-stylomandibular ligament complex. A radiographic incidence study. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*. 1979;48(4):286-91.
 65. Fini G, Gasparini G, Filippini F, Becelli R, Marcotullio D. The long styloid process syndrome or Eagle's syndrome. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. 2000;28(2):123-7.
 66. Hamilton WJ BJ, Mossman HW. *Human embryology*. 4th ed: Cambridge; 1972.p 176-180

67. Kaufman SM, Elzay RP, Irish EF. Styloid process variation. Radiologic and clinical study. Archives of Otolaryngology (Chicago, Ill : 1960). 1970;91(5):460-3.
68. Eagle WW. Symptomatic elongated styloid process; report of two cases of styloid process-carotid artery syndrome with operation. Archives of Otolaryngology (Chicago, Ill : 1960). 1949;49(5):490-503.
69. Rechtweg JS, Wax MK. Eagle's syndrome: a review. American journal of Otolaryngology. 1998;19(5):316-21.
70. Basekim CC, Mutlu H, Gungor A, Silit E, Pekkafali Z, Kutlay M, et al. Evaluation of styloid process by three-dimensional computed tomography. European Radiology. 2005;15(1):134-9.
71. Ramadan SU, Gokharman D, Kosar P, Kacar M, Kosar U. The stylohyoid chain: CT imaging. European Journal of Radiology. 2010;75(3):346-51.
72. Ruprecht A, Sastry KA, Gerard P, Mohammad AR. Variation in the ossification of the stylohyoid process and ligament. Dentomaxillofacial Radiology. 1988;17(1):61-6.
73. Keur JJ, Campbell JP, McCarthy JF, Ralph WJ. The clinical significance of the elongated styloid process. Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology. 1986;61(4):399-404.
74. Monsour PA, Young WG. Variability of the styloid process and stylohyoid ligament in panoramic radiographs. Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology. 1986;61(5):522-6.
75. Palesy P, Murray GM, De Boever J, Klineberg I. The involvement of the styloid process in head and neck pain--a preliminary study. Journal of Oral Rehabilitation. 2000;27(4):275-87.
76. Satyapal KS, Kalideen JM. Bilateral styloid chain ossification: case report. Surgical and Radiologic Anatomy : SRA. 2000;22(3-4):211-2.
77. Yetiser S, Gerek M, Ozkaptan Y. Elongated styloid process: diagnostic problems related to symptomatology. Cranio : The Journal of Craniomandibular Practice. 1997;15(3):236-41.

78. Chuang WC, Short JH, McKinney AM, Anker L, Knoll B, McKinney ZJ. Reversible left hemispheric ischemia secondary to carotid compression in Eagle syndrome: surgical and CT angiographic correlation. *AJNR American Journal of Neuroradiology*. 2007;28(1):143-5.
79. Kumar P, Rayamane AP, Subbaramaiah M. Sudden death due to Eagle syndrome: a case report. *The American Journal of Forensic Medicine And Pathology*. 2013;34(3):231-3.
80. Ruwanpura PR, Abeygunasekera AM, Tikiri GK. Sudden unexpected death probably due to Eagle's syndrome: a case report. *Medicine, Science, and the Law*. 2008;48(4):350-3.
81. Eagle WW. The symptoms, diagnosis and treatment of the elongated styloid process. *The American Surgeon*. 1962;28:1-5.
82. Vougiouklakis T. Overview of the ossified stylohyoid ligament based in more than 1200 forensic autopsies. *Journal of Clinical Forensic Medicine*. 2006;13(5):268-70.
83. Cook VC, Timock AM, Crowe JJ, Wang M, Covell DA, Jr. Accuracy of alveolar bone measurements from cone beam computed tomography acquired using varying settings. *Orthodontics & Craniofacial Research*. 2015;18 Suppl 1:127-36.
84. Flores-Mir C, Rosenblatt MR, Major PW, Carey JP, Heo G. Measurement accuracy and reliability of tooth length on conventional and CBCT reconstructed panoramic radiographs. *Dental Press Journal of Orthodontics*. 2014;19(5):45-53.
85. Laster WS, Ludlow JB, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy and prediction of asymmetry in panoramic radiographic images. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2005;34(6):343-9.
86. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*. 2007;103(4):534-42.

87. Moreira CR, Sales MA, Lopes PM, Cavalcanti MG. Assessment of linear and angular measurements on three-dimensional cone-beam computed tomographic images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*. 2009;108(3):430-6.
88. Moshfeghi M, Tavakoli MA, Hosseini ET, Hosseini AT, Hosseini IT. Analysis of linear measurement accuracy obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom VG). *Dental Research Journal*. 2012;9(Suppl 1):S57-62.
89. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *The Angle Orthodontist*. 2009;79(1):150-7.
90. Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, Hjortshoj M, Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *American Journal of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics* : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics. 2008;134(6):798-802.
91. Periago DR, Scarfe WC, Moshiri M, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy and reliability of cone beam CT derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *The Angle Orthodontist*. 2008;78(3):387-95.
92. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2006;35(6):410-6.
93. van Vlijmen OJ, Maal T, Berge SJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. A comparison between 2D and 3D cephalometry on CBCT scans of human skulls. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2010;39(2):156-60.
94. Cavalcanti MG, Rocha SS, Vannier MW. Craniofacial measurements based on 3D-CT volume rendering: implications for clinical applications. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2004;33(3):170-6.

95. Chidiac JJ, Shofer FS, Al-Kutoub A, Laster LL, Ghafari J. Comparison of CT scanograms and cephalometric radiographs in craniofacial imaging. *Orthodontics & Craniofacial Research*. 2002;5(2):104-13.
96. Greiner M, Greiner A, Hirschfelder U. Variance of landmarks in digital evaluations: comparison between CT-based and conventional digital lateral cephalometric radiographs. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official Journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*. 2007;68(4):290-8.
97. Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2005;128(6):803-11.
98. Kragsskov J, Bosch C, Gyldensted C, Sindet-Pedersen S. Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans. *The Cleft Palate-Craniofacial journal : official publication of the American Cleft Palate-Craniofacial Association*. 1997;34(2):111-6.
99. Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2007;132(4):550-60.
100. Nalcaci R, Ozturk F, Sokucu O. A comparison of two-dimensional radiography and three-dimensional computed tomography in angular cephalometric measurements. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2010;39(2):100-6.
101. Papadopoulos MA, Jannowitz C, Boettcher P, Henke J, Stolla R, Zeilhofer HF, et al. Three-dimensional fetal cephalometry: an evaluation of the reliability of cephalometric measurements based on three-dimensional CT reconstructions

- and on dry skulls of sheep fetuses. *Journal of Cranio-Maxillo-facial Surgery* : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery. 2005;33(4):229-37.
102. Tomasi C, Bressan E, Corazza B, Mazzoleni S, Stellini E, Lith A. Reliability and reproducibility of linear mandible measurements with the use of a cone-beam computed tomography and two object inclinations. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2011;40(4):244-50.
103. Vazquez L, Nizamaldin Y, Combescure C, Nedir R, Bischof M, Dohan Ehrenfest DM, et al. Accuracy of vertical height measurements on direct digital panoramic radiographs using posterior mandibular implants and metal balls as reference objects. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013;42(2):20110429.
104. Larheim TA, Svanaes DB. Reproducibility of rotational panoramic radiography: mandibular linear dimensions and angles. *American journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics. 1986;90(1):45-51.
105. Kjellberg H, Ekestubbe A, Kiliaridis S, Thilander B. Condylar height on panoramic radiographs. A methodologic study with a clinical application. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1994;52(1):43-50.
106. Lund TM, Manson-Hing LR. A study of the focal troughs of three panoramic dental x-ray machines. Part I. The area of sharpness. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*. 1975;39(2):318-28.
107. Liu S, Wen F, Chen H, Liu Y. [Comparison of mesiodistal root angulation between panoramic radiography and reconstructed panoramic images from cone beam computed tomography]. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi = Zhonghua kouqiang yixue zazhi = Chinese Journal of Stomatology*. 2014;49(1):9-14.
108. Moze G, Seehra J, Fanshawe T, Davies J, McDonald F, Bister D. In vitro comparison of contemporary radiographic imaging techniques for measurement of tooth length: reliability and radiation dose. *Journal of Orthodontics*. 2013;40(3):225-33.

109. Nayak DR, Pujary K, Aggarwal M, Punnoose SE, Chaly VA. Role of three-dimensional computed tomography reconstruction in the management of elongated styloid process: a preliminary study. *The Journal of Laryngology and Otology*. 2007;121(4):349-53.
110. Cullu N, Deveer M, Sahan M, Tetiker H, Yilmaz M. Radiological evaluation of the styloid process length in the normal population. *Folia Morphologica*. 2013;72(4):318-21.